

# Propuesta de Evaluación Objetiva para análisis de Calidad de Sueño

Astrid Ivonne Dörner De la Paz

Presentada en Cumplimiento Parcial de los  
Requerimientos del Grado de

Magister en Ciencias de la Ingeniería

con mención en  
Ingeniería Eléctrica

de la

Dirección de Postgrado

de la

UNIVERSIDAD DE CONCEPCIÓN, CHILE



Diciembre, 2013

# Propuesta de Evaluación Objetiva para análisis de Calidad de Sueño

© Astrid Ivonne Dörner De la Paz, 2013



El sueño cumple funciones fundamentales para realizar las tareas cotidianas de forma óptima. Cuando se ve afectado, produce una mala calidad de vida. Para el estudio del sueño se utiliza la polisomnografía, sin embargo es incómodo y de alto costo. En este trabajo se propuso un método de evaluación objetiva para el análisis de la calidad del sueño. A partir de una malla de sensores de presión se obtuvieron la señal respiratoria y los movimientos corporales de forma no invasiva, y del procesamiento de ellos, los parámetros relevantes para el análisis del sueño.

Se implementó un dispositivo no invasivo de monitoreo de sueño utilizando 24 sensores de presión posicionados bajo las sábanas del paciente, el cual adquiere la señal respiratoria y los movimientos del cuerpo (BM) durante la noche. Se desarrollaron los algoritmos para el procesamiento de las señales y así obtener los parámetros necesarios para el análisis objetivo del sueño, como tiempo en la cama (TB), el porcentaje de tiempo en intervalos de sueño menores a 20 minutos (% de Tiempo en  $SI_{<20}$ ), el índice de apnea hipopnea de sueño (IAH) y número de intervalos de sueño profundo ( $N^{\circ} SI_{>20}$ ). A partir de estos parámetros se propuso un índice de calidad de sueño. El sistema implementado fue validado y probado en 12 voluntarios, entre ellos 4 diagnosticados con Síndrome de Apnea Hipopnea Obstruktiva de sueño (SAHOS) y medidos en conjunto con un polisomnógrafo.

De los resultados obtenidos en este trabajo se puede concluir que el sistema propuesto permite un análisis objetivo de la calidad del sueño de los pacientes, pudiendo ser utilizado para comparación entre pacientes o para seguimiento de la evolución de uno durante su tratamiento. Además es un sistema cómodo, portable y fácil de utilizar por lo que es posible instalarlo en lugares inhóspitos. Además puede ser utilizado para monitoreo

de pacientes postrados en casa, u hospitalizados, y para prescreening de polisomnografía y así alcanzar a una mayor cantidad de población que requiere realizarse un estudio del sueño.



Primero quiero agradecer a mis padres por el apoyo, alegría y fortaleza que me dan para seguir adelante.

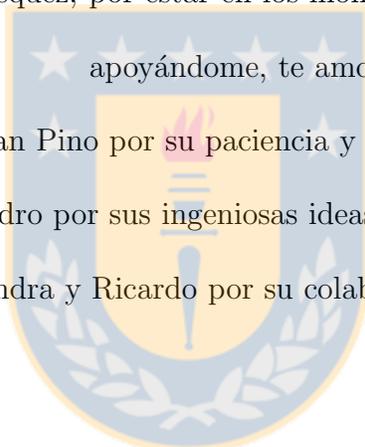
A mis familiares y amigos les agradezco estar presentes con alegría y optimismo cuando lo necesito.

A Diego Arias Velásquez, por estar en los momentos buenos y los difíciles apoyándome, te amo.

Al profesor Esteban Pino por su paciencia y ayuda en todo el proceso.

Gracias a Don Alejandro por sus ingeniosas ideas para resolver los problemas.

A Javier, Alejandra y Ricardo por su colaboración en el proyecto.



# Índice general

Índice de figuras	VI
Índice de cuadros	VIII
<b>1. Introducción</b>	<b>1</b>
1.1. Hipótesis	7
1.2. Objetivos	8
1.2.1. Objetivo General	8
1.2.2. Objetivos Específicos	8
1.2.3. Alcances y limitaciones	8
1.2.4. Metodología	9
<b>2. Revisión Bibliográfica</b>	<b>10</b>
2.1. Sistemas disponibles para monitoreo de sueño	13
2.2. Algoritmos para adquisición de parámetros del sueño	16
2.2.1. Tipos de señales obtenidas con sensores de presión	16
2.2.2. Algoritmos para cálculo de RR	16
2.2.3. Algoritmos para detección de apneas de sueño	17
2.3. Discusión	18
<b>3. Sistema de adquisición y almacenamiento de datos</b>	<b>19</b>
3.1. Hardware implementado	19
3.1.1. Malla de sensores de presión	20
3.1.2. Multiplexor y transductor de resistencia a voltaje	21
3.1.3. Microcontrolador	22
3.1.4. Exportación de datos	24
<b>4. Selección de parámetros relevantes</b>	<b>26</b>
4.1. Señales obtenidas con el sistema implementado	26
4.2. Procesamiento de señales	28
4.2.1. Movimientos del cuerpo (BM)	28
4.2.2. Posición del cuerpo	28

4.2.3.	Selección automática de la señal respiratoria . . . . .	30
4.2.4.	Detección de apneas . . . . .	30
4.2.5.	Frecuencia respiratoria (RR) . . . . .	33
4.3.	Parámetros del sueño . . . . .	34
4.3.1.	Tiempo en la cama (TB) . . . . .	34
4.3.2.	Número de apneas . . . . .	34
4.3.3.	Variabilidad de RR ( $RR_{sd}$ ) . . . . .	36
4.3.4.	Número de BM . . . . .	36
4.3.5.	Intervalos de sueño ( $SI_{>20}$ y $SI_{<20}$ ) . . . . .	37
<b>5.</b>	<b>Validación del sistema</b>	<b>40</b>
5.1.	Validación de la obtención de la señal respiratoria . . . . .	40
5.2.	Validación de algoritmo de detección de BM . . . . .	43
5.3.	Validación de algoritmo de detección de apneas . . . . .	43
5.4.	Evaluación del funcionamiento del algoritmo de selección automática de la señal respiratoria . . . . .	47
<b>6.</b>	<b>Resultados</b>	<b>48</b>
6.1.	Clasificación . . . . .	50
6.1.1.	Tiempo en la Cama (TB) . . . . .	50
6.1.2.	Porcentaje de tiempo en $SI_{<20}$ . . . . .	51
6.1.3.	Índice de Apnea Hipopnea de Sueño (IAH) . . . . .	51
6.1.4.	Número de $SI_{>20}$ . . . . .	53
6.2.	Índice de calidad de sueño propuesto . . . . .	53
6.2.1.	Evaluación del índice de calidad . . . . .	53
<b>7.</b>	<b>Discusión y Conclusión</b>	<b>56</b>
7.1.	Discusión . . . . .	56
7.2.	Conclusión . . . . .	58
<b>8.</b>	<b>Publicaciones</b>	<b>60</b>
	<b>Bibliografía</b>	<b>61</b>
<b>A.</b>	<b>Validación de la señal respiratoria</b>	<b>71</b>

# Índice de figuras

1.1. Ciclo respiratorio durante el sueño en altura Fig. [1]. . . . .	4
1.2. Jerarquía de control de riesgos. . . . .	5
1.3. Trayectoria de riesgos causados por fatiga [2]. . . . .	6
2.1. Paciente conectado a polisomnógrafo y CPAP [18]. . . . .	11
3.1. Esquema de hardware implementado. . . . .	19
3.2. Esquema de distribución de sensores en malla. . . . .	20
3.3. Malla de sensores de presión posicionado sobre el colchón y bajo las sábanas de la cama, a nivel torácico para la detección de los movimientos respiratorios. El área total de sensado es de 300 x 900 mm. Las flechas indican las 3 filas de 8 sensores cada una. . . . .	21
3.4. Esquema del transductor resistencia voltaje implementado. $R_{FSR}$ corresponde a la resistencia del sensor; $MUX$ es la resistencia interna del multiplexor; $RG$ es la resistencia de referencia utilizada para lograr una visualización de 50g a 500g. . . . .	23
3.5. Gráfico de Fuerza ejercida sobre el sensor versus resistencia resultante. . . . .	24
3.6. Datalogger Logomatic v2 de Sparkfun. . . . .	25
3.7. Sistema inalámbrico de transmisión de datos Xbee serie 1 de MaxStream. . . . .	25
4.1. Tipos de señales obtenidas con los sensores de presión: Saturadas, desconectadas, movimientos respiratorios y movimientos corporales. . . . .	27
4.2. Segmento de medición utilizando la malla de sensores donde se identifican 2 BM. . . . .	29
4.3. (a) Distribución de presiones en 3 posiciones diferentes. (b), (c) y (d) presiones de los sensores independientes de la primera, segunda y tercera fila de la malla. . . . .	29
4.4. (1) Canal que contiene la señal respiratoria; (2) Canal sin la señal respiratoria; (3) Histograma del canal con la señal respiratoria. Tiene forma platicúrtica; (4) Histograma del canal sin la señal respiratoria. Tiene forma leptocúrtica. . . . .	31
4.5. Segmento de medición utilizando la malla de sensores donde se observa la señal seleccionada automáticamente por el algoritmo. . . . .	31

4.6.	Segmento de medición utilizando la malla de sensores donde se detectan 2 apneas de sueño, como indica señal rectangular roja en su valor máximo (3.5V).	32
4.7.	Segmento de la señal respiratoria seleccionada. Las cruces rojas corresponden al resultado del algoritmo de detección de peaks para el posterior cálculo de RR.	33
4.8.	Diagrama de flujo del algoritmo de detección de peaks para el cálculo de RR en segmentos entre movimientos.	35
4.9.	(a) RR instantánea calculada en una medición de una noche completa. (b) $RR_{sd}$ obtenida del cálculo de la desviación estándar de RR con una ventana móvil de 20 minutos.	37
4.10.	Corresponde a una medición completa durante la noche de 450 minutos. (a) es la distribución de presiones de los 24 sensores de presión. En (b) se observa la detección de los BM (líneas verticales rojas). (c) es la sumatoria de los movimientos durante la noche con una ventana móvil de 20 minutos.	38
5.1.	Izquierda: Posición decúbito supino; Centro: Posición decúbito lateral; Derecha: Posición decúbito prono.	40
5.2.	Sujeto de prueba en posición decúbito supino sobre la malla de sensores de presión y con el sensor de flujo respiratorio conectado.	41
5.3.	(a) distribución de presiones de los sensores de la malla; (b) señal obtenida con el sensor de flujo respiratorio.	42
5.4.	Gráfico de correlación entre la señal del flujómetro y de los sensores de presión. Se obtuvo una correlación lineal de $\rho = 0,904$ .	42
5.5.	Gráfico de umbrales versus el porcentaje de Se y +P.	44
5.6.	Test de precisión para los distintos umbrales.	45
5.7.	Segmento de la medición con polisomnografía. Las marcas rojas corresponden a la clasificación de apneas obstructivas realizado por el neurólogo. Las marcas celestes representan la disminución de la saturación de oxígeno causado por el evento de apnea.	46
5.8.	Medición equivalente a la Fig. 5.7 obtenida con los sensores de presión. La señal reactangular azul representa el algoritmo de detección de apneas. Cuando se encuentra en su valor máximo corresponde a una detección del evento (3.5V).	46
6.1.	Frecuencia acumulada de la duración de los intervalos de sueño. La frecuencia a los 20 minutos representa el tiempo durmiendo en intervalos cortos ( $SI_{<20}$ ).	52

# Índice de cuadros

5.1. Tabla ejemplo de clasificación de segmentos analizados. . . . .	47
6.1. Parámetros del sueño en sujetos medidos durante la noche. . . . .	49
6.2. Tiempo de sueño requerido por edad [3]. . . . .	50
6.3. Clasificación de niveles de severidad del síndrome de apnea de sueño [4]. . .	51
6.4. Asignación de puntos para clasificación de parámetros. . . . .	54
6.5. Clasificación de tiempos en la cama, porcentaje de tiempo en $SI_{<20}$ , IAH y número de $SI_{>20}$ en sujetos medidos durante la noche. . . . .	55



## Abreviaciones

AASM: Academia Americana de Medicina del Sueño

SAHOS: Síndrome de Apnea Hipopnea Obstructiva de Sueño

NREM: No Rapid Eye Movement (Sin movimientos oculares rápidos)

REM: Rapid Eye Movement (Movimientos oculares rápidos)

SAHS: Síndrome de Apnea Hipopnea de Sueño

SACS: Síndrome de Apnea Central de Sueño

SERNAGEOMIN: Servicio Nacional de Geología y Minería de Chile

ESS: Somnolencia de Epworth

EEG: Electroencefalograma

EOG: Electrooculograma

EMG: Electromiograma

ECG: Electrocardiograma

TST: Total Sleep Time (Tiempo total de sueño)

TB: Time in Bed (Tiempo en cama)

TWT: Total Wake Time (Tiempo Total Despierto)

F1, F2, F3 y F4: Fases del sueño en etapa NREM

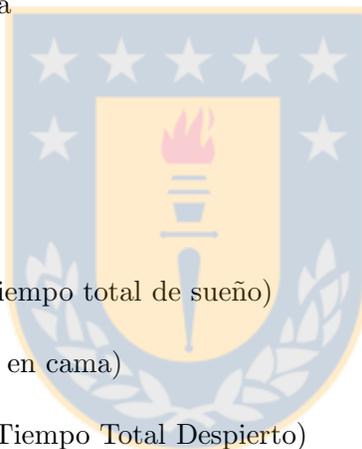
TST/TB: Eficiencia del sueño

ADC: Analog to Digital Convertor (Convertor análogo digital)

BM: (Body movements) Movimientos corporales

RR: (REspiratory rate) Frecuencia respiratoria

SI<sub><20</sub>: (Sleep intervals under 20 minutes) Intervalos de sueño menores a 20 minutos.



SI<sub>>20</sub>: (Sleep intervals over 20 minutes) Intervalos de sueño mayores a 20 minutos.

Se: Sensibilidad

+P: Predictividad positiva



# Capítulo 1

## Introducción

La función principal que cumple el sueño es la recuperación de la excitabilidad del cerebro [5], que está relacionada con las funciones de conservación de energía, memoria, aprendizaje, control motor, etc [6, 7, 8]. Una mala calidad de sueño puede significar problemas para realizar las tareas del día de forma normal, lo que desencadena en una mala calidad de vida. Además un mal sueño puede producir problemas aún mayores en la industria, como accidentes laborales y disminución de la productividad [9].

El sueño tiene como característica la disminución de la actividad fisiológica, es decir la frecuencia cardíaca, la respiración, la respuesta motora a estímulos externos y la temperatura del cuerpo. Un ciclo de sueño se divide en fases. Justo después de quedarse dormida, una persona entra al sueño NREM (No Rapid Eye Movement), que se compone de cuatro fases de profundidad, las cuales se diferencian por cambios en las ondas cerebrales principalmente. NREM se caracteriza además por la ausencia de movimientos oculares rápidos. Luego de pasar por ellas se llega al sueño profundo o REM (Rapid Eye Movement),

caracterizado por la ausencia de tono muscular y por la presencia de movimientos oculares rápidos. Esta fase se asocia a la asimilación de información durante la noche y ocupa alrededor de un 20% del sueño total. Un ciclo de sueño dura 90 minutos aproximadamente, donde REM dura 20 minutos o más, y tener un sueño reparador sería a completar al menos 4 ciclos durante la noche.

Se define calidad de sueño como la capacidad de generar el descanso requerido para la recuperación del funcionamiento del cerebro y así realizar las actividades de forma óptima durante la vigilia. La calidad de sueño también se utiliza como un indicador de calidad de vida y salud [10, 11, 12].

La calidad del sueño puede verse afectada directamente por enfermedades nocturnas como también por enfermedades que no están relacionadas con el sueño, como la depresión, el cáncer, colon irritable, parkinson, hipertensión, síndrome de Tourette, etc [13, 10, 14, 15]. Una de las enfermedades nocturnas preponderantes en las personas es el Síndrome de Apnea Hipopnea de Sueño (SAHS). El SAHS consiste en episodios repetidos de pausas respiratorias completas (apneas) o parciales (hipopneas) prolongadas por 10 segundos o más durante el sueño, producidas por colapso de las partes blandas de la faringe (Síndrome de Apnea Hipopnea Obstructiva de Sueño SAHOS) o causado por un problema neurológico que afecta el control de la respiración (Síndrome de Apnea Central de Sueño SACS). El SAHS está presente en el 2% al 5% de las mujeres y 3% al 7% de los hombres de la población general, porcentajes que aumentan con la edad [16]. Factores como la obesidad y los ronquidos aumenta la probabilidad de padecer la enfermedad [17]. En Chile, la Encuesta Nacional de Salud del año 2009-2010 mostró que se sospecha que la prevalencia

del SAHOS es de un 5.3% en hombres y un 3.9% en mujeres, sin embargo, la sospecha de padecer algún tipo de trastorno del sueño es del 67.4% en mujeres y un 58.8% en hombres. El SAHOS genera somnolencia durante el día, dificultades para recordar lo que la persona hizo el día anterior, dificultades de percepción visual, pérdida de equilibrio y del tiempo de reacción, entre otros [19]. Existe una gran relación entre las apneas de sueño y el riesgo de tener un accidente de tráfico [20], también se reporta una asociación del SAHOS con daños cerebrales [21], como también mayor incidencia en enfermedades cardiovasculares [22, 23]. Un estudio compara la utilización de recursos sanitarios entre pacientes con SAHOS y controles [24]. Se observa que durante el periodo de estudio, los pacientes con SAHOS gastaron US\$3,972 versus los controles que gastaron US\$1,969. Además se encontró una mayor cantidad de días de hospitalización en los pacientes con SAHOS, correspondiente a 6.2 días por paciente en comparación con los controles que fueron 3.7 días por paciente. A pesar de haberse demostrado que el tratamiento de esta enfermedad disminuye los riesgos de tener un accidente de tráfico [25], aumenta la sensibilidad a la insulina en pacientes que desarrollaron diabetes insulino-resistentes [26], y además elimina los síntomas en vigilia [27], está subdiagnosticado y muy poco tratado.

La calidad del sueño también puede verse afectada indirectamente por condiciones adversas de trabajo, como largas horas de turnos, y lugares de trabajos en zonas remotas o inhóspitas. De acuerdo al Servicio Nacional de Geología y Minería de Chile (SERNA-GEOMIN), el 80% de las mineras están localizadas sobre los 3000 metros sobre el nivel del mar. Sin embargo Chile no tiene concentración de población en alturas, por lo que los trabajadores deben subir y quedarse en los campamentos de la minera de acuerdo a su

sistema de turnos. El sistema de turnos en las minas chilenas se dividen principalmente en 2 tipos: i) 4 días de trabajo y 3 de descanso y ii) 7 días de trabajo y 7 días de descanso. Ambos sistemas con 12 horas de trabajo continuo y 1 hora de colación. Además mientras algunos trabajadores tienen turnos de día otros deben trabajar de noche y luego intercambian horarios. Los sistemas de turno, en general, contribuyen a la disminución de la calidad de sueño, especialmente durante los turnos de noche, ya que los trabajadores dicen tener más fatiga que durante los turnos de día [28]. También, existe mayor probabilidad de tener un accidente causado por fatiga en trabajadores con turnos que sin ellos [29].

La altitud produce problemas durante el sueño, ya que la baja concentración de oxígeno en el aire genera un incremento en la respuesta ventilatoria para reducir la hipoxia, pero termina produciendo hipocapnia, lo que genera apneas durante el sueño. Este ciclo genera microdespertares durante la hiperventilación y las apneas [1, 30] (Fig. 1.1). La duración

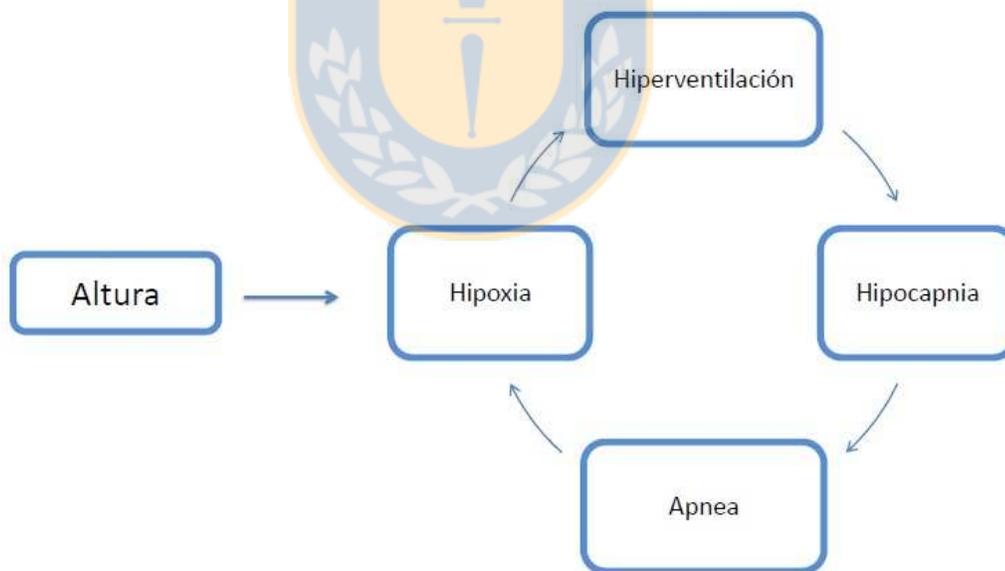


Figura 1.1: Ciclo respiratorio durante el sueño en altura Fig. [1].

de este efecto depende del tiempo que un sujeto requiera para aclimatarse, generalmente son alrededor de 3 días [31], por lo tanto en turnos de 7 días trabajo un sujeto presenta el 43% del tiempo, mayor riesgo de tener un accidente causado por fatiga.

En la minería se utiliza la jerarquía de control de riesgos para clasificar los diferentes sistemas de prevención de accidentes en la industria (Fig. 1.2). Para la prevención de riesgos de accidentes causados por fatiga, es necesario llevar un control de los parámetros del sueño, por lo tanto, el monitoreo de la calidad del sueño corresponde a un control de riesgo administrativo en esta escala, que se encuentra entre las barreras blandas. Sin embargo, hay



Figura 1.2: Jerarquía de control de riesgos.

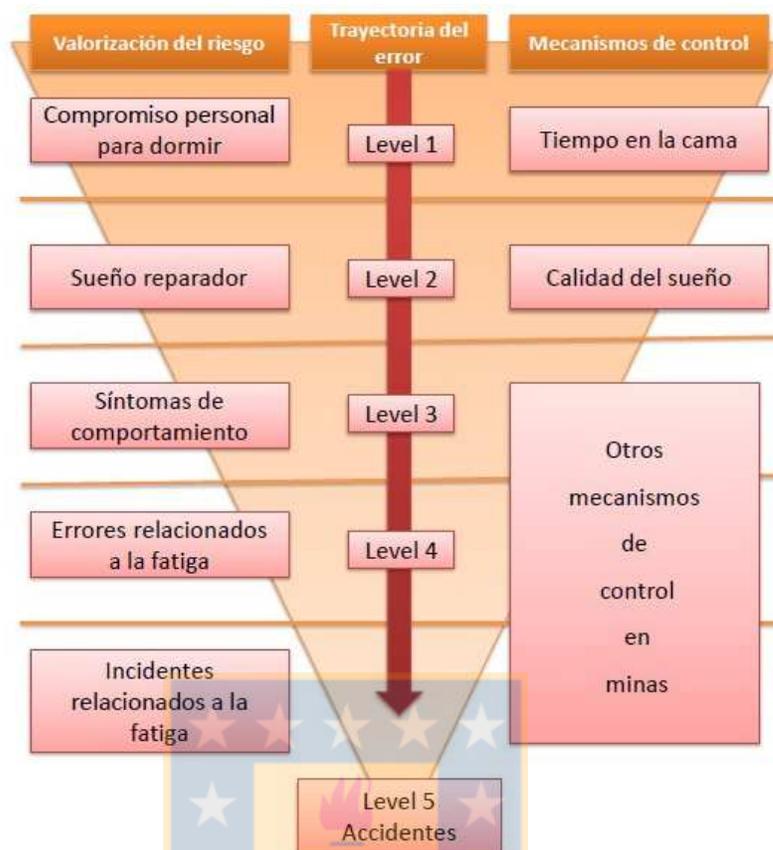


Figura 1.3: Trayectoria de riesgos causados por fatiga [2].

que destacar que dentro del control de la calidad del sueño no es posible implementar un sistema de control que corresponda a barreras duras, ya que no es posible eliminar el sueño, sustituirlo o implementar un control de ingeniería para su control [32].

Antes de ocurrir un accidente causado por fatiga, se pueden identificar diferentes niveles de control y riesgo como se observa en la Fig. 1.3. Los menores niveles proporcionan un control más efectivo. Como se propone en [2], el nivel 1 y 2 corresponden al control del compromiso para dormir y qué tan reparador es el sueño de cada trabajador. Para la valorización del riesgo en los niveles 3 al 5 se debe implementar otro tipo de mecanismo de

control, por ejemplo, un sistema que observe el parpadeo del ojo, ECG y EEG, además de las condiciones ambientales, como temperatura, monotonía del trabajo, entre otros, para estimar la fatiga del trabajador y la probabilidad de sufrir un accidente en el trabajo [33, 34].

Para estimar la calidad de sueño de las personas existen índices estandarizados basados en cuestionarios. Los más usados son el índice de calidad de sueño de Pittsburgh [35], que evalúa la percepción que el paciente tiene sobre sus horas de sueño durante las últimas 2 a 4 semanas, y el índice de somnolencia de Epworth (ESS), que se calcula a partir de la encuesta sobre las actividades diarias en las cuales el paciente se queda dormido [36]. Sin embargo, este tipo de índices estiman la calidad del sueño de forma subjetiva [37, 35] y no pueden ser utilizados para comparar entre pacientes, a diferencia del estudio polisomnográfico, que a partir de parámetros medidos durante el sueño permite diagnosticar como duerme la persona. Sin embargo la polisomnografía es incómoda, ya que se necesita conectar gran variedad de sensores en el cuerpo, y requiere de 12 horas de hospitalización y personal médico, por lo que el costo del examen es alto. En este proyecto se propone la implementación de un dispositivo de monitoreo de sueño de forma no invasiva para obtener parámetros relevantes del sueño y a partir de ellos, proponer una evaluación objetiva de la calidad de sueño, que pueda ser utilizada para la comparación entre pacientes y para el seguimiento de ellos durante sus tratamientos.

## 1.1. Hipótesis

Utilizando parámetros monitoreados durante el sueño es posible obtener información suficiente para evaluar en forma objetiva la calidad de sueño de las personas, que

permita comparar entre pacientes o monitorear la evolución de un individuo.

## **1.2. Objetivos**

### **1.2.1. Objetivo General**

Evaluar calidad de sueño a partir de parámetros relevantes, que permita comparar de forma objetiva entre individuos o para seguimiento en el tiempo.

### **1.2.2. Objetivos Específicos**

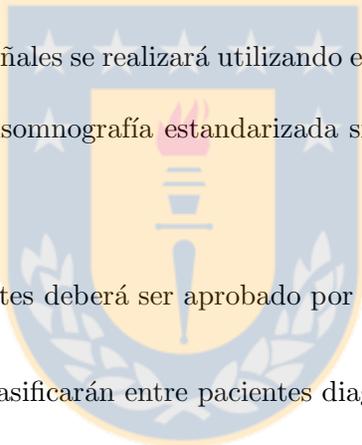
- Implementar dispositivo para adquisición de señales durante el sueño.
- Obtener señales de pacientes con patologías y sanos.
- Calcular los parámetros a partir de las señales medidas.
- Proponer índices de calidad del sueño a partir de parámetros obtenidos.
- Evaluar los índices de calidad de sueño en voluntarios sanos y sujetos medidos con la polisomnografía.
- Proponer una clasificación general de la calidad del sueño a partir de los índices obtenidos.

### **1.2.3. Alcances y limitaciones**

- La comparación con resultados de polisomnografía requieren la participación de un laboratorio de estudio del sueño.

- La etapa de obtención de datos de pacientes y controles debe ser sometida a evaluación de un comité de ética.
- Se utilizan las señales provenientes de un sistema de monitoreo con sensores de presión.
- Se estudian pacientes que se les haya prescrito un estudio de sueño durante el período de recopilación de datos de este estudio.
- Los voluntarios sin prescripción son medidos en sus casas con el dispositivo durante la noche.

#### 1.2.4. Metodología

- 
- i) La obtención de las señales se realizará utilizando el sistema de monitoreo con sensores de presión y una polisomnografía estandarizada simultáneamente, en un laboratorio de estudio del sueño.
  - ii) El estudio con pacientes deberá ser aprobado por un comité de ética.
  - iii) Los set de datos se clasificarán entre pacientes diagnosticados con SAHOS y voluntarios no diagnosticados.
  - iv) Las señales obtenidas serán procesadas en Matlab para obtener los parámetros deseados.
  - v) La clasificación en niveles de los índices de calidad de sueño se realizará a partir de los parámetros obtenidos, comparados con la teoría de un sueño de buena calidad o mala calidad.

## Capítulo 2

# Revisión Bibliográfica

La polisomnografía es el estudio normalmente utilizado para el diagnóstico de enfermedades de sueño. La AASM recomienda distintos parámetros de medición al realizar la polisomnografía, como electroencefalograma (EEG), electrooculograma (EOG), electromiograma (EMG), electrocardiograma (ECG), flujo respiratorio, esfuerzo respiratorio, saturación de oxígeno y posición del cuerpo [38], los cuales son medidos simultáneamente durante el periodo de sueño. Este examen puede realizarse en un laboratorio o en casa del paciente, dependiendo de los requerimientos del médico y la disponibilidad del paciente [39]. En la Fig. 2.1 se observa un paciente con un polisomnógrafo y un dispositivo de inyección de presión positiva constante (CPAP) conectado.

Los estudios que utilizan las señales polisomnográficas para estimar la calidad del sueño del paciente, se basan en la comparación de los parámetros obtenidos en pacientes sanos versus pacientes con algún padecimiento en estudio [14, 40, 41, 42], donde los parámetros obtenidos son:

- a) Latencia de sueño
- a) Tiempo despierto (después de haberse quedado dormido la primera vez)
- b) Tiempo total de sueño (TST)
- c) Tiempo en cama (TB)
- d) Tiempo total despierto (TWT)
- e) Porcentaje de tiempo en cada fase del sueño (F1, F2, F3, F4 y REM)
- f) Eficiencia del sueño (TST/TB)
- g) Número de microdespertares durante el periodo de sueño



Figura 2.1: Paciente conectado a polisomnógrafo y CPAP [18].

Un trabajo propone observar si TST/TB es menor al 85% ó TST es menor a 6.5hrs, para determinar si el paciente tiene mala calidad de sueño [13]. También se sugiere como índice de calidad de sueño la relación entre el tiempo en sueño profundo (REM o Deep Sleep Time) con el TST Ecuación 2.1 [43]. Otros autores calculan la relación entre los tiempos en cada fase del sueño con el número de cambios de fase durante el periodo de sueño medido Ecuación 2.2 [44], donde  $T_i$  es el tiempo en la fase  $i$ ,  $W_i$  es el coeficiente asociado a la fase  $i$ ,  $T_o$  es el tiempo total en todas las fases del sueño y  $N$  el número de cambios de fase durante el periodo de sueño medido. Para la diferenciación entre pacientes sanos y pacientes con SAHOS se determinó un coeficiente más alto para la fase 1 y 4, las cuales son diferentes entre pacientes con SAHOS y controles. De esta manera obtienen un índice que diferencia la calidad de sueño para esta enfermedad en específico.

$$Sleep\ Index = \frac{REM}{TST} \quad (2.1)$$

$$Sleep\ Index = \frac{\sum T_i \times W_i}{T_o \times N} \quad (2.2)$$

Sin embargo estos índices no incluyen información como el sexo, la edad, ni parámetros que pueden influir en la calidad de sueño de los pacientes como microdespertares, apneas, tiempo antes de dormir y cantidad de movimientos corporales (BM) durante la noche. Sólo se basan en parámetros específicos a las patologías bajo estudio. Ninguno de los índices existentes puede ser usado como un estándar basado en mediciones objetivas.

Las técnicas utilizadas en la polisomnografía convencional, a pesar de no ser invasivas, deben estar conectadas al paciente durante la medición del sueño lo que podría afectar

la medición, cambiando las condiciones normales del paciente, haciendo más incómodo su descanso. Además este estudio tiene un costo muy alto (360.000 CLP en Clínicas privadas de Concepción en 2013), ya que requiere de 12 horas de hospitalización y personal especializado, lo que limita a la población a realizarse el examen sumando además la poca cantidad de laboratorios a nivel local y nacional. Existen dispositivos que utilizan algunos de los sensores utilizados en la polisomnografía para simplificar el sistema y pueda ser utilizado en casa. No obstante, estos sistemas siguen utilizando sensores conectados al cuerpo del paciente, y no sirven para hacer un seguimiento en el tiempo de la situación de un paciente.

## 2.1. Sistemas disponibles para monitoreo de sueño

Entre los sistemas de monitoreo de la señal respiratoria durante el sueño se pueden encontrar los termistores y termocuplas. Estos dispositivos se caracterizan por cambiar su resistencia y voltaje, respectivamente, de acuerdo al cambio de temperatura. Son posicionados los orificios de la nariz y boca para detectar el cambio de temperatura del aire al inspirar y espirar. El termistor y termocupla tienen como limitante que la respuesta del sensor depende de la posición exacta del dispositivo y la incomodidad de utilizar el dispositivo [45].

Las bandas toraco-abdominales son utilizadas para la estimación de cambios en la ventilación del paciente durante el sueño. Este sensor cambia su resistencia de acuerdo al cambio de longitud, por lo que al inspirar, la banda posicionada alrededor del tórax, se estira y disminuye su resistencia, y al espirar se acorta y aumenta la resistencia [45]. Sin embargo estas bandas tienden a cambiar la señal de acuerdo a la posición del paciente

incluso en algunos casos llega a soltarse, por lo que un paciente no debe cambiar de posición varias veces porque puede fallar la medición.

Otra opción de monitoreo no invasivo de la respiración es la utilización de UWB-IR (Ultrawideband impulse radio) [46]. Corresponde a un sensor ubicado a unos metros del paciente que puede detectar el movimiento del tórax sin tener problemas con la presencia de sábanas o ropa. Este dispositivo puede ser utilizado además para el monitoreo de varios pacientes en forma simultánea, por ejemplo en la sala de un hospital. Este trabajo se centra en el funcionamiento del dispositivo con 2 pacientes simultáneamente. No obstante, su utilización no se justifica para ser implementada como un sistema portable de monitoreo de un paciente en casa.

Otra alternativa de monitoreo no invasivo ampliamente reportada es la utilización de una malla de sensores de presión posicionados debajo del paciente. Con este dispositivo es posible el monitoreo de las señales respiratorias [47, 48, 49, 50, 51] como del movimiento del cuerpo [52, 53, 54, 55]. A partir de estas señales se pueden obtener parámetros del sueño como, tiempo en la cama (TB), número de apneas, número de movimientos del cuerpo (BM), frecuencia respiratoria (RR), los cuales son analizados para estimar la profundidad del sueño y finalmente la calidad de sueño de un sujeto.

Este dispositivo tiene la ventaja de no estar conectado al paciente por lo que no interfiere en el sueño normal de éste. Además es portátil, por lo que puede ser utilizado en casa o en zonas de difícil accesibilidad o ambientes extremos, para el control constante de la calidad de sueño de los trabajadores.

Como se señala en [56], un dispositivo que puede monitorear la respiración de

forma no invasiva tiene gran utilidad en la prevención de apneas obstructivas de sueño en pacientes hospitalizados, ya que es posible modificar la inclinación de las camas de acuerdo a la detección de apneas y así mejorar su condición.

Los sistemas de monitoreo para los pacientes de la tercera edad son importantes para un mejor control de los accidentes en el hogar, especialmente ahora que se conoce que la población mundial está envejeciendo. Es por esto que, algunos estudios incluyen una malla de sensores de presión en la cama para controlar el sueño del paciente y su actividad diaria como parte de un sistema de monitoreo inteligente en casa o SmartHome, que además incluye otros sensores en distintos lugares estratégicos del hogar [57, 47, 58].

Para la implementación del sistema, Townsend et al. el año 2009 demuestra que no es necesaria la utilización de una malla de sensores que cubra el cuerpo completo para una detección óptima de los cambios de posición del cuerpo [48]. Luego Holtzman et al. el año 2010 plantea que a pesar de que la utilización de sensores debajo del colchón es menos molesto para medir las señales, se obtienen señales de mejor calidad al estar posicionados sobre el colchón y debajo de las sábanas, y de todas maneras no influye significativamente en el sueño del paciente [53]. En general, se propone la utilización de una malla de 24 sensores posicionados en 3 filas de 8 sensores cada una, posicionada debajo del tórax del paciente, lo que permitirá detectar la señal respiratoria en al menos un sensor.

## 2.2. Algoritmos para adquisición de parámetros del sueño

### 2.2.1. Tipos de señales obtenidas con sensores de presión

Utilizando sensores de presión para el medir señales fisiológicas durante el sueño, se pueden identificar 4 señales diferentes [59]:

- 1) Desconectada: Corresponde a la señal obtenida cuando los sensores no se encuentran presionados.
- 2) Saturada: Se obtiene cuando el peso ejercido sobre el sensor supera el rango de visión predeterminado.
- 3) Movimientos corporales (BM): Son movimientos de gran amplitud producidos por los cambios de posición o movimientos de extremidades.
- 4) Movimientos respiratorios: Corresponden a movimientos de baja amplitud provenientes de los movimientos inspiratorios y espiratorios del tórax.

### 2.2.2. Algoritmos para cálculo de RR

Para poder calcular la RR hay que tener en cuenta, en primer lugar, que no se puede detectar el movimiento respiratorio mientras existan BM, en sensores desconectados o saturados. Se sugiere [55] comenzar por la detección de los BM para ser omitidos durante la implementación de algoritmos respiratorios. Este trabajo además propone un algoritmo que fusiona las señales de movimientos respiratorios más significativos para obtener una mejor señal resultante.

Para la obtención de una mejor señal respiratoria también utiliza en [49] la fusión de las señales respiratorias de un segmento, agregando 2 arreglos importantes, la inversión de la señal y un arreglo de ‘delay’. Existen señales respiratorias sincronizadas, pero en contrafase, por lo que al sumarse, la señal respiratoria se anula en vez de aumentar. Se propone la inversión de una de las señales con respecto a una de referencia para obtener una mejor señal resultante. Además se observa el desfase de algunos sensores con respecto al de referencia en la obtención de los datos del sistema. Por lo que también es corregido en el procesamiento previo a la fusión.

Otro paper propone la detección de solo una señal respiratoria para el cálculo de RR, realizando la detección de forma automática de la señal. Este sistema de obtención de RR es el de mayor simplicidad para su implementación [60], por lo que es el que se escogió para ser implementado en este trabajo.

### **2.2.3. Algoritmos para detección de apneas de sueño**

Para la obtención de apneas durante la noche utilizando sensores estándar, se observa la varianza de la señal respiratoria, clasificando como un evento de apnea cuando ésta baja hasta cruzar un umbral preestablecido. Para el caso de la utilización de sensores de presión [51] propone observar la varianza de la señal respiratoria de todos los sensores. Este algoritmo permite detectar los eventos de apnea sin tener que seleccionar uno de los canales que contenga la señal respiratoria, o realizar ajustes en las señales seleccionadas para la evaluación de la señal respiratoria [55, 60].

## 2.3. Discusión

En la actualidad, no existen índices objetivos estandarizados para el estudio de calidad de sueño, y que puedan ser comparados entre los pacientes o para realizar un seguimiento diario del sueño de un paciente y observar su evolución. Además, algunos índices propuestos pueden ser utilizados exclusivamente en pacientes con alguna patología en particular, por ejemplo SAHOS [44].

Para la evaluación objetiva del sueño se deben analizar los parámetros que influyen en la calidad de sueño del paciente, medidos directamente del sujeto estudiado. La polisomnografía, a pesar de ser el estudio estándar del sueño, es un examen incómodo y muy costoso. Por el contrario, una malla de sensores de presión posicionada bajo las sábanas puede ser utilizada para el monitoreo de pacientes de forma no invasiva, en un centro médico, en sus casas o en ambientes extremos. Además es fácil de usar y de bajo costo

En este trabajo se propone la utilización de una malla de sensores de presión para la obtención de parámetros relevantes del sueño y así poder evaluar de forma objetiva la calidad del sueño de los pacientes. Para la obtención de los parámetros del sueño se implementarán algoritmos de detección de movimientos, cálculo de frecuencia respiratoria y detección de apneas de acuerdo a los observados en la revisión bibliográfica, adaptándolas de acuerdo al hardware propuesto.

## Capítulo 3

# Sistema de adquisición y almacenamiento de datos

### 3.1. Hardware implementado

El sistema de adquisición de señales se divide en 5 etapas, como se observa en la Fig. 3.1: 1) Malla de sensores de presión, 2) Multiplexor análogo, 3) Transductor de resistencia a voltaje, 4) Microcontrolador y 5) Exportación de datos.



Figura 3.1: Esquema de hardware implementado.

### 3.1.1. Malla de sensores de presión

Para la implementación de la malla de sensores de presión se tuvieron en cuenta los siguientes requisitos:

- El área de sensado de la malla debe abarcar el ancho y alto del tórax, utilizando la menor cantidad de sensores para simplificar la implementación.
- Debe ser cómodo para no alterar el sueño del paciente.
- Debe ser seguro para el paciente.

Es por esto que se desarrolló una malla de 24 sensores FSR<sup>®</sup> de Interlink Electronics, posicionados en 3 filas de 8 sensores cada una. El área activa de cada sensor es

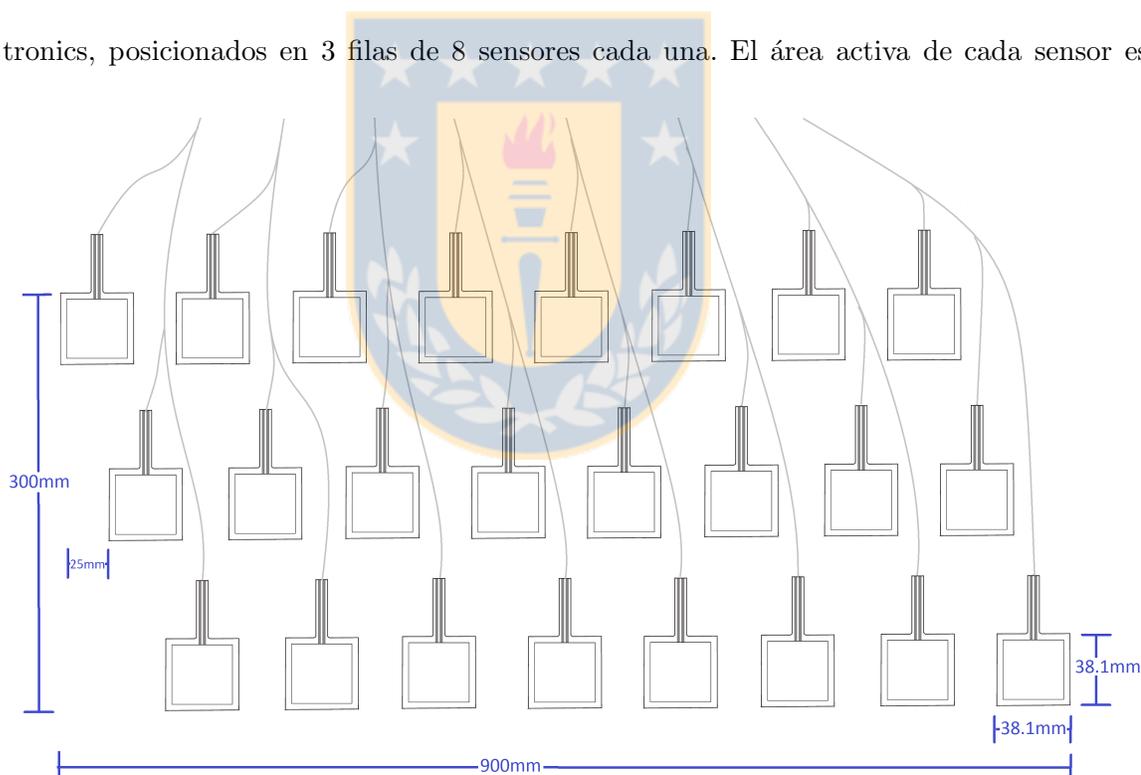


Figura 3.2: Esquema de distribución de sensores en malla.

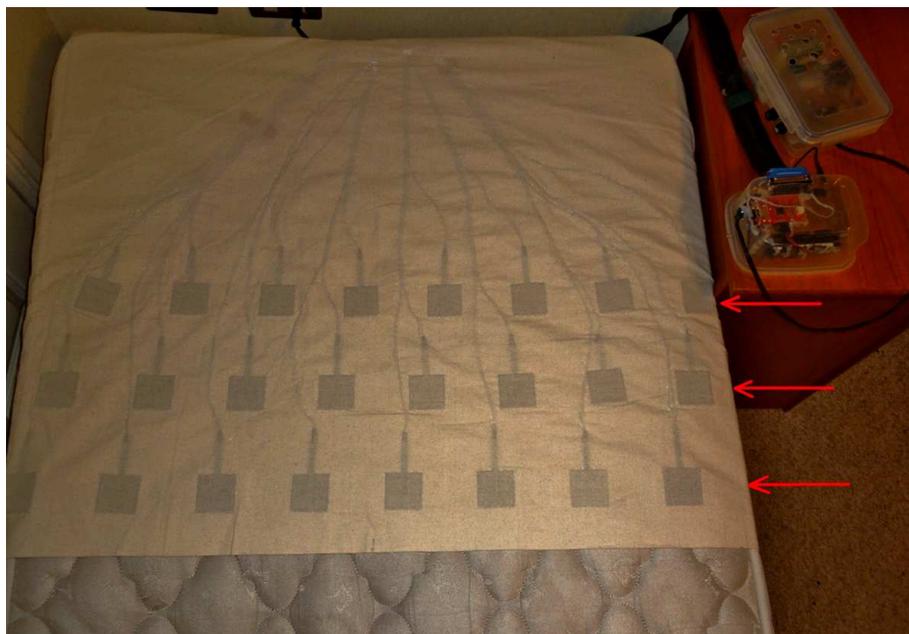


Figura 3.3: Malla de sensores de presión posicionado sobre el colchón y bajo las sábanas de la cama, a nivel torácico para la detección de los movimientos respiratorios. El área total de sensado es de 300 x 900 mm. Las flechas indican las 3 filas de 8 sensores cada una.

de 38.1 x 38.1 mm y el área total de sensado corresponde a 300 x 900 mm. Cada sensor está tejido en una tela de algodón Fig. 3.2. La fila 2 y 3 está desplazada con respecto a la anterior 66 mm para asegurar que los sensores cubran todos los espacios en el plano vertical, y así asegurar que al menos un sensor contenga la señal respiratoria. La Fig. 3.3 muestra el dispositivo instalado en una cama a la altura del tórax aproximadamente. Las flechas indican las 3 filas de 8 sensores cada una.

### 3.1.2. Multiplexor y transductor de resistencia a voltaje

Las señales provenientes de los 24 sensores de presión de la malla fueron conectados a 3 multiplexores análogos de 8 canales cada uno, con el fin de reducir el tamaño del hardware implementado y utilizar 3 entradas al conversor análogo digital (ADC) del microcontrolador

ATMega64. El multiplexor tiene una resistencia interna de  $125\Omega$  la cual debe ser considerada para la implementación del transductor de resistencia a voltaje. Para esta etapa se utilizó un amplificador inversor como se observa en la Fig. 3.4, donde el voltaje de salida  $V_{out}$  se obtiene a partir de la Ecuación 4.1. Los datos de la Fig. 3.4 son:

- $R_{FSR}$ : corresponde a la resistencia variable del sensor de presión.
- $MUX$ : es la resistencia del multiplexor que se encuentra en serie con los sensores.
- $R_G$ : es la resistencia de referencia, que en este caso se utilizó una de  $2.2k\Omega$ .
- $V_{in}$  es el voltaje de entrada tiene un valor de  $-5V$ .

Cuando el sensor no está presionado su resistencia es mayor que  $100k\Omega$  por lo que  $V_{out}$  tiende a ser  $0V$ , por el contrario cuando es sometido a una presión, su resistencia baja y por lo tanto el voltaje sube hasta saturarse en  $5V$ . Utilizando esta configuración y de acuerdo al gráfico Fuerza versus Resistencia de las especificaciones técnicas del sensor Fig. 3.5, el rango de visualización de fuerza ejercida en cada sensor es equivalente a  $50g$  a  $500g$  aproximadamente. Sin embargo, para la observación de la señal respiratoria y los movimientos corporales la calibración de los sensores no es necesaria.

$$V_{out} = -V_{in} \times \frac{R_G}{R_{FSR} + MUX} \quad (3.1)$$

### 3.1.3. Microcontrolador

Se utilizaron 3 entradas del ADC del microcontrolador ATMega64, configuradas con 8 bits de conversión. La frecuencia de muestreo de cada entrada corresponde a  $250Hz$ ,

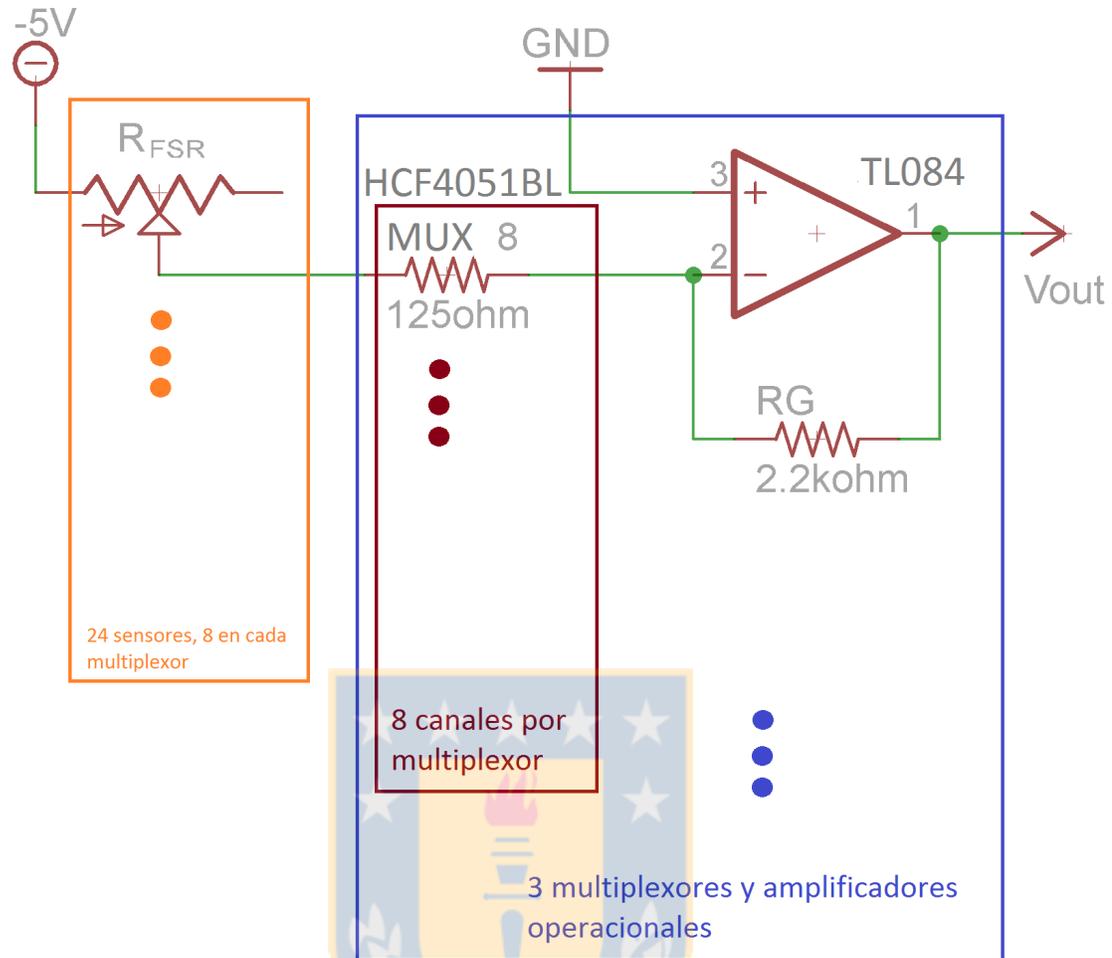


Figura 3.4: Esquema del transductor resistencia voltaje implementado.  $R_{FSR}$  corresponde a la resistencia del sensor;  $MUX$  es la resistencia interna del multiplexor;  $R_G$  es la resistencia de referencia utilizada para lograr una visualización de 50g a 500g.

por lo que la frecuencia de muestreo final es de 31.25Hz para cada sensor. Después de adquirir datos de 3 sensores, se les asigna a cada uno un identificador con los que son enviados por puerto serial para ser almacenados en un computador para su posterior análisis.

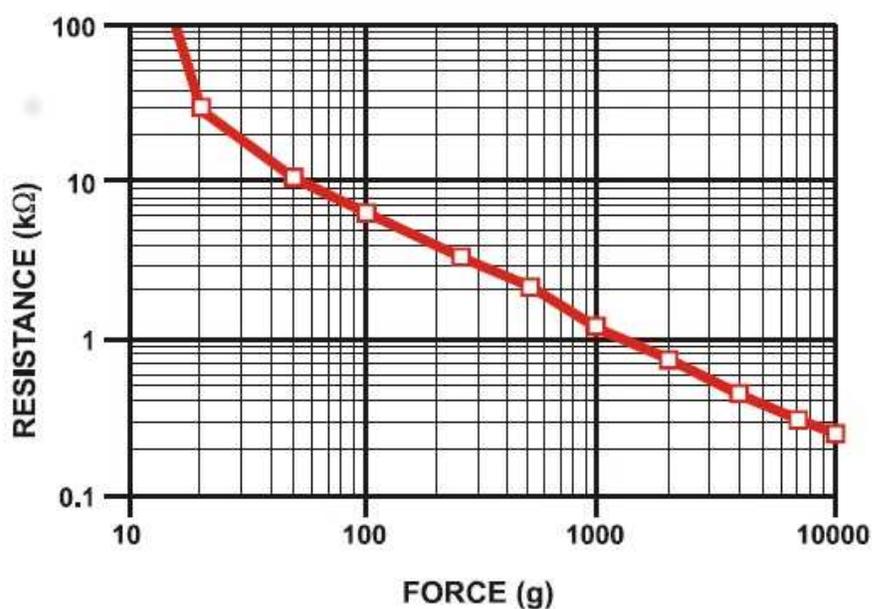


Figura 3.5: Gráfico de Fuerza ejercida sobre el sensor versus resistencia resultante.

#### 3.1.4. Exportación de datos

Para el almacenamiento de datos se utilizó el puerto serial configurado a 38.4kbaudios, 1 bit de parada y sin bits de paridad. La misma configuración del puerto serial se utilizó para 2 formas de exportación de datos. 1) Usando un datalogger Logomaticv2 de Sparkfun (Fig. 3.6), se almacenaron los datos junto a su identificador en una tarjeta microSD de 2GB de capacidad. Esta memoria puede almacenar 398 horas de datos. Luego estos datos podrán ser leídos en el computador para su análisis. 2) Se adaptó la transmisión serial para ser utilizada con un sistema inalámbrico de transmisión de datos Xbee serie 1 (Fig. 3.7). Este se conectó del microcontrolador a un computador, donde es posible la visualización en línea de las señales obtenidas.



Figura 3.6: Datalogger Logomatic v2 de Sparkfun.



Figura 3.7: Sistema inalámbrico de transmisión de datos Xbee serie 1 de MaxStream.

## Capítulo 4

# Selección de parámetros relevantes

Los parámetros del sueño corresponden a indicadores de las características del sueño que presenta una persona. Utilizando estos parámetros se puede obtener una estimación de la calidad del sueño de los pacientes para poder realizar el seguimiento durante tratamientos o para realizar comparaciones entre pacientes.

### 4.1. Señales obtenidas con el sistema implementado

A partir del sistema de adquisición implementado se pueden obtener 4 tipos de señales diferentes, como se observa en la Fig. 4.1:

- 1) Desconectada: Corresponde a la señal obtenida cuando el sujeto no se encuentra acostado sobre el sensor, por lo que la señal obtenida esta en 0V.
- 2) Saturada: Se obtiene cuando el peso del sujeto supera el rango de visión predeterminado. En este caso, el voltaje obtenido se encuentra en su valor máximo.

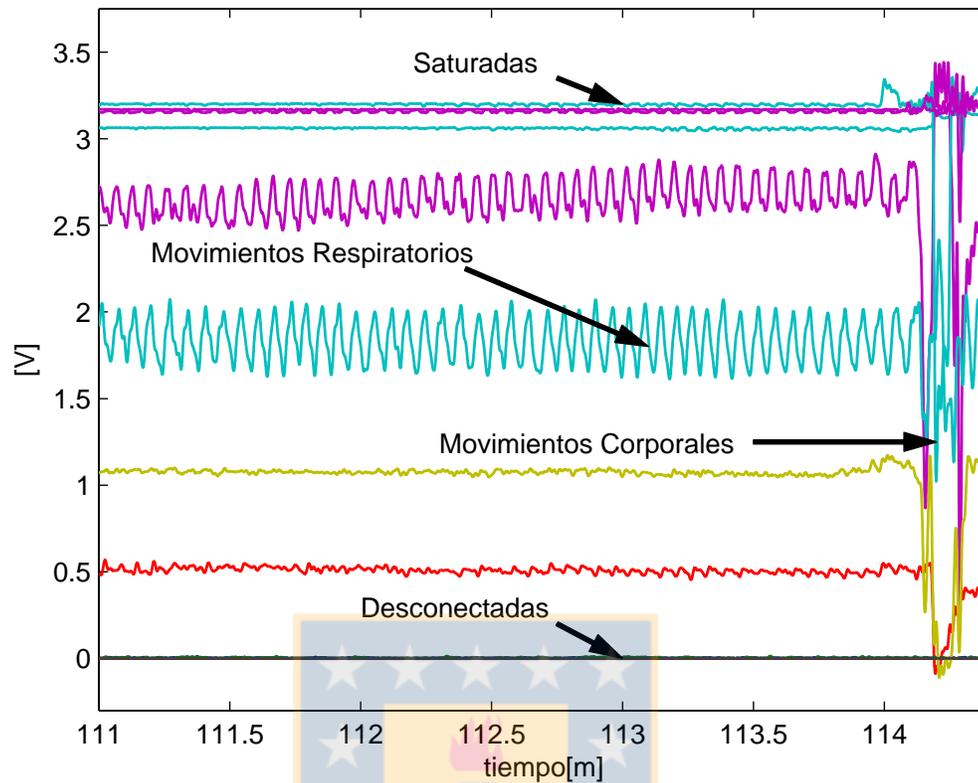


Figura 4.1: Tipos de señales obtenidas con los sensores de presión: Saturadas, desconectadas, movimientos respiratorios y movimientos corporales.

- 3) Movimientos corporales: Son movimientos de gran amplitud por cambios de posición o movimientos de extremidades.
- 4) Movimientos respiratorios: Corresponden a movimientos de baja amplitud provenientes de los movimientos inspiratorios y espiratorios del tórax. Tienen una frecuencia máxima de 0.9Hz.

## 4.2. Procesamiento de señales

### 4.2.1. Movimientos del cuerpo (BM)

Los BM se pueden clasificar en 2 tipos principalmente, los movimientos respiratorios y los movimientos bruscos producidos por cambios de posición o movimientos de extremidades periféricas. Durante las fases más superficiales del sueño es normal la presencia de contracciones musculares y cambios de posición del cuerpo, sin embargo durante REM no se observan BM. Este estado dura alrededor de 30 minutos dentro de un ciclo de alrededor de 90 minutos en total. Es por eso que el número de BM puede ser utilizado para estimar la profundidad del sueño de un sujeto, o como indicador de calidad de sueño. Además debe ser descartado del procesamiento de las señales respiratorias para evitar errores en los algoritmos de frecuencia respiratoria.

Para la detección de movimientos bruscos se implementó un algoritmo que observa la amplitud de los 24 sensores utilizando una ventana de 1 segundo con un desplazamiento de medio segundo. Si al menos 2 sensores tiene una amplitud mayor al umbral establecido, se clasifica el segmento como un movimiento del cuerpo. En la Fig. 4.2 se observa un segmento de una medición donde se identifican 2 BM.

### 4.2.2. Posición del cuerpo

Existen problemas del sueño que, en algunos casos se manifiestan sólo cuando el sujeto se encuentra durmiendo en una posición específica. Observando los distintos niveles de presión de los sensores se puede estimar la posición del cuerpo en que el sujeto se encuentra. Por ejemplo, en la Fig. 4.3 (a) se observa la distribución de presiones de los

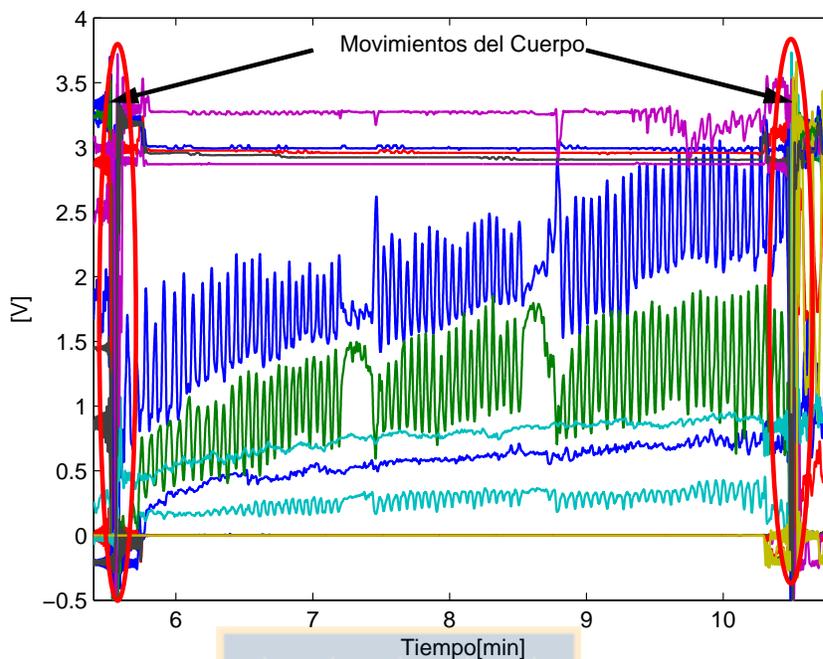


Figura 4.2: Segmento de medición utilizando la malla de sensores donde se identifican 2 BM.

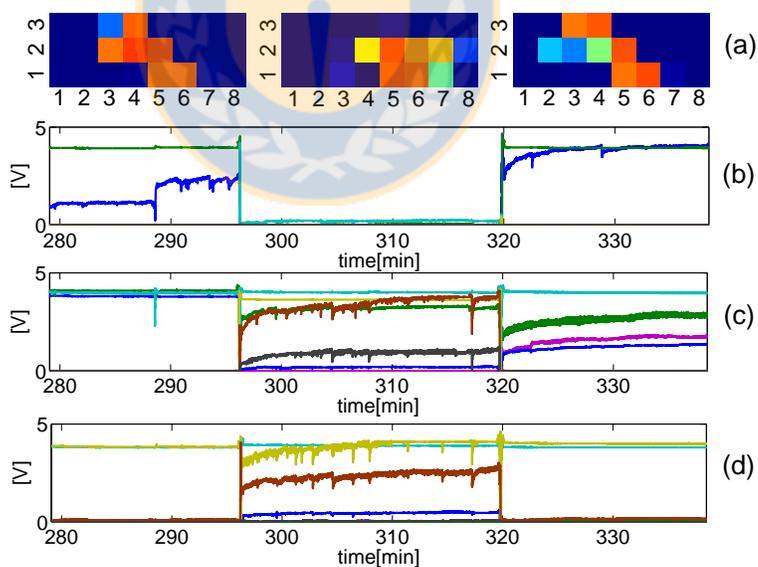


Figura 4.3: (a) Distribución de presiones en 3 posiciones diferentes. (b), (c) y (d) presiones de los sensores independientes de la primera, segunda y tercera fila de la malla.

distintos sensores en 3 posiciones diferentes durante el sueño en el minuto 285, 310 y 330. Fig. 4.3 (b) corresponde distribución de presiones de los sensores de la primera fila, Fig. 4.3 (c) a la segunda fila y Fig. 4.3 (d) a la tercera fila.

### 4.2.3. Selección automática de la señal respiratoria

Cada vez que una persona cambia de posición, cambia también el sensor en donde se encuentra la mejor señal respiratoria. Es por esto que se implementó un algoritmo de selección automática de la mejor señal respiratoria entre dos cambios de posición. El algoritmo primero descarta los sensores saturados y desconectados. Luego se estudió la distribución de datos cuando un sensor presenta la señal respiratoria y cuando no. Se obtuvo que la señal respiratoria medida con los sensores de presión presentan una kurtosis más baja que cuando no está. En la Fig. 4.4, se observan 2 segmentos correspondientes a 2 canales obtenidos con los sensores de presión y medidos durante el mismo intervalo de tiempo. Fig. 4.4 (1) corresponde a la señal que contiene la señal respiratoria y Fig. 4.4 (2) se observa un segmento que no contiene la señal respiratoria. El histograma de la señal respiratoria Fig. 4.4 (3) tiene una kurtosis menor a 3 (forma platicúrtica), en cambio el histograma de los datos sin la señal respiratoria Fig. 4.4 (4) tiene kurtosis mayor a 3 (forma leptocúrtica). Por lo tanto, para encontrar el canal que contenga la señal respiratoria se debe observar la que tenga el menor valor, y esta será seleccionada como la mejor señal respiratoria (Fig. 4.5).

### 4.2.4. Detección de apneas

Una apnea está definida por la AASM, como la ausencia de flujo respiratorio por 10 segundos o más durante el sueño. El algoritmo de detección de apneas consiste en observar

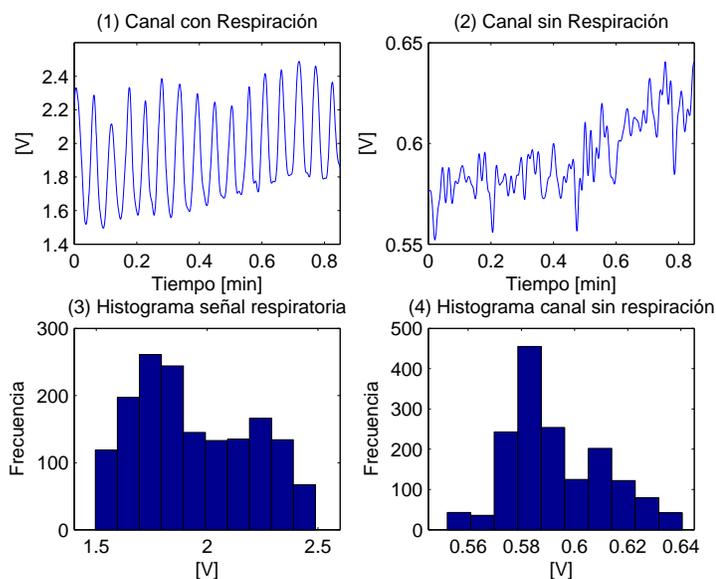


Figura 4.4: (1) Canal que contiene la señal respiratoria; (2) Canal sin la señal respiratoria; (3) Histograma del canal con la señal respiratoria. Tiene forma platicúrtica; (4) Histograma del canal sin la señal respiratoria. Tiene forma leptocúrtica.

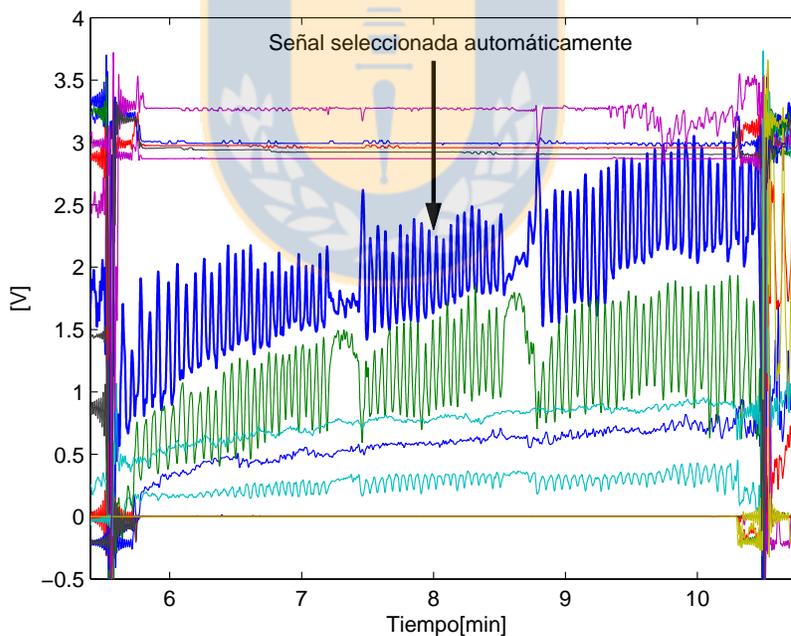


Figura 4.5: Segmento de medición utilizando la malla de sensores donde se observa la señal seleccionada automáticamente por el algoritmo.

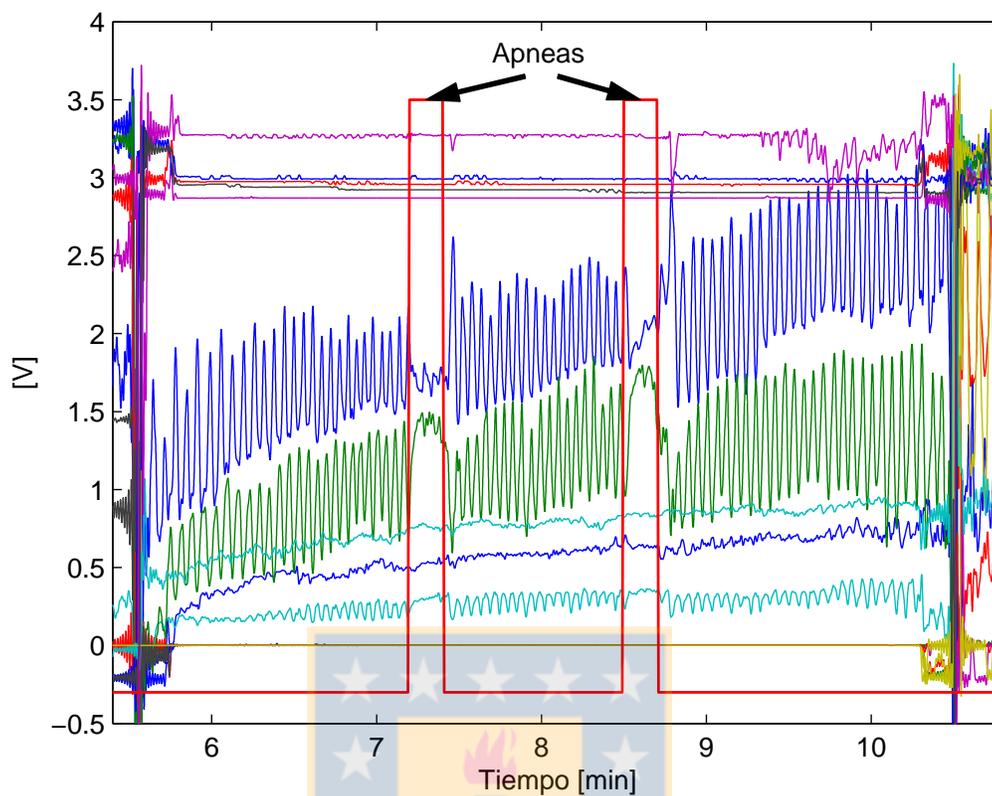


Figura 4.6: Segmento de medición utilizando la malla de sensores donde se detectan 2 apneas de sueño, como indica señal rectangular roja en su valor máximo (3.5V).

la desviación estándar de todos los canales que no están saturados ni desconectados. Cuando este valor disminuye a un valor menor que el umbral establecido, se clasifica este evento como apnea. En la Fig. 4.6 se observa un segmento de la medición realizada a un voluntario en el laboratorio, el cual realizó 2 eventos de apnea simuladas utilizando la malla de sensores de presión, los que fueron detectados por el algoritmo (señal rectangular).

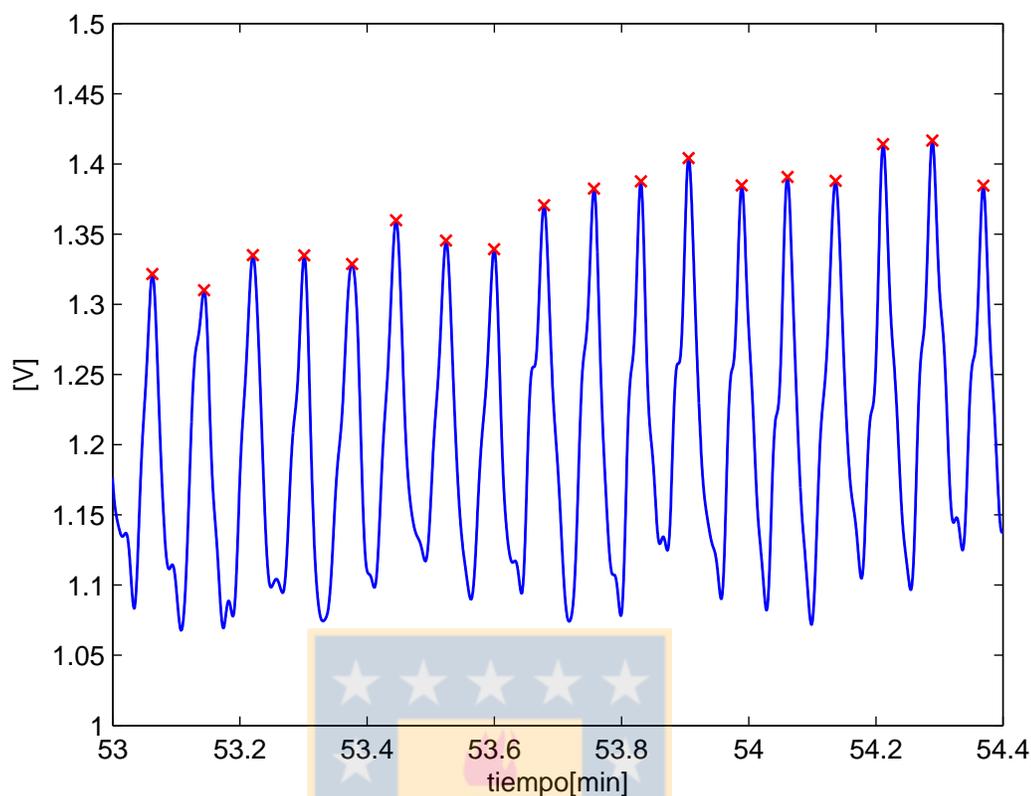


Figura 4.7: Segmento de la señal respiratoria seleccionada. Las cruces rojas corresponden al resultado del algoritmo de detección de peaks para el posterior cálculo de RR.

#### 4.2.5. Frecuencia respiratoria (RR)

Para el cálculo de la RR se implementó un algoritmo de detección de peaks en los segmentos sin apneas ni BM detectados. Éste consiste en buscar el máximo cuando la pendiente de la señal es positiva y el mínimo cuando es negativa, ambos en una ventana móvil para evitar la detección de máximos en porciones con ruido. Además el algoritmo es capaz de detectar los peaks correctamente en presencia de drift. Cuando la media de la señal en el segmento analizado es mayor al 60% del rango de visualización, los máximos pueden desaparecer por la cercanía al límite superior por saturación, por lo que se calcula la RR

invirtiendo el tiempo entre los mínimos encontrados, de lo contrario, se calcula con máximos encontrados (Fig. 4.8). Luego se utilizaron estos valores para obtener la variabilidad de la RR y poder estimar la profundidad del sueño. En el caso del segmento de la Fig. 4.7, la señal seleccionada tiene una media de 1.21V, siendo el máximo posible 4V, por lo que se calcula la frecuencia con los máximos encontrados (cruces rojas).

### **4.3. Parámetros del sueño**

#### **4.3.1. Tiempo en la cama (TB)**

El tiempo que un sujeto permanece en la cama puede ser considerado como su compromiso que tiene en obtener el sueño suficiente para que sea reparador. El tiempo que requiere un adulto para tener un sueño reparador varia entre 6 y 8 horas promedio dependiendo principalmente de la edad. Sin embargo, muchas veces las personas duermen entre 4 y 5 horas promedio, lo que aumenta la probabilidad de tener accidentes y enfermedades asociadas a la falta de sueño [61].

#### **4.3.2. Número de apneas**

El síndrome de apnea es una de las enfermedades que afecta directamente a la calidad del sueño. Dependiendo del número de apneas presente durante el sueño se determina si un paciente padece de algún síndrome de apneas de sueño.

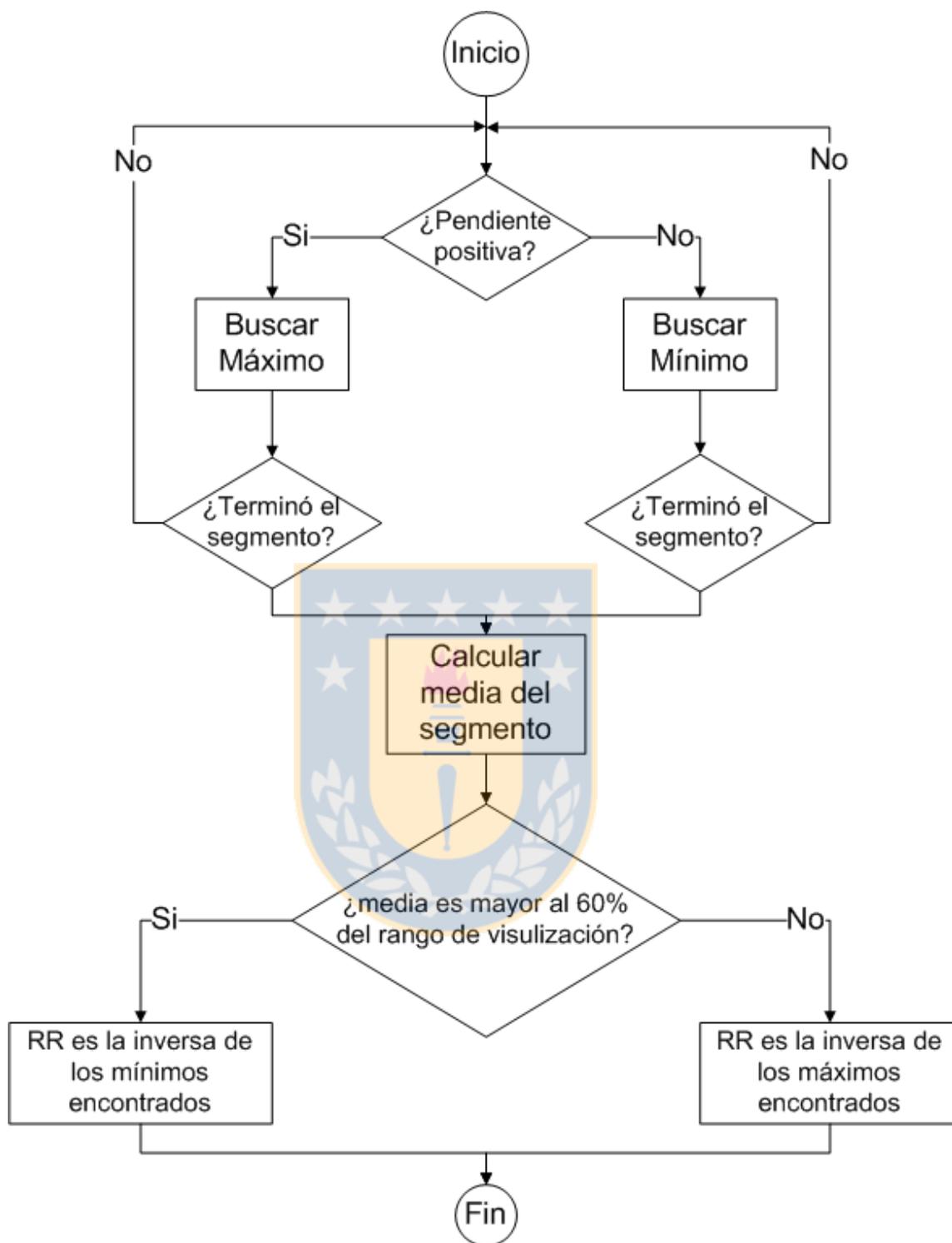


Figura 4.8: Diagrama de flujo del algoritmo de detección de peaks para el cálculo de RR en segmentos entre movimientos.

### 4.3.3. Variabilidad de RR ( $RR_{sd}$ )

Como se explicó anteriormente la etapa de sueño REM o sueño profundo está asociado a la recuperación de las funciones cerebrales, tales como almacenamiento de información durante el día, control motor, conservación de la energía, entre otras. No alcanzar el sueño profundo el tiempo necesario durante el sueño, tiene como consecuencia la disminución de la calidad del sueño. Un método no invasivo para estimar la profundidad del sueño es observando la variabilidad de RR, ya que se sabe que durante REM, RR se estabiliza, por lo que disminuye su variabilidad en los niveles más profundos del sueño [62].

Para obtener  $RR_{sd}$  se utilizó una ventana móvil de 20 minutos, donde se calcula la desviación estándar de RR instantánea. En la Fig. 4.9 (a) los puntos azules corresponden a RR instantánea obtenida de una medición de una noche completa. La Fig. 4.9 (b) corresponde al cálculo de  $RR_{sd}$ . Cuando la variabilidad tiende a ser baja, mayor es la probabilidad de estar en sueño profundo.

### 4.3.4. Número de BM

Otra forma de estimar la profundidad del sueño es observando los BM durante la noche. La etapa REM dura desde 20 minutos por ciclo, dependiendo de qué tan cansado se encuentre el sujeto. Durante esta etapa el sujeto no presenta movimientos del cuerpo y/o extremidades producto de la atonía muscular [43].

Se implementó una ventana móvil de 20 minutos, que cuenta el número de BM presentes a lo largo de una medición durante la noche. En la Fig. 4.10 (a) se observa la distribución de presiones durante el sueño de un sujeto. La Fig. 4.10 (b) muestra la

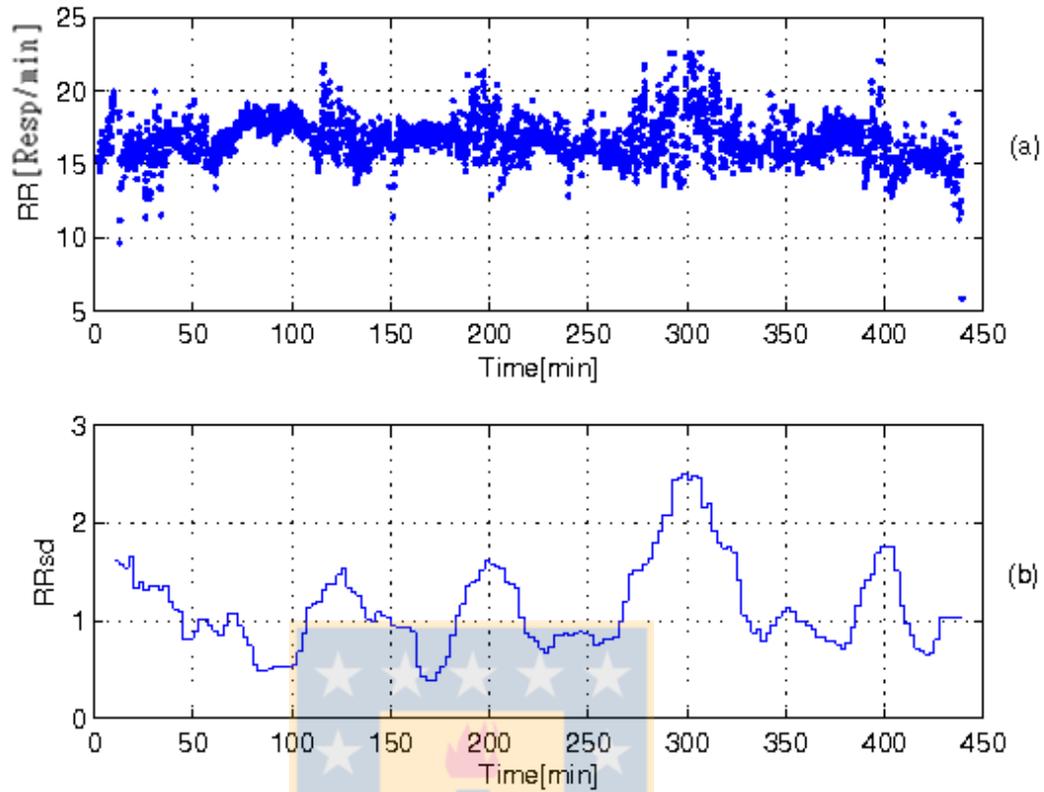


Figura 4.9: (a) RR instantánea calculada en una medición de una noche completa. (b)  $RR_{sd}$  obtenida del cálculo de la desviación estándar de RR con una ventana móvil de 20 minutos.

detección de BM a lo largo de toda la medición representado por las líneas verticales rojas.

La Fig. 4.10 (c) corresponde a la suma de BM realizada por la ventana móvil de 20 minutos.

Cuando la línea de BM se encuentra en cero la probabilidad de haber alcanzado sueño profundo es mayor.

#### 4.3.5. Intervalos de sueño ( $SI_{>20}$ y $SI_{<20}$ )

Los BM no son el único factor que puede influir en la profundidad del sueño, por ejemplo, si es que el sujeto presenta apneas de sueño. Las apneas, además de producir una

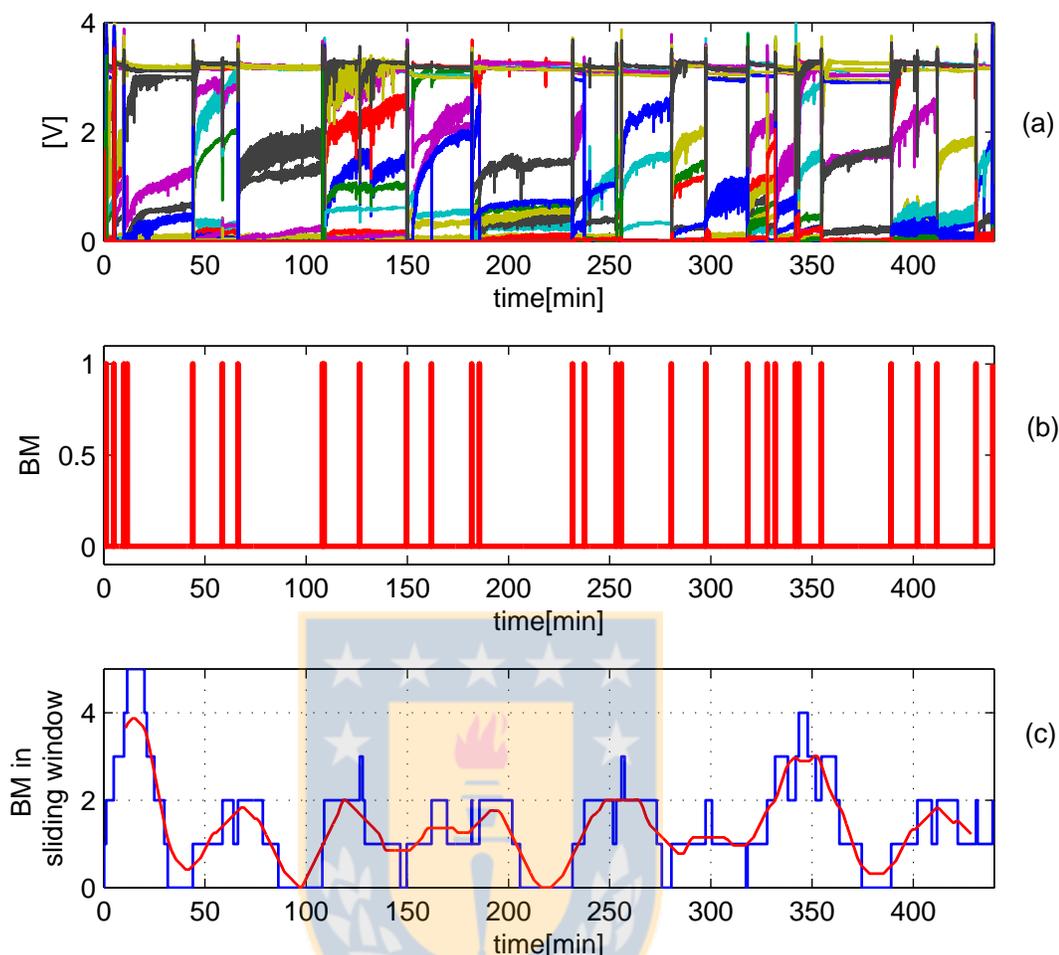


Figura 4.10: Corresponde a una medición completa durante la noche de 450 minutos. (a) es la distribución de presiones de los 24 sensores de presión. En (b) se observa la detección de los BM (líneas verticales rojas). (c) es la sumatoria de los movimientos durante la noche con una ventana móvil de 20 minutos.

disminución en la saturación de oxígeno y aumento de la frecuencia cardíaca y por lo tanto aumento en la presión sanguínea, también producen microdespertares, por lo que el sujeto deja de estar en sueño profundo cuando ocurren [63]. Por lo que para estimar la profundidad del sueño, el tiempo en la cama se dividió en intervalos de tiempo entre ocurrencias de

movimientos del cuerpo y eventos de apnea de sueño. A partir de este análisis se obtuvieron los siguientes parámetros del sueño:

- Intervalos de sueño mayores a 20 minutos ( $SI_{>20}$ ): sugiere que el sujeto tiene mayor probabilidad de alcanzar el sueño profundo.
- Intervalos de sueño menores a 20 minutos ( $SI_{<20}$ ): sugiere una mala calidad de sueño al presentar consecutivas ocurrencias de movimientos del cuerpo y/o apneas de sueño.



## Capítulo 5

# Validación del sistema

### 5.1. Validación de la obtención de la señal respiratoria

Para validar la señal respiratoria obtenida con los sensores de presión, ésta se compara con la señal respiratoria obtenida con un sensor de flujo respiratorio. Se midió en el laboratorio a 15 voluntarios con pesos de 50 a 90 kilogramos, durante 6 minutos con ambos dispositivos. Durante la medición se pidió cada 2 minutos a los sujetos que cambien de posición a decúbito supino, decúbito lateral y decúbito prono (Fig. 5.1). En la Fig. 5.2 se observa a un sujeto de prueba acostado en posición decúbito supino sobre la malla de sensores de presión y utilizado el sensor de flujo respiratorio, y en la Fig. 5.3 se observan los datos obtenidos con la malla de sensores y el sensor de flujo durante los 6 minutos de

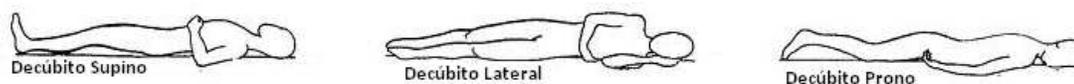


Figura 5.1: Izquierda: Posición decúbito supino; Centro: Posición decúbito lateral; Derecha: Posición decúbito prono.



Figura 5.2: Sujeto de prueba en posición decúbito supino sobre la malla de sensores de presión y con el sensor de flujo respiratorio conectado.

medición. Fig. 5.3 (a) corresponde a la distribución de presiones en la malla de sensores y Fig. 5.3 (b) corresponde a la señal obtenida con el flujómetro. Durante la medición el sujeto cambió de posición a los 125 segundos, de decúbito supino a decúbito lateral y a los 250 minutos cambió a decúbito prono.

Se calculó RR instantánea para las señales provenientes de los sensores de presión y para el flujómetro, y se compararon utilizando el coeficiente de correlación de Pearson, obteniendo un valor de  $\rho = 0,904$  (Fig. 5.4). Además, realizando el test de t-Student se observó que las señales son equivalentes con un  $p < 0,001$  (Ver Apéndice A).

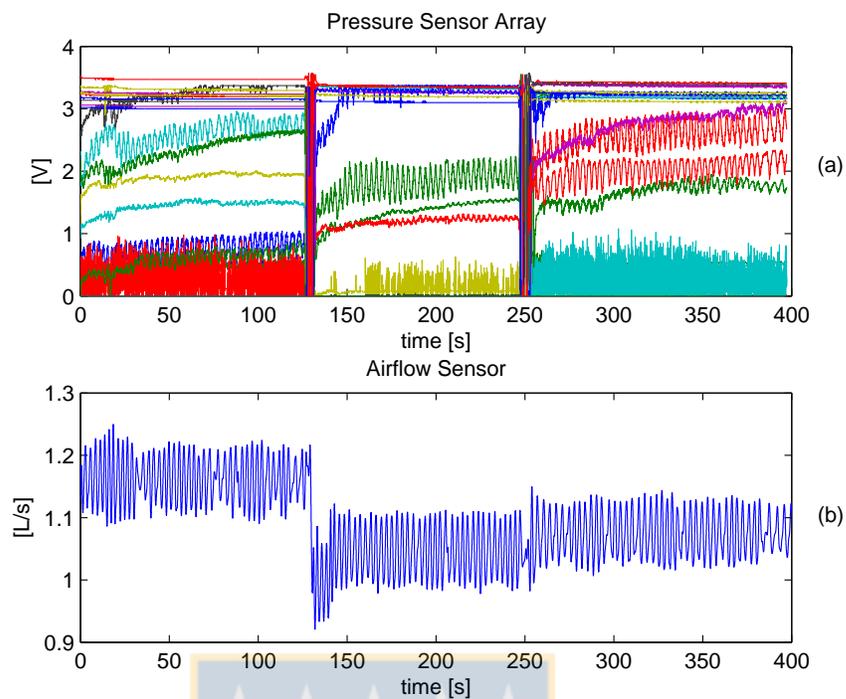


Figura 5.3: (a) distribución de presiones de los sensores de la malla; (b) señal obtenida con el sensor de flujo respiratorio.

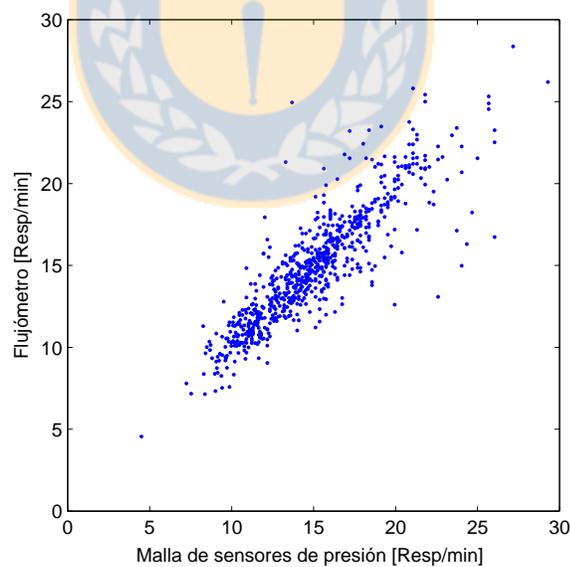


Figura 5.4: Gráfico de correlación entre la señal del flujómetro y de los sensores de presión. Se obtuvo una correlación lineal de  $\rho = 0,904$ .

## 5.2. Validación de algoritmo de detección de BM

Utilizando las mediciones realizadas en el laboratorio de los 15 voluntarios, se observó el cambio de posición de los sujetos para la validación del algoritmo de detección de BM. Se comparó el tiempo conocido del cambio de posición con el resultado obtenido con el algoritmo de detección de BM. Se obtuvo que el algoritmo presentó una sensibilidad (Se) de 100 %, es decir que detectó el todos los BM realizados. Además, no hubo falsos positivos ni falsos negativos, por lo que la predictividad positiva resulto ser 100 %.

El algoritmo de detección de BM fue probado también utilizando mediciones de polisomnografía. Se midió a 4 pacientes con un polisomnógrafo y con la malla de sensores simultáneamente. Los cambios de posición registrados con el polisomnógrafo fueron comparados con la detección de BM del algoritmo. Se obtuvo una sensibilidad de 100 %. La predictividad positiva no es posible calcularla ya que el algoritmo de detección de BM no solo detecta cuando la persona cambia de posición, también detecta los BM sin cambios de posición y movimiento de extremidades, lo que no está registrado en los datos de la polisomnografía.

## 5.3. Validación de algoritmo de detección de apneas

Se midió a un voluntario en una clínica durante la noche con el equipo de polisomnografía y la malla de sensores de forma simultánea. Los datos de la polisomnografía son analizados por un neurólogo, el cual clasifica los eventos de apnea a lo largo la medición. La respuesta del algoritmo es comparada con los eventos de apnea marcados por el neurólogo. El paciente presentó 340 apneas durante la medición, por lo que fue diagnóstica-

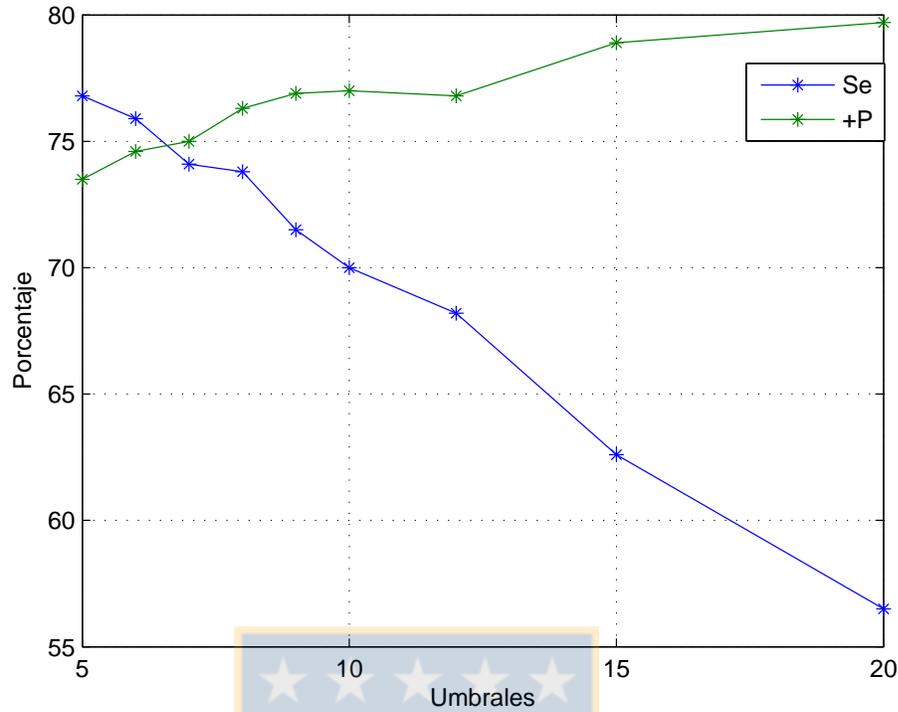


Figura 5.5: Gráfico de umbrales versus el porcentaje de Se y +P.

do con síndrome de apnea de sueño severo. Se probaron diferentes umbrales para clasificar un evento como apnea, como se observa en la Fig. 5.5.

Para determinar cual es el umbral que debemos utilizar para el algoritmo se utilizó un test de precisión ('Accuracy') propuesto en [64], donde se utiliza la Ecuación 5.1. El test de precisión combina  $Se$  y  $+P$  para entregar el umbral que sirve para detectar la mayor cantidad de apneas y que la mayoría de las detecciones sean correctas.

$$Accuracy = \frac{Se \cdot +P}{+P - (+P \cdot Se) + Se} \quad (5.1)$$

En la Fig. 5.6 se observa que el umbral = 6 y umbral = 8 tienen el valor más alto

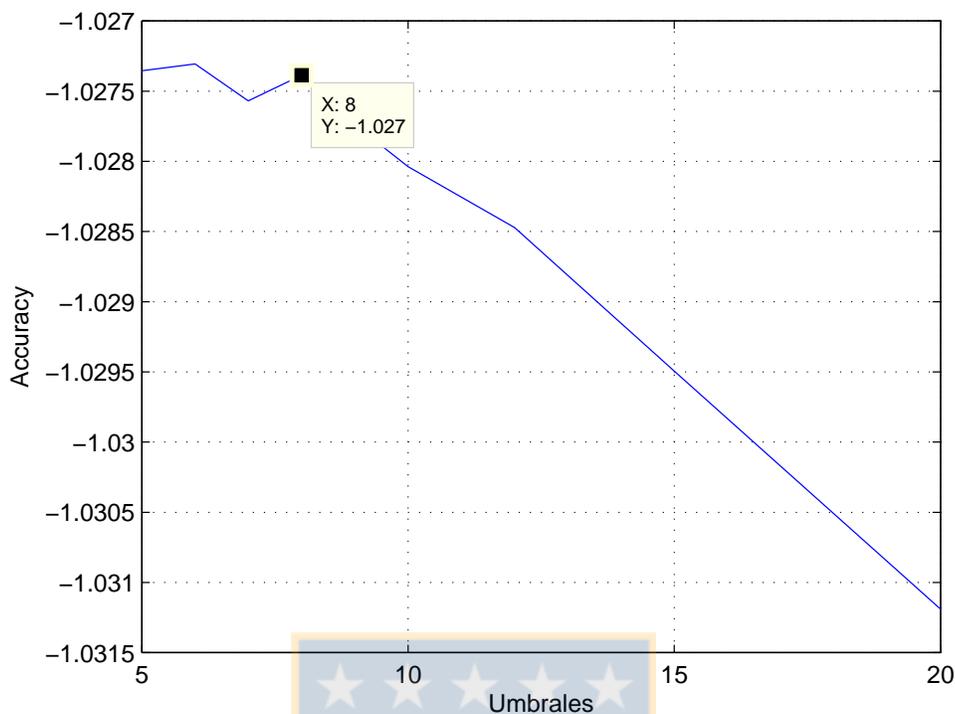


Figura 5.6: Test de precisión para los distintos umbrales.

del test, por lo que se escogió el umbral = 8 con  $Se = 73,8\%$  y  $+P = 76,3\%$ , para ser utilizado en la clasificación de las apneas.

La Fig. 5.7 y Fig. 5.8 muestran el mismo segmento de la medición del paciente durante una noche completa. En la Fig 5.7 se observa un segmento de la medición con el polisomnógrafo. Las marcas de color rojo corresponden a la clasificación de apneas realizada por el neurólogo. En este segmento, se clasificaron 4 apneas obstructivas, las cuales fueron detectadas por el algoritmo como se observa en la Fig. 5.8, que corresponde al segmento obtenido con los sensores de presión. La señal rectangular azul representa la detección automática de apneas.

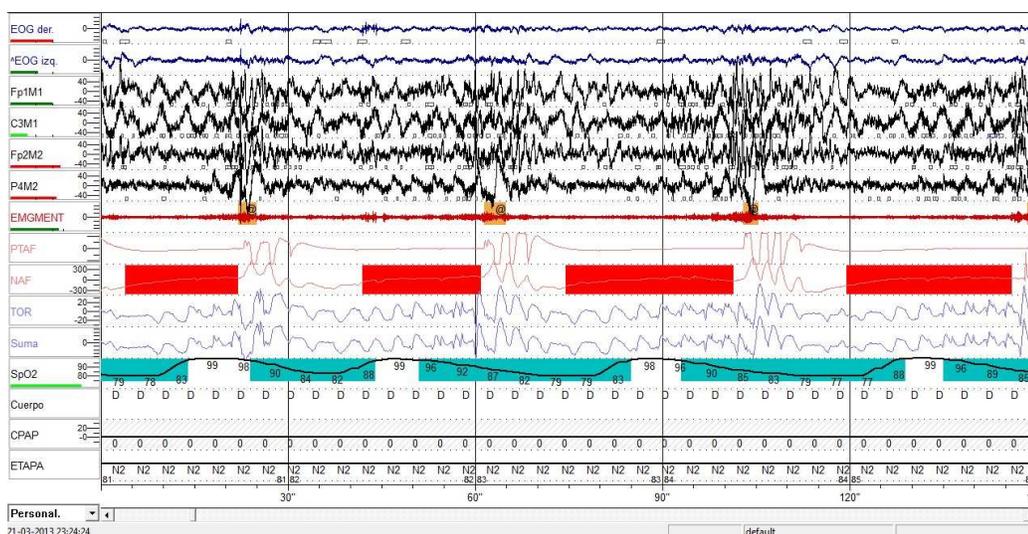


Figura 5.7: Segmento de la medición con polisomnografía. Las marcas rojas corresponden a la clasificación de apneas obstructivas realizado por el neurólogo. Las marcas celestes representan la disminución de la saturación de oxígeno causado por el evento de apnea.

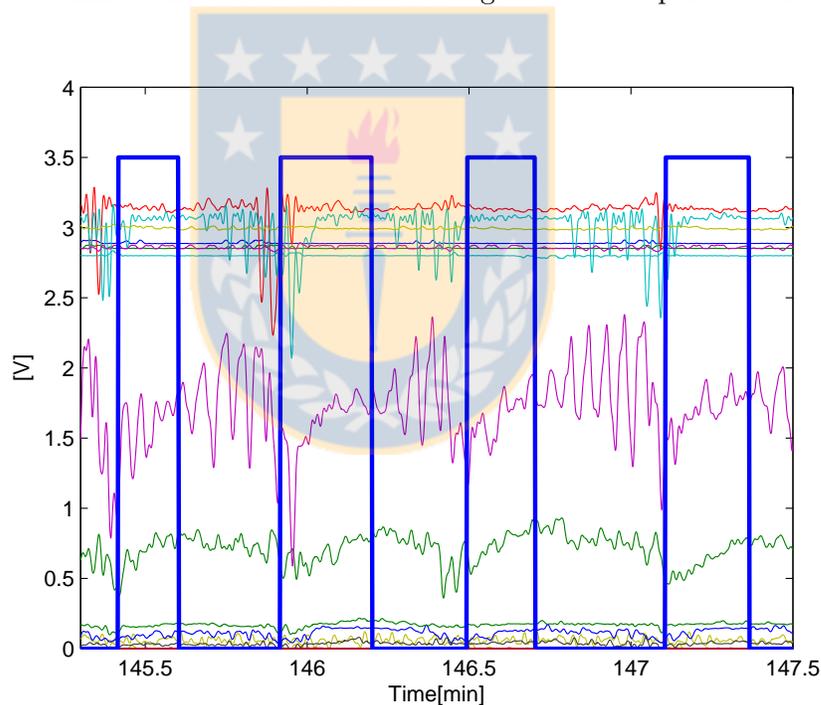


Figura 5.8: Medición equivalente a la Fig. 5.7 obtenida con los sensores de presión. La señal rectangular azul representa el algoritmo de detección de apneas. Cuando se encuentra en su valor máximo corresponde a una detección del evento (3.5V).

Cuadro 5.1: Tabla ejemplo de clasificación de segmentos analizados.

Algoritmo (Canal)	Ex. 1	Ex. 2	Ex. 3	Al menos una coincidencia
12	✓	X	✓	✓
24	X	✓	✓	✓
7	X	X	X	X
11	✓	✓	✓	✓
N	✓	X	X	✓
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
485 Segm.	74.7 %	83.4 %	78.3 %	86.6 %

#### 5.4. Evaluación del funcionamiento del algoritmo de selección automática de la señal respiratoria

Tres expertos evaluaron el algoritmo de selección automática de la señal respiratoria. Analizaron 485 segmentos procesados por el algoritmo. Cada experto clasificó la elección del algoritmo (Tabla 5.1), es decir, si el algoritmo escoge una señal, el experto decide si la señal es suficientemente buena para utilizar el algoritmo de RR (✓ ó X). Si el algoritmo no selecciona ninguna señal (N), el experto dice si realmente no hay canal que contenga la señal respiratoria (✓) o habría escogido una (X). El 86.6 % de los casos al menos uno de los expertos está de acuerdo con el resultado del algoritmo. De forma independiente, cada experto tuvo un porcentaje de acuerdo de 74.7 %, 83.4 % y 78.3 %, respectivamente.

## Capítulo 6

# Resultados

Se midieron 12 voluntarios con el dispositivo implementado, 5 mujeres y 7 hombres, con edades entre 22 y 57 años, obteniendo en total 15 mediciones durante la noche. 4 de ellos fueron medidos en una clínica en Concepción utilizando un polisomnógrafo (p1n1 a p4n1). El sujeto p1n1 fue diagnosticado con SAHOS severa, mientras que p2n1, p3n1 y p4n1 con SAHOS moderada. Los 8 voluntarios restantes fueron medidos en sus casas durante la noche (v1 a v8). Ellos no han sido diagnosticados por un médico con ninguna enfermedad nocturna, ni se han sometido a un examen de polisomnografía. Los resultados obtenidos a partir de las mediciones se observan en la Tabla 6.1. A partir de estos parámetros es posible obtener una estimación relativa de calidad de sueño comparando entre los sujetos medidos.

Cuadro 6.1: Parámetros del sueño en sujetos medidos durante la noche.

Rec.	TB [min]	BM	Apneas	IAH	SI <sub>&gt;20</sub>	SI <sub>&lt;20</sub>	% Tiempo SI <sub>&lt;20</sub>
v1n1	389.72	42	29	4.61	4	67	61.8 %
v1n2	369.60	32	20	3.36	5	47	47.4 %
v1n3	438.38	23	27	3.82	7	43	53.1 %
v2n1	300.97	25	76	15.65	3	99	81.4 %
v2n2	420.31	64	25	3.69	2	87	80.8 %
v3n1	415.30	97	63	9.41	2	158	84.2 %
v4n1	435.27	56	21	2.99	3	74	81.2 %
v5n1	554.32	44	58	6.49	6	96	61.8 %
v6n1	435.90	51	85	12.09	2	134	85.3 %
v7n1	544.95	54	26	2.96	9	71	37.6 %
v8n1	542.33	44	55	6.29	4	95	74.5 %
p1n1	535.98	107	288	41.31	1	394	92.6 %
p2n1	562.61	87	105	11.6	5	187	68.6 %
p3n1	531.43	60	131	15.29	3	188	81.2 %
p4n1	540.37	68	56	6.22	6	118	60.8 %

Cuadro 6.2: Tiempo de sueño requerido por edad [3].

Edad	Tiempo de sueño
0 a 2 meses	12 a 18 horas
3 a 11 meses	14 a 15 horas
1 a 3 años	12 a 14 horas
3 a 5 años	11 a 13 horas
5 a 10 años	10 a 11 horas
10 a 17 años	8.5 a 9.25 horas
> 17 años	7 a 9 horas

## 6.1. Clasificación

### 6.1.1. Tiempo en la Cama (TB)

TB entrega información sobre el compromiso del sujeto para tener un sueño reparador. Según la Fundación Nacional de Sueño en Estados Unidos [3], el tiempo que un sujeto debe dormir dependiendo de la edad se resume en la Tabla 6.2. Por lo tanto, para los adultos se considera como tiempo insuficiente un tiempo en la cama menor que 7 horas, de 7 a 9 horas corresponde a tiempo normal y más de 9 horas a tiempo excesivo, el cual puede ocurrir por la dificultad del sujeto a quedarse dormido, por lo que requiere de mayor tiempo para dormir.

Cuadro 6.3: Clasificación de niveles de severidad del síndrome de apnea de sueño [4].

Número de apneas por hora	Nivel de severidad
0 - 5/hora	normal
5 - 15/hora	leve
15 - 30/hora	moderado
> 30/hora	severo

### 6.1.2. Porcentaje de tiempo en $SI_{<20}$

Dormir un mayor porcentaje de tiempo en  $SI_{>20}$  implica una mayor probabilidad de alcanzar el sueño profundo, por lo que se calculó la frecuencia acumulada normalizada de los intervalos de sueño obtenidos durante la medición. La etapa REM dura desde 20 minutos, con un promedio de 30 minutos en un ciclo de 90 minutos aproximadamente. El porcentaje de tiempo que un sujeto debiera encontrarse en REM es de un 33.3 % del tiempo de sueño. Por lo que el tiempo en NREM no debiera superar el 66.6 % (Fig. 6.1). Se clasificaron como normales los sujetos con porcentajes de tiempo en  $SI_{<20}$  menores a 66.6 % y como insuficiente cuando el porcentaje es mayor a 66.6 %.

### 6.1.3. Índice de Apnea Hipopnea de Sueño (IAH)

El IAH se utiliza para clasificar el nivel de severidad del síndrome de apnea de sueño. Se calcula dividiendo el número de apneas e hipopneas detectadas durante la noche por el número de horas dormidas [4]. La clasificación de la severidad del síndrome de apnea de sueño se observa en la Tabla 6.3.

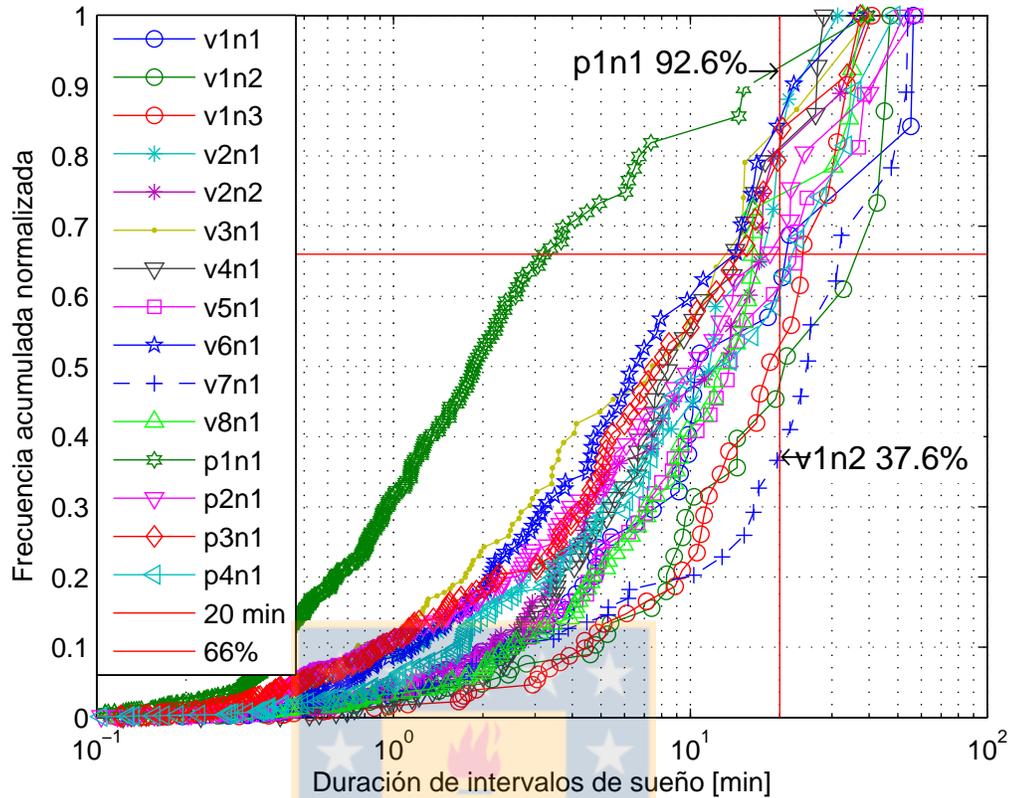


Figura 6.1: Frecuencia acumulada de la duración de los intervalos de sueño. La frecuencia a los 20 minutos representa el tiempo durmiendo en intervalos cortos ( $SI_{<20}$ ).

Para obtener el IAH a partir del número de eventos de apnea detectados se realizó un ajuste de acuerdo a la  $Se$  y  $+P$  del algoritmo de detección de apneas para obtener la estimación del valor real de apneas en la medición, como se muestra en la Ecuación 7.1.

$$Numero\ de\ apneas\ estimada = \frac{+P}{Se} \times (Eventos\ de\ apnea\ detectados) \quad (6.1)$$

#### 6.1.4. Número de $SI_{>20}$

El sueño se divide en sueño NREM y REM, los cuales forman un ciclo de sueño, que dura alrededor de 90 minutos cada uno, donde REM dura en promedio 30 minutos de ese ciclo. Durante la noche deben ocurrir en promedio 5 ciclos de sueño. Si los  $SI_{>20}$  representan al periodo REM, el número de  $SI_{>20}$  sería el número de ciclos de sueño que el sujeto experimenta durante la noche. Por lo tanto, el número de  $SI_{>20}$  puede utilizarse también como un indicador de la calidad del sueño del paciente. Se clasificó el número de  $SI_{>20}$  de los sujetos medidos en insuficiente con un valor menor o igual a 3 ciclos, y normal con 4 ciclos o más.

## 6.2. Índice de calidad de sueño propuesto

Luego de clasificar los resultados de los parámetros anteriormente mencionados, se asignó puntos a cada clasificación, como se detalla en el Cuadro 6.4. Finalmente, al sumar los puntos de cada parámetro se obtiene un índice de calidad de sueño con valores entre 3 y 12 puntos, desde mala calidad a buena calidad respectivamente.

### 6.2.1. Evaluación del índice de calidad

El Cuadro 6.5 resume el resultado de la clasificación realizada para los parámetros TB, % de Tiempo en  $SI_{<20}$ , IAH y  $N^{\circ} SI_{>20}$ .

Entre los sujetos medidos se observa que el sujeto v1, a pesar de presentar un TB insuficiente en 2 de las 3 noches medidas, el % de Tiempo en  $SI_{<20}$ , el IAH y  $N^{\circ} SI_{>20}$  son normales en todas sus mediciones, por lo que obtuvo un índice de calidad de 10 y 12

durante las noches estudiadas. Por otro lado, v2n1, además de tener el menor TB entre los voluntarios, también presentó un  $SI_{<20}$  mayor al 66.6%, que corresponde a un tiempo en sueño profundo insuficiente, el IAH es moderado, y  $N^{\circ} SI_{>20}$  insuficiente. Es por esto que obtuvo un índice de 4, que corresponde al valor más bajo del índice de calidad de sueño entre los sujetos observados. En la Fig. 6.1 p1n1 cruza el umbral de los 20 minutos en 92.6% presentando el peor % de Tiempo en  $SI_{<20}$ , por el contrario el mejor resultado lo obtiene el sujeto v7n1 con un 37.6%, lo que implica que el sujeto v7n1 tiene mayor probabilidad de haber alcanzado el sueño profundo que p1n1. Además p1n1 presenta un IAH severo y  $N^{\circ} SI_{>20}$  insuficiente, al contrario de v7n1 que ambos parámetros resultaron normales. Por lo que el sujeto p1n1 obtuvo un índice de calidad de solo 5 puntos, en contraste con v7n1 que obtuvo 11 puntos, por lo tanto v7n1 tuvo una sueño de mejor calidad que p1n1.



Cuadro 6.4: Asignación de puntos para clasificación de parámetros.

Clasif.		Clasif.		Clasif.		Clasif.	
TB	Pts.	% Tiempo $SI_{<20}$	Pts.	IAH	Pts.	$N^{\circ} SI_{>20}$	Pts.
Normal	3	Normal	3	Normal	3	Normal	3
Excesivo	2	Excesivo	1	Leve	2	Insuficiente	1
Insuficiente	1			Moderado	1		
				Severo	0		

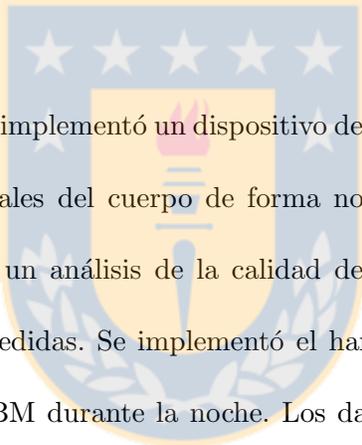
Cuadro 6.5: Clasificación de tiempos en la cama, porcentaje de tiempo en  $SI_{<20}$ , IAH y número de  $SI_{>20}$  en sujetos medidos durante la noche.

Rec.	Clasificación TB	Clasificación % Tiempo $SI_{<20}$	Clasificación IAH	Clasificación $N^{\circ} SI_{>20}$	Índice de Calidad
v1n1	Insuficiente (1)	Normal (3)	Normal (3)	Normal (3)	10
v1n2	Insuficiente (1)	Normal (3)	Normal (3)	Normal (3)	10
v1n3	Normal (3)	Normal (3)	Normal (3)	Normal (3)	12
v2n1	Insuficiente (1)	Excesivo (1)	Moderado (1)	Insuficiente (1)	4
v2n2	Normal (3)	Excesivo (1)	Normal (3)	Insuficiente (1)	8
v3n1	Insuficiente	Excesivo (1)	Leve (2)	Insuficiente (1)	5
v4n1	Normal (3)	Excesivo (1)	Normal (3)	Insuficiente (1)	8
v5n1	Excesivo (2)	Normal (3)	Leve (2)	Normal (3)	10
v6n1	Normal (3)	Excesivo (1)	Leve (2)	Insuficiente (1)	7
v7n1	Excesivo (2)	Normal (3)	Normal (3)	Normal (3)	11
v8n1	Excesivo (2)	Excesivo (1)	Leve (2)	Normal (3)	8
p1n1	Normal (3)	Excesivo (1)	Severo (0)	Insuficiente (1)	5
p2n1	Excesivo (2)	Excesivo (1)	Leve (2)	Normal (3)	8
p3n1	Normal (3)	Excesivo (1)	Moderado (1)	Insuficiente (1)	6
p4n1	Excesivo (2)	Normal (3)	Leve (2)	Normal (3)	10

## Capítulo 7

# Discusión y Conclusión

### 7.1. Discusión



En este trabajo se implementó un dispositivo de monitoreo de presiones de contacto para la adquisición de señales del cuerpo de forma no invasiva durante el sueño, con el objetivo de poder realizar un análisis de la calidad de sueño a partir de los parámetros obtenidos de las señales medidas. Se implementó el hardware diseñado para la obtención de la señal respiratoria y BM durante la noche. Los datos obtenidos fueron procesados y analizados para la obtención de parámetros relevantes del sueño. A partir de los parámetros obtenidos se propone un índice objetivo para el análisis de calidad de sueño. El sistema finalmente es probado en voluntarios sanos y con diagnóstico de SAHOS. Sus resultados fueron comparados entre ellos obteniendo una estimación relativa de la calidad de sueño de los sujetos medidos.

Para la validación del algoritmo de detección de BM se obtuvo un 100% de Se y 100% de +P en el caso del estudio en sujetos en el laboratorio. Para la validación en la

clínica con la polisomnografía se obtuvo un 100% de Se, sin embargo no es posible obtener la +P, ya que los BM detectados por el algoritmo fueron comparados con los cambios de posición marcados en la polisomnografía, pero en los momentos donde el paciente se mueve pero no cambia de posición no pueden ser verificados con la polisomnografía. El algoritmo de detección de apneas tuvo como resultado una  $Se = 73,8\%$  y  $+P = 76,3\%$ , para el umbral escogido ( $U = 8$ ). A pesar de que Se y +P no son muy altos, la cantidad de eventos involucrados permite lograr una estimación aceptable de los eventos totales reales. Para la evaluación del algoritmo de selección automática de la señal respiratoria se obtuvo que en un 86.6% de las pruebas hubo concordancia entre el algoritmo y al menos uno de los expertos. Luego de la validación de los algoritmos, se descartó la utilización de la variabilidad de RR en este trabajo para la estimación de la profundidad del sueño. Para el cálculo de la variabilidad de RR se necesita utilizar el algoritmo de selección automática y el de cálculo de RR, no obstante estos algoritmos tienen un error mayor que el algoritmo de detección de los BM, el cual se utiliza para la estimación de la profundidad del sueño a partir de los BM.

Los parámetros escogidos finalmente para el estudio de calidad de sueño son TB, % de Tiempo en  $SI_{<20}$ , IAH y  $N^{\circ} SI_{>20}$ . Se asignó puntos de acuerdo a los valores de cada uno de los parámetros para su clasificación. Se propone como índice de calidad de sueño la combinación de estos cuatro parámetros, ya que a partir de la suma de los puntos asignados a la clasificación de cada parámetro se obtiene una escala de 3 a 12 puntos, con menor valor los sujetos que tienen mala calidad de sueño a mayor valor con mejor calidad de sueño.

12 voluntarios fueron medidos con el equipo implementado, de los cuales 4 correspondían a mediciones en una clínica, en conjunto con un polisomnógrafo. Ningún sujeto medido presentó molestias al utilizar la malla de sensores. A partir de la comparación entre los sujetos medidos es posible obtener una estimación relativa de la calidad de sueño. v1n3 obtuvo el mejor resultado con un índice de calidad de 12, ya que todos los parámetros resultaron normales durante la medición. Por el contrario, v2n1 obtuvo el peor resultado con un índice de 4 puntos.

## 7.2. Conclusión

A partir del trabajo realizado se puede concluir que el dispositivo implementado permite la adquisición de señales respiratorias y BM durante la noche sin afectar el sueño normal del paciente. Los parámetros propuestos en este trabajo permiten la evaluación objetiva de la calidad del sueño. Además es posible observar su evolución en el tiempo, por ejemplo durante un tratamiento, e incluso hacer comparaciones entre pacientes. Este sistema es no invasivo, por lo que no afecta el desempeño del sueño. Además, al ser un sistema portable y fácil de usar, puede ser instalado en lugares de difícil acceso.

Una de las posibles aplicaciones del sistema es la utilización de éste como un mecanismo de control de riesgos por fatiga en establecimientos mineros, ya que este dispositivo es capaz de medir el parámetro correspondiente al primer nivel de control propuesto en [2], TB. Y como segundo nivel de control se requiere un sistema para determinar qué tan reparador es el sueño del sujeto, por lo que se propone la utilización del índice de calidad mostrado en este trabajo como segundo nivel de control de riesgos por fatiga.

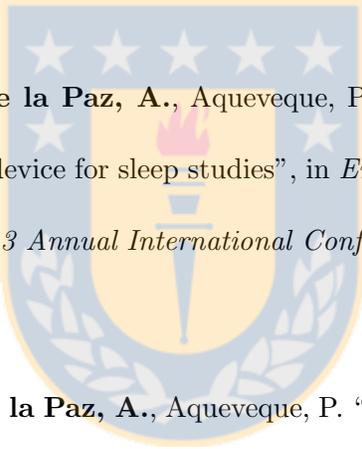
Otras aplicaciones del sistema son el monitoreo de pacientes postrados o en hospitales, en los cuales sería posible agregar un sistema de alarmas ante cualquier irregularidad en las señales obtenidas, y preescreening de polisomnografía, ya que al ser un sistema con un costo de utilización más bajo que la polisomnografía, puede alcanzar una mayor población que requiera realizarse un estudio de sueño.



## Capítulo 8

# Publicaciones

### Conferencias

- 
- Pino, E., **Dörner De la Paz, A.**, Aqueveque, P., Chávez, J., Morán, A. “Contact pressure monitoring device for sleep studies”, in *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2013 Annual International Conference of the IEEE*. 2013. pp 4160-4163.
  - Pino, E., **Dörner De la Paz, A.**, Aqueveque, P. “Non-Invasive Monitoring Device to Evaluate Sleep Quality at Mining Facilities”, in *Industry Applications Society (IAS), 2013 Annual Meeting of the IEEE*. 2013.

### Revista

- (En revisión) Pino, E., **Dörner De la Paz, A.**, Aqueveque, P. “Non-Invasive Monitoring Device to Evaluate Sleep Quality at Mining Facilities”, in *Industry Applications Society (IAS), 2013 IAS Transactions of the IEEE*.

# Bibliografía

- [1] J. V. Weil, “Sleep at high altitude,” *High altitude medicine & biology*, vol. 5, no. 2, pp. 180–189, 2004.
- [2] D. Dawson and K. McCulloch, “Managing fatigue: It’s about sleep,” *Sleep Medicine Reviews*, vol. 9, no. 5, pp. 365 – 380, 2005.
- [3] National Sleep Foundation. “How much sleep do we really need?” (Revisado: 2013.11.26) [Online]. Disponible en: <http://www.sleepfoundation.org/article/how-sleep-works/how-much-sleep-do-we-really-need>
- [4] W. R. Rughland, P. D. Rochford, F. J. O’Donoghue, R. J. Pierce, P. Singh, and A. T. Thornton, “The new AASM criteria for scoring hypopneas: impact on the apnea hypopnea index,” *Sleep*, vol. 32, no. 2, p. 150, 2009.
- [5] R. Drucker-Colin, “The function of sleep is to regulate brain excitability in order to satisfy the requirements imposed by waking,” *Behavioural Brain Research*, vol. 69, no. 1-2, pp. 117 – 124, 1995.
- [6] G. Tononi and C. Cirelli, “Sleep function and synaptic homeostasis,” *Sleep Medicine Reviews*, vol. 10, no. 1, pp. 49 – 62, 2006.

- [7] J. A. Hobson and E. F. Pace-Schott, “The cognitive neuroscience of sleep: neuronal systems, consciousness and learning,” *Nature Reviews Neuroscience*, vol. 3, no. 9, pp. 679–693, Sep. 2002.
- [8] S. Diekelmann and J. Born, “The memory function of sleep,” *Nature Reviews Neuroscience*, vol. 11, no. 2, pp. 114–126, Feb. 2010.
- [9] M. Daley, C. Morin, M. LeBlanc, J. Grégoire, J. Savard, and L. Baillargeon, “Insomnia and its relationship to health-care utilization, work absenteeism, productivity and accidents,” *Sleep Medicine*, vol. 10, no. 4, pp. 427 – 438, 2009.
- [10] R. Furlani and M. F. Ceolim, “Sleep quality of women with gynecological and breast cancer,” *Revista Latino-Americana de Enfermagem*, vol. 14, pp. 872 – 878, 12 2006.
- [11] J. Zeitlhofer, A. Schmeiser-Rieder, G. Tribl, A. Rosenberger, J. Bolitschek, G. Kapfhammer, B. Saletu, H. Katschnig, B. Holzinger, R. Popovic, and M. Kunze, “Sleep and quality of life in the austrian population,” *Acta Neurologica Scandinavica*, vol. 102, no. 4, pp. 249–257, 2000.
- [12] J. S. Carpenter and M. A. Andrykowski, “Psychometric evaluation of the pittsburgh sleep quality index,” *Journal of Psychosomatic Research*, vol. 45, no. 1, pp. 5 – 13, 1998.
- [13] S. Javaheri, A. Storfer-Isser, C. L. Rosen, and S. Redline, “Sleep quality and elevated blood pressure in adolescents,” *Journal of the American Heart Association*, vol. 118, no. 10, pp. 1034–1040, 2008.

- [14] S. V. Argyropoulos, J. A. Hicks, J. R. Nash, C. J. Bell, A. S. Rich, D. J. Nutt, and S. J. Wilson, "Correlation of subjective and objective sleep measurements at different stages of the treatment of depression," *Psychiatry Research*, vol. 120, no. 2, pp. 179 – 190, 2003.
- [15] S. Cohrs, T. Rasch, S. Altmeyer, J. Kinkelbur, T. Kostanecka, A. Rothenberger, E. R  ther, and G. Hajak, "Decreased sleep quality and increased sleep related movements in patients with tourette's syndrome," *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, vol. 70, no. 2, pp. 192–197, 2001.
- [16] N. M. Punjabi, "The epidemiology of adult obstructive sleep apnea," *Proceedings of the American Thoracic Society*, vol. 5, no. 2, p. 136, 2008.
- [17] T. Young, M. Palta, J. Dempsey, J. Skatrud, S. Weber, and S. Badr, "The occurrence of sleep-disordered breathing among middle-aged adults," *New England Journal of Medicine*, vol. 328, no. 17, pp. 1230–1235, 1993.
- [18] Sleep Guide. 'My CPAP experience II' (Revisado: 2013.11.24) [Online]. Disponible en: <http://www.sleepguide.com/forum/topics/my-cpap-experience-ii>
- [19] C. Guilleminault, A. Tilkian, and W. C. Dement, "The sleep apnea syndromes," *Annual review of medicine*, vol. 27, no. 1, pp. 465–484, 1976.
- [20] J. Teran-Santos, A. Jimenez-Gomez, and J. Cordero-Guevara, "The association between sleep apnea and the risk of traffic accidents," *New England Journal of Medicine*, vol. 340, no. 11, pp. 847–851, 1999.

- [21] M. S. Simmons and G. T. Clark, “The potentially harmful medical consequences of untreated sleep-disordered breathing: The evidence supporting brain damage,” *The Journal of the American Dental Association*, vol. 140, no. 5, pp. 536–542, 2009.
- [22] Y. Peker, J. Hedner, J. Norum, H. Kraiczi, and J. Carlson, “Increased incidence of cardiovascular disease in middle-aged men with obstructive sleep apnea: A 7-year follow-up,” *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, vol. 166, no. 2, pp. 159–165, 2002.
- [23] J.-D. L. Lattimore, D. S. Celermajer, and I. Wilcox, “Obstructive sleep apnea and cardiovascular disease,” *Journal of the American College of Cardiology*, vol. 41, no. 9, pp. 1429 – 1437, 2003.
- [24] J. Ronald, “Obstructive sleep apnea patients use more health care resources ten years prior to diagnosis,” *Sleep Research*, 1998.
- [25] C. F. P. George, “Reduction in motor vehicle collisions following treatment of sleep apnoea with nasal CPAP,” *Thorax*, vol. 56, no. 7, pp. 508–512, 2001.
- [26] I. A. Harsch, S. P. Schahin, M. Radespiel-Tröger, O. Weintz, H. Jahreis, F. S. Fuchs, G. H. Wiest, E. G. Hahn, T. Lohmann, P. C. Konturek, and J. H. Ficker, “Continuous positive airway pressure treatment rapidly improves insulin sensitivity in patients with obstructive sleep apnea syndrome,” *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, vol. 169, no. 2, pp. 156–162, 2004.
- [27] J. M. Monserrat, M. Ferrer, L. Hernandez, R. Farre, G. Vilagut, D. Navajas, J. R. Badia, E. Carrasco, J. De Pablo, E. Ballester, and M. Puig, “Effectiveness of cpap

- treatment in daytime function in sleep apnea syndrome,” *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, vol. 164, no. 4, pp. 608–613, 2001.
- [28] N. Jansen, L. Van Amelsvoort, T. Kristensen, P. Van den Brandt, and I. Kant, “Work schedules and fatigue: a prospective cohort study,” *Occupational and Environmental Medicine*, vol. 60, no. suppl 1, pp. i47–i53, 2003.
- [29] G. H. Halvani, M. Zare, and S. J. Mirmohammadi, “The relation between shift work, sleepiness, fatigue and accidents in iranian industrial mining group workers,” *Industrial Health*, vol. 47, no. 2, pp. 134–138, 2009.
- [30] H. Wickramasinghe and J. Anholm, “Sleep and breathing at high altitude,” *Sleep and Breathing*, vol. 3, pp. 89–101, 1999.
- [31] Y. Nussbaumer-Ochsner, N. Schuepfer, C. Siebenmann, M. Maggiorini, and K. E. Bloch, “High altitude sleep disturbances monitored by actigraphy and polysomnography,” *High Altitude Medicine & Biology*, vol. 12, no. 3, pp. 229–236, 2011.
- [32] Centers for Disease Control and Prevention, “Engineering controls,” *NIOSH Workplace Safety and Health Topic* (Revisado: 2013-03-01). Disponible en: <http://www.cdc.gov/niosh/topics/engcontrols/>
- [33] G. Yang, Y. Lin, and P. Bhattacharya, “A driver fatigue recognition model based on information fusion and dynamic bayesian network,” *Information Sciences*, vol. 180, no. 10, pp. 1942 – 1954, 2010, *Special Issue on Intelligent Distributed Information Systems*.

- [34] Y. Dong, Z. Hu, K. Uchimura, and N. Murayama, "Driver inattention monitoring system for intelligent vehicles: A review," *Intelligent Transportation Systems, IEEE Transactions on*, vol. 12, no. 2, pp. 596–614, 2011.
- [35] D. J. Buysse, M. L. Hall, P. J. Strollo, T. W. Kamarck, J. Owens, L. Lee, S. E. Reis, and K. A. Matthews, "Relationships between the pittsburgh sleep quality index PSQI, epworth sleepiness scale ESS, and clinical/polysomnographic measures in a community sample." *Journal of Clinical Sleep Medicine*, vol. 4, no. 6, pp. 563–571, Dec 2008.
- [36] M. W. Johns, "Daytime sleepiness, snoring, and obstructive sleep apnea. the epworth sleepiness scale." *Chest*, vol. 103, no. 1, pp. 30–36, 1993.
- [37] J. Backhaus, K. Junghanns, A. Broocks, D. Riemann, and F. Hohagen, "Test-retest reliability and validity of the pittsburgh sleep quality index in primary insomnia," *Journal of Psychosomatic Research*, vol. 53, no. 3, pp. 737 – 740, 2002.
- [38] C. Iber, *AASM Manual for Scoring Sleep*, The American Association of Sleep medicine, 2007.
- [39] P. A. Deutsch, M. S. Simmons, and J. M. Wallace, "Cost-effectiveness of split-night polysomnography and home studies in the evaluation of obstructive sleep apnea syndrome," *Journal of Clinical Sleep Medicine AASM*, 2006.
- [40] M. Xu, L. Belanger, H. Ivers, B. Guay, J. Zhang, and C. M. Morin, "Comparison of subjective and objective sleep quality in menopausal and non-menopausal women with insomnia," *Journal of the World Association of Sleep Medicine*, vol. 12, no. 1, pp. 65 – 69, 2011.

- [41] M. Heitkemper, M. Jarrett, R. Burr, K. C. Cain, C. Landis, M. Lentz, and A. Poppe, "Subjective and objective sleep indices in women with irritable bowel syndrome," *Journal of the American Neurogastroenterology and Motility Society/Functional Brain-Gut Research Group and the European Society of Neurogastroenterology and Motility*, vol. 17, no. 4, pp. 523–530, 2005.
- [42] S. Elsenbruch, M. J. Harnish, and W. C. Orr, "Subjective and objective sleep quality in irritable bowel syndrome," *Am J Gastroenterol*, vol. 94, no. 9, pp. 2447–2452, Sep. 1999.
- [43] H. Miwa, S.-i. Sasahara, and T. Matsui, "Roll-over detection and sleep quality measurement using a wearable sensor," in *Proc. 29th Annual Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society EMBS 2007*, 2007, pp. 1507–1510.
- [44] G. Balakrishnan, D. Burli, J. R. Burk, E. A. Lucas, and K. Behbehani, "Comparison of a sleep quality index between normal and obstructive sleep apnea patients," in *Proc. 27th Annual Int. Conf. of the Engineering in Medicine and Biology Society IEEE-EMBS 2005*, 2005, pp. 1154–1157.
- [45] R. Farre, J. Montserrat, and D. Navajas, "Noninvasive monitoring of respiratory mechanics during sleep," *European Respiratory Journal*, vol. 24, no. 6, pp. 1052–1060, 2004.
- [46] K. Higashikaturagi, Y. Nakahata, I. Matsunami, and A. Kajiwara, "Non-invasive respiration monitoring sensor using uwb-ir," in *Ultra-Wideband, 2008. ICUWB 2008. IEEE International Conference on*, vol. 1, 2008, pp. 101–104.

- [47] L. Walsh, E. Moloney, and S. McLoone, "Identification of nocturnal movements during sleep using the non-contact under mattress bed sensor," in *Proc. Annual Int Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC Conf. of the IEEE*, 2011, pp. 1660–1663.
- [48] D. I. Townsend, R. Goubran, M. Frize, and F. Knoefel, "Preliminary results on the effect of sensor position on unobtrusive rollover detection for sleep monitoring in smart homes," in *Proc. Annual Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society EMBC 2009*, 2009, pp. 6135–6138.
- [49] D. I. Townsend, M. Holtzman, R. Goubran, M. Frize, and F. Knoefel, "Measurement of torso movement with delay mapping using an unobtrusive pressure-sensor array," *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 60, no. 5, pp. 1751–1760, 2011.
- [50] D. Townsend, M. Holtzman, R. Goubran, M. Frize, and F. Knoefel, "Relative thresholding with under-mattress pressure sensors to detect central apnea," *Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on*, vol. 60, no. 10, pp. 3281–3289, oct. 2011.
- [51] D. Townsend, R. Goubran, F. Knoefel, and J. Leech, "Validation of unobtrusive pressure sensor array for central sleep apnea screening," *Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on*, vol. PP, no. 99, pp. 1–9, 2012.
- [52] M. Holtzman, A. Arcelus, R. Goubran, and F. Knoefel, "Breathing signal fusion in pressure sensor arrays," in *Proc. IEEE Int. Workshop Medical Measurements and Applications MeMeA 2008*, 2008, pp. 71–76.
- [53] M. Holtzman, D. Townsend, R. Goubran, and F. Knoefel, "Validation of pressure sen-

- sors for physiological monitoring in home environments,” in *Proc. (MeMeA) Workshop IEEE Int Medical Measurements and Applications*, 2010, pp. 38–42.
- [54] M. Holtzman, R. Goubran, and F. Knoefel, “Maximal ratio combining for respiratory effort extraction from pressure sensor arrays,” in *Proc. (MeMeA) Workshop IEEE Int Medical Measurements and Applications*, 2011, pp. 88–92.
- [55] M. Jones, R. Goubran, and F. Knoefel, “Reliable respiratory rate estimation from a bed pressure array,” in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. EMBS '06. 28th Annual International Conference of the IEEE*, 30 2006-sept. 3 2006, pp. 6410–6413.
- [56] J. R. Waters and J. R. LaCourse, “Unconstrained and non-invasive respiration monitoring for obstructive sleep apnea prevention,” in *Proc. IEEE 35th Annual Northeast Bioengineering Conf*, 2009, pp. 1–2.
- [57] A. Arcelus, M. H. Jones, R. Goubran, and F. Knoefel, “Integration of smart home technologies in a health monitoring system for the elderly,” in *Proc. 21st Int. Conf. Advanced Information Networking and Applications Workshops AINAW '07*, vol. 2, 2007, pp. 820–825.
- [58] M. Howell Jones, A. Arcelus, R. Goubran, and F. Knoefel, “A pressure sensitive home environment,” in *Proc. IEEE Int. Workshop Haptic Audio Visual Environments and their Applications HAVE 2006*, 2006, pp. 10–14.
- [59] M. H. Jones, R. Goubran, and F. Knoefel, “Identifying movement onset times for a

- bed-based pressure sensor array,” in *Proc. IEEE Int. Workshop Medical Measurement and Applications MeMea 2006*, 2006, pp. 111–114.
- [60] K. Niizeki, I. Nishidate, K. Uchida, and M. Kuwahara, “Unconstrained cardiorespiratory and body movement monitoring system for home care,” *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 43, no. 6, pp. 716–724, 2005.
- [61] M. M. Mitler, J. C. Miller, J. J. Lipsitz, J. K. Walsh, and C. D. Wylie, “The sleep of long-haul truck drivers,” *New England Journal of Medicine*, vol. 337, no. 11, pp. 755–762, 1997, PMID: 9287232.
- [62] N. Burioka, G. Cornélissen, F. Halberg, D. T. Kaplan, H. Suyama, T. Sako, and E. Shimizu, “Approximate entropy of human respiratory movement during eye-closed waking and different sleep stages,” *CHEST Journal*, vol. 123, no. 1, pp. 80–86, 2003.
- [63] A. S. Jordan, D. J. Eckert, A. Wellman, J. A. Trinder, A. Malhotra, and D. P. White, “Termination of respiratory events with and without cortical arousal in obstructive sleep apnea,” *American journal of respiratory and critical care medicine*, vol. 184, no. 10, pp. 1183–1191, 2011.
- [64] E. Pino, L. Ohno-Machado, E. Wiechmann, and D. Curtis, “Real-time ecg algorithms for ambulatory patient monitoring,” in *AMIA Annual Symposium Proceedings*, vol. 2005. American Medical Informatics Association, 2005, p. 604.

## Apéndice A

# Validación de la señal respiratoria

Se utiliza el coeficiente de correlación de Pearson para observar si existe una relación lineal entre la frecuencia respiratoria obtenida con la malla de sensores de presión y el flujómetro, y así validar el dispositivo. Para esto se utiliza la Ecuación A.1, donde  $x$  e  $y$  corresponden a las variables aleatorias a comparar,  $s_x$  y  $s_y$  a la desviación estándar de las muestras de  $x$  e  $y$ ,  $n$  es el número de muestras de ambas variables y  $\bar{x}$  e  $\bar{y}$  son las medias de cada variable.

$$r_{xy} = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{(n - 1)s_x s_y} \quad (\text{A.1})$$

El valor de  $r_{xy}$  se interpreta de la siguiente forma:

- Si  $r_{xy}$  tiene un valor igual a 0, la correlación entre ambas variables no existe.
- Si  $r_{xy}$  tiene un valor igual a 1, la correlación entre ambas variables es positiva y perfecta.

- Si  $r_{xy}$  tiene un valor igual a -1, la correlación entre ambas variables es negativa y perfecta.

Se obtuvo  $r_{xy}$  igual a 0.904, por lo que existe una correlación positiva entre ambas señales.

Luego para medir el nivel de significancia del coeficiente de correlación de Pearson se plantean la siguiente hipótesis:

- $H_0$ : El coeficiente de correlación de Pearson es  $r=0$ .

Se realiza el test de t-Student con una significancia de  $\alpha = 0,001$ , y  $N=748$  grados de libertad. Para el cálculo de  $t$  se utiliza la Ecuación A.2, y se obtuvo  $t = 57,8349$ . Éste se compara con el  $t$  obtenido en las tablas de t-Student para el nivel de significancia y grados de libertad anteriormente mencionados, y corresponde a  $t_{[0,001,748]} = 3,3$ .

Como  $t > t_{[0,001,748]}$ , se rechaza la hipótesis nula. Por lo tanto las señales captadas por el flujómetro y por la malla de sensores de presión están relacionadas.

$$t = \frac{r_{xy} - 0}{\sqrt{\frac{1-r_{xy}^2}{N-2}}} \quad (\text{A.2})$$