

# UNIVERSIDAD DE CONCEPCIÓN

FACULTAD DE INGENIERÍA  
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELÉCTRICA



Profesor Patrocinante:

**DSc. Pablo Aqueveque N.**

Informe de Memoria de Título  
para optar al título de:

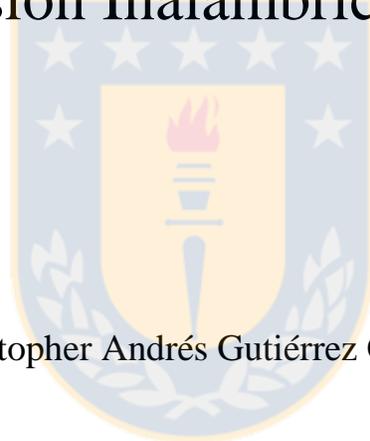
**Ingeniero Civil Biomédico**

## Sistema de Monitoreo Continuo de Signos Vitales con Sensores No Invasivos y Transmisión Inalámbrica de Datos

UNIVERSIDAD DE CONCEPCIÓN  
Facultad de Ingeniería  
Departamento de Ingeniería Eléctrica

Profesor Patrocinante:  
DSc. Pablo Aqueveque N.

# Sistema de Monitoreo Continuo de Signos Vitales con Sensores No Invasivos y Transmisión Inalámbrica de Datos



Christopher Andrés Gutiérrez Cisternas

Informe de Memoria de Título  
para optar al Título de

Ingeniero Civil Biomédico

Marzo 2016

## Resumen

En esta memoria de título se presenta un dispositivo “*wearable*”, que consiste en un sistema de monitoreo continuo de signos vitales y variables ambientales, con sensores no invasivos y transmisión inalámbrica de datos, para determinar el estado de salud actual del usuario y las condiciones de su entorno, con el fin de entregar asistencia médica si se requiere.

Este sistema registra las siguientes señales: Electrocardiograma (ECG), mediante electrodos textiles que sensan la actividad eléctrica del corazón, movimiento respiratorio, gracias a un elástico piezoresistivo que capta el movimiento tóraco-abdominal, Temperatura Corporal Periférica (TCP), a través de un termistor de resistencia variable que capta la temperatura axilar, Temperatura Ambiental ( $T_a$ ) y Humedad Relativa (HR), mediante un sensor comercial, SHT15, que determina digitalmente las condiciones ambientales. A partir de las mediciones se calcularon parámetros fisiológicos, Frecuencia Cardíaca (FC) y Frecuencia Respiratoria (FR). Luego, los sensores fueron incorporados a una camiseta de microfibra y se fabricó un circuito analógico para acondicionar esta señal según los requerimientos del Microcontrolador (MCU) para su posterior digitalización.

Una vez que las señales son digitalizadas se realiza un pre-procesamiento en el MCU, para posteriormente ser enviado mediante un módulo Bluetooth (BT) a un computador personal, el cual es utilizado como central de monitoreo. El software diseñado tiene dos modos: Adquisición, donde se despliega una interfaz que permite visualizar en tiempo real las señales, parámetros fisiológicos y variables ambientales, y Revisión de Datos, que consiste en una interfaz que muestra los datos adquiridos por el sistema, con el objetivo de tener almacenada la información y pueda ser revisada por un profesional capacitado.

Para entregar mayor seguridad al paciente, al dispositivo se le agrega un sistema de alarmas que informa al usuario cuando tiene uno o varios parámetros fuera de los rangos, los cuales son establecidos previamente. Además, se lleva un registro de estas alertas, para que puedan ser revisadas por un especialista, mediante la interfaz diseñada para la revisión de datos y así identificar el momento exacto de la descompensación.

El sistema fue probado en 3 sujetos, dos adultos y un infante, los cuales fueron medidos en laboratorio y en el hogar. Los sujetos de prueba adultos, tenían 20 y 23 años, de sexo femenino y masculino, respectivamente, la infante de 9 años, de sexo femenino. Se realizaron mediciones en reposo y en actividad de baja intensidad, en donde se aprecia un buen funcionamiento del dispositivo en los adultos, ya que la camiseta era de su tamaño y quedaba ajustada al cuerpo. Sin embargo, a la

niña, a pesar de que la camiseta quedaba holgada y la señal se ve afectada por movimientos y ruido externo, también se pudo monitorear los signos vitales, por lo que, utilizando una camiseta de su tamaño deberían desaparecer estas componentes.

Por otro lado, el sujeto de 23 años se sometió a distintas actividades, siendo monitoreado por el dispositivo. Estas actividades son: acostado, trabajo de escritorio, caminando, sentarse y pararse reiterativamente, lavando loza, bicicleta a baja intensidad, bicicleta a mediana intensidad y realizando sentadillas. Se comprobó que el sistema funciona correctamente en las actividades de reposo y baja intensidad, viéndose afectado por ruido y saturación en las actividades de mediana intensidad.

En general, las mediciones de ciclos respiratorios, TCP,  $T_a$  y HR no fueron afectadas por perturbaciones, sin embargo, el sensor con mayor sensibilidad a estas componentes fueron los electrodos textiles, afectando al ECG en las actividades de mediana intensidad.





*“Me lo contaron y lo olvidé; lo vi y lo entendí; lo hice y lo aprendí”*

***Confucio.***

## Agradecimientos

El amor de las personas que te rodean es fundamental para aumentar tu confianza y alcanzar tus metas. En primer lugar quisiera agradecer a mi familia, que nunca ha dudado de mí, ni de mis capacidades durante todo este caminar universitario. Especialmente a mis padres, Pablo e Irma, sin ellos nada hubiese sido posible, muchas gracias por todas las enseñanzas, contenciones, motivación y amor que me entregan todos los días.

A mi polola, Claudia, desde nuestro comienzo me has aprendido a conocer, motivado y apoyado en todos mis proyectos y ocurrencias, alegrándote con cada paso que doy. Haz sido y serás fundamental en esta etapa y en mi vida, tú sabes todo lo que siento por ti. Gracias por tu amor incondicional y templanza, sin ti todo hubiese sido más difícil.

También quisiera agradecer a mi profesor patrocinante, Pablo Aqueveque, por su guía, retos y soporte durante el desarrollo de este trabajo. A Don Alejandro y Javier, por toda la ayuda y asesoramiento que me han brindado para realizar la memoria de la mejor manera posible.

A Marco, Ulloino, hemos compartido altos y bajos, frustraciones y logros, alegrías y tristezas durante estos 6 años de universidad, muchas gracias por aguantar mis arrebatos y tonterías, eres y serás mi gran amigo. También a mis compañeros y amigos: Britam, Mane, Dany y Belén, gracias por sus consejos, apoyo, conocimientos y ayuda que me han dado, tanto en lo académico, como en lo personal.

Debo mencionar a mi tía Iris, Natalia, Isidora y Macarena, por su participación activa en la ejecución de este proyecto, sin ellas el esfuerzo hubiese sido aún mayor, muchas gracias por su tiempo y dedicación.

Finalmente, agradecer a todas las personas que confiaron en mis capacidades y me apoyaron incondicionalmente, entregándome sus consejos y sugerencias para poder entregar un buen trabajo.

# Tabla de Contenidos

<b>LISTA DE TABLAS .....</b>	<b>IX</b>
<b>LISTA DE FIGURAS .....</b>	<b>X</b>
<b>ABREVIACIONES .....</b>	<b>XII</b>
<b>CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN. ....</b>	<b>1</b>
1.1 INTRODUCCIÓN GENERAL .....	1
1.2 DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA.....	3
1.3 ESTADO DEL ARTE.....	3
1.4 DISCUSIÓN.....	8
1.5 OBJETIVOS.....	9
1.5.1 <i>Objetivo General.</i> .....	9
1.5.2 <i>Objetivos Específicos.</i> .....	9
1.6 ALCANCES Y LIMITACIONES.....	9
1.7 TEMARIO.....	10
<b>CAPÍTULO 2. MARCO TEÓRICO Y METODOLOGÍA.....</b>	<b>11</b>
2.1 INTRODUCCIÓN.....	11
2.2 VARIABLES FISIOLÓGICAS.....	11
2.3 VARIABLES AMBIENTALES.....	15
2.4 METODOLOGÍA.....	16
<b>CAPÍTULO 3. SENSORES.....</b>	<b>17</b>
3.1 INTRODUCCIÓN.....	17
3.2 SENSORES FISIOLÓGICOS.....	18
3.2.1 <i>Electrocardiograma (ECG).</i> .....	19
3.2.2 <i>Actividad Respiratoria.</i> .....	20
3.2.3 <i>Temperatura Corporal Periférica (TCP).</i> .....	20
3.3 SENSORES AMBIENTALES.....	21
<b>CAPÍTULO 4. SISTEMA DE ADQUISICIÓN.....</b>	<b>22</b>
4.1 INTRODUCCIÓN.....	22
4.2 SENSORES.....	23
4.3 DISEÑO DEL DISPOSITIVO.....	24
4.4 CIRCUITO ANALÓGICO.....	25
4.4.1 <i>Electrocardiograma (ECG).</i> .....	25
4.4.2 <i>Actividad Respiratoria.</i> .....	30
4.4.3 <i>Temperatura Corporal Periférica (TCP).</i> .....	31
4.4.4 <i>Sensores Ambientales.</i> .....	31
4.5 MICROCONTROLADOR (MCU).....	31
4.5.1 <i>Procesamiento ECG y FR.</i> .....	32
4.5.2 <i>Cálculo de la TCP.</i> .....	33
4.5.3 <i>Protocolo de comunicación sensor SHT15.</i> .....	34
4.6 TRANSMISIÓN INALÁMBRICA DE DATOS .....	36
<b>CAPÍTULO 5. SOFTWARE.....</b>	<b>38</b>
5.1 INTRODUCCIÓN.....	38
5.2 FUNCIONAMIENTO GENERAL.....	38
5.3 MODO ADQUISICIÓN.....	40
5.3.1 <i>Calculo de Frecuencia Cardiaca.</i> .....	42
5.3.2 <i>Calculo de Frecuencia Respiratoria.</i> .....	44
5.3.3 <i>Alarmas.</i> .....	44
5.4 MODO REVISIÓN DE DATOS.....	47

<b>CAPÍTULO 6. PRUEBAS DEL SISTEMA Y RESULTADOS.....</b>	<b>50</b>
6.1 INTRODUCCIÓN.....	50
6.2 EN LABORATORIO.....	50
6.3 EN TERRENO.....	53
6.3.1 <i>Adulto</i> .....	53
6.3.2 <i>Infante</i> .....	55
6.4 MEDICIÓN DE ACTIVIDADES COTIDIANAS.....	57
<b>CAPÍTULO 7. DISCUSIÓN GENERAL Y TRABAJOS FUTUROS.....</b>	<b>59</b>
7.1 DISCUSIÓN.....	59
7.2 TRABAJOS FUTUROS.....	61
<b>BIBLIOGRAFÍA.....</b>	<b>63</b>
<b>ANEXO A. CONSENTIMIENTO INFORMADO.....</b>	<b>66</b>
<b>ANEXO B. GRÁFICOS DE MEDICIONES EN ACTIVIDADES COTIDIANAS.....</b>	<b>68</b>
B.1. INFANTE.....	68
B.1.1 <i>Actividad de baja intensidad</i> .....	68
B.2. ADULTO.....	70
B.2.1 <i>Acostado</i> .....	70
B.2.2 <i>Trabajo de Escritorio</i> .....	71
B.2.3 <i>Caminando</i> .....	73
B.2.4 <i>Sentarse y pararse reiterativamente</i> .....	74
B.2.5 <i>Lavando Loza</i> .....	76
B.2.6 <i>Bicicleta estática baja intensidad</i> .....	77
B.2.7 <i>Bicicleta estática mediana intensidad</i> .....	79
B.2.8 <i>Sentadillas</i> .....	80



# Lista de Tablas

TABLA 2.1 Rangos normales de las principales variables fisiológicas en pediatría. .... 12

TABLA 5. 1 Posible condición fisiológica que entrega el programa dependiendo del estado del paciente..... 46

TABLA 6. 1 Resultados obtenidos realizando actividades cotidianas ..... 58



## Lista de Figuras

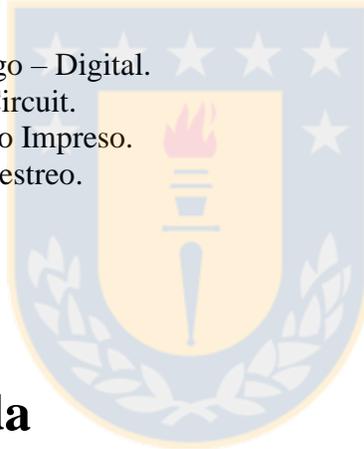
Figura 1.1 Diagrama básico del procesamiento de la señal adquirida por el sistema de monitoreo. ....	4
Figura 2.1 Trayecto del impulso nervioso y señal de ECG. ....	13
Figura 2.2 Derivaciones bipolares de las extremidades. ....	13
Figura 2.3 Ciclo respiratorio. . ....	14
Figura 3.1 Diagrama de los posibles sensores aplicados en el sistema de monitoreo. ....	17
Figura 3.2 Tela conductora Shieldex. ....	19
Figura 3.3 Electrodo textil o Textrodo. ....	19
Figura 3.4 Elástico piezoresistivo de 4 pulgadas. . ....	20
Figura 3.5 Termistor 10[k $\Omega$ ] NTC. ....	21
Figura 3.6 Sensor Ambiental SHT15. ....	21
Figura 4.1 Esquema de circuito implementado en protoboard. ....	22
Figura 4.2 Sistema de Adquisición. ....	23
Figura 4.3 Sensores incorporados en los elásticos. ....	24
Figura 4.4 Sistema de Adquisición. ....	25
Figura 4.5 Amplificador de Instrumentación INA128P. ....	26
Figura 4.6 Filtro activo pasa-bajo de primer orden con frecuencia de corte 100 Hz. ....	26
Figura 4.7 Simulación en Multisim de filtro activo pasa-bajo, con frecuencia de corte 100 Hz. ....	27
Figura 4.8 Filtro activo pasa-alto de primer orden con frecuencia de corte 5 Hz. ....	28
Figura 4.9 Simulación en Multisim de filtro activo pasa-alto, con frecuencia de corte 5 Hz. ....	28
Figura 4.10 Filtro Notch rechaza banda de 50 Hz. ....	29
Figura 4.11 Simulación en Multisim de filtro Notch, con frecuencia de atenuación de 50 Hz. ....	29
Figura 4.12 Sumador inversor, utilizado para aplicar un offset a la señal filtrada de ECG. ....	30
Figura 4.13 Esquema general del funcionamiento del MCU. ....	32
Figura 4.14 Secuencia de inicio de transmisión. ....	35
Figura 4.15 Protocolo de comunicación entre SHT15 y MCU. Medición de T <sub>a</sub> y HR. ....	36
Figura 4.16 Módulo Bluetooth RN42XV. ....	37
Figura 5.1 Interfaz inicial del software. ....	38
Figura 5.2 Ventana de configuración de alarmas con valores predeterminados. ....	39
Figura 5.3 Interfaz gráfica de adquisición. ....	41
Figura 5.4 Interfaz del sistema actualizada cada 25 ms. ....	42
Figura 5.5 Diagrama de flujo de detección de complejo QRS. ....	43
Figura 5.6 Diagrama de flujo de detección de ciclos respiratorios. ....	45
Figura 5.7 Ventana de alerta, aparece cuando el paciente está fuera de los rangos establecidos. ....	45
Figura 5.8 Interfaz de revisión de datos. ....	48
Figura 5.9 Esquema general del funcionamiento del Software. ....	49
Figura 6.1 Sujeto de prueba siendo monitoreado por el sistema en laboratorio. ....	51
Figura 6.2 Variables fisiológicas de adulto de 23 años. (a) ECG, (b) Ciclos Respiratorios. ....	51
Figura 6.3 Parámetros fisiológicos de adulto de 23 años. (a) FC, (b) FR, (c) TCP. ....	52
Figura 6.4 Variables ambientales en medición de adulto de 23 años. (a) T <sub>a</sub> , (b) HR. ....	52

Figura 6.5 Variables fisiológicas de adulto de 20 años. (a) ECG, (b) Ciclos Respiratorios. ....	54
Figura 6.6 Parámetros fisiológicos de adulto de 20 años. (a) FC, (b) FR, (c) TCP. ....	54
Figura 6.7 Variables ambientales en medición de adulto de 23 años. (a) Ta, (b) HR.....	55
Figura 6.8 Sujeto de prueba infante siendo monitoreado por el sistema en terreno. ....	55
Figura 6.9 Variables fisiológicas del infante. (a) ECG, (b) Ciclos Respiratorios. ....	56
Figura 6.10 Parámetros fisiológicos del infante. (a) FC, (b) FR, (c) TCP. ....	56
Figura 6.11 Variables ambientales en medición de infante. (a) Ta, (b) HR.....	57



## Abreviaciones

ECG	: Electrocardiograma.
FR	: Frecuencia Respiratoria.
FC	: Frecuencia Cardíaca.
FC <sub>MAX</sub>	: Frecuencia Cardíaca Máxima.
SaO <sub>2</sub>	: Saturación de Oxígeno.
T°	: Temperatura.
TCP	: Temperatura Corporal Periférica.
T <sub>a</sub>	: Temperatura Ambiental.
HR	: Humedad Relativa.
GPS	: Sistema de posicionamiento global.
SMSL	: Síndrome de la muerte súbita del lactante.
EEG	: Electroencefalograma.
LED	: Light emitting diodes.
MCU	: Microcontrolador.
BT	: Bluetooth.
GND	: Ground o Tierra.
ADC	: Conversor Análogo – Digital.
I <sub>2</sub> C	: Inter-Integrated Circuit.
PCB	: Tarjeta de Circuito Impreso.
f <sub>s</sub>	: Frecuencia de muestreo.



## Unidades de Medida

°C	: Grados Celsius.
MmHg	: Milímetros de Mercurio.
Ω	: Ohm.
kΩ	: kilo-Ohm.
V	: Volt.
V <sub>p-p</sub>	: Voltaje pico a pico.
s	: Segundos.
ms	: mili-segundos.
min	: Minutos.
Hz	: Hertz.
kHz	: kilo-Hertz.
kB	: kilo-Byte.
mA	: mili-Ampere.
h	: Hora.

# Capítulo 1. Introducción.

---

## 1.1 Introducción General.

Conforme al transcurso de los años el avance de la tecnología es cada vez más rápido. En la actualidad, encontramos conceptos innovadores que van siendo cada vez más comunes, como por ejemplo: el internet de las cosas, tecnología “*wearable*” [1], impresiones en tres dimensiones, entre otras.

En esta memoria nos enfocaremos en la tecnología “*wearable*”. Este tipo de tecnología data del siglo XVII con el uso del anillo-ábaco utilizado en la dinastía china en el año 1644. Posterior a este hito se considera que los avances en el ámbito fueron ocurriendo por periodos de tiempo prolongados, sin embargo, ese intervalo ha ido en constante decremento con el paso de los años. Desde el año 2000 se produjo un auge de esta tecnología con la aparición de dispositivos como: auriculares bluetooth y aplicaciones deportivas. En el mercado encontramos productos de gran demanda como el Apple Watch y Oculus Rift que es un dispositivo de realidad virtual.

Se utiliza el concepto de tecnología “*wearable*” a todo dispositivo electrónico incorporado en alguna parte de nuestro cuerpo y que esté en permanente contacto e interacción con el usuario, además, es posible comunicarse con otro u otros dispositivos con la finalidad interaccionar o de cumplir alguna función específica [2]. Ésta tecnología está basada en la programación de pequeños microcontroladores, que pasan a ser parte del usuario, y son los encargados del procesamiento de las señales adquiridas por los sensores.

Las aplicaciones para este tipo de tecnología son bastantes amplias, con el objetivo de satisfacer todas nuestras necesidades, como para aumentar la seguridad de las personas que trabajan en un ambiente peligroso (como los bomberos o mineros), en el deporte, en la salud, por ejemplo. Y en esta última área es donde nos enfocaremos para el tema de este proyecto.

En el área de la salud aún existe un gran potencial conforme a este tipo de avances, sin embargo, la principal función que se le entrega a la tecnología “*wearable*” es la de monitoreo continuo de variables fisiológicas, un tema importantes para todo tipo de pacientes. Los sistemas de monitoreo de variables fisiológicas presente en los centros asistenciales poseen como finalidad ser una fuente de información del estado actual del paciente, información que utiliza el personal clínico para decidir qué tipo de tratamiento se aplicará.

Esto se hace posible gracias al uso de múltiples sensores, o también denominados bio-sensores, los cuales son capaces de captar distintas señales eléctricas, reacciones químicas o biológicas que nuestro cuerpo produce. Esta tecnología va ligada a la utilizada en esta memoria, ya que, estos sensores combinan la especificidad y sensibilidad de los sistemas biológicos [3]. Por esto, las opciones de variables que podemos monitorear son bastantes, sin embargo, dentro de las más utilizadas encontramos: actividad cardiaca, la cual se observa mediante un Electrocardiograma (ECG), Tasa de pulso cardiaco, Frecuencia Respiratoria (FR), Saturación de Oxígeno (SaO<sub>2</sub>), Temperatura Corporal Periférica (TCP), entre otros. Además se pueden incorporar la medición de variables ambientales que pueden afectar el estado de salud del paciente, como por ejemplo, la humedad relativa ambiental.

Por lo general, este tipo de sistema de monitoreo se encuentra bajo la responsabilidad de un especialista y afecta la comodidad del paciente. Por este motivo, se busca desarrollar dispositivos con características no invasivas (se entiende como no invasivo a cualquier práctica que no involucre cruzar la barrera de la piel), sin embargo, y enfocándonos en la comodidad del paciente, los electrodos adhesivos usados para la obtención de la actividad eléctrica del corazón (ECG) pueden resultar incómodos y dañar la piel causando alergia o irritación, por lo que éste tipo de sensores también serán considerados como invasivos [4]. La medicina basada en la evidencia demuestra que al aumentar la comodidad del paciente se disminuye los tiempos de recuperación.

Estos sistemas de monitoreo continuo son llamados Holter, procedimiento que consiste en adquirir una señal continua de los signos vitales del paciente, especialmente el ECG en un periodo entre 24 a 48 horas. Los pacientes al realizar este análisis están obligados a llevar equipamiento médico durante sus actividades diarias, tanto laborales como familiares, produciendo en algunos casos molestias y disgusto, que dificultan la adherencia al examen.

Un factor importante a considerar es la sensibilidad cutánea, por ejemplo, usar electrodos de gel adheridos a la piel por un periodo prolongado de tiempo puede producir irritación e incluso, en algunos casos, dermatitis (que es una pequeña infección en la piel por causa de los electrodos). Cuando se debe estar hospitalizados, el entorno clínico es bastante limitante por la cantidad de cables que se necesitan para monitorizar todas las variables necesarias, por lo que ésta sería otra gran ventaja de esta tecnología

Finalmente se propone el desarrollo de una camiseta equipada con sensores para la determinación de signos vitales y variables ambientales, con el objetivo de realizar un sistema de monitoreo continuo de algunas variables fisiológicas del paciente, entregando información de su estado de salud al personal clínico tratante y familiares.

## 1.2 Descripción del Problema.

Monitorizar a un paciente, corresponde a la acción de supervisar continuamente variables fisiológicas relevantes que describen su estado de salud y comportamiento, con el objetivo de informar cuando los parámetros se encuentren fuera de los rangos normales, gracias a un sistema de alarmas. Cuando estos sistemas se comunican inalámbricamente a una central de monitoreo, se denomina telemetría.

En el ambiente hospitalario, se utiliza una amplia gama de estos sistemas de monitoreo, los cuales están basados en sensores, tanto invasivos, como no invasivos. Éstos últimos, por ser utilizados de manera superficial, se usan en distintos campos, como deporte, fuerzas armadas y en la industria.

La tecnología “*wearable*”, asociada a estos sistemas de monitoreo continuo, han abierto una área innovadora, donde se pueden desarrollar una gran variedad de proyectos. En esta memoria de título se presenta un sistema de monitoreo remoto “*wearable*”, que consiste en incorporar sensores no invasivos en una camiseta para monitorear distintos parámetros fisiológicos. Este sistema puede ser utilizado, tanto en un ámbito hospitalario o de manera ambulatoria ayudando a minimizar el estrés y evitar incomodidades por parte del equipo médico.

El sistema es formulado para ser usado en todo tipo de pacientes. Los equipos que suplen la funcionalidad del sistema propuesto, son los Holter, equipos portátiles que miden parámetros específicos por largos periodos de tiempo, siendo incómodos y afectando la movilidad de los pacientes.

## 1.3 Estado del Arte.

Cómo fue mencionado anteriormente, para que un dispositivo sea considerado dentro de la categoría de “*wearable*”, debe estar en contacto con el cuerpo e interactuando con él durante todo el periodo de tiempo que el dispositivo o sensor está funcionando, generalmente, con transmisión inalámbrica de datos.

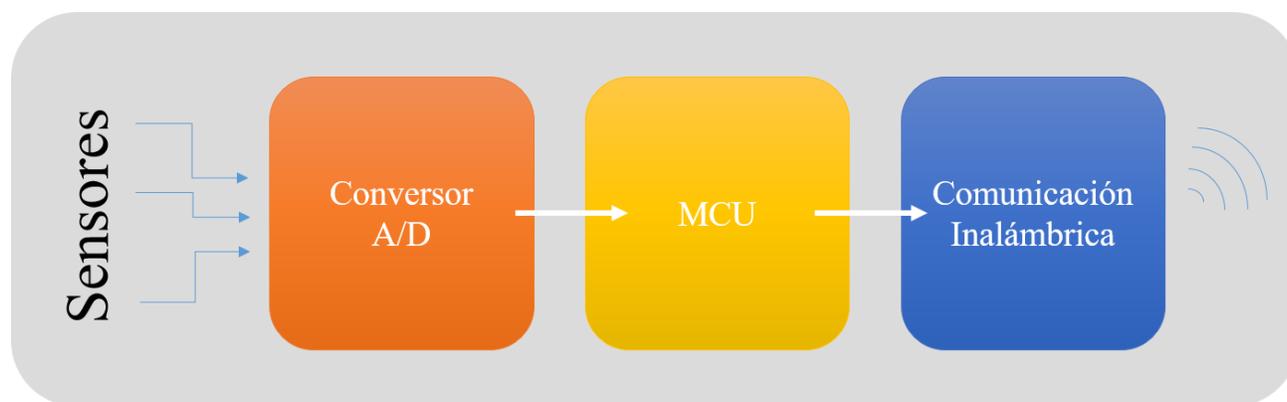
Algunas de las funciones médicas que se pueden dar a estos equipos, pueden ser: controlar los movimientos musculares, recuperar y controlar algunas funciones perdidas del cerebro, nuevas estrategias de rehabilitación, entre otros [5]. Sin embargo, dentro de las aplicaciones clínicas encontramos el monitoreo de señales fisiológicas con el objetivo de poder utilizar estos sistemas no tan solo dentro de un ambiente clínico, sino que también fuera de él.

Sin duda, los dispositivos “wearable” se pueden dividir en dos áreas, los sensores, que captan y transmiten la señal, y el hardware, encargado del procesamiento de las señales y transmisión de la información. Los sensores, son componentes fundamentales en cada uno de estos equipos de monitorización.

Los avances de los sensores o bio-sensores (denominados así por estar directamente relacionados con parámetros biológicos o químicos del ser humano) ha sido tan explosivo que durante los últimos años se han intentado varias metodologías, una de ellas es implantarlos, caen dentro de la categoría “wearable” porque la interacción con el usuario es constante a pesar del factor invasivo, sin embargo, estas cirugías son muy pequeñas y rápidas, las cuales puede evitar incomodidades posteriores. Algunas aplicaciones para esta técnica pueden ser: medir los niveles de glucosa de la sangre, evitando el pinchazo diario para los pacientes con diabetes, medir temperatura corporal interior, monitorear órganos específicos como corazón o hígado, etc. [6].

La obtención de la señal por estos sensores debe ser transformada de una señal análoga a una digital, la exactitud de la transformación depende de la cantidad de bit que posea el microcontrolador, para luego procesar la información y finalmente se envía hacia un servidor central o a un dispositivo electrónico de forma inalámbrica (Figura 1.1).

Los bio-sensores en general nos proveen de información importante del estado de salud de los pacientes, dependiendo de esta información el personal clínico determinará cual es el diagnóstico y cuáles son los pasos a seguir para tratar al paciente y lograr su recuperación.



**Figura 1.1 Diagrama básico del procesamiento de la señal adquirida por el sistema de monitoreo.**

Los monitores multiparámetros son dispositivos electrónicos que permiten analizar, detectar y desplegar de forma continua los parámetros fisiológicos del paciente. Comúnmente estos monitores poseen un sistema de alarmas, las cuales informan al encargado del paciente si éste sufre alguna descompensación. Dependiendo del tipo de monitor se configura qué variables se quieren observar, por ejemplo, electrocardiograma (ECG), frecuencia respiratoria (FR), Saturimetría de Oxígeno (SaO<sub>2</sub>), presión sanguínea invasiva, presión sanguínea no invasiva, entre otras.

El ECG es una de las señales más poderosas para determinar el estado de salud de un paciente, ya que, con ella se pueden determinar el ritmo cardíaco o las posibles alteraciones en la función del corazón. Generalmente esta señal es adquirida mediante electrodos con adhesivo superficial que traen incorporado gel para mejorar la conductividad entre la piel y el electrodo, detectando el viaje del impulso nervioso que provoca la contracción cardíaca. Sin embargo, dentro de la tecnología “wearable” estos electrodos podrían ser reemplazados por una innovadora tela conductiva. Las investigaciones que se han realizado en adultos sobre la adaptación de la adquisición de ECG con tres electrodos textiles han entregado buenos resultados, obteniendo una señal con un notorio complejo QRS [7].

Desde que aparecieron los electrodos textiles, las innovaciones en este ámbito son cada vez mayores, ya que, en conjunto con los sistemas portátiles y tecnología “wearable” facilitan la creación de aplicaciones comerciales, accesibles y fáciles de utilizar, tanto deportivas como médicas. Por el momento, uno de los mayores usos que se le da a este componente es la adquisición de ECG. Los textrodos están hechos de un material conductivo, comúnmente, hilos metálicos o caucho conductivo, sin embargo, se están investigando materiales en base a polímeros, como el polipropileno conductivo [8], no obstante, uno de los materiales que mejores resultados a dado es la plata o cloruro de plata (Ag / AgCl) [9]. Cabe mencionar, que en trabajos ya realizados, los textrodos han sido utilizados para la obtención de ECG, sin embargo, el avance y sensibilidad de estos componentes ha ido mejorando, con el fin de alcanzar a captar un electroencefalograma (EEG) [10].

Hay sensores que se utilizan frecuentemente para la adquisición de otras variables fisiológicas, no invasivos, por ejemplo, en el caso de la FR se utiliza una mascarilla con un flujómetro el cual está encargado de detectar el ciclo respiratorio, pero también existen otros métodos de adquisición de la FR, como los sensores de presión [11], sensores Hall y los elásticos resistivos [12].

Para la determinación de la TCP se utilizan diferentes tipos de termómetros, tanto digitales como análogos, sin embargo, para los dispositivos “wearable” es común utilizar elementos piezoresistivos, los cuales varían su resistencia ante cambios de temperatura, estos termistores poseen

distintas características dependiendo de los distintos materiales que son fabricados, que fluctúan entre metales hasta silicona.

La presión sanguínea es otro de los signos vitales que entregan mucha información del estado de salud del paciente y se puede medir en dos modalidades, de forma invasiva y no invasiva. Para efectos de un dispositivo “wearable” solo se puede considerar viable la posibilidad de la medición no invasiva, como por ejemplo, mediante un esfigmomanómetro. Sin embargo, se están investigando nuevos dispositivos los cuales son menos invasivos para uso pediátrico, como la fotoplethismografía, los cuales ha tenido buenos resultados en comparación a un método convencional [13].

La SaO<sub>2</sub> es una herramienta de diagnóstico imprescindible en los centros hospitalarios. Actualmente se utilizan dispositivos electrónicos que se ubican en los dedos, orejas, manos o pies de los pacientes, dependiendo de su edad y desarrollo físico. Estos equipos médicos son de alto costo y no entregan un completo confort al paciente.

Los diversos avances de los sistemas de monitoreo continuo han promovido el uso de la tecnología “wearable” dentro del campo de la medicina, de particular interés, en el área pediátrica por el estrés que provocan los sistemas habituales [14].

El uso de electrodos con gel adhesivo se ve afectado por la sensibilidad de la piel de los pacientes, es decir, algunos poseen reacciones alérgicas a este tipo de sustancias provocando irritación y dermatitis. Los electrodos textiles o textrodos evitan estas complicaciones. Además, se incorpora un sistema de transmisión inalámbrica que da más libertad de acción al paciente. La transmisión inalámbrica es utilizada para recibir los datos en un computador donde es posible visualizar y almacenar un registro de la información del paciente y analizarla cuando sea necesario [15] [16].

Existen varios trabajos que consideran el monitoreo de signos vitales mediante sensores. Un estudio [17] realizó un sistema de monitoreo continuo en pacientes adultos, con la incorporación de un sistema de localización (GPS) y precisión de 3 metros. Consideró las variables oximetría de pulso y presión sanguínea. La oximetría de pulso entrega la frecuencia cardiaca y los niveles de oxigenación de la sangre (SaO<sub>2</sub>) y el sensor de presión sanguínea determina la presión sistólica y diastólica. El algoritmo que procesa estas señales las compara con rangos establecidos y en caso de que no se encuentre dentro de los parámetros normales, se activa una alarma. Los datos son transmitidos en tiempo real desde los sensores hacia una Tablet, la cual a su vez envía los datos a una central con visualización en una página web.

Otro estudio [18] realizado por investigadores chinos propone un sistema de monitoreo personal centrado en los teléfonos inteligentes con transferencia inalámbrica de datos y bio-sensores.

Su intención es obtener un sistema de bajo costo y accesible, que aprovecha la popularidad de los teléfonos inteligentes o Smartphone, sin embargo, siendo limitante la duración de la batería. Se utilizan bio-sensores de fotopleximografía, de la señal adquirida por este sensor se extraen los valores de FR, FC, SaO<sub>2</sub> y la posible determinación de apneas obstructivas durante el sueño. Para adquirir la señal el microcontrolador debe convertir la señal analógica a digital, procesarla y luego transmitirla inalámbricamente mediante Bluetooth o WiFi al Smartphone, luego este dispositivo transmite la señal o alarma al servidor central, la almacena en una base de datos y además, informa al médico tratante para así asegurar una atención más rápida y oportuna. Por otro lado, la aplicación debería ser portable a distintas plataformas y celulares.

Otro trabajo [19] desarrolla un sistema de monitoreo continuo para pacientes pediátricos con riesgo de síndrome de muerte súbita del lactante (SMSL), enfermedad que se caracteriza por no presentar síntomas previos a la muerte del menor provocada por un paro cardíaco, por lo cual, es necesario realizar un monitoreo continuo y en tiempo real del niño para así poder entregar una atención oportuna en caso que sea necesario. Se implementó un ECG con transmisión inalámbrica integrada y energización inductiva. La antena de transmisión de datos fue hecha por hilo conductor. Este sistema presentó grandes ventajas tanto para el infante, la familia y el equipo médico, ya que la ausencia de cables facilita la movilidad y crea un mejor ambiente clínico, sin embargo, no contempló el uso de electrodos textiles.

Resulta factible realizar ECG utilizando textrodos, mediante un dispositivo electrónico “wearable”, una especie de “chaqueta inteligente” para pacientes neonatales, con un diseño cómodo y fácil de implementar por el personal clínico, se utiliza en incubadoras y consta de electrodos textiles en distintas derivaciones con el objetivo de que en cualquier posición que se encuentre el infante tenga contacto con los textrodos necesarios para adquirir la señal de ECG [20].

Dentro de los sistemas de monitorización existentes para infantes no existe una gran variedad de dispositivos, tanto en su forma como en las variables fisiológicas que mide, sin embargo, para pacientes adultos encontramos una mayor oferta, por ejemplo, un sistema de pulseras para ECG con transmisión inalámbrica de datos, sistema que posee una completa independencia entre textrodo, ya que cada uno actúa por separado y articula la señal en el microcontrolador [21]. Por otro lado, AMON es un dispositivo electrónico multiparámetro que mide pulso, saturación de oxígeno, ECG, presión sanguínea, ritmo cardíaco y temperatura corporal. Es un equipo de pulsera que posee los cables para conectar los electrodos según la derivación a utilizar [22]. También existen dispositivos tan pequeños

como un anillo convencional capaces de medir los mismos parámetros que el dispositivo anterior exceptuando el ECG [23].

Finalmente se deben mencionar las variables ambientales que pueden afectar negativamente el estado de salud paciente, como la humedad relativa (HR) y la temperatura ambiental ( $T_a$ ). Si estas variables están elevadas dentro de un recinto (especialmente donde existe mayor riesgo de una infección, como por ejemplo, los centros asistenciales en salud) pueden favorecer la propagación y la incidencia de infecciones respiratorias y alergias. Se recomienda que la HR se encuentre entre 40% a 60% [24] y la  $T_a$  en un rango cercano a los 25°C, en caso contrario, si el paciente tiene fiebre, ajustar su TCP será más difícil. Existe una relación significativa entre la  $T_a$  y morbilidad [25].

## 1.4 Discusión.

Las variables fisiológicas más relevantes en el monitoreo de un paciente son cinco (FR, FC, SaO<sub>2</sub>, Presión sanguínea y T°). Para el objetivo de esta memoria se considerarán tres de ellas, excluyendo la presión sanguínea y saturación de oxígeno.

Una adecuada monitorización de las variables ambientales: humedad relativa y temperatura ambiental, también contribuir a la atención clínica del paciente.

Se recomienda el uso de sensores textiles o textrodo para la adquisición de señales eléctricas como el ECG, por ser más cómodos y menos relacionados con reacciones cutáneas. Las desventajas de estos sensores involucran la necesidad de ejercer presión para que exista contacto suficiente y transmisión del impulso nervioso, pudiendo afectarse la medición por los movimientos corporales del paciente.

Las ventajas de utilizar estos sistemas de monitoreo son: la disminución de costos, posibilita un monitoreo constante y comfortable, mediante un dispositivo amigable que utiliza transmisión inalámbrica de datos y pudiendo ser utilizado tanto en un ambiente clínico, como de manera ambulatoria.

La tecnología “*wearable*” posee un gran potencial en al área de la salud, está en pleno auge, considerando que a lo menos le quedan entre 5 a 10 años más para explotar su máximo potencial.

## 1.5 Objetivos.

### 1.5.1 Objetivo General.

Desarrollar un sistema de monitoreo continuo de variables fisiológicas clínicas con sensores no invasivos y transmisión inalámbrica de datos.

### 1.5.2 Objetivos Específicos.

- Estudiar usos y avances de la tecnología “*wearable*” en el tema de monitorización.
- Desarrollar sistema de monitoreo “*wearable*” para medición de las principales variables fisiológicas (electrocardiograma, frecuencia respiratoria y temperatura corporal) y variables ambientales como temperatura y humedad relativa, de forma cómoda y fácil de utilizar.
- Implementar sistema de monitoreo con sensores no invasivos y transmisión inalámbrica de datos.
- Realizar interfaz gráfica para visualización de los datos adquiridos por el equipo y almacenamiento de estos para su análisis.

## 1.6 Alcances y limitaciones.

Se desarrolló y diseñó un sistema de monitoreo continuo de las principales señales fisiológicas del paciente. El algoritmo además detecta si los valores superan tanto los extremos superiores como los inferiores generando alarmas.

Las variables fisiológicas que medirá el equipo son: actividad respiratoria, electrocardiograma y temperatura corporal, además, de la  $T_a$  y HR. La medición se efectuará por medio de sensores no invasivos.

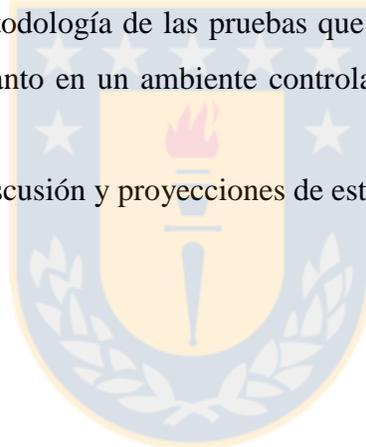
El equipo se comunica con un computador (programa desarrollado en Python) para la visualización y almacenamiento de los datos.

En el ámbito de las pruebas, se realiza en ambiente de laboratorio y en terreno con voluntarios sanos en algunas actividades cotidianas.

## 1.7 Temario.

La organización de este informe se describe a continuación:

- El Capítulo 2 presenta el marco teórico de esta memoria de título. Explica de forma general cada uno de las variables fisiológicas que se midieron. Además, se menciona la metodología que se emplea para lograr este trabajo.
- El Capítulo 3 describe brevemente los sensores utilizados para medir los parámetros fisiológicos.
- El Capítulo 4 especifica cómo está compuesto el sistema de adquisición de señales, el cual se divide en cuatro partes: los sensores, el circuito analógico, microcontrolador y la transmisión inalámbrica de datos.
- El Capítulo 5 presenta y define la interfaz gráfica donde se visualizan los parámetros fisiológicos medidos por el sistema de adquisición.
- El Capítulo 6 muestra la metodología de las pruebas que se realizaron con el dispositivo y los resultados que se obtienen tanto en un ambiente controlado (laboratorio) como en terreno, en pacientes sanos.
- El Capítulo 7 desarrolla la discusión y proyecciones de este trabajo.



## 2 Marco Teórico y Metodología.

---

### 2.1 Introducción.

Como fue mencionado anteriormente, las variables fisiológicas más importantes para determinar el estado vital del paciente son cinco: ECG, FR, T°, SaO<sub>2</sub> y presión sanguínea. Para efecto de esta memoria se considerarán tres de ellas, excluyendo la presión sanguínea y la SaO<sub>2</sub>. Se incorporarán además dos variables ambientales que pueden afectar al estado de salud del paciente: T<sub>a</sub> y HR.

El sistema de monitoreo desarrollado, entrega información en tiempo real del paciente y su entorno. La información es visualizada y almacenada en un computador, para su análisis.

### 2.2 Variables Fisiológicas.

La monitorización de los signos vitales consiste en medir éstos parámetros fisiológicos mediante diversos sensores, los cuales capturan la señal análoga y posteriormente es digitalizada por un microcontrolador. Esta conversión es necesaria para que el valor de las variables pueda ser utilizado y así lograr su posterior visualización.

Dentro de los tipos de monitorización podemos encontrar la invasiva y no invasiva:

- El concepto de invasivo, se refiere a todo sensor que debe romper la barrera de la piel o cualquier dispositivo que se introduce en el cuerpo para poder capturar las señales fisiológicas deseadas.
- Los dispositivos o sensores no invasivos, no rompen la barrera de la piel y no penetran físicamente el cuerpo humano.

Este trabajo incorporan sensores no invasivos. Los principales parámetros en la monitorización no invasiva son: frecuencia cardiaca, frecuencia respiratoria, presión arterial, saturación de oxígeno y temperatura corporal periférica [26].

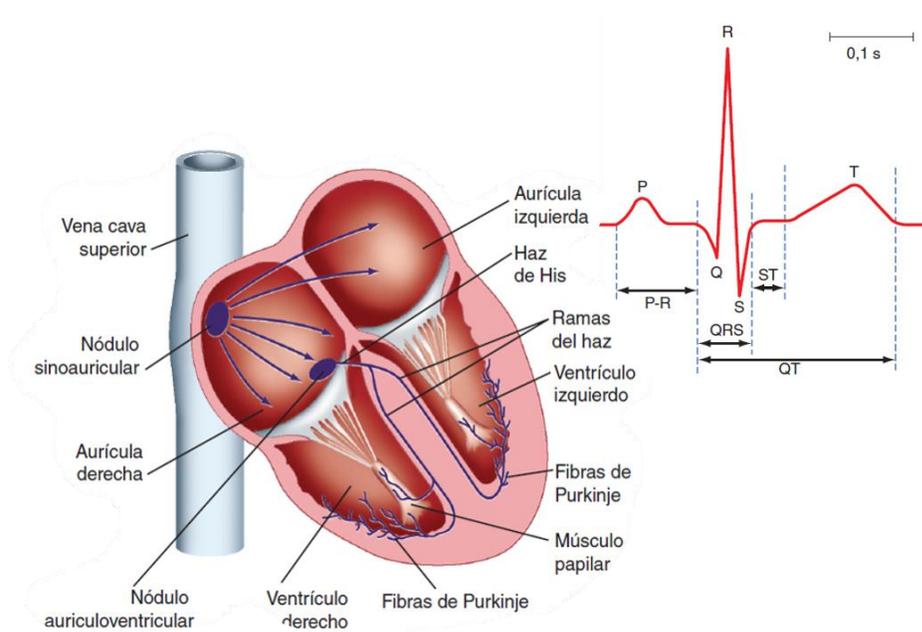
**TABLA 2.1 Rangos normales de las principales variables fisiológicas por edad [26].**

Edad	Promedio Frecuencia Cardíaca [latidos/min]	Promedio Frecuencia Respiratoria [ciclos/min]	Promedio Presión Sanguínea [mmHg]		Temperatura [°C]	Saturación de Oxígeno [%]
			Sistólica	Diastólica		
3 meses	140	30 – 60	79 – 101	44 – 64	36.1 – 37.7	88 – 92
3 meses – 2 años	130	24 – 40	70 – 105	26 – 64	37.2	90 – 96
2 años – 10 años	80	20 – 32	79 – 114	38 – 77	37.0	> 95
adulto	75	12 – 16	94 – 129	46 – 85	36.0 – 37.0	> 95

En la **TABLA 2.1** podemos encontrar los rangos normales de cada uno de las variables mencionadas anteriormente. Un sistema de monitoreo debe informar oportunamente cuando los valores superen los límites extremos estipulados [26].

Para continuar, haremos una descripción de cada parámetro fisiológico que es medido en el sistema de monitoreo. El ECG es un registro gráfico de la actividad eléctrica del corazón que se produce por la excitación de las células miocárdicas del corazón causando el latido cardíaco. Cada uno de estos latidos es producto del potencial de acción producido por el nódulo sinoauricular, el cual desencadena el impulso nervioso pasando por el nódulo aurículoventricular para posteriormente excitar las fibras de Purkinje (Figura 2.1). El trayecto del impulso cardíaco le entrega información relevante al personal clínico sobre el estado de salud del paciente, como por ejemplo: los diversos trastornos del ritmo y conducción, localización y extensión de lesiones isquémicas, arritmias, entre otras [27]. Un ECG detecta cambios temporales en el potencial eléctrico entre algún punto de la superficie de la piel y un electrodo referencial, esta diferencia de potencial se ve representada por un trazado donde se observan distintas formas de onda (Figura 2.1):

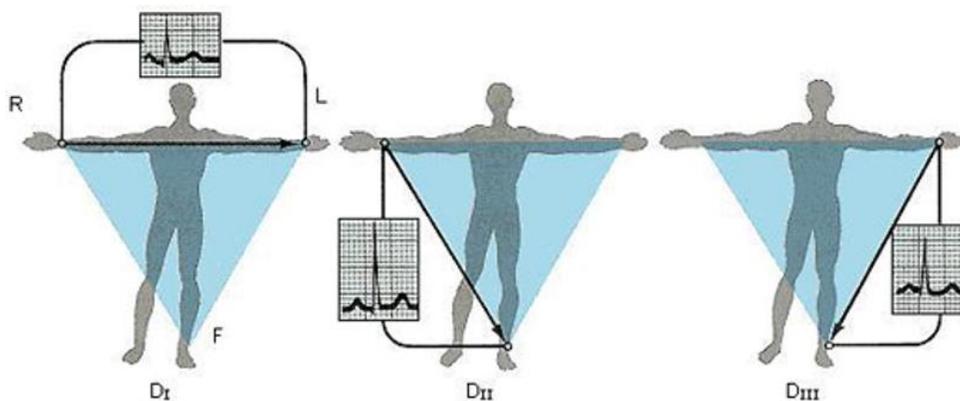
- Onda P: Despolarización que se extiende por las aurículas.
- Complejo QRS: Despolarización de los ventrículos.
- Onda T: Repolarización de los ventrículos, también se produce la repolarización de las aurículas, sin embargo, queda oculta por la repolarización ventricular.
- Intervalo PR: tiempo transcurrido desde el comienzo de la activación auricular hasta el comienzo de la activación ventricular.
- Intervalo ST: tiempo transcurrido para la despolarización total del miocardio ventricular.



**Figura 2.1** Trayecto del impulso nervioso y señal de ECG. El impulso nervioso desencadena el latido cardiaco, nace desde el nódulo sinoauricular (contracción auricular), seguido por la excitación del nodo auriculoventricular, terminando en las fibras de Purkinje (contracción ventricular). Además, se observa la señal de ECG.

Existen tres tipos de derivaciones utilizadas para la obtención del ECG: Las derivaciones unipolares de las extremidades, las derivaciones torácicas unipolares y las derivaciones bipolares de las extremidades, estas últimas registran la diferencia de potencial entre dos electrodos considerando uno como referencia y conectado a tierra (para efecto de esta memoria se usa la derivación II) (Figura 2.2) [28]:

- I derivación: entre brazo derecho a brazo izquierdo.
- II derivación: entre brazo derecho a pierna izquierda.
- III derivación: entre brazo izquierdo a pierna izquierda.



**Figura 2.2** Derivaciones bipolares de las extremidades.

A partir de la señal de ECG se puede calcular la frecuencia cardíaca (FC). La FC es uno de los signos vitales más relevantes para evaluar la función cardiovascular del paciente y se define como el número de veces que el corazón se contrae por unidad de tiempo, comúnmente y para efectos de esta memoria, se mide en latidos por minuto (latidos/min). Se calcula determinando el tiempo de duración de los intervalos R-R de la señal de ECG.

La frecuencia respiratoria verifica la cantidad de ciclos respiratorios por minuto determinando si el paciente está dentro de los rangos normales o detectando anomalías, como las apneas (ausencia de ciclo respiratorio por un periodo de tiempo superior a 10 segundos) o taquipneas. El sistema de monitoreo propuesto grafica la actividad respiratoria en la interfaz. El ciclo respiratorio (Figura 2.3) comienza con la inspiración, proceso que se inicia con la contracción del diafragma, lo que provoca una presión negativa dentro del tórax, produciendo la apertura de las vías respiratorias y permitiendo el paso del aire exterior hacia la cavidad torácica. Posterior a este proceso el diafragma se relaja, la presión intratorácica aumenta y provoca la salida de los aires de desecho como el dióxido de carbono, este proceso es denominado espiración. Este ciclo es reiterativo y es lo queda estampado en la interfaz del sistema de monitoreo propuesto [27].

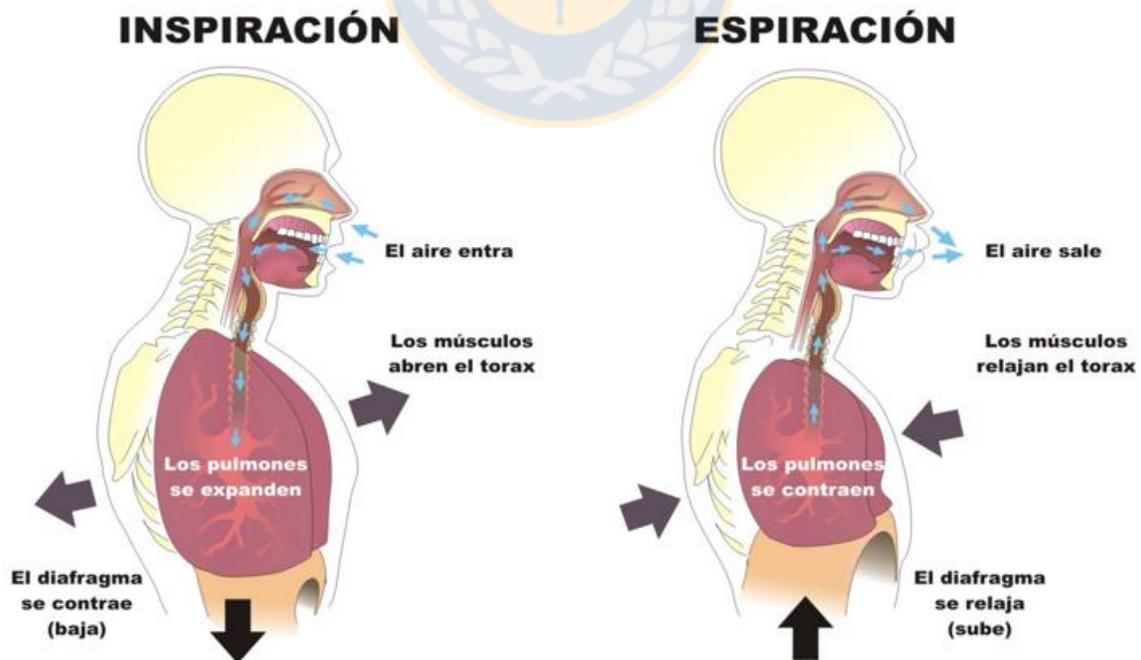


Figura 2.3 Ciclo respiratorio.

Los seres humanos somos capaces de regular nuestra temperatura corporal periférica según las variaciones ambientales. El organismo se ajusta reduciendo la pérdida de calor incrementando la producción de calor. En la enfermedad estos sistemas de regulación se descompensan provocando que el punto de ajuste para la temperatura corporal se vea elevado, por lo que los sistemas de regulación térmica nos llevan a aumentar nuestra temperatura interna. Esto puede estar causado por liberación de un pirógeno desde los microorganismos. El pirógeno cambia el punto de ajuste, conduciendo de este modo a un incremento en la producción de calor mediante escalofríos y a la conservación del calor mediante vasoconstricción cutánea. De esta manera la TCP contribuye también una variable de monitoreo [28].

### **2.3 Variables Ambientales.**

Dentro de las variables ambientales que se consideran relevantes y pueden afectar el estado de salud del paciente son: la  $T_a$  y la HR. La  $T_a$  es aquella que se puede medir con un termómetro ambiental en un momento determinado, sin embargo, si esta temperatura se mide en distintos puntos de un área al mismo tiempo puede variar. Para uso científico la temperatura ambiente está comprendida entre 20°C a 25°C. Esta variable externa es una de las más importantes con las que debe competir el organismo, ya que, si se aplica frío, el organismo responde con una vasoconstricción y si se aplica calor, con una vasodilatación. Sin embargo, estas reacciones se producen a nivel general lo que podría descompensar al paciente [27], además, puede afectar en el estrés térmico del paciente, pudiendo producir un golpe de calor e incluso fatiga.

Por otro lado, encontramos la HR, que es la cantidad de vapor de agua contenido en el aire y se define como la razón entre la presión parcial del vapor de agua y la presión de vapor saturada a una temperatura dada, generalmente se expresa como porcentaje, es decir, la HR es cercana al 100% cuando el aire retiene la mayor cantidad de vapor de agua que pueda. El ser humano es sensible a la humedad, por lo general, un rango óptimo para la salud como para la comodidad del paciente está entre 40% al 50%. Uno de los efectos de un ambiente con una HR elevada es la regulación de  $T^\circ$  se vea afectada, al reducir la evaporación de agua de la piel, que es lo que utiliza nuestro organismo para regular su  $T^\circ$  [29].

## 2.4 Metodología.

La realización de este trabajo se separó en dos etapas: en la primera etapa se diseñó e implementó el sistema de adquisición de señales (hardware) y la segunda etapa se creó el software. El sistema de adquisición está implementado sobre tela (camiseta), donde van integrados todos los sensores necesarios para realizar las mediciones de los parámetros fisiológicos establecidos. Para condicionar las señales de cada uno de los sensores utilizados se realizó un circuito analógico, confeccionado en base a componentes electrónicos como resistencias, condensadores y amplificadores operacionales e implementados en un “*protoboard*”, para luego crear una placa PCB definitiva.

El procesamiento digital de las señales se realizó en un MCU, en la tarjeta de desarrollo Arduino Pro Mini (16MHz/5V), con el MCU ATmega328P, el cual fue programado en lenguaje y en el software de Arduino para enviar las señales digitalizadas al computador y poder ser visualizadas. La transferencia de datos se hace mediante un módulo Bluetooth RN42XV. El software que recibe los datos desde el módulo Bluetooth fue hecho en Python y las librerías que se utilizaron fueron: Pyqtgraph, Numpy, Serial, Time y PyQt. La interfaz de monitorización va siendo actualizada por el programa realizado en Python en tiempo real, por lo que la visualización de los datos es mucho más rápida y fácil. En la interfaz se muestran los parámetros fisiológicos establecidos, además de los trazados gráficos del ECG y FR.

## 3 Sensores.

### 3.1 Introducción.

En este capítulo se presentan las opciones disponibles de sensores para obtener las señales y, además, los sensores elegidos para la adquisición de los parámetros fisiológicos establecidos previamente.

Al analizar los sensores presentes en el esquema (Figura 3.1), en primer lugar está el ECG, en éste parámetro encontramos los electrodos con telas conductoras y además los que se utilizan generalmente, como son los electrodos de adhesión superficial. Los primeros poseen algunos beneficios para los pacientes más pequeños, esto se debe a que se evita la irritación cutánea que provocan los electrodos de gel.

Por otro lado, en el área de FR se encontraron como opción los sensores de presión, los cuales van cambiando su resistencia a partir de la carga que se ejerza sobre ellos, sin embargo, éstos sensores poseen como desventaja que debe existir una fuerza aplicada para detectar la señal, es decir, el diseño del sistema debe ser rígido para que la expansión de tórax produzca la presión necesaria para ser captada, provocando que el paciente se sienta incómodo o el dispositivo sea aparatoso.

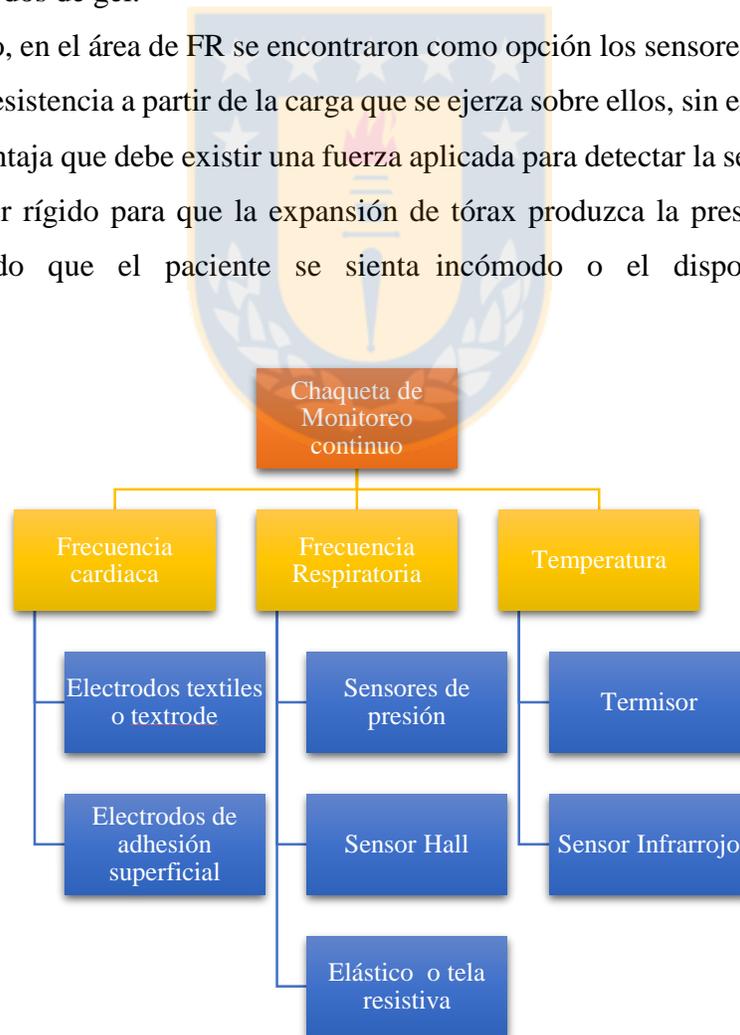


Figura 3.1 Diagrama donde se presentan los posibles sensores aplicados en el sistema de monitoreo.

También encontramos los sensores Hall, que consisten en un inductor de campo magnético por un lado y un imán por el otro, los cuales están unidos mediante un elástico, que al momento de producirse la respiración esta se alejan y acercan, generando una diferencia de potencial que puede ser interpretada como onda de los ciclos respiratorios. Y el último sensor es una tela o elástico piezoresistivo, es decir, cambia su resistividad a medida que se va deformando, convirtiéndose en el sensor más sencillo y fiable hallado hasta el momento para la implementación en el dispositivo.

En el área de TCP, tenemos dos tipos de sensores, uno de ellos es el sensor infra-rojo, que funciona a distancia entregando la temperatura del cuerpo al que apunta, de poca utilidad en la chaqueta, cuyo sensor estaría en contacto directo con el paciente. El segundo es un termistor, fabricado de un material piezoresistivo, que varía su resistividad a medida que va cambiando su temperatura.

Se agrega al sistema un sensor de temperatura y humedad ambiental. Para estas variables existen múltiples opciones de sensores individuales, sin embargo, para ahorrar espacio y obtener mayor comodidad se integra ambas variables en un solo sensor que debe ser ubicado sobre una superficie aislante, para que la temperatura y humedad corporal no afecten la medición.

Finalmente, los sensores del sistema de adquisición obtienen información del usuario o paciente y del entorno que lo rodea. Por esto, es que se clasifican en sensores fisiológicos y ambientales.

## **3.2 Sensores Fisiológicos.**

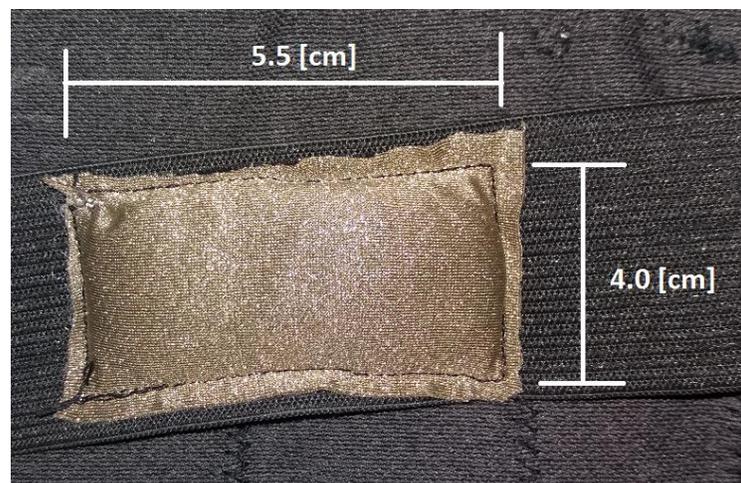
Para cada variable fisiológica se analizaron teóricamente cada uno de los sensores previamente mencionados, eligiendo según los siguientes criterios: menos invasividad, menor incomodidad y un alto grado de confiabilidad.



**Figura 3.2 Tela conductora Shieldex.**

### **3.2.1 Electrocardiograma (ECG).**

Se eligen los electrodos textiles o textrodos por sobre los electrodos de adhesión superficial, ya que, se desea evitar la irritación cutánea o alergia producida por los electrodos corrientes, considerando que la tela conductora (Figura 3.2) es apta para adquirir ECG con buenos resultados. Su desventaja es la cantidad de ruido, lo que exige desarrollar un circuito capaz de atenuar este ruido y un diseño adecuado del dispositivo que evite los valores atípicos. La tela escogida es de marca Shieldex, Trading MedTex P-130, utilizada en el cuidado de heridas por su propiedad antibacteriana. Está compuesta principalmente de plata con un 99.9% de pureza y nylon elástico. Posee una resistencia normal menor a  $5 \Omega$ , resiste una temperatura de entre  $-30^{\circ}\text{C}$  hasta  $90^{\circ}\text{C}$ , es liviana y delgada. Los electrodos textiles miden aproximadamente  $5.5 \text{ cm} \times 4 \text{ cm}$  (Figura 3.3) y son rellenos con algodón sintético para aumentar el contacto con la piel.



**Figura 3.3 Electrodo textil o Textrodo.**

### 3.2.2 Actividad Respiratoria.

Dentro de las opciones mencionadas, se escoge el elástico resistivo (Figura 3.4) porque es un componente sencillo de usar, ya que, varía su resistividad dependiendo de la deformación que se le aplique. Ello provoca una división de tensión y se ingresa esta variación de voltaje al microcontrolador, así se logran obtener los ciclos respiratorios. Con estos datos y mediante Python, se puede obtener la cantidad de respiraciones por minuto. El sensor elegido y utilizado es un elástico resistivo de 4 pulgadas, posee forma de cordón cilíndrico y flexible, además, tiene incorporado dos conectores en sus extremos. Es de tipo piezoresistivo, es decir, el sensor cambia su resistencia cuando se modifica su longitud. Su resistencia nominal de  $1\text{ k}\Omega$ , tiene un comportamiento lineal, es decir, si el elástico se estira hasta alcanzar un 150% de su tamaño inicial (6 pulgadas) el valor de su resistividad es aproximadamente de  $2\text{ k}\Omega$ .

### 3.2.3 Temperatura Corporal Periférica (TCP).

Se eligió un termistor (Figura 3.5) con una resistencia nominal de  $10\text{ k}\Omega$  con coeficiente de temperatura negativo (NTC), el cual posee el mismo principio que el sensor anterior, es de material piezoresistivo, donde su resistividad va variando dependiendo de la cantidad de temperatura aplicada, en este caso, al ser NTC, significa que disminuye su resistencia al aumentar la temperatura, este sensor mide temperaturas entre  $-40^{\circ}\text{C}$  y  $125^{\circ}\text{C}$ , lo cual es suficiente para el uso que necesitamos, posee buena precisión dentro del rango de temperatura, una alta estabilidad y larga vida útil, utilizado principalmente para medir temperatura y control electrónico. Es elegido por la linealidad de su respuesta a los cambios de temperatura.



Figura 3.4 Elástico piezoresistivo de 4 pulgadas.



Figura 3.5 Termistor 10[k $\Omega$ ] NTC.

### 3.3 Sensores Ambientales.

Para determinar los parámetros ambientales escogidos:  $T_a$  y HR ambiental se usa un dispositivo que tiene integrado los dos sensores. El sensor comercial SHT15 de Sensirion (Figura 3.6), que se caracteriza por obtener las variables a un muy bajo costo. El dispositivo está calibrado y no requiere componentes adicionales. Mide temperatura entre  $-40^{\circ}\text{C}$  y  $123.8^{\circ}\text{C}$  y humedad relativa entre 0 y 100%. Ambos sensores, al igual que el sensor de TCP, tienen fórmulas establecidas para transformar desde su valor digital a su valor real. El sensor tiene un protocolo de comunicación con el microcontrolador establecido.



Figura 3.6 Sensor Ambiental SHT15.

## 4 Sistema de Adquisición.

### 4.1 Introducción.

El sistema de adquisición, en una primera instancia fue implementado en un “*protoboard*”, en la Figura 4.1 se puede ver un esquema del circuito, que fue hecho en una placa definitiva (PCB), diseñada con EAGLE CadSoft. Dentro del sistema de adquisición podemos encontrar 4 etapas fundamentales: en la primera etapa están los sensores que nos entregan la señal análoga, son quienes están en contacto con el usuario, después, está el circuito analógico, el cual posee como finalidad entregar los elementos necesarios para que las señales de los sensores sean las adecuadas para entrar al conversor análogo/digital del MCU, que es la tercera etapa, donde la señal se digitaliza y se hace un pequeño procesamiento en caso que sea necesario. Finalmente, la última etapa es el envío de datos de forma inalámbrica a través del módulo BT. El diagrama de flujo representado en la (Figura 4.2). El circuito analógico completo tiene un consumo variable de energía, en promedio es 40mA.

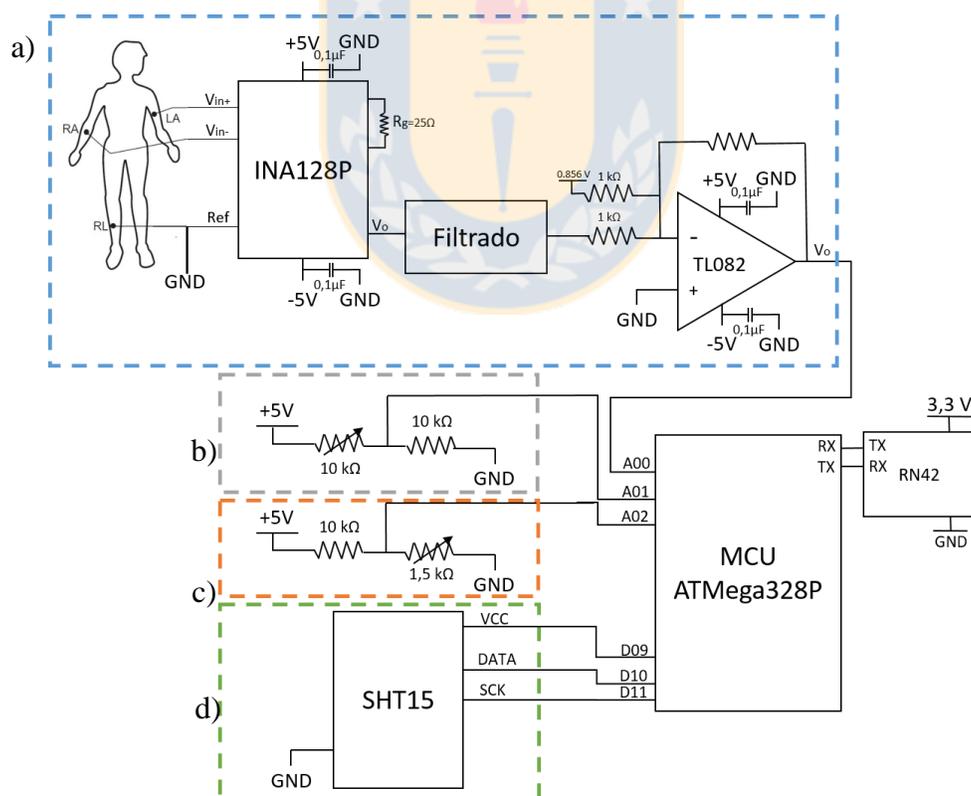
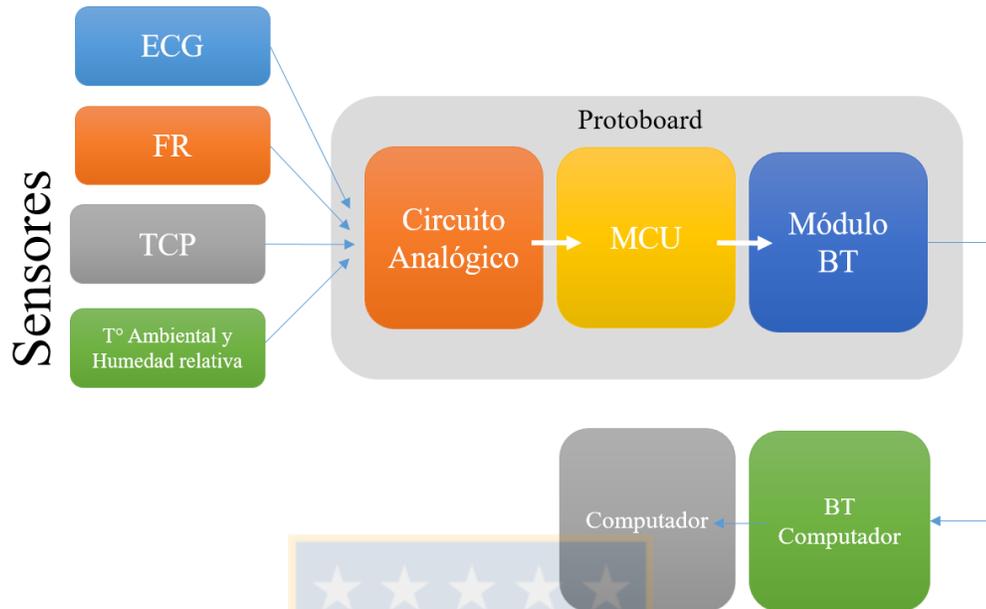


Figura 4.1 Esquema de circuito implementado en protoboard. a) ECG, b) TCP, c) FR y d) Sensor Ambiental, además, comunicación inalámbrica.



**Figura 4.2 Sistema de Adquisición.** Los sensores van conectados al circuito analógico, con el MCU y el Módulo BT, esta información llega al computador de forma inalámbrica gracias al Módulo BT que viene incorporado en él.

## 4.2 Sensores.

Los sensores utilizados, como fue mencionado en el capítulo anterior, son:

- ECG: Textrodos o electrodos textiles, que se ubican según la derivación II.
- FR: Elástico piezoresistivo, se posiciona en el pecho del paciente.
- TCP: Termistor 10 k $\Omega$ , se puesto bajo la axila del usuario.
- T<sub>a</sub> y HR: SHT15, se ubica en el contenedor del circuito analógico del dispositivo, sin contacto con el usuario para evitar influencias de la TCP y humedad.

Los sensores son incorporados a una camiseta, la cual puede ser utilizada por el usuario sin afectar su cotidianidad y así puede monitorear, a pesar de estar realizando sus actividades diarias.

Por el momento, se está utilizando una prenda de vestir ajustada para ubicar los sensores. Al ser prendas con material elástico son ideales para evitar movimientos de los sensores, ayudando a reducir el ruido.

### 4.3 Diseño del dispositivo.

La prenda escogida es una camiseta, talla S, manga corta de microfibra y no posee costuras, entregando una mayor comodidad al usuario.

Sin embargo, a pesar de que la camiseta es ajustada, la presión que ejerce sobre los electrodos textiles no es suficiente. Por lo que se adhieren dos elásticos que rodean el tórax y el abdomen. En estos elásticos van incorporados los sensores (Figura 4.3), los 3 electrodos de tela conductiva, el elástico resistivo utilizado para la detección de la actividad respiratoria y el termistor, quien es el encargado de medir la TCP.

La camiseta con los elásticos funcionaron correctamente, sin embargo, la postura y extracción de la prenda era demasiado complejo y se decidió incorporar un cierre en la espalda, de esta manera es mucho más sencillo utilizar el dispositivo. Las señales se transmiten desde el sensor hasta un conector mediante hilo conductivo el cual, no afecta la comodidad del usuario. El sistema de adquisición completo (camiseta y circuito analógico, que será explicado a continuación) se muestra en la Figura 4.4.

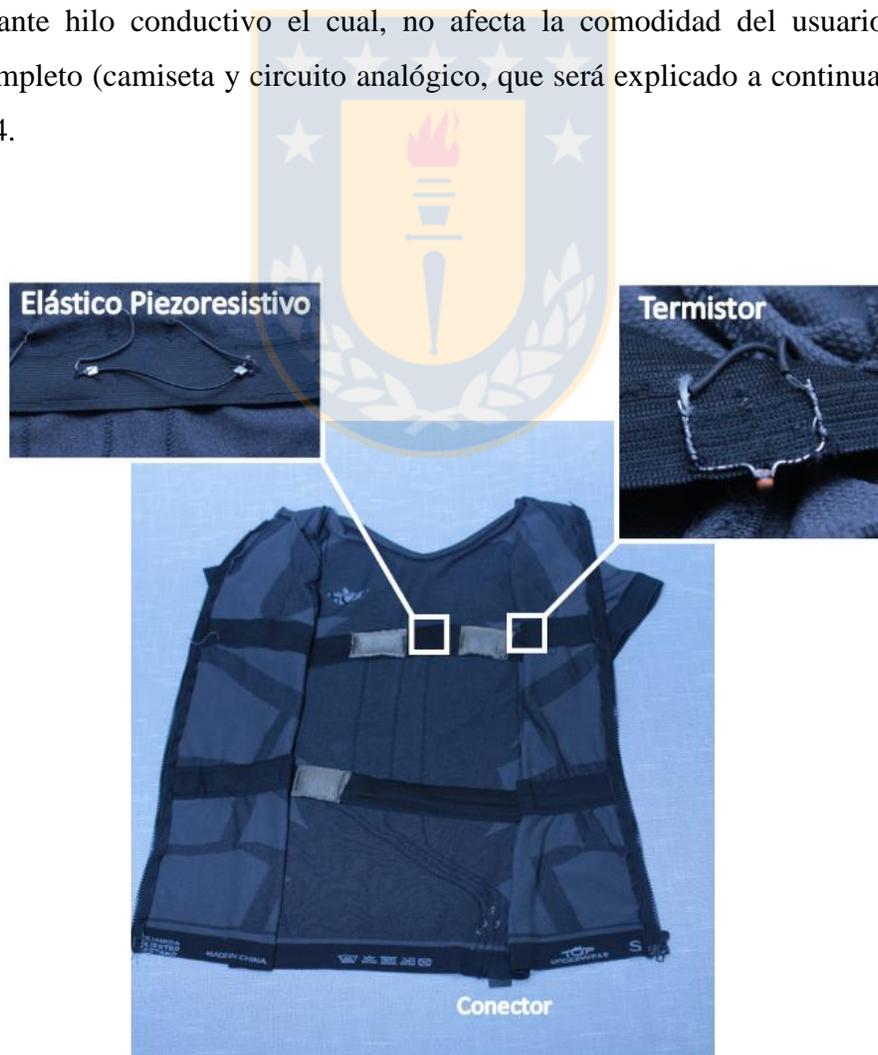


Figura 4.3 Sensores incorporados en los elásticos.



**Figura 4.4 Sistema de Adquisición.**

## **4.4 Circuito Analógico.**

Las señales adquiridas por cada sensor son condicionadas mediante un circuito electrónico analógico para obtener la señal que se ingresa al microcontrolador.

### **4.4.1 Electrocardiograma (ECG).**

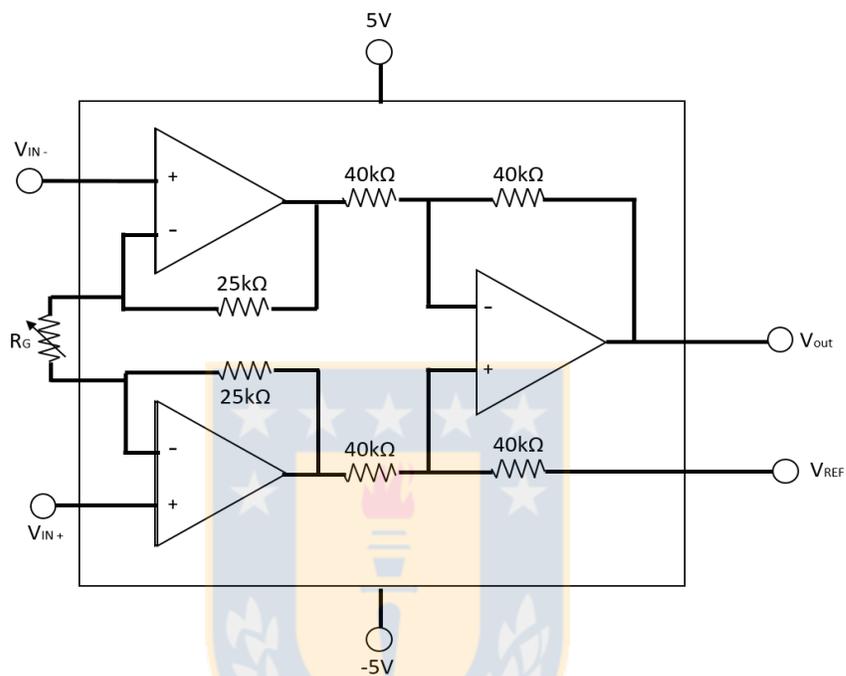
Este bio-potencial está en orden de micro o milivolts (dependiendo de cada persona). Las señales poseen una amplitud muy pequeña, por lo que es necesario amplificarla para que pueda ser reconocida por el MCU. Se busca que la señal tenga una amplitud entre 1 a 1.5 V, entregando un rango suficiente para evitar la saturación en caso de alguna variación de voltaje.

Para esto, se ocupó un amplificador de instrumentación INA128P (Figura 4.5), capaz de aumentar la amplitud de señales bio-potenciales, como el ECG. Dentro de la configuración electrónica del circuito integrado se debe asignar una resistencia externa ( $R_G$ ) y un voltaje de alimentación entre  $\pm 2.25$  V y  $\pm 18.0$  V. La  $R_G$  está encargada de definir la ganancia del amplificador (4.1), que puede variar entre 1 a 10.000 veces.

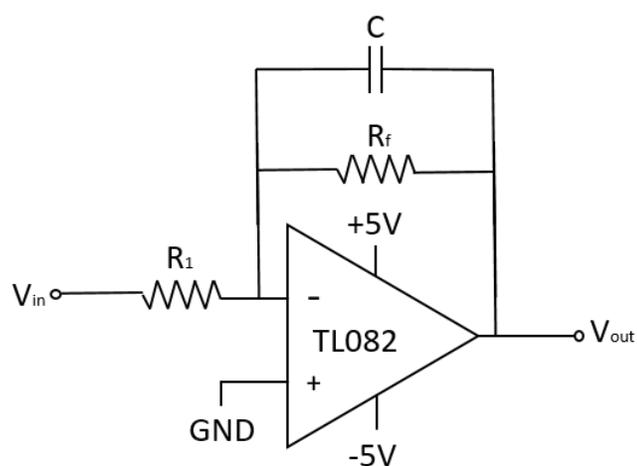
$$G = 1 + \frac{50 \text{ k}\Omega}{R_G} \quad (4.1)$$

Como fue mencionado anteriormente, cada individuo tiene una amplitud de ECG distinta, por lo que es necesario calibrar el sensor antes de comenzar la medición. La cual consiste en modificar el valor de  $R_G$  manualmente, mediante un potenciómetro de precisión de  $50\text{ k}\Omega$ .

Luego del amplificador de instrumentación, a la señal se le aplican tres filtros, con el fin de atenuar los elementos de ruido que afecta el ECG.



**Figura 4.5 Amplificador de Instrumentación INA128P.**

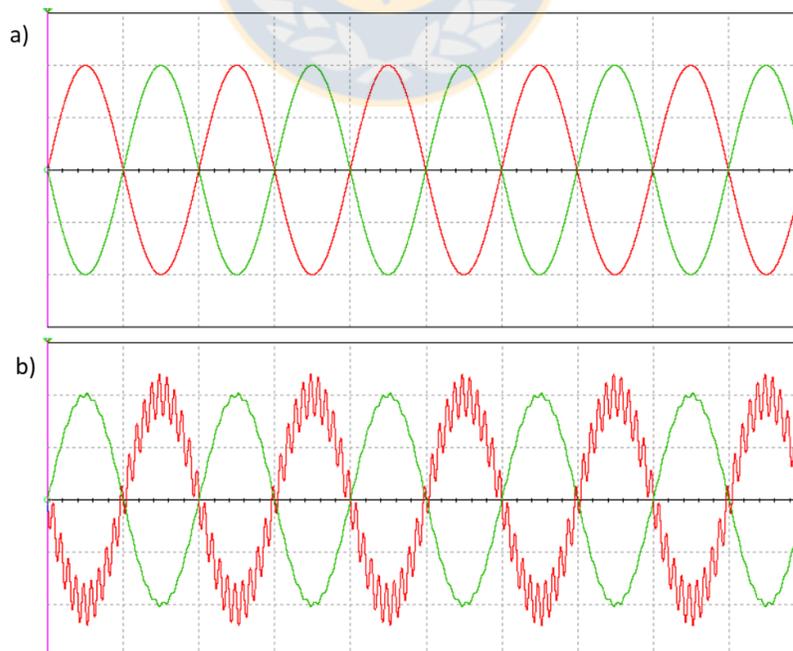


**Figura 4.6 Filtro activo pasa-bajo de primer orden con frecuencia de corte  $100\text{ Hz}$ , donde  $R_1 = 15\text{ k}\Omega$ ,  $R_f = 15\text{ k}\Omega$  y  $C = 0.1\mu\text{F}$ .**

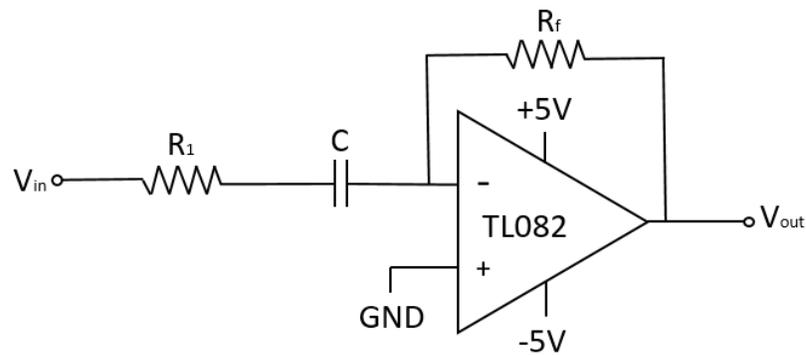
El primero de ellos, es un filtro activo inversor pasa-bajo de primer orden con una frecuencia de corte de 100 Hz y de ganancia unitaria. Este filtro es el encargado de eliminar las componentes de ruido de altas frecuencias y el ruido provocado por la actividad muscular. En la Figura 4.6 se muestra la configuración del filtro implementado.

Antes de implementarlo físicamente en un circuito electrónico, el filtro fue simulado en Multisim 11.0. En la Figura 4.7 se pueden ver dos simulaciones de las respuestas del filtro. En (a) se puede verificar que la señal es invertida y el filtro posee una ganancia unitaria. Al filtro se ingresó una señal sinusoidal de 10 Hz con una amplitud igual a  $4 V_{p-p}$  (Entrada: Rojo, Salida: Verde). En (b), con la misma señal de entrada se le agregó una componente de alta frecuencia de 200 Hz, con una amplitud de  $0.8 V_{p-p}$ . El salir del filtro se ve que la señal es invertida, no posee ganancia, es decir, que la señal no es amplificada y se atenúa la componente de alta frecuencia que fue agregada (Entrada: Rojo, Salida: Verde).

Después del primer filtro, se utilizó un filtro activo inversor pasa-alto de primer orden con una frecuencia de corte de 5 Hz y de ganancia unitaria. Este filtro es el encargado de eliminar las componentes de ruido de baja frecuencias y el ruido provocado por la respiración que está entre 0.2 – 0.33 Hz, lo que equivale a 12 – 20 ciclos respiratorios por minuto. En la Figura 4.8 se muestra la configuración del filtro implementado.

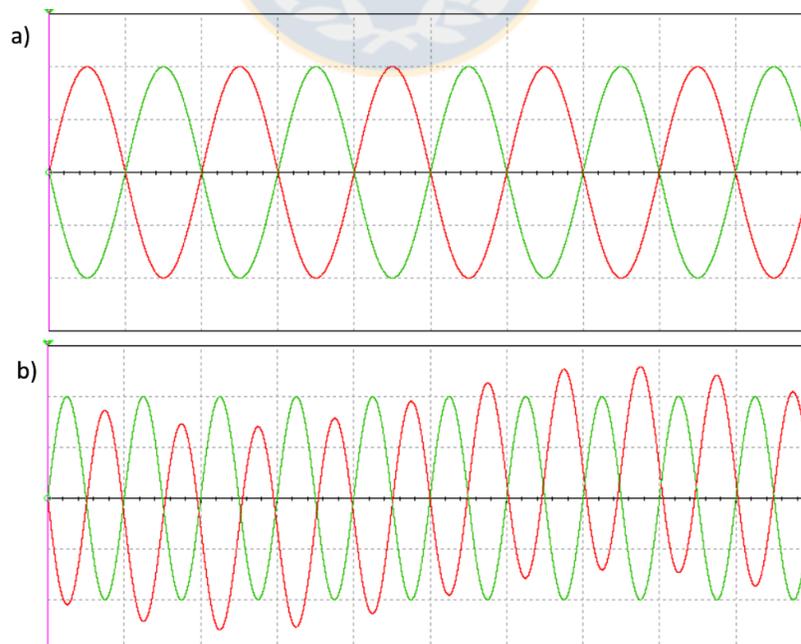


**Figura 4.7 Simulación en Multisim de filtro activo pasa-bajo, con frecuencia de corte 100 Hz. (a) Ganancia Unitaria, (b) Filtro de componente de alta frecuencia (200 Hz).**

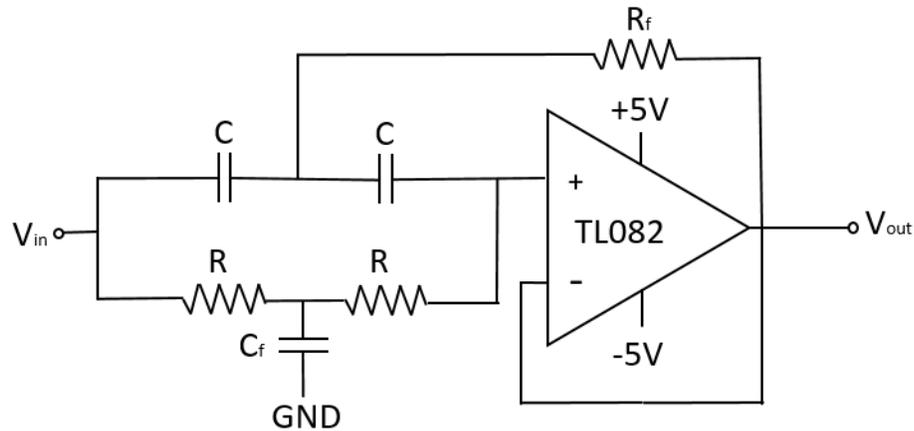


**Figura 4.8 Filtro activo pasa-alto de primer orden con frecuencia de corte 5 Hz, donde  $R_1 = 10 \text{ M}\Omega$ ,  $R_f = 10 \text{ M}\Omega$  y  $C = 0.1 \mu\text{F}$ .**

Este filtro también fue simulado antes de ser implementado. En la Figura 4.9 se aprecian dos simulaciones de las respuestas del filtro. En (a) se puede comprobar que la señal es invertida y el filtro posee una ganancia unitaria. Se ingresó al filtro una señal sinusoidal de 10 Hz con una amplitud igual a  $4 \text{ V}_{\text{p-p}}$  (Entrada: Rojo, Salida: Verde). En (b), con la misma señal de entrada se le agregó una componente de baja frecuencia de 1 Hz, con una amplitud de  $3 \text{ V}_{\text{p-p}}$ . El salir del filtro se ve que la señal es invertida, no posee ganancia y se atenúa la componente de baja frecuencia que fue agregada (Entrada: Rojo, Salida: Verde).

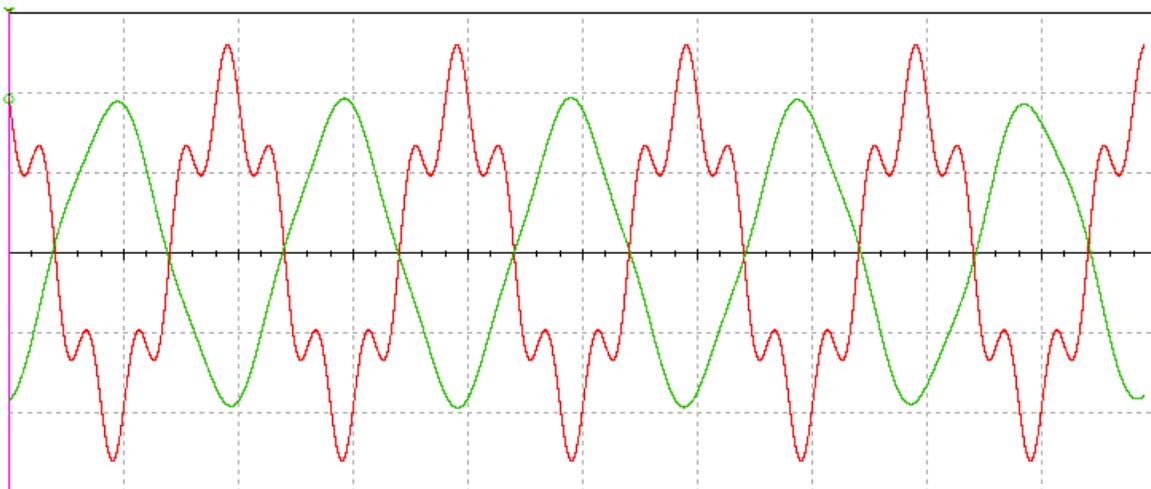


**Figura 4.9 Simulación en Multisim de filtro activo pasa-alto, con frecuencia de corte 5 Hz. (a) Ganancia Unitaria, (b) Filtro de ruido de baja frecuencia (1 Hz).**

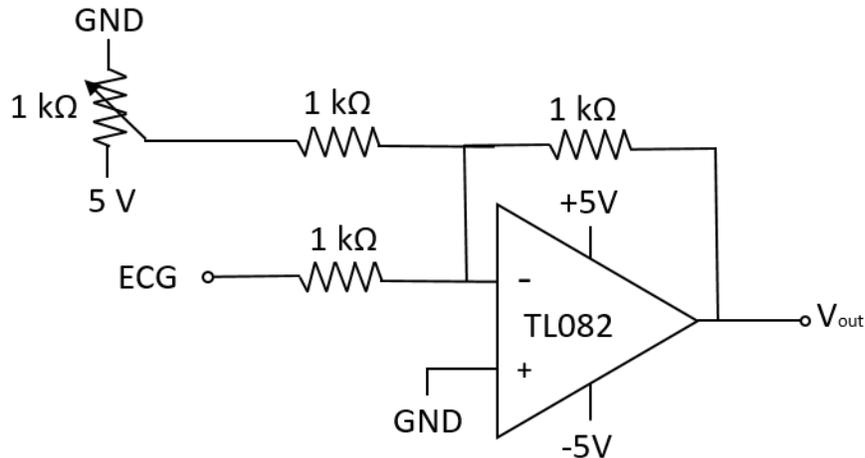


**Figura 4.10** Filtro Notch rechaza banda de 50 Hz, donde  $R = 33 \text{ k}\Omega$ ,  $R_f = 15 \text{ k}\Omega$ ,  $C = 100 \text{ nF}$  y  $C_f = 200 \text{ nF}$ .

Para finalizar, se incluye el último filtro, un filtro Notch (Figura 4.10) configurado para atenuar frecuencias de 50 Hz. Es utilizado para evitar el ruido producido por la red eléctrica y los aparatos electrónicos presentes en el área de desarrollo. Este filtro, al igual que los otros, también fue simulado en Multisim. En la Figura 4.11 se pueden analizar el funcionamiento del circuito. Se ingresó al filtro una señal sinusoidal de 10 Hz con una amplitud igual a  $4 V_{p-p}$  (Entrada: Rojo, Salida: Verde) y se agregó una componente de 50 Hz, con una amplitud de  $1 V_{p-p}$ . El salir del filtro se ve que la señal es invertida, no posee ganancia y se atenúa, en un alto grado, el ruido (Entrada: Rojo, Salida: Verde).



**Figura 4.11** Simulación en Multisim de filtro Notch, con frecuencia de atenuación de 50 Hz.



**Figura 4.12 Sumador inversor, utilizado para aplicar un offset a la señal filtrada de ECG.**

Por último, para seguir condicionando la señal, ya que, el MCU no acepta voltajes negativos, es necesario aplicar un offset. Esto se realizó mediante un amplificador operacional con una configuración de sumador inversor (Figura 4.12). El circuito suma a la señal de ECG procesada un voltaje constante. Este voltaje se obtiene mediante un divisor de tensión, ajustando un potenciómetro de precisión de  $1\text{ k}\Omega$ . El circuito implementado fue probado conectado a un simulador de paciente, Fluke Biomedical FS420 Multiparameter Simulator y al ser humano, funcionando correctamente.

#### 4.4.2 Actividad Respiratoria.

Para la FR al ser medida por un sensor de material piezoresistivo, se aplicó una configuración de división de tensión con un voltaje de alimentación de  $5\text{ V}$ , junto con una resistencia de referencia, utilizando una de  $10\text{ k}\Omega$ . El circuito está representado en (c) de la Figura 4.1 donde se conecta en serie la resistencia de referencia y el elástico resistivo. Así al ir variando la resistencia del elástico, se obtiene la división de voltaje formando la señal de la frecuencia respiratoria. Sin embargo, la señal igual posee artefactos de ruido, pero esto es atenuado gracias a una calibración cada vez que comienza la medición del sistema y, además, un filtro digital, que será mencionado posteriormente.

### 4.4.3 Temperatura Corporal Periférica (TCP).

Al igual que el caso anterior, el termistor NTC 10 k $\Omega$  actúa de la misma manera, como un divisor de tensión, es decir, mientras varía la resistencia del termistor se produce un cambio en el voltaje de salida, este cambio se introduce por una entrada análoga del MCU para digitalizarla. El circuito se ve representado en (b) de la Figura 4.1. El divisor se alimenta con 5 V y el termistor está conectado en serie con una resistencia de 10 k $\Omega$ . Posterior a eso se procesan los datos obtenidos en el MCU.

### 4.4.4 Sensores Ambientales.

Para el caso de las variables ambientales, se implementó un sensor que mide las dos variables simultáneamente:  $T_a$  y HR. Para la configuración utilizada, una medición de  $T_a$  de 14 bits, posee una resolución de 0.01°C y para una medición de HR de 12 bits, se tiene una resolución de 0.05%. La alimentación de este sensor es entre 2.4 V y 5.5 V. Se conecta según las especificaciones del sensor al MCU. El esquema del circuito se puede apreciar en (d) de la Figura 4.1.

## 4.5 Microcontrolador (MCU).

El MCU tiene como finalidad adquirir y procesar la información proveniente de los sensores del sistema, tanto los fisiológicos como los ambientales, para luego enviar esta información a un computador para su visualización y almacenamiento, mediante el uso de módulos Bluetooth (BT). En primer lugar, los sensores fisiológicos son digitalizados gracias al conversor análogo digital (ADC) incluido en la tarjeta de desarrollo utilizada, luego se le aplica un pequeño procesamiento que será explicado a continuación. En segundo lugar, los sensores ambientales son conectados mediante pines digitales del MCU, para su correcto funcionamiento se debe implementar un protocolo de comunicación, así se obtiene la información de  $T_a$  y HR. Finalmente, los datos obtenidos son enviados a través de un módulo BT al computador, mediante comunicación serial. En la Figura 4.13 se puede apreciar un esquema general de las actividades del MCU.

Se utilizó un MCU ATmega328P, el cual está embebido en la tarjeta de desarrollo Arduino Pro Mini (16MHz / 5 V) y posee una memoria flash de 32 kB, estas características son suficientes para el programa a implementar. La tarjeta Arduino posee un sistema de autorregulación de voltaje de alimentación. Para esto, tiene disponible un pin (RAW), mediante el cual se pueden introducir voltajes

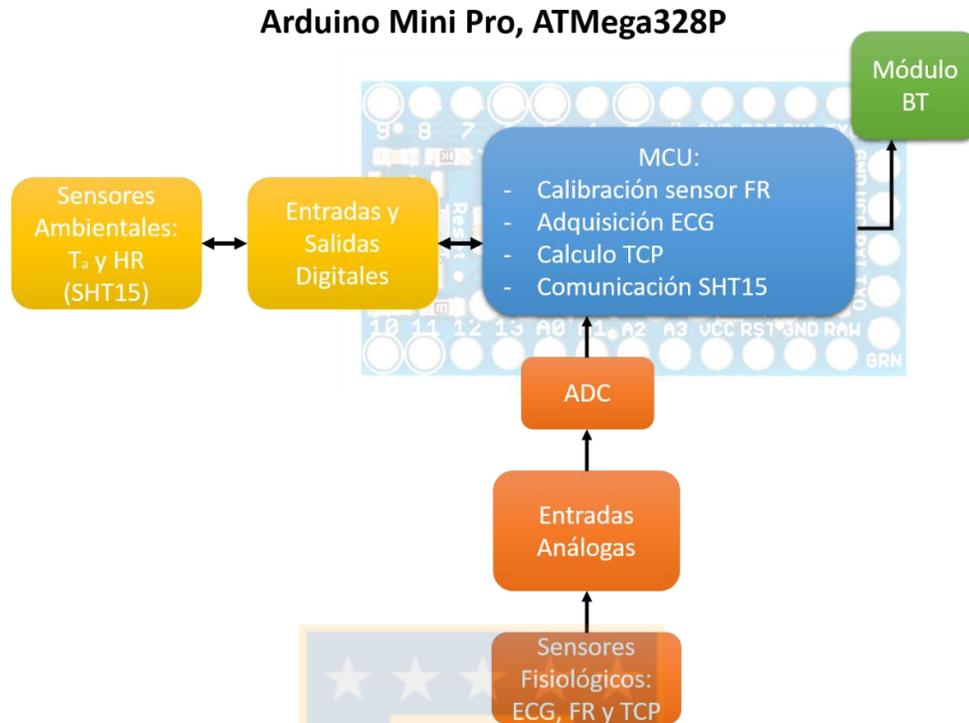


Figura 4.13 Esquema general del funcionamiento del MCU.

entre 5 V a 16 V, los cuales son regulados a 5 V, que es el voltaje que utiliza el MCU. El programa utiliza aproximadamente un 16% de la memoria flash y posee una frecuencia de ejecución de 200 Hz, es decir, cada 5 ms.

Se utilizaron tres entradas análogas (A0, A1 y A2) del MCU para: FR, ECG y TCP, además tres pines digitales (D9, D10 y D11) para la conexión del sensor de las variables ambientales.

#### 4.5.1 Procesamiento ECG y FR.

En el caso de la señal de ECG, todo el procesamiento se realiza en el computador, por lo que el valor análogo es enviado directamente, pero no fue así para todas las señales. La velocidad de muestreo recomendada para este tipo de señal es de 200 Hz, por eso el programa se ejecuta cada 5 ms. La FR fue adquirida a la misma frecuencia de muestreo ( $f_s$ ) del ECG, sin embargo, como los ciclos respiratorios poseen una frecuencia mucho menor, se puede disminuir la  $f_s$  para esta variable. La TCP y las variables ambientales son medidas con una  $f_s$  de 0.1 Hz, ya que el cambio en la magnitud se produce en un periodo de tiempo mayor.

Para el caso de la FR, se aplicó una pequeña calibración que consiste en adquirir 10 datos, obtener su media y restar al dato entrante, con el objetivo de que la condición inicial del sensor, en cada medición, sea considerada con valor cero. Además, así se va regulando automáticamente el sensor, ya que, por cada vez que se utiliza el dispositivo, el elástico resistivo va cambiando su longitud permanentemente y con eso su resistencia inicial.

#### 4.5.2 Cálculo de la TCP.

TCP es una de las señales que mayor procesamiento tiene, puesto que, no se envía directamente el valor digitalizado, sino que debe pasar por una fórmula preestablecida, ésta fórmula necesita el valor de la resistencia real del termistor, la cual es calculada de la siguiente manera:

En primer lugar, calculamos la resistencia a partir de estas dos ecuaciones, la división de tensión y la transformación de ADC con una resolución de 10-bits.

$$V_{out} = \frac{R_2}{R_1 + R_2} \cdot V_{in} \quad (4.1)$$

$$V_{out} = \frac{V_{digital}}{1024} \cdot V_{in} \quad (4.2)$$

donde,

- $V_{in}$  : voltaje de alimentación del divisor de tensión,
- $R_2$  : resistencia de referencia del divisor de tensión,
- $V_{digital}$  : valor que entrega el ADC,
- $R_1$  : valor de resistencia que se necesita, y
- $V_{out}$  : voltaje de salida del divisor de tensión.

Si igualamos  $V_{out}$  y despejamos  $R_1$  se obtiene:

$$R_1 = \frac{R_2 \cdot 1024 - V_{digital} \cdot R_2}{V_{digital}} \quad (4.3)$$

Finalmente, aplicamos el valor de la resistencia en la ecuación propia del termistor, que es:

$$T_{Kelvin} = (A + B \cdot \ln\left(\frac{R_1}{R_2}\right) + C \cdot \ln\left(\frac{R_1}{R_2}\right)^2 + D \cdot \ln\left(\frac{R_1}{R_2}\right)^3)^{-1} \quad (4.4)$$

donde,

$$\begin{aligned} A &= 3.354016 \cdot 10^{-3}, \\ B &= 2.569335 \cdot 10^{-4}, \\ C &= 2.626311 \cdot 10^{-6}, \text{ y} \\ D &= 0.675278 \cdot 10^{-7}. \end{aligned}$$

Solo queda restar 273.15 para obtener la  $T^\circ$  en  $^\circ\text{C}$ , ya que, la ecuación (4.4) entrega el resultado en escala de Kelvin.

### 4.5.3 Protocolo de comunicación sensor SHT15.

El último sensor es el de las variables ambientales, el cual se programó de forma manual siguiendo el protocolo dado por el datasheet, el cual, es un protocolo de transmisión serial. Para iniciar la comunicación con el SHT15 el MCU debe enviar una serie de instrucciones, que dependerá de la variable requerida, es decir,  $T_a$  o HR. El sensor después de detectar y recepcionar estas instrucciones envía la información al MCU. La comunicación se hace a través de los puertos DATA y SCK del sensor. DATA es un canal bidireccional, por donde se envían las instrucciones y se recibe la información solicitada. Por otro lado, SCK es un canal unidireccional encargado de transmitir el reloj del MCU, utilizado para sincronizar la comunicación.

Para que la instrucción enviada desde el MCU sea válida, debe ser enviada durante el canto ascendente del SCK y debe permanecer estable mientras que el SCK esté en el valor lógico 1. Luego del canto descendente de SCK, el valor de DATA puede cambiar. Una vez realizado este proceso anterior, se denomina que la comunicación ha sido establecida. La Figura 4.14, está sacada directamente del datasheet del SHT15, donde se puede apreciar la secuencia inicial para establecer la comunicación.

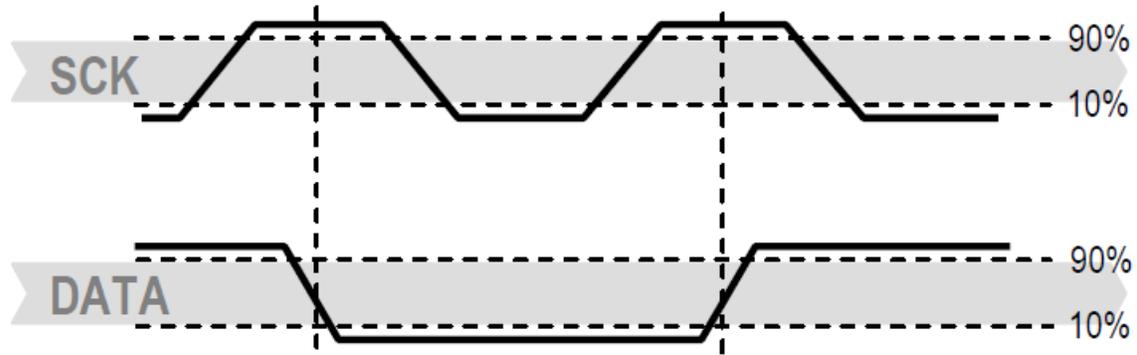


Figura 4.14 Secuencia de inicio de transmisión.

Se obtiene en primer lugar el valor de la temperatura y posteriormente el de la humedad, ambas variables siguen el mismo procedimiento. Para comenzar la solicitud de datos, se da inicio a la transmisión según la secuencia antes mencionada. Luego, se le comunica al sensor cuál de las dos variables se va a medir mediante su respectivo comando ('00000011' para  $T_a$  y 00000101 para HR) y se verifica si la comunicación fue exitosa. Posteriormente, se espera que el sensor envíe el valor de la variable solicitada, una vez realizado, se recibe bit a bit y se cierra la comunicación.

El tiempo que tarde el sensor en completar la medición depende de la resolución de los datos, es decir, según la cantidad de bits, en nuestro caso la resolución seleccionada es de 14 bits para la  $T_a$  y 12 bits para la HR. Para la configuración anterior, cada medida toma 320 ms y 80 ms, respectivamente. Cuando la transmisión es completada, DATA es forzada a 0.

Cada una de las mediciones, es enviada desde el SHT15 desde el bits más significativo (MSB) primero, hasta completar con el bits menos significativo (LSB). Cada vez que el microcontrolador recibe un bit, éste envía un 0 a través de DATA, para indicar al sensor que los bits fueron almacenados y envíe el siguiente bit. Posterior a la medición, DATA queda en estado de espera, quedando en alto, preparado para una nueva medición. En la Figura 4.15 se puede apreciar el protocolo de comunicación correspondiente a una medición de  $T_a$  y HR.

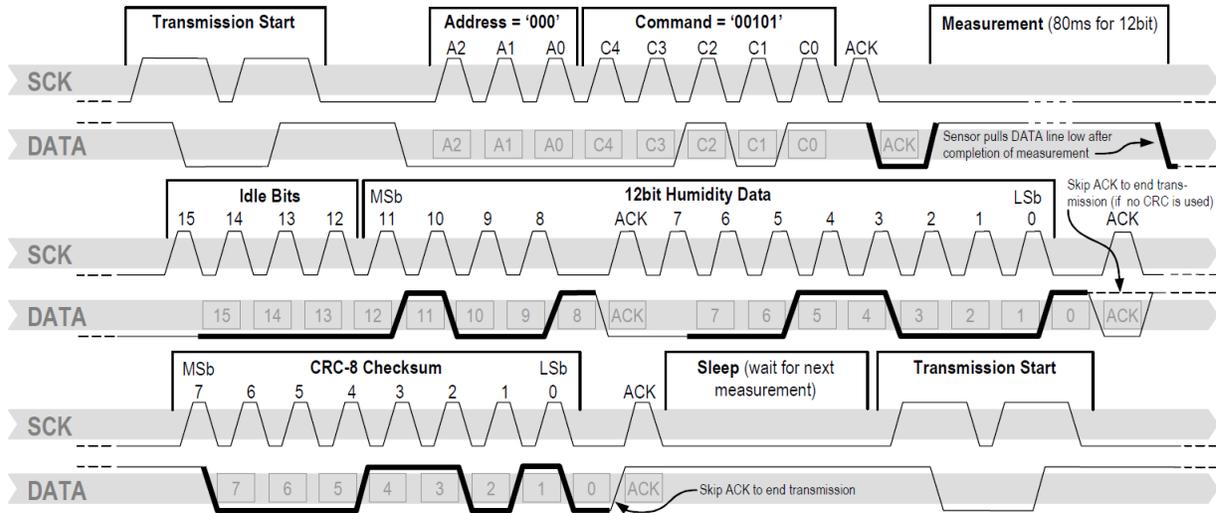


Figura 4.15 Protocolo de comunicación entre SHT15 y MCU. Medición de  $T_a$  y HR.

Después, se hacen las conversiones de  $T_a$  y HR según las ecuaciones (4.5) y (4.6), respectivamente, entregadas por el fabricante. La  $T_a$  es entregada en  $^{\circ}\text{C}$  y la HR en [%]. Los coeficientes son elegidos por especificaciones dadas en el datasheet.

$$T_a = \text{valor} \cdot 0.01 - 40 \quad (4.5)$$

$$HR = -4.0 + 0.0405 \cdot \text{valor} + -0.0000028 \cdot \text{valor}^2 \quad (4.6)$$

donde,

*valor* : entregado por el sensor SHT15.

## 4.6 Transmisión Inalámbrica de datos

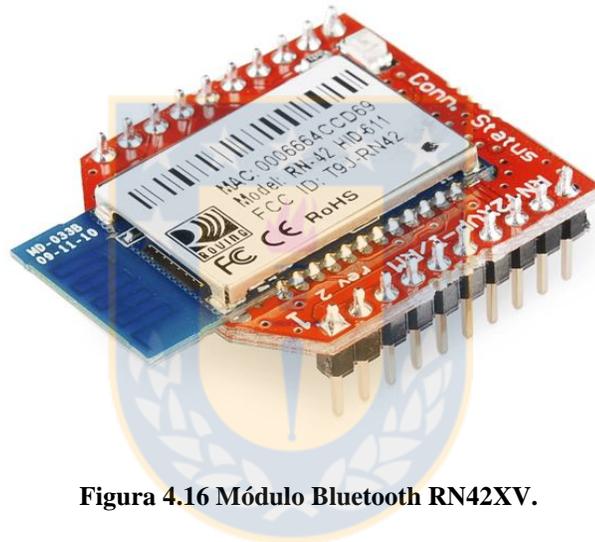
La comunicación serial se implementó gracias a un módulo BT, RN42XV (Figura 4.16), el cual trabaja directamente conectando los pines TX y RX del MCU a los del módulo. Se configuró a que la velocidad de transmisión sea de 115.200 baudios. El envío de datos se realizó entre el módulo BT del circuito y el módulo BT del computador. Los datos son recibidos y procesados mediante un programa escrito en Python.

El MCU envía los datos en un string o cadena de caracteres en el siguiente formato:

TCP /  $T_a$  / HR / ECG /  $\text{SaO}_2$  / FR

Como fue mencionado anteriormente, el MCU se comunica de forma serial con el módulo BT, con el fin de enviar la información al computador, que es visualizada en la interfaz desarrollada y almacenada en el disco duro.

El módulo BT utilizado es un dispositivo pequeño de 3.0 cm x 2.5 cm, aproximadamente. El voltaje de alimentación fluctúa entre 3.0 V y 3.6 V. Algunas aplicaciones donde se puede usar el módulo son: sistemas inalámbricos, sistemas de monitoreo y medición, sensores industriales y de control, dispositivos médicos, accesorios computacionales, entre otros. La distancia de comunicación del sensor utilizado es de 20 metros.



**Figura 4.16** Módulo Bluetooth RN42XV.

## 5 Software.

---

### 5.1 Introducción.

Luego de las etapas anteriores, los datos deben ser visualizados y almacenados, para que tanto el personal clínico, el encargado o el mismo usuario pueda informarse sobre el estado de salud actual de su paciente o de él mismo, además de mantener un registro para posteriores revisiones.

Para esto se realizaron varias interfaces gráficas que muestran: gráficas en tiempo real (ECG y ciclos respiratorios) y visualización de valores de parámetros de interés como: frecuencia cardiaca, frecuencia respiratoria, TCP, T<sub>a</sub> y HR.

### 5.2 Funcionamiento General.

El software desarrollado adquiere los datos enviados desde el módulo BT del dispositivo, mediante un puerto serial. Esto lo hace a través de un “*Timer*”, el cual, cada 5 ms solicita un dato al puerto. Cuando el computador recibe el dato, revisa que esté en el formato correcto y sin componentes atípicos. Cada cinco datos guardados se actualiza la interfaz de adquisición, que será detallado más adelante.

El programa al iniciar, abre una interfaz de introducción (Figura 5.1), donde entrega la opción de monitorear o revisar datos que ya fueron guardados. Para entrar al modo de adquisición, se pide información necesaria del usuario: nombre, edad y sexo. Por otro lado, para revisar datos ya adquiridos, sólo se debe seleccionar el archivo correspondiente.



Figura 5.1 Interfaz inicial del software.

Otra función que posee esta interfaz es que, en caso, de elegir monitorear a un paciente, se pueden configurar los límites superiores e inferiores de las alarmas (Figura 5.2), ya que, a pesar que por bibliografía existen rangos normales de las variables, algunas personas están fuera de éstos por sus diferentes estilos de vida, lo que produciría que el programa entregue posibles falsos positivos, es decir, aparece la alarma sin que el paciente esté descompensado. Sin embargo, la configuración predeterminada es acorde a la literatura.

Por otro lado, el almacenamiento de datos se realiza mediante la creación de dos archivos de texto, uno de ellos contiene todos los datos que fueron visualizados en la interfaz de monitoreo, mientras el dispositivo estuvo funcionando y el otro contiene las alarmas que aparecieron durante el periodo de medición y se denominan: “*nombre del usuario + fecha+.txt*” y “*nombre del usuario + fecha + alarmas + .txt*”, respectivamente.



The image shows a software window titled "Configuración Alarmas" with a black background and orange text. It contains four sections for configuring alarm limits:

- Frec. Cardiaca** (Heart Rate): Minimum (Mínimo) is 60, Maximum (Máximo) is 100.
- Frec. Respiratoria** (Respiratory Rate): Minimum (Mínimo) is 12, Maximum (Máximo) is 20.
- Saturación de Oxígeno** (Oxygen Saturation): Minimum (Mínimo) is 95.
- Temp. Corporal** (Body Temperature): Minimum (Mínimo) is 36, Maximum (Máximo) is 38.

At the bottom right of the window is a button labeled "Aceptar".

**Figura 5.2** Ventana de configuración de alarmas con valores predeterminados. Se pueden establecer límites superiores e inferiores de las alarmas de cada parámetro.

Cada una de las interfaces utilizadas en el programa fue diseñada mediante el ambiente de desarrollo integrado (IDE) que trae el software Python(x,y): QtDesigner, ambiente diseñado para trabajar con las bibliotecas Qt.

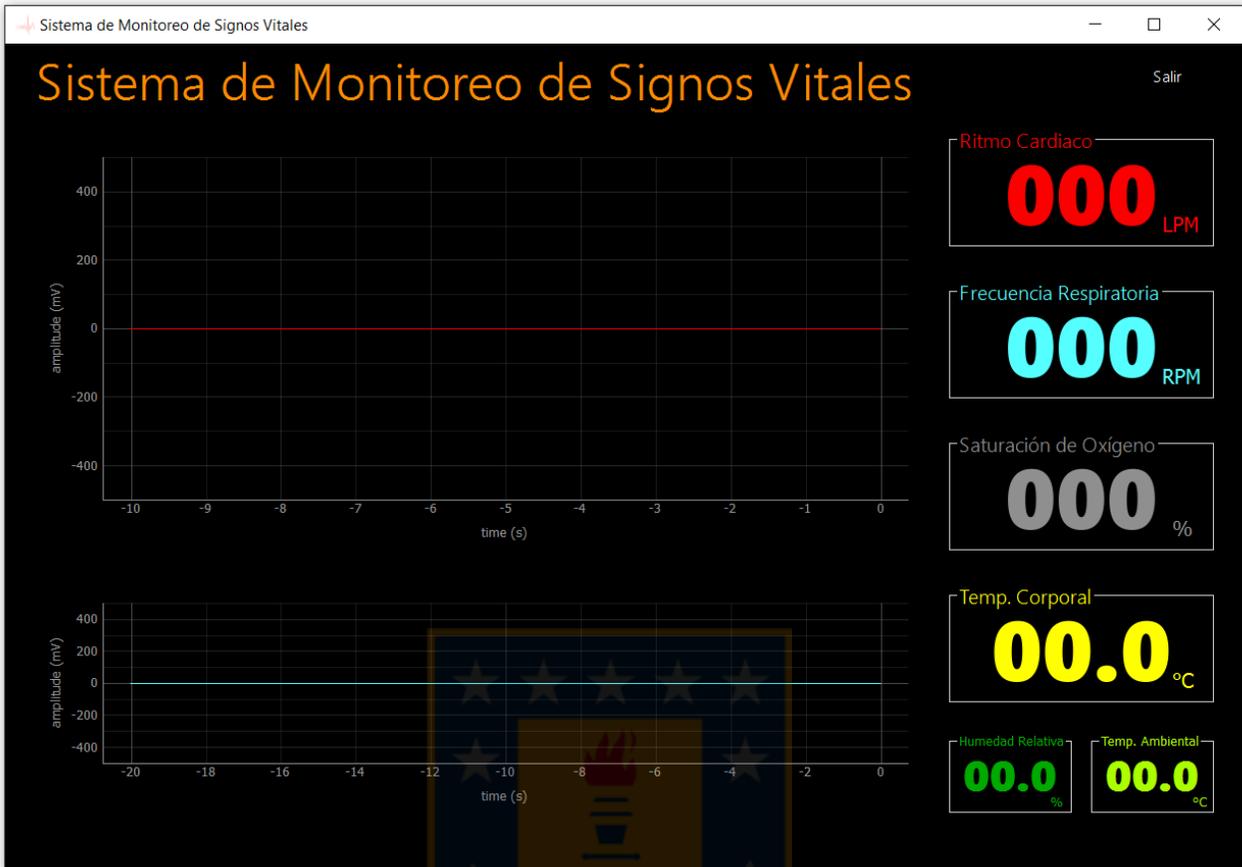
Qt, es una biblioteca multiplataforma que se utiliza básicamente para desarrollar interfaces gráficas donde el usuario puede interactuar con el programa. Es una librería de libre acceso y de código abierto, utiliza lenguaje en programación en C++ originalmente, pero puede ser utilizado por varios otros lenguajes de programación y, además, está disponible para varios sistemas operativos.

El programa escrito en el ambiente de programación Spyder, que está incluido en el paquete de datos de Python(x,y), utiliza las siguientes librerías:

- Serial: para recibir los datos desde el puerto abierto por el módulo BT.
- Pyqtgraph: usado para graficar las señales en tiempo real del ECG y la FR, gráficos que se encuentran embebidos en la interfaz del sistema de monitoreo.
- Numpy: para el procesamiento y soporte de vectores y matrices de los datos.
- Sys: que provee de acceso a funciones y objetos de Python.
- Time: utilizado para obtener la fecha y hora actual.
- PyQt4: librería que se enlaza a la librería Qt. Donde encontramos QtGui: quien nos permite la interacción desde el programa desarrollado con la interfaz.

### 5.3 Modo Adquisición.

Una vez ingresada la información requerida en la interfaz inicial y dar click en botón “Start”, el programa cierra la ventana actual y aparece la interfaz de adquisición (Figura 5.3), donde comienza inmediatamente a mostrarse las gráficas del ECG y los ciclos ventilatorios en tiempo real. Estos gráficos son actualizados cada 5 nuevas muestras, es decir, cada 25 ms, por lo que tendría una frecuencia de 40 Hz, cabe destacar que con esto, se comprueba que la medición del ECG se está realizando a 200 Hz. Al llevar 10 s de medición constante, se comienza a calcular la FC y FR. En la interfaz se muestran 10 s de ECG y 20 s de ciclos ventilatorios, se eligió así, ya que, la frecuencia respiratoria es mucho menor que la cardiaca, por lo que, de esta manera, se obtenía una mejor visualización, sin embargo, estos periodos de tiempo pueden ser modificados dependiendo de las necesidades de cada paciente.



**Figura 5.3** Interfaz gráfica de adquisición, donde se visualizan en tiempo real los datos obtenidos por el dispositivo.

Aparte de los trazos mencionados anteriormente, la interfaz muestra otros parámetros fisiológicos de interés: FC, FR, TCP,  $T_a$  y HR. Cada uno de estos parámetros posee distintos tiempos de actualización, porque dependen de la variabilidad de cada parámetro. La FC y FR se calculan cada 2 s, 0.5 Hz, se eligió ese periodo, ya que, son los parámetros más críticos del paciente. Por otro lado, los demás parámetros (TCP,  $T_a$  y HR) se actualizan cada 10 s, 0.1 Hz, porque los cambios que pueden tener, ocurren en un periodo de tiempo más largo.

Lo que se buscó con el diseño de la interfaz es que el sistema de monitoreo sea amigable con el usuario y a pesar de que sólo es una interfaz de visualización, se busca que los datos estén organizados de tal forma que los usuarios puedan entenderlos fácil e intuitivamente. En la Figura 5.4 se puede apreciar cómo se vería la interfaz de monitoreo funcionando en tiempo real.



Figura 5.4 Interfaz del sistema actualizada cada 25 ms. Los gráficos de las señales de ECG y FR son graficados en tiempo real.

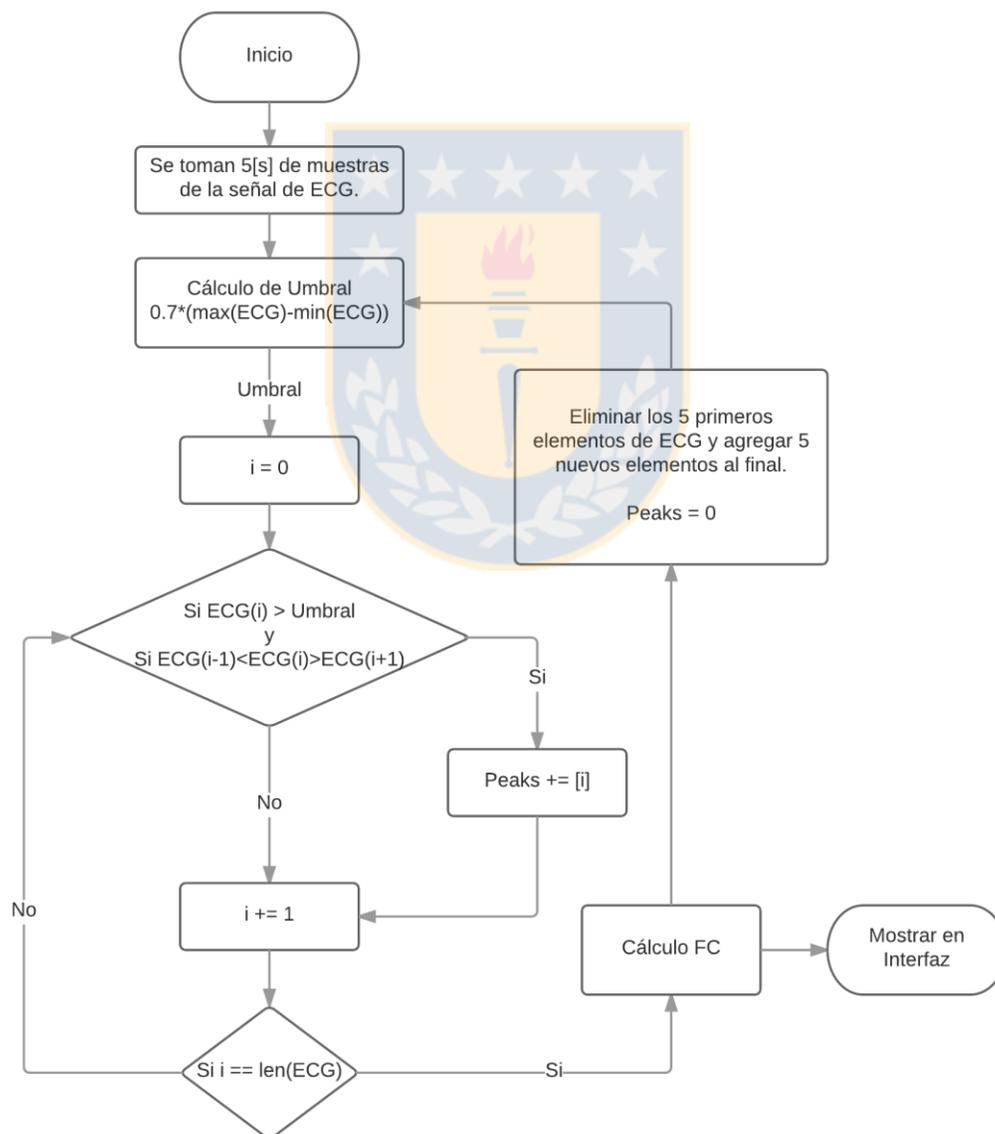
### 5.3.1 Cálculo de Frecuencia Cardíaca.

Del ECG adquirido, el ritmo cardíaco se calcula de la siguiente manera: en primer lugar, se completa un buffer con 10 s de muestras, del cual se utilizan sólo los datos de los últimos 5 s, a estos, se le aplica un algoritmo de detección de peaks.

Este algoritmo consiste en encontrar el elemento que está sobre un umbral, el cual es definido al 70% de la diferencia entre el elemento máximo y mínimo encontrado en los 5 s de muestras, este umbral va siendo recalculado cada vez que se calcula la FC, por lo que se denomina como un umbral variable y, además, el elemento evaluado debe ser mayor que el elemento anterior y posterior a él. Si el elemento cumple con las tres condiciones anteriores, se agrega a un vector donde se guarda su índice, el cual corresponde a un complejo QRS del ECG.

El algoritmo al evaluar todo el segmento, entrega un vector con la posición de los peaks, gracias a esto sabemos la cantidad de muestras que ocurren entre cada peak, cómo se definió anteriormente los datos llegan cada 5 ms, por lo tanto se puede calcular la frecuencia en que ocurren.

En el ECG, los peaks corresponden al complejo QRS de la señal, por lo que gracias al algoritmo anterior podremos determinar el ritmo cardiaco en latidos/min. Este parámetro también es utilizado para determinar cuando el dispositivo está midiendo datos anormales, lo que será explicado con mayor detalle más adelante. En la Figura 5.5 se muestra el diagrama de flujo del algoritmo implementado.



**Figura 5.5** Diagrama de flujo de detección de complejo QRS.

### 5.3.2 Cálculo de Frecuencia Respiratoria.

Por otro lado, tenemos la señal de actividad respiratoria, con la que se calculó la FR. En este caso la variación de la señal se produce por la detección del desplazamiento tóraco-abdominal, esta variación es muy pequeña, sin embargo, se puede solucionar amplificando los datos, obteniendo así, una señal más grande y con cambios más significativos.

Para atenuar las componentes de ruido producidos por la alta frecuencia y la inestabilidad propia del sensor es que se aplica a la señal un filtro media móvil de orden 10. El filtro digital de media móvil, consiste en un filtrado de la señal que se basa en el cálculo de la media aritmética entre la muestra actual y un número de muestras anteriores, dependiendo del orden del filtro, en este caso, se considera la muestra actual y se promedia con las 10 muestras anteriores. Así, los componentes atípicos de la señal disminuyen.

En este caso, para calcular la FR, en vez de detectar los peak, lo que se hace es localizar los cruces de la señal a través de una línea imaginaria dibujada en el promedio total de la señal, estos cruces delimitan los ciclos respiratorios.

Al igual que en el caso anterior, se utilizan solo los datos de la mitad del tiempo graficado, es decir, 10 s. Luego se contabiliza cuantas veces la señal pasa a través de esta línea imaginaria y considerando que cada ciclo pasa dos veces, se pueden calcular los números de ciclos respiratorios en 10 s, por lo que, solo queda multiplicar por seis para calcular la cantidad de ciclos/min.

En la Figura 5.6 se muestra el diagrama de flujo del algoritmo implementado.

### 5.3.3 Alarmas.

Como fue mencionado, el software posee un sistema de alarmas que informa cuando el usuario se descompensa o algunas de sus variables fisiológicas se encuentran fuera de los rangos establecidos. Este sistema despliega una pequeña ventana de alerta (Figura 5.7) cuando se detecta que el paciente se encuentra en un estado fuera de lo normal. La ventana tiene como finalidad informar qué parámetro es el afectado y, además, entrega un posible estado del paciente. Los estados que puede entregar el software están en la **TABLA 5.1** [30].

Los parámetros son evaluados cada vez que se recalculan, es decir, la FR y FC cada 2 s y TCP cada 10 s. Sin embargo, el programa no envía la alarma cada vez que los parámetros superan los límites, tanto superior, como inferior, sino que el usuario debe permanecer una cierta cantidad de tiempo con la descompensación. En caso de la FR y FC, el periodo de tiempo que se debe mantener la condición es de 10 s y para la TCP el periodo es de 50 s.

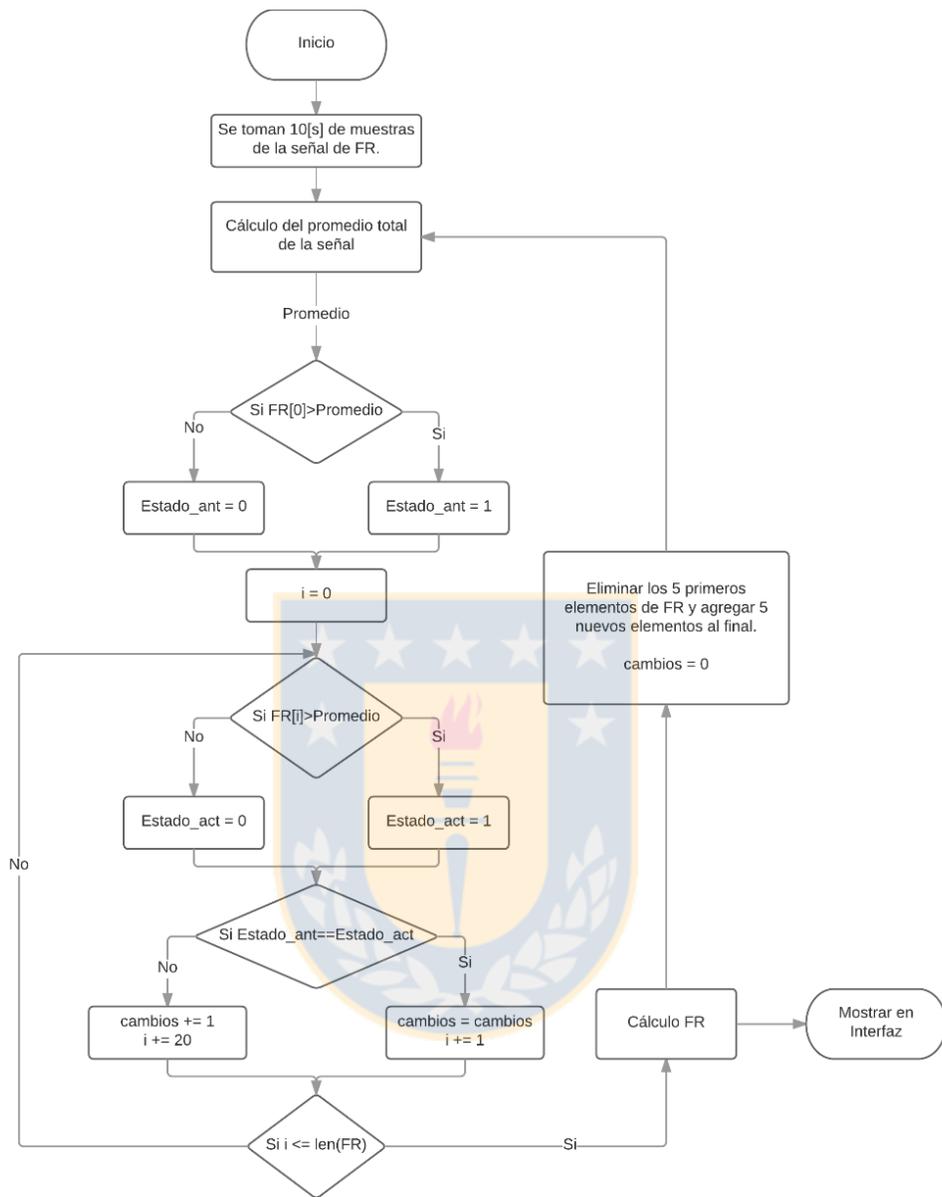


Figura 5.6 Diagrama de flujo de detección de ciclos respiratorios.



Figura 5.7 Ventana de alerta, aparece cuando el paciente está fuera de los rangos establecidos.

**TABLA 5.1** Posible condición fisiológica que entrega el programa dependiendo del estado del paciente.

Sensor	< Mínimo	> Máximo
FC	Bradycardia	Taquicardia
FR	Bradipnea	Taquipnea
TCP	Hipotermia	Hipertermia/Fiebre

El procedimiento de evaluación consiste en comparar el dato actual con los límites superior e inferior, en caso de que el programa detecte una condición anómala, ésta se guarda hasta cumplir con los periodos mencionados. Cuando se cumple, aparece la ventana que informa qué parámetro es el comprometido y el posible diagnóstico, sin embargo, siempre se recomienda ser verificado por un especialista, además, se escribe en el documento que lleva registro de las alarmas. La ventana de aviso se mantiene durante todo el tiempo que el usuario permanece en el estado anormal, pero si esta condición es temporal, luego que el paciente vuelve a los rangos normales la ventana permanece 5s desplegada y luego se cierra. Si se desea pasar por alto esta condición, la ventana puede ser cerrada momentáneamente en el botón “Aceptar”, sin embargo, si la condición persiste, esta ventana aparecerá nuevamente.

Uno de los problemas que puede ocurrir, es que cuando el dispositivo envía datos erróneos. El programa puede calcular valores absurdos y el sistema de alarmas puede detectar alguna condición que es completamente anormal, lo que provocaría que el programa lanzara la alarma cuando el paciente no necesariamente esté descompensado. Es por esta situación, que se crea una condición, que está basada en las ecuaciones (5.1) para hombres y (5.2) para mujeres, las cuales indican los límites máximos de FC que puede soportar el cuerpo humano. Los datos para calcular el resultado de las ecuaciones son los ingresados en la interfaz inicial del programa. Cabe destacar, que se elige este parámetro como base, ya que, es uno de los más sensibles al ruido.

$$FC_{MAX-hombres} = 220 - edad + 20 \quad (5.1)$$

$$FC_{MAX-mujeres} = 226 - edad + 20 \quad (5.2)$$

Por lo tanto, si el parámetro de FC supera la  $FC_{MAX-hombres}$  o  $FC_{MAX-mujeres}$ , según corresponda, se considera que la medición está siendo errónea, y en la interfaz se manifiesta con la aparición de “...” en el cuadro de la FC. Esto provoca que por ese periodo de tiempo, el sistema de alarmas deje de funcionar, evitando que nos entregue falsos positivos. Se recalca, que cuando se detecta este estado de “ruido”, se deja registro que lo que se está midiendo son datos que no pueden ser reales en el documento de texto destinado para las alarmas. Cuando la FC vuelve a estar bajo el umbral puesto por las ecuaciones, el programa espera 10s para que se retome el cálculo de los parámetros. Posteriormente, el sistema de monitoreo sigue funcionando normalmente.

## 5.4 Modo Revisión de Datos.

Una vez finalizada la etapa de adquisición, los datos pueden ser visualizados en la interfaz de revisión (Figura 5.8 (a)). Ésta interfaz nos muestra todo el periodo de tiempo que el usuario usó el dispositivo.

Para abrir una medición, en la carpeta donde es almacenada la información, se debe buscar el archivo con el nombre del paciente y la fecha de adquisición, con su nombre se crean dos documentos de texto, donde se guardan todos los datos y donde se registran las alertas. Se debe seleccionar el documento donde se guarda toda la información adquirida.

Al abrir el documento, lo primero que aparece en la interfaz son los datos del paciente: nombre, edad y sexo, además, la fecha en que se realizó la medición y el periodo de tiempo (entregando la hora de inicio y de término del monitoreo).

Después, se pueden apreciar los gráficos de ECG y ciclos ventilatorios, en cada cuadro aparece la actividad de todo el periodo de medición, sin embargo, cada gráfico posee varias opciones para lograr una mejor visualización de la señal utilizando el mouse, como por ejemplo, zoom, ver trazos específicos de los ejes, entre otras.

Luego, se puede apreciar una serie de pestañas en color amarillo, cada una de ellas corresponde a los parámetros del paciente: FC, FR, TCP y las variables ambientales:  $T_a$  y HR. En el contenido de las pestañas, hay una tabla donde se registra la hora en que ocurrieron cambios en el valor del parámetro y el dicho valor, por ejemplo, si el paciente permanece con una FC igual a 75 latidos/min y a las 14:00:00 aumenta su FC a 80 latidos/min, en la tabla se registra la hora y el nuevo valor.

Al costado, se puede apreciar un cuadro de alarmas de color verde, donde aparece un listado de todas las alarmas que aparecieron durante el periodo de medición y, también, si se detectaron mediciones anormales (consideradas como “ruido”), esta tabla muestra la hora en que se registró la

alarma, el parámetro comprometido, el valor, la posible condición fisiológica que detecta el programa y la posición que se puede ver esto en el gráfico en el eje de las abscisas, para el caso de ECG y ciclos ventilatorios, o en las pestañas para los otros parámetros (Figura 5.8 (b)).

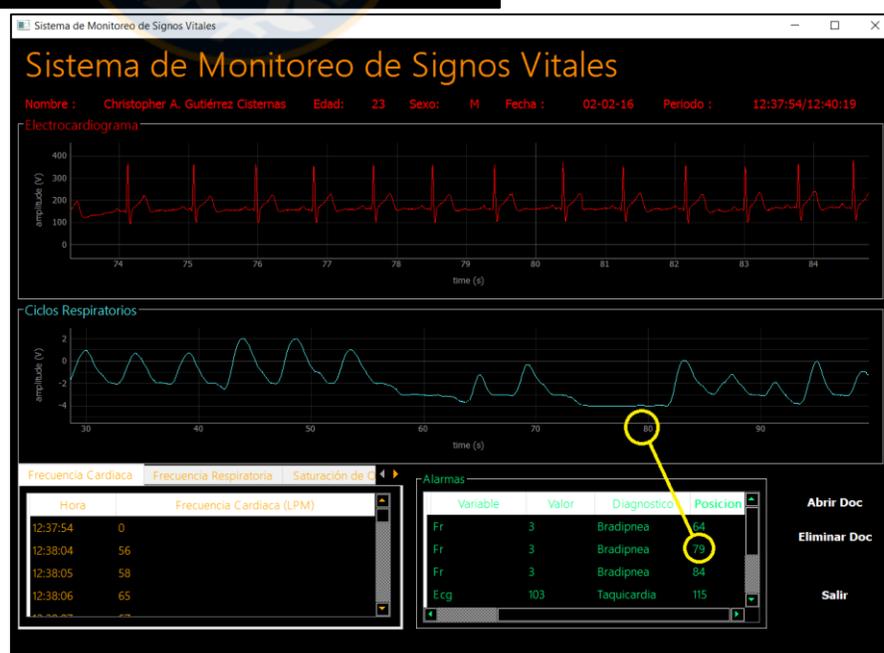
Para hacer la revisión más fácil para el usuario, presionando en “Abrir Doc”, se cierran los datos que están siendo visualizados actualmente y se puede seleccionar otro documento.

Finalmente, en la Figura 5.9, se puede observar un diagrama que indica cómo utilizar el software.



(a)

(b)



**Figura 5.8** Interfaz de revisión de datos. (a) Sin interacción, (b) Con visualización más clara en los gráficos y comprobando detección de condiciones anormales como la Bradipnea, a los 79s de Adquisición.

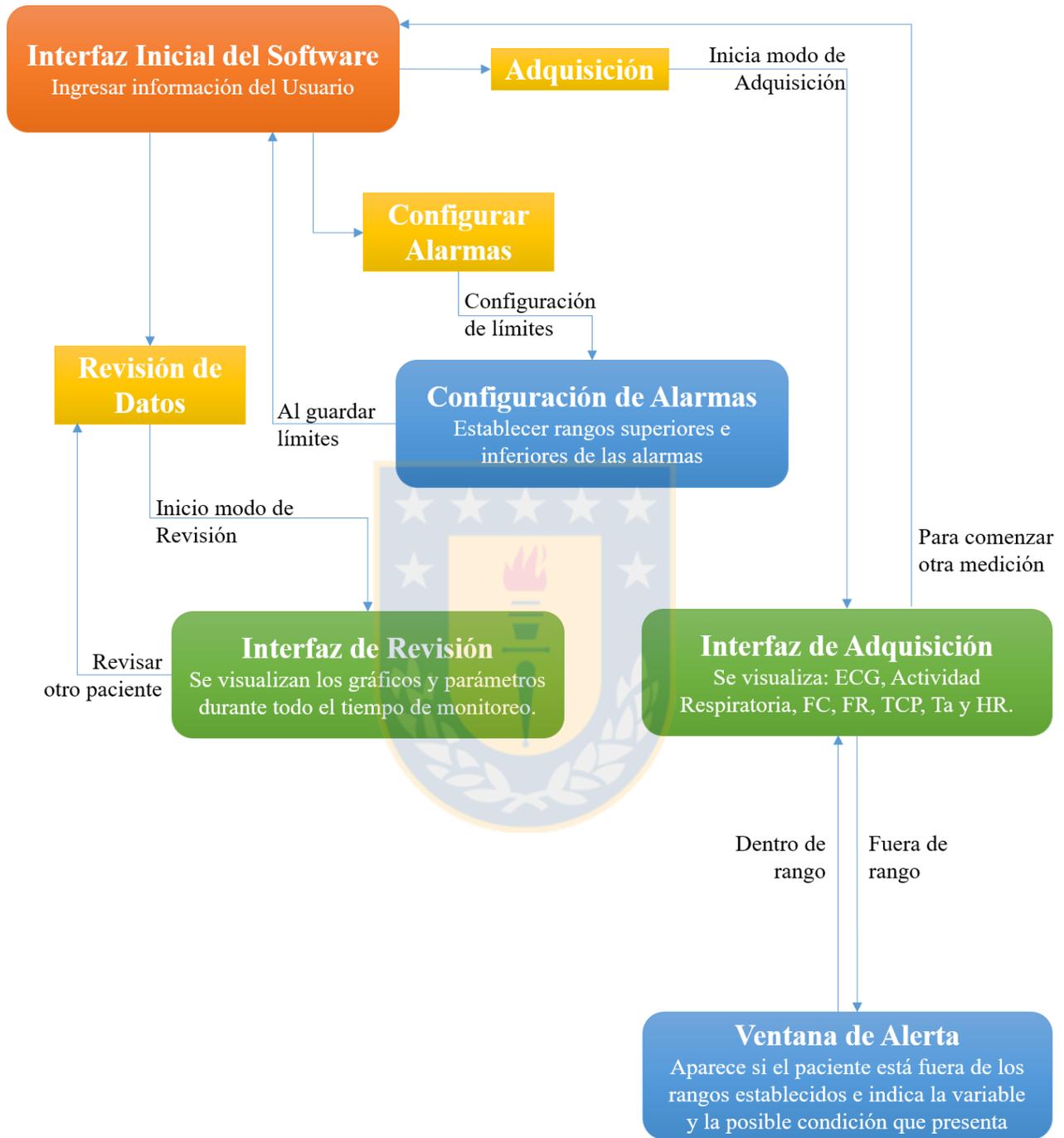


Figura 5.9 Esquema general del funcionamiento del Software.

## **6 Pruebas del Sistema y Resultados.**

---

### **6.1 Introducción.**

A continuación, se presentan las pruebas realizadas en sujetos con el sistema de monitorización desarrollado. El sistema fue diseñado para ser implementado en niños, sin embargo, las pruebas en adulto ayudan a comprobar si el sistema mide correctamente. Para ser implementado en infantes, solo queda incorporar los sensores a una polera más pequeña y ajustar las ganancias y parámetros del circuito y software, respectivamente. Se realizan mediciones en sujetos de prueba sanos, dos adultos y una niña.

La prueba consiste en medir con el sistema en dos ambientes, uno controlado, en laboratorio y en un ambiente real, como el hogar, previa firma de consentimiento informado (Anexo A).

En primer lugar, se realiza una medición de 30 minutos para corroborar la efectividad de los algoritmos, además, verificar empíricamente qué tan sensible al ruido es el dispositivo, en segundo lugar, se realizan pequeñas mediciones en distintas actividades cotidianas. Cada medición tiene un periodo de monitoreo aproximado de 5 minutos.

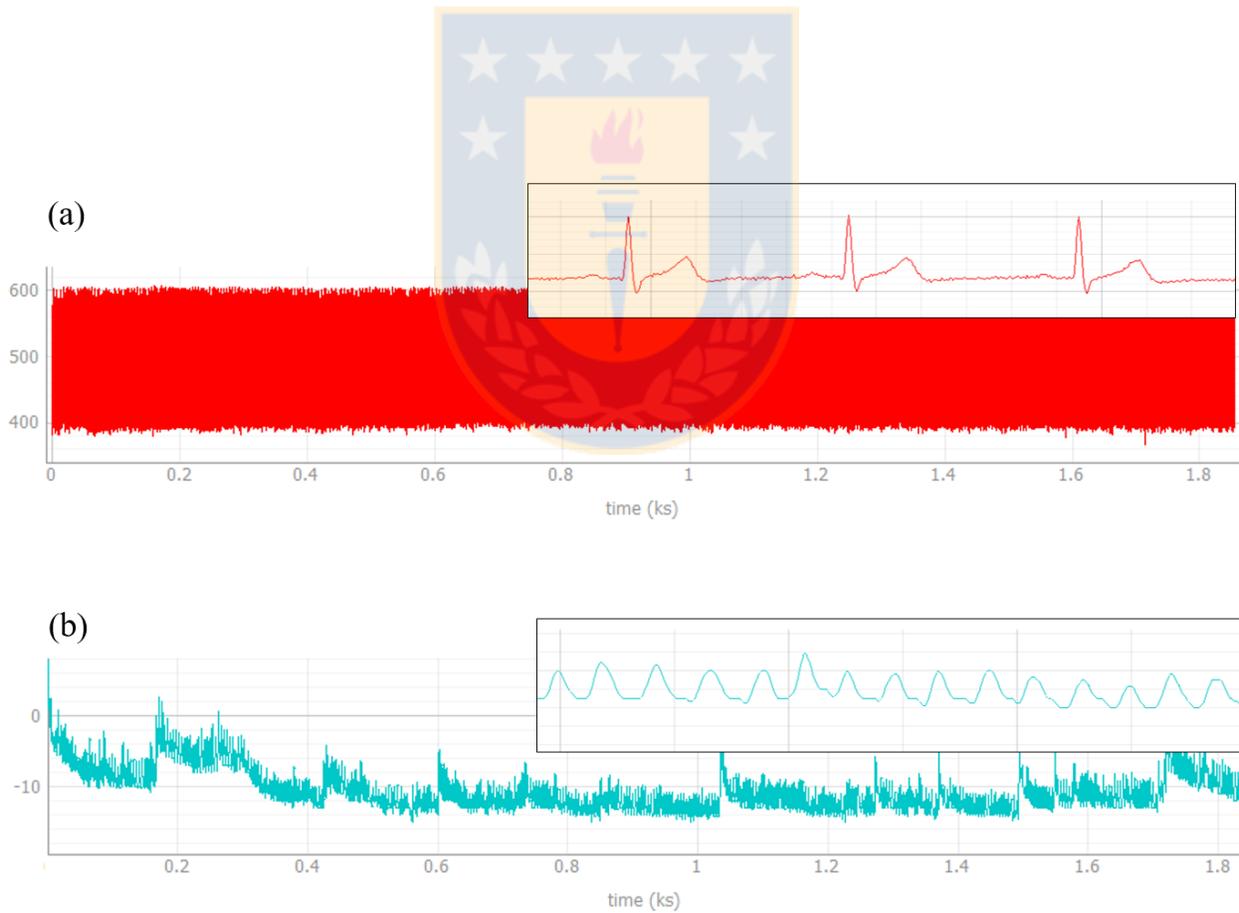
Dentro de las actividades cotidianas medidas, encontramos: Estar en reposo (sentado), utilizando el computador, acostado, estar de pie y sentarse reiterativamente, caminando y lavando loza. Por otro lado, se realizaron mediciones en actividad física de baja y mediana intensidad: bicicleta estática a baja, mediana intensidad y haciendo sentadillas. Algunas de las actividades fueron realizadas en laboratorio y otras en terreno.

### **6.2 En laboratorio.**

Antes de salir a terreno con el dispositivo, se realizaron pruebas en el laboratorio para asegurar el correcto funcionamiento de los algoritmos y el sistema. En la Figura 6.1, se observa el sujeto de prueba de 23 años y sexo masculino, siendo monitoreado. Se registraron 30 minutos de medición. En la Figura 6.2, Figura 6.3 y Figura 6.4 se observan las señales fisiológicas, parámetros fisiológicos y variables ambientales obtenidos, respectivamente.



**Figura 6.1** Sujeto de prueba siendo monitoreado por el sistema en laboratorio.



**Figura 6.2** Variables fisiológicas de adulto de 23 años. (a) ECG, (b) Ciclos Respiratorios.

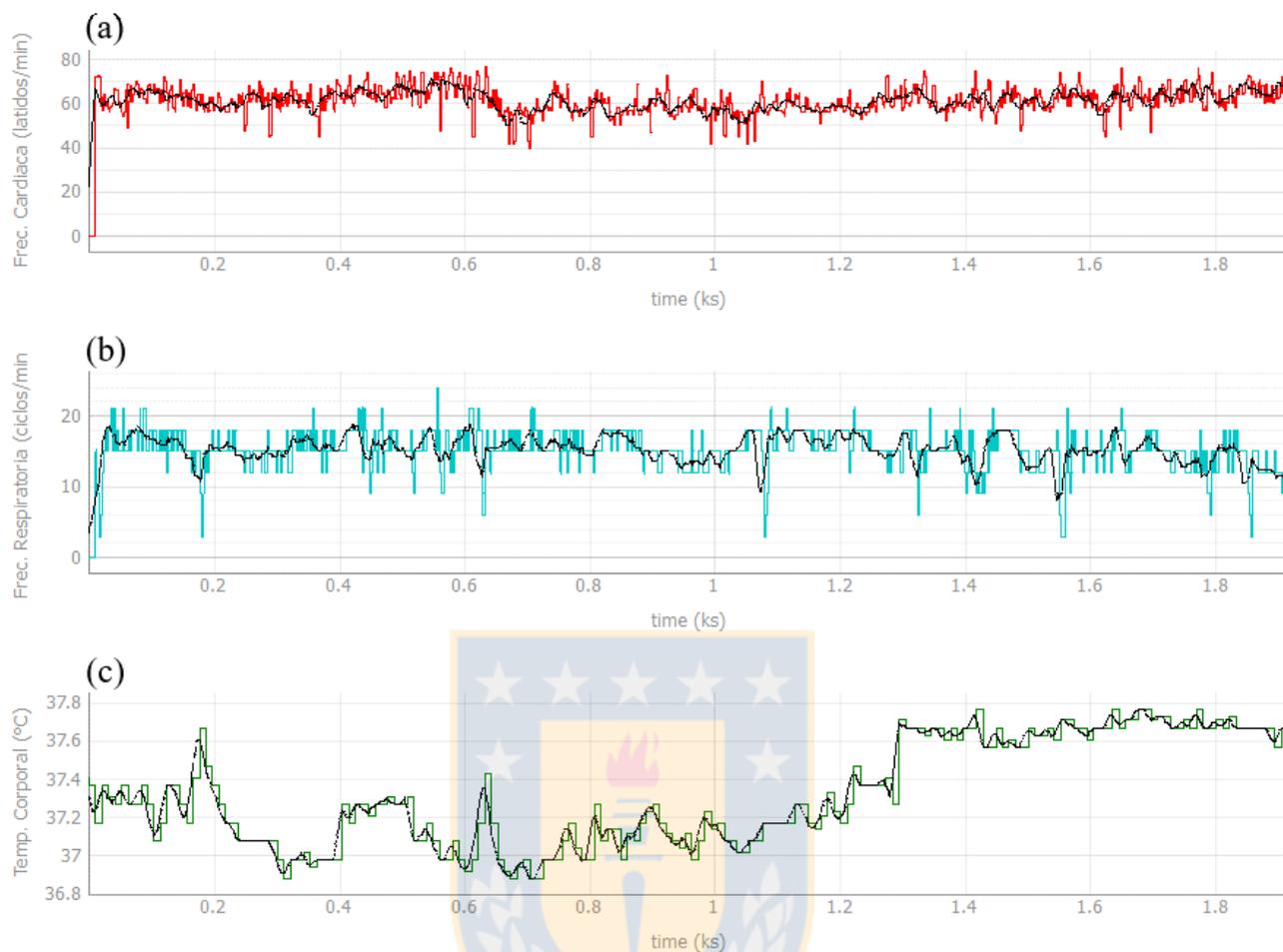


Figura 6.3 Parámetros fisiológicos de adulto de 23 años. (a) FC, (b) FR, (c) TCP.

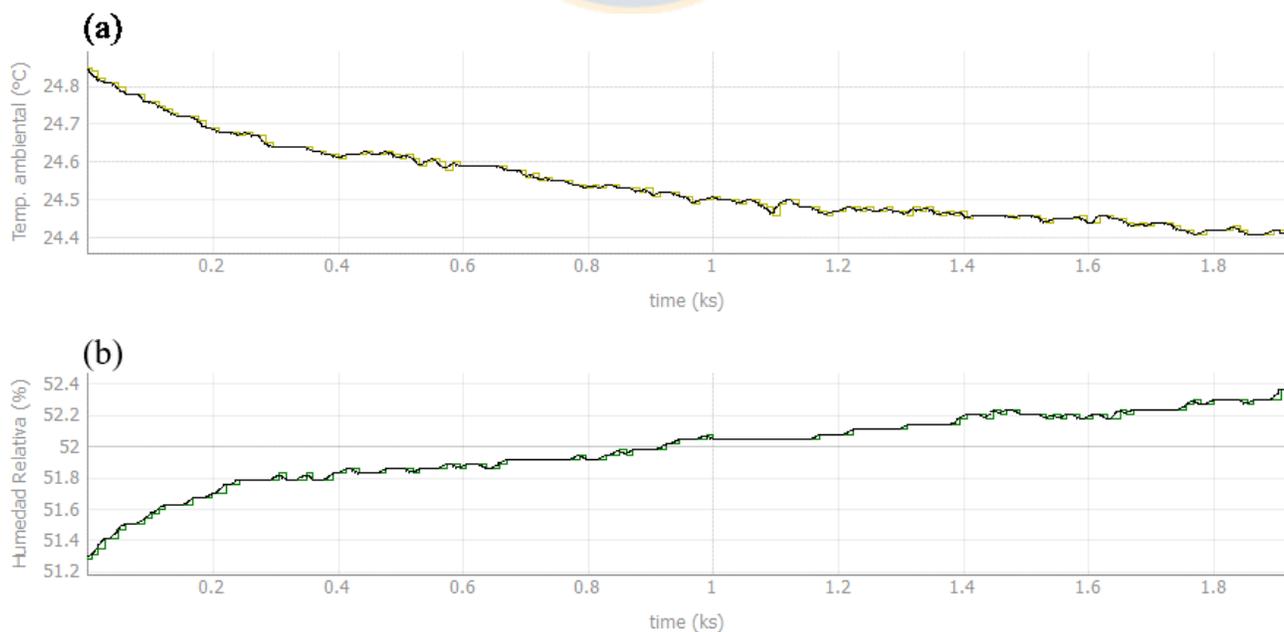


Figura 6.4 Variables ambientales en medición de adulto de 23 años. (a) Ta, (b) HR.

De la medición anterior, en promedio se obtuvo una FC de 61.49 latidos/min con una desviación estándar de 5.90 latidos/min. Para la FR se obtuvo un promedio de 15.13 ciclos/min con una desviación estándar de 3.02 ciclos/min. Por otro lado, para la TCP se calculó un promedio de 36.72°C, con una desviación estándar de 0.27. Las variables ambientales fueron 24.54°C y 51.98%, en promedio. Cabe destacar que no se presentan perturbaciones significativas en todo el periodo de medición.

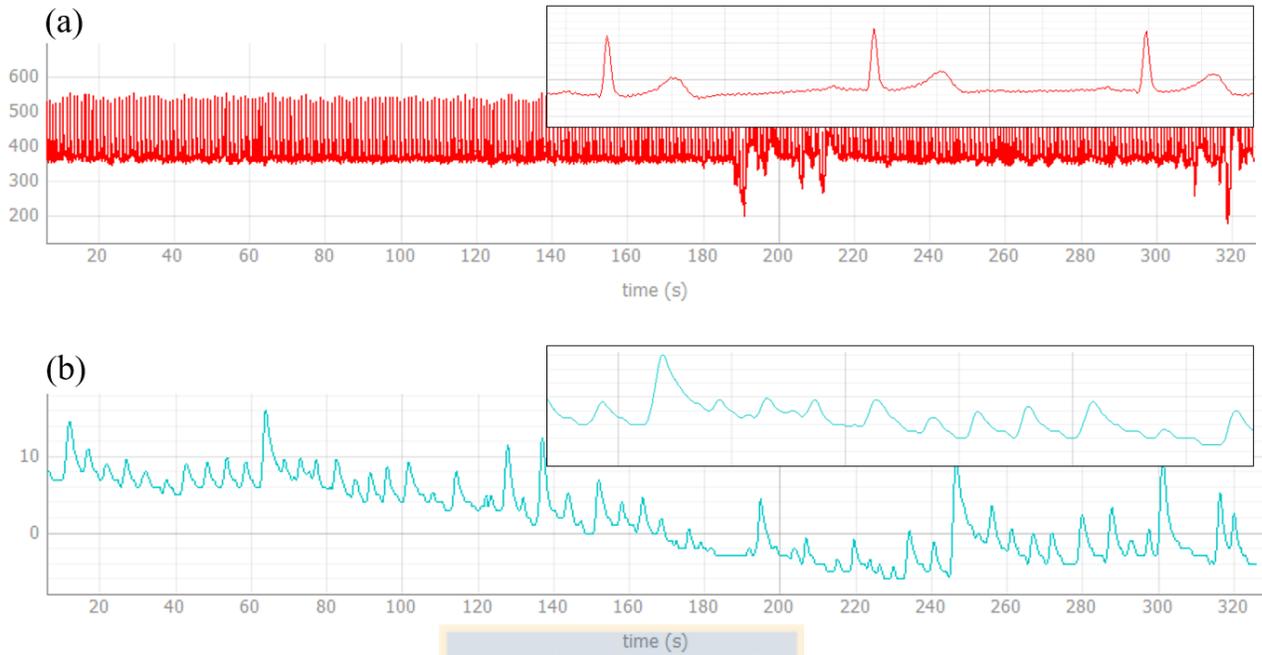
### **6.3 En Terreno.**

Luego, el sistema fue probado en una casa, lo que permitió verificar el funcionamiento del dispositivo (hardware y software) en condiciones reales de medición. Para lo anterior, sólo era necesario poner la camiseta al usuario y mediante un computador personal visualizar y almacenar los datos adquiridos. El sujeto de prueba se podía alejar un máximo de 20 metros del computador, por el alcance del módulo BT.

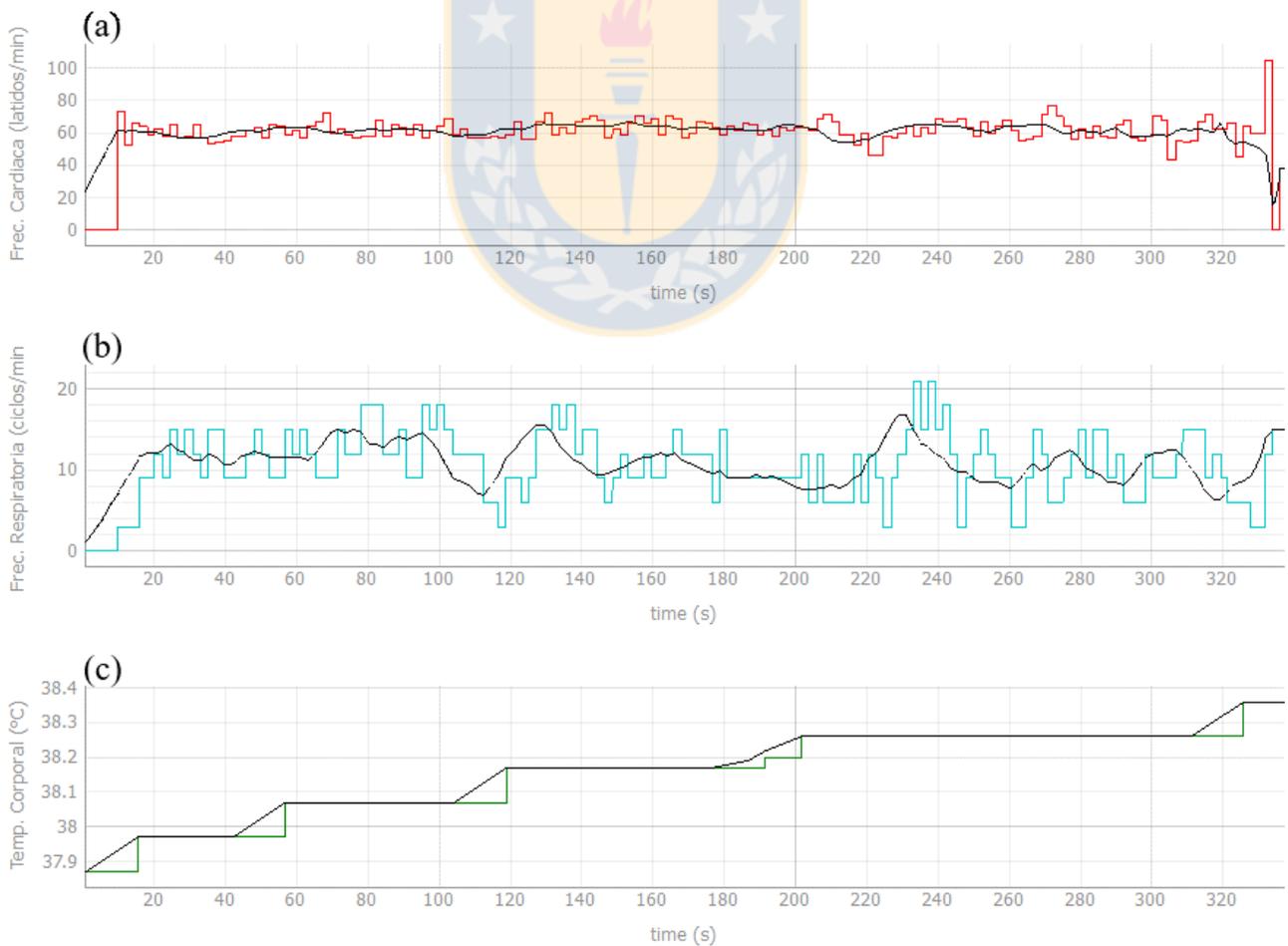
Para la prueba se midieron a dos sujetos. Un adulto de 20 años y de sexo femenino y un infante de 9 años de sexo femenino. La adulta se midió mientras estaba sentada mirando televisión y a la niña se midió mientras estaba en reposo y jugando. La camiseta al ser de talla “*small*”, para la niña debió ser ajustada a su cuerpo. Aun así, se considera que una camiseta de su talla sería la adecuada para realizar las mediciones.

#### **6.3.1 Adulto.**

Cómo fue mencionado anteriormente, la medición consistió en usar el sistema de monitoreo durante 5 minutos, estando sentada frente al televisor. En promedio, se obtuvo una FC de 61.73 latidos/min, con una desviación estándar de 6.73, una FR igual a 13.48 ciclos/min, con una desviación estándar de 4.31 y una TCP de 39.95°C con una desviación estándar de 0.12. Además, las variables ambientales estuvieron alrededor de los 24.87°C y 55.47%. En la Figura 6.5, Figura 6.6 y Figura 6.7 se observan las señales fisiológicas, parámetros fisiológicos y variables ambientales obtenidos, respectivamente.



**Figura 6.5 Variables fisiológicas de adulto de 20 años. (a) ECG, (b) Ciclos Respiratorios.**



**Figura 6.6 Parámetros fisiológicos de adulto de 20 años. (a) FC, (b) FR, (c) TCP.**

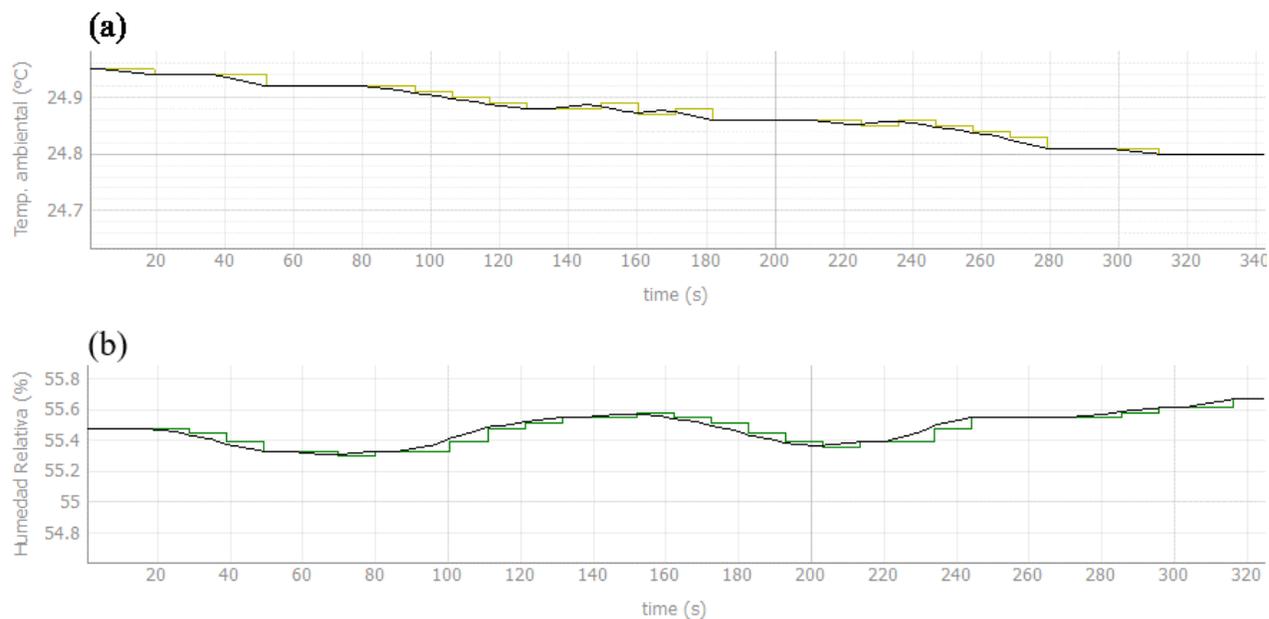


Figura 6.7 Variables ambientales en medición de adulto de 23 años. (a) Ta, (b) HR.

### 6.3.2 Infante.

Por otro lado, se monitoreo a una niña de 9 años, la prueba consistió en conectar el sistema durante 5 minutos, en reposo y jugando a una baja intensidad. Esto se solicitó así, ya que la camiseta al no ser de su talla, estaba más propensa a las perturbaciones exteriores. En la Figura 6.8 se puede ver a la menor utilizando el dispositivo. Como resultado de la medición que se hizo en reposo, se obtuvo que en promedio tuvo una FC de 78.28 latidos/min con una desviación estándar de 7.71, una FR de 10.45 ciclos/min con una desviación estándar de 5.21 y una TCP de 36.72°C con una desviación estándar de 0.14. Las variables ambientales fueron, en promedio, 24.3°C y 55.21%. En la Figura 6.9, Figura 6.10 y Figura 6.11 se observan las señales fisiológicas, parámetros fisiológicos y variables ambientales obtenidos, respectivamente.

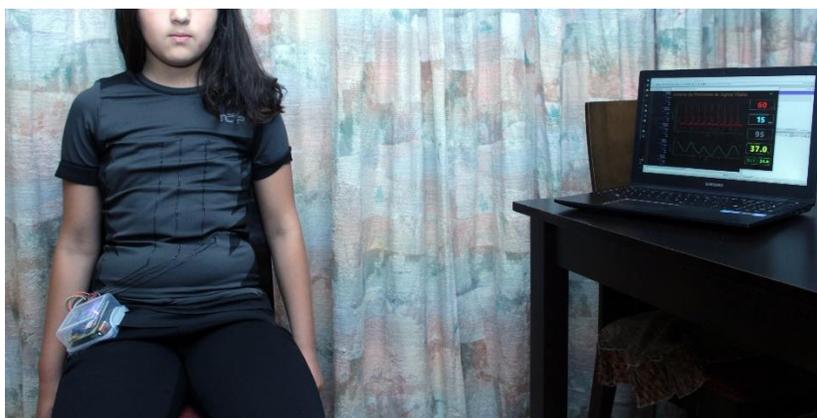
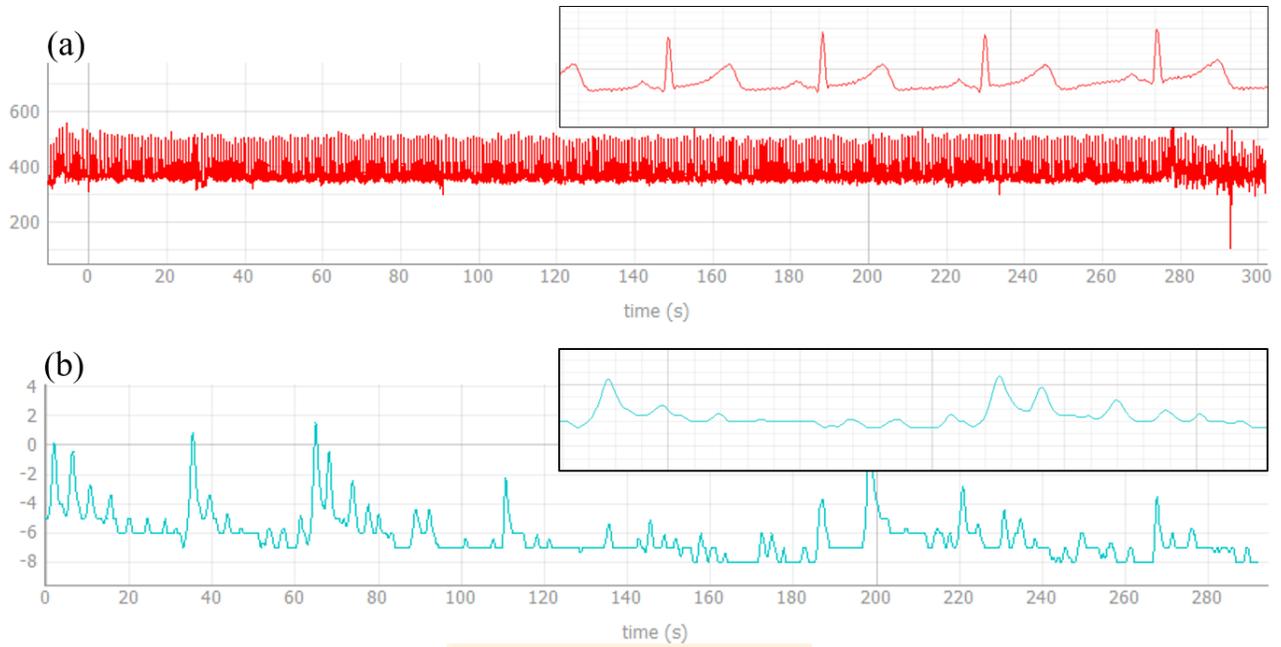
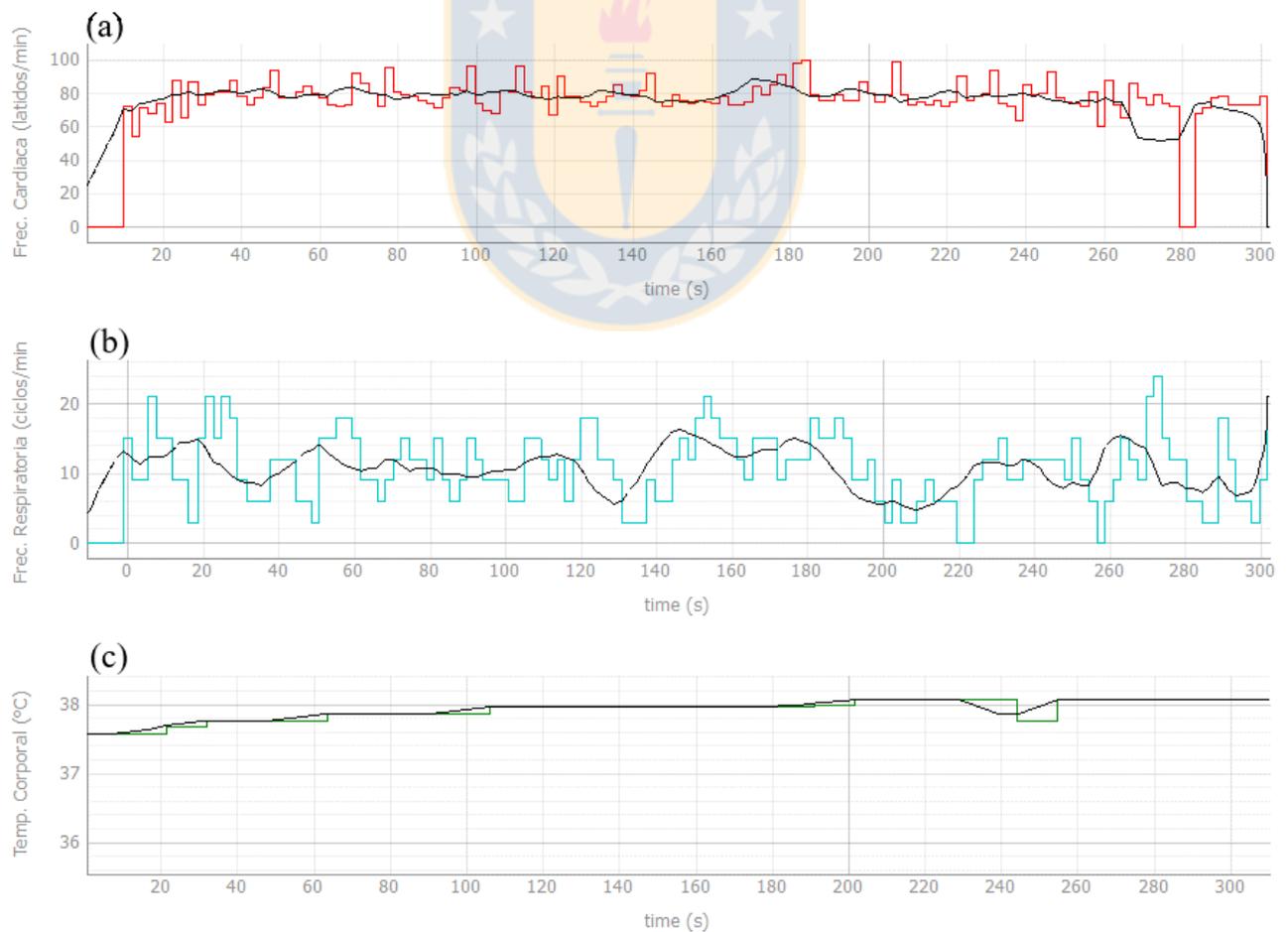


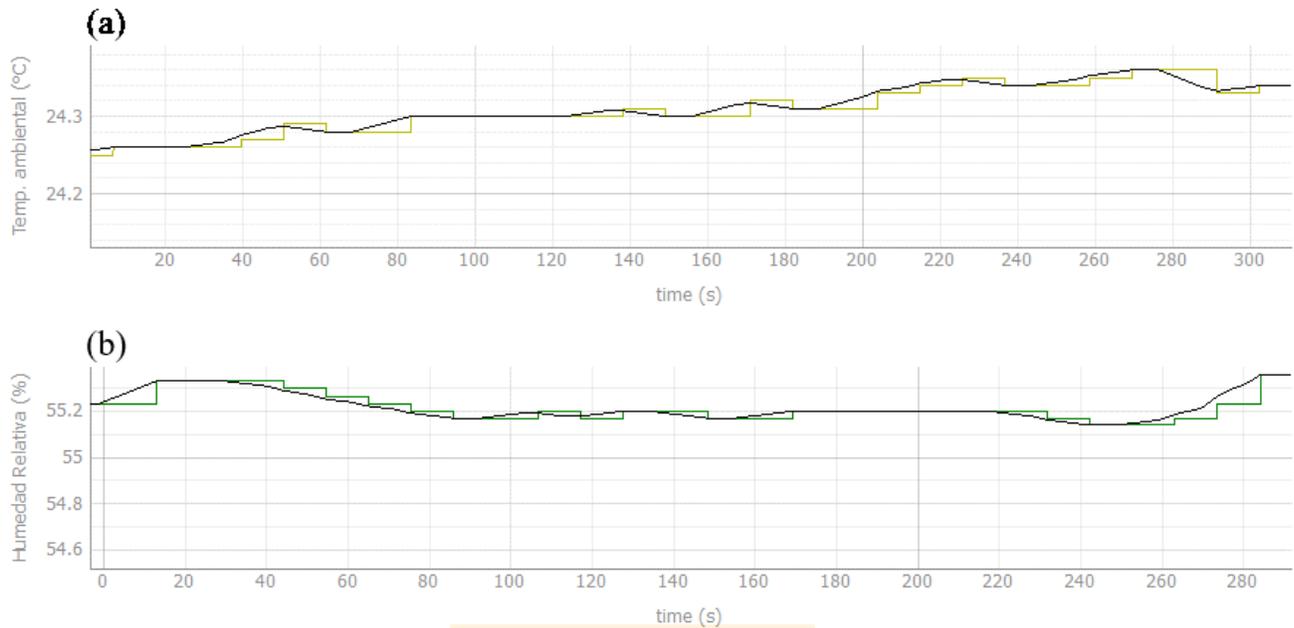
Figura 6.8 Sujeto de prueba infante siendo monitoreado por el sistema en terreno.



**Figura 6.9** Variables fisiológicas del infante. (a) ECG, (b) Ciclos Respiratorios.



**Figura 6.10** Parámetros fisiológicos del infante. (a) FC, (b) FR, (c) TCP.



**Figura 6.11 Variables ambientales en medición de infante. (a) Ta, (b) HR.**

Para el caso de la niña realizando actividades cotidianas de baja intensidad, como jugar a las cartas, los resultados fueron: en promedio se calculó una FC de 72.28 latidos/min con una desviación estándar de 24.36, una FR de 11.37 ciclos/min con una desviación estándar de 4.64 y una TCP de 37.08°C con una desviación estándar de 0.48. Para las variables ambientales se obtuvo 24.64°C y 55.40%. Los gráficos asociados a esta medición los podrá encontrar en el Anexo B.

## 6.4 Medición de actividades cotidianas.

Además, para poder visualizar la resistencia que tiene el dispositivo al ruido, se utilizó para medir en diferentes actividades diarias. Esto es necesario para saber cómo reacciona el equipo ante estímulos más intensos.

Se realizaron mediciones en 8 actividades diarias: acostado, trabajo de escritorio, caminando, sentarse y pararse reiterativamente, lavando loza, bicicleta a baja intensidad, bicicleta a mediana intensidad y realizando sentadillas. El sujeto de prueba fue un adulto de 23 años de sexo masculino. Cada adquisición es de una duración aproximada de 5 minutos.

En la **TABLA 6.1** se muestran los resultados obtenidos mediante algunas características estadísticas. Las pruebas fueron realizadas en laboratorio y terreno.

Los gráficos asociados a cada una de las mediciones, serán presentados en el Anexo B.

TABLA 6.1 Resultados obtenidos realizando actividades cotidianas.

Actividad	FC		FR		TCP		T <sub>a</sub>		HR	
	[latidos/min]		[ciclos/min]		[°C]		[°C]		[%]	
	Media Aritmética	Desviación Estándar								
Acostado	54.71	2.88	13.36	5.10	39.38	0.08	24.69	0.009	51.81	0.03
Trabajo de escritorio	61.76	5.13	13.13	3.26	36.90	0.09	24.91	0.01	50.68	0.02
Caminando	71.52	12.62	12.91	4.40	37.04	0.23	24.70	0.008	51.88	0.05
Sentarse y pararse reiterativamente	64.75	9.54	13.93	4.51	37.00	0.14	24.63	0.01	51.77	0.03
Lavando loza	71.57	9.98	15.00	6.30	36.93	0.09	24.73	0.01	51.61	0.02
Bicicleta a baja intensidad	73.44	7.08	14.64	3.91	37.06	0.13	25.08	0.01	51.12	0.03
Bicicleta a mediana intensidad	80.33	24.24	15.07	4.90	36.83	9.77	24.85	0.006	51.40	0.01
Realizando sentadillas	83.14	20.44	14.94	5.22	37.25	0.16	24.42	0.009	52.30	0.02

## 7 Discusión General y Trabajos Futuros.

---

### 7.1 Discusión.

Se esperaba que el sistema de monitoreo propuesto estuviese dentro de la tecnología “wearable” y se logró, ya que el dispositivo se implementó en una camiseta donde se incorporaron los sensores seleccionados. Además, está en contacto directo con el usuario por largos periodos de tiempo, enviando la información a otro equipo tecnológico, que es un computador portátil, donde se visualizan los datos en tiempo real y se almacenan.

Para la creación del dispositivo se cumplieron 4 etapas: elección de los sensores a utilizar, el diseño del sistema de adquisición, desarrollo de un software que permitiera calcular los parámetros fisiológicos a partir de la información enviada por el circuito y la ejecución de mediciones para corroborar que el sistema funciona correctamente.

La elección de los sensores es una etapa fundamental dentro del desarrollo de la memoria, ya que, son los encargados de adquirir la información. Sin embargo, se debían considerar dos aspectos: el tamaño del sensor y su sensibilidad. El primer aspecto es importante porque cada uno de los sensores seleccionados debe ser incorporado en la camiseta sin causar incomodidad al usuario, sin afectar sus actividades diarias y deben ser de carácter no invasivo. En caso que los pacientes estén en un ambiente clínico, el sistema le entrega un mayor nivel de autonomía y ayuda a disminuir el estrés tanto de los pacientes, como de los familiares. Por otro lado, es necesario considerar la sensibilidad de los sensores, por ejemplo, una sensibilidad baja puede provocar que el sensor posea gran resistencia al ruido, tanto generado por el entorno, como por los movimientos del propio paciente, lo cual es sumamente beneficioso para el sistema, sin embargo, en algunos casos, también implica que no detecte las señales que debería monitorear. A su vez, una alta sensibilidad permite obtener la señal que se desea medir, aunque, también adquiere elementos que no entregan información al sistema, sino todo lo contrario, la contamina.

De acuerdo a lo anterior y a las mediciones realizadas, cabe destacar que los sensores utilizados en el sistema poseen una buena respuesta a actividades que no requieran un gran esfuerzo físico de parte del usuario, por ejemplo, caminar. Por el contrario, cuando la actividad es de mediana a alta intensidad, la medición se ve afectada por elementos de ruido provocados por los movimientos del individuo. En base a los resultados, se determina que las mediciones de TCP,  $T_a$  y HR no fueron afectadas por perturbaciones, en el caso del sensor de TCP, se debe a la baja sensibilidad que posee, ya que, para realizar una buena medición, el brazo donde se ubica el sensor debía estar haciendo

presión sobre él. Por otro lado, la FR y FC son los parámetros que mayores perturbaciones tuvieron, alcanzando una desviación estándar máxima de 6.30 y 24.24, respectivamente. El sensor de FR fue más sensible en la medición de lavar loza, ya que, se deben mover bastante los brazos y como detecta deformación, cualquier estiramiento provoca mediciones erróneas. Para la FC la actividad con más perturbaciones fue andar a una velocidad media en la bicicleta estática, esto se debe al movimiento del cuerpo al momento de realizar actividad física. Finalmente, se define que el sensor con mayor sensibilidad al ruido son los electrodos textiles. Sin embargo, a pesar de su alta sensibilidad, en las mediciones de baja intensidad se obtuvieron señales estables y de buena calidad.

La ganancia de amplificación del circuito en la adquisición del ECG es variable para cada persona, la cual es modificada mediante un potenciómetro de precisión, sin embargo, en mediciones de alta intensidad, como las sentadillas, se puede observar que al comienzo el sistema adquiere correctamente, sin embargo, a medida que la amplitud comienza a aumentar, aparece una inestabilidad en el sistema alcanzando la saturación. Esto se debe a que la ganancia se regula solo al inicio de la medición y el hardware no compensa el aumento de la amplitud de la señal.

El sistema de alarmas implementado funciona correctamente y deja registro de las descompensaciones que ha sufrido el paciente. Además, detecta de forma acertada cuando el sistema es afectado por alteraciones externas y provoca que el dispositivo entregue información errónea.

Hay que destacar que se realizaron mediciones en adultos y en una niña. Por el tamaño de la camiseta, en adultos se obtuvieron buenos resultados, ya que, quedaba ajustada, por lo que los sensores tenían mayor soporte. Sin embargo, para las mediciones que se le tomaron a la infante se aprecian mayores perturbaciones, esto se debe a que la camiseta le quedaba suelta y cualquier movimiento que realizara provocaba una alteración a la señal, para mejorar esto se ajustó la camiseta a su cuerpo, logrando medir correctamente, pero aún faltaba presión en los sensores para evitar elementos ruidosos que en los adultos no ocurrían. Esto comprueba que con una medida adecuada de camiseta el sistema puede ser implementado para uso pediátrico.

El sistema de adquisición fue diseñado para ser usado con baterías de 9 V, evitando cables y logrando mayor autonomía del dispositivo. El circuito consume en promedio una corriente de 40 mA, las baterías utilizadas son de 290 mA/h, por lo que teóricamente entrega una autonomía de 7,25 h, sin embargo, al dejar funcionando el circuito hasta que el voltaje sea menor al requerido (5 V), alcanzan a cubrir un rango entre 5,5 a 6 h. Esto se puede producir porque el consumo del circuito es variable, pudiendo consumir una mayor cantidad de energía. La comunicación inalámbrica establecida entre el circuito y el computador es una conexión estable y rápida, haciendo que el dispositivo sea portable y

autónomo, sin embargo, la transmisión debe ser confiable, ya que, la pérdida de datos puede afectar perjudicialmente el análisis de la medición.

Cabe destacar, que estos sistemas “wearable” de monitoreo son utilizados para pacientes y/o usuarios que necesitan monitorización por periodos prolongados de tiempo, con la intención de poder conocer la magnitud de sus variables fisiológicas y ambientales. El monitoreo de estos parámetros permite observar los cambios que se producen en los signos vitales a estar expuestos a distintos ambientes. Además, en el ámbito clínico, este dispositivo podría ser útil para reemplazar los actuales Holter de ECG, con la ventaja de que los datos puedan ser enviados y leídos por el médico tratante en tiempo real y, además, entregar mayor comodidad y autonomía al paciente.

En resumen, se desarrolló un sistema de monitoreo continuo capaz de adquirir señales fisiológicas, calcular signos vitales y medir variables ambientales de forma inalámbrica entre la camiseta y un computador personal. Este sistema permite observar continuamente el estado de salud del usuario con el objetivo de entregar una atención oportuna en caso que se necesite. Los resultados obtenidos en laboratorio y en terreno, son buenos, ya que gracias al software desarrollado se pueden visualizar la información del usuario. En actividades de baja intensidad se logró monitorear la FC, FR, TCP,  $T_a$  y HR correctamente, por el contrario, cuando se tratan de actividades de alta intensidad, los sensores mayormente afectados son los electrodos textiles y el elástico piezoresistivo. Se realizaron mediciones en adultos y en una niña, sin problemas, solo ajustando la camiseta a su cuerpo.

Esta tecnología posee un gran potencial clínico y el rol del ingeniero biomédico es aprovecharlo para poder crear nuevas técnicas y dispositivos médicos.

## 7.2 Trabajos Futuros.

Los trabajos futuros estarán centrados en mejorar las etapas de desarrollo del sistema. En primer lugar se buscarán componentes más sensibles a las variaciones fisiológicas, como por ejemplo la TCP y FR. En el caso de ECG se busca mejorar la ganancia de amplificación, esto puede ser posible implementando un potenciómetro digital que compense automáticamente la amplitud de la señal, así se evitaría el ajuste manual que se debe realizar al principio de cada medición.

Aumentar la cantidad de filtros analógicos y agregar filtros digitales para obtener una señal más clara y estable.

Se pueden agregar más sensores, fisiológicos y ambientales, de carácter no invasivo para así entregar mayor información sobre el estado de salud del usuario, como por ejemplo: SaO<sub>2</sub>, presión arterial, que son los signos vitales que no se midieron en esta oportunidad.

Diseñar el hardware utilizando componentes de montaje superficial para lograr que el sistema de adquisición sea más portable, cómodo y de menor consumo eléctrico. También, mejorar el sistema de baterías, para así alcanzar un periodo de autonomía mayor.

Incorporación de conexión WiFi a un servidor general, donde un médico pueda estar revisando los datos periódicamente, para así fomentar el uso de la telemedicina en nuestro país, pudiendo monitorear constantemente a los pacientes sin afectar su ritmo de vida.



## Bibliografía

- [1] M. Swan, “Sensor Mania! The Internet of Things, Wearable Computing, Objective Metrics, and the Quantified Self 2.0”, *Journal of Sensor and Actuator Networks*, pp. 217 – 253, November 2012.
- [2] M. Billinghurst, “Wearable devices: new ways to manage information”, *IEEE, Computer Vol. 32*, pp. 57 – 64, January 1999.
- [3] A. Turner, I. Karube, G. Wilson, “Biosensors: Fundamentals and Applications”, New York: Oxford University Press, pp. 770, 1987.
- [4] J. Chavez, “Sistema No Invasivo de Medición Ambulatoria de Variables Fisiológicas”, Memoria de Título, Universidad de Concepción, Marzo 2015.
- [5] F. Gemperle, C. Kasabach, I. Stivoric, M. Bauer and R. Martin, “Design of Wearability”, 2<sup>nd</sup> Intl. Symposium on Wearable Computers, ISWC 98, Pittsburgh, PA, 1998.
- [6] Claudionor J. Coelho, Antonio O. Fernandes, Julio C. Conway, Fábio L. Correa, Hervaldo S. Carvalho, José M. Mata, “A biomedical wearable device for remote monitoring of physiological signals”, *IEEE*, ISSN: 7803–7937, March 2003.
- [7] Philippe Jourand, Hans DeClercq, Rogier Corthout, Robert Puers, “Textile Integrated Breathing and ECG Monitoring System” *Euroensors XXIII Conference*, Elsevier B.V., July 2009.
- [8] F. Seoane, J. Ferreira, J. Marquez, M. Skrifvars, “Conductive Polymer Films as Textrodes for Biopotential Sensing”, University of Borås. School of Engineering, Medicinteknikdagarna, October 2011.
- [9] A. Gruetzmann, S. Hansen, J. Müller, “Novel dry electrodes for ECG monitoring”, *Physiological Measurement*, Vol. 28, N. 11, October 2007.
- [10] Jo. Löfhede, F. Seoane, M. Thordstein, “Textile Electrodes for EEG Recording — A Pilot Study”, *Sensors*, Vol. 12, pp. 16907 – 16919, October 2012.
- [11] A. Dörner, “Propuesta de evaluación objetiva para análisis de calidad del sueño”, Tesis de Magíster, Universidad de Concepción, 2013.

- [12] D. Arias, “Sistema de Telemetría para el Monitoreo Fisiológico y Ambiental de un Piloto de Auto Solar”, Memoria de Título, Universidad de Concepción, Abril 2012.
- [13] J. Friedman, J. Philip Saul, “Comparison of intraarterial with continuous noninvasive blood pressure measurement in postoperative pediatric patients”, *Journal of Clinical Monitoring*, Vol. 10, pp. 11 – 20, January 1994.
- [14] J. Skipper, R. Leonard, “Children, Stress, and Hospitalization: A Field Experiment”, *Journal of Health and Social Behavior*, Special Issue on Patients and Illness, Vol. 9, pp. 275 – 287, December 1968.
- [15] M. Avenel-Audran, A. Goossens, E. Zimmerson, M. Bruze, “Contact dermatitis from electrocardiograph-monitoring electrodes: role of p-tert-butylphenol-formaldehyde resin”, *Contact Dermatitis* 48, pp. 108 – 111, 2003.
- [16] M. Catrysse, R. Hertleer, L. Van Langenhove, H. Van Egmond, D. Matthys, “Towards the integration of textile sensors in a wireless monitoring suit”, *Sensors and Actuators*, Elsevier B.V., pp. 302 – 301, January 2004.
- [17] Tia Gao, Dan Greenspan, Matt Welsh, Radford R. Juang, Alex Alm, “Vital Signs Monitoring and Patient Tracking Over a Wireless Network”, *Engineering in Medicine and Biology (EMB) 27<sup>th</sup> Annual Conference*, Shanghai, China, 2005.
- [18] Stephen Chiu, Kai Lap Wong, Kwok On Wong, Wenxiu Wong, Wai Ho Mow, “A Smartphone-Centric Platform for Personal Health Monitoring using Wireless Wearable Biosensors”, *ICICS*, ISSN: 4244-4657, May 2009.
- [19] Johan Coosemans, Bart Hermans, Robert Puers, “Integrating wireless ECG monitoring in textiles”, *Sensors and Actuators*, Elsevier B.V, December 2006.
- [20] Sibrecht Bouwstra, Wei Chen, Loe Feijs, Md. Sidarto Bambang Oetomo, “Smart Jacket Design for Neonatal Monitoring with Wearable Sensors”, *Bosy Sensor Networks*, 2009.
- [21] R. Fletcher, P. Ming-Zher, H. Eydgahi, “Wearable sensors: Opportunities and challenges for low-cost health care”, *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE*, pp. 1763 – 1766, September 2010.
- [22] U. Anliker, J. Ward, P. Lukowicz, G. Troster, F. Dolveck, M. Baer, F. Keita, E. Schenker, F. Catarsi, L. Coluccini, A. Belardinelli, D. Shklarski, M. Alon, E. Hirt, R. Schmid,

- M. Vuskovic, “AMON: a wearable multiparameter medical monitoring and alert system”, *Information Technology in Biomedicine*, Vol. 8 , pp. 415 – 427, December 2004.
- [23] H. Asada, P. Shaltis, A. Reisner, R. Sokwoo, R. Hutchinson, “Mobile monitoring with wearable photoplethysmographic biosensors”, *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE*, Vol. 22, pp. 28 – 40, May – June 2013.
- [24] A. Arundel, E. Sterling, J. Biggin, T. Sterling, “Indirect health effects of relative humidity in indoor environments.” *Environ Health Perspect*, Vol. 65, pp. 351–361, March 1986.
- [25] X. Ye, R. Wolff, W. Yu, V. Vaneckova, X. Pan, S. Tong, “Ambient temperature and morbidity: A review of epidemiological evidence”, *Environmental Health Perspectives*, Vol. 120, pp. 19 – 28, 2012.
- [26] Md. Dario Cobo, Md. Paola Daza, “Signos Vitales en Pediatría”, *Revista Gastronhnp*, Vol. 13 no. 1, Suplemento1: S58-S70, Colombia, 2010.
- [27] B. Koeppen, B. Stanton, “Berne y Levy Fisiología”, Sexta Edición, Elsevier, pp 292 – 316, 2009.
- [28] S. Fox, “Fisiología Humana”, Doceava Edición, Mc Graw Hill Educación, pp. 418 – 468, 2011.
- [29] D. Giancoli, “Física: principios con aplicaciones”, Sexta edición, Pearson Edicación, pp. 375, 2006.
- [30] MINSAL, “Conceptos sobre la valoración de signos vitales, procedimiento de signos vitales y glucotest”, Serie guía MINSAL, 2010.

## Anexo A. Consentimiento Informado.

---

Universidad de Concepción  
Departamento de Ingeniería Eléctrica  
Ingeniería Civil Biomédica

### CONSENTIMIENTO INFORMADO

Sistema de Monitoreo Continuo de Signos Vitales con Sensores No Invasivos y Transmisión Inalámbrica de Datos para Uso Pediátrico.

Mi nombre es Christopher Andrés Gutiérrez Cisternas y estoy realizando mi memoria de título para convertirme en Ingeniero Civil Biomédico de la Universidad de Concepción. Estoy trabajando en un proyecto que consiste en el desarrollo de un dispositivo de monitoreo continuo no invasivo e inalámbrico para adquirir señales del cuerpo y del entorno que pueden afectar la salud.

El equipo consiste en incorporar sensores no invasivos, es decir, que no rompen la barrera de la piel, a una camiseta de microfibra, la cual es conectada a un circuito. Las señales fisiológicas adquiridas son:

- Electrocardiograma: Registro gráfico de la actividad eléctrica del corazón.
- Actividad Respiratoria: Registro gráfico del movimiento tóraco-abdominal al realizar un ciclo respiratorio, inhalar y exhalar.
- Temperatura Corporal: Temperatura periférica del cuerpo.

A partir de estas variables, se calcula:

- Frecuencia Cardíaca: Cantidad de contracciones cardíacas que se realizan por unidad de tiempo, en este caso, latidos por minuto.
- Frecuencia Respiratoria: Cantidad de ciclos respiratorios realizados por unidad de tiempo, en este caso, respiraciones por minuto.

Además, se adquieren las variables ambientales: temperatura ambiental y humedad relativa, para complementar la información del usuario con las de su entorno.

La camiseta tiene adherido tres electrodos de tela conductora, un termistor y un elástico, los cuales son unidos al conector mediante hilo conductor, los posibles riesgos al utilizar el dispositivo son: enrojecimiento, por la presión que realiza la camiseta en el cuerpo e irritación de la piel en los electrodos, sin embargo se ha puesto énfasis para que esto no suceda.

La prueba consiste en utilizar el dispositivo durante 5 minutos, en reposo y en diferentes actividades diarias con distintas intensidades físicas.

Toda la información proporcionada y las mediciones realizadas nos ayudarán a comprobar el funcionamiento del equipo desarrollado. Esta información será confidencial, es decir, solo la conocerán las personas que forman parte del equipo de trabajo, en caso de ser menor de edad, se notificará a los padres los resultados.

La participación en el estudio es voluntaria.

Si aceptas participar, hacer (✓) donde dice “Sí, quiero participar”, escribe tu nombre y firma.

Sí, quiero participar

Si aceptas que el menor participe, hacer (✓) donde dice “Sí, acepto que participe”, escribe el nombre del infante, tu nombre y firma.

Sí, acepto que participe

Nombre menor: \_\_\_\_\_



\_\_\_\_\_  
Nombre y Firma

Fecha: \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ del 2016.

Observaciones:

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

## Anexo B. Gráficos de mediciones en actividades cotidianas.

---

En este anexo, se presentan los gráficos de las mediciones, ya que, los resultados son presentados en el Capítulo 6.

### B.1. Infante.

#### B.1.1 Actividad de baja intensidad.

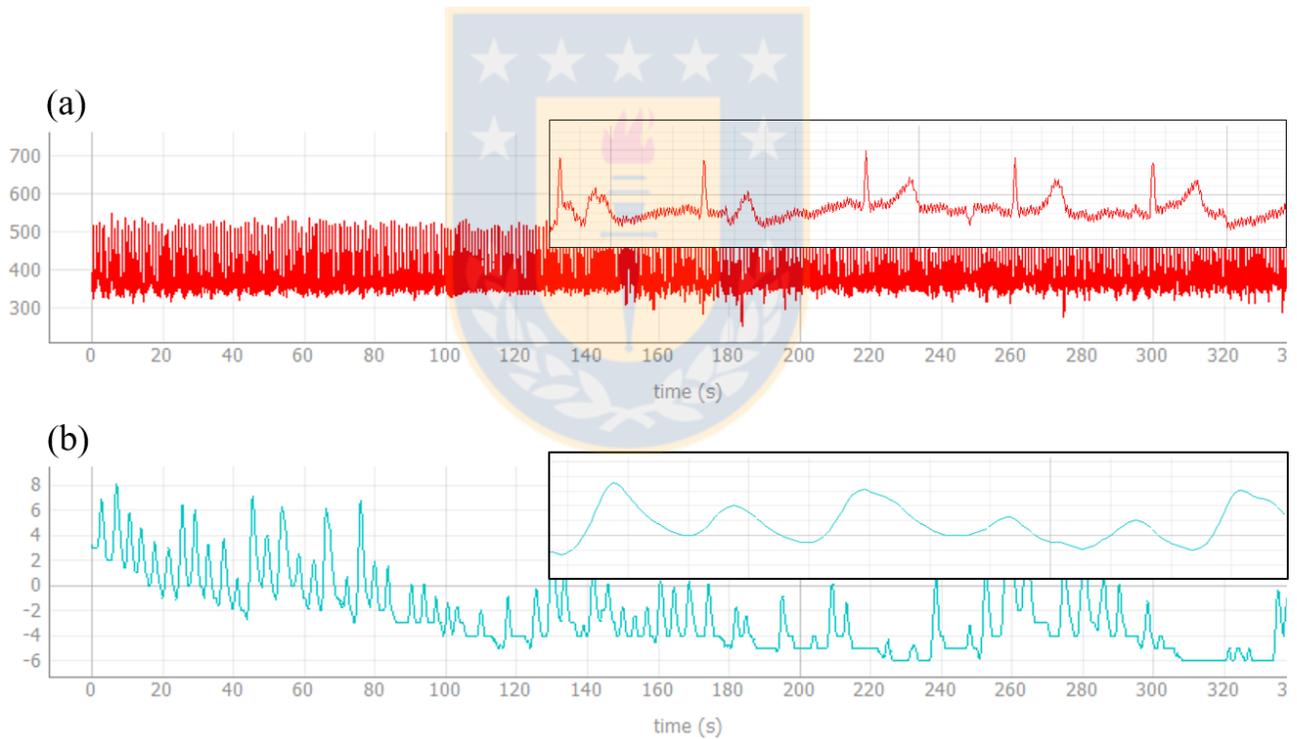
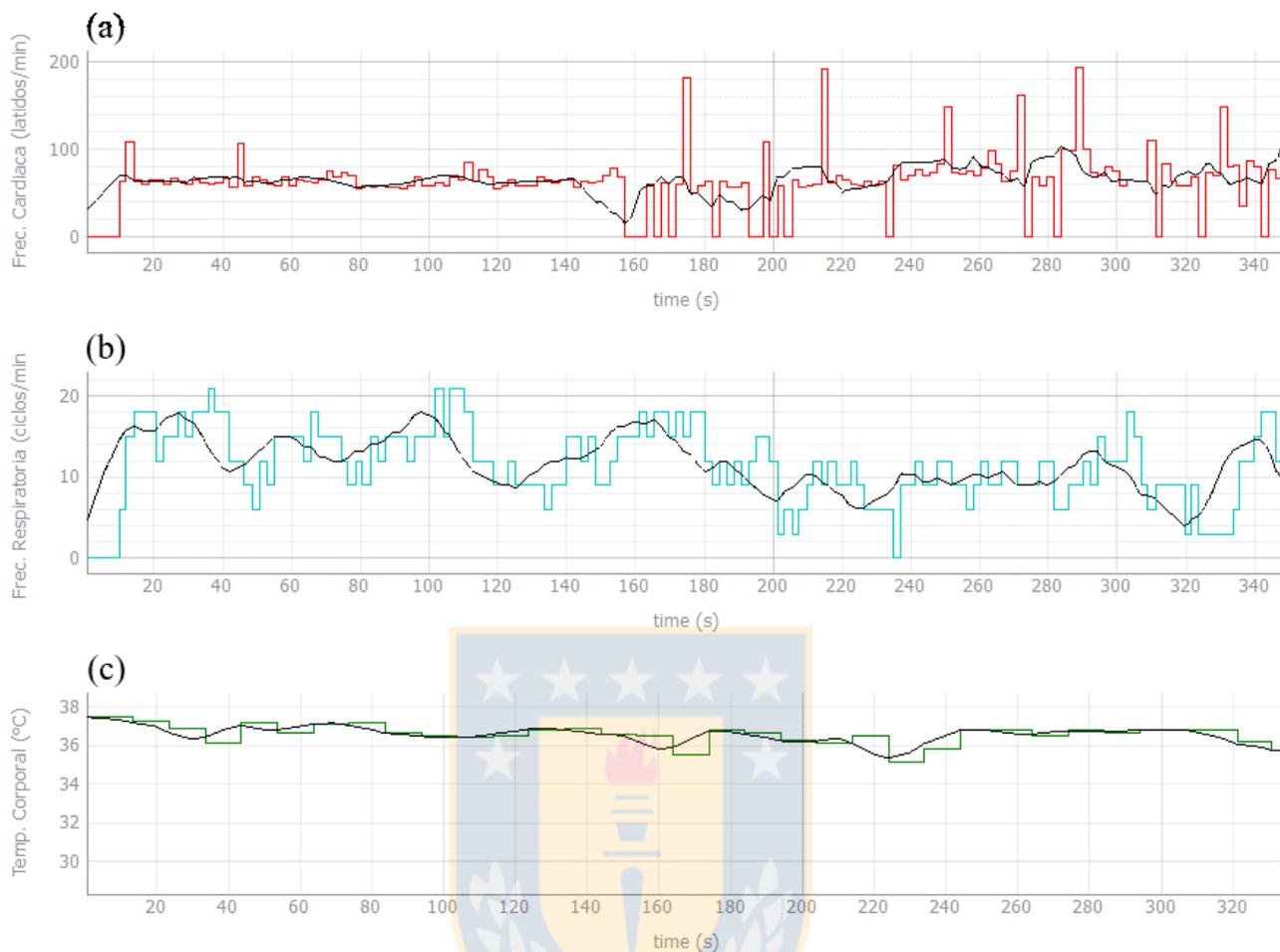
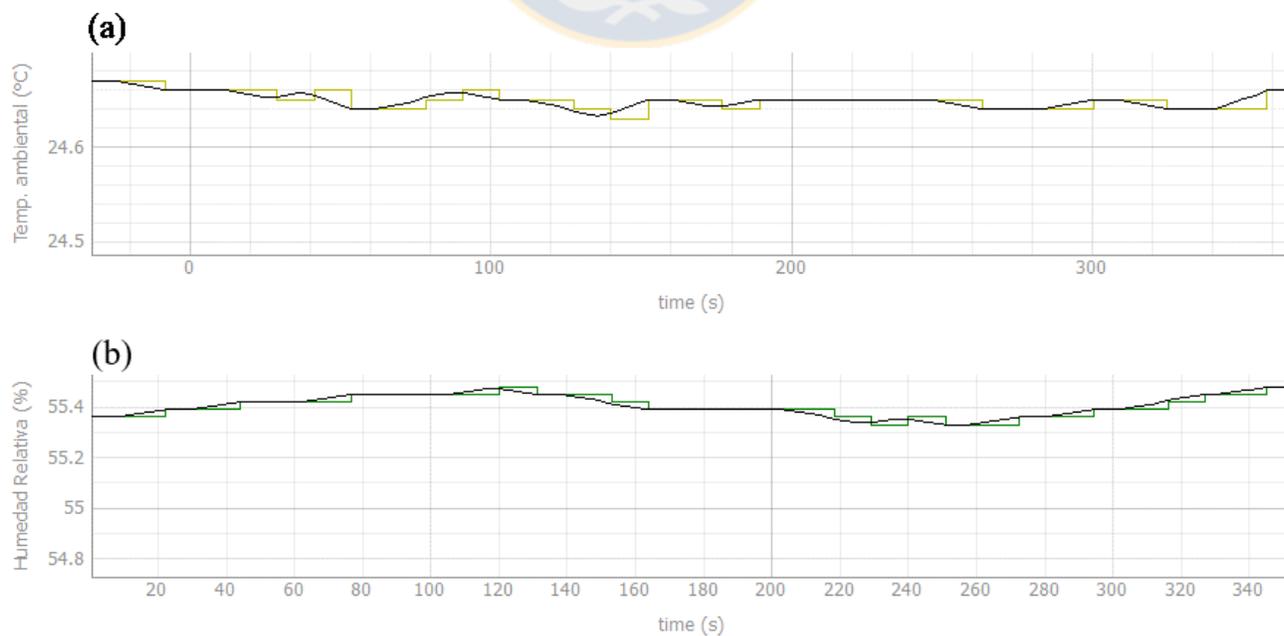


Figura B.1 Variables fisiológicas del infante en actividad de baja intensidad. (a) ECG, (b) Ciclos Respiratorios.



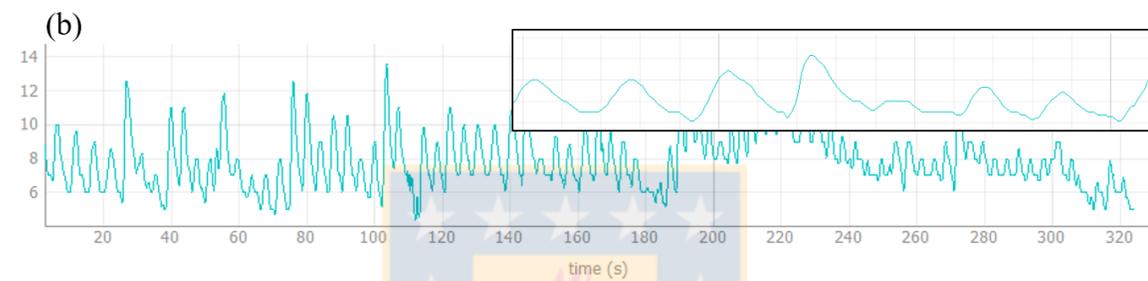
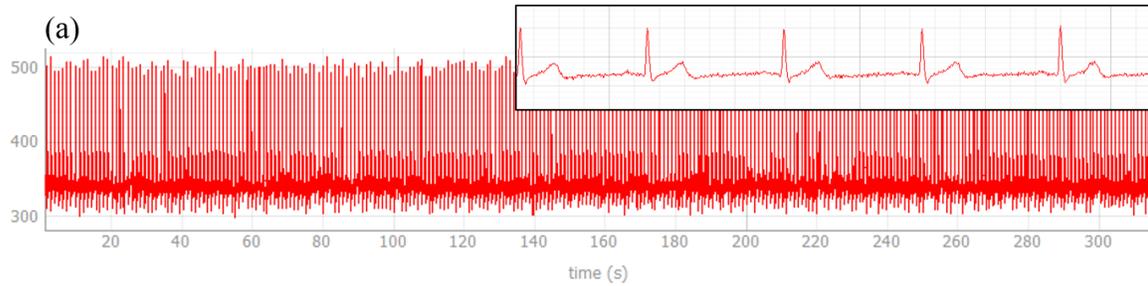
**Figura B.2** Parámetros fisiológicos del infante en actividad de baja intensidad. (a) FC, (b) FR, (c) TCP.



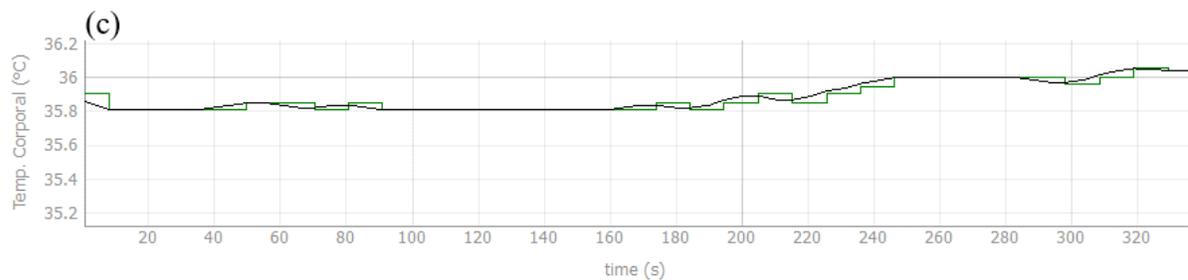
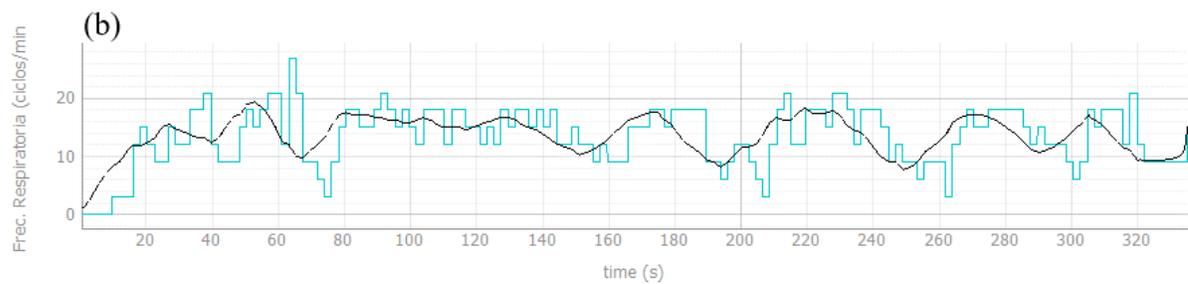
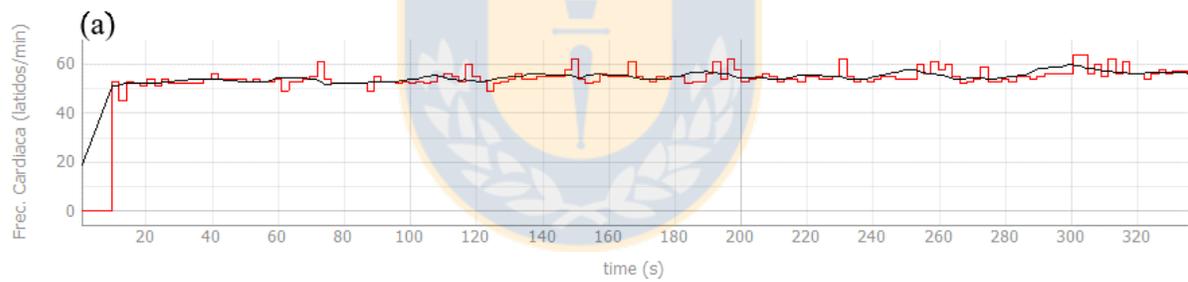
**Figura B.3** Variables ambientales en medición del infante en actividad de baja intensidad. (a) Ta, (b) HR.

## B.2. Adulto.

### B.2.1 Acostado.



**Figura B.4** Variables fisiológicas de adulto acostado. (a) ECG, (b) Ciclos Respiratorios.



**Figura B.5** Parámetros fisiológicos de adulto acostado. (a) FC, (b) FR, (c) TCP.

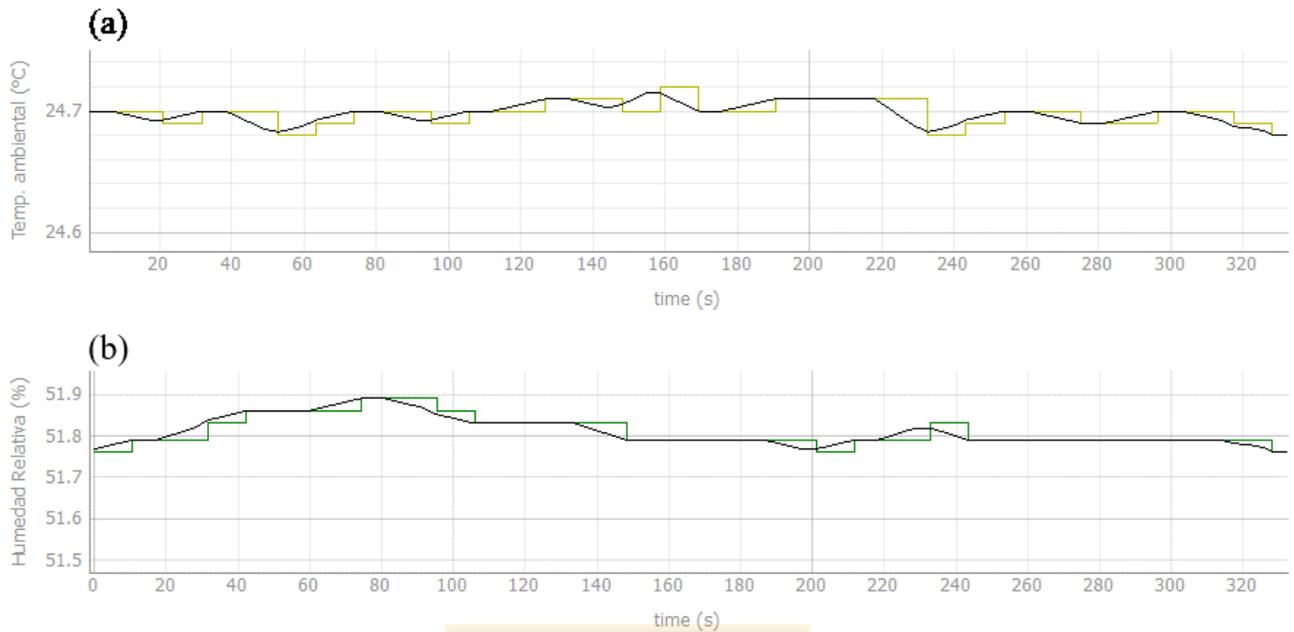


Figura B.6 Variables ambientales en medición de adulto acostado. (a) Ta, (b) HR.

## B.2.2 Trabajo de Escritorio.

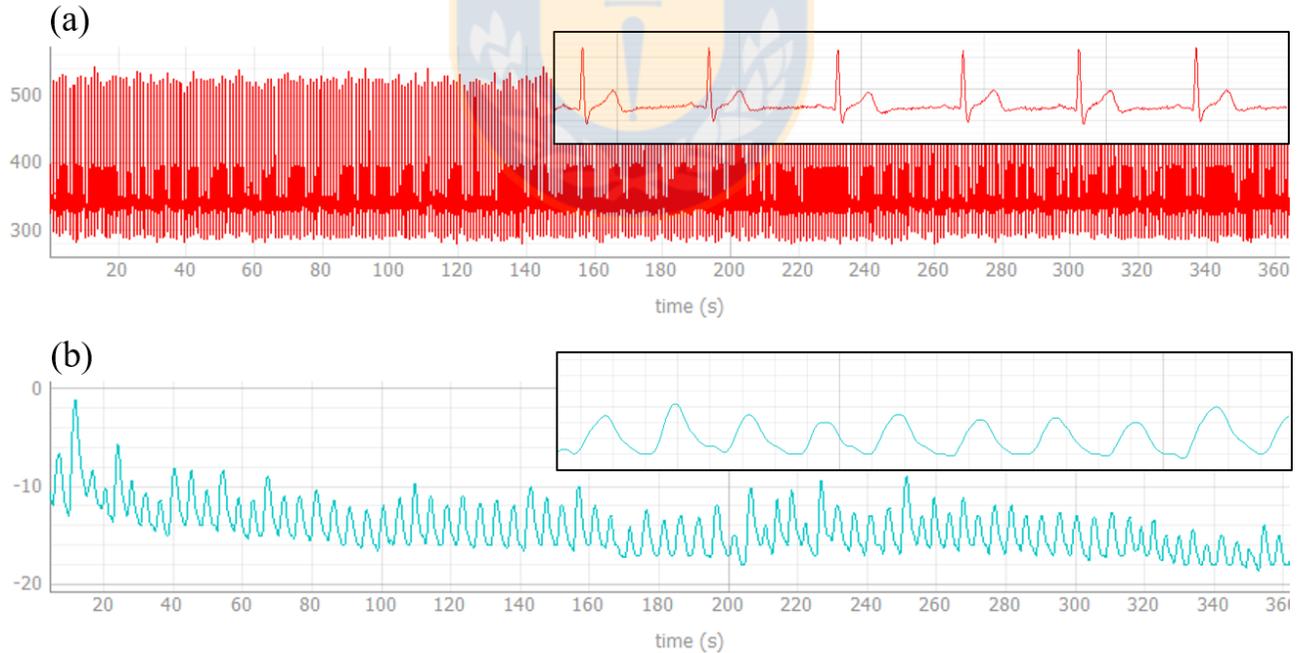
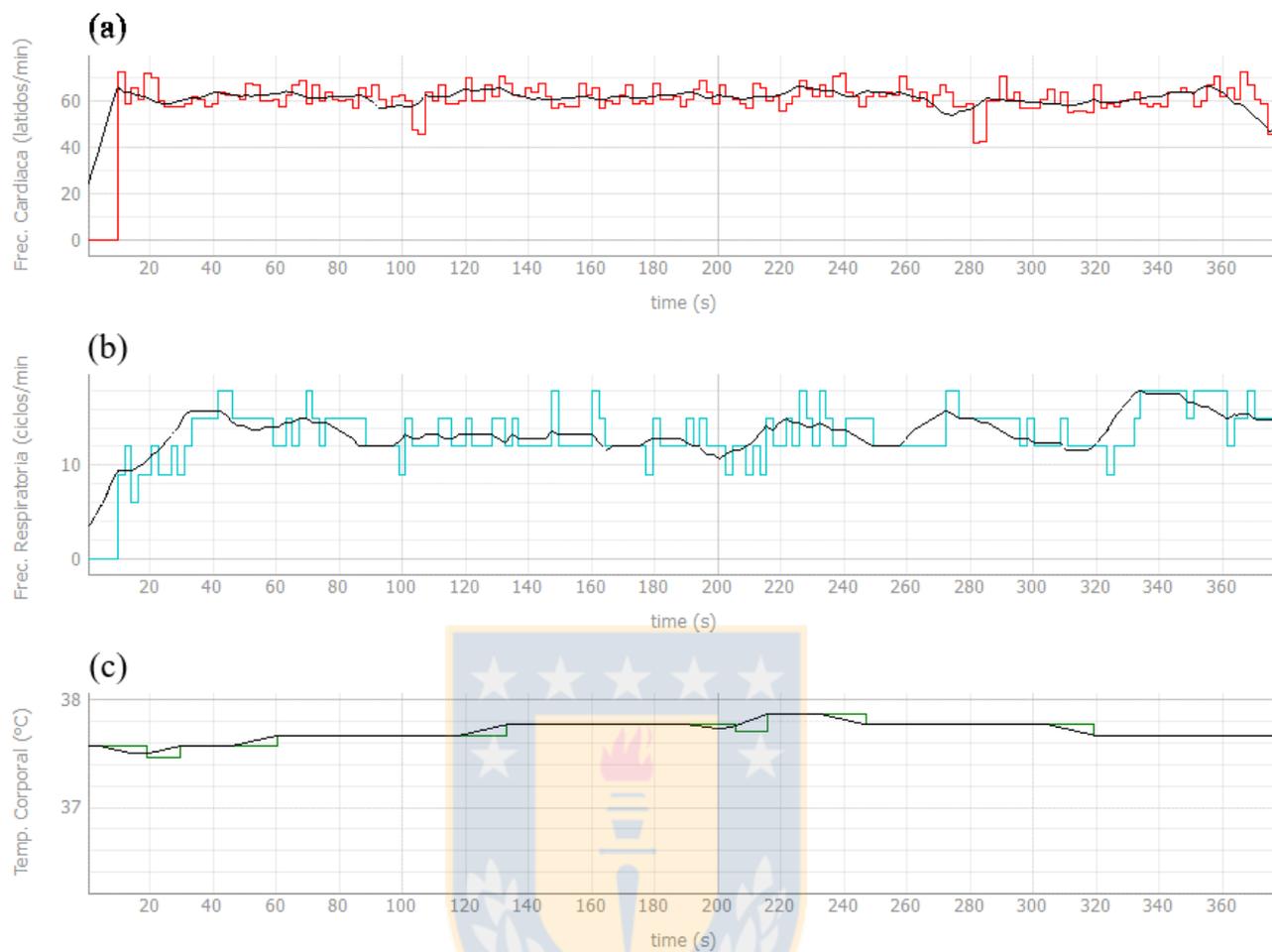
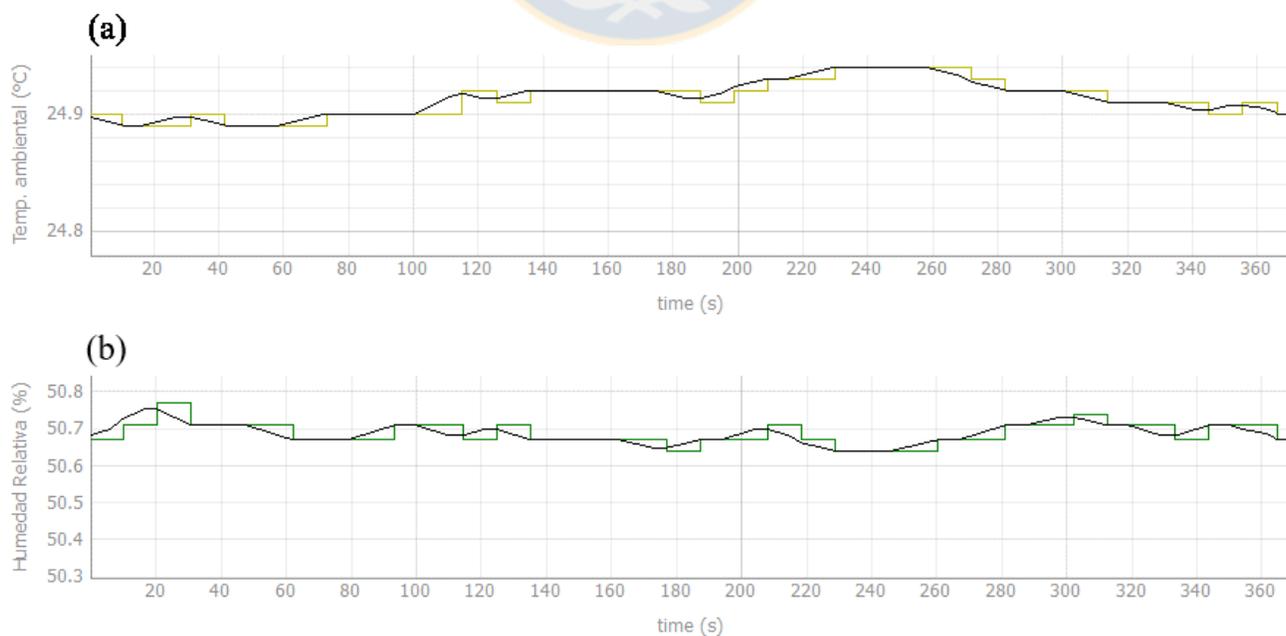


Figura B.7 Variables fisiológicas de adulto en trabajo de escritorio. (a) ECG, (b) Ciclos Respiratorios.

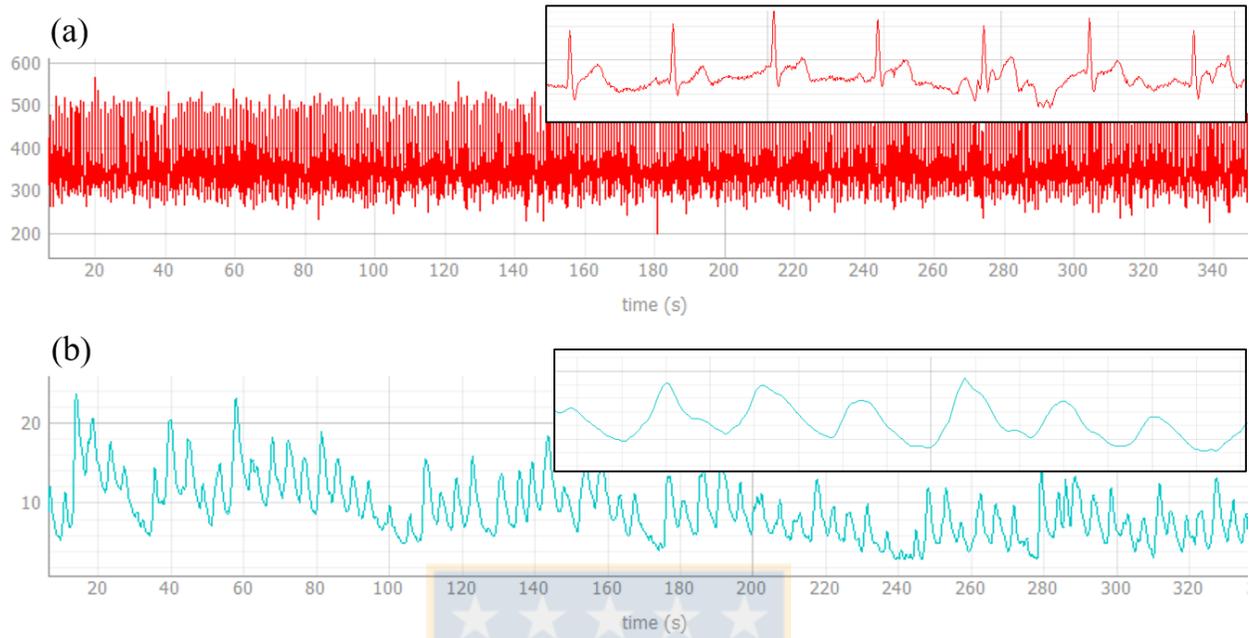


**Figura B.8** Parámetros fisiológicos de adulto en trabajo de escritorio. (a) FC, (b) FR, (c) TCP.

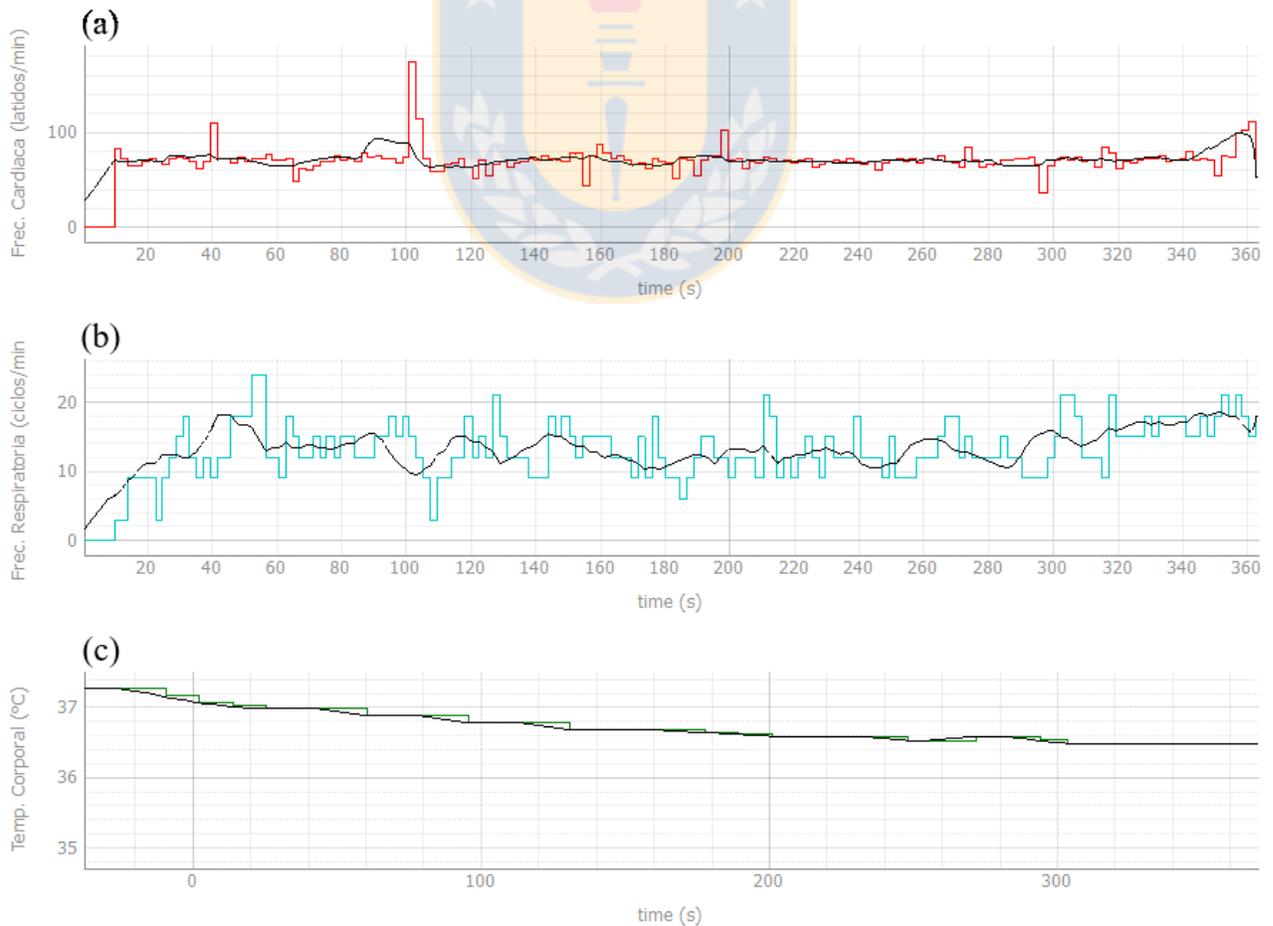


**Figura B.9** Variables ambientales en medición de adulto en trabajo de escritorio. (a) Ta, (b) HR.

### B.2.3 Caminando.



**Figura B.10 Variables fisiológicas de adulto caminado. (a) ECG, (b) Ciclos Respiratorios.**



**Figura B.11 Parámetros fisiológicos de adulto caminado. (a) FC, (b) FR, (c) TCP.**

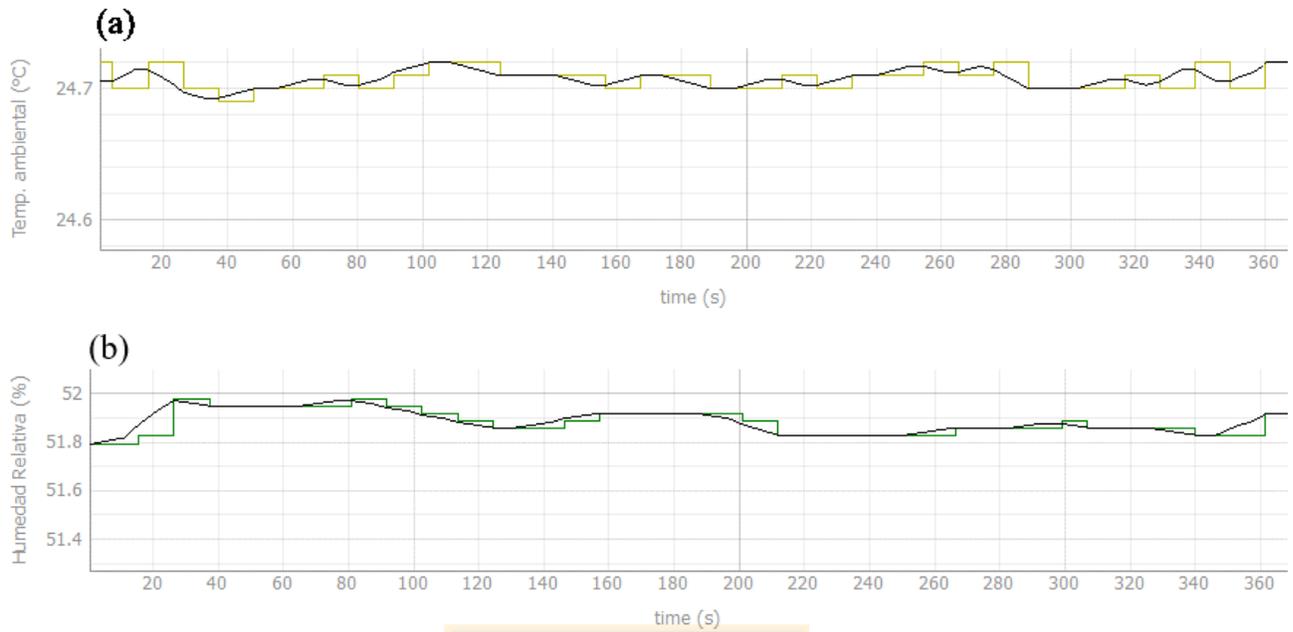


Figura B.12 Variables ambientales en medición de adulto caminado. (a) Ta, (b) HR.

## B.2.4 Sentarse y pararse reiterativamente.

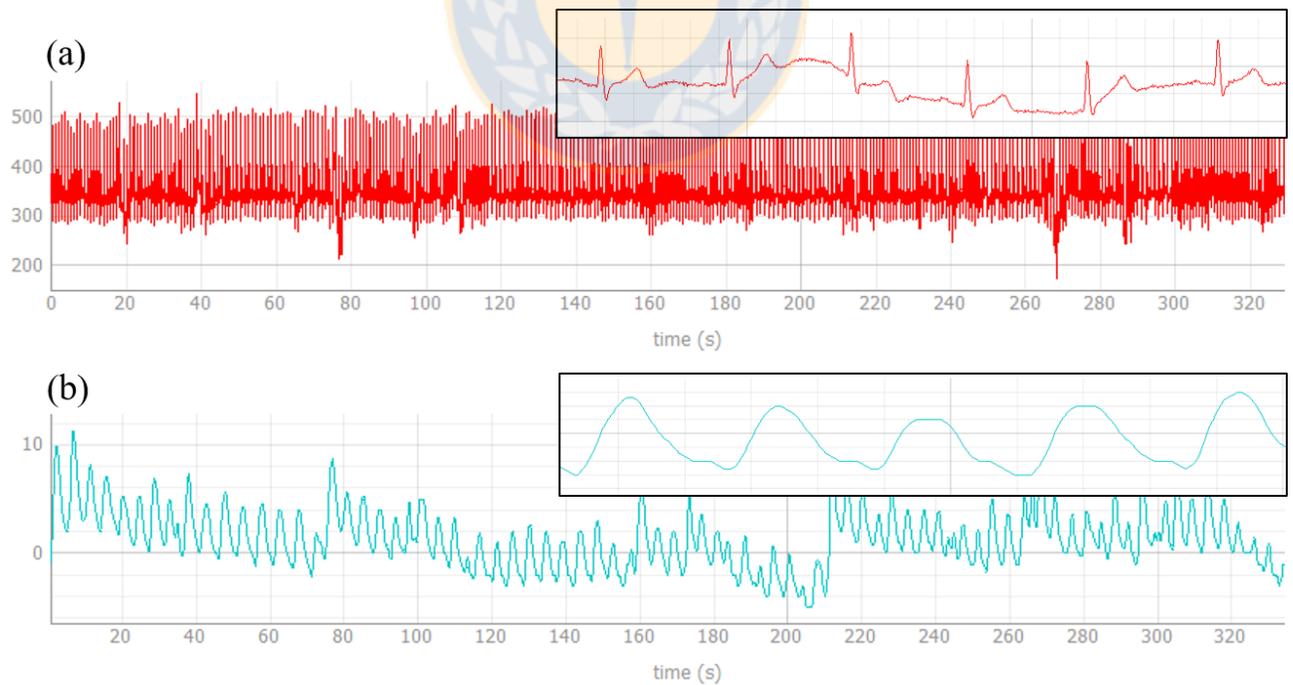
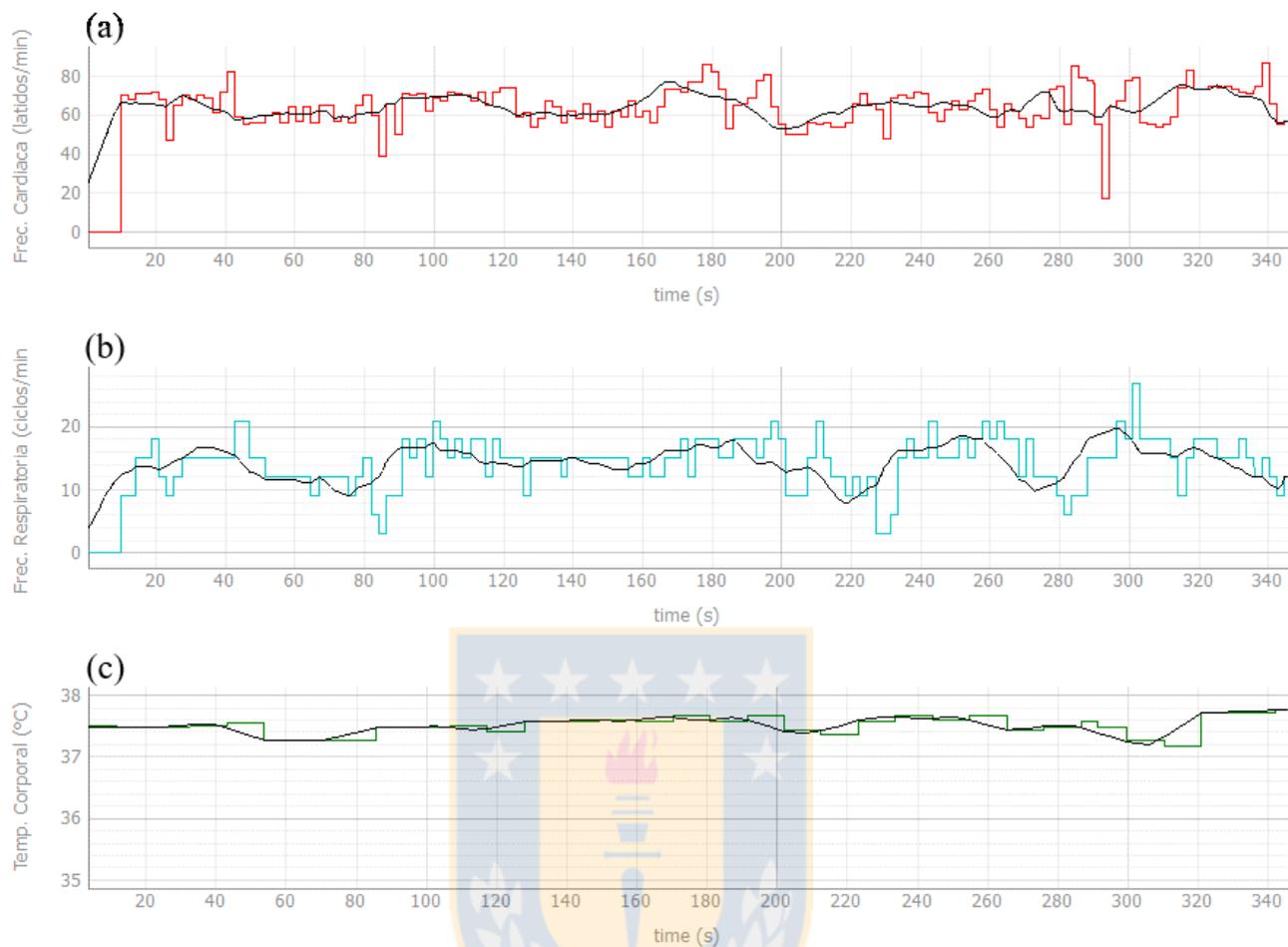
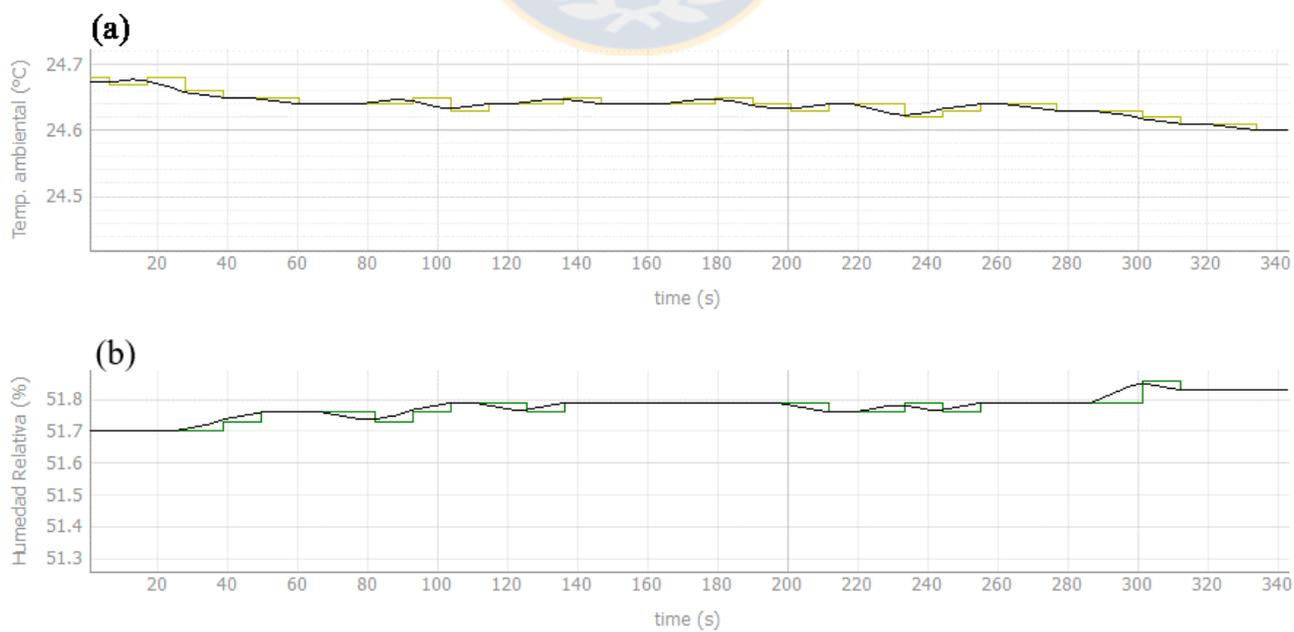


Figura B.13 Variables fisiológicas de adulto parándose y sentándose. (a) ECG, (b) Ciclos Respiratorios.

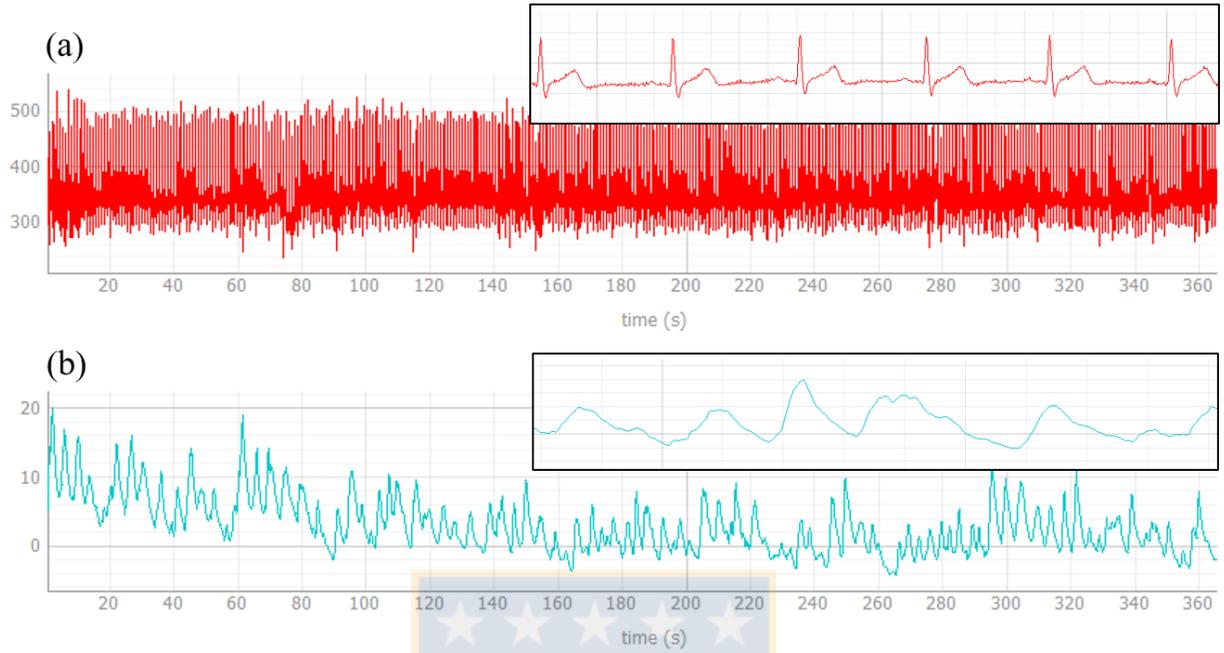


**Figura B.14** Parámetros fisiológicos de adulto parándose y sentándose. (a) FC, (b) FR, (c) TCP.

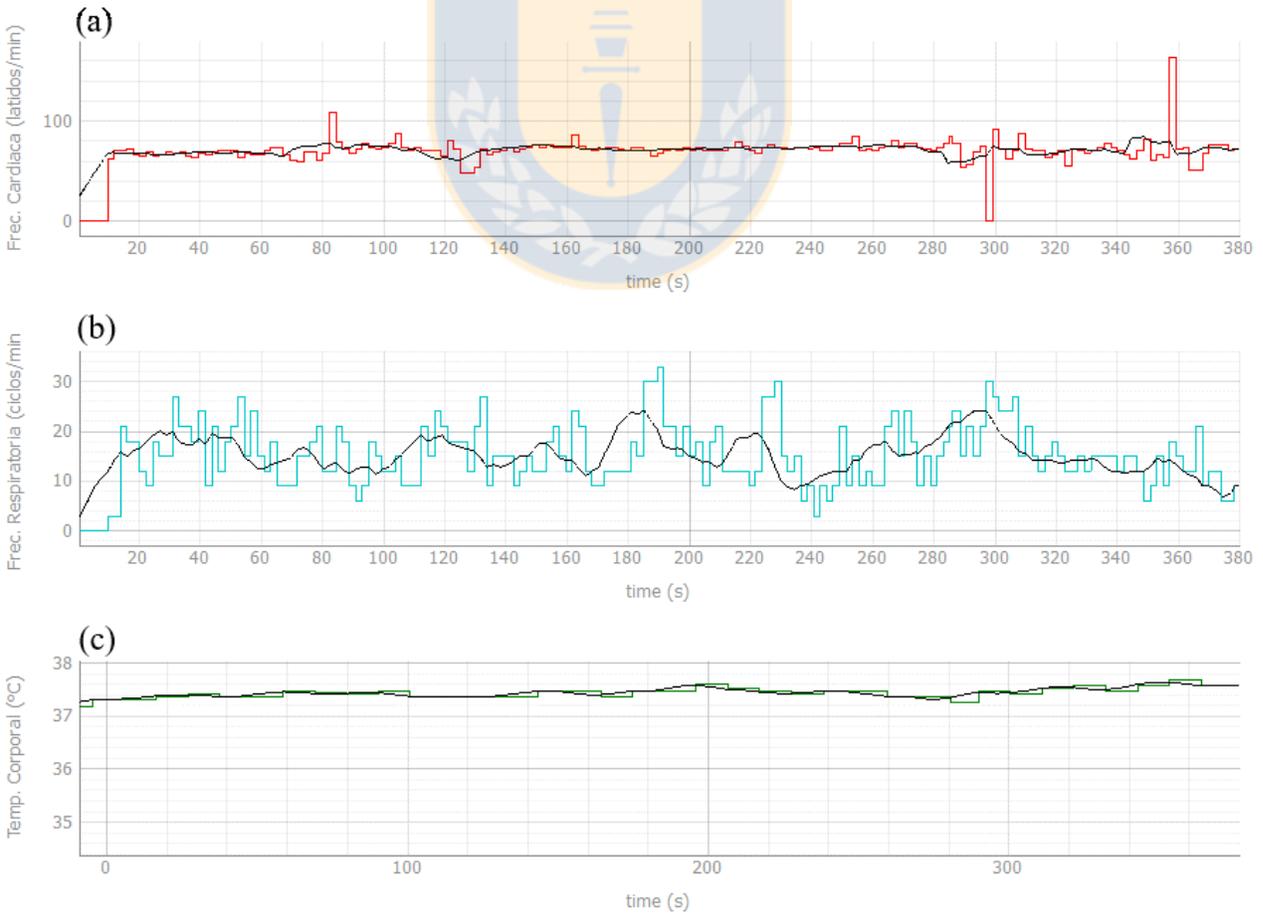


**Figura B.15** Variables ambientales en medición de adulto parándose y sentándose. (a) Ta, (b) HR.

### B.2.5 Lavando Loza.



**Figura B.16** Variables fisiológicas de adulto lavando loza. (a) ECG, (b) Ciclos Respiratorios.



**Figura B.17** Parámetros fisiológicos de adulto lavando loza. (a) FC, (b) FR, (c) TCP.

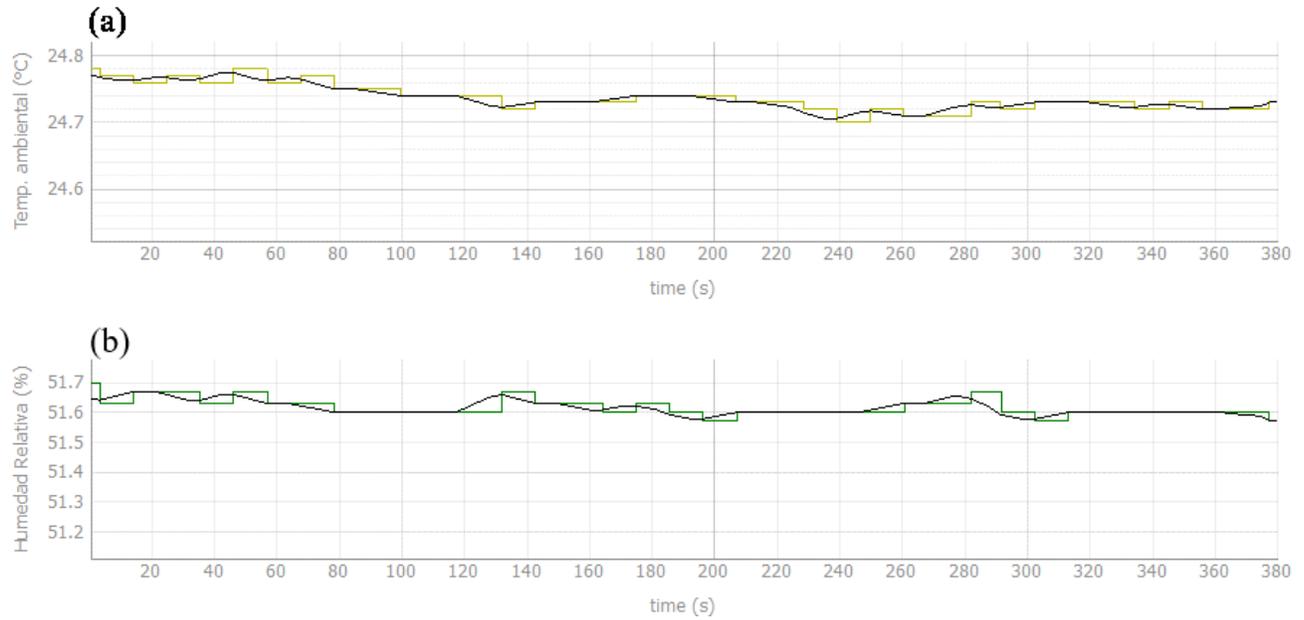


Figura B.18 Variables ambientales en medición de adulto lavando loza. (a) Ta, (b) HR.

### B.2.6 Bicicleta estática baja intensidad.

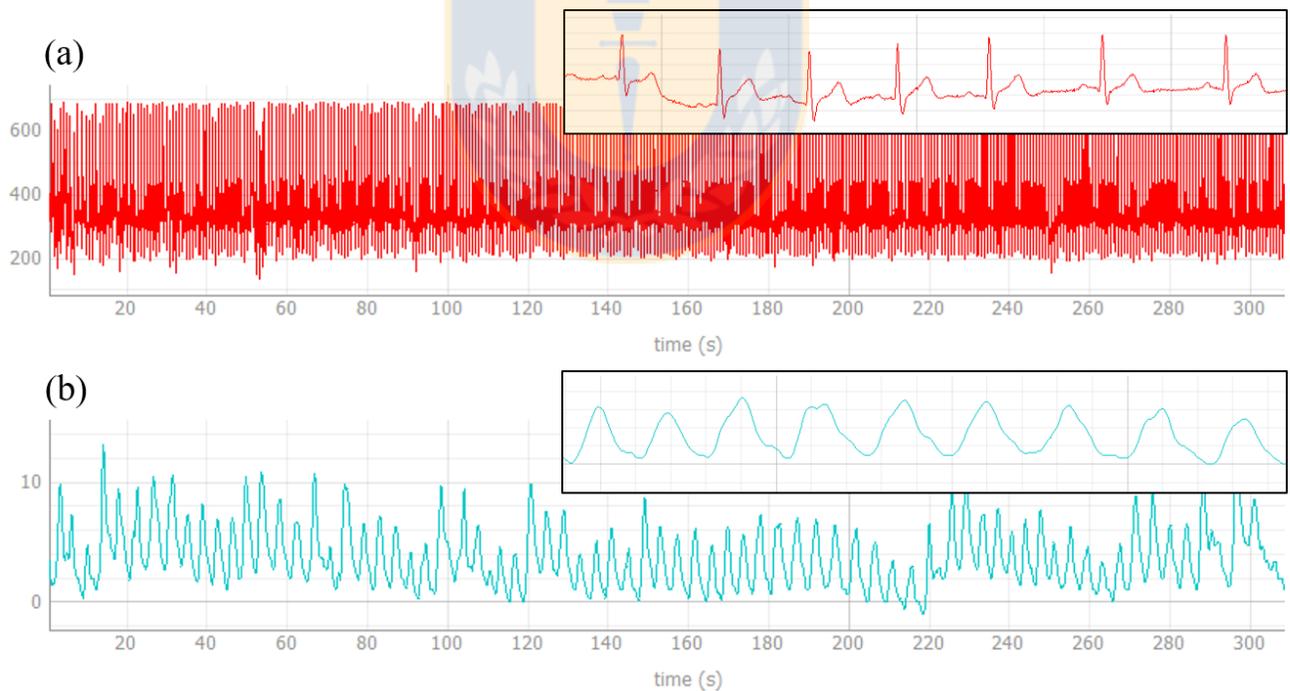
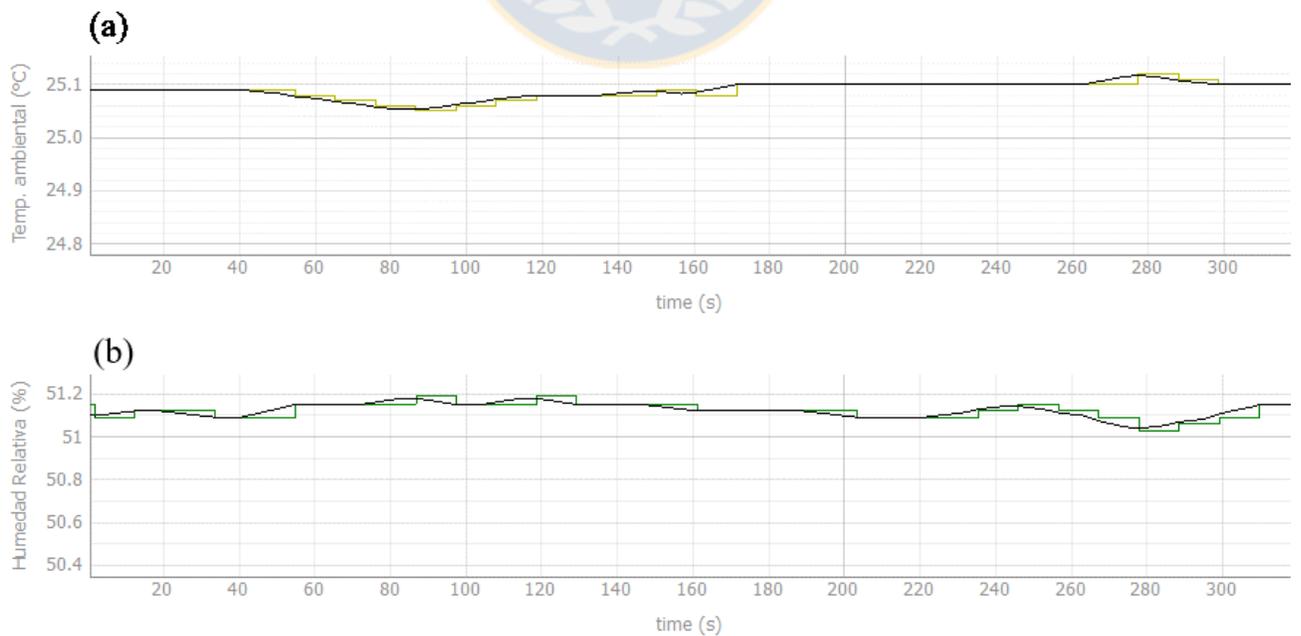


Figura B.19 Variables fisiológicas de adulto en bicicleta a baja intensidad. (a) ECG, (b) Ciclos Respiratorios.



**Figura B.20** Parámetros fisiológicos de adulto en bicicleta a baja intensidad. (a) FC, (b) FR, (c) TCP.



**Figura B.21** Variables ambientales en medición de adulto en bicicleta a baja intensidad. (a) Ta, (b) HR.

### B.2.7 Bicicleta estática mediana intensidad.

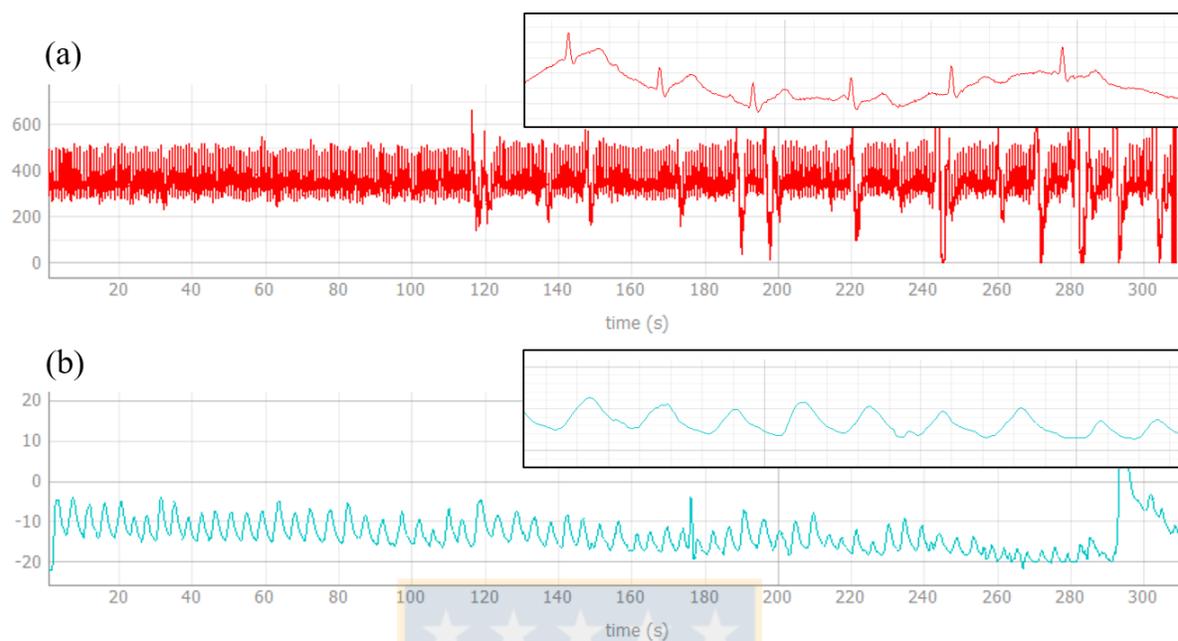


Figura B.22 Variables fisiológicas de adulto en bicicleta a mediana intensidad. (a) ECG, (b) Ciclos Respiratorios.

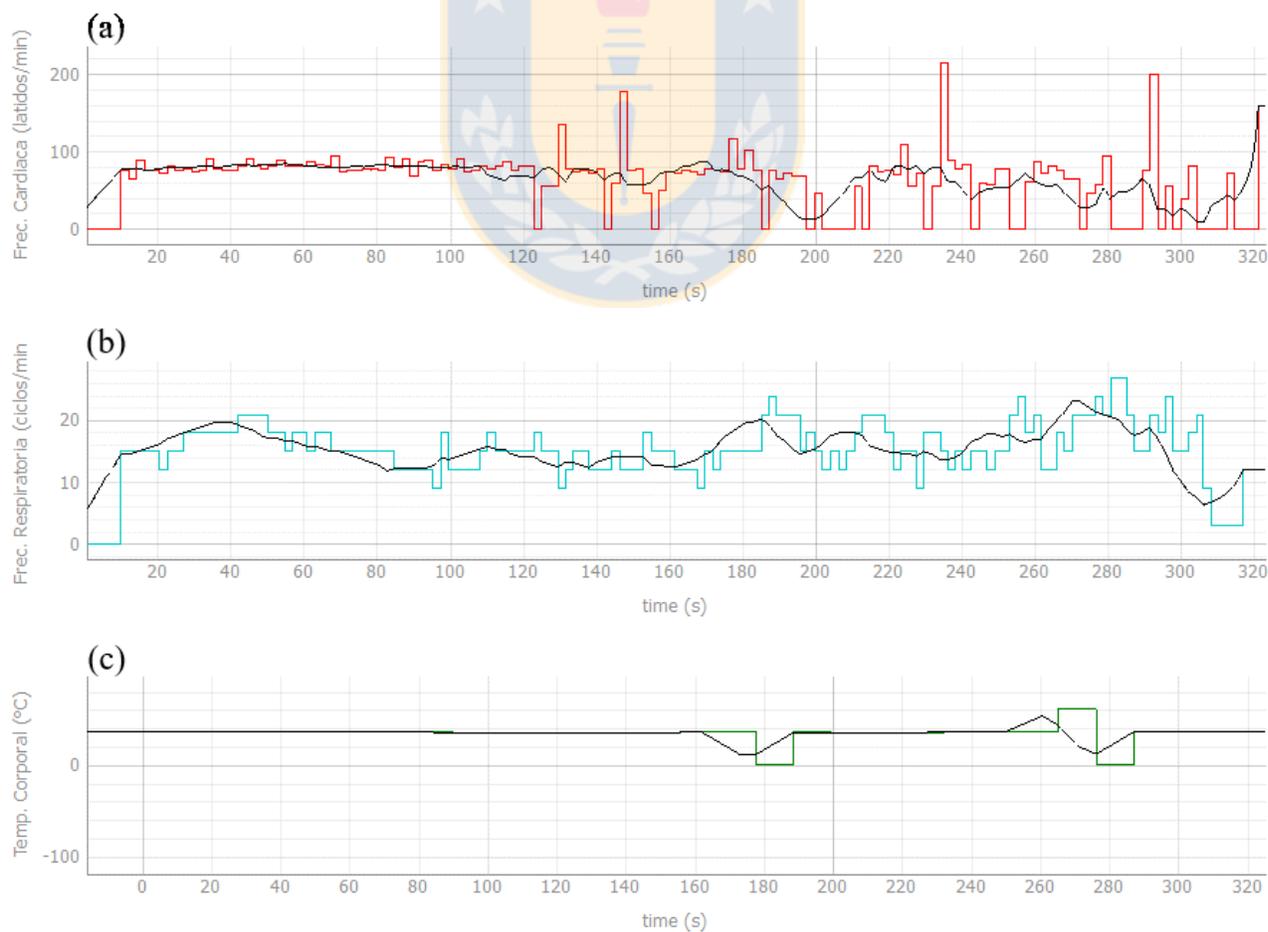


Figura B.23 Parámetros fisiológicos de adulto en bicicleta a mediana intensidad. (a) FC, (b) FR, (c) TCP.

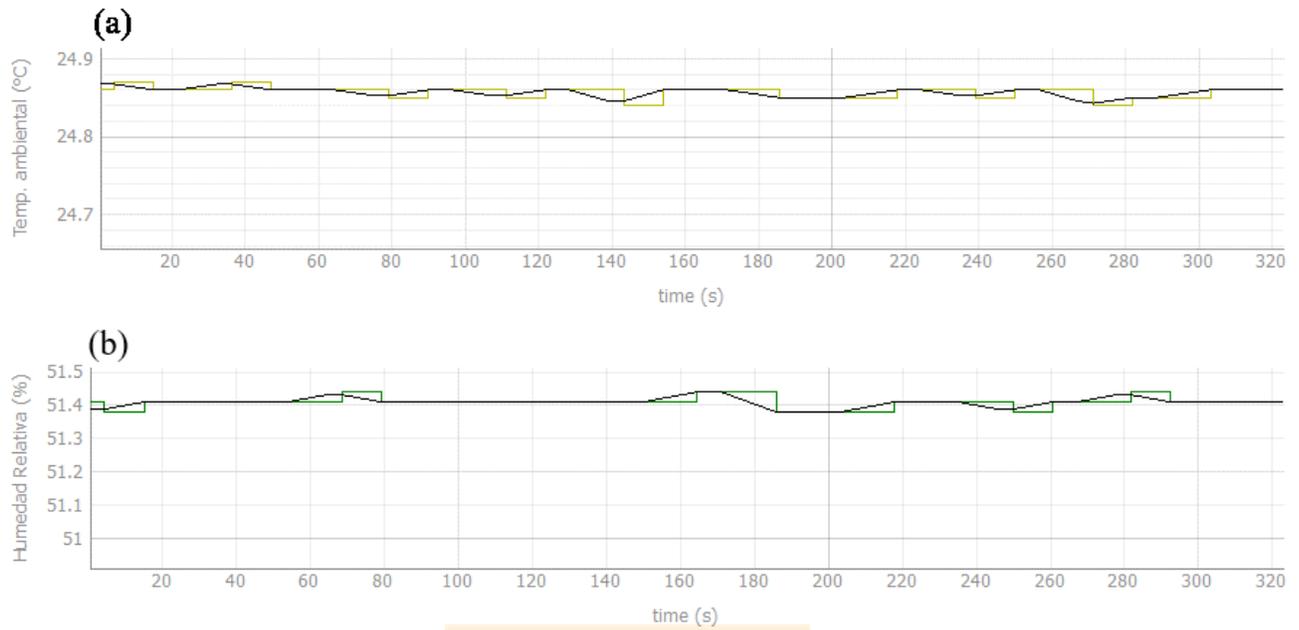


Figura B.24 Variables ambientales en medición de adulto en bicicleta a mediana intensidad. (a) Ta, (b) HR.

## B.2.8 Sentadillas.

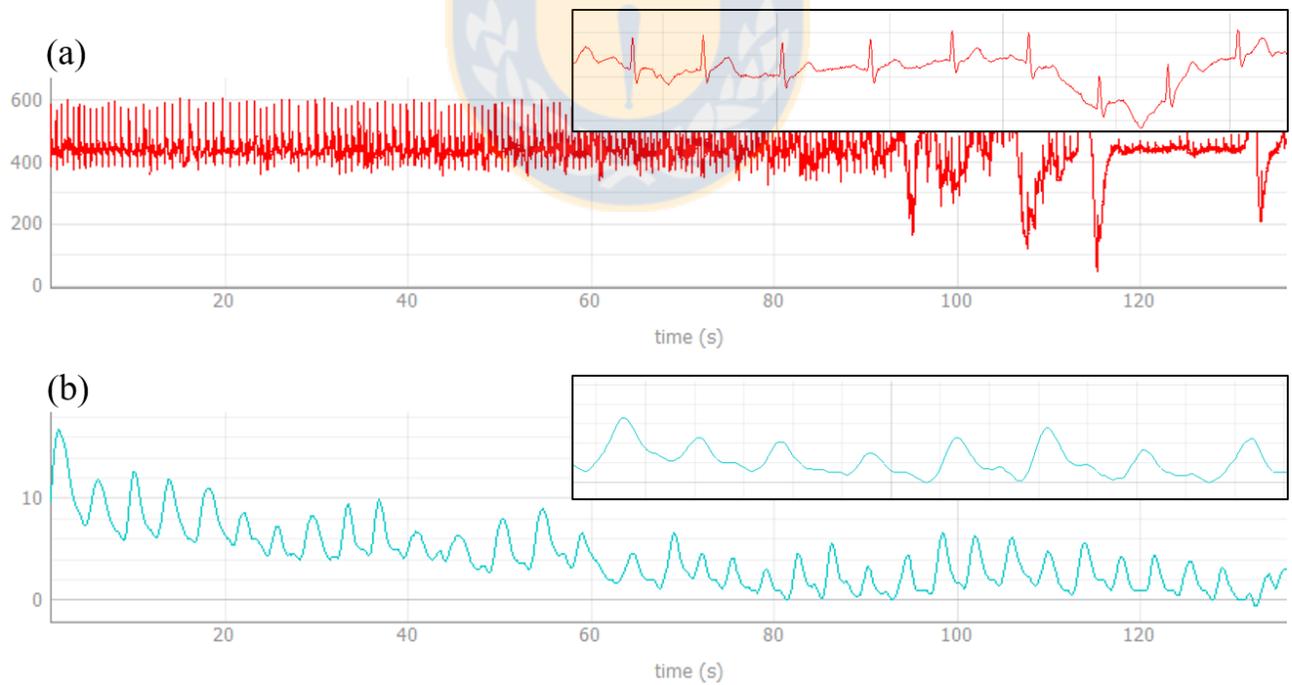
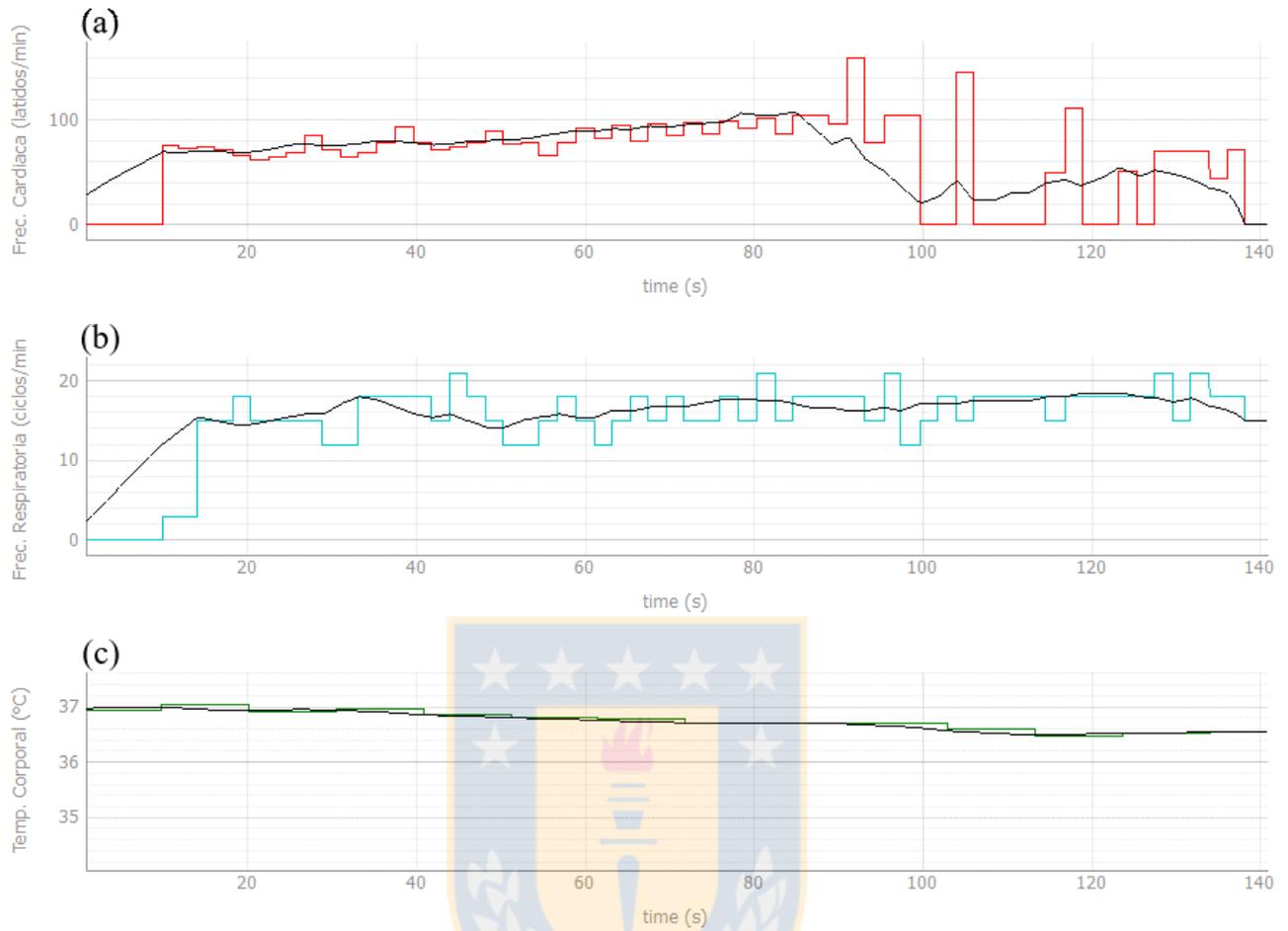
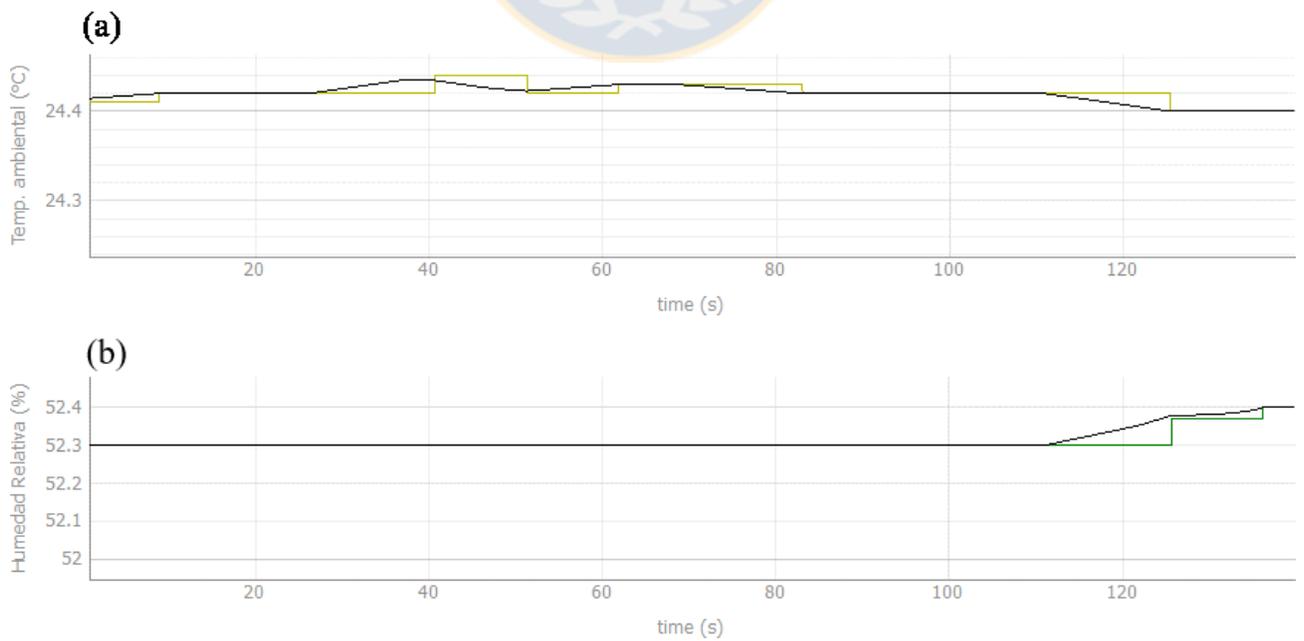


Figura B.25 Variables fisiológicas de adulto haciendo sentadillas. (a) ECG, (b) Ciclos Respiratorios.



**Figura B.26** Parámetros fisiológicos de adulto haciendo sentadillas. (a) FC, (b) FR, (c) TCP.



**Figura B.27** Variables ambientales en medición de adulto haciendo sentadillas. (a) Ta, (b) HR.