

UNIVERSIDAD DE CONCEPCIÓN

FACULTAD DE INGENIERÍA
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELÉCTRICA



Profesor Patrocinante:

DSc. Esteban Pino Quiroga

Informe de Memoria de Título
para optar al título de:

Ingeniero Civil Biomédico

Sistema Autónomo de Recomendaciones para Usuarios de Silla de Ruedas Motorizada

UNIVERSIDAD DE CONCEPCIÓN
Facultad de Ingeniería
Departamento de Ingeniería Eléctrica

Profesor Patrocinante:
DSc. Esteban Pino Quiroga

Sistema Autónomo de Recomendaciones para Usuarios de Silla de Ruedas Motorizada



Belén Estefanía Cavallar Leiva

Informe de Memoria de Título
para optar al Título de

Ingeniero Civil Biomédico

Marzo 2016

Resumen

En este trabajo se implementó un sistema autónomo de monitoreo para ser integrado a una silla de ruedas eléctrica, capaz de medir de forma no invasiva variables de interés en pacientes con discapacidad severa y entregar una retroalimentación hacia el usuario a través de recomendaciones y alertas.

A partir de sensores no invasivos se captan los cambios de presión ejercidos por la persona en el respaldo y asiento de la silla de ruedas, los niveles de inclinación en el espacio, la actividad cardíaca y respiratoria, y las condiciones ambientales mediante temperatura ambiente (T_{AMB}) y humedad relativa (HR).

Se desarrolló un programa de procesamiento para recibir estos datos y analizarlos a medida que son adquiridos, extrayendo información acerca de los hábitos del paciente para aliviar presión, el nivel de actividad ejercido durante el día, tiempos de uso de la silla, estimación de signos vitales, detección de apneas y grado de riesgo por exposición a alta T_{AMB} . Estas variables son utilizadas para generar recomendaciones audibles dirigidas al usuario, que le indican realizar alivios de presión mediante la inclinación de la silla (PRT) o acudir a un ambiente más fresco. Además, se entrega información del sistema como el momento en que éste es encendido y apagado, dependiendo de la presencia de la persona en la silla. Por otro lado se agregó el envío de alertas de forma inalámbrica para informar al cuidador a cargo. Todos los algoritmos implementados fueron diseñados para funcionar en un Computador de Placa Única (SBC) que debió ser configurado para este fin.

Las pruebas de laboratorio en sujetos de prueba sanos mostraron que fue posible la retroalimentación en tiempo real mediante sonido y envío de correos electrónicos de alerta, ajustándose de forma personalizada a los hábitos de la persona medida. El uso de ventanas de tiempo para análisis de señales produjo algunos desfases de hasta 10 [s] entre los eventos y su detección, que sólo fueron considerados relevantes en el caso de estimación de signos vitales.

Agradecimientos

Mis sinceros agradecimientos:

A mis padres Renato y María, y mis hermanos Luigi, Jonathan, Fran, Oli, Ariel: a pesar de la distancia durante los años de estudio, siempre estuvieron más cerca que cualquiera, su apoyo es y ha sido una parte fundamental en esta etapa.

A mi profesor guía, Esteban Pino, por su constante preocupación y apoyo para que este trabajo se realizara con éxito. A Javier Chávez por la inagotable disposición para ayudar durante las distintas etapas del proyecto. A Don Alejandro por su colaboración y consejos.

A mis amigos y compañeros Constanza, Carlos, Nicolás y Pablo, por estar conmigo durante todo el período universitario. También a mis amigos María Elena, Daniela, Christopher y Marco.

A mis compañeras de vida: Cony, Melina, Yexsy, Cote, Laura, Yannova, Javi, por su sincera amistad y compañía durante todos estos años.



Tabla de Contenidos

LISTA DE TABLAS	V
LISTA DE FIGURAS	VI
CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN	1
1.1. INTRODUCCIÓN GENERAL	1
1.2. OBJETIVOS	2
1.2.1. <i>Objetivo General</i>	2
1.2.2. <i>Objetivos Específicos</i>	2
1.3. ALCANCES Y LIMITACIONES	2
1.4. TEMARIO	3
CAPÍTULO 2. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA	4
2.1. INTRODUCCIÓN	4
2.2. TRABAJOS PREVIOS	4
2.3. DISCUSIÓN	7
CAPÍTULO 3. DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA	9
3.1. SISTEMA DE ADQUISICIÓN	9
3.2. CONFIGURACIÓN DE COMPUTADOR DE PLACA ÚNICA	11
3.3. GENERACIÓN DE ALERTAS	13
3.4. ALIMENTACIÓN DEL SISTEMA	15
CAPÍTULO 4. ALGORITMOS	17
4.1. RECEPCIÓN DE DATOS	17
4.2. PRESENCIA DE LA PERSONA EN LA SILLA	18
4.3. DETECCIÓN DE ALIVIOS DE PRESIÓN	20
4.4. CÁLCULO DE ÍNDICE DE CALOR	22
4.5. NIVEL DE ACTIVIDAD	23
4.6. DETECCIÓN DE APNEAS Y ESTIMACIÓN DE FRECUENCIA RESPIRATORIA	24
4.7. ESTIMACIÓN DE FRECUENCIA CARDÍACA	27
CAPÍTULO 5. PRUEBAS Y RESULTADOS	29
5.1. ALERTA POR FALTA DE ALIVIOS DE PRESIÓN	29
5.2. ALERTA POR ALTO ÍNDICE DE CALOR	30
5.3. NIVEL DE ACTIVIDAD	31
5.4. DETECCIÓN DE APNEAS	32
5.5. FRECUENCIA CARDÍACA Y RESPIRATORIA	33
5.6. MEDIDAS DE DESEMPEÑO	34
5.6.1. <i>Consumo Eléctrico</i>	34
5.6.2. <i>Uso del Procesador</i>	35
CAPÍTULO 6. CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO	36
6.1. CONCLUSIONES	36
6.2. TRABAJO FUTURO	37
BIBLIOGRAFÍA	39

Lista de Tablas

TABLA 3.1 Especificaciones Técnicas Raspberry Pi 2 modelo B.	12
TABLA 4.2 Niveles de Riesgo según IC [17].....	23

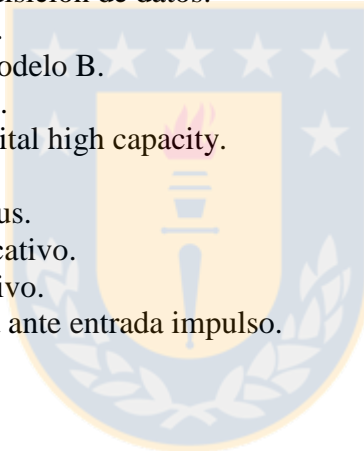


Lista de Figuras

Fig. 3.1 Esquema general del sistema. Las señales son adquiridas con el HAD, donde se acondicionan y digitalizan los datos para ser procesados en el SBC.	10
Fig. 3.2 Disposición de sensores implementados en el sistema de monitoreo, basado en [26].	11
Fig. 3.3 SBC R _{PI2} y conexión de periféricos.	12
Fig. 3.4 Conexión de salida de audio a través de conversor HDMI/VGA + audio, modelo BL-CV3500.	14
Fig. 3.5 Consumo eléctrico de R _{PI2} con adaptador HDMI/VGA+audio conectado.	14
Fig. 3.6 Esquema de Circuito de Alimentación del Sistema, a partir de las Baterías de la Silla de Ruedas Motorizada.	16
Fig. 4.1 Esquema de recepción de un dato a través de la comunicación serial, y cómo debe ser separado para extraer el valor medido.	18
Fig. 4.2 Diagrama de Flujo de Procesamiento de Señales por Ventana y Desplazamiento Fijos, a partir de la Recepción de Paquetes de Datos de Extensión Variable.	19
Fig. 4.3 Aplicación de filtro pasa bajos a señal de FSR.	19
Fig. 4.4 Comparación de Detección de Inclinación de la Silla mediante el Cálculo de Ángulo en Plano Sagital, y Dato de Aceleración en eje Sagital directamente.	22
Fig. 4.5 Detección de Periodos de Alta Actividad y Baja Actividad a partir de Varianza de Componente Vertical de Aceleración.	24
Fig. 4.6 Detección de FR y Apnea mediante Cálculo de Varianza de Señal de Sensor FSR.	25
Fig. 4.7 Diagrama de Proceso de Detección de Apneas y FR, que se inicia con una calibración para seleccionar el sensor utilizado.	26
Fig. 4.8 Procesamiento a señal proveniente del sensor EMFi para detección de FC.	28
Fig. 5.1 Generación de Alertas por no realizar PRT.	30
Fig. 5.2 Alertas por alto Índice de Calor.	31
Fig. 5.3 Detección de Alta y Baja Actividad.	32
Fig. 5.4 Selección de Sensor FSR para Análisis de Señal Respiratoria, después de Movimiento o Apoyo en Respaldo.	33
Fig. 5.5 FC calculada durante 40 minutos.	34
Fig. 5.6 FR calculada durante 40 minutos.	34
Fig. 5.7 Consumo Eléctrico del Sistema Implementado, se compara el R _{PI2} cuando está encendido y cuando se ejecuta el programa, además el consumo del sistema completo funcionando.	35
Fig. 5.8 Uso de CPU del R _{PI2} durante la ejecución del programa de procesamiento y generación de alarmas.	35

Abreviaciones

P.U.	: Úlceras por presión.
E.M.	: Esclerosis múltiple.
S.C.I.	: Lesión en la médula espinal.
P.R.T.	: Eventos de inclinación para alivio de presión.
I.C.	: Índice de calor.
F.C.	: Frecuencia cardíaca.
F.R.	: Frecuencia respiratoria.
S.B.C.	: Computador de placa única.
F.S.R.	: Sensor de presión resistivo.
E.M.Fi	: Film electromecánico.
P.M.T.	: Tecnología de mapeo de presión.
T _{AMB}	: Temperatura ambiente.
H.R.	: Humedad relativa.
B.C.G.	: Balistocardiograma.
H.A.D.	: Hardware de adquisición de datos.
M.C.U.	: Microcontrolador.
R _{PI2}	: Raspberry Pi 2 Modelo B.
S.O.	: Sistema operativo.
S.D.H.C.	: Tarjeta secure digital high capacity.
S.S.H.	: Secure Shell.
U.S.B.	: Universal serial bus.
M.S.B.	: Bit menos significativo.
L.S.B.	: Bit más significativo.
I.I.R.	: Respuesta infinita ante entrada impulso.



Capítulo 1. Introducción

1.1. Introducción General

Uno de los desafíos que afronta la sociedad actual es trabajar en la inclusión y mejora de la calidad de vida de personas con discapacidad teniendo en cuenta que a nivel mundial, la población que padece una discapacidad de tipo severa o moderada se estima en 978 millones [1]. Estudios indican que de esta cifra, un 10% requiere del uso de una silla de ruedas, convirtiéndose en uno de los implementos de apoyo a la marcha más utilizado en el caso de invalidantes físicas [2]. Si bien su uso representa una mejora en la autonomía del paciente, el largo tiempo que suelen permanecer sentados trae consigo problemas asociados, por ejemplo, desarrollo de úlceras por presión (PU).

Una PU es una lesión provocada por la presión prolongada o fricción entre dos estructuras rígidas, como una prominencia ósea y una superficie exterior. Esto genera compresión del tejido blando afectando el normal flujo sanguíneo, lo que produce isquemia y por lo tanto daños a la piel y tejido subyacente. La tolerancia del tejido a la presión depende de otros factores como la edad, nutrición, temperatura, localización anatómica, humedad, y metabolismo del tejido [3]. Se estima que más de un 50% de las personas con lesiones en la médula espinal (SCI) desarrollan al menos una PU en su vida, siendo esta la complicación médica más frecuente en estos pacientes, aumentando su prevalencia continuamente con los años de enfermedad [4]. Existe evidencia de que aliviando la presión en la zona afectada, moviendo al paciente de forma periódica, disminuye la incidencia de PU [5].

Por otra parte, síntomas como disfunción cardio-respiratoria [6], alto grado de sensibilidad al calor [7] y deterioro de facultades cognitivas o sensoriales se presentan en pacientes con discapacidades avanzadas como la Esclerosis Múltiple (EM) o casos severos de SCI.

Dado lo anterior, estas personas ven afectada su independencia para desarrollar actividades de la vida diaria, por lo que necesitan de la asistencia constante de familiares o cuidadores especializados que deben asumir esta labor. Con el avance de la tecnología se ha hecho posible la creación de sistemas de soporte para evaluar variables fisiológicas relevantes, que al ser monitoreadas pueden ayudar a prevenir complicaciones frecuentes, aliviando de esta forma el trabajo de cuidadores y entregando una mejor calidad de vida al paciente. Uno de los desafíos de este tipo de sistemas es que funcionen de manera totalmente no invasiva, para que puedan integrarse a las actividades cotidianas del usuario sin perjudicar su bienestar, otorgándole además una mayor independencia para realizar sus tareas.

En esta memoria de título se propone un sistema de monitoreo no invasivo que interactúe en tiempo real con el usuario de silla de ruedas, proporcionándole recomendaciones audibles como realización de alivios de presión y el salir de áreas con condiciones ambientales de riesgo. A la vez, entregando alertas a quienes estén a cargo del paciente para propiciar un mejor cuidado de éste, y guardando datos de interés para la evaluación de variables como la distribución de cargas y alivios de presión, signos vitales, nivel de actividad y condiciones ambientales. El sistema está pensado para ser utilizado en una silla de ruedas motorizada, siendo el público objetivo personas que padecen una discapacidad severa y el nivel de conciencia suficiente para atender las recomendaciones.

1.2. Objetivos

1.2.1. Objetivo General

Programar e implementar un sistema de alarmas autónomo que genere recomendaciones al usuario de silla de ruedas y transmita alertas de forma inalámbrica al cuidador, que pueda ser integrado al monitoreo continuo y no invasivo de pacientes con discapacidad severa.

1.2.2. Objetivos Específicos

- Adecuar algoritmos de detección de alivios de presión mediante inclinación de la silla (PRT), nivel de actividad del paciente en la silla, cálculo de Índice de Calor (IC) y estimación de Frecuencia Cardíaca (FC) validados en señales off-line, para ser utilizados en tiempo real.
- Incorporación de la detección de exposición peligrosa al calor, largo tiempo sin realizar PRT y parámetros anormales de FC y Frecuencia Respiratoria (FR).
- Implementación de recomendaciones automáticas para el paciente, que puedan ser emitidas mediante audio y que le indiquen realizar PRT y salir de ambientes con alta temperatura y humedad.
- Generación de alertas de variables anormales que se envíen inalámbricamente para informar a un cuidador.
- Probar los algoritmos y funcionamiento de alarmas en un Computador de Placa Única (SBC).

1.3. Alcances y Limitaciones

Las señales se obtienen a través de un circuito de adquisición conectado a sensores no invasivos dispuestos en una silla de ruedas, ya desarrollado y validado en una tesis anterior [8]. Estos

comprenden 9 Sensores de Fuerza Resistivos (FSR), 2 sensores Film Electromecánico (EMFi), un acelerómetro de 3 ejes y un sensor de temperatura y humedad; no se trabajará en mejorar este diseño. La estimación de frecuencia cardiaca y respiratoria se ignora cuando hay un alto nivel de actividad en la silla para evitar falsos positivos. Las notificaciones audibles para el paciente incluyen realización de PRT para evitar escaras y el salir de ambientes con alta temperatura y humedad. Los algoritmos de procesamiento deben funcionar en un SBC, para miniaturizar el tamaño del sistema. El envío de datos de forma inalámbrica usará el mecanismo de conexión Wi-Fi. Las pruebas del algoritmo diseñado serán a nivel de laboratorio.

1.4. Temario

La organización del informe se hace de la siguiente manera.

El capítulo 2 resume el estado del arte en cuanto a trabajos de monitorización que han sido o pueden ser aplicados en una silla de ruedas, así como los sistemas de alerta existentes para el cuidado de pacientes.

El capítulo 3 describe de forma general el sistema de monitoreo, mostrando los sensores utilizados, la forma de adquirir los datos, energización, y configuraciones hechas al ordenador utilizado para el procesamiento de señales y generación de alarmas.

El capítulo 4 explica los algoritmos diseñados para recibir y procesar los datos, además del cálculo de las variables de interés.

El capítulo 5 muestra los principales resultados de las pruebas del sistema a nivel de laboratorio.

En el capítulo 6 se analizan resultados, se concluye de forma general y se entregan recomendaciones para el trabajo futuro.

Capítulo 2. Revisión Bibliográfica

2.1. Introducción

La revisión bibliográfica se realiza en base a los sistemas de monitoreo mediante sensores no invasivos que pueden ser aplicados a una silla de ruedas eléctrica, así como a los algoritmos que se podrían implementar en tiempo real y continuo para la generación de alertas dirigidas a pacientes con alto grado de discapacidad. Los trabajos existentes se basan en monitorear mediante sensores que produzcan la menor incomodidad al paciente, parámetros fisiológicos y ambientales relevantes en personas que utilizan silla de ruedas. Las señales medidas incluyen frecuencia cardíaca y respiratoria, inclinación de la silla, alivios de presión en el asiento, distribución de cargas en las superficies de contacto, factores ambientales como temperatura y humedad, nivel de actividad del paciente. Hay distintas formas de entregar alertas para propiciar un mejor cuidado del paciente.

2.2. Trabajos Previos

Actualmente, existen técnicas usadas por enfermeros y personal clínico para recordar el realizar alivios de presión a los pacientes que no pueden hacerlo por sí mismos, basándose en protocolos clínicos de prevención y cuidado de PU, por ejemplo con alertas generales que emiten música cada cierta cantidad de tiempo, normalmente 2 horas, o alarmas de reloj [9]. Este tipo de técnicas pueden llegar a ser molestas para los clínicos y no aseguran su cumplimiento de una manera objetiva. Por otro lado, existen sistemas que miden directamente la distribución de cargas en el usuario de silla de ruedas mediante Tecnología de Mapeo de Presión (PMT) en el asiento. Esta herramienta consiste en una lámina flexible de sensores ubicados entre el cojín y los glúteos de la persona, que se conecta a un software de visualización donde, a través de colores, se mapea el nivel de presión ejercido en los sensores, que en el caso de algunos prototipos comerciales pueden ser 1296 capacitores en una lámina de 18x18 pulgadas [10]. Distintos trabajos utilizan esta herramienta para generar alarmas audibles a pacientes o cuidadores cuando alguno de los sensores excede un umbral de presión por más de 15 o 30 minutos, y por lo tanto es necesario un cambio de posición [11,12]. Alertas auditivas y visuales en tiempo real son implementadas en [13], donde se propone un sistema de bajo costo que monitorea la presión de aire del cojín del asiento que es proporcional a la carga ejercida sobre este, enviando información a través de una conexión inalámbrica a un Smartphone. Otro tipo de alarmas funcionan de tal manera que cuando el paciente necesita cambiar de posición, vibra una banda puesta

alrededor de su brazo, lo que se desencadena al detectar que no se ha movido durante 15 minutos, midiendo esto con sensores FSR [14]. En el caso de sillas motorizadas, que poseen un sistema de inclinación en el espacio que reclina la silla en plano sagital, cambiando el ángulo del asiento respecto del suelo y llevando el respaldo hacia atrás, de manera que se provoque un alivio de presión en la zona del asiento [14], es posible monitorear los hábitos de alivio de presión a través de la medición del ángulo de la silla como se describe en [15,16], donde se usa un acelerómetro para este fin y un switch bajo el cojín para determinar los tiempos de ocupación de la silla.

Se ha diseñado sistemas no invasivos para el monitoreo de variables fisiológicas, incluyendo distintos tipos de sensores para medir parámetros sin incomodar al paciente. En [17] se propone un sistema de estimación de la actividad cardio-respiratoria y motora para pacientes que utilizan silla de ruedas. Los datos adquiridos mediante los sensores y pre-procesados con un microcontrolador, pueden ser transmitidos de forma inalámbrica a través de comunicación Bluetooth hacia un computador central donde se realiza la visualización y gestión de los datos adquiridos. Además se incorpora un lector RFID para identificar al usuario de la silla y facilitar la gestión de los datos; el trabajo se centra en el almacenamiento y visualización de información. En 2015 se implementó un sistema no invasivo de medición ambulatoria de la actividad cardíaca y respiratoria a partir de sensores capacitivos EMFi que se adaptan al asiento y respaldo de una silla, basándose en un circuito de pre-procesamiento propuesto en [18]. Luego de probar varios algoritmos se propone utilizar la Transformada de Wavelet para realizar la separación entre las señales mecánicas de actividad cardíaca y respiratoria. Además, se propone un método para detectar movimientos del paciente de tal forma de no estimar frecuencia cardíaca y respiratoria en esos instantes. Este análisis es realizado a través de una ventana móvil usando el software Matlab una vez adquiridas las señales [19].

La exposición a alta T_{AMB} y HR, produce una exacerbación de síntomas en el caso de enfermedades como la Esclerosis Múltiple [20,21]. El índice de calor representa la sensación térmica del sujeto y se calcula respecto a estos dos parámetros, existiendo rangos para el nivel de riesgo que corre una persona dependiendo del valor del índice. Los avances en alertas de este tipo poseen aplicaciones para monitorear a trabajadores que se encuentran expuestos a ambientes de calor, como en [22], donde se utiliza un sensor de T_{AMB} y HR por cada trabajador, transmitiendo la información de forma inalámbrica a una estación central donde se calculan índices para medir el nivel de incomodidad por calor. En [23] se realiza un monitoreo similar, pero se agrega la medición de signos vitales y variables fisiológicas en un parche que se adhiere al pecho del trabajador, entregando un análisis más completo de su estado. Un estudio sobre las condiciones de calor de un piloto de auto

solar es presentado en [24], donde los signos vitales y sensación térmica son monitoreados en tiempo y real y enviados de forma remota para ser evaluados por personal médico.

En 2013 se publica el diseño de un dispositivo de asistencia no invasivo capaz de monitorear diversas variables fisiológicas y ambientales durante las actividades diarias de pacientes con alto grado de discapacidad que utilizan silla de ruedas eléctrica. El sistema construido posee sensores EMFi que detectan pequeñas variaciones en la presión, permitiendo registrar mecánicamente los movimientos generados por el corazón, registro llamado Balistocardiograma (BCG), y los ciclos respiratorios del paciente. Además se colocaron 5 y 4 sensores FSR en el respaldo y el asiento de la silla respectivamente, para detectar la existencia de puntos de presión muy elevados en la zona de los glúteos y espalda, además de poder estimar la frecuencia respiratoria por los cambios de presión en la zona toracoabdominal. Mediante un acelerómetro de tres ejes fue posible registrar el ángulo de inclinación de la silla, con lo que se puede medir los eventos de PRT, y detectar movimientos del sujeto y de la silla. Con un sensor de T_{AMB} y HR se estudió las condiciones ambientales a las que se exponía el paciente. Estos registros fueron adquiridos y acondicionados con un hardware de adquisición y transmitidos a un netbook que traspasaba la información a una base de datos PostgreSQL [25] para ser analizados posteriormente [26]. Para hacerlo autónomo, la alimentación se obtuvo de la batería de la silla de ruedas eléctrica. Este dispositivo fue implementado y se utilizó en Boston, Estados Unidos, en The Boston Home (TBH) para registrar durante 2 semanas los datos de 6 residentes de TBH con un tipo avanzado de EM, usuarios de sillas de rueda eléctrica. Se logró detectar los hábitos de alivio de presión, signos vitales (frecuencia cardíaca y respiratoria), presencia de apneas durante el sueño, índice de calor, punto de rocío, y datos como ocupación de la silla y nivel de actividad durante su uso. El estudio mostró que las personas pasaban largos periodos de tiempo en la silla de ruedas, con un nivel de actividad muy bajo, donde no realizaban la cantidad recomendada de PRT. La información de signos vitales pudo ser medida continuamente exceptuando las etapas de movimiento, dado la sensibilidad de los sensores; la medición del ambiente mostró casos en que pacientes se exponían a índices peligrosos de calor y humedad mientras se encontraban al aire libre en verano. Esta tesis determina la necesidad de la generación de alarmas en caso de situaciones de riesgo, pero todo el análisis de las señales fue realizado de modo offline, es decir, una vez que ya había finalizado toda la adquisición [8].

Un nuevo proyecto publicado en 2015 [27] busca reemplazar el netbook utilizado en el sistema de [26] por un SBC, para la recepción, almacenamiento y envío de la información a una base de datos local, debido a su bajo consumo de energía, menor tamaño y simpleza de integración. Fueron

comparados tres SBC (Beagle Bone Black, RaspBerry Pi e Intel Edison) funcionando en dos bases de datos distintas (PostgreSQL y SQLite) para la lectura y almacenamiento de señales de prueba, usando criterios como especificaciones técnicas, tiempos de ejecución, consumo de corriente y carga total del procesador. Las pruebas mostraron que es posible reemplazar el netbook, ya que se logró adquirir y almacenar las señales mediante los SBC. Se observó en este estudio que el computador Intel Edison mostró un mejor desempeño en las pruebas realizadas, sin embargo no fue probado guardando datos de forma remota ya que a la fecha del estudio no se encontraba disponible esta opción para la base de datos utilizada, por otro lado sale al mercado el Rasperry Pi 2 que mejora las características de desempeño con respecto a su predecesor, y posee una interfaz gráfica más amigable con el usuario [28].

2.3. Discusión

Los estudios en esta área dejan ver que actualmente se está trabajando para desarrollar nuevas tecnologías de apoyo tanto a pacientes como a personal clínico, y que la medición de datos durante las actividades del sujeto son de interés para evaluar su estado de salud, el monitoreo del estado de avance de su enfermedad y complicaciones asociadas a su condición.

La literatura muestra que existen sistemas de monitoreo no invasivo de variables de interés en personas que presentan alto grado de discapacidad, como nivel de actividad, hábitos de alivio de presión, signos vitales, estado del ambiente, los que al ser medidos en conjunto permiten obtener suficiente información sobre el estado de salud del paciente. Se han realizado validaciones en usuarios de silla de ruedas, y la performance de medición de los sensores así como la información registrada ha sido adecuada para los propósitos de monitoreo relacionado con las principales complicaciones que se presentan, como fatiga, alta sensibilidad al calor y baja movilidad [29]. La deficiencia de las técnicas con alarmas de tiempo fijo en el caso de alivios de presión es la falta de personalización a los hábitos de cada paciente y la no medición de parámetros objetivos y de interés, que son relevantes si se quiere realizar una evaluación general del paciente. Se debe integrar un sistema con el cual se pueda medir las principales variables de forma conjunta, y que además interactúe tanto con el usuario como con los cuidadores en tiempo real, siendo un método eficaz para prevenir complicaciones a tiempo.

El presente trabajo se enmarca como la continuación del proyecto presentado en [8], este sistema actualmente mide parámetros mediante sensores no invasivos a personas con alto grado de discapacidad analizando las señales una vez adquiridos los datos, exponiendo la necesidad de comunicar oportunamente los factores de riesgo, para así prevenir mayores complicaciones. A

continuación se propone implementar un sistema de alarmas para mejorar la calidad de vida de pacientes confinados a una silla de ruedas, entregando recomendaciones audibles al usuario e informando con alertas que se envíen inalámbricamente a la persona a cargo.



Capítulo 3. Descripción del Sistema

El sistema de monitoreo se divide en dos partes, la primera corresponde a los sensores utilizados para medir al paciente los que se ubican en la silla de ruedas. Estos se conectan a un Hardware de Adquisición de Datos (HAD) donde se acondicionan mediante filtros y amplificadores, para luego traspasar la información a un microcontrolador (MCU) donde se digitalizan las señales análogas y se establecen los protocolos para empaquetar los datos y ser enviados mediante comunicación serial a la segunda parte del sistema, que es el SBC donde se cargan los algoritmos de procesamiento para la generación de alarmas y almacenamiento de datos. Un esquema general se muestra en la Fig. 3.1. El sistema está pensado para una silla de ruedas de tipo motorizada, haciendo uso de sus baterías para la alimentación de los circuitos.

3.1. Sistema de Adquisición

El sistema de adquisición se basa en el implementado en [8]. Los tipos de sensores utilizados fueron cuatro: EMFi, FSR, Acelerómetro y de T_{AMB} y HR.

Los Sensores EMFi (ElectroMechanical Film) son láminas delgadas y flexibles de polipropileno recubierto de capas conductoras, que se polarizan de forma permanente. Los cambios en la presión ejercida sobre el sensor generan una carga en sus superficies conductoras, midiéndose como una señal de voltaje. Las variaciones de presión ejercidas por el corazón al impulsar la sangre permiten captar mecánicamente sus movimientos, además de la actividad del sistema respiratorio. La onda mecánica dada por la actividad cardiaca corresponde al BCG. El procesamiento de esta señal permite obtener la FC y FR del paciente, sin ser necesaria la utilización de electrodos en la piel. Se ubicó un sensor en el respaldo de la silla, y otro en la parte del asiento, bajo cojines de alivio de presión. La medición de estos sensores es acondicionada mediante un amplificador de carga seguido de un filtro pasa bajos de segundo orden con una frecuencia de corte de 30 [Hz].

Los sensores de fuerza con variación de la resistencia (FSR) son películas de polímero que presentan una disminución en su resistencia cuando se aplica una fuerza en su superficie. Cinco sensores FSR fueron ubicados en el respaldo y 4 en el asiento de la silla, para examinar la distribución de cargas que presentan los usuarios a lo largo del día, y así verificar la existencia de puntos de presión muy elevados en zonas de la espalda y glúteo. De las señales de los sensores FSR también es posible extraer información de la actividad respiratoria, debido al sensado de los movimientos toracoabdominales. Previo a la digitalización, la señal es acondicionada con un amplificador de

corriente a voltaje y un filtro pasa bajos de 30 [Hz].

Además, se adhirió al marco de la silla de ruedas un acelerómetro de tres ejes, para constatar el uso del sistema de inclinación que posee la silla de ruedas eléctrica, utilizado principalmente para generar alivios de presión. La disposición de este sensor en la silla se hace de tal manera que el eje x coincida con el eje sagital (anteroposterior), el eje y en la línea vertical, y el eje z con el eje horizontal (lateral). Por otro lado, este sensor detecta movimientos del sujeto y de la silla debido a las vibraciones que se generan.

Para el estudio de las condiciones ambientales a las que se expone el paciente, se incorporó un sensor SHT15 de T_{AMB} y HR, información con la que se calcula el índice de calor (IC) o sensación térmica.

El sistema general, como se muestra en la Fig. 3.1, se construye con estos cuatro tipos de sensores dispuestos en la silla de ruedas según lo que se observa en la Fig. 3.2, el HAD, que recibe la información y posee circuitos para acondicionar las señales provenientes de los sensores FSR y EMFi. Un MCU que digitaliza, ordena y empaqueta los datos, donde las señales de los 2 sensores EMFi, los 9 sensores FSR, y los 3 ejes del ADXL335 son muestreados a una tasa de 100 Hz con 11 bits de resolución; mientras que la medición de T_{AMB} , con una resolución de 12 bits, y HR, de 8 bits, se realiza a 0.1 [Hz]. Cada una de las muestras de los 16 sensores se transmite por comunicación serial al SBC en un paquete de 3 bytes, donde los 12 primeros bits corresponden a un identificador del dato, y los 12 bits restantes al valor medido. La comunicación serial se hace mediante un adaptador RS-232/USB y a una velocidad de 57600 [bps]. La información es procesada en este ordenador para el análisis de señales y generación de alertas audibles y por Wi-Fi.

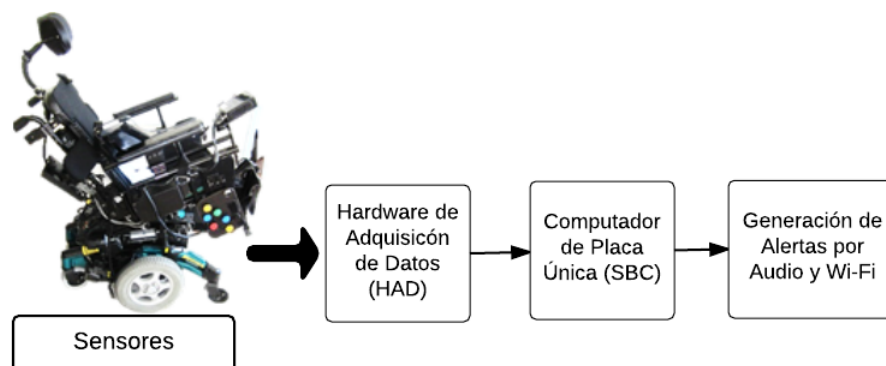


Fig. 3.1 Esquema general del sistema. Las señales son adquiridas con el HAD, donde se acondicionan y digitalizan los datos para ser procesados en el SBC.

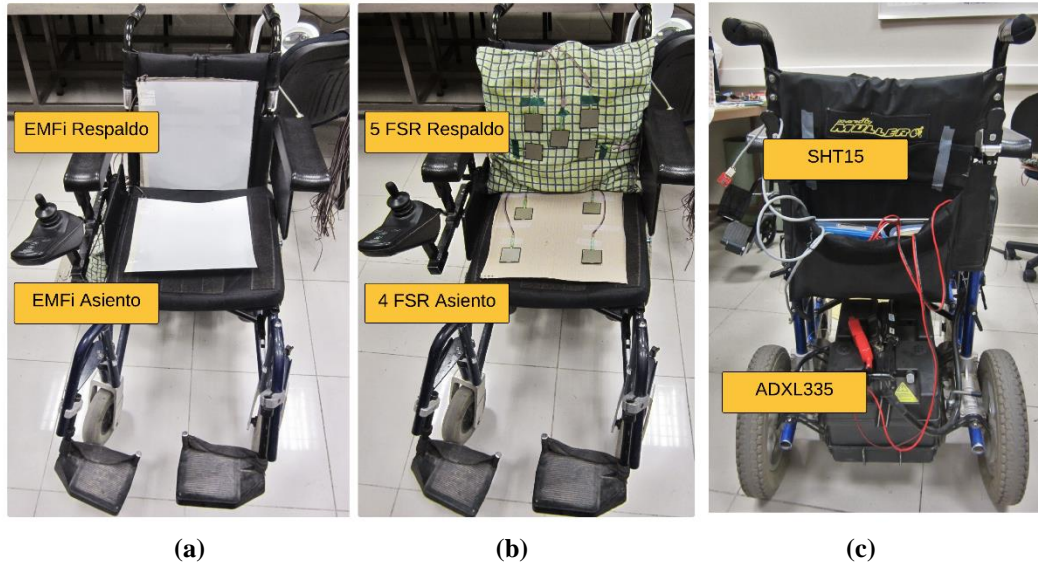


Fig. 3.2 Disposición de sensores implementados en el sistema de monitoreo, basado en [26].

(a) Sensores EMFi ubicados en el respaldo y asiento de la silla; (b) Distribución de los 9 sensores FSR; (c) Sensor de T_{AMB} y HR, y acelerómetro en el marco de la silla.

3.2. Configuración de Computador de Placa Única

Para el sistema se utilizó un Raspberry Pi 2 modelo B (R_{PI2}) por su facilidad de uso y características compatibles con la recepción de señales y rápido almacenamiento [28]. Las principales especificaciones técnicas de este ordenador se observan en la Tabla 3.1 donde destaca su procesador de cuatro núcleos de tipo ARM Cortex-A7, cuatro puertos USB y salidas para audio y HDMI. El dispositivo debe ser alimentado con un voltaje de 5 [V] dc, pudiendo variar $\pm 0,25$ [V], y un suministro de corriente de mínimo 700 [mA] cuando no se tiene ningún periférico. Su costo en el mercado es de 35 USD.

El sistema operativo (SO) instalado en el SBC fue Raspbian Jessie, una derivación de GNU/Linux. La imagen del SO se grabó en una tarjeta Secure Digital High Capacity (SDHC) clase 10 de 8 GB de capacidad. Luego de grabada la imagen, se insertó la tarjeta al SBC y se ejecutó el instalador, donde se define el SO a utilizar y el idioma. La pantalla gráfica por conexión HDMI se utilizó para las configuraciones iniciales, luego de esto se programó a través de consola por conexión remota según el protocolo Secure SHell (SSH), permitiendo el manejo del sistema sin necesidad de periféricos externos como teclado o mouse. Para realizar la conexión remota se debió configurar la conexión del R_{PI2} a través de Wi-Fi, para lo cual se utilizó un adaptador USB/Wi-Fi marca TP-Link Modelo WN 725N. A través de consola se definió la red a la que se conectaría el SBC

automáticamente cada vez que es encendido, se definieron los puertos de transmisión y se accedió a través de un Notebook con su dirección IP para las futuras configuraciones.

El esquema de las conexiones en el SBC se muestra en la Fig. 3.3. Para la recepción de información, se conecta el adaptador RS-232/USB a uno de los puertos USB del SBC, donde se transmiten los datos desde el MCU al R_{PI2} por comunicación serial. El módulo USB/WiFi también es conectado a uno de los puertos USB. Además se incorpora un altavoz en la salida de audio tipo TS/TRS de 3,5 [mm]. La alimentación del SBC se hace a través de la entrada Micro USB con un voltaje de 5 [V] y que es capaz de suministrar como máximo 2 [A].

El procesamiento de señales se realiza a través del lenguaje de programación Python, cuyo entorno de desarrollo viene pre instalado en la R_{PI2}.



Fig. 3.3 SBC R_{PI2} y conexión de periféricos.

TABLA 3.1 Especificaciones Técnicas R_{PI2}.

Característica	Valor
CPU	900MHz quad-core ARM Cortex-A7 CPU
RAM	1 GB
USB	4 USB 2.0
Almacenamiento	1 Slot SD
Red	10/100 Ethernet
General I/O	40 pins GPIO
Salidas de Audio	Conector 3.5 mm, Puerto HDMI
Tamaño	85.60mm × 53.98mm
Consumo Energético	800 mA, (4.0 W)
Voltaje de Entrada	5V vía Micro USB o GPIO header

3.3. Generación de Alertas

El adaptador USB/Wi-Fi es utilizado para la conexión a Internet del SBC. Mediante esto, se utilizan alertas inalámbricas enviadas por correo electrónico a la dirección definida en el programa. Los eventos que se informan a través de este medio son:

- a) Un valor anormal de FC, ya sea taquicardia o bradicardia estimado en pulsaciones por minuto mediante una ventana de 10 segundos.
- b) Un período mayor a una hora sin que el paciente haya realizado un evento de PRT, y una vez superado este umbral, se repite el aviso cada 15 minutos indicando el tiempo que lleva el paciente sin realizar alivios de presión.
- c) La exposición del paciente a un ambiente peligroso dado un nivel alto de IC, alertando de llevarlo a un lugar más fresco.
- d) Se genera un reporte con los principales datos obtenidos durante la adquisición, que se envía una vez que la persona deja de ocupar la silla, para informar datos como eventos de apnea, horarios de ocupación de la silla, tiempos de baja y alta actividad, historial de signos vitales medidos.

Para el envío de correos electrónicos, inicialmente el programa se detenía esperando que esta tarea se realizara con éxito, y por depender de la conexión a internet, a veces tomaba varios segundos en finalizar. Por ello, se trabajó con el módulo del sistema *os* proporcionado por Python y que en Linux permite generar procesos paralelos al programa en ejecución, para así realizar el envío del correo electrónico mientras el algoritmo continúa su funcionamiento.

Para reproducir las recomendaciones audibles se utilizó un altavoz AUVIO PBT500 energizado con batería recargable que le permite una autonomía de 8 horas de funcionamiento, conectado mediante un cable TRS estereofónico. Se probaron dos formatos, primero a través de la conexión directa de este a la salida de audio del SBC como se ve en la Fig. 3.3, y luego se generó el audio desde la salida HDMI con el fin de probar si entregaba una mejor calidad de sonido, necesitando para ello un conversor HDMI-VGA con salida de audio estéreo, cuya conexión se hace según la Fig. 3.4. Además, se tuvo que modificar las configuraciones del R_{PI2} para forzar la transmisión de audio por esta vía. Se registró el consumo eléctrico en el tiempo del SBC, para así comparar la diferencia entre usar la salida de audio directamente y el hacerlo a través del conversor, y como se ve en el gráfico de la Fig. 3.5 una de las desventajas de este último es su mayor consumo de potencia, dado que se alimenta a partir del bus conectado al SBC, pudiendo llegar a consumir 1675 [mW]. Para las pruebas de sonido se reprodujeron grabaciones de la voz de una persona, guardadas en la memoria del

SBC. Una mejor calidad de sonido se escuchó con la salida HDMI, diferencia que era más notoria al probar con altavoces de menor calidad, sin embargo para el parlante utilizado, que presenta mejores características técnicas, esta diferencia no era considerable, por lo que se optó utilizar la salida de audio de 3.5 [mm] directamente para las siguientes pruebas del sistema.

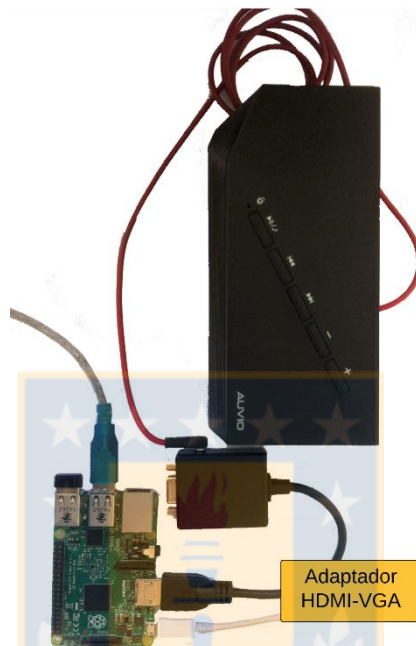


Fig. 3.4 Conexión de salida de audio a través de convertor HDMI/VGA + audio, modelo BL-CV3500.

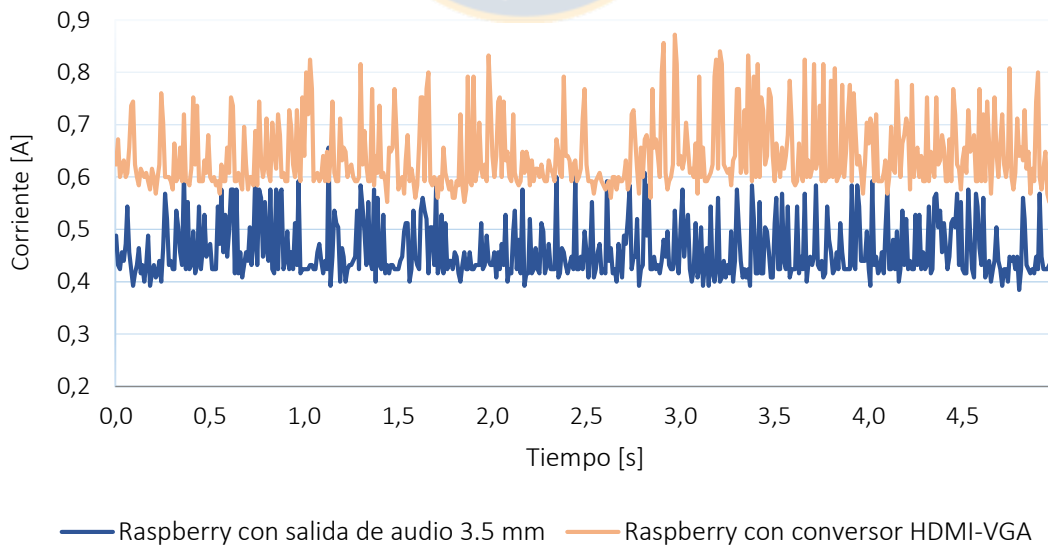


Fig. 3.5 Consumo eléctrico de R_{PI2} con adaptador HDMI/VGA+audio conectado.

Las alertas audibles fueron grabadas y editadas en el software Cool Edit Pro 2.1 Trial Version, donde se registró la voz de una persona mientras decía los mensajes de recomendación y funcionamiento del sistema en inglés y español, estos archivos fueron guardados en la memoria del SBC y se reproducen a través de código en Python. Las alertas de sonido grabadas se presentan a continuación, y se emiten en los siguientes casos:

- “The system is on”, “sistema encendido”: Una vez que se detecta la presencia de la persona en la silla, comunicando el inicio del procesamiento de datos.
- “The system is off”, “sistema apagado”: Una vez que se detecta la ausencia de la persona en la silla, comunicando el fin del procesamiento de datos.
- “We are in the calibration period, please hold your position until calibration is complete”, “Ha comenzado el periodo de calibración, mantenga su posición hasta que la calibración esté completa”: Para indicar el inicio del tiempo destinado a establecer los niveles normales de presión del paciente sobre los sensores.
- “The calibration is complete”, “La calibración está completa”: Indicando el fin del periodo de calibración e inicio de detección de parámetros.
- “Please, go to a cooler place”, “Por favor, diríjase a un lugar más fresco”: El paciente lleva más de una hora en el nivel 2, o más de 30 minutos en el nivel 3, de riesgo por alto IC. (El nivel 1 corresponde a sin riesgo, y el nivel 5 el de mayor peligro, ver capítulo 4.4)
- “You must go to a cooler place”, “Debe ir a un lugar más fresco”: El paciente lleva más de 20 minutos en el nivel 4 de riesgo por alto IC.
- “You must go to a cooler place, immediately”, “Debe ir a un lugar más fresco, de inmediato”: El paciente lleva más de 5 minutos en el nivel 5 de riesgo por alto IC.
- “Please, tilt the chair”, “Por favor, incline la silla”: El paciente lleva más de una hora sin realizar PRT.

3.4 Alimentación del Sistema

El sistema está pensado para ser autónomo y transportable, por lo que se alimenta a partir de las baterías existentes en la silla motorizada. Normalmente, estas son dos baterías de 12 [V] conectadas en serie, por lo que proporcionan 24 [V] con una capacidad de 70 [Ah]. El sistema de [26] utilizó este método de alimentación y se observó una buena regulación de voltaje mientras la silla estaba funcionando sin necesidad de instalar equipamiento extra para compensar fluctuaciones de voltaje de

las baterías. El circuito utilizado se muestra en la Fig. 3.6, donde dos reguladores de voltaje se dispusieron paralelamente, el primero de estos fue ajustado para entregar una salida de 5 [V] y se usa para energizar el R_{PI2}, ya que soporta un paso de corriente de hasta 5 [A], su salida se adecuó a un adaptador micro USB para la conexión al SBC. El segundo regulador, que soporta una corriente máxima de 1 [A], también convierte de 24 [V] a 5 [V] y se usa para alimentar tanto los circuitos análogos como el MCU, previo paso por 2 convertidores DC-DC aislados conectados en paralelo, que aseguran el voltaje de 5 [V] en la salida y se configuran para entregar +5 [V] y -5 [V] en cada caso. Fueron probadas algunas variaciones de este circuito con el fin de disminuir la cantidad de convertidores pero se veía afectada la potencia suministrada, haciendo que no se encendiese el SBC a pesar de contar con la diferencia de voltaje necesario. Otro problema de las configuraciones descartadas fue la caída de voltaje considerable al encender el equipo.

El consumo del sistema debe ser lo más reducido posible para no afectar la autonomía de la silla de ruedas eléctrica. Considerando sólo la energización del circuito de alimentación, los circuitos analógicos y el MCU, se tiene un consumo de 9 [W]. El consumo del R_{PI2} variará según los periféricos instalados y el uso del procesador, siendo como mínimo 3,5 [W] para encender la placa.

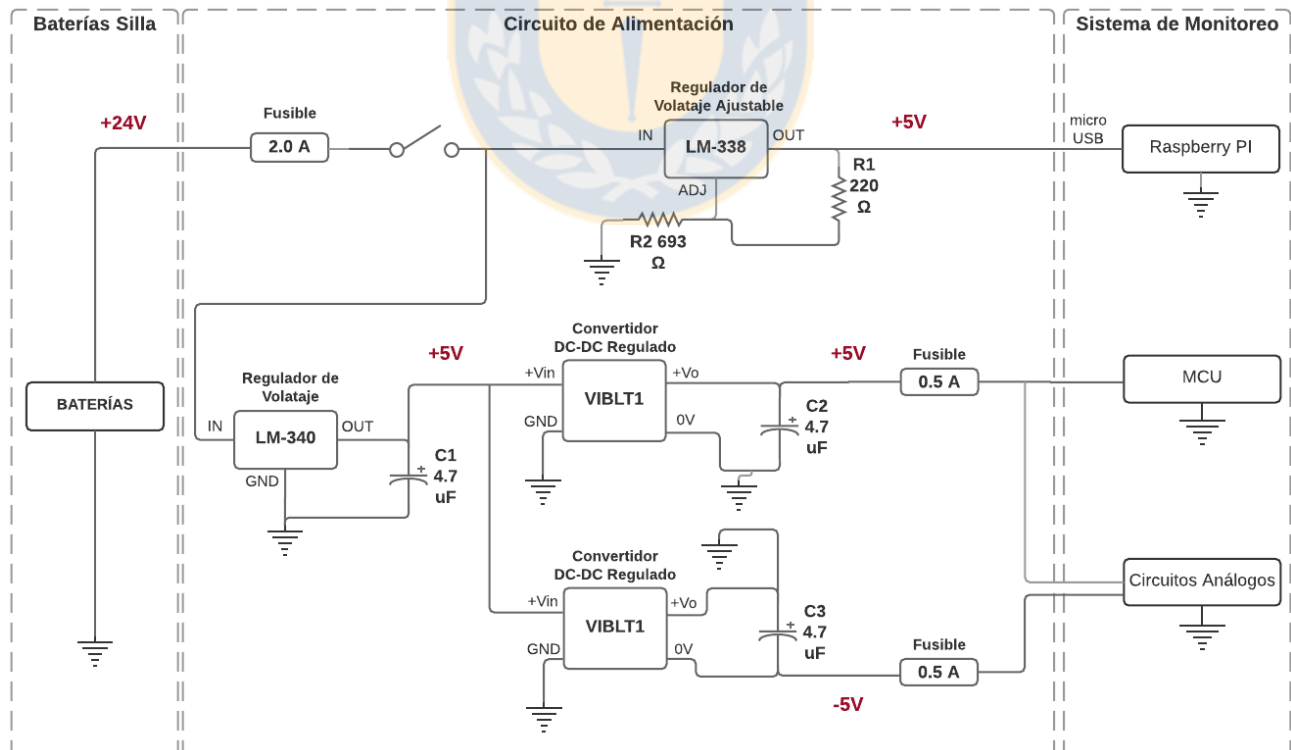


Fig. 3.6 Esquema de Circuito de Alimentación del Sistema, a partir de las Baterías de la Silla de Ruedas Motorizada.

Capítulo 4. Algoritmos

Este capítulo presenta el funcionamiento del código programado en lenguaje Python y cargado en el Computador de Placa Única. La principal función de este programa es analizar los datos a medida que estos son transmitidos por el circuito de adquisición, los cuales se reciben en forma de paquetes, haciendo que las señales a procesar se presenten en segmentos que están siendo transmitidos continuamente. El largo de estos segmentos depende de la cantidad de bits que se alcanzan a guardar en el buffer de recepción del puerto serial durante el tiempo que le toma al programa realizar un ciclo de procesamiento. A partir de lo anterior, se realiza el análisis de señales y extracción de las variables de interés para generar la retroalimentación mediante recomendaciones y alertas en tiempo real.

4.1. Recepción de Datos

Una vez establecida la comunicación serial, la cual se configura a una velocidad de 57600 bps, se comienza a recibir la información y el programa toma todos los datos guardados en el buffer de recepción del puerto USB. Mientras se realiza el procesamiento del paquete leído, el buffer continúa recibiendo datos, que son extraídos una vez finalizado el análisis del paquete actual, siguiendo así sucesivamente; es por esto que la cantidad de muestras que alcanzan a guardarse en el buffer está determinada por el tiempo que le toma al algoritmo realizar el procesamiento, y así también queda definido el largo de los segmentos de cada señal que van siendo analizados. Para el código utilizado, la cantidad de muestras por sensor que se recibió en cada ciclo variaba entre 10 y 12 muestras, a excepción de los registros de T_{AMB} y HR que tienen una frecuencia de muestreo de 0.1 [Hz]. El tiempo promedio ocupado por el programa en cada iteración fue de 28,1 [μs], a lo que se suma un tiempo de espera definido en 0,1 [s] para alcanzar a recibir un número de muestras que justifique el procesamiento y por lo tanto economice el uso de CPU.

Como se explicó en el capítulo 3.1, cada dato es enviado en un formato de 3 bytes, donde los primeros 12 bits corresponden a un identificador del sensor al que pertenece la muestra, y los siguientes 12 bits al valor medido, es por eso que la primera fase corresponde a separar estos bytes para extraer el dato aislado, proceso que sigue la lógica de la Fig. 4.1, donde a través del desplazo de bits se unen los más significativos (MSB) con los menos significativos (LSB), entonces se busca reconocer cada identificador, y una vez clasificado como uno de los sensores, se guarda el dato.

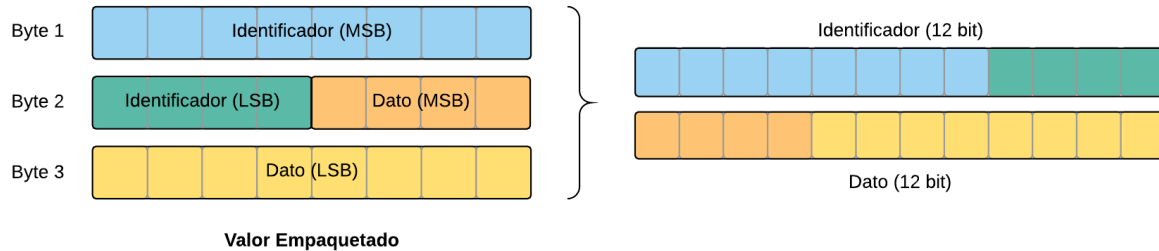


Fig. 4.1 Esquema de recepción de un dato a través de la comunicación serial, y cómo debe ser separado para extraer el valor medido.

Durante el procesamiento de las señales de FSR, EMFi y acelerómetro, se requiere aplicar análisis mediante ventanas móviles de tiempo fijo, que recorren el vector realizando los cálculos a los datos de la ventana sin requerir que la señal haya sido adquirida completamente, necesario en el análisis de tiempo real. En éstas además se define un desplazamiento, que es el número de muestras entre el inicio de una ventana y la siguiente. Como el largo de los paquetes recibidos no es siempre fijo, y no coinciden con el largo de las ventanas, la forma de procesar los datos se explica con el diagrama de la Fig. 4.2 donde se evalúa si el paquete recepcionado permite realizar el procesamiento dado el largo de la ventana. Si esto es posible, se recorre hasta el punto en que la cantidad de muestras restantes no alcanza a llenar una nueva ventana, entonces estos valores se almacenan como variables globales para poder ser utilizados en el siguiente ciclo, donde se suman al nuevo paquete ingresado.

4.2 Presencia de la Persona en la Silla

Con el fin de que el sistema no se encuentre funcionando mientras la persona no está haciendo uso de la silla, y además para permitir llevar un registro de los tiempos de ocupación, se realiza una detección automática de la presencia del usuario a través de los sensores FSR. En primer lugar, las señales son suavizadas para eliminar el ruido de alta frecuencia, con un filtro pasa bajos de Respuesta Infinita ante Entrada Impulso (IIR) de tipo Chebyshev II, con una banda de paso y corte de 0,5 Hz y 10 Hz respectivamente. El filtro es de orden 3, es decir, la salida está dada por la entrada actual, 3 entradas anteriores y 3 salidas anteriores, por lo que se aplica de una manera similar al esquema de la Fig. 4.2, pero agregando el almacenamiento de las últimas salidas del filtro que son ocupadas en el ciclo siguiente; para la primera iteración estas son inicializadas en cero y el desplazo de la ventana es de una muestra. En la Fig. 4.3 se observa el efecto del filtro en la señal de un sensor FSR, se debe considerar que a partir de ahora todos los procesamientos se trabajan en la señal filtrada.

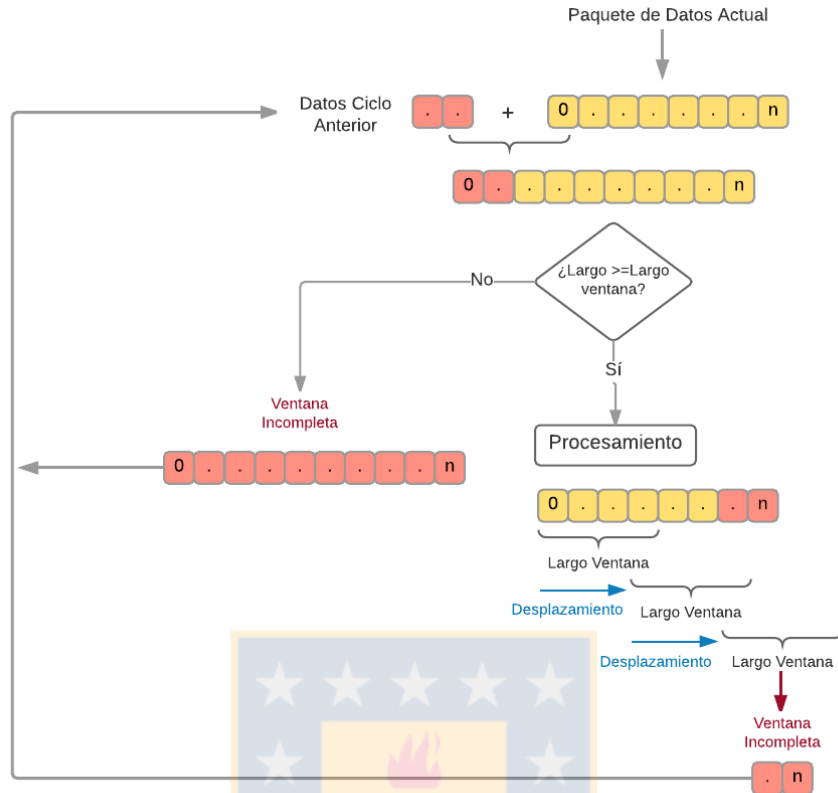


Fig. 4.2 Diagrama de Flujo de Procesamiento de Señales por Ventana y Desplazamiento Fijos, a partir de la Recepción de Paquetes de Datos de Extensión Variable.

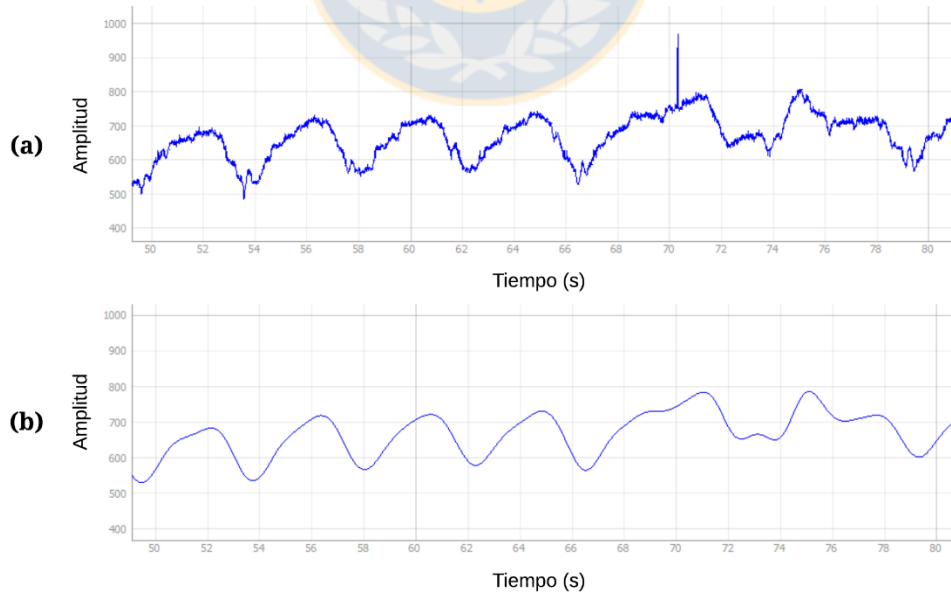


Fig. 4.3 Aplicación de filtro pasa bajos a señal de FSR.

(a) Señal FSR adquirida directamente del circuito de adquisición; (b) Señal FSR filtrada con filtro IIR pasa bajos.

Se definió de forma experimental un umbral de presión, donde si el valor medido es inferior a éste, significa que no se está ejerciendo una fuerza considerable sobre el sensor. Cada uno de los 4 sensores FSR del asiento es revisado en una ventana de 10 segundos, con un desplazamiento de 5 segundos, para comparar el valor mínimo de esta ventana con el umbral. Si al menos uno de los sensores posee todos sus valores sobre el umbral dentro de la ventana, se considera que la persona se encuentra en la silla y se enciende el sistema. Se considera este periodo de 10 segundos y además se espera 10 segundos extra una vez encendido, para comenzar el procesamiento de datos, con el fin de dejar un margen de tiempo en que el paciente estaría siendo ubicado en la silla y por lo tanto las mediciones son afectadas por el ruido. Por el contrario, si el sistema está encendido, se busca que todos los sensores posean el valor máximo de la ventana bajo el umbral, para determinar la salida de la persona de la silla y apagado del sistema.

Bajo la misma lógica anterior, se aplica también un algoritmo para detectar cuando la persona está apoyada en el respaldo, información que se utilizará para detener los cálculos de frecuencia respiratoria y apneas cuando el paciente no descansa sobre aquél. En este caso, se espera que el sujeto mantenga presionado al menos dos sensores del respaldo en una ventana de 5 segundos, que se revisa con un desplazamiento de 2,5 segundos, para definir si se encuentra apoyado.

4.3 Detección de Alivios de Presión

Para realizar la detección en tiempo real de PRT, se consideró en primera instancia tanto el ángulo medido con el acelerómetro como la señal de los sensores FSR provenientes del asiento. Según [30] para que exista un reflujo sanguíneo en los tejidos presionados, se debe producir un alivio de al menos 3 minutos y 30 segundos en la zona, que depende de las condiciones de cada persona. En este caso, se consideró un mínimo de 5 minutos para tener un umbral seguro.

En primer lugar se realiza el cálculo de ángulo en el plano X del acelerómetro, considerando para ello las entradas análogas de los 3 ejes, según la ecuación 4.1 donde los valores de calibración para cada eje, sin la componente de aceleración gravitatoria (0g) se realizan en una etapa inicial, antes de comenzar el programa.

$$\text{Angulo } X = \arctan\left(\frac{A_y}{\sqrt{A_x^2 + A_y^2}}\right) * 57,29578 \quad (4.1)$$

Donde,

A_x = Medición del acelerómetro X - Medición ante 0g del acelerómetro en X.

A_y = Medición del acelerómetro Y - Medición ante 0g del acelerómetro en Y.

A_z = Medición del acelerómetro Z - Medición ante 0g del acelerómetro en Z.

Este cálculo se realizó en una ventana de 10 [s] cada vez que entraba un nuevo paquete de datos; para suavizar el ruido generado por el movimiento, una vez obtenidos los datos en los tres ejes de la ventana, son promediados para calcular el ángulo de inclinación de la silla. Por otro lado, los valores de los sensores FSR del asiento ya filtrados según lo expuesto en el capítulo 4.2, son promediados en una ventana de 1 segundo sin solape. Cuando el sistema es encendido, se pasa primero por un periodo de calibración, donde las mediciones de cada sensor FSR del asiento son promediados durante 20 segundos para obtener el nivel de referencia que será usado para detectar cuando ocurre un alivio de presión.

Cuando los datos del acelerómetro indican que el ángulo de inclinación tiene una diferencia de 5 grados respecto al valor inicial, y los cuatro sensores del asiento descienden su nivel al menos 3% del valor inicial de calibración, se marca el tiempo en que ocurre esta inclinación. Cuando este valor de tiempo sea mayor a 5 minutos, manteniendo las condiciones anteriores, un PRT es detectado. El programa además cuenta el tiempo que la persona lleva sin realizar este alivio, y cuando transcurre 1 hora sin hacerlo, emite un audio de alerta, y se envía un e-mail para informar de este evento al cuidador, recordando que se debe mover al paciente y el tiempo que lleva en ese estado. Si éste aun así no genera el alivio, la alarma es repetida cada 15 minutos.

Una vez probado este algoritmo, se obtuvo buena performance para detectar los PRT, pero los tiempos de procesamiento, considerando los cálculos de ángulo y la permanente revisión de los sensores del asiento, son altos, lo cual debe ser minimizado ya que el sistema funciona en tiempo real. Es por esto que se probó un nuevo algoritmo simplificado, que de igual forma respeta la condición de detectar como PRT las inclinaciones mayores a 5 minutos. Para éste se utilizó directamente el valor entregado por el acelerómetro en el eje x, ya que representa la aceleración producida cuando la silla se mueve en el plano sagital, y se observaron los registros para definir los valores que equivalían a una inclinación de 5 grados mínimo y así establecer el umbral que determina si la silla está o no reclinada hacia atrás, revisándose también en una ventana de 10 segundos. La comparación entre la detección de la reclinación de la silla entre este método y el anteriormente explicado, se ve en la Fig. 4.4 donde se comparan los valores con el umbral definido. Se observa que al ocurrir el cambio de posición, se produce el alivio de presión de los sensores FSR del asiento; esto se considera para omitir la parte del algoritmo que busca una caída del nivel de presión, usándose sólo la inclinación en este caso para ahorrar costos computacionales.

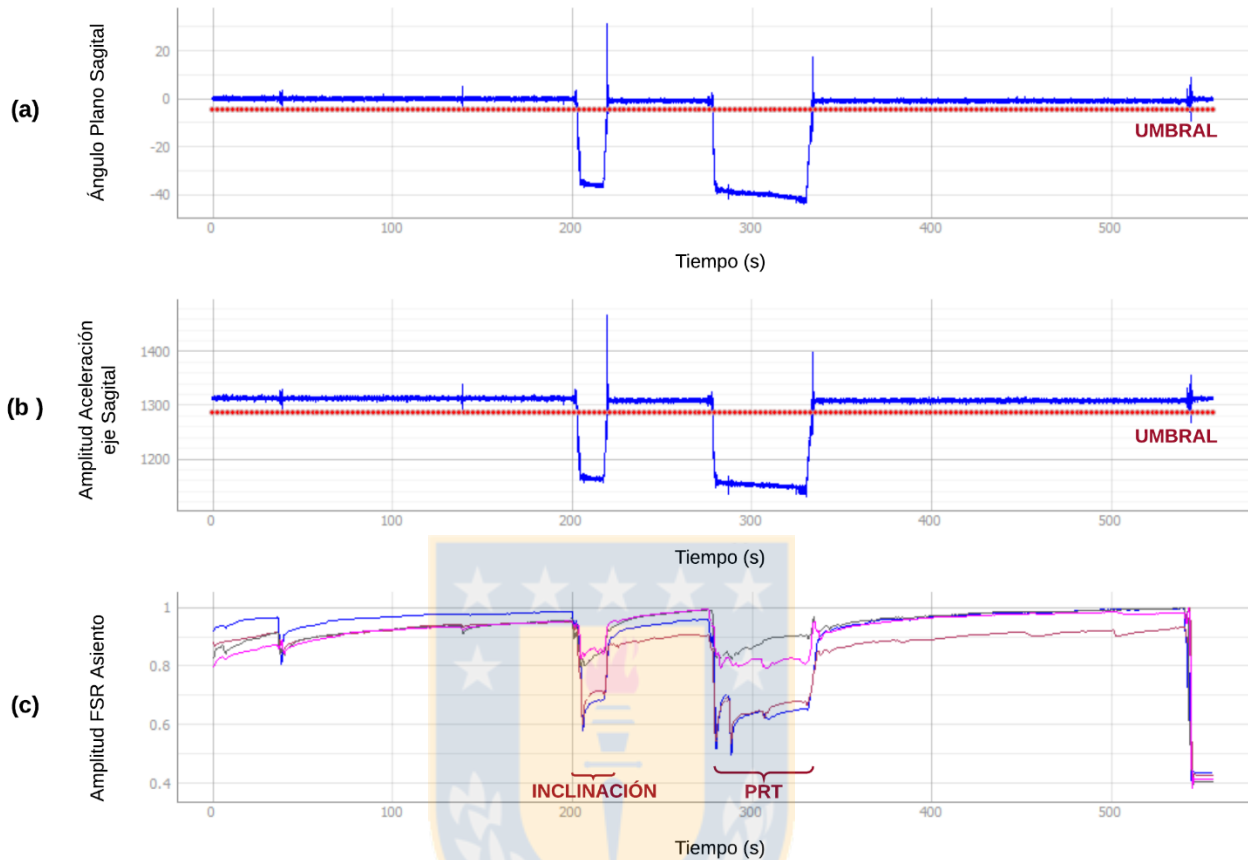


Fig. 4.4 Comparación de Detección de Inclinación de la Silla mediante el Cálculo de Ángulo en Plano Sagital, y Dato de Aceleración en eje Sagital directamente.

(a) Ángulo de la silla en plano sagital, la línea roja indica el umbral de inclinación considerado para PRT; (b) Dato de aceleración extraído directamente del acelerómetro, la línea roja indica el umbral de inclinación considerado para PRT; (c) Sensores FSR del asiento, la primera inclinación no es considerada como PRT por durar menos de 5 min.

4.4 Cálculo de Índice de Calor

El cálculo de índice de calor se realiza cada vez que llega un nuevo dato de temperatura o de humedad relativa, que son muestreados cada 10 segundos. El método para calcular IC se hace con la fórmula presentada en [31], donde a partir de la T_{AMB} en °F y la HR en % se obtiene el índice según la fórmula 4.2.

$$\begin{aligned}
 IC = & -42.379 + 2.04901523T_{AMB} + 10.14333127HR - 0.22475541T_{AMB}HR \\
 & - 6.83783 \times 10^{-3}T_{AMB}^2 - 5.481717 \times 10^{-2}HR^2 + 1.22874 \times 10^{-3}T_{AMB}^2HR \\
 & + 8.5282 \times 10^{-4}T_{AMB}HR^2 - 1.99 \times 10^{-6}T_{AMB}^2HR^2
 \end{aligned} \tag{4.2}$$

Los datos de T_{AMB} se tienen en °C, por lo que se deben transformar a °F para el uso de la

fórmula 4.2, para lo cual se utiliza la ecuación 4.3.

$$T_{Fahrenheit} = \left(T_{Celsius} * \frac{9}{5} \right) + 32 \quad (4.3)$$

Una vez actualizado el valor de la sensación térmica, se compara con los rangos de riesgo mostrados en la tabla 4.1 para definir el tipo de alerta entregada. Para cada rango se define un tiempo de espera, para activar la recomendación una vez pasado ese período estando dentro de ese nivel o uno mayor.

TABLA 4.2 Niveles de Riesgo según IC [20].

Nivel	HI (°C)	Efecto
1	<26	Sin riesgo
2	26-31	POSIBLE fatiga al exponerse prolongadamente o realizar actividad física
3	32-40	Insolación, calambres por calor, POSIBLE agotamiento por calor al exponerse prolongadamente o realizar actividad física
4	41-54	Insolación, calambres por calor, PROBABLE agotamiento por calor, POSIBLE golpe de calor al exponerse prolongadamente o realizar actividad física
5	>54	Insolación o golpe de calor ALTAMENTE PROBABLE al exponerse de forma continua

4.5 Nivel de Actividad

El nivel de actividad corresponde a identificar los momentos del día en que el usuario de la silla se encuentra realizando tareas activas como desplazarse o realizar movimientos bruscos, ya que pacientes con discapacidad severa suelen pasar muchas horas en actividades pasivas como ver televisión, tomar siesta, etc. Conocer los tiempos que pasa en alta o baja actividad aporta a la evaluación del estado general del sujeto. Por otro lado, los sensores para detectar signos vitales, en este caso FSR y EMFi son sensibles al ruido, y en los periodos de alta actividad éstos no permiten obtener buenos resultados de detección; por ello, para evitar falsos positivos, se anula el cálculo de signos vitales en estos casos. Se realiza una clasificación a partir de los datos entregados por el acelerómetro, que permite captar las vibraciones generadas por la silla al desplazarse, usándose para ello la componente de aceleración del eje vertical, que permite captar los movimientos del plano sagital (reclinación de la silla hacia adelante y hacia atrás o anteroposterior) y del plano frontal (movimiento izquierda-derecha o lateral). El análisis se hace obteniendo la varianza de la componente,

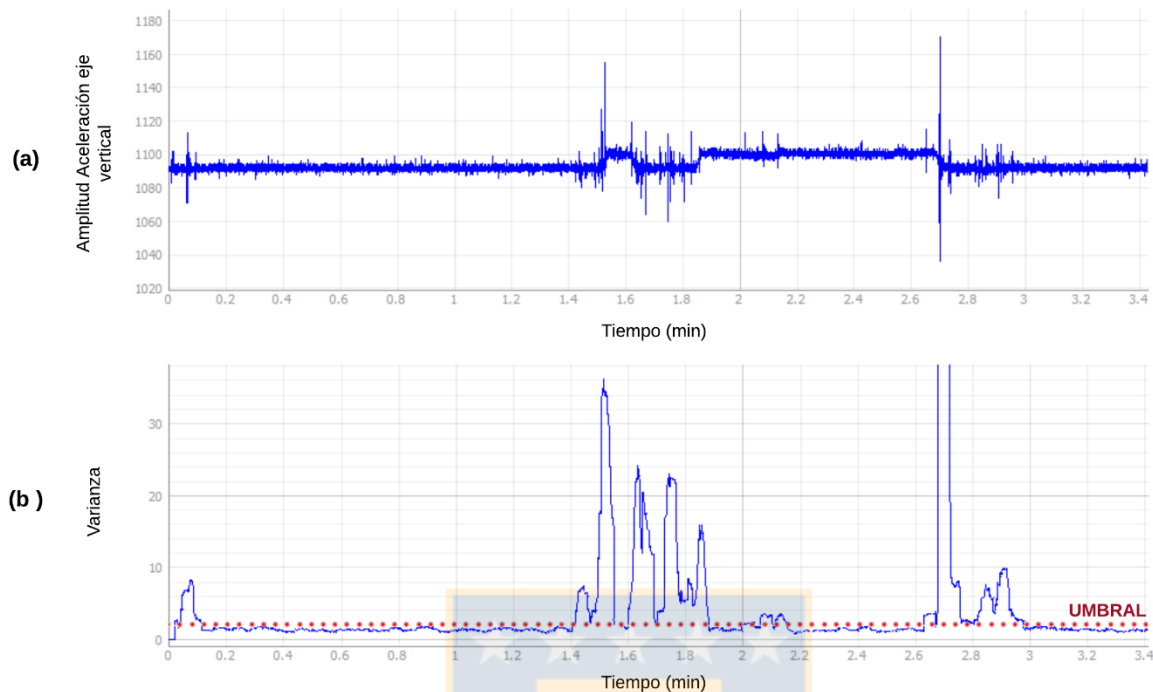


Fig. 4.5 Detección de Periodos de Alta Actividad y Baja Actividad a partir de Varianza de Componente Vertical de Aceleración.

(a) Señal adquirida del componente vertical de aceleración del acelerómetro; (b) Varianza de la señal, por sobre el umbral se tiene alta actividad y debajo de éste, baja actividad.

ya que ésta aumenta con las vibraciones, lo que se hace con una ventana de 2,5 [s], definiéndose un umbral de forma empírica ($\text{varianza}=2,0$) para determinar cuando la silla está en movimiento. Una vez que se traspasa este valor, se espera que se mantenga la condición por un segundo para cambiar de estado a alta o baja actividad.

4.6 Detección de Apneas y Estimación de Frecuencia Respiratoria

Para la detección tanto de FR como de apneas a partir de los sensores FSR, se comienza por realizar un periodo de calibración, donde se selecciona el sensor del respaldo de la silla de ruedas que mejor capte la señal respiratoria, si es posible. Esta fase debe ser realizada, pues a medida que la persona cambia de posiciones durante el día, el sensor FSR que mejor capta la señal puede cambiar. Para ello durante 20 [s] se calcula la varianza en ventanas de 10 [s], desplazadas 0,5 [s], y se obtiene un promedio para cada sensor. A partir de mediciones realizadas se estimó la mayor y menor varianza que representa a una señal con los ciclos respiratorios, por lo que una vez terminada la etapa de calibración, se selecciona el sensor con la mayor varianza promedio siempre y cuando esté dentro del

rango de aceptación, en caso de que no cumpla con ello, la detección no se realiza. Asimismo, se cancela el cálculo de parámetros cuando la persona no está apoyada en el respaldo o se encuentra en un periodo de alta actividad; cuando se dejan de cumplir estas condiciones, se retorna al periodo de calibración para volver a seleccionar el sensor más adecuado.

La detección de apneas se hace a partir de la varianza, pues en este caso se consideró que si ésta se reduce a un 1,96% del nivel que se tenía en la respiración normal, basado en el planteamiento de [32], es indicador de que disminuyó o cesó el flujo respiratorio. Para ser considerada como apnea, el cese del flujo debe durar mínimo 10 [s], por esto se usa una ventana de este largo.

Para la FR se evalúa la señal en ventanas de 10 [s], a las que se calcula la media para determinar los cruces que tiene la onda por ésta. Por cada ciclo respiratorio se tendrán dos cruces, uno en la inspiración y otro en la espiración, por lo que la cantidad de cruces se divide por dos y se estima la FR por minuto.

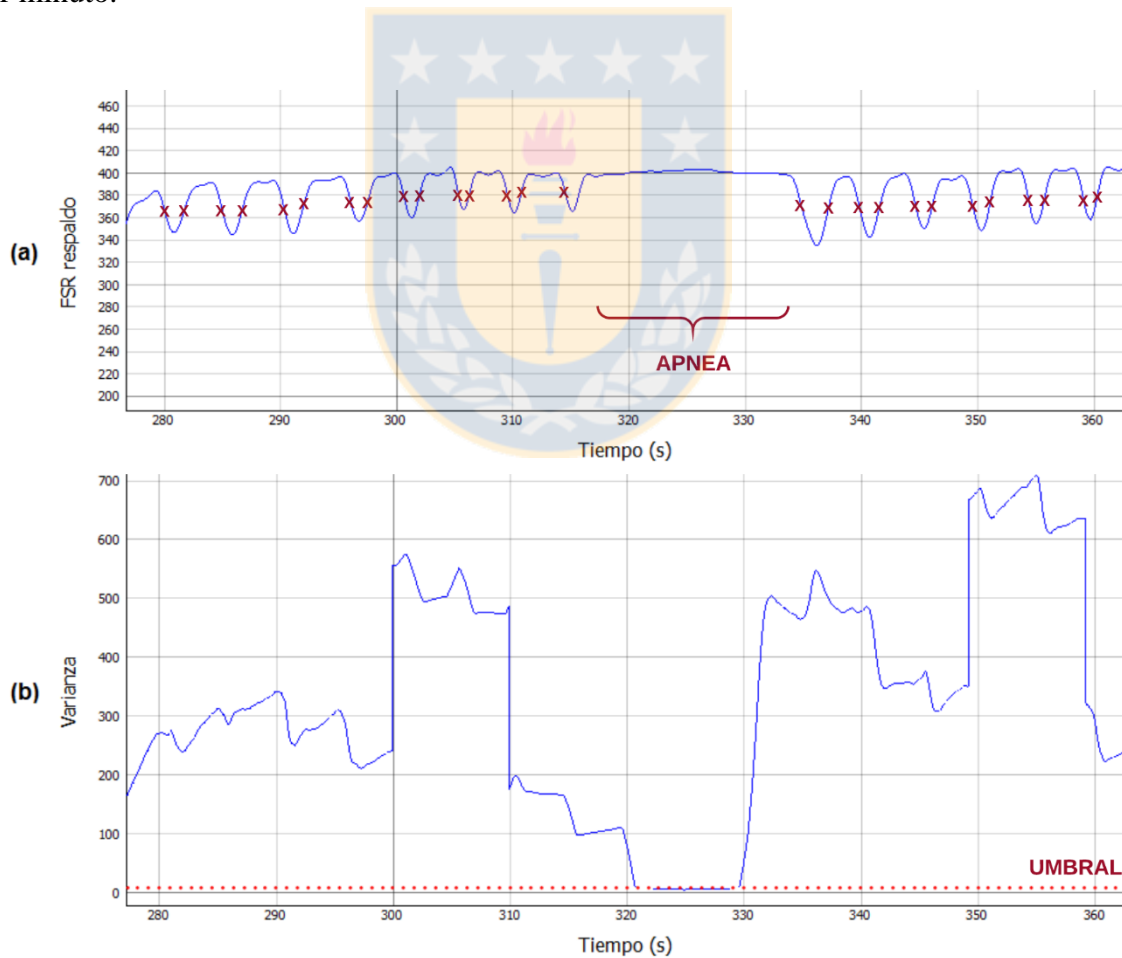


Fig. 4.6 Detección de FR y Apnea mediante Cálculo de Varianza de Señal de Sensor FSR.

(a) Señal FSR respaldo, las X representan los cruces por la media, cada ciclo respiratorio cruza 2 veces; (b) Varianza de la señal en ventana de 10 s, bajo el umbral se detecta apnea.

El funcionamiento de esta parte del algoritmo se explica a través de la Fig. 4.6 donde se muestra un ejemplo para la señal FSR seleccionada, y un esquema de cómo se lleva a cabo el código en la Fig. 4.7.

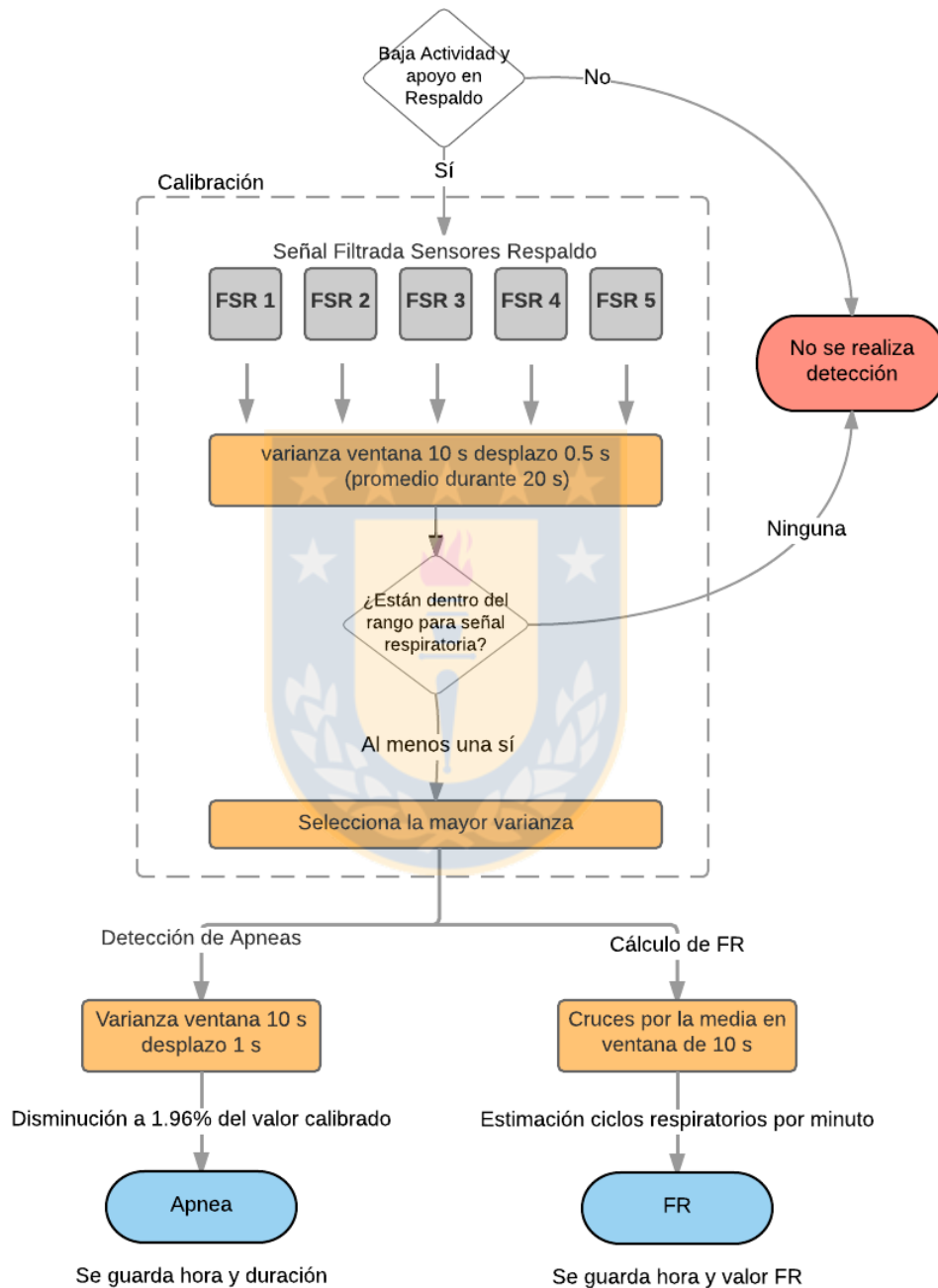


Fig. 4.7 Diagrama de Proceso de Detección de Apneas y FR, que se inicia con una calibración para seleccionar el sensor utilizado.

4.7 Estimación de Frecuencia Cardíaca

Una de las formas de evaluar el estado del paciente es a través de los signos vitales, dentro del cual se encuentra la frecuencia cardíaca, que otorga información de posibles problemas en caso de estar fuera de los rangos normales. En este caso se utiliza la señal proporcionada por los sensores EMFi, para la cual se adecuó el algoritmo usado y validado en [19] que realiza offline la extracción de la onda de BCG y la respiratoria a través de la transformada de Wavelet, que separa la onda en componentes y luego reconstruye las frecuencias que corresponden a cada una de las señales a trabajar. Este proceso no es recomendado para su uso en el caso de tiempo real porque es más lento.

En este trabajo se diseñó un filtro pasabanda de 0,9 [Hz] a 15 [Hz], IIR de tipo Butterworth y orden 2, que se aplica a la señal del sensor EMFi del asiento para obtener el BCG a medida que los datos son adquiridos.

El siguiente paso corresponde a aplicar la transformada del largo, es decir, se calcula la distancia euclidiana entre cada uno de los puntos continuos de la señal y se suman las distancias dentro de una ventana de 30 muestras que recorre la onda con un desplazamiento de una muestra. Esto, en tiempo, corresponde a 300 [ms] que se utilizan para asegurar no sumar dos peaks de latidos distintos, ya que se considera un periodo refractario entre un latido y otro de 150 [ms]. Esta transformada se utiliza dado que el complejo IJK que corresponde al momento de mayor fuerza transmitido por el corazón hacia la sangre, se marca como la onda de mayor energía dentro del BCG, teniendo un ascenso rápido seguido de un descenso, representando el segmento con mayor largo dentro de la onda. Una vez teniendo salidas en la transformada del largo, se comienza a aplicar un suavizado a los datos, con una ventana de largo 30 muestras y desplazamiento de una, que va promediando todos los valores de ésta.

A la transformada del largo suavizada se realiza la detección de peaks, esto se hace a través de un vector de 31 índices que recorre la señal muestra a muestra. En éste se va evaluando si el valor central es un máximo, entonces es marcado como peak.

Se utiliza una ventana de 10 [s] para contabilizar la cantidad de latidos detectados dentro de ella, y así estimar la FC por minuto. Esto se realiza sin solape de tiempo para ahorrar costos computacionales, y se va guardando un registro con la FC calculada durante toda la medición. En el caso de identificar una taquicardia (FC mayor a 100 latidos por minuto) o una bradicardia (FC menor a 60 latidos por minuto), se envía una notificación por correo electrónico al cuidador. Todo el procesamiento es detenido si el sistema se encuentra en modo de alta actividad, pues el ruido generado por el movimiento no permite hacer un cálculo certero de la FC. Además, se adiciona la identificación de segmentos en que la señal adquirida se encuentra saturada, es decir, debido a ruido por movimientos

bruscos o mala conexión de los sensores, los valores digitales llegan a ser iguales a 2^n con $n=11$, la resolución del convertidor análogo digital utilizado, para descartar el análisis una vez encontrado un valor saturado, por los 5 segundos siguientes. En la Fig. 4.8 se muestra un resumen del procesamiento realizado a la señal proveniente del EMFi para calcular la FC.

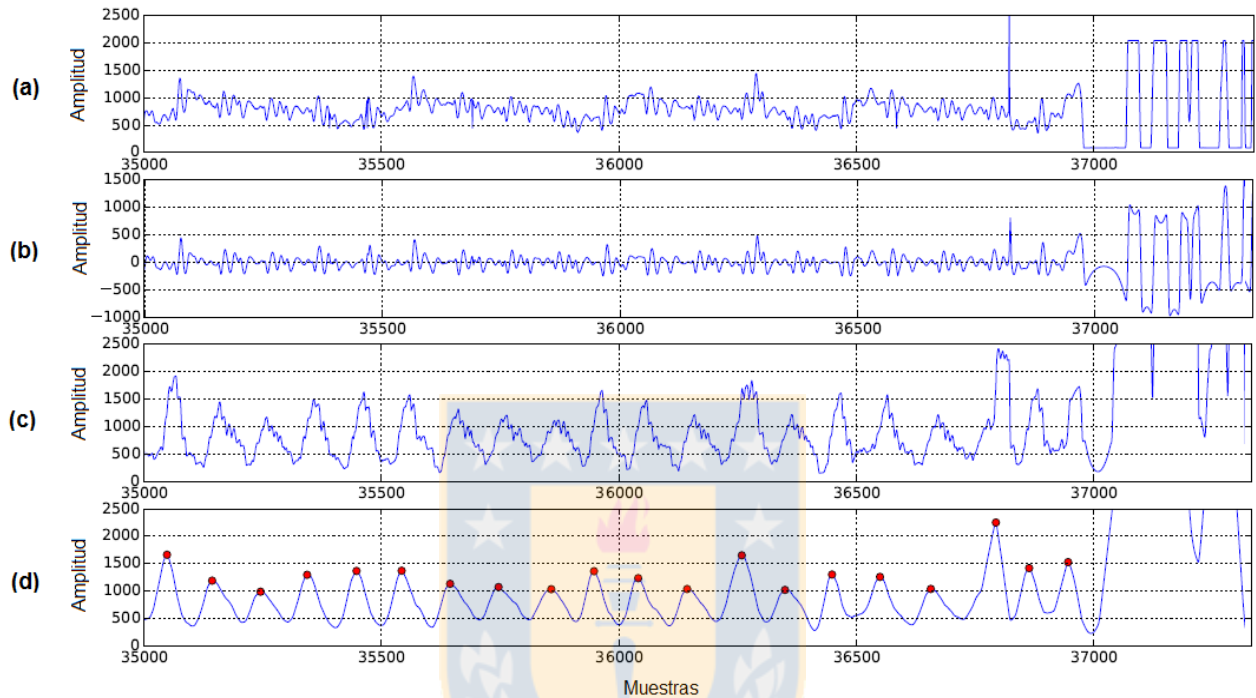


Fig. 4.8 Procesamiento a señal proveniente del sensor EMFi para detección de FC.

- (a) Señal EMFi del asiento; (b) BCG a partir de señal EMFi asiento filtrada; (c) Transformada del largo (d) Transformada del largo suavizada y detección de peaks.

Capítulo 5. Pruebas y Resultados

Se realizaron pruebas en laboratorio con sujetos de prueba sanos, para comprobar la correcta generación de alertas en los tiempos establecidos. Para llevar un registro se configuró en el programa que cada vez que se genera una alarma audible, se archiva el tipo de alerta, fecha y hora para luego contrastarlo con las señales medidas. Además, se guardó la hora y duración de eventos de apnea, de cálculo de FC y FR, horas de cambio entre alta y baja actividad para analizar los resultados.

Por otro lado, se estudió el desempeño del R_{P12} mientras se ejecutaba el programa de procesamiento de datos, para lo cual se midió el consumo eléctrico y utilización de CPU del sistema.

5.1 Alerta por falta de Alivios de Presión

Un evento de PRT es considerado como tal cuando la silla permanece inclinada 5° o más durante mínimo 5 minutos. Tras pasar una hora sin realizar alivio de presión, se genera la alerta audible “please, tilt the chair”, y al no tener respuesta por parte del usuario, se repite cada 15 minutos, lo que se acompaña con el envío de un correo electrónico. Para las pruebas de laboratorio se consideró un tiempo de inclinación de 30 segundos para ser considerada como PRT, un periodo de espera de 3 minutos para recomendar al paciente inclinar la silla, y 40 segundos para repetir la alerta en caso de que no lo haga.

En la Fig. 5.1 (a) se muestra la reproducción de alertas por no realizar PRT, representado con rombos, donde la primera recomendación se genera efectivamente 3 minutos después de encendido el sistema. Al no haber inclinación de la silla, le sigue una nueva recomendación 40 segundos después, que se vuelve a repetir dos veces más dado que la primera inclinación no cumple con el tiempo requerido para ser considerado PRT. Luego de realizada la segunda inclinación, que sí se mantiene por más de 30 segundos, el sistema espera 3 minutos para generar la alerta nuevamente. Se comprobó que además de la recomendación por audio, fue recibido el correo electrónico indicando el tiempo en minutos que lleva el sujeto sin realizar PRT.

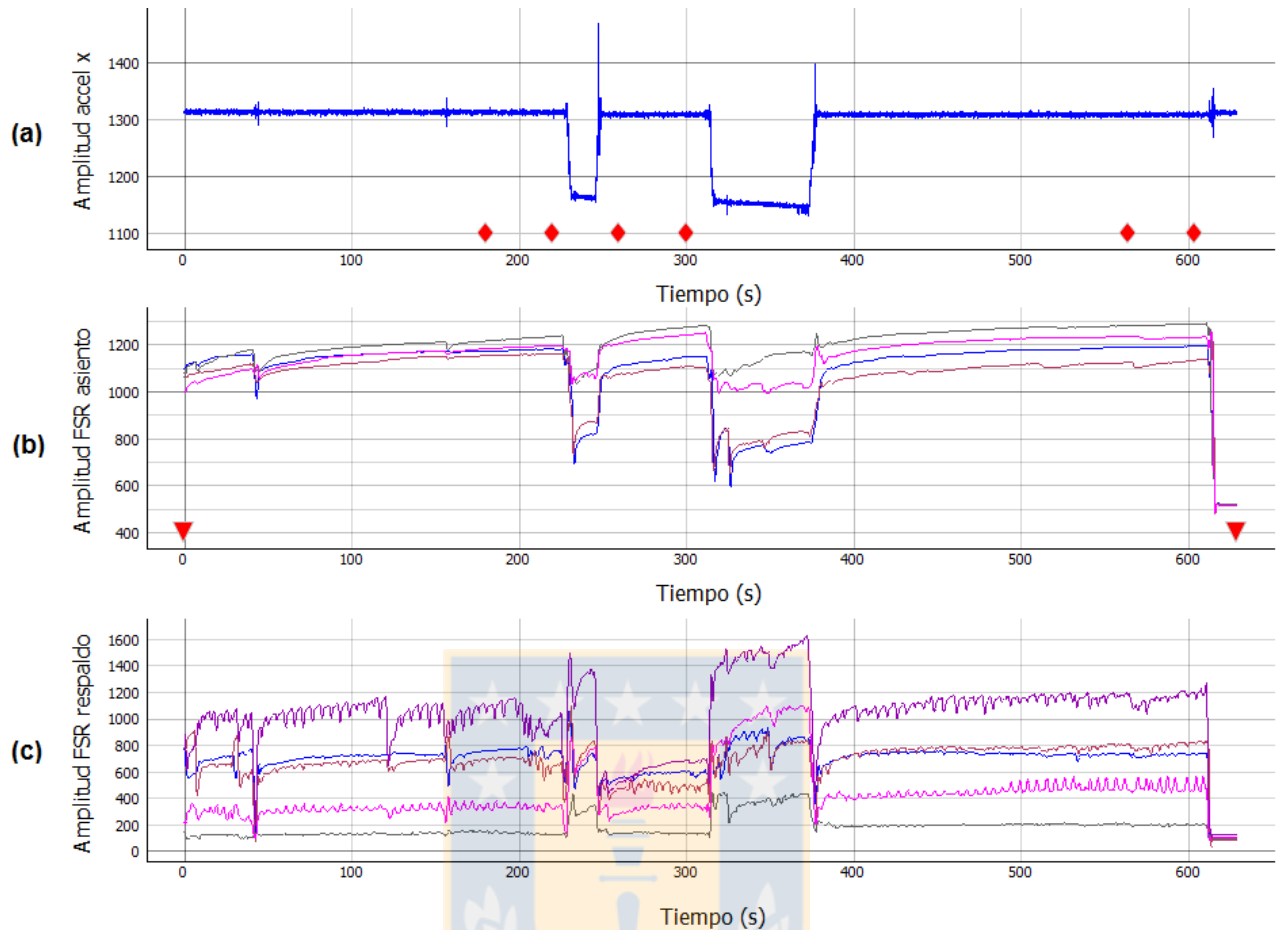


Fig. 5.1 Generación de Alertas por no realizar PRT.

- (a) Señal de inclinación de la silla, los rombos indican el momento en que se reproduce la recomendación “Please, tilt the chair”; (b) Amplitud de sensores FSR asiento, se observa el alivio producido durante las inclinaciones. Los triángulos indican la reproducción de la información “The system is on”, y “The system is off”, respectivamente; (c) Amplitud de sensores FSR respaldo, se observa el traspaso de carga a estos sensores durante las inclinaciones.

5.2 Alerta por Alto Índice de Calor

Se hicieron mediciones mientras se registraba la T_{AMB} y HR en condiciones de laboratorio, donde para las pruebas se utilizaron tiempos de alarma más cortos que los ocupados para el prototipo final. Al encontrarse el sujeto por 30 segundos en el rango 2 de riesgo por IC, o 20 segundos en el rango 3, la alerta “please, go to a cooler place” es reproducida. Si permanece por 10 segundos en el rango 4 se advierte con “you must go to a cooler place”. Finalmente, el nivel de mayor peligro se alerta con “You must go to a cooler place, immediately” tras esperar 5 segundos. En la Fig. 5.2 se muestra la medición de T_{AMB} y HR junto al IC calculado en el programa, se observa que aproximadamente luego del segundo 300 aumenta el IC pasando del rango 1 al rango 3 de riesgo, por lo que se reproduce la alerta representada por rombos en la imagen.

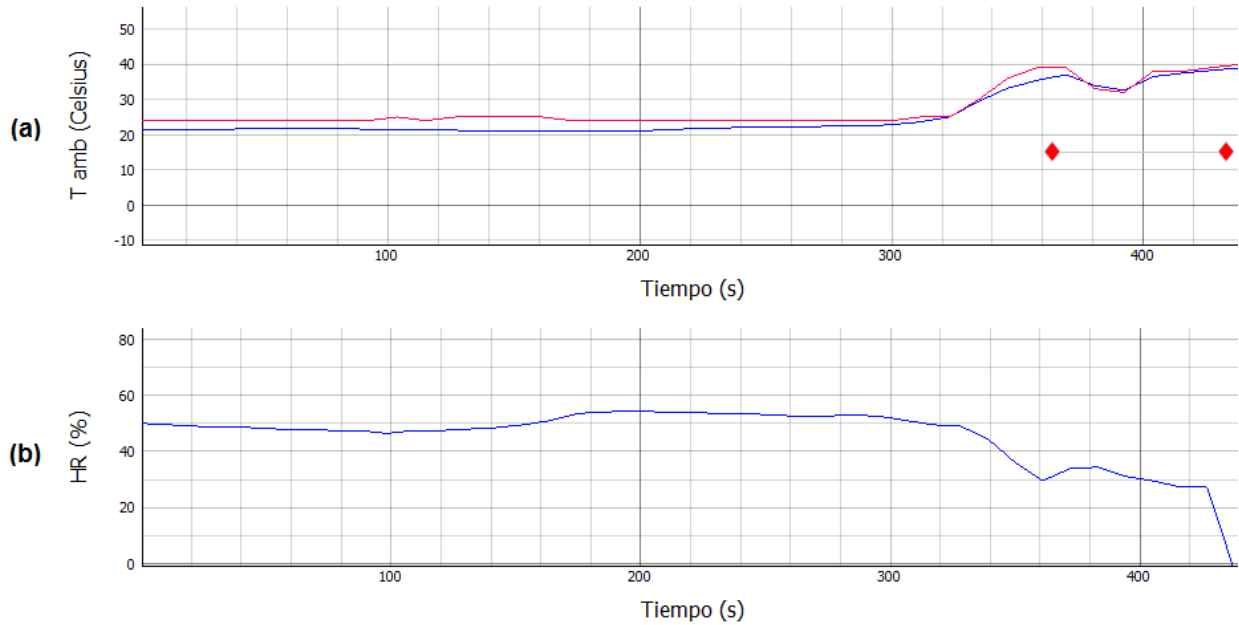


Fig. 5.2 Alertas por alto Índice de Calor.

(a) T_{AMB} medida e IC calculado, los rombos indican el momento en que se reproduce la alerta por permanecer en el rango 3 de IC; (b) Humedad relativa medida.

5.3 Nivel de Actividad

El nivel de actividad indica principalmente los momentos en que la silla se está desplazando, o se realizan movimientos bruscos haciendo que se puedan captar las vibraciones por el acelerómetro. Durante las mediciones se pidió al sujeto de pruebas que se desplazara en la silla durante periodos de tiempo variable intercalado con periodos de reposo. Se ve en la Fig. 5.3 las marcas donde el programa detectó el inicio de actividad e inicio de reposo, junto a las señales del sensor EMFi del asiento y los FSR respaldo donde se observa el alto nivel de ruido en los periodos en que la silla está desplazándose. Se observa un desfase de las marcas con respecto al aumento de la varianza, dado por el uso de ventanas de tiempo para los cálculos.

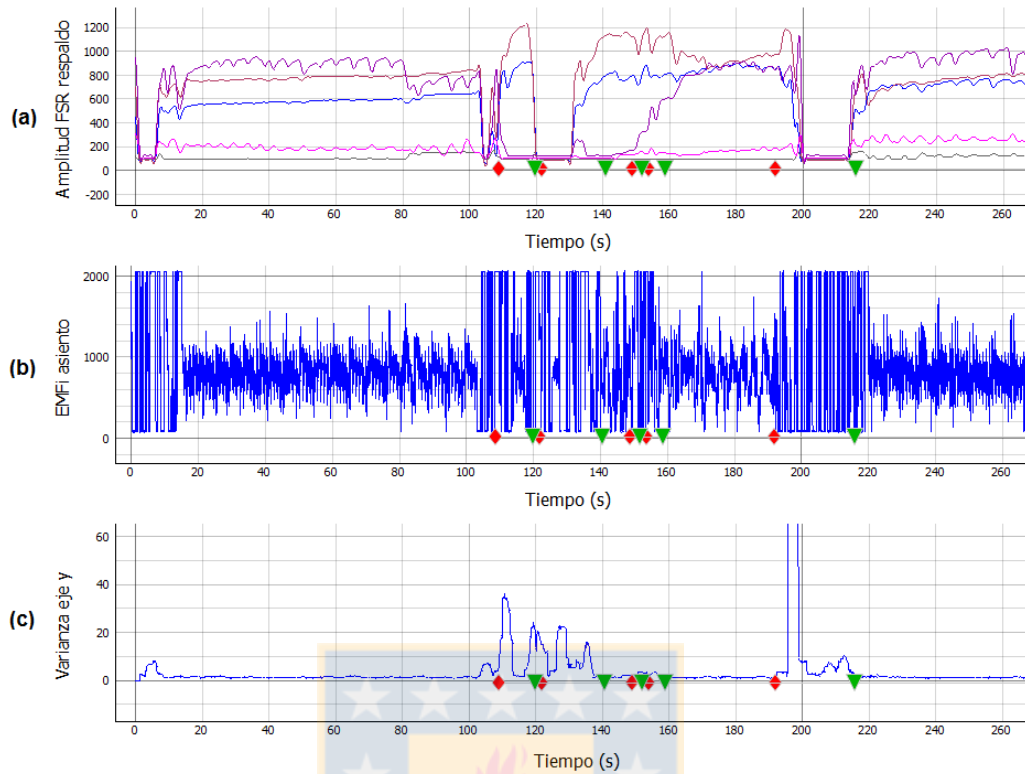


Fig. 5.3 Detección de Alta y Baja Actividad.

(a) Sensores FSR respaldo; (b) Señal EMFi asiento; (c) Varianza eje acelerómetro, los rombos marcan el inicio de alta actividad, y los triángulos el retorno a baja actividad detectado.

5.4 Detección de Apneas

Para probar la detección de apneas se realizó una medición de 41 minutos donde el sujeto de pruebas deja de respirar durante 10 segundos o más, simulando una apnea, lo cual repitió 10 veces, pero intercalándolo con periodos de movimiento y/o dejando de apoyar la espalda en el respaldo, para comprobar que se realizaba la recalibración del sensor seleccionado para la detección de apneas. Una parte del registro se muestra en la Fig. 5.4, en esta se ven los sensores FSR del respaldo, ordenados desde el 1 al 5, de abajo hacia arriba, respectivamente. En primer lugar, es seleccionado el sensor 4 (Fig. 5.4 (b)), detectándose 3 apneas (representadas por rombos); luego la persona deja de apoyarse en el respaldo y al volver a hacerlo, se selecciona el sensor 2, detectando de forma correcta las dos apneas siguientes. A esto le sigue un periodo de movimiento brusco, que al finalizar vuelve a buscar el sensor más adecuado, volviendo al FSR 4, marcando el evento de apnea. Por último el programa selecciona el sensor 5 para continuar el análisis. De la totalidad del registro, se simularon 10 apneas de las cuales 9 fueron detectadas correctamente, y se generaron 4 falsos positivos, estos últimos concentrados en un tiempo de 40 [s].

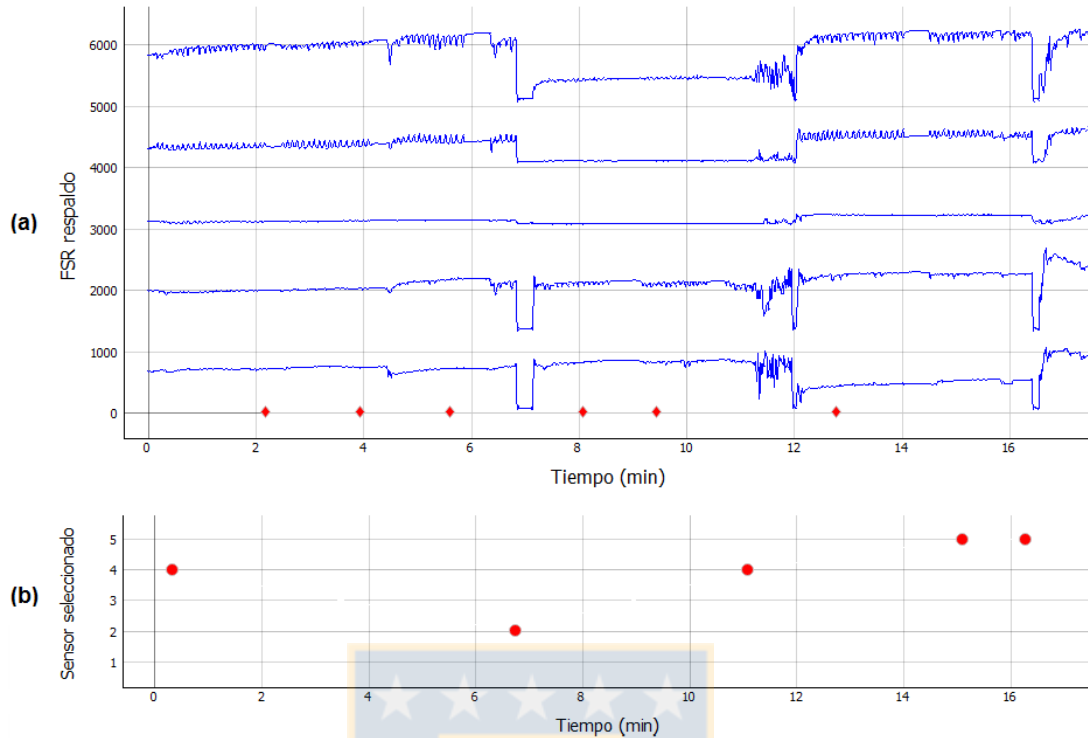


Fig. 5.4 Selección de Sensor FSR para Análisis de Señal Respiratoria, después de Movimiento o Apoyo en Respaldo.

(a) Sensores FSR respaldo, los rombos indican los registros de apnea detectada; (b) Momento en que se selecciona un nuevo sensor FSR (numerados del 1 al 5), por captar mejor la señal respiratoria;

5.5 Frecuencia Cardíaca y Respiratoria

Se registraron los signos vitales (FC y FR) calculados cuando el análisis no era detenido por encontrarse en un periodo de alta actividad, señal EMFi saturada, o no estar apoyada la persona en el respaldo. La estimación tanto de FC como de FR por minuto se hizo a partir de una ventana de 10 s. En la Fig. 5.5 se muestra la FC calculada en un registro de 40 minutos, donde se generaron movimientos en la silla, por lo que los datos no son calculados a una misma tasa durante toda la medición. En este registro el promedio de latidos por minuto fue de 82,79 con una desviación estándar de 5,19. Todos los puntos se encuentran dentro del rango considerado como normal, pero presentan una alta variabilidad. En el caso de la FR, se muestran los resultados para la misma medición anterior, en la Fig. 5.6 donde el promedio fue de 12,16 respiraciones por minuto, con una desviación estándar de 5,40. En este último caso se observan algunos valores que no concuerdan con la realidad del sujeto, debido al ruido en partes de la señal. Para este registro, la FC se calculó un 41,25% del tiempo total, y la FR un 61.25% aproximadamente.

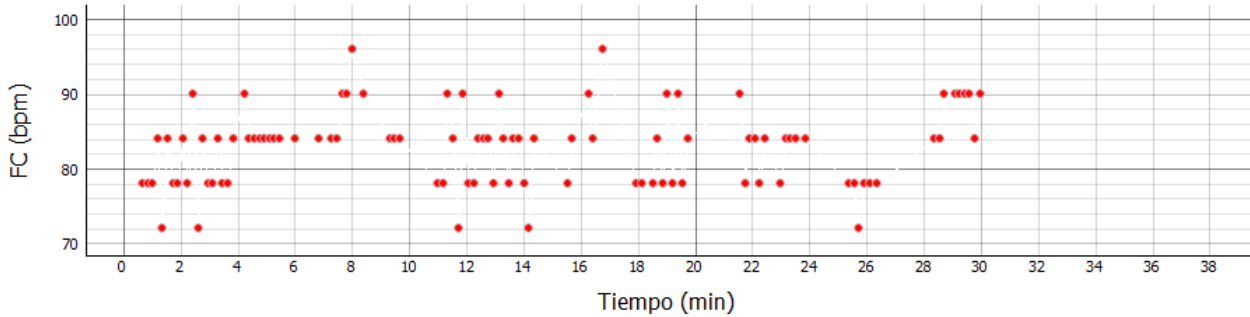


Fig. 5.5 FC calculada durante 40 minutos.

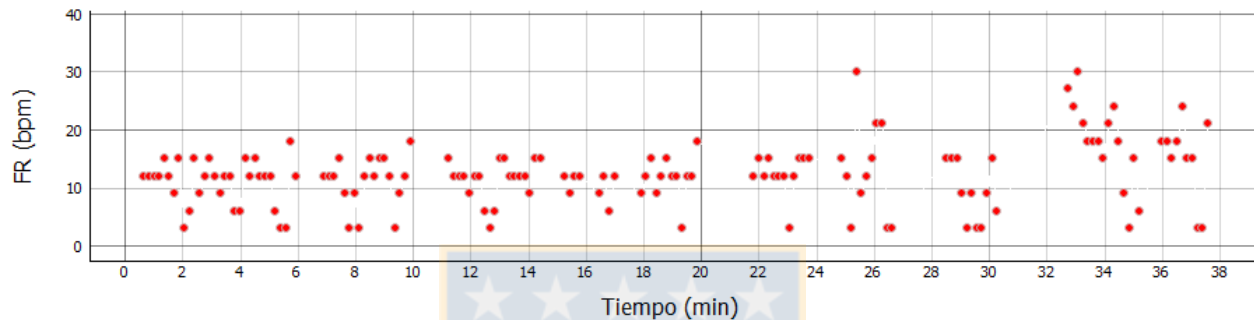


Fig. 5.6 FR calculada durante 40 minutos.

5.6 Medidas de Desempeño

Para analizar el comportamiento del RPI2 ante los requerimientos del sistema, se hicieron pruebas de consumo eléctrico y uso de CPU del ordenador mientras se estaba ejecutando el programa de procesamiento de datos y generación de alarmas.

5.6.1 Consumo Eléctrico

Con un Amperímetro de Pinza se midió la corriente consumida en el tiempo por el Raspberry Pi B 2 cuando sólo se encendía la placa, generando un consumo de corriente promedio de 0,245 A. Al conectar los periféricos utilizados (Módulo Wi-Fi, Altavoz) y ejecutar el programa de procesamiento, se tiene una media de 0,374 A. Para el sistema completo mientras se encuentra en funcionamiento, se midió un promedio de 0,624 A de consumo. En la Fig. 5.7 se muestra la gráfica con las mediciones.

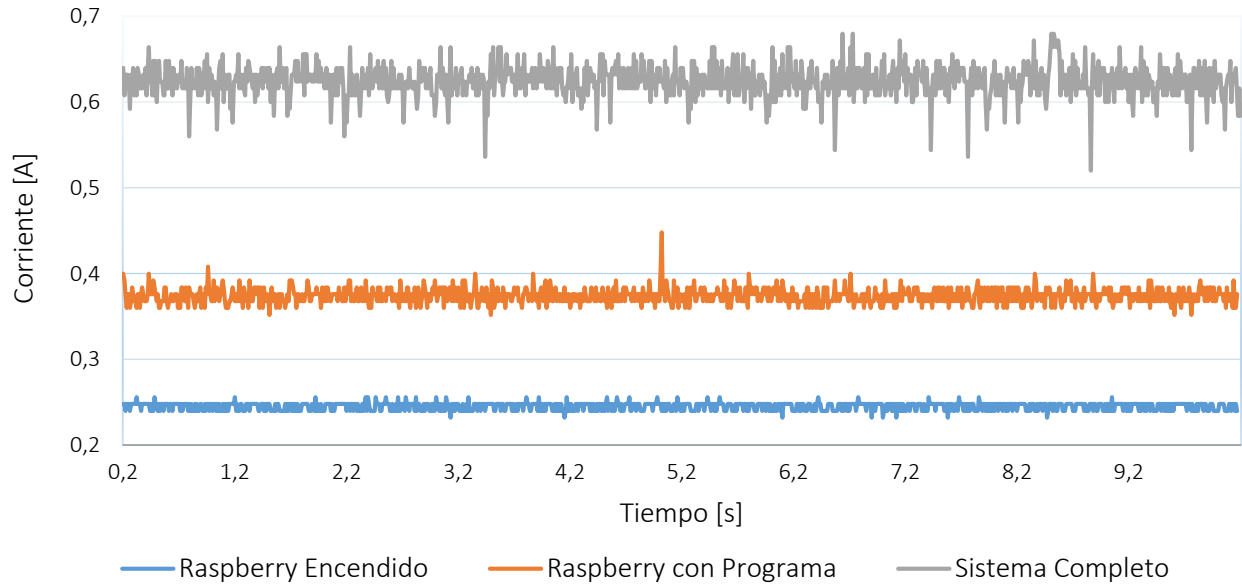


Fig. 5.7 Consumo Eléctrico del Sistema Implementado, se compara el R_{PI2} cuando está encendido y cuando se ejecuta el programa, además el consumo del sistema completo funcionando.

5.6.2 Uso del Procesador

El rendimiento del procesador está relacionado con el consumo eléctrico, repercutiendo en la autonomía del dispositivo y los tiempos para ejecutar procesos. Éste se midió a través del comando “top” de Linux que muestreó el porcentaje utilizado de la CPU a una tasa de 0.01 [s], datos que fueron registrados mientras se ejecutaba el código en Python. En promedio, el porcentaje de CPU del sistema utilizado durante 60 segundos fue de 8,05%. Específicamente el programa Python ocupó en promedio el 7,02% de la CPU y un peak máximo de 40,88%, considerando que el 100% corresponde a la capacidad de los 4 núcleos existentes en este modelo de R_{PI2}.

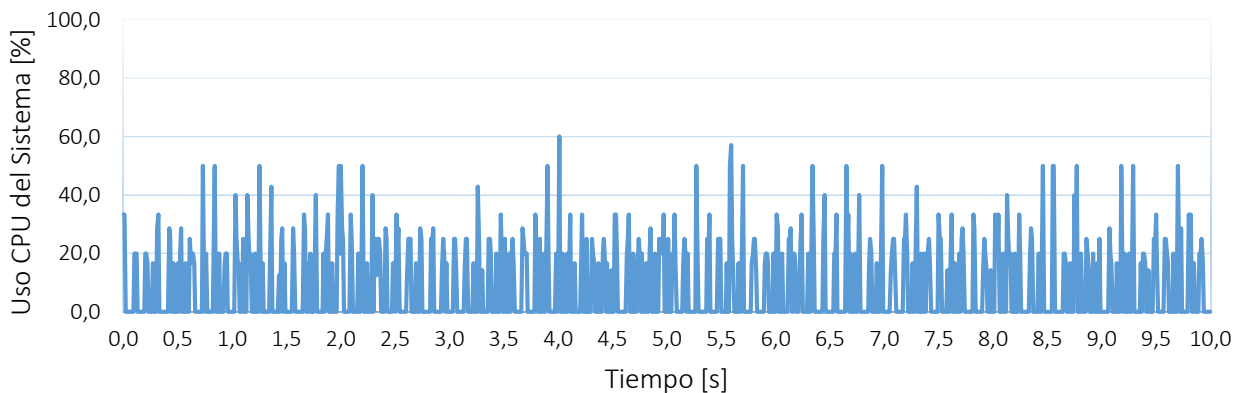


Fig. 5.8 Uso de CPU del R_{PI2} durante la ejecución del programa de procesamiento y generación de alarmas.

Capítulo 6. Conclusiones y Trabajo Futuro

6.1. Conclusiones

El programa se ejecutó en el R_{PI2} a través de comandos enviados por conexión remota según el protocolo SSH, que hicieron correr el código programado en lenguaje Python para recibir las señales entrantes por el puerto serial. Para el prototipo final es posible hacer que el programa se ejecute automáticamente al encender el R_{PI2} a través de la creación de un script en Linux.

En primer lugar, la detección de la persona en la silla para comenzar el análisis de datos, tuvo una eficacia de 100%, ya que en todas las mediciones realizadas, pasados entre 10 y 15 [s] en que el sujeto de pruebas se sentaba en la silla, se reproducía la grabación indicando que el sistema estaba encendido, y comenzaba el periodo de calibración luego de 10 [s] más, también informado mediante audio para indicar su inicio y término. Del mismo modo, al salir la persona de la silla, el sistema pasaba a modo apagado luego de 10-15 [s] en el 100% de los casos.

Las indicaciones sobre realizar inclinaciones de la silla para aliviar presión también funcionaron adecuadamente en las pruebas de laboratorio, ya que se cronometraron los tiempos de las alertas y se ajustaban a lo programado, así como a la detección entre una inclinación de menos de 5 minutos y un PRT.

Al utilizar directamente los datos analógicos del acelerómetro, reemplazando la fase de cálculo de ángulos se redujo la cantidad de cómputos del programa disminuyendo los tiempos de ejecución. Sin embargo, no se puede asegurar que el grado de inclinación utilizado como umbral es exactamente igual en cada caso, pero las variaciones no son considerables. Por otro lado, al realizarse la reclinación, el alivio de los sensores FSR del asiento se producía en todos los casos, por lo que se omitió la constante revisión de éstos sin afectar la performance de detección.

Como los valores del acelerómetro se promedian en una ventana de 10 segundos para suavizar la señal, tomará este tiempo en identificarse por completo una variación del ángulo, pero considerando que en ambientes reales la espera para recomendar un PRT es de mínimo una hora, y la inclinación debe permanecer por 5 minutos, este desfase de 10 [s] no es importante.

Las alertas por alto índice de calor se generaron correctamente en laboratorio, donde se modificó la temperatura de forma artificial para comprobar la reproducción de las recomendaciones.

El cálculo de nivel de actividad pudo detectar desplazamientos de la silla, pero no se logra captar todos los movimientos que realiza el sujeto, sólo los más bruscos, lo que afecta en la medición

de signos vitales ya que vibraciones pequeñas igualmente agregan ruido a las señales. Además, se produce un desfase de mínimo 2,5 [s] entre el inicio de la alta actividad y su detección, por lo que en estos periodos se generan errores de cálculo de los signos vitales.

El hecho de seleccionar un nuevo sensor FSR para el estudio de la señal respiratoria (detección de apneas y cálculo de FR) cada vez que se finaliza un período de alta actividad, y luego de que la persona deja de apoyarse en el respaldo y retorna a éste, mejoró bastante la performance en comparación a cuando se elegía el sensor sólo en una etapa inicial. Sin embargo, aún existe una alta cantidad de falsos positivos debido a movimientos que hacen aumentar la varianza de la señal cambiando los niveles calibrados.

La estimación de FC y FR se realiza de forma adecuada cuando el sujeto se encuentra en total reposo, ya que en caso contrario el ruido afecta las señales no pudiéndose medir estos signos o entregando una alta variabilidad. Se debe mejorar el desfase de tiempo existente dado que actualmente debido a los cálculos existe un periodo de al menos 10 [s] de retraso en la detección de ritmos anormales. Además, es posible mejorar la resolución de cálculo de FC y FR, que para las pruebas se realizó cada 10 [s], disminuyendo el desplazamiento de muestras que actualmente se utiliza en la ventana móvil que recorre la señal.

El sistema completo generó un consumo de 14,4 [W] de potencia eléctrica, que en comparación con el utilizado en [8] es 56,37 % menor. El dispositivo pudo funcionar de buena forma en un SBC, lo que hizo mejorar sus características en cuanto a potencia eléctrica consumida, portabilidad, y costo.

El sistema implementado logra efectuar recomendaciones en tiempo real al usuario de silla de ruedas eléctrica sobre cuidados que son considerados en la bibliografía por su importancia en estos pacientes, como la realización de alivios de presión mediante la inclinación de la silla, o la salida de ambientes con alta temperatura y humedad. El sistema es posible de integrar a una silla de ruedas y funcionar de forma autónoma, entregando las alertas de forma automática, sin necesidad de adicionar otros equipos para su funcionamiento.

6.2. Trabajo Futuro

Uno de los aspectos importantes a considerar para implementar este prototipo, es el estudio de la reacción de los usuarios ante las recomendaciones, ya que si bien estas pueden ser generadas en los tiempos establecidos, podrían llegar a ser molestas para algunas personas y por esto debe conocerse su opinión al respecto y observar si efectivamente tienen un impacto en los hábitos del paciente. Por ello el sistema debe ser probado clínicamente, en un ambiente con personas que padecen condiciones

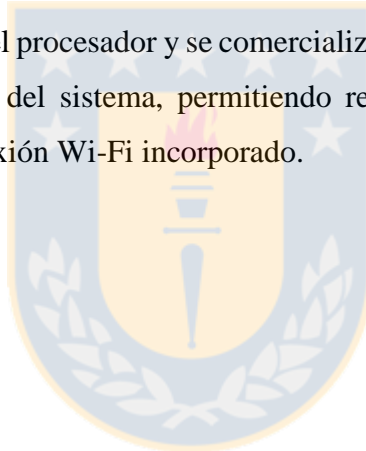
de discapacidad, para aplicar mejoras de acuerdo a las necesidades reales del usuario.

Para el caso de pacientes con discapacidad severa y deterioro de facultades cognitivas, se podría llegar a implementar un sistema de reclinación automático de la silla, pues ya que se detectan los tiempos sin realizar PRT, se podría integrar al mecanismo de inclinación existente para generar los alivios de presión cada cierto tiempo, con la finalidad de evitar la posible incomodidad dada por las alarmas audibles y para asegurarse de que se realice el alivio.

Los datos e información pueden ser enviados de forma continua a una central de monitoreo, donde se podría diseñar una interfaz de recepción para que el cuidador tenga una constante supervisión del estado del paciente.

Los algoritmos de procesamiento pueden ser modificados para tener una mejor performance, y así mejorar principalmente la precisión de los cálculos de signos vitales.

Actualmente se encuentra en el mercado la nueva versión del SBC Raspberry Pi en su versión 3, que mejora las características del procesador y se comercializa al mismo precio, por lo que se podría mejorar aún más el rendimiento del sistema, permitiendo realizar cálculos de mayor resolución. Además posee el módulo de conexión Wi-Fi incorporado.



Bibliografía

- [1] World Health Organization. World report on disability. Geneva; 2011. p. 29.
- [2] World Health Organization. Guidelines on the provision of manual wheelchairs in less resourced settings; 2008. p. 21.
- [3] Dicianno BE, Arva J, Lieberman JM, Schmeler MR, Souza A, Phillips K, et al. RESNA position on the application of tilt, recline, and elevating legrests for wheelchairs. *Assist. Technol. Off. J. RESNA.* 2009;21:13–22.
- [4] National Spinal Cord Injury Statistical Center, “Annual report for the Spinal Cord Injury Model Systems (public version)”, Birmingham: University of Alabama; 2006
- [5] Fu, Jicheng, Yih-Kuen Jan, and Maria Jones. "Development of intelligent model to determine favorable wheelchair tilt and recline angles for people with spinal cord injury." *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE.* IEEE, 2011.
- [6] Mutluay, F. K., Gürses, H. N., & Saip, S. Effects of multiple sclerosis on respiratory functions. *Clinical rehabilitation*; 2005. 19(4), 426-432.
- [7] MARINO, Frank E. Heat reactions in multiple sclerosis: An overlooked paradigm in the study of comparative fatigue. *International Journal of Hyperthermia*, 2009, vol. 25, no 1, p. 34-40.
- [8] Diego E. Arias, “Monitoring Technology for Wheelchair Users with Severe Mobility Impairment”, Tesis, Ingeniero Civil Biomédico, Enero 2014, Departamento de Ingeniería Eléctrica, Facultad de Ingeniería, Universidad de Concepción.
- [9] Institute for Healthcare Improvement. How-to Guide: Prevent Pressure Ulcers [Internet]. Cambridge, MA; 2011. Disponible en: www.ihi.org
- [10] University of Washington, Rehabilitation Medicine. Northwest Regional Spinal Cord Injury System: Pressure Mapping Assesment for Wheelchair Users [Internet]; 2004. Disponible en: sci.washington.edu
- [11] Russo, J. L.; Cezeaux, J. L. Design of a wheelchair pressure monitoring system. En *Bioengineering Conference, Proceedings of the 2010 IEEE 36th Annual Northeast.* IEEE, 2010.

- [12] Kozniewski, B. S.; Cezeaux, J. L. Wheelchair pressure monitoring alert system for the reduction of the occurrence of pressure sores. En Bioengineering Conference (NEBEC), 2011 IEEE 37th Annual Northeast. IEEE, 2011.
- [13] Sazonov, Edward, et al. Development of wheelchair cushion pressure monitoring system. En Medical Measurements and Applications (MeMeA), 2014 IEEE International Symposium on. IEEE, 2014.
- [14] Rush, Raphael P. Sensation augmentation to relieve pressure sore formation in wheelchair users. En Proceedings of the 11th international ACM SIGACCESS conference on Computers and accessibility. ACM, 2009. p. 275-276.
- [15] Sonenblum, Sharon Eve; SPRIGLE, Stephen; MAURER, Christine L. Use of power tilt systems in everyday life. Disability and Rehabilitation: Assistive Technology, 2009, vol. 4, no 1, p. 24-30.
- [16] Sonenblum, Sharon Eve; SPRIGLE, Stephen. Distinct tilting behaviours with power tilt-in-space systems. Disability and Rehabilitation: Assistive Technology, 2011, vol. 6, no 6, p. 526-535.
- [17] Postolache, O., Girão, P. S., Ijaz, H., & Freire, J. (2012, May). IEEE 1451.4 embedded smart sensors architecture for wheelchair user monitoring. In Medical Measurements and Applications Proceedings (MeMeA), 2012 IEEE International Symposium on (pp. 1-5). IEEE
- [18] Junnila, S., Akhbardeh, A., & Värri, A. (2009). An electromechanical film sensor based wireless ballistocardiographic chair: Implementation and performance. Journal of Signal Processing Systems, 57(3), 305-320.
- [19] Javier A. Chávez, "Sistema No Invasivo de Medición Ambulatoria de Variables Fisiológicas", Informe de Memoria de Título, Ingeniero Civil Biomédico, Marzo 2015, Departamento de Ingeniería Eléctrica, Facultad de Ingeniería, Universidad de Concepción.
- [20] Johnson, Russell. Warm, sultry weather and multiple sclerosis. Weather, 2002, vol. 57, no 10, p. 395-396.
- [21] JOHNSON, Russell. The influence of dew-point temperature on multiple sclerosis symptoms. Weather, 2005, vol. 60, no 6, p. 170-170.
- [22] Pancardo, Pablo, et al. Automatic monitoring for workers healthcare in tropical climates. En

- Advanced Information Networking and Applications Workshops, 2009. WAINA'09. International Conference on. IEEE, 2009. p. 793-797.
- [23] Park, Duck Gun, et al. Development of flexible self adhesive patch for professional heat stress monitoring service. En Engineering in Medicine and Biology Society, 2005. IEEE-EMBS 2005. 27th Annual International Conference of the. IEEE, 2006. p. 3789-3792.
- [24] Pino, E. J., Arias, D. E., Aqueveque, P., Melin, P., & Curtis, D. W. Wireless pilot monitoring system for extreme race conditions. In Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012. Annual International Conference of the IEEE (pp. 5014-5017). IEEE.
- [25] The PostgreSQL Global Development Group, “PostgreSQL database.” [online] Available: <http://www.postgresql.org>
- [26] E. Pino, D. Arias, P. Aqueveque, L. Vilugrón, D. Hermosilla, and D. Curtis. “Monitoring technology for wheelchair users with advanced multiple sclerosis”. In Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2013 35th Annual International Conference of the IEEE (pp. 961-964). IEEE. (2013, July).
- [27] Dannie D. Araya, “Monitoreo Fisiológico Implementado en Computador de Placa Única”, Informe de Memoria de Título, Ingeniero Civil Biomédico, Marzo 2015, Departamento de Ingeniería Eléctrica, Facultad de Ingeniería, Universidad de Concepción.
- [28] Raspberry Pi 2 Model B [Internet]. Disponible en: www.raspberrypi.org/products/raspberry-pi-2-model-b/
- [29] Sharon Warren, Kenneth G. Warren. “Multiple Sclerosis”, World Health Organization, Geneva. 2001.
- [30] Coggrave, M. J.; Rose, L. S. A specialist seating assessment clinic: changing pressure relief practice. *Spinal Cord*, 2003, vol. 41, no 12, p. 692-695.
- [31] Rothfusz, L. P., & Headquarters, N. S. R. (1990). The heat index equation (or, more than you ever wanted to know about heat index). Fort Worth, Texas: National Oceanic and Atmospheric Administration, National Weather Service, Office of Meteorology, 90-23.
- [32] Astrid I. Dörner, “Dispositivo de Monitoreo de Presiones de Contacto para Estudio de Sueño”, Informe de Memoria de Título, Ingeniero Civil Biomédico, Marzo 2012, Departamento de Ingeniería Eléctrica, Facultad de Ingeniería, Universidad de Concepción, p. 34-35.