



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

PROGRAMA DE MAESTRÍA Y DOCTORADO EN INGENIERÍA
ELÉCTRICA - SISTEMAS ELECTRÓNICOS

SISTEMA DE MONITOREO DE SIGNOS VITALES MEDIANTE EL USO
DE RADAR DOPPLER Y TERMÓMETRO INFRARROJO

TESIS

QUE PARA OPTAR POR EL GRADO DE:

MAESTRO EN INGENIERÍA

PRESENTA

RODRIGO EMMANUEL CAMPOS ARIZMENDI

TUTORA PRINCIPAL:

DRA. FATIMA MOUMTADI

Ciudad Universitaria, Cd. Mx., Marzo 2023



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

AGRADECIMIENTOS

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) por el apoyo proporcionado para hacer posible la realización de este trabajo.

A la Universidad Nacional Autónoma de México (UNAM) y a la Facultad de Ingeniería que hicieron posible que pudiera estudiar el posgrado, así como a todos los profesores que me compartieron sus conocimientos.

A la doctora Fátima Moumtadi, quién fue mi asesora y supervisó el desarrollo de este trabajo.

DEDICATORIAS

El haber llegado a este punto de mi carrera fue solo posible al enorme apoyo que siempre he recibido por parte de mi familia.

A mi padre, Javier, quién fue el que me motivó a estudiar el posgrado y a buscar oportunidades en todos los lugares posibles.

A mi madre, Virginia, quién siempre es un pilar en el que puedo apoyarme y descansar siempre que lo he necesitado.

A mi hermano, Francisco, cuya experiencia en el ámbito universitario me sirvió enormemente.

Y ami hermano Javier, que también me mostró su apoyo y me motivó a seguir adelante.

Gracias por todo lo que han hecho por mí.

Índice general

RESUMEN	6
INTRODUCCIÓN	7
1 MARCO TEÓRICO	9
1.1 Ondas Electromagnéticas	9
1.2 Radar	9
1.3 Radar Doppler	10
1.4 Medición de temperatura mediante radiación infrarroja	11
1.5 Descripción y caracterización de las señales	11
2 ANTECEDENTES	13
2.1 Métodos de detección actuales	13
2.1.1 Monitoreo de frecuencia cardíaca mediante electrodos	13
2.1.2 Pulsioximetría	13
2.1.3 Manualmente	14
2.1.4 Medición de temperatura corporal, contacto directo	14
2.1.5 Medición de temperatura corporal, termómetro infrarrojo	14
2.2 Trabajos previos	15
2.2.1 Sistemas basados en Radar Doppler	15
2.2.2 Sistemas de detección de parámetros biométricos	16
3 DISEÑO DEL SISTEMA DE MONITOREO	19
3.1 Propuesta de diseño	19
3.2 Funcionamiento	20
3.3 Configuración	20
4 PRUEBAS Y ANÁLISIS DE RESULTADOS	29
4.1 Pruebas	29
4.1.1 Pruebas de caracterización	29
4.1.2 Sujeto de prueba	30
4.1.3 Pruebas de ajuste de ganancia	31
4.1.4 Prueba comparativa inicial, oxímetro de pulso	34
4.1.5 Prueba comparativa, módulo AD8232	35
4.1.6 Prueba comparativa de medición de temperatura corporal	36
4.1.7 Prueba comparativa de medición de sistema completo	37
4.1.8 Prueba de medición en tiempo real	37
4.2 Síntesis de resultados	38
5 CONCLUSIONES Y TRABAJO A FUTURO	40

A	CÓDIGOS DE PROGRAMACIÓN	42
A.1	Código para lectura y almacenamiento de datos	43
A.2	Código de lectura y detección de valores máximos de la señal	46
A.3	Código de funcionamiento del sistema completo	48
A.4	Código de funcionamiento del sistema en tiempo real	51
B	HOJAS DE ESPECIFICACIONES	54
B.1	Módulo de Radar Doppler HB100	55
B.2	Sensor de temperatura MLX90614	62
B.3	Convertor analógico digital MCP3008	68
B.4	Raspberry Pi 4B	74

Índice de figuras

1.1	Orientación de campos electromagnéticos y vector de velocidad, onda electromagnética transversal	9
1.2	Diagrama de un ECG	12
3.1	Diagrama simple, configuración propuesta del sistema	19
3.2	Diagrama del sensor HB100[Veáse B.1]	21
3.3	Esquema del circuito de acondicionamiento del módulo de radar, operación de onda continua.	22
3.4	Circuito de acondicionamiento del módulo de radar, montaje en tableta de prototipos.	22
3.5	Circuito de acondicionamiento, conexión del módulo.	23
3.6	Circuito de acondicionamiento, divisor de voltaje.	23
3.7	Circuito de acondicionamiento, filtro paso banda no inversor.	24
3.8	Circuito de acondicionamiento, filtro paso banda inversor.	25
3.9	Diagrama de conexiones, sensor de temperatura [Veáse B.2].	26
3.10	Computador Raspberry Pi 4B, montado en chasis con sistema de refrigeración.	26
3.11	Diagrama del ADC MCP3008 [Veáse B.3].	27
3.12	Sistema prototipo, montaje para realización de pruebas.	28
4.1	Diagrama simple, colocación de sujeto para pruebas	30
4.2	Señal de salida, prueba de ajuste de ganancia, $G = 800$, $BPM = 82$	31
4.3	Señal con procesamiento digital, prueba de ajuste de ganancia, $G = 800$, $BPM = 82$	31
4.4	Señal de salida, prueba de ajuste de ganancia, $G = 5k$, $BPM = 82$	32
4.5	Señal con procesamiento digital, prueba de ajuste de ganancia, $G = 5k$, $BPM = 72$	32
4.6	Señal de salida, prueba de ajuste de ganancia, $G = 8k$, $BPM = 75$	32
4.7	Señal con procesamiento digital, prueba de ajuste de ganancia, $G = 8k$, $BPM = 75$	33
4.8	Señal de salida, prueba de ajuste de ganancia, $G = 80k$, $BPM = 72$	33
4.9	Señal con procesamiento digital, prueba de ajuste de ganancia, $G = 80k$, $BPM = 72$	33
4.10	Señal de salida, prueba de ajuste de ganancia, $G = 100k$, $BPM = 75$	34
4.11	Señal con procesamiento digital, prueba de ajuste de ganancia, $G = 100k$, $BPM = 75$	34
4.12	Detección de valores máximos de señal de frecuencia cardíaca	35
4.13	Señal de FC del sistema propuesto	35
4.14	Señal de FC del módulo AD8232	36

Índice de cuadros

1.1	Valores de frecuencia cardíaca en estado de reposo	12
1.2	Valores de temperatura corporal en estado de reposo	12
3.1	Tabla de conexiones del MCP3008 con Raspberry PI 4B	27
4.1	Prueba de caracterización, PWM = 50 %	30
4.2	Prueba de caracterización, PWM = 100 %	30
4.3	Tabla de comparativa preeliminar de medición frecuencia cardíaca, sistema contra oxímetro de pulso	35
4.4	Tabla de comparativa de medición frecuencia cardíaca, sistema contra módulo AD8232 y oxímetro	36
4.5	Prueba de medición de temperatura, sistema contra termómetro digital	36
4.6	Prueba comparativa de sistema completo, frecuencia cardíaca, sistema contra oxímetro de pulso	37
4.7	Prueba comparativa de sistema completo, temperatura corporal, sistema contra termómetro digital	37
4.8	Prueba de medición en tiempo real, frecuencia cardíaca, sistema contra oxímetro	38
4.9	Prueba de medición en tiempo real, temperatura corporal, sistema contra termómetro digital	38

RESUMEN

El propósito de este trabajo es desarrollar un sistema que tenga la capacidad de medir dos parámetros biométricos en una persona. Los parámetros seleccionados son la frecuencia cardíaca y temperatura corporal. Para medir la frecuencia cardíaca se propuso utilizar un módulo de Radar Doppler, para la temperatura corporal se utilizó un termómetro infrarrojo. Se diseñó un circuito de acondicionamiento para el sensor de radar y se implementa junto con el termómetro infrarrojo utilizando una computadora Raspberry Pi 4B, en la que se programaron códigos para registrar la información obtenida de los sensores y obtener las mediciones de los parámetros biométricos seleccionados.

Se realizaron pruebas comparativas del sistema propuesto contra sistemas de uso comercial y se determinó si los resultados validan que el sistema diseñado pueda ser utilizado para el monitoreo de una persona.

INTRODUCCIÓN

La detección y registro de los parámetros biométricos de una persona es algo constantemente usado en el ámbito de la medicina. Desde el monitoreo de un paciente de hospital, el registro de actividad física de un atleta o simplemente vigilar el estado de un bebé recién nacido, el tener la capacidad de poder observar los signos vitales es una herramienta de gran utilidad. Dependiendo la situación, no es posible que una sola persona por sí misma pueda realizar el monitoreo, ya sea por que no puede observar al sujeto a vigilar de manera directa, no tiene la capacidad para hacerlo o simplemente no puede estar en el mismo entorno que la persona durante todo el tiempo.

Para poder realizar el monitoreo de los parámetros biométricos, se han diseñado e implementado diferentes tipos de dispositivos, cuyo tamaño, precisión y número de funciones varía dependiendo del objetivo que se tenga para su aplicación, utilizando diferentes métodos para la medición de las señales biométricas.

Algunos ejemplos de estos dispositivos son los monitores de signos vitales usados en hospitales, de uso fijo, colocados en una habitación de hospital para poder realizar seguimiento de los pacientes. En otro sentido de diseño, existen también dispositivos portátiles, cómo los monitores para bebés que son utilizados por los padres para poder mantener una vigilancia constante de su infante, pudiendo ser usados en diferentes tipos de habitación.

Dada su importancia en diferentes entornos, es fácil reconocer la necesidad de diseñar e implementar nuevos sistemas de monitoreo que sean fáciles de usar, con la capacidad de ser implementados en diferentes tipos de situaciones.

Los sistemas para monitoreo de signos vitales que se usan actualmente requieren estar en contacto con la persona a monitorear. Si la persona no puede mantenerse en un estado calmado o se tiene una condición física que hace imposible el contacto físico, estos sistemas no pueden dar información adecuada o no pueden ser usados. Por ello, surge la necesidad de proponer sistemas de monitoreo de signos vitales que no requieran tener contacto con la persona. Las propuestas actuales de este tipo de sistemas en su mayoría son diseños que tienen un tamaño que dificultan su transporte e implementación, utilizando componentes especializados cuya producción es costosa.

En este trabajo se propone el diseño de un sistema de monitoreo que no necesite tener contacto físico con la persona a monitorear, que sea de fácil implementación y que además los componentes utilizados sean asequibles.

Objetivo

Diseño y construcción de un sistema móvil de monitoreo de dos parámetros biométricos de una persona, sin tener contacto físico, utilizando Radar Doppler y termómetro infrarrojo.

Alcances

Obtener el diseño e implementar el prototipo de un sistema móvil de fácil implementación, usado para realizar el monitoreo de dos parámetros biométricos: frecuencia cardíaca y temperatura corporal. Utilizando Radar Doppler y termómetro infrarrojo, en un sujeto que se encuentre en estado de reposo, sin tener contacto con este. Con componentes que sean fáciles de conseguir y utilizar.

Capítulo 1

MARCO TEÓRICO

1.1. Ondas Electromagnéticas

Definición

Las ondas electromagnéticas son ondas de campo magnético y campo eléctrico, oscilando a una frecuencia de carga, en un medio de propagación.

Si la onda se propaga en espacio libre, el campo eléctrico E se encuentra en un plano y el campo magnético B es ortogonal a E . La dirección de propagación de la onda electromagnética EM es ortogonal al plano descrito por los campos E y B , mostrada en la figura 1.1. Esto define a la onda electromagnética en espacio libre como una onda transversal.

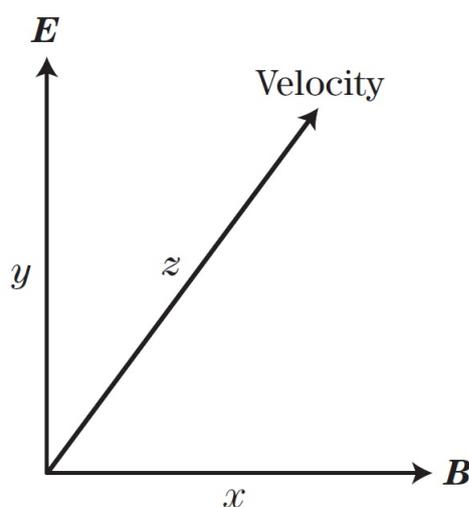


Figura 1.1: Orientación de campos electromagnéticos y vector de velocidad, onda electromagnética transversal

[1]

1.2. Radar

Definición

La palabra *radar* es el acrónimo en inglés de *radio detection and ranging* (detección de radio y alcance). Un radar es un sistema que transmite ondas electromagnéticas de radiofrecuencia

hacia una región de interés, detectando y recibiendo esas ondas cuando son reflejadas por objetos en esa región.

Principio de funcionamiento

Los componentes principales de un sistema de radar son un emisor, un receptor, antena y un procesador de señales. El subsistema que genera las ondas electromagnéticas es el emisor. La antena es el subsistema que introduce las ondas generadas al medio de propagación, siendo este usualmente la atmósfera. La señal transmitida se propaga por el medio, hacia el objetivo. La antena recibe las ondas reflejadas por el objetivo y enviada al circuito receptor. El receptor amplifica la señal y la procesa a través de un conversor analógico digital para enviarla al procesador de señales para su análisis.

1.3. Radar Doppler

Efecto Doppler

En todo tipo de onda, el efecto Doppler se refiere al cambio en la frecuencia observada de la onda, provocado por el desplazamiento de su fuente, o de su observador. Esto se debe a que la fuente “estira” o “comprime” la onda, o a que el observador por su desplazamiento recibe la onda más deprisa o más despacio.

Funcionamiento del Radar Doppler

El Radar Doppler utiliza una antena emisora y otra receptora. Se emiten microondas hacia un objeto. Si este se encuentra en movimiento, las microondas dispersadas o reflejadas son afectadas por el efecto Doppler, que provoca un corrimiento de su frecuencia. Si el objeto o alguno de sus componentes permanecieron inmóviles, las ondas reflejadas no sufren este corrimiento. El radar procesa las ondas reflejadas y obtiene como señal de salida la diferencia entre la frecuencia de las ondas emitidas y la frecuencia de las recibidas. Mostrando un cambio de la frecuencia en la señal periódica de salida.

El corrimiento de frecuencia provocado por el efecto Doppler, considerando que la línea de movimiento del objeto deflector forma un ángulo θ con el haz de ondas del emisor, está determinado por la siguiente ecuación:

$$f_D = f_t - f_r = f_t \cdot 2 \cdot \frac{u}{c} \cdot \cos \theta \quad (1.1)$$

donde f_t es la frecuencia transmitida, f_r es la frecuencia recibida, c es la velocidad de las ondas y el producto $u \cdot \cos \theta$ es el componente de velocidad del medio reflectante a lo largo de la dirección del haz de ondas emitido. [3]

Medición de frecuencia cardíaca mediante el uso del radar Doppler

Durante la actividad cardíaca de una persona, su torso sufre un desplazamiento relativo. Las ondas emitidas por el radar Doppler sufren un corrimiento en frecuencia, producto de este desplazamiento. Con la señal obtenida, es posible caracterizar la frecuencia cardíaca de la persona.

1.4. Medición de temperatura mediante radiación infrarroja

Ley de Stefan-Boltzmann

Establece que la radiación térmica de un cuerpo negro es proporcional a la cuarta potencia de su temperatura:

$$R_e = \sigma \cdot T_e^4 \quad (1.2)$$

donde σ es la constante de Stefan-Boltzmann, T_e es la temperatura absoluta de la superficie. En el caso de una superficie real, la radiación térmica esta descrita de la siguiente manera:

$$R_e = \epsilon \cdot \sigma \cdot T_e^4 \quad (1.3)$$

donde ϵ es la emisividad, que es la proporción de radiación emitida por el objeto.

Funcionamiento del sensor de temperatura infrarrojo

Se utilizan dispositivos para concentrar la radiación térmica dentro del espectro infrarrojo de la superficie a medir, a un transductor que permite obtener una medida de su temperatura.

1.5. Descripción y caracterización de las señales

Frecuencia Cardíaca

Mediante diferentes métodos, se obtiene la morfología de la señal que representa la actividad cardíaca, obtenida a partir de la medición de la actividad eléctrica del corazón, esto es conocido como un electrocardiograma (ECG).

A partir del ECG se observan diferentes ondas y patrones cíclicos que muestran de la actividad del corazón. Estos son definidos cómo onda P, complejo QRS, compuesto por las ondas Q,R y S respectivamente, onda T y onda U. La frecuencia cardíaca se define cómo al intervalo de ondas R, medido durante 60 segundos. El comportamiento de esta señal es considerado normal si el intervalo entre ondas R consecutivas es constante.

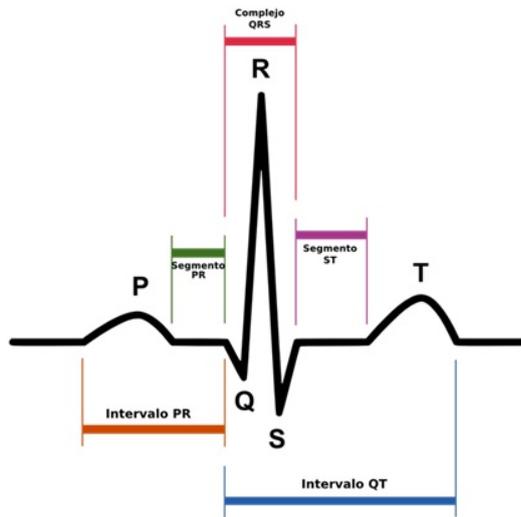


Figura 1.2: Diagrama de un ECG [2]

Rango de Edad	Frecuencia Cardíaca [bpm]
0 a 1 mes	70-190
1 a 11 meses	80-160
1 a 2 años	80-130
3 a 4 años	80-120
5 a 6 años	75-115
7 a 9 años	70-110
10 años o más	60-100

Cuadro 1.1: Valores de frecuencia cardíaca en estado de reposo [2]

Temperatura Corporal

Es la medida de la capacidad del cuerpo de generar y eliminar calor. El cuerpo humano mantiene un valor temperatura constante si se encuentra en condiciones normales.

Rango de Edad	Temperatura Corporal [°C]
0 a 1 mes	36-38
1 a 11 meses	36-38
1 a 2 años	36-38
3 a 4 años	36-38
5 a 6 años	36-38
7 a 9 años	36-38
10 años o más	36-38

Cuadro 1.2: Valores de temperatura corporal en estado de reposo [2]

Capítulo 2

ANTECEDENTES

2.1. Métodos de detección actuales

Actualmente, existen diferentes dispositivos capaces de detectar parámetros biométricos como la frecuencia cardíaca, frecuencia respiratoria y temperatura corporal.

Los métodos utilizados comúnmente son conocidos como "no invasivos" dado a que no es necesario invadir tejidos para obtener una medición. Sin embargo es necesario tener contacto directo con el sujeto de monitoreo. A continuación se describirá su funcionamiento y desventajas.

2.1.1. Monitoreo de frecuencia cardíaca mediante electrodos

El método consiste en el uso de electrodos que son conectados al sujeto de monitoreo. Son capaces de registrar la actividad eléctrica del cuerpo, por ejemplo las señales eléctricas del cerebro, músculos o el corazón. Generalmente, este sistema es utilizado en hospitales y clínicas. Los aspectos negativos de este medio son que es necesaria una constante revisión del sujeto monitoreado para verificar que no se presenten irritaciones en la piel por el contacto directo con los electrodos ó que presente una reacción alérgica al material del que están compuestos. También debe verificarse que la colocación de los mismos se haya hecho de manera correcta para no comprometer las lecturas obtenidas. [4]

2.1.2. Pulsioximetría

Consiste en utilizar dos diodos emisores de luz (LEDs) a diferentes longitudes de onda y un fotodetector. El sensor es colocado en una parte del cuerpo, generalmente un dedo de la mano. Los LEDs emiten luz a través de la piel, parte de la luz es absorbida por la hemoglobina presente en la sangre. La luz restante es recibida por el fotodetector. Los capilares sanguíneos varían su grosor de manera cíclica, producto del proceso de circulación de la sangre. Esto resulta en una variación en la luz recibida por el fotodetector, que permite obtener señales eléctricas proporcionales a la luz transmitida que pueden ser utilizadas para determinar la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno en la sangre.

La desventaja de este método es que se requiere tener contacto directo con el sujeto de monitoreo. Si la persona se mueve se compromete la lectura y en ciertos casos, la intensidad de la luz ambiental puede interferir. [5]

2.1.3. Manualmente

Una persona entrenada para realizar este método cuenta de manera manual la cantidad de latidos del sujeto de monitoreo. El conteo se realiza durante un periodo de tiempo para determinar los latidos por segundo. Este método es utilizado principalmente en caso de emergencia. No es posible utilizar este método durante períodos de tiempo largo, también es necesario tener contacto directo con el sujeto de monitoreo.

2.1.4. Medición de temperatura corporal, contacto directo

Se utiliza un termómetro que es colocado en el sujeto en una zona de su cuerpo que garantiza que se obtendrá la medición de la temperatura central. Las zonas utilizadas principalmente son la cavidad oral, cavidad timpánica, cavidad rectal y los huecos axilar e inguinal. Pueden ser utilizados termómetros con diferentes principios de funcionamiento, como los de mercurio o eléctricos, pero su objetivo sigue siendo el de obtener la temperatura del sujeto al estar en contacto directo con una de las zonas seleccionadas.

Las desventajas de este método son que se requiere una colocación adecuada del termómetro, además de evitar la cercanía de otras fuentes de calor que puedan comprometer la medición, incluyendo la temperatura ambiental. También es un método que no puede realizarse en un lapso largo de tiempo, para evitar causar incomodidad al sujeto. [4]

2.1.5. Medición de temperatura corporal, termómetro infrarrojo

Se utiliza un termómetro con sensores infrarrojos, que mide la cantidad de radiación infrarroja emitida por el sujeto a monitorear para obtener el valor de temperatura, sin necesidad de tener contacto con este.

Las desventajas de este método es que la medición puede verse afectada por factores ambientales como gases o vapores. La alineación del sensor con la zona a medir debe ser precisa, además debe caracterizarse de manera correcta la emisividad del objeto a medir.

2.2. Trabajos previos

Se realizó una investigación de artículos que trataran sobre propuestas de sistemas de monitoreo similares al de este trabajo.

Se buscó información sobre sistemas que utilicen radar de Doppler para medir frecuencia cardíaca y frecuencia respiratoria y sistemas de monitoreo de parámetros biométricos.

2.2.1. Sistemas basados en Radar Doppler

Radar Doppler frontal con diferencial, de bajo costo para monitoreo de signos vitales

Este proyecto planteó el uso de un tipo de radar, conocido como radar de Doppler, para poder detectar la frecuencia cardíaca en una persona. En el diseño se propuso la implementación de dos radares, uno para la obtención de la señal, y otro utilizado para poder eliminar el ruido que se puede obtener por causa del movimiento del fondo donde se realiza la medición, o por movimiento del sujeto de prueba mismo.

Se mostró en los resultados que la calidad de la señal mejora considerablemente, y que el sistema diseñado es efectivo en distancias cortas. Se enfatizó que el costo de diseño no fue muy elevado. [6]

Verificación de un sistema de monitoreo de signos vitales no invasivo, utilizando un simulador de infante

Se propuso el diseño de un sistema de monitoreo, utilizando radar de Doppler con una sola antena, para medir la frecuencia cardíaca de un infante.

El dispositivo fue probado en un simulador capaz de replicar la frecuencia cardíaca de un infante. Los resultados obtenidos demostraron que el sistema puede registrar con un margen de error menor señales de frecuencia cardíaca que sean provengan de actividad normal, pero no fue capaz de registrar adecuadamente señales que sean producto de casos anormales. [7]

Monitoreo de signos vitales de un humano no estacionario, usando un radar IR-UWB

Este sistema utilizó un radar de banda ultra ancha de radio impulsivo (IR-UWB por sus siglas en inglés) para la detección de frecuencia cardíaca y frecuencia respiratoria. Las pruebas se realizaron en sujetos de prueba estáticos y en movimiento.

Sus resultados muestran que se pudieron obtener las señales de manera adecuada cuando el sujeto de prueba se mantenía estático, pero no se obtenía la señal correcta cuando se encontraba en movimiento. [8]

Frecuencia respiratoria y patrones respiratorios de mediciones de Radar Doppler

Se diseñó un sistema utilizando un módulo de radar Doppler para obtener mediciones de frecuencia respiratoria y obtener patrones respiratorios en un sujeto de prueba. La antena del radar se colocó a 0.8 metros del sujeto, alineado con su zona abdominal. El sujeto simuló ciertas condiciones respiratorias asociadas a diferentes disórdenes respiratorios. La información obtenida fue procesada por un algoritmo implementado en MATLAB. Se comparó el sistema diseñado con un sensor de frecuencia respiratoria comercial, una banda piezoeléctrica.

Los resultados obtenidos por el radar fueron muy parecidos a los registrados por el sistema comercial. [9]

Monitoreo de signos vitales de manera inalámbrica, usando impulsos penetrantes

Se diseñó un sistema de radar Doppler diseñado las ondas emitidas penetraran al sujeto de monitoreo y fueran captadas por una antena receptora colocada detrás de él. Los resultados fueron comparados con un sistema de Radar Doppler capta las ondas reflejadas.

Los resultados mostraron que la señal obtenida por el sistema propuesto fueron más precisas a comparación de las obtenidas por el otro sistema. [10]

Extendiendo el rango de monitoreo de signos vitales sin contacto de matriz en fase en un entorno de cubículo de oficina

Se diseñó un sistema de radar Doppler que utiliza un arreglo de 3 fases para la antena transmisora. Se propuso aumentar la potencia de transmisión de las ondas para aumentar el rango de alcance para poder medir frecuencia cardíaca.

Los resultados mostraron que fue posible medir la frecuencia cardíaca con una precisión del noventa por ciento hasta una distancia de dos metros. [11]

Antena microstrip de 60 [GHz] para monitoreo remoto de signos vitales en aplicaciones de automóvil

Se propone el diseño de antenas microstrip para ser implementadas en un sistema de Radar Doppler que funciona a 60 [GHz] para detectar frecuencia cardíaca y respiratoria. Se realizaron pruebas en sujetos a una distancia de 50 [cm].

Los resultados mostraron que fue posible la detección de las señales cuando el sujeto estaba en un estado físico regular. [12]

2.2.2. Sistemas de detección de parámetros biométricos

Transmisión inalámbrica de signos vitales de víctimas atrapadas durante operaciones de búsqueda y rescate en edificios colapsados

Se propuso la creación de un programa de recolección de datos, para ser usado en conjunto con los sistemas de monitoreo diseñados para utilizarse durante maniobras de rescate de personas atrapadas en edificios colapsados. Se realizaron pruebas en sujetos a los que se les colocó el sistema mientras se movían dentro de un edificio. El programa diseñado se utilizó para registrar la información de sus signos vitales.

Los resultados mostraron que el programa podía registrar la información de manera rápida y precisa, comprobando la funcionalidad del sistema que se usó en conjunto. [13]

Sistema de monitoreo de signos vitales de uso casero, con aplicación para móvil en Android

Se propuso el diseño de un sistema de monitoreo utilizando Arduino. Se registraron las señales de frecuencia cardíaca, temperatura y oxigenación en la sangre. El sistema utilizó múltiples sensores colocados en el sujeto de pruebas para registrar las señales. Se diseñó también una aplicación en Android, permitiendo la recepción de la información a un teléfono móvil, pudiendo recibir mensajes de alarma en caso de que alguno de los signos vitales fuera anormal.

Los resultados de las pruebas realizadas mostraron que las señales obtenidas tuvieron un margen de error muy pequeño, el más grande siendo la de oxigenación en la sangre, con un error de 1.9%. [14]

Telemonitorización domiciliaria de signos vitales. Retos tecnológicos y decisiones a futuro

Se realizó la evaluación de un sistema de monitoreo en casa. Los sujetos de prueba fueron seleccionados bajo el criterio de que padecieran una enfermedad crónica como diabetes, hipertensión u otros problemas del corazón. Se recolectaban datos del sistema usado en domicilio con datos obtenidos por un médico en un hospital.

Los resultados mostraron que los datos obtenidos por los sujetos están dentro del rango de confiabilidad similar a los obtenidos por el personal médico en el hospital. [15]

Monitoreo no intrusivo de signos vitales para pacientes con apnea del sueño: un estudio preliminar

Se diseñó un sistema que usa una almohadilla con fibra óptica colocada debajo de sujetos de prueba durante pruebas de sueño inducido. Los sujetos de prueba estaban diagnosticados con apnea del sueño. El sistema se comparó con un monitor de uso clínico usado para detectar ese tipo de desórdenes.

Los resultados muestran que el sistema propuesto pudo detectar señales regulares de frecuencia cardíaca y respiratoria, pero su sensibilidad no fue suficiente para detectar los casos anormales provocados por la apnea de sueño. [16]

Monitoreo de signos vitales sin contacto mediante el uso de un periférico de radio de software universal

Se utilizó un sistema de emisión de ondas de radio frecuencia para la medición de frecuencia respiratoria en un sujeto de pruebas. Se fueron modulando diferentes características de las ondas emitidas hasta obtener una señal adecuada.

Los resultados mostraron que fue posible medir la frecuencia respiratoria con el sistema. [17]

Monitoreo de signos vitales usando el concepto de un radar armónico remoto

Se diseñó un sistema de radar proponiendo un concepto de radar armónico". El radar emite una onda de frecuencia fundamental junto con su segunda frecuencia armónica. Se analizó el cambio en ambas frecuencias al ser emitidas a un sujeto de prueba y reflejadas por este, para discriminar las señales de frecuencia cardíaca y respiratoria.

Los resultados muestran que fue posible diferenciar la frecuencia cardíaca y la frecuencia respiratoria de la señal recibida por el radar. [18]

Monitoreo de signos vitales a largo plazo usando un parche sensor

Se proponen una serie de pruebas para un parche sensor compuesto por electrodos para medir frecuencia cardíaca, un termistor para medir temperatura, un acelerómetro para medir frecuencia respiratoria y un módulo Bluetooth que transmitió la información a una plataforma en línea. Las pruebas de uso se realizaron en 76 sujetos de prueba, adultos mayores. Se les instruyó para que usaran múltiples parches a lo largo de un período de 50 días para recolectar la información de sus signos vitales.

Los resultados mostraron que la información obtenida tuvo un rango de error que fue considerado menor y aceptable. [19]

Sistema basado en FPGA para el monitoreo continuo de tres signos vitales del cuerpo humano

Se propuso un sistema que utiliza un sensor óptico para la medición de frecuencia cardíaca y dos termistores para medir frecuencia respiratoria y temperatura corporal. Se procesaron las señales con una tarjeta de desarrollo FPGA. Se realizaron pruebas en diez sujetos, el sensor óptico y un termistor fueron colocados en la punta del dedo del sujeto y el otro termistor fue colocado debajo de la nariz.

Los resultados demostraron que las señales obtenidas tuvieron un noventa por ciento de precisión. [20]

Capítulo 3

DISEÑO DEL SISTEMA DE MONITOREO

3.1. Propuesta de diseño

De manera general, el sistema está compuesto por 4 bloques principales:

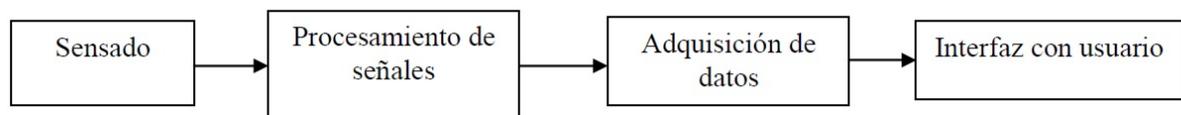


Figura 3.1: Diagrama simple, configuración propuesta del sistema

Sensado

Contiene los sensores utilizados para poder realizar la adquisición de las señales de los parámetros biométricos. Para la medición de frecuencia cardíaca, se plantea el uso de un módulo comercial de radar Doppler. Para la medición de temperatura, se propone el uso de un módulo de termómetro infrarrojo.

Procesamiento de señales

Contiene todas las configuraciones de circuitos necesarias para el acondicionamiento de las señales, siendo llevadas después al bloque de adquisición de datos.

Adquisición de datos

Se utiliza un computador de desarrollo, configurado para recibir la información de los sensores, realizando el procesamiento digital necesario y enviar los datos a la interfaz con el usuario.

Interfaz con usuario

El computador puede ser operado con el uso de periféricos externos (monitor, teclado y ratón). También es posible operar el computador utilizando una conexión inalámbrica y usando de interfaz una computadora personal.

3.2. Funcionamiento

Sensado

Adquisición de las señales de frecuencia cardíaca y frecuencia respiratoria

Durante las actividad cardíaca, la pared torácica de una persona sufre un desplazamiento. Este se encuentra en el rango de 0.2 - 0.5 [mm]. [21]
Las ondas emitidas por el radar son afectadas por el efecto Doppler al ser reflejadas por la pared torácica durante los desplazamientos. La señal de salida del radar puede utilizarse para interpretar características de la actividad cardíaca.

Adquisición de señal de temperatura corporal

El termómetro detecta la cantidad de luz infrarroja emitida por el sujeto, siendo esta cantidad es proporcional a su temperatura. Por lo que es posible medir su temperatura corporal en base a la emisión infrarroja medida.

Adquisición de datos

La señal de salida de los sensores es enviada al computador mediante un convertidor analógico digital. En este se guarda la información para su procesamiento digital y presentarla al usuario.

Interfaz con usuario

En el monitor se muestra la información obtenida por el computador de las señales medidas. Si se está operando de manera remota con el uso de otro equipo de computo, se visualiza la información en la ventana de comandos.

3.3. Configuración

Sensado

Medición de frecuencia cardíaca y frecuencia respiratoria

Se utilizó el módulo de radar HB100. Es un módulo comercial de bajo costo utilizado en aplicaciones detección de movimiento para sistemas de seguridad. Emite microondas a una frecuencia de 10.525 [GHz]. Está compuesto por una antena emisora, una antena receptora, un oscilador de resonador dieléctrico y un mezclador de microondas para obtener su señal de salida (ver Figura 3.2). Como ya se explicó en el capítulo 1 de este trabajo, el módulo emite microondas hacia un objetivo. Si este se encuentra en movimiento, las ondas que rebotan son afectadas por el efecto Doppler y son recibidas por la antena receptora para ser procesadas para obtener una señal de salida.

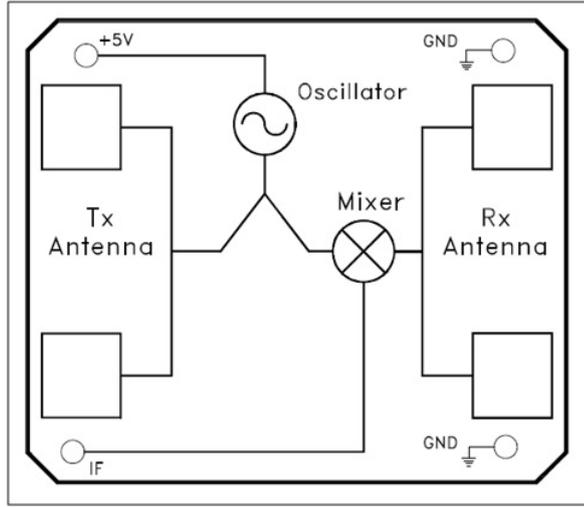


Figura 3.2: Diagrama del sensor HB100[Veáse B.1]

Para garantizar la seguridad de la persona a monitorear, se realizó el cálculo de la irradiancia del módulo. Se utilizó la fórmula de cálculo que propone que se irradia una superficie plana, que sería el caso en el que el valor de irradiancia sería mayor [22]. La potencia radiante J del sensor de acuerdo a la hoja de especificaciones es de 100 [mW] y la distancia S en la que se coloca en relación al sujeto a medir es de 30 [cm]. La ecuación (3.1) muestra la irradiancia H calculada con los valores anteriores.

$$H = J \frac{1}{S^2} = 100 \frac{1}{30^2} = 0.11 \left[\frac{mW}{cm^2} \right] \quad (3.1)$$

El valor obtenido de irradiancia está por debajo de valores que puede ser nocivos o provocar daño en el tejido humano [23]. Para la aplicación que se plantea en este trabajo, es necesario que las ondas de radar no penetren la piel o el tejido muscular de una persona. Con el valor de frecuencia del módulo de 10.530 [GHz], las ondas tienen una penetración de 0.02 [um] en el tejido de la piel. La ecuación (3.2) muestra la fórmula utilizada para el cálculo de distancia de penetración.

$$\delta = \sqrt{\frac{\rho}{\pi f_o \mu_r \mu_o}} \quad (3.2)$$

$$\delta = \sqrt{\frac{0.075 \times 10^{-6}}{\pi (10.530 \times 10^9) (44.4) (4\pi \times 10^{-7})}} = 0.02 [um] \quad (3.3)$$

Donde δ es la profundidad de penetración, ρ es la resistividad del tejido, f_o es la frecuencia de emisión de microondas, μ_r es la permeabilidad del tejido y μ_o es la permeabilidad del vacío.

Procesamiento de señales

Para el acondicionamiento de la señal de salida del módulo de radar Doppler, se implementó el circuito de amplificación recomendado por la hoja de especificaciones del módulo. El circuito está diseñado para el modo de funcionamiento del radar emitiendo microondas de forma continua. Las ondas emitidas por el módulo son reflejadas por el objetivo de medición y recibidas. Luego la señal de salida del módulo es procesada por un filtro paso banda no inversor y un filtro paso banda inversor. Ambos filtros tienen frecuencias de corte de 1.2 [Hz] y 3.2 [Hz]. El esquema general del circuito se muestra en la figura 3.3.

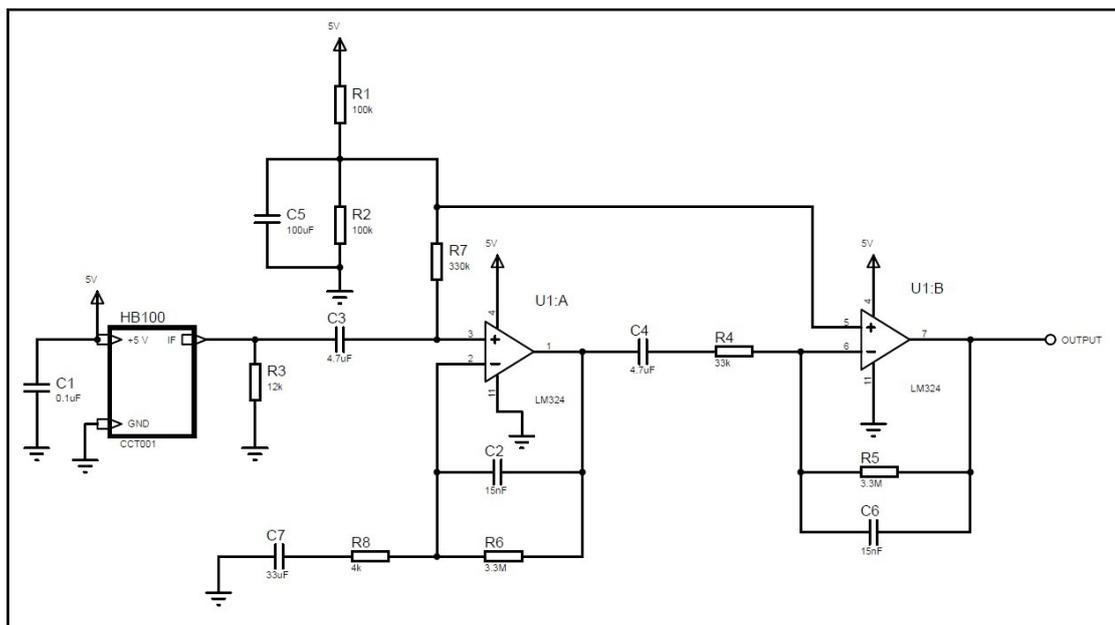


Figura 3.3: Esquema del circuito de acondicionamiento del módulo de radar, operación de onda continua.

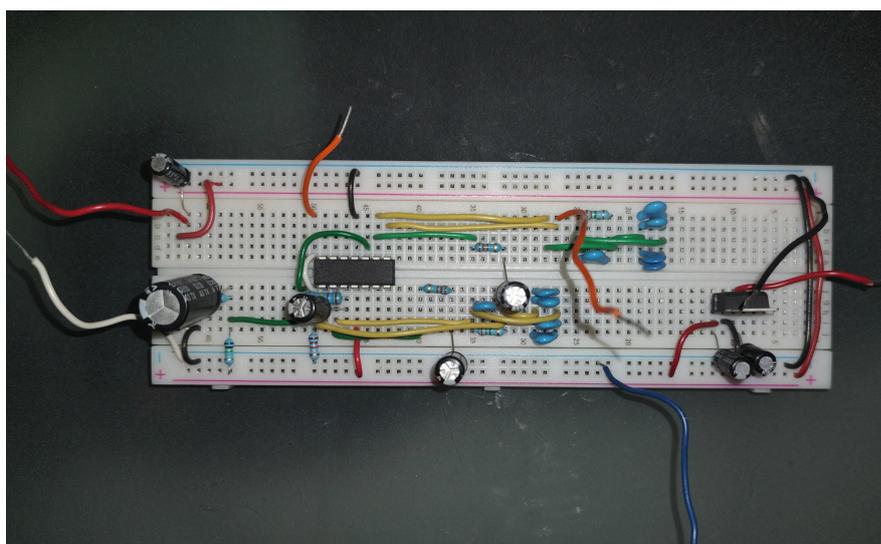


Figura 3.4: Circuito de acondicionamiento del módulo de radar, montaje en tableta de prototipos.

El módulo de radar está siendo alimentado con un voltaje de corriente directa de 5 [V]. Su señal de salida se conectó a un arreglo de filtro paso alta para el filtrado del componente de la señal proveniente de la alimentación del módulo.

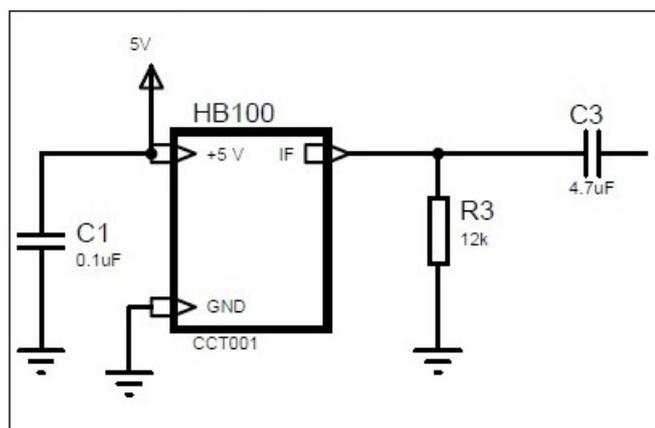


Figura 3.5: Circuito de acondicionamiento, conexión del módulo.

Se implementó otro acondicionamiento para evitar valores negativos en la salida de la señal. Se colocó un divisor de voltaje, su salida está conectada a los filtros paso banda utilizados para centrar la señal a la mitad del valor del voltaje de alimentación, en este caso en un valor de 2.5 [V].

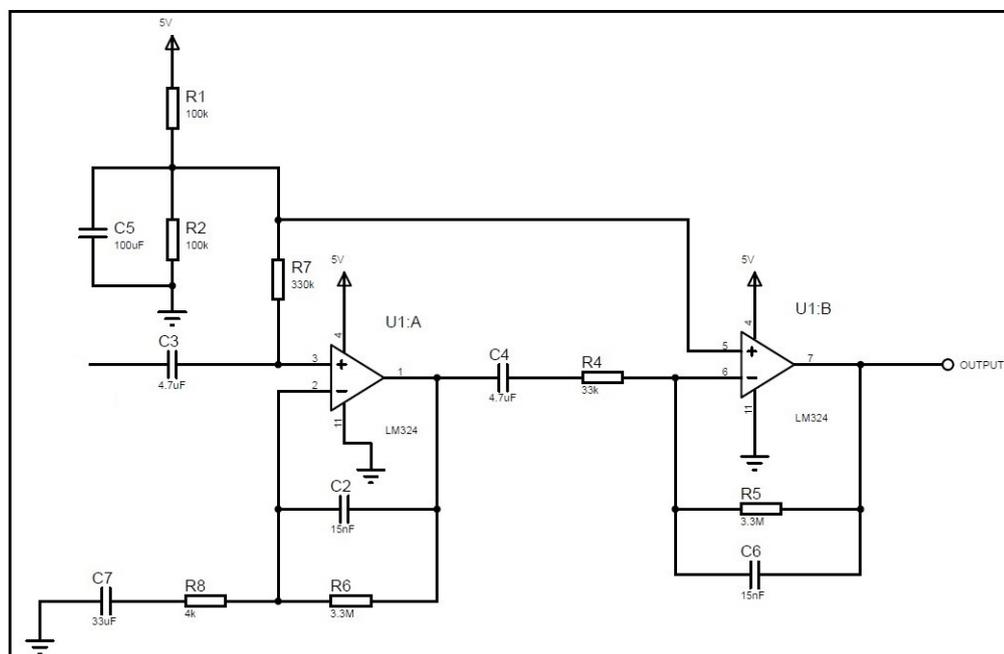


Figura 3.6: Circuito de acondicionamiento, divisor de voltaje.

La señal después es llevada a un filtro paso bandas activo no inversor. Las ecuaciones (3.4) y (3.5) muestran los valores de las frecuencias de corte f_c utilizadas. El cálculo de la ganancia de esta etapa se muestra en la ecuación (3.6).

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi(4000)(33 \times 10^{-6})} = 1.2[\text{Hz}] \quad (3.4)$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi(3300000)(15 \times 10^{-9})} = 3.2[\text{Hz}] \quad (3.5)$$

$$G = \frac{3300[k\Omega]}{4[k\Omega]} = 825 \quad (3.6)$$

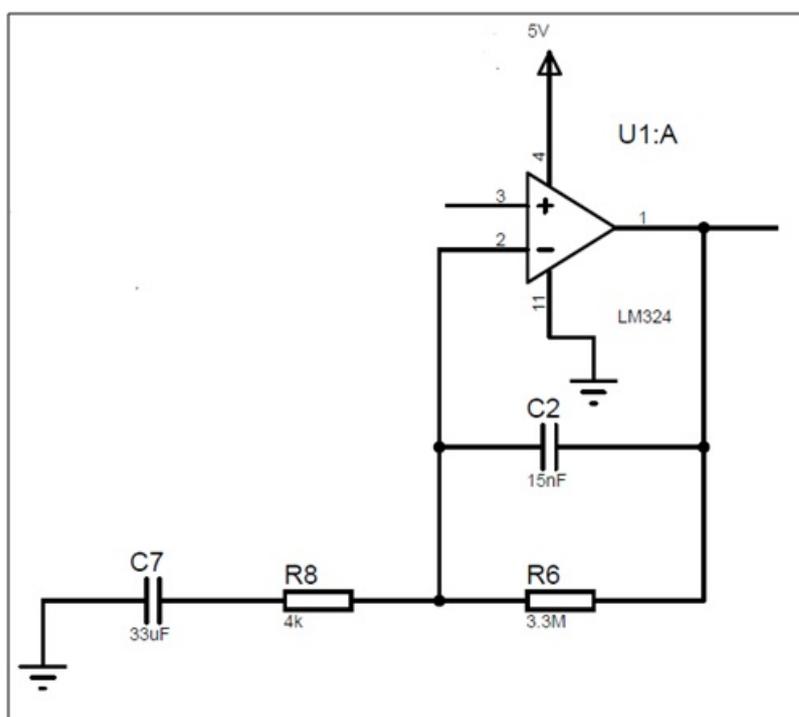


Figura 3.7: Circuito de acondicionamiento, filtro paso banda no inversor.

La última etapa es otro filtro pasabandas, en este caso inversor. Se muestran en las ecuaciones (3.7) y (3.8) los valores de frecuencias de corte. La ecuación (3.9) muestra la ganancia obtenida.

$$f_c = \frac{1}{2\pi(33000)(4.7 \times 10^{-6})} = 1.02[\text{Hz}] \quad (3.7)$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi(3300000)(15 \times 10^{-9})} = 3.2[\text{Hz}] \quad (3.8)$$

$$G = \frac{3300[\text{k}\Omega]}{33[\text{k}\Omega]} = 100 \quad (3.9)$$

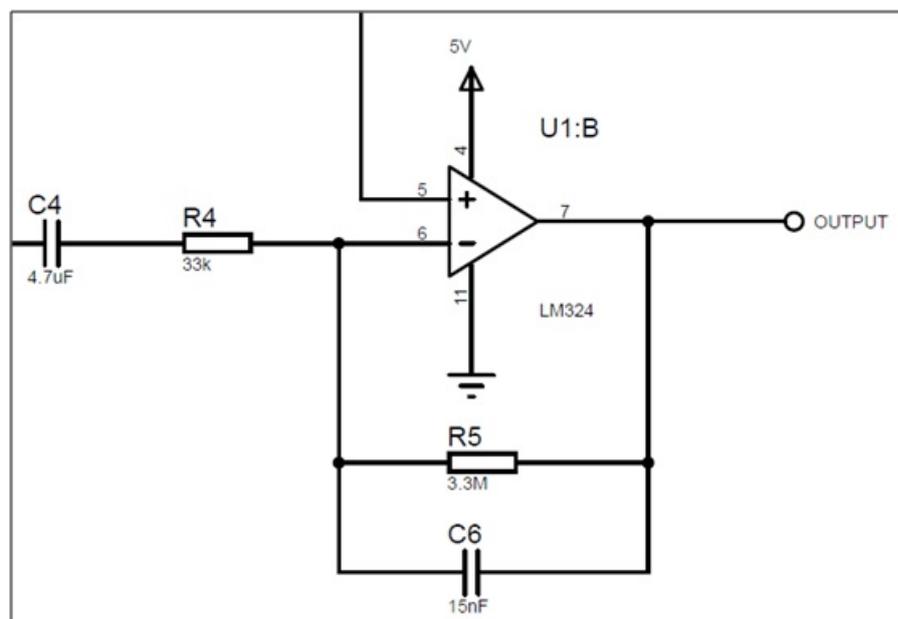


Figura 3.8: Circuito de acondicionamiento, filtro paso banda inversor.

Los valores de componentes utilizados en los filtros se configuraron para que el circuito tuviera una ganancia total de 80,000. Este valor fue determinado por los resultados de las pruebas de ajuste de ganancia, explicados en el capítulo 4 de este trabajo.

Los valores en el circuito fueron propuestos para poder detectar la señal de frecuencia cardíaca, que tiene un rango de valores promedio de 1 [Hz] a 3 [Hz], dependiendo del estado de la persona. Los valores reales obtenidos por los componentes utilizados se encuentran dentro de valores aceptables y no afectan el funcionamiento del circuito.

Medición de temperatura corporal

Se utilizó el sensor de temperatura infrarrojo MLX90614. El sensor está compuesto por una termopila y un circuito de acondicionamiento de la señal. Al ser irradiada la termopila por la radiación infrarroja del objetivo de medición, se genera un voltaje que es acondicionado y luego procesado por un convertidor analógico digital para obtener el valor de la temperatura del objetivo como señal de salida. Se conectó el sensor directamente con la Raspberry Pi 4B para su comunicación.

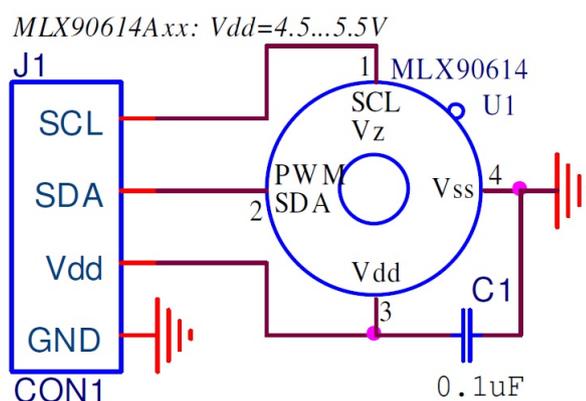


Figura 3.9: Diagrama de conexiones, sensor de temperatura [Veáse B.2].

Adquisición de datos

El computador seleccionado para recibir los datos de los sensores fue el Raspberry Pi 4B de la empresa Adafruit. Está diseñado para diferentes tipos de tareas y cuenta con 40 pines de propósito general. Se montó el computador en un chasis que tiene un ventilador para mantenerlo a una temperatura adecuada de operación y con una extensión de pines para facilitar su conexión con los sensores.

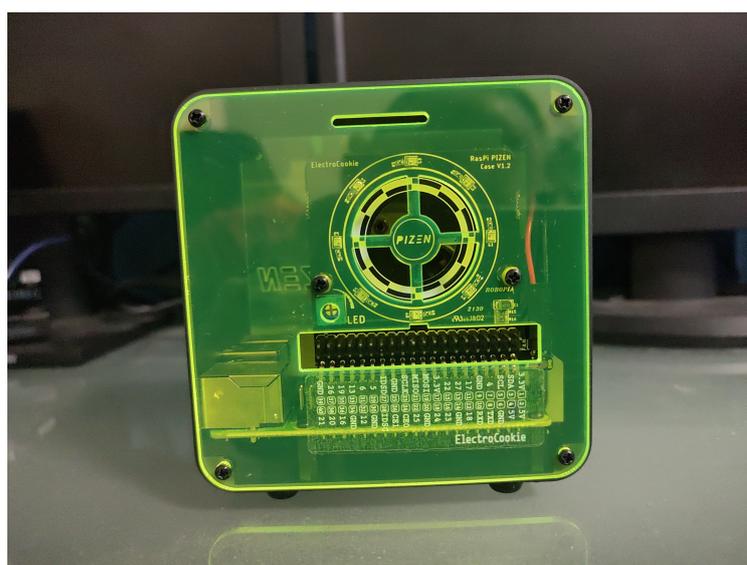


Figura 3.10: Computador Raspberry Pi 4B, montado en chasis con sistema de refrigeración.

Para poder realizar la adquisición de datos del módulo de radar, fue necesario implementar el convertidor analógico digital MCP3008. Tiene la capacidad de tener hasta ocho entradas de señales analógicas y envía la información al computador comunicándose mediante el uso del protocolo de comunicación SPI.

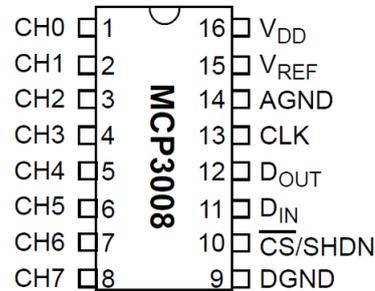


Figura 3.11: Diagrama del ADC MCP3008 [Veáse B.3].

Las conexiones con los pines del computador se describen en cuadro (3.1).

Raspberry Pi 4B	MCP3008
3.3V	VDD
3.3V	VREF
GND	AGND
GND	DGNG
SCLK	CLK
MISO	DOUT
MOSI	DIN
CE0	CS/SHDN

Cuadro 3.1: Tabla de conexiones del MCP3008 con Raspberry PI 4B

Se utilizó el lenguaje de programación Python para la generar el código programa de procesamiento y almacenamiento de datos (veáse A.1). Los datos obtenidos por el convertidor analógico son almacenados en un archivo CSV y luego filtrados con un filtro digital Butterworth pasabandas.

Interfaz con usuario

El computador Raspberry Pi fue utilizado de dos formas. Se conectaron periféricos externos (monitor, ratón y teclado) para poder operarlo de manera directa. Y se utilizó una conexión inalámbrica para operar el computador de manera externa usando un ordenador personal. La forma de operación seleccionada no afecta de ninguna manera los resultados obtenidos por el sistema.

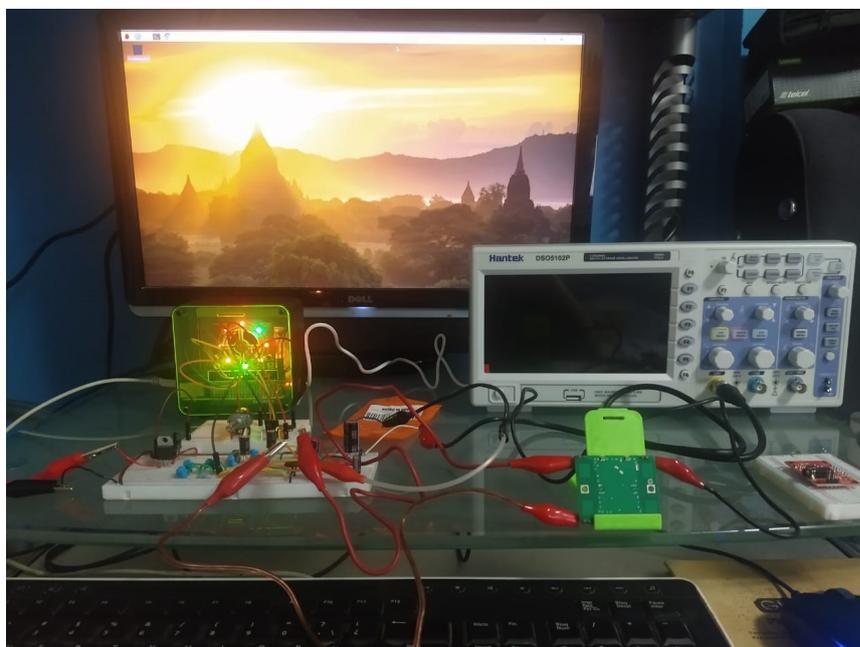


Figura 3.12: Sistema prototipo, montaje para realización de pruebas.

Capítulo 4

PRUEBAS Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

4.1. Pruebas

4.1.1. Pruebas de caracterización

Para caracterizar al sensor, se realizaron una serie de pruebas en las que se realizaron mediciones a una plataforma móvil. El sistema se montó sobre un riel de 30 [cm] de longitud para tener un desplazamiento lineal y se le colocó un motor con una rueda para su movimiento. El sensor de radar se colocó a una distancia de 6 [cm] del riel. A la plataforma se le colocó una placa para que las ondas de radar fueran reflejadas de manera más uniforme. La frecuencia de la señal de salida fue medida con un osciloscopio.

Se midió la velocidad de desplazamiento de la plataforma por todo el recorrido del riel en dirección al sensor de radar. Se realizaron dos variaciones de la prueba, regulando la velocidad de desplazamiento mediante el control del motor utilizado con PWM, una con 50 % del ciclo de trabajo y la otra con 100 %. Se realizaron 3 mediciones para cada variación. Las velocidades fueron medidas mediante un sensor encoder montado en la rueda en cada caso. La hoja de especificaciones del módulo de radar proporciona una ecuación para el cálculo de velocidad del objeto, esa ecuación está definida de la siguiente manera.

$$f_D = 2 \cdot V f_t \cdot \cos\left(\theta\left(\frac{f_t}{c}\right)\right) \quad (4.1)$$

Donde f_D es la frecuencia del corrimiento, V es la velocidad del objeto medido, c es la velocidad de las ondas transmitidas, θ es el ángulo de inclinación entre la trayectoria del medio reflectante y el haz de ondas transmitido, f_t es la frecuencia transmitida. La hoja de especificaciones también proporciona una simplificación de la ecuación si el objeto a medir se desplaza en línea recta hacia el módulo de radar (ángulo $\theta = 0$) y evaluando los valores de $c = 3 \times 10^8 \frac{m}{s}$ y la frecuencia de las ondas transmitidas por el radar $f_t = 10.525[GHz]$. La ecuación que se proporciona es la siguiente:

$$f_D = 19.49V \quad (4.2)$$

La frecuencia medida en la señal de salida del radar se utilizó en la Ec. (3) para calcular la velocidad de la plataforma móvil. Se tiene como objetivo determinar la precisión de medición del módulo del radar comparando los valores de velocidad calculados con la frecuencia de la señal medida con los valores obtenidos con el encoder.

Los resultados obtenidos se muestran en los cuadros (4.1) y (4.2). A causa de que las mediciones registradas eran valores decimales, se utilizaron 6 cifras significativas para comparar los valores de velocidad. Los resultados muestran que la de velocidad calculada con los valores de frecuencia medidos de la señal de salida del módulo del radar tienen un porcentaje de error menor al 5 % al compararse con los valores registrados con el encoder. Se observa también que con una velocidad mayor, el porcentaje de error se redujo.

No.Prueba	Frecuencia de señal [Hz]	Velocidad Calculada [m/s]	Velocidad encoder [m/s]	Error %
1	7	0.199527	0.191666	4.1
2	6.9	0.196666	0.188888	4.1
3	6.6	0.188111	0.188888	4.1

Cuadro 4.1: Prueba de caracterización, PWM = 50 %

No.Prueba	Frecuencia de señal [Hz]	Velocidad Calculada [m/s]	Velocidad encoder [m/s]	Error %
1	11	0.313333	0.313888	0.1
2	10	0.285044	0.280555	1.6
3	10.3	0.293333	0.286111	2.5

Cuadro 4.2: Prueba de caracterización, PWM = 100 %

4.1.2. Sujeto de prueba

Este trabajo fue realizado durante la cuarentena que inició en el año 2020, consecuencia de la pandemia por la enfermedad del coronavirus. No fue posible reunir múltiples sujetos para poder realizar pruebas con el sistema. En su lugar se utilizó a un solo sujeto. El sujeto utilizado fue un hombre de 29 años de edad. Para compensar que solo se utilizó una persona, se realizaron múltiples mediciones en cada una de las pruebas y se obtuvo un valor promedio de los resultados.

Para la realización de todas las pruebas, se colocó al sujeto de prueba, en estado de reposo y posición sentada, frente a los sensores. A una distancia de 30 [cm]. El subsistema de sensado está a la altura del torso de la persona.

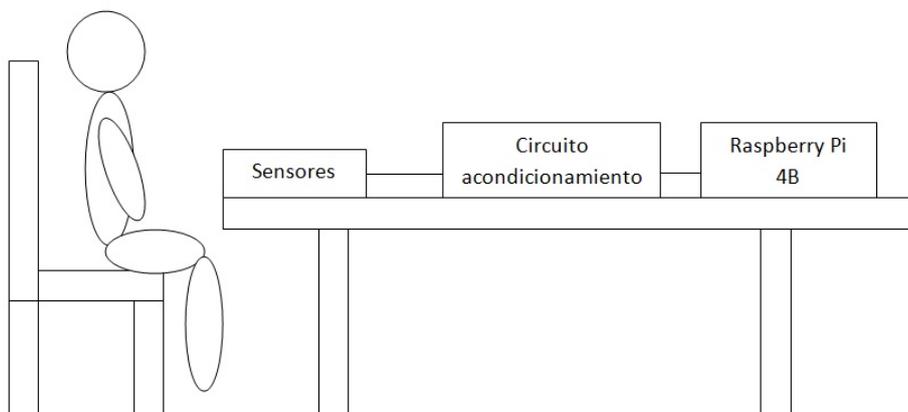


Figura 4.1: Diagrama simple, colocación de sujeto para pruebas

4.1.3. Pruebas de ajuste de ganancia

Para definir la ganancia adecuada en los filtros utilizados para la adquisición de las señales de frecuencia cardíaca y frecuencia respiratoria. Se propusieron diferentes valores de ganancia para ser implementados. Se realizaron series de mediciones y se seleccionó el valor de ganancia que permitió obtener una señal de salida del circuito que permitiese visualizar correctamente lo obtenido por el módulo del radar. La configuración inicial del circuito implementado con el módulo de radar tiene una ganancia de 100,000. Las ganancias propuestas fueron de 800, 5000, 8000 y 80000. Se muestra la señal de salida directa del circuito junto con la señal después de procesamiento digital. Se midió la frecuencia cardíaca con un oxímetro de pulso para referencia.

Señal con $G = 800$

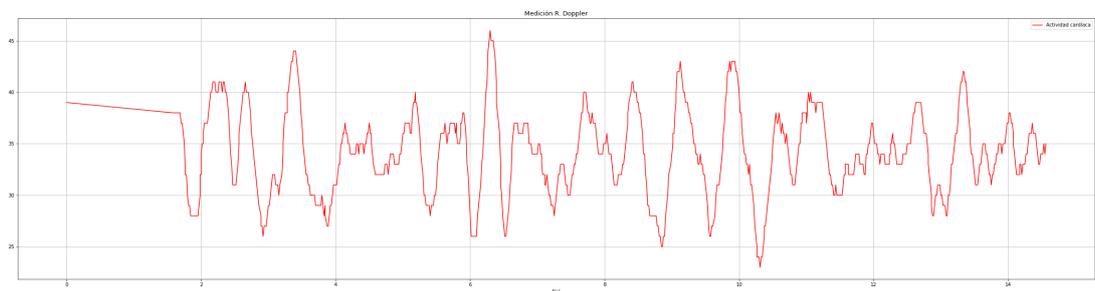


Figura 4.2: Señal de salida, prueba de ajuste de ganancia, $G = 800$, BPM = 82

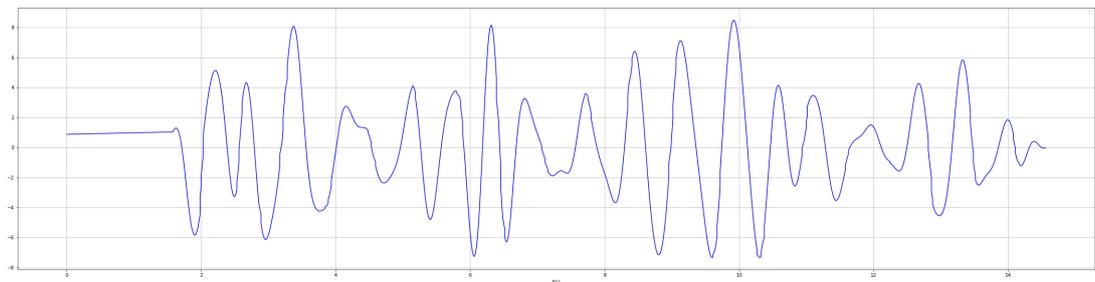


Figura 4.3: Señal con procesamiento digital, prueba de ajuste de ganancia, $G = 800$, BPM = 82

Señal con $G = 5000$

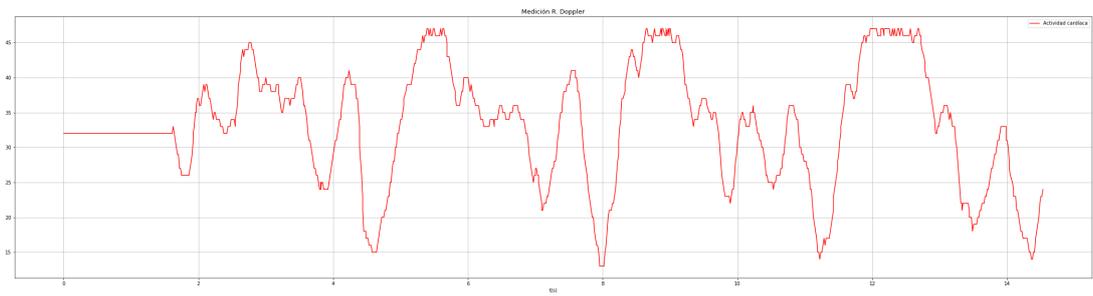


Figura 4.4: Señal de salida, prueba de ajuste de ganancia, $G = 5k$, $BPM = 82$

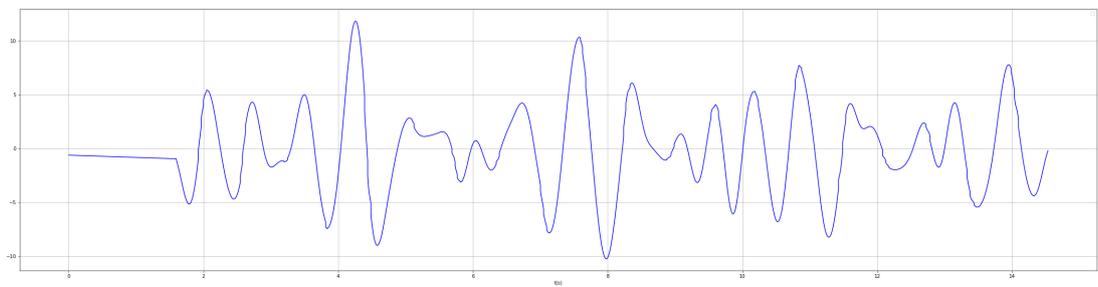


Figura 4.5: Señal con procesamiento digital, prueba de ajuste de ganancia, $G = 5k$, $BPM = 72$

Señal con $G = 8000$

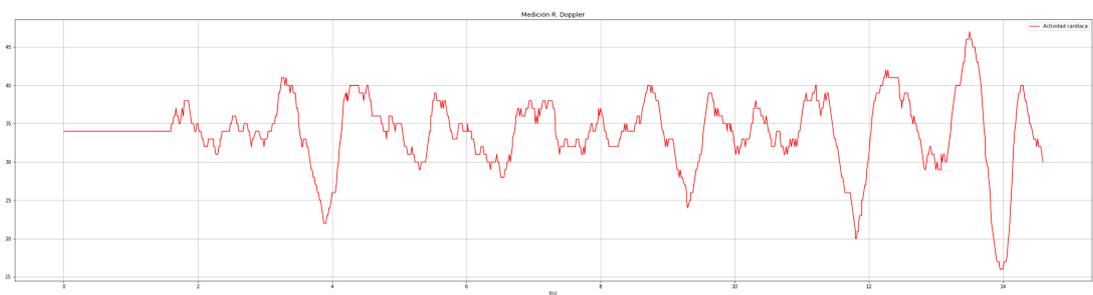


Figura 4.6: Señal de salida, prueba de ajuste de ganancia, $G = 8k$, $BPM = 75$

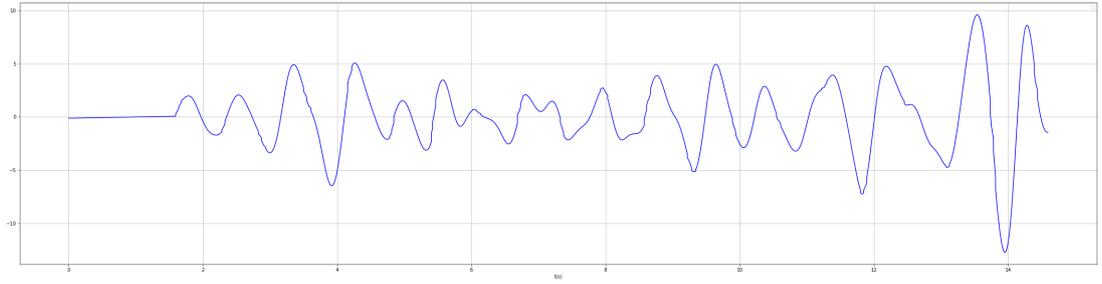


Figura 4.7: Señal con procesamiento digital, prueba de ajuste de ganancia, $G = 8k$, $BPM = 75$

Señal con $G = 80,000$

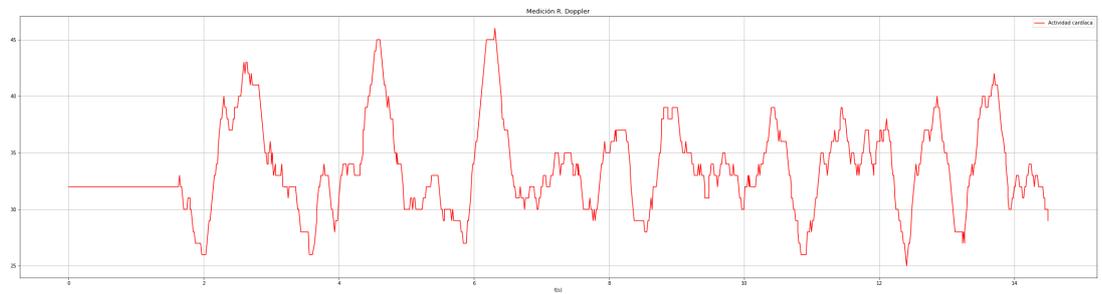


Figura 4.8: Señal de salida, prueba de ajuste de ganancia, $G = 80k$, $BPM = 72$

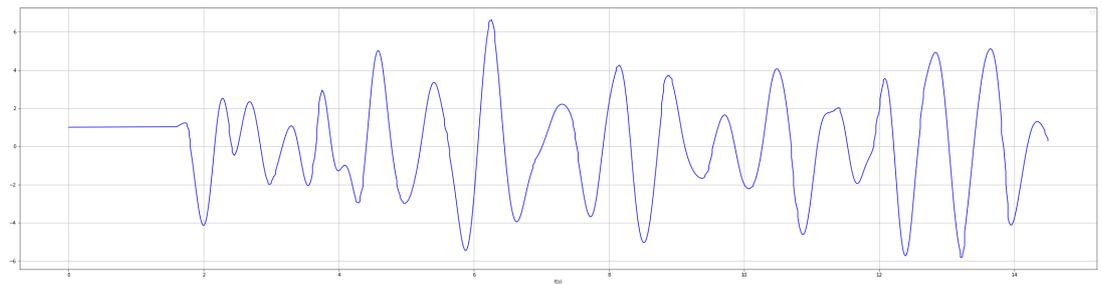


Figura 4.9: Señal con procesamiento digital, prueba de ajuste de ganancia, $G = 80k$, $BPM = 72$

Señal con $G = 100,000$

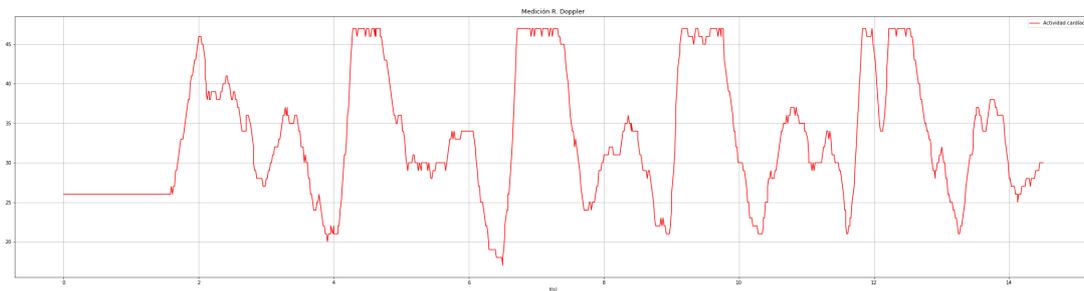


Figura 4.10: Señal de salida, prueba de ajuste de ganancia, $G = 100k$, BPM = 75

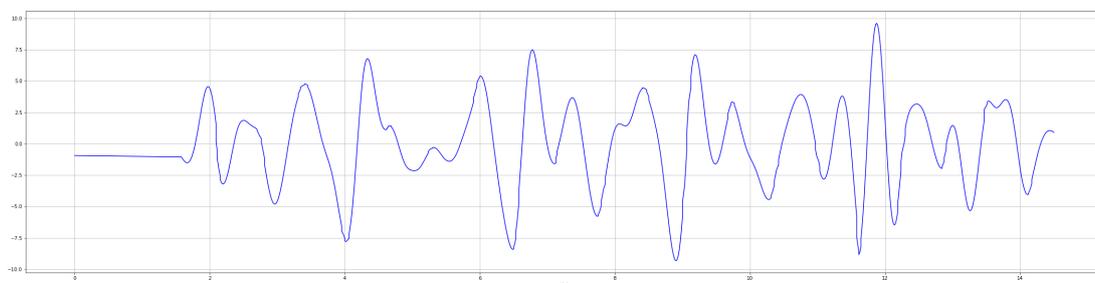


Figura 4.11: Señal con procesamiento digital, prueba de ajuste de ganancia, $G = 100k$, BPM = 75

Al analizar las señales, se observó que las que tuvieron la mejor respuesta fueron las del circuito con ganancia de 80,000. Con la ganancia inicial de 100,000 el circuito era muy sensible y se llegaba a niveles de saturación ante cambios mínimos. Con valores de ganancia más pequeña, valores más pequeños de la señal no eran amplificados lo suficiente.

4.1.4. Prueba comparativa inicial, oxímetro de pulso

Para realizar ajustes al sistema y mejorar su desempeño, se realizó una prueba comparativa del sistema de radar contra un sistema de uso comercial. Se creó un programa capaz de detectar los picos de la señal obtenida y contarlos (veáse A.2). Estos valores obtenidos se asumen como los valores de frecuencia cardíaca.

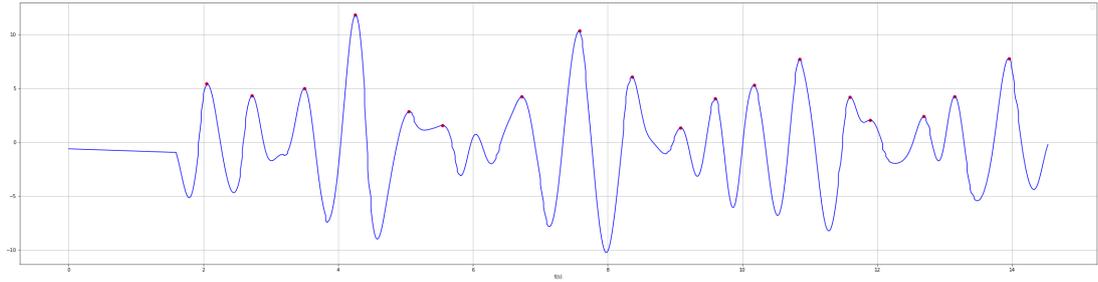


Figura 4.12: Detección de valores máximos de señal de frecuencia cardíaca

Después se realizaron una serie de mediciones. Se utilizó el sistema propuesto en conjunto con el sistema comercial, que es un oxímetro de pulso. Los dos sistemas se utilizaron para registrar la actividad cardíaca de un sujeto de pruebas durante 15 segundos. La medición se realizó 5 veces consecutivas. Los resultados son mostrados en el cuadro (4.3). Si se asume que la morfología de la señal representa de manera aceptable la actividad cardíaca, la prueba mostró resultados positivos, con un margen de error máximo de 5% en comparación de los valores obtenidos con el sistema comercial.

No.Prueba	FC (Sistema propuesto) [bpm]	FC (Oxímetro) [bpm]	Error [%]
1	76	80	5
2	72	75	4
3	84	83	1.2
4	76	80	5
5	72	75	4

Cuadro 4.3: Tabla de comparativa preliminar de medición frecuencia cardíaca, sistema contra oxímetro de pulso

4.1.5. Prueba comparativa, módulo AD8232

Se realizaron una serie de pruebas del sistema propuesto, comparandolo con un módulo AD8232 monitor de pulso cardíaco. También se utilizó en conjunto el oxímetro de la prueba preliminar para comparar los valores obtenidos por los tres sistemas.

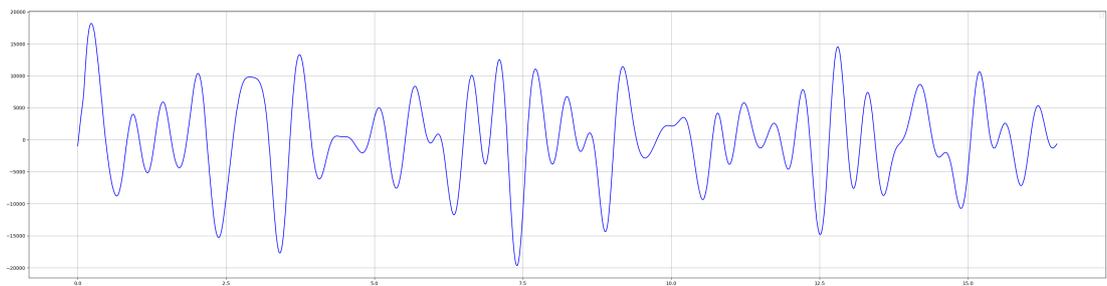


Figura 4.13: Señal de FC del sistema propuesto

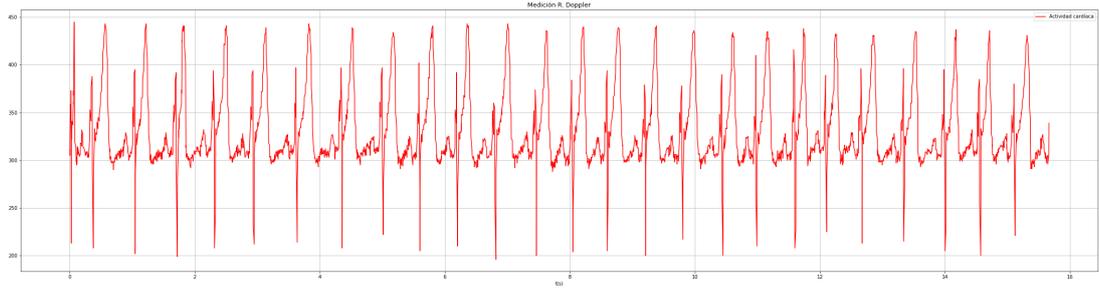


Figura 4.14: Señal de FC del módulo AD8232

Fueron realizadas 5 series de mediciones con una duración de 15 segundos cada una. Los resultados son presentados en el cuadro (4.4).

No.Prueba	FC (Sistema propuesto) [bpm]	FC (AD8232) [bpm]	FC (Oxímetro) [bpm]
1	104	100	100
2	102	100	107
3	84	100	103
4	84	96	103
5	100	100	95

Cuadro 4.4: Tabla de comparativa de medición frecuencia cardíaca, sistema contra módulo AD8232 y oxímetro

Se observó que en dos de las pruebas el sistema propuesto tuvo un porcentaje de error considerable a comparación de las medidas del oxímetro y las del AD8232. El módulo monitor de pulso cardíaco mantuvo una precisión mejor, manteniéndose por debajo del 5% al compararse con el oxímetro.

4.1.6. Prueba comparativa de medición de temperatura corporal

Se realizó una serie de 5 mediciones con el sensor infrarrojo propuesto. Se compararon los resultados con mediciones obtenidas por un termómetro digital de contacto de uso comercial. En comparativa, las mediciones del sensor implementado tienen un porcentaje de error promedio de 0.5%.

No.Prueba	Temp (Sistema propuesto) [°C]	Temp (Termómetro) [°C]	Error [%]
1	36.11	36.1	0.02
2	36.17	36.2	0.08
3	36.53	36.1	1.19
4	36.75	36.7	0.1
5	36.55	36.0	1.5

Cuadro 4.5: Prueba de medición de temperatura, sistema contra termómetro digital

4.1.7. Prueba comparativa de medición de sistema completo

Se realizaron mediciones de temperatura y frecuencia cardíaca al mismo tiempo para comprobar el funcionamiento del sistema (véase A.3). Se usaron el oxímetro y el termómetro digital para comparar las mediciones obtenidas.

Las mediciones de frecuencia cardíaca tuvieron un porcentaje de error menor al 5 % y las mediciones de temperatura tuvieron un error menor a 0.5 %.

No.Prueba	FC (Sistema propuesto) [BPM]	FC (Oxímetro) [BPM]	Error [%]
1	88	85	3.5
2	84	85	1.1
3	82	85	3.5
4	88	85	3.5
5	84	82	2.4

Cuadro 4.6: Prueba comparativa de sistema completo, frecuencia cardíaca, sistema contra oxímetro de pulso

No.Prueba	Temp (Sistema propuesto) [°C]	Temp (Termómetro) [°C]	Error [%]
1	36.41	36.4	0.02
2	36.17	36.1	0.19
3	36.43	36.3	0.35
4	36.55	36.5	0.13
5	36.34	36.4	0.16

Cuadro 4.7: Prueba comparativa de sistema completo, temperatura corporal, sistema contra termómetro digital

4.1.8. Prueba de medición en tiempo real

Se utilizó un algoritmo que realiza las mediciones de frecuencia cardíaca y temperatura de manera constante (véase A.4). Se registraron los valores y se comparan con los obtenidos por el oxímetro de pulso y el termómetro digital.

Al comparar con las mediciones del oxímetro, las mediciones de frecuencia cardíaca del sistema tuvieron un porcentaje de error menor al 5 %. Las mediciones de temperatura corporal tuvieron un porcentaje de error menor al 1 % al hacer su comparativa con las mediciones del termómetro digital.

No.Prueba	FC (Sistema propuesto) [BPM]	FC (Oxímetro) [BPM]	Error [%]
1	88	85	3.5
2	83	85	2.3
3	92	93	1
4	88	86	2.3
5	90	88	2.2
6	91	90	1.1
7	91	90	1.1
8	97	95	2.1
9	95	91	4.3
10	75	77	2.5

Cuadro 4.8: Prueba de medición en tiempo real, frecuencia cardíaca, sistema contra oxímetro

No.Prueba	Temp (Sistema propuesto) [°C]	Temp (Termómetro) [°C]	Error [%]
1	36.41	36.4	0.02
2	36.54	36.5	0.1
3	36.43	36.4	0.08
4	36.55	36.6	0.13
5	36.34	36.4	0.16
6	36.16	36.2	0.11
7	36.41	36.4	0.02
8	36.75	36.7	0.13
9	36.74	36.7	0.10
10	36.75	36.7	0.13

Cuadro 4.9: Prueba de medición en tiempo real, temperatura corporal, sistema contra termómetro digital

4.2. Síntesis de resultados

Se realizaron pruebas para caracterizar al módulo de radar y corroborar su precisión. Se calculó la velocidad de un objeto en movimiento, variando su velocidad en dos, usando el módulo y comparándolo con las mediciones proporcionadas por un encoder. En el primer caso, con la velocidad a la mitad de su máximo, el porcentaje de error fue de 4.1%. Con la velocidad al máximo, el porcentaje de error fue en promedio de 1.4%. Se demostró que el sensor es lo suficientemente preciso para la aplicación propuesta.

Con la ganancia inicial del circuito de acondicionamiento no era posible utilizar los datos de la señal obtenida, por lo que se realizaron pruebas para determinar el valor de ganancia adecuado. Se determinó que el valor de ganancia con mejor respuesta fue de 80,000.

Se realizó una prueba comparativa preliminar de las mediciones de frecuencia cardíaca del sistema propuesto contra los valores obtenidos por un oxímetro de pulso de uso comercial. El porcentaje de error máximo fue de 5%.

Se realizó una prueba comparativa de mediciones de frecuencia cardíaca del sistema contra el oxímetro y contra un módulo de pulso cardíaco. Los porcentajes de error fueron dispares

al comparar el sistema con los dos dispositivos comerciales, algunos superando el 5 % y otros quedando por debajo.

Se realizó una prueba comparativa de mediciones de temperatura corporal del sistema contra un termómetro digital. El porcentaje de error se mantuvo por debajo del 2 %.

Se realizaron mediciones tanto de frecuencia cardíaca como de temperatura corporal para evaluar las mediciones del sistema trabajando al completo. Al comparar las mediciones de frecuencia cardíaca con las obtenidas por el oxímetro, el porcentaje de error fue menor al 3.6 %. Las mediciones de temperatura comparadas contra las del termómetro digital tuvieron un porcentaje de error menor al 0.2 %.

Se realizaron mediciones en tiempo real de frecuencia cardíaca y temperatura corporal con el sistema. La comparativa de valores frecuencia cardíaca contra los valores del oxímetro tuvieron un porcentaje de error promedio de 2.2 %. Los valores de temperatura corporal al compararlos con los del termómetro digital tuvieron un porcentaje de error promedio de 0.11 %.

Capítulo 5

CONCLUSIONES Y TRABAJO A FUTURO

El objetivo de este trabajo fue el de diseñar e implementar un sistema móvil con la capacidad de monitorear dos parámetros biométricos en una persona que se encuentra en estado de reposo. Sólo fue posible realizar pruebas con una sola persona a consecuencia de la pandemia por la enfermedad de coronavirus que provocó una cuarentena.

El diseño del sistema propuesto permite que sea instalado y utilizado en diferentes entornos, siempre y cuando se cuente con una fuente de alimentación eléctrica. El sistema puede operar de manera independiente con el uso de un teclado y monitor o con la asistencia de un equipo de cómputo.

Para poder garantizar una medición adecuada de frecuencia cardíaca, fue necesario que el sujeto de pruebas se mantuviera en una posición relajada sin que realizara movimiento excesivo. Fue necesario esperar un intervalo de 1 a 3 segundos antes de realizar las mediciones para garantizar que la señal obtenida era correcta y no estaba siendo afectada por movimiento del sujeto de pruebas.

Para las mediciones de los dos parámetros biométricos se utilizaron dos tipos de código para programar el controlador del sistema. Uno registró una serie de datos durante un intervalo de tiempo para obtener la medición al final de dicho intervalo y en el otro la medición es obtenida en tiempo real. Los resultados obtenidos durante las pruebas con ambos códigos fueron muy similares.

En las mediciones de frecuencia cardíaca, el sistema obtuvo resultados que no superaron un porcentaje de error al 5% al ser comparados con sistemas de uso comercial.

Las mediciones de temperatura corporal obtuvieron un porcentaje de error bastante bajo al realizar la comparativa con un termómetro de uso comercial, siendo el porcentaje de error menor al 2%.

Los resultados obtenidos fueron similares tanto en las pruebas en las que se midió cada parámetro de manera individual, como en las pruebas en las que se utilizó el sistema completo.

Para poder tener un mejor control de las pruebas, se propone como trabajo a futuro diseñar un dispositivo que sea capaz de simular señales que tengan las mismas propiedades que los parámetros biométricos, que el sistema pueda detectar. Con ello se podría prescindir de dispositivos comerciales para realizar la comparativa de las señales obtenidas o de tener que realizar pruebas con múltiples personas.

También se propone implementar en el sistema una configuración capaz de medir el parámetro de frecuencia respiratoria, para poder monitorear de manera más efectiva a una persona. Así como también la integración de alimentación por batería para que el sistema no necesite de una fuente de alimentación externa.

Una vez implementadas las nuevas configuraciones, se propone la realización de pruebas de campo. En entornos y situaciones que permitan validar el uso práctico del sistema. En concreto realizar mediciones a sujetos en situaciones reales o simuladas donde no es viable instalar un sistema de monitoreo comercial y donde no es posible tener contacto directo con los sujetos a medir. Ejemplos de este tipo de situaciones son zonas de desastre natural o hacer mediciones en sujetos que sufrieron un daño considerable en la piel.

Apéndice A

CÓDIGOS DE PROGRAMACIÓN

A.1. Código para lectura y almacenamiento de datos

#Código para lectura de una señal analógica, se imprime, se filtra
#y se guarda la lectura sin procesar en un CSV para su consulta posterior

```
import scipy as sp
import numpy as np
import pandas as pd
import time
import busio
import digitalio
import board
import json
import csv
import os
import adafruit_mcp3xxx.mcp3008 as MCP
from adafruit_mcp3xxx.analog_in import AnalogIn
import matplotlib
from matplotlib import pyplot as plt
from scipy.signal import find_peaks
from scipy.signal import filtfilt
from scipy import stats

# Se crea el bus SPI
spi = busio.SPI(clock=board.SCK, MISO=board.MISO, MOSI=board.MOSI)
# Se crea el cs (chip select), en este caso es el CEO
cs = digitalio.DigitalInOut(board.D22)
# se genera el objeto mcp
mcp = MCP.MCP3008(spi, cs)
# se define la entrada analogica, en este caso en el canal 0 del MCP3008
chan0 = AnalogIn(mcp, MCP.P0)

with open("config4.json") as jsonfile:
    jsonObject = json.load(jsonfile)
    jsonfile.close()

#Variables del json de configuración
nomarch = jsonObject["NombreArchivo"]
tempmed = int(jsonObject["Tmedicion"])

def captura(n):
    time.sleep(2)
    tempfin = time.monotonic()+n

    data = {'T':[0], 'V':[0]}
    df = pd.DataFrame(data)
```

```

a = 0;
b = 0;

while time.monotonic() < tempfin:

    inicio=time.monotonic()
    a= chan0.value
    fin=time.monotonic()
    b = b
    tiempomed = (fin - inicio)*5
    b= b+tiempomed

    nuevafila = {'T':b, 'V':a}
    df = df.append(nuevafila, ignore_index=True)
    csvdump(b, a)

return df

```

```

def imprsenal(x,yfilt):
    plt.figure(1)
    plt.figure(figsize=(40, 10))
    plt.clf()
    plt.plot(x,yfilt, c = 'Blue')
    plt.xlabel('t(s)')
    plt.grid(True)
    plt.legend()
    plt.savefig("Figura1.png")

```

```

def filtropasobanda(senal):
    orden = 2
    fm = 200 #muestreos por segundo de la raspberry 200kHz
    fcbajo = 1
    fcalto = 3.2
    nyq = 0.5 * fm #frecuencia de Nyquist
    bajo = fcbajo/nyq
    alto = fcalto/nyq
    b,a = sp.signal.butter(orden, [bajo,alto], btype="bandpass", analog=False)
    y = sp.signal.filtfilt(b,a,senal,axis=0)
    return y

```

```

#FUNCIONES RELACIONADAS AL ARCHIVO CSV
def csvgen(c):
    global nombdoc
    nombdoc = "%s.csv"%(c)
    x = "./%s"%(nombdoc)
    y = os.path.exists(x)
    header = ["Nmed","Med"]
    if(y == False):
        with open(nombdoc, "w", newline="") as archivo:
            writer = csv.writer(archivo, delimiter = ",")
            writer.writerow(header)

def csvdump(umed, valormed):
    datos = [None]

    datos[0] = [umed, valormed]
    with open(nombdoc, "a", newline="") as archivo:
        writer = csv.writer(archivo, delimiter = ",")
        writer.writerows(datos)

def main():

    csvgen(nomarch)
    datos = captura(tempmed)

    x = np.array(datos["T"])
    y = np.array(datos["V"])

    #Filtrado con filtro Butterworth digital
    yfilt=filtropasobanda(y)

    imprsenal(x,yfilt)

    print(datos)

if __name__ == "__main__":
    print("Este es el programa principal")
    main()

```

A.2. Código de lectura y detección de valores máximos de la señal

#Código para lectura en tiempo real de una señal analógica.
Se imprime y se detectan los picos de valores máximos

```
import scipy as sp
import numpy as np
import pandas as pd
import time
import busio
import digitalio
import board
import adafruit_mcp3xxx.mcp3008 as MCP
from adafruit_mcp3xxx.analog_in import AnalogIn
import matplotlib
from matplotlib import pyplot as plt
from scipy.signal import find_peaks

# Se crea el bus SPI
spi = busio.SPI(clock=board.SCK, MISO=board.MISO, MOSI=board.MOSI)
# Se crea el cs (chip select), en este caso es el CEO
cs = digitalio.DigitalInOut(board.D22)
# se genera el objeto mcp
mcp = MCP.MCP3008(spi, cs)
# se define la entrada analogica, en este caso en el canal 0 del MCP3008
chan0 = AnalogIn(mcp, MCP.P0)
#Funcion para la captura de los datos, se lee el tiempo de duracion medicion
#El tiempo leido es en segundos.
#Se guarda la informacion en un dataframe para su uso
tempmed= 15

def captura(n):

    tempfin = time.monotonic()+n

    data = {'T':[0], 'V':[0]}
    df = pd.DataFrame(data)

    a = 0;
    b = 0;

    while time.monotonic() < tempfin:

        inicio=time.monotonic()
        a= chan0.value
        fin=time.monotonic()
```

```

        b = b
        tiempomed = (fin - inicio)*5
        b= b+tiempomed

        nuevafila = {'T':b, 'V':a}
        df = df.append(nuevafila, ignore_index=True)

    return df

def findpicos(x,yfilt):
    peaks = find_peaks(yfilt, height=1)
    height = peaks[1]['peak_heights'] #lista de los valores de los picos
    peak_pos = x[peaks[0]] #Posición de los picos en x
    return height, peak_pos

def imprsenal(x,yfilt,xp,yp):
    plt.figure(6)
    plt.figure(figsize=(40, 10))
    plt.clf()
    plt.plot(x,yfilt, c = 'Blue')
    plt.scatter(xp,yp, c='Red')
    plt.xlabel('t(s)')
    plt.grid(True)
    plt.legend()
    plt.savefig("Figura1.png")

def main():
    datos = captura(tempmed)

    x = np.array(datos["T"])
    y = np.array(datos["V"])

    yp, xp = findpicos(x,y)

    imprsenal(x,y,xp,yp)

    print(datos)

if __name__ == "__main__":
    print("Este es el programa principal")
    main()

```

A.3. Código de funcionamiento del sistema completo

```
#Código para lectura en tiempo real de una señal analógica.
#Se imprime, filtra y se detectan
#los picos de valores máximos.
#También funciona en conjunto con el sensor infrarrojo
#para tener valores de temperatura

import scipy as sp
import numpy as np
import pandas as pd
import time
import busio
import digitalio
import board
import adafruit_mcp3xxx.mcp3008 as MCP
import adafruit_mlx90614
from adafruit_mcp3xxx.analog_in import AnalogIn
import matplotlib
from matplotlib import pyplot as plt
from scipy.signal import find_peaks
from scipy.signal import filtfilt
from scipy import stats

# Se crea el bus SPI
spi = busio.SPI(clock=board.SCK, MISO=board.MISO, MOSI=board.MOSI)
# Se crea el cs (chip select), en este caso es el CEO
cs = digitalio.DigitalInOut(board.D22)
# se genera el objeto mcp
mcp = MCP.MCP3008(spi, cs)
# se define la entrada analogica, en este caso en el canal 0 del MCP3008
chan0 = AnalogIn(mcp, MCP.P0)
#Funcion para la captura de los datos, se lee el tiempo de duracion medicion
#El tiempo leido es en segundos.
#Se guarda la información en un dataframe para su uso
tempmed= 10

#Objetos utilizadas para la medición de temperatura
#i2c = busio.I2C(board.SCL, board.SDA, frequency = 100000)
#mlx = adafruit_mlx90614.MLX90614(i2c)

def captura(n):

    tempfin = time.monotonic()+n

    data = {'T':[0], 'V':[0]}
```

```

df = pd.DataFrame(data)

a = 0;
b = 0;

while time.monotonic() < tempfin:

    inicio=time.monotonic()
    a= chan0.value
    fin=time.monotonic()
    b = b
    tiempomed = (fin - inicio)*5
    b= b+tiempomed

    nuevafila = {'T':b, 'V':a}
    df = df.append(nuevafila, ignore_index=True)

return df

def filtropasobanda(senal):
orden = 2
fm = 200 #muestreos por segundo de la raspberry 200kHz
fcbajo = 1
fcalto = 3.2
nyq = 0.5 * fm #frecuencia de Nyquist
bajo = fcbajo/nyq
alto = fcalto/nyq
b,a = sp.signal.butter(orden, [bajo,alto], btype="bandpass", analog=False)
y = sp.signal.filtfilt(b,a,senal,axis=0)
return y

def findpicos(x,yfilt):
peaks = find_peaks(yfilt, height=1)
height = peaks[1]['peak_heights'] #lista de los valores de los picos
peak_pos = x[peaks[0]] #Posición de los picos en x
return height, peak_pos

def imprsenal(x,yfilt,xp,yp):
plt.figure(6)
plt.figure(figsize=(40, 10))
plt.clf()
plt.plot(x,yfilt, c = 'Blue')
plt.scatter(xp,yp, c='Red')
plt.xlabel('t(s)')
plt.grid(True)
plt.legend()
plt.savefig("Figura1.png")

```

```

def temperatura():
    ambientTemp="{:.2f}".format(mlx.ambient_temperature)
    targetTemp="{:.2f}".format(mlx.object_temperature)

    time.sleep(1)

    print("Temperatura Ambiente:", ambientTemp, "Â C")
    print("Temperatura Objeto:", targetTemp, "Â C")

#Se realiza la función captura durante un ciclo pequeño de tiempo.
#Cada dos segundos se obtiene una nueva lectura.
#Se multiplica por 30 para obtener latidos por minuto y se imprime.
def btreal(n):

    tempfin = time.monotonic()+n

    while time.monotonic() < tempfin:
        datos = captura(2)
        x = np.array(datos["T"])
        y = np.array(datos["V"])

        #Filtrado con filtro Butterworth digital
        yfilt=filtropasobanda(y)
        yp, xp = findpicos(x,yfilt)

        lat2= len(xp)

        lat = (len(xp))*30

        print("Lat en 2 sec: ")
        print(lat2)
        print('\n')
        print("Latidos por min: ")
        print(lat)

def main():

    btreal(tempmed)
    imprsenal(x,y,xp,yp)

    temperatura()

if __name__ == "__main__":
    print("Este es el programa principal")
    main()

```

A.4. Código de funcionamiento del sistema en tiempo real

```
#Código para lectura en tiempo real de una señal analógica.
#Se imprime, filtra y se detectan los picos de valores máximos.

#Funciona en conjunto con el sensor infrarrojo
#para tener valores de temperatura

import scipy as sp
import numpy as np
import pandas as pd
import time
import busio
import digitalio
import board
import adafruit_mcp3xxx.mcp3008 as MCP
import adafruit_mlx90614
from adafruit_mcp3xxx.analog_in import AnalogIn
import matplotlib
from matplotlib import pyplot as plt
from scipy.signal import find_peaks
from scipy.signal import filtfilt
from scipy import stats

# Se crea el bus SPI
spi = busio.SPI(clock=board.SCK, MISO=board.MISO, MOSI=board.MOSI)
# Se crea el cs (chip select), en este caso es el CEO
cs = digitalio.DigitalInOut(board.D22)
# se genera el objeto mcp
mcp = MCP.MCP3008(spi, cs)
# se define la entrada analogica, en este caso en el canal 0 del MCP3008
chan0 = AnalogIn(mcp, MCP.P0)
#Funcion para la captura de los datos, se lee el tiempo de duracion medicion
#El tiempo leido es en segundos.
#Se guarda la información en un dataframe para su uso
tempmed= 10

#Objetos utilizadas para la medición de temperatura
#i2c = busio.I2C(board.SCL, board.SDA, frequency = 100000)
#mlx = adafruit_mlx90614.MLX90614(i2c)
```

```

def captura(n):

    tempfin = time.monotonic()+n

    data = {'T':[0], 'V':[0]}
    df = pd.DataFrame(data)

    a = 0;
    b = 0;

    while time.monotonic() < tempfin:

        inicio=time.monotonic()
        a= chan0.value
        fin=time.monotonic()
        b = b
        tiempomed = (fin - inicio)*5
        b= b+tiempomed

        nuevafila = {'T':b, 'V':a}
        df = df.append(nuevafila, ignore_index=True)

    return df

def filtropasobanda(senal):
    orden = 2
    fm = 200 #muestreos por segundo de la raspberry 200kHz
    fcbajo = 1
    fcalto = 3.2
    nyq = 0.5 * fm #frecuencia de Nyquist
    bajo = fcbajo/nyq
    alto = fcalto/nyq
    b,a = sp.signal.butter(orden, [bajo,alto], btype="bandpass", analog=False)
    y = sp.signal.filtfilt(b,a,senal,axis=0)
    return y

def findpicos(x,yfilt):
    peaks = find_peaks(yfilt, height=1)
    height = peaks[1]['peak_heights'] #lista de los valores de los picos
    peak_pos = x[peaks[0]] #Posición de los picos en x
    return height, peak_pos

```

```

def temperatura():
    ambientTemp="{:.2f}".format(mlx.ambient_temperature)
    targetTemp="{:.2f}".format(mlx.object_temperature)

    time.sleep(1)

    print("Temperatura Ambiente:", ambientTemp, "Â C")
    print("Temperatura Objeto:", targetTemp, "Â C")

#Se realiza la función captura durante un ciclo pequeño de tiempo.

def btreal(n):

    tempfin = time.monotonic()+n

    while time.monotonic() < tempfin:
        datos = captura(2)
        x = np.array(datos["T"])
        y = np.array(datos["V"])

        #Filtrado con filtro Butterworth digital
        yfilt=filtropasobanda(y)
        yp, xp = findpicos(x,yfilt)

    #Se calcula el intervalo de tiempo restando los tiempos entre 2 picos
    #y se dividen 60 segundos entre ese valor para obtener los latidos por minuto

        latemp = xp[1]-xp[0]
        lat = 60/latemp

        print('\n')
        print("Latidos por min: ")
        print(lat)

def main():

    btreal(tempmed)
    temperatura()

if __name__ == "__main__":
    print("Este es el programa principal")
    main()

```

Apéndice B

HOJAS DE ESPECIFICACIONES

B.1. Módulo de Radar Doppler HB100



1. Introduction

V1.02

HB Series of microwave motion sensor module are X-Band Mono-static DRO Doppler transceiver front-end module. These modules are designed for movement detection, like intruder alarms, occupancy modules and other innovative ideas.

The module consists of Dielectric Resonator Oscillator (DRO), microwave mixer and patch antenna (see Diagram A).

This Application Note highlights some important points when designing-in HB100 module. Most of the points are also applicable to other models in this series.

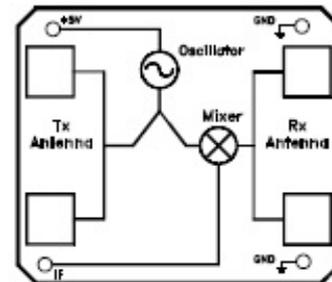


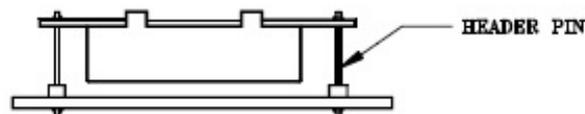
Diagram A: Block Diagram

2. Mounting

Header Pins can be used to connected the terminals (+5V, IF, GND) to the amplifier circuit as well as mounting support. Other mounting methods may be used.

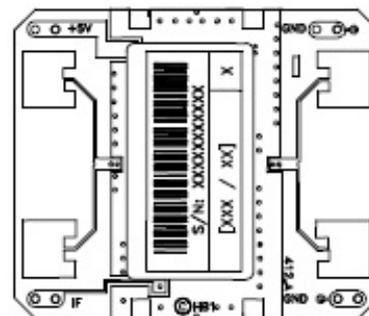
Wave-solder the module onto PCBA is possible but processes has to be evaluated to prevent deterioration. No-cleaning process is recommended.

Caution must be taken to avoid applying pressure or stresses to the chassis of the module. As it may cause performance deterioration.



3. Before Power Up

Connect the power supply, Ground and amplifier circuitry at the designed terminals. Designation of the connection terminals are printed on the PCB as shown in Diagram A.



4. Power Supply

The module operates at +5 Vdc for Continuous wave (CW) operation (see Annex 1).

The module can be powered by +5V low duty cycle pulsed trains in order to reduce its power consumption. Sample & Hold circuit at the IF output is required for pulse operation (see Annex 2).

5. Transmit Frequency

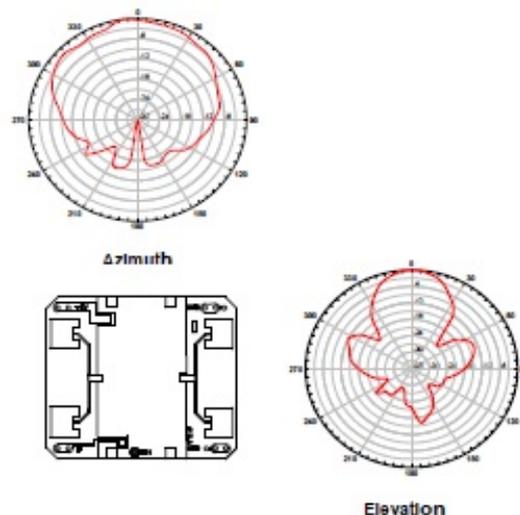
The transmit frequency and power of the module is set by factory. There is no user adjustable part in this device.

The module is a low power radio device (LPRD) or intended radiator. Local radio communication authority regulates use of such a device. Though user license may be exempted, type approval of equipment or other regulation compliance may be required.

Annex 3 shown the allocated frequency in some countries.

6. Radiation Pattern

The module to be mounted with the antenna patches facing to the desired detection zone. The user may vary the orientation of the module to get the best coverage. The radiation patterns of the antenna and their half power beam width (HPBW) are shown in below diagram.



7. Output Signals

V1.02

Doppler shift - Doppler shift output from IF terminal when movement is detected. The magnitude of the Doppler Shift is proportional to reflection of transmitted energy and is in the range of microvolts (μV). A high gain low frequency amplifier is usually connected to the IF terminal in order to amplify the Doppler shift to a processable level (see Annex 1). Frequency of Doppler shift is proportional to velocity of motion. Typical human walking generates Doppler shift below 100 Hz. Doppler frequency can be calculated by Doppler equation in Annex 4.

The Received Signal Strength (RSS) is the voltage measured of the Doppler shift at the IF output. The RSS figure specified in the technical data sheet is level of a 25 Hz Doppler shift, generate from the modulated microwave signal received at the received antenna, The received microwave signal is attenuated to 93 dB below the transmit microwave signal from the transmit antenna of the same unit. The 93dB loss is the total losses combining two ways free space loss (82.4 dB for 30 meters at 10.525 GHz), reflection loss and absorption loss of the target, as well as other losses.

This RSS figure can be view as an approximation of the output signal strength for a human at 15 meters away walking straight to the module at 1.28 km/hour.

Reflection of a human body is varied with the size of the body, clothing, apparels and other environmental factors; RSS measured for two human bodies may vary by 50%.

Circuit designer must take note the maximum and minimum Received Signal Strength (RSS) specified in technical data sheet, when designing the amplifier. Sensitive deviation between modules has to be considered when setting amplifier gain or alarm threshold. On-production-line gain adjustment may be necessary if a narrow window for triggering threshold is required.

Noise - The noise figure specified in the technical data sheet is the noise measured in an Anechoic chamber, that shield the unit-under-test from external interference, as well as reflection from surfaces. Hence, the figure is only presenting the noise generated by the internal circuit itself.

Other than noises generate from internal electronic circuit, in actual applications, other noises may be picked up from surrounding, or other part of the electronic circuit.

Specially attention has to be given to the interference pick up from fluorescent light, as the 100/120 Hz noise is closed to the Doppler frequency generated by human movement

On and off switching of certain devices (relay, LED, motor, etc.) may generated high magnitude of transient noise at the IF terminal. Careful PCB layout and time masking is necessary to prevent false triggering.

DC Level - DC level (0.01 to 0.2 Vdc) exists at the IF terminal and its polarity can be positive and negative. Its magnitude may vary over temperature. AC coupling is recommended for IF terminal connection.

8. Radiation Safety

Microwave radiation from the module is well below established safety standards for general public environment, like ANSI C95.1-1991 of USA and NRPB-G11 of United Kingdom.

9. Handling

The module has been fully tested to specifications. Upon opening, tighten or loosen the chassis will cause performance deterioration.

The module is an electrostatic sensitive device (ESD). Precautions shall be observed for handling and assembly.

10. Product Support

Please contact our product support engineers in the factory for technical assistance whenever necessary.

Product Support (Microwave Sensors)

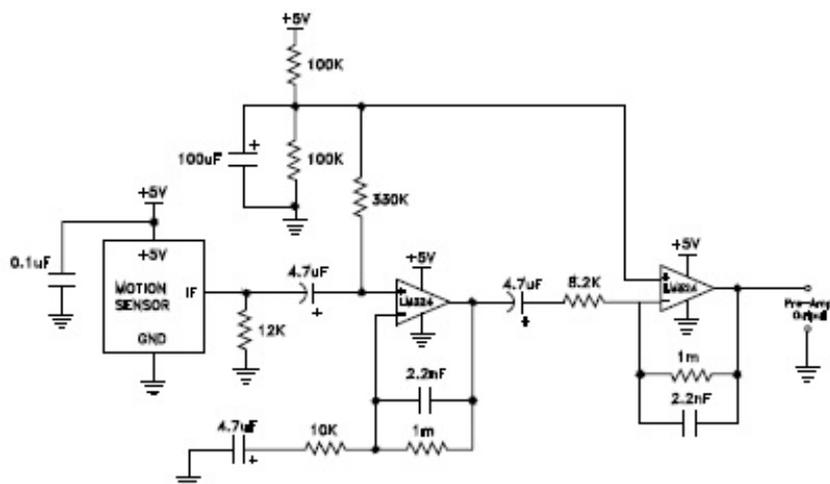
Tel: (65) 6568 7414

Fax: (65) 6567 6370

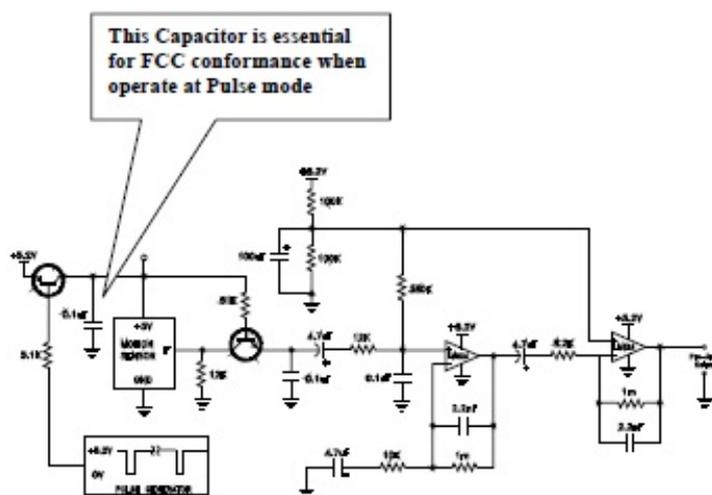
e-mail: agilsense@stee.stengg.com

Annex 1: Amplifier Circuit (CW operation)

V1.02



Annex 2: Amplifier Circuit (Pulse operation, PRF =2 KHz, Duty Cycle = 4%)



Satcom & Sensor Systems

ST Electronics (Satcom & Sensor Systems) Pte Ltd
100 Jooong East Street 31, ST Electronics Jooong East Building Level 4, Singapore 60602
Tel: 65118601 6201 Fax: 65118601 6319 Email: agilsense@stos.stengg.com
Website: www.agilsense.com 1.8gig 120V0207119



Annex 3: Allocated Frequency for Movement Detection

Frequency	Country	Remark
9.35 GHz	Germany	
9.9 GHz	France, Italy	
10.525 GHz	USA, Belgium, Netherlands	
10.587 GHz	UK	Outdoor applications
10.687 GHz	UK	Indoor applications

Note:

1. Though same frequency is allocated in some countries, national regulations may specify different EIRP, spurious emission or other requirements.
2. ETS 300 440 is the recommended harmonized standard for European Community, member country may adopt their own national regulation.
3. The regulations are subjected to change from time to time, please contact appropriate authorities for full and up-to-dated information.
4. Useful websites:

Agency	Website
The Code of Federal Regulations, USA	http://www.access.gpo.gov/cgi-bin/cfrassemble.cgi?title=199847
The European Radiocommunication Office	http://www.ero.dk/
The Radiocommunications Agency , UK	http://www.radio.gov.uk/

Annex 4: Doppler Equation

$$F_d = 2V \left(\frac{F_t}{c} \right) \cos \theta$$

Where

F_d = Doppler frequency

V = Velocity of the target

F_t = Transmit frequency

c = Speed of light (3×10^8 m/sec)

θ = The angle between the target moving direction and the axis of the module.

If a target is moving straight toward or away from HB100 ($F_t = 10.525$ GHz) The formula is simplified to:

$$F_d = 19.49V \text{ (Velocity in km/hour) or } 31.36V \text{ (V in mile per hour)}$$

Conversion factor for other frequencies are shown as below:

Frequency	F_d (V in Km/hr)	F_d (V in mph)
9.35 GHz	17.31V	27.85V
9.9 GHz	18.33V	29.49V
10.525 GHz	19.49V	31.36V
10.587 GHz	19.60V	31.54V
10.687 GHz	19.79V	31.84V
24.125 GHz	44.68V	71.89V

B.2. Sensor de temperatura MLX90614



MLX90614 family Single and Dual Zone Infra Red Thermometer in TO-39

Features and Benefits

- Small size, low cost
- Easy to integrate
- Factory calibrated in wide temperature range: -40...+125°C for sensor temperature and -70...+380°C for object temperature.
- High accuracy of 0.5°C over wide temperature range (0...+50°C for both Ta and To)
- High (medical) accuracy calibration
- Measurement resolution of 0.02°C
- Single and dual zone versions
- SMBus compatible digital interface
- Customizable PWM output for continuous reading
- Available in 3V and 5V versions
- Simple adaptation for 8...16V applications
- Sleep mode for reduced power consumption
- Different package options for applications and measurements versatility
- Automotive grade

Applications Examples

- High precision non-contact temperature measurements
- Thermal Comfort sensor for Mobile Air Conditioning control system
- Temperature sensing element for residential, commercial and industrial building air conditioning
- Windshield defogging
- Automotive blind angle detection
- Industrial temperature control of moving parts
- Temperature control in printers and copiers
- Home appliances with temperature control
- Healthcare
- Livestock monitoring
- Movement detection
- Multiple zone temperature control – up to 127 sensors can be read via common 2 wires
- Thermal relay / alert
- Body temperature measurement

Ordering Information

Part No.	Temperature Code	Package Code	- Option Code	Standard part	Packing form
MLX90614	E (-40°C...85°C) K (-40°C...125°C)	SF (TO-39)	- X X X (1) (2) (3)	-000	-TU

(1) Supply Voltage/ Accuracy A - 5V B - 3V C - Reserved D - 3V medical accuracy	(2) Number of thermopiles: A – single zone B – dual zone C – gradient compensated*	(3) Package options: A – Standard package B – Reserved C – 35° FOV D/E – Reserved F – 10° FOV G – Reserved H – 12° FOV (refractive lens) I – 5° FOV
---	---	---

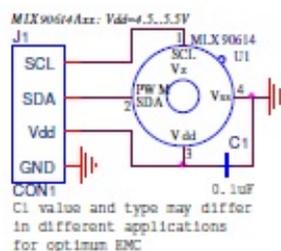


Example:

MLX90614ESF-BAA-000-TU

* : See page 2

1 Functional diagram



MLX90614 connection to SMBus

Figure 1: Typical application schematics

2 General Description

The MLX90614 is an Infra Red thermometer for non contact temperature measurements. Both the IR sensitive thermopile detector chip and the signal conditioning ASSP are integrated in the same TO-39 can.

Thanks to its low noise amplifier, 17-bit ADC and powerful DSP unit, a high accuracy and resolution of the thermometer is achieved.

The thermometer comes factory calibrated with a digital PWM and SMBus (System Management Bus) output.

As a standard, the 10-bit PWM is configured to continuously transmit the measured temperature in range of -20...120°C, with an output resolution of 0.14°C.

The factory default POR setting is SMBus.

General description (continued)

The MLX90614 is built from 2 chips developed and manufactured by Melexis:

- The Infra Red thermopile detector MLX81101
- The signal conditioning ASSP MLX90302, specially designed to process the output of IR sensor.

The device is available in an industry standard TO-39 package.

Thanks to the low noise amplifier, high resolution 17-bit ADC and powerful DSP unit of MLX90302 high accuracy and resolution of the thermometer is achieved. The calculated object and ambient temperatures are available in RAM of MLX90302 with resolution of 0.01°C. They are accessible by 2 wire serial SMBus compatible protocol (0.02°C resolution) or via 10-bit PWM (Pulse Width Modulated) output of the device.

The MLX90614 is factory calibrated in wide temperature ranges: -40...125°C for the ambient temperature and -70...380°C for the object temperature.

The measured value is the average temperature of all objects in the Field Of View of the sensor. The MLX90614 offers a standard accuracy of $\pm 0.5^\circ\text{C}$ around room temperatures. A special version for medical applications exists offering an accuracy of $\pm 0.2^\circ\text{C}$ in a limited temperature range around the human body temperature.

It is very important for the application designer to understand that these accuracies are only guaranteed and achievable when the sensor is in thermal equilibrium and under isothermal conditions (there are no temperature differences across the sensor package). The accuracy of the thermometer can be influenced by temperature differences in the package induced by causes like (among others): Hot electronics behind the sensor, heaters/coolers behind or beside the sensor or by a hot/cold object very close to the sensor that not only heats the sensing element in the thermometer but also the thermometer package.

This effect is especially relevant for thermometers with a small FOV like the xxC and xxF as the energy received by the sensor from the object is reduced. Therefore, Melexis has introduced the xCx version of the MLX90614. In these MLX90614xCx, the thermal gradients are measured internally and the measured temperature is compensated for them. In this way, the xCx version of the MLX90614 is much less sensitive to thermal gradients, but the effect is not totally eliminated. It is therefore important to avoid the causes of thermal gradients as much as possible or to shield the sensor from them.

As a standard, the MLX90614 is calibrated for an object emissivity of 1. It can be easily customized by the customer for any other emissivity in the range 0.1...1.0 without the need of recalibration with a black body.

The 10-bit PWM is as a standard configured to transmit continuously the measured object temperature for an object temperature range of -20...120°C with an output resolution of 0.14°C. The PWM can be easily customized for virtually any range desired by the customer by changing the content of 2 EEPROM cells. This has no effect on the factory calibration of the device.

The PWM pin can also be configured to act as a thermal relay (input is T_o), thus allowing for an easy and cost effective implementation in thermostats or temperature (freezing / boiling) alert applications. The temperature threshold is user programmable. In a SMBus system this feature can act as a processor interrupt that can trigger reading all slaves on the bus and to determine the precise condition.

The thermometer is available in 2 supply voltage options: 5V compatible or 3V (battery) compatible. The 5V can be easily adopted to operate from a higher supply voltage (8...16V, for example) by use of few external components (refer to "Applications information" section for details).

An optical filter (long-wave pass) that cuts off the visible and near infra-red radiant flux is integrated in the package to provide ambient and sunlight immunity. The wavelength pass band of this optical filter is from 5.5 till 14 μm (except for xCH and xCI type of devices which incorporate uncoated germanium lens).

4 Glossary of Terms

PTAT	Proportional To Absolute Temperature sensor (package temperature)
POR	Power On Reset
HFO	High Frequency Oscillator (RC type)
DSP	Digital Signal Processing
FIR	Finite Impulse Response. Digital filter
IIR	Infinite Impulse Response. Digital filter
IR	Infra-Red
PWM	Pulse With Modulation
DC	Duty Cycle (of the PWM) ; Direct Current (for settled conditions specifications)
FOV	Field Of View
SDA,SCL	Serial DAta, Serial CLock – SMBus compatible communication pins
T _a	Ambient Temperature measured from the chip – (the package temperature)
T _o	Object Temperature, 'seen' from IR sensor
ESD	Electro-Static Discharge
EMC	Electro-Magnetic Compatibility
ASSP	Application Specific Standard Product
TBD	To Be Defined

Note: sometimes the MLX90614xxx is referred as "the module".

5 Maximum ratings

Parameter	MLX90614ESF-Axx	MLX90614ESF-Bxx MLX90614ESF-Dxx	MLX90614KSF-Axx
Supply Voltage, V _{DD} (over voltage)	7V	5V	7V
Supply Voltage, V _{DD} (operating)	5.5 V	3.6V	5.5V
Reverse Voltage	0.4 V		
Operating Temperature Range, T _A	-40...+85°C		-40...+125°C
Storage Temperature Range, T _S	-40...+125°C		-40...+125°C
ESD Sensitivity (AEC Q100 002)	2kV		
DC current into SCL / Vz (Vz mode)	2 mA		
DC sink current, SDA / PWM pin	25 mA		
DC source current, SDA / PWM pin	25 mA		
DC clamp current, SDA / PWM pin	25 mA		
DC clamp current, SCL pin	25 mA		

Table 1: Absolute maximum ratings for MLX90614

Exceeding the absolute maximum ratings may cause permanent damage.
Exposure to absolute-maximum-rated conditions for extended periods may affect device reliability.

6 Pin definitions and descriptions

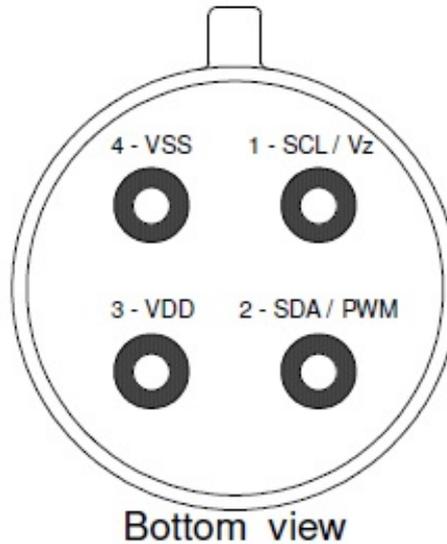


Figure 2: Pin description

Pin Name	Function
SCL / Vz	Serial clock input for 2 wire communications protocol. 5.7V zener is available at this pin for connection of external bipolar transistor to MLX90614Axx to supply the device from external 8 ...16V source.
SDA / PWM	Digital input / output. In normal mode the measured object temperature is available at this pin Pulse Width Modulated. In SMBus compatible mode the pin is automatically configured as open drain NMOS.
VDD	External supply voltage.
VSS	Ground. The metal can is also connected to this pin.

Table 2: Pin description MLX90614

*Note: for +12V (+8...+16V) powered operation refer to the Application information section. For EMC and isothermal conditions reasons it is highly recommended not to use any electrical connection to the metal can except by the VSS pin.
 With the SCL / Vz and PWM / SDA pins operated in 2-wire interface mode, the input Schmidt trigger function is automatically enabled.*

7 Electrical Specifications

7.1 MLX90614Axx

All parameters are valid for $T_A = 25\text{ }^\circ\text{C}$, $V_{DD} = 5\text{V}$ (unless otherwise specified)

Parameter	Symbol	Test Conditions	Min	Typ	Max	Units
Supplies						
External supply	V_{DD}		4.5	5	5.5	V
Supply current	I_{DD}	No load		1.3	2	mA
Supply current (programming)	I_{DDpr}	No load, erase/write EEPROM operations		1.5	2.5	mA
Zener voltage	V_Z	$I_Z = 75 \dots 1000\mu\text{A}$ ($T_A = \text{room}$)	5.5	5.7	5.9	V
Zener voltage	$V_Z(T_A)$	$I_Z = 70 \dots 1000\mu\text{A}$, full temperature range	5.15	5.7	6.24	V
Power On Reset						
POR level	$V_{POR,up}$	Power-up (full temp range)	1.4	1.75	1.95	V
POR level	$V_{POR,down}$	Power -down (full temp range)	1.3	1.7	1.9	V
POR hysteresis	$V_{POR,hys}$	Full temp range	0.08	0.1	1.15	V
V_{DD} rise time (10% to 90% of specified supply voltage)	T_{POR}	Ensure POR signal			20	ms
Output valid (result in RAM)	T_{valid}	After POR		0.25		s
Pulse width modulation¹						
PWM resolution	PWM_{res}	Data band		10		bit
PWM output period	$PWM_{T,def}$	Factory default, internal oscillator factory calibrated		1.024		ms
PWM period stability	$dPWM_T$	Internal oscillator factory calibrated, over the entire operation range and supply voltage	-10		+10	%
Output high Level	PWM_{HI}	$I_{SOURCE} = 2\text{ mA}$	$V_{DD}-0.2$			V
Output low Level	PWM_{LO}	$I_{SINK} = 2\text{ mA}$			$V_{SS}+0.2$	V
Output drive current	$I_{drivePWM}$	$V_{out,H} = V_{DD} - 0.8\text{V}$		7		mA
Output sink current	$I_{sinkPWM}$	$V_{out,L} = 0.8\text{V}$		13.5		mA

Continued on next page

Parameter	Symbol	Test Conditions	Min	Typ	Max	Units
SMBus compatible 2-wire interface²						
Input high voltage	$V_{IH}(T_a, V)$	Over temperature and supply	3			V
Input low voltage	$V_{IL}(T_a, V)$	Over temperature and supply			0.6	V
Output low voltage	V_{OL}	Over temperature and supply, $I_{sink} = 2mA$			0.2	V
SCL leakage	$I_{SCL, leak}$	$V_{SCL}=4V, T_a=+85^{\circ}C$			30	μA
SDA leakage	$I_{SDA, leak}$	$V_{SDA}=4V, T_a=+85^{\circ}C$			0.3	μA
SCL capacitance	C_{SCL}				10	pF
SDA capacitance	C_{SDA}				10	pF
Slave address	SA	Factory default		5A		hex
Wake up request	t_{wake}	SDA low	33			ms
SMBus Request	t_{REQ}	SCL low	1.44			ms
Timeout, low	$T_{timeout,L}$	SCL low	27		33	ms
Timeout, high	$T_{timeout,H}$	SCL high	45		55	μs
Acknowledge setup time	$T_{suac}(MD)$	8-th SCL falling edge, Master			1.5	μs
Acknowledge hold time	$T_{hdac}(MD)$	9-th SCL falling edge, Master			1.5	μs
Acknowledge setup time	$T_{suac}(SD)$	8-th SCL falling edge, Slave			2.5	μs
Acknowledge hold time	$T_{hdac}(SD)$	9-th SCL falling edge, Slave			1.5	μs
EEPROM						
Data retention		$T_a = +85^{\circ}C$	10			years
Erase/write cycles		$T_a = +25^{\circ}C$	100,000			Times
Erase/write cycles		$T_a = +125^{\circ}C$	10,000			Times
Erase cell time	T_{erase}			5		ms
Write cell time	T_{write}			5		ms

Table 3: Electrical specification MLX90614Axx

Notes: All the communication and refresh rate timings are given for the nominal calibrated HFO frequency and will vary with this frequency's variations.

1. With large capacitive load lower PWM frequency is recommended. Thermal relay output (when configured) has the PWM DC specification and can be programmed as push-pull, or NMOS open drain. PWM is free-running, power-up factory default is SMBus, refer to section 8.6, "Switching between PWM and SMBus communication" for more details.

2. For SMBus compatible interface on 12V application refer to Application information section. SMBus compatible interface is described in details in the SMBus detailed description section. Maximum number of MLX90614 devices on one bus is 127, higher pull-up currents are recommended for higher number of devices, faster bus data transfer rates, and increased reactive loading of the bus. MLX90614 is always a slave device on the bus. MLX90614 can work in both low-power and high-power SMBus communication.

All voltages are referred to the V_{SS} (ground) unless otherwise noted.

Sleep mode is not available on the 5V version (MLX90614Axx).

B.3. Conversor analógico digital MCP3008



MCP3004/3008

2.7V 4-Channel/8-Channel 10-Bit A/D Converters with SPI Serial Interface

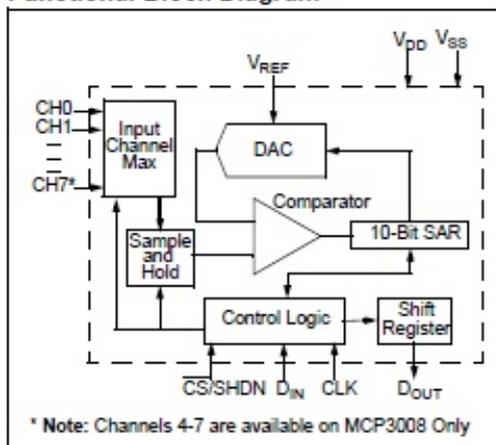
Features

- 10-bit resolution
- ± 1 LSB max DNL
- ± 1 LSB max INL
- 4 (MCP3004) or 8 (MCP3008) input channels
- Analog inputs programmable as single-ended or pseudo-differential pairs
- On-chip sample and hold
- SPI serial interface (modes 0,0 and 1,1)
- Single supply operation: 2.7V - 5.5V
- 200 ksp/s max. sampling rate at $V_{DD} = 5V$
- 75 ksp/s max. sampling rate at $V_{DD} = 2.7V$
- Low power CMOS technology
- 5 nA typical standby current, 2 μA max.
- 500 μA max. active current at 5V
- Industrial temp range: $-40^{\circ}C$ to $+85^{\circ}C$
- Available in PDIP, SOIC and TSSOP packages

Applications

- Sensor Interface
- Process Control
- Data Acquisition
- Battery Operated Systems

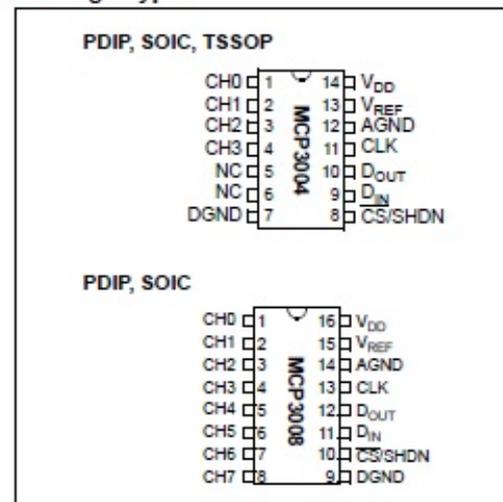
Functional Block Diagram



Description

The Microchip Technology Inc. MCP3004/3008 devices are successive approximation 10-bit Analog-to-Digital (A/D) converters with on-board sample and hold circuitry. The MCP3004 is programmable to provide two pseudo-differential input pairs or four single-ended inputs. The MCP3008 is programmable to provide four pseudo-differential input pairs or eight single-ended inputs. Differential Nonlinearity (DNL) and Integral Nonlinearity (INL) are specified at ± 1 LSB. Communication with the devices is accomplished using a simple serial interface compatible with the SPI protocol. The devices are capable of conversion rates of up to 200 ksp/s. The MCP3004/3008 devices operate over a broad voltage range (2.7V - 5.5V). Low-current design permits operation with typical standby currents of only 5 nA and typical active currents of 320 μA . The MCP3004 is offered in 14-pin PDIP, 150 mil SOIC and TSSOP packages, while the MCP3008 is offered in 18-pin PDIP and SOIC packages.

Package Types



1.0 ELECTRICAL CHARACTERISTICS

Absolute Maximum Ratings †

V _{DD}	7.0V
All Inputs and Outputs w.r.t. V _{SS}	-0.6V to V _{DD} + 0.6V
Storage Temperature	-65°C to +150°C
Ambient temperature with power applied.....	-65°C to +150°C
Soldering temperature of leads (10 seconds).....	+300°C
ESD Protection On All Pins (HBM).....	≥ 4 kV

† Notice: Stresses above those listed under "Absolute Maximum Ratings" may cause permanent damage to the device. This is a stress rating only and functional operation of the device at those or any other conditions above those indicated in the operational listings of this specification is not implied. Exposure to maximum rating conditions for extended periods may affect device reliability.

ELECTRICAL SPECIFICATIONS

Electrical Characteristics: Unless otherwise noted, all parameters apply at V _{DD} = 5V, V _{REF} = 5V, T _A = -40°C to +85°C, f _{SAMPLE} = 200 ksps and f _{CLK} = 18*f _{SAMPLE} . Unless otherwise noted, typical values apply for V _{DD} = 5V, T _A = +25°C.						
Parameter	Sym	Min	Typ	Max	Units	Conditions
Conversion Rate						
Conversion Time	t _{CONV}	—	—	10	clock cycles	
Analog Input Sample Time	t _{SAMPLE}	1.5			clock cycles	
Throughput Rate	f _{SAMPLE}	—	—	200 75	ksps ksps	V _{DD} = V _{REF} = 5V V _{DD} = V _{REF} = 2.7V
DC Accuracy						
Resolution		10			bits	
Integral Nonlinearity	INL	—	±0.5	±1	LSB	
Differential Nonlinearity	DNL	—	±0.25	±1	LSB	No missing codes over temperature
Offset Error		—	—	±1.5	LSB	
Gain Error		—	—	±1.0	LSB	
Dynamic Performance						
Total Harmonic Distortion		—	-76		dB	V _{IN} = 0.1V to 4.9V@1 kHz
Signal-to-Noise and Distortion (SINAD)		—	61		dB	V _{IN} = 0.1V to 4.9V@1 kHz
Spurious Free Dynamic Range		—	78		dB	V _{IN} = 0.1V to 4.9V@1 kHz
Reference Input						
Voltage Range		0.25	—	V _{DD}	V	Note 2
Current Drain		—	100 0.001	150 3	μA μA	V _{CS} = V _{DD} = 5V
Analog Inputs						
Input Voltage Range for CH0 or CH1 in Single-Ended Mode		V _{SS}	—	V _{REF}	V	
Input Voltage Range for IN+ in pseudo-differential mode		IN-	—	V _{REF} +IN-		
Input Voltage Range for IN- in pseudo-differential mode		V _{SS} -100	—	V _{SS} +100	mV	

- Note** 1: This parameter is established by characterization and not 100% tested.
 2: See graphs that relate linearity performance to V_{REF} levels.
 3: Because the sample cap will eventually lose charge, effective clock rates below 10 kHz can affect linearity performance, especially at elevated temperatures. See Section 6.2 "Maintaining Minimum Clock Speed", "Maintaining Minimum Clock Speed", for more information.

MCP3004/3008

ELECTRICAL SPECIFICATIONS (CONTINUED)

Electrical Characteristics: Unless otherwise noted, all parameters apply at $V_{DD} = 5V$, $V_{REF} = 5V$, $T_A = -40^\circ C$ to $+85^\circ C$, $f_{SAMPLE} = 200$ ksp/s and $f_{CLK} = 18 \cdot f_{SAMPLE}$. Unless otherwise noted, typical values apply for $V_{DD} = 5V$, $T_A = +25^\circ C$.						
Parameter	Sym	Min	Typ	Max	Units	Conditions
Leakage Current		—	0.001	± 1	μA	
Switch Resistance		—	1000	—	Ω	See Figure 4-1
Sample Capacitor		—	20	—	pF	See Figure 4-1
Digital Input/Output						
Data Coding Format		Straight Binary				
High Level Input Voltage	V_{IH}	$0.7 V_{DD}$	—	—	V	
Low Level Input Voltage	V_{IL}	—	—	$0.3 V_{DD}$	V	
High Level Output Voltage	V_{OH}	4.1	—	—	V	$I_{OH} = -1$ mA, $V_{DD} = 4.5V$
Low Level Output Voltage	V_{OL}	—	—	0.4	V	$I_{OL} = 1$ mA, $V_{DD} = 4.5V$
Input Leakage Current	I_{LI}	-10	—	10	μA	$V_{IN} = V_{SS}$ or V_{DD}
Output Leakage Current	I_{LO}	-10	—	10	μA	$V_{OUT} = V_{SS}$ or V_{DD}
Pin Capacitance (All Inputs/Outputs)	C_{IN} , C_{OUT}	—	—	10	pF	$V_{DD} = 5.0V$ (Note 1) $T_A = 25^\circ C$, $f = 1$ MHz
Timing Parameters						
Clock Frequency	f_{CLK}	—	—	3.6 1.35	MHz MHz	$V_{DD} = 5V$ (Note 3) $V_{DD} = 2.7V$ (Note 3)
Clock High Time	t_{HI}	125	—	—	ns	
Clock Low Time	t_{LO}	125	—	—	ns	
CS Fall To First Rising CLK Edge	t_{SUCS}	100	—	—	ns	
CS Fall To Falling CLK Edge	t_{CSFD}	—	—	0	ns	
Data Input Setup Time	t_{SU}	50	—	—	ns	
Data Input Hold Time	t_{HD}	50	—	—	ns	
CLK Fall To Output Data Valid	t_{DO}	—	—	125 200	ns ns	$V_{DD} = 5V$, See Figure 1-2 $V_{DD} = 2.7V$, See Figure 1-2
CLK Fall To Output Enable	t_{EN}	—	—	125 200	ns ns	$V_{DD} = 5V$, See Figure 1-2 $V_{DD} = 2.7V$, See Figure 1-2
CS Rise To Output Disable	t_{DIS}	—	—	100	ns	See Test Circuits, Figure 1-2
CS Disable Time	t_{CSH}	270	—	—	ns	
D_{OUT} Rise Time	t_R	—	—	100	ns	See Test Circuits, Figure 1-2 (Note 1)
D_{OUT} Fall Time	t_F	—	—	100	ns	See Test Circuits, Figure 1-2 (Note 1)

- Note 1:** This parameter is established by characterization and not 100% tested.
Note 2: See graphs that relate linearity performance to V_{REF} levels.
Note 3: Because the sample cap will eventually lose charge, effective clock rates below 10 kHz can affect linearity performance, especially at elevated temperatures. See Section 6.2 "Maintaining Minimum Clock Speed", "Maintaining Minimum Clock Speed", for more information.

ELECTRICAL SPECIFICATIONS (CONTINUED)

Electrical Characteristics: Unless otherwise noted, all parameters apply at $V_{DD} = 5V$, $V_{REF} = 5V$, $T_A = -40^\circ\text{C}$ to $+85^\circ\text{C}$, $f_{\text{SAMPLE}} = 200 \text{ kbps}$ and $f_{\text{CLK}} = 18 \cdot f_{\text{SAMPLE}}$. Unless otherwise noted, typical values apply for $V_{DD} = 5V$, $T_A = +25^\circ\text{C}$.

Parameter	Sym	Min	Typ	Max	Units	Conditions
Power Requirements						
Operating Voltage	V_{DD}	2.7	—	5.5	V	
Operating Current	I_{DD}	—	425 225	550	μA	$V_{DD} = V_{REF} = 5V$, D_{OUT} unloaded $V_{DD} = V_{REF} = 2.7V$, D_{OUT} unloaded
Standby Current	I_{DSS}	—	0.005	2	μA	$CS = V_{DD} = 5.0V$

- Note 1:** This parameter is established by characterization and not 100% tested.
Note 2: See graphs that relate linearity performance to V_{REF} levels.
Note 3: Because the sample cap will eventually lose charge, effective clock rates below 10 kHz can affect linearity performance, especially at elevated temperatures. See Section 6.2 "Maintaining Minimum Clock Speed", "Maintaining Minimum Clock Speed", for more information.

TEMPERATURE CHARACTERISTICS

Electrical Specifications: Unless otherwise indicated, $V_{DD} = +2.7V$ to $+5.5V$, $V_{SS} = \text{GND}$.

Parameters	Sym	Min	Typ	Max	Units	Conditions
Temperature Ranges						
Specified Temperature Range	T_A	-40	—	+85	$^\circ\text{C}$	
Operating Temperature Range	T_A	-40	—	+85	$^\circ\text{C}$	
Storage Temperature Range	T_A	-65	—	+150	$^\circ\text{C}$	
Thermal Package Resistances						
Thermal Resistance, 14L-PDIP	θ_{JA}	—	70	—	$^\circ\text{C/W}$	
Thermal Resistance, 14L-SOIC	θ_{JA}	—	108	—	$^\circ\text{C/W}$	
Thermal Resistance, 14L-TSSOP	θ_{JA}	—	100	—	$^\circ\text{C/W}$	
Thermal Resistance, 16L-PDIP	θ_{JA}	—	70	—	$^\circ\text{C/W}$	
Thermal Resistance, 16L-SOIC	θ_{JA}	—	90	—	$^\circ\text{C/W}$	

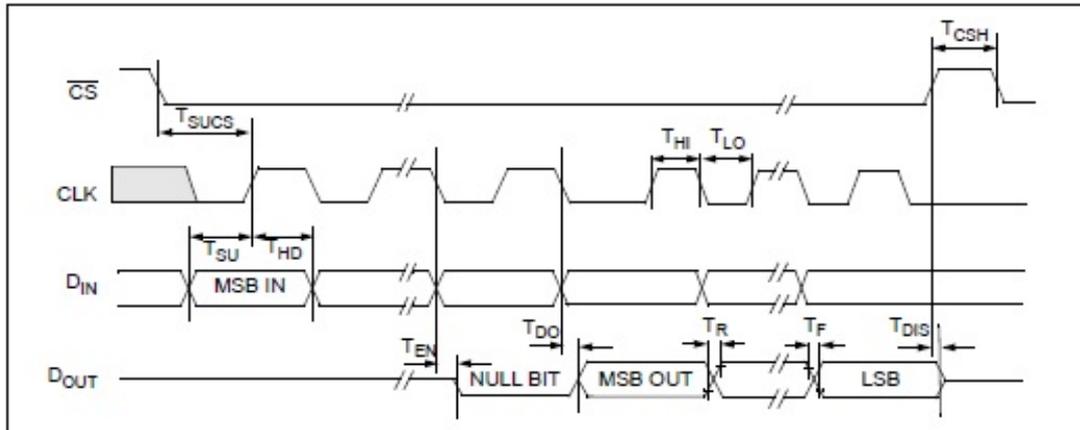


FIGURE 1-1: Serial Interface Timing.

MCP3004/3008

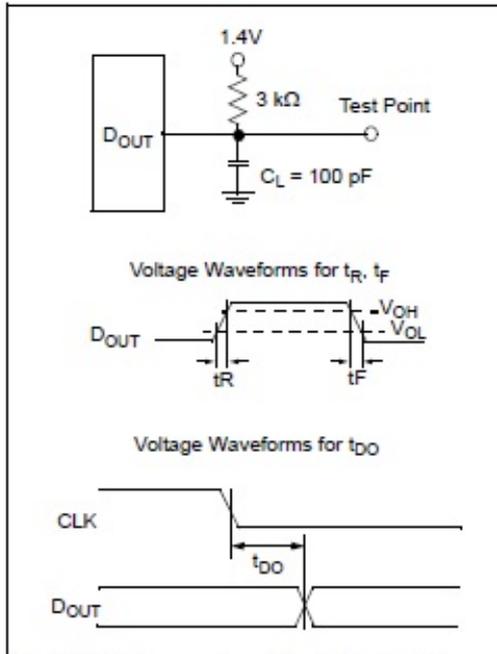


FIGURE 1-2: Load Circuit for t_R , t_F , t_{DO}

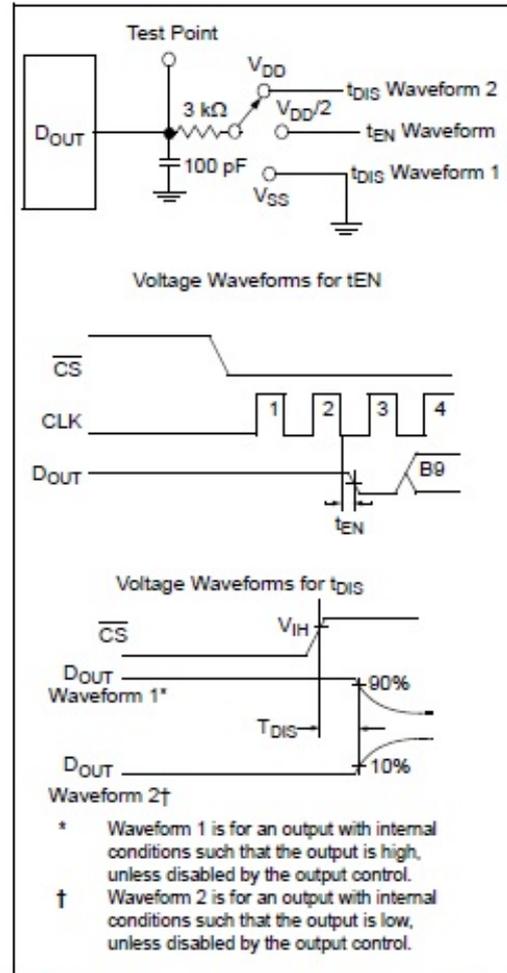


FIGURE 1-3: Load circuit for t_{DIS} and t_{EN}

- * Waveform 1 is for an output with internal conditions such that the output is high, unless disabled by the output control.
- † Waveform 2 is for an output with internal conditions such that the output is low, unless disabled by the output control.

3.0 PIN DESCRIPTIONS

The descriptions of the pins are listed in Table 3-1. Additional descriptions of the device pins follows.

TABLE 3-1: PIN FUNCTION TABLE

MCP3004	MCP3008	Symbol	Description
PDIP, SOIC, TSSOP	PDIP, SOIC		
1	1	CH0	Analog Input
2	2	CH1	Analog Input
3	3	CH2	Analog Input
4	4	CH3	Analog Input
–	5	CH4	Analog Input
–	6	CH5	Analog Input
–	7	CH6	Analog Input
–	8	CH7	Analog Input
7	9	DGND	Digital Ground
8	10	$\overline{CS}/SHDN$	Chip Select/Shutdown Input
9	11	D _{IN}	Serial Data In
10	12	D _{OUT}	Serial Data Out
11	13	CLK	Serial Clock
12	14	AGND	Analog Ground
13	15	V _{REF}	Reference Voltage Input
14	16	V _{DD}	+2.7V to 5.5V Power Supply
5,6	–	NC	No Connection

3.1 Digital Ground (DGND)

Digital ground connection to internal digital circuitry.

3.2 Analog Ground (AGND)

Analog ground connection to internal analog circuitry.

3.3 Analog inputs (CH0 - CH7)

Analog inputs for channels 0 - 7, respectively, for the multiplexed inputs. Each pair of channels can be programmed to be used as two independent channels in single-ended mode or as a single pseudo-differential input where one channel is IN+ and one channel is IN-. See Section 4.1 "Analog Inputs", "Analog Inputs", and Section 5.0 "Serial Communication", "Serial Communication", for information on programming the channel configuration.

3.4 Serial Clock (CLK)

The SPI clock pin is used to initiate a conversion and clock out each bit of the conversion as it takes place. See Section 6.2 "Maintaining Minimum Clock Speed", "Maintaining Minimum Clock Speed", for constraints on clock speed.

3.5 Serial Data Input (D_{IN})

The SPI port serial data input pin is used to load channel configuration data into the device.

3.6 Serial Data Output (D_{OUT})

The SPI serial data output pin is used to shift out the results of the A/D conversion. Data will always change on the falling edge of each clock as the conversion takes place.

3.7 Chip Select/Shutdown ($\overline{CS}/SHDN$)

The $\overline{CS}/SHDN$ pin is used to initiate communication with the device when pulled low. When pulled high, it will end a conversion and put the device in low-power standby. The $\overline{CS}/SHDN$ pin must be pulled high between conversions.

B.4. Raspberry Pi 4B



1 Introduction

The Raspberry Pi 4 Model B (Pi4B) is the first of a new generation of Raspberry Pi computers supporting more RAM and with significantly enhanced CPU, GPU and I/O performance; all within a similar form factor, power envelope and cost as the previous generation Raspberry Pi 3B+.

The Pi4B is available with either 1, 2 and 4 Gigabytes of LPDDR4 SDRAM.

2 Features

2.1 Hardware

- Quad core 64-bit ARM-Cortex A72 running at 1.5GHz
- 1, 2 and 4 Gigabyte LPDDR4 RAM options
- H.265 (HEVC) hardware decode (up to 4Kp60)
- H.264 hardware decode (up to 1080p60)
- VideoCore VI 3D Graphics
- Supports dual HDMI display output up to 4Kp60

2.2 Interfaces

- 802.11 b/g/n/ac Wireless LAN
- Bluetooth 5.0 with BLE
- 1x SD Card
- 2x micro-HDMI ports supporting dual displays up to 4Kp60 resolution
- 2x USB2 ports
- 2x USB3 ports
- 1x Gigabit Ethernet port (supports PoE with add-on PoE HAT)
- 1x Raspberry Pi camera port (2-lane MIPI CSI)
- 1x Raspberry Pi display port (2-lane MIPI DSI)
- 28x user GPIO supporting various interface options:
 - Up to 6x UART
 - Up to 6x I2C
 - Up to 5x SPI
 - 1x SDIO interface
 - 1x DPI (Parallel RGB Display)
 - 1x PCM
 - Up to 2x PWM channels
 - Up to 3x GPCLK outputs



Symbol	Parameter	Minimum	Maximum	Unit
VIN	5V Input Voltage	-0.5	6.0	V

Table 2: Absolute Maximum Ratings

Please note that VDD_IO is the GPIO bank voltage which is tied to the on-board 3.3V supply rail.

Symbol	Parameter	Conditions	Minimum	Typical	Maximum	Unit
V_{IL}	Input low voltage ^a	VDD_IO = 3.3V	-	-	TBD	V
V_{IH}	Input high voltage ^a	VDD_IO = 3.3V	TBD	-	-	V
I_{IL}	Input leakage current	TA = +85°C	-	-	TBD	μA
C_{IN}	Input capacitance	-	-	TBD	-	pF
V_{OL}	Output low voltage ^b	VDD_IO = 3.3V, IOL = -2mA	-	-	TBD	V
V_{OH}	Output high voltage ^b	VDD_IO = 3.3V, IOH = 2mA	TBD	-	-	V
I_{OL}	Output low current ^c	VDD_IO = 3.3V, VO = 0.4V	TBD	-	-	mA
I_{OH}	Output high current ^c	VDD_IO = 3.3V, VO = 2.3V	TBD	-	-	mA
R_{PU}	Pullup resistor	-	TBD	-	TBD	kΩ
R_{PD}	Pulldown resistor	-	TBD	-	TBD	kΩ

- ^a Hysteresis enabled
- ^b Default drive strength (8mA)
- ^c Maximum drive strength (16mA)

Table 3: DC Characteristics

Pin Name	Symbol	Parameter	Minimum	Typical	Maximum	Unit
Digital outputs	t_{rise}	10-90% rise time ^a	-	TBD	-	ns
Digital outputs	t_{fall}	90-10% fall time ^a	-	TBD	-	ns

^a Default drive strength, CL = 5pF, VDD_IO = 3.3V

Table 4: Digital I/O Pin AC Characteristics



Figure 2: Digital IO Characteristics



4.1 Power Requirements

The Pi4B requires a good quality USB-C power supply capable of delivering 5V at 3A. If attached downstream USB devices consume less than 500mA, a 5V, 2.5A supply may be used.

5 Peripherals

5.1 GPIO Interface

The Pi4B makes 28 BCM2711 GPIOs available via a standard Raspberry Pi 40-pin header. This header is backwards compatible with all previous Raspberry Pi boards with a 40-way header.

5.1.1 GPIO Pin Assignments

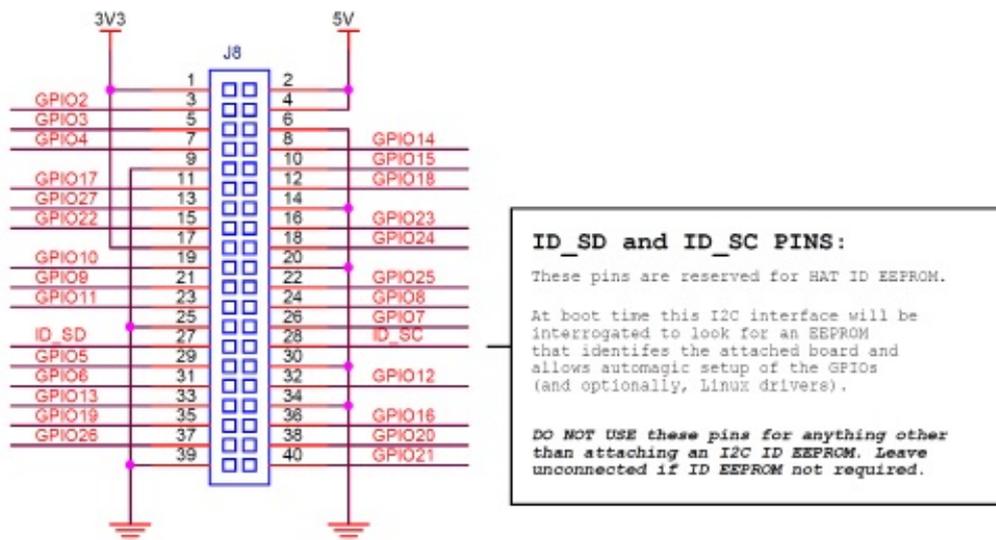


Figure 3: GPIO Connector Pinout

As well as being able to be used as straightforward software controlled input and output (with programmable pulls), GPIO pins can be switched (multiplexed) into various other modes backed by dedicated peripheral blocks such as I2C, UART and SPI.

In addition to the standard peripheral options found on legacy Pis, extra I2C, UART and SPI peripherals have been added to the BCM2711 chip and are available as further mux options on the Pi4. This gives users much more flexibility when attaching add-on hardware as compared to older models.



5.1.2 GPIO Alternate Functions

GPIO	Default Pull	ALT0	ALT1	ALT2	ALT3	ALT4	ALT5
0	High	SDA0	SA5	PCLK	SPI3_CE0_N	TXD2	SDA6
1	High	SCL0	SA4	DE	SPI3_MISO	RXD2	SCL6
2	High	SDA1	SA3	LCD_VSYNC	SPI3_MOSI	CTS2	SDA3
3	High	SCL1	SA2	LCD_HSYNC	SPI3_SCLK	RTS2	SCL3
4	High	GPCLK0	SA1	DPI_D0	SPI4_CE0_N	TXD3	SDA3
5	High	GPCLK1	SA0	DPI_D1	SPI4_MISO	RXD3	SCL3
6	High	GPCLK2	SOE_N	DPI_D2	SPI4_MOSI	CTS3	SDA4
7	High	SPI0_CE1_N	SWE_N	DPI_D3	SPI4_SCLK	RTS3	SCL4
8	High	SPI0_CE0_N	SD0	DPI_D4	-	TXD4	SDA4
9	Low	SPI0_MISO	SD1	DPI_D5	-	RXD4	SCL4
10	Low	SPI0_MOSI	SD2	DPI_D6	-	CTS4	SDA5
11	Low	SPI0_SCLK	SD3	DPI_D7	-	RTS4	SCL5
12	Low	PWM0	SD4	DPI_D8	SPI5_CE0_N	TXD5	SDA5
13	Low	PWM1	SD5	DPI_D9	SPI5_MISO	RXD5	SCL5
14	Low	TXD0	SD6	DPI_D10	SPI5_MOSI	CTS5	TXD1
15	Low	RXD0	SD7	DPI_D11	SPI5_SCLK	RTS5	RXD1
16	Low	FL0	SD8	DPI_D12	CTS0	SPI1_CE2_N	CTS1
17	Low	FL1	SD9	DPI_D13	RTS0	SPI1_CE1_N	RTS1
18	Low	PCM_CLK	SD10	DPI_D14	SPI6_CE0_N	SPI1_CE0_N	PWM0
19	Low	PCM_FS	SD11	DPI_D15	SPI6_MISO	SPI1_MISO	PWM1
20	Low	PCM_DIN	SD12	DPI_D16	SPI6_MOSI	SPI1_MOSI	GPCLK0
21	Low	PCM_DOUT	SD13	DPI_D17	SPI6_SCLK	SPI1_SCLK	GPCLK1
22	Low	SD0_CLK	SD14	DPI_D18	SD1_CLK	ARM_TRST	SDA6
23	Low	SD0_CMD	SD15	DPI_D19	SD1_CMD	ARMLRTCK	SCL6
24	Low	SD0_DAT0	SD16	DPI_D20	SD1_DAT0	ARMLTDO	SPI3_CE1_N
25	Low	SD0_DAT1	SD17	DPI_D21	SD1_DAT1	ARM_TCK	SPI4_CE1_N
26	Low	SD0_DAT2	TE0	DPI_D22	SD1_DAT2	ARMLTDI	SPI5_CE1_N
27	Low	SD0_DAT3	TE1	DPI_D23	SD1_DAT3	ARMLTMS	SPI6_CE1_N

Table 5: Raspberry Pi 4 GPIO Alternate Functions

Table 5 details the default pin pull state and available alternate GPIO functions. Most of these alternate peripheral functions are described in detail in the BCM2711 Peripherals Specification document which can be downloaded from the [hardware documentation](#) section of the website.



5.1.3 Display Parallel Interface (DPI)

A standard parallel RGB (DPI) interface is available the GPIOs. This up-to-24-bit parallel interface can support a secondary display.

5.1.4 SD/SDIO Interface

The Pi4B has a dedicated SD card socket which supports 1.8V, DDR50 mode (at a peak bandwidth of 50 Megabytes / sec). In addition, a legacy SDIO interface is available on the GPIO pins.

5.2 Camera and Display Interfaces

The Pi4B has 1x Raspberry Pi 2-lane MIPI CSI Camera and 1x Raspberry Pi 2-lane MIPI DSI Display connector. These connectors are backwards compatible with legacy Raspberry Pi boards, and support all of the available Raspberry Pi camera and display peripherals.

5.3 USB

The Pi4B has 2x USB2 and 2x USB3 type-A sockets. Downstream USB current is limited to approximately 1.1A in aggregate over the four sockets.

5.4 HDMI

The Pi4B has 2x micro-HDMI ports, both of which support CEC and HDMI 2.0 with resolutions up to 4Kp60.

5.5 Audio and Composite (TV Out)

The Pi4B supports near-CD-quality analogue audio output and composite TV-output via a 4-ring TRS 'A/V' jack.

The analog audio output can drive 32 Ohm headphones directly.

5.6 Temperature Range and Thermals

The recommended ambient operating temperature range is 0 to 50 degrees Celcius.

To reduce thermal output when idling or under light load, the Pi4B reduces the CPU clock speed and voltage. During heavier load the speed and voltage (and hence thermal output) are increased. The internal governor will throttle back both the CPU speed and voltage to make sure the CPU temperature never exceeds 85 degrees C.

The Pi4B will operate perfectly well without any extra cooling and is designed for sprint performance - expecting a light use case on average and ramping up the CPU speed when needed (e.g. when loading a webpage). If a user wishes to load the system continually or operate it at a high temperature at full performance, further cooling may be needed.

Bibliografía

- [1] M. A. Richards, J. A. Scheer, W. A. Holm. *Principios del radar moderno. Volumen 1: Principios básicos.*, Editorial Edison NJ, USA, (2010)
- [2] R. A. Rhoades, D. R. Bell. *Fisiología Médica, fundamentos de medicina clínica.*, Quinta Edición, Editorial Wolters Kluwer, España, (2018)
- [3] P. L. Allan, P. A. Dubbins, W.N. McDicken, M.A. Pozniak. *Ecografía Doppler Clínica.*, Segunda Edición, Editorial Elsevier Madrid, España, (2008)
- [4] V.Vallertina, B. Matías, L.Martin, S.Ortega. *Protocolo de monitorización básica en pacientes críticos.*, Sanatorio Sagrado Corazón, Argentina, (2015)
- [5] Centro Nacional de Excelencia Tecnológica en Salud. *Guía Tecnológica No 38: Oxímetro.*, Secretaría de Salud, México, (2006)
- [6] R.Fletcher, J. Han. *Low-Cost Differential Front-End for Doppler Radar Vital Sign Monitoring.*, Instituto de Tecnología de Massachusetts, USA, (2009)
- [7] Y. Yan, C. Li, X. Yu1, M. D. Weiss, J. Lin. *Verification of a Non-Contact Vital Sign Monitoring System Using an Infant Simulator.*, Departamento de Ingeniería Eléctrica e Ingeniería en Computación, Universidad de Florida, Departamento de Ingeniería Eléctrica e Ingeniería en Computación, Universidad Tecnológica de Texas, Departamento de Pediatría, Universidad de Florida, USA (2009)
- [8] F. Khan, J. Woo Choi, S. Ho Cho. *VITAL SIGN MONITORING OF A NON-STATIONARY HUMAN THROUGH IR-UWB RADAR.*, Departamento de Ingeniería Eléctrica e Ingeniería en Computación, Universidad de Hanyang, Corea, (2014)
- [9] Y.S. Lee, P. N. Pathirana, C.L. Steinfort. *Respiration Rate and Breathing Patterns from Doppler Radar Measurements.*, Facultad de Ciencia y Tecnología, Universidad de Deakin, Australia, (2014)
- [10] G.R Wang, H.G Han, S.Y. Kim, T.W Kim *Wireless Vital Sign Monitoring Using Penetrating Impulses.*, Escuela de Ingeniería Eléctrica y Electrónica, Universidad de Yonsei, Seúl, Corea, (2017)
- [11] T. Hall, C. Stout, N. Brewer, G. Dominguez, J. Tsay, A. Boothby, V. Das, J. Lopez, T. Nguyen *Extending the Range of Phased Array Non-Contact Vital Signs Monitoring in an Office Cubicle Setting.*, Departamento de Ingeniería Eléctrica e Ingeniería Computacional, Universidad Tecnológica de Texas, Texas, USA, (2014)
- [12] M.S. Rabbani, H. Ghafouri-Shiraz. *60 GHZ MICROSTRIP ANTENNA FOR REMOTE VITAL SIGN MONITORING IN AUTOMOBILE APPLICATIONS.*, Escuela de Ingeniería Electrónica, Eléctrica y de Sistemas, Universidad de Birmingham, Reino Unido, (2017)

- [13] G. C. Pallis, L. Hildebrand, G. Seynaeve, N. Ferreira. *Wireless Transmission of Vital Signs of entrapped victims during Search and Rescue Operations in collapsed buildings.*, Universidad Técnica de Dortmund, Alemania, (2014)
- [14] M. A. Yusof, Y. W. Hau. *Mini Home-Based Vital Sign Monitor with Android Mobile Application (myVitalGear).*, UTM-IJN, Centro de Ingeniería Cardiovascular, Escuela de Ingeniería Biomédica y Ciencias de la Salud, Facultad de Ingeniería, Universidad Tecnológica de Malasia, Malasia, (2018)
- [15] B.G Celler, R.S Sparks. *Home Telemonitoring of Vital Signs—Technical Challenges and Future Directions.*, Revista IEEE de Información Médica y Sanitaria, Australia, (2015)
- [16] B.G Celler, R.S Sparks. *Nonintrusive Vital Signs Monitoring for Sleep Apnea Patients: A Preliminary Study.*, IEEE Access, Volumen 6, Singapur, (2017)
- [17] S. Xu, H. Liu, F. Gao, Z. Wang. *Non-contact Vital Sign Monitoring Using Universal Software Radio Peripheral.*, Escuela de Información y Electrónica, Instituto de Tecnología de Beijin, Beijin, China, (2018)
- [18] L. Chioukh, H. Boutayeb, K. Wu, D. Deslandes. *Monitoring Vital Signs Using Remote Harmonic Radar Concept.*, Centro de investigación Poly-GRAMES, Escuela Politécnica de Montreal, Québec, Canadá, (2011)
- [19] N. Selvaraj. *Long-term Remote Monitoring of Vital Signs using a Wireless Patch Sensor.*, Conferencia IEEE sobre innovación en cuidado de la salud, Seattle, Washington, USA, (2014)
- [20] A. Rizal, M.A. Riyadi. *FPGA-Based System for Countinous Monitoring of Three Vital Signs of Human Body.*, Departamento de Ingeniería Eléctrica, Universidad de Dinopegoro, Semarang, Indonesia, (2015)
- [21] D. Obeid, S. Sadek, G. Zaharia, G. El Zein. *A tunable-frequency system for touch-less heartbeat detection and HRV extraction.*, Departamento de Ingeniería Eléctrica e Ingeniería en Computación, Universidad Libanesa, IUT, Líbano, (2009)
- [22] W.J Smith. *Modern Optical Engineering.*, Tercera Edición, Editorial McGraw-Hill, México, (2007)
- [23] Organización Mundial de la Salud. *Enviromental Healt Criteria 16: Radiofrequency and Microwaves.*,Finlandia, (1981)