



**CENTRO DE INVESTIGACIÓN Y DE ESTUDIOS AVANZADOS
DEL INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL**

UNIDAD ZACATENCO
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELÉCTRICA
SECCIÓN DE BIOELECTRÓNICA

Sistema de monitoreo ambulatorio de ECG, temperatura y S_{PO_2}
con procesamiento en plataforma Android

Tesis que presenta

Adriana Yatzin Gómez Horta

para obtener el Grado de

Maestra en Ciencias

en la Especialidad de

Ingeniería Eléctrica

Director de la Tesis: Dr. Juan Manuel Gutiérrez Salgado

A mi familia: A mi madre por apoyarme incondicionalmente en todo momento y motivarme para seguir en esta gran aventura; a mi padre porque a pesar de las diferencias siempre he sentido tu apoyo y tu amor; a mi hermano por tus palabras de aliento y porque siempre has creído en mí. Son mi ejemplo.

Agradecimientos

A Joaquín porque me cuestionas, nunca me has negado tu conocimiento y me lo transfieres con alegría, porque eres el colega que nunca quisiera perder y porque en los peores momentos, me has apoyado y motivado para salir adelante.

Al Dr. Juan Manuel Gutiérrez por haberme aceptado como su asesora, brindarme ideas para el trabajo, por su tiempo invertido y su apoyo académico a lo largo del proyecto, y por las aportaciones a la tesis durante mi estancia en CINVESTAV.

Al Dr. Roberto Muñoz por resolver mis dudas con paciencia, y responder todas mis preguntas cuando fue necesario, y por sus chistes que hacían más amena la estancia en el laboratorio; al Dr. Pablo Hernández por ayudarme a comprender conceptos, por escucharme cuando fue necesario, ya sea con aspectos de la escuela o personales, y por apoyarme con sus consejos.

A Isabel Wens porque eres una amiga que se preocupa por todos en el laboratorio, motivas la unión entre compañeros y mejoras el ambiente de trabajo, porque ayudarme con la comprensión de la parte biológica de mi tesis, porque lo resolviste o lo investigaste.

A Julio y Fernando por las placas que hicieron para el proyecto, a Luis Valdez por su conocimiento y paciencia para enseñarme los conceptos que fuesen necesarios.

A Iván, Leticia, Daniel, Abril, Walter, Leo, Martín, Lulú, Saraf y Carlos por las pachangas y el apoyo académico que siempre estuvo presente. A Armando, Miguel, Linda, Esmeralda, Pedro y demás compañeros del laboratorio once por hacer más agradable la estancia en el laboratorio.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) y al CINVESTAV por el apoyo económico para mi estancia académica. Sin el apoyo monetario de la población mexicana, no hubiera terminado mi grado. Gracias.

Resumen

Los monitores médicos actuales son capaces de brindar información suficiente para el diagnóstico oportuno de enfermedades comunes. Sin embargo, es normal que el paciente tenga que acudir a un hospital para hacer uso de éstos debido a que son equipos que suelen ser costosos, diseñados para operar en un ambiente totalmente clínico y requerir de personal especializado para su operación.

Convencionalmente, los monitores médicos actuales necesitan de un computador para realizar el procesamiento de la información y almacenar los registros de diferentes pacientes. En general, los diseños comerciales de estos equipos se enfocan a garantizar la fiabilidad y seguridad en su operación cumpliendo con las respectivas normas existentes para el diseño y desarrollo de dispositivos médicos [1], dejando de lado características tales como la comodidad del paciente durante un uso prolongado de los equipos o la capacidad de unificar la operatividad entre diferentes sistemas.

En la presente tesis, se presenta un sistema de monitoreo diseñado con la capacidad de medir temperatura con una exactitud de $\pm 3^{\circ}\text{C}$, las derivaciones DI, DII, aVF, V1, V5 y SpO₂ con un CMRR máximo de 86.9 en 32 horas, y una saturación de oxígeno con un error máximo de 3%, realizando el almacenamiento y acondicionamiento de datos en un Smartphone con sistema operativo Android. El sistema portátil, confortable, de uso simple de tal forma que las señales se puedan visualizar o almacenar en el teléfono inteligente. Los datos adquiridos tienen la posibilidad de ser adquiridos de forma ambulatoria debido a las características portátiles del sistema y al bajo consumo de energía del diseño.

Abstract

Current medical monitors can provide sufficient information for the timely diagnosis of common diseases. However, the patient must go to a hospital, so he can use them advised by a specialized medical service and it cannot be acquired due to high prices.

Conventionally, current medical monitors need a computer to perform the information processing and to store the records of different patients. In general, the commercial designs of these equipment focus on guaranteeing safety and security in their operation, complying with the respective existing standards for the design and development of medical devices [1], leaving aside characteristics such as patient comfort during a prolonged use of the equipment or the ability to unify the operation between different systems.

In the actual thesis, a monitoring system designed is presented with the ability to measure the temperature with an accuracy of ± 3 °C, the leads DI, DII, aVF, V1, V5 with a maximum CMRR of 86.9 in 32 hours, and an oxygen saturation with a maximum error of 3%, making the storage and conditioning of data in a Smartphone with Android operating system. The portable, comfortable, simple to use system so that signals can be displayed or stored on the smartphone. The acquired data have the possibility of being acquired on an outpatient basis due to the characteristics of the system and the low energy consumption of the design.

Contenido

Capítulo 1. Introducción	1
1.1 Justificación	2
1.2 Objetivos.....	3
1.2.1 Objetivo General.....	3
1.2.2 Objetivos Particulares.....	3
1.3 Estructura de la tesis	4
Capítulo 2. Antecedentes	5
2.1 Señal eléctrica del corazón	5
2.1.1 Dispositivo Holter	6
2.1.2 Derivaciones	7
2.2. Saturación de oxígeno	9
2.3 Temperatura Corporal	11
2.4 Digitalización de señales	12
2.5 Android.....	13
2.5.1 Ciclo de actividades en Android.....	15
2.6 Protocolos de comunicación.....	17
2.6.1 Bluetooth	17
2.6.2 Interfaz serial periférica (SPI)	18
2.6.3 Circuito Inter-Integrado (I ² C).....	21
2.7 Estado del arte	22
Capítulo 3. Desarrollo	25
3.1 Solución propuesta	25
3.2 Selección de sensores	26
3.3 Sensado y acondicionamiento de señales	29
3.3.1 Sensado y acondicionamiento de la señal electrocardiográfica.....	29
3.3.2 Sensado de las señales de saturación de oxígeno y temperatura corporal.....	31
3.4 Selección del bloque de alimentación del sistema.....	32
3.5 Comunicación.....	35
3.5.1 Gestión de señales	35
3.5.2 Módulo Bluetooth HC-06.....	37
3.6 Monitoreo de señales	38
3.6.1 Monitoreo de señal electrocardiográfica	39

3.6.2 Monitoreo de señal de S_pO_2	40
3.6.3 Monitoreo de señal de temperatura	41
3.7 Visualización y almacenamiento de datos.....	41
3.7.1 Interfaz gráfica de usuario	41
3.7.2 Manejo de información para visualización de datos	45
3.7.3 Gráfica de señales.....	45
3.7.4 Almacenamiento de datos.....	46
3.8 Validación de la información	47
Capítulo 4. Resultados y discusión.....	49
4.1 Comunicación Bluetooth	49
4.2 Bloque de alimentación	51
4.3 Señal electrocardiográfica	53
4.4 Señal de temperatura	57
4.5 Señal de saturación de oxígeno	58
4.6 Almacenamiento de la información.....	60
Capítulo 5. Conclusiones y perspectivas.....	62
5.1 Trabajo a futuro	63
Referencias	64
Apéndice A.	69
Esquema interno de pulsioxímetro MAX30101.....	69
Bosquejo interno de sensor de temperatura MAX30205	69
Esquema general de ADS1298.....	70
Esquema de placa de sensores MAX30101 y MAX30205 (Contacto con usuario).....	70
PCB de sensores MAX30101 y MAX30205 (Contacto con usuario) [Modelado]	71
PCB de sensores MAX30101 y MAX30205 (Contacto con usuario)	71
Esquema de placa de ADS1298 y conexiones de MAX30101 y MAX30205	72
PCB de ADS1298 y conexiones de MAX30101 y MAX30205 (Modelado).....	74
PCB de ADS1298 y conexiones de MAX30101 y MAX30205	75
Esquema de placa de microcontrolador CC2541 y energía.....	76
PCB de microcontrolador CC2541 y energía (Modelado)	76
PCB de microcontrolador CC2541 y energía.....	77
Sistema ensamblado	78
Apéndice B.	79
Apéndice C.	80

Índice de figuras

Fig. 2.1. Generación de señal electrocardiográfica [5].....	5
Fig. 2.2. a) Derivaciones precordiales, b) Derivaciones estándares de Einthoven [15].	8
Fig. 2.3. Curva de extinción de hemoglobina de la oxihemoglobina (HbO ₂) y hemoglobina reducida (Hb) [24].	9
Fig. 2.4. Esquema del ciclo de vida de una actividad en Android [37]......	16
Fig. 2. 5. Modos de SPI [41].	20
Fig. 2. 6. Señales de SPI del ADS1298	20
Fig. 2.7. Esquema de capa física de protocolo I ² C [42].	21
Fig. 2.8. Comportamiento de SCL y SDA en envío de configuración al sensor MAX3020522	
Fig. 3. 1. Esquema de solución propuesta para la construcción del sistema de monitoreo de tres variables.	25
Fig. 3.2. Derivaciones seleccionadas: DI, DII, aVF, V2, y V5 [53].....	29
Fig. 3.3. Filtro analógico pasa-altas propuesto para la señal electrocardiográfica donde R1 y R2 deben ser iguales.	30
Fig. 3.4. Medición de corriente del sistema.....	33
Fig. 3.5. Diagrama general de alimentación del sistema de monitoreo.....	33
Fig. 3.6. Diagrama de flujo de programación en el microcontrolador CC2541	36
Fig. 3.7. Diagrama general de pantallas en aplicación	42
Fig. 3. 8. a) Diseño de la actividad de inicio de la app, b) Interfaz gráfica de usuario para el registro de datos, c) Gráfica de actividad para iniciar sesión, d) Actividad para seleccionar dispositivo Bluetooth.....	42
Fig. 3. 9. Pantalla donde se muestran las señales.	44
Fig. 3. 10. Archivo generado por la aplicación.	46
Fig. 3. 11. Sistema completo	48
Fig. 4. 1. Medición de los datos que salen por el transmisor con osciloscopio Tektronix	50
Fig. 4. 2. Señales de voltaje a) digital, b) analógico.....	52
Fig. 4. 3. Señales de prueba a) (VREFP-VREFN) /2400, b) (VREFP-VREFN) /1200	52
Fig. 4. 4. a) Voltaje diferencial 60 Hz, b) Voltaje común 60 Hz,.....	53
Fig. 4. 5. Comparación de señal en una posición estática con filtro y sin filtro.....	54
Fig. 4. 6. Comparación entre los espectros de ambas señales: filtrada y sin filtro.	55
Fig. 4. 7. Señales de ECG a) DI, b) DII, c) aVF, d) V1	56
Fig. 4. 8. Comparación de la temperatura corporal medida a los cuatro sujetos mediante el termómetro comercial y el sistema desarrollado, en los 3 días continuos de pruebas.	57
Fig. 4. 9. a) Señal cruda, b) Señal con offset, c) Señal S _P O ₂	59
Fig. 4. 10. Comparación de la saturación de oxígeno medida a los cuatro sujetos mediante el termómetro comercial y el sistema desarrollado, durante los tres días.	60
Fig. 4. 11. Archivo txt con información obtenida de los sensores.	61

Índice de tablas

Tabla 2. 1. Comparación de dispositivos Holter	7
Tabla 2. 2. Comparación de oxímetros.....	10
Tabla 2. 3. Comparación de termómetros.....	12
Tabla 2. 4. Correlación entre el estado del proceso, el estado de la actividad y la probabilidad de que el sistema termine el proceso.	17
Tabla 3. 1. Comparación de pulsioxímetros.	27
Tabla 3. 2. Comparación de sensores de temperatura	28
Tabla 3.3. Voltajes y corrientes para cada dispositivo empleado.....	32
Tabla 3.4. Estados de batería.	34
Tabla 3.5. Configuración de matriz de datos visualizada en Android.....	39
Tabla 3.6. Código ideal para la señal de entrada.	40
Tabla 4. 1. CMRR de dos canales	54
Tabla 4. 2. Error relativo porcentual del termómetro comercial y la medida de temperatura del sistema de monitoreo.	58
Tabla 4. 3. Error relativo porcentual entre la medida del oxímetro de pulso comercial y la del sistema de monitoreo.	59

Lista de siglas

AAMI	Asociación para el Avance de la Instrumentación Médica
AC	Corriente Alterna
ACK	Bit de Reconocimiento
ADC	Convertidor Analógico-Digital
ADS1298	Chip de la marca <i>Texas Instruments</i> ©
AHA	Asociación Americana del Corazón
Ag	Plata
AgCl	Cloruro de plata
API	Interfaz de Programación de Aplicaciones
ASTM	Sociedad Americana para Pruebas y Materiales
AVDD	Voltaje Analógico de Drenador
aVF	Vector aumentado en Pierna Izquierda ($LL-\frac{RA+LA}{2}$)
aVL	Vector aumentado Izquierdo ($LA-\frac{RA+LL}{2}$)
aVR	Vector aumentado Derecho ($RA-\frac{LL+LA}{2}$)
CC2541	Controlador de la marca <i>Texas Instruments</i> ©
CE	Conformidad Europea
CENETEC	Centro Nacional de Excelencia Tecnológica en Salud
CMOS	Semiconductor Complementario de Óxido Metálico
CMRR	Relación de Rechazo al Modo Común
COFEPRIS	Comisión Federal para la Protección contra Riesgos Sanitarios
CO ₂	Dióxido de Carbono
CPHA	Fase del Reloj
CPOL	Polaridad de Reloj
CPU	Unidad Central del Proceso
CS	Chip Elegido
DAC	Convertidor Digital-Analógico
DC	Corriente Directa
DI	Derivación Einthoven (LA-RA)
DII	Derivación Einthoven (LL-RA)
DIII	Derivación Einthoven (LL-LA)
DVDD	Voltaje Digital de Drenador
DRDY	Pin de SPI (Listo para Enviar)
ECG	Electrocardiograma
EEG	Electroencefalograma
EMC	Compatibilidad Electromagnética
ETCO ₂	Concentración de Dióxido de Carbono Espirado
FDA	Administración de Comida y Drogas
GC	Gasto Cardíaco
GSPS	Giga muestras por segundo
Hb	Hemoglobina
HbO ₂	Hemoglobina oxigenada
HW	Hardware

I ² C	Circuito Inter-Integrado
IDE	Interfaz de Desarrollo Integrado
IEC	Comisión Internacional Electrotécnica
IEM	Interferencia Electromagnética
ISO	Organización Internacional para la Estandarización
JFET	Transistor de Efecto de Campo de Juntura
KSPS	Kilo muestras por segundo
LA	Brazo Izquierdo
LL	Pierna Izquierda
MISO	Maestro en Entrada, Esclavo en Salida
MOSI	Maestro en Salida, Esclavo en Entrada
MSPS	Mega muestras por segundo
OMS	Organización Mundial de la Salud
PPG	Señal Fotopletismográfica
QRS	complejo que abarca las deflexiones Q, P y S
RA	Brazo Derecho
RAM	Memoria dinámica de Acceso Aleatorio
RL	Pierna Derecha
PAI	Presión Arterial Invasiva
PANI	Presión Arterial No Invasiva
PPG	Fotopletismograma
PWDN	Apagado
SaO ₂	Saturación de Oxígeno en las arterias
SAR	Registro de Aproximación Sucesiva
SCL	Línea Serial del Reloj I ² C
SCLK	Línea serial de reloj SPI
SDA	Línea de Datos Serial
SDK	Kit de Desarrollo de Software
SFDR	Rango Dinámico Libre de Espurios
SPI	Interfaz Serial Periférica
SpO ₂	Saturación Periférica de Oxígeno
SvO ₂	Oxigenación Venosa Mixta
SPS	Muestras por Segundo
SNR	Relación Señal a Ruido
SO	Sistema Operativo
SW	Software
TC	Temperatura Corporal
V1	Derivación Precordial Septal
V2	Derivación Precordial Septal
V3	Derivación Precordial Anterior
V4	Derivación Precordial Anterior
V5	Derivación Precordial Lateral
V6	Derivación Precordial Lateral
V _{PTH}	Voltaje Umbral

Capítulo 1. Introducción

El propósito de los sistemas de monitoreo médico, o también conocidos como monitores de signos vitales, es proporcionar información útil al personal clínico para que este pueda evaluar el estado de un paciente y tomar decisiones adecuadas para su respectivo tratamiento. En este sentido, la tarea del monitoreo continuo es una herramienta valiosa, que ayuda al diagnóstico de padecimientos en condiciones inesperadas que pueden amenazar la vida, o bien, en el control y seguimiento del estado general del paciente, de tal forma que la información permita prevenir enfermedades tan comunes como la cardiopatía isquémica o los accidentes cerebrovasculares [1]. Estas enfermedades fueron catalogadas entre las 10 causas principales de defunción en el mundo según la Organización Mundial de la Salud (OMS) en el 2017 [2].

Dependiendo de su configuración, los sistemas de monitoreo médico son capaces de medir y mostrar las formas de onda de algunos biopotenciales y los datos numéricos de varios parámetros, que pueden incluir: el electrocardiograma (ECG), frecuencia respiratoria (FR), presión arterial no invasiva (PANI), presión arterial invasiva (PAI) sistólica, diastólica y media, temperatura corporal (TC), saturación de oxígeno (SpO₂) por pulsioximetría, oxigenación venosa mixta (SvO₂), gasto cardíaco (GC), dióxido de carbono (CO₂) al final de la espiración (ETCO₂), presión intracraneal y concentraciones de gases en la vía aérea (en especial durante la administración de anestesia), etc [3].

En la actualidad, debido a la evolución de la electrónica, la computación y la tecnología vestible (del inglés *wearable*), así como por el interés de disminuir costos de salud asociados con el riesgo de padecer enfermedades crónicas, una nueva generación de sistemas de monitoreo médico está siendo desarrollada, teniendo como principal propósito posibilitar a los usuarios de llevar un registro personal de aquellos parámetros fisiológicos asociados a su padecimiento que permitan mejorar su control y/o acotar el tratamiento.

1.1 Justificación

Los monitores médicos actuales son capaces de brindar información suficiente para el diagnóstico oportuno de enfermedades comunes. Sin embargo, es normal que el paciente tenga que acudir a un hospital para hacer uso de estos debido a que son equipos que suelen ser costosos, requieren de personal especializado para su operación y son diseñados para operar en un ambiente totalmente clínico.

Convencionalmente, los monitores médicos actuales necesitan de un computador para realizar el procesamiento de la información y almacenar los registros de diferentes pacientes. En general, los diseños comerciales de estos equipos se enfocan en garantizar la fiabilidad y seguridad de su operación cumpliendo con las normas existentes para el diseño y desarrollo de dispositivos médicos [1], dejando de lado características tales como la comodidad del paciente durante un uso prolongado de los equipos o la capacidad de unificar la operatividad entre diferentes sistemas.

Dentro de la gran variedad de parámetros fisiológicos que se pueden monitorizar, los más comunes que permiten efectuar un diagnóstico oportuno son: la temperatura corporal, la actividad cardíaca y la saturación de oxígeno por pulsioximetría.

Actualmente, existen infinidad de dispositivos comerciales enfocados al monitoreo de alguno de los parámetros fisiológicos descritos. Conservando la visión de operación en ambientes meramente clínicos y sin considerar el uso de las nuevas tecnologías vestibles y de comunicación.

La concepción de un sistema de monitoreo médico multiparamétrico proporcionaría, en primer lugar, ventajas orientadas a facilitar al diagnóstico clínico de primer frente permitiendo que los pacientes puedan monitorear sus signos en el momento que les sea necesario, con la seguridad de tener un producto fiable, eficaz y de uso simple y con menor costo, sin requerir de instalaciones hospitalarias para su uso [4]. Aunado a ello, la inclusión de atributos ofrecidos por los actuales teléfonos inteligentes como la comunicación Bluetooth, la comunicación a Internet, el almacenamiento de datos, la duración de la batería y un sistema operativo libre

como Android, representan una alternativa de diseño ante las desventajas actuales de los sistemas de monitoreo actuales.

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo General

Desarrollar un monitor médico con capacidad de 24 horas para el registro de las derivaciones DI, DII, aVF, V1 y V5 en el electrocardiograma, la saturación de oxígeno y la temperatura corporal, con el fin de apoyar el diagnóstico clínico. El sistema debe cumplir con la normatividad correspondiente para el diseño de dispositivos médicos y además incluir características como portabilidad, confort y uso simple de tal forma que las señales adquiridas se visualicen y almacenen en un teléfono inteligente con sistema operativo Android como administrador de la información.

1.2.2 Objetivos Particulares

- Diseñar y construir la instrumentación para sensores de temperatura, ECG (derivaciones DI, DII, aVF, V1 y V5) y SpO₂ con baterías incluidas.
- Seleccionar los sensores adecuados para cumplir con los requisitos del sistema de monitoreo.
- Programar e implementar el microcontrolador CC2541 de Texas Instruments como organizador y elemento de control de la información.
- Ajustar los parámetros de conexión de Bluetooth, I²C, y SPI para la comunicación entre los sensores y el dispositivo que implementa el sistema operativo Android.
- Desarrollar una aplicación Android para el procesamiento de las derivaciones DI, DII, aVF, V1 y V5, de la temperatura y la saturación de oxígeno.
- Desarrollar una base de datos para almacenamiento de datos personales y almacenar información en el dispositivo portátil.
- Validar el dispositivo portátil para registro de larga duración haciendo una comparación con sistemas certificados. Para el termómetro se usará el termómetro digital de la marca CITIZEN modelo CT-513W. En el caso del oxímetro de pulso se utilizará el modelo FPX-

013 de la marca HOMECARE. En el caso de la señal electrocardiográfica, se analiza la relación de rechazo al modo común (CMRR), la forma de la señal validada por un especialista, el rango en voltaje de la señal y la compensación de la señal.

1.3 Estructura de la tesis

La actual tesis cuenta con cinco capítulos:

El primer capítulo abarca el fin de los sistemas de monitoreo médico y las áreas de mejora en este tema, así como las ventajas y desventajas que se tienen junto con la tecnología vestible y los objetivos del proyecto.

El segundo capítulo muestra el planteamiento de conceptos como: Holter, oximetría de pulso, protocolo Bluetooth, SPI e I²C, plataforma Android, así como el estado del arte en sistemas de monitoreo y la problemática en la literatura actual.

El tercer capítulo describe la metodología que se utiliza para elaborar el sistema de monitoreo propuesto, los protocolos para la solución del trabajo, así como la forma en la que se valida el sistema de monitoreo.

En el cuarto capítulo se manifiestan los resultados obtenidos y se analiza la validación del sistema de monitoreo médico con respecto a los dos equipos comerciales.

El último capítulo menciona conclusiones, las ventajas y áreas de oportunidad que presenta el sistema diseñado.

Capítulo 2. Antecedentes

En este capítulo se incluyen los fundamentos teóricos sobre la obtención de las señales biológicas, la programación en Android, y los sistemas de monitoreo de electrocardiografía, temperatura y saturación periférica de oxígeno, así como la transmisión de estas señales. Asimismo, se presenta el estado del arte de los sistemas de monitoreo médico actuales.

2.1 Señal eléctrica del corazón

El corazón es un músculo que genera biopotenciales, los cuales pueden ser registrados como señales eléctricas empleando electrodos [5]. La descarga eléctrica mostrada en el electrocardiograma se registra desde la despolarización del nodo sinoauricular hasta el nodo auriculoventricular, pasa por el haz de His y las ramas de Purkinje, finalizando con la repolarización de los ventrículos [5-6]. En resumen, un electrocardiograma normal tiene una onda P, causada por la despolarización auricular, un complejo QRS, que representa la despolarización ventricular, y una onda T que representa la repolarización de los ventrículos [5]. La generación del electrocardiograma se muestra en la Fig. 2.1 [5]. Las características de la señal de actividad eléctrica del corazón son: una amplitud de 0.5 mV a 5 mV, un rango de frecuencias de 0.05 Hz a 150 Hz y una frecuencia de muestreo mínima de 300 Hz [7].

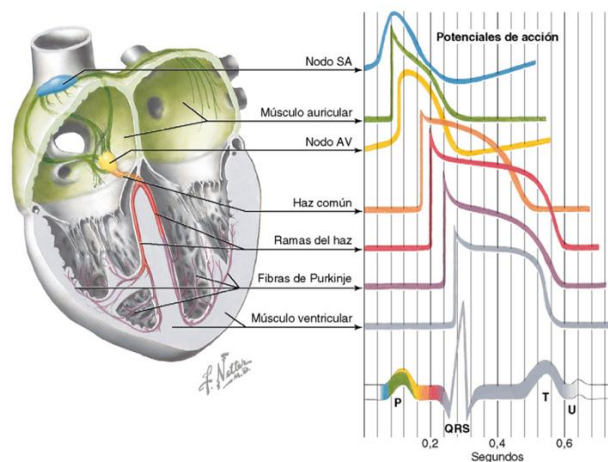


Fig. 2.1. Generación de señal electrocardiográfica [5].

2.1.1 Dispositivo Holter

El monitor Holter es un dispositivo electrónico que se utiliza para monitorear la señal electrocardiográfica durante un periodo relativamente largo (24-48 horas) [7-8]. Fue nombrado así gracias a Norman J. Holter [8]. Su uso más frecuente está relacionado con el monitoreo de la actividad cardíaca, aunque también puede ser utilizado para monitorear la actividad cerebral.

La Asociación Americana del Corazón (AHA) establece algunas recomendaciones para garantizar una señal electrocardiográfica de calidad: un error mínimo de $\pm 5\%$ en la amplitud de la señal ($\pm 50 \mu\text{V}$), una respuesta en frecuencia plana en el 6% de la señal de 0.14 Hz a 1000 Hz, una frecuencia de muestreo de 500 Hz y la resolución en amplitud de $1 \mu\text{V}$ [10-11]. Asimismo, la Asociación para el Avance de la Instrumentación Médica (AAMI) indica una relación señal a ruido (CMRR) de 60 dB para los dispositivos ambulatorios y 89 dB para un ECG estándar. El Centro Nacional de Excelencia Tecnológica en Salud (CENETEC) en México establece las características básicas para el diseño de un Holter, entre ellas se encuentra la capacidad de almacenamiento durante la operación del equipo, una frecuencia de muestreo de al menos 175 muestras por segundo, 5 puntas como mínimo para medir las señales, un marcador de eventos, batería recargable o desechable, una funda o correa para que el paciente lo porte cómodamente, mínimo 3 derivaciones desplegadas en pantalla y detección de marcapasos [12].

La Tabla 2.1 muestra la comparativa de los dispositivos Holter más populares de cada marca. Se hace una comparación entre las marcas más reconocidas en el ámbito de la electrocardiografía: Philips, General Electric, Schiller y Burdick [13]. El primer parámetro observado es el muestreo digital y este da lugar a la resolución de la señal ya que, dependiendo de la banda de frecuencia, la forma de la señal cambia. Como se puede observar, el rango común es de 0.05 Hz a 70 Hz porque con este rango basta para observar la onda QRS (frecuencia fundamental ≈ 10 Hz) y el segmento ST [10], esta información es de mayor utilidad para detección de arritmias y para infartos. Respecto al tiempo de registro, parámetro fundamental para detectar anomalías asintomáticas, cada electrocardiógrafo cuenta con una duración de 48 a 80 horas, siendo esta última el caso del producto de Schiller [8]. Por otra

parte, lo ideal en un electrocardiógrafo es medir las doce derivaciones, incluso hay sistemas que proponen más, pero para un diagnóstico de primer frente y de calidad es necesario observar al corazón desde por lo menos tres ángulos [10]. Por lo que comúnmente, se usan 3 canales, sin embargo, el aumento en el número de canales mejora el panorama de estudio del corazón.

Tabla 2. 1. Comparación de dispositivos Holter

	GE SEER 1000	Philips DigiTrak XT	Schiller AR12	Burdick H3+ Holter
Muestreo digital [SPS]	256	175	250-8000	180
Rango de frecuencias [Hz]	0.05 a 70	0.05 a 60	0.05 a 100	0.05 a 60
Duración máx.[Horas]	72	48	80	48
Memoria [MB]	-	512	2000	4
Canales [#]	2-3	12	1-3	3
V,I operación	1 pila AAA	1 pila AAA	1 pila AAA	1 pila AAA
Tamaño [mm³]	70x63x18	91x55x19	60x80x22	64x25x19
Peso [gr]	50	62	115	28
Resistencia al agua	No	Si	Si	No
Costo [\$MX]	41,220.0	25,110.0	39,510.0	89,820.0

2.1.2 Derivaciones

Para registrar la actividad eléctrica del corazón se utilizan derivaciones cardíacas, las cuales se definen como los puntos de exploración del estímulo eléctrico [14]. Existen 12 derivaciones estándar que los médicos usan para explorar al corazón desde distintos planos. Las primeras que fueron descritas por Einthoven [14] son: DI, DII, y DIII, las cuales forman un triángulo y se integran en el plano frontal por lo que solamente se pueden observar los potenciales derivados de este plano, además de que precisan el ritmo cardíaco, la posición del corazón, las medidas de segmentos e intervalos [14-15]. Estas 3 derivaciones están limitadas para diagnosticar hipertrofias ventriculares y bloqueos de rama por lo que también se usan las derivaciones unipolares de miembros (aVF, aVL, AVR), las cuales comprueban la normalidad de un electrocardiograma y determinan la posición exacta del corazón [14]. Sin embargo, no

bastan estas 3 últimas derivaciones para hacer un diagnóstico completo, por tanto, se tienen que medir las 6 derivaciones unipolares precordiales (V1,V2,V3,V4,V5,V6) ya que precisan las perturbaciones miocárdicas a ambos lados del corazón, asimismo permiten distinguir las lesiones de la pared anterior con respecto a la pared posterior [16].

En la Fig. 2.2 se pueden apreciar las derivaciones precordiales y los puntos VR, VL y VF [17]. Las derivaciones precordiales siguen el esquema de la Fig. 2.2 a) donde V1 está en el cuarto espacio intercostal sobre la línea paraesternal derecha, V2 está en el cuarto espacio intercostal sobre la línea paraesternal izquierda, V3 está entre la derivación V2 y la derivación V4, V4 está en el quinto espacio intercostal sobre la línea medio-clavicular izquierda, V5 se encuentra en el quinto espacio intercostal sobre la línea axilar anterior izquierda, y V6 se encuentra en el quinto espacio intercostal sobre la línea medio-axilar izquierda [17]. Las derivaciones bipolares dependen de la diferencia entre dos de los puntos (VR-VL, VF-VL, VR-VF) [17].

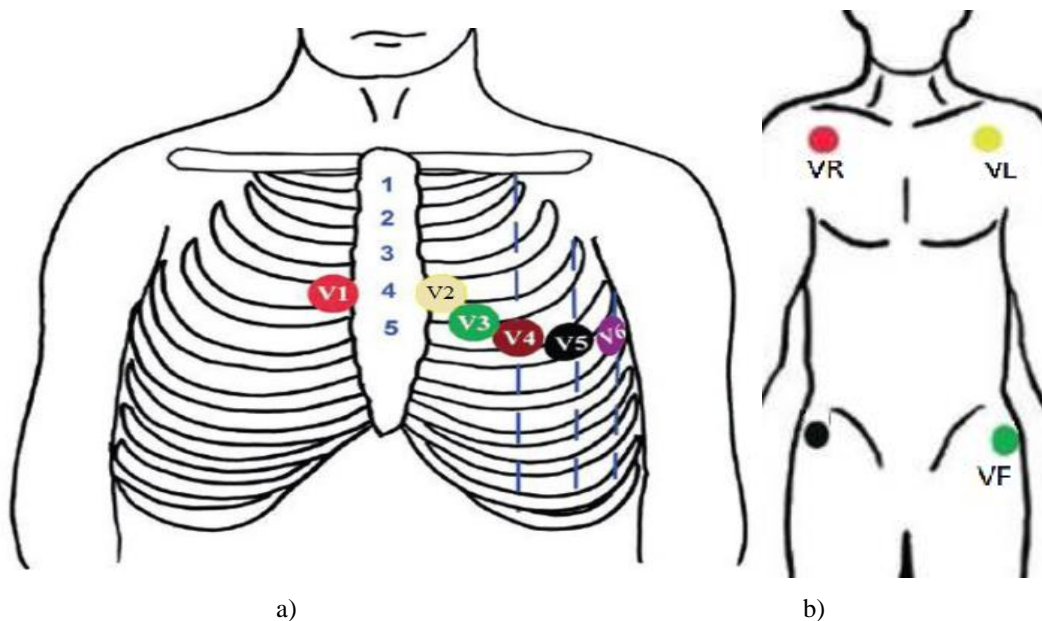


Fig. 2.2. a) Derivaciones precordiales, b) Derivaciones estándares de Einthoven [15].

Las derivaciones ortogonales para monitorear isquemia cardíaca son: DIII, V₂, V₃, V₅ y aVF ya que permiten evaluar todo el vector cardíaco [18-19].

2.2. Saturación de oxígeno [JG1]

La oxigenación de tejidos brinda información para detectar enfermedades como la obstrucción pulmonar crónica o la hipoxia central [3, 20]. El rango de este parámetro se encuentra normalmente entre el 70% y el 100%, donde el 100% es la máxima saturación de oxígeno que se tiene en la sangre [3]. Por tanto, entre más hemoglobina oxigenada, mayor es el porcentaje de oxigenación en los tejidos. Por debajo del 90%, se tienen síntomas como falta de aliento, disminución de energía o problemas de confusión y pérdida de memoria a largo plazo, y si menor del 70%, hay una desaturación severa, por lo que se necesita brindar una fuente de oxígeno de grado médico al paciente. El registro de esta variable resulta primordial al momento de iniciar la valoración de cualquier paciente [3,21].

La saturación arterial periférica de oxígeno en la sangre (SpO_2) [22-23] se analiza enviando una onda de luz roja de 660 nm y otra infrarroja de 940 nm con el fin de que estas se absorban en la hemoglobina reducida (Hb) y la oxihemoglobina (HbO_2) en la misma medida, independientemente del grado de saturación. La representación gráfica entre las curvas de Hb y HbO_2 se muestra en la Fig. 2.3 [24].

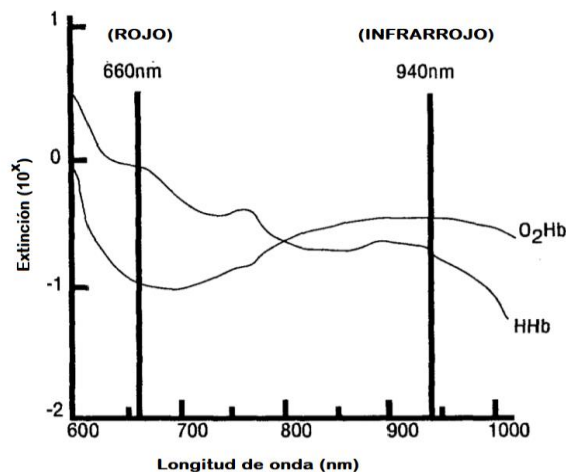


Fig. 2.3. Curva de extinción de hemoglobina de la oxihemoglobina (HbO_2) y hemoglobina reducida (Hb) [24].

El oxímetro es el dispositivo que registra la cantidad relativa de oxígeno transportada por la hemoglobina en los eritrocitos, por medio de las señales fotopleletismográficas (PPG) variantes en el tiempo, método sugerido por Aoyagi et al y Yoshiya et al [25]. Una molécula

de hemoglobina puede cargar cuatro moléculas de oxígeno. Cuando la hemoglobina tiene una saturación de 100% significa que en todos los sitios de unión de la hemoglobina se transporta oxígeno, teniendo un efecto en el color de la sangre ya que la sangre arterial es de un tono rojo luminoso mientras la sangre menos oxigenada se ve de color rojo oscuro [23, 25].

Normalmente la exactitud del oxímetro es de $\pm 2\%$ con un rango de SpO_2 entre 70%-100% y debe cumplir con características como el peso máximo de 600 gr, el despliegue de la frecuencia de pulso, marcadores para aumento/disminución de frecuencia, porcentaje de SpO_2 , indicador de batería baja, con 12 horas de operatividad por lo menos, almacenamiento de datos y funda para transporte, según el CENETEC [26].

Las normas comunes que regulan la comercialización de oxímetros de pulso son: la ISO 13485 [27], la cual se refiere a la calidad para los dispositivos médicos, para la EMC (empresa de Compatibilidad Electromagnética) está el estándar IEC-60601 [28], que habla de la seguridad y efectividad de los equipos médicos eléctricos, de igual forma está la marca de Conformidad Europea (CE) y de la Administración de Alimentos y Medicamentos (FDA) para asegurar que se cumplen con los requisitos técnicos en materia de seguridad.

Tabla 2. 2. Comparación de oxímetros.

	Home Care FPX.013	Hergom MD.300	ChoiceMMed MD.300.C1C	ChoiceMMed MD.300.C2
Resolución	SpO2=1% FP=1bpm	SpO2=1% FP=1bpm	SpO2=1% FP=1bpm	SpO2=1% FP=1bpm
Precisión	SpO2= $\pm 2\%$ FP= ± 2 bpm	SpO2= $\pm 2\%$ FP= ± 2 bpm	SpO2= $\pm 2\%$ FP= ± 2 bpm	SpO2= $\pm 2\%$ FP= ± 2 bpm
Temperatura máx. [°C]	40°C	40°C	40°C	40°C
Temperatura min. [°C]	5°C	0°C	5°C	-10°C
I operación [mA]	30	30.5	30	36
V operación [V]	3	3	3	3
Tamaño[mm³]	58x32x33.2	58x32x34	58x32x34	58x32x34
Rango de pulso [bpm]	25-250	30-250	30-235	30-235
SpO₂[%]	35-100	70-100	70-100	70-99
Precio [\$MX]	1064.88	1054.44	841	962.80

En la Tabla 2.2 se presenta una comparación de algunos oxímetros que cumplen la normativa antes mencionada. En su mayoría son similares en las características de precisión, resolución, temperatura y hasta en el voltaje de operación. Esto se debe a que la temperatura del aparato modifica la lectura de la luz infrarroja por lo que entre más pequeño sea el rango de temperatura, es más fácil caracterizar la señal y de la misma forma, entre menor sea el voltaje, menor será la temperatura de operación del emisor de luz.

2.3 Temperatura Corporal

La señal de temperatura corporal (TC) se define como la medida de la energía total cinética dentro del cuerpo y el valor normal oscila entre 36.3°C a 37.5°C. Cuando la TC es superior a los 37.5°C, se le diagnostica fiebre a la persona, se le considera enfermo y debe estudiarse para determinar la causa [29]. Esta variable se puede medir con varios métodos como con termómetros de vidrio con mercurio, termómetros de tira plástica, termómetros electrónicos de radiación, ópticos, o bien, por medios infrarrojos [30].

Los estándares para los termómetros de contacto digitales son: la E2877 de la Sociedad Americana para Pruebas y Materiales (ASTM[S_{LCV2}]), la cual recomienda como estándar los grados Celsius y las cuestiones de seguridad para el termómetro, la norma de la Comisión Internacional Electrotécnica 6061 (IEC[S_{LCV3}]-60601) [28] y la norma E1104 que refiere a materiales para cubrir los termómetros clínicos [31].

En la Tabla 2.3 se muestra la comparación de termómetros comerciales para uso clínico. La resolución necesaria para el termómetro de uso clínico es de 0.1°C ya que una mayor resolución no aporta información crucial para distinguir si el rango es anormal [31]. De igual forma, existe un tamaño y peso estandarizado para los termómetros corporales por lo que tampoco hay un cambio significativo entre los cuatro termómetros comerciales. En cuanto a la exactitud, los cuatro dispositivos reportan sus resultados determinados por los rangos de temperatura, por ejemplo, el termómetro Hergom tiene una exactitud de $\pm 0.1^\circ\text{C}$ para el rango de 32°C a 42.9°C. Sin embargo, fuera de estos rangos la exactitud cambia, por lo que es un factor importante que altera el precio del termómetro además de su durabilidad.

Tabla 2. 3. Comparación de termómetros.

	CITIZEN CT.513W	Neutek MT.201.C	Hergom TD.100	Microlife MT.200
Resolución [°C]	0.1	0.1	0.1	0.1
Exactitud [°C]	±0.1	±0.1	±0.1	±0.1
Rango de temp. [°C]	32-42	32-42	32-42.9	34-42
Temp. ambiente [°C]	10-40	-	-	10-40
V operación [V]	1.5	1.5	1.5	1.5
Tamaño [mm²]	17×129×8	25×124×12	20×100×10	-
Peso [g]	10	10	10	-
Durabilidad [años]	3	8	-	5
Precio [\$MX]	84.68	44.08	61.48	133.40

2.4 Digitalización de señales

El procesamiento digital de las señales analógicas se divide en tres etapas: la primera etapa se refiere a que la señal analógica es muestreada y cada muestra se cuantifica a un número finito de bits, después cada muestra digitalizada es procesada por una computadora para que finalmente las muestras de salida sean convertidas a alguna forma analógica o desplegadas en pantalla en forma gráfica o alfanumérica.

Existen distintos tipos de Convertidores de Analógico-Digital (ADC por sus siglas en inglés) y las características para diferenciarlos son: frecuencia de muestreo, resolución en bits, relación señal/ruido (SNR), ruido térmico, rango dinámico libre de espurios (SFDR por sus siglas en inglés), durabilidad y costo [32]. La relación señal/ruido se refiere a la comparación entre la potencia de la señal y la potencia del ruido en el rango de frecuencias de interés, a esta relación se le añade el ruido de cuantificación y el ruido en el circuito impreso [SLCV4][32]. El ruido del circuito impreso tiene origen en las interferencias electromagnéticas (IEM), galvánicas y magnéticas. Las IEM están acopladas eléctricamente, las galvánicas requieren un contacto con la corriente eléctrica y las magnéticas cuando el sujeto está en contacto con un campo magnético intenso. El ruido térmico (o ruido de Johnson-Nyquist) se genera por la

agitación de los electrones en cualquier conductor eléctrico y depende del valor real de las impedancias en el sistema [33]. El SFDR es la relación entre la amplitud de la señal y la señal espuria más intensa en el espectro de interés [32]. Por ejemplo, los ADC de aproximación sucesiva (SAR por sus siglas en inglés) tienen alta resolución, baja disipación de energía y rangos de frecuencia de muestreo amplios, pero son más complejos en su diseño, los ADC sigma-delta ($\Delta \Sigma$) utilizan tasas de muestreo de kilomuestras por segundo (KSPS) hasta megamuestras por segundo (MSPS), los ADC Flash utilizan tasas de muestreo de hasta GSPS y resoluciones de hasta 8 bits [32-33].

El convertidor sigma-delta es el ADC más utilizado para señales fisiológicas, ya que estas, normalmente son señales de baja frecuencia. Este convertidor funciona con un integrador, un cuantificador de 1-bit y un Convertidor Digital a Analógico (DAC por sus siglas en inglés) como retroalimentación del sistema. El DAC solamente funciona para mantener la salida del modulador cercana a la referencia del comparador. De manera más específica, el integrador promedia la señal de entrada y disminuye el ruido de cuantificación al ir sumando el voltaje de error, ya que este ruido se mueve hacia frecuencias más altas gracias al sobremuestreo, de tal forma que no elimina el error, sino que lo distribuye hacia frecuencias que no son utilizadas [34-35].

2.5 Android

Android es un sistema operativo libre (SO) basado en Linux, es gratuito y multiplataforma. Se utiliza principalmente en teléfonos móviles, permitiendo el uso de funciones básicas como llamadas, mensajes de texto, programas multimedia y otras aplicaciones que permiten al usuario ejecutar tareas específicas facilitando el uso del dispositivo [36].

[JG5]

La historia del SO inicia en el 2007 con Android 1.0 Apple Pie. La primera versión para uso comercial fue lanzada en el año 2008 y desde entonces ha ido evolucionando a través de 26 interfaces de programación de aplicaciones (API). En el 2017, la versión más reciente, Oreo 8.0, fue anunciada al mercado en calidad beta [36].

Las ventajas al mejorar la administración de la energía aparecen con Gingerbread 2.3 al dar nuevas opciones para mantener activas las aplicaciones en el dispositivo todo el tiempo

que sea necesario. Posteriormente se va optimizando al establecer un sistema multitarea donde las aplicaciones en segundo plano no se congelan, sino que siguen corriendo en determinados ciclos de reloj, con Jelly Bean 4.1. En 2014 aparece Lollipop 5.0, la primera versión que interactúa con Bluetooth de bajo consumo, puede leer y modificar datos ubicados en cualquier lugar del almacenamiento externo, se personalizan las prioridades de las aplicaciones y mejora la estabilidad y el rendimiento de la memoria RAM [37]. Además, Android soporta lenguajes de programación como C++, C#, Python, Kotlin y Java, siendo este último el lenguaje de programación base para desarrollar las aplicaciones que acceden a las funciones del teléfono [38].

Android Studio es el entorno oficial de desarrollo integrado (IDE por sus siglas en inglés) para la plataforma Android que facilita la gestión del proyecto. Esta multiplataforma soporta lenguaje Java, facilita la reutilización de código, de los recursos, y permite la distribución de código al poder trabajar en varios equipos. Esta IDE tiene un emulador rápido con varias funciones, y se pueden hacer cambios mientras la aplicación se ejecuta sin tener que volver a compilar la aplicación [38]. Además, cuenta con un sistema de compilación Gradle, basado en Java Virtual Machine, que permite configurar y personalizar la compilación para crear múltiples versiones de la misma aplicación [38].

Dentro de Android Studio, todas las aplicaciones que se programan en este ambiente necesitan declarar un manifiesto que incluye todos los archivos que estarán incluidos dentro de la aplicación.

El Kit de Desarrollo de Software (SDK por sus siglas en inglés) es un conjunto de herramientas de desarrollo para depurar código, reducir consumo de memoria y soportar versiones anteriores de Android a fin de facilitar la programación y mejorar la compatibilidad en las diferentes plataformas. Android Debug Bridge es una de las herramientas que comunica al dispositivo Android mediante una línea de comandos, desde donde se pueden instalar o depurar las aplicaciones. Asimismo, existen repositorios como el de compatibilidad de Android para productos como Android Wear, Android TV o Google Cast [37].

2.5.1 Ciclo de actividades en Android

Una actividad es una clase que tiene distintos estados, los cuales ayudan al usuario a navegar a través de la aplicación. Los estados de las actividades tienen un ciclo de vida desde que se crea hasta que se destruye la aplicación como se muestra en el esquema de la Fig. 2.4. A continuación se hace una revisión de cada uno de los estados de las actividades [37].

- `alCrear()` es el estado donde se crea la configuración lógica básica de la aplicación y ocurre solamente una vez durante la actividad. Por ejemplo, en este estado se declara la interfaz gráfica y la comunicación entre los distintos objetos que existen en la interfaz. Después de pasar por el estado de creación, el método `alCrear()` se termina y la actividad entra en el estado `alEmpezar()`.
- `alEmpezar()` es el estado donde se hace visible la actividad al usuario, mientras que la aplicación se prepara para pasar a primer plano y ser interactiva. Por ejemplo, este método es donde la aplicación inicializa el código que mantiene activa la interfaz gráfica y la modifica en caso de que haya algún cambio.
- `alResumir()` es el estado que empieza después de que la actividad se pausa. Por ejemplo, se apaga la pantalla, y regresa mediante este método a la actividad.
- `alPausar()` es el estado que está activo cuando el usuario deja la actividad. Este estado se interrumpe cuando el usuario regresa a la actividad o cuando se vuelve completamente invisible para el usuario. El tiempo de este estado es muy corto por lo que no es óptimo guardar datos o hacer operaciones.
- `alParar()` es el estado al que pasa la actividad cuando una nueva aplicación ocupa la pantalla completa, o cuando la actividad ha terminado de ejecutarse. Al parar la aplicación, se dejan libres casi todos los recursos que no son necesarios mientras el usuario no está usándola. La actividad se va a ir borrando de la memoria mientras vaya necesitando recursos

- `alDestruirse()` es el estado que se ejecuta ya sea porque el usuario termina la ejecución o porque el sistema está destruyendo procesos para ahorrar espacio. También se ejecuta cuando el sistema cambia de orientación para volver a crear la interfaz gráfica.

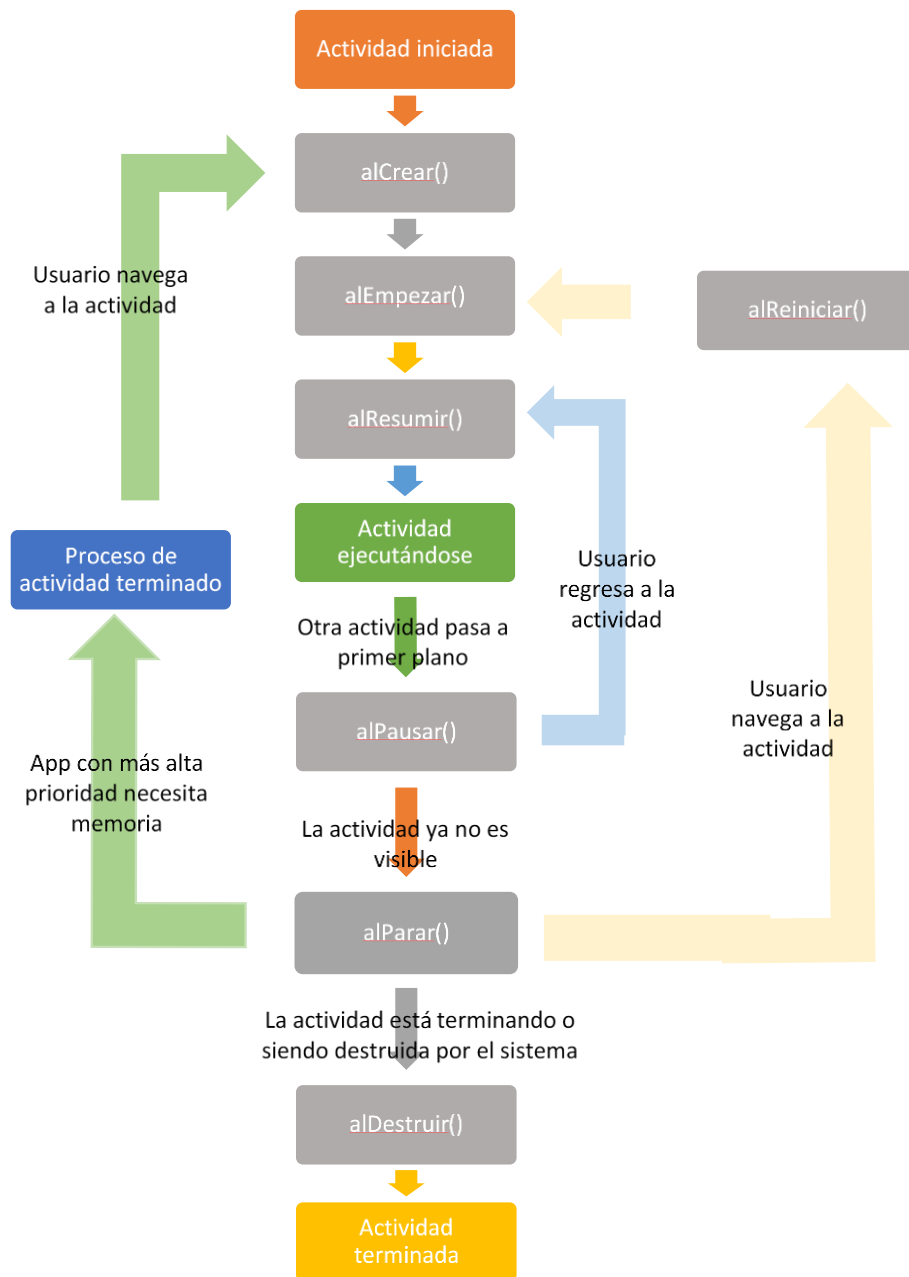


Fig. 2.4. Esquema del ciclo de vida de una actividad en Android [37].

Android trata de hacer eficiente el uso de actividades para que la interacción con el usuario sea más rápida, por lo que existe una correlación entre el estado del proceso y el estado de la actividad como se muestra en la Tabla 2. 4 [37]. La importancia de esta correlación se da al tener la necesidad de verificar en qué estado del proceso está la actividad para que la aplicación siga ejecutándose. Si la aplicación ya no tiene prioridad, se desecha y continúa ejecutando los procesos cruciales como el manejo de llamadas telefónicas.

Tabla 2. 4. Correlación entre el estado del proceso, el estado de la actividad y la probabilidad de que el sistema termine el proceso.

Estado de la actividad	Probabilidad de que el sistema termine el proceso	Estado del proceso
alCrear() alComenzar() alResumir()	Menor	Primer plano
alPausar()	Regular	Segundo plano (pierde enfoque)
alParar() alDestruirse()	Mayor	Segundo plano (no es visible) Vacía

2.6 Protocolos de comunicación

2.6.1 Bluetooth

Bluetooth es un estándar abierto que facilita las comunicaciones inalámbricas utilizando ondas de radio a una distancia de 10 metros (con mayor potencia de transmisión el rango aumenta hasta 60 metros). Permite la eliminación de nidos de cables, interoperabilidad entre dispositivos de distintas compañías, confiabilidad al haber pocas posibilidades de interferencia y degradación de datos, rapidez con alta calidad en ambientes ruidosos, seguridad gracias a la autenticación y encriptación de datos, y control sobre el consumo de energía que la tecnología ofrece; las anteriores son las ventajas por las que se selecciona una tecnología inalámbrica para transmisión de datos [39].

La versión 4.0 contiene tres implementaciones como lo son Bluetooth BR/EDR donde hay una conexión continua con rendimiento de hasta 2.1Mbit/s, Bluetooth LE que permite realizar conexiones con un rendimiento de 0.27Mbit/s hasta 100 metros, y Bluetooth Dual-Mode que permite ambas conexiones.

Un dispositivo Bluetooth tiene la posibilidad de entrar en dos roles y dos estados respectivamente: esclavo, maestro, en espera (del inglés *standby*) y conectado. El dispositivo esclavo espera a que el Bluetooth maestro haga la conexión, no hace nada más que contestar al maestro. El dispositivo maestro es el que inicia las acciones, controla la sincronización entre dispositivos y maneja la información que se le envía a cada dispositivo. El dispositivo que está en espera está inactivo y escucha información cada 1.28 segundos para verificar si hay alguna solicitud. El dispositivo conectado puede ser maestro o esclavo, pero está intercambiando paquetes [39].

Del mismo modo, existen distintos tipos de conectividad que manejan los dispositivos Bluetooth como la red Adhoc, la red punto a punto, la red punto a multipunto, la red piconet y la red dispersa [39]. Al utilizar un sistema personalizado, como el de la presente tesis, se habla de una red punto a punto ya que solo hay un maestro, que es el que manda la información de los sensores y un esclavo, el cual recibe la información para manejarla y mostrarla al usuario.

2.6.2 Interfaz serial periférica (SPI)

El protocolo propuesto por Motorola consta de un maestro y uno o más esclavos. El maestro es el responsable de generar la señal de entrada para sincronizar la transferencia de datos y de seleccionar al esclavo con el que se está comunicando. Entre las ventajas que tiene está su bajo consumo de energía y una mayor velocidad que I²C. Sin embargo, no hay un control de flujo y consume más pines de cada chip. SPI consta de cuatro señales CS, SCLK, DIN y DOUT [40].

CS indica la selección del esclavo con el cual se comunica. El estado lógico de CS es bajo cuando está activa una comunicación serial. Al ponerlo en alto, la comunicación debe esperar por lo menos 4 ciclos de reloj antes de que vuelva a comenzar.

SCLK refiere al reloj serial, el cual da pie a los cambios de DIN y DOUT, y previene cambios bruscos que fuercen al reloj a generar un evento. Cada dispositivo decodifica y ejecuta los comandos cada ocho ciclos seriales.

DIN es la salida de datos del maestro para que estos entren al esclavo. Dependiendo del dispositivo, la salida de datos del maestro puede ocurrir durante el flanco de subida o el de bajada.

DOUT es la salida de datos del esclavo para registrar los datos en el maestro.

SPI es un protocolo con solo un maestro, por lo que este actúa como el centralizador de comunicación puesto que los esclavos tienen que comunicarse con el maestro para solicitar o enviar información dependiendo de la señal CS [40].

La comunicación tiene cuatro modos definidos por los parámetros de polaridad del reloj (CPOL) y fase del reloj (CPHA), los cuales definen el muestreo de datos, el cambio de estado lógico de los datos y el nivel inactivo de la señal SCLK [40]. La Fig. 2.5 muestra los modos de SPI:

- Modo 0: CPOL=0, CPHA=0, SCLK tiene como estado inactivo cero lógico y los datos se envían en el flanco de subida.
- Modo 1: CPOL=0, CPHA=1, SCLK tiene como estado inactivo cero lógico y los datos se envían en el flanco de bajada.
- Modo 2: CPOL=1, CPHA=0, SCLK tiene como estado inactivo uno lógico y los datos se envían en el flanco de bajada.
- Modo 3: CPOL=1, CPHA=1, SCLK tiene como estado inactivo uno lógico y los datos se envían en el flanco de subida.

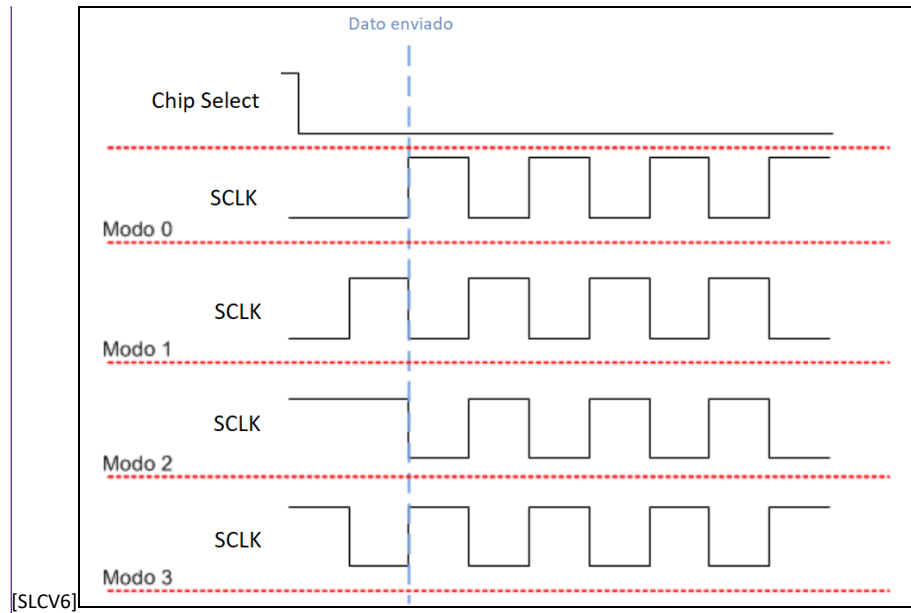


Fig. 2. 5. Modos de SPI [41].

Por ejemplo, para el ADS1298 los datos salen del maestro en el flanco de bajada de SCLK, mientras que la salida de datos sucede cuando el flanco es de subida en el SCLK. La entrada y salida de datos depende de CS ya que, si está en alto, no hay flujo de datos. Además, el ADS1298 consta del registro DRDY para notificar que la conversión está completada y está lista para ser enviada, Fig. 2.6.

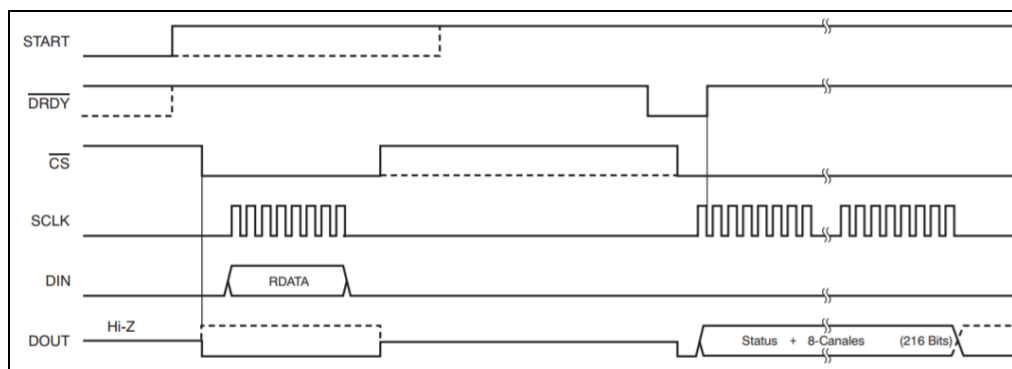


Fig. 2. 6. Señales de SPI del ADS1298

2.6.3 Circuito Inter-Integrado (I²C)

El protocolo desarrollado y patentado por Philips tiene tres tasas de transmisión de datos a través de dos líneas (SDA y SCL): Modo normal (100 Kbps), Modo rápido (400 Kbps), y Modo alta velocidad (3.4 Mbps). La línea serial de datos (SDA) y la línea del reloj serial (SCL) se conectan mediante una resistencia de *pull-up* a V_{CC} de tal forma que trabaja con lógica positiva, Fig. 2.7. I²C es muy susceptible a interferencias electromagnéticas, pero tiene la ventaja de su bajo costo [40].

No existe una arbitración lógica ni un pin de selección para coordinar la comunicación ya que el protocolo define una dirección de 7 bits de cada esclavo (cada esclavo debe tener una dirección única), datos divididos en 8 bits, un control para empezar, terminar y reconocer cada byte enviado. Si existiera algún conflicto en la capa física de la comunicación, la lógica cero sería la que ocuparía el canal debido a la estructura del drenador abierto y al *pull-up* que previene un cortocircuito [40].

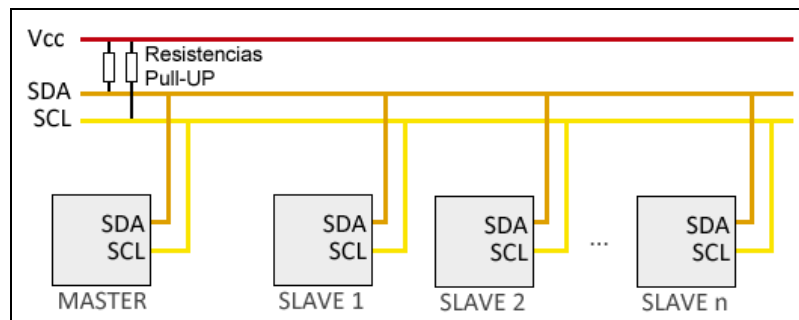


Fig. 2.7. Esquema de capa física de protocolo I²C [42].

Las líneas de comunicación son bidireccionales, por lo que se considera como maestro al primero que envía información a través de datos. Cada maestro debe enviar la condición de comienzo de la señal seguida de la dirección y un bit de escritura/lectura hacia el dispositivo de donde se requiera la información. Todos los esclavos van a comparar su dirección, y si no coincide, el esclavo libera el canal mediante una condición de alto, mientras que, si la dirección concuerda, el chip responderá con una señal de reconocimiento (ACK) [40].

Un ejemplo para explicar la comunicación es la transmisión de datos en el MAX30205, que [SLCV7][AG8] consiste en enviar una notificación cada que un byte es recibido. La transmisión inicia en el flanco de bajada al enviar la dirección del dispositivo (ADDRESS), posteriormente se recibe el número de registros a leer/escribir, los datos a leer/escribir y termina con un STOP del maestro, Fig. 2.8.

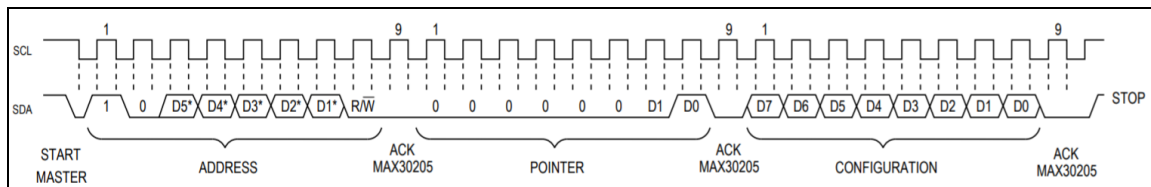


Fig. 2.8. Comportamiento de SCL y SDA en envío de configuración al sensor MAX30205

2.7 Estado del arte [JG9]

Los sistemas de monitoreo médico vestibles surgieron en el siglo pasado [43-44] y han tenido un gran auge durante la última década, estos muestran ventajas como monitoreo en tiempo real y flexibilidad de registrar las bioseñales en el lugar que se requiera, de igual manera, son de bajo consumo de energía y permiten una mayor seguridad y confiabilidad de los datos registrados [45]. No obstante, estos tienen áreas de oportunidad que se relacionan con la mejora en la calidad de la información, la seguridad de los datos personales de cada paciente, la usabilidad y la aceptabilidad del personal médico y de los pacientes y la administración de energía [1]. Los sistemas de monitoreo médico más representativos se muestran a continuación:

En el 2005, el sistema embebido LifeGuard [46] fue desarrollado por la NASA teniendo como principal cometido el registrar ECG, presión sanguínea, y saturación de oxígeno con el fin de monitorear la salud de una persona en los vuelos espaciales y en la Tierra. El ECG se registra con una frecuencia de muestreo de 256 muestras por segundo (SPS), la presión sanguínea se mide a través de un dispositivo adicional llamado Accutracker II, que a su vez mide a través de un esfigmomanómetro y la saturación de oxígeno es determinada a través del pulsioxímetro modelo 8000J de la marca Nonin.

El prototipo cuenta con características de portabilidad con un tamaño de 129mm x 100mm x 20mm, peso de 166 g y una memoria de almacenamiento de 32MB, además, tiene un convertidor analógico-digital (ADC) con una resolución de 12 bits, un procesador de 7.2MHz, voltaje de operación de 3.4 V, 5 canales de ECG y una duración de la batería de hasta 20 horas. El sistema envía la información a una PC mediante una conexión alámbrica con un puerto RS-232 [46].

En 2008, aparecen dos aportes distintos, uno de Yang [47] y el segundo de TELEMON [48]. El primero registra ECG a través de electrodos inteligentes con una batería de litio de 3.3 V, un ADC de 16 bits, siendo capaz de enviar información a 1000 SPS a un asistente personal de salud por vía serial. El segundo, de la Universidad de Medicina y Farmacia [SLCV10][AG11] de Iasi, registra 3 derivaciones de ECG, temperatura, presión arterial, saturación de oxígeno y respiración. El ECG tiene una ganancia por canal de 1000 y una banda limitada a 150 Hz con una calibración de señal de 1 mV. La respiración la detecta con la sonda Nellcor 520-1011N y la temperatura corporal con un sensor Omron. Todas las bioseñales de TELEMON se gestionan a través de un microcontrolador MSP430F2274 [SLCV12] de la marca *Texas Instruments* [AG13]© de tal manera que reduce el error de detección de QRS a menos del 10% en el ECG con un Asistente Digital Personalizado (PDA por sus siglas en inglés).

En 2013, Huang creó un sistema de telecardiología (We-Care) [49], que monitorea 7 derivaciones de ECG (I, II, III, aVR, aVL, aVF, y V1) con soporte para interactuar con teléfonos e Internet, agregando un algoritmo para detectar el complejo QRS con base en la derivación DII. El sistema tiene tres modos para guardar los datos: el primero guarda los datos en el teléfono, el segundo envía parte de los datos a Internet y el tercero puede enviarlos vía Internet en el momento de la captura del ECG. La batería tiene una duración de 72 horas para el primer modo, 48 horas para el segundo y 6 horas para el tercer modo. Asimismo, el sistema utiliza una frecuencia de muestreo de 250-500 Hz.

En 2015, [SLCV14] un monitor de frecuencia cardíaca, presión sanguínea, saturación de oxígeno, temperatura, nivel de glucosa en la sangre, acelerometría, ECG y EEG lo propusieron investigadores de la Universidad de Princeton (NJ), el Instituto de Tecnología de Rochester

(NY) y el Instituto Estadístico de India (Kolkata) bajo el esquema de bajo consumo de energía [50]. Las señales de ECG y del electroencefalograma (EEG) tienen una frecuencia de muestreo de 1000 Hz, el acelerómetro de 400 Hz, la presión sanguínea y la glucosa de 100 Hz, la temperatura a 1 Hz, la saturación de oxígeno a 2 Hz y la frecuencia cardíaca de 2-8 Hz. En cuanto a la resolución del sistema, todas las señales tienen más de 8 bits por muestra. El consumo total de energía es de 207.58 mW. El sistema envía los datos a un teléfono móvil, que a su vez envía los datos a un hospital o a un servidor.

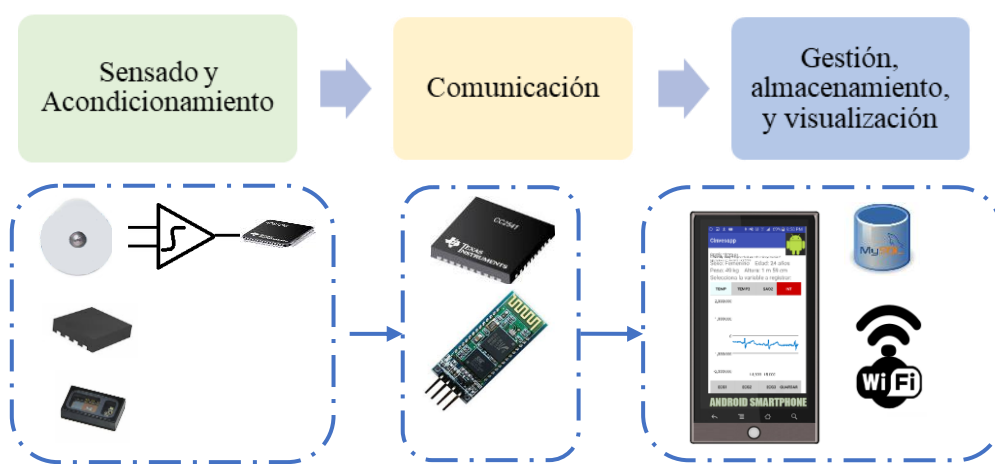
Existen trabajos [46, 48] que gestionan la información en una computadora, después envían los datos actualizados a un dispositivo móvil para visualizar la información y otros que hacen el monitoreo dentro de un teléfono móvil o un microcontrolador [47, 49, 50]. A pesar de que estos sistemas tienen una eficiente administración de energía, la duración no es mayor a 24 horas [46, 48, 50]. De igual manera, hay sistemas que registran una sola bioseñal [47, 51, 52], con el objeto de identificar patrones en las señales. Este procesamiento normalmente se lleva a cabo fuera de línea en programas especializados como MATLAB. Asimismo, la compatibilidad de dispositivos para los sistemas de monitoreo prácticamente es nula, ya que normalmente se crea una interfaz gráfica generada por el desarrollador del sistema [47,49-50], las cuales no son prácticas ni fáciles de utilizar.

En el trabajo actual se plantea unificar la obtención de tres parámetros fisiológicos en un sistema, conservando la eficiencia energética para la duración de al menos un día, de tal manera que el usuario pueda utilizar el sistema fuera de un ambiente clínico y obtenga la información en línea utilizando una conexión inalámbrica desde la comodidad de su entorno rutinario.

Capítulo 3. Desarrollo

3.1 Solución propuesta

El sistema de monitoreo médico propuesto involucra medir la temperatura corporal, cinco derivaciones de ECG (DI, DII, aVF, V1 y V5) y la saturación de oxígeno para mostrar los resultados en un dispositivo inteligente con sistema operativo Android, con el fin de disponer de un medio de diagnóstico práctico para el especialista. El sistema desarrollado es cómodo y simple de usar/vestir para el paciente. Las secciones generales del diseño se dividen en tres etapas, como se muestra en la Fig. 3.1.



[JG15]Fig. 3. 1. Esquema de solución propuesta para la construcción del sistema de monitoreo de tres variables.

- Sensado y acondicionamiento: Implica la obtención y la adecuación de la señal antes de digitalizarla. Para esta etapa se seleccionan los sensores para la saturación periférica de oxígeno, la temperatura corporal y la medición de la señal electrocardiográfica, y se establece el acondicionamiento necesario para la obtención del electrocardiograma.
- Comunicación vía Bluetooth: Destinada a la gestión de los datos para ser enviados al teléfono y ser monitoreados.

- Gestión, almacenamiento y visualización: Integra la interpretación de información fuera de línea para establecer el modelo de Aoyagi en la señal de saturación de oxígeno. También involucra el desarrollo de la aplicación en Android para gestionar y manipular los datos a fin de que puedan ser visualizados o almacenados por el usuario en el teléfono inteligente.

3.2 Selección de sensores

La disponibilidad de sensores en el mercado actual es bastante amplia, existen parámetros [JG16] relevantes para su selección como el voltaje de operación, la corriente de operación, la resolución de la señal digitalizada, el SNR, el CMRR y la durabilidad del equipo.

Así, por ejemplo, en el caso de la selección del sensor de luz para el oxímetro de pulso, existen parámetros como el voltaje y la corriente de operación, el CMRR/SNR del dispositivo y la disipación de energía, mostrados en la Tabla 3.1. En *Maxim Integrated*© hay pulsioxímetros (MAX30100, MAX30101 y MAX30102) que operan con 5 V para los diodos emisores de luz (leds), con alto SNR (89 dB), con comunicación I²C, con rechazo a la luz ambiental y corriente de leds programable para ahorrar energía. Igualmente están los dispositivos de *Texas Instruments*© (AFE4490 y AFE4403) con una mayor resolución en el ADC (22 bits) que los dispositivos de *Maxim Integrated*©. No obstante, todos los fotodetectores de la Tabla 3.1 miden la señal a partir de la variación de la corriente, en consecuencia, los sensores de *Texas Instruments*© tienen una resolución de 256 cuentas comparado con las 65536 de los sensores de *Maxim Integrated*©, por tanto, este parámetro sirve para descartar los sensores de *Texas Instruments*©.

Considerando lo anterior, el chip MAX30101 fue el seleccionado para medir la saturación de oxígeno gracias a la integración de sus controladores de corriente y sus leds en el mismo circuito. Este dispositivo contiene un módulo de pulsioximetría con un led rojo, un led infrarrojo y un led verde, estabilizadores de corriente para los leds y un convertidor analógico digital integrado del tipo Σ - Δ de 18 bits, el cual reduce el ruido de cuantificación, al ser de una resolución de 31.25 pA. La información obtenida se envía vía I²C a cualquier controlador para

hacer el procesamiento necesario con el fin de obtener la señal para calcular la saturación periférica de oxígeno. El esquema se muestra en el Apéndice A.

Tabla 3. 1. Comparación de pulsioxímetros.

	MAX30100	MAX30101	MAX30102	AFE4490	AFE4403
Resolución ADC	14 bits	18 bits	18 bits	22 bits	22 bits
Temperatura de operación máx.	85°C	85°C	85°C	70°C	70°C
Temperatura de operación min	-40°C	-40°C	-40°C	-20°C	-20°C
I suministro operación	600 uA	600 uA	600 uA	7mA	7mA
V suministro operación	1.8 V	1.8 V	1.8 V	3.6V	3.6V
V suministro LED	5V	5V	5V	5V	5V
CMRR	-	-	-	75 dB	75 dB
Tamaño	5.6x2.8x1.2 mm ³	5.6x3.3x1.55 mm ³	5.6x3.3x1.55 mm ³	2.60x2.10x0.4 mm ³	3.07x3.07x0.5 mm ³
Disipación de energía	464 mW	440 mW	440 mW	-	-
Comunicación	I ² C	I ² C	I ² C	SPI	I ² C
SNR/PSSR		SNR =88.9dB		PSSR=100dB	CMRR=75dB
Resolución I (cuentas)	26,000	65536	65536	256	256

Por otro lado, para la medición de la temperatura corporal se buscaron sensores que tuvieran una exactitud en el rango de $\pm 0.2^{\circ}\text{C}$ a $\pm 1^{\circ}\text{C}$ y una resolución de por lo menos 0.1°C . La Tabla 3.2 muestra que, aunque todos los sensores cuentan con una resolución menor a 0.1°C , la exactitud varía hasta $\pm 1^{\circ}\text{C}$ en el MCP9804, por lo que se hace una comparación con la corriente de operación. Si bien el TMP303 muestra la menor exactitud entre los sensores analizados, el voltaje de operación es de 4V por lo que se necesitaría otro regulador de voltaje

para este sensor, por tanto, se selecciona un sensor con voltaje de alimentación de 3 V, corriente de operación de 0.6 mA y el de mayor resolución (0.0039°C).

Tabla 3. 2. Comparación de sensores de temperatura

	STS31	TMP275	MCP9804	AS6200	MAX30205	TMP303	MCP9808
Resolución (°C)	0.015	0.0625	0.0625	0.053	0.00391	-	0.0625
Exactitud (°C)	±0.3	±0.75	±1	±0.4	±0.3	±0.2	±0.5
Temperatura operación máx. (°C)	+125	+125	+125	65	+50	+125	+100
Temperatura operación min (°C)	-40	-40	-40	0	0	-40	-20
Tiempo de respuesta	>2s	-	-	-	-	>5s	-
I operación (mA)	0.8	10	0.4	100	0.6	0.001	0.4
V operación (V)	3.3	7	5	3	3	4	5
Tamaño (mm²)	2.5x2.5	4.9x3.91	3x2	1.6x1	3x3	1.6x1.2	3x3
Comunicación	I ² C	I ² C	I ² C	I ² C	I ² C	-	I ² C
Sensado	-	Diodo Sensor	Band Gap Sensor	-	-	Salida analógica	Band Gap Sensor

De tal manera, el sensor de temperatura corporal elegido para el sistema de monitoreo es el MAX30205 de *Maxim Integrated*©. Al igual que el sensor para oximetría (MAX30101), el chip MAX30205 ya tiene integrado un ADC Σ - Δ , que en este caso es de una resolución de 16 bits (0.00390625°C) y una exactitud de $\pm 0.3^\circ\text{C}$. La medición de temperatura se controla mediante un termostato digital y un comparador digital, como se muestra en el Apéndice A. A partir de estos, se obtiene la temperatura digitalizada y se envía por medio de I²C.

En cuanto a la señal electrocardiográfica, se seleccionó el sistema analógico-digital ADS1298, el cual contiene un multiplexor de 8 canales, un amplificador y un convertidor Σ - Δ

de 24 bits por cada canal con comunicación SPI. El ADS1298 tiene cabida para programar ganancias de 1, 2, 3, 4, 6, 8 y 12 por cada canal. Adicionalmente, tiene una referencia interna de 0 a 4V cuando existe una alimentación de 5V y cuenta con una frecuencia de muestreo programable de 250 SPS hasta 32 KSPS. Asimismo, el circuito integrado incluye en su diseño una opción para integrar el circuito de terminal de Wilson, el circuito de pierna derecha del paciente y la terminal central de Goldberger. El esquema es mostrado en el apéndice A.

3.3 Sensado y acondicionamiento de señales

3.3.1 Sensado y acondicionamiento de la señal electrocardiográfica

La selección de derivaciones para la localización de arritmias fue guiada por el estudio de Mota [19] donde menciona que al utilizar tres derivaciones se obtiene una sensibilidad de 100% para detectar la obstrucción en las arterias coronarias (arteria coronaria izquierda, arteria circunfleja y arteria coronaria derecha). Sin embargo, las tres derivaciones deben ser ortogonales como lo son V2, V5 y aVF. Asimismo, se agregan las derivaciones DI, y DII para comprender todas las perspectivas, Fig. 3.2.

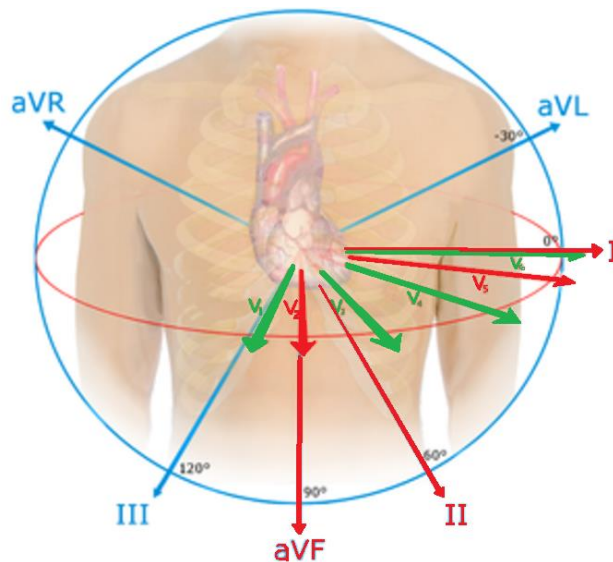


Fig. 3.2. Derivaciones seleccionadas: DI, DII, aVF, V2, y V5 [53].

El electrocardiograma se midió a través de electrodos húmedos BioTech de larga duración (TELE.716) de Ag/AgCl; se eligieron estos electrodos debido a que disminuyen la impedancia electrodo-piel en comparación con los electrodos secos, y aunque son desechables, son más económicos que los electrodos secos. Estos electrodos se conectan a una etapa de filtrado para eliminar frecuencias debajo de 0.05 Hz, inconsistencias debido al ruido e interferencias no deseadas con el fin de obtener datos de calidad. El cálculo de la frecuencia de corte para el filtro pasa-altas de primer orden construido se basa en la ecuación (1) para que la salida del filtro tenga una frecuencia de corte de 0.0312 Hz con el objetivo de que a partir de 0.05 Hz se deje el paso de frecuencias y se tenga una respuesta plana [54].

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (1)$$

donde $C=1 \mu\text{F}$ y $R=5.1\text{M}\Omega$.

El filtro pasa-altas está basado en el artículo de Spinelli [54] donde se propone quitar el resistor que aterriza el circuito para aumentar el CMRR del filtro pasa-altas, Fig. 3.3. El nuevo circuito provoca que el valor de las resistencias y capacitores no sea significativo, en contraste de cuando se tiene la referencia al circuito mediante el resistor mencionado al inicio.

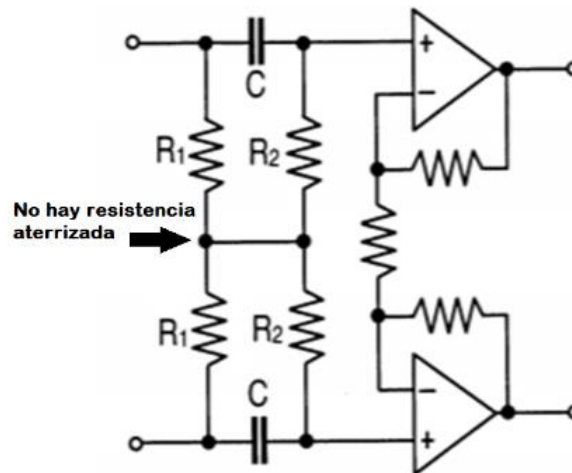


Fig. 3.3. Filtro analógico pasa-altas propuesto para la señal electrocardiográfica donde R_1 y R_2 deben ser iguales.

La selección del amplificador que sirve como acoplador de impedancias para el electrocardiógrafo se hace con base en la tecnología de cada amplificador operacional

tomando en cuenta la corriente de polarización, el CMRR reportado, el voltaje de funcionamiento, la impedancia de entrada, y la SNR, que cada dispositivo maneja. El primer amplificador operacional utilizado fue el OPA4141 con tecnología de transistor de efecto de campo de juntura (JFET), el cual tiene una impedancia de $10^{13} \parallel 8 \Omega \parallel pF$ y una deriva de $\pm 4 \mu V/^{\circ}C$. Sin embargo, el segundo amplificador operacional probado es de tecnología de semiconductor complementario de óxido metálico (CMOS) que es una tecnología que es de menor consumo de energía (OPA4336). El amplificador operacional tiene una corriente de polarización de $20 \mu A$ /Amplificador, voltaje de 2.3V-5.5V, CMRR de 90 dB, y voltaje de ruido a la entrada entre 0.1 Hz y 10 Hz de $3 \mu V$.

Asimismo, es importante mencionar que la referencia de pierna derecha se conecta como retroalimentación del circuito de pierna derecha para reducir el voltaje de modo común a la entrada del amplificador. El circuito RLD detecta la tensión de modo común de los electrodos activos y crea un bucle de retroalimentación negativa al conducir el cuerpo con una señal de modo común invertida.

3.3.2 Sensado de las señales de saturación de oxígeno y temperatura corporal

La saturación de oxígeno se mide a través del pulsioxímetro integrado en el MAX30101, con voltaje de alimentación de 4.99 V para los leds (rojo e infrarrojo) y de 1.79 V para la parte digital. Los parámetros configurados para este sensor son de $411 \mu s$ para el ancho de pulso, frecuencia de muestreo de 100 SPS, corriente de operación de 33 mA para el led rojo y de 33 mA para el led infrarrojo con el objetivo de tener amplitudes similares y una resolución significativa al hacer el cálculo de Aoyagi.

Hay que tomar en cuenta que, al recibir una muestra del led rojo e infrarrojo, se envía primero la información del led rojo y después la del infrarrojo con un retardo de $696 \mu s$ entre las dos muestras. Este tiempo está configurado en el MAX30101 al seleccionar el ancho de pulso de $411 \mu s$.

Por otro lado, la temperatura corporal es medida a través del integrado MAX30205. El control de temperatura se hace internamente a partir de tres registros: CONFIG, THYST y TOS. En el registro CONFIG se configura el modo *One-Shot*, lo que significa que muestrea un dato a la vez, y luego lo envía (Una muestra cada que se solicite). En este caso, los registros THYST y TOS no se modifican ya que no se utiliza la interrupción de la temperatura que aparece en el pin 3 del sensor. Por tanto, se obtiene una temperatura con 16 bits de resolución en complemento a dos. Los dos bytes son enviados a través de una conexión I²C al microcontrolador donde el bit más significativo se envía primero.

3.4 Selección del bloque de alimentación del sistema

El sistema de monitoreo necesita distintos voltajes para su funcionamiento durante, al menos, 24 horas. Los voltajes máximos para todos los dispositivos se reportan en la Tabla 3.3, y éstos se pueden resumir en cuatro voltajes necesarios para la operación: 1.8 V, ± 3.3 V y 5 V.

Tabla 3.3. Voltajes y corrientes para cada dispositivo empleado.

	V Analógico máx. [V]	V Lógico máx. [V]	I suministro máx. [mA]	P _o IR [mW]	P _o Red [mW]	I Fuga I ² C [uA]
MAX30101	6	2.2	600µA	6.5mW	9.8mW	0.1
MAX30205	4	4	600µA	-	-	1
					I pico máx.	
ADS1298	5.5	3.9	10mA	-	100mA	-
					I pico Rx máx. [mA]	I pico Tx máx. [mA]
HC-06	3.3-4.2	3.3	-	-	45.5	52
OPA4141	± 3.3	-	-	-	-	-
CC2541	3.3	-	-	-	-	-

Asimismo, la corriente necesaria para los dispositivos se muestra en la Tabla 3.3 basada en la hoja de datos de cada dispositivo: el módulo Bluetooth es el que requiere mayor corriente entre los 6 dispositivos ya que utiliza 52 mA para enviar información y 45 mA para recibirla. Sin embargo, la corriente momentánea máxima del ADS1298 es 100 mA y la corriente de

operación es de 10 mA por lo que el ADS1298 es el segundo dispositivo de mayor gasto de corriente.

Con el fin de corroborar el uso de corriente en el sistema, se propone la medición de corriente de la batería de 7.4V. Para ello se coloca el sistema de monitoreo en serie con una resistencia de 10 Ω a fin de medir el voltaje en la resistencia con un osciloscopio Tektronix TDS210.

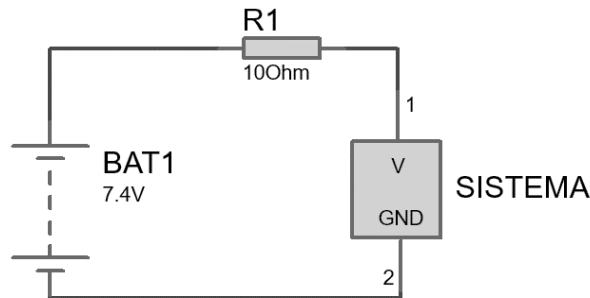


Fig. 3.4. Medición de corriente del sistema

El sistema completo se alimenta con 3 baterías de 3.7 V. Dos de ellas son utilizadas para voltajes positivos. La tercera batería se utiliza para obtener un voltaje negativo con un regulador de 3.3V para el amplificador operacional. El diagrama general del sistema de alimentación se encuentra en la Fig. 3.4.

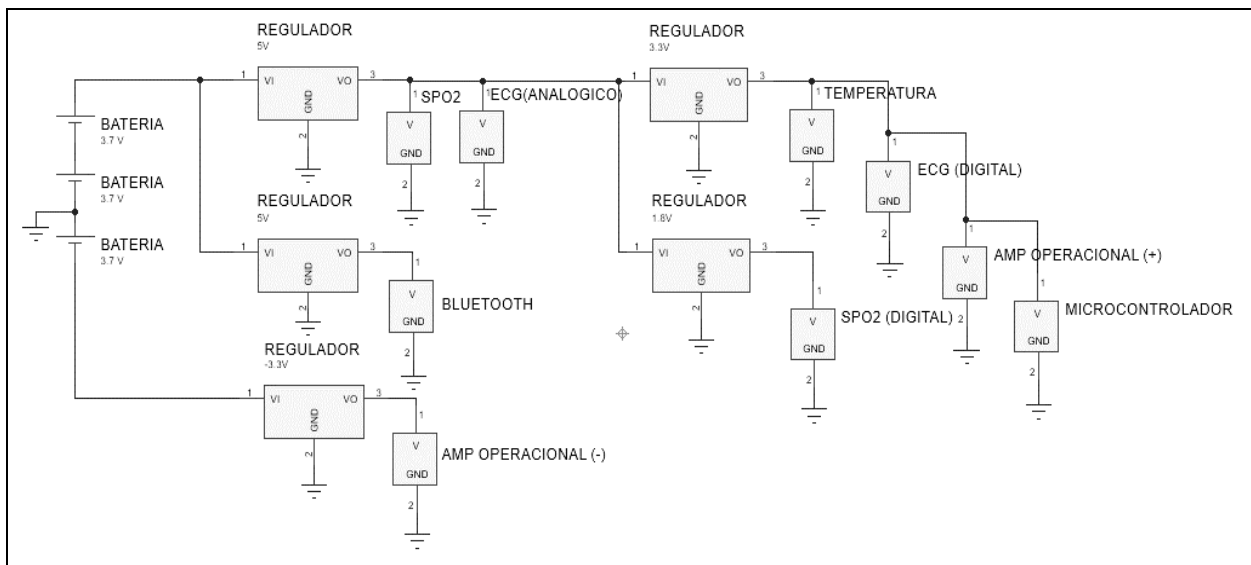


Fig. 3.5. Diagrama general de alimentación del sistema de monitoreo.

Para la parte analógica de los dispositivos MAX30101 y ADS1298 se propone un regulador de 5V. A la salida de este regulador se conectan otros dos reguladores, uno de 1.8 V para la parte digital del chip MAX30101, y el otro de 3.3 V para el sensor de temperatura MAX30205, la parte digital del ADS1298, la alimentación positiva del amplificador operacional y para alimentar al microcontrolador CC2541. Igualmente, se plantea un segundo regulador de 5V exclusivamente para conectar el módulo de Bluetooth debido a que este dispositivo es el que necesita más corriente con el fin de no afectar la corriente que maneja el sensor de luz al dejar de enviar datos o al retomar el envío.

Además, se agrega una sección dentro de la tarjeta para cargar las baterías utilizando un controlador de gestión de carga lineal de 500 mA. El circuito tiene cinco estados para la batería como se muestra en la Tabla 3.4. El primer estado indica que no hay batería y cambia al segundo estado cuando se conecta la batería debido a que hay una impedancia mayor a $2M\Omega$. El estado pre-acondicionador indica que el controlador no ha registrado el 20% de la corriente (500 mA) por lo que se espera hasta que un voltaje umbral (V_{PTH}), equivalente aproximadamente al 66% del voltaje de la batería, se estabiliza. El tercer estado indica que ya está cargando la batería a 500 mA, pero no ha alcanzado los 4.2 V. El estado de voltaje constante indica que se está cargando la batería con corriente y voltaje constante. El quinto estado indica que la batería disminuyó por debajo del 7% de la corriente por lo que se cargó completamente y está lista para ser desconectada.

Tabla 3.4. Estados de batería.

Estado	Estatus (pin <i>STAT</i>)	Característica
Apagado	Alta impedancia	$V_{ALIMENTACION} < V_{BATERIA}$
Pre-acondicionador	Bajo	$V_{BATERIA} < V_{PTH}$
Carga rápida	Bajo	$V_{BATERIA} > V_{PTH}$
Voltaje constante	Bajo	$V_{BATERIA} = 4.2V$
Carga completada	Alta impedancia	$I_{BAT} < I_{TERM}$

3.5 Comunicación

3.5.1 Gestión de señales

Las salidas digitalizadas de cada sensor, que en total son 8, se comunican con el microcontrolador CC2541, el cual únicamente funciona como gestor de datos para enviarlos al teléfono inteligente vía Bluetooth. El diagrama de flujo, Fig. 3.6, muestra la secuencia de acciones para llevar a cabo el envío de datos.

Cada puerto USART del microcontrolador tiene la posibilidad de programarse como UART o como SPI. El primer puerto USART0 se configura como SPI (Alternativa 1 en hardware) para la comunicación con el ADS1298. El puerto USART1 se configura para la comunicación serial que conecta al módulo de Bluetooth (Alternativa 2 en HW). De igual manera, se programa el TIMER1 de tal modo que no afecte a los pines GPIO (del inglés Entrada/Salida de Propósito General) que salen del puerto serial.

Los pines pueden tener una función periférica como I²C, TIMER, o UART, o pueden configurarse como GPIO. A continuación, se enlistan los pines necesarios para una función periférica y para GPIO:

- Los pines 2, 3, y 5 del Puerto 0, se programan como periféricos SPI, los cuales son: Entrada del Maestro (MISO), Salida del Maestro (MOSI) y Reloj (SCLK) respectivamente.
- Los pines 0, 4, 6 y 7 del Puerto 0, se configuran como GPIO, siendo: DRDY (bit de comienzo de trama), Selector de Dispositivo (CS), bit de Comienzo (*del inglés Start*), y bit de Reinicio (*del inglés Reset*) correspondientemente.
- Los pines 4, 5, 6 y 7 del Puerto 1, son periféricos de UART, que son: Listo para Enviar (*del inglés Clear to Send*), Solicitud para Enviar (*del inglés Ready to Send*), TX (Transmisión de datos) y RX (Recepción de datos) respectivamente.

- El pin 0 del Puerto 1 se configura como bit para encender el ADS1298 (PWDN).

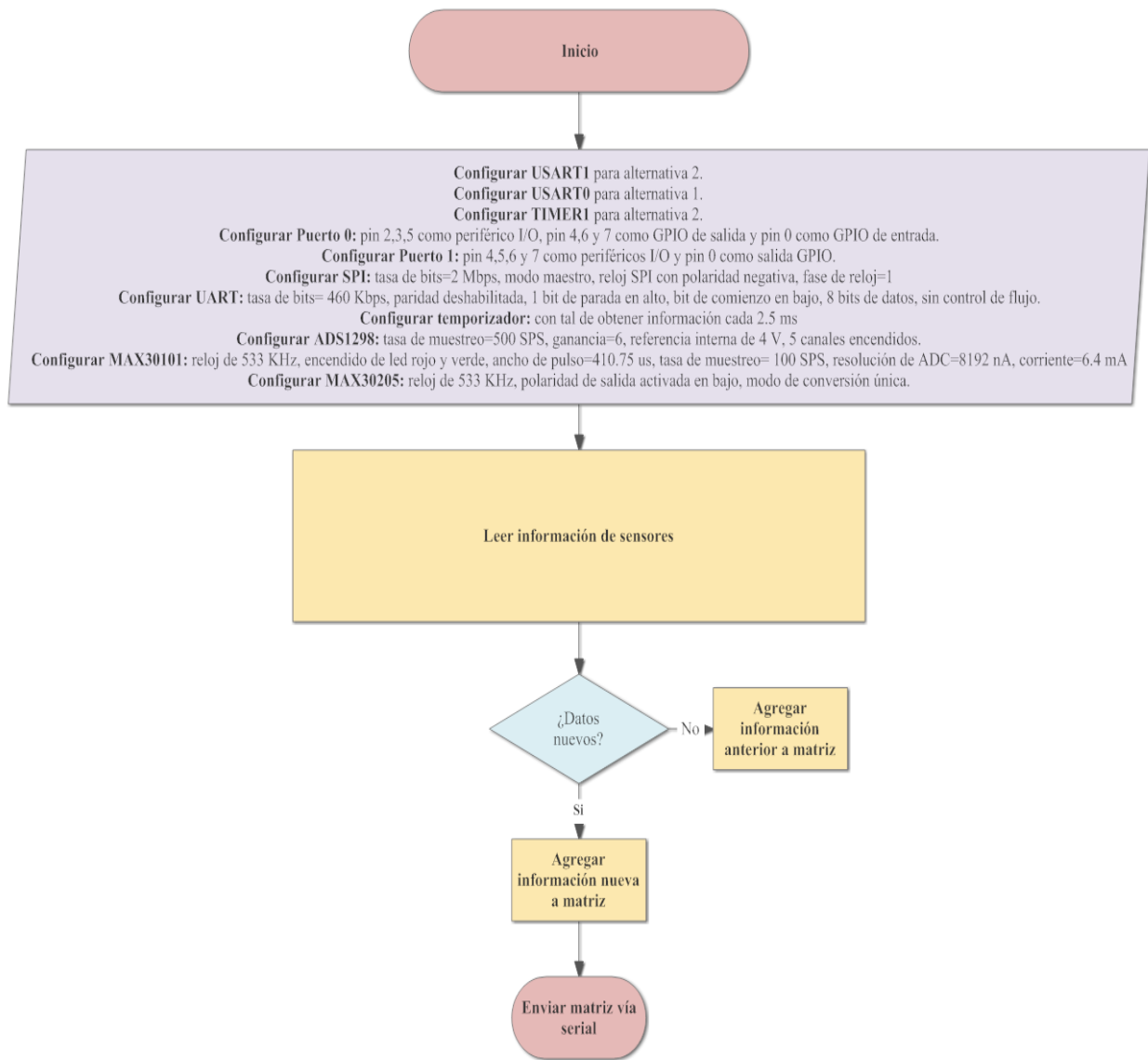


Fig. 3.6. Diagrama de flujo de programación en el microcontrolador CC2541

Posteriormente se inicializa la tasa de bits para SPI con 2 Mbps y la tasa de bits para UART con 460 Kbps y se configura la comunicación SPI para que el chip CC2541 funja como el maestro. Para esto se configura el reloj de la comunicación SPI con polaridad negativa (cuando la base del reloj es cero [*estado idle*]) y con CPHA=1 de tal forma que los datos son salida en el maestro cuando el reloj tiene un flanco de subida y los datos entran cuando el reloj

tiene un flanco de bajada. Del mismo modo, se configura la comunicación serial para que no tenga paridad ni control del flujo, tenga un bit de parada en alto y un bit para comenzar la trama de datos en bajo.

Continuando con la configuración de los sensores, el ADS1298 se configura para tener una tasa de muestreo de 1000 SPS ya que está limitada por la conexión Bluetooth, una ganancia de 6 para cada canal debido a que se requiere un balance entre la tasa de datos y el rango de frecuencia con tal de obtener un ruido referido a la entrada de $0.7 \mu\text{V}_{\text{RMS}}/4.3 \mu\text{V}_{\text{PP}}$, una referencia interna de 4V y mantener cinco canales encendidos.

En el MAX30101 se configura un reloj de 533 kHz, se encienden los leds de color rojo e infrarrojo, se configura un ancho de pulso de 410.74 μs , tiempo en el que el ADC integra cada muestra.

En el MAX30205 se establece la polaridad de salida activada en bajo y el modo de conversión única ya que no se necesita una conversión continua.

Existe un temporizador (TIMER1) para obtener la información cada determinado tiempo con el fin de adquirir correctamente las 5 señales del corazón, la señal de temperatura y las señales del pulsioxímetro. Dicho temporizador interrumpe todas las acciones para crear una matriz donde se anexan los 15 bytes de las señales electrocardiográficas, seguidos de los 2 bytes de temperatura y los 6 bytes del sensor de SpO₂. Esta matriz es enviada vía serial al módulo de Bluetooth HC-06 para que éste envíe los datos al teléfono inteligente.

3.5.2 Módulo Bluetooth HC-06

Existen módulos de Bluetooth que se comunican a través del protocolo serial para recibir datos. Uno de ellos es el módulo HC-06 que toma el rol de esclavo. Este dispositivo se puede controlar mediante comandos AT y cuenta con la versión Bluetooth V2.0 +EDR lo que significa que tiene un ancho de banda de 3 Mbit/s. Cada dispositivo Bluetooth cuenta con una dirección única de 48 bits para poder identificar al dispositivo y consta de una clave de

seguridad para que no cualquier dispositivo entre en la conexión. El módulo HC-06 puede ser configurado con una velocidad desde 1200 bps hasta 1382400 bps con un alcance de 5 a 10 m.

El módulo Bluetooth se puede configurar mediante comandos AT, lo único que hay que hacer es conectar el módulo a una terminal serial para establecer la conexión, esto solamente cuando el módulo Bluetooth no está pareado. El módulo se configura con el comando AT+BAUDA, indicando una velocidad de 460800 baudios por segundo, con AT+NAMEAdri para identificarlo con el nombre *Adri* y sin paridad con el comando AT+PN. Cabe mencionar que antes de hacer cualquier configuración se debe comprobar la conexión en estado de configuración del módulo a través del comando AT.

3.6 Monitoreo de señales

El siguiente paso en la construcción del sistema es la aplicación programada en el entorno de Android Studio donde se hace el análisis necesario para visualizar las tres señales inmediatamente después de ser recibidas.

Cuando los datos llegan mediante la comunicación Bluetooth, éstos se van anexando a un arreglo. En esta matriz se va verificando la llegada correcta de todos los datos ya que Bluetooth cuenta con un error en la sincronización del reloj. La frecuencia del microcontrolador está establecida por la ecuación (2) donde A corresponde a un valor de 216 y B a un valor de 13 para obtener una frecuencia de 460937.5 bps. Sin embargo, el módulo Bluetooth establece una frecuencia de 460800 bps. Por tanto, se hizo la medición a través del osciloscopio Tektronix TDS210 para medir la frecuencia a la que están siendo enviados los datos.

$$\text{frecuencia UART}_{\mu\text{C}} = \frac{(256+A) \cdot 2^B}{2^{28}} \cdot f_{\text{CLK}} \quad (2)$$

donde A es 256, B es 13 y f_{CLK} es 32 MHz

La verificación de la matriz consiste en comprobar que los paquetes vayan llegando completos, por lo que se constata que el tamaño del paquete sea de 31 bytes (vea la Tabla 3.5). Cada paquete tiene un valor anexado que va iterándose entre el valor 41h y 5Ah. Este valor se comprueba continuamente con el fin de que, si se pierde algún dato, podemos darnos cuenta de qué dato fue para poder reintegrarlo a través del promedio de los demás valores.

Los bytes 0, 1, 28, 29 y 30 sirven únicamente como dígitos para verificar que la cadena se envíe completamente. Los bytes 2 al 16 comprenden los 24 bits de los 5 canales del ECG, los bytes 17 al 20 están conformados por la temperatura medida de los sensores MAX30101 y MAX30205 y los bytes 21 al 26 contienen los 18 bits de las señales roja e infrarroja.

Tabla 3.5. Configuración de matriz de datos visualizada en Android

Byte 0	Byte 1	Byte 2	Byte 3	Byte 4	Byte 5	Byte 6	Byte 7
{	{	CH1	CH1	CH1	CH2	CH2	CH2
Byte 8	Byte 9	Byte 10	Byte 11	Byte 12	Byte 13	Byte 14	Byte 15
CH3	CH3	CH3	CH4	CH4	CH4	CH5	CH5
Byte 16	Byte 17	Byte 18	Byte 19	Byte 20	Byte 21	Byte 22	Byte 23
CH5	T1	T1	T2	T2	RED	RED	RED
Byte 24	Byte 25	Byte 26	Byte 27	Byte 28	Byte 29	Byte 30	-
IR	IR	IR	VAL]	}	>	-

Cuando ya se verificó la cadena, ésta se separa en las variables necesarias para ser graficadas.

3.6.1 Monitoreo de señal electrocardiográfica

Para la señal electrocardiográfica, se hace el ajuste de los 24 bits, el bit más significativo del canal 1 es el dato 2 de la matriz, mientras que el menos significativo es el 4, lo mismo pasa para los demás canales. En la Tabla 3.6, se muestran las señales convertidas según el código

obtenido. Si se obtiene 7FFFFFFF y se tiene un voltaje de referencia de 4 V, entonces se obtiene una señal de 2 Vp.

Después se hace un proceso de filtrado con un filtro de rechazo de banda (filtro *notch*) para 60 Hz, de tipo *Butterworth* entre las frecuencias 59.5 Hz y 60.5 Hz de sexto orden, para acondicionar la señal, ya que la frecuencia de 60 Hz está afectando al sistema.

Tabla 3.6. Código ideal para la señal de entrada.

Señal de entrada. (INxP - INxN)	Salida de código ideal
$\geq V_{REF}$	7FFFFFFh
$V_{REF} / (2^{23}-1)$	000001h
0	000000h
$- V_{REF} / (2^{23}-1)$	FFFFFFFh
$\leq V_{REF} (2^{23} / (2^{23}-1))$	800000h

3.6.2 Monitoreo de señal de SpO₂

La relación de relaciones propuesta por Aoyagi, como lo muestra Severinghaus [25], es la que actualmente se usa para obtener la señal de SpO₂. La ecuación (3) muestra la relación de Aoyagi, relación entre la componente AC de la luz Roja (AC_{RED}) y la componente DC de la luz roja (DC_{RED}), con la componente AC de la luz Infrarroja (AC_{IR}) y la componente DC de la luz Infrarroja (DC_{IR}).

$$\Phi = \frac{\frac{AC_{RED}}{DC_{RED}}}{\frac{AC_{IR}}{DC_{IR}}} \quad (3)$$

donde AC_{RED}, AC_{IR} son las componentes de corriente que oscilan de la luz roja e infrarroja respectivamente, y DC_{IR} y DC_{RED} son las componentes que se mantienen sin oscilaciones de la luz infrarroja y roja respectivamente.

Al obtener la relación de Aoyagi, se hace un ajuste para que la saturación de oxígeno sea correcta. En el caso de este sensor se utiliza una ecuación propuesta en el artículo de Jayaraman [55], ecuación (4).

$$S_pO_2 (\%) = 110 - (25 \cdot \Phi) \quad (4)$$

donde Φ es la relación de Aoyagi.

3.6.3 Monitoreo de señal de temperatura

El dispositivo usado es el MAX30205 con una exactitud menor a 0.5°C por lo que lo único que resta hacer es adecuar los 16 bits con la temperatura que será visualizada por el paciente. Por tanto, los dos bytes de información se adjuntan para formar un entero y éste se multiplica por la resolución del sensor, que es de 0.00390625°C.

3.7 Visualización y almacenamiento de datos

En Android Studio, los datos son guardados dentro de una base de datos, almacenados en un archivo, y se pueden visualizar desde el mismo dispositivo. Para visualizar los datos dentro de la aplicación se necesita una interfaz gráfica de usuario y hacer el procesamiento necesario para mostrar las variables en pantalla.

3.7.1 Interfaz gráfica de usuario [JG17][AG18]

El diagrama general para ingresar a las pantallas está en la Fig. 3.7, empezando por Start, continuando con Registrar, Iniciar Sesión, Seleccionar, Señales y Señales2.

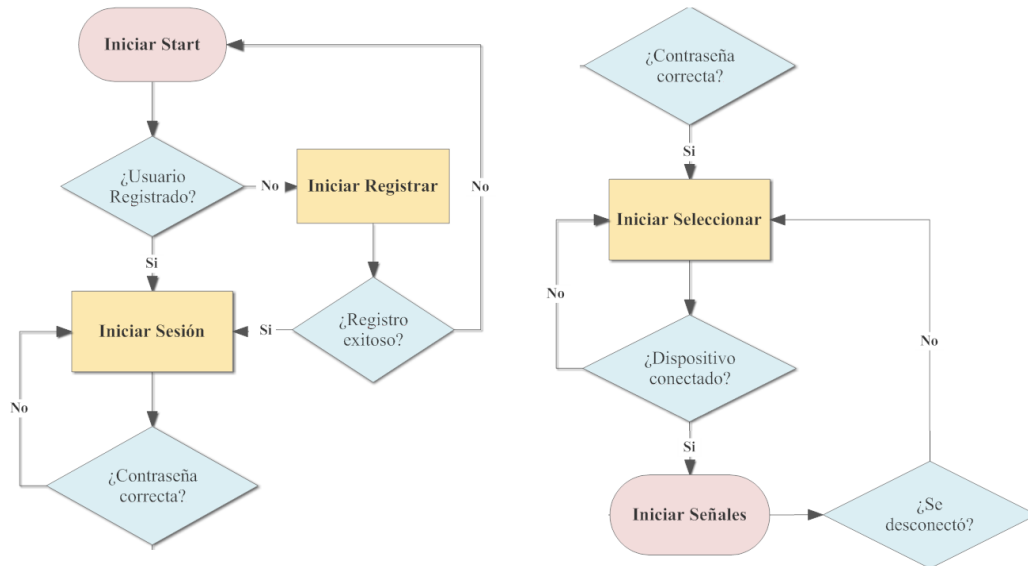


Fig. 3.7. Diagrama general de pantallas en aplicación

Para crear la interfaz de usuario en Android, se puede usar un metalenguaje llamado XML (siglas en inglés de *eXtensible Markup Language*) o se declaran los objetos (botones, gráficas, cuadros de texto) en cada actividad durante el tiempo de ejecución. La aplicación para el sistema de monitoreo se hace con ambos procedimientos.

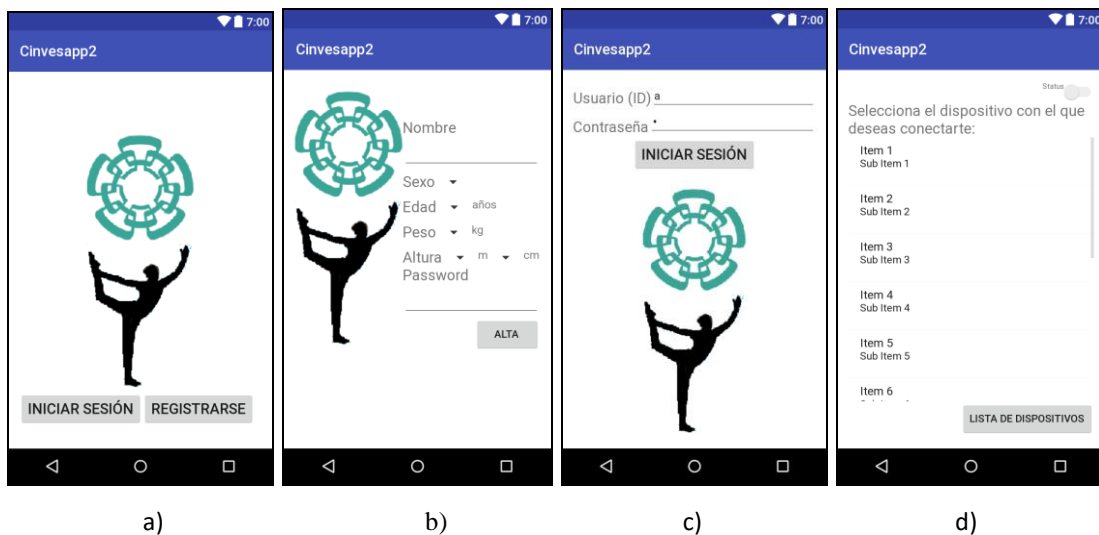


Fig. 3. 8. a) Diseño de la actividad de inicio de la app, b) Interfaz gráfica de usuario para el registro de datos, c) Gráfica de actividad para iniciar sesión, d) Actividad para seleccionar dispositivo Bluetooth.

A continuación, se describe cada pantalla con mayor detenimiento:

- **Iniciar** (*del inglés START*) es la actividad principal y aparece al iniciar la aplicación, mostrada en Fig. 3.8 a). En esta actividad se crean dos botones:
 - Iniciar sesión: Seleccionar cuando el usuario está dado de alta en la base de datos.
 - Registrar: Seleccionar cuando el usuario no ha dado de alta los datos en la base de datos en el teléfono.

- **Registrar** es la actividad para dar de alta los datos del usuario (Nombre, Peso, Altura, Edad y Sexo) en la base de datos del teléfono, mostrada en Fig. 3.8 b). Si el teléfono tiene conexión a Internet, se actualiza la base de datos de Internet.

- **Iniciar sesión** es la actividad para introducirse a la cuenta de cada usuario, mostrada en Fig. 3.8 c). En esta actividad está el campo donde el usuario introduce el id/usuario y la contraseña con los que se registró. La información se revisa en la base de datos, y si es correcta, la aplicación continúa a la siguiente actividad. Por el contrario, si el usuario introduce datos erróneos, la aplicación no continúa y pide al usuario que introduzca los datos correctos.

- **Seleccionar** es la actividad para elegir el módulo Bluetooth al que se va a conectar el teléfono, mostrada en Fig. 3.8 d). La pantalla de selección hace más comprensible el código con el fin de que no se tengan todas las clases dentro del mismo archivo. En esta actividad se revisa si el teléfono tiene la función de Bluetooth. Si la tiene, se verifica si está encendido o apagado. En caso de tener apagada la función de Bluetooth se pide encenderla. Después, se enlistan los dispositivos Bluetooth previamente pareados con el teléfono. En caso de que el módulo a conectar no aparezca en la lista, el usuario tiene que presionar el botón “Lista de dispositivos” con el fin de que el teléfono busque al módulo Bluetooth.

- **Señales** es la actividad donde se muestran las bioseñales, mostrada en Fig. 3.8. En el caso donde se seleccione un dispositivo erróneo y que no esté encendido, la aplicación manda un mensaje y pide seleccionar otro dispositivo, y en el caso donde se selecciona

un dispositivo erróneo que esté encendido, el usuario tiene que regresar manualmente con la tecla “Retorno” a la pantalla anterior para volver a seleccionar otro dispositivo.

La actividad de señales es la que más utiliza la unidad central de proceso (CPU) ya que se reciben datos, se verifican, se visualizan, se guardan, y se agregan a la base de datos. En la pantalla, Fig. 3.9, se tienen los datos básicos del usuario (Nombre, Edad, Altura, Peso y Sexo) y se encuentran 9 botones:

- TEMP: sirve para mostrar la temperatura medida por los sensores.
- SPO2: muestra las señales roja e infrarroja y el resultado de la medida del pulsioxímetro.
- ECG1: se muestra la señal DI.
- ECG2: se ve la señal DII.
- ECG3: se observa aVF.
- ECG4: se muestra la derivación V2.
- ECG5: se observa V5.
- GUARDAR: se almacenan los datos en un archivo dentro del teléfono.
- INT: se escribe en el archivo guardado la fecha/INT para indicar que el usuario se siente mal en ese momento.

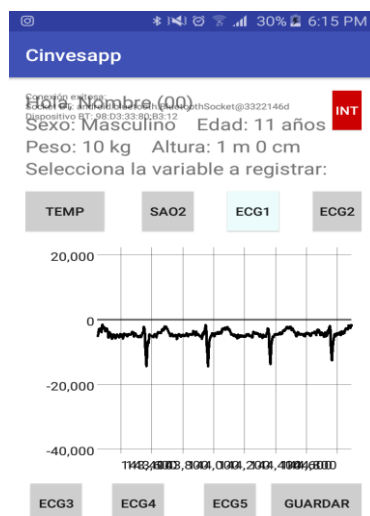


Fig. 3. 9. Pantalla donde se muestran las señales.

3.7.2 Manejo de información para visualización de datos

La visualización es importante para que el usuario esté al tanto de su perfil y lleve un registro de sus parámetros. Sin embargo, otra característica del dispositivo es que la señal sea monitoreada conforme los datos se adquieren. Para esto, se requiere rapidez en la gestión de la información por lo que se usan hilos.

Cada hilo tiene una prioridad y Android tiene la capacidad de ejecutar estos subprocesos simultáneamente. Uno de los hilos creados para la aplicación se llama *myThreadConnect*, este hilo solamente funciona para conectar el Bluetooth con el módulo si es que se pierde la conexión. Otro de los hilos se llama *myThreadConnected*, el cual recibe los datos de Bluetooth a través del método *InputStream*. Este hilo tiene prioridad sobre los demás en la aplicación para que no haya una pérdida de datos por lo que se mantiene continuamente en ejecución hasta que termina la actividad. Los datos no pueden graficarse dentro de un hilo por lo que se tiene que utilizar otro método para visualizar los datos. En el caso particular de la aplicación se utiliza un manejador (del inglés *Handler*), el cual permite enviar y procesar objetos Mensaje (del inglés *Message*) del subproceso *myThreadConnected*. El manejador de datos tiene como función principal hacer el procesamiento de los datos recibidos por Bluetooth, graficar los datos, y guardarlos en la base de datos. Asimismo, el manejador funciona para enfilear los datos que van llegando vía Bluetooth.

3.7.3 Gráfica de señales

Para graficar las señales, se utiliza una librería para Android. Esta librería es obtenida en *GitHub*, se anexa al *Gradle* de la aplicación y se puede manejar libremente. Una gráfica se declara como *Graphview*, y para dibujar un punto, existe un objeto llamado *Datapoint*, el cual crea un punto sobre la gráfica con valores $\langle x, y \rangle$. El problema de hacer una gráfica de 500 SPS, es el tiempo que tarda el sistema de procesamiento gráfico en llevar los datos a la pantalla. Para esto, se aplica la aceleración de GPU en opciones de desarrollador.

3.7.4 Almacenamiento de datos

Para el almacenamiento de datos, se crea una clase de tipo asíncrono (del inglés *asynctask*). Esta clase permite ejecutar operaciones en segundo plano. La aplicación se comunica con la base de datos en Internet, y en otra tabla de datos se almacenan las variables junto con la fecha en la que se registran los datos. Estos datos se guardan en Android dentro de la tarjeta SD del teléfono móvil o en la memoria interna (dependiendo de los permisos del usuario), la Fig. 3.10 muestra el lugar donde se guarda el archivo y el contenido de este. Los datos son separados por un signo “+” y son añadidos con la fecha de obtención en el equipo.

Para el caso de la base de datos en Internet, esta se conecta por medio de PHP, utilizando mysql para hacer la consulta o la petición necesaria a un sitio de internet llamado <http://cinvesapp.hol.es/>. En este sitio de internet se respaldan los datos almacenados por el usuario. Por el momento, el único usuario que puede revisar los datos de cualquier usuario es el administrador del sitio.

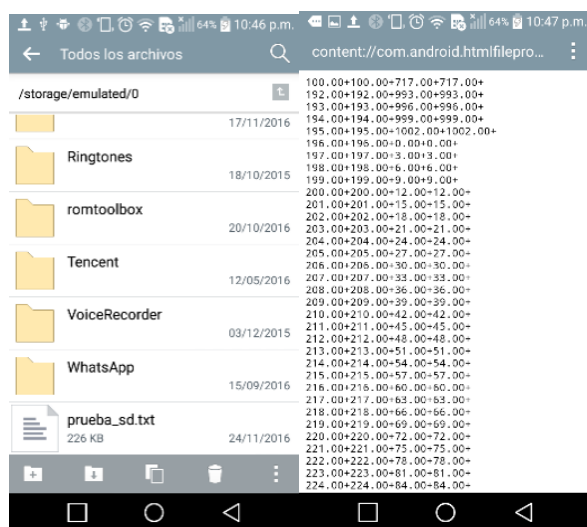


Fig. 3. 10. Archivo generado por la aplicación.

3.8 Validación de la información

La información proporcionada por los tres sensores debe tener una comprobación con el fin de que los datos que se obtienen sean confiables. De igual manera, el sistema de monitoreo necesita ser reproducible y portable.

En consecuencia, se realizaron las mediciones correspondientes (voltaje en modo común y diferencial) para realizar el cálculo del CMRR del bloque de registro electrocardiográfico en un rango de frecuencia de 0.05 Hz a 150 Hz que es la banda utilizada para el Holter. Las mediciones fueron realizadas por medio de un osciloscopio de la marca Tektronix modelo TDS210 y obteniendo las señales senoidales con un generador de señales de la marca Agilent modelo 33220A, registradas en la Tabla 4.1.

Se realizó una comprobación del nivel de ruido en la frecuencia de 60 Hz por medio de la representación de la señal electrocardiográfica en el dominio de la frecuencia utilizando el algoritmo de la Transformada Rápida de Fourier (FFT). Se utiliza la transformada en un ciclo cardíaco de tal forma que se maneja una señal cuasiestacionaria. Además, para comprobar que el filtro no está afectando las frecuencias principales de la banda de ECG, se hace una comparación entre la señal filtrada y la señal original en el dominio del tiempo y de la frecuencia, mediante el factor de forma y la coherencia, de tal manera que se comprueba la integridad de la señal.

Asimismo, para el análisis de la forma de la señal electrocardiográfica mostrada al usuario, se realizó una validación clínica por parte del Dr. Tomás Aldana Pérez con cédula 0005089, con subespecialidad en cardiología, trabajador del Instituto Mexicano del Seguro Social, quien concluyó en que la señal se puede utilizar como un diagnóstico de primer frente.

Para las señales de S_pO_2 y de temperatura, la validación se realizó en cuatro sujetos de prueba a través de la comparación con el termómetro digital de la marca CITIZEN modelo CT-513W y el pulsioxímetro de modelo FPX-013 de la marca Homecare, ambos dispositivos comerciales certificados.

Para poder hacer la comparación entre el termómetro comercial modelo CT-513W, el pulsioxímetro FPX-013 y el sistema de monitoreo desarrollado en este trabajo, se tomaron medidas de temperatura corporal y de saturación de oxígeno de cuatro sujetos de prueba, una por día, durante tres días. Para poder obtener una medida confiable es necesario mantener el sensor tocando la piel durante 3 minutos por lo menos. Este tiempo fue medido a través del monitor de Android. Del mismo modo, se mide la temperatura ambiente de donde se hacen las mediciones.

Para asegurar que las pruebas tengan las mismas características, el sistema de monitoreo se coloca en la cara anterior del brazo con el objetivo de que la temperatura corporal se mantenga sin cambios relacionados a la temperatura exterior, y se toma esta última (véase Fig. 3.11). Asimismo, se limpia con alcohol el lugar donde se colocan los electrodos.



Fig. 3. 11. Sistema completo

Las condiciones que los sujetos tienen que cumplir son:

1. Llevar ropa que sea fácil de quitar, pues se tienen que descubrir el pecho para la colocación de los electrodos.
2. Quitarse los objetos metálicos que el sujeto lleve encima (pulseras, reloj, anillos, pendientes, monedas) para evitar interferencias eléctricas.
3. No tomar agua fría cuatro horas antes de la prueba, pues afecta la onda T en el estudio.

Capítulo 4. Resultados y discusión

En este capítulo se muestran y se analizan los resultados obtenidos mediante el sistema de monitoreo médico, tomando en cuenta los voltajes y corrientes de operación, el CMRR del sistema, la caracterización de las tres variables, la validación del sistema con el termómetro corporal comercial y el pulsioxímetro comercial, y la validación de la forma de onda por un especialista.

En cuanto a la señal de saturación de oxígeno, se caracteriza la luz para que la relación de relaciones, expuesta en el Capítulo 2, tenga el valor necesario de tal forma que se obtenga la misma saturación que el pulsioxímetro comercial. Finalmente, se hace una comparación entre la temperatura medida por el sistema y el termómetro comercial.

Los datos del sistema de monitoreo creado son sustentados con la comparación de los dispositivos comerciales (pulsioxímetro modelo FPX-013 y termómetro corporal modelo CT-513W), de tal manera que el usuario pueda verificar sus variables en una plataforma gratuita donde existe un acondicionamiento sin estar fuera de línea.

4.1 Comunicación Bluetooth

En la comunicación Bluetooth hay un desbalance de información ya que las frecuencias del módulo Bluetooth y del microcontrolador son distintas por lo que antes que nada se tiene que verificar la tasa de datos máxima alcanzada por el sistema. Para esto, se mide la tasa de datos que sale del transmisor de datos (TX) con el osciloscopio Tektronix. La frecuencia de datos que salen del transmisor es de 500 Hz, Después se hace una comparación de datos que llegan al dispositivo a lo largo de 10 segundos medidos con el monitor de Android para ver cuántos datos se pierden. La tasa de datos perdidos es del 3% (a una tasa de 500 datos por segundo).

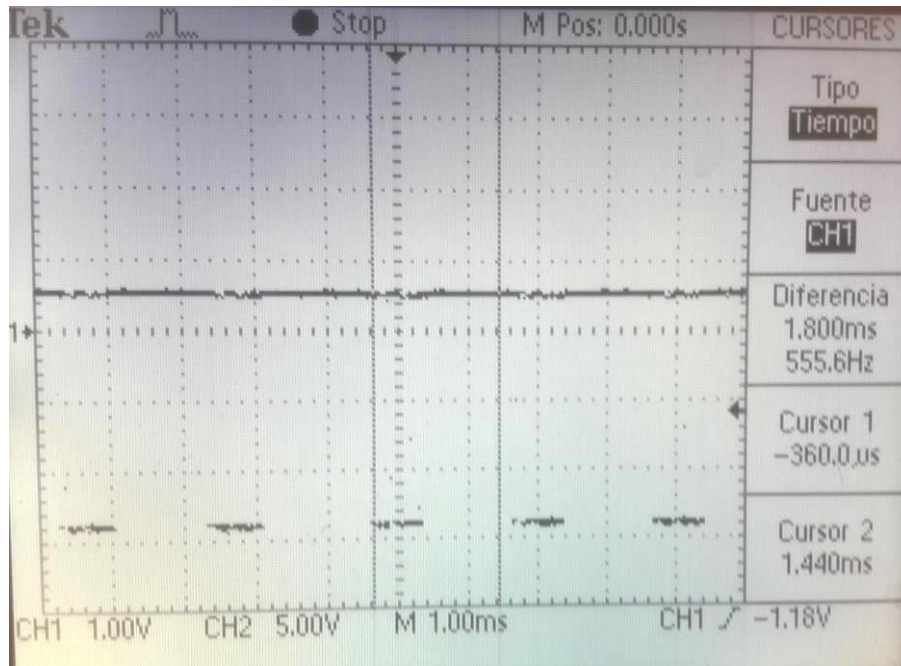


Fig. 4. 1. Medición de los datos que salen por el transmisor con osciloscopio Tektronix

El Bluetooth es una tecnología que se puede comparar con el Wi-Fi y con otros protocolos como NFC, Bluetooth es muy recomendado para dispositivos *vestibles* gracias a que consume menos energía que el Wi-Fi y alcanza una mayor distancia que el NFC. Es una tecnología que muestra ser útil para el desarrollo del proyecto. Aunque un defecto que muestra el módulo es la sincronización con el reloj para que no se pierdan datos. La tasa de datos perdidos en una transmisión depende de las interferencias que estén al lado del Bluetooth. Las interferencias pueden ser dadas por el dispositivo inteligente que recibe la información ya que, si está transmitiendo una gran cantidad de datos por Internet reduce la prioridad del Bluetooth debido a que Android siempre trata de regular la administración de memoria RAM. La solución para la pérdida de datos reportada fue promediar la señal de tal forma que, si se pierde un dato, se tenga el promedio de los demás. Como se menciona, no se obtiene una comunicación completamente estable, pero se solventa con la información promediada y tiene la ventaja de la compatibilidad de dispositivos. Básicamente todos los dispositivos Android con Bluetooth integrado pueden utilizar la aplicación.

4.2 Bloque de alimentación

Para comprobar la alimentación del sistema, se hizo la medición de corriente en una resistencia de 10Ω . El resultado fue medido con el osciloscopio Tektronix dando como resultado un voltaje de 750 mV a 980 mV por lo que se obtiene el promedio de 800 mV. Al aplicar la ley de ohm, se obtiene una corriente de 75 mA a 98 mA. La capacidad de la batería es de 4000 mAh, por lo que se obtiene un tiempo de funcionamiento de 32 horas a través de la ecuación (5).

$$\text{Vida útil de la batería} = \frac{\text{Capacidad de la batería}}{I} \times 0.7 \quad (5)$$

donde la capacidad de la batería está en miliamperes-hora (mH), I es la corriente.

Por otra parte, la resolución de un electrocardiograma debe ser de $100 \mu\text{V}$ en el papel, por lo que se propuso tener una resolución de voltaje de $1 \mu\text{V}$, esto se hace mediante el chip ADS1298, el cual tiene un voltaje de 4V de referencia y 24 bits. Este chip tiene una opción para medir voltajes a partir del cálculo del voltaje analógico (AVDD), voltaje de referencia (AVSS) y del voltaje digital (DVDD). En este caso, la medición del voltaje se hizo a partir del AVDD con 4.25 V en el Canal 1, y del DVDD de 3.29 V en el Canal 3, partiendo del cálculo del voltaje con las ecuaciones (5-6), como se muestra en la Fig. 4.2.

Para caracterizar el voltaje, se programan los canales del ADS1298 con una ganancia unitaria. Sin embargo, la aplicación está configurada para tener una ganancia de 6 por lo que se tiene que hacer la conversión con el fin de que tengamos el resultado correcto:

En el caso del Canal 1, se adquiere un voltaje entre $342000 \mu\text{V}$ y $358000 \mu\text{V}$. Si se le agrega la ganancia de 6, se tiene un voltaje entre 2.052 V y 2.148 V, que es parecido al resultado de la ecuación (6), 2.125 V.

Para el Canal 3, se obtiene un voltaje entre $137070 \mu\text{V}$ y $137090 \mu\text{V}$ por lo que, aplicándole la ganancia de 6, se obtiene un voltaje entre 822.42mV y 822.54 mV, mientras que el resultado de la ecuación (7) es 0.8225 V.

$$\text{Canal 1} = 0.5 \times (\text{AVDD} - \text{AVSS}) \quad (6)$$

donde AVDD es el voltaje analógico y AVSS es la referencia del voltaje analógico.

$$\text{Canal 3} = \text{DVDD}/4 \quad (7)$$

donde DVDD es el voltaje digital.

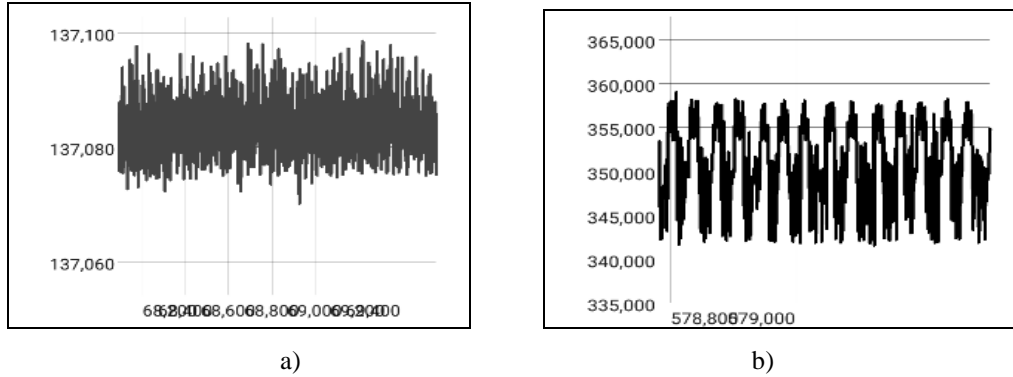


Fig. 4. 2. Señales de voltaje a) digital, b) analógico

Después de hacer la caracterización del voltaje en la aplicación, se verifican las señales de prueba. Las señales de prueba consisten en un par de señales cuadradas con diferente amplitud. La primera señal tiene una amplitud de 1.6 mV, mientras que la segunda consta de un voltaje de 3.3 mV cuando el voltaje de referencia ($V_{\text{REFP}} - V_{\text{REFN}}$) es de 4 V. Ambas señales se muestran en la Fig. 4.3.

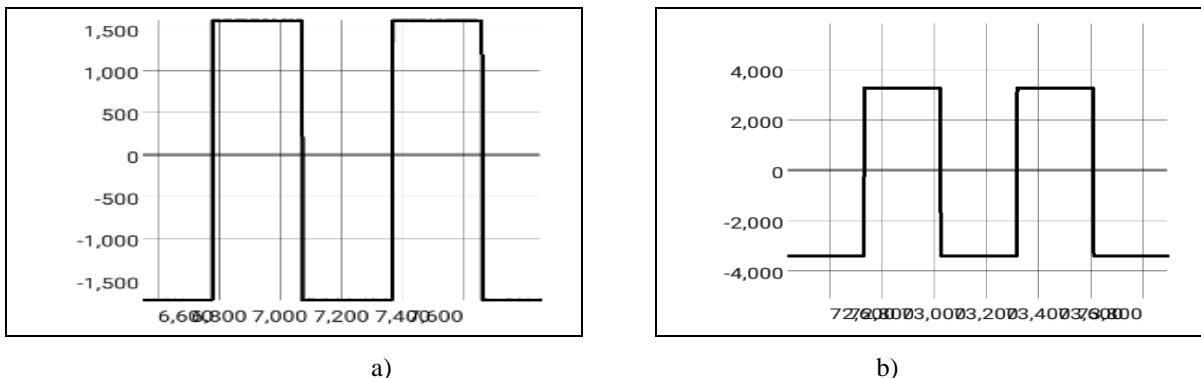


Fig. 4. 3. Señales de prueba a) $(V_{\text{REFP}} - V_{\text{REFN}}) / 2400$, b) $(V_{\text{REFP}} - V_{\text{REFN}}) / 1200$

4.3 Señal electrocardiográfica

Para la señal electrocardiográfica se hace una prueba con una señal sinusoidal en la entrada con frecuencias de 0.05 Hz, 1 Hz, 60 Hz, 120 Hz y 150 Hz con el fin de calcular el CMRR. El CMRR se obtiene por medio de la ganancia diferencial (A_D) y la ganancia en modo común (A_{CM}) como se muestra en la ecuación (8).

$$CMRR = 20 \log \frac{|A_D|}{|A_{CM}|} \quad (8)$$

donde A_D es la ganancia diferencial del sistema y A_{CM} es la ganancia en modo común del sistema

En la Fig. 4.4 se muestra la señal de 60 Hz en modo común y modo diferencial con el fin de comprobar los resultados. El voltaje introducido es de 27 mV y el voltaje de salida es de 21000 μ V cuando la entrada es diferencial, mientras que el voltaje en modo común tiene una amplitud de 10 μ V. El CMRR obtenido es de 86.4 dB.

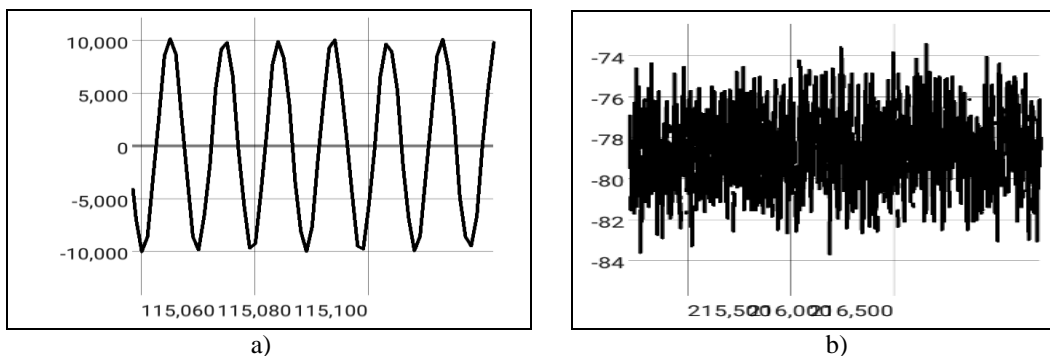


Fig. 4. 4. a) Voltaje diferencial 60 Hz, b) Voltaje común 60 Hz,

Las demás señales son añadidas a la Tabla 4. 1 para verificar el CMRR obtenido del sistema en las distintas frecuencias en los canales 1 y 2.

El CMRR obtenido es de 86.4 dB y cumple con las condiciones para un sistema ambulatorio ya que el que establece la AAMI como CMRR mínimo es de 60 dB.

Tabla 4. 1. CMRR de dos canales

Frecuencia	CH1			CH2		
	A _D	A _{CM} (x10 ⁶)	CMRR (dB)	A _D	A _{CM} (x10 ⁶)	CMRR (dB)
0.05 Hz	1	44	87.1	1	40	87.9
1 Hz	1	44	87	1	40	87
60 Hz	0.7	47.6	86.4	0.8	46	84.8
120 Hz	1	66	82.6	1	50	84
150 Hz	1	88	81	1	70	81.16

El siguiente paso es la comparación entre la señal con el filtro notch, y la señal original. El resultado se muestra en la Fig. 4.5, donde en la señal filtrada se ve con menores oscilaciones que en la señal sin el filtro, lo cual mejorará la visualización de la forma de onda en el teléfono inteligente, sin embargo, se debe comprobar cuantitativamente que se conserva la forma de onda y que las frecuencias fundamentales del ECG no se alteran significativamente, por lo que se calculó el factor de forma por medio de la ecuación (9) y se realizó una comparación de los espectros en los componentes del ciclo cardíaco.

$$f_c = \frac{A \cap B}{A \cup B} = \frac{\sum_{i=1}^{i=M} (\max(a_i, b_i) - |a_i - b_i|)}{\sum_{i=1}^{i=M} (\min(a_i, b_i) + |a_i - b_i|)} \quad (9)$$

Donde a_i es la señal original, b_i es la señal filtrada, y M es la longitud de la señal

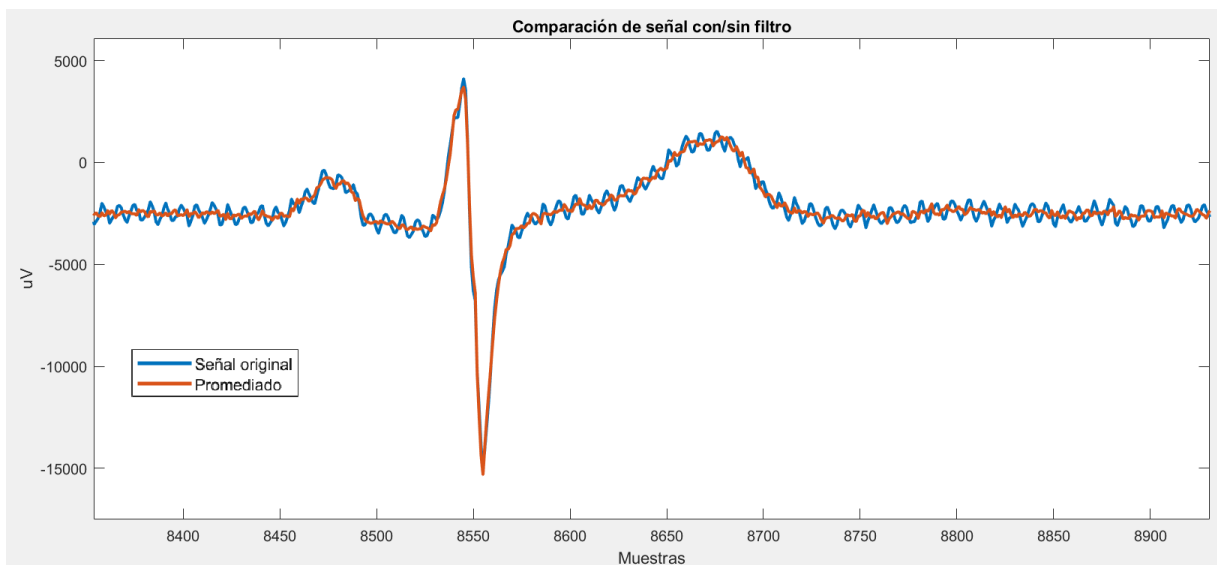


Fig. 4. 5. Comparación de señal en una posición estática con filtro y sin filtro. [JG19]

El factor de forma tiene un rango entre 0 y 1; cuando el valor es de 0, las señales no tienen similitud alguna y va incrementando su valor hasta llegar a 1, cuando las señales son idénticas [56]. El factor de forma obtenido para la señal filtrada y la señal original es $f_c=0.9585$, lo que indica que la señal sigue conservando su forma. Para comparar las señales en el dominio de la frecuencia se utilizó la estimación de la magnitud cuadrada de la coherencia, cuya fórmula está dada por la ecuación (10). Los valores oscilan de 0 a 1, y mientras va aumentando hay una mayor similitud de la señal. El resultado indica una similitud de 1 entre los componentes espectrales de ambas señales excepto en la frecuencia de 60 Hz, se muestra en la Fig. 4.6.

$$C_{xy}(f) = \frac{|P_{xy}(f)|^2}{P_{xx}(f)P_{yy}(f)} \quad (10)$$

Donde x y y corresponden a las dos señales cuyos espectros se van a comparar, C_{xy} corresponde a la correlación entre la señal original y la señal filtrada en la frecuencia f , P_{xy} es la densidad espectral de potencia cruzada entre x y y , P_{xx} es la densidad espectral de potencia en x y P_{yy} es la densidad espectral de potencia en y .

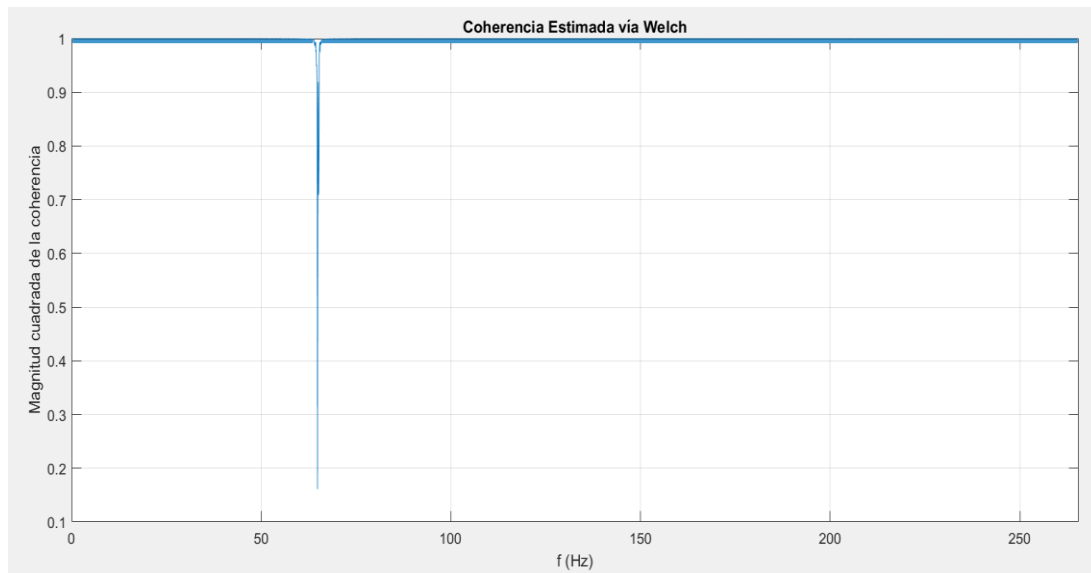


Fig. 4. 6. Comparación entre los espectros de ambas señales: filtrada y sin filtro.

Asimismo, se toman las otras 4 derivaciones al mismo tiempo, obteniendo las gráficas de la Fig. 4.7. La forma de onda de cada señal fue analizada por el Dr. Tomás Aldana mencionando que el sistema es adecuado para diagnóstico de primer frente, aunque sería recomendable agregar una interfaz más agradable para hacer las mediciones pertinentes en cada onda.

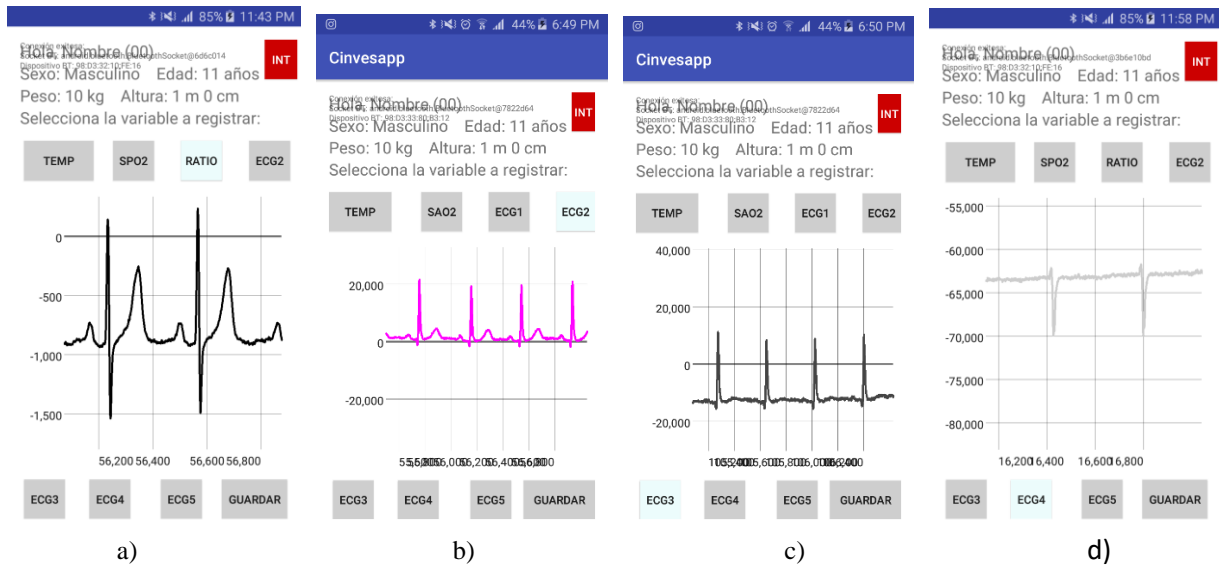


Fig. 4. 7. Señales de ECG a) DI, b) DII, c) aVF, d) V1

De esta manera, la señal electrocardiográfica se acondiciona para obtener las características necesarias para ser considerado como un dispositivo Holter: cumpliendo con las características de diseño mencionadas por el CENETEC. Asimismo, la recomendación de la AHA menciona que la frecuencia de muestreo debe ser de al menos 500 Hz y la del sistema es de 500 muestras por segundo. Otra recomendación de la AHA es que la resolución debe ser de 1 μ V de amplitud, que se cumple por medio del uso del ADS1298. Del mismo modo, el filtro pasa-altas está diseñado para tener una respuesta plana desde 0.05 Hz por lo que cumple con otra de las recomendaciones de la AHA. Por otro lado, el diseño del sistema está configurado para escribir una alerta en el archivo donde se guardan las señales. Esta alerta es fundamental para cuando una persona se está sintiendo mal de tal manera que el médico pueda observar este periodo.

4.4 Señal de temperatura

Para el caso de la señal de temperatura no es necesaria la etapa de acondicionamiento debido a la exactitud y precisión del sensor. Se tiene una resolución de 18 bits y $0.00390625^{\circ}\text{C}$.

En la Tabla 4.2 se muestra el error relativo porcentual de las mediciones realizadas a los cuatro sujetos y se muestra una comparación de cada sujeto por día en la Fig. 4.8. En la primera gráfica, la temperatura corporal se toma de los sujetos a una temperatura ambiente de 28°C , mientras que, en el segundo día, el primer, tercer y cuarto sujeto se encuentran a una temperatura ambiente de 26°C y el segundo sujeto está a 28°C .

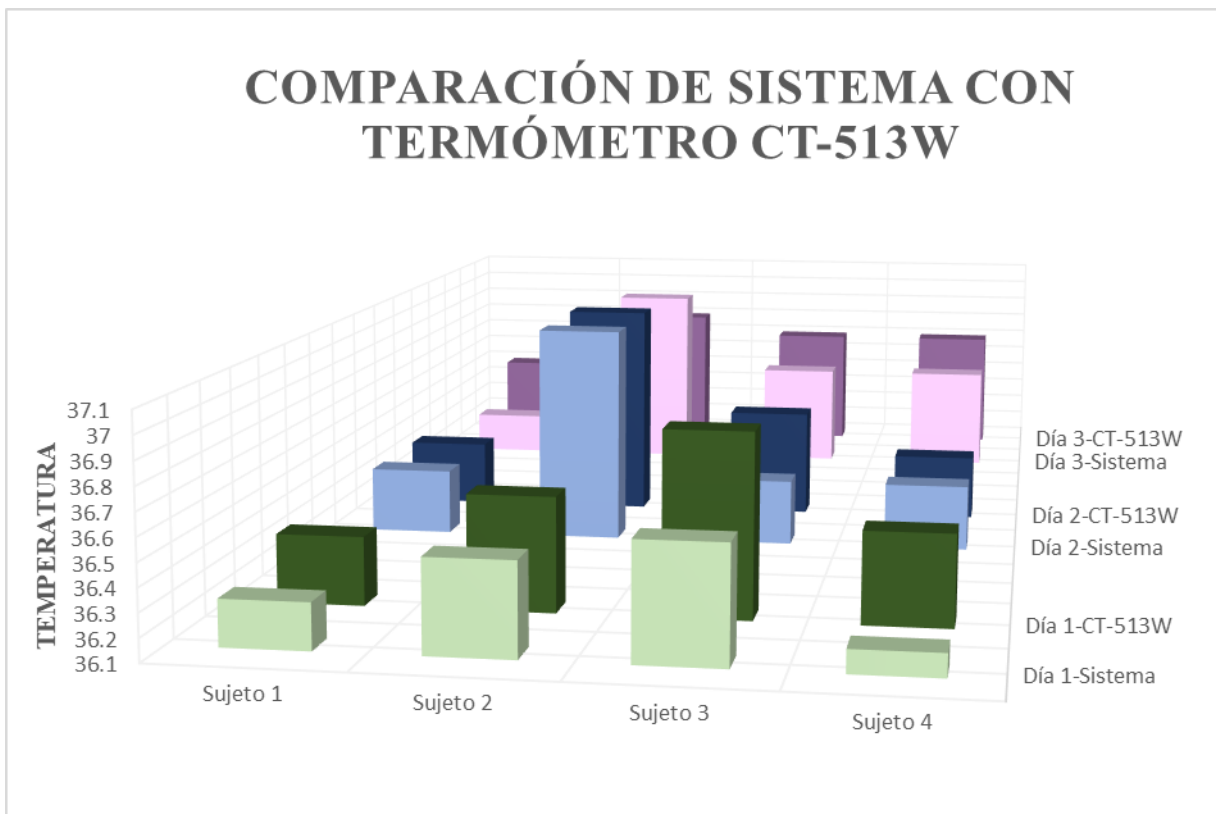


Fig. 4. 8. Comparación de la temperatura corporal medida a los cuatro sujetos mediante el termómetro comercial y el sistema desarrollado, en los 3 días continuos de pruebas.

Las señales medidas varían hasta $\pm 0.3^{\circ}\text{C}$ en comparación con la señal medida por el termómetro digital, y tienen un error relativo porcentual promedio de los tres días en todos los

usuarios de $0.38 \pm 0.17\%$, lo que muestra que el error se mantiene constante durante los tres días.

Tabla 4. 2. Error relativo porcentual del termómetro comercial y la medida de temperatura del sistema de monitoreo.

	Error Relativo Porcentual (%)					
	U1	U2	U3	U4	\bar{x}	σ
Día 1	0.27	0.27	.81	.82	0.5425	0.31
Día 2	0	0.27	.54	0	0.2025	0.2581
Día 3	0.54	0.54	0.27	0.27	0.405	0.1558

4.5 Señal de saturación de oxígeno

La señal de la luz roja tiene una mayor corriente que la señal infrarroja. En este caso, la señal infrarroja tiene una corriente promedio de 312.5 nA mientras que la señal roja tiene una corriente promedio de 306 nA. Sin embargo, para el acondicionamiento se tiene que calcular la luz roja e infrarroja en DC y en AC por lo que se crea un algoritmo para que actualice los datos a cero. El sensor de luz roja se ajusta a la curva de corriente ofrecida por el proveedor del chip y se obtiene la ecuación (11). En consecuencia, la señal mostrada tiene un 95% de saturación de oxígeno, Fig. 4.9.

$$SpO_2 = -0.0045 \Phi^2 + 0.3136 \Phi + 94.555 \quad (11)$$

Donde Φ es la relación de relaciones.

Debido a que el cálculo de la saturación de oxígeno se realiza de acuerdo a la cantidad de luz roja e infrarroja detectada por el sensor, es importante cubrirlo completamente para que ninguna luz ajena a los leds integrados interfiera con el resultado. Por tanto, la gráfica se ajusta de tal manera que, si algún sujeto se pone mal el dispositivo, indica que no hay medición.

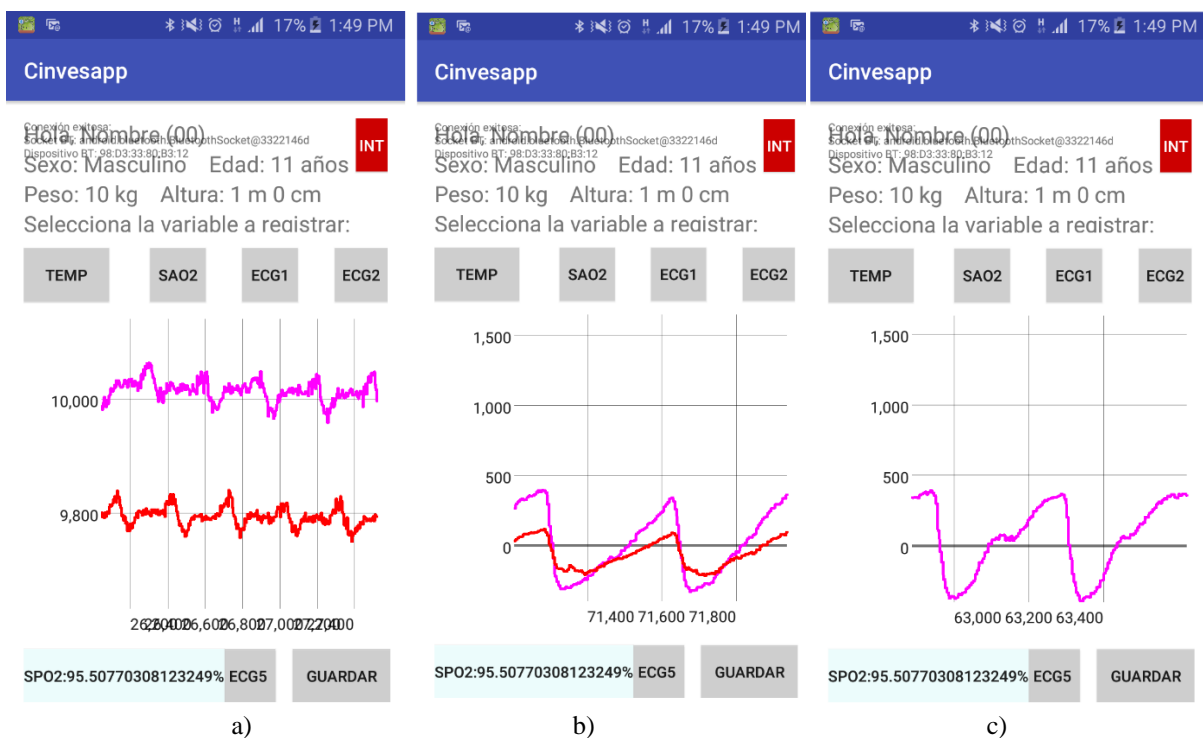


Fig. 4. 9. a) Señal cruda, b) Señal con offset, c) Señal S_{pO_2}

Para esta señal, se hace una comparación en cuatro personas en 3 días, entre el pulsioxímetro comercial modelo FPX-013 y el sistema de monitoreo. El error relativo porcentual de los cuatro sujetos se muestra en la Tabla 4.3, y se muestra una comparación de cada sujeto por día en la Fig. 4.10. Las señales del pulsioxímetro muestran un comportamiento que varía en no más de un 2% de diferencia respecto a las señales obtenidas con el pulsioxímetro comercial. Además, el error relativo porcentual es de $1.6 \pm 0.5\%$ lo que indica que durante los tres días se mantiene estable el error y por tanto es confiable la medida.

Tabla 4. 3. Error relativo porcentual entre la medida del oxímetro de pulso comercial y la del sistema de monitoreo.

	Error Relativo Porcentual (%)					
	U1	U2	U3	U4	\bar{x}	σ
Día 1	1.03	2.17	0	1.1	1.075	0.88
Día 2	1.03	2.17	2.17	1.1	1.617	0.63
Día 3	2.12	1.03	3.1	2.2	2.11	0.84

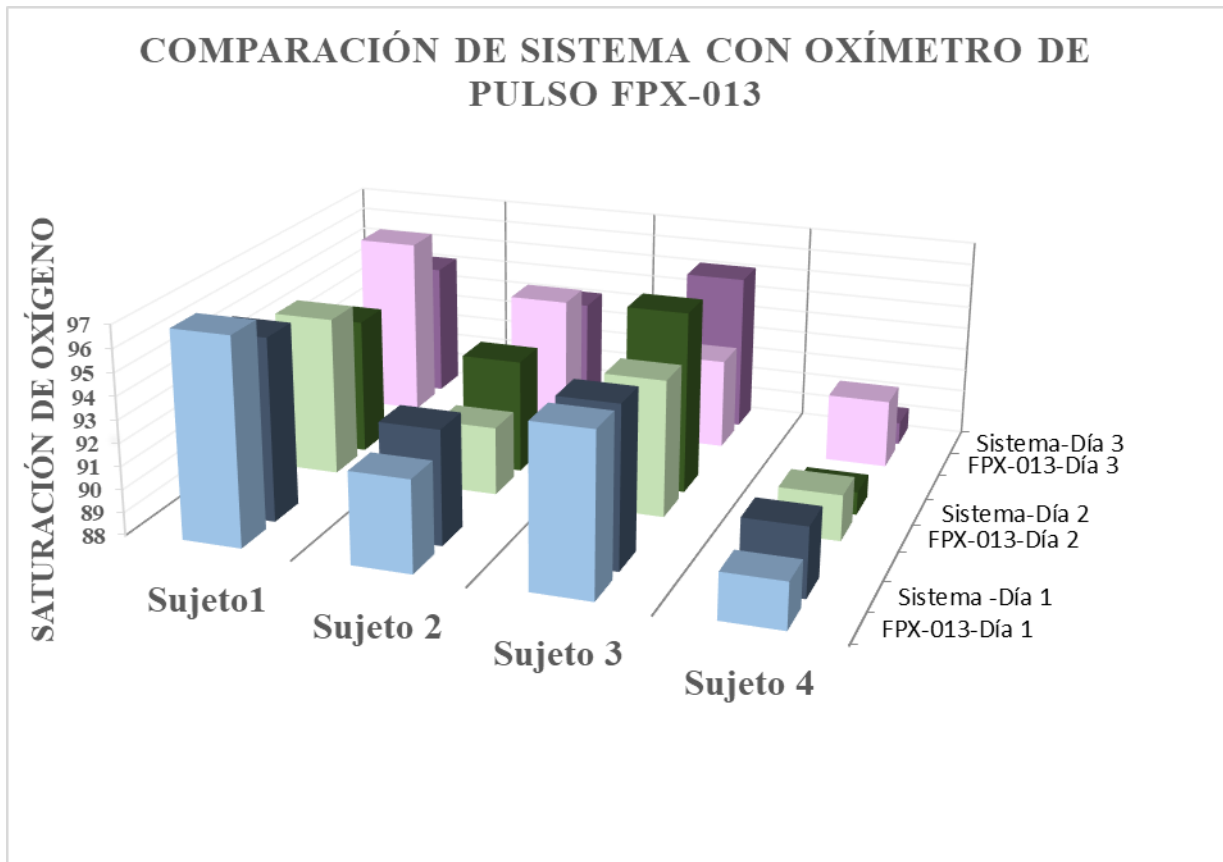
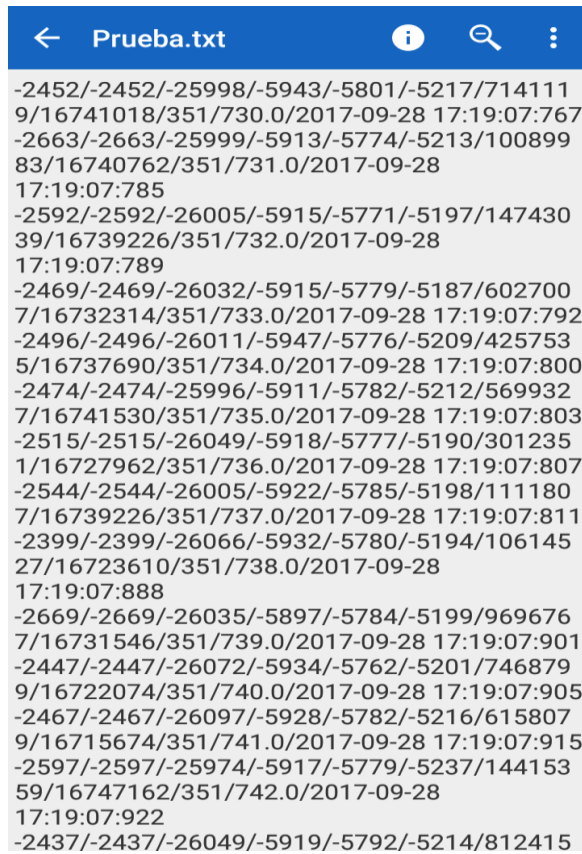


Fig. 4. 10. Comparación de la saturación de oxígeno medida a los cuatro sujetos mediante el termómetro comercial y el sistema desarrollado, durante los tres días.

4.6 Almacenamiento de la información

Los datos son guardados en un archivo de tipo *text*, donde se guardan los 5 canales de registro electrocardiográfico, la señal de la luz roja, la infrarroja, la temperatura, el valor de muestra con el que se grafica, y la fecha y hora de registro, Fig. 4.11.



← Prueba.txt ⓘ 🔍 ⋮

-2452/-2452/-25998/-5943/-5801/-5217/714111
9/16741018/351/730.0/2017-09-28 17:19:07:767
-2663/-2663/-25999/-5913/-5774/-5213/100899
83/16740762/351/731.0/2017-09-28
17:19:07:785
-2592/-2592/-26005/-5915/-5771/-5197/147430
39/16739226/351/732.0/2017-09-28
17:19:07:789
-2469/-2469/-26032/-5915/-5779/-5187/602700
7/16732314/351/733.0/2017-09-28 17:19:07:792
-2496/-2496/-26011/-5947/-5776/-5209/425753
5/16737690/351/734.0/2017-09-28 17:19:07:800
-2474/-2474/-25996/-5911/-5782/-5212/569932
7/16741530/351/735.0/2017-09-28 17:19:07:803
-2515/-2515/-26049/-5918/-5777/-5190/301235
1/16727962/351/736.0/2017-09-28 17:19:07:807
-2544/-2544/-26005/-5922/-5785/-5198/111180
7/16739226/351/737.0/2017-09-28 17:19:07:811
-2399/-2399/-26066/-5932/-5780/-5194/106145
27/16723610/351/738.0/2017-09-28
17:19:07:888
-2669/-2669/-26035/-5897/-5784/-5199/969676
7/16731546/351/739.0/2017-09-28 17:19:07:901
-2447/-2447/-26072/-5934/-5762/-5201/746879
9/16722074/351/740.0/2017-09-28 17:19:07:905
-2467/-2467/-26097/-5928/-5782/-5216/615807
9/16715674/351/741.0/2017-09-28 17:19:07:915
-2597/-2597/-25974/-5917/-5779/-5237/144153
59/16747162/351/742.0/2017-09-28
17:19:07:922
-2437/-2437/-26049/-5919/-5792/-5214/812415

Fig. 4. 11. Archivo *txt* con información obtenida de los sensores.

Capítulo 5. Conclusiones y perspectivas.

Con el desarrollo del sistema de monitoreo médico (SMM) fue posible registrar tres variables fisiológicas: temperatura corporal, saturación periférica de oxígeno y señales electrocardiográficas del corazón de cinco derivaciones. Gracias a la tecnología vestible en la que se basa, el usuario es capaz de llevar consigo un dispositivo para el registro de estos parámetros, que posteriormente pueden ser analizados y asociarlos con el seguimiento clínico de un médico especialista.

Los registros obtenidos por el SMM son almacenados y graficados haciendo uso de un teléfono móvil con sistema operativo Android valiéndose de una conexión Bluetooth. Esto permite eliminar hasta cierto punto las conexiones alámbricas típicamente empleadas en la mayoría de los monitores médicos, ofreciendo con ello mayor confort al usuario y una disminución considerable del equipo.

Las pruebas realizadas al sistema para validar su operación, el ECG cumple con los requerimientos establecidos por el CENETEC, al disponer de una resolución de $1\mu\text{V}$, operación continua de hasta 32 horas (gracias al uso de baterías recargables), marcador de eventos y frecuencia de muestreo de 500 Hz. De igual manera, se cumple con el estándar AAMI al poseer un CMRR de 86.9 dB. En relación con la medida de saturación de oxígeno el sistema posee un error máximo de 2% en pruebas con sujetos sin cardiopatías. Finalmente, la medida de temperatura corporal cuenta con una resolución de 0.1°C y una exactitud de $\pm 3^\circ\text{C}$ permitiendo el movimiento libre del brazo en comparación con los termómetros comerciales que deben estar fijos.

La instrumentación empleada en el diseño del sistema fue seleccionada pensando en la miniaturización y el bajo consumo de energía, en este sentido el prototipo final ofrece ventajas sobre sistemas comerciales al ofrecer un manejo simple y confortable. La plataforma gratuita de Android para la gestión de la información puede ser reconfigurada de forma sencilla para el acondicionamiento de las variables a fin de analizarlas a detalle fuera de línea.

5.1 Trabajo a futuro

Aunque el sistema de monitoreo médico desarrollado ha cumplido las expectativas definidas en los objetivos de la tesis, existen ciertos elementos que pueden ser considerados para la mejora del prototipo actual. Entre ellos podemos mencionar:

1. Adicionar otras variables fisiológicas como la presión sanguínea, frecuencia respiratoria y el nivel de glucosa. Su integración favorecería el diagnóstico de primer frente en pacientes.

2. Incluir señales de alarma o alerta en el caso de que alguno de los parámetros fisiológicos no se encuentre dentro del rango normal reportado en la literatura.

3. Considerar ajustes en el diseño actual para monitorizar patologías específicas como cardiopatías, alteraciones renales y pulmonares que modifican significativamente los registros ECG y SpO₂.

4. Mejorar el encapsulado del sistema a fin de blindar la electrónica de artefactos que promueven la pérdida de información durante la transmisión Bluetooth.

5. Incluir una etapa de procesamiento de señal, que permita establecer alteraciones en los registros que pueden estar asociados a enfermedades del corazón, riñón o pulmón.

6. Tomando en consideración las ventajas del sistema operativo Android, evaluar la posibilidad de incluir un sistema experto capaz de tomar decisiones que ayuden al seguimiento clínico de pacientes a partir del procesamiento de registros adquiridos.

Referencias[JG20]

- [1] R. Snyderman, “Personalized health care: From theory to practice,” *Biotechnology Journal*, vol. 7, no. 8. pp. 973–979, 2012.
- [2] WHO, “OMS | Las 10 principales causas de defunción,” *Who*. 2017.
- [3] G. Ingram and N. Munro, “The use (or otherwise) of pulse oximetry in general practice,” *British Journal of General Practice*, vol. 55, no. 516, pp. 501–502, 2005.
- [4] P. Carvalho and M. Graça, “Challenges in Information and communications technology for Personalized Health,” 2016.
- [5] J. T. Hansen and B. M. Koeppen, “Netter Atlas of Human Physiology,” *Elsevier*, p. 92, 2002.
- [6] J. C. y J. P. F. Netter, C. Machado, “Electrocardiograma,” in *Fundamentos de fisiología*, Barcelona: Elsevier, 2011, pp. 102–106.
- [7] J. G. Webster, “Computers in Electrocardiography,” in *Encyclopedia of medical devices and instrumentation*, Nueva Jersey: John Wiley & Sons, 2006, pp. 102–106.
- [8] B. Gylys, “Cardiovascular System,” in *Medical Terminology Systems: A Body Systems Approach*, Octava., B. Mayer, Ed. Filadelfia: T. Quincy McDonald, 2017, pp. 221–266.
- [9] P. Augustyniak, R. Tadeusiewicz, and P. Macfarlane, *Ubiquitous cardiology: Emerging wireless telemedical applications*. 2009.
- [10] P. Kligfield *et al.*, “Recommendations for the standardization and interpretation of the electrocardiogram: Part I: The electrocardiogram and its technology: A scientific statement from the American Heart Association Electrocardiography and Arrhythmias Committee, Council on Cli,” *Circulation*, vol. 115, no. 10. pp. 1306–1324, 2007.
- [11] J. W. Mason, E. W. Hancock, and L. S. Gettes, “Recommendations for the standardization and interpretation of the electrocardiogram: Part II: Electrocardiography diagnostic statement list: A scientific statement from the American Heart Association Electrocardiography and Arrhythmias Committee, Council ,” *Circulation*, vol. 115, no. 10. pp. 1325–1332, 2007.
- [12] CENETEC-Salud, “Sistema de Monitoreo Electrocardiográfico Continuo,” *Centro Nacional de Excelencia Tecnológica en Salud*, 2010. [Online]. Available: http://www.cenetec.salud.gob.mx/descargas/biomedica/guias_tecnologicas/19gt_holter.

pdf.

- [13] D. Fornell, “Advances in ECG Technology,” *Diagnostic and Interventional Cardiology*, 2015. [Online]. Available: www.dicardiology.com/article/advances-ecg-technology.
- [14] D. Davis, *Interpretación del ECG: su dominio rápido y exacto*, 4th ed. Buenos Aires: Ed. Médica Panamericana, 2007.
- [15] M. Vigo Garray, “Electrocardiograma, la actividad del corazón,” 2015. .
- [16] G. Franco Salazar, *Electrocardiografía*. Habana, 2005.
- [17] M. Vigo Garray, “Electrocardiograma, la actividad del corazón,” 2015. [Online]. Available: <http://enfermerasacuadros.blogspot.mx/2015/12/electrocardiograma-la-actividad-del.html>.
- [18] J. L. Palma Gámiz, A. Arribas Jiménez, J. R. González Juanatey, E. Marín Huerta, and E. S. Martín-Ambrosio, “Guías de práctica clínica de la Sociedad Española de Cardiología en la monitorización ambulatoria del electrocardiograma y presión arterial,” *Rev. Española Cardiol.*, vol. 53, no. 1, pp. 91–109, 2000.
- [19] A. Z. Mota, A. Gutiérrez, and P. R. Hernández, “Determinación de las derivaciones óptimas para un monitor electrocardiográfico de isquemia cardíaca,” *Inf. tecnológica*, vol. 14, no. 1, pp. 3–12, 2003.
- [20] G. Arzanipour and J. Heitz, “Hypoxia,” in *Post-Anesthesia Care: Symptoms, Diagnosis, and Management*, J. Heitz, Ed. Cambridge: Cambridge University Press, 2016, pp. 66–74.
- [21] D. Sebold, “Motivation of Pulse Oximetry,” in *Design of Pulse Oximeters*, 1st ed., J. G. Webster, Ed. Nueva York: CRC Press, 1997, pp. 13–21.
- [22] A. Jubran, “Pulse oximetry,” *Crit. Care*, vol. 19, no. 1, p. 272, 2015.
- [23] Philips, “Understanding Pulse Oximetry SpO2 Concepts.” Philips Electronics North America Corporation, Massachusetts, 2003.
- [24] M. W. Wukitsch, “Pulse oximetry: Historical review and Ohmeda functional analysis,” *Int. J. Clin. Monit. Comput.*, vol. 4, no. 3, pp. 161–166, 1987.
- [25] J. W. Severinghaus, “Takuo aoyagi: Discovery of pulse oximetry,” *Anesth. Analg.*, vol. 105, no. SUPPL. 6, 2007.
- [26] CENETEC-Salud, “Oxímetro de Pulso de Mano,” *Centro Nacional de Excelencia*

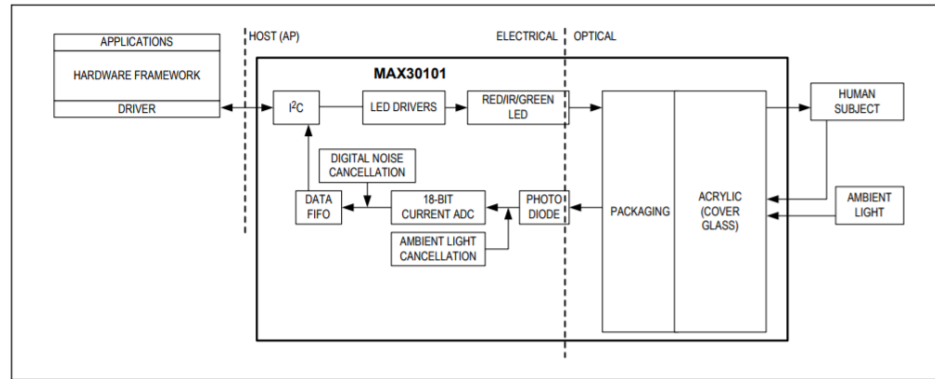
- Tecnologica en Salud*, 2010. [Online]. Available: http://www.cenetec.salud.gob.mx/descargas/CETpdf/oximetros/Oxxmetro_de_pulso_de_mano_091211.pdf. [Accessed: 19-Oct-2017].
- [27] ISO, “Iso 13485:2003,” *SPL Certif.*, vol. II, pp. 0–64, 2003.
- [28] ISO, “IEC 60601-1-8-2006,” *ISO*, 2006. .
- [29] M. Sund-Levander, C. Forsberg, and L. K. Wahren, “Normal oral, rectal, tympanic and axillary body temperature in adult men and women: A systematic literature review,” *Scand. J. Caring Sci.*, vol. 16, no. 2, pp. 122–128, 2002.
- [30] J. G. Webster, “Temperature monitoring,” in *Encyclopedia of medical devices and instrumentation*, Second., Nueva Jersey: John Wiley & Sons, 2006, pp. 311–320.
- [31] ASTM, “Standard Specification for Clinical Thermometer Probe Covers and Sheaths 1,” *ASTM*, vol. 98, no. Reapproved, pp. 1–2, 2015.
- [32] R. H. Walden, “Analog-to-digital converter survey and analysis,” *IEEE J. Sel. Areas Commun.*, vol. 17, no. 4, pp. 539–550, 1999.
- [33] B. Le, T. Rondeau, J. Reed, and C. Bostian, “Analog-to-digital converters,” *IEEE Signal Process. Mag.*, vol. 22, no. 6, pp. 69–77, 2005.
- [34] B. Baker, “How delta-sigma ADCs work, Part 1,” *Analog Appl. J.*, no. 3Q, pp. 13–16, 2011.
- [35] P. M. Aziz, H. V. Sorensen, and J. vn der Spiegel, “An overview of sigma-delta converters,” *IEEE Signal Process. Mag.*, vol. 13, no. 1, pp. 61–84, 1996.
- [36] Google Android, “Introduction to Android | Android Developers,” *Android Developers*, 2015. [Online]. Available: <http://developer.android.com/about/index.html>.
- [37] Google, “Android Open Source Project,” *developer.android.com*, 2013. [Online]. Available: <http://developer.android.com/about/versions/index.html>.
- [38] C. R. Sacristán and D. R. Fernández, *Programación en Android*. Aula Mentor, 2012.
- [39] C. S. Prabhu and A. P. Reddi, *Bluetooth Technology and its applications with Java and J2ME*. Nueva Delhi: Prentice Hall, 2004.
- [40] F. Leens, “An introduction to I2C and SPI protocols,” *IEEE Instrumentation and Measurement Magazine*, vol. 12, no. 1, pp. 8–13, 2009.
- [41] Wikipedia, “SPI (Comunicación Serial Sincrónica),” 2017. [Online]. Available: http://processors.wiki.ti.com/index.php/CC3100_SPI_Host_Interface.

- [42] L. LLamas, "El bus I2C en Arduino," 2016. [Online]. Available: <https://www.luisllamas.es/arduino-i2c/>.
- [43] J. Ge, Y. Xu, X. Huang, and Z. Feng, "New ambulatory arrhythmia monitoring system with multimodel and magnetic recording," *Images of the Twenty-First Century. Proceedings of the Annual International Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 1399–1400 vol.5, 1989.
- [44] S. Rhee, B. H. Yang, K. W. Chang, and H. H. Asada, "The ring sensor: a new ambulatory wearable sensor for twenty-four hour patient monitoring," *Proc. 20th Annu. Int. Conf. Ieee Eng. Med. Biol. Soc. Vol 20, Pts 1-6 Biomed. Eng. Towar. Year 2000 Beyond*, vol. 20, no. 4, pp. 1906–1909, 1998.
- [45] T. Liang and Y. J. Yuan, "Wearable medical monitoring systems based on wireless networks: A review," *IEEE Sens. J.*, vol. 16, no. 23, pp. 8186–8199, 2016.
- [46] C. W. Mundt *et al.*, "A multiparameter wearable physiologic monitoring system for space and terrestrial applications," *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, vol. 9, no. 3, pp. 382–391, 2005.
- [47] G. Yang, J. Chen, Y. Cao, H. Tenhunen, and L. R. Zheng, "A novel wearable ECG monitoring system based on Active-Cable and intelligent electrodes," in *2008 10th IEEE Intl. Conf. on e-Health Networking, Applications and Service, HEALTHCOM 2008*, 2008, pp. 156–159.
- [48] H. Costin *et al.*, "TELEMON - A complex system for real time telemonitoring of chronic patients and elderly people," in *IFMBE Proceedings*, 2008, vol. 22, pp. 1002–1005.
- [49] H. Xie, X. Tao, H. Ye, and J. Lu, "WeCare: An intelligent badge for elderly danger detection and alert," in *Proceedings - IEEE 10th International Conference on Ubiquitous Intelligence and Computing, UIC 2013 and IEEE 10th International Conference on Autonomic and Trusted Computing, ATC 2013*, 2013, pp. 224–231.
- [50] A. M. Nia, M. Mozaffari-Kermani, S. Sur-Kolay, A. Raghunathan, and N. K. Jha, "Energy-Efficient Long-term Continuous Personal Health Monitoring," *IEEE Trans. Multi-Scale Comput. Syst.*, vol. 1, no. 2, pp. 85–98, 2015.
- [51] S. S. usan Thomas *et al.*, "BioWatch - a wrist watch based signal acquisition system for physiological signals including blood pressure," *Conf. Proc. ... Annu. Int. Conf. IEEE*

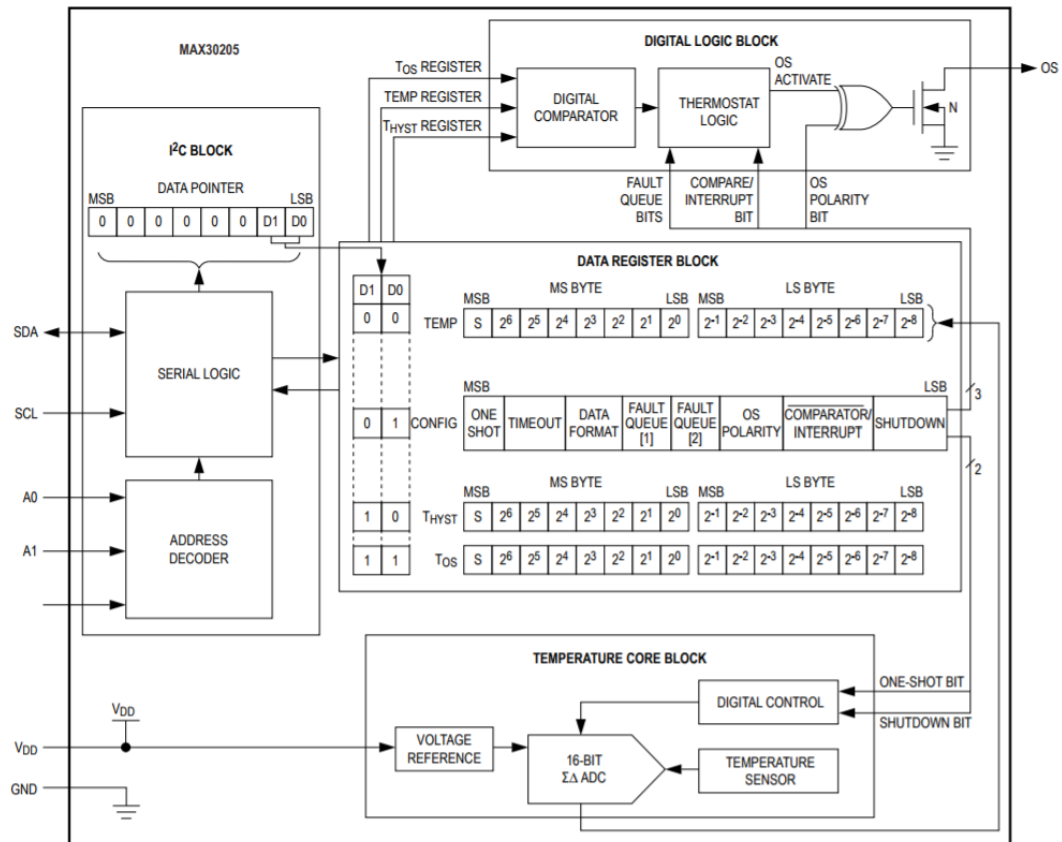
- Eng. Med. Biol. Soc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. Annu. Conf.*, vol. 2014, pp. 2286–2289, 2014.
- [52] Z. J. Z. Jin, J. Oresko, S. H. S. Huang, and a C. Cheng, “HeartToGo: A Personalized Medicine Technology for Cardiovascular Disease Prevention and Detection,” *Proc. Life Sci. Syst. Appl. Work.*, pp. 80–83, 2009.
- [53] Npatchett, “Spatial orientation of EKG leads.” p. Art, 2015.
- [54] E. M. Spinelli, R. Pallàs-Areny, and M. A. Mayosky, “AC-coupled front-end for biopotential measurements,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 50, no. 3, pp. 391–395, 2003.
- [55] V. Jayaraman Kiruthi, “Pulse oximetry basics and MCUs,” 2013. [Online]. Available: <https://www.edn.com/design/medical/4425641/Pulse-oximetry-basics-and-MCUs>.
- [56] L. Moreno-Barón *et al.*, “Application of the wavelet transform coupled with artificial neural networks for quantification purposes in a voltammetric electronic tongue,” *Sensors Actuators, B Chem.*, vol. 113, no. 1, pp. 487–499, 2006.

Apéndice A.

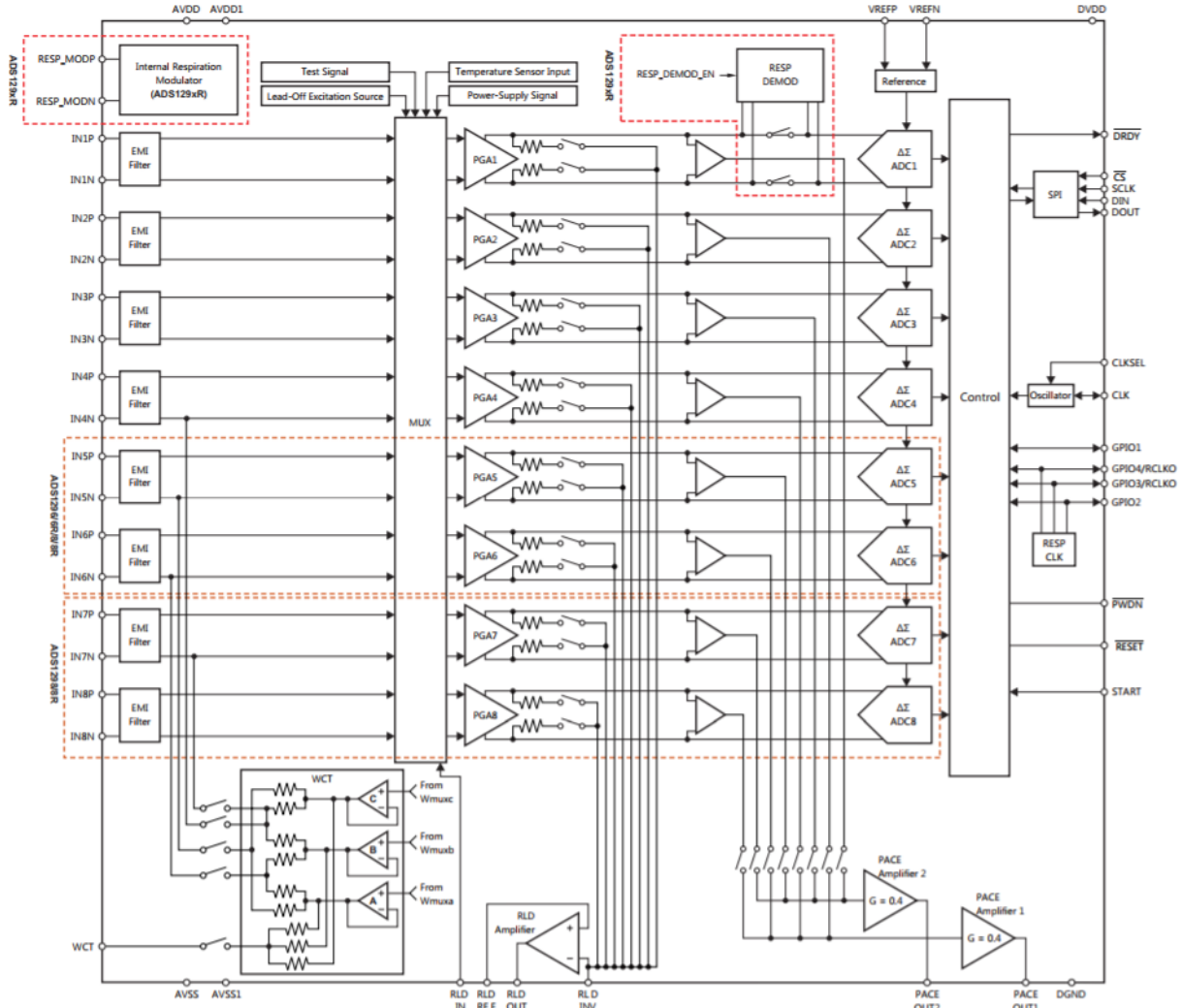
Esquema interno de pulsioxímetro MAX30101.



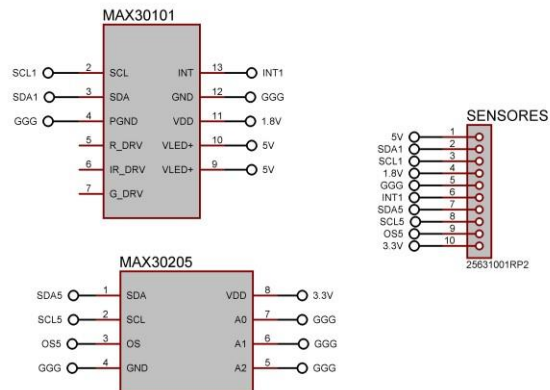
Bosquejo interno de sensor de temperatura MAX30205



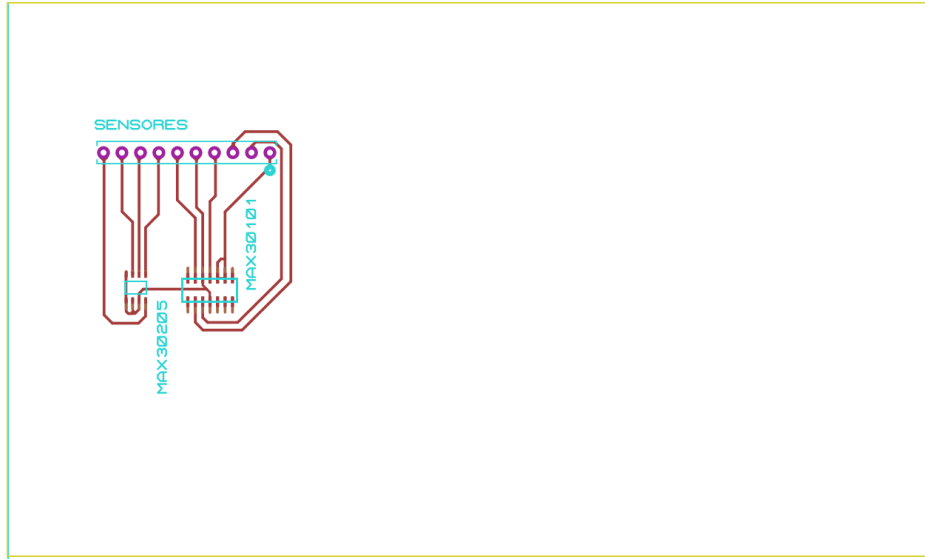
Esquema general de ADS1298



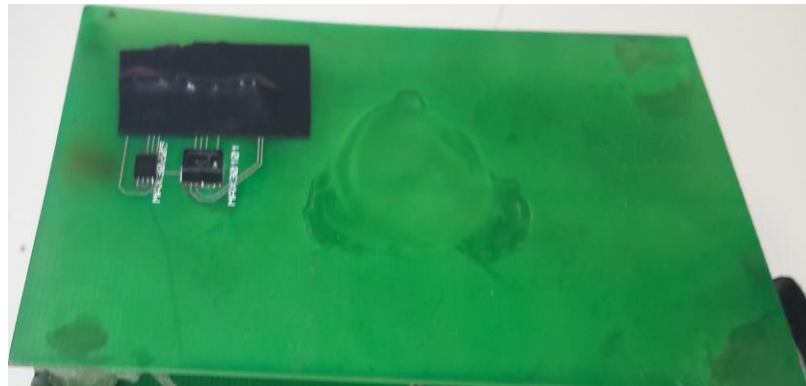
Esquema de placa de sensores MAX30101 y MAX30205 (Contacto con usuario)



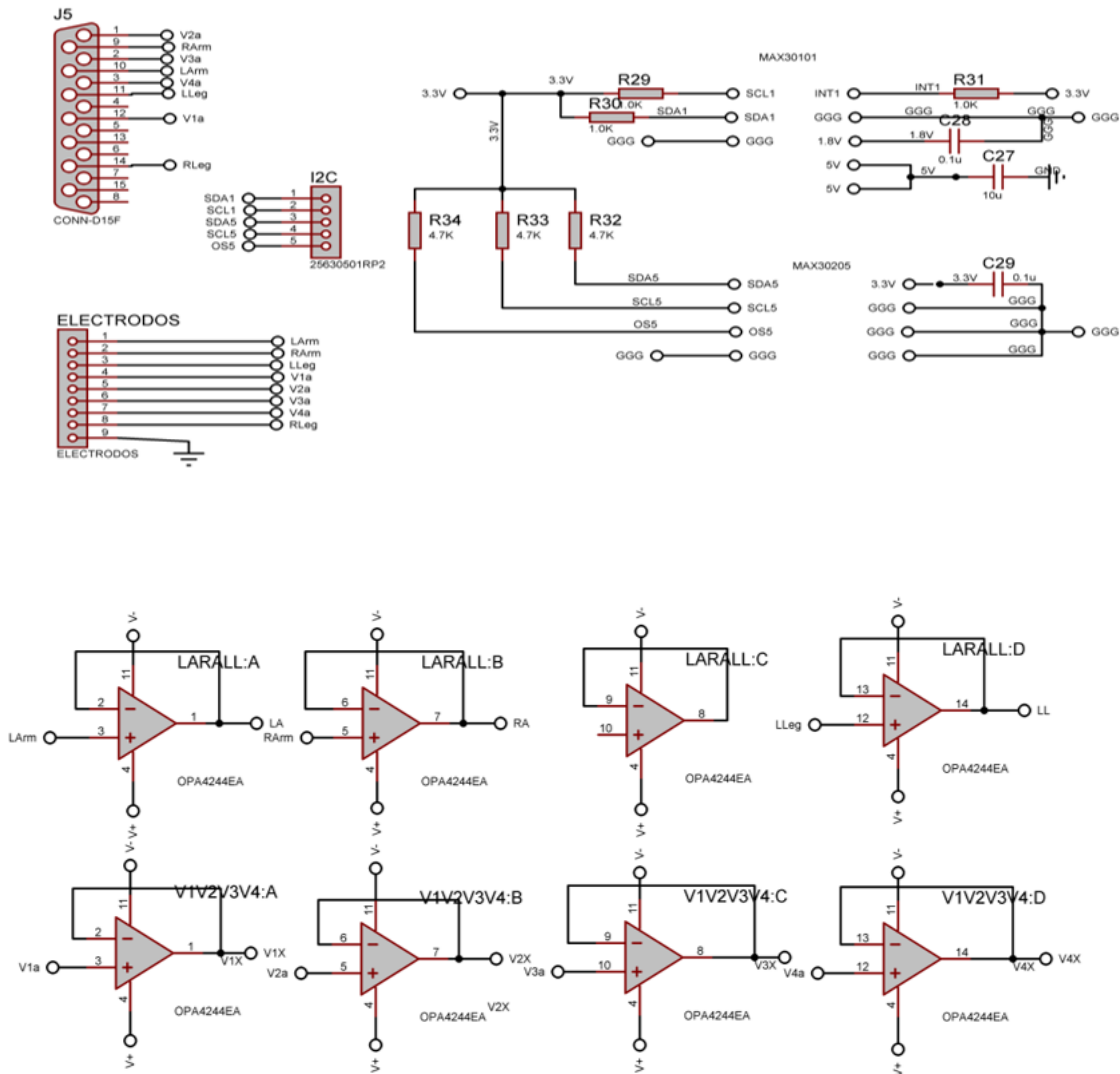
PCB de sensores MAX30101 y MAX30205 (Contacto con usuario) [Modelado]

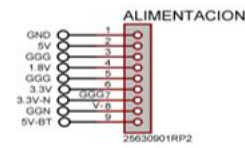
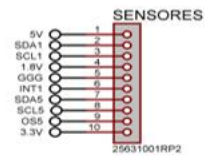
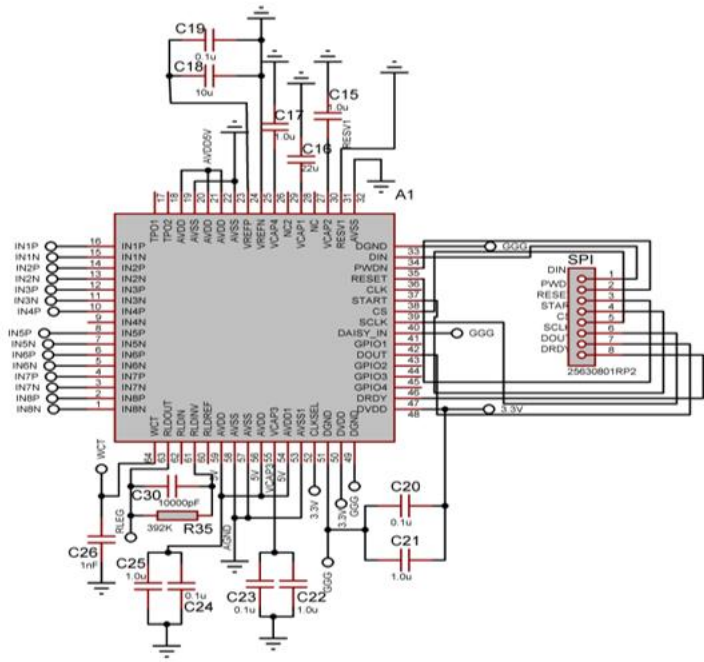
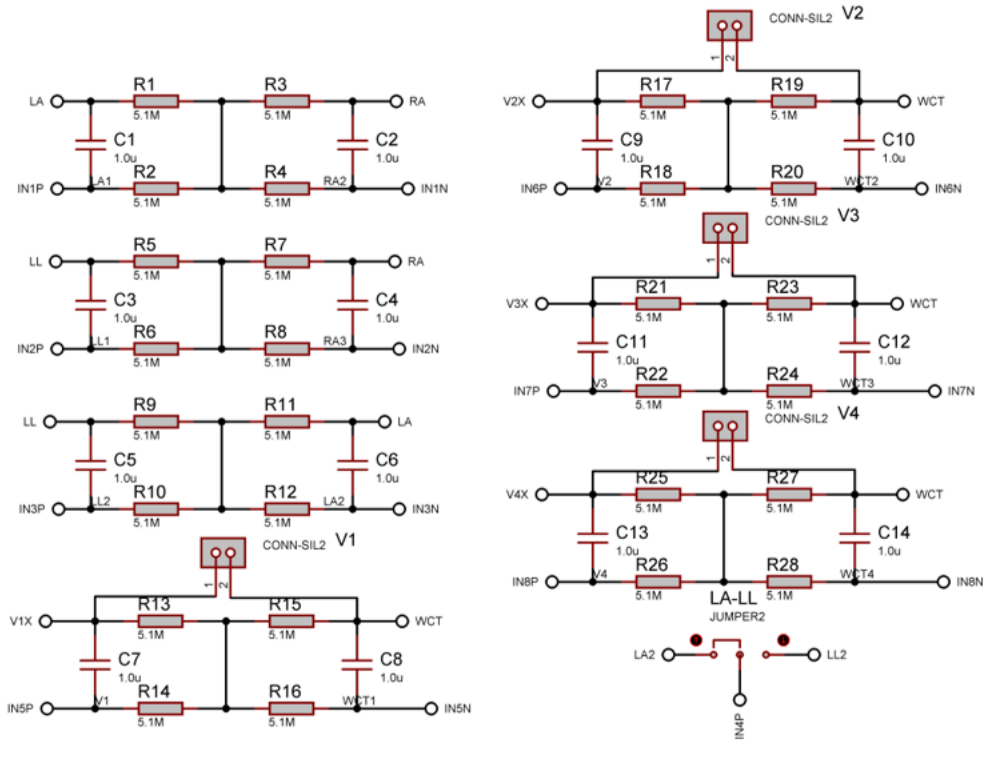


PCB de sensores MAX30101 y MAX30205 (Contacto con usuario)

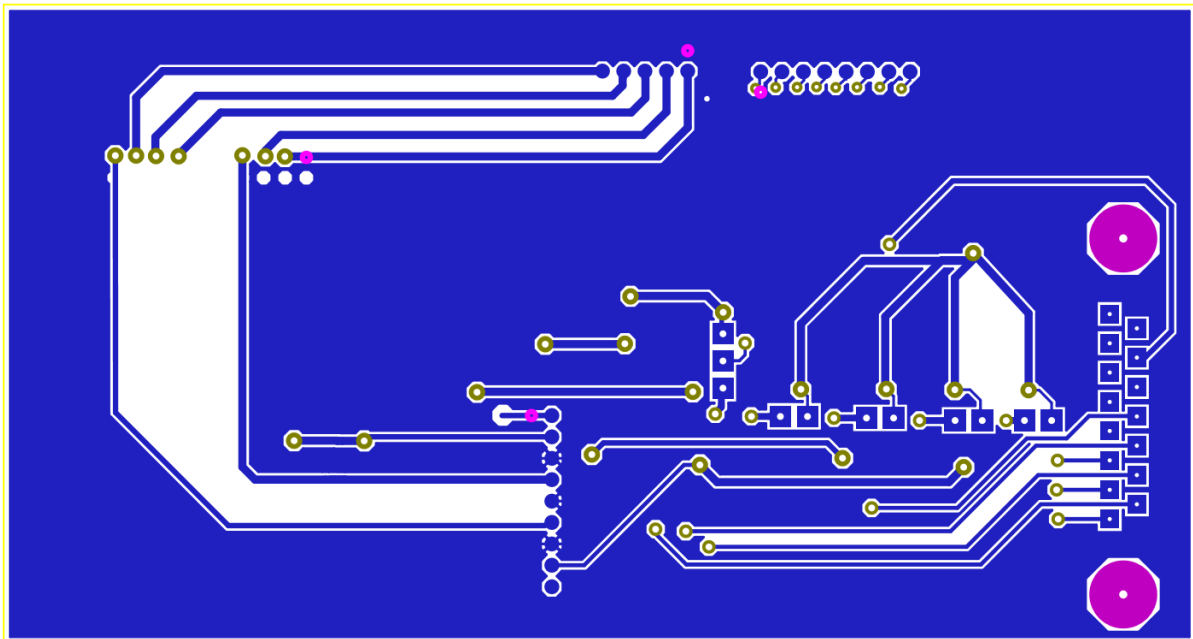
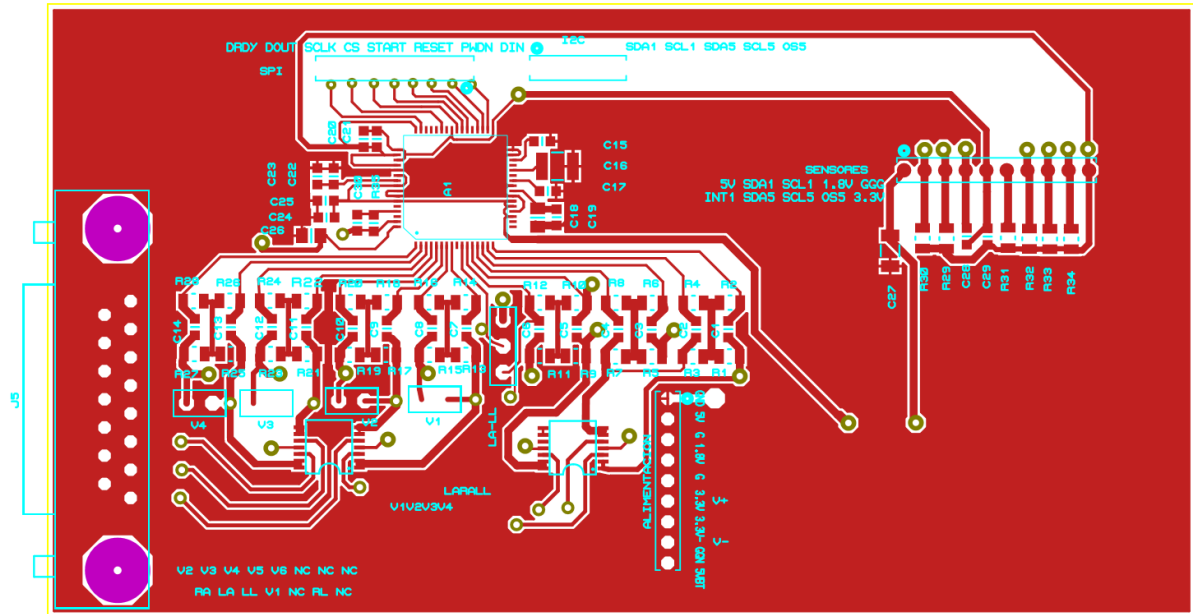


Esquema de placa de ADS1298 y conexiones de MAX30101 y MAX30205

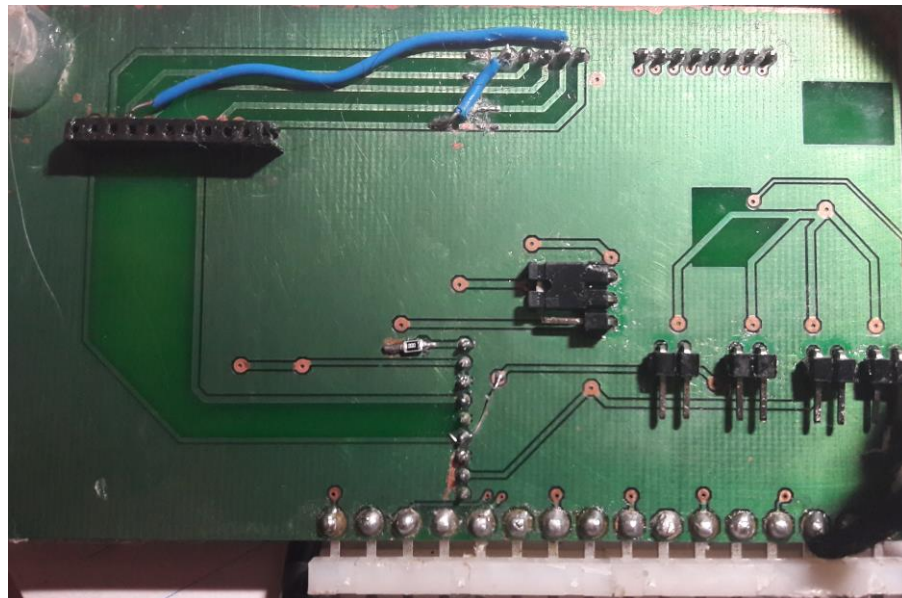
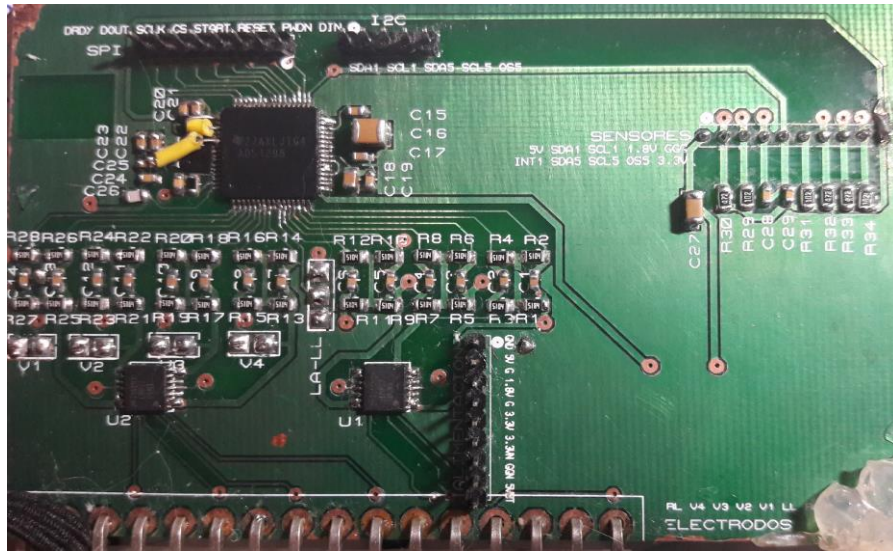




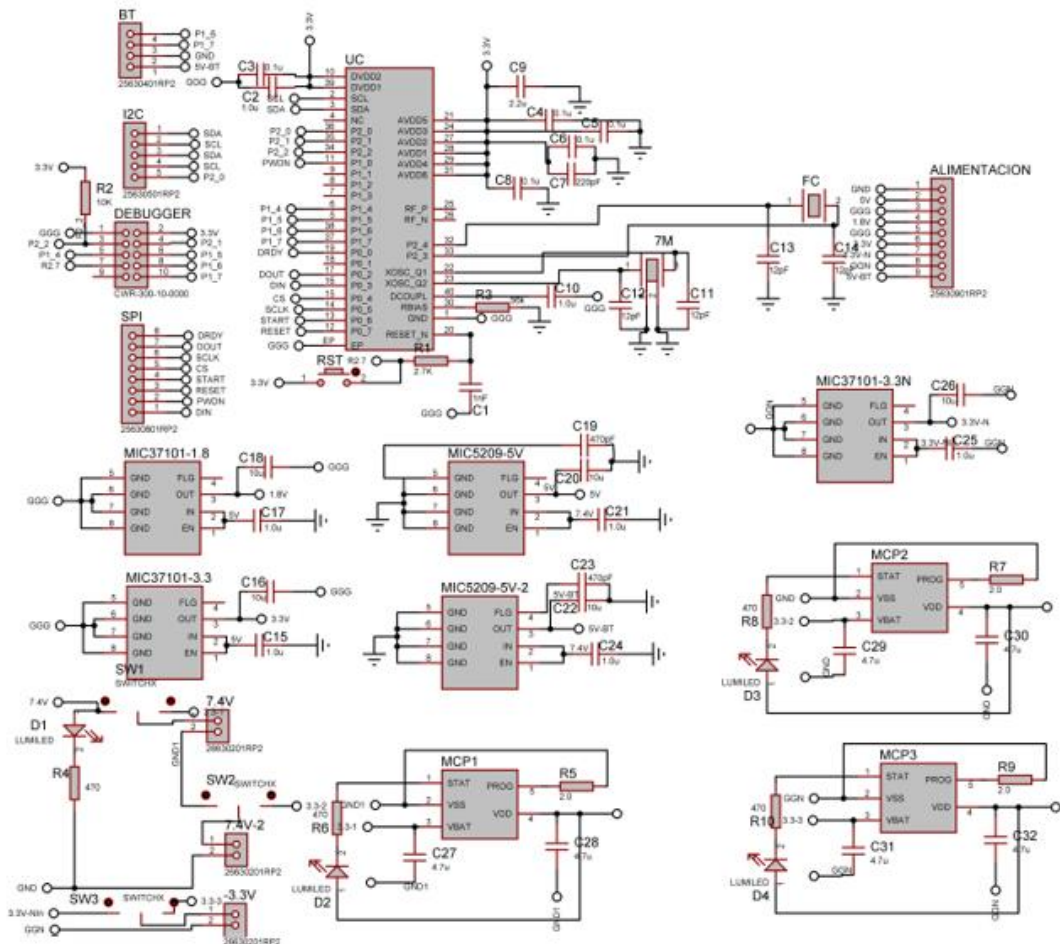
PCB de ADS1298 y conexiones de MAX30101 y MAX30205 (Modelado)



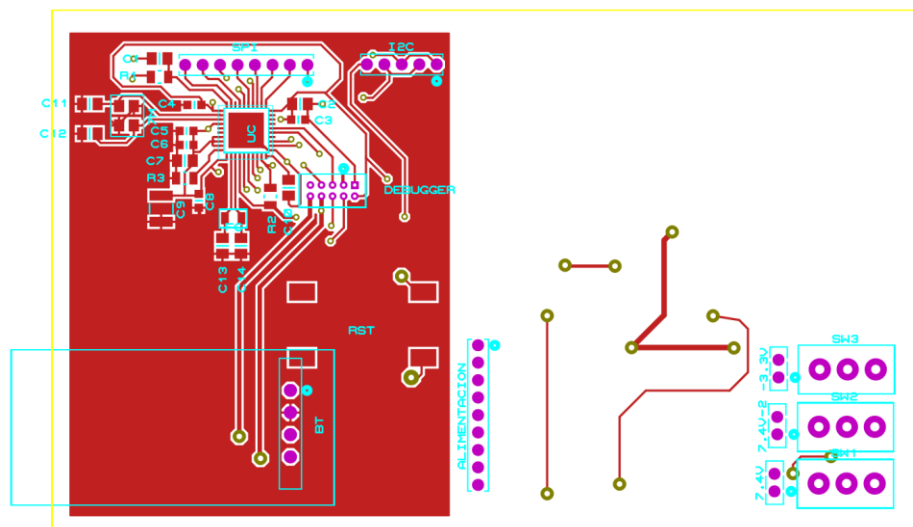
PCB de ADS1298 y conexiones de MAX30101 y MAX30205

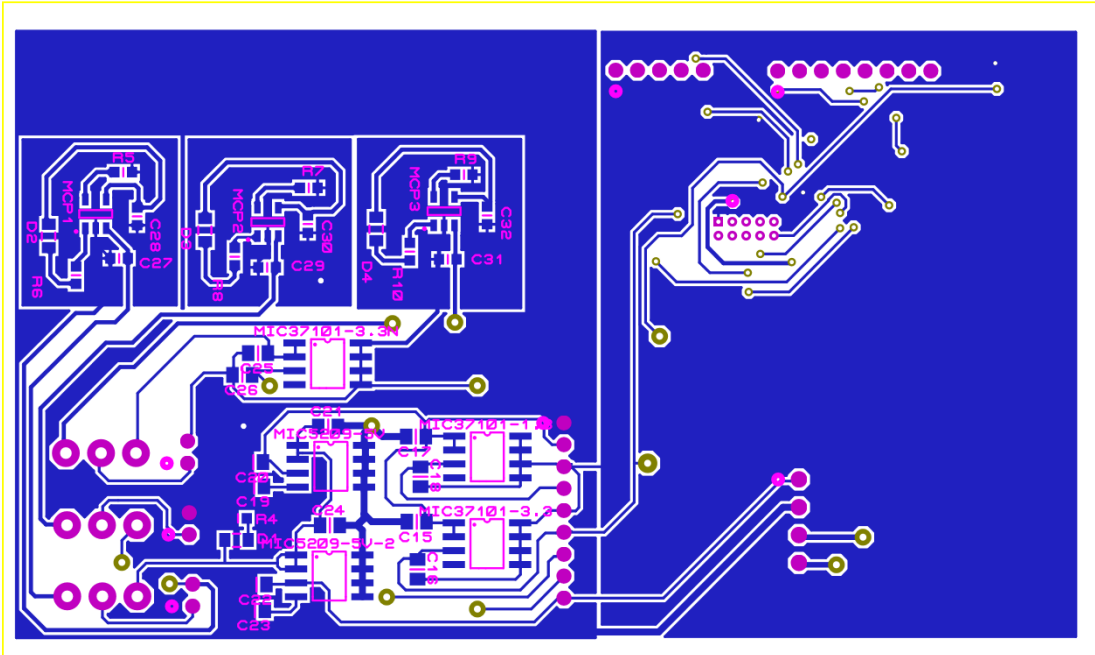


Esquema de placa de microcontrolador CC2541 y energía

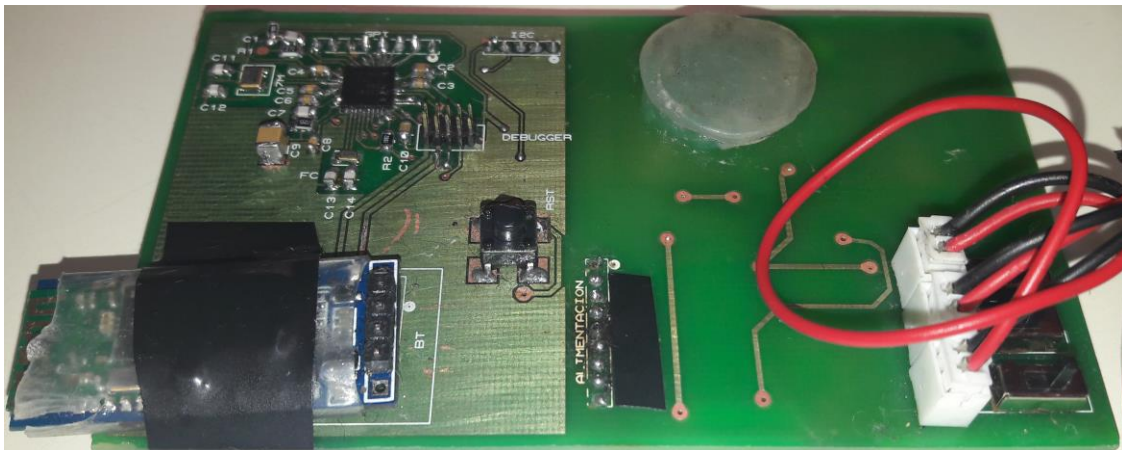


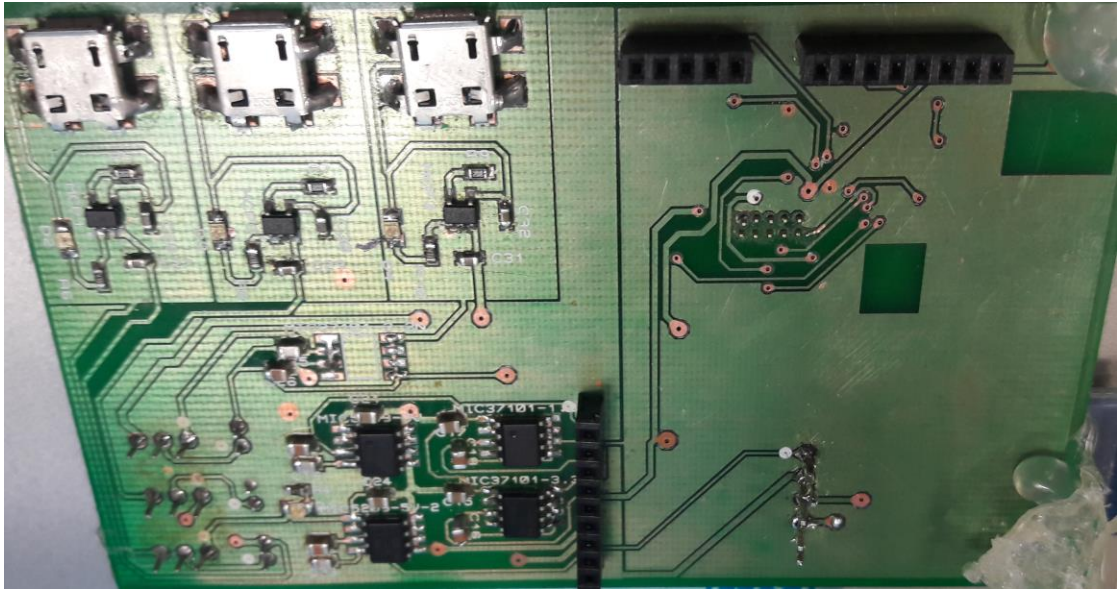
PCB de microcontrolador CC2541 y energía (Modelado)



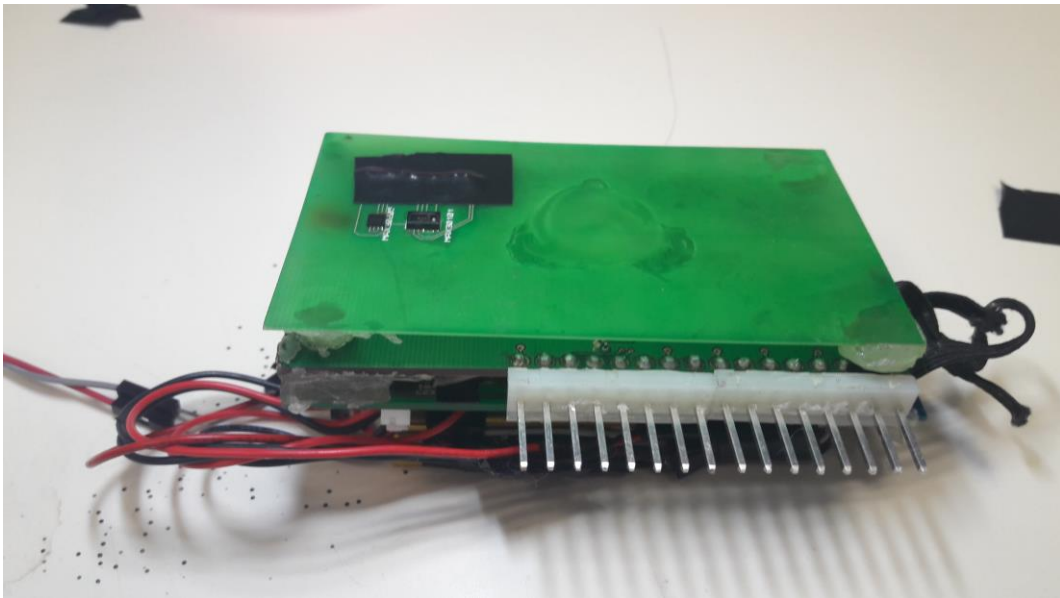


PCB de microcontrolador CC2541 y energía





Sistema ensamblado



Apéndice B.

Producto	Precio (USD)	Precio (MX)
CC2541	14.44	288.8
FC-12M	1	20
OPA4337	6.24	124.8
MIC5357	0.78	15.6
MAX30101	6.53	130.6
MIC37101-3.3	2.18	43.6
MIC37101-1.8	1.99	39.8
HEADER	1	20
7M-32M	1.6	32
OPA4141	14.12	282.4
NTAMEC	10.34	206.8
MAX30205	2.31	46.2
MCP7383	2.1	42
MIC5209-5.0	1.86	37.2
ADS1298	53.14	1062.8
R y C	40	800
Total	159.63	3192.6

Apéndice C.

Señales obtenidas

