

FACULTAD DE INGENIERIA

PROYECTO DE GRADO



GENERACIÓN Y PROCESAMIENTO DE SEÑALES ELECTROCARDIOGRÁFICAS (ECG).

Alumnos:

Desima Teseira, Lilian Sofia

Teseira Mateo, Francisco Javier

Director:

Ing. Narváez, Pablo Rodrigo

SALTA – 2021

INGENIERIA EN TELECOMUNICACIONES



Director: **Ing. Pablo Rodrigo, Narváez**

Firma:

Tribunal Evaluador:

.....

Firma:

.....

Firma:

.....

Firma:

Fecha de Exposición del Trabajo: /..... /.....

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar quiero agradecer a mi familia por acompañarme en estos largos años, a mis amigos y compañeros desde mi infancia que son partícipes de este logro y que me ayudaron a levantarme cuando quise tirar la toalla. Tampoco quiero olvidar a todos mi seres queridos que perdí en este camino, espero estén orgullosos donde sean que estén.

~ Francisco Javier, Teseira Mateo.

A mi familia, mis papas, mis hermanos y Emmu, pilares enormes en mi vida y en mi carrera, a mi primo y compañero de tesis y a todos mis grandes amigos sólo quiero agradecerles inmensamente por el apoyo y por compartir conmigo la felicidad de poder decir una vez más MISION CUMPLIDA.

~ Sofia Desima Teseira.

En primera instancia queremos agradecer a nuestro tutor, el ingeniero Pablo R. Narváez, por su calidad y calidez humana, por guiarnos y brindarnos todos sus conocimientos.

A nuestros compañeros y amigos que nos fue dejando éste camino pero especialmente a Fernando Ferrari, no sólo por todos los buenos momentos compartidos sino también por su incondicionalidad y generosidad.

Estamos muy felices de poder cerrar juntos una etapa tan importante para nosotros.

~ Sofia & Francisco.

TABLA DE CONTENIDO

AGRADECIMIENTOS	3
INDICE DE TABLAS	8
INDICE DE ILUSTRACIONES	8
ABSTRACT	13
1 Introducción	14
2 Estado del Arte	18
2.1 La Telemedicina en la Actualidad	19
2.2 Beneficios de las TICs en la Salud	22
2.3 E-Salud.....	23
2.3.1 Historia Clínica Electrónica (HCE).	23
2.3.2 Receta Electrónica.....	24
3 Definición del Problema.....	26
4 Objetivos	28
4.1 Objetivo General.....	28
4.2 Objetivos Específicos	28
5 Solución Propuesta.....	29
6 Metodología	30
6.1 Método Experimental	30

6.2	Método Sintético	30
7	Marco Teórico	31
7.1	Morfología y Actividad Eléctrica del Corazón	31
7.1.1	Anatomía del Corazón	31
7.2	Secuencia de Eventos en el Corazón	32
7.3	Ciclo Cardíaco	33
7.4	Electrocardiograma (ecg).....	34
7.4.1	Información Brindada por un Electrocardiograma	35
7.4.2	Beneficios de Realizar un Electrocardiograma	36
7.4.3	Generación y Grabación de un ECG.....	37
7.4.4	Ondas ECG e Intervalos de Tiempo	38
7.5	Frecuencia Cardíaca.....	40
7.5.1	Frecuencia Cardíaca de Reposo	41
7.5.2	Frecuencia Cardíaca Máxima.....	42
7.5.3	Frecuencia Cardíaca de Reserva	43
7.6	La transformada de Wavelet	46
7.6.1	Transformada de Wavelet Continua (CWT).....	47
7.6.2	Transformada de Wavelet Discreta (DWT).....	49
7.7	Procesamiento Digital de Señales	50

7.7.1	Filtrado de la Señal ECG	51
8	Placas.....	56
8.1	Módulo Cardíaco ad 8232.....	56
8.1.1	Front-End Analógico.....	58
8.1.2	Amplificador de Instrumentación	59
8.1.3	Amplificador Operacional (A1).....	62
8.1.4	Amplificador de pierna derecha (A2)	64
8.1.5	Buffer de Referencia (A3).....	65
8.1.6	Circuito de establecimiento rápido.	65
8.2	Microcontrolador sam3x8e Arm Cortex M3 512k Nut	66
8.3	Módulos de Arduino SD	68
9	Almacenamiento de datos en la nube	69
9.1	Tipos de Almacenamientos.....	70
9.1.1	Almacenamiento Público	70
9.1.2	Almacenamiento Privado.....	71
9.1.3	Almacenamiento Hibrido	72
9.2	Modelos de Servicios	72
9.3	Certificado SSL – Securete Socket Layer.....	73
10	Diseño e Ingeniería.....	76

10.1	Generación de señales ECG	76
10.1.1	AD8232: funcionamiento y aplicación	77
10.1.2	Almacenamiento en micro SD	78
10.1.3	Conexión de los módulos	79
10.1.4	Conexión de Electroodos.	80
10.1.5	Código Fuente	80
10.2	Almacenamiento de la señal ECG en la nube	84
10.2.1	Procedimientos para la Instalación del Software	87
10.2.2	Compartir Archivos	96
10.2.3	Descarga del Archivo <i>.txt</i>	99
10.3	Procesamiento de las señales.....	100
10.3.1	¿Por qué MATLAB?	103
11	Conclusiones.....	106
12	Bibliografía.....	108
13	ANEXOS	110
13.1	Código Generación de Señal ECG.	110
13.2	Código de Procesamiento de Señales ECG en MATLAB	112

INDICE DE TABLAS

Tabla 1 Síntesis de Proyectos en los que se hizo uso de Telemedicina	21
Tabla 2 Valores medios de la frecuencia cardíaca de reposo en función de edad y sexo. – Fuente: (Vizcaíno, 2016)	42
Tabla 3: Características técnicas del módulo CJMMCU 8232 Fuente: Analog-Devices, 2017	57
Tabla 4 Características principales de los Front End. Fuente: Checa, 2017.	58
Tabla 5: Características Técnicas del Módulo SD. Fuente: Llamas, 2017	68
Tabla 6 Conexiones del módulo AD8232. Fuente: Autores.....	78
Tabla 7 Conexiones del módulo de lectura de micro SD. Fuente: Autores.....	79
Tabla 8 Funciones de OwnCloud.	87

INDICE DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1 Mortalidad cardiovasculares, habituales y posibles excesos. Fuente: Instituto Cardiovascular de Buenos Aires, 2020.	27
Ilustración 2 Anatomía del Corazón. Fuente: Fundación Española del Corazón.....	32
Ilustración 3 Sistema de Conducción del Corazón. Fuente: Texas Heart Institute.	33
Ilustración 4 Potenciales de acción asociados. Fuente: Texas Heart Institute.....	35
Ilustración 5 Evolución de un Ciclo Cardíaco en un Electrocardiograma.	37
Ilustración 6 Ondas ECG e Intervalos de Tiempo. Fuente: Empedium.	38

Ilustración 7 Tipos de Medición de la Frecuencia Cardíaca. Fuente: Autores.....	41
Ilustración 8 Espectro de Potencia Relativa de componentes ECG y ruido. Fuente: (Sgarlatta, 2016).....	43
Ilustración 9 Ruido de EMG. Fuente: (Sgarlatta, 2016).....	44
Ilustración 10 Desplazamiento no lineal de la señal ECG. Fuente: (Sgarlatta, 2016).....	45
Ilustración 11 Ruido de Línea. Fuente: (Sgarlatta, 2016).....	46
Ilustración 12 Ondícula. Fuente: Juan Vallado, 2018.	47
Ilustración 13 Representación de la descomposición temporal de la señal en senoides de distintas frecuencias, según la Transformada de Fourier. Fuente: Silvia Blasco Vadillo, 2007	48
Ilustración 14 Representación de la descomposición temporal de la señal en Wavelet madre escaladas y desplazadas, según la Transformada Wavelet. Fuente: Silvia Blasco Vadillo, 2007	48
Ilustración 15 Correspondencia de la frecuencia de la señal y el escalado de la wavelet madre. Fuente: Silvia Blasco Vadillo, 2007	49
Ilustración 16 Procesamiento Digital de Señales Biomédicas. Fuente: Autores.....	51
Ilustración 17 Desalineamiento de la señal ECG. Fuente: José Lorenzo Romero, 2015.	53
Ilustración 18 Espectro frecuencial de la Señal ECG. Fuente: Micó Pau 2015.	54
Ilustración 19 Filtro elimina banda. Filtro de Chebyshev de orden dos. Fuente: Análisis de Circuitos y Sistemas Lineales.....	54
Ilustración 20 Diagrama de Bode de un filtro de Chebyshev de segundo orden.....	55
Ilustración 21 Módulo ECG AD8232. Fuente: Autores.	56

Ilustración 22 Diagrama funcional del Integrado AD8232. Fuente: Analog-Devices, 2017 ...	57
Ilustración 23 Placa AD8232. Fuente: Autores	59
Ilustración 24 Amplificador de Instrumentación. Fuente: Analog-Devices, 2017	60
Ilustración 25 Filtro pasa alto de segundo orden.	61
Ilustración 26 Frecuencia de corte de segundo y tercer orden.	62
Ilustración 27 Circuito de filtro pasa bajo de segundo orden. Fuente: Analog - Devices, 2017	62
Ilustración 28 Circuito de Pierna Derecha (RLD). Fuente: Analog - Devices, 2017	64
Ilustración 29 Buffer de Referencia (A3). Fuente: Analog - Devices, 2017	65
Ilustración 30 Circuito e establecimiento rápido. Fuente: Analog - Devices, 2017	66
Ilustración 31 Tabla Comparativa de Microcontroladores	67
Ilustración 32 Servicios de la Nube. Fuente: Autores.	70
Ilustración 33 Diseño de la Nube Pública. Fuente: Autores.	71
Ilustración 34 Diseño de la nube privada. Fuente: Autores.....	72
Ilustración 35 Modelos de Servicios en la nube. Fuente: Autores	73
Ilustración 36 Petición HTTPS. Fuente: Autores.	74
Ilustración 37 Envío de certificado. Fuente: Autores.	75
Ilustración 38 Generación de clave simétrica. Fuente: Autores.	75
Ilustración 39 Conexión segura. Fuente: Autores.	76
Ilustración 40 Diagrama de conexión de módulos. Fuente: Autores.....	79

Ilustración 41 Conexión de los Electroodos en el paciente. Fuente: Autores.	80
Ilustración 42 Diagrama de Flujo. Fuente: Autores.	81
Ilustración 43 Declaración de librerías y variables. Fuente: Autores.	82
Ilustración 44 Inicio del sistema. Fuente: Autores	82
Ilustración 45 Inicialización del módulo SD. Fuente: Autores.	83
Ilustración 46 Función para lectura de datos ECG	83
Ilustración 47 Función que verifica o crea el archivo en la memoria SD. Fuente: Autores.	83
Ilustración 48 Función escritura en el micro SD. Fuente: Autores.	84
Ilustración 49 Arquitectura del Cloud. Fuente: Autores.	85
Ilustración 50 Proceso de Instalación Xampp. Fuente: Autores	88
Ilustración 51 Proceso de Instalación Xampp. Fuente: Autores.	89
Ilustración 52 Proceso de Instalación Xampp. Fuente: Autores.	90
Ilustración 53 Interfaz Gráfica Xampp. Fuente: Autores.	91
Ilustración 54 Interfaz Gráfica Xampp. Fuente: Autores.	92
Ilustración 55 Proceso de Instalación OwnCloud. Fuente: Autores.	93
Ilustración 56 Interfaz Gráfica phpMyAdmin. Fuente: Autores.	94
Ilustración 57 Inicio OwnCloud. Fuente: Autores.	95
Ilustración 58 Administración de cuentas. Fuente: Autores.	95
Ilustración 59 Interfaz Gráfica No-Ip. Fuente: Autores.	96

Ilustración 60 Interfaz Gráfica de OwnCloud. Fuente: Autores.....	97
Ilustración 61 Carpetas Compartidas en OwnCloud. Fuente: Autores.....	98
Ilustración 62 Estudio Cardíaco del Paciente. Fuente: Autores.	98
Ilustración 63 Interfaz Gráfica del Doctor. Fuente: Autores.....	99
Ilustración 64 Diagrama de Flujo MATLAB. Fuente: Autores.	100
Ilustración 65 - Señal ECG pura. Fuente: Autores.	101
Ilustración 66 Señal ECG sin DC Fuente: Autores.	102
Ilustración 67 Transformada de Fourier en Señal ECG. Fuente: Autores.....	102
Ilustración 68 Análisis Espectral de la Señal ECG Filtrada Fuente: Autores.	103
Ilustración 69 Señal ECG Filtrada. Fuente: Autores.	103

ABSTRACT

El objetivo principal de este proyecto se centra en las problemáticas que la sociedad atraviesa actualmente; éste fue nuestro punto de partida, a partir del cual abocamos todos los recursos y las herramientas que están a nuestro alcance para proponer una solución viable.

Debido al contexto en el que nos encontramos sumergidos, centramos nuestra atención a las innumerables problemáticas que éste confinamiento ocasionó en todos los ámbitos a nivel mundial: político, social y económico.

Por nuestro lado, decidimos adentrarnos con profundidad en lo social, más precisamente en materia de salud, que claramente fue uno de los sectores más damnificado. Dentro del conjunto de preocupaciones que alarmó en este último tiempo a los profesionales de la salud, se destaca el incremento en las tasas de ausentismo a controles médicos, lo cual puede traer consecuencias en el bienestar de los pacientes, en especial aquellos que forman parte del grupo de riesgo.

Es por ello que mediante el siguiente proyecto se propone un método vanguardista, el cual revolucionará el formato transicional utilizado hasta el momento para los controles rutinarios de cardiología, en especial los Electrocardiogramas. El propósito es lograr la obtención de muestras de manera 100% remota, confiables y lleguen a manos de los especialistas, quienes van a ser los encargados de tomar los recaudos necesarios en cada caso en particular.

La señal obtenida puede estar íntegramente modificada ya que la misma se ve afectada por diversos factores que se encuentran presente tanto en el ambiente como en los componentes que se utilizan para su obtención; por ende, el principal desafío en este trabajo es lograr la adquisición de una señal ECG libre de anomalías y que, a través de técnicas de filtrado que eliminan las componentes no deseadas, permita su posterior análisis.

1 INTRODUCCIÓN

Los derechos humanos son un conjunto de garantías jurídicas que protegen a individuos y grupos sociales contra acciones que interfieran en sus libertades fundamentales y en la dignidad humana. Los derechos humanos se caracterizan fundamentalmente por ser interrelacionados, interdependientes e indivisibles.

Toda persona tiene derecho a la salud. Y con esto hacemos referencia no solo al derecho de acceder a una atención sanitaria y nivel de salud digno que debe tener todo ser humano, sino también a la obligación que tiene el Estado de garantizar cierto nivel de salud pública en la comunidad.

“La salud es un estado de perfecto (completo) bienestar físico, mental y social, y no solo la ausencia de enfermedad”.

La SALUD, según la definición que la OMS hace del término, es un estado de completo bienestar físico, mental y social, y no solamente de la ausencia de afecciones o enfermedades”.

- *Preámbulo de la Constitución de la Asamblea Mundial de la Salud*

Partiendo de la situación epidemiológica en la que nos encontramos en la actualidad causada por el virus SARS-CoV2 o también denominado COVID-19, las personas con enfermedades cardíacas, especialmente las de edad avanzada, corren un mayor riesgo de complicaciones graves si sufren una infección por este virus (internación en terapia intensiva, necesidad de uso de ventilación mecánica y muerte) si sufren una infección por este virus.

El COVID-19 afecta el corazón de diferentes maneras ya que aumenta su carga de trabajo, lo cual causa obstrucción de los vasos sanguíneos y agrava los síntomas de la insuficiencia cardíaca.

En países del Primer Mundo, como Estados Unidos, casi el 40% de los internados por coronavirus durante el año 2020 tenían alguna cardiopatía y esto dificultó el tránsito de la enfermedad, debido a que su sistema inmunológico es, en general, más débil. La Organización Mundial de la Salud (OMS) publicó recientemente los resultados preliminares de un estudio

realizado en base a datos de los ministerios de salud de 155 países. De los cuales, 120 países reportaron interrupción parcial de los servicios de salud vinculados con enfermedades crónicas que llegan al 30% en el caso de las emergencias cardiovasculares y al 50% en el caso de la HTA (Hipertensión arterial).

La calidad y el acceso a la salud son esenciales para disminuir la mortalidad por enfermedades cardiovasculares (ECV). Las personas que habitan países de ingresos medios como Argentina poseen 3 veces más riesgos de presentar enfermedad cardiovascular fatal que aquellos de los países de ingresos altos. Si bien este incremento del riesgo está relacionado con las diferencias socio-culturales, el acceso deficiente a los servicios de salud constituye un complemento central de estos eventos fatales.

Es de gran importancia que los pacientes con ECV sean objeto de un monitoreo meticuloso de su estado clínico para poder actuar precozmente ante un agravamiento del cuadro. Si bien, muchos consultorios a partir de esta situación han comenzado a establecer mecanismos para mantener el contacto con ellos sin la necesidad de que se desplacen al consultorio y se mantengan alejados de lugares que pueden llegar a ser focos de infección, esto no es suficiente dado que existen algunas patologías que requieren de estudios médicos constantes que se deberán realizar bajo estrictas normas de bioseguridad que reduzcan al mínimo este riesgo y fomentar la utilización de herramientas de telemedicina para el seguimiento ambulatorio.

Existen diferentes bibliografías las cuales brindan un sinnúmero de definiciones de la telemedicina, entre las cuales podemos encontrar la obra de Field (*Field 1996*), en la que se describe el trabajo desarrollado por un grupo de expertos creado para consensuar una definición de telemedicina. Tras revisar distintas definiciones existentes, el grupo concluyó que los elementos comunes a todas ellas eran:

- Las tecnologías de la información o telecomunicaciones.
- La distancia entre participantes.
- Los usos médicos o sanitarios.

Como resultado de su revisión, el citado grupo de expertos propuso la siguiente definición:

“telemedicine is the use of electronic information and communications technologies to provide and support health care when distance separates the participants”¹

La Organización Mundial de la Salud (OMS), propuso otra definición similar:

“El suministro de servicios de atención sanitaria, en los que la distancia constituye un factor crítico, por profesionales que apelan a las tecnologías de la información y de la comunicación con objeto de intercambiar datos para hacer diagnósticos, preconizar tratamientos y prevenir enfermedades o heridas, así como para la formación permanente de los profesionales de atención de salud y en actividades de investigación y evaluación, con el fin de mejorar la salud de las personas y de las comunidades en que viven”.

Desde el año 1999 apareció un nuevo término en escena, e-salud. E-salud o e-health es un nuevo término necesario para describir el uso combinado de la comunicación eléctrica y las tecnologías de la información en el sector sanitario, tanto en aspectos relacionados con la gestión de los negocios en ese campo como para usos clínicos y educativos, ya sea en el entorno local como a distancia.

La finalidad de uso de este nuevo concepto e-salud es poder englobar telemedicina y telesalud. En el último tiempo, la telemedicina adquirió una potencial relevancia por los beneficios que trae aparejada, como ser: el mejoramiento de la calidad asistencial de los pacientes, supresión de barreras geográficas y la optimización de los recursos.

Con el avance de la tecnología se vuelve necesario apostar a vías alternativas a la medicina tradicional por lo que muchas especialidades médicas decidieron incluir en la práctica diaria la telemedicina. Una de las áreas con mayor índice de implementación es la

¹ La telemedicina es el uso de tecnologías de la información y las comunicaciones para prestar o apoyar la prestación de atención sanitaria, cuando los participantes están separados por una cierta distancia.

telecardiología, la cual busca reforzar la asistencia sanitaria para los pacientes con patologías cardíacas crónicas que requieren de una supervisión y seguimiento constante y periódico.

Gracias a la telecardiología podemos contar con dispositivos de mediciones domiciliarios invasivos y no invasivos logrando el control de manera constante de los parámetros vitales del paciente en el hogar. De este modo, se complementa la atención convencional, mejorando la calidad asistencial del servicio ofrecido al paciente.

Con esto podemos concluir que la telecardiología construye nuevas formas de conexión entre los pacientes y los profesionales de la salud.

Para poder introducirnos en el ámbito de la telecardiología, en nuestro proyecto, haremos uso de dos herramientas de uso cotidiano en el mundo de las Telecomunicaciones, Electrónica y Programación y aplicables para satisfacer diferentes necesidades sociales. Por un lado, haremos uso de una plataforma de programación y cálculo utilizada para analizar datos, desarrollar algoritmos y crear modelos conocida como MATLAB. Por otro lado, se convergerá en paralelo con una plataforma basada en hardware y software libre, flexible y fácil de utilizar, la cual permite crear diferentes tipos de microordenadores de una sola placa para diferentes tipos de uso.

En una primera instancia por medio de una placa programable lograremos adquirir y almacenar las señales ECG. Posteriormente, con Matlab se realizará el procesamiento y filtrado de dichas señales para que el especialista pueda analizarlas y brindar su diagnóstico.

La exclusiva finalidad de este proyecto es, como se describió anteriormente, brindar una asistencia remota para los pacientes con ineficiencias cardíacas, bajar las tasas de ausentismos en consultorios dedicados, para lograr de esta manera una atención prematura la cual también aumentará su calidad de vida.

2 ESTADO DEL ARTE

A partir de diferentes trabajos realizados en distintas universidades del mundo basados en el tratamiento y procesamientos de señales cardíacas, consideramos algunos de ellos para introducirnos de lleno en el tema y descubrir hacia donde enfocar nuestro proyecto.

En primer instancia, (Jairo Andias Pardo Ospina & Ricardo Andrés Tejedor Restrepo, 2019) en su trabajo: *Diseño de un Módulo de Adquisición de Potencial Eléctrico Cardíaco ECG de Bajo Costo*, desarrollan el diseño y la implantación de un equipo de electrocardiografía de bajo costo para el monitoreo de señales cardíacas. Para la captura de las señales analógicas provenientes del corazón que requería de tres etapas:

- Adquisición, donde se obtiene el voltaje mediante el uso de electrodos superficiales y amplificadores.
- Procesamiento, en esta etapa se filtra la señal para eliminar cualquier ruido que pueda afectar la calidad de la información.
- Adecuación, se fija y limita el nivel de la señal para poder ingresarla al puerto analógico de un microcontrolador.

Este proyecto nos permitía, luego de este proceso, visualizar la señal en una interfaz gráfica previamente programada.

Por otro lado, el proyecto de *Desarrollo e Implementación de un Algoritmo para Caracterización de Parámetros de un Electrocardiograma (ECG), utilizando la Transformada de Hilbert*, realizado por (Alex Oña, 2003) se diseñó e implementó un algoritmo que permite la identificación de los puntos característicos de un electrocardiograma mediante la caracterización de los límites de su forma de onda utilizando la transformada de Hilbert. Para la evaluación del algoritmo se utilizaron registros electrocardiográficos de las bases de datos MIT-BIH y QT que permiten lograr un conjunto más representativo del espacio de entrada.

En nuestro caso, a diferencia de los proyectos antes citados que son netamente académicos, pretendemos orientarnos a la creación de un instrumento de uso viable en el ámbito profesional, el cual buscará la adquisición y el procesamiento de señales electrocardiográficas

de manera remota, para que sea innecesaria la presencia de los pacientes en centros médicos o consultorios de profesionales capacitados en el tema, tomando como base el concepto principal de la Telemedicina. Primeramente se creará un dispositivo para adquirir las señales reales ECG, luego se procederá al almacenamiento de la misma bajo la modalidad de Software como servicio (SaaS), también conocido como nube informática para posteriormente, realizar el procesamiento y permitirle al especialista su visualización a través de la herramienta Matlab.

2.1 LA TELEMEDICINA EN LA ACTUALIDAD

En el siglo XXI, la generalización de Internet provocó cambios rotundos en diferentes ámbitos, como ser en la Telemedicina lo cual trajo aparejado la aparición de nuevos conceptos como “e-salud”. Esta es una de las herramientas más importantes en la comunicación, atención de pacientes, reuniones de expertos, educación, entre otros.

En la 38ª Conferencia Anual *The Society For Post-Acute and Long-Term Care Medicine* se realizó un estudio para recopilar información acerca de la Telemedicina y su uso en los asilos de ancianos; los temas tratados se basaron en encontrar la manera en que la telemedicina podría contribuir en el mejoramiento de la atención médica adecuada y oportuna al paciente evitando el traslado de los mismos hasta los hospitales o los servicios de urgencias. A partir de este estudio se obtuvieron resultados favorables y con un alto grado de confianza que permitieron suplir los vacíos existentes en los servicios de salud.

En el caso de Corea, la adopción del sistema médico electrónico es del 100% para los hospitales de tercer nivel, 99% para hospitales generales, 95,4% para hospitales locales. El 91,9% pertenece a clínicas de atención primaria, siendo el principal objetivo brindar servicios de salud en lugares donde los servicios médicos son escasos y ofrecer apoyo para el diagnóstico y tratamiento de las enfermedades. En Japón, la telemedicina está dividida en dos categorías: entre hospitales y entre hospitales y pacientes. La primera es para apoyo de diagnósticos e intercambio de conocimientos con respecto a algún padecimiento médico y la segunda categoría generalmente es empleada para la prestación de servicios de salud, específicamente, a pacientes que se encuentran en sus hogares y que requieren atención y monitoreo para el consumo de oxígeno, control de la diabetes, presión arterial alta, dermatitis y úlceras.

En Argentina, la enfermedad cardiovascular lidera el ranking de muertes en adultos con 280 muertes por día, en las últimas décadas se redujeron las tasas de mortalidad entre un 20% o 30% mediante diversas intervenciones basadas en la evidencia. Teniendo en cuenta lo anterior, en el país se formó una red de telemedicina compuesta por hospitales de alta, media, y baja complejidad, con el objetivo de evaluar los tiempos de demora y la tasa de reperfusión ante la presencia de un infarto, principalmente en sus primeras horas, con fin de lograr la recuperación del paciente y evitar su deceso. La implementación del programa arrojó que con el uso de la telemedicina los tiempos de reperfusión se redujeron significativamente, logrando reanimar pacientes críticos y evitando su traslado a centros de atención médica.

Dentro del campo de la Telemedicina a nivel mundial, se usan tecnologías de redes de comunicación como radio, internet, telefonía móvil y redes sociales, siendo importante la comprensión de imágenes médicas para facilitar su transmisión, las cuales permiten un acercamiento entre el paciente y el especialista. A su vez se realizaron desarrollos tecnológicos exclusivos para la prestación de servicios de salud a distancia, como por ejemplo:

PAIS	PROYECTO
Corea	Se realizó un estudio para examinar el estado actual de la telemedicina en Corea, indicando las tasas de adopción del sistema medico electrónico.
Japón	Se llevó a cabo un estudio, el cual indica que la telemedicina está dividida en dos categorías: Entre hospitales y entre hospitales y pacientes.
Argentina	Se realizó una investigación basada en una red de telemedicina, para evaluar los tiempos de demora y la tasa de reperusión ante la presencia de un infarto de miocardio.
Brasil	Una red de cardiología pediaatra desarrollada en Paraíba con el objetivo de prestar servicios de salud a niños con enfermedades congénitas del corazón.
Paraguay	Se analizaron los resultados de un proyecto piloto de tele diagnóstico, de los cuales el 43,9% correspondía a estudios de tomografía, 56% a electrocardiografía y el 0,1% a ecografías.
Chile	El ministerio de salud considero 7 especialidades para ser tratadas por medio de telemedicina, estas son: Telecardiología, teledermatología, telepsiquiatria, teleoftamologia, telenefrologia y teleconsultas.

Tabla 1 Síntesis de Proyectos en los que se hizo uso de Telemedicina

2.2 BENEFICIOS DE LAS TICs EN LA SALUD

Las tecnologías de la información y comunicación, conocidas popularmente como TICs, son el conjunto de herramientas que se utilizan para la transmisión, procesamiento y almacenamiento digitalizado de la información. Internet y la telefonía móvil son seguramente el mayor exponente de las TICs, una auténtica revolución tecnológica que se puede sentir en todas las áreas, incluyendo la sanitaria. En esta ocasión nos enfocaremos en los principales beneficios de las TICs en salud.

El paso del papel a los registros informáticos supuso un gran avance en la gestión de una información tan sensible como el historial médico. Ingresar datos en un sistema informático consume mucho menos tiempo que los métodos basados en papel. También reduce el riesgo de errores en los datos del paciente. Además, el acceso a los registros de salud digitalizados es instantáneo y puede hacerse a través de dispositivos portátiles, aumentando la eficiencia y la productividad.

Las soluciones aportadas por las TIC revierten en grandes beneficios tanto para los usuarios, profesionales y centros sanitarios, como para el propio sistema:

1. Para el ciudadano supone un acceso a la información y los servicios necesarios para poder corresponsabilizarse de su salud, mediante el acceso inmediato a los resultados de las pruebas diagnósticas y la disminución de los riesgos asociados a la duplicidad de pruebas y tratamientos.
2. En cuanto a los profesionales y a los centros sanitarios, las TIC significan transferencias de información más rápidas y con menor coste, mayor facilidad en la coordinación de los recursos y, en consecuencia, una mejor gestión clínica y económica y un mejor servicio al ciudadano.

Es importante tener presente en todos los casos que el uso final que los usuarios esperan de la información es que les resulte útil para la toma de decisiones de forma más eficiente y segura, o que, en un ámbito más operativo, les facilite o simplifique una tarea. De ese modo

entendemos que las TIC, que han incrementado las posibilidades de capturar y almacenar información, deben tener como objetivo final contribuir a la sostenibilidad y calidad del sistema de salud.

2.3 E-SALUD

La E-salud comprende los servicios sanitarios proporcionados con la ayuda de las TIC, que permiten aumentar la efectividad manteniendo bajo los costos de prestación de asistencia sanitaria mientras se mantiene o incluso mejora la calidad del servicio y el tratamiento del paciente. Por ejemplo, si ayudamos a que los pacientes crónicos se queden en casa durante el tratamiento en lugar de permanecer en el hospital, podremos evitar complicaciones y dinamizar el proceso de diagnóstico y terapéutico al facilitar la comunicación entre los profesionales.

2.3.1 Historia Clínica Electrónica (HCE).

Los sistemas sanitarios documentan la relación con los usuarios mediante la historia clínica (HC), documento que debe adaptarse a las características de complejidad que se dan en la prestación de los servicios sanitarios y las demandas de los usuarios. La HC es un instrumento básico para registrar correctamente la relación entre el sistema sanitario y el usuario. Se define como el registro longitudinal donde se almacenan los datos generados de la relación entre un paciente y una institución sanitaria. Este registro recoge datos que van desde el nacimiento de la persona hasta su defunción, en relación con todos los hechos relativos a su salud, ya sean asistenciales, ya preventivos. En él se detallan, además de los datos clínicos referidos a las situaciones de salud o enfermedad, los antecedentes personales, la herencia, los hábitos de la persona, su constitución fisiológica, su psicología, el ambiente en que se desarrolla su vida y la etiología de la enfermedad, si es el caso. Entre los documentos que componen la HC figuran los que plasman las consideraciones, observaciones y juicios clínicos de los profesionales sanitarios, por lo que estos documentos pueden utilizarse como prueba para evaluar una actuación negligente o diligente ante la justicia. La HC es un instrumento también utilizado como fuente de información para la investigación clínico epidemiológica y el análisis de procesos de gestión con el objetivo de mejorar la calidad asistencial.

Con la irrupción de la tecnología digital, se pasa del registro en papel (HC) al registro informatizado o electrónico de las actividades de los profesionales sanitarios. Es los que conocen como historia clínica informatizada o historia clínica electrónica (HCE).

La HCE es un instrumento adecuado para resolver eficazmente situaciones de descoordinación y de duplicidad en los procedimientos y, es un elemento relevante a la hora de prestar una asistencia eficaz.

Los datos almacenados en este soporte electrónico pueden ser consultados en diferentes momentos y puntos asistenciales. La HCE se ha convertido en un instrumento articulador imprescindible para la coordinación, ya que garantiza la interacción entre todos los niveles de asistencia del sistema y asegura la continuidad en la atención sanitaria. La HCE ha de proporcionar también una mejora en la distribución y la gestión de los tiempos asistenciales, para aumentar el tiempo de dedicación directa a los pacientes en detrimento de actividades administrativas.

Los profesionales sanitarios necesitan tener acceso a esta información en cualquier momento, lugar o ámbito asistencial para poder tomar decisiones y actuar como verdaderos agentes de salud para el paciente, disponiendo de toda la información clínico-sanitaria del mismo. El registro permite poner en valor el trabajo de los profesionales para estudiar, investigar y evaluar, y también se puede convertir en un mecanismo de mejora e innovación de los cuidados de salud que los profesionales prestan en la atención primaria.

2.3.2 Receta Electrónica.

La receta electrónica permite que el paciente, una vez haya pasado por el centro de salud y, tras la exploración y el diagnóstico, se le haya pautado una medicación, acuda a la farmacia donde, mediante la lectura de un dispositivo (generalmente la tarjeta sanitaria), se le dispensará la medicación correspondiente sin necesidad de receta escrita en papel.

Este sistema supone grandes ventajas en todo el proceso de prescripción de medicación:

1. Para el paciente supone una herramienta centrada en sus necesidades, que mejora la calidad asistencial y aporta más seguridad en todo el proceso de prescripción y dispensación de los medicamentos. El sistema de dispensación convencional presenta dificultades en cuanto a la información escrita por el médico en la receta que el farmacéutico debe interpretar, con el riesgo que esto supone para la seguridad del paciente desde el punto de vista de posibles errores. La prescripción electrónica evita estos errores y los problemas relacionados con las interacciones medicamentosas, las duplicidades y las sobredosificaciones; en definitiva, permite un mayor seguimiento terapéutico del paciente.
2. Para los profesionales, la prescripción electrónica es uno de los ejemplos de cómo las TIC pueden reducir o minimizar, en gran medida, el tiempo que dedican a trámites y procesos administrativos que, en muchas ocasiones, son vividos por los pacientes como una de las grandes barreras del sistema sanitario. Por tanto, permite dedicar más tiempo al paciente. Desde un punto de vista estrictamente clínico, supone trabajar el concepto de plan terapéutico en vez de la escritura de recetas, lo que propicia que el paciente se corresponsabilice con su tratamiento y se establezca más coordinación entre los diferentes agentes que intervienen en el proceso.

3 DEFINICIÓN DEL PROBLEMA

Según los datos brindados por la Sociedad Argentina de Cardiología (SAC), durante el año 2020 bajó un 60% la atención de pacientes infartados en las instituciones médicas.

Los especialistas notaron un importante ausentismo en las unidades coronarias dado que los pacientes están postergando por el temor al contagio sus controles médicos, sus intervenciones cardiovasculares y cada vez se les dificulta más el poder conseguir la medicación necesaria o incluso tener acceso a los dispositivos modernos, como por ejemplo, un holter por los altos costos que esto conlleva.

Estimamos que un menor control de los factores de riesgos cardiovascular de abril a octubre de 2020 causó hasta 10 500 nuevos casos prevenibles de enfermedad cardiovascular. En términos de infarto de miocardio, se pudo observar una caída del 40% al 60% para el tratamiento de reperfusión, incrementando la mortalidad del 3% al 5%. Y un incremento marginal de riesgo relativo de 10% a 15% de muerte cardiovascular provocando un exceso de 6000 a 9000 muertes evitables. En conclusión, dada la alta prevalencia y fatalidad de la enfermedad cardiovascular, incluso un pequeño impacto negativo en la eficacia de su cuidado se traduce en grandes cantidades de afectados en Argentina.

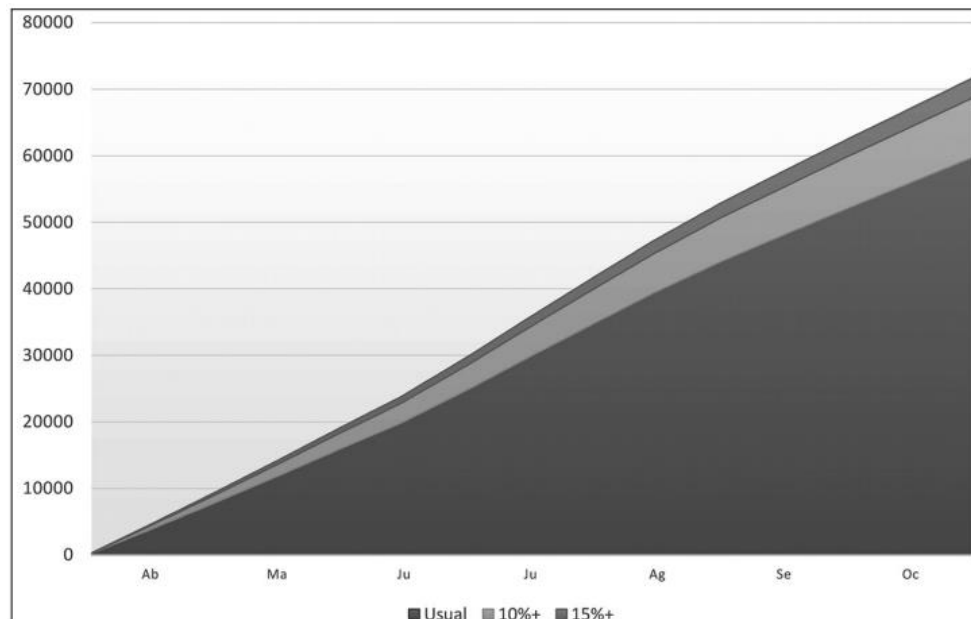


Ilustración 1 Mortalidad cardiovasculares, habituales y posibles excesos.

Fuente: Instituto Cardiovascular de Buenos Aires, 2020.

Gracias al avance tecnológico los médicos pueden tener un monitoreo y seguimiento remoto de sus pacientes para prevenir el agravamiento de cualquier patología o afección cardíaca. Dentro de las ventajas que brinda el uso de la telemedicina podemos detallar su rentabilidad, la capacidad de ampliar el acceso a servicios especializados y su potencial para ayudar a mitigar la inminente escasez de médicos. Por otra parte, tenemos que tener en cuenta las desventajas de esta herramienta, las cuales incluyen la falta de recursos tecnológicos disponibles en ciertas partes del país, problemas con la seguridad de los datos de los pacientes y desafíos en la realización del examen tradicional del paciente.

Para ello implementaremos el prototipo de un dispositivo que permitirá a los pacientes tomar las muestras de las señales electrocardiográficas desde cualquier lugar, a través de los electrodos ECG de 3 canales. Además, facilitará al especialista brindar una atención adecuada y llevar un control constante del estado de salud de su paciente. Logrando de esta manera una asistencia completamente remota y de bajo costo.

4 OBJETIVOS

4.1 OBJETIVO GENERAL

Mediante este proyecto tendremos como objetivo lograr el monitoreo de un paciente de manera remota, evitando que el mismo tenga que desplazarse hacia el consultorio o centro de salud. De esta manera garantizamos la continuidad de sus controles, tratamientos y un seguimiento efectivo para minimizar las tasas, primeramente de contagio a causa de COVID-19 y, seguido de mortalidad por afecciones cardíacas evitables.

A partir de ello, se buscará la manera de obtener las señales ECG desde un sitio en donde se encuentre el paciente a través del dispositivo que permitirá al médico visualizarlas en cualquier momento y lugar sin la necesidad de tener contacto estrecho con el paciente.

4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Poner en marcha un prototipo haciendo uso de un microcontrolador programable para la obtención de las señales electrocardiográficas de un paciente.
- Lograr el almacenamiento de la misma bajo la modalidad de Software como servicio (SaaS).
- Procesar dichas señales y luego representarlas gráficamente mediante la herramienta Matlab para su correcto análisis.

5 SOLUCIÓN PROPUESTA

Durante las últimas décadas, el mundo se ha visto afectado por numerosas pandemias, incluidas las de H1N1, Ébola, SARS-CoV, MERS-CoV y, actualmente, COVID-19. En el futuro puede que surjan otras, es por ello que el desarrollo y la utilización de los servicios de telemedicina son importante, ya que permiten continuar brindando atención médica de alta calidad manteniendo el distanciamiento físico necesario para prevenir la propagación de los virus.

Dentro de los beneficios que brinda la telemedicina se incluye un mayor acceso a la atención a distancia, especialmente para pacientes que habitan en zonas rurales, y menores costos de atención médica. Los estudios demostraron que las citas de telemedicina pueden ser iguales a las visitas de pacientes hospitalizados en varias especialidades. Se debe realizar una investigación continua para mejorar aspectos del examen físico, especialmente en las que el contacto físico con el paciente es imprescindible [2]. De esta manera podremos prepararnos para las próximas pandemias y el futuro de la atención médica.

Teniendo en cuenta lo anterior y que la salud debe ser una prioridad, enfocamos el siguiente proyecto a reducir la incidencia de eventos cardiológicos a través de control y compensación de los factores de riesgos, brindando la posibilidad de mejorar los controles de aquellas personas que han tenido un evento cardiovascular o tiene de manera crónica alguna afección cardíaca, con el propósito de prevenir morbilidad y mortalidad prematura y aumentar así su calidad de vida.

Por lo tanto, proponemos como solución el patrón de un dispositivo que cualquier paciente podrá tener en su domicilio con el cual podrá tomar las muestras cardíacas necesarias para su posterior envío hacia el especialista que lo tratase para que el mismo determine el tratamiento y pasos a seguir.

6 METODOLOGÍA

Los métodos científicos existentes se basan en una serie de técnicas para realizar investigaciones. Estos consisten en analizar, describir, explicar, simular, explorar, controlar y predecir fenómenos y/o procesos. En la realización de los distintos pasos, se dan diversos procesos:

6.1 MÉTODO EXPERIMENTAL

Por medio de este tipo de investigación podemos aproximarnos a resultados de una investigación experimental en situación en las que no es posible el control y manipulación absoluto de las variables.

En nuestro caso, tomaremos una idea como base y estableceremos como objetivo obtener un resultado haciendo uso de definiciones de algoritmos para la adquisición, almacenamiento, procesamiento y visualización; tratando de identificar las mejores alternativas, tanto para hardware como para software, y llegar de esta manera a los resultados más óptimos.

6.2 MÉTODO SINTÉTICO

El método consiste en integrar componentes dispersos de un elemento para estudiarlos en conjunto en su totalidad.

Para este proyecto, nos vamos a servir de las características y rendimiento de cada uno de los componentes: modulo y tarjeta de memoria micro SD, microcontrolador, sensor ECG, electrodos. Los cuales en conjunto nos permitirán la obtención, procesamiento y almacenamiento de las muestras cardiacas de cada uno de los pacientes.

7 MARCO TEÓRICO

Para poder abordar lo planteado en la sección anterior, desarrollaremos algunos conceptos teóricos importantes, los cuales son necesarios para comprensión del presente proyecto.

7.1 MORFOLOGÍA Y ACTIVIDAD ELÉCTRICA DEL CORAZÓN

7.1.1 Anatomía del Corazón

El corazón es un órgano muscular del tamaño de un puño grande cuya función principal es bombear la sangre rica en oxígeno a través del cuerpo. Su anatomía se divide en dos partes, parte izquierda y parte derecha, que presentan simetría especular o bilateral, y constituyen sistemas circulatorios diferentes, pero que bombean la sangre de una manera rítmica y sincronizada.

Cada lado del corazón consta de dos cámaras, el atrio o aurícula, donde entra la sangre, y el ventrículo, donde la sangre es impulsada a la circulación.

Las dos partes están divididas por una pared muscular llamada septo. La dirección del flujo sanguíneo está controlado por cuatro válvulas diferentes que están situadas entre las aurículas y los ventrículos (válvulas auriculoventriculares) y entre los ventrículos y las arterias (válvulas pulmonar y aórticas).

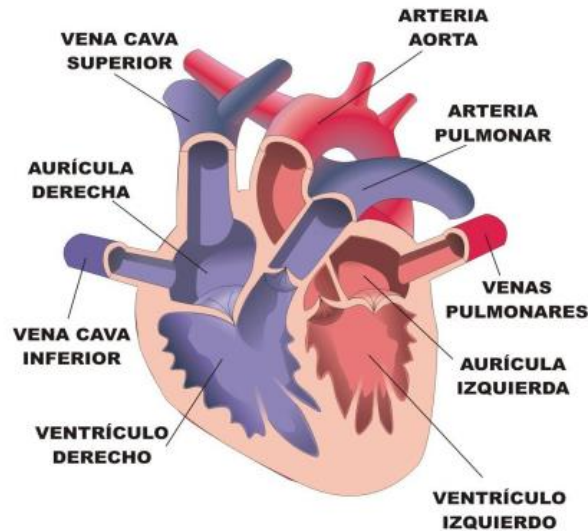


Ilustración 2 Anatomía del Corazón.

Fuente: Fundación Española del Corazón.

La pared del corazón se denomina miocardio y se compone principalmente de las células musculares que producen la fuerza mecánica durante la contracción del corazón. El miocardio también contiene células musculares especializadas que están conectadas en una red (sistema de conducción) que permiten la generación y la propagación de un impulso eléctrico que se extiende rápidamente por todo el corazón.

Un ciclo cardíaco aparece cuando dicho impulso se propaga a través del sistema de conducción. El impulso eléctrico es el evento que desencadena la fuerza mecánica, y por lo tanto el evento eléctrico precede a la contracción del corazón.

7.2 SECUENCIA DE EVENTOS EN EL CORAZÓN

La secuencia de eventos mecánicos que define un ciclo cardíaco se suele considerar que empieza en la aurícula derecha, donde la sangre se recoge de todas las venas del cuerpo, excepto la de los pulmones. Cuando la aurícula derecha se dispara en la contracción, obliga a la sangre a entrar en el ventrículo derecho. Cuando el ventrículo derecho se ha llenado, se contrae y conduce la sangre hacia los pulmones, donde el exceso

de dióxido de carbono se sustituye por oxígeno. Las venas pulmonares devuelven la sangre oxigenada a la aurícula izquierda que a su vez desemboca en el ventrículo izquierdo. En su calidad de bomba de alta presión, el ventrículo izquierdo fuerza la sangre a todos los órganos y tejidos corporales, excepto a los pulmones, a través de los vasos arteriales que evolucionan en capilares, y finalmente en el sistema de retorno venoso del corazón.

7.3 CICLO CARDÍACO

Cada ciclo cardíaco se compone de dos fases, la activación y la recuperación, que hacen referencia en términos eléctricos a las actividades de despolarización y repolarización y en términos mecánicos a tareas como la contracción y la relajación.

La inicialización de un ciclo cardíaco se produce en un conjunto de células que actúan como marcapasos natural con la capacidad de disparar un impulso eléctrico. Estas células se denominan colectivamente como nódulo sinoauricular (SA) y están situadas en la parte superior de la aurícula derecha.

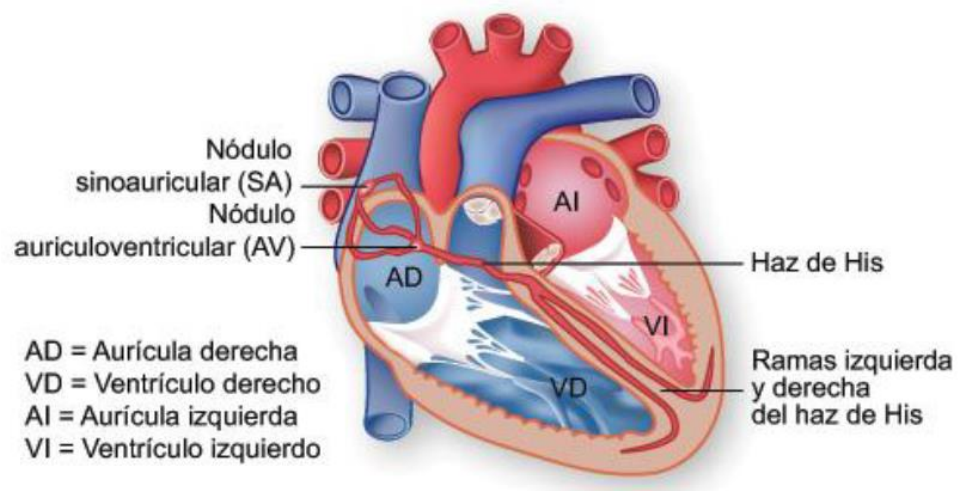


Ilustración 3 Sistema de Conducción del Corazón.

Fuente: Texas Heart Institute.

El impulso eléctrico se propaga a través del sistema de conducción, de modo que la contracción y relajación auricular y ventricular pueden llevarse a cabo con la sincronización correcta. Después de la activación eléctrica de las aurículas derecha e izquierda, el impulso se recoge y se retrasa en el nodo auriculoventricular (AV) antes de que entre a los ventrículos. El retraso permite que la contracción de la aurícula aumente aún más el volumen de sangre en los ventrículos antes de que ocurra la contracción ventricular. El retraso en el nodo AV es causado por la lenta conducción del impulso, causada por el tejido muscular en esta área. El impulso entra en la pared entre los dos ventrículos en el Haz de His; ésta es la única ubicación que conecta eléctricamente las aurículas, los ventrículos y el nodo AV.

El nodo SA es el marcapasos natural del corazón y determina las tasas de pulsaciones. Dado que las células del nodo SA tienen la tasa de marcapasos más rápida, todas las demás células le siguen en sincronía. El periodo del nodo SA es, sin embargo, no solo determinado por su tasa de descarga inherente (“frecuencia de reloj”), sino también por la información externa que esta “filtrada” a través del sistema nervioso autónomo. El equilibrio entre las partes simpáticas y parasimpáticas del sistema nervioso autónomo determina la frecuencia cardíaca de manera que un aumento en la actividad parasimpática disminuye la frecuencia cardíaca, mientras que un aumento de la actividad simpática aumenta la frecuencia cardíaca.

Un límite superior de la tasa cardíaca se establece mediante la velocidad de descarga por el tiempo durante el cual una célula es eléctricamente inactivo es decir, el período refractario que oscila desde 200 hasta 250ms, y que corresponde a una frecuencia cardíaca, teórica máxima de 240-300 latidos/min. Sin embargo, un ritmo cardíaco iniciado por el nodo SA rara vez supera una tasa de 220 latidos/min, y esto solo se aplica a las personas jóvenes; la frecuencia cardíaca máxima disminuye con la edad.

7.4 ELECTROCARDIOGRAMA (ECG)

(Srinagesh, Sarala, & Durga, 2013), en su revista internacional de ingeniería y tecnología innovadora (IJEIT) titulado: ECG Wireless Telemetry, indica que un electrocardiograma (ECG) consiste en la grabación gráfica de la actividad eléctrica del corazón

en el tiempo, siendo la señal biológica más reconocida, y con método no invasivo; también indican que se utiliza comúnmente para el diagnóstico de algunas enfermedades mediante la inferencia de la señal. Dichas enfermedades cardiovasculares y las alteraciones modifican la forma de onda del ECG; cada porción de la forma de onda del ECG lleva información que es relevante para el médico para brindar un diagnóstico adecuado.

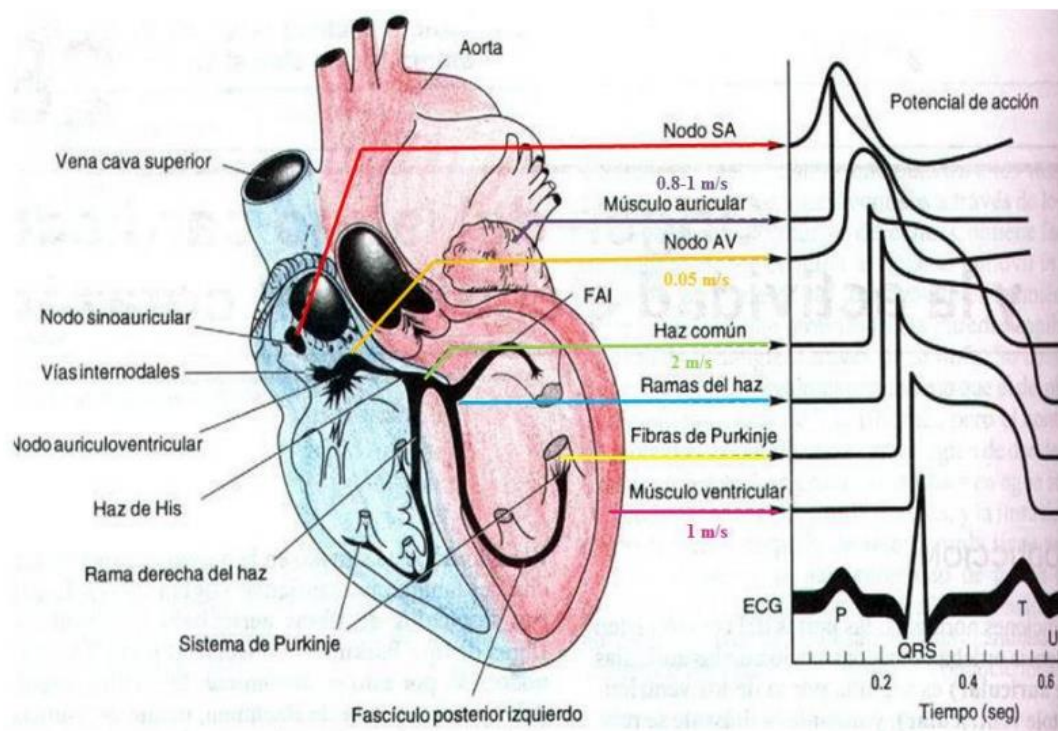


Ilustración 4 Potenciales de acción asociados.

Fuente: Texas Heart Institute.

La señal ECG normal consiste en una serie de ondas (P, T, U) intervalos (PR, QT) y segmentos (PR, ST), donde el potencial eléctrico (amplitud) inicial de 0.1 mV hasta 4mV y un rango de frecuencia que va de 0.05 y 100 Hz.

7.4.1 Información Brindada por un Electrocardiograma

La información que recoge un electrocardiograma es muy útil, ya que mediante el registro de la actividad eléctrica del corazón se puede detectar: el ritmo del corazón, la

frecuencia del mismo, el aumento del tamaño de cavidades, entre otros. Si los resultados del electrocardiograma son anormales puede deberse a alguna de las siguientes patologías:

- Deterioro del miocardio.
- Arritmias.
- Desequilibrios en la cantidad de calcio, potasio u otras sustancias en la sangre.
- Cardiopatía congénita.
- Aumento de volumen del corazón.
- Secuelas tras una parada cardíaca pasada.
- Parada cardíaca en el momento.
- Escaso riego sanguíneo en las arterias.

7.4.2 Beneficios de Realizar un Electrocardiograma

Un electrocardiograma debe realizarse a cualquier persona que presente síntomas como dolor de pecho, sensación de asfixia o palpitaciones. Pero, este estudio se debe llevar a cabo principalmente en aquellos pacientes con hipertensión arterial y/o mayores de edad, dado que al paso de los años aumenta la prevalencia de enfermedades cardiovasculares.

Es importante realizar una prueba de electrocardiograma si se tiene antecedentes familiares con enfermedades cardíacas, para su detección temprana o si presenta síntomas como:

- Dolores en el pecho
- Pulsaciones aceleradas
- Debilidad
- Fatiga
- Falta de aire
- Taquicardia
- Mareos

- Disminución de la capacidad de realizar actividad física

7.4.3 Generación y Grabación de un ECG

Antes de que un nuevo latido del corazón se inicie por el nodo SA, todas las células cardiacas están en reposo, lo que se refleja por una línea horizontal en el SG que forma su línea de base o línea isoelectrica (imagen a). Durante la despolarización auricular el vector dominante se dirige hacia el nodo AV. Como resultado, una onda auricular con polaridad positiva se genera en el SG (imagen b). La amplitud de la onda es baja debido a que la masa muscular de las aurículas que produce el frente de onda eléctrica es relativamente pequeña.

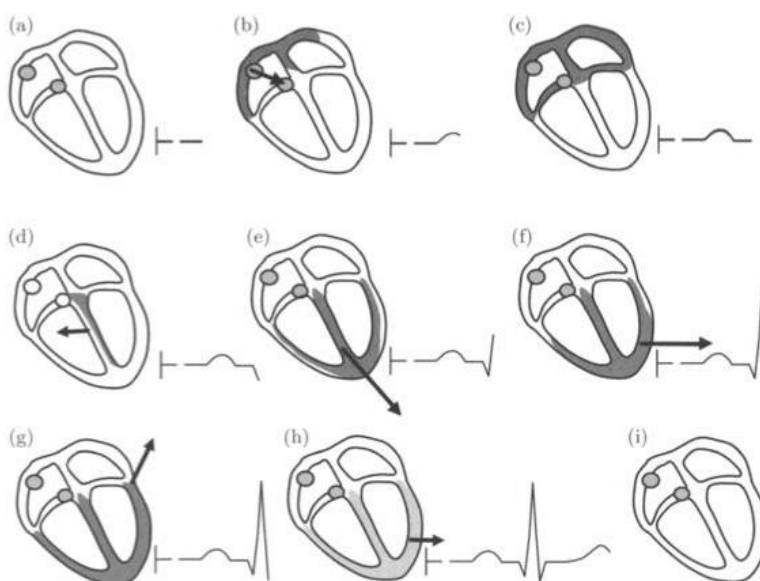


Ilustración 5 Evolución de un Ciclo Cardíaco en un Electrocardiograma.

Una vez que la despolarización de las aurículas se ha completado, el ECG vuelve a la línea isoelectrica donde permanece hasta que los ventrículos se despolarizan (imagen c). La despolarización ventricular comienza en la pared entre los ventrículos (septo) de una manera tal que el vector asociado toma la dirección contraria del electrodo de exploración (imagen d). Por lo tanto, la onda ECG relacionada tiene polaridad negativa. Debido a la alta velocidad de conducción de las células en esa parte del corazón, la onda negativa tiene una corta duración.

Durante la despolarización ventricular, la dirección dominante del vector gira, volviendo gradualmente hacia el electrodo medidor. Este comportamiento está relacionado con el hecho de que la pared del ventrículo izquierdo es tres veces más gruesa que la del ventrículo derecho y, en consecuencia tarda más tiempo en despolarizarse (imagen e y g).

La despolarización termina con el vector dominante en el sentido contrario del electrodo, y por lo tanto una onda con polaridad negativa se produce en el ECG (imagen g). Una vez que la despolarización ventricular se ha completado la señal ECG vuelve a la línea isoelectrica donde permanece hasta que se produce la repolarización ventricular. Durante dicha repolarización una secuencia similar de vectores dominantes aparece, y en consecuencia, se produce una onda con polaridad positiva (imagen h).

7.4.4 Ondas ECG e Intervalos de Tiempo

A continuación describiremos algunas características importantes de las ondas ECG.

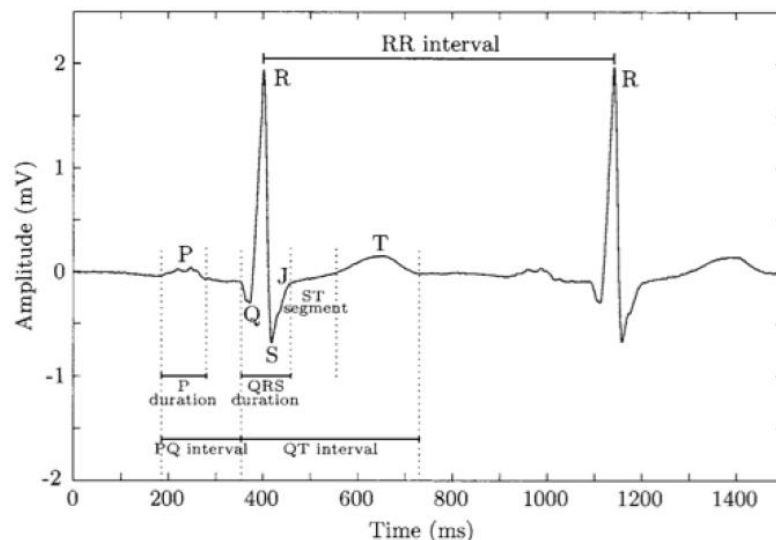


Ilustración 6 Ondas ECG e Intervalos de Tiempo.

Fuente: Empedium.

La amplitud de una onda se mide con referencia al nivel de la línea de base del ECG, generalmente definido por la línea isoelectrica que precede inmediatamente el complejo QRS.

La onda P refleja la despolarización secuencia de las aurículas derechas e izquierdas. En la mayoría de los casos tiene polaridad positiva y una morfología suave monofásica. Su amplitud es normalmente menor a $300 \mu V$, y su duración inferior a 120 ms. Una onda P ausente puede significar que el ritmo tiene su origen en los ventrículos, es decir, un foco ectópico ventricular ha tenido prioridad sobre el nodo SA provocando la despolarización auricular.

El complejo QRS refleja la despolarización de los ventrículos derechos e izquierdos, que tienen una duración de 70 a 100 ms en un corazón normal. La primera desviación negativa del complejo QRS lo denota la onda Q, y el primer positivo la onda R, mientras que la deflexión negativa posterior a la onda R lo denota la onda S. su morfología es muy variable y depende del origen del latido del corazón.

Su amplitud alcanza a los 2-3 mV y su contenido de frecuencia se concentra, en su mayoría, en el intervalo de 10-50 Hz.

El segmento ST no es realmente una onda, representa el intervalo durante el cual los ventrículos permanecen en un estado despolarizado activo. Este segmento comienza en el final de la onda S, de donde precede casi horizontalmente hasta que se curva en la onda T. los cambios en este segmento pueden indicar varias condiciones cardiacas subyacentes.

La onda T refleja la repolarización ventricular, tiene una duración aproximada de 300ms. La posición de la onda T depende en gran medida de la frecuencia cardiaca, siendo más estrecha y más cercana al complejo QRS en un ritmo rápido. La onda T normal tiene una morfología lisa, redondeada, que en la mayoría de los casos se asocia con un único pico positivo.

La onda U es la onda que le prosigue a veces a la onda T, cuyo origen no está claro pero probablemente tenga un origen ventricular después de la repolarización.

El Intervalo RR representa la longitud de un ciclo cardiaco ventricular, medido entre dos ondas R sucesivas, y sirve como indicador de la frecuencia ventricular. El intervalo RR es la cantidad de ritmo fundamental en cualquier tipo de interpretación en el ECG y se utiliza para caracterizar diferentes arritmias, así como para estudiar la variabilidad de la frecuencia cardiaca.

El intervalo PQ es el intervalo de tiempo desde el comienzo de la despolarización auricular a la aparición de la despolarización ventricular. En consecuencia el intervalo PQ refleja el tiempo necesario para que se propague el impulso eléctrico desde el nodo SA a los ventrículos. La longitud PQ no depende en gran medida de la frecuencia cardiaca.

El intervalo QT representa el tiempo desde el comienzo de la despolarización ventricular a la realización de la repolarización ventricular. Este intervalo varía con la frecuencia cardiaca y se acorta para frecuencias cardiacas altas. La prolongación del intervalo QT se ha observado en diversos trastornos cardiacos asociados a un mayor riesgo de muertes súbitas.

7.5 FRECUENCIA CARDÍACA

El autor Vizcaíno (2013) define que la frecuencia cardiaca es el número de veces que el corazón se contrae en un minuto (pulsaciones por minuto), a mayor actividad, más frecuencia y más fuerte tendrá que latir el corazón para proporcionar sangre a los tejidos, especialmente al muscular. Por lo tanto, la frecuencia cardiaca es un indicativo del esfuerzo o intensidad a la que se está realizando una cierta actividad física. Esta frecuencia cardiaca se puede medir mediante auscultación (estetoscopio), palpación y monitor de frecuencia cardiaca (ECG), como se muestra a continuación:



Ilustración 7 Tipos de Medición de la Frecuencia Cardíaca.

Fuente: Autores.

7.5.1 Frecuencia Cardíaca de Reposo

Es aquella frecuencia cardiaca mínima que posee el cuerpo humano en un estado de reposo, el promedio de esta frecuencia cardiaca de reposo es de 60 a 80 BPM, (Vizcaíno, 2016).

	EDAD	MAL	NORMAL	BIEN	EXELENTE
HOMBRES	20 - 29	86+	70 - 84	62 - 68	60 o menos
	30 - 39	86+	72 - 84	64 - 70	62 o menos
	40 - 49	90+	74 - 88	66 - 72	64 o menos

	>50	90+	76 - 88	68 - 74	66 o menos
MUJERES	EDAD	MAL	NORMAL	BIEN	EXELENTE
	20 – 29	96+	78 - 94	72 – 76	70 o menos
	30 – 39	98+	80 - 96	72 – 78	70 o menos
	40 – 49	100+	80 - 98	74 – 78	72 o menos
	>50	104+	84 – 102	76 – 86	74 o menos

Tabla 2 Valores medios de la frecuencia cardíaca de reposo en función de edad y sexo. – Fuente: (Vizcaíno, 2016)

Para obtener el valor de la frecuencia cardíaca de reposo se debe tomar las muestras en la mañana por 7 días (después de levantarse) para esto se aplica la siguiente ecuación:

$$FCrep = \frac{FCrep_{lunes} + \dots + FCrep_{domingo}}{7}$$

7.5.2 Frecuencia Cardíaca Máxima

La frecuencia cardíaca máxima (FCM) es el valor máximo de la frecuencia cardíaca que un sujeto alcanza en un esfuerzo máximo (Wilmore & Costill, 2010). Se trata de un valor muy fiable, que se mantiene constante a corto plazo y que sólo cambia ligeramente de año en año (Vizcaíno, 2016).

Esta frecuencia puede ser medida a través de la ecuación que se plantea a continuación, la misma depende de la edad que posea una persona.

$$FC_{m\acute{a}x}(\text{hombre}) = 209 \text{ lpm} - (0.7 * \text{edad})$$

$$FC_{m\acute{a}x}(\text{mujer}) = 214 \text{ lpm} - (0.8 * \text{edad})$$

7.5.3 Frecuencia Cardíaca de Reserva

La señal ECG durante todo el tiempo es variante, motivo por el cual se denomina señales no estacionarias, en cada individuo se presenta una gran variabilidad de ruido esto se debe a que la señal ECG es de amplitud muy pequeña (mV) y durante la adquisición está en constante movimiento dando a ser más susceptibles a ruido.

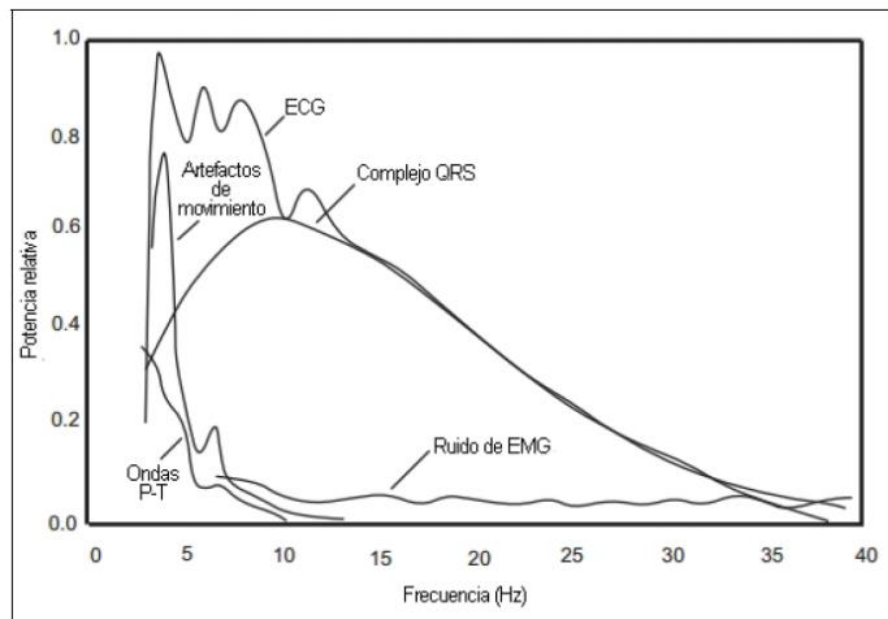


Ilustración 8 Espectro de Potencia Relativa de componentes ECG y ruido.

Fuente: (Sgarlatta, 2016)

A continuación, detallaremos las principales fuentes de emiten ruido en las señales ECG.

7.5.3.1 EMG

La señal de electromiografía (EMG) corresponde a la actividad eléctrica producida por los músculos esqueléticos. La amplitud de esta señal, medida en la superficie corporal está entre los 0.1 y 1 mV, y sus componentes de frecuencia van de los 5 a los 500 Hz.

La actividad muscular puede causar interferencia en la señal de ECG, esto es particularmente problemático en las aplicaciones ambulatorias, en las que el paciente se encuentra en movimiento mientras se realiza el registro, como se muestra en la Ilustración 9.



Ilustración 9 Ruido de EMG.

Fuente: (Sgarlatta, 2016)

7.5.3.2 Desplazamiento de la línea de base

Idealmente, la línea de base del ECG debería ser isoelectrica. Sin embargo, cuando el paciente llena sus pulmones al respirar, hace que cambie la posición de los electrodos con respecto al corazón y que se produzca un desplazamiento de la línea de base. El contacto variable entre los electrodos y la piel (artefacto de movimiento) también puede provocar este tipo de ruido como se muestra en la Ilustración 10, (Sgarlatta, 2016).



Ilustración 10 Desplazamiento no lineal de la señal ECG.

Fuente: (Sgarlatta, 2016)

7.5.3.3 Ruido de Línea

Los cables de los electrodos que registran el ECG y la línea eléctrica están acoplados por caminos capacitivos, lo cual hace que una corriente de 50 Hz fluya por cada cable y de allí a través del cuerpo hacia la masa común. Parte de esta corriente es común a los dos cables que permiten medir una derivación, y por lo tanto puede ser eliminada utilizando un amplificador diferencial con un CMRR (factor de rechazo al modo común) muy alto. Sin embargo, como los caminos recorridos a través del cuerpo por la corriente que ingresa por cada uno de los dos cables tienen diferentes valores de impedancia, la interferencia de la línea hace que exista una diferencia de potencial extra que ingresa al amplificador diferencial y es amplificada por el mismo, ver Ilustración 11, (Sgarlatta, 2016).

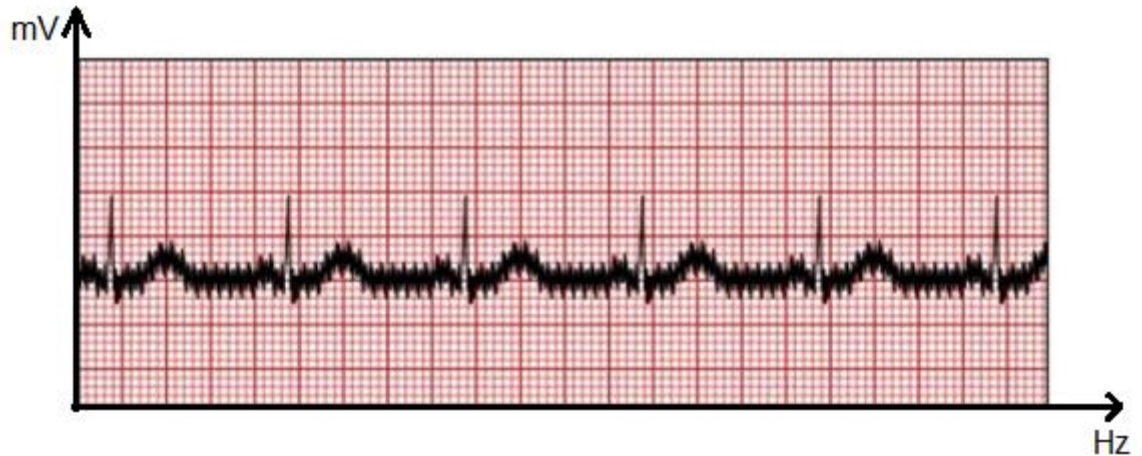


Ilustración 11 Ruido de Línea.

Fuente: (Sgarlatta, 2016).

7.6 LA TRANSFORMADA DE WAVELET

Las señales pueden ser estacionarias y no estacionarias. Las señales estacionarias se localizan en el tiempo, no variando su frecuencia. Su análisis se hace mediante Fourier, que permite descomponerla en términos de senoides. Se puede pasar del dominio de la frecuencia al dominio del tiempo y viceversa, perdiéndose en la primera información que no es relevante por ser procesos estacionarios.

En procesos no estacionarios, es decir, aquellos con frecuencia variable en el tiempo, no es posible pasar del dominio de la frecuencia al tiempo sin perder información. Surge la necesidad de contar con una representación localizada en el tiempo y en la frecuencia. Como solución aparece la transformada de Fourier de tiempo reducido (STFT, Short Time Fourier Transform), que consiste en ir analizando la señal a través de una ventana de longitud fija.

El uso de esta ventana temporal de tamaño fijo tiene una desventaja adicional: al ser el tamaño fijo, no se pueden analizar pequeños detalles. Nace entonces el análisis de Wavelet, que permite analizar la señal con cambios abruptos en sus componentes, analizando la señal a través de ventanas de tamaño variable, adaptadas al cambio de frecuencia.

La base de Wavelet son funciones variables en escala y en tiempo. Una función de Wavelet de pequeña onda de duración limitada en el tiempo, que permite un adecuado análisis de fenómenos transitorios no estacionarios, variables en el tiempo, y con discontinuidades. Esta onda también se la conoce como Ondícula.

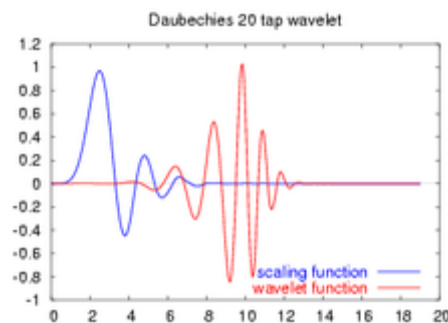


Ilustración 12 Ondícula.

Fuente: Juan Vallado, 2018.

7.6.1 Transformada de Wavelet Continua (CWT)

Si hacemos una comparación entre la Transformada de Fourier y la Transformada de Wavelet, la Transformada Continúa de Fourier se calcula mediante la siguiente expresión:

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t)e^{-j\omega t} dt$$

Es decir, que la Transformada Continua de Fourier descompone la señal en senoides de distintas frecuencias. Gráficamente:

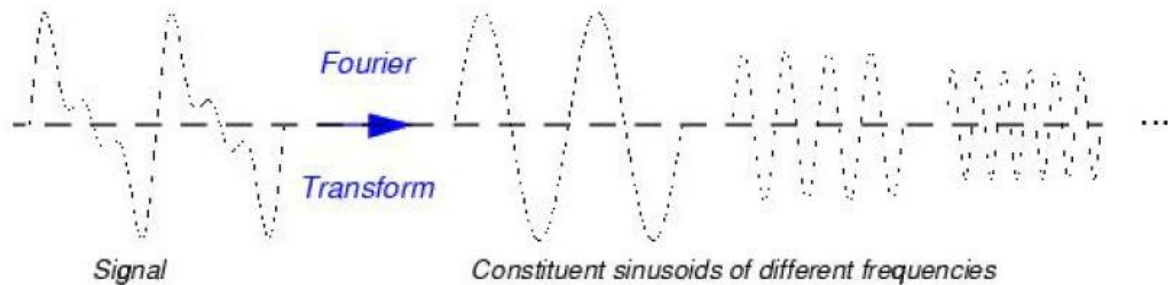


Ilustración 13 Representación de la descomposición temporal de la señal en senoídes de distintas frecuencias, según la Transformada de Fourier.

Fuente: Silvia Blasco Vadillo, 2007

La expresión matemática de la Transformada Wavelet Continua (CWT) se define como la suma para todo instante de tiempo de la señal $f(t)$ multiplicada por versiones escaladas y desplazadas de una función Wavelet base:

$$coef(escala, posicion) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t)\Psi(escala, posicion)dt$$

Es decir, el procedimiento es análogo al de la Transformada de Fourier: la señal se descompone en versiones escalonadas y desplazadas de la función base escogida, que en lugar de ser una senoide será la función Wavelet madre escogida. Gráficamente:

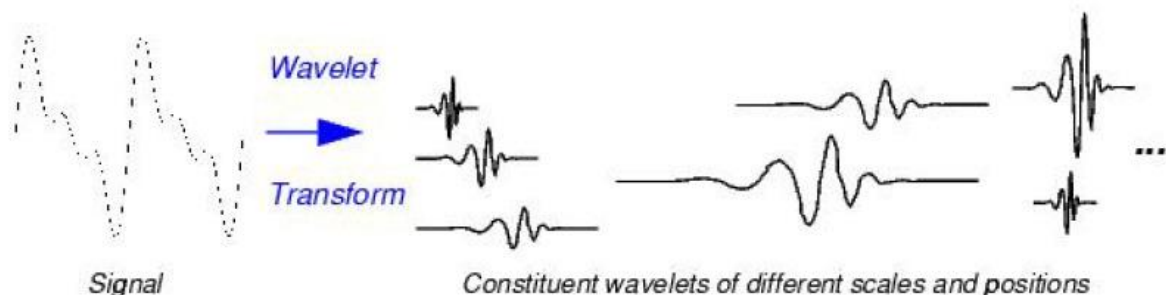


Ilustración 14 Representación de la descomposición temporal de la señal en Wavelet madre escaladas y desplazadas, según la Transformada Wavelet.

Fuente: Silvia Blasco Vadillo, 2007

El resultado de la CWT son los coeficientes de Wavelet, función de la escalada y la posición. A partir de ellos puede reconstruirse la señal original.

Existe una correspondencia entre el *escalado* de las wavelets y la *frecuencia*:

- Escalado pequeño → Wavelet Comprimida → capta los detalles que cambian rápidamente → altas frecuencias.
- Escalado grande → Wavelet Expandida → capta los detalles que cambian lentamente → bajas frecuencias.



Ilustración 15 Correspondencia de la frecuencia de la señal y el escalado de la wavelet madre.

Fuente: Silvia Blasco Vadillo, 2007

7.6.2 Transformada de Wavelet Discreta (DWT)

La Transformada de Wavelet tiene como fin tratar gran variedad de señales para su transmisión, estudio, etc. La mayor parte de las señales de interés que será necesario manejar se almacenan en formato digital, más eficiente y manejable. En caso de ser señales directamente captadas del entorno, lo más frecuente es que, antes de pasar a la etapa de procesamiento, las señales sean procesadas, muestreadas y digitalizadas.

Para aplicar la transformación Wavelet a señales discretas nace la Transformada Wavelet Discreta (DWT), que, además, resuelve los problemas de redundancia, y de definición analítica de las funciones Wavelet que sufre la CWT. Por tanto, es más frecuente el empleo de

la DWT; concretamente, en el tratamiento de señales electrocardiográficas, se empleará la DWT, ya que las señales de las que disponemos gracias a las bases de datos están digitalizadas. Además, en los sistemas de monitorización remota cuyo estudio nos ocupa la señal se procesara en forma de muestras previamente digitalizadas, también.

Su expresión matemática es la siguiente:

$$C(a, b) = \int_R S(t) \frac{1}{\sqrt{a}} \Psi \frac{t-b}{a} dt$$

Donde a representa la escala y b el desplazamiento.

La principal diferencia con la CWT radica en que se escogerán desplazamiento y escalados potencia de dos, para un análisis mucho más eficiente y preciso.

7.7 PROCESAMIENTO DIGITAL DE SEÑALES

(Torres, 2017) en su trabajo titulado: Caracterización de métodos y parámetros de detección de ondas en señales ECG, describe sobre la importancia del procesamiento digital de señales ECG, los métodos y procedimiento para la adquisición de la señal.

Es un sistema de algoritmos matemáticos que permite modificar la señal de entrada analógica o digital, obteniendo como resultado una señal de salida mejorada, a este proceso se le conoce como procesamiento de señales digitales (DSP), que puede aplicarse a señales de todo tipo como: sonidos, imágenes, vídeo, vibraciones sísmicas, biomedicina etc.

DSP dio inicio en la segunda mitad del siglo XX, con el pasar del tiempo ha tenido una gran evolución, hoy en día se tiene aplicaciones integradas en las tecnologías de comunicación digital (telefonía móvil, Router, ADSL, etc.), equipos médicos (Electrocardiograma, Ecógrafos, Neuronavegador, etc.), entre otros.

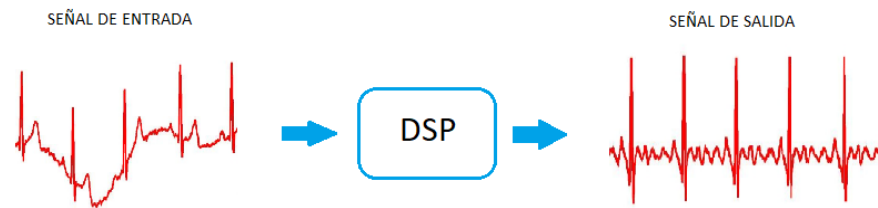


Ilustración 16 Procesamiento Digital de Señales Biomédicas.

Fuente: Autores.

Una vez que se tenga las señales biomédicas muestreadas se podrá realizar el acondicionamiento mediante los filtros digitales.

7.7.1 Filtrado de la Señal ECG

En la actualidad existen un gran número de filtros digitales que nos permiten eliminar el ruido o interferencia en las señales ECG. Para el caso de este proyecto se necesitan implementar las siguientes técnicas de filtrado para suprimir las componentes de ruido que afectan a la señal ECG en su proceso de captura y procesamiento:

7.7.1.1 Promedio de latidos

Mediante esta técnica se promedia y depura la señal electrocardiográfica del ruido externo. El objetivo principal es disminuir el nivel de ruido que contamina el registro electrocardiográfico.

El promediado de ECG se basa en la característica repetitiva con cada latido de las señales y la suposición de que no existe correlación entre el ruido y la señal.

Para realizar el estudio del promediador de señal, se supone un conjunto de señales pertenecientes al proceso aleatorio:

$$r_i(k) = s(k) + n_i(k);$$

$$i = 1, \dots, R; k = 1, \dots, L$$

Donde k es el índice de tiempo discreto de duración L muestras, i es cada una de las R realizaciones del proceso, $s(k)$ es la señal a estimar (se supone invariable a lo largo de las realizaciones).

- $n_i(k)$ representa el ruido que contamina a la realización i , y que es distinto para cada una de ellas.
- $r_i(k)$ es cada una de las R realizaciones de la señal repetitiva sobre las que se va a aplicar el promediado.
- Se supone además que $s(k)$ no varía con cada realización, el ruido $n_i(k)$ no está correlacionado con el estímulo que genera la señal determinista $s(k)$, ni con ella misma. El ruido $n_i(k)$ es un proceso estacionario en sentido amplio con media cero y varianza σ^2 .

Se obtiene la estimación $\overline{s}_R(k)$ como el promediado de las R realizaciones $r_i(k)$:

$$\overline{s}_R(k) = \frac{1}{R} \sum_{i=-1}^R r_i(k) = s(k) + \frac{1}{R} \sum_{i=-1}^R n_i(k) = s(k)$$

Y podemos concluir que la señal original $s(k)$ se obtiene como promediado de las R realizaciones $r_i(k)$.

El uso del promediado requiere de un punto de sincronismo como referencia, ya que el desalineamiento de las señales a promediar produce un efecto indeseable de filtrado.

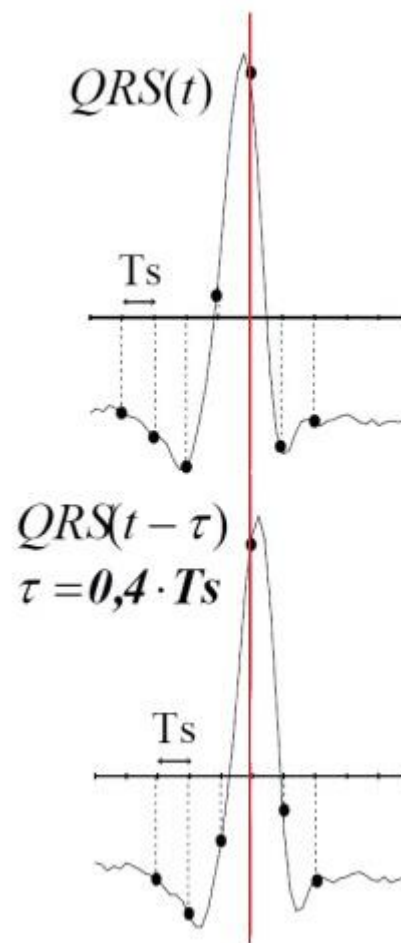


Ilustración 17 Desalineamiento de la señal ECG.

Fuente: José Lorenzo Romero, 2015.

El alineamiento de la señal se puede hacer por diferentes métodos, como el método de Woody, o el de las integrales normalizadas, que se escapan del alcance de este trabajo.

7.7.1.2 Interferencias de la red

La frecuencia de la red es de 50 Hz o 60 Hz, generando una onda que se solapa a la señal ECG, junto con sus armónicos. La amplitud suele ser superior al 50% de la amplitud pico a pico de la señal ECG.

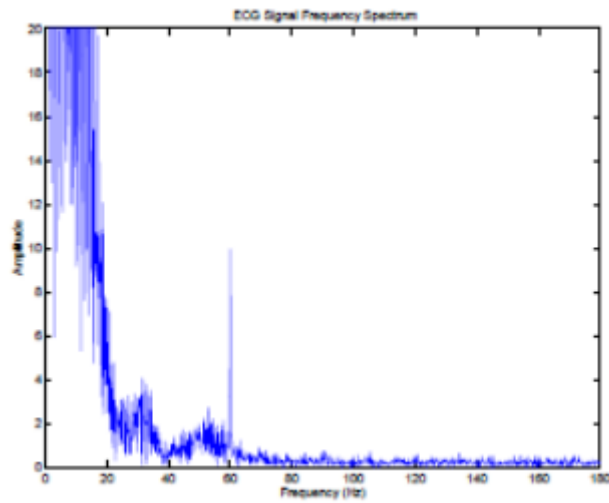


Ilustración 18 Espectro frecuencial de la Señal ECG.

Fuente: Micó Pau 2015.

Para eliminar este tipo de interferencia, se diseñan filtros elimina banda, centrados en la frecuencia de interferencia de la red y con un ancho de banda lo suficientemente estrecho para que no interfiera al resto de componentes de la señal. Así, un ejemplo es el filtro de Chebyshev de orden dos (filtro Notch):

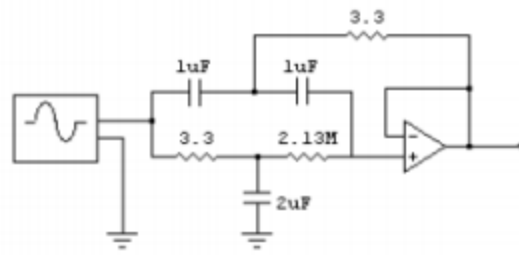


Ilustración 19 Filtro elimina banda. Filtro de Chebyshev de orden dos.

Fuente: Análisis de Circuitos y Sistemas Lineales.

Cuya función de transferencia es:

$$H(s) = \frac{s^2 + 1.4227 \times 10^5}{s^2 + 0.939s + 1.4227 \times 10^5}$$

Y el diagrama de Bode es el de la siguiente ilustración.

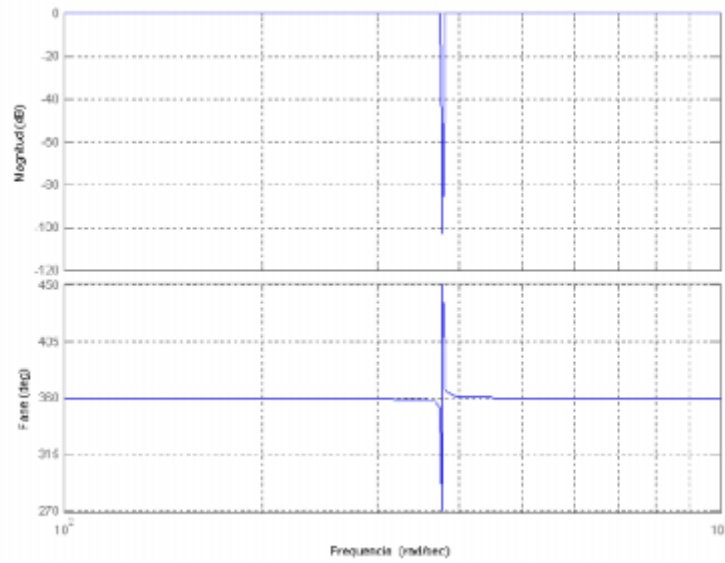


Ilustración 20 Diagrama de Bode de un filtro de Chebyshev de segundo orden.

8 PLACAS

8.1 MÓDULO CARDÍACO AD 8232

El módulo cardíaco es la encargada de medir la actividad cardíaca de corazón. El conjunto de muestras tomadas en un periodo de muestras determinado se denomina electrocardiograma o ECG. Este módulo es de tres derivaciones y permite la toma de datos a través de electrodos.



Ilustración 21 Módulo ECG AD8232.

Fuente: Autores.

Este módulo incorpora un integrador AD8232 que está diseñado para extraer, amplificar y filtrar pequeñas señales biopotenciales en presencia de condiciones ruidosas, como las creadas por el movimiento de los electrodos. Este integrado permite realizar el acondicionamiento de la señal de manera sencilla gracias a que tiene incorporado un amplificador de instrumentación (IA), amplificador operacional (A1), amplificador de pierna derecha RLD (A2), un buffer (A3) y un circuito estabilizador rápido.

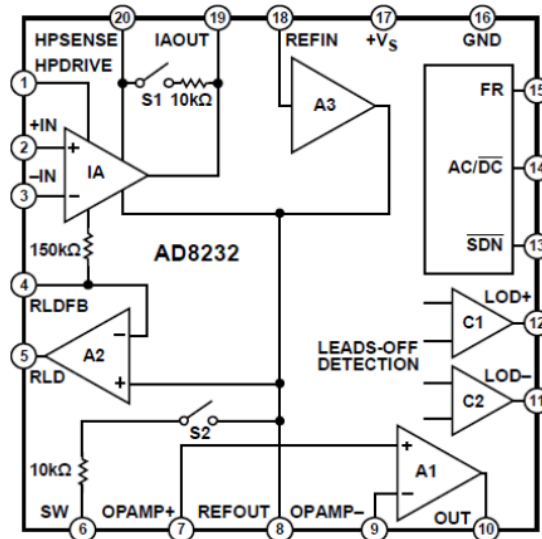


Ilustración 22 Diagrama funcional del Integrado AD8232.

Fuente: Analog-Devices, 2017

DETALLE	CARACTERÍSTICAS
Voltaje de funcionamiento	3.3 V (DC)
Bajo consumo de corriente	170 uA
Salida de la señal	Analógico
Rechazo de ruido	60 Hz (80 dB)
Configuraciones	3 electrodos
Ganancia elevada	G=100, (con bloqueo de corriente DC)
Amplificador de la señal	Integrado
Filtrado de la señal	Integrado (RFI)
Pagado	PIN SDN
Entrada de electrodos	Mini Plus 3.5mm
Tamaño	28x35 mm

Tabla 3: Características técnicas del módulo CJMMCU 8232

Fuente: Analog-Devices, 2017

8.1.1 Front-End Analógico

El *front-end* de un circuito eléctrico corresponde a aquellas partes que entra en primer contacto con la señal de medida luego de su captura, realizando el procesamiento básico adecuado de esta señal para posteriormente tratarla. Por lo general, un *front-end* incluye las tareas de amplificación y reducción de ciertas componentes de ruido.

Uno de los *front-end* más utilizados son los de la serie ADS119x; esta serie cuenta con una etapa de amplificación y reducción de ruido incorporando además los conversores analógicos-digitales para su procesamiento digital posterior. Sin embargo, en el presente proyecto, tomamos como *front-end* el AD8232 de la casa comercial *Analog* ya que cuenta con las características óptimas para adquirir la señal cardíaca que lo convertirá en señal digital y de esta manera podrá realizar la comunicación con el microprocesador.

Consideramos a este componente adecuado para el proyecto y, frente a las demás opciones destaca en el aspecto económico y la disponibilidad en el mercado actual. Para poder seleccionar correctamente qué *front-end* se utiliza, se debe realizar una comparativa de ciertas características como se muestra a continuación:

CARACTERISTICAS	ADD 8232	AD 1198	AD 1293
Tensión de alimentación (Volt)	3.6	5.25	5.5
CMRR (dB)	80	97	100
Ganancia de señal	100	Programable hasta 12	3.5

Tabla 4 Características principales de los Front End.

Fuente: Checa, 2017.

A partir de la información detallada en la tabla 4, las razones por las cuales se seleccionó el AD8232 para este proyecto fueron:

- Su baja alimentación, lo que permite ser alimentado por el microprocesador que se utilizará sin suponer problemas de potencia para ella.

- Su alta amplificación permite realzar considerablemente la señal, aunque también el ruido, pero el mismo puede ser filtrado posteriormente.
- No obstante, el factor determinante fue el costo. Tanto la placa AD1198 como la AD1293 al ser importadas su valor era más elevado.

En el mercado existen placas que tienen incorporados estos *front-end*, como las que están presente en la *Ilustración 23*. Estas placas utilizan estos front-end nombrados anteriormente e implementan todo el circuito exterior para el correcto funcionamiento de los mismos.

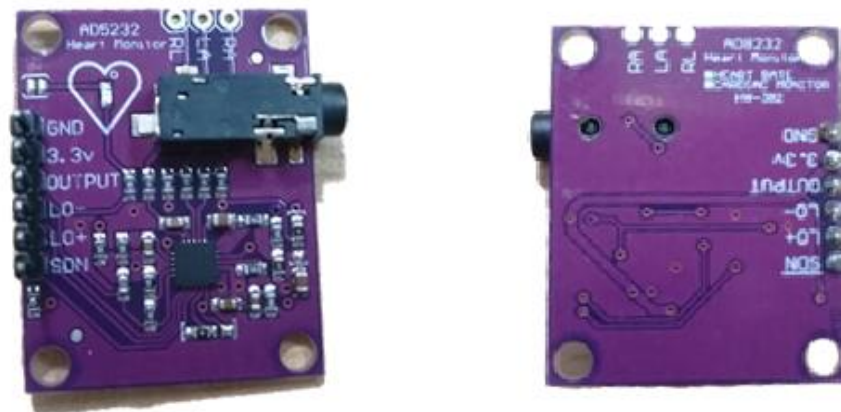


Ilustración 23 Placa AD8232.

Fuente: Autores

8.1.2 Amplificador de Instrumentación

El amplificador de instrumentación está compuesto por dos amplificadores de transconductancia (GM1 y GM2), un amplificador de bloque dc (HPA), un integrador formado con un condensador C1 con un amplificador operacional (OP – AMP). GM1 genera una corriente de salida que es directamente proporcional a la tensión de entrada, cuando la retroalimentación es satisfactoria GM2 obtiene la tensión de entrada igual a la tensión de entrada de GM1, concediendo así la corriente de salida generada por GM1 y GM2. La corriente

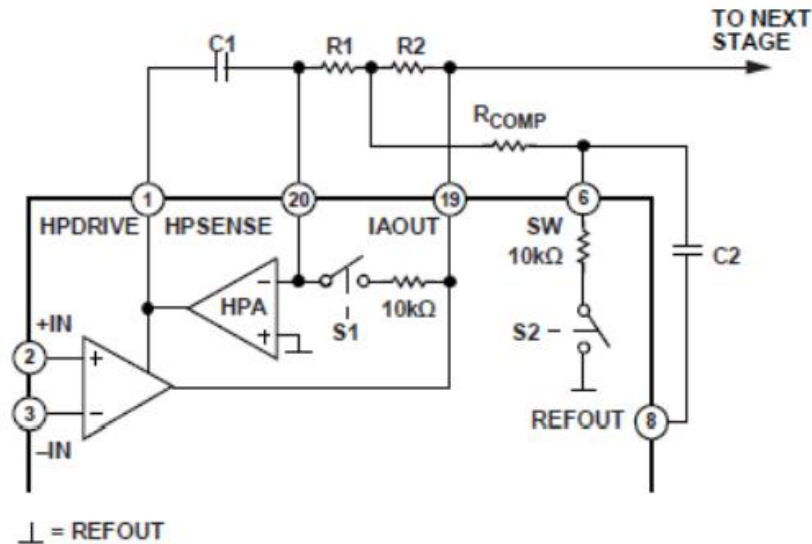


Ilustración 25 Filtro pasa alto de segundo orden.

Fuente: Analog - Devices, 2017

Una ventaja adicional de este circuito es que permite una frecuencia de corte mas baja con valores de R, C y la resistencia R_{comp} bajos, se puede usar para controlar la Q del filtro y lograr filtros de pasa banda estrecha (para la detección cardiaca) o el máximo de banda de paso plana (para monitoreo cardiaco), para obtener un buen filtrado de las señales se debe considerar que los valores de $R_1 = R_2, C_1 = C_2$ y $R_{comp} = 0.14 R_1$, donde la fórmula para calcular la frecuencia de corte es la ecuación:

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 C_1 R_2 C_2}}$$

Se debe considerar que un valor muy bajo de R_{comp} puede provocar que el circuito sea inestable para el filtrado de las señales ECG.

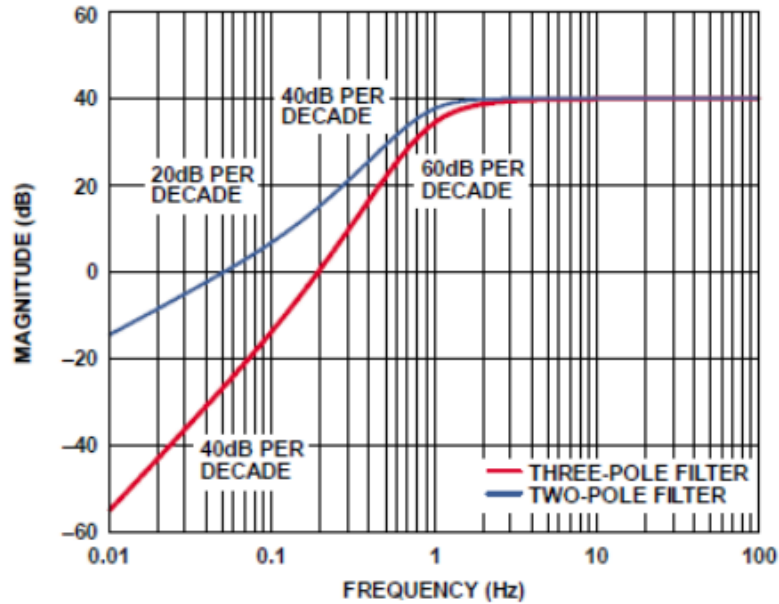


Ilustración 26 Frecuencia de corte de segundo y tercer orden.

Fuente: Analog - Devices, 2017

8.1.3 Amplificador Operacional (A1)

Este amplificador operacional incorporado en el integrado AD8232 se utiliza como un filtro pasa bajo, que permite filtrar ruido de alta frecuencia y añade una mayor ganancia a la señal de salida, en la Ilustración 19 se muestra el circuito del filtro pasa bajo de dos polos con topología Sallen-Key, esto se logra con un sencillo filtro RC.

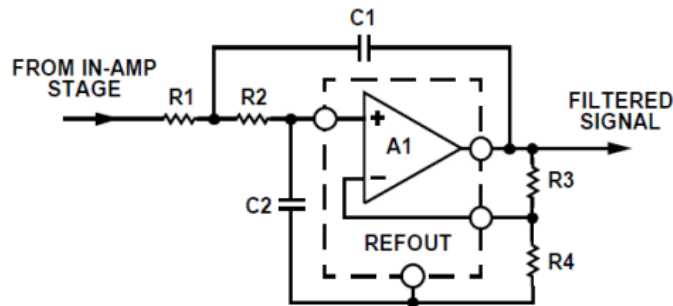


Ilustración 27 Circuito de filtro pasa bajo de segundo orden.

Fuente: Analog - Devices, 2017

Para el cálculo de la frecuencia de corte del circuito (ver Ilustración 19) se utiliza de la ecuación, de la cual forma para el cálculo de la ganancia que se aplica la ecuación

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1C_1R_2C_2}}$$

$$Gain = 1 + \frac{R_3}{R_4}$$

$$Q = \frac{\sqrt{R_1C_1R_2C_2}}{R_1C_2 + R_2C_2 + R_1C_1(1 - Gain)}$$

Tenga en cuenta que cambiar la ganancia tiene un efecto en Q y viceversa. Los valores comunes para Q son 0.5 para evitar picos, 0.7 para amplitud máxima y corte brusco. Un alto valor de Q se puede utilizar en aplicaciones de banda estrecha para aumentar el pico y la selectividad del filtro pasa banda. Un procedimiento de diseño común es establecer $R_1 = R_2 = R$ y $C_1 = C_2 = C$, reemplazando estas variables en la ecuación anterior, se obtiene:

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_c}$$

$$Q = \frac{1}{3 - Gain}$$

Q se puede controlar ajustando la ganancia con R_3 y R_4 , sin embargo esto limita la ganancia a ser menor que 3, para valores de ganancia iguales o mayores que 3 el circuito se vuelve inestable. Una modificación simple que permite mayores ganancia es hacer que el valor de C_2 sea al menos cuatro veces mayor que C_1 .

8.1.4 Amplificador de pierna derecha (A2)

Un amplificador de pierna derecha RLD (pin 5) invierte la señal de modo común que está presente en las entradas del amplificador de instrumentación (IA). Cuando la corriente de salida del amplificador A2 es inyectado en la pierna derecha del paciente esto compensa las variaciones de voltaje de modo común, mejorando así el rechazo de modo común del circuito RLD.

Se puede construir un integrador solo con conectar un condensador entre las terminales RLD FB (pin 4) y RLD (pin 5) como se muestra en la Ilustración. De acuerdo a la hoja de datos de AD8232 indica que un buen valor del condensador es de $1nF$, colocando a la frecuencia de cruce alrededor de $1KHz$ (la frecuencia con la que el amplificador tiene una ganancia de unidad de inversión). Esta configuración resulta en aproximadamente 26 dB de ganancia de bucle disponible en un rango de 50Hz a 60Hz para la línea de rechazo de modo común.

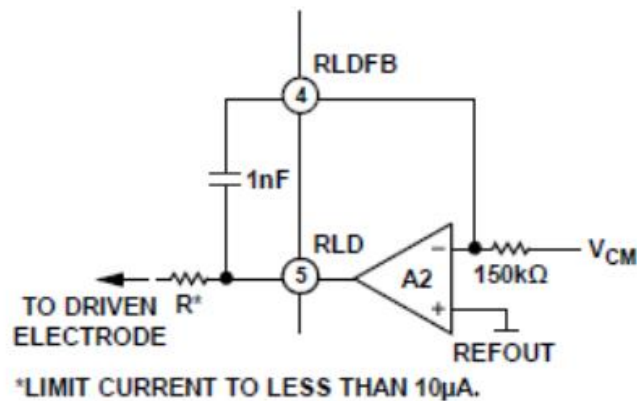


Ilustración 28 Circuito de Pierna Derecha (RLD).

Fuente: Analog - Devices, 2017

Cuando el capacitor tenga mayor valor se reduce la frecuencia de cruce, reduciendo así la ganancia que está disponible en el amplificador, aumentando así el ruido. El condensador con un valor inferior moverá la frecuencia de cruce a la frecuencia más alta, permitiendo una mayor ganancia.

8.1.5 Buffer de Referencia (A3)

El integrado AD8232 incluye un buffer de referencia para crear una conexión virtual entre la tensión de alimentación y la masa del sistema. Las señales presentes en la salida del amplificador de instrumentación están referenciadas alrededor de esta tensión. Por ejemplo, si hay tensión de entrada con el valor cero, la tensión de salida del amplificador de instrumentación es esta tensión de referencia (cero).

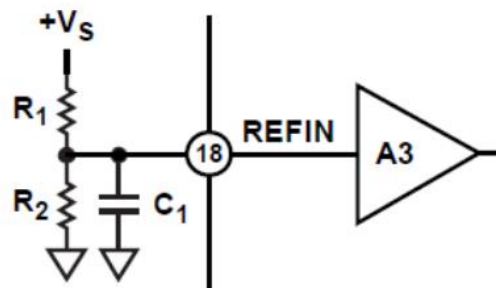


Ilustración 29 Buffer de Referencia (A3).

Fuente: Analog - Devices, 2017

Hay que tener en cuenta que un capacitor grande se traduce en un mejor filtrado de ruido pero se tarda más en resolver la referencia después del encendido. El tiempo total que tarda la referencia a resolver es dentro de 1%, puede ser calculado por la ecuación:

$$T_{\text{resolver-referencia}} = 5 \times \frac{R_1 R_2 C_1}{R_1 + R_2}$$

8.1.6 Circuito de establecimiento rápido.

Debido a la baja frecuencia de corte utilizados en los filtros pasa altos, las señales de baja frecuencias que pasaron requieren de varios segundos para estabilizarse. Este tiempo de retraso puede resultar frustrante para el paciente, cuando se conecta por primera vez los electrodos. Para mejorar esto, la salida del amplificador de instrumentación (IA) se conecta a

un comparador que detecta una condición de saturación cuando su tensión enfoque 50mV, cerrando los interruptores S1 y S2.

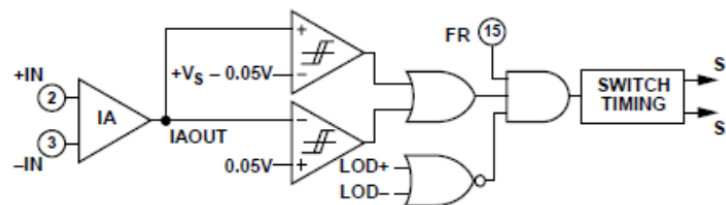


Ilustración 30 Circuito e establecimiento rápido.

Fuente: Analog - Devices, 2017

Al cerrarse los interruptores, permiten dos diferentes tipos de caminos con una resistencia de $10k\Omega$, un camino sería entre IA OUT (pin 19) e HPSENSE (pin 20) y otro entre SW (pin 6) y REFOUT (pin 8) ver la Ilustración 22. Durante el tiempo que lleve el interruptor S1 y S2 activado las resistencias internas quedan en paralelo con las externas formando filtros pasa alto con una frecuencia de corte más alta que la anterior, y permitiendo de esta manera filtrar temporalmente las señales de baja frecuencia que demoran el tiempo de establecimiento.

8.2 MICROCONTROLADOR SAM3X8E ARM CORTEX M3 512K NUT

La plataforma permite crear diferentes tipos de microordenadores de una sola placa a los que los usuarios pueden darles usos diferentes.

La placa basada en un microcontrolador ATMEL, por su lado, cuenta con todos los elementos necesarios para conectar periféricos a las entradas y salidas, y que puede ser programada tanto en Windows como macOS y GNU/Linux, las instrucciones permiten crear programas que interactúan con los circuitos de la placa.

Actualmente, en el mercado existen varios tipos de placas y cada una cumple una función específica en el campo de la telemedicina, robótica, electrónica y entre otros. Estas placas nos permiten el acople de varios módulos tales como: micro SD, ECG, EKG, WIFI,

BLUETOOTH y LCD. En este proyecto, analizando las características de diferentes microcontroladores, se optó por el modelo sam3x8e Arm Cortex M3 512k Nut, el cual contaba con todo lo necesario para ejecutar este trabajo, como se detalla a continuación:

Microcontrolador	DSPIC 30F4013	ARDUINO DUE	STM 32F407
Características			
Procesador/Núcleo	Dspic 24-bit	ARM Cortex-M3 24-bit	ARM® 32-bit Cortex®-M4 CPU
Convertor A/D	1 CAD de 12bits 13 Canales de entrada 100 Ksps	1 CAD de 12bits 16 Canales de entrada 1 Msps	3 CAD de 12bits 24 Canales de entrada 2.4 Msps – 7.2Msps
Memoria	48 Kbytes Flash 2 Kbytes RAM 1 Kbyte EPROM	256-512 Kbytes Flash 32-100 Kbytes SRAM 16 Kbytes ROM 4 Kbyte RAM	1 Mbyte Flash 192+4 Kbytes SRAM 64 Kbyte RAM
Frecuencia de Operación	4MHz-10MHz con PLL (4x, 8x, 16x) Oscilador Interno 40MHz Reloj Externo	84 MHz Oscilador principal de cuarzo de 3MHz – 20MHz	168MHz Oscilador 4MHz-26MHz
Voltaje de Operación	2.5V-5.5V	3.3V	1.8V-3.6V
Conectividad Avanzada	No posee esta característica.	USB 2.0 Device/Mini Host Ethernet MAC 10/100 (EMAC)	USB 2.0 full-speed device/host/OTG controller with on-chip PHY USB 2.0 high-speed/full-speed device/host/OTG controller with dedicated

Ilustración 31 Tabla Comparativa de Microcontroladores

Fuente: Ing. Pablo Narvaez.

8.3 MÓDULOS DE ARDUINO SD

Este módulo SD permite almacenar la información de manera digital en una tarjeta micro SD, la lectura puede realizarse a través del bus SPI, aunque pueden disponer de otras interfaces, como bus I2C o UART, normalmente es preferible emplear SPI por su alta tasa de transferencia.²

DETALLE	CARACTERISTICAS
Voltaje de funcionamiento	3.3 V – 5V
Corriente	0.2 – 200 mA
Tamaño	20x28mm
Comunicación o Interfaz	SPI
Compatible	MicroSD (TF)

Tabla 5: Características Técnicas del Módulo SD.

Fuente: Llamas, 2017

² Llamas, 2017

9 ALMACENAMIENTO DE DATOS EN LA NUBE

El desarrollo y la investigación de las grandes industrias y compañías han permitido que la informática evolucione a tal magnitud, que actualmente las empresas y usuarios finales están usando equipos virtuales como estación de trabajo, donde todo el sistema y la información están almacenados de manera digital en un punto denominado la nube (cloud storage).

Esta nueva tecnología de almacenamiento facilita al usuario o empresas a tener sus datos disponibles en todo tiempo con la facilidad de acceder desde cualquier sitio del mundo, ofrece una fiabilidad y seguridad a la información almacenada ante cualquier ataque de intrusos que intenten acceder de manera maliciosa.

En la actualidad el internet dispone de varias compañías como: Mega, Google Drive, iCloud, Onedrive, Skydrive, Dropbox y entre otros que ofrecen un espacio de almacenamiento de manera gratuita, cada uno de estas industrias asigna un espacio de tamaño determinado.

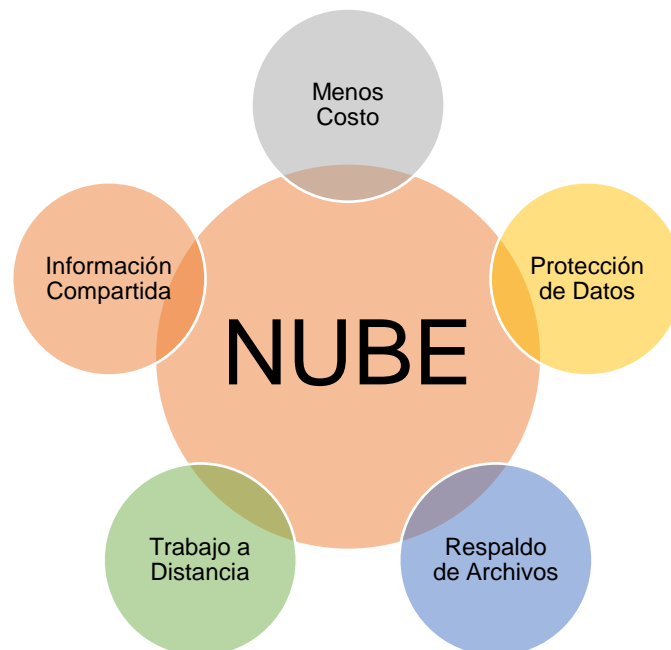


Ilustración 32 Servicios de la Nube.

Fuente: Autores.

9.1 TIPOS DE ALMACENAMIENTOS

El almacenamiento en la nube se ha convertido en un negocio para las grandes compañías, existen tres formas de almacenar la información en la nube.

9.1.1 Almacenamiento Público

Se refiere al escenario donde toda la infraestructura se encuentra en manos de terceros y a la cual se accede vía internet. Los recursos son compartidos siendo estos transparentes para los usuarios quienes ignoran la forma en que se administran los recursos. El mantener acceso a los recursos y administrar la infraestructura que lo sostiene recae sobre el proveedor de los servicios o administrador de la nube. La inversión que se realiza en este tipo de nube es muy baja ya que solo se paga por lo que se consume.

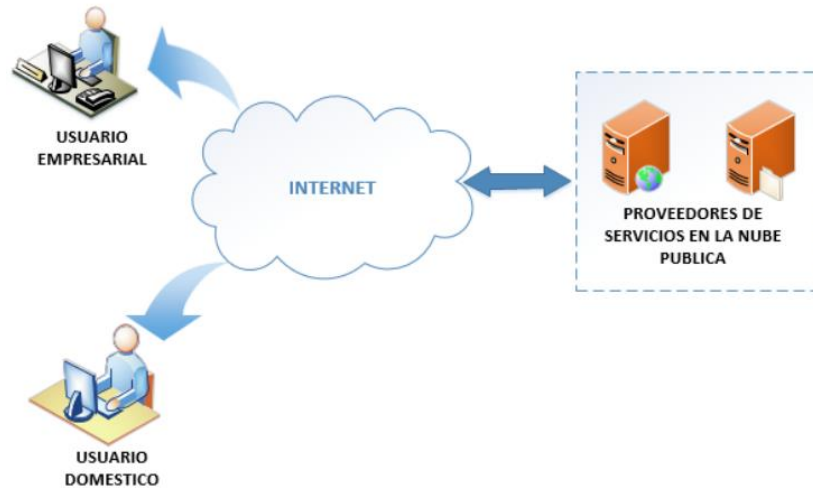


Ilustración 33 Diseño de la Nube Pública.

Fuente: Autores.

9.1.2 Almacenamiento Privado

El almacenamiento en la nube privada está diseñado específicamente para cubrir las necesidades de una persona o empresa. Este modelo es más usado por empresas, no tanto así de forma personal. En este modelo la empresa tiene el control administrativo y por lo tanto le es posible diseñar y operar el sistema de acuerdo a sus necesidades específicas.

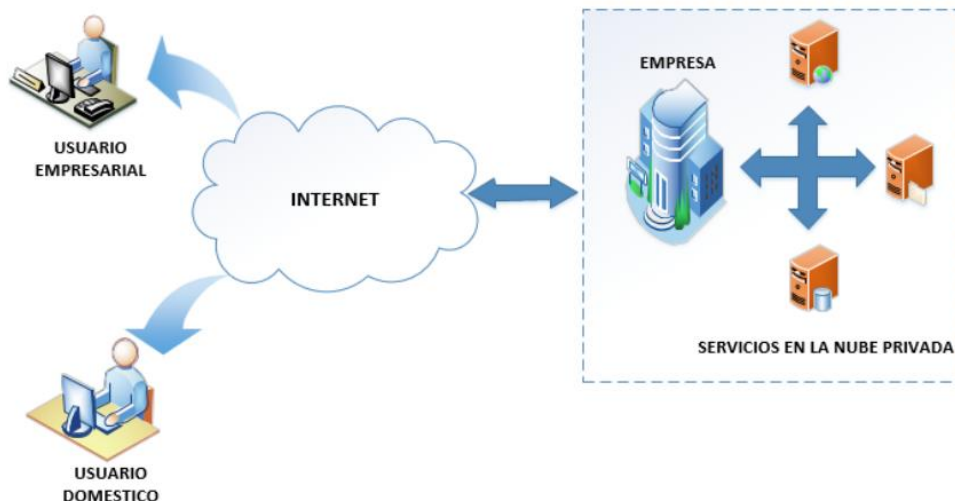


Ilustración 34 Diseño de la nube privada.

Fuente: Autores

9.1.3 Almacenamiento Híbrido

Es una combinación de la nube pública y la nube privada, utiliza los máximos beneficios de ambos, es decir permite preservar el acceso y el control directo a los datos críticos de la organización, y economizan en cuanto a los accesos de aplicaciones y servicios que no son primordiales para la empresa.

9.2 MODELOS DE SERVICIOS

El pilar fundamental de la nube son los servicios que provee a través del internet, el software como servicio (SaaS), la plataforma como servicio (PaaS), y la infraestructura como servicio (IaaS).

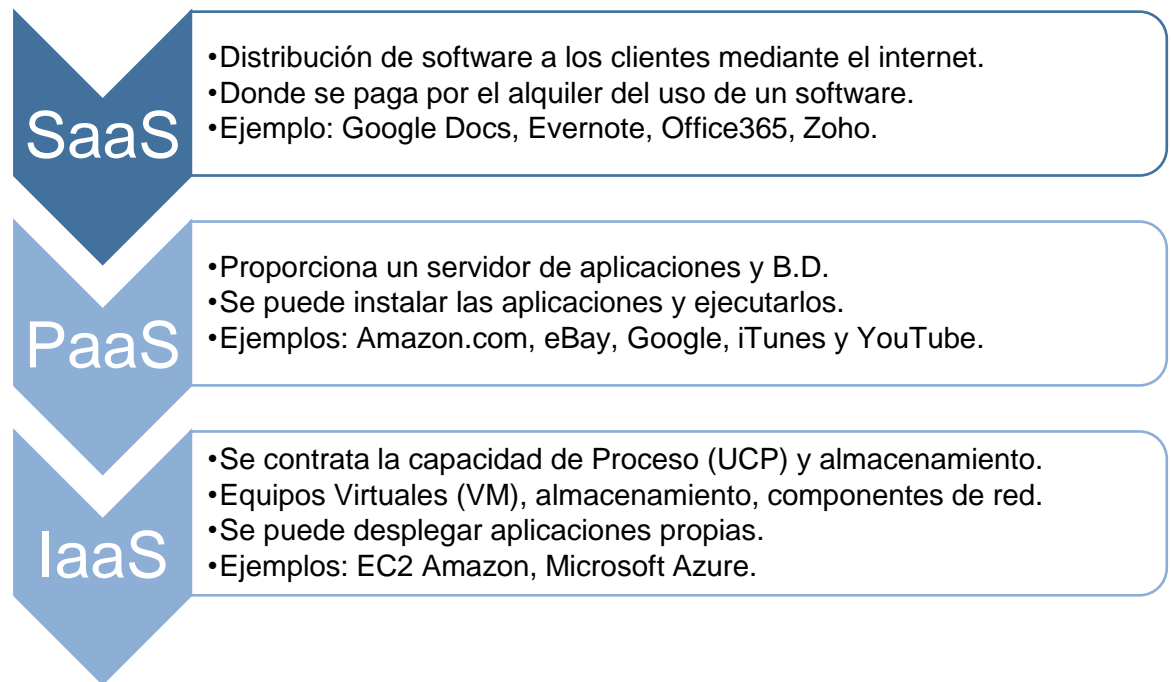


Ilustración 35 Modelos de Servicios en la nube.

Fuente: Autores

9.3 CERTIFICADO SSL – SECURETE SOCKET LAYER

Un aspecto importante a tener en cuenta, es la seguridad al momento de transferir el archivo hacia la nube. Los datos que se pueden robar en instituciones de salud están muy cotizados en el mercado negro y el hecho de poder conectar aparatos a una red para monitorizar a cada paciente lleva a que los ciberdelincuentes se sientan atraídos por ello. Por este motivo, todas las organizaciones que quieren prestar servicios tanto a los clientes como a los empleados, deben proteger su red, y una manera de hacerlo más seguro es mediante un certificado SSL (Securete Sockets Layer).

SSL es una tecnología estándar para mantener segura una conexión a internet, así como para proteger cualquier información confidencial que se envía entre dos sistemas e impedir que sean leídas y modificadas por un tercero desconocido. Este protocolo utiliza algoritmos de cifrado para codificar los datos que se transmiten a través de la conexión.

Considerando un modelo OSI, el protocolo SSL se utiliza entre la capa de aplicación y la capa de transporte. Uno de sus usos más extendidos es el que se realiza junto con el protocolo HTTP, dando lugar al HTTPS. De esta forma se consigue que la información transmitida entre un sitio web y un usuario (en ambos sentidos), sea segura, especialmente importante cuando se trata de este tipo de información totalmente sensible.

Este protocolo utiliza tanto criptografía asimétrica como simétrica. La primera se utiliza para realizar el intercambio de claves, que a su vez será usadas para cifrar la comunicación mediante un algoritmo simétrico.

Para el funcionamiento de este protocolo, nuestra nube necesita utilizar un certificado SSL el cual deberá estar instalado en el servidor.

A modo demostrativo se detallará el paso a paso de lo que sucedería cuando el paciente acceda al sitio web con un certificado SSL a través del protocolo HTTPS.

- El paciente realizaría una petición HTTPS a través de un navegador a nuestra nube.

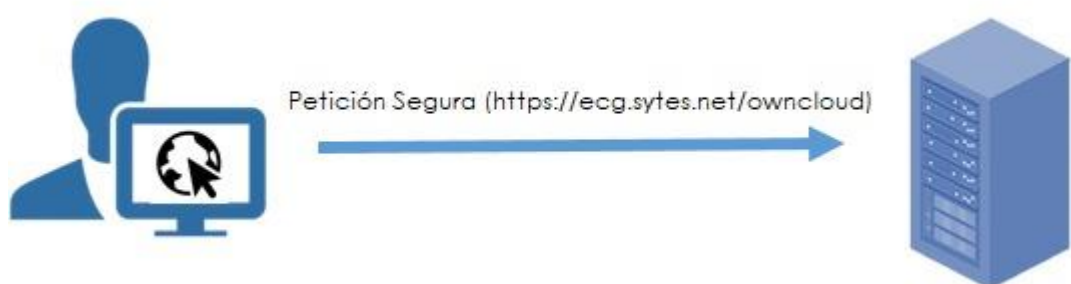


Ilustración 36 Petición HTTPS.

Fuente: Autores.

- El servidor donde está alojado el sitio web enviaría (si lo tiene) el certificado que incluye la clave pública del servidor. En caso de no contar con el certificado SSL ser produciría un error.



Ilustración 37 Envío de certificado.

Fuente: Autores.

- El navegador comprueba que la entidad emisora del certificado o CA sea de confianza, en caso contrario, pedirá al usuario que acepte el certificado bajo su responsabilidad.
- Llegados a este punto, el navegador generaría una clave simétrica, que será cifrada mediante la clave pública del servidor para ser enviada de manera segura al mismo.



Ilustración 38 Generación de clave simétrica.

Fuente: Autores.

- De esta forma la comunicación se establecería de manera segura, y estará cifrada en ambos sentidos mediante la clave generada en el punto anterior.



Ilustración 39 Conexión segura.

Fuente: Autores.

Para los fines académicos de nuestro proyecto, la implementación del certificado SSL no es posible debido a que requiere que el servidor de pruebas este publicado. Pero, en caso de ejecutar el mismo en un ambiente profesional, la obtención de un certificado de esta índole se considera extremadamente necesario, ya que como se remarcó anteriormente, se trata de información confidencial.

En la actualidad, existen certificados de uso gratuito como por ejemplo LETSENCRYPT.

10 DISEÑO E INGENIERÍA

10.1 GENERACIÓN DE SEÑALES ECG

Para el desarrollo de este proyecto se inició con la programación de un sensor de ECG AD8232 y del módulo lector de tarjeta micro SD, lo cual permitió la obtención de señales electrocardiográficas y su almacenamiento respectivamente.

En primera medida se hizo uso del módulo ECG que cuenta con el integrado AD8232 para captar las señales cardiacas buscadas. Al mismo tiempo, estas señales analógicas debieron ser transformadas, por medio de un microcontrolador modelo sam3x8e Arm Cortex M3 512k

Nut, a un formato digital para poder almacenarlas en una tarjeta micro SD con una extensión .txt.

Para lograr una buena importación de las señales se debe utilizar electrodos que permitan disminuir la alteración, lo cual puede llegar a afectar la fidelidad de nuestra información.

Un factor a tener en cuenta es la impedancia característica de la piel, que varía de $0.3K\Omega$ hasta $1.5k\Omega$ dependiendo del tipo de piel. [6]

10.1.1 AD8232: funcionamiento y aplicación

El sensor ECG AD8232 es una placa comercial que se utiliza para calcular el movimiento eléctrico del corazón humano. Esta acción puede ser un gráfico como un electrocardiograma y el resultado de esto es una lectura analógica. Los electrocardiogramas pueden ser muy ruidosos, por lo que para reducir el ruido se puede utilizar este chip.

Este módulo incluye los pines como pin SDN, pin LO +, pin LO -, pin OUTPUT, pin 3.3V y pin GND. A su vez cuenta con un indicador LED el cual indica el ritmo cardiaco del paciente.

PIN	Función	PIN micro controlador
SDN	Entrada de control de apagado (Shutdown)	No se usa
LO +	Dirige la salida del comparador. En DC, desconecta el modo de detección. <ul style="list-style-type: none"> • LO + es alto (+IN, desconectado) • LO + es bajo (+IN, conectado) En AC, desconecta el modo de detección. <ul style="list-style-type: none"> • LO + es alto (-IN o +IN, desconectado) 	10

	<ul style="list-style-type: none"> • LO + es bajo (-IN o +IN, conectado) 	
LO -	<p>Dirige la salida del comparador. En DC, inicia el modo de detección.</p> <ul style="list-style-type: none"> • LO - es alto (-IN, desconectado) • LO - es bajo (-IN, conectado) <p>En AC, lleva el modo de detección.</p> <ul style="list-style-type: none"> • LO – siempre es bajo 	11
OUTPUT	Salida de la señal cardíaca (acondicionada, para conectar a un ADC)	A0
3.3V	Voltaje de Alimentación	3.3 V
GND	Fuente de alimentación a tierra	GND

Tabla 6 Conexiones del módulo AD8232.

Fuente: Autores.

10.1.2 Almacenamiento en micro SD

La comunicación de la tarjeta micro SD con otros dispositivos es mediante el protocolo SPI, además incluye un regulador de 46 voltaje básico AMS1117, que permite operar con niveles de voltaje de alimentación de 3.3V o 5V.

La conexión del módulo de lectura de micro SD y el micro controlador se debe realizar como se muestra en la siguiente tabla:

PIN	Función	PIN micro controlador
CS	Señal Seleccionada	10
SCK	Selección de bus (SPI)	13
MOSI	Entrada de datos	11

MOSO	Salida de datos	12
VCC	Voltaje de alimentación	3.3 V
GND	Fuente de alimentación a tierra	GND

Tabla 7 Conexiones del módulo de lectura de micro SD.

Fuente: Autores.

10.1.3 Conexión de los módulos

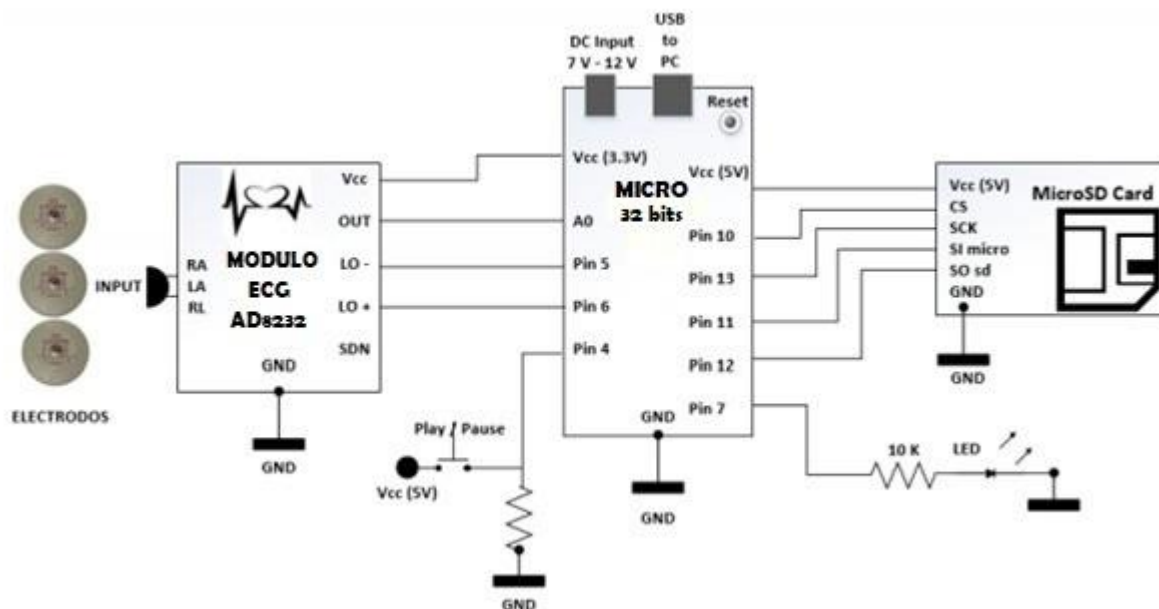


Ilustración 40 Diagrama de conexión de módulos.

Fuente: Autores.

10.1.4 Conexión de Electrodo.

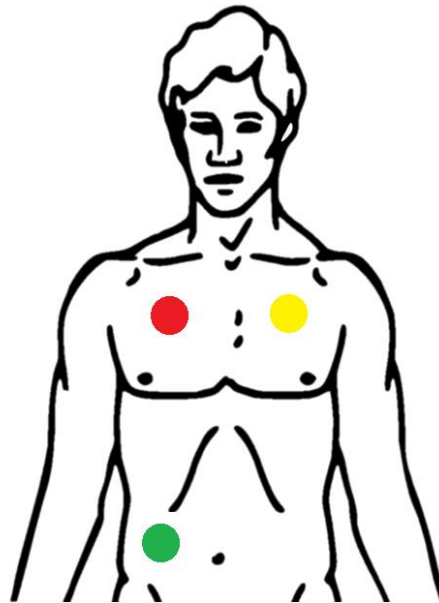


Ilustración 41 Conexión de los Electrodo en el paciente.

Fuente: Autores.

10.1.5 Código Fuente

Para la adquisición de las señales ECG se planteó el siguiente código en la plataforma de desarrollo integrado (IDE) compuesto por un conjunto de herramientas de programación que contiene un editor de código, un compilador, un depurador y un constructor de interfaz gráfica (GUI).

Antes de proceder con el desarrollo del código fuente se elaboró un diagrama de flujo en donde se detalla los procesos que conlleva cada etapa de programación. Para este sistema se ha hecho uso de varias funciones que ejecutan una tarea específica del sistema.

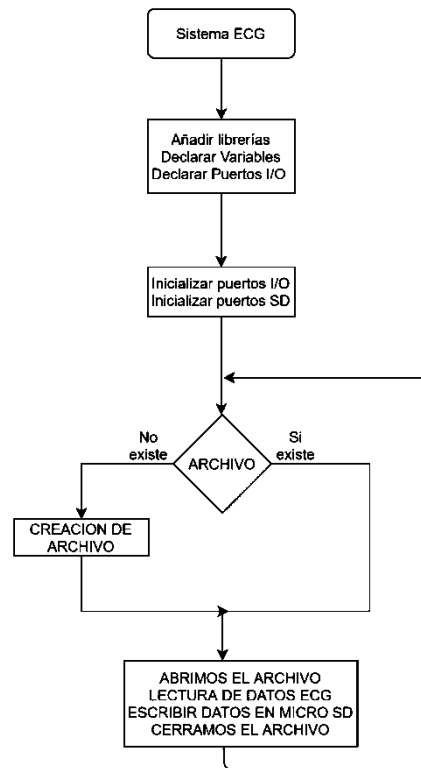


Ilustración 42 Diagrama de Flujo.

Fuente: Autores.

Para leer y escribir en la tarjeta SD desde el microcontrolador se declararon las librerías (`#include <SD.h>`, `#include <SPI.h>`) en la cabecera del programa y posteriormente todas las variables que fueron necesarias.

```
#include <SD.h> //Libreria para la comunicacion en el bus de dato
#include <SPI.h> //Libreria para el manejo de la tarjeta de memoria

File archivo; //forma parte de la Libreria SD y podemos usar sus funciones asociadas para interactuar con la SD
int pin_A0_ECG=A0; //ENTRADA ANALOGICA DE LA SEÑAL ECG
int pin_6_LOn=6; // LO-
int pin_5_LOp=5; // LO+

int pin10_CS = 10; //dado que usa el PIN digital 10 para el SlaveSelect
String nombre_archivo;
int valor;
int matriz[100];
int i;
```

Ilustración 43 Declaración de librerías y variables.

Fuente: Autores.

La función setup() se ejecutará una sola vez cuando se inicie el programa, en ella se inicializó el modulo micro SD y se configuraron los pines de entrada (INPUT) A0, 6 y 5. La función Loop() tal como lo indica su nombre se ejecutara el programa tanto tiempo dure el mismo.

```
void setup() {
  // put your setup code here, to run once:
  Serial.begin(9600); //iniciamos la comunicacion serie a 9600 bps
  pinMode (pin_A0_ECG, INPUT);
  pinMode (pin_6_LOn, INPUT);
  pinMode (pin_5_LOp, INPUT);
  Serial.write (10);
  fun_ini_SD();
  Serial.write(10);
  delay (1000);
}

void loop() {
  for (i=1;i<101;i++){
    fun_lecturaECG();
    matriz[i]=valor;
    //Serial.println(valor);
    Serial.println(matriz[i]);
    //fun_escribir_SD();
  }
  delay(1);
  //Serial.println("fin carga");
}
```

Ilustración 44 Inicio del sistema.

Fuente: Autores

```
//INICIALIZACION DE MODULO SD
int fun_ini_SD(){
  Serial.print("INICIALIZANDO TARJETA...");
  if (!SD.begin(pin10_CS)){ //proceso de inicialización.El "!" se utiliza para invertir el resultado de manera que si sale F lo convierte en T y muestra en pantalla el sig. msj!
    Serial.println("FALLO EN INICIALIZACIÓN: :( ");
    Serial.write(pin10_CS);
    return 0;
  }
  Serial.write(10);
  Serial.println("INICIALIZACIÓN CORRECTA.");
  fun_verifica_archivo();
  Serial.write(10);
  fun_escribir_SD();
  delay (1);
}
```

Ilustración 45 Inicialización del módulo SD.

Fuente: Autores.

La función `fun_lecturaECG()` verifica si el módulo AD8232 está conectado correctamente para luego inicializar la lectura de los datos que ingresan por el pin A0.

```
//ADQUISICION DE LA SEÑAL ECG MEDIANTE EL MODULO AD8232
float fun_lecturaECG(){
  if ((digitalRead(pin_6_LOn)==1) || (digitalRead(pin_5_LOp)==1)){
    Serial.println("!");
  }
  else {
    valor=analogRead(pin_A0_ECG);
  }
  delayMicroseconds(1000);
  return valor;
}
```

Ilustración 46 Función para lectura de datos ECG

La función `fun_verifica_archivo()` verifica si ya está creado el archivo de texto en la tarjeta de memoria SD. En el caso de que dicho archivo no exista crea uno nuevo con el nombre ECG.txt

```
//VERIFICACION DE EXISTENCIA DE ARCHIVO TXT
int fun_verifica_archivo(){
  nombre_archivo="ECG.txt";
  if (SD.exists("ECG.txt")){
    SD.remove("ECG.txt");
    Serial.println("El archivo ECG.txt ya existe se procedera a eliminarlo...");
  }
  Serial.println("El nuevo archivo de almacenamiento es ECG.txt");
  Serial.write(10);
}
```

Ilustración 47 Función que verifica o crea el archivo en la memoria SD.

Fuente: Autores.

La función `fun_escribir_SD()` permite abrir el archivo de texto para grabar los datos de las señales cardiacas tomadas desde el módulo AD8232.

```
//ESCRITURA DE DATOS ECG EN LA MICRO SD
int fun_escribir_SD(){
  archivo = SD.open("ECG.txt", FILE_WRITE);// el modo FILE_WRITE significa que vamos a abrir el archivo "prueba.txt" para su lectura o escritura. Si el archivo no existe, lo crea!!
  if (archivo) {
    //archivo.print(matriz[1][1]); //fun_lecturaECG()
    //archivo.print(' ');
    //archivo.println(matriz[1][1]);
    archivo.println(fun_lecturaECG());
    archivo.close();
    //Serial.println(fun_lecturaECG());
    Serial.write(10);
  } else {
    Serial.println("ERROR EN APERTURA DE ECG.txt!"); //texto de falla en apertura del archivo
  }
  delay(10);
}
```

Ilustración 48 Función escritura en el micro SD.

Fuente: Autores.

10.2 ALMACENAMIENTO DE LA SEÑAL ECG EN LA NUBE

En este proyecto se implementó una nube denominada OWNCLOUD la cual es una plataforma web gratuita y de código abierto para la sincronización de datos, intercambio de archivos y almacenamiento en la nube; al mismo tiempo se puede compartir con otras nubes ya sea de manera pública o privada. En este software se pueden almacenar archivos con diferentes formatos, gestionarlos y compartirlos en dispositivos móviles y escritorio. Una de las ventajas que presenta este software es que tiene el control completo sobre los datos, esto quiere decir que un Cloud está instalado en el propio hardware o se contrató con un ISP con solución IaaS con seguridad de tecnología de cifrado y crea seguridad a los administradores del servicio.

El diseño de nuestra nube corresponde a un modelo de servicio de infraestructura privada ya que será implementado y administrado únicamente por el personal a cargo.

La arquitectura implementada será de la siguiente manera:

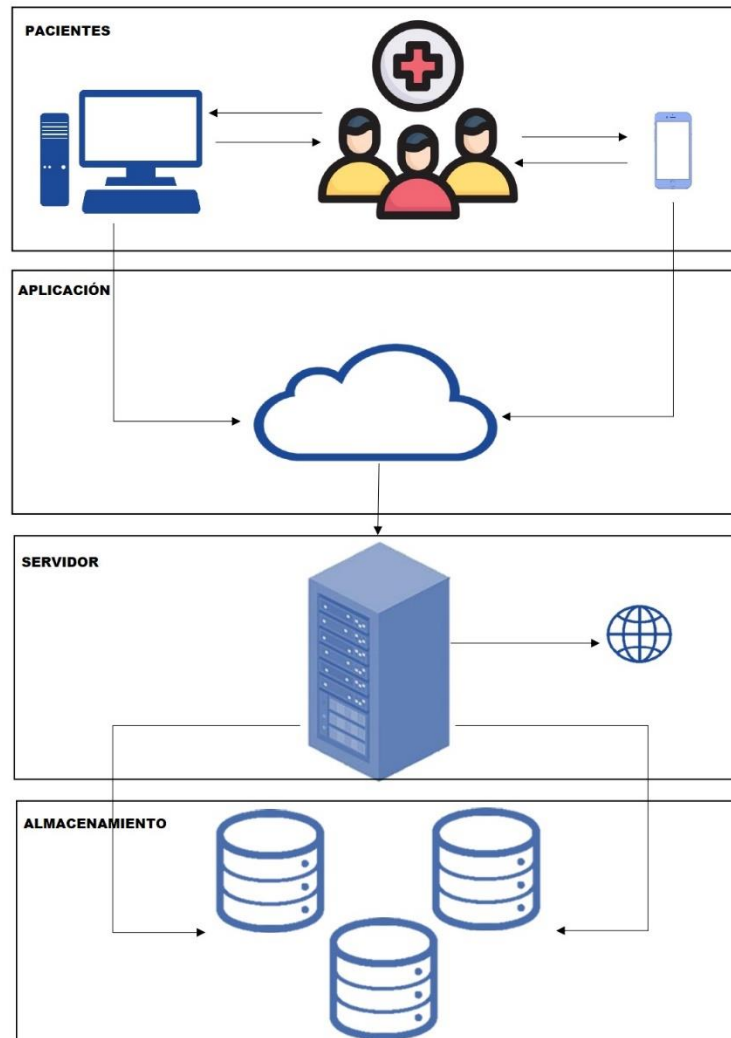


Ilustración 49 Arquitectura del Cloud.

Fuente: Autores

En primera instancia se encuentra la capa de usuarios, que en esta oportunidad serán pacientes, que podrán acceder a la plataforma a través de cualquier dispositivo que cuente con una conexión a internet.

La segunda capa será la capa de aplicación en donde se administrara el almacenamiento dentro del servidor haciendo uso de la plataforma OwnCloud.

Luego, en la tercera capa, se corresponde al almacenamiento propiamente dicho. Ambas capas forman nuestro servidor de almacenamiento.

FUNCIONES OWN CLOUD	
Flujo de actividad	El flujo de actividad ofrece una visión general sobre todas las acciones que realizan los usuarios de la nube. Si cargan, editan, eliminan o comparten un archivo, todo se guarda automáticamente en el registro de eventos.
Gestión de los grupos y de los derechos	Los usuarios pueden crear grupos para facilitar el uso compartido de archivos a un grupo específico de usuarios, pero además también se puede limitar el acceso a los contenidos compartidos de manera selectiva (eliminar, modificar, crear, compartir).
Paquetes de carga (upload chunking)	El software de almacenamiento en línea permite dividir los archivos en pequeños paquetes (“chunks”) antes de cargarse. En el caso de los archivos más grandes, ownCloud también soporta tamaños mayores de 4 GB, por lo que es una característica muy interesante.
Trabajo conjunto en documentos de Office	Gracias al proyecto Collabora Online para ownCloud (requiere instalación separada, por ejemplo, a través de Docker) se pueden editar documentos de Office en equipo directamente a través

	del frontend web del servicio de almacenamiento en la nube. Es compatible con los formatos Microsoft Office y LibreOffice.
Creación de versiones y bloqueo de archivos	Para evitar problemas al acceder a los archivos almacenados, estos pueden bloquearse en cualquier momento. Asimismo, OwnCloud también permite realizar versiones de los archivos, de modo que las versiones anteriores pueden recuperarse en cualquier momento.
Suplantación (Impersonation)	Los administradores pueden iniciar sesión como usuarios habituales al configurar el servicio de almacenamiento en la nube para, por ejemplo, ayudar con problemas técnicos.

Tabla 8 Funciones de OwnCloud.
Fuente: Autores.

10.2.1 Procedimientos para la Instalación del Software

1°. Descargar los siguientes Software que será de utilidad para la implementación del sistema.

a. OwnCloud



b. XAMPP



c. NO-IP



2°. Se procede a la instalación del software XAMPP cuya función es permitir la creación de la base de datos MySQL y del servidor Apache.

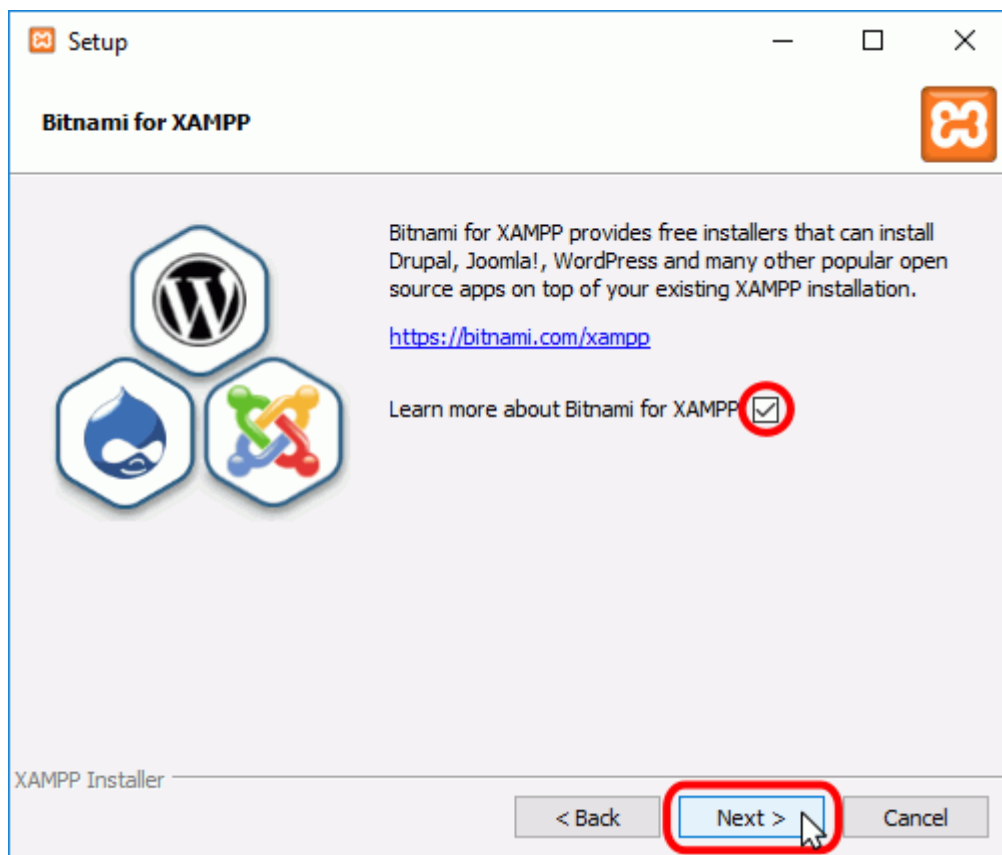


Ilustración 50 Proceso de Instalación Xampp.

Fuente: Autores

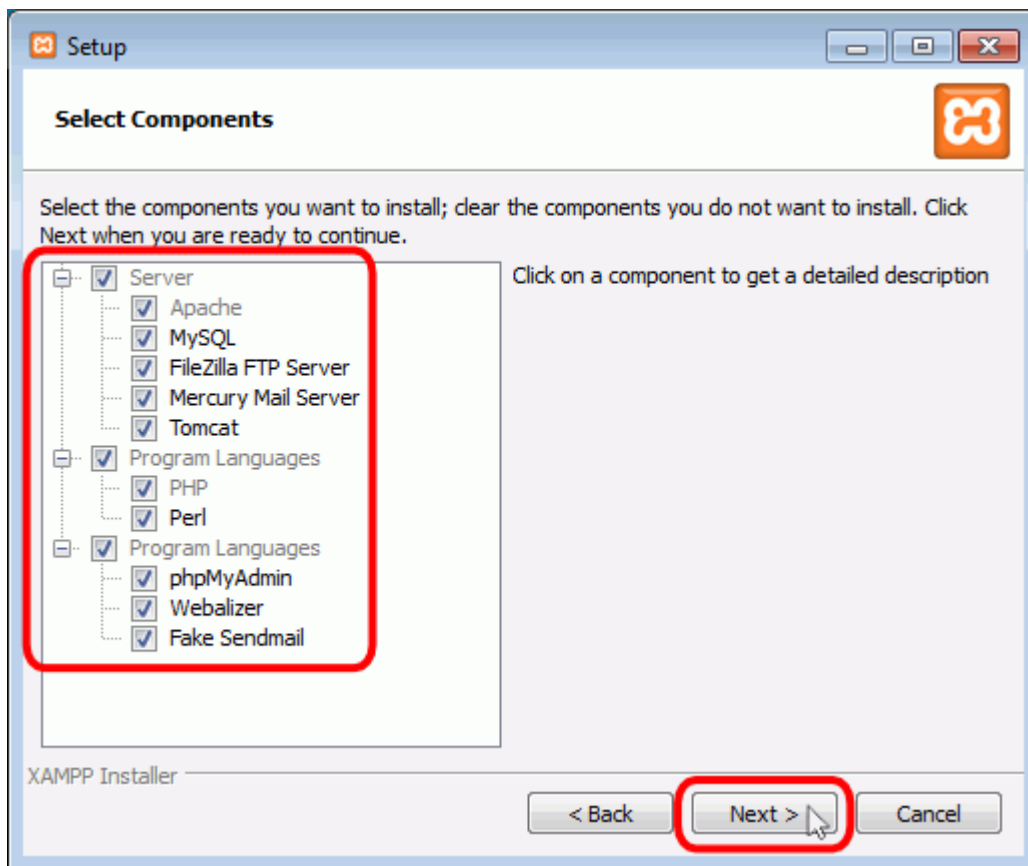


Ilustración 51 Proceso de Instalación Xampp.
Fuente: Autores.

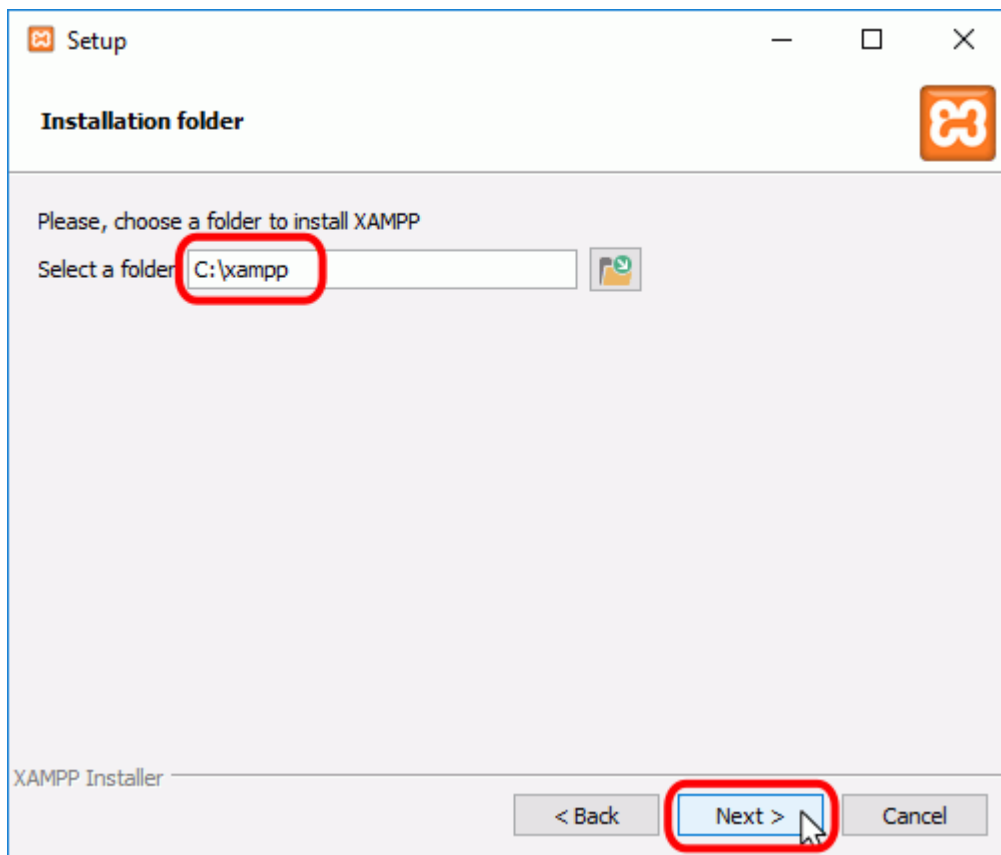


Ilustración 52 Proceso de Instalación Xampp.

Fuente: Autores.

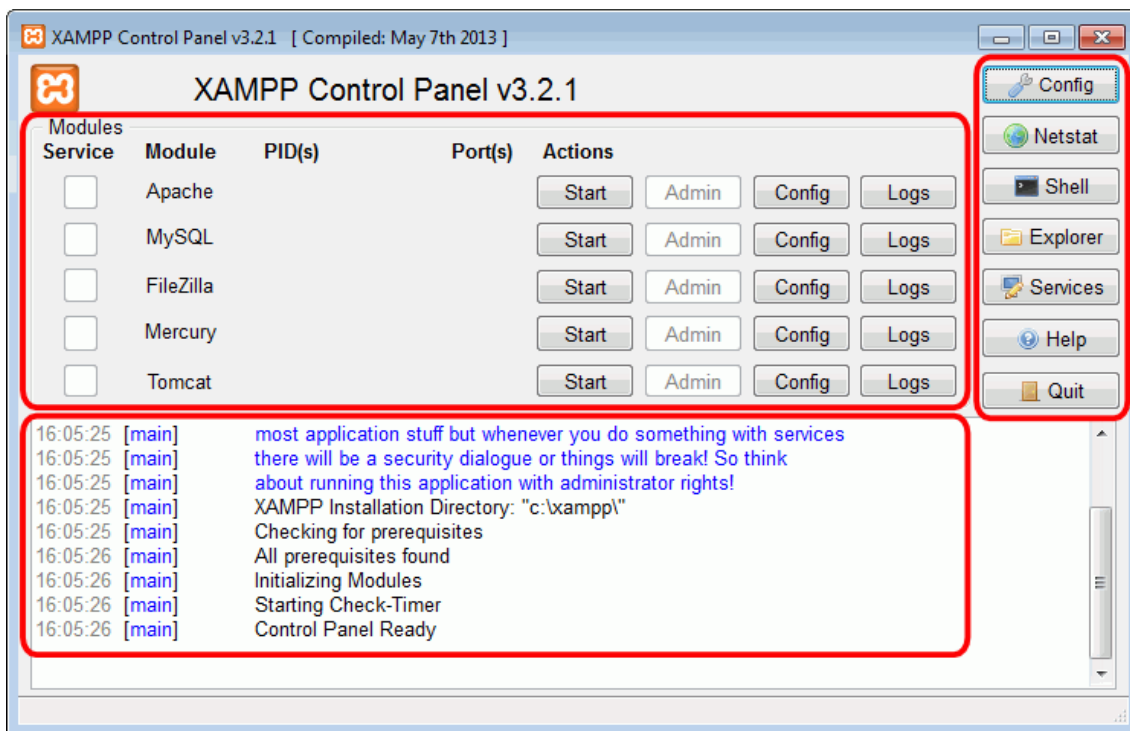


Ilustración 53 Interfaz Gráfica Xampp.

Fuente: Autores.

3°. Habilitar la función MySQL y Apache.

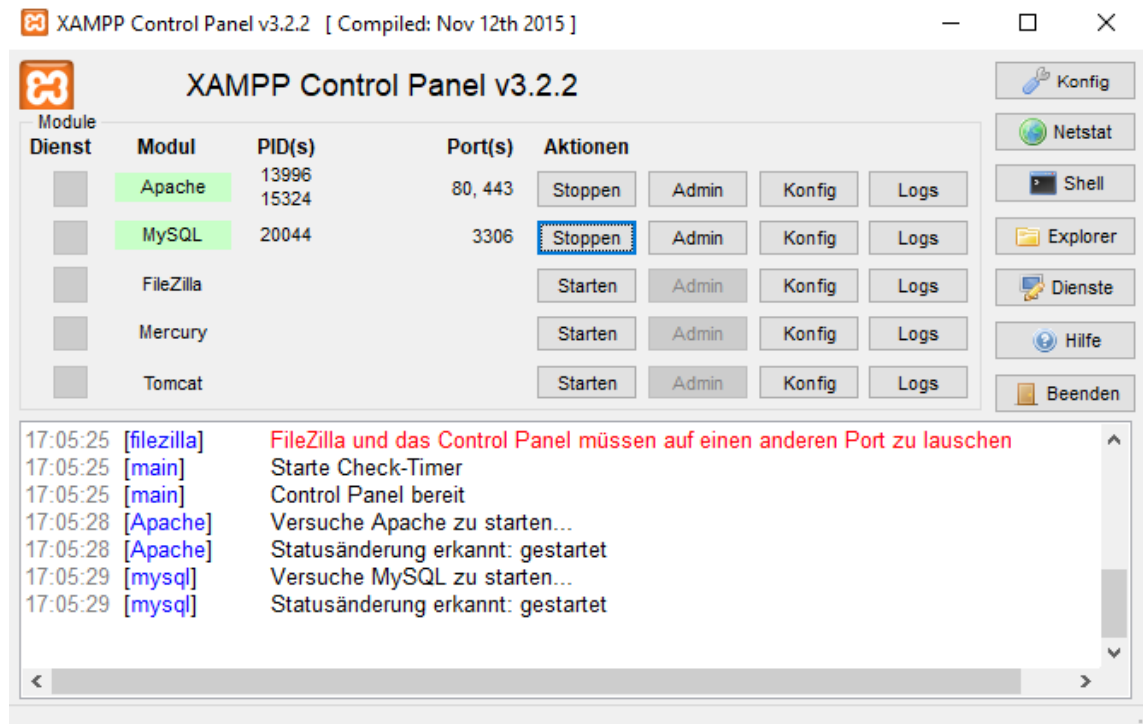


Ilustración 54 Interfaz Gráfica Xampp.

Fuente: Autores.

4°. Instalar OwnCloud.

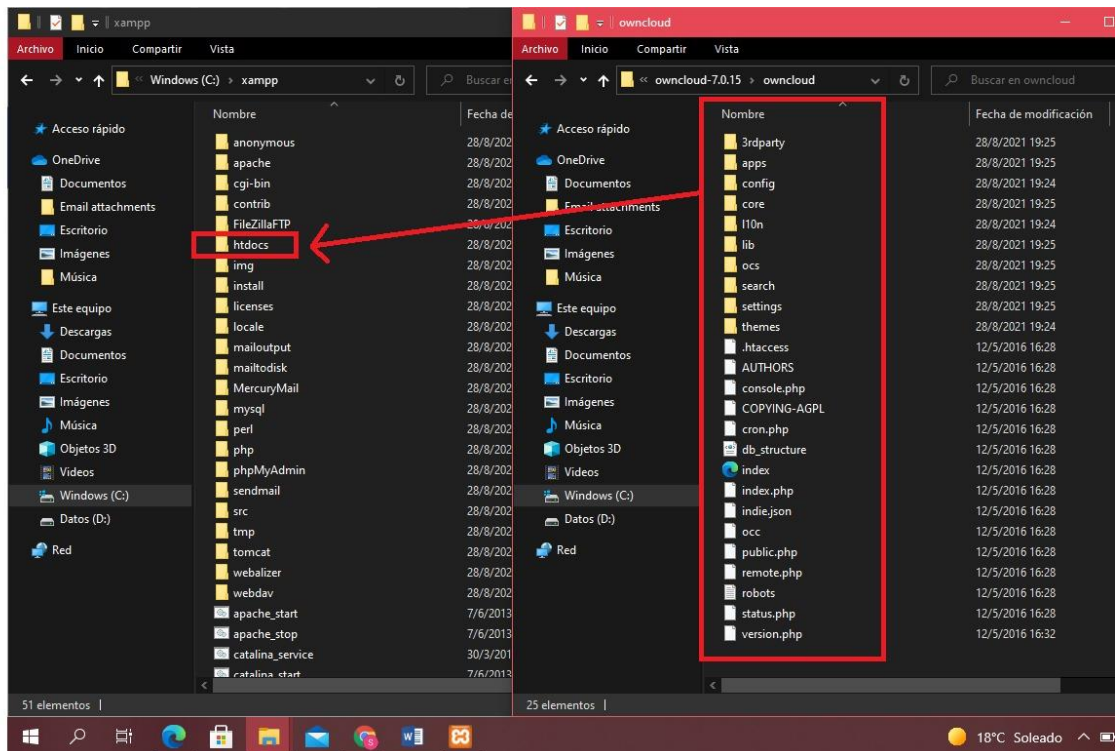


Ilustración 55 Proceso de Instalación OwnCloud.

Fuente: Autores.

5°. Se procede ingresando a phpmyadmin y crear la base de datos para Owncloud, en este caso se denomina ECG.

Con la IP 127.0.0.1 se podrá ingresar y crear la base de datos que será utilizada en el proyecto.

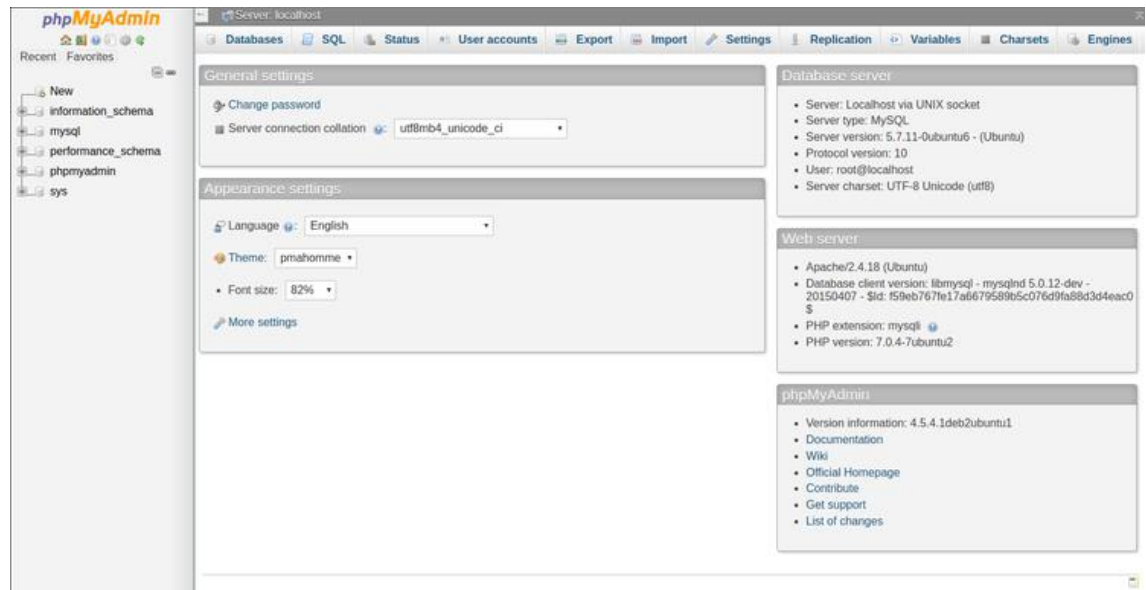


Ilustración 56 Interfaz Gráfica phpMyAdmin.

Fuente: Autores.

6°. Sincronizar OwnCloud con MySQL.

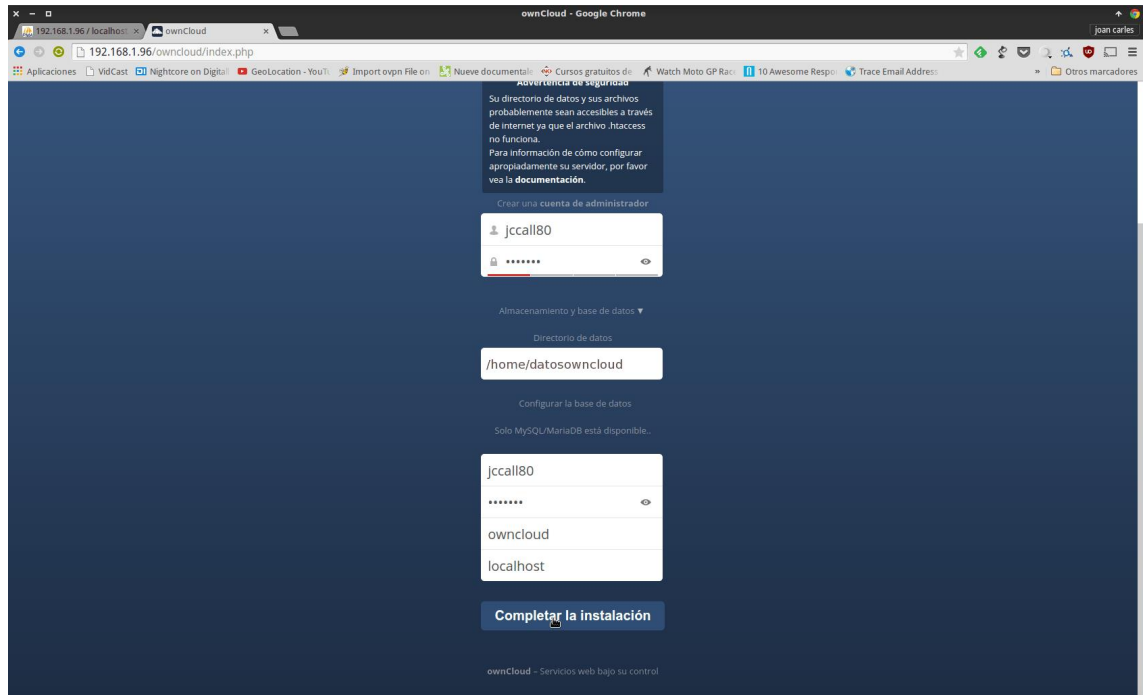


Ilustración 57 Inicio OwnCloud.

Fuente: Autores.

7°. Una vez instalado OwnCloud crear los usuarios y grupos, luego proceder a definir de los pacientes dentro del servidor.

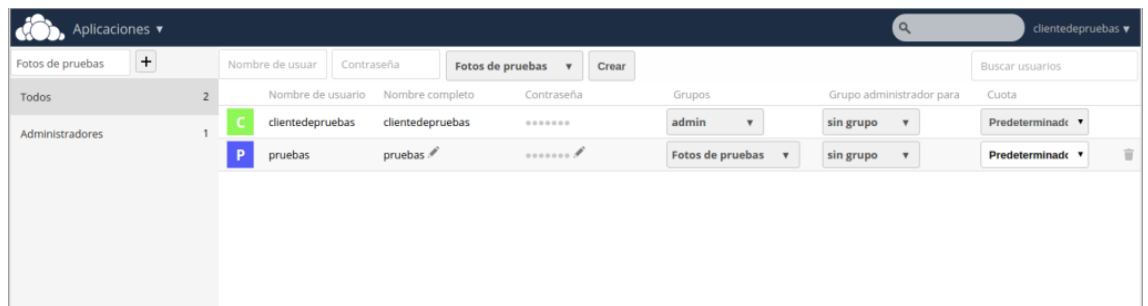
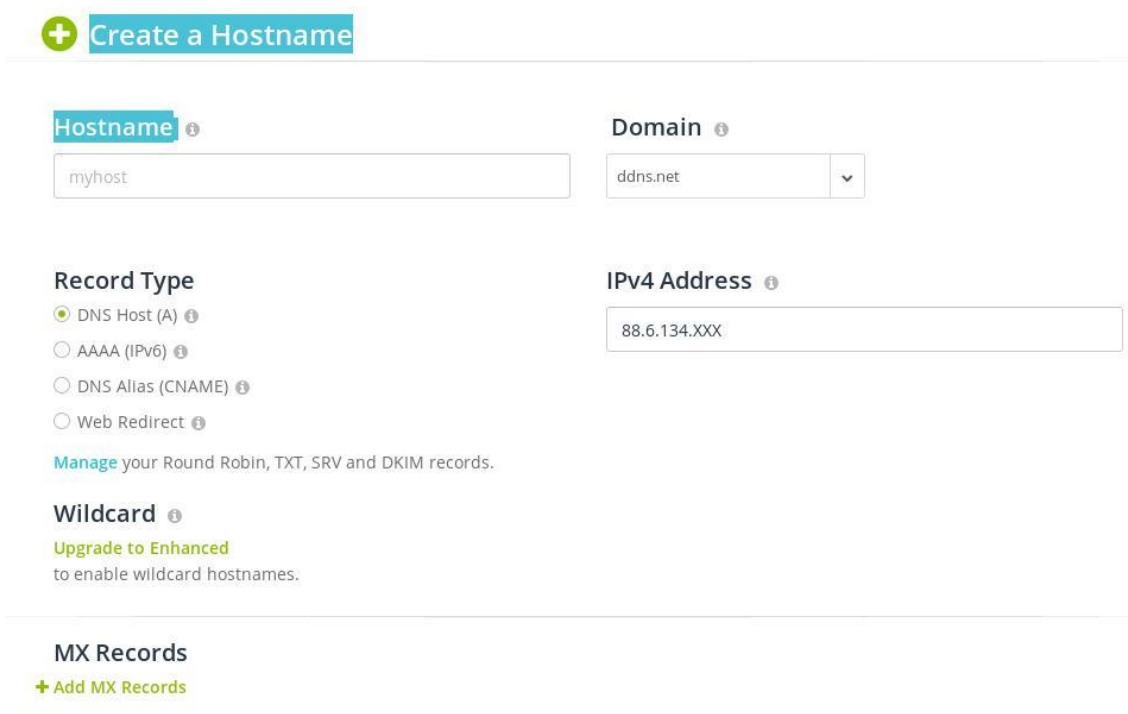


Ilustración 58 Administración de cuentas.

Fuente: Autores.

8°. Instalar No-IP para lograr de esta manera tener acceso remoto. Esto nos permitirá compartir los archivos fuera de la red LAN.



+ Create a Hostname

Hostname ⓘ
myhost

Domain ⓘ
ddns.net

Record Type

- DNS Host (A) ⓘ
- AAAA (IPv6) ⓘ
- DNS Alias (CNAME) ⓘ
- Web Redirect ⓘ

[Manage your Round Robin, TXT, SRV and DKIM records.](#)

Wildcard ⓘ
[Upgrade to Enhanced](#)
to enable wildcard hostnames.

MX Records
[+ Add MX Records](#)

Ilustración 59 Interfaz Gráfica No-Ip.

Fuente: Autores.

10.2.2 Compartir Archivos

Una vez que el paciente se realiza el estudio, el mismo, queda almacenada en la tarjeta SD en formato de archivo *.txt*. Esta memoria deberá ser extraída del equipo de adquisición de señales ECG y se colocará en algún dispositivo con acceso a Internet como por ejemplo Smartphone, Computador, Tablet, etcétera.

Luego de conectar la tarjeta SD, se procede a su almacenamiento en la nube, para ello el administrador deberá brindar, en primera instancia, el usuario y contraseña correspondiente al paciente en cuestión la cual permitirá loguearse al servidor.

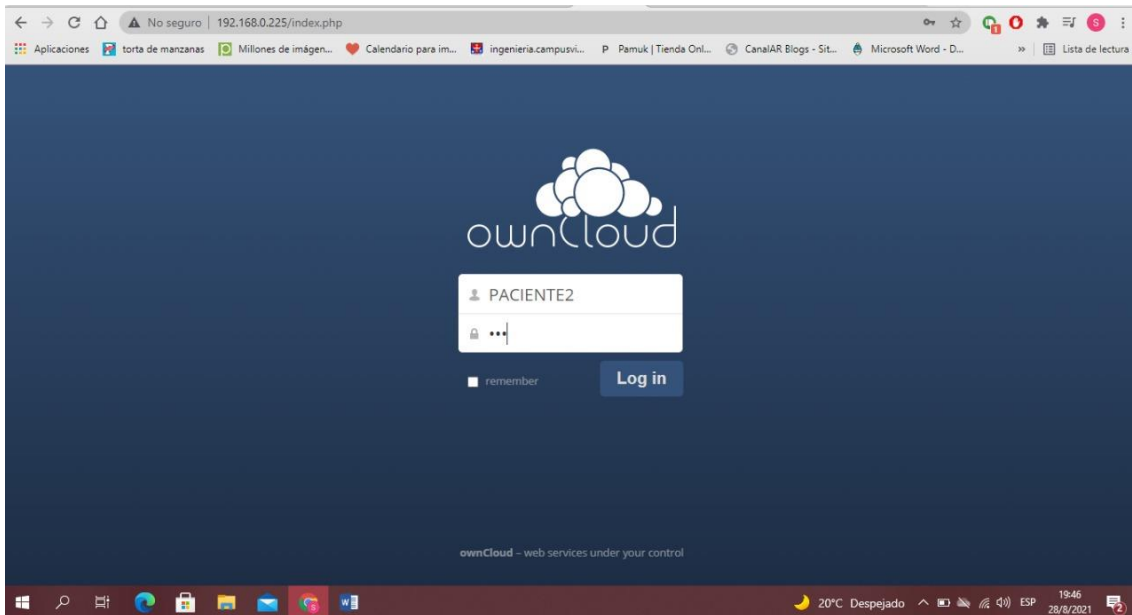


Ilustración 60 Interfaz Gráfica de OwnCloud.

Fuente: Autores.

9°. Dentro de la interfaz gráfica del servidor, se mostraran las carpetas compartidas para cada paciente. En dicha carpeta en donde se procederá a subir el archivo.

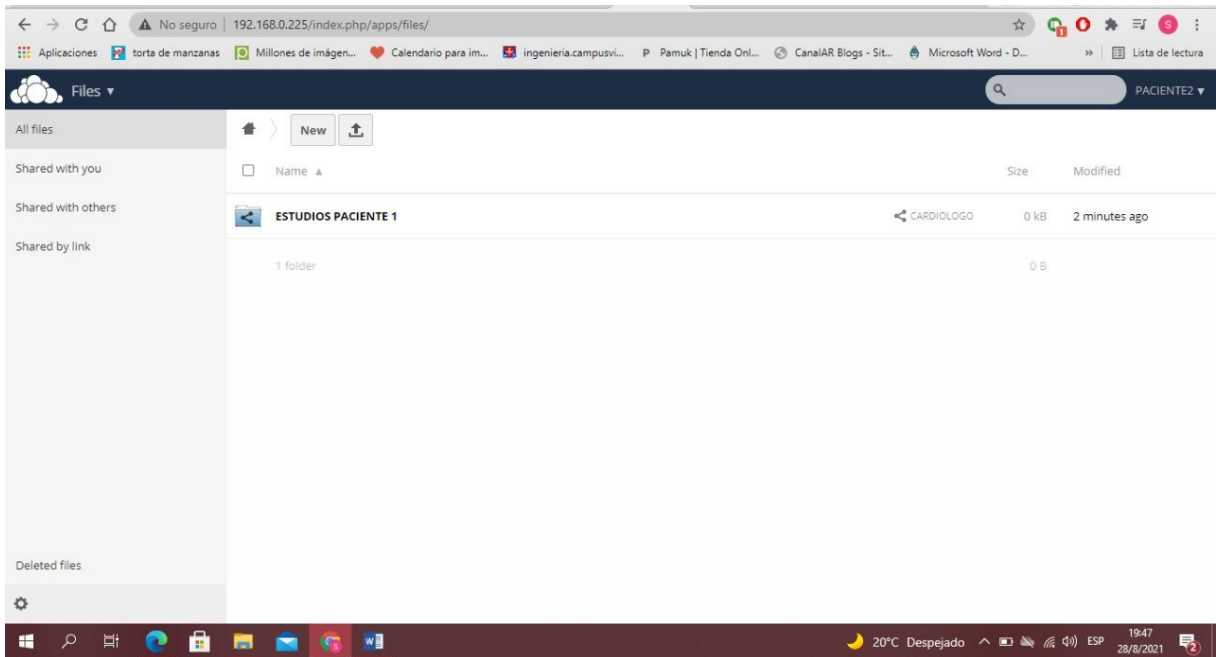


Ilustración 61 Carpetas Compartidas en OwnCloud.
Fuente: Autores.

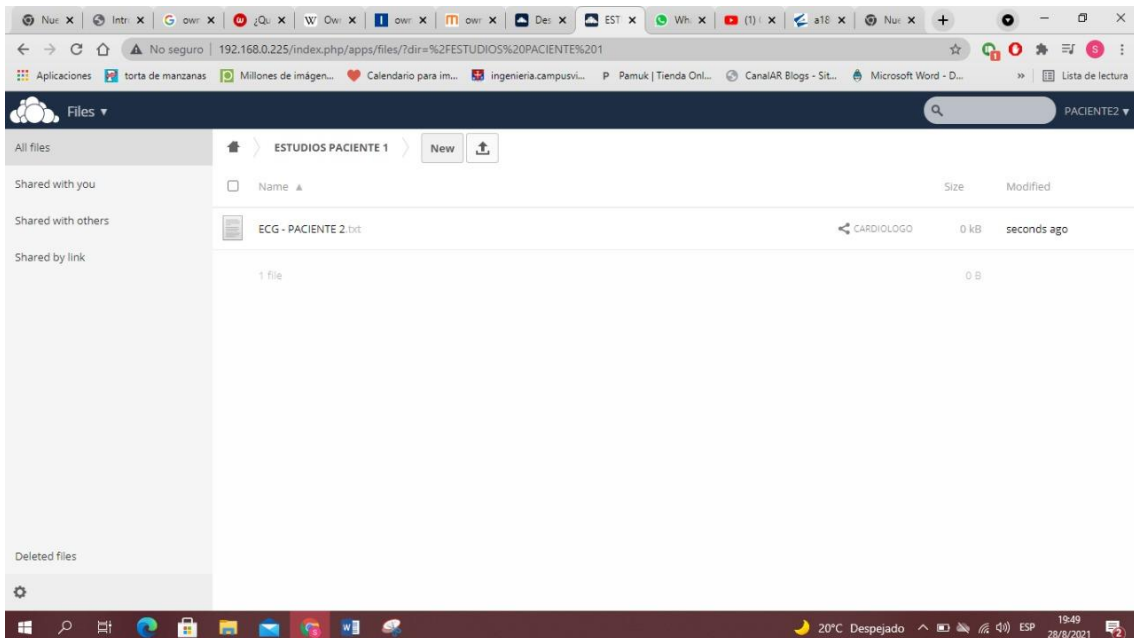


Ilustración 62 Estudio Cardíaco del Paciente.
Fuente: Autores.

10.2.3 Descarga del Archivo .txt

Con el usuario administrador se puede acceder al menú de configuraciones y definir un sinnfín de parámetros, como por ejemplo:

- Administrar archivos.
- Subir archivos.
- Descargar archivos.
- Compartir haciendo uso de una URL del archivo y o carpeta.
- Seguridad.
- Entre otras cosas.

Una vez que los pacientes comparten la información al especialista este podrá visualizarlas en el directorio raíz.

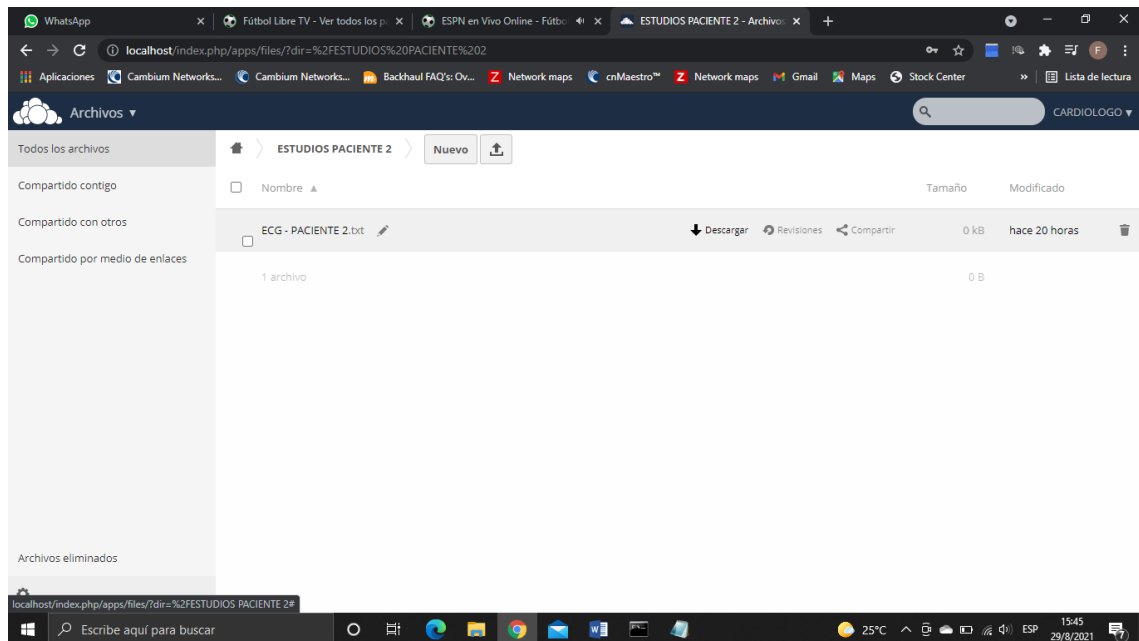


Ilustración 63 Interfaz Gráfica del Doctor.

Fuente: Autores.

Una vez que el especialista tenga acceso al archivo .txt y proceda a descargarlo, podrá usar el mismo para realizar el correspondiente procesamiento con la herramienta MATLAB.

10.3 PROCESAMIENTO DE LAS SEÑALES

Para realizar el procesamiento de una señal ECG, en el dominio frecuencial, realizamos una serie de pasos, manipulando dicha señal de diferentes maneras.

La función principal de procesamiento frecuencial es captar y eliminar componentes de frecuencias que no tengan relación alguna con la señal ECG analizada y que puede ocasionar un falso diagnóstico a un presunto paciente.

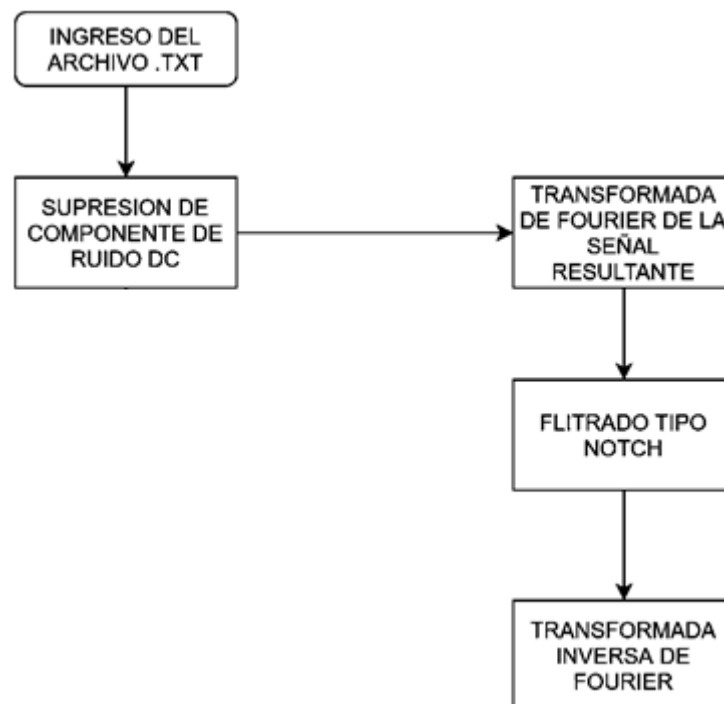


Ilustración 64 Diagrama de Flujo MATLAB.

Fuente: Autores.

Para realizar una demostración en MATLAB de este suceso, tomamos las muestras obtenidas anteriormente. La plataforma cuenta con una función que permite cargar cualquier archivo de texto plano, almacena las muestras de la señal cardiaca en una variable de tipo vector (Y) que representa la señal ECG pura que luego será trabajada cuidadosamente para su posterior

análisis, la misma se denomina “Import Data” y se encuentra en la pestaña *HOME* del software.

Una vez cargado el vector, procedimos a la representación gráfica de la señal pura, en función de la cantidad de muestras por milisegundos (mseg).

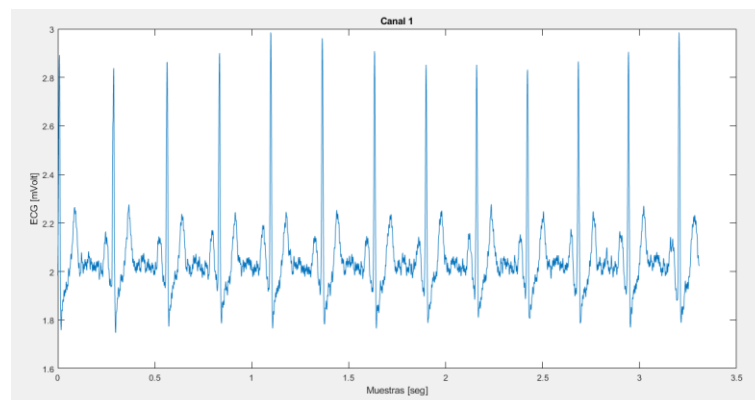


Ilustración 65 - Señal ECG pura.

Fuente: Autores.

Con la señal cargada, podremos empezamos un análisis por canal. Primeramente eliminamos las componentes de ruido DC. Esto se obtiene mediante la diferencia entre la señal ECG y la media de la misma señal. Obteniendo así una señal donde el origen será en 0 (cero) que ayude al profesional a dar un diagnóstico adecuado y lo más verídico posible.

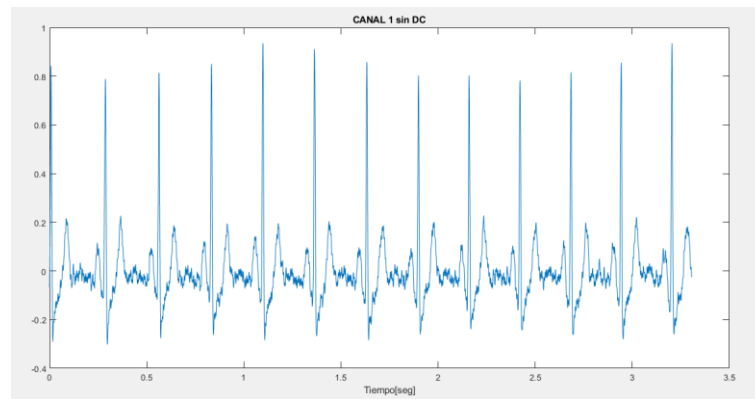


Ilustración 66 Señal ECG sin DC

Fuente: Autores.

Posteriormente calculamos la Transformada de Fourier para cada uno de los canales, permitiéndonos observar que existen componentes ajenos a la señal ECG.

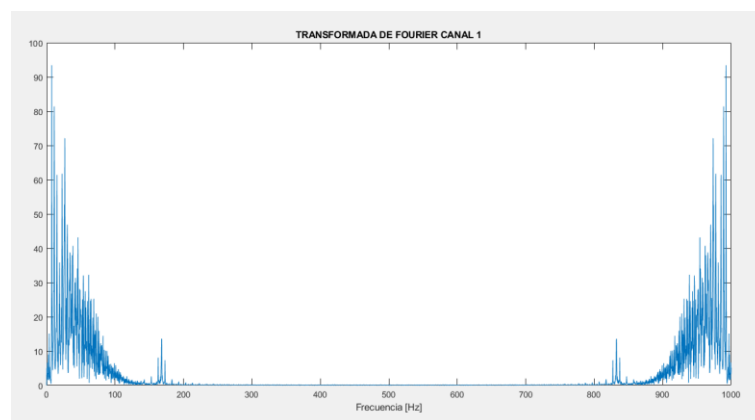


Ilustración 67 Transformada de Fourier en Señal ECG.

Fuente: Autores.

Para eliminar dichos componentes, hicimos uso de un filtro. En este caso el filtro elegido fue el filtro Notch. El cual es electrónico y no permite el paso de señales cuyas frecuencias se encuentran comprendidas entre las frecuencias de corte superior e inferior.

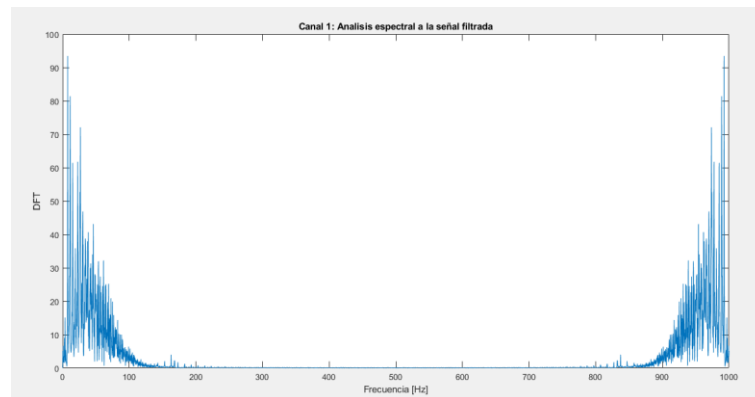


Ilustración 68 Análisis Espectral de la Señal ECG Filtrada

Fuente: Autores.

Como resultado del filtrado y posterior aplicación de la Transformada de Fourier, obtuvimos los siguientes resultados:

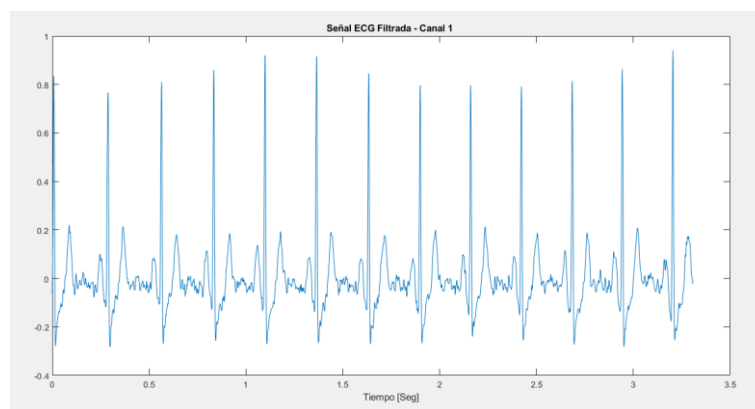


Ilustración 69 Señal ECG Filtrada.

Fuente: Autores.

10.3.1 ¿Por qué MATLAB?

Matlab es un lenguaje de programación interpretado e interactivo; se dice que es un programa intérprete dado que recibe órdenes y la ejecuta. Está escrito en C, C++, JAVA y

permite la manipulación de matrices, el trazado de funciones, la implementación de algoritmos y la creación de interfaces de usuarios.

El principal propósito por el cual utilizar MATLAB, es su eficiencia y potente rendimiento para realizar cálculos técnicos complejos; lo cual nos permite utilizarlo en diferentes aspectos de nuestra vida como por ejemplo: matemáticas, computación, creación de prototipos, desarrollo de algoritmos, etc. Lamentablemente, a pesar de ser un programa de buenas prestaciones, el mismo posee una licencia de un costo elevado que afecta al presupuesto tanto de pequeñas empresas como a multinacionales. En la actualidad una licencia perpetua de este software tiene un costo de USD 2900 aproximadamente.

Debido a este aspecto, se propone un software alternativo, que es compatible a un 99% con MATLAB, totalmente gratuito y se basa en bibliotecas de código abierto o libre. Este software se denomina OCTAVE.

OCTAVE es un software que presenta un lenguaje de programación de alto nivel y que está diseñado principalmente para cálculos numéricos. Cuenta con una interfaz de texto y una interfaz gráfica experimental. Es similar a MATLAB pero su rendimiento es más lento.

MATLAB	OCTAVE
Es un laboratorio de matrices, denominado lenguaje utilizado para cálculos técnicos.	Es un lenguaje de programación utilizado para cálculos numéricos.
Fue escrito en lenguaje de programación C, C++ y JAVA.	Fue escrito en lenguaje C, C++ y Fortran.
No es un lenguaje de código abierto	Es un lenguaje de código abierto
Consume más memoria	Consume menos memoria que Matlab
Tiene una muy buena interfaz por lo tanto por lo tanto es fácil de operar	Tiene una interfaz gráfica compleja
Permite la carga de archivos vacíos	No está permitido cargar archivos vacíos

No admite operadores de asignación y de incremento automático de estilo C, es decir, $i++$, $++i$, etc.	Admite operadores de asignación y de incremento automático de estilo C, es decir, $i++$, $++i$, etc.
La velocidad de ejecución es mayor.	La velocidad de ejecución es más lenta.

11 CONCLUSIONES

El principal propósito de este proyecto fue la generación de señales electrocardiográficas y la implementación de un algoritmo de procesamiento de señales cardíacas basado en un análisis tiempo-frecuencia y, lograr evitar la necesidad de acercarse al consultorio de un especialista para poder llevar un control, diagnóstico o análisis de la salud cardíaca. Este monitoreo se puede llevar a cabo de manera totalmente remota, evitando así el contacto estrecho entre el paciente y profesional de la salud para cumplir con los protocolos establecidos.

Antes de poder llevar a cabo este análisis se realizó un breve estudio acerca de la electrofisiología del corazón y sus principales problemas. Al centrarnos en las señales de Electrocardiogramas (ECGs) tenemos como principal beneficio su fácil adquisición pero como principal inconveniente la sensibilidad a perturbaciones eléctricas. Por lo tanto, nuestro proyecto se centró en suprimirlas. Para ello se han estudiado las diferentes técnicas de procesamiento de la señal cardíaca, es decir, se buscó la obtención del rango espectral de interés utilizando un filtro digital (FIR).

Luego de una larga investigación para la adquisición de las señales ECG en la plataforma, se descubrió el módulo AD8232 que permitía tomar señales cardíacas de una manera sencilla, adicionalmente realiza el procesamiento de la señal en tiempo real.

Una vez obtenidas las señales cardíacas, nació la necesidad de la creación de un servidor o también denominado Cloud que nos permita compartir los archivos *.txt* de manera remota y segura. Cada usuario o paciente tendrá acceso a la nube a través de un Usuario y Contraseña suministrado por el Administrador del servicio o del especialista médico.

De esta manera logramos uno de los principales objetivos del proyecto, el cual es lograr obtener un estudio cardiológico de manera totalmente remota.

El procesado de la señal ECG se realizó mediante un algoritmo desarrollado en la herramienta Matlab, permitiendo eliminar los ruidos indeseables que se adquirieron durante la toma de muestras.

A pesar que los resultados obtenidos en este proyecto fueron satisfactorios, sabemos que es un sistema al cual se le puede realizar ciertas mejoras para obtener resultados aún más precisos. Por ejemplo, para lograr una buena adquisición de las señales ECG es preferible usar electrodos nuevos en cada medición, ya que los mismos pierden la capacidad y sensibilidad para la adquisición de las muestras, al mismo tiempo es recomendable limpiar el área donde se colocarán los electrodos para tener una buena conducción.

Para concluir, el desarrollo de este proyecto nos permitió darnos cuenta de la variedad de ramas en las que un ingeniero en Telecomunicaciones podría desarrollarse profesionalmente, como es en el caso de la telemedicina. Debemos percatarnos que la telemedicina es una modalidad que llegó para quedarse ya que durante el año 2020 adquirió una mayor relevancia a causa de la situación que atravesamos a nivel mundial. Nosotros como futuros profesionales debemos adaptarnos a las nuevas tendencias mundiales y hacer uso de nuestro ingenio con el propósito de crear herramientas y medios que sirvan para lograr un impacto médico positivo y facilite el trabajo al personal de salud, mejorando la calidad de vida de la población en general.

Hablar de este tipo de servicios es hablar del avance y la importancia que tienen las telecomunicaciones en nuestra vida actualmente. El trabajo colaborativo de la ciencia médica y la tecnológica es una promesa para contribuir a un sistema de salud integral en cualquier lugar del mundo.

12 BIBLIOGRAFÍA

1. José Bocanegra y Yois Pascuas, R. 2016. *Estado Actual de la Telemedicina: una revisión de literatura.*
2. Fundación MF, 2020. *Telemedicina, actualidad y futuro.*
https://www.fundacionmf.org.ar/visor-producto.php?cod_producto=5800
3. Analog Devices, 2012. Data Sheet AD8232.
4. Kervin Rojas, Carmen Romero y Pedro Romero, 2013. *Modelo de Procesamiento Digital de señales Cardiacas desarrollado en MATLAB.*
5. José Lorenzo Romero, 2015. *Análisis de Señales Electrocardiográficas usando técnicas de procesamiento digital.*
6. Juan D. Aguilar Peña, 2005. *Electrónica de Potencia.*
7. Asociación Argentina de Medicina Respiratoria. R. 2020.
<http://www.aamr.org.ar/lagaceta/andemia-covid-19-la-telemedicina-llego-para-quequedarse/>
8. Fundación MF. 2020. https://www.fundacionmf.org.ar/visor-producto.php?cod_producto=5800
9. Héctor Pámpanas Rodríguez. R, 2015. *Análisis espectral de señales cardiacas mediante frecuencia dominante.*
10. Antonella Sgarlatta, 2016. *Sensor inalámbrico de ECG conectado vía Bluetooth a aplicaciones de análisis automático en el teléfono móvil.*
11. Gabriel, Galeote Checa, 2017. *Analog ECG controlled by Arduino to monitor cardiac parameters.*
12. Robert Rivas, 2012. *Práctica dos: Filtrado de señales ECG.*
13. MyEKG, 2011. *Cómo leer e Informar un Electrocardiograma.*
14. Omar Báez, 2017. <http://omarbaez.blogspot.com/2013/02/potenciales-de-accion-cardiacos.html>
15. Agencia Iberoamericana para la Difusión de la Ciencia y la Tecnología, 2011.
<https://www.dicyt.com/noticias/innovacion-medica-para-el-corazon>

16. Digital Guide IONOS, 2021. *Owncloud vs. NextCloud.*
<https://www.ionos.es/digitalguide/servidores/herramientas/owncloud-vs-nextcloud-ventajas-e-inconvenientes/>
17. MyLinux, 2014. *OwnCloud, un sueño por hacerse realidad.*
<https://www.muylinux.com/2014/01/15/owncloud/>
18. Análisis De Circuitos Y Sistemas Lineales, 2021.
https://repositorio.innovacionumh.es/Proyectos/P_19/Tema_5/UMH_06.htm
19. Riesgo y eventos cardiovasculares en 17 países de ingresos bajos, medios y altos, 2014.
<https://www.nejm.org/doi/full/10.1056/nejmoa1311890>
20. Enfermedad Cardiovascular En Tiempos De Covid-19, 2020.
<https://www.medicinabuenosaires.com/indices-de-2020/volumen-80-ano-2020-no-3-indice/enfermedad/>
21. <https://www.medicinabuenosaires.com/revistas/vol80-20/n3/248.pdf>
22. Healthc Informal Res, 2015. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4659880/>
23. Que es el protocolo SSL/TLS. <https://www.redalia.es/ssl/protocolo-ssl/>
24. Consultas médicas: *Hospital San Bernardo, Dr. Raúl Barreto y Dr. Patricio Gallo.*

13 ANEXOS

13.1 CÓDIGO GENERACIÓN DE SEÑAL ECG.

```
#include <SD.h> //Libreria para la comunicacion en el bus de dato
#include <SPI.h> //Libreria para el manejo de la tarjeta de memoria
```

File archivo; //forma parte de la Libreria SD y podemos usar sus funciones asociadas para interactuar con la SD

```
int pin_A0_ECG=A0; //ENTRADA ANALOGICA DE LA SEÑAL ECG
int pin_6_LOn=6; // LO-
int pin_5_LOp=5; // LO+
```

```
int pin10_CS = 10; //dado que usa el PIN digital 10 para el SlaveSelect
String nombre_archivo;
int valor;
int matriz[100];
int i;
```

```
void setup() {
  // put your setup code here, to run once:
  Serial.begin(9600); //iniciamos la comunicacion serie a 9600 bps
  pinMode (pin_A0_ECG,INPUT);
  pinMode (pin_6_LOn,INPUT);
  pinMode (pin_5_LOp,INPUT);
  Serial.write (10);
  fun_ini_SD();
  Serial.write(10);
  delay (1000);
}
```

```
void loop() {
  for (i=1;i<101;i++){
    fun_lecturaECG();
    matriz[i]=valor;
    //Serial.println(valor);
    Serial.println(matriz[i]);
    //fun_escribir_SD();
  }
  delay(1);
  //Serial.println("fin carga");
}
```

```
//ADQUISICION DE LA SEÑAL ECG MEDIANTE EL MODULO AD8232
float fun_lecturaECG(){
```

```
if ((digitalRead(pin_6_LOn)==1)||((digitalRead(pin_5_LOp)==1)){
  Serial.println("!");
}
else {
  valor=analogRead(pin_A0_ECG);
}
delayMicroseconds(1000);
return valor;
}

//VERIFICACION DE EXISTENCIA DE ARCHIVO TXT
int fun_verifica_archivo(){
  nombre_archivo="ECG.txt";
  if (SD.exists("ECG.txt")){
    SD.remove("ECG.txt");
    Serial.println("El archivo ECG.txt ya existe se procederá a eliminarlo...");
  }
  Serial.println("El nuevo archivo de almacenamiento es ECG.txt");
  Serial.write(10);
}

//ESCRITURA DE DATOS ECG EN LA MICRO SD
int fun_escribir_SD(){
  archivo = SD.open("ECG.txt", FILE_WRITE);// el modo FILE_WRITE significa que
  vamos a abrir el archivo "prueba.txt" para su lectura o escritura. Si el archivo no existe, lo crea!!
  if (archivo) {
    //archivo.print(matriz[1][i]); //fun_lecturaECG()
    //archivo.print(' ');
    //archivo.println(matriz[1][i]);
    archivo.println(fun_lecturaECG());
    archivo.close();
    //Serial.println(fun_lecturaECG());
    Serial.write(10);
  } else {
    Serial.println("ERROR EN APERTURA DE ECG.txt!"); //texto de falla en
apertura del archivo
  }
  delay(10);
}

//INICIALIZACION DE MODULO SD
int fun_ini_SD(){
  Serial.print("INICIALIZANDO TARJETA...");
```

```

if (!SD.begin(pin10_CS)){ //proceso de inicialización.El "!" se utiliza para invertir el
resultado de manera que si sale F lo convierte en T y muestra en pantalla el sig. msj!
    Serial.println("FALLO EN INICIALIZACIÓN");
    Serial.write(pin10_CS);
    return 0;
}
Serial.write(10);
Serial.println("INICIALIZACIÓN CORRECTA");
fun_verifica_archivo();
Serial.write(10);
fun_escribir_SD();
delay (1);
}

```

13.2 CÓDIGO DE PROCESAMIENTO DE SEÑALES ECG EN MATLAB

```

delete ( findall(0,'type','figure'));
fs=1000;
%=====SEÑALES ECGs =====
figure(1);
%CANAL 1
ch1=Channel1Y1/1000;
g=0:length(ch1)-1;%cantidad de muestras de dichas señal
t=g/1000;
subplot(1,1,1);
plot(t,ch1);
xlabel('Muestras [seg]');
ylabel('ECG [mVolt]');
title('Canal 1')
%=====ELIMINAR COMPONENTES =====
%Eliminar componente dc de ruido canal 1
ecgsinDC= ch1 - mean (ch1);% la diferencia señal ecg y la media de la señal ecg elimina
la precencia de ruido dc
figure (2);
subplot(1,1,1);
plot(t,ecgsinDC);
xlabel('Tiempo[seg]');
title('CANAL 1 sin DC');
%===== TRANSFORMADAS DE CADA CANAL =====
%transformada de fourier canal 1
figure(3)
muestras = length(ecgsinDC);
tch=fft(ecgsinDC,muestras);

```

```

abscisas=linspace(0,fs,muestras);
subplot(1,1,1);
plot(abscisas,abs(tch));
title('TRANSFORMADA DE FOURIER CANAL 1');
xlabel('Frecuencia [Hz]');
%===== FILTRO NOTCH =====
figure(5);
%Filtro Notch Canal 1
w0=55.4/(fs/2);
bw= 0.05; %factor de calidad w0/q
[b,a]=iirnotch(w0,bw);
filtrar=filter(b,a,ecgsinDC);
subplot(1,1,1);
plot(t,filtrar);
title('Señal ECG Filtrada - Canal 1 ');
xlabel('Tiempo [Seg]');
%===== FFT filtros =====
figure(4)
%transformada de señal filtrada canal 1
ordenadas=fft(filtrar);
ordenadas=abs(ordenadas);
abscisas=linspace(0,fs,muestras);% vector linealmente espaciado
subplot(1,1,1);
plot(abscisas,ordenadas);
xlabel('Frecuencia [Hz]');
ylabel('DFT');
title('Canal 1: Analisis espectral a la señal filtrada');

```