

See discussions, stats, and author profiles for this publication at: <https://www.researchgate.net/publication/358287108>

Handy EKG: un dispositivo de bajo costo para la lectura y análisis de la actividad eléctrica del corazón Handy EKG: a low-cost device for the reading and analysis of the electrical...

Preprint · February 2022

CITATIONS

0

READS

175

8 authors, including:



Óscar G. Hernández

National Autonomous University of Honduras

9 PUBLICATIONS 28 CITATIONS

[SEE PROFILE](#)



Servio Paguada

IKERLAN/Radboud University

15 PUBLICATIONS 47 CITATIONS

[SEE PROFILE](#)



Jhiamluka Solano

Scunthorpe General Hospital

28 PUBLICATIONS 7 CITATIONS

[SEE PROFILE](#)

Handy EKG: un dispositivo de bajo costo para la lectura y análisis de la actividad eléctrica del corazón

Handy EKG: a low-cost device for the reading and analysis of the electrical activity of the heart

Raul Palma, Oscar Hernández, Alejandro Calderón, Servio Paguada y Erick Marin

Departamento de Ingeniería en Sistemas, Universidad Nacional Autónoma de Honduras

{raul.palma, oghernandez, alejandro.calderon, servio.paguada y erick.reyes}@unah.edu.hn

Jhiamluka Solano

Salford Royal Hospital, Manchester, Reino Unido

jhiamluka.solano-velasquez@nhs.net

Kellyn Funes, Hana Sandoval

Instituto Hondureño de Seguridad Social

{kellynfunes16, hamisarik}@gmail.com

Resumen

Este trabajo presenta el diseño y pruebas iniciales de un pequeño electrocardiógrafo portátil construido con hardware de bajo costo que se ha denominado como “Handy EKG”, este se propone como una alternativa para mejorar el diagnóstico de enfermedades cardíacas en el primer nivel de atención en salud en Honduras. Los resultados preliminares muestran que el Handy EKG realiza lecturas de la actividad cardíaca similares a las de un electrocardiógrafo convencional en una de sus derivaciones a un costo mucho menor y permite además que las lecturas y los datos clínicos de los pacientes, al ser almacenados de forma digital en la nube de Internet, puedan ser consultados de forma remota por médicos especialistas y podrían ser usados en un futuro para hacer un diagnóstico automático.

Palabras clave

electrocardiógrafo portátil, hardware de bajo costo, prototipo, telemedicina

Abstract

This paper presents the design and initial tests of a small portable electrocardiograph built with low-cost hardware that has been named “Handy EKG”, it is proposed as an alternative to improve the diagnosis of heart diseases at the first level of healthcare in Honduras. Preliminary results show that the Handy EKG performs readings of cardiac activity similar to those of a conventional electrocardiograph in one of its leads at a much lower cost and also allows the readings and clinical data of patients, to be digitally stored in the Internet cloud, this way they can be consulted remotely by medical specialists and could be used in the future to make an automatic diagnosis.

Keywords

portable electrocardiograph, low-cost hardware, prototype, remote healthcare

I. INTRODUCCIÓN

En la actualidad, la enfermedad cardiovascular constituye la mayoría de las muertes por Enfermedades No Transmisibles (ENT) llegando a 41 millones de personas cada año a nivel mundial, lo que representa el 71% de todas las muertes en el mundo. Esto involucra un reto de Salud Pública para los países en vías de desarrollo, especialmente porque el 85% de muertes de personas entre 30 y 69 años se producen en estos países. Es importante resaltar que, de estas enfermedades, las patologías cardiovasculares constituyen la principal causa de muerte por encima del cáncer, enfermedades respiratorias y la diabetes. De acuerdo con [1] existen muchos factores de riesgo modificables asociados al contexto social de estos países como la obesidad, sedentarismo y hábitos nocivos para la salud.

Las enfermedades cardiovasculares se encuentran asociadas a patrones sociales característicos de los países en vías de desarrollo, como el tipo de trabajo, educación o ingreso económico. Según datos de [2], en Latinoamérica según el estudio CARMELA (Cardiovascular Risk Factor Multiple Evaluation in Latin America) la prevalencia de hipertensión arterial fue del

18%, hipercolesterolemia del 14%, la diabetes del 7%, el síndrome metabólico del 20%, la obesidad del 23% y el tabaquismo del 30%. La obesidad por sí sola representa el mayor valor de riesgo poblacional atribuible para desarrollar un infarto agudo de miocardio [3], [4].

Las enfermedades cardiovasculares en Honduras no tienen hasta la fecha un marco de referencia bien definido debido a la inexistencia de estudios que aporten información valiosa con respecto a este tema. Sin embargo, según la American Heart Association el 25% de los varones y el 16% de las mujeres tienen enfermedades coronarias, por tanto podemos, concluir que en nuestra población existen prevalencias similares [5], [6]. Parte de las estrategias que se utilizan para mejorar el pronóstico de estos pacientes una vez se presentan con cuadros agudos es el uso de exámenes de laboratorio y pruebas fisiológicas como el electrocardiograma (ECG) utilizado universalmente para el cribado y diagnóstico de las enfermedades cardíacas. Este tipo de abordajes se limitan en gran parte al segundo y en especial al tercer nivel de atención, lo cual reduce la posibilidad de cribado de pacientes que pueden recibir una atención más oportuna sobre sus condiciones cardíacas.

Uno de los principales instrumentos durante el cribado y diagnóstico de pacientes con patologías cardíacas es el electrocardiógrafo, cuya adquisición representa un alto costo para los servicios de salud que ya se encuentran en dificultad económica. Por tanto, desarrollar abordajes que contribuyan a acortar la brecha que separa a pacientes de un cribado y diagnóstico oportuno es de suma importancia para nuestro país. Una de las posibles soluciones es el desarrollo local de tecnologías de bajo costo que puedan ser implementadas en el primer nivel de atención de salud como el electrocardiógrafo.

Hemos desarrollado un prototipo de electrocardiógrafo de bajo costo denominado “Handy EKG”, este dispositivo tiene como objetivo apoyar el cribado y diagnóstico de patologías cardíacas comunes como infarto agudo de miocardio, taquiarritmias y bradiarritmias mediante la lectura de una de las 12 derivaciones de un ECG convencional. Las derivaciones son lecturas que representan la actividad eléctrica del corazón, su velocidad y área del corazón donde estas se dan.

Este dispositivo tiene dimensiones de bolsillo y puede enlazarse de manera inalámbrica con un dispositivo móvil, permitiendo de esta manera la facilidad de manejo y transporte. Por último, el dispositivo facilita la comunicación con el tercer nivel de atención ya que al almacenar los datos en la nube permite acceder a las lecturas por parte de especialistas y fortalecer el cribado, diagnóstico y plan de manejo de cada paciente, en caso de ser necesario.

El dispositivo ya pasó por una etapa de pruebas iniciales donde se hicieron ajustes de software y hardware de acuerdo a los resultados que brindó con una muestra de 10 personas. Una vez calibrado, se realizó un estudio con 50 personas, cuyos datos se encuentran en análisis. En este trabajo se presentan los resultados obtenidos en la primera etapa de pruebas.

El resto de este documento esta conformado de la siguiente manera: en la sección II se presenta una revisión de la literatura reciente, la sección III, describe el dispositivo desarrollado y las pruebas realizadas, la sección IV, presenta los resultados obtenidos, luego se discuten estos resultados y el trabajo futuro en la sección V. La sección VI cierra el documento con los agradecimientos.

II. TRABAJOS RELACIONADOS

De acuerdo a revisión de la literatura, es posible dividir los trabajos relacionados en dos categorías: (i) centrados en el diseño de dispositivos y/o recolección de datos médicos y (ii) centrados en la creación de modelos para el diagnóstico automático. Esta segunda categoría se incluye ya que si bien es cierto, el Handy EKG actualmente no tiene capacidades de diagnóstico automático, dotarlo de capacidades mínimas en este sentido es parte de los objetivos que se plantean para el mismo en futuras versiones. En cuanto a la primera categoría, se han encontrado numerosos trabajos que de una u otra forma han contribuido al avance de la tecnología en esta área.

Iniciamos esta revisión con el estudio de Gifari et al. [7] que propone el diseño de un dispositivo ECG como solución al problema de la baja disponibilidad de los mismos en zonas rurales. El estudio se realiza en Indonesia y se plantea un situación de recursos limitados similar a la hondureña, donde muchos pacientes prefieren no realizarse los exámenes para no recorrer largas distancias hasta los hospitales principales que cuentan con éstos. El diseño del dispositivo se propone usando el chip AD8232 y se concluye comparando con un dispositivo comercial Nihon KohdenTM Cardiox 9620, obteniendo resultados satisfactorios.

En H. Kailanto et al. [8] los autores muestran un sistema de medición y transmisión de datos ECG basado en un pequeño dispositivo que captura los datos y los envía por medio de tecnología bluetooth a un teléfono celular. Desde el teléfono celular una parte de los datos capturados es enviada a un servidor remoto, para posterior uso por parte de personal médico. Además se hace un pequeño análisis que consiste en la detección de los complejos *QRS* para determinar el ritmo cardíaco. El estudio demuestra que los teléfonos modernos son capaces de realizar las tareas de análisis y recopilación de datos requeridas.

M. A. Ahamed et al. [9] y M. H. Chowdhury et al. [10], son dos estudios similares realizados en Bangladesh, cuyo objetivo es diseñar dispositivos ECG de bajo costo, con capacidad de intercomunicarse con teléfonos inteligentes que permiten visualizar la señales recibidas. El segundo estudio hace una validación del dispositivo comparándolo con uno de uso comercial: Biocare ECG-300G.

En [11] los autores diseñan un electrocardiógrafo portátil para realizar el monitoreo en tránsito de los pacientes. Su principal contribución consiste en el uso de únicamente dos electrodos, en lugar de tres como se hace regularmente. Además, se demuestra

la medición eficaz usando electrodos secos (sin gel) que incrementa el confort del paciente y reducen el tiempo de preparación y posicionamiento. Los resultados del dispositivo se validan comparándolo con un electrocardiógrafo comercial.

En los estudios realizado por M. R. F. Nurdin et al. [12] y T. N. Gia et al. [13] también diseñan dispositivos enfocados en el monitoreo continuo de la actividad cardiaca, y utilizan tecnologías de comunicación centradas en el bajo consumo energético para lograr tiempos de operación de hasta 155 horas continuas en el caso de [13]. Sin embargo, este tipo de propuestas no constituyen una solución al problema planteado, aunque su diseño se haya hecho pensando en el bajo costo, el monitoreo continuo requiere que se utilice un dispositivo por cada paciente lo cual en nuestra realidad resulta prohibitivo. Además, el problema del costo se aumentado debido que las tecnologías de comunicación que se usan en estos estudios: Radio Frecuencia, ZigBee y conexión cableada, requieren la existencia de un segundo dispositivo especializado que se encargue de recibir y transmitir los datos que envía el sensor que realiza el monitoreo.

En [14] se desarrolla un estudio dedicado al diseño de un dispositivo ECG, haciendo un especial énfasis en obtener un dispositivo de muy bajo costo. Sin embargo, existen altas probabilidades de comprometer la calidad del dispositivo, el cual no fue validado en el estudio, y además el esfuerzo de su fabricación incrementa.

A diferencia de los anteriores, en [15] los autores no proponen el diseño de un dispositivo sino más bien una plataforma web (sistema de telemedicina) que envía los datos ECG (simulados en el estudio) por medio de GSM/GPRS a un servidor central. El sistema propuesto demuestra que es posible lograr que un doctor tenga acceso a la información de los pacientes desde cualquier parte del mundo.

Para finalizar la primera categoría de estudios, mencionamos dos estudios que evidencian una conexión con la siguiente categoría. El primero, realizado por Jin et a. [16], presenta el uso de un dispositivo ECG comercial portable. El Alive Bluetooth Heart & Activity Monitor conectado a un celular que recibe los datos de ECG y realiza un monitoreo de los signos vitales del paciente. Con las señales recibidas genera un reporte del estado del paciente de forma similar a como ocurre en los ECG de uso clínico. El dispositivo en cuestión muestra datos como: frecuencia y ritmo cardíaco, eje, intervalo RR, duración del complejo *QRS*, segmento ST y las morfologías de las ondas *P/Q/R/S/T*. Dicho estudio va más allá con respecto a los antes mencionados ya que utiliza un modelo basado en reglas estáticas para identificar de forma automática las siguientes arritmias: contracción ventricular prematura, bradicardia sinusal, flutter ventricular y el bloqueo de rama izquierda. Más aún, se propone el uso de modelo de aprendizaje automático basado en redes neuronales difusas para mejorar la calidad del diagnóstico. Sin embargo, el estudio no muestra ningún tipo de validación de la precisión del modelo basado en reglas, ni proporciona ningún detalle sobre la construcción del modelo de red neuronal, lo que impide conocer si ambos modelos son viables en la práctica y cómo se compara el uno con el otro.

Un estudio similar al anterior se presenta en Deb et al. [17] que propone un ECG que se comunica con un dispositivo inteligente, teléfono celular o tablet. Estos dispositivos al recibir los datos del ECG, realizan un proceso de extracción de atributos aplicando un modelo basado en reglas estáticas para la detección automática de las siguientes afecciones cardíacas: dextrocardia, taquicardia, bradicardia, hipercalemia, isquemia miocárdica, hipercalcemia, bloque sinoatrial y muerte cardíaca súbita. Desafortunadamente, no se presenta una validación de la precisión del modelo de reglas trayendo las mismas consecuencias mencionadas anteriormente.

La segunda categoría general de estudios que se mencionó al inicio de esta sección se refiere a los estudios (ii) centrados en el diseño de modelos para el diagnóstico automático. Estos estudios no intentan desarrollar ningún tipo de dispositivo ECG, sino que utilizan bases de datos abiertas de lecturas realizadas en ambientes clínicos, principalmente la base de datos MIT-BIH [18]. Su objetivo es crear modelos especializados más avanzados y precisos que los modelos basados en reglas estáticas como en dos de los estudios antes mencionados. Consecuentemente, estos modelos son debidamente validados demostrando ser superiores en precisión.

Es notorio recalcar que estos estudios y sus modelos se diseñan y ejecutan usando computadoras de altas prestaciones y no dispositivos portátiles o celulares.

El primer estudio dentro de esta categoría es Chen et al. [19], se presenta un método para la clasificación automática de los latidos identificados en un ECG utilizando una técnica basada en la combinación de atributos proyectados y atributos dinámicos. Los atributos proyectados son obtenidos a partir de una transformación discreta de coseno y los atributos dinámicos se obtiene a partir de tres intervalos RR. La clasificación se realiza utilizando máquinas de soporte vectorial [20] siguiendo dos enfoques, uno en el que se clasifican 15 tipos de arritmias y otro en el que se clasifican solamente 5 tipos, los experimentos se realizan utilizando la base de datos de MIT-BIH. La validación de los resultados se hace adecuadamente obteniendo un precisión final del 98% y 93%, respectivamente en cada enfoque.

Continuando con esta categoría, tenemos el trabajo realizado por Rahhal et al [21], en el que se propone el uso de las técnicas del Deep Learning [22] para la extracción de atributos de la señal de ECG y la creación de modelos de diagnóstico semiautomático. Se nombra técnicas semiautomáticas debido a que el entrenamiento del modelo requiere la intervención de un experto que clasifica los latidos más interesantes para mejorar el modelo usando técnicas de aprendizaje activo. La validación se hace usando tres bases de datos ECG abiertas incluyendo la base de datos MIT-BIH, obteniendo precisiones mayores al 98%.

Para finalizar, mencionamos el trabajo de Qin et al. [19], en el que se propone la aplicación de un análisis de multi-resolución de ondícula para la extracción de vectores de atributos de baja dimensión a partir de la señal ECG y luego un análisis de componentes principales [23] para reducir aún más su dimensión. El modelo que se genera es una máquina de soporte vectorial y se entrena y valida utilizando la base de datos MIT-BIH como en los casos anteriores. La importancia que este estudio le da a la obtención de vectores de baja dimensionalidad con el objetivo de evitar la redundancia en la representación y reducir la complejidad computacional, puede llegar a ser un aspecto importante si se desea aplicar un modelo que funcione atendiendo peticiones de forma masiva.

En conclusión, la revisión de la literatura no permitió encontrar un estudio integral que inicie con el diseño de un dispositivo ECG y finalice con la creación de modelos avanzados de aprendizaje automático que capaciten al dispositivo (quizá mediante un procesamiento en un servidor externo) para realizar una detección automática de enfermedades cardíacas validada y con alta precisión. Esto es, evidentemente, debido a que un estudio con estas características llevaría un tiempo prolongado para realizarse, pues una vez que se pone el dispositivo en funcionamiento es necesaria la recolección de datos y el etiquetado por médicos especialistas para poder diseñar modelos ajustados a éstos. Sin embargo, se observa una desconexión entre los diferentes categorías de estudios, ya que los que se centran en la creación de modelos de aprendizaje automático utilizan bases de datos estandarizadas (p. e. MIT-BIH) para hacer su entrenamiento y pruebas debido a que esta se ha convertido en la mejor forma de comparar resultados con otros estudios. Sin embargo, si se desea llegar a diseñar dispositivos inteligentes se vuelve necesario, más que un único estudio, una línea de investigación que involucre múltiples estudios que partan desde el diseño del dispositivo, la creación de una base de datos que represente adecuadamente el perfil epidemiológico de los hondureños, el desarrollo de una plataforma que administre estos datos, el desarrollo, entrenamiento y validación de modelos de aprendizaje de máquina ajustados a estos datos y finalmente la validación estos dispositivos en el campo.

Es bajo este esquema, que tiene cabida un estudio inicial que diseñe un dispositivo ECG de bajo costo considerando las tecnologías usadas en los estudios anteriores y validado frente a un dispositivo comercial, pero que además el mismo forme parte de una plataforma que permita la recolección y gestión de los datos iniciales para el diseño de un modelo preliminar que permita en el futuro próximo el diagnóstico automático ajustado a los datos epidemiológicos de Honduras, y que pueda ir siendo refinado en estudios posteriores.

III. METODOLOGÍA

III-A. Diseño y Desarrollo del Dispositivo

La Figura 1 muestra el prototipo desarrollado, el mismo en realidad es parte de una plataforma tecnológica que funciona de la siguiente forma: el dispositivo de la imagen se conecta mediante bluetooth a un dispositivo móvil, celular o tablet que tenga instalada la aplicación móvil creada. Una vez hecha la conexión, los electrodos del Handy EKG se puede colocar en la posición correcta sobre la persona en la cual se realizará la lectura. Después, asumiendo que los datos de la persona y la cita ya fueron ingresados en la aplicación, se puede hacer una lectura. Luego, la aplicación móvil se sincroniza con los servicios en la nube, también desarrollados por el equipo, para almacenar toda la información requerida incluyendo las lecturas. Esta información, puede ser luego consultada por cualquiera que tenga acceso a la aplicación móvil y un usuario autorizado desde otro dispositivo móvil.

A continuación se describirá el desarrollo de cada una de las partes de esta plataforma.



Figure 1: Handy EKG

III-A1. Hardware: El dispositivo Handy EKG fue desarrollado utilizando componentes hardware de bajo costo. El componente principal es una placa de evaluación basada en el chip ESP32, el cual provee un microcontrolador Tensilica LX6 a 240 MHz y conectividad WiFi y Bluetooth [24]. Para la captura de las señales eléctricas del corazón, se utilizó un módulo basado en el chip AD8232 de Analog Devices [25], el cual se conecta a una de las entradas analógicas de la placa principal. Para dotar al dispositivo de autonomía y portabilidad, se incluyó en el diseño una batería de ion polímero de litio (LiPo) de 500 mAh. Estos componentes se encuentran interconectados como se muestra en la Figura 2. En el dispositivo final, los componentes se encuentran alojados en una carcasa fabricada mediante impresión 3D. En total, los componentes descritos pueden adquirirse en el mercado por un costo aproximado de 15 dólares americanos, más los gastos de envío que obviamente dependen de la ubicación y la cantidad a comprar.

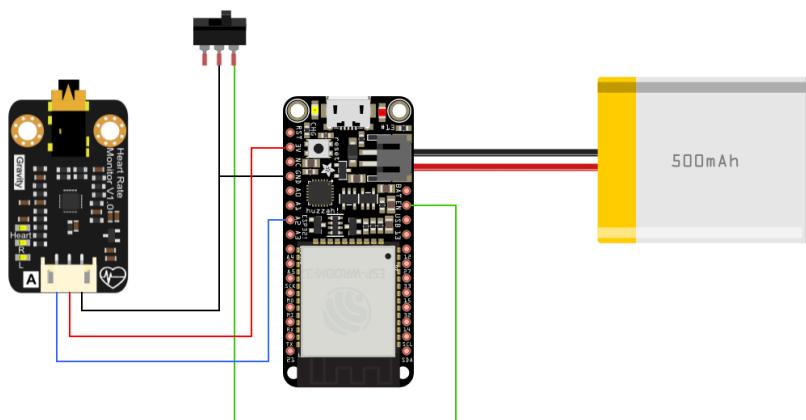


Figure 2: Diagrama de conexiones del dispositivo Handy EKG

III-A2. Software Embebido: Para controlar el funcionamiento del dispositivo Handy EKG se desarrolló una aplicación de software embebido, la cual se ejecuta sobre la plataforma ESP32. Esta aplicación es la encargada de ejecutar toda la funcionalidad del dispositivo Handy EKG, basada en los comandos enviados desde el teléfono celular. La comunicación entre el dispositivo Handy EKG y el teléfono celular se realiza por medio de una conexión tipo Bluetooth Low Energy (BLE). Sobre el enlace BLE se crea un canal UART (Universal Asynchronous Receiver Transmitter) utilizando el servicio definido por Nordic Semiconductors [26], el cual usa los siguientes datos desde el punto de vista del dispositivo:

```
Service UUID: 6E400001-B5A3-F393-E0A9-E50E24DCCA9E
RX Characteristic UUID: 6E400002-B5A3-F393-E0A9-E50E24DCCA9E
TX Characteristic UUID: 6E400003-B5A3-F393-E0A9-E50E24DCCA9E
```

Para establecer el canal desde el punto de vista del teléfono celular, es necesario intercambiar los valores UUID de las características RX y TX:

```
Service UUID: 6E400001-B5A3-F393-E0A9-E50E24DCCA9E
RX Characteristic UUID: 6E400003-B5A3-F393-E0A9-E50E24DCCA9E
TX Characteristic UUID: 6E400002-B5A3-F393-E0A9-E50E24DCCA9E
```

Una vez establecida la conexión entre el teléfono celular y el dispositivo Handy EKG, el canal de comunicación UART puede ser utilizado para enviar mensajes de texto entre ambos dispositivos. Para las distintas tareas de control del dispositivo, se ha definido un protocolo de comunicación formado por comandos de texto. A continuación se definen los comandos permitidos como parte del protocolo de comunicación:

- **BEG:** El comando BEG indica al dispositivo Handy EKG que comience la lectura de datos desde el sensor ECG y los envíe al teléfono celular. Al recibir este comando, el dispositivo debe responder al celular con el mensaje ACK para indicar que ha recibido el comando y posteriormente iniciará la lectura y envío del dato del sensor.
- **END:** El comando END indica al dispositivo Handy EKG que finalice la lectura de datos desde el sensor ECG. Al recibir este comando, el dispositivo debe finalizar la lectura y envío de datos y pasar al modo de espera.
- **NAM:** El comando NAM indica al dispositivo Handy EKG que cambie su nombre interno. Este es el nombre con el que el dispositivo será visible en las redes BLE y WiFi. Al recibir este comando, el dispositivo debe responder al teléfono celular con el mensaje ACK para indicar que ha recibido el comando y que está a la espera de la cadena de texto que

será el nuevo nombre. Al recibir el mensaje ACK, el teléfono celular debe enviar al dispositivo el nuevo nombre. Al final, el dispositivo debe responder al teléfono celular con el mensaje OK, para indicar que el nombre fue modificado correctamente.

- **VER:** El comando VER indica al dispositivo Handy EKG que envíe al celular la versión de la aplicación con la que está funcionando. Al recibir este comando, el dispositivo debe enviar el número de versión de la aplicación como una cadena de texto.
- **BAT:** El comando BAT indica al dispositivo Handy EKG que envíe al teléfono celular el porcentaje de carga de la batería interna. Al recibir este comando, el dispositivo debe enviar el porcentaje de carga de la batería como una cadena de texto.
- **OTA:** El comando OTA indica al dispositivo Handy EKG que inicie el proceso de actualización *Over The Air* (por medio de la red WiFi) de la aplicación de software embebido. Al recibir este comando, el dispositivo debe entrar en modo *hotspot* y abrir un socket de comunicación. Luego debe enviar al teléfono celular el mensaje ACK para indicar que está listo para recibir la actualización de software. Al recibir el mensaje ACK, el usuario del teléfono celular debe seleccionar la red WiFi del dispositivo y conectarse. Luego, desde el teléfono celular se envía el archivo binario correspondiente a la aplicación actualizada. Al recibir el archivo, el dispositivo debe almacenarla en la partición OTA correspondiente y responder al celular con el mensaje OK antes de reiniciarse.

La Figura 3 muestra las posibles transiciones en los estados del dispositivo Handy EKG al usar los comandos del protocolo de comunicación.

III-A3. Aplicación Móvil: Como parte de la plataforma que conforma el Handy EKG, se cuenta con una aplicación móvil desarrollada a la medida la cual cumple con los siguientes requerimientos funcionales: gestión de pacientes, administración de citas médicas por paciente, visualización y descarga del electrocardiograma. La aplicación tiene otras funcionalidades tales como: administración de configuraciones, seguridad y consola para realizar pruebas de comunicación con el dispositivo. Esta aplicación fue desarrollada con el framework Ionic (Versión 5.4.16) y Node JS(Version 12.13.0). Ionic framework es un SDK de front-end de código abierto para desarrollar aplicaciones híbridas basado en tecnologías web (HTML, CSS y JS) y Phonegap. Este framework permite desarrollar aplicaciones para iOS, Android y la web, utilizando el mismo código fuente. Las pruebas de Handy EKG fueron desarrolladas en dispositivos móviles con sistema operativo Android 9 y 10, MinSDK: 19 Target SDK version: 27, esta aplicación es compatible con dispositivos móviles con sistema operativo Android 4.4 o superior. En la Figura 4 se visualizan capturas de las principales pantallas de la aplicación Handy EKG.

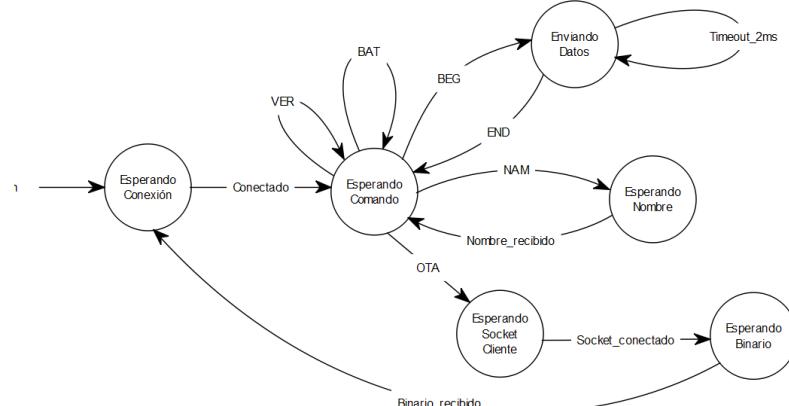


Figure 3: Transiciones de estado del dispositivo Handy EKG

III-B. Descripción de las Pruebas Clínicas

Al concluir el proceso de diseño y desarrollo del prototipo se procedió a realizar pruebas en personas sin ningún diagnóstico clínico de cardiopatías para realizar ajustes al software. Durante esta etapa se hizo uso de un electrocardiógrafo (ECG) convencional de marca TDOU modelo CMS600G de 12 derivaciones para realizar comparaciones iniciales entre las lecturas de ambos dispositivos. Previo consentimiento informado, se realizaron 10 pruebas en pacientes de diferentes edades con el ECG convencional y el Handy EKG. Posteriormente, se hicieron varios ajustes a la aplicación móvil y a los servicios en la nube para mejorar la legibilidad de la lectura, los tiempos de espera, corrección de errores menores, entre otros.

Una vez concluida esta etapa, se procedió a realizar la recolección de datos en personas sanas sin ningún diagnóstico de enfermedades cardíacas. Esta se llevó a cabo recientemente a los empleados del Colegio de Médicos de Honduras, la muestra incluyó a 50 personas. Previo consentimiento informado, se procedió a realizar lecturas con el ECG convencional y el Handy

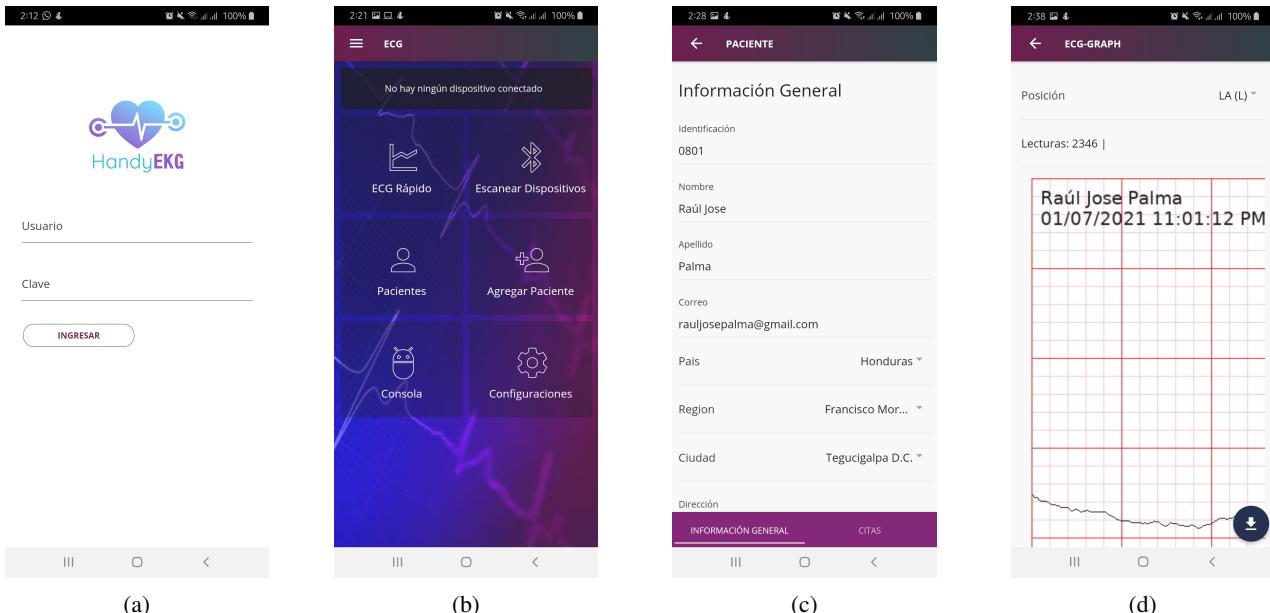


Figure 4: Capturas de pantalla de la aplicación: (a) Inicio, (b) Menú principal, (c) Información del paciente, (d) Electrocardiograma

EKG. Durante el proceso de lectura el equipo médico de investigación ofreció una interpretación del resultado a los participantes y orientación médica de ser necesaria.

Actualmente el equipo médico de investigación se encuentra en la etapa de análisis de los resultados obtenidos, el propósito principal de esta comparación es la de determinar la confiabilidad de la lectura del Handy EKG. Los resultados de esta etapa se publicarán en el futuro próximo.

IV. RESULTADOS

Durante las pruebas iniciales se pudo observar que las lecturas del Handy EKG corresponden a la derivación I del ECG convencional, derivación utilizada comúnmente en el ambiente hospitalario para el monitoreo continuo de pacientes hospitalizados. La Figura 5 muestra una comparación entre las lecturas obtenidas para la derivación I. El posicionamiento de los electrodos se determinó de la siguiente manera: electrodo color rojo (negativo) se ubicará en el miembro superior derecho, electrodo amarillo (positivo) miembro superior izquierdo y el electrodo verde (polo tierra) en cualquier miembro inferior. Además se encontró que es posible obtener las derivaciones II y III al alternar el posicionamiento de los electrodos (ver Tabla I).



Figure 5: En la parte superior, lectura de la derivación I realizada con un ECG convencional, abajo, lectura de la misma derivación hecha con el Handy EKG

Según la teoría [27] es posible, con algo más de esfuerzo, obtener todas las derivaciones de un ECG convencional, sin embargo, para los fines del actual proyecto no se consideró necesario leer más derivaciones. Por otro lado, la comparación de

Table I: Colocación de electrodos y derivación obtenida. - negativo; + positivo; N neutral.

Ubicación anatómica / Derivación	Miembro Superior Derecho	Miembro Superior Derecho	Miembro inferior
I	Electrodo rojo (-)	Electrodo Amarillo (+)	Electrodo Verde (N)
II	Electrodo rojo (-)	Electrodo Verde (N)	Electrodo Amarillo (+)
III	Electrodo verde (N)	Electrodo Rojo (-)	Electrodo Amarillo (+)

la duración, amplitud y morfología de las diferentes ondas, segmentos y complejos de la lectura del Handy EKG y el ECG convencional aún está en proceso. A pesar de esto, de manera preliminar es importante mencionar que durante la segunda etapa de pruebas con personas se logró identificar ECG anormales tomados con el Handy EKG y los mismos que coinciden con la lectura del ECG convencional lo cual es alentador en relación a la confiabilidad del prototipo.

En cuanto al Handy EKG en sí mismo, se pudo constatar que cumple las expectativas de conectividad bluetooth con el dispositivo móvil, fácil realización de las lecturas y transmisión de datos. Con respecto a la plataforma en la nube y la aplicación móvil, ambas funcionaron correctamente, almacenando los datos y poniéndolos a disposición de usuarios en cualquier zona que tenga acceso a Internet.

Una vez concluido el análisis de los datos, se podrá obtener el grado de precisión de las lecturas hechas por el Handy EKG en comparación al ECG convencional. Esta etapa dará por concluido el primer paso en el desarrollo de un prototipo funcional para el uso en el primer nivel de atención de salud de Honduras.

V. CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO

El Handy EKG es una herramienta que puede contribuir a disminuir la brecha en el acceso a métodos de cribado y diagnóstico en las comunidades más postergadas de Honduras. Considerando que las enfermedades cardíacas tienen un impacto importante en la mortalidad mundial, tener métodos disseminados a nivel nacional puede mejorar el proceso de atención de la población en riesgo. El costo de estas herramientas representa una característica importante de resaltar ya que podría ser una inversión de salud pública importante debido a la relevancia mundial de las estrategias de prevención en temas de salud. Sin embargo, es necesario recalcar que este dispositivo no debe sustituir el ECG convencional, más de debe ser usado como un coadyuvante en el proceso de cribado y diagnóstico que siempre deberá ser confirmado mediante el método tradicional con un ECG convencional de 12 derivaciones debido a las limitaciones que presenta tener solo una derivación de 15 posibles derivaciones.

Una de las limitantes de este proyecto fue la actual pandemia del COVID-19, a pesar de que el prototipo se tenía desde finales del año 2019, los riesgos de salud que implicaba y todavía implicó el hacer las pruebas con personas, provocaron una reducción en la muestra de pacientes y elevó el costo de recolección de datos. A pesar de esto, los resultados obtenidos hasta la fecha han sido satisfactorios y coinciden con la mayoría de estudios consultados durante el desarrollo del proyecto. Consideramos que este tipo de proyectos deben fomentar el desarrollo de tecnologías a nivel local para mejorar los procesos de desarrollo en las diferentes áreas del conocimiento del país.

En cuanto al trabajo futuro, una vez finalizado el análisis de los datos obtenidos en la segunda etapa de pruebas con personas, y como se ha mencionado anteriormente, el trabajo actual es solamente la primera etapa de un línea de investigación que iniciaría por conformar una base de datos que represente adecuadamente el perfil epidemiológico de los hondureños, para luego poder diseñar, entrenar y evaluar modelos de aprendizaje automático con el fin de dotar al Handy EKG de las mejores capacidades de diagnóstico automático que se puedan ofrecer de acuerdo a las lecturas que el mismo realiza.

VI. AGRADECIMIENTOS

Este estudio se llevo a cabo gracias al patrocinio Dirección de Investigación Científica Humanística y Tecnológica de la Universidad Nacional Autónoma de Honduras a través de la Beca Sustantiva de Investigación No. 01 - 2018. También debemos agradecer al Colegio de Médicos de Honduras por abrirnos las puertas para realizar la segunda etapa de pruebas con sus empleados, al Ingeniero Aarón Montes por su oportuno apoyo en la corrección de fallos en la aplicación móvil y a los doctores Elisa Rivera y José Laínez por su colaboración en la etapa inicial del proyecto.

REFERENCIAS

- [1] A. Alwan *et al.*, *Global status report on noncommunicable diseases 2010*. World Health Organization, 2011.
- [2] N. L. Fleischer and A. V. Diez Roux, "Inequidades en enfermedades cardiovasculares en latinoamérica," *Revista peruana de medicina experimental y salud publica*, vol. 30, pp. 641–648, 2013.
- [3] P. Pramparo, C. Boissonnet, and H. Schargrodskey, "Evaluación del riesgo cardiovascular en siete ciudades de latinoamérica: las principales conclusiones del estudio carmela y de los subestudios," *Revista argentina de cardiología*, vol. 79, no. 4, pp. 377–382, 2011.
- [4] P. López-Jaramillo, D. Cohen, C. Velandia, A. Sotomayor-Rubio, K. Rincón-Romero, J. López-López, and D. G. Arbeláez, "Papel de las adaptaciones epigenéticas en el riesgo de enfermedades cardiovasculares en la población latinoamericana," *Revista Med*, vol. 19, no. 1, pp. 93–99, 2011.
- [5] A. L. Gómez, "Incidencia de enfermedad cardíaca en honduras," *Rev Med Hond*, pp. 242–249.
- [6] A. Pineda, C. Medina, N. Yuja, and O. Lanza, "Cardiopatía isquémica y factores de riesgo en una población adulto mayor de honduras," *Revista Hispanoamericana de Ciencias de la Salud*, vol. 2, no. 2, pp. 146–152, 2016.
- [7] M. W. Gifari, H. Zakaria, and R. Mengko, "Design of ecg homecare: 12-lead ecg acquisition using single channel ecg device developed on ad8232 analog front end," in *2015 International Conference on Electrical Engineering and Informatics (ICEEI)*. IEEE, 2015, pp. 371–376.

- [8] H. Kailanto, E. Hyvarinen, and J. Hyttinen, "Mobile ecg measurement and analysis system using mobile phone as the base station," in *2008 Second International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare*. IEEE, 2008, pp. 12–14.
- [9] M. A. Ahamed, M. K. Hasan, and M. S. Alam, "Design and implementation of low cost ecg monitoring system for the patient using smartphone," in *2015 International Conference on Electrical & Electronic Engineering (ICEEE)*. IEEE, 2015, pp. 261–264.
- [10] M. H. Chowdhury, Q. D. Hossain, P. Saha, and M. M. Rahaman, "Design, fabrication and performance evaluation of a three electrode ecg recorder," in *2016 International Conference on Innovations in Science, Engineering and Technology (ICISET)*. IEEE, 2016, pp. 1–4.
- [11] T. Le, H.-D. Han, T.-H. Hoang, V. C. Nguyen, and C. K. Nguyen, "A low cost mobile ecg monitoring device using two active dry electrodes," in *2016 IEEE Sixth International Conference on Communications and Electronics (ICCE)*. IEEE, 2016, pp. 271–276.
- [12] M. R. F. Nurdin, S. Hadiyoso, and A. Rizal, "A low-cost internet of things (iot) system for multi-patient ecg's monitoring," in *2016 International Conference on Control, Electronics, Renewable Energy and Communications (ICCEREC)*. IEEE, 2016, pp. 7–11.
- [13] T. N. Gia, M. Jiang, V. K. Sarker, A. M. Rahmani, T. Westerlund, P. Liljeberg, and H. Tenhunen, "Low-cost fog-assisted health-care iot system with energy-efficient sensor nodes," in *2017 13th international wireless communications and mobile computing conference (IWCMC)*. IEEE, 2017, pp. 1765–1770.
- [14] B. A. Walker, A. H. Khandoker, and J. Black, "Low cost ecg monitor for developing countries," in *2009 International Conference on Intelligent Sensors, Sensor Networks and Information Processing (ISSNIP)*. IEEE, 2009, pp. 195–199.
- [15] S. Abrar, U. S. Aziz, F. Choudhry, and A. Mansoor, "Design and implementation of an embedded system for transmitting human ecg and web server for emergency services and remote health monitoring: A low cost ecg signal simulator and its transmitter, to send and store data in electronic databases, in remote location, to be accessed by authorized personnel when needed," in *2012 International Conference on Open Source Systems and Technologies*. IEEE, 2012, pp. 1–6.
- [16] Z. Jin, J. Oresko, S. Huang, and A. C. Cheng, "Hearttogo: a personalized medicine technology for cardiovascular disease prevention and detection," in *2009 IEEE/NIH Life Science Systems and Applications Workshop*. IEEE, 2009, pp. 80–83.
- [17] S. Deb, S. M. R. Islam, J. RobaiaMou, and M. T. Islam, "Design and implementation of low cost ecg monitoring system for the patient using smart device," in *2017 International Conference on Electrical, Computer and Communication Engineering (ECCE)*. IEEE, 2017, pp. 774–778.
- [18] G. B. Moody and R. G. Mark, "The impact of the mit-bih arrhythmia database," *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 20, no. 3, pp. 45–50, 2001.
- [19] Q. Qin, J. Li, L. Zhang, Y. Yue, and C. Liu, "Combining low-dimensional wavelet features and support vector machine for arrhythmia beat classification," *Scientific reports*, vol. 7, no. 1, pp. 1–12, 2017.
- [20] V. Vapnik, *The nature of statistical learning theory*. Springer science & business media, 2013.
- [21] M. M. Al Rahhal, Y. Bazi, H. AlHichri, N. Alajlan, F. Melgani, and R. R. Yager, "Deep learning approach for active classification of electrocardiogram signals," *Information Sciences*, vol. 345, pp. 340–354, 2016.
- [22] Y. LeCun, Y. Bengio, and G. Hinton, "Deep learning," *nature*, vol. 521, no. 7553, pp. 436–444, 2015.
- [23] S. Wold, K. Esbensen, and P. Geladi, "Principal component analysis," *Chemometrics and intelligent laboratory systems*, vol. 2, no. 1-3, pp. 37–52, 1987.
- [24] Espressif Systems, "ESP32 A Feature-rich MCU with Integrated Wi-Fi and Bluetooth Connectivity for a Wide-range of Applications," 2021, consultado en Junio 2021. [Online]. Available: <https://www.espressif.com/en/products/socs/esp32>
- [25] Analog Devices, "AD8232 Single-Lead, Heart Rate Monitor Front End," 2020, consultado en Junio 2021. [Online]. Available: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ad8232.pdf>
- [26] Nordic Semiconductor, "UART/Serial Port Emulation over BLE," 2017, consultado en Junio 2021. [Online]. Available: https://infocenter.nordicsemi.com/index.jsp?topic=/com.nordic.infocenter.sdk5.v14.0.0/ble_sdk_app_nus_eval.html
- [27] J. W. Grier, "How to use 1-lead ecg recorders to obtain 12-lead resting ecgs and exercise ("stress") ecgs," *Department of Biological Sciences: printed from website http://www.ndsu.edu/pubweb/rvgrier*, 2008.