

DISEÑO Y DESARROLLO DE UN PROTOTIPO DE UN MÓDULO MÓVIL DE MEDICIONES MÉDICAS USANDO ARDUINO

Gustavo Rivera
Gilberto Perpiñan
Erika Severeyn

09-10717@usb.ve

gperpinan@usb.ve

severeynrika@usb.ve

Grupo de Bioingeniería y Biofísica Aplicada, Universidad Simón Bolívar, Caracas, Venezuela.

Sara Wong

swong@usb.ve

Investigador PROMETEO

Departamento de Electrónica y Telecomunicaciones,

Universidad de Cuenca, Cuenca, Ecuador

Miguel Altuve

miguel.altuve@upb.edu.co

Facultad de Ingeniería Electrónica, Universidad Pontificia Bolivariana, Bucaramanga, Colombia

Resumen. Actualmente la demanda de un diagnóstico médico inmediato es cada vez más alta. Esto hace que el personal médico, instalaciones y dispositivos de diagnóstico colapsen y agoten los recursos disponibles. Esto ha perjudicado en gran medida la atención proporcionada en zonas rurales y afecta la aplicación de un diagnóstico confiable y oportuno. Diversos estudios y pruebas piloto se han llevado a cabo para aumentar el alcance de los servicios médicos inmediatos en lugares de difícil acceso para aliviar la sobrecarga existente en los sistemas médicos de atención primaria actuales. El objetivo principal de este trabajo es el diseño de un prototipo de mediciones médicas, compuesto por electrocardiograma (ECG), nivel de saturación de oxígeno (SpO₂), capacidad pulmonar, altura y frecuencia cardíaca, usando un dispositivo móvil inteligente para la visualización de la información. Esto con la finalidad de analizar el avance del estado de salud de la persona a quien se le realizan las mediciones en un tiempo determinado y tomar las decisiones acertadas con respecto a su estado de salud. El sistema propuesto se implementó usando una placa Arduino Mega, un escudo E-Shield como interface

para los distintos sensores (ECG, SpO₂, Capacidad pulmonar, Altura y Pulsaciones por minuto) y un módulo Bluetooth para la comunicación con el dispositivo móvil. Los datos adquiridos se compararon con equipos comerciales, por ejemplo, el ECG se comparó con un electrocardiógrafo de la compañía Cardiosoft, las pulsaciones por minuto con un Oxímetro digital de la compañía Contec y la altura con una cinta métrica. Se validó el sistema con 18 pacientes que se ofrecieron de manera voluntaria, en el rango de edad de 20-30 años, estudiantes de la Universidad Simón Bolívar. Las medidas adquiridas fueron visualizadas correctamente en un teléfono celular marca Sony Xperia Z1 con sistema operativo (SO) Android 5.0.1. Los resultados obtenidos muestran un error de 0.4 pulsaciones para las pulsaciones por minuto, 7mm para las medidas de altura. Estos resultados muestran que es factible la integración de sensores biométricos en un sistema móvil, que no requieran un manejo profesional de los equipos usados. El sistema diseñado permite el almacenamiento de datos en el dispositivo móvil, con posibilidad de transferirlos a una base de datos, a través de archivos de texto con una estructura de división por fechas de medición. En trabajos futuros los datos asociados a un paciente serán comparados con historiales del paciente con el fin de dar un diagnóstico completo.

Palabras Claves: Instrumentación Biomédica, Módulo Médico, Arduino, Diagnóstico Inmediato, Historial Clínico Electrónico, Dispositivos móviles.

***Abstract.** Currently the demand for immediate medical diagnosis is increasing. This makes the medical staff, diagnostic facilities and devices to collapse and deplete the resources. This has greatly damaged the care provided in rural areas and affects the application of reliable and timely diagnosis. Several studies and pilot tests were carried out to increase the reach of immediate medical services in places inaccessible to existing medical systems. The main objective of this work is to design a prototype for medical measurements, including an electrocardiogram (ECG), oxygen saturation level monitor (SpO₂), lung capacity monitor, height and heart rate, using a smart mobile for displaying the information. This will be supported by a digital health record, known as Electronic Medical Record (EMR). The system proposed was implemented using an Arduino Mega, an E-Shield as interface for the various sensors (ECG, SpO₂, lung capacity, height and beats per minute) and a Bluetooth module for communication with the smartphone. The acquired data was compared with commercial equipment The ECG was compared with CardioSoft electrocardiograph, the beats per minute with Conte's pulse oximeter and height with a tape measure. The system was validated with 18 patients who offered voluntarily, in the age range of 20-30 years, Simon Bolivar University's students. Acquired measurements were displayed correctly on a smartphone with operating system (OS) Android 5.0.1. The results show an error of 0.3 beats for beats per minute, 7mm for height measurements. These results show that the integration of biometric sensors in a mobile system, which do not require professional handling. The designed system allows storage of data on the mobile device, with the possibility of transferring them to a database through text files with a divisional structure by measurement dates.*

Keywords: Biomedical Instrumentation, Medical Module, Arduino, Immediate Diagnosis, Electronic Medical Record, Mobile Devices.

1. INTRODUCCIÓN

En la actualidad, la demanda de diagnósticos médicos inmediatos ha incrementado considerablemente. Esto puede ocasionar que el personal médico, instalaciones y equipos médicos colapsen, además de agotar recursos médicos necesarios. De este modo, se tiende a habilitar una mayor cantidad de recursos para servicios no prioritarios, para el control de pacientes como: dolores de cabeza, resfriado común, entre otros. Es por ello, que el mundo de la medicina a nivel global, ha buscado desde años apoyo en distintos métodos y tecnologías que puedan mejorar e incrementar la eficiencia y calidad de servicio. De esta manera surgen diferentes soluciones, entre las que resalta la terminología E-Salud, o E-Health, como práctica de cuidados sanitarios apoyada en tecnologías de información y comunicaciones [1].

Con el desarrollo de la revolución tecnológica, en el año 1999 aparecen los primeros usos formales del término E-Salud. Sus primeros usos hacían referencia a la intervención de dispositivos electrónicos en la interacción médico-paciente, generalmente a distancia. [2]. Debido al incremento de tecnología y un mayor acceso a Internet, el concepto de E-Salud ha cambiado constantemente por la gran cantidad de aplicaciones que puede tener. Por ello, se ha definido a la E-Salud de manera más general, como un apoyo a métodos tradicionales de atención médica [3] [4] [5].

A nivel latinoamericano, existen varias instituciones que se encuentran actualmente aplicando la terminología de E-Salud en métodos de análisis, bases de datos e interconexión entre pacientes y médicos [6]. Más específicamente en el caso venezolano, se encuentran proyectos empresariales, como “Digisalud” (Digitel) [7] y proyectos institucionales como “SOS Telemedicina para Venezuela” (Universidad Central de Venezuela) [8] y “GBBANET” (Universidad Simón Bolívar) [9], los cuales usan los avances de telecomunicaciones y de almacenamiento de información en servidores, para aumentar la eficiencia de servicios de cuidados sanitarios a distancia, como el facilitar diagnósticos y estudios a la comunidad de investigación [10].

Este trabajo consiste en la documentación, diseño y desarrollo de un prototipo de mediciones médicas portable, que posea una interfaz de usuario amigable, fácil de usar, el cual se apoye en el Historial Clínico Electrónico (HCE), o fichas de mediciones médicas pasadas, del paciente. El prototipo sería capaz de captar mediciones médicas básicas como electrocardiograma (ECG), frecuencia cardíaca, saturación de oxígeno en la sangre, altura y flujo espiratorio de una persona, y transmitir las exitosamente a un dispositivo móvil inteligente (Smartphone), para que sean visualizadas con facilidad por el usuario controlando el sistema.

Con el presente artículo se busca expresar el proceso de diseño del prototipo, como las respectivas pruebas realizadas, con el fin de que pueda ser usado en aplicaciones reales como punto base de futuras pruebas y prototipos. Se muestra a continuación los componentes del prototipo por separado, con una breve descripción de su funcionamiento. Luego se expresa la integración de éstos en un único sistema, seguido por las respectivas pruebas del sistema. Por último, se expone la discusión y conclusión del proyecto.

2. METODOLOGÍA

2.1 Equipos y componentes

Como núcleo del prototipo, se escogió la placa Arduino Mega 2560, ya que representaba una alternativa que se adecuaba al presupuesto y requerimientos del proyecto. Posee 54 entradas y salidas digitales, 16 entradas analógicas, una velocidad de reloj de 16 MHz y un voltaje de operación que se encuentra en los valores de baterías y adaptadores comerciales. Además es un circuito de código abierto, lo que facilita su adaptación a diferentes aplicaciones [11].

La selección de los sensores, se basó en un estudio básico de las mediciones de interés. Para la saturación de oxígeno en la sangre (SpO₂), se estudió los fundamentos de la oximetría. En ésta, se relaciona los niveles de absorción de la hemoglobina oxigenada (HbO₂) frente a dos (2) longitudes de onda específicas, como se muestra en la Fig. 1: luz roja (660nm) y luz infrarroja (940nm) [12]. Por esta razón se seleccionó un encapsulado que fuese capaz de transformar longitudes de onda (luz) en señales digitales: TSL230. El TSL230 capta la luz que incide sobre la membrana fotosensible en la parte superior, y la transforma en un tren de pulsos cuadrados.

Para el electrocardiograma, se definieron las características más básicas de una señal ECG tradicional. Entre éstas se encuentran la forma de la curva QRS, la onda T y la distancia entre picos R. Por lo tanto, se investigó sobre sensores comerciales y posibles circuitos que pudieran cumplir con lo descrito, destacando el algoritmo Pan Tompkins de detección de picos QRS, como uno de los más simples [14].

Se obtuvo la placa de código abierto de la empresa Cooking Hacks llamada Escudo E-Health, la cual posee un circuito de adquisición basado en el algoritmo Pan Tompkins y con ésta, se pudo obtener una señal ECG limpia presentada en la Fig. 2 [15].

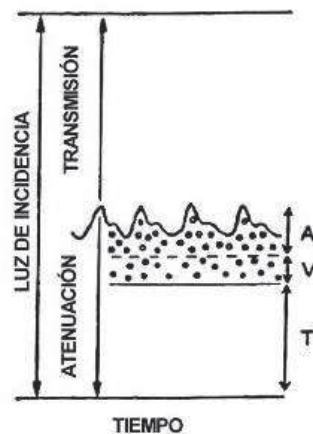


Figura 1- Comportamiento de luz absorbida por hemoglobina oxigenada circulando por el área analizada. Distintas concentraciones de HbO₂ hacen variar los niveles de transmisión de la luz incidente. [13]

La medida de altura de una persona se puede obtener de muchas maneras diferentes. Entre todas, resaltan básculas con medidor de altura, cintas métricas y sensores de luz infrarroja. Sin embargo, estas metodologías presentan limitantes en cuestión de movilidad y precisión, respectivamente. Es por ello, que se investigó de otras técnicas de medición de distancia,

entre las que resaltó por su practicidad y variedad de módulos en el mercado, la medición de distancia por onda ultrasónica.

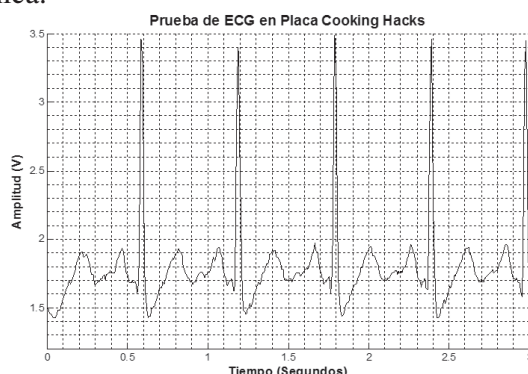


Figura 2 – Muestra visual de la señal ECG que se obtiene del circuito integrado en la placa de la empresa Cooking Hacks, Escudo E-Health.

Se adquirió el sensor de ondas ultrasónicas SRF04, el cual es un componente electrónico diseñado para ser aplicado sin agregados electrónicos adicionales. Éste cuenta con un (1) tubo, o cañón, de transmisión de ondas ultrasónicas, y un (1) tubo de recepción sensible a éstas. El SRF04 mide el tiempo de rebote de la onda transmitida, y produce a su salida un pulso cuadrado de ancho variable [16].

Por último, la medición del flujo espiratorio se basó en la metodología usada por varios espirómetros comerciales y la espirometría simple. De este flujo, se puede obtener la capacidad pulmonar de una persona bajo distintas circunstancias, como se puede ver en la Fig. 3. En ésta se pueden apreciar las diferentes etiquetas asociadas al volumen circulante por unidad de tiempo.

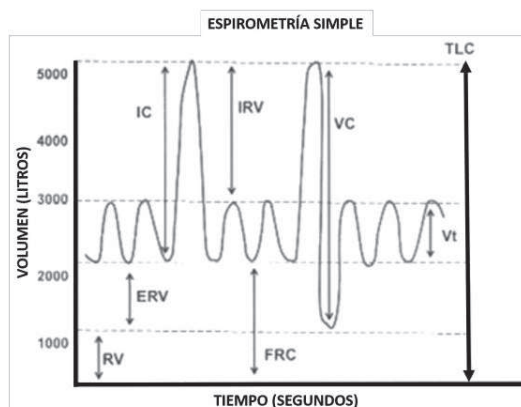


Figura 3 - Variación del flujo pulmonar en el tiempo. Rangos normales de respiración entre 2000 y 3000 litros. De izquierda a derecha: Volumen residual (RV), Volumen de reserva espiratorio (ERV), Capacidad inspiratoria (IC), Volumen de reserva inspiratorio (IRV), Capacidad residual funcional (FRC), Capacidad Vital (VC), Volumen corriente (Vt) y Capacidad pulmonar total (TLC) [17].

Por limitantes de diseño y de costos, se optó por unas de las metodologías más simples para medir el caudal de aire: Diferencial de presión. Con ésta, se busca medir la diferencia de presión

entre dos (2) puntos, generada por dicho flujo, ya sea por inhalación o exhalación [17]. Para ello, se ubicó el sensor MPX2010DP, de la compañía Freescale Semiconductor, el cual arroja a su salida un voltaje proporcional a la diferencia de presión entre las puntas de medición [18].

2.2 Sistemas de adquisición

Para poder leer adecuadamente las señales obtenidas por los sensores seleccionados, fue necesario realizar sistemas para la correcta adquisición de éstas. El sensor SRF04 y el Escudo E-Health no tienen la necesidad de un circuito o adaptación adicional para su correcta lectura, sin embargo, si requieren de rutinas en software que puedan ser capaces de traducir los datos obtenidos. Para obtener la distancia del sensor SRF04, fue necesario dividir por $58\mu\text{s}/\text{mm}$ el ancho del pulso a la salida [16]. La compañía Cooking Hacks ofrece de manera gratuita en su página web, las librerías de programación necesarias para interpretar las señales provenientes del escudo; en el presente proyecto solo se necesitó la rutina del ECG [15].

En los casos del sensor de luz a frecuencia y del sensor de presión diferencial, además de las rutinas de software, fue necesario también una adaptación en hardware para la correcta adquisición de las señales. El TSL230, al tener una salida de pulsos cuadrados simple, únicamente se requirió configurar sus entradas de parámetros de funcionamiento. En la Tabla 1 se muestran las posibles combinaciones de éstas. Para el resultado que se esperaba del sensor, se usó la última configuración: Sensibilidad 100x y Factor de Escala 100.

Tabla 1. Configuración de entradas digitales del TSL230

S1	S0	Sensibilidad	S3	S2	Factor de Escala
L	L	APAGADO	L	L	1
L	H	1x	L	H	2
H	L	10x	H	L	10
H	H	100x	H	H	100

El sensor de presión diferencial requirió de un circuito de adquisición adicional. En la Fig. 4 se muestra el diseño circuital implementado para poder transducir los valores de presión a un único valor de voltaje, capaz de ser interpretado con sencillez. El circuito consta de 3 etapas, la primera consiste en el filtro de la señal de los dos (2) terminales de salida del sensor, la segunda la amplificación de las señales filtradas y por último, la etapa de operación diferencial con un control de offset. De esta manera, se obtiene en la salida del circuito un único valor de voltaje, el cual variará linealmente con respecto a la diferencia de presión entre ambas puntas de medición.

Ahora bien, para poder visualizar la información de manera sencilla y que a la vez pueda ser controlada por la persona que esté operando el prototipo, fue necesario crear una interfaz gráfica. Se realizó una aplicación móvil para sistemas operativos Android, API 15 en adelante, en la cual se puede controlar las mediciones que se desean realizar y visualizar las medidas que el usuario desee. La manera de interconexión entre el dispositivo móvil inteligente y el sistema de adquisición se hizo a través del módulo bluetooth HC06.

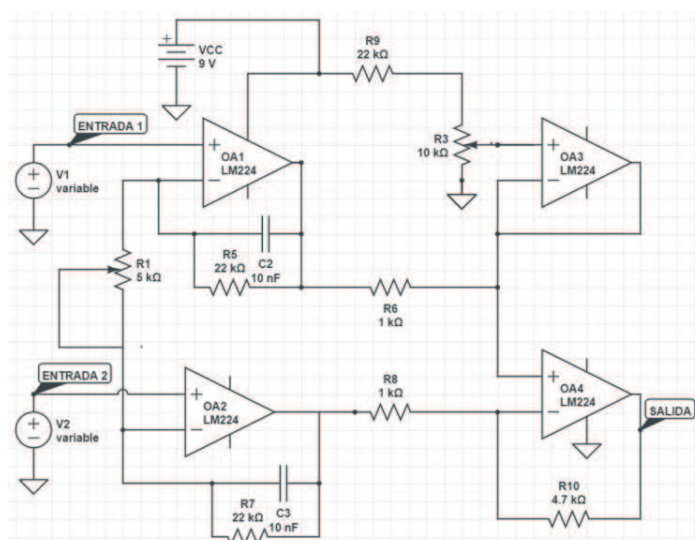


Figura 4 - Circuito de adquisición de presión diferencial, alimentado con 9V. Etapa de filtro pasa baja con $f_c = 4.5$ con amplificación con factor de ganancia 2.2. Por último etapa de operación diferencial entre ambas señales, con offset variable.

2.3 Implementación

La integración de todos los sensores, junto a los sistemas de comunicación y de visualización. Los sensores se conectan directamente a la persona a quien se le harán las mediciones. Luego, todas las señales son recibidas y procesadas por el Arduino Mega 2560 y por último, se envían por el módulo HC06 hasta el dispositivo móvil inteligente.

Se diseñaron modelos 3D para encapsular al sistema, de manera que tenga protección frente a factores externos y para que puedan ser manipulados con facilidad. Se realizó el modelado de 3 componentes en especial: Arduino MEGA 2560, SRF04 y el sensor MPX2010DP. En los casos de los sensores, se buscó que este modelado, ayudara a la implementación de los sensores.

Para el SRF04 se hizo un (1) sistema de apoyo expuesto en la fig. 5, con el fin de posicionar al sensor en una pared o puerta, según sea conveniente. Para el sensor de espirometría, se diseñó un encapsulado que fuese capaz de crear un flujo continuo de aire, además de generar las diferentes presiones que se buscan, como se expresa en la fig. 6.

2.4 Verificación

Para validar los datos obtenidos por el prototipo, se realizaron mediciones con un grupo de 18 personas, estudiantes de la Universidad Simón Bolívar. Se dispuso de 3 estaciones de medición en el laboratorio del Grupo de Bioingeniería y Biofísica Aplicada, por las cuales circularon los 18 voluntarios. Por problemas técnicos, sólo pudieron ser verificados los sensores de ECG y de Altura, y se comprobaron los datos obtenidos con equipos comerciales. Para la medida de altura, se usó una cinta métrica de 5 m de la compañía UNIQFLEX, mientras que para la señal ECG, se usó el equipo CardioSoft, de la empresa IMED [19]. Adicionalmente, se usó el pulsioxímetro CMS50C de la compañía CONTEC, como prueba de ingreso de datos externos a la aplicación.



Figura 5 - Diagrama de funcionamiento de todo el sistema diseñado. Punto central de operación es el Arduino Mega 2560 donde se conectan los sensores y el módulo bluetooth. A este último se vincula con el dispositivo móvil inteligente. Dirección de las flechas señala paso de datos.



Figura 6 - Diseño realizado en el programa Fusion 360 para el espirómetro. Cuenta con 2 cámaras separadas por un filtro tipo lilly.

3. RESULTADOS

Los datos y señales se extrajeron de todos los sistemas y fueron digitalizados para hacer un análisis exhaustivo y observar la diferencia entre las medidas. Para la medida de altura se compararon los valores obtenidos por el sensor y la cinta métrica, expuestos en la tabla 2.

En el caso de la señal ECG, se tomaron los valores de ambos sistemas y se procesaron usando la herramienta Matlab. Se aplicaron varios algoritmos de detección de picos QRS con el fin de comparar las ondas y sus respectivos componentes [10] [20] [21]. Para visualizar adecuadamente esas diferencias, se superpusieron las señales, tanto originales como procesadas. se calculó el ritmo cardíaco (pulsaciones por minuto) de ambas y se encontró la diferencia entre ambas. Esto se puede observar en la tabla 3.

4. DISCUSIÓN

Una vez expuestos los resultados de las mediciones de prueba, se prosigue a realizar un análisis detallado de lo anterior. Las fig. 7 y 8 exponen las gráficas de dispersión de las medidas realizadas contra los equipos de comparación. En éstas se buscó obtener una correlación entre los sistemas, con el fin de observar el nivel de validez del prototipo.

Tabla 2. Tabla de comparación de altura

SUJETO	Prototipo (cm)	Cinta Métrica (cm)	Diferencia
SUJETO 1	159.82	159.2	0.62
SUJETO 2	155.56	155.6	0.04
SUJETO 3	155.81	152.5	3.31
SUJETO 4	175.85	175.2	0.65
SUJETO 5	182.45	181.8	0.65
SUJETO 6	171.76	171.7	0.06
SUJETO 7	167.01	167.4	0.39
SUJETO 8	175.5	175.4	0.1
SUJETO 9	158.79	158	0.79
SUJETO 10	173.05	173.6	0.55
SUJETO 11	173.19	172.6	0.59
SUJETO 12	171.2	171.3	0.1
SUJETO 13	173.13	173.8	0.67
SUJETO 14	183.88	183.3	0.58
SUJETO 15	173.17	172.1	1.07
SUJETO 16	176.94	176.2	0.74
SUJETO 17	179.17	178.5	0.67
SUJETO 18	175.63	176.5	0.87

A partir de dicho análisis, se puede decir que el prototipo diseñado tiene un comportamiento muy similar a los equipos comerciales, obteniendo con éxito y precisión las medidas deseadas. Las gráficas anteriores muestran un comportamiento lineal entre ambas medidas. En el caso de la señal ECG, las ondas que se adquirieron tienen la misma forma, a pesar de tener una frecuencia de muestreo menor. Las pequeñas diferencias se deben a la sincronía entre ambas señales, ya que se iniciaron manualmente, dando cabida a diferentes tiempos de inicio. En el caso de la altura, existe una diferencia de 7mm con respecto a la cinta métrica, debido a factores externos al sensor, como ruidos fuertes durante la medición, material de superficie de la base referencial y a la cabellera de la persona. Con dicha información, se realizó una tabla de especificaciones de operación para el prototipo (ver tabla 4).

Tabla 3. Tabla de comparación de pulsaciones por minuto.

SUJETO	Prototipo (ppm)	CardioSoft (ppm)	Diferencia
SUJETO 1	67.70	67.96	0.26
SUJETO 2	70.08	69.61	0.48
SUJETO 3	98.56	98.71	0.15
SUJETO 4	66.70	66.77	0.07
SUJETO 5	56.75	57.05	0.30
SUJETO 6	83.63	83.50	0.13
SUJETO 7	78.65	77.81	0.84

SUJETO 8	67.70	68.40	0.71
SUJETO 9	68.69	69.45	0.76
SUJETO 10	71.68	72.30	0.62
SUJETO 11	75.66	75.00	0.66
SUJETO 12	61.72	61.88	0.15
SUJETO 13	81.63	81.73	0.10
SUJETO 14	70.68	69.90	0.78
SUJETO 15	62.72	62.70	0.02
SUJETO 16	84.62	84.47	0.16
SUJETO 17	67.70	68.44	0.74
SUJETO 18	70.68	71.05	0.37

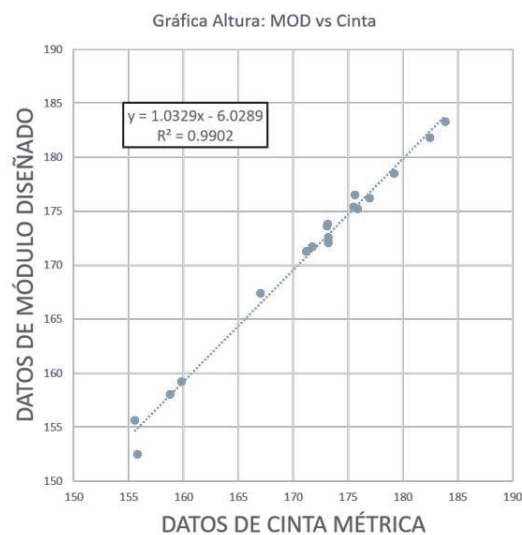


Figura 7 - Gráfica de dispersión: Módulo vs Cinta métrica

5. CONCLUSIÓN

Con el desarrollo de este trabajo se puede concluir lo siguiente: 1) Con respecto a las metodologías de adquisición, se optó por usar las que presentaran la menor cantidad de dificultades al momento de ser utilizadas. Esto resultó en un diseño total del módulo, con bajo consumo y de bajo costo, con facilidad de ser transportado y usado por cualquier individuo que lo requiera. 2) Comparando los resultados del módulo médico diseñado, con los equipos comerciales, se puede decir que la aplicación del sistema como alternativa a los dispositivos existentes, es válida. 3) Actualmente la tecnología móvil se encuentra presente en muchos ámbitos de nuestras vidas. Se demostró que el uso de esta tecnología, a través de aplicaciones móviles, puede extenderse al área médica, siendo un apoyo para el control de datos clínicos de una persona. 4) Al contar con un Arduino MEGA 2560, el sistema adquiere independencia de herramientas digitales adicionales para el procesamiento de datos.

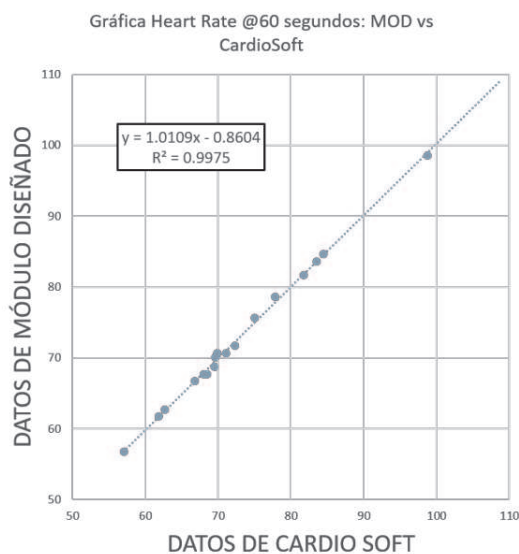


Figura 8 - Gráfica de dispersión: Módulo vs CardioSoft

Tabla 4. Tabla de resolución del prototipo

SUJETO	Resolución	Error
Altura	2 mm	7 mm
ECG	160 muestras por segundo	13 muestras por segundo
PPM	160 * tiempo de medición	0.4 ppm

Agradecimientos

Este trabajo fue parcialmente financiado por el programa PROMETEO de la Secretaría de Educación Superior, Ciencia, Tecnología e Innovación de la República del Ecuador.

REFERENCIAS

- [1].G. Eysenbach, *What is e-health?* Journal of Medical Internet Research 3.2, 2001.
- [2].H. K. Andreassen, *European citizens' use of e-health services: A study of seven countries.*, BMC Public Health, 2007.
- [3].I. Milicevic, K. Gareis, and W. Korte, *Making progress towards user-orientation in online public service provision in europe.* eChallenges IST, 2005.
- [4].R. Spadaro, *European union citizens and sources of information about health*, Marzo 2003.
- [5].R. J. Rodrigues, *Deploying e-health solutions in latin america and the caribbean: Development and policy issues.* <http://xxx.ehealthstrategies.com>, October 2003.
- [6].L. E. Rodriguez, *Ambulatorios quedan relegados*, Diario de Lara: La Prensa, Noviembre 2013.

- [7]. A. Da-Silva, *Programa sos de telemedicina con ucv*. <http://www.con-cafe.com/index.php/2010/05/programa-sos-de-telemedicina-con-ucv/>, Mayo 2010
- [8]. S. G. Cunningham, D. J. Wake, A. Waller, and A. D. Morris, "Definitions of ehealth," *eHealth, Care and Quality of Life*, 2014.
- [9]. A. Da-Silva, *Digisalud: Historia médica en línea*. <http://www.con-cafe.com/index.php/2010/10/digisalud-historia-medica-en-linea/>, Octubre 2010.
- [10]. C. Ledezma, E. Severeyn, G. Perpignan, M. Altuve, and S. Wong, *A new on-line electrocardiographic records database and computer routines for data analysis.*, in *In Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, pp. 2738–2741, IEEE, Agosto 2014
- [11]. *Arduino mega 2560 overview*. <https://www.arduino.cc>.
- [12]. V. Ventura, *Principio de funcionamiento del oxímetro para monitorización del pulso*, Marzo 2015
- [13]. S. V. Alonso, *Sistema óptico autónomo para la medida de parámetros biomédicos*. Trabajo de Grado, 2010.
- [14]. Pan, J. y Tompkins, W.J. (1985), *A Real Time qrs Detection Algorithm*, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. bme-32, núm. 3, pp. 230-236
- [15]. Cooking-Hacks, *E-health v2*. <https://www.cooking-hacks.com/>.
- [16]. Robo-Electronics, *SRF04 Technical Documentation*, Oct. 2012.
- [17]. M. de los Ángeles Corona-Hernández, E. Álvarez Cruz, and T. Segura-Fernández, *La espirometría: Lo que el anestesiólogo debe saber*, vol. 37, *Revista Mexicana de Anestesiología.*, 2014.
- [18]. Freescale-Semiconductor, *10 kPa On-Chip Temperature Compensated and Calibrated Silicon Pressure Sensors MPX2010 Series*. Freescale Semiconductor, Inc, 13 ed., 2005- 2008.
- [19]. IMED-Kft., *Cardiax computerized ecg system.*. <http://www.imed.hu/>.
- [20]. H. Sedghamiz, *An online algorithm for r, s and t wave detection*. Linköping University, Dec. 2013.
- [21]. H. Sedghamiz, *A complete implementation of pan tompkins algorithm*. Linköping University, Mar. 2014