

# Desarrollo de un prototipo de resucitador electrónico bimodal para paciente adulto y su monitoreo digital

ANDREA P. PINEDA-ESPINOSA, ANA P. BARBA-MUÑOZ, RODRIGO A. SÁNCHEZ-MATEOS

**Resumen**— Los resucitadores son dispositivos que favorecen la reanimación en dos tipos de paro: el respiratorio y el cardiopulmonar. La aplicación correcta de una reanimación puede salvar vidas y evitar secuelas neurológicas; sin embargo, no todas las personas se capacitan para dar este tipo de atención. En este trabajo, se presenta el desarrollo de un prototipo de resucitador electrónico bimodal para paciente adulto enfocado a automatizar el proceso de las reanimaciones respiratoria y cardiopulmonar. Además, se reporta el monitoreo digital del resucitador y su comparación con mediciones fisiológicas. Durante el desarrollo del prototipo de resucitador electrónico bimodal se verificaron tanto la compatibilidad del intervalo de trabajo del resucitador como el control de la bomba que determina la insuflación que requeriría el paciente. La insuflación cuenta con un sistema de retroalimentación para medir la presión que se le proporciona al pulmón artificial de prueba y regular correctamente la presión. La acción de la bomba genera dos opciones de tratamiento dependiendo del tipo de procedimiento que se requiera. Las señales obtenidas se procesan digitalmente a través de MATLAB; el procesamiento consiste en la obtención de la señal respiratoria con el fin de establecer parámetros de ajuste de la bomba. El prototipo de resucitador electrónico es automático y portátil.

## I. INTRODUCCIÓN

Un resucitador es un dispositivo que favorece la reanimación y soporte de vida [1]. Este consta esencialmente de una mascarilla, una bolsa o balón autohinchable, una bolsa reservorio o una conexión a toma de oxígeno y una válvula PEEP para mantener la presión positiva durante la espiración [2]. Estas partes se pueden observar en la figura 1.



Figura 1. Partes de un resucitador [2].

Existen dos modalidades de uso en estos dispositivos: en presencia de pulso o en su ausencia; lo anterior implica dar tratamiento a dos situaciones distintas, un paciente en paro respiratorio y un paciente en paro cardiopulmonar [3].

Un paro respiratorio implica una interrupción en el intercambio gaseoso pulmonar, mismo que al darse por más de 5 minutos podría ocasionar un daño irreversible a órganos vitales como el cerebro [4]. Para este tipo de paro es necesario realizar 1 compresión cada 5 o 6 segundos [5]. La parada cardiorrespiratoria (PCR) se refiere a la interrupción brusca, inesperada y reversible de la actividad mecánica del corazón y la respiración [6]. Para revertir el proceso es necesario de las maniobras de resucitación cardiopulmonar (RCP), en la reanimación de un adulto es necesario realizar 2 insuflaciones por cada 15 compresiones, con un total de 100 a 120 compresiones por minuto [3,7].

Tanto el paro respiratorio como el paro cardiopulmonar son dos emergencias médicas que tienen alto impacto dentro de las estadísticas de mortalidad de México. Por un lado, el 70% de los ataques cardíacos ocurren en casa y espacios públicos, de estos sólo el 5% son atendidos con RCP [8]. Mientras que las enfermedades respiratorias por su lado se encuentran en el décimo lugar de causas de muerte, en este se incluyen los paros respiratorios [9]. Con base en lo anterior, el CENETEC menciona que la posibilidad de salvarse ante una emergencia de estos tipos incrementa en un 30% en caso de recibir una reanimación adecuada [10]. El entrenamiento de la comunidad en RCP básica y el acceso público a un desfibrilador externo automático (DEA) permiten salvar vidas y evitar secuelas neurológicas incapacitantes [11].

Por lo anterior, con este proyecto se busca facilitar la tarea de la reanimación al automatizar las ventilaciones que se le proveen al paciente durante la aplicación de esta técnica.

## II. ANTECEDENTES

En cuanto a dispositivos biomédicos, actualmente en el mercado se conocen muy pocos que estén enfocados a automatizar el proceso de la reanimación y solo uno se enfoca en la ventilación del paciente. El sistema AutoPulse, de ZOLL, suministra reanimación cardiopulmonar automática a las personas que han sufrido un paro cardiopulmonar [12]. Este dispositivo está conformado por una tabla estabilizadora y por una banda distribuidora de carga que comprime todo el tórax en forma consistente para aumentar el flujo sanguíneo hacia al corazón y el cerebro [12]. El dispositivo reduce las interrupciones en las compresiones en más de 85 %,

ANDREA, PAULINA y RODRIGO pertenecen a la carrera INGENIERÍA BIOMÉDICA de la FACULTAD DE INGENIERÍA y realizaron el proyecto dentro del curso(s) MEDICIONES BIOMÉDICAS I Y PROCESAMIENTO DIGITAL DE SEÑALES BIOMÉDICAS (Email: [andy28@hotmail.com](mailto:andy28@hotmail.com)).

El proyecto fue asesorado por MARÍA DEL CARMEN ARQUER-RUIZ, MARÍA GUADALUPE FLORES-SÁNCHEZ y JOSÉ I. HERNÁNDEZ-OROPEZA

comparado con la RCP manual [12]. El Oxylator FR-300 es un resucitador de emergencia que con la operación de un simple botón ofrece niveles óptimos de oxígeno, mantiene automáticamente una ventilación adecuada para cada paciente a través de una presión avanzada y sistema de detección de flujo [13]. La desventaja es que se necesita una fuente de oxígeno que puede ser un cilindro o una toma de pared, además solo se permite su uso a personal capacitado para primeros auxilios [13].

En 2017, estudiantes de la Universidad de Buenos Aires desarrollaron un prototipo de resucitador que realiza las contracciones de RCP de forma automática y simple. El proyecto llamado Resucit.ar provee instrucciones por voz y tiene sensores que monitorean el proceso de reanimación, además tiene módulos de GSM y GPS, que permiten enviar mensajes con la ubicación precisa para facilitar la llegada de una ambulancia [14].

El prototipo de resucitador electrónico que se presenta en este trabajo provee una ventilación adecuada, sencilla en su operación y con dos modalidades de funcionamiento. La idea básica de operación se basa en la detección del pulso en el paciente por parte del usuario. El usuario selecciona la modalidad paro respiratorio (con pulso) o paro cardiopulmonar (sin pulso) y coloca la mascarilla al paciente. La ventilación toma en cuenta los tiempos de inflación para cada modalidad. Para asegurar una presión límite de 20 mmHg constante durante la inspiración se utiliza un sistema de alertas que se activa en caso de pasar este valor. El prototipo es portátil, de bajo costo y está contemplado para ser utilizado en personas adultas.

### III. ALCANCE DEL PROYECTO

El prototipo proveerá una ventilación adecuada de manera más sencilla en cuanto a su operación y contemplando dos modalidades de funcionamiento. Además, será portátil y de bajo costo. La idea básica de operación se basa en la detección de pulso en el paciente, un paciente sin pulso sufre de un paro cardiopulmonar y uno con pulso de un paro respiratorio, es decir, las dos modalidades. El usuario seleccionará la modalidad y colocará la mascarilla al paciente. La ventilación tomará en cuenta los tiempos de inflación para cada modalidad. Para asegurar una presión límite de 20 mmHg constante durante la inspiración se utiliza un sistema de alertas que se activa en caso de pasar este valor. Su uso está contemplado para todas las personas, así se podrá ayudar a salvar más vidas.

Dentro de las etapas del prototipo se encuentra la evaluación, procesamiento y análisis de la señal por medio de MATLAB, la relación entre las señales que provee la bomba y una respiración normal del paciente. Contemplando lo anterior se realiza una correlación a una muestra de 100 personas dentro de las cuales se encuentran 50 hombres y 50 mujeres, así como 50 fumadores y 50 no fumadores. De modo que éstas muestras sean correlacionadas con la señal de la bomba y dichas señales puedan posteriormente establecer parámetros de control de presión y flujo dentro del mismo prototipo. Esto

se comparará terminando el monitoreo de la bomba para establecer si dicho resultado es compatible con la ventilación suministrada o si difiere según la patología presentada.

### IV. METODOLOGÍA

Este proyecto fue desarrollado en el Laboratorio de Electromedicina dentro de los Talleres y Laboratorios de la Facultad de Ingeniería de la Universidad La Salle México. En el diseño del prototipo de resucitador electrónico se consideraron parámetros específicamente de adultos y para realizar las pruebas se empleó un pulmón artificial.

En la figura 2 se muestra la estrategia metodológica seguida para el desarrollo del prototipo de resucitador electrónico. Se contemplaron 5 etapas: lectura de la señal, acondicionamiento, conversión analógico-digital, procesamiento y control, y visualización de la señal en tiempo real y correlación de las señales.

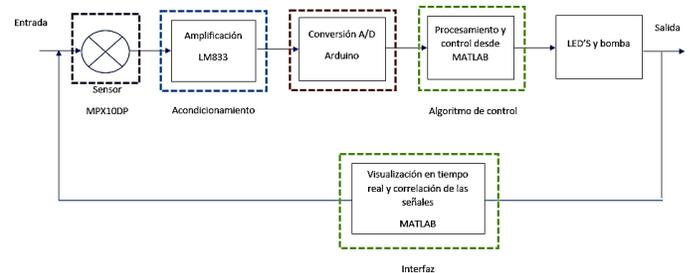


Figura 2. Estrategia metodológica empleada en el proyecto.

Con respecto a la lectura de la señal, se empleó un sensor de presión piezorresistivo de silicio MPX10DP. Se caracterizó el sensor y se verificó su comportamiento lineal. Después se acondicionó la señal obtenida empleando un amplificador operacional LM833 en configuración diferencial. Posteriormente se realizó la conversión analógico-digital con ayuda de un Arduino UNO. Se realizó el control de la bomba de aire que suministra la ventilación mecánica con retroalimentación de la señal emitida por la insuflación del pulmón artificial. Finalmente, se tomaron 100 muestras de señales de respiración por 3 minutos de cada uno de los sujetos de prueba, de los cuales 25 fueron mujeres fumadoras, 25 mujeres no fumadoras, 25 hombres fumadores y 25 hombres no fumadores.

### V. RESULTADOS Y ANÁLISIS

La retroalimentación mostrada anteriormente en el diagrama de bloques (ver figura 2) se realizó de manera física adaptando la salida de la bomba, en la cual se colocaría la mascarilla para el paciente, a un sistema de mangueras. Cuando se realizaron las pruebas, el sistema de mangueras permitió corroborar la medición de la insuflación del pulmón artificial con un manómetro Homecare Duplex 2600, además de conectarse al sensor de presión.

Se tomaron 10 mediciones de tres diferentes valores de control para el prototipo de resucitador (20, 30 y 40 mmHg)



El diagrama de flujo contempla la conexión Arduino UNO, la conversión analógico-digital; así como la evaluación de los parámetros de seguridad del paciente y el control de la bomba para ambos tipos de paro.

En el caso del paro respiratorio se desarrolló un ciclo en el cual se mide constantemente la señal proveniente del sensor durante los 4 s en los cuales se realiza la espiración, de modo que, si el valor de presión es menor al reajuste del valor de voltaje correspondiente a aproximadamente 20 mmHg, este contempla 2 s de insuflación. Para la otra modalidad se comienza por dar las dos insuflaciones de aproximadamente 1.5 s cada una (considerando el reajuste de presión), y de igual manera se realizó un ciclo que contemple las mediciones constantes de presión durante los 15 s en que se realizan las compresiones. En el caso de la segunda bomba, la alimentación es el factor crucial para evitar sobrepasar el nivel de presión de insuflación adecuado y por consiguiente evitar la lesión pulmonar, por ello el sistema de alarma y control de seguridad de paciente forma parte integral de ambas secciones del código, es decir, en ambos casos de paro.

Por otro lado, el circuito de alimentación realizado contempla los valores de alimentación para todo el circuito principal, este es funcional; sin embargo, en una segunda versión del prototipo será necesario contemplar un circuito cargador para poder recargar las baterías de 12 V que emplea el prototipo.

En la figura 6, se observan los pulsos para la reanimación respiratoria, siendo evidente que existe un tiempo de 1:2; es decir, la espiración dura el doble de la inspiración. Por otra parte, en la figura 7 se muestran los dos pulsos necesarios para realizar la reanimación cardiopulmonar. Lo anterior considerando que las técnicas son equivalentes a la cuenta que se lleva a cabo durante una reanimación manual.



Figura 6. Gráfica del pulso generado para el control de la bomba durante un caso de paro respiratorio.

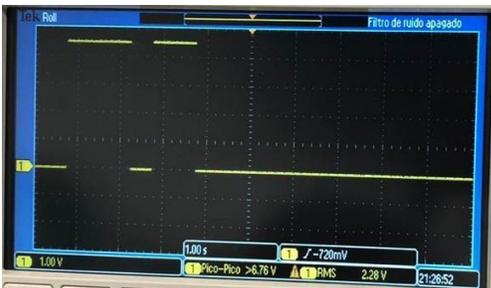


Figura 7. Gráfica del pulso doble generado para el control de la bomba durante un caso de paro cardiopulmonar.

Para la implementación portátil del prototipo de resucitador electrónico bimodal, se realizó la alimentación por medio de dos baterías de 12 V.

Los voltajes requeridos fueron: 5, 7 y -7 volts, siendo regulados a partir de la alimentación de las baterías.

Los componentes electrónicos y la bomba se colocaron dentro de una caja de madera a la que se le agregaron dos asas de metal de tal forma que se pudiese cargar. El dispositivo completo se puede apreciar en las figuras 8 y 9.

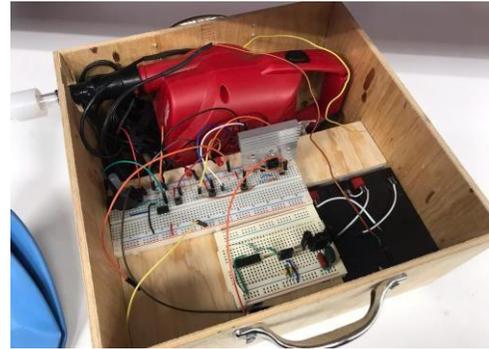


Figura 8. Prototipo de resucitador electrónico bimodal (vista interna).

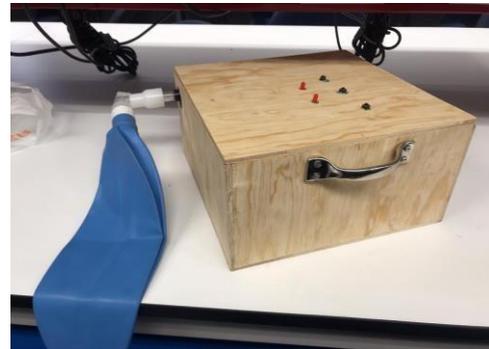


Figura 9. Prototipo de resucitador electrónico bimodal (vista externa).

En la figura 8 se visualiza que existe un excedente en las dimensiones; sin embargo, este es necesario debido a la colocación de la bomba dentro de la caja.

Aunque el diseño del prototipo de resucitador electrónico bimodal mostrado es funcional y liviano (ver figura 9), en la segunda versión se está contemplando la reducción de tamaño y mejorar la posición de uso mediante una mascarilla con una manguera más larga para comodidad del paciente y evitar que el usuario no ejecute bien las acciones de reanimación. Cabe mencionar que la mascarilla en la versión final del prototipo sustituye al pulmón artificial que fue usado únicamente para las pruebas.

El monitoreo digital de la señal en MATLAB se obtiene por medio de la relación entre las señales que provee la insuflación del pulmón artificial de prueba y una respiración normal del paciente que varía con respecto a la complejión y patologías del paciente. De modo que estas muestras sean correlacionadas con la señal de la insuflación y dichas señales puedan posteriormente establecer parámetros de

control de presión y flujo dentro del mismo prototipo. El monitoreo se realiza tomando en cuenta que durante una respiración existe una curva característica de la presión conocida como “aleta de tiburón” debido a su morfología.

De las 100 muestras clasificadas como fumadores y no fumadores, se realizaron los promedios de cada una de las características. Los resultados se muestran en la figura 10.

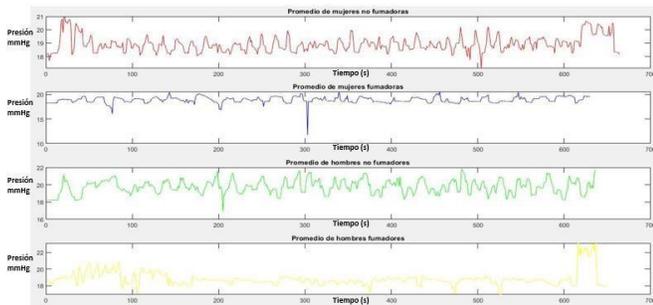


Figura 10. Señales promedio de los cuatro parámetros.

Además, se realizó un suavizado para observar mejor las señales promedio, conservando la información relevante de valores y forma de la señal.

Posteriormente se realizaron las correlaciones de las muestras. Con cada promedio se realizó la correlación con la señal de la insuflación del pulmón artificial, obteniendo lo observado en la figura 11.

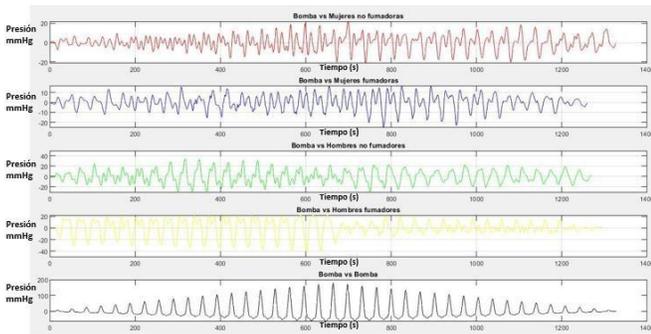


Figura 11. Correlación de las señales promedio con la señal de insuflación del pulmón artificial.

Por último, se graficaron todas las correlaciones juntas y se hizo un acercamiento para observar la similitud y las diferencias de las señales con la autocorrelación de la insuflación (ver figura 12).

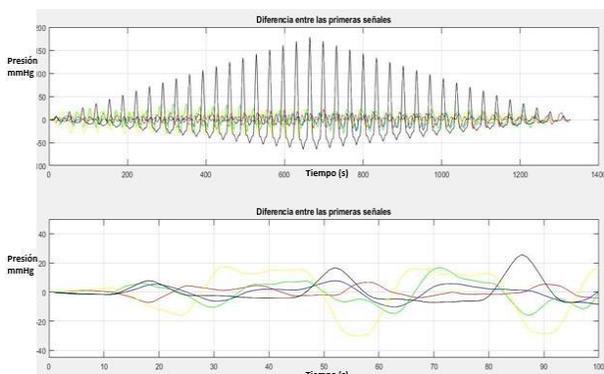


Figura 12. Correlaciones juntas.

Se notó un factor específico en la similitud de la señal de los no fumadores con la de la insuflación del pulmón artificial, demostrando menos variabilidad en su forma y valores alcanzados. Esto denota que el prototipo puede ser empleado en adultos; sin embargo, el control podría mejorarse a partir de esta determinación de parámetros cuando el sensor captara una señal distinta a la de la insuflación (dicha señal sería la del paciente), y por medio de la correlación trataría de reducir o aumentar el flujo y la presión suministrada, para ello sería necesario implementar un circuito de acoplamiento que permitiera el manejo de la bomba por medio de PWM.

## VI. CONCLUSIONES

Los factores determinantes en el desarrollo del proyecto fueron la caracterización y el control de la bomba de aire para establecer la respuesta ventilatoria adecuada según la modalidad de funcionamiento requerida. Los valores de control considerados para el desarrollo del prototipo de resucitador electrónico bimodal son muy importantes pues sirven como parámetros de seguridad. El prototipo de resucitador electrónico desarrollado evitó la sobreexpansión del pulmón artificial a través de un control de la presión suministrada. No obstante, a pesar de que se logró la implementación portátil del prototipo y que tanto la interacción con el usuario a través de LEDs y *push buttons* y el control bimodal se llevaron a cabo de manera satisfactoria, se identificó que el diseño mecánico del prototipo podría mejorarse, ya que no resultó tan cómodo para los usuarios. En cuanto al procesamiento de la señal, fue posible comparar las señales fisiológicas con la bomba, de tal forma que se comprobó una vez más que la bomba es adecuada para dar ventilación a pacientes no fumadores debido a su similitud en las señales. Sin embargo, para pacientes fumadores es necesario realizar un ajuste en el suministro de presión y flujo de la bomba. Finalmente, el control podría mejorarse a partir de los parámetros observados, de tal modo que cuando el sensor captara una señal distinta a la de la insuflación, y por medio de la correlación, tratara de reducir o aumentar el flujo y la presión suministrada, para ello sería necesario implementar un circuito de acoplamiento que permitiera el manejo de la bomba por medio de PWM; de esta forma se podría hacer un sistema inteligente que detectara el flujo adecuado para cada paciente.

## REFERENCIAS

- [1] Erigo Soluciones. (2018). Resucitador manual. Recuperado el 13 de agosto de 2018, de: <https://erigo-soluciones.com/product/resucitador-manual/>
- [2] Iberomed. (2018). ¿Qué es y para qué sirven los resucitadores manuales? Recuperado el 13 de agosto de 2018, de: <https://www.iberomed.es/blog/2018/02/28/que-son-y-para-que-sirven-los-resucitadores-manuales/>
- [3] Navarro-Machado, V. y Rodríguez-Suárez, G. (s.f.). Reanimación Cardiopulmonar Básica. Recuperado el 17 de septiembre de 2019, de: <http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/urgencia/4rcp.pdf>
- [4] Bortle, C. (2018). Revisión sobre el paro respiratorio. Recuperado el 20 de Agosto de 2018, de: <https://www.msmanuals.com/es-mx/professional/cuidados-cr%C3%ADticos/paro-respiratorio/revisi%C3%B3n-sobre-el-paro-respiratorio>