

Fabricación de un prototipo de esfigmomanómetro automático con comunicación inalámbrica a una interfaz gráfica de usuario (GUI) con MATLAB

HAYDEÉ A. YÁÑEZ-OCAMPO, ALICIA S. VIRUEÑA-VÁZQUEZ, SEBASTIÁN AGUIÑAGA-GONZÁLEZ, JUAN P. MATADAMAZ-CASTRO

Resumen— La hipertensión arterial es una de las principales causas de mortalidad en México y el mundo. Debido a su asintomatología, en la mayoría de los casos la hipertensión arterial se detecta hasta que el paciente ya tiene complicaciones de salud. En el presente trabajo, se describe la fabricación de un prototipo de esfigmomanómetro que mide la presión arterial de manera automática. Para el inflado y el desinflado del brazalete, el prototipo cuenta con una bomba de insuflación, un sensor de presión y una electroválvula de alivio. El prototipo se comunica inalámbricamente a una computadora mediante módulos Zigbee. En la computadora, la información es desplegada por medio de una interfaz gráfica de usuario (GUI) elaborada en MATLAB. Las mediciones de presión arterial obtenidas con el prototipo presentaron desviaciones menores al 4% respecto a los valores medidos con un baumanómetro digital de pulsera comercial. Además, los datos son almacenados automáticamente, lo cual asegura la integridad del registro para su futura consulta. Por tanto, se puede concluir que el prototipo fabricado facilita la toma de la presión arterial y arroja no solo valores precisos, sino exactos.

I. INTRODUCCIÓN

Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), la presión arterial es la fuerza que ejerce la sangre contra las paredes de los vasos (arterias) al ser bombeada por el corazón [1].

La presión arterial se expresa en dos números, por ejemplo 120/80 (ver figura 1), el primer número es la sistólica, la presión cuando late el corazón; el segundo número, la diastólica, es la presión cuando el corazón descansa entre latidos [2].

La presión arterial sistólica normal es de 120 a 129 mmHg, mientras que la diastólica es de 80 a 84 mmHg [3].

Cuando las presiones sistólica y diastólica son igual o mayor a 140 mmHg y 90 mmHg, respectivamente, se considera como hipertensión arterial, que se define como la elevación constante de la presión en los vasos sanguíneos; mientras más alta es, más trabajo efectúa el corazón para bombear con eficiencia la sangre en el organismo [5].

HAYDEÉ, ALICIA, SEBASTIÁN y JUAN PABLO 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: haydeevanz@gmail.com).

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

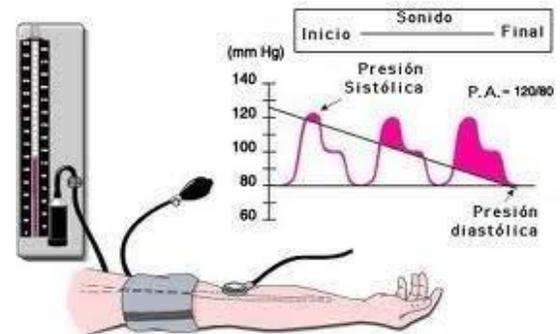


Figura 1. Presiones sistólica y diastólica en una lectura con esfigmomanómetro [4].

En la actualidad, la hipertensión arterial es una de las causas de mortalidad en México y el mundo, debido a que, por su falta de sintomatología, es el principal factor de riesgo que provoca otras enfermedades, sobre todo cardiovasculares, y se detecta hasta que el enfermo tiene complicaciones de salud [6]. La Encuesta Nacional de Salud y Nutrición de Medio Camino 2016 (ENSANUTMC 2016) reporta que en México la prevalencia de hipertensión arterial es de 25.5%, y de estos el 40.0% desconocía que padecía esta enfermedad [7].

La hipertensión arterial es el resultado de un proceso multifactorial que la persona al conocerlo puede modificarlo o corregirlo en forma positiva, y esas acciones se van asociando significativamente para prevenir que la enfermedad avance [8]. Por tal motivo, resulta fundamental que la población de cualquier edad se tome la presión con regularidad para diagnosticar la enfermedad en la etapa temprana y así evitar complicaciones [6].

Todo lo anterior pone de manifiesto la importancia de fabricar prototipos de esfigmomanómetros que sean fácil de usar, incluso para una persona que no cuente con ayuda de alguien más, de bajo costo y que además de la toma de la presión arterial permitan el almacenamiento de la información. Esto ayudaría a dar seguimiento oportuno particularmente a las personas que pueden considerarse como propensas por herencia o por el estilo de vida que llevan; además, serviría para que los pacientes hipertensos, quienes deben estar bajo rigurosa vigilancia, pudieran llevar un registro íntegro y detallado de su presión arterial. Esta información se podría compartir con el médico correspondiente para que evaluara la condición del paciente e identificara si el tratamiento ha hecho efecto o no.

En el presente trabajo, se describe la fabricación de un prototipo de esfigmomanómetro que mide la presión arterial de manera automática. Por automático se entiende que el aparato funciona en todo o en parte por sí solo [9]; en el caso del prototipo, funciona en parte por sí solo ya que la intervención del usuario consiste únicamente en la colocación del brazalete y la activación del sistema mediante la interfaz.

II. ANTECEDENTES

Existen diversos dispositivos médicos para medir la presión arterial, de los cuales el más común es el esfigmomanómetro de mercurio aneroide. Un esfigmomanómetro es un equipo auxiliar de diagnóstico empleado para la medición no invasiva o indirecta de la presión arterial; consta de un brazalete inflable, una perilla para inflarlo y un medidor de presión que puede ser de columna de mercurio, aneroide o electrónico [10].

Además del esfigmomanómetro, existen otros dispositivos para medir la presión arterial. Si bien la mayoría son portátiles y de uso simple, tienen la desventaja de no contar con un sistema capaz de almacenar las mediciones realizadas y los de bajo costo no tienen la capacidad de comunicarse con otro dispositivo.

El baumanómetro digital es un instrumento usado para la medición de la presión arterial, puede ser de brazalete o de pulsera; para realizar la medición se coloca la manga o banda inflable en el brazo o muñeca y al pulsar un botón se activa el proceso de inflado y el valor de la presión arterial se muestra en una pantalla [11].

El monitor Holter, creado en 1954, es un dispositivo que permite el monitoreo ambulatorio de la presión arterial, es un método técnico no invasivo que pretende obtener una medición de la presión arterial durante un periodo de tiempo determinado, generalmente 24 horas, de forma ambulatoria fuera de la consulta u hospital, de tal forma que los datos de presión arterial recogidos puedan ser posteriormente analizados por su médico [12].

Finalmente, en cuanto a prototipos, se pueden mencionar un par de casos. En el 2009, el Grupo de Bioingeniería de la Fundación Cardiovascular de Colombia desarrolló un prototipo para un registro continuo de la presión arterial no invasiva ambulatoria, dicho prototipo utiliza un sensor de presión diferencial de la familia MPX y una interfaz de usuario en LabVIEW para PC [13]. En 2012, estudiantes del Instituto Politécnico Nacional desarrollaron un baumanómetro y termómetro corporal de tipo inalámbrico [14].

III. METODOLOGÍA

Para la fabricación del prototipo se consideró una estrategia metodológica compuesta por 6 etapas, las cuales se describen a continuación.

A. Acondicionamiento de la señal

Se utilizó un sensor de presión MPX2200 que mide en un rango de 0 a 29 psi, con un voltaje de salida máximo de 40 mV. Se realizó una amplificación diferencial con una $G = 1000$, a partir de la cual se obtuvo la señal de presión del brazalete. Después de la amplificación, la señal fue llevada a

un filtro pasa banda con frecuencias de corte de 0.4 a 14.4 Hz, delimitada por los latidos por minuto en pacientes con taquicardia (150 lpm) e hipotensión (50 lpm). Finalmente, se realizó una amplificación con un $G = 5$ para que la señal pudiera apreciarse mejor en el Arduino.

B. Control neumático automático

El sistema dispone de un control neumático automático para el inflado y el desinflado del brazalete. Para ello se elaboró un circuito de acoplamiento de los actuadores, bomba de insuflación y la electroválvula de alivio, con un TIP31C y un BC547 formando así un par Darlington con el cual se proporciona ganancia de corriente y se logra un control para los actuadores.

C. Programación en Arduino

Para la ejecución del procedimiento de inflado del brazalete con la bomba hasta 170 mmHg y su posterior desinflado con la electroválvula, así como el registro de la señal de presión y de la señal de pulsos cada 10 ms se elaboró la programación del Arduino. Se utilizó una bandera que asegurara la activación de la bomba hasta alcanzar los 170 mmHg, donde la bandera cambia su valor, y luego activara la electroválvula hasta desinflar todo el brazalete.

D. Conexión inalámbrica

Para la adquisición de los datos se utilizaron dos módulos Zigbee, emisor y receptor, que funcionan con radiofrecuencia. El emisor estaba conectado al Arduino a través de los pines del Serial y el otro módulo se conectó directamente al puerto USB de la computadora.

Fue necesario el desarrollo de un programa en MATLAB que estuviera leyendo al módulo conectado al puerto USB y así poder extraer las dos señales en variables separadas para su posterior guardado con fecha y hora. El algoritmo declara dos vectores vacíos, uno denominado primerasenal, donde se almacena el valor de la presión en el brazalete, y otro denominado segundasenal, donde se almacena el valor del filtro y por tanto de la señal de pulsos. Además, se estableció la conexión serial en el puerto USB donde estaba el receptor Zigbee. Luego se fue leyendo el valor recibido en ese puerto USB: los valores nones correspondían a la primera señal y los valores pares a la segunda señal. Por último, se guardaron ambos vectores en un archivo.mat en la computadora.

E. Interfaz gráfica de usuario (GUI) y medición de la presión arterial en MATLAB

Se realizó una interfaz gráfica de usuario (GUI) en MATLAB. La GUI permite la adquisición de las señales en la computadora. Para la obtención de las presiones sistólica y diastólica se requiere alinear ambas señales y mostrar los puntos donde el flujo sanguíneo cambia de comportamiento. Para esto fue necesario detectar el momento, en la deflación del brazalete, donde los pulsos son de nuevo perceptibles y el punto donde el pulso tiene mayor magnitud durante la deflación del brazalete que serían las presiones sistólica y diastólica, respectivamente.

F. Comparación de las presiones obtenidas por el prototipo contra un baumanómetro digital de pulsera

Se comparó el prototipo fabricado con un baumanómetro digital de pulsera marca Omron modelo HEM 61-23. Se realizaron parejas de mediciones de la siguiente forma:

1. El sujeto de prueba se sentaba y guardaba reposo 5 minutos.
2. Se medía la presión arterial con el baumanómetro Omron HEM 61-23.
3. Se dejaban pasar un par de minutos sin que el sujeto de prueba se levantara.
4. Se medía la presión arterial con el prototipo fabricado.

Una vez obtenidas estas dos mediciones se hacía una comparación para evaluar la discrepancia entre ambas.

IV. RESULTADOS Y ANÁLISIS

Se realizaron 25 series de mediciones de caracterización dentro del rango de 0 a 200 mmHg con la amplificación de ganancia 1000. Se calculó el margen de error del voltaje, convertido a mmHg, dando un error del 2.8%.

A partir de la caracterización se obtuvo una gráfica con una clara tendencia lineal. La ecuación obtenida fue:

$$y = 0.0059x + 3.0607 \quad (1)$$

con un valor de $r^2=0.9995$. Esta ecuación fue utilizada para la conversión analógico-digital de la señal de presión; es decir, a partir de un voltaje calcular los mmHg.

Se decidió establecer el apagado de la bomba al registrar 170 mmHg por comodidad del usuario y porque las presiones, aún de un hipertenso, difícilmente se encuentran por encima de este dato [2]. Así se estableció el control de la bomba de inflado hasta 170 mmHg seguido de lo cual se activa la electroválvula para proceder a desinflar el brazalete. Todo esto es emulando el proceso de toma de presión arterial con un esfigmomanómetro tradicional.

El filtro es de segundo orden, para su caracterización se realizó un corrimiento de frecuencias de 0.1 Hz hasta 16 Hz, obteniendo una frecuencia de corte inferior de 0.368 Hz y superior de 14.82 Hz, teniendo como error 1.4%. Al implementar el filtro, en la señal previamente amplificada, se obtuvo la señal oscilométrica de la presión que posteriormente se amplificó 5.6 veces para poder observarla tanto en el osciloscopio y como en la computadora. La señal de presión es enviada al filtro y a su salida se obtiene la señal de pulsos del paciente.

El programa desarrollado en MATLAB para hacer la extracción de los datos de manera inalámbrica se basó en la lectura de las impresiones que realizaba el programa principal de Arduino. Posteriormente se procedió a graficar ambas señales y alinearlas, ya que ambas tienen la misma longitud, como se puede observar en la figura 2, siendo la señal de presiones del brazalete la de color azul y la señal de pulsos la de color rojo.

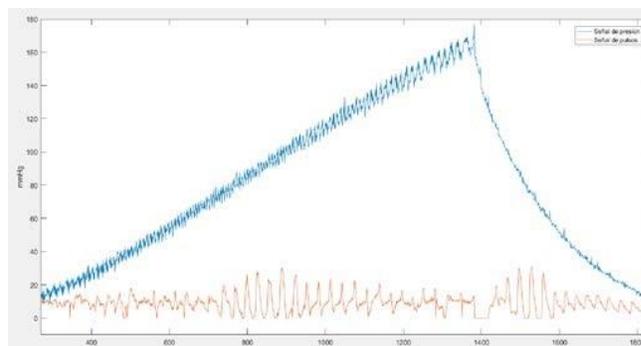


Figura 2. Señales obtenidas en MATLAB por el módulo inalámbrico. En azul la señal de presión y en rojo la de pulsos oscilométricos. Abajo el número de muestras y a la izquierda la escala de mmHg.

El tiempo, eje x , no es un factor importante para la obtención de los valores de la presión sistólica y diastólica, por lo que se recuperan las señales a partir del punto máximo de la señal azul (de presión) y se vuelven a graficar y alinear. El eje y sí está representado en mmHg.

El área de interés se encuentra comprendida por la parte del desinflado del brazalete, así se centró la atención en dicha área ya que donde se obtienen las presiones sistólica y diastólica. Este segmento de ambas señales se observa en la figura 3.

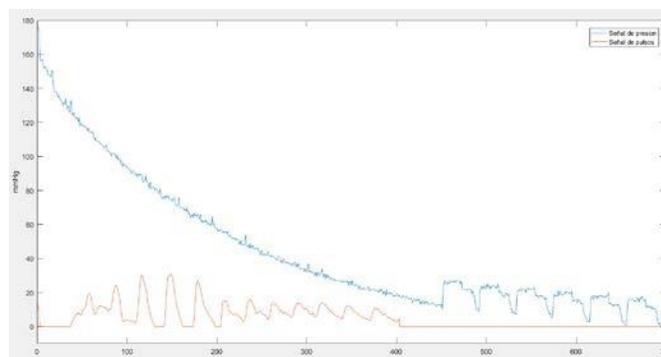


Figura 3. Señales de pulso y presión en el desinflado del brazalete. En azul la señal de presión y en rojo la de pulsos oscilométricos. Abajo el número de muestras y a la izquierda la escala de mmHg registrados.

En la figura 4, los puntos del primer pulso y del pulso más grande pueden observarse marcados con un asterisco sobre la señal que está en la parte inferior, así mismo las presiones registradas se encuentran escritas en una leyenda en la parte superior derecha.

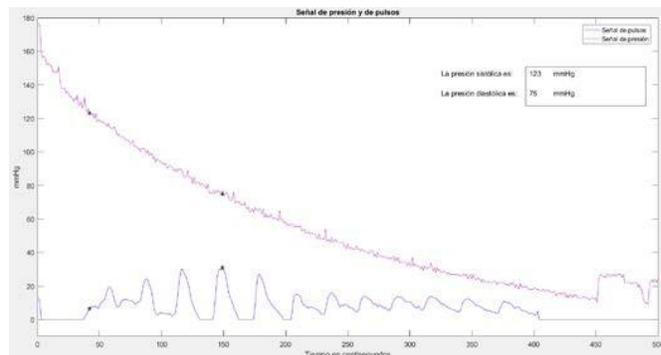


Figura 4. Puntos de interés marcados con asteriscos y la leyenda con las presiones encontradas.

En la figura 5, se observa el mismo procedimiento, pero en la interfaz gráfica de usuario (GUI) elaborada en MATLAB que además incorpora un botón para iniciar el procedimiento y otro para guardar las señales obtenidas.

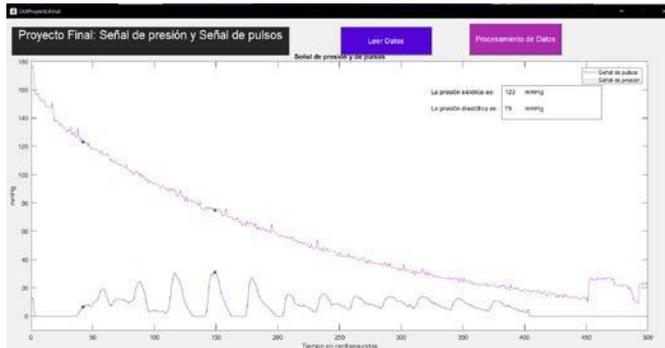


Figura 5. Puntos de interés en ambas señales y leyenda de las presiones encontradas en la GUI de MATLAB. Vista final para el usuario del proyecto en su parte de software.

Acorde a Rodríguez *et al.* (2010) se determinó que la primera oscilación que se tiene en la señal pulso determina la presión sistólica [15]. Como se puede observar en la figura 5, el asterisco que representa el pico de la primera oscilación también está representado en la gráfica de la primera señal que sería la de presión, dando como resultado el valor en ese punto para la presión sistólica.

Por otro lado, para determinar el valor de la presión diastólica, se propuso señalar el pico más alto debido a que se asemejaba más al valor obtenido en las tomas de presión con el baumanómetro digital; sin embargo, se propone otro posible resultado, el cual consideraría que la presión diastólica está dada por el último pico con mayor significancia.

Por la compatibilidad del software tanto con Arduino como con Zigbee y para facilitar la comprensión del sistema al usuario, se optó por usar una GUI de MATLAB.

El prototipo fabricado consta de varias partes para llevar a cabo su funcionamiento (ver figura 6). El prototipo requiere de dos actuadores para el inflado y el desinflado del brazalete (bomba de insuflación en el círculo morado y la electroválvula de alivio en círculo rojo), del sensor MPX2200 (en el círculo verde), del circuito con amplificador y filtro y por último el Arduino Uno (círculo amarillo). En la Figura 6, se muestra el Arduino Uno conectado mediante un cable USB a la computadora, pero para la modalidad inalámbrica se monta el módulo Zigbee al Arduino Uno.

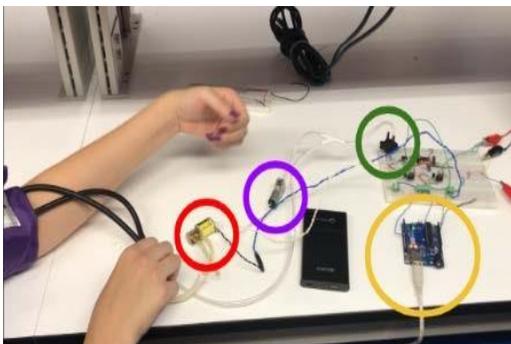


Figura 6. Vista final para el usuario del prototipo en su modalidad alámbrica.

En la parte de la comparación contra los valores obtenidos por el Omron HEM 61-23, de una serie de 30 pruebas se obtuvo un valor de error promedio de menos del 4%. De las pruebas de desempeño del prototipo se considera el margen de error como aceptable ya que no se pueden realizar ambas pruebas; es decir, medir con el prototipo fabricado y con el baumanómetro digital de pulsera simultáneamente porque las mediciones se ven afectadas. Tomando la presión arterial dos veces seguidas con el mismo baumanómetro Omron HEM 61-23, los datos obtenidos difieren hasta en un 4%. Este porcentaje de discrepancia es muy parecido al obtenido entre el prototipo fabricado y el Omron HEM 61-23, bajo las mismas condiciones.

Se considera que el prototipo final arroja mediciones de la presión arterial muy parecidas a las obtenidas por un baumanómetro digital comercial, además de poseer una estructura, hardware y software, parecido al propuesto por Chaves *et al.* (2009), con la ventaja de ser inalámbrico.

Se considera que el proyecto tiene como ventaja sobre otros desarrollos similares el análisis matemático en un software especializado como lo es MATLAB. Además, el tener los valores de la señal en el formato.mat facilita su manipulación para la obtención de información mediante programación o incluso para potencialmente usarlas en análisis estadístico predictivo. Actualmente se sigue trabajando en el prototipo realizando mejoras electrónicas y de software con la finalidad de exportar el algoritmo en una plataforma de uso libre y de esta manera reducir los costos y tener compatibilidad con diferentes equipos portátiles que existen.

V. CONCLUSIONES

Las mediciones de presión arterial obtenidas con el prototipo fabricado presentaron solo ligeras desviaciones, menores al 4%, respecto a los valores medidos con un baumanómetro digital de pulsera comercial; lo que demuestra que el prototipo no solo arroja valores precisos, sino exactos.

El sensor MPX2200 fue empleado por las características y el rango de operación que ofrece siendo necesaria únicamente una amplificación diferencial por la sensibilidad del Arduino Uno. Se comprobó su linealidad de manera experimental y se obtuvo la ecuación característica necesaria para la conversión de voltaje a mmHg a nivel de programación. La comunicación Zigbee fue empleada ya que el protocolo de comunicación serial es igual al manejado por Arduino a MATLAB y presenta la ventaja de darle más movilidad al paciente.

El prototipo fabricado cuenta con la ventaja de tener comunicación inalámbrica a una computadora y un entorno desarrollado para el análisis de las señales obtenidas, con el almacenamiento automático, siendo esta una característica que lo podría volver de fácil actualización en cuanto a software refiere.

AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen al Dr. Rafael Lima-Linares de la UMAE Hospital de Cardiología del Centro Médico Nacional Siglo XXI por haber brindado información y asesoramiento sobre la hipertensión y su gravedad a nivel nacional.

Así mismo, se agradece al M. en C. Brayans Becerra-Luna del Instituto Nacional de Cardiología “Ignacio Chávez” por sus recomendaciones en la fabricación del prototipo y por las sugerencias de artículos de investigación sobre el tema.

REFERENCIAS

- [1] Organización Mundial de la Salud. (2018). *Temas de salud. Hipertensión*. Recuperado de: <https://www.who.int/topics/hypertension/es/>
- [2] American Heart Association. (2017). *¿Qué es la presión arterial alta?* Recuperado de: https://www.heart.org/-/media/data-import/downloadables/whatishighbloodpressure_span-ucm_316246.pdf
- [3] L. Segura-Vega, “Nuevas cifras de la presión arterial en las poblaciones peruanas de altura y la nueva guía americana de hipertensión arterial”, *Rev Peru Ginecol Obstet*, vol. 64, no. 2, pp. 185-190, junio 2018.
- [4] M. Hernández-Navarro et al. “Tele-Monitoreo Inalámbrico de Presión Arterial para control de la hipertensión arterial”. Instituto Tecnológico y de Estudios Superiores de Monterrey, Distrito Federal, México, 2005.
- [5] Instituto Mexicano del Seguro Social. (2017). *La hipertensión arterial de la población en México, una de las más altas del mundo*. Recuperado de: <http://www.imss.gob.mx/prensa/archivo/201707/203>
- [6] Secretaría de Salud. (2016). *Hipertensión arterial, causa de muerte en México y el mundo*. Recuperado de: <https://www.gob.mx/salud/prensa/hipertension-arterial-causa-de-muerte-en-mexico-y-el-mundo>
- [7] Secretaría de Salud. (2019). *Encuesta Nacional de Salud y Nutrición de Medio Camino 2016*. Recuperado de: <https://www.gob.mx/cms/uploads/attachment/file/209093/ENSANUT.pdf>
- [8] B. Huerta-Robles, “Factores de riesgo para la hipertensión arterial”, *Arch Cardiol Mex* vol. 71, no. 1, pp. S208-S210, marzo 2001.
- [9] Real Academia Española (2019). Automático. Recuperado de: <https://dle.rae.es/?id=4TO3M08>
- [10] Centro Nacional de Excelencia Tecnológica en Salud. (2004). Guía tecnológica No. 7: Esfigmomanómetro. Recuperado de: http://www.cenetec.salud.gob.mx/descargas/biomedica/guias_tecnologicas/7gt_esfigmo.pdf
- [11] OMRON. (s.f.). *Monitores de presión arterial*. Recuperado de: https://omronhealthcare.la/arg/Productos/tipo/monitores_de_presion_arterial
- [12] A. Arce-León, J. Rodríguez-Rodríguez, A. Pedrote, “Monitorización ambulatoria del ritmo cardíaco. Más allá del Holter de 24 horas”, *Cardiocre* vol. 50, no. 3, pp.102-105, julio 2015.
- [13] A.M. Chaves et al. “Construcción y validación clínica de un prototipo para el registro continuo de la presión arterial de forma no invasiva y ambulatoria”. *Rev Col Cardiol* vol. 16, no. 1, pp. 11-18, febrero 2009.
- [14] O.A. Camacho-Franco y C.B. Diosdado-Aranda CB. “Desarrollo de un baumanómetro y termómetro corporal de tipo inalámbrico”. Tesis de licenciatura. Instituto Politécnico Nacional, Distrito Federal, México, 2012.
- [15] S. Rodríguez et al. *Nuevo método de medición automatizada de la presión arterial empleando la imagen tiempo latido de la señal oscilométrica*. Recuperado de: <http://files.sld.cu/boletincnscs/files/2009/11/respub2009-sergio2.pdf>