

Medidor de Presión Arterial Sistólica

J.I. Vega-Luna¹, G. Salgado-Guzmán¹, M.A. Lagos-Acosta¹, V.N. Tapia-Vargas¹, F.J. Sánchez-Rangel¹

Resumen— En este trabajo se presenta el diseño e implantación de un dispositivo usado para medir la presión arterial de una persona. El objetivo principal fue construir un sistema portátil para medir la presión arterial sistólica de una persona utilizando dos sensores de espectroscopia cercana al infrarrojo (NIRS), uno colocado en la parte superior del brazo y el otro en el dedo índice de una persona, y un microcontrolador para calcular la velocidad de la onda del pulso sanguíneo entre dos los puntos. El valor de la presión arterial sistólica es mostrado en un display LCD.

Temas claves— LCD, microcontrolador, NIRS, presión arterial, sensor.

Abstract— This paper presents blood pressure measure device design and implantation. The main goal was to build portable system to systolic arterial pressure measure using two Near InfraRed sensors, the first one placed over the human body arm and the second one placed in index finger, and one microcontroller to calculate blood pulse wave velocity between two points. Systolic arterial pressure is displayed in a LCD.

Keywords— arterial pressure, LCD, microcontroller NIRS, sensor.

I. INTRODUCCIÓN

Se conoce como presión sanguínea a la presión realizada por la sangre circulante sobre la pared de los vasos sanguíneos, es uno de los principales signos vitales medidos en el cuerpo humano. Disminuye conforme la sangre se desplaza a través de arterias, arteriolas, vasos capilares y venas. También se le llama presión arterial (PA) que indica la presión sobre las arterias más grandes, las arterias que forman los vasos sanguíneos que toman la sangre desde el corazón [1]. La PA hace que la sangre circule a través de los vasos sanguíneos y proporcione oxígeno y nutrientes a los órganos del cuerpo humano para su funcionamiento, varía durante el ciclo cardíaco de forma semejante a una función senoidal y tiene dos componentes: 1) la PA sistólica o alta, que es el valor

máximo de la curva de presión en las arterias y ocurre al inicio del ciclo cardíaco durante la sístole o contracción ventricular, es la presión de la sangre que expulsa el corazón sobre la pared de los vasos; y 2) la PA diastólica o baja, que es el valor mínimo de la curva de presión (en la fase de diástole o relajación ventricular del ciclo cardíaco) o entre latidos del corazón. La PA es comúnmente medida por medio de un esfigmomanómetro, dispositivo que usa la altura de una columna de mercurio para reflejar la presión de circulación [2]. La PA media se indica usando dos números separados por un guion o una diagonal, la primera cantidad es la presión sistólica y la segunda es la presión diastólica. La presión de pulso es la diferencia entre la presión sistólica y la diastólica, la presión máxima y mínima medida [3]. Los valores típicos de la PA en un ser humano adulto, sano, en descanso, son aproximadamente 120 mmHg (16 kPa) para la sistólica y 80 mmHg (11 kPa) para la diastólica (expresado como 120/80 mmHg, "ciento veinte sobre ochenta"), varían de una persona a otra, no son estáticas, experimentan variaciones naturales entre un latido del corazón a otro y a través del día (en un ritmo circadiano); también cambian en respuesta al estrés, factores alimenticios, medicamentos, o enfermedades. Valores mayores a 140/90 mmHg indican hipertensión o presión arterial alta y menores a 90/60 indican hipotensión o presión arterial baja. El valor de la PA incrementa con la edad y es menor en las mujeres, no es constante durante el día y es menor durante el sueño. La hipertensión persistente es uno de los factores de riesgo para los accidentes cerebrovasculares, ataques cardíacos, paros cardíacos, aneurismas arteriales y es la causa principal de la falla renal crónica. Incluso la elevación moderada de la PA conduce a una esperanza de vida acortada. En presiones severamente altas, o PA medias de 50 % o más sobre el promedio, una persona no puede esperar vivir más que algunos años a menos que sea apropiadamente tratada. En el pasado, la mayor parte de la atención era prestada a la presión diastólica, pero hoy en día es reconocido que son también factores de riesgo la alta presión sistólica y la presión alta de pulso [4]. De manera similar, la presión sanguínea baja puede ser un signo de enfermedad severa y requiere la atención médica urgente. Cuando la PA y el flujo de sangre disminuyen más allá de cierto punto, la perfusión del cerebro disminuye críticamente, la fuente de sangre no es

¹ J.I. Vega-Luna (vlji@correo.azc.uam.mx), G. Salgado-Guzmán, M.A. Lagos-Acosta, V.N. Tapia-Vargas, F.J. Sánchez-Rangel. Área de Sistemas Digitales, Departamento de Electrónica. Universidad Autónoma Metropolitana-Azcapotzalco. Av. San Pablo No. 180, Col. Reynosa, Azcapotzalco, México D.F. MEXICO. Teléfono (55)-53189552.

suficiente y causa mareos, vértigos, debilidad y el desfallecimiento de la persona.

A. Medida de la presión arterial

Tradicionalmente la presión arterial se ha medido usando un estetoscopio y un esfigmomanómetro, como se muestra en la figura 1, o también usando un manómetro anerode.



Figura 1. Esfigmomanómetro usado para medir la presión arterial

Hoy en día existen varios métodos alternos, algunos usan tensiómetros automáticos o baumanómetros y dispositivos opto-electrónicos. El diagnóstico de anomalías en la presión sanguínea puede requerir mediciones sucesivas y tomando en cuenta que la presión arterial varía en el día, las mediciones deben realizarse al mismo tiempo del día para asegurar que las lecturas sean comparables. Las horas convenientes son: al despertar, mientras el cuerpo todavía está descansando/inactivo (antes de lavarse/vestirse y antes de tomar el desayuno o una bebida) y al finalizar el trabajo. En ocasiones es difícil cumplir estos requisitos en un consultorio médico; además, algunos pacientes se ponen nerviosos cuando su presión arterial es tomada en el consultorio, causando lecturas altas (este fenómeno es llamado hipertensión de bata blanca) [5]. Tomar niveles de presión sanguínea en el hogar o el trabajo con un dispositivo doméstico de medición de presión sanguínea puede ayudar a determinar el verdadero rango de las lecturas de PA de una persona y evitar lecturas falsas por el efecto de la hipertensión de bata blanca. Los exámenes a largo plazo pueden ser realizados con un dispositivo portátil para medir la presión sanguínea que toma lecturas regulares de la presión cada media hora en el curso de un día y una noche. Además del efecto de la bata blanca, las lecturas de PA fuera de una instalación clínica generalmente son ligeramente más bajas en la mayoría de las personas. La PA puede ser medida de manera invasiva o no invasiva. La primera se realiza penetrando la piel y midiéndola dentro de los vasos sanguíneos y está restringida a instalaciones de un hospital. Se lleva a cabo usando cánulas intravasculares es una medida real de la PA ya que se coloca una aguja de cánula en una arteria

(usualmente las arterias radial, femoral, dorsal del pie o braquial) [6]. La realiza un anestesiólogo o un cirujano. La cánula se debe conectar a un transductor de presión electrónico. La ventaja de este sistema es que la presión es constantemente supervisada latido por latido, y puede ser mostrada en forma de onda en un monitor [7]. Regularmente se usa en unidades de cuidados intensivos, anestesiología y para propósitos de investigación, donde existen complicaciones como trombosis, infecciones, y hemorragia. Los pacientes con monitoreo arterial invasivo requieren una supervisión muy cercana, ya que existe riesgo de hemorragia severa si la línea de muestreo se desconecta. Para la medida no invasiva existen varios métodos. Uno de ellos es por auscultación (del latín escuchar) y oscilo métrica [8], es de los más simples y más rápidos y requiere menos pericia para llevarlo a cabo, no tiene complicaciones, y no es doloroso para la persona. Sin embargo, las medidas no invasivas pueden tener menos exactitud que las invasivas. Los métodos de medición no invasivos son más comúnmente usados para exámenes y monitoreo rutinario. Uno de estos métodos usa un estetoscopio y un esfigmomanómetro. El esfigmomanómetro se compone de un brazalete inflable (Riva-Rocci) que se coloca alrededor de la parte superior del brazo izquierdo (puede ser tomada en el derecho pero sería erróneo pues la medición obtenida no sería exacta debido al recorrido de las arterias), arriba del codo, aproximadamente a la misma altura vertical del corazón. El brazalete está conectado a un manómetro de mercurio o anerode. El manómetro de mercurio, que se considera el estándar para la medición de la presión sanguínea, mide la altura de una columna del mercurio, proporcionando un resultado absoluto sin necesidad de calibración, y por lo tanto no sujeto a los errores y a la posible inexactitud de la calibración que afectan a otros métodos. El uso de los manómetros de mercurio comúnmente es requerido en pruebas clínicas y en pacientes con hipertensión con riesgo elevado, como las mujeres embarazadas. El brazalete es ajustado e inflado manualmente por medio de un bulbo de goma hasta que la arteria braquial es ocluida totalmente. Escuchando con el estetoscopio la arteria braquial en el codo, el examinador libera lentamente la presión en el brazalete. Cuando la sangre fluye en la arteria, el flujo turbulento crea un sonido o palpación (primer sonido de Korotkoff). La presión a la cual este sonido se escucha es la presión sanguínea sistólica. Conforme la presión del brazalete se libera no se escucha ningún sonido (quinto sonido de Korotkoff), es la presión sanguínea diastólica.

B. Métodos oscilo-métricos

Otro método usado es el oscilo-métrico, es empleado en

mediciones a largo plazo y en la práctica general [9]. El equipo usado tiene un brazalete con un sensor de presión electrónico (transductor) para detectar el flujo de sangre. El sensor es calibrado con una lectura numérica de la presión sanguínea. A diferencia del manómetro de mercurio, para mantener la exactitud, debe realizarse la calibración periódicamente. En la mayoría de los casos el brazalete es inflado y desinflado por una bomba y una válvula eléctrica, y las medidas varían ampliamente en exactitud. Este método requiere menos habilidad que la técnica auscultatoria, y puede ser conveniente para uso de personal inexperto y para la supervisión automatizada de la persona, el brazalete es inicialmente inflado a una presión superior a la presión sanguínea sistólica, y posteriormente, durante 30 segundos, se reduce hasta un nivel por debajo de la presión diastólica. Cuando el flujo de sangre es nulo (presión del brazalete excediendo la presión sistólica), o sin obstáculo (presión del brazalete menor a la presión diastólica), la presión del brazalete será esencialmente constante. Es esencial que el tamaño del brazalete sea del tamaño adecuado, ya que los brazaletes de tamaño insuficiente pueden dar una presión demasiado alta y los brazaletes de gran tamaño muestran una presión demasiado baja. Cuando el flujo de sangre está presente, pero restringido, la presión del brazalete, monitoreada por el sensor de presión, variará periódicamente en sincronía con la expansión y contracción cíclicas de la arteria braquial, es decir, oscilará. Los valores de la presión sistólica y diastólica son calculados usando un algoritmo, no son realmente medidos desde los datos capturados. Este resultado se muestra en una pantalla, monitor o display de cristal líquido de cuarzo (LCD).

Ya que casi el 25% de personas con hipertensión no lo notan hasta que se realizan exámenes médicos, resultado de ansiedades, es recomendable medir la presión arterial en el hogar y trabajo para prevenir daños severos [10]. Recientemente los sensores usados en medidores de PA son los del tipo NIR (*Near InfraRed*), cercano al infrarrojo [11]. La espectroscopia cercana al infrarrojo (*Near-Infrared Spectroscopy-NIRS*) es un método que usa una región cercana al infrarrojo del espectro electromagnético (desde los 700 nm a los 2500 nm). Las bandas de absorción en esta zona son sobre-tonos o combinaciones de las bandas vibracionales de tensión que se producen en la región de 3000 a 1700 cm^{-1} . Los enlaces implicados por lo general son del tipo: C-H, N-H y O-H. Debido a que las bandas son sobre-tonos o combinaciones, sus absorbancias molares son pequeñas y los límites de detección son del orden del 0.1 %. Las aplicaciones típicas de este método incluyen: las farmacéuticas, diagnóstico clínico

(incluyendo niveles de azúcar en la sangre y oximetría del pulso), alimentos, agricultura y deportes, entre otras [12]. Esta técnica se ha convertido en una de las más importantes para la determinación rutinaria de los constituyentes en sólidos finamente divididos. Una de sus ventajas es su rapidez y su simplicidad en la preparación de muestras, ya que puede realizar el análisis de varias especies en muestras sólidas en pocos minutos. En general, presenta exactitudes y precisiones relativas del 1 al 2 %. La instrumentación utilizada en la región NIR es similar a la usada en la espectroscopia de absorción ultravioleta visible. Como fuentes se utilizan las lámparas de tungsteno, y por lo general, las celdas son de cuarzo o silicio fundido como el que se utiliza en el intervalo de 200 a 770 μm . La longitud de las celdas varía de 0.1 a 10 cm. Los detectores normalmente son fotoconductores de sulfuro de plomo. Algunos espectrofotómetros comerciales se han diseñado para trabajar desde 180 a 2500 μm , y de este modo se puede utilizar para obtener espectros de NIR. En contraste con la espectroscopia de IR medio, la NIR es menos útil para la identificación, y más útil para el análisis cuantitativo de compuestos que contengan agrupaciones funcionales con hidrógenos unidos a carbonos, nitrógenos y oxígenos.

Una de las aplicaciones de la espectroscopia en el infrarrojo cercano es en el campo clínico por su efectividad y porque es una técnica no invasiva. Con ciertas longitudes de onda, la luz infrarroja puede penetrar la piel y hueso humanos. Puede orientarse un led infrarrojo hacia el brazo, de manera que cuando la luz infrarroja alcance los vasos sanguíneos, refleje la hemoglobina de la sangre. Una parte de esta luz se dispersa de forma aleatoria y una cantidad significativa se refleja a través de la piel humana. Si se utiliza un detector de luz infrarroja colocado en la piel, cercano al led, también frente a la piel, el sensor IR puede detectar la cantidad de luz reflejada. El corazón se contrae y se relaja, enviando sangre al cuerpo humano, creando el pulso en las diferentes partes del cuerpo. Los pulsos son pequeños incrementos del flujo sanguíneo que ocurren continuamente y pueden detectarse como una señal periódica [13]. Se puede detectar la cantidad de flujo sanguíneo, cuando sucede la onda del pulso en alguna parte del cuerpo ya que se incrementa la cantidad de luz infrarroja reflejada. De esta forma, la señal de salida del sensor IR es la señal del pulso una vez que ha sido filtrada [14].

II. DESARROLLO

En este trabajo se determina el valor de la presión sanguínea registrando la velocidad de la onda del pulso de

la sangre cuando viaja desde la parte superior del brazo hasta el dedo índice de una persona [15]. La velocidad se relaciona linealmente con la presión de una persona. Se utilizaron dos sensores IR instalados, cada uno, en una pulsera para realizar las lecturas del pulso. A continuación, las señales proporcionadas por los sensores pasan por una etapa de filtrado y son acondicionadas para moverlas a una escala entre 0V y 5V. Posteriormente se entregan a las entradas analógicas del ADC de 10 bits del microcontrolador el cual registra la diferencia de tiempo entre ellas para determinar la presión arterial y mostrarla en el LCD. La metodología seguida es este trabajo consistió en dividir el diseño del dispositivo en cinco etapas: la etapa de sensores, la etapa de filtrado, la etapa acondicionadora de la señal, el microcontrolador y la pantalla LCD. En la Figura 2 se muestra el diagrama de bloques del sistema construido y sus principales componentes cuya función se explicará a continuación.

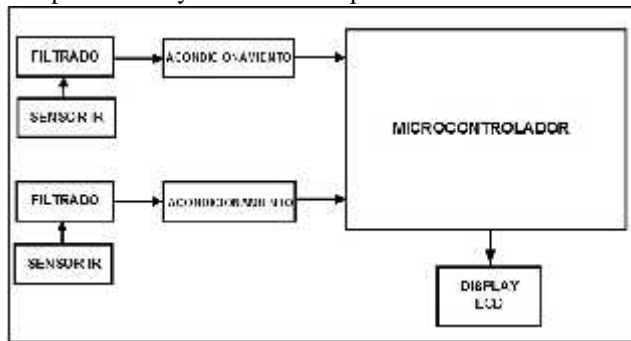


Figura 2. Diagrama de bloques del sistema

A. La etapa de sensores

La etapa de sensores consta de un sistema opto acoplado con un emisor y un receptor y se compone de dos LED IR y dos sensores de luz IR. El LED IR usado es un IR383 como el mostrado en la Figura 3 de color azul transparente, de 5 mm de diámetro, que emite un haz de luz de longitud de onda de 940 nm sobre la piel, se alimenta con 1.3 V en polarización directa, potencia de disipación 20 mW y ángulo de 12° para transmisión a mayor distancia.



Figura 3. LED IR 383 usado en la etapa de sensores

El sensor usado es un circuito TSL250, como el indicado en la Figura 4, el cual es un sensor óptico que convierte una señal luminosa a un voltaje, combina en un circuito

integrado monolítico de tres terminales un fotodiodo y un amplificador de transimpedancia. Proporciona una señal de voltaje directamente proporcional a la intensidad de la señal luminosa recibida. Se alimenta con 5 V y consume $800 \mu\text{A}$ de corriente, lo cual lo hace un candidato ideal para dispositivos portátiles [16].



Figura 4. Sensor TSL250 usado en la etapa de sensores

En la Figura 5 se muestra el diagrama de bloques internos del sensor. Se construyeron dos tarjetas de circuito para realizar las dos tomas del pulso sanguíneo.

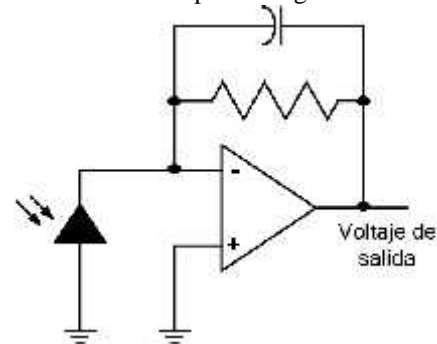


Figura 5. Diagrama de bloques internos del sensor

En cada tarjeta se instaló un LED IR y un fotodiodo, separados por un espacio pequeño y apuntando en la misma dirección sobre la piel humana, de forma que la luz IR reflejada incida sobre el sensor. Una de estas tarjetas se coloca en el brazo y otra en el dedo de una persona. Los LED IR y los fotodiodos se alimentan desde la fuente del microcontrolador, pero los primeros usan una resistencia limitadora de 1K. La salida de los fotodiodos se conecta a la siguiente etapa del sistema, la etapa de filtrado.

B. La etapa de filtrado

Esta etapa, una para cada sensor IR, se compone de dos filtros, uno pasa bajas y otro pasa altas. Los filtros tienen un ancho de banda de 0.5 Hz. a 15 Hz. De manera que capturan todos los componentes de la onda del pulso, filtrando el ruido de frecuencia alta. Se implantaron usando amplificador operacional no inversor, de forma que la salida de cada sensor IR de la etapa anterior alimenta a la entrada no inversora del amplificador operacional. La salida del operacional es el pulso centrado en 0 V, por lo que debe escalarse en un rango de 0 V y 5 V en la

siguiente etapa antes de suministrarlo al microcontrolador.

C. La etapa acondicionadora

Esta etapa, también una para cada sensor IR, realiza el corrimiento de +/-5 V a 0 V y 5 V de la señal del sensor y proporciona además una ganancia. Está compuesta de un amplificador operacional. La salida de la etapa anterior se conectó a la entrada no inversora del amplificador configurado como amplificador diferencial. La ganancia de esta etapa se ajustó para cada sensor IR, ya que el brazo y el dedo de la persona presentan diferentes características eléctricas. Una vez que la amplitud de la señal de los pulsos fue ajustada y amplificada con los valores necesarios, se conectó al microcontrolador.

D. El microcontrolador

Considerando que se necesita realizar un dispositivo compacto, se utilizó un microcontrolador PIC 16F873A por sus dimensiones y porque cuenta con los siguientes recursos principales necesarios y suficientes para la realización de este trabajo: CPU de 8 bits, memoria de programa FLASH de 4 KB, memoria RAM de 192 bytes, memoria EEPROM de 128 bytes, convertidor analógico-digital (ADC) de 10 bits y 5 canales, tres puertos paralelo y tres temporizadores [17]. La programación del microcontrolador fue realizada de forma tal que se compone de un programa principal y una rutina de atención a una interrupción. El programa principal realiza las siguientes acciones:

- 1.- Establece e inicializa constantes y variables.
- 2.- Configura Puertos A y B como salidas. El bus de datos del LCD (8 líneas) se conectó al Puerto B y el bus de control al Puerto A (5 líneas).
- 3.- Configura LCD.
- 4.- Configura y arranca temporizador 0 para generar una interrupción cada segundo.
- 5.- Configura ADC para usar las entradas analógicas AN0 y AN1, así como el voltaje de referencia y el reloj de conversión.
- 6.- Activa ADC.
- 7.- Espera 60 muestras leídas desde los sensores.

El temporizador 0 genera una interrupción cada segundo, la rutina de atención a la interrupción activa la adquisición de la señal analógica de las entradas AN0 y AN1 e inicia la conversión a un valor digital. De esta forma, se toma una muestra del pulso cada segundo desde los sensores colocados en la parte superior del brazo y dedo índice de la persona. Los valores de 10 bits entregados por el ADC se almacenan, cada uno de ellos, en un arreglo de 60 elementos en la memoria RAM, incrementando un contador de muestras. El programa principal se encuentra

continuamente revisando el contador de muestras. Cuando alcanza el valor de 60 (60 muestras por minuto) invoca una subrutina de cálculo. Mientras no se alcance el valor de 60, el programa muestra en el LCD un mensaje que indica que está tomando muestras. Se usan 60 muestras considerando que el pulso de una persona normalmente se encuentra entre 1 y 2 Hz. (50 a 100 latidos por minuto). La función principal de la rutina de cálculo es obtener el valor de la presión sanguínea sistólica y enviarla al LCD. Ya que la presión sanguínea se puede calcular usando la diferencia de tiempo entre dos pulsos medidos en dos partes diferentes del cuerpo, esta rutina determina primero el valor medio de cada pulso a partir de los valores máximo y mínimo almacenados en los arreglos de muestras en la rutina de la interrupción del temporizador 0. A continuación obtiene la diferencia de tiempo entre ambos valores medios y la presión arterial PA es el resultado de la división de la distancia que separa a los dos sensores entre la diferencia de tiempo (velocidad del pulso), multiplicada por una constante como se indica en (1). El valor de la presión se entrega al LCD a través del Puerto B del microcontrolador.

$$PA = C * \left[\frac{(d2 - d1)}{(t2 - t1)} \right] \quad (1)$$

La constante usada fue ajustada al comparar el resultado de esta rutina contra el leído en un medidor oscilo-métrico.

E. El display LCD

El display usado fue un LCD-016M004A de 16x4. Este display se alimenta con una fuente de 5 V y cuenta con un bus de datos de 8 líneas y un bus de control de 3 líneas: R/W, Enable y Register Select [18]. Tanto el bus de datos como el de control se conectaron a 11 líneas de salida del microcontrolador. En la Figura 6 se muestra una fotografía del sistema de medición construido.

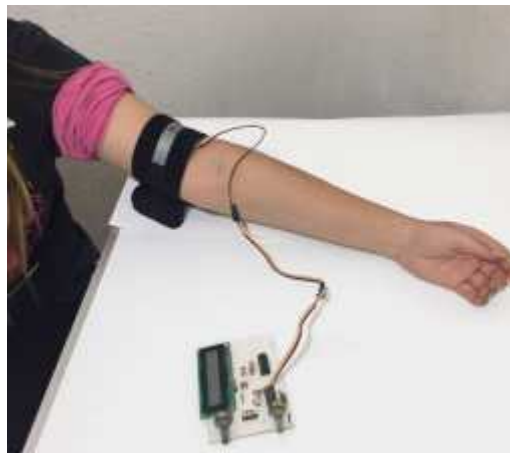


Figura 6. Fotografía del sistema construido

III. CONCLUSIONES

Se realizaron pruebas sobre un conjunto de 50 adultos en las cuales el sensor del brazo se ubicó en alturas ligeramente diferentes por encima del codo, estas pruebas incluyeron diferentes escenarios donde la persona movía el brazo y ubicación del brazo sobre un objeto en reposo, como una mesa. Los valores de la presión medida con el sistema construido fueron comparados con los medidos con otro dispositivo comercial y en algunas personas hubo una diferencia de +/- 1. El valor de la presión sistólica de las personas del grupo, la mayoría bajo condiciones de reposo, tuvo variaciones de 90 hasta 130, inclusive hubo dos personas con presión de 140 y otra con presión de 70. Algunas pruebas también se realizaron con personas que justo antes habían realizado ejercicio y con otras antes y después de comer para comprobar la medida de presión moderadamente alta. Fue claro, como se esperaba, que el disminuir la cantidad de muestras usadas para determinar el valor medio del pulso sanguíneo resultaba en un valor de presión inexacto que variaba en la misma persona y que aumentarlo a más de 60 muestras por minuto es incómodo para quien toma la lectura. En la Tabla I se muestran las medidas realizadas con 5 personas las cuales inicialmente estaban en situación de reposo y posteriormente hicieron ejercicio. El resultado de este trabajo fue un sistema sencillo, de bajo costo, confiable y fácil de usar, en el que concluyó que puede tener dos mejoras principales: 1) comunicar de forma inalámbrica los sensores con el microcontrolador usando tecnologías recientes, de bajo costo y gran alcance como *Bluetooth* [19] o *ZigBee*, y 2) mostrar la onda del pulso sanguíneo en un display gráfico pequeño, LCD, de plasma o LED, similar a como lo realizan dispositivos del mismo tipo no portátiles de hospital.

TABLA I
MEDIDAS DE PRESIÓN SISTÓLICA REALIZADAS EN LAS PRUEBAS

Persona 1	Persona 2	Persona 3	Persona 4	Persona 5
95	94	92	93	92
96	94	94	95	98
110	100	105	108	110
115	112	110	115	114
120	117	115	123	117
130	132	117	131	122
134	132	120	134	130
136	133	128	135	132
137	135	131	137	135

IV. REFERENCIAS

- [1] Dan, L. y Ting, L. A. (2011) "Monolithic Piezoresistive Pressure-Flow Sensor With Integrated Signal-Conditioning Circuit" in *IEEE Sensors Journal*. (Volume: 11, Issue: 9). Page(s): 2122-2128.
- [2] Mustapha, B.; Hassan, M.Z.; Mohamad, Z.; Kamaruddin, I. y Yahya, R. (2014) "PC Based Blood Pressure Meter for E-health Application" in 2014 4th International Conference on Artificial Intelligence with Applications in Engineering and Technology (ICAJET), pp. 319-324, 3-5 Dec. 2014. Kota Kinabalu.
- [3] Ando, S. (2014) "What does a perfect blood pressure meter look like from a clinician point of view?" in *IEEE Instrumentation & Measurement Magazine*, vol. 17, issue 3, pp. 15-20.
- [4] Wu, T.H.; Pang, G.K. y Kwong, E.W. (2014), "Predicting Systolic Blood Pressure Using Machine Learning", in 2014 7th International Conference on Information and Automation for Sustainability (ICIAfS), pp. 1-6, 22-24 Dec. 2014, Colombo.
- [5] Van Moer, W.; Lauwers, L.; Schoors, D. y Barbé, K. (2011) "Linearizing Oscillometric Blood-Pressure Measurements: (Non) Sense?" in *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 60, issue 4, pp. 1267-1275.
- [6] Scully, C.G.; Kramer, G.C. y Strauss, D.G. (2014), "Dynamics of arterial pressure components in a sheep model of hemorrhage", in 2014 Computing in Cardiology Conference (CinC), pp. 305-308, Cambridge, MA.
- [7] Kosaka, R.; Nishida, M.; Maruyama, O. y Yamane, T. (2011), "Noninvasive miniaturized mass-flow meter using a curved cannula for implantable axial flow blood pump", in 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, pp. 1343-1346, Aug. 30 2011-Sept. 3 2011, Boston, MA.
- [8] Kosaka, R.; Nishida, M.; Maruyama, O. y Yamane, T. (2010), "Development of miniaturized mass-flow meter for an axial flow blood pump using a curved cannula", in 2010 Annual International Conference of the IEEE, pp. 2513-2516, Aug. 31 2010-Sept. 4 2010, Buenos Aires.
- [9] Koohi, I.; Batkin, I. y Groza, V.Z. (2015), "Coefficient-free blood pressure estimation based on arterial lumen area oscillations in oscillometric methods" in 2015 IEEE 9th International Symposium on Intelligent Signal Processing (WISP), pp. 1-6, 15-17 May 2015, Siena.
- [10] Avila, H.; Martinez, F. y Gonzalez, R. (2013), "Arterial assessment obtained from non invasive oscillometric pressure waveforms", in 2013 IEEE International Autumn Meeting on Power, Electronics and Computing (ROPEC), pp. 1-4, 13-15 Nov. 2013, Mexico City.
- [11] Tamura, T.; Mizukura, I. y Sekine, M. (2011), "Monitoring and Evaluation of Blood Pressure Changes With a Home Healthcare System", in *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 15, issue 4, pp. 602-607.
- [12] Hassan, M.K.; Mashor, M.Y. y Saad, A.R.M. (2011), "A portable continuous blood pressure monitoring kit", in 2011 IEEE Symposium on Business, Engineering and Industrial Applications (ISBEIA), pp. 503-507, 25-28 Sept. 2011, Langkawi.
- [13] Sung-Tsun S.; Chin-Ming H. y Chian-Yi Ch. (2011), "Self healthcare management system based on RFID technology" in 2011 7th International Conference on Networked Computing and Advanced Information Management (NCM), pp. 252-255, 21-23 June 2011, Gyeongju.
- [14] Sung-Tsun S.; Chian-Yi Ch. y Chin-Ming H. (2011), "RFID based physical fitness condition measurement system", in 2011 7th International Conference on Networked Computing and Advanced Information Management (NCM), pp. 284-288, 21-23 June 2011, Gyeongju.
- [15] Armentano, R.L.; Cymberknop, L.J. y Legnani, W. (2013), "Arterial pressure fractality is highly dependent on wave reflection", in 2013 35th Annual International Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), pp. 1960-1963, Osaka.
- [16] Texas Instruments Incorporated (2015) TSL250 Data Sheet. <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tsl250.pdf>.
- [17] Microchip Technology Inc. (2015) PIC16F87XA Data Sheet. <http://www.microchip.com>.
- [18] Vishay Intertechnology. (2015) LCD-016M004A Data Sheet. <http://www.vishay.com/docs/37222/016m004a.pdf>.

- [19] Zhe-Min L.; Cheng-Hung Ch. y Nai-Kuan Ch. (2014), "Bluetooth Low Energy (BLE) based blood pressure monitoring system", in 2014 International Conference on Intelligent Green Building and Smart Grid (IGBSG), pp. 1-4, 23-25 April 2014, Taipei.