

Canal para el registro de presión sanguínea. (Método oscilométrico)

Channel for recording blood pressure. (Oscillometric method)

Alejandro Rivas Gamallo^{1*}, Brian Moya Madruga^{2**}

^{1,2} Facultad de Ingeniería Automática y Biomédica . Universidad Tecnológica de La Habana “José Antonio Echeverría” (Cujae). Calle 114 No 11901 entre 119 y 127, Marianao, La Habana, Cuba.

* alejandri@automatica.cujae.edu.cu

** brian.mm@automatica.cujae.edu.cu

Este documento posee una [licencia Creative Commons Reconocimiento/No Comercial 4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/)



Resumen

La presión arterial (PA) es uno de los parámetros fundamentales más significativos de las condiciones cardíacas y vasculares del cuerpo humano. La mayoría de los dispositivos electrónicos de medición de la PA utilizan el método oscilométrico. Este método no tiene ninguna limitación como el conocido método de auscultación y también es adecuado para sistemas portátiles de control de la salud. En este artículo se presenta un modelo simple de un dispositivo de medición de presión arterial no invasivo, basado en el principio oscilométrico. Analizamos la instrumentación básica para la adquisición y el preprocesamiento de señales y simulamos su eficacia en el entorno PROTEUS.

Palabras clave: presión arterial, condición cardíaca y vascular, método oscilométrico, adquisición de señales.

Abstract

Blood pressure (BP) is one of the most significant fundamental parameters of cardiac and vascular conditions of human body. Most of the electronic BP measurement devices use the oscillometric method. This method does not suffer from any limitation as the well-known auscultatory method and it is also suited for wearable health monitoring systems. In this paper is presented a simple model of a non-invasive blood pressure measurement device, based on the oscillometric principle. We analyzed the basic instrumentation for signal acquirement and preprocessing, and simulated their effectiveness in the PROTEUS environment.

Key words: blood pressure, cardiac and vascular condition, oscillometric method, signal acquirement.

1. Introducción

La presión sanguínea arterial (PSA) es una magnitud de la fuerza que se aplica sobre las paredes de las arterias a medida que el corazón bombea sangre a través del cuerpo. Está determinada por la fuerza y el volumen de la sangre bombeada, así como por el tamaño y la flexibilidad de las arterias. Su cambio es continuo dependiendo de la actividad del cuerpo, la temperatura, la dieta, el estado físico, etc.

La presión arterial tiene dos componentes:

- Presión arterial sistólica (110-120 mmHg): corresponde al valor máximo de la tensión arterial en sístole (cuando el corazón se contrae). Se refiere al efecto de presión que ejerce la sangre eyectada del corazón sobre la pared de los vasos.
- Presión arterial diastólica (75-80 mmHg): corresponde al valor mínimo de la tensión arterial cuando el corazón está en diástole o entre latidos cardíacos. Depende fundamentalmente de la resistencia vascular periférica. Se refiere al efecto de distensibilidad de la pared de las arterias, es decir el efecto de presión que ejerce la sangre sobre la pared del vaso[1].

Por lo tanto, es fundamental para realizar mediciones de PSA precisión a la hora de determinar las componentes descritas anteriormente. Existen numerosos métodos para la medición de presión arterial de forma invasiva y no invasiva, siendo los primeros potencialmente más exactos, pero la complejidad e inconveniencia en su aplicación hacen que los métodos no invasivos sean los más extendidos.

El objetivo de este trabajo es diseñar un canal de registro de PSA de forma no invasiva, mediante el uso del método oscilométrico. Para ello nos hemos propuesto caracterizar de forma general el sistema biomédico y simular en el ambiente del software PROTEUS el canal propuesto sin incluir el bloque de unidad de control y conversor A/D, de acuerdo con las orientaciones de la asignatura.

2. Materiales y Métodos

A. Método oscilométrico.

Como ya hemos considerado, el sistema propuesto se basa en el método oscilométrico. Originalmente introducido por Maney en 1876, este método es utilizado en la actualidad para monitorear la presión arterial braquial a lo largo de un período prolongado de tiempo, ya sea en un centro de salud o de forma domiciliaria, o portátil. Consiste en la utilización de un brazalete presurizador similar al utilizado en el método Auscultatorio. Este se infla con una bomba por encima de la presión sistólica y se despresuriza gradualmente. A medida que la presión arterial supera la del brazalete, el flujo sanguíneo que genera los sonidos de Korotkoff transmite una vibración pulsátil hacia el brazalete, ya que este se encuentra solidario a la arteria, a través de los tejidos superficiales comprimidos. Estas vibraciones producidas por la transmisión del pulso de presión a través de los tejidos hacia el brazalete son detectadas por el sensor de presión, comienzan a acrecentarse ligeramente por encima de la presión sistólica y desaparecen ligeramente por debajo de la presión diastólica.

Se ha comprobado que el punto de mayor amplitud de las oscilaciones es cuando la presión del brazalete es igual a la Presión Arterial Media. La presión arterial sistólica y diastólica puede evaluarse entonces aplicando un algoritmo numérico a la forma de las amplitudes oscilométricas.

Además, este método permite medir la presión arterial también cuando los sonidos de Korotkoff son débiles, superando así las limitaciones relacionadas con el método auscultatorio (Fig 1). Dado que no se necesitan micrófonos se evitan por completo los problemas de ruido ambiental.

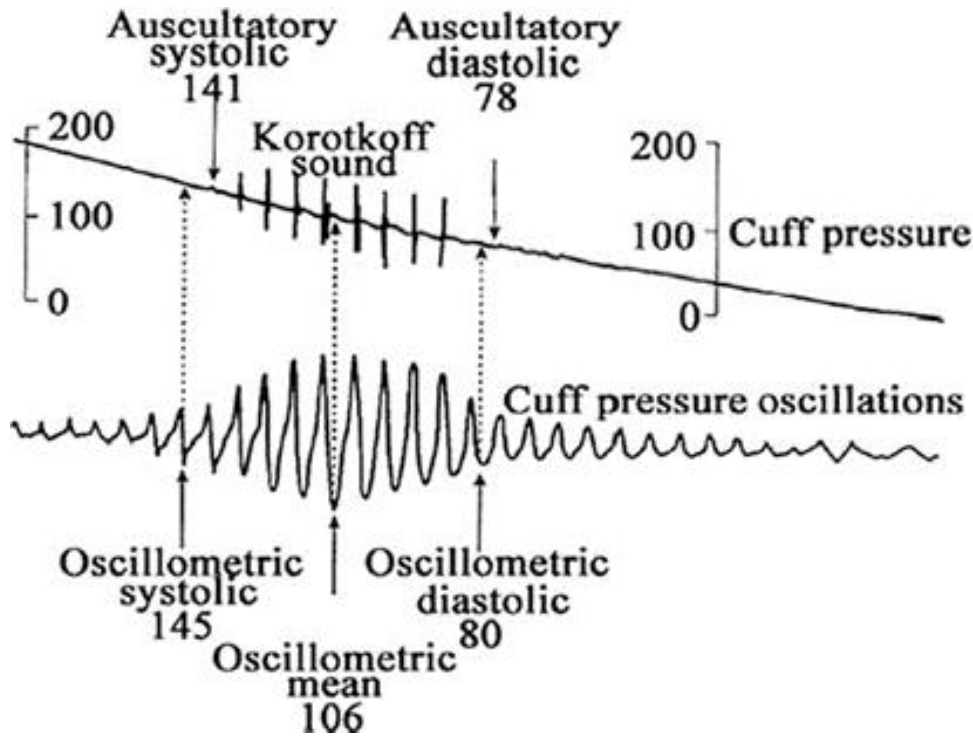


Fig.1 Comparación de la auscultación y la señal oscilométrica durante la deflación de la presión del manguito. En el caso del método oscilométrico, la presión arterial sistólica se mide cuando la presión del manguito en forma de oscilaciones comienza a aumentar, la presión oscilométrica media indica la amplitud máxima de las oscilaciones, y la presión diastólica se mide en el punto en que las oscilaciones comienzan a atenuarse[2].

Debido a la simplicidad del método y su posibilidad de automatización, en la actualidad se producen dispositivos capaces de realizar mediciones automáticamente y de forma periódica. Su mayor desventaja es la imposibilidad de realizar una medición precisa si el paciente se encuentra temblando, agitado o en vibración.

Es importante destacar que este método también es gravemente afectado por las dimensiones del brazalete. El punto de máxima oscilación asociado con la presión arterial media varía ampliamente con la capacidad volumétrica del brazalete ocluyente utilizado. Este problema se acrecienta al tratar a pacientes obesos producto al tamaño y morfología del brazo[3].

B. Costo y principales suministradores.

Con el desarrollo y avance de métodos no invasivos como el oscilométrico, se ha establecido la cultura de utilizar la información de la presión arterial para el tratamiento, la gestión y la prevención de las enfermedades cardíacas, midiéndose ya no sólo en los hospitales sino también en el hogar[4].

Principales suministradores de estas tecnologías:

- OMRON HEALTHCARE Co., Ltd.
- CHARMCARE Co., Ltd.
- Trinity Electronics Systems Ltd y Servoflo Corp. (distribuidoras de componentes)
- Contec Medical Systems Co., Ltd.
- Masimo Corporation.
- Nihon Kohden Corporation.

Para la relación de costo se realizó un análisis aproximado en el marco global. Los resultados pueden ser apreciados en la Tabla 1.

Tabla 1. Relación aproximada de Costo para una unidad de monitoreo.

Ítem	Precio aproximado (USD)
Costo de las componentes	54.12
Costo aprox. del impreso	10.00
Costo del <i>Hardware</i>	64.12

El valor comercial a escala internacional para este tipo de equipo para uso clínico es de más de 200 USD lo que da un margen para el resto de los costos no contemplados en el análisis. Como ejemplo de costo puede tomarse el Hipermax producido por el ICID el cual es vendido en los países pertenecientes al ALBA a un precio comercial de 500 USD. Los valores aproximados están en concordancia además con los precios de monitores portátiles de PSA que están revolucionando la industria como es el caso del BP5250 de la marca Omron con precio medio de cara a la población de 60 USD.

C. Propósito y objetivo de empleo

La principal ventaja del registro continuo de PSA radica en la prevención y el control frente a enfermedades cardiovasculares. Las enfermedades cardiovasculares constituyen hoy día la primera causa de muerte en la población mundial. La Hipertensión Arterial (HTA) es el principal factor de riesgo cardiovascular, tanto cuantitativo por la alta prevalencia que presenta en la sociedad, como cualitativo por tratarse de un factor independiente a la hora de modificar la probabilidad de padecer una enfermedad cardiovascular.

La HTA se ha incrementado en un 90 % en el mundo durante las últimas cuatro décadas, incluyendo un incremento del 2 % al 5 % en niños y adolescentes [5]. En Cuba, es la principal causa de muerte por trombosis y hemorragia cerebral, constituyendo el origen de 40 % de los infartos cardíacos[6].

La hipotensión (lectura inferior a 90 mmHg para la presión sistólica o 60 mmHg para la diastólica) constituye otra irregularidad que merita ser controlada, pues una presión arterial anormalmente baja puede causar mareos y desmayos. En casos graves, la presión arterial baja puede poner en riesgo la vida. Además, se ha comprobado que más del 50 % de personas que sufren la enfermedad de Parkinson, padecen de hipotensión ortostática[7].

D. Características del canal propuesto.

Como primer paso de las mediciones, se envuelve el brazalete sobre el brazo del paciente y se infla con aire mediante una micro bomba y luego se desinfla a través de una válvula electromecánica. En el interior del brazalete, orientado hacia el brazo, un sensor mide la presión obtenida sumando a la variación de la presión arterial (señal oscilométrica) producida por los latidos del corazón del paciente. Durante el desinflado, un microcontrolador detecta la variación de presión e identifica los instantes en los que se alcanza la presión arterial sistólica y diastólica, por lo que en esos momentos se lee la presión del sensor de presión y se consigue la medición. En la Figura 2 se aprecia el diagrama de bloques del canal propuesto.



Fig.2 Bloques funcionales del canal de registro propuesto.

Se utiliza un transductor para detectar la presión dentro del brazalete. Para obtener una mayor sensibilidad, hemos elegido un transductor piezoresistivo micromecanizado con salida analógica. Es un transductor integrado constituido por dos etapas de ganancia, donde la primera proporciona la compensación de temperatura. El sensor se caracteriza por un rango de presión de entrada 0 a 50 kPa, un margen dinámico de tensión de salida de 0,2 a 4,7 V, una sensibilidad de $90 \text{ mV/kPa} = 12 \text{ mV/mmHg}$, una tensión de alimentación de 5 V y una corriente de alimentación de 7 mA. Dado que la presión arterial media está en el intervalo de 1 a 3 mmHg obtenemos un intervalo de tensión de salida de 12 a 36 mV. (Figura. 3).

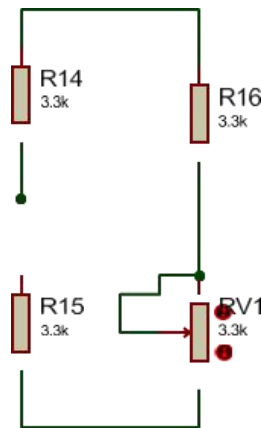


Fig.3 Sensor de presión.

La señal de salida del sensor debe ser amplificada, para esto seleccionamos un amplificador de instrumentación (Fig. 3), cuyos requerimientos de ganancia son de 80.

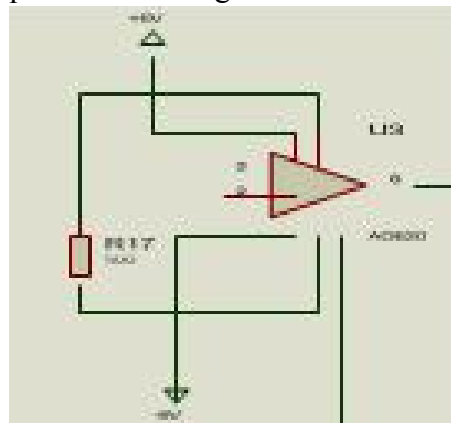


Fig.4 Amplificador a la salida del sensor de presión.

Para eliminar la componente de directa, interferencias y ruidos de otros dispositivos electrónicos a altas frecuencias se usa un filtro paso-altos con ganancia de 24 como primera etapa, seguido de un filtro paso

alto de Bessel de segundo orden con ganancia 2.3 y al final un filtro paso bajo de Bessel de segundo orden con ganancia unitaria. (Figura. 5).

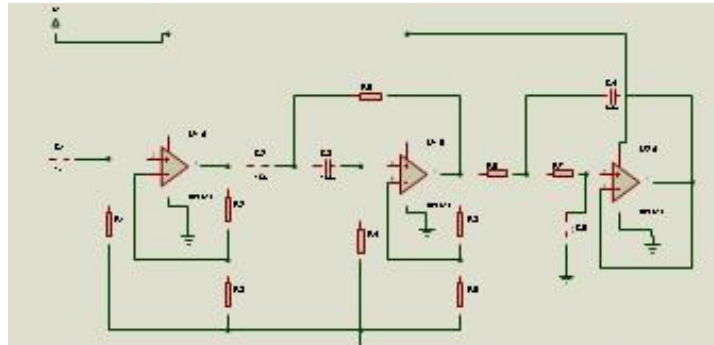


Fig.5 Sistema de filtrado.

Idealmente la sección de paso alto corta a 1.4 Hz (-3 dB), alcanzando -40 dB a 0.22 Hz, mientras que la sección de paso bajo corta a 31 Hz (-3 dB) alcanzando -40 dB a 390 Hz.

Finalmente, el microcontrolador lee tanto la señal del transductor como la señal de salida del filtro de banda pasante, evaluando así la presión arterial media y los valores relacionados correspondientes a la presión arterial sistólica y presión arterial diastólica.

3. Resultados y Discusión

Para la comprobación del funcionamiento de la etapa de acondicionamiento se decidió pasar una señal aproximada obtenida de un brazalete. La Figura 6 muestra los resultados aproximados del análisis transiente comparando la señal de entrada con la de salida.



Fig.6 Análisis transiente de las señales de entrada (verde) y salida (roja).

Para la respuesta de frecuencia se utilizó la herramienta propia del simulador (Frequency Graph), como puede apreciarse en la Figura 7.

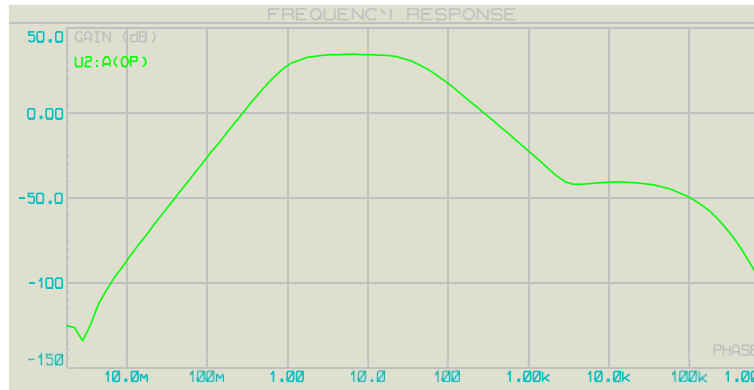


Fig.7 Respuesta de frecuencia del canal diseñado.

4. Conclusiones

Luego de realizado el trabajo podemos arribar a las siguientes conclusiones:

1. La implementación de sistemas de registros como el presentado constituyen una fuente eficaz para llevar un control sobre PSA.
2. Es necesario continuar profundizando en el tema para mejorar la efectividad del canal propuesto.
3. Las simulaciones desarrolladas, afirman el planteamiento teórico, por lo que se puede concluir que el diseño satisface en gran medida los requisitos de diseño para este tipo de aplicación.

Referencias

1. Dagamseh A, Qananwah Q, Quran HA, Quran HA, Ibrahim KS. Towards a portable-noninvasive blood pressure monitoring system utilizing the photoplethysmogram signal. *Biomedical Optics Express*. 2021;12(12):7732- 51.
2. Tavares N, Vetrekar N, Gad RS, Kakodkar U. Sensor fusion in human blood pressure measurements using oscillometric and auscultatory principles: Error analysis and implementation. *Biomedical Signal Processing and Control*. 2022;71:103081.
3. Mostafa MMA, Hasanin AM, Alhamade F, Abdelhamid B, Safina AG, Kasem SM, et al. Accuracy and trending of non-invasive oscillometric blood pressure monitoring at the wrist in obese patients. *Anaesthesia Critical Care & Pain Medicine*. 2020;39(2):221-7.
4. Golbus JR, Pescatore NA, Nallamothu BK, Shah N, Kheterpal S. Wearable device signals and home blood pressure data across age, sex, race, ethnicity, and clinical phenotypes in the Michigan Predictive Activity & Clinical Trajectories in Health (MIPACT) study: a prospective, community-based observational study. *The Lancet Digital Health*. 2021;3(11):e707-e15.

5. Balsara SL, Samuels JA, Samuel JP, Bell CS. Varying blood pressure in children: a diagnostic quandary interpreting the Fourth Report. Journal of the American Society of Hypertension. 2018;12(3):190-4.
6. Aguero MR, Esquivel EM, Martínez MB, Álvarez MdCH, Fernández SV, Bethencourt JAB. Caracterización de la prevalencia y mortalidad por hipertensión arterial en Cuba, decenio 2009- 2018. Revista Habanera de Ciencias Médicas. 2021;20(2):3457.
7. Palma J-A, Kaufmann H. Orthostatic Hypotension in Parkinson Disease. Clinics in Geriatric Medicine. 2020;36(1):53-67.