

# **Sistema de monitoreo de ritmo cardíaco y velocidad de onda de pulso usando sensores piezoeléctricos con aplicación a dispositivos Android**

***Karla Gabriela Herrera Peña***

Universidad Autónoma de Ciudad Juárez, Instituto de Ingeniería y Tecnología, Av. Del Charro #450  
Norte, C. P. 32310, Ciudad Juárez, Chihuahua, Tel: (656) 688 4841  
*krlag@hotmail.com*

***Roberto Carlos Ambrosio Lázaro***

Universidad Autónoma de Ciudad Juárez, Instituto de Ingeniería y Tecnología, Av. Del Charro #450  
Norte, C. P. 32310, Ciudad Juárez, Chihuahua, Tel: (656) 688 4841  
*rambrosi@uacj.mx*

## **Resumen**

En el presente trabajo se realizó un sistema de medición no invasivo e inalámbrico de velocidad de onda de pulso (PWV) y pulso cardíaco mediante el uso del sensor piezoeléctrico SDT1-028K, la señal se adquirió con la tarjeta USB-6009 de National Instruments y en el *software* LabVIEW se realizó un algoritmo para el cálculo de la PWV y del pulso cardíaco a través de la medición simultánea del pulso radial y carotídeo; posteriormente los valores calculados y procesados fueron enviados a través de comunicación serial a un módulo de comunicación *Bluetooth* (utilizando una tarjeta Arduino UNO como “puente” para enviar datos seriales entre dicho módulo y la computadora) y posteriormente enviarlos a dispositivos con sistema operativo Android y por medio de una aplicación en el *software* MIT App Inventor 2 visualizar los valores de la PWV y del pulso cardíaco y que a su vez notificara si existía riesgo de padecimiento de rigidez aórtica o de las arritmias cardíacas taquicardia y bradicardia. El cálculo de la

PWV se realizó en base al cálculo de la distancia entre ambas arterias y el retraso de tiempo entre ambas señales, dando como resultado valores entre 9 y 12 m/s.

**Palabras claves:** sensor piezoeléctrico, pulso cardíaco, velocidad de onda de pulso.

## 1. Introducción

Las enfermedades cardiovasculares (ECV) son la principal causa de muerte en todo el mundo. Se calcula que en el 2030 morirán cerca de 23.3 millones de personas por ECV [1]. Los pacientes con estas enfermedades frecuentemente necesitan estar en constante monitoreo cardíaco por lo que el sistema de monitoreo propuesto permite realizar la revisión de manera sencilla.

La presión sistólica tiende a aumentar a medida que se aleja de la aorta ascendente. Esto se debe a dos fenómenos, por un lado las arterias periféricas están más cerca del sitio de reflexión que la aorta, por otra parte, la impedancia de estos vasos musculares es mayor, lo que favorece la velocidad de la transmisión de la onda. La onda rebota así en el pico sistólico en lugar de la diástole. La PWV, por sus siglas en inglés, es una medida de rigidez arterial [2].

La rigidez arterial influye sobre la morfología de la onda de pulso arterial y como el grado de rigidez arterial es una medida de daño aterosclerótico, se puede medir el grado de rigidez sobre la base de la onda de pulso.

El método estándar para determinar el grado de rigidez es la velocidad a la que la onda de pulso se desplaza a través de las grandes arterias. Para ello se registra la onda, ejemplificando, en la carótida común y en la femoral y se mide la diferencia temporal entre los pies de las ondas (tiempo carótido-femoral) [3]. Conociendo la distancia se calcula la velocidad en m/s. Los pacientes con velocidades aumentadas de la onda de pulso arterial presentan mayor rigidez arterial y por lo tanto predisposición a la patología cardiovascular infarto al miocardio [4].

En la actualidad existen diferentes dispositivos que utilizan diversas técnicas para la medición de la PWV como lo son COMPLIOR SP por la compañía francesa Alam Medical, el dispositivo permite una adquisición simultánea de la onda generada en varios segmentos arteriales, incluyendo carótida-femoral, carótida-radial y distal, utilizando sensores piezoeléctricos, el tiempo de tránsito se determina mediante un algoritmo de correlación entre cada onda registrada simultáneamente [5]; por otra parte, se desarrolló otro sistema de medición con un tonómetro integrado a un electrocardiógrafo, llamado Pulse Pen, que calcula la PWV a través del cálculo de la distancia entre dos sitios de grabación divididos por el tiempo en que transita el pulso, obteniendo así un retardo entre el electrocardiograma y el pulso de la carótida, éste restándose del tiempo de retraso entre el electrocardiograma y el pulso femoral [6].

Los sensores piezoeléctricos son utilizados para medir desplazamientos fisiológicos y grabar los sonidos del corazón. Los materiales piezoeléctricos generan un potencial eléctrico cuando son tensados mecánicamente, y se convierte en un potencial eléctrico cuando se realiza una deformación al material. Cuando el material piezoeléctrico no está sometido a presión externa adopta una estructura cristalina concreta en la cual sus protones y sus cargas eléctricas negativas se encuentran distribuidas alrededor de un centro de gravedad común y no presentan ninguna manifestación eléctrica. Cuando estos materiales son sometidos a una presión exterior, los centros de gravedad de las cargas positivas y negativas tienen un ligero desplazamiento entre sí, lo que da lugar a la aparición de una ligera diferencia de potencial eléctrico en cada átomo [7]. En el sistema propuesto se utilizan dos sensores piezoeléctricos SDT1-028K con la finalidad de adquirir la onda generada por el pulso cardíaco de dos zonas del cuerpo seleccionadas, al pasar por el sistema de adquisición y acondicionamiento de la señal, el sistema calculará el pulso cardíaco y la PWV, la ventaja de utilizar sólo dos electrodos en lugar de tres (los cuales pertenecen al triángulo de Einthoven) es que permitirá que el usuario realice actividades cotidianas mientras se registra su ritmo cardíaco así como realizará el cálculo de la PWV, además, el uso de sistemas inalámbricos y de menos electrodos reducirá el ruido en la señal y proporcionará un sistema portable que envía los parámetros medidos a un dispositivo Android.

## 2. Desarrollo

### 2.1 Esquema general del sistema

El sistema para la detección, acondicionamiento, adquisición y procesamiento de la señal del pulso cardíaco se realizó mediante dos sensores piezoeléctricos, implementados en un circuito de acondicionamiento de señal de bajo costo y compacto. Los sensores se colocaron en el cuello (pulso carotídeo) y en el antebrazo (pulso radial) para la detección de los pulsos cardíacos, posteriormente se acondicionó la señal analógicamente, se digitalizó a través de una tarjeta de adquisición de datos, se procesaron ambas señales para el cálculo del ritmo cardíaco y la PWV, y mediante comunicación serial se envió la información que finalmente, a través de comunicación por el protocolo *Bluetooth*, se visualizó en una aplicación para dispositivos con sistema operativo Android.

En la Fig. 1 se muestra el esquema general del sistema y se engloba la metodología utilizada.



Fig. 1. Esquema general del sistema.

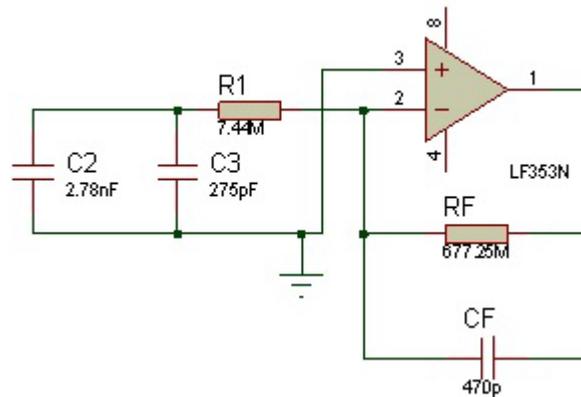
## 2.2 Detección de las señales pulsátiles con sensores piezoeléctricos

Para la detección de ambas señales se utilizó el mismo modelo de sensor piezoeléctrico, siendo éste el SDT1-028K de *Measurements Specialities*, elaborado con PVDF (Polifluoruro de vinilideno), material flexible y comúnmente usado en sensores *piezo film*. Entre las características relevantes y de interés destaca su flexibilidad, lo que permite ajustarse al cuerpo, su sensibilidad a bajas frecuencias y su tamaño compacto, (4.1 cm por 1.6 cm), así como su cable coaxial que se encuentra apantallado, lo que evita que haya interferencia de 60 Hz, además, el circuito equivalente del sensor un capacitor con una capacitancia de 2.78 nF.

## 2.3 Acondicionamiento analógico de las señales

### 2.3.1 Amplificador de carga

La carga producida por el sensor piezoeléctrico tiene una impedancia de salida en el orden de  $M\Omega$ , por lo que el circuito que inmediatamente “ve” el sensor debe tener una impedancia similar para evitar un desacoplamiento de impedancias, por esta razón es necesario agregar un circuito amplificador de carga, que convertirá la impedancia de salida de voltaje a una impedancia de menor nivel. La Fig. 2 muestra un amplificador de carga que consta del *piezo film* con su circuito equivalente de una capacitancia, un OPAM usado en retroalimentación negativa a través del capacitor ( $C_f$ ). Posteriormente trabaja como un circuito integrador y el voltaje de salida es proporcional a la carga producida por el piezoeléctrico. Para poder tener una suficiente ganancia en lazo abierto, la capacitancia del cable puede ser despreciada por lo que el voltaje de salida del circuito sólo dependerá de la carga de entrada ( $R_1$ ) y del capacitor de retroalimentación ( $C_f$ ).



**Fig. 2. Circuito amplificador de carga.**

### 2.3.2 Filtro pasa bajas

Las frecuencias de interés de medición se encuentran en el rango de 0.5 Hz a 7 Hz, por esta razón se agregó un filtro pasa bajas de 7 Hz cuya función fue discriminar las frecuencias no pertenecientes al rango menor a la frecuencia de corte ( $F_c$ ) establecida. La Fig. 3 muestra el esquemático del filtro.

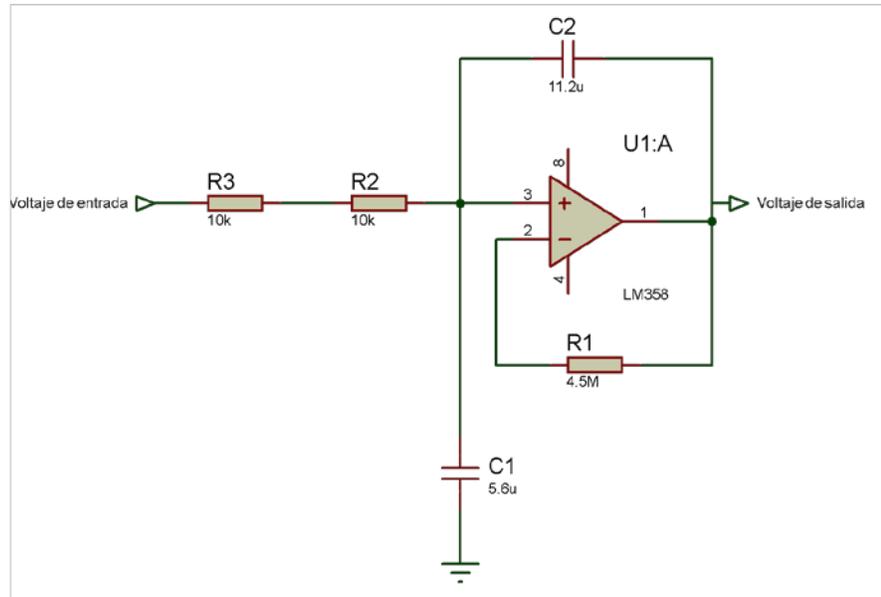


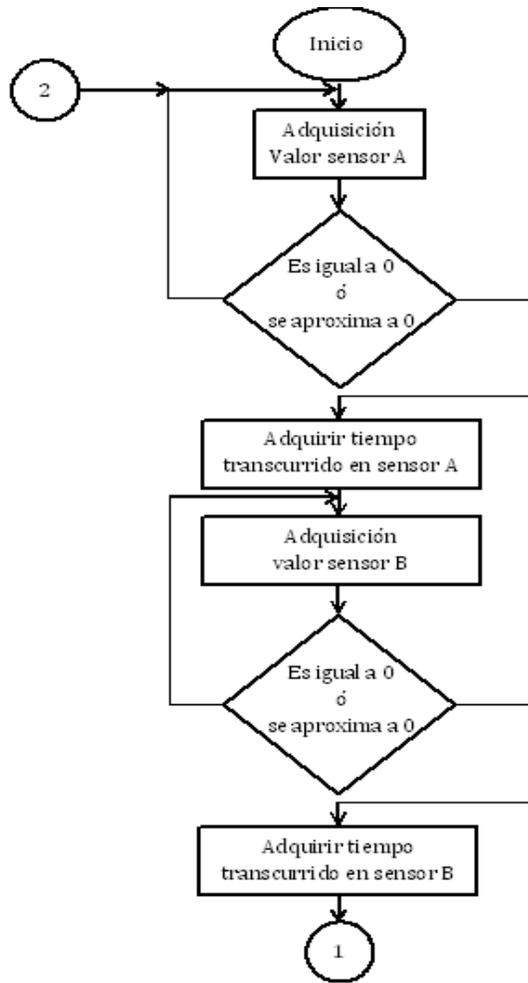
Fig. 3. Filtro pasa bajas con  $F_c=7$  Hz.

## 2.4 Adquisición y digitalización de las señales pulsátiles

Después de obtener la señal a través del sensor piezoeléctrico y acondicionarla se adquirió a través de la tarjeta de National Instruments USB-6009. Entre las características más relevantes de la tarjeta de adquisición están sus ocho entradas analógicas con una resolución de 14 bits, una frecuencia máxima de muestreo de 48 KMuestras/s así como un rango de voltaje máximo de  $\pm 10$  V.

## 2.5 Cálculo de ritmo cardiaco y PWV

Después de lograr manipular la señal proveniente de los sensores, se desarrolló un VI que permitiera el cálculo de la PWV y del ritmo cardíaco, en la Fig. 4 se presenta el algoritmo.



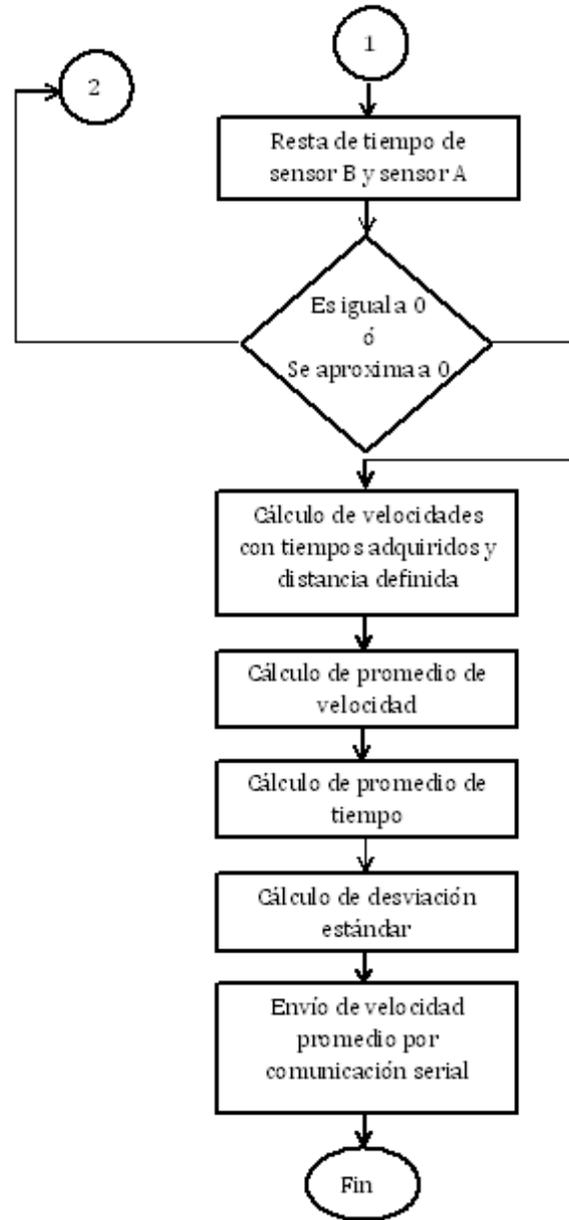


Fig. 4. Algoritmo para cálculo de pulso cardiaco y PWV

## 2.6 Comunicación Bluetooth y App

A partir de la comunicación serial, Arduino UNO recibió los valores provenientes de LabVIEW y a través de la aplicación desarrollada para Android se observaron en el celular o en un equipo con sistema operativo Android.

### 3. Resultados

Se realizaron pruebas a diez voluntarios a quienes se les medía el pulso cardíaco con el sistema propuesto y se comparaba con el pulso cardíaco medido por el dispositivo OMRON 7051T, en la Tabla 1 se muestran los resultados.

Voluntario	Edad	Pulso con sistema propuesto (pulsos/min)	Pulso con OMRON 7051 T (pulsos/min)	PWV (m/s)
1	22	64	60	10.57
2	22	68	67	10.73
3	20	70	73	10.83
4	19	64	64	10.46
5	21	70	73	10.83
6	23	64	60	10.57
7	22	73	75	10.67
8	21	66	68	10.61
9	19	67	65	10.72
10	24	67	64	10.72

Tabla 1. Resultados de medición de ritmo cardíaco y PWV

Los resultados de la medición de pulso cardíaco y PWV se pueden observar en la interfaz de LabVIEW, ver Fig. 5, además se pudo observar la señal pulsátil que detectaban ambos sensores. El VI perteneciente a la interfaz de usuario tenía la capacidad de identificar alguna arritmia cardíaca a partir de la medición del pulso cardíaco.

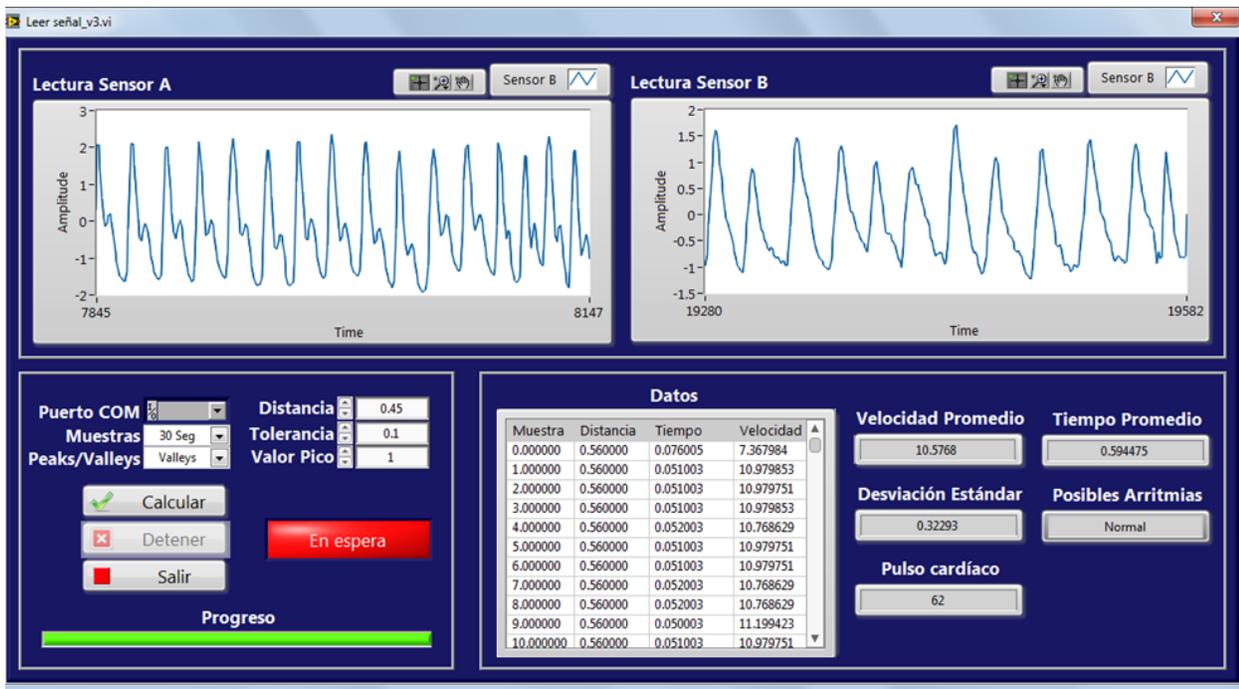


Fig. 5. Interfaz LabVIEW para el sistema.

Se calculó el porcentaje de error de la medición del pulso y del desfase de señales en la medición de la velocidad de onda de pulso, obteniéndose valores de 0.98% y 3.48% respectivamente.

#### 4. Discusión

Los resultados se muestran favorables, el sistema es capaz de medir el pulso cardíaco y la PWV, un parámetro indicativo de endurecimiento arterial. En la aplicación del celular se pueden observar los valores de ambos parámetros, lo que permite que el paciente pueda tener la información en su dispositivo con sistema operativo Android.

La señal de entrada, dada por el sensor fue acondicionada mediante un amplificador de carga lo cual permitió obtener una señal estable y congruente, esto se mejoró después

de su filtrado debido a que no se pierde información ya que sin amplificar es posible que se atenúen puntos de la señal que pudieran afectar la detección de un pico o el desfaseamiento de las señales para la obtención de la PWV.

Los sensores utilizados presentan la desventaja de que son un tanto difíciles de adaptar al cuerpo, ya que se requiere de equipo o instrumentos específicos para ser fijados. Cualquier movimiento repentino por parte del usuario al utilizar este sistema provocaba lecturas erróneas, por lo que es necesario idear una forma de estabilizarlo. No obstante, el procesamiento de la señal y la adquisición de datos funcionaban correctamente según los datos de entrada.

La presentación de los datos al usuario fue mediante la interfaz en LabVIEW, la cual a su vez envía la información recopilada vía serial, para después enviarse por *Bluetooth* a un dispositivo Android, esto permite tener un sistema inalámbrico dependiente únicamente del uso de los sensores más no para la visualización de los resultados.

## **5. Conclusiones**

Se cumplió el objetivo de medir la PWV y el pulso cardíaco, se comprobó que el sistema mide correctamente ambos parámetros, debido a que el sensor piezoeléctrico SDT1-028K es eficiente para la medición de los parámetros establecidos.

Los porcentajes de error muestran resultados favorables, sin embargo se debe calibrar el sistema, además, en el futuro podría ser posible que se usara otro sistema de adquisición distinto a la tarjeta USB-6009 para evitar los costos tan elevados de estos dispositivos, realizando además el sistema de adquisición con un microcontrolador tipo PIC económico que podría reducir los costos de fabricación.

En lo que respecta la aplicación en dispositivos con sistema operativo Android es posible observar el valor de la PWV, sin embargo en una etapa posterior se agregará a la aplicación la visualización de la onda pulsátil del usuario y de los indicadores de los

parámetros medidos ya que dichos valores son importantes para el diagnóstico de enfermedades cardiovasculares.

## 6. Referencias

- [1] World Health Organization. (2013, Marzo). Enfermedades cardiovasculares [En línea]. Disponible en: [www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/es/index.html](http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/es/index.html)
- [2] M. F. O'Rourke, "Pulse wave analysis," *Br J Clin Pharmacol*, vol. 51, pp. 507-522, Marzo 2001.
- [3] P. A. Carrión et al. "Biosensores y microdispositivos," en *Aplicaciones de la ingeniería electrónica y la informática en medicina*, España, 1° Ed., España, Editorial Grácas Izquierdo, 2007, pp. 22.
- [4] M. Jelínek et al., *Correlation Analysis in a Pulse Wave Velocity Evaluation*. *Radioengineering*, vol. 13, no. 3, pp. 37-41, Septiembre, 2004.
- [5] Alam Medical (2013). *Complior Analyse* [En línea]. Disponible en: Alam Medical (2013). *Complior Analyse* [en línea]. Disponible en: [www.complior.com/products](http://www.complior.com/products)
- [6] Pulse Pen. (2013). *Pulse Pen* [en línea]. Disponible en: [www.diatecne.com/pulsepen-device.html](http://www.diatecne.com/pulsepen-device.html)
- [7] J. Blacher et al., *Aortic Pulse Wave Velocity as a Marker of Cardiovascular Risk in Hypertensive Patients*, *Hypertension*, vol. 33, pp. 1111-1117, 1999..
- [8] B. D. Malhotra, A. P. Turner. "Introducción", en *Advances in biosensors*

## 7. Autores

Karla Gabriela Herrera Peña es alumna del último semestre del programa de Ingeniería Biomédica de la Universidad Autónoma de Ciudad Juárez (UACJ).

Dr. Roberto Carlos Ambrosio Lázaro es Doctor en Ciencias con la especialidad en Electrónica del Instituto Nacional de Astrofísica, Óptica y Electrónica (INAOE), actualmente es Profesor Investigador en el Departamento de Ingeniería Eléctrica y Computación de la Universidad Autónoma de Ciudad Juárez.