

Transmisión Inalámbrica de Señales Electroencefalográficas

Salvador Acha Izquierdo

Daniel Olguín Olguín
Tecnológico de Monterrey
Campus Monterrey

Sergio Martínez Chapa

Resumen —Se presenta el diseño e implementación de un prototipo de electrodo inalámbrico para la transmisión de señales electroencefalográficas en un sistema de telemetría. Se incluye un marco teórico general sobre telemetría y biopotenciales. Se describen las etapas de acondicionamiento de señales y de instrumentación electrónica. Finalmente se presenta la implementación del prototipo y los resultados obtenidos en pruebas realizadas.

Palabras clave — Biopotenciales, EEG, instrumentación biomédica, telemetría.

I. INTRODUCCIÓN

La telemetría es la ciencia de recolectar información en una ubicación remota y transmitirla a un lugar conveniente para ser analizada y registrada. En aplicaciones biomédicas, la telemetría incrementa la calidad del estudio sobre los pacientes, ya que no necesitan estar conectados al sistema de medición para ser monitoreados. La telemetría se enfoca en registrar los biopotenciales del cuerpo humano que se miden con la ayuda de electrodos especializados colocados en el cuerpo que proporcionan señales relativamente libres de ruido. De esta manera se puede percibir la actividad de órganos como: el corazón, el cerebro, los músculos y los ojos. [1]

Es conocido que la variación de biopotenciales en la superficie de la cabeza refleja actividades que provienen del cerebro. Para leer correctamente estas señales es necesario aplicar un gel conductor donde se desean medir las señales cerebrales, esto es para mantener una razón razonable entre la señal de voltaje y el ruido. Dicha variación de potencial en la superficie puede ser percibida al colocar un conjunto de electrodos en el cuero cabelludo y medir el voltaje entre cada par de electrodos, la señal después es filtrada, amplificada y grabada. Los datos que resultan de este análisis se conocen como EEG (electroencefalograma) y se pueden almacenar fácilmente en una computadora.

El registro prolongado de EEG es una técnica especial de electroencefalografía, desarrollada con el fin de obtener mayor información para el diagnóstico de neuropatologías, principalmente la epilepsia. El objetivo principal del monitoreo prolongado de EEG es captar eventos electroencefalográficos espontáneos, característicos de dicha enfermedad. Además tiene aplicación en el estudio de la función cerebral en estados de sueño, anestesia y de pacientes en unidades de cuidado intensivo. [2]

En este artículo se presentan los resultados obtenidos en el proyecto final de la carrera de Ingeniería en Electrónica y Comunicaciones del Tecnológico de Monterrey, Campus Monterrey por los alumnos Salvador Acha Izquierdo y Daniel Olguín Olguín, bajo la supervisión del Dr. Sergio Martínez Chapá. Los objetivos del proyecto fueron:

- 1) Recuperar una señal EEG utilizando dos electrodos para medir un voltaje diferencial.
- 2) Acondicionar la señal (amplificarla y filtrarla) para poder visualizarla.
- 3) Digitalizar la señal.
- 4) Transmitir la señal de manera inalámbrica utilizando la técnica de modulación digital ASK (*Amplitude Shift Keying*).
- 5) Recibir la señal y demodularla.
- 6) Visualizar la señal utilizando una tarjeta de adquisición de datos y una interfaz gráfica creada en LabVIEW.

II. MARCO TEÓRICO

A. Telemetría

Los métodos de telemetría se pueden clasificar en:

- a) telemetría alámbrica
- b) telemetría inalámbrica.

La telemetría alámbrica es la más simple. Las limitaciones consisten en el bajo ancho de banda y la baja velocidad de transmisión que pueden soportar. Sin embargo, es utilizada cuando las líneas de transmisión pueden usar la infraestructura existente. Ejemplo: las líneas de transmisión eléctrica.

La telemetría inalámbrica es más compleja que la alámbrica, ya que requiere una etapa final de radiofrecuencia. A pesar de su complejidad es ampliamente

empleada porque la información se puede transmitir a grandes distancias y altas velocidades.

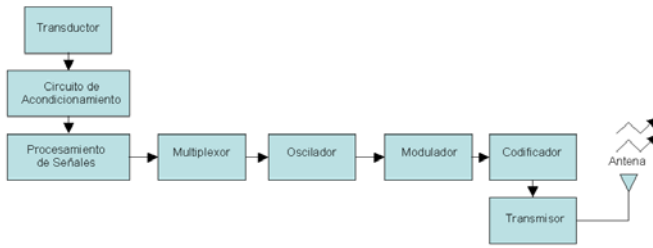


Fig. 1. Diagrama de bloques de la etapa de transmisión de un sistema de telemetría.

La figura 1 muestra un diagrama genérico de un sistema de telemetría. Este consiste de: (1) transductores para convertir las variables físicas en señales eléctricas y así puedan ser procesadas; (2) circuitos de acondicionamiento para amplificar la señal de bajo nivel del transductor, limitar su ancho de banda y adaptar los niveles de impedancia; (3) un circuito de procesamiento de señales; (4) un oscilador cuya señal será modulada por la señal de salida de los distintos transductores; (5) un circuito codificador que puede ser un codificador digital o también un modulador ya sea análogo o digital, con el propósito de que adapte la señal a las características del canal de transmisión; (6) radio transmisor, modulado por una señal compuesta; (7) una antena transmisora [1].

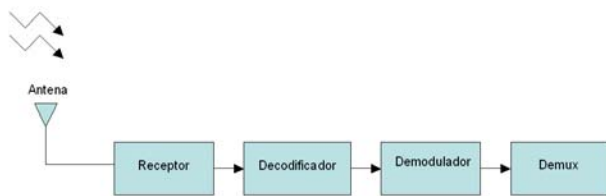


Fig. 2. Diagrama de bloques de la etapa de recepción de un sistema de telemetría.

La etapa de recepción consiste de módulos similares a los de la etapa de transmisión. Para la telemetría inalámbrica estos módulos son: (1) una antena receptora diseñada para máxima eficiencia en una banda RF; (2) un receptor de radio con un esquema de demodulación compatible con el esquema de modulación; (3) circuitos de demodulación para cada uno de los canales transmitidos.

La transmisión en los sistemas de telemetría se lleva a cabo enviando una señal cuyas variaciones análogas en amplitud o frecuencia son una función conocida de las variaciones de las señales de los transductores. Los sistemas de telemetría digital envían la información como un conjunto de símbolos, cada uno representando uno de los posibles valores de las señales compuestas en el instante del muestreo.

B. Señales EEG

Muchos órganos del cuerpo humano manifiestan su función a través de actividad eléctrica. El corazón produce una señal llamada electrocardiograma o ECG, mientras que la actividad de los músculos produce un electromiograma o EMG. El cerebro genera una señal conocida como electroencefalograma o EEG.

El origen de estos biopotenciales proviene de la actividad eléctrica a nivel celular. El potencial eléctrico a través de una membrana celular es el resultado de diferentes concentraciones iónicas que existen dentro y fuera de la célula. La excitación eléctrica de las células genera corrientes en el volumen conductor que las rodea, manifestándose como potenciales en el cuerpo. [3]

Las señales EEG se caracterizan por sus amplitudes extremadamente pequeñas (en el rango de microvolts). Electrodo de oro recubiertos de plata se colocan en el cuero cabelludo y se fijan para hacer un contacto de baja resistencia. Estas señales son difíciles de interpretar ya que representan la actividad de billones de neuronas. En la forma de onda en sí, es posible detectar picos de un ataque epiléptico. Un análisis en el espectro de frecuencia del EEG puede revelar cambios en la potencia de la señal a diferentes frecuencias que se producen durante varias etapas del sueño, como resultado de efectos anestésicos y algunas veces como el resultado de una lesión cerebral. [4]

Anteriormente los dispositivos médicos de telemetría estaban restringidos a operar bajo las normas 15 y 90 del FCC (Federal Communications Commission). La norma 15 permitía que el equipo de telemetría médica transmitiera en las frecuencias de los canales 7-13 (174-216 MHz) y del 14-46 (470-668 MHz). La norma 90 permitía que los equipos trabajaran en una base secundaria en la banda de 450-470 MHz. Actualmente se encuentran disponibles tres bloques de 14 MHz localizados en 608-614 MHz, 1395-1400 MHz y 1429-1432 MHz para la telemetría médica inalámbrica. [5]

Banda de frecuencias (MHz)	Uso	Notas
72-76	Biotelemedicina	Dispositivos de baja potencia
88-108	Educacional	4 Frecuencias en esta banda
154	Industrial	
174-216	Biotelemedicina	Canales 7-13. Operaciones de baja potencia restringidas a hospitales.
216-222	Múltiple	BW < 200 KHz
450-470	General	Telemetría como base secundaria.
467	Industrial	Banda de negocios.
458-468	Biotelemedicina	Canales 21-29
512-566	Biotelemedicina	Operaciones de baja potencia restringidas a hospitales.
608-614	Biotelemedicina	Designada a la radio astronomía.
1395-1400	Biotelemedicina	Se reduce el riesgo de interferencia.
1427-1435	Fijo	Se emplea en servicios móviles terrestres (telemetría y telecomando).
1435-1535	Aeronáutica	
2200-2290	Móvil	

Tabla. 1. Distribución de las bandas de frecuencia por la FCC.

III. ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL EEG

Los biopotenciales exhiben pequeñas amplitudes y bajas frecuencias, las mediciones se ven afectadas por fuentes ambientales y biológicas de interferencia. Por lo tanto, las consideraciones esenciales para el diseño incluyen una adecuada amplificación y ancho de banda, alta impedancia de entrada, bajo nivel de ruido, y estabilidad en contra de fluctuaciones de temperatura y voltaje. El componente clave en el diseño de todos los amplificadores de biopotenciales es el: amplificador de instrumentación. [6]

La selección de electrodos apropiados para el registro y estimulación de señales EEG, es crucial para adquirir información electrofisiológica libre de interferencias. Por tal motivo se seleccionaron los electrodos de la compañía Grass Telefactor, ya que cuentan con más de 60 años de experiencia en la manufactura de los mismos. Dichos electrodos son de 1 cm. de diámetro. El cable de los electrodos es muy resistente y durable, lo que prevé cualquier invasión de fluidos para mantener la pureza de la señal.



Fig. 3. Electrodos de la compañía Grass Telefactor empleados para el proyecto.

Es recomendable utilizar un filtro paso alto en las primeras etapas de amplificación para eliminar los componentes de corriente directa de las señales. Para atenuar la interferencia de RF residual se recomienda un filtrado paso bajo en la etapa de amplificación. La interferencia de la línea de transmisión a 50/60 Hz y sus armónicos representan el mayor problema en la medición de biopotenciales [7].

La figura 4 muestra el diagrama de flujo del sistema propuesto.

Las etapas de acondicionamiento de señales con las que cuenta el prototipo son las siguientes:

- A) Primera etapa de amplificación.
- B) Etapa de filtrado analógico.
- C) Segunda etapa de amplificación.
- D) Conversión analógica-digital
- E) Etapa de transmisión.
- F) Etapa de recepción.
- G) Visualización de la señal recuperada.

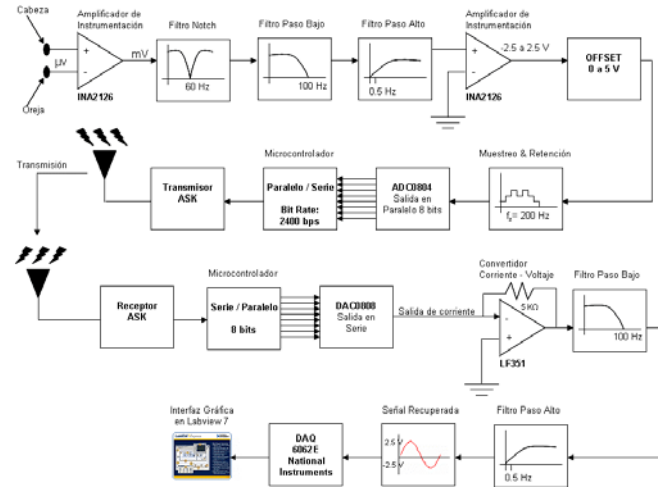


Fig. 4. Diagrama de flujo.

A. Primera etapa de amplificación

El factor de ganancia total del sistema es de 50,000. Este valor se dividió en dos etapas para evitar la saturación de los circuitos integrados utilizados y minimizar los efectos del ruido. La primera etapa conocida como de preamplificación tiene una ganancia de 50 V/V para amplificar la señal original que se encuentra en el rango de 0 a 100 μ V y así obtener una señal entre 0 y 5 mV. Para esto se utilizó un amplificador de instrumentación INA2126 Burr-Brown, ya que es de alta precisión y cumple con los parámetros necesarios para el manejo de señales fisiológicas y sistemas de adquisición portátiles.

B. Etapa de filtrado analógico

Es conocido que la radiación electromagnética de 50-60 Hz que emana del cableado de un edificio y de los dispositivos a los que este cableado suministra potencia puede introducir interferencia durante el registro de señales biológicas, por medio de acoplamiento capacitivo o inductivo. Por dicho motivo, posterior a la etapa de preamplificación se requiere implementar un filtro *notch* con frecuencia de 60 Hz para eliminar el ruido ambiental.

Después del filtro notch se utilizaron dos sistemas de filtrado analógico: un filtro paso-alto con frecuencia de corte de 0.5 Hz para eliminar los niveles de voltaje de corriente directa y establecer como voltaje de referencia del circuito el nivel de voltaje característico del paciente; y un filtro paso-bajo con frecuencia de corte de 100 Hz para limitar la banda de frecuencia de las señales EEG.

C. Segunda etapa de amplificación

Para completar el factor total de amplificación se implementó una segunda etapa con ganancia de 1000 V/V. La señal filtrada que se encuentra en el rango de 0 a 5 mV

se amplifica para obtener una señal de 0 a 5 V pico a pico. Posteriormente se acopla la señal, al añadir un offset de 2.5 V así como una ganancia suficiente para delimitar la señal en un rango de 0 a 5 V.

D. Conversión análogo-digital

El siguiente paso es realizar el muestreo y retención, el cual se obtiene al generar una señal de escritura del ADC que indica mediante un pulso bajo el momento en que tiene que convertir. El muestreo se realiza a una frecuencia de 200 Hz de acuerdo con el teorema de Nyquist. Se utilizó un convertidor análogo-digital ADC0804 con salida de 8 bits en paralelo. Finalmente, se convierte la información de paralelo a serial por medio de un microcontrolador y así se transmite la señal por medio del puerto serie de éste último. Esta conversión está controlada por el término de la conversión análogo digital del ADC.

La función de este microcontrolador es la de convertir de paralelo a serie los datos digitales que le llegan del convertidor análogo digital al puerto 1. El flujo de datos en serie es enviado por medio del puerto serie.

El oscilador con que opera este dispositivo lo hace a una frecuencia de 12 MHz. Al escoger la configuración del puerto serie como modo 3 (8 bits) se tiene un baud rate variable establecido en 2400 bps. La conversión se realiza cada vez que el convertidor análogo digital envía un pulso en bajo a la interrupción externa 0 del microcontrolador.

```

ORG 00H
SJMP START
ORG 03H
MOV A, P1
MOV SBUF, A
RETI

ORG 30H
START:    MOV SCON, #0C0H
          MOV TMOD, #20H
          MOV TH1, #-12
          SETB TR1
          MOV IE, #81H
          SETB IT0
          SJMP $

END

```

Fig. 5. Código del convertidor de datos de paralelo a serie.

E. Etapa de transmisión

La transmisión se realizó utilizando dos módulos de bajo costo TLP-434 (Laipac) para aplicaciones de radio control y telemetría RF ASK, los cuales son ideales para aplicaciones de enlace inalámbrico. La antena sugerida es el modelo WLP434, la cual tiene un alcance promedio de 100 metros.

F. Etapa de recepción

Al recibir la señal transmitida se convierten los datos de modo serial a paralelo por medio de un microcontrolador y se realiza cada vez que recibe un dato serial en el receptor ASK. De ahí la señal digital se convierte a análogo y cambia de acuerdo a los datos digitales en paralelo que le llegan del

microcontrolador receptor. Para esta labor se empleó un DAC0808.

Para poder recuperar la señal original se implementó otro filtro paso bajo idéntico al de la primera etapa que elimina frecuencias mayores de 100 Hz para alisar la señal reconstruida por el DAC. A su vez, se incluyó otro filtro paso alto con frecuencia de corte en 0.5 Hz para eliminar el offset y centrar la señal nuevamente en cero.

La labor de este microcontrolador en la etapa de recepción es el convertir los datos recibidos serialmente a un formato en paralelo listo para pasar al convertidor digital análogo. El puerto serie se configura de modo que se concuerde con el del transmisor.

De este modo, este microcontrolador también opera con un cristal (oscilador) de 12 MHz y se establece el puerto serie en modo 3 con un baud rate de 2400 bps. La conversión serie paralelo se realiza cada vez que el registro SBUF está lleno. Esto es porque la bandera RI se enciende y se procede a ejecutar la ISR correspondiente que lee los datos que se encuentran en el SBUF y los posiciona en el puerto 1, listos para ser leídos por el DAC.

```

ORG 00H
SJMP START
ORG 0023H
MOV A, SBUF
CLR RI
MOV P1, A
RETI

ORG 30H
START:    MOV SCON, #0D0H
          MOV TMOD, #20H
          MOV TH1, #-12
          SETB TR1
          MOV IE, #90H
          SJMP $

END

```

Fig. 6. Código del convertidor de datos de serie a paralelo.

G. Visualización de la señal recuperada

La señal EEG que ha sido transmitida de forma inalámbrica es visualizada por medio de una tarjeta de adquisición de datos DAQ 6062E de National Instruments. Esta tarjeta es un dispositivo de adquisición de datos multifunción, para computadoras equipadas con una entrada PCMCIA tipo II. Cuenta con 16 canales pseudo-diferenciales u 8 canales diferenciales y su máxima frecuencia de muestro es de 500,000 muestras por segundo. La interfaz gráfica se realizó utilizando el software LabVIEW 7 de National Instruments.

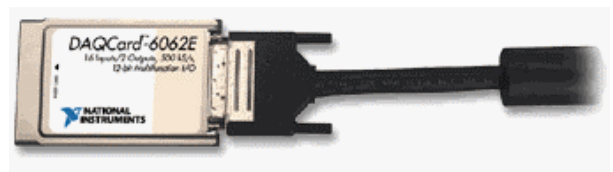


Fig. 7. Tarjeta de adquisición de datos modelo DAQ 6062E de NI.

IV. PRUEBAS REALIZADAS

Se diseñaron los circuitos descritos en la Sección III para realizar el acondicionamiento de las señales. Una vez implementados los circuitos necesarios para transmitir las señales cerebrales de manera inalámbrica se realizaron las pruebas pertinentes para comprobar el éxito del proyecto. Salvador Acha fue el sujeto que accedió a que le colocaran los electrodos para leer las señales EEG que se generaban en su cerebro, mientras que Daniel Olgún fue el responsable de verificar la lectura correcta de las señales EEG en cada etapa del proceso. Las siguientes imágenes muestran los resultados obtenidos.

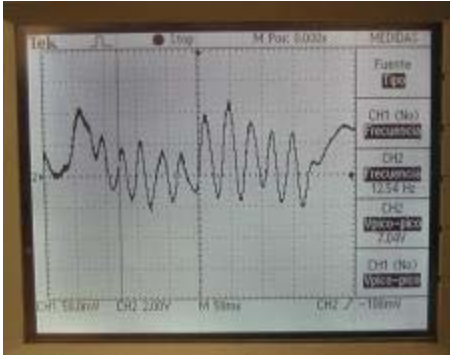


Fig. 8. Señal EEG filtrada y amplificada antes de ser digitalizada y transmitida de manera inalámbrica

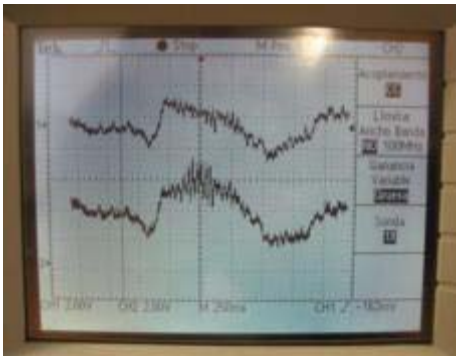


Fig. 9. Comparación entre la señal transmitida y la señal recibida.

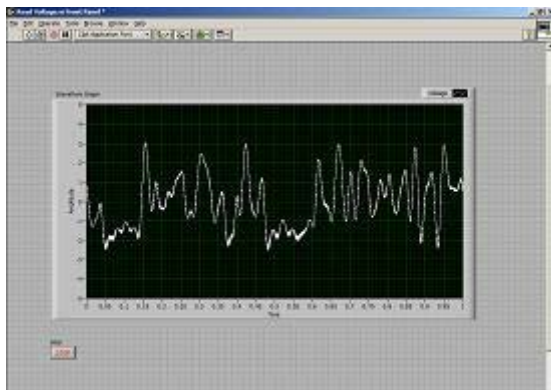


Fig. 10. Visualización y registro de la señal EEG recibida en la interfaz gráfica LabVIEW.

V. CONCLUSIONES

En este artículo se presenta el diseño e implementación de un prototipo para la adquisición y transmisión de señales electroencefalográficas de manera inalámbrica. La utilización de un sistema como este permitiría el registro prolongado de señales electroencefalográficas de manera más natural sin necesidad de encontrarse en un ambiente clínico, así como el monitoreo constante de la actividad eléctrica del cerebro en pacientes con desórdenes neurológicos crónicos. En la etapa de desarrollo se comprobaron los resultados de la interfaz gráfica con aquellos que se obtienen por medio de instrumentos convencionales, lográndose muy buena correlación. La ventaja del desarrollo que se presenta en esta investigación estriba en la versatilidad y generalidad en los ajustes, en el procesamiento digital y en las varias formas de explotar los resultados usando la instrumentación virtual. Como trabajo futuro se prevé el diseño de un electrodo miniaturizado para el registro de señales electroencefalográficas y un mayor estudio en el monitoreo de dichas señales.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] R. Henry, F. Carden, and R. Jedlicka. "Telemetry Systems Engineering". *Artech House*. Estados Unidos, 2002.
- [2] Z. Huertas, E. Mardones, P. Niño. "Diseño e implementación de un prototipo de sistema de EEG portátil". *Memorias II Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica*. La Habana, Cuba, 2001.
- [3] J. S. Ebersole, and T. A. Pedley "Current practice of clinical electroencephalography", *Lippincott Williams and Wilkins*. Estados Unidos, 2003.
- [4] J. Baztarrica Ochoa. "EEG Signal Classification for Brain Computer Interface Applications". *École Polytechnique Fédérale de Lausanne*, 2002.
- [5] "Wireless Medical Telemetry" *Federal Communications Commission*. <http://wireless.fcc.gov/services/personal/medtelemetry/>
- [6] J. D. Bronzino. "Biomedical engineering and instrumentation: basic concepts and applications". *PWS Engineering*. Estados Unidos, 1986.
- [7] P. H. King, and R. C. Fries. "Design of Biomedical Devices and Systems". *Marcel Dekker*. Estados Unidos, 2003.

CURRICULUM



Salvador Acha Izquierdo nació en la ciudad de Morelia, Michoacán el 7 de Noviembre de 1980. Recibió el grado de Ing. en Electrónica y Comunicaciones en 2003. Fue poseedor de Beca parcial otorgada por el Tecnológico de Monterrey de 1996 a 2003. En 2002, realizó estudios de intercambio en la Universidad de ULSTER en Irlanda del Norte especializándose en el área de Control e Instrumentación. Actualmente labora para el National Institute for Advanced Technology S.C. como Coordinador General de Servicios Educativos de Ingeniería. Anteriores trabajos incluyen servicios de ingeniería para empresas como Nexon Automation (Saltillo, México), Toyota Motors (Tijuana, México), Legoland (San Diego, CA), Cemex (Monterrey, México) y National Instruments (Austin, Tx). Dentro de sus actividades extracurriculares, ostento el cargo del Presidente de la Rama Estudiantil IEEE Monterrey 2002-2003, en las que desempeño tareas de coordinador logístico responsable de organizar Conferencias, Talleres y Simposiums para la comunidad estudiantil IEEE. Sus temas de interés abarcan: el control e instrumentación, PLC's, automatización, nuevas tecnologías en energía renovable, y el estudio sobre mercados económicos de energía eléctrica.



Daniel Olguín Olguín nació en la Ciudad de México el 24 de agosto de 1981. Recibió el grado de Ing. en Electrónica y Comunicaciones (con Mención Honorífica de Excelencia) en 2003, y el grado de Maestro en Ciencias en Ingeniería Electrónica con especialidad en Sistemas Electrónicos en 2005, ambos del Tecnológico de Monterrey, Campus Monterrey (México). Fue poseedor de la Beca de Excelencia otorgada por el Tecnológico de Monterrey de 1996 a 2005 y de la Beca de Excelencia Académica otorgada por la Fundación TELMEX de 1999 a 2005. Obtuvo un Diploma en Ingeniería Eléctrica y Automatización de la Universidad de Poitiers (Francia, 2003). Fue miembro del Programa Suplementario de Educación para alumnos sobresalientes del Tecnológico de Monterrey y obtuvo diplomados en Historia, Literatura, e Investigación Científica (México, 2003). De 2001 a 2002 participó en un programa de intercambio en el Instituto Nacional de Telecomunicaciones de París (Francia). Es miembro del IEEE desde 2000. Ha trabajado para empresas como Schweitzer Engineering Laboratories (Monterrey, México) y Qualcomm Incorporated (San Diego, CA). Sus áreas de interés incluyen: procesamiento digital de señales

biomédicas, ingeniería biomédica, y diseño de instrumentación electrónica.



Sergio O. Martínez Chapa nació en la ciudad de Monterrey el 8 de enero de 1963. Obtuvo el título de Ingeniero en Electrónica y Comunicaciones y la maestría en Ingeniería de Control, en 1983 y 1985 respectivamente, ambos del ITESM, Campus Monterrey. Obtuvo la maestría en Ingeniería Electrónica del Instituto Internacional Philips, Eindhoven, Holanda, en 1990, y el grado de doctor en Microelectrónica del Instituto Nacional Politécnico de Grenoble, Francia en el 2002. Ingresó al Departamento de Ingeniería Eléctrica del ITESM, Campus Monterrey, en 1984 y desde noviembre del 2003, es Director del Departamento de Ingeniería Eléctrica. Imparte cursos de licenciatura y maestría principalmente en las áreas de Señales y Sistemas, Microelectrónica CMOS y MEMS. En el 2001, el Dr. Martínez inició las actividades del grupo MEMS del ITESM, con un enfoque hacia la investigación y el desarrollo de BioMEMS. Actualmente es investigador principal y coordinador de la Cátedra BioMEMS del ITESM, Campus Monterrey donde se exploran nuevas aplicaciones de la Microelectrónica y de los MEMS en la medición de señales de EEG, el tratamiento de Diabetes y la detección de Leucemia.