

## IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE ESPECTROSCOPÍA DE IMPEDANCIA ELÉCTRICA EN EL RANGO DE 1 KHZ A 10 MHZ

Yolocuahtli Salazar\*, Esau E. Antuna-Rodríguez\*, Octavio Nájera\*, Luis N. Coria\*\*

\*Instituto Tecnológico de Durango

Blvd. Felipe Pescador 1830 Ote. , c.p. 34080, Durango, Dgo.

\*\*Instituto Tecnológico de Tijuana

Industrial S/N, Mesa de Otay, Tijuana, B.C.

ysalazar@itdurango.edu.mx, samy0202@yahoo.es

### RESUMEN

La Espectroscopía de Impedancia Eléctrica (EIS) es una técnica que consiste en medir la impedancia eléctrica de un material biológico a varias frecuencias. El objetivo principal de este proyecto es diseñar un sistema de EIS que mida en un rango de frecuencia desde 1 kHz hasta 10 MHz y poder ajustar el rango de frecuencias a la aplicación de medida de impedancias que se vaya a realizar. El sistema de medida propuesto consta de un generador de señales, una etapa frontal, un detector de magnitud-fase (DMF), un microcontrolador y un sistema de control programado en C# para instalación en una PC. El nivel de corriente se mantiene constante para aplicaciones de medida de biomasa (10 a 100Ω) el nivel de corriente es de 0.99 mA, en caracterización de tejidos por EIS (50 a 500 Ω), la fuente de corriente mantiene un valor constante de .97 mA. La respuesta en frecuencia del generador de funciones limitó al Sistema EIE para trabajar en el rango frecuencial de 1 MHz – 10 MHz, por la atenuación a frecuencias superiores a 1 MHz.

### 1. INTRODUCCIÓN

La Espectroscopía de Impedancia Eléctrica (EIS) es una técnica que consiste en medir la impedancia eléctrica de un material biológico a varias frecuencias [1]. Se utiliza para conocer el comportamiento de dicho material bajo ciertas condiciones [2], por lo que interviene en médicas y aplicaciones industriales tales como, el control de procesos de fermentación (a partir de la medida de la impedancia de la suspensión de levadura) y en la caracterización de tejidos respectivamente [3].

Dependiendo de la aplicación, un sistema de medida de EIS ajusta sus condiciones de trabajo de acuerdo a las características de los materiales biológicos. Sin embargo, su diseño se ha orientado a la adaptación de equipos comerciales tales como analizadores de impedancias y por lo tanto su

funcionalidad depende en gran medida de la frecuencia de trabajo de estos equipos.

Éste parámetro permite clasificar distintos métodos de medida de impedancia eléctrica [4], siendo la medición de V-I el más utilizado en EIS. Con éste método se logra la caracterización de los materiales biológicos, debido a que en el margen frecuencial de los kHz hasta los 20 MHz se localiza la dispersión  $\beta$  y por lo tanto se obtiene la mayor información relacionada con dichos materiales [5].

Se han diseñado sistemas de medida EIS, sin embargo se tiene la desventaja que su rango frecuencial de trabajo no abarca un estudio completo de la dispersión  $\beta$  de los materiales biológicos bajo estudio.

El interés de este proyecto radica en no depender de equipos comerciales de medida de impedancias y poder ajustar el rango de frecuencias a la aplicación de medida de impedancias que se vaya a realizar.

Por lo tanto, el objetivo principal de este proyecto es diseñar un sistema de EIS en un rango de frecuencia desde 1 kHz hasta 10 MHz. Para desempeñar la misma tarea que realiza el analizador de impedancias eléctrica comercial y lo más importante tener un equipo portátil de bajo costo y que sea configurable a la aplicación médica o industrial en la que se puede utilizar.

### 2. METODOLOGÍA

El sistema de medida propuesto consta de un generador de señales, una etapa frontal, un detector de magnitud-fase (DMF), un microcontrolador y un sistema de control instalado en una PC. El diagrama a bloques del sistema se muestra en la *Figura 1*. A continuación se describe cada uno de los bloques funcionales.

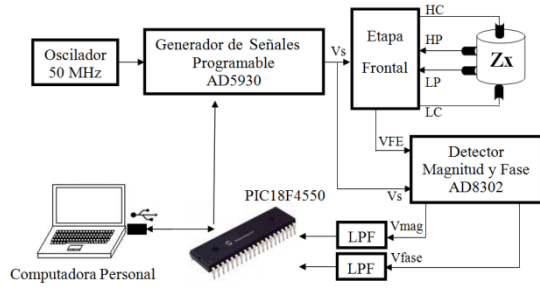


Figura 1. Esquema general del Sistema de Medida de EIE.

## 2.1. Generador de Señales Programable

Se utilizó el DDS AD5930 de Analog Devices y se configuró para producir señales senoidales ( $V_s$ ) cuya frecuencia fue pre-programada en el rango de 1 kHz a 10 MHz. Para ello se definieron 3 modos de trabajo, los cuales se mencionan a continuación:

1.- Barrido Predeterminado: Se genera un barrido continuo de 33 frecuencias previamente seleccionadas y equiespaciadas logarítmicamente (tabla 1) para cubrir el rango de 1 kHz a 10 MHz.

2.- Barrido de Frecuencias de Base 10: Con este modo de trabajo se genera un barrido continuo de las frecuencias de 1 kHz, 10 kHz, 100 kHz, 1 MHz y 10 MHz.

3.- Frecuencias Unitarias: Las únicas frecuencias que se generan son de: 1 kHz, 10 kHz, 50 kHz, 100 kHz, 300 KHz, 1 MHz, 10 MHz.

Para la programación de los registros internos del AD5930, se utilizó el protocolo de comunicación SPI (del inglés, Serial Peripheral Interface) entre el PIC18F4550 como dispositivo maestro y el propio AD5930 como esclavo.

## 2.2. Etapa Frontal (Front End)

Se implementó una etapa frontal diferencial [7], la cual se muestra en la Figura 2. El amplificador de entrada diferencial-diferencial de entrada se configuró con una ganancia de +10, para que el convertor de V-I produzca una corriente alterna de excitación de 1 mA (Norma IEC 601-1). Dicha corriente, produce un voltaje a través del material el cual se obtiene mediante buffers de entrada, para su acondicionamiento de una señal diferencial a unipolar.

En este diseño se anexaron etapas de filtrado y de control de la tensión en modo común. Los encapsulados de los amplificadores empleados son del tipo SOIC.

Tabla 1. Frecuencias incluidas en el Barrido Predeterminado.

Orden	Frecuencia (kHz)	Orden	Frecuencia (kHz)
1	1	18	133.352
2	1.333	19	177.827
3	1.778	20	237.137
4	2.371	21	316.227
5	3.162	22	421.696
6	4.217	23	562.341
7	5.623	24	749.894
8	7.498	25	1000
9	10	26	1333
10	13.335	27	1778
11	17.782	28	2371
12	23.713	29	3162
13	31.622	30	4216
14	42.169	31	5623
15	56.234	32	7498
16	74.989	33	10000
17	100		

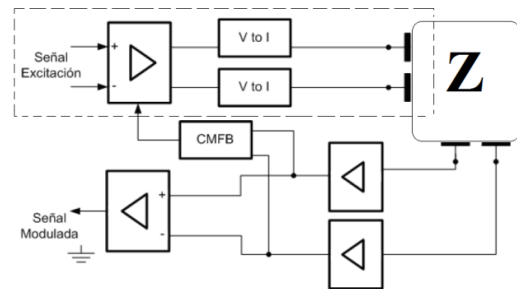


Figura 2. Diagrama a bloques de la etapa frontal implementada [7].

## 2.3. Detector de fase y ganancia

El detector de fase y ganancia utilizado es el AD8302. Este demodulador integra un sistema de medida de ganancia/atenuación y fase útil para aplicaciones de transmisión, recepción e instrumentación de radiofrecuencia. Su funcionamiento está basado en un par de amplificadores logarítmicos demoduladores, por lo que dispone de dos canales de entrada independientes. Por otro lado, el AD8302 integra

un detector de fase de tipo multiplicador el cual recoge las señales de salida de los amplificadores logarítmicos demoduladores. Compara la tensión del generador  $V_s$  y la tensión de la etapa frontal

VFE generando dos señales de voltaje continuo proporcional a la diferencia de magnitud y a su desfase ( $V_{mag}$  y  $V_{fase}$ ).

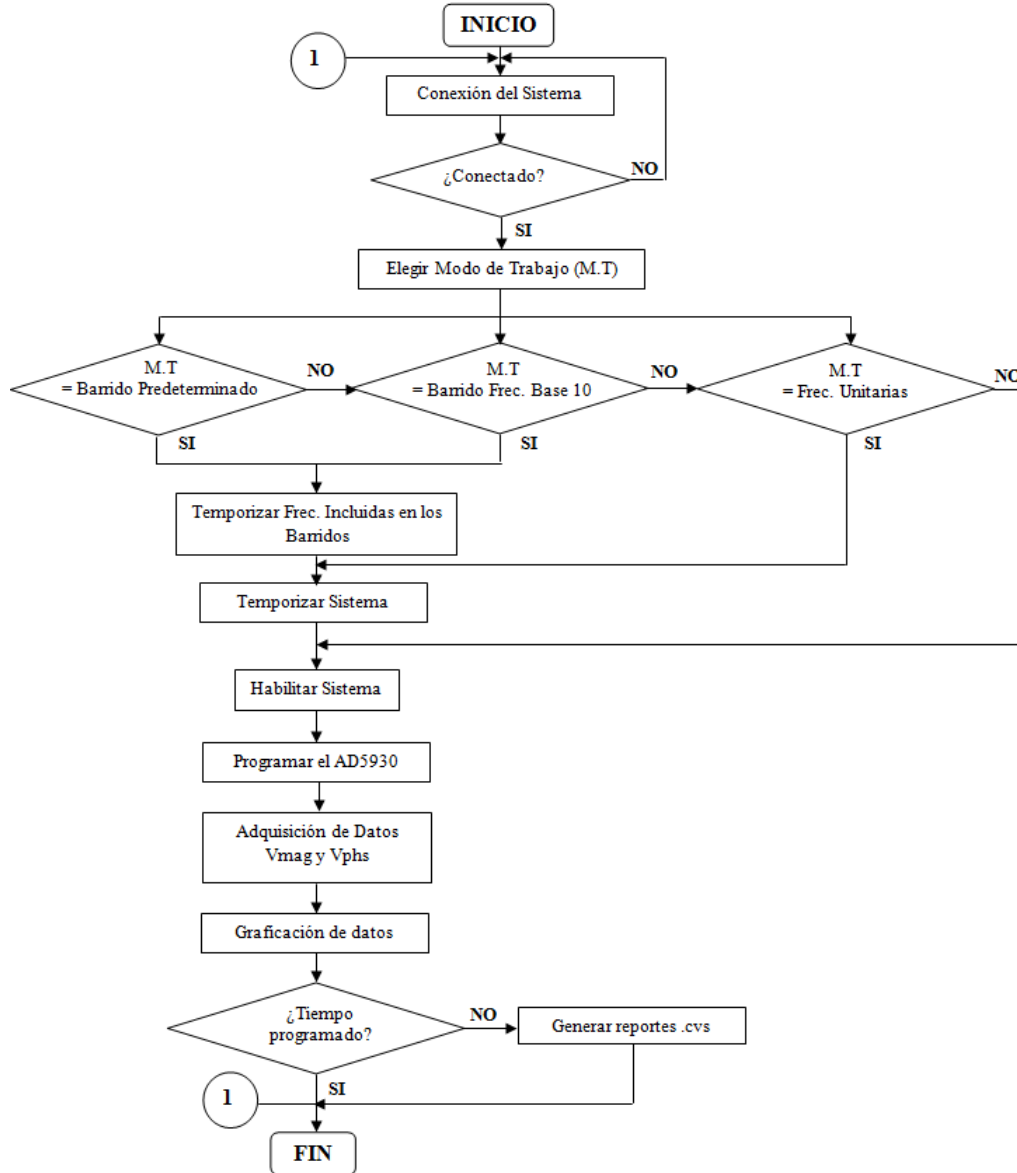


Figura 3. Diagrama de flujo de la aplicación diseñada en C#

#### 2.4. Sistema de Control

Se diseñó una aplicación en Visual C# 2008 para controlar por el puerto USB al generador de señales y determinar a través de este sistema de control la impedancia eléctrica medida. La Figura 3 muestra el diagrama de flujo de la aplicación diseñada para el sistema de EIE. El algoritmo para la calibración del sistema de medida se lleva a cabo por software a partir de ecuaciones de estimación lineal obtenidas de medidas experimentales en simuladores (phantoms)

resistivos y del tipo RC que simulan el comportamiento de un tejido biológico.

#### 3. RESULTADOS

La Figura 4 muestra la corriente de excitación medida entre los terminales de salida HC y LC (del inglés, High Current y Low Current respectivamente) y resistencias cuyos valores varían de  $10\ \Omega$  a  $2.2\ \text{k}\Omega$ . En este margen de resistencias se realizan las mediciones de impedancia eléctrica en los materiales biológicos.

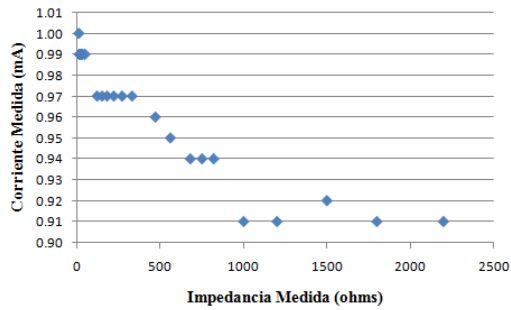


Figura 4. Corriente inyectada desde HC y LC para diferentes valores de la impedancia de medida.

El nivel de corriente se mantiene constante para diferentes intervalos de la impedancia eléctrica a medir. En aplicaciones de medida de biomasa (10

a 100Ω) el nivel de corriente es de 0.99 mA, en caracterización de tejidos por EIS (50 a 500 Ω), la fuente de corriente mantiene un valor constante de .97 mA lo que representa un error del 3% respecto del valor estimado de 1 mA.

En la Figura 5 se observa que las medidas adquiridas por el sistema tienen una respuesta que permanece constante al incremento de frecuencia. Con este resultado se comprueba que la magnitud de la impedancia medida está acorde al valor de la resistencia medida, dentro del margen de 100 a 500 ohms. También es necesario tomar en cuenta que estas resistencias tienen tolerancias por lo que su valor no es exactamente el que indica su código de colores.

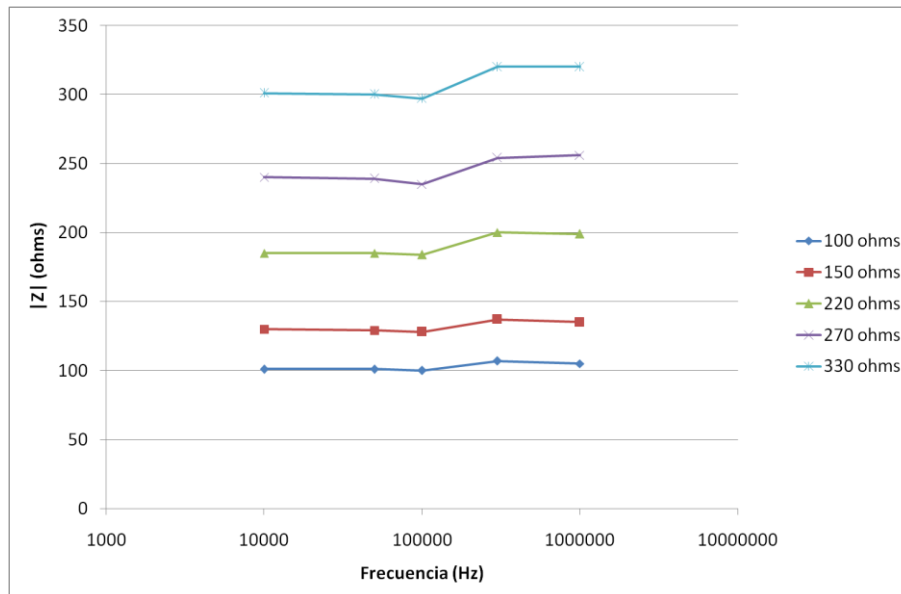


Figura 5. Resistencias Medidas por el Sistema EIE.

La validación para tejidos biológicos del Sistema EIE fue la medida de magnitud y de fase de un circuito RC. Para ello, se utilizó una red que asemeja su funcionamiento al comportamiento de un material biológico.

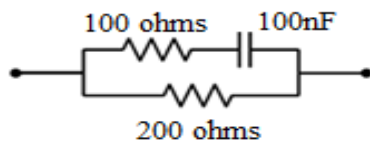


Figura 6. Circuito RC utilizado en la validación del Sistema EIE.

Para procesar las mediciones entregadas por el Sistema EIE, se utilizó la respuesta ideal del circuito RC como referencia para compararla con las mediciones adquiridas. Para obtener la

respuesta ideal del circuito se hizo un algoritmo en Matlab para calcular la magnitud y el ángulo de fase. La Figura 7 muestra la respuesta simulada y la medida de la magnitud de la impedancia del circuito RC.

La Figura 8 muestra la respuesta simulada y medida del ángulo de fase de la impedancia medida del circuito RC.

#### 4. CONCLUSIONES

La utilización de un DDS abre un nuevo horizonte para la integración de sistemas de generación de señales portátiles. De acuerdo, a los resultados presentados con anterioridad, se tiene que la respuesta en frecuencia del AD5930 limitó al Sistema EIE para trabajar en el rango frecuencial

de 1 MHz – 10 MHz, por la atenuación a frecuencias superiores a 1 MHz.

La etapa frontal mantuvo un nivel de corriente constante para diferentes intervalos de impedancia eléctrica. Por lo tanto el sistema presentó una

variación de 3 mA a frecuencias inferiores de 1 MHz. Por otra parte, la corriente de excitación se mantiene constante con respecto de los niveles de impedancia a medir, lo que representa que el Front End cumple con los requisitos de diseño establecidos.

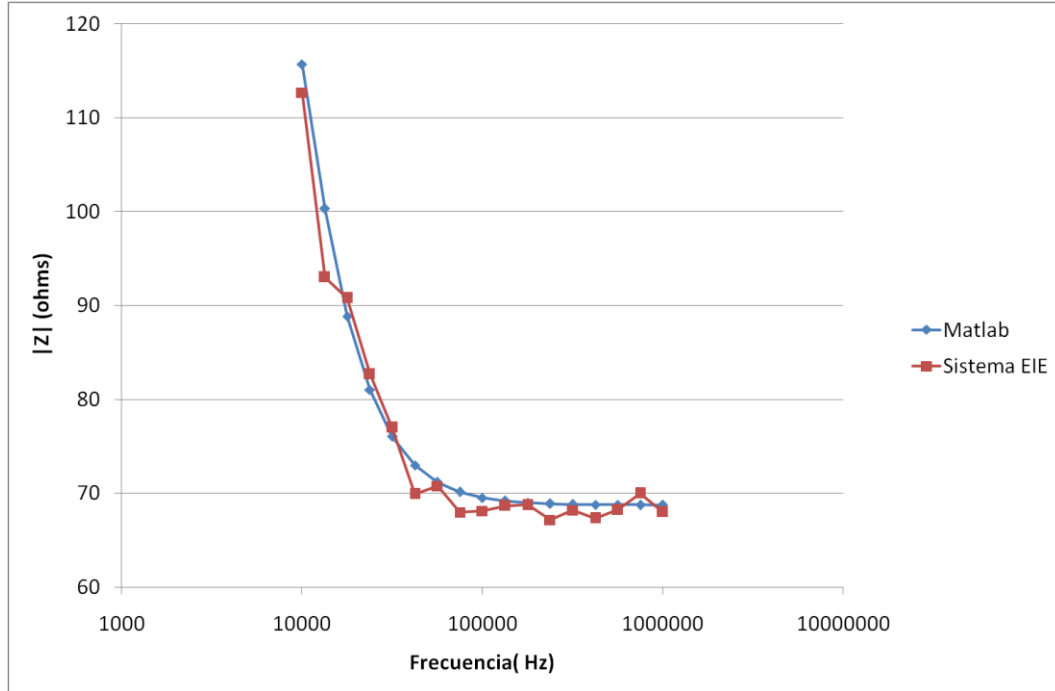


Figura 7. Respuesta simulada y medida de la magnitud del circuito RC

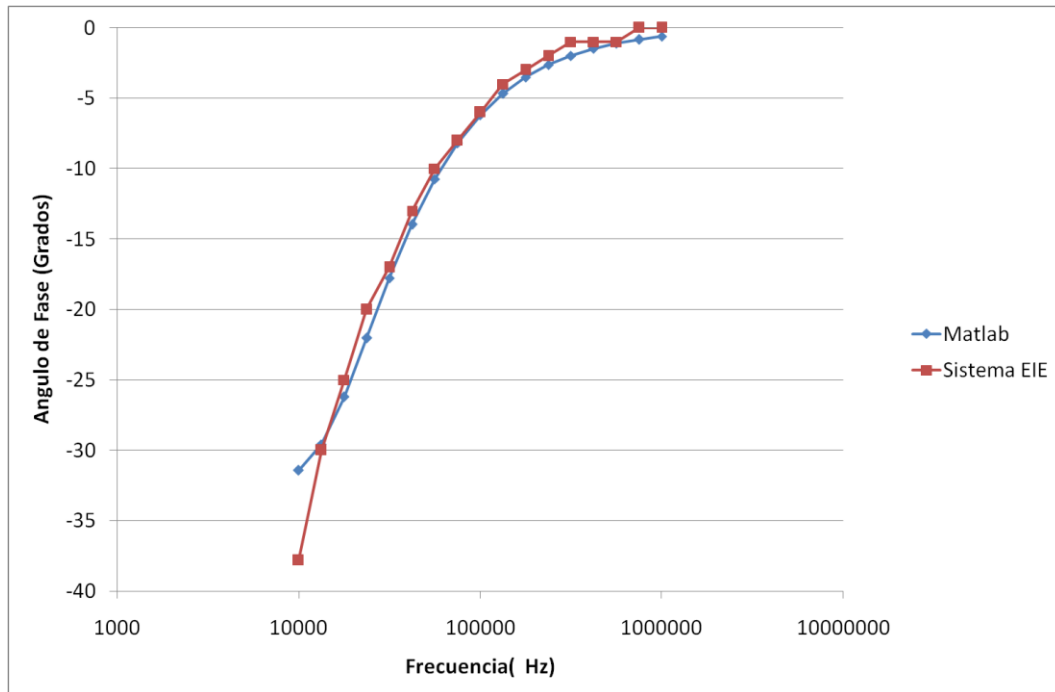


Figura 8. Respuesta simulada y medida de la fase del circuito RC

## 5. BIBLIOGRAFÍA

1. Caballero, David Andreu. Diseño y realización de una etapa frontal para EIE con CMFB. Dpto. Ingeniería Electrónica, Universidad Politécnica de Catalunya. Barcelona : UPC, 2008.
2. Agilent Technologies, Inc. Agilent Impedance Measurement Handbook. A guide to measurement technology and techniques. 4th Edition. 2009. pp. (2-1)- (2-9).
3. Olguín S., Rafael. "Implementación de un Sistema de Medida de Impedancia Eléctrica para la Monitorización del Crecimiento de Microorganismos". Durango: Instituto Tecnológico de Durango, 2009.
4. Bourne, John R. "Critical Reviews in Biomedical Engineering". Nashville, TN : Vanderbilt University, 1996.
5. Bragós Bardia, Ramon. "Contribució a la caracterització de teixits i sistemes biològics mitjançant". Barcelona : Universidad Politecnica de Catalunya, 1997.
6. Characterisation of Dynamic Biologic Systems Using Multisine Based Impedance Spectroscopy. R. Bragós, R. Blanco-Enrich, O. Casas, J. Rosell. Budapest, Hungary : s.n., 2001. IEEE Instrumentation and Measurement Technology Conference.
7. Jordi Elvira, Josep-Maria Buldón, Albert Tomás, Ramon Bragos. Monitorización en línea de biomasa viable en una instalación de fermentación para la producción de cava. NTE y Universitat Politècnica de Catalunya. Barcelona : s.n., 2004.