

Sistema Basado en la Técnica de Espectroscopía por Medición de Bioimpedancias para Muestras en Tejidos de Pescado

System Based on the Technique of Spectroscopy for Measurement of Bioimpedancias for Samples in Tissues of Fish

José Ramón Iglesias Gamarra*

Omar Rodríguez Alvarez**

Edson Macías Cifuentes***

Eduardo Cabrera Durán****

Sandra Milena Daza Orsini*****

RESUMEN

El proyecto presentado en este artículo fue la primera parte de la investigación realizada por el grupo de investigación MAGMA Ingeniería del programa de ingeniería electrónica de la Universidad del Magdalena, y en la cual se trabajó el control de calidad de los procesos en el Centro Acuícola y Pesquero de esta universidad a través de la determinación de patrones de impedancia en el pescado en su etapa post-mortem hasta detectar los niveles de impedancia de una especie en descomposición, o con un alto nivel de deterioro tisular.

Esta primera parte de la investigación estuvo encaminada a la construcción de un prototipo capaz de medir la impedancia de tejido de pescado a través del método de espectrometría de impedancias en un rango entre 1ω y 100ω . El prototipo consta principalmente de dos generadores de funciones de alta resolución frecuencial capaces de generar una frecuencia arbitraria en un rango entre 200hz y 500khz.

Palabras Claves: Bioimpedancias, espectroscopia, amplificadores de instrumentación, Matlab, Protocolo.

ABSTRACT

The project described in this paper is the first part of the research conducted by MAGMA Engineering research team of the electronic engineering program at Universidad del Magdalena, Colombia, whose main research subject was quality control of process in the Centro Acuícola y Pesquero at this university through the determination of impedance patterns in fish in its early post-mortem phase to detect impedance levels of a species in decomposition or with a high level of tissue damage.

This first part of the research was oriented to build a prototype capable of measuring the fish tissue impedance applying the impedance spectroscopy method in the range of 1ω to 100ω . The prototype consists mainly of two high-resolution frequency function generators capable of generating an arbitrary frequency in the range of 100hz to 500khz.

Key Words: Bioimpedance, spectroscopy, instrumentation amplifiers, Matlab, Protocol.

*Ingeniero Electrónico, MSc, PhD (C), Docente Ocasional de Tiempo Completo. Facultad de Ingeniería de la Universidad del Magdalena. Correo electrónico: joseramon_iglesiasg@hotmail.com, MAGMA Ingeniería, Teoría de Control y sus Aplicaciones.

**Ingeniero Electrónico MSc, Docente Planta, Facultad de Ingeniería de la Universidad del Magdalena. Correo electrónico: omarfro@hotmail.com

***Ingeniero Electrónico, Universidad del Magdalena. Correo electrónico: edfmc@hotmail.com

**** Ingeniero Pesquero, Docente Ocasional. Director Centro Acuicola y Pesquero de la Universidad del Magdalena.

Correo electrónico: ecabrera7@hotmail.com

***** Ingeniera Agroindustrial, MSc. Docente tiempo completo, Facultad de Ingeniería de la Universidad de la Guajira.

Correo electrónico: smdaza@uniguajira.edu.co

Fecha de recepción: 07 de Octubre del 2014 • Fecha de aceptación: 28 de Noviembre del 2014

1. INTRODUCCIÓN

Tras los diferentes avances de la ciencia, la impedimetría ha representado una alternativa de gran utilidad al momento de indicar diversas patologías y parámetros vitales dentro de la medicina de diagnóstico y rehabilitación. Sin embargo, con el transcurrir del tiempo estas medidas también han sido utilizadas en tejidos vivos.

La impedimetría y la espectrometría es una opción, no sólo para la medición de diferentes parámetros de impedancia en tejidos vivos, sino para analizar el comportamiento de los tejidos en estado post-mortem y verificar algunos procesos fisiológicos que se dan en ese momento, ya sea aplicado a la tecnología de los alimentos o en el ámbito investigativo. A través de ésta técnica se pueden detectar ciertos agentes patógenos que proliferan dentro de los tejidos o de los alimentos después de cierto tiempo y los cuales podrían causar consecuencias graves al momento de su ingestión o manipulación.

En el caribe colombiano la producción, ingesta y comercialización de productos marinos es más frecuente frente a otras zonas del País; por lo tanto, los casos de intoxicación por el consumo de alimentos del mar en mal estado es muy frecuente debido a la indebida manipulación de los productos y a las falencias de los sistemas de conservación y control que hacen más compleja esta problemática en la industria pesquera. En este contexto, desde el grupo de investigación MAGMA¹, en la línea de investigación de bioelectricidad, se plantea una metodología para implementar la tecnología de un sistema de medición de bioimpedancias a través del método de espectrometría de impedancias para detectar ciertos parámetros en los peces, momentos después de su extracción del mar, y cuyo objetivo en una fase final de un macroproyecto que busca verificar hasta qué punto el pescado es apto para el consumo y, al mismo tiempo, aportar algunas técnicas que ayuden al mejoramiento del control de la calidad en los procesos pesqueros de nuestra región.

2. METODOLOGIA

La medición de bioimpedancias, aunque es una técnica que se conoce desde hace muchos años, ha experimentado un gran crecimiento en los últimos tiempos gracias en gran parte a la aparición de sistemas electrónicos de gran precisión, exactitud y con una alta velocidad de procesamiento que hacen posible las exigencias de esta técnica.

Los campos de aplicación de la impedimetría son muchos: se ha utilizado para caracterizar parámetros en el análisis de la composición corporal que estiman la cantidad de grasa, músculo y líquido de un individuo, por ejemplo.

Se han presentado diversos estudios que explican los cambios fisiológicos producidos durante la isquemia, al relacionarlos con los cambios experimentados en las propiedades eléctricas de los tejidos, demostrando que esta técnica puede dar lugar a nuevos métodos a partir de medidas eléctricas para la monitorización de procesos fisiológicos. En esta línea se desarrollan los trabajos de [1,2], donde analizan el daño y los cambios estructurales en un tejido causados por

1. MAGMA - grupo de la universidad del magdalena en matematica aplicada a la ingeniería

isquemia y otras patologías y realizan mediciones de los cambios en la isquemia o perfusión de tejidos. En [3] se considera que la espectroscopia de impedancia eléctrica es una técnica capaz de cuantificar el nivel de isquemia. Expertos en esta área, como [4], auguran que la medida de las propiedades eléctricas de órganos y tejidos de animales durante la isquemia constituirá, sin ninguna duda, la base de las nuevas herramientas de diagnóstico y de evaluación de calidad de los alimentos en el futuro.

Sistemas de medición de bioimpedancias. Según [5], para el desarrollo de un sistema de medición de bioimpedancias es necesario tener en cuenta los principios básicos de operación de un sistema de este tipo de mediciones, para así contemplar las diferentes técnicas contenidas dentro del método y evaluar la funcionalidad de diferentes parámetros de diseño como el disminuir la exactitud del sistema por la velocidad de procesamiento de los datos o la reducción de la circuitería externa para hacer un filtrado y procesamiento meramente digital que haría menos costoso el diseño, pero más lento en tiempos de procesamiento, entre otros parámetros de diseño que deben garantizar la sinergia del sistema.

En un sistema de medición de bioimpedancias basado en el método de espectrometría para caracterización de tejidos, los factores críticos de diseño se encuentran concentrados en:

- La selección de una técnica adecuada de medición entre los electrodos y la muestra.
- La selección de un sistema confiable de osciladores que permitan tener un control sobre la frecuencia de inyección de corriente sobre la muestra.
- La selección de una fuente controlada de corriente que permita una correcta estimulación de los tejidos.
- Un sistema que sea capaz de procesar los datos de una manera rápida y acertada.

Para la medición de impedancias en tejidos, existen varias técnicas, una de estas es la técnica del puente autobalanceado o la técnica de los detectores sensibles a la fase. Por tradición, la técnica del puente autobalanceado ha sido la más utilizada, ya que es precisa, fácil de construir y ofrece un amplio rango de mediciones que llega hasta los 40mhz; sin embargo, sus mediciones requieren mucho tiempo y el uso de sistemas de compensación externos para adaptarlos a un medio digital hacen al sistema un poco complicado, mucho más cuando se toma un número n de muestras dentro de un espectro de frecuencias bastante amplio. No obstante, en recientes investigaciones de sistemas basados en la técnica del puente autobalanceado se ha logrado disminuir el tiempo de adquisición de muestras, con un costo en su resolución y precisión.

La técnica de los detectores sensibles a la fase se basa en los sistemas de 4 electrodos, los cuales compensan la red formada entre los transductores y el tejido, inyectando corriente sobre él y captando el voltaje producto de esta corriente. La elección de una fuente de corriente alterna es conveniente en la estimulación y medición de patrones en tejidos biológicos, ya que la corriente de excitación depende de la impedancia del tejido, y la corriente no sería fácil de controlar si se hiciera circular un voltaje sobre el tejido como se ve explícito en la relación $v=i z$. Además,

según diversos estudios, se considera que la densidad de corriente de estimulación del tejido debe estar en un rango no superior a 1 mA/cm^2 para mantener la medida dentro de un rango real, puesto que si la corriente supera este nivel podría generar potenciales de acción dentro del tejido muscular, lo que ocasionaría la contracción del mismo y, por ende, una medida errónea. Para la aplicación del espectroscopio es necesario que la corriente sea de frecuencia ajustable y capaz de generar frecuencias arbitrarias en un rango entre 1khz y 500khz

Módulos y componentes del espectrómetro de impedancias. El sistema consta de dos partes: una, de procesamiento y adecuación analógica concerniente al espectrómetro, filtros moduladores y amplificadores, y otra etapa de comunicación y procesamiento digital que corresponde a un microcontrolador que sirve como interface entre la etapa analógica y el software encargado del procesamiento de los datos. Ambas etapas se dividen en diferentes subsistemas de vital importancia para el desarrollo del sistema en general.

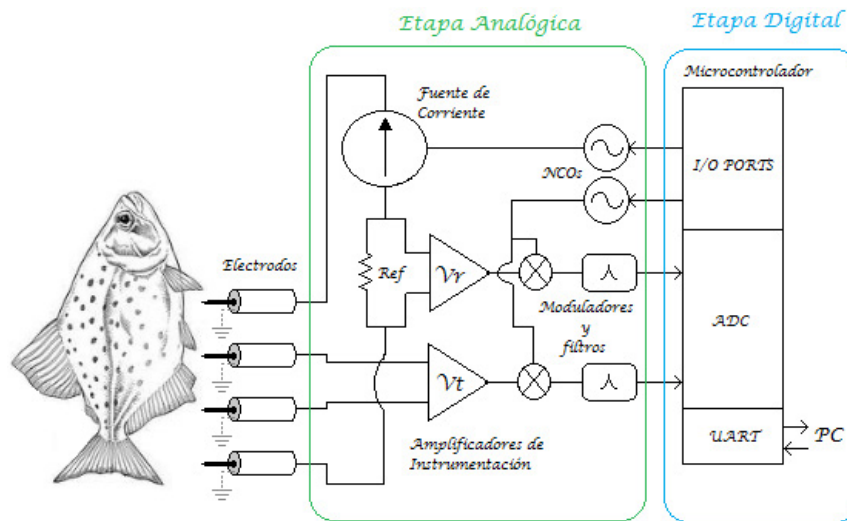


Figura 1. Esquema del sistema.

Fuente: Elaboración de los autores.

La etapa analógica trabaja con un sistema de electrodos con técnica de serigrafía que sirve como interfaz entre el espectrómetro y el tejido, 2 electrodos sirven como mediador al amplificador de instrumentación v_t que tiene la tarea de amplificar el efecto de la corriente sobre el tejido, mientras que los otros 2 electrodos inyectan la corriente producida por uno de los osciladores controlados digitalmente. La corriente de entrada es realimentada al sistema y medida a través del amplificador de instrumentación, v_r , para tener un valor de referencia de la corriente del tejido frente a este valor. Las señales provenientes de v_t y v_r son multiplicadas analógicamente con una señal proveniente del segundo oscilador con una diferencia de 100hz frente a la de la fuente de corriente, la señal del multiplicador que corresponde a un modulador balanceado del cual se extraen sus bandas laterales inferiores usando filtros para banda angosta con el fin de disminuir la carga de la etapa de adquisición de datos.

La etapa de comunicación y procesamiento de datos, vista desde [6], convierte las señales analógicas provenientes del tejido y las señales de referencia en valores que pueden ser almacenados y procesados por una computadora, al mismo tiempo de mantener una comunicación constante

con los osciladores, teniendo la ventaja de poder modificar las frecuencias de oscilación y la corriente de estimulación.

Fuente de corriente y módulo de electrodos. Los electrodos son la pieza fundamental de la medición: gracias a sus propiedades se puede inyectar corriente al sistema y medirla para conocer sus efectos sobre la muestra. Para su construcción se realizó un estudio sobre los diferentes tipos de electrodos dado que la medición depende de la forma geométrica del electrodo, la forma geométrica de la muestra y de los materiales que se encuentren hechos. Teniendo en cuenta toda esta información, se procedió a la construcción de un módulo que fuera capaz de estandarizar la medida, basándose en el estudio de comportamiento de los materiales que son utilizados normalmente para ello.

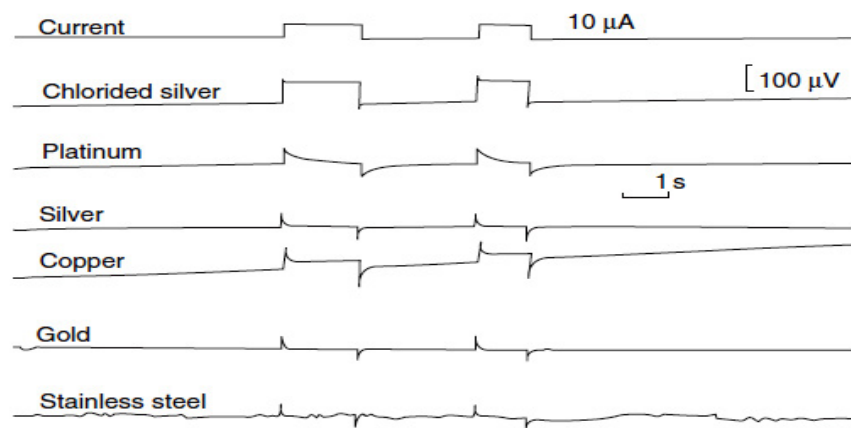


Figura 2. Conductividad de los materiales.

Fuente: Elaboración de los autores.

Considerando que la corriente dentro del tejido en estudio debe distribuirse de una manera isotrópica, la separación de los electrodos y su largo juegan un papel importante ya que una mayor separación de los electrodos del tejido llevará a que este pueda comportarse como un circuito de parámetros distribuidos de orden superior (ver Figura 3).

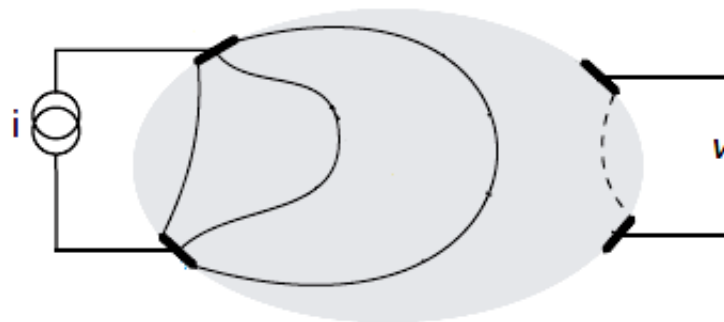


Figura 3. Distribución de la corriente dentro del tejido.

Fuente: Elaboración de los autores.

Mediante técnicas de serigrafía se diseñaron electrodos en cobre sobre baquelita capaces de medir la densidad de corriente circundante en el tejido, como lo muestra la Figura 4.

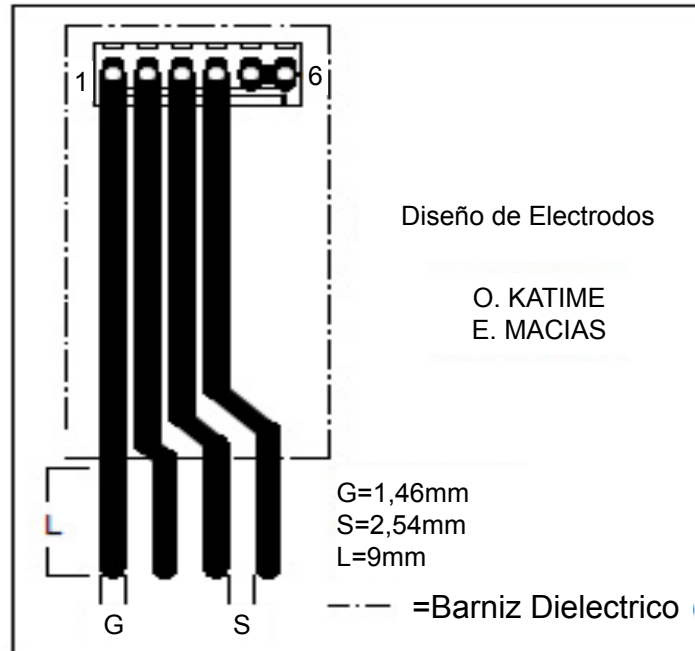


Figura 4. Sistema de electrodos con técnica de serigrafía.

Fuente: Elaboración de los autores.

Los electrodos de los extremos se encargan de la inyección de la corriente y la medición del voltaje de referencia; los electrodos interiores miden el voltaje producto de la corriente que pasa por el tejido. Los electrodos van acompañados de cables blindados que ayudan a la eliminación de ruido ambiente que puede causar interferencia sobre los electrodos. Para la medición de los voltajes de referencia, como los voltajes del tejido, se usaron los amplificadores de instrumentación INA129. Estos amplificadores, gracias a su gran impedancia de entrada, no afectan la medida; también permiten tener una buena estimación de los voltajes de entrada con un preciso control de ganancia brindado por la resistencia, R_g , y un alto rechazo al modo común.

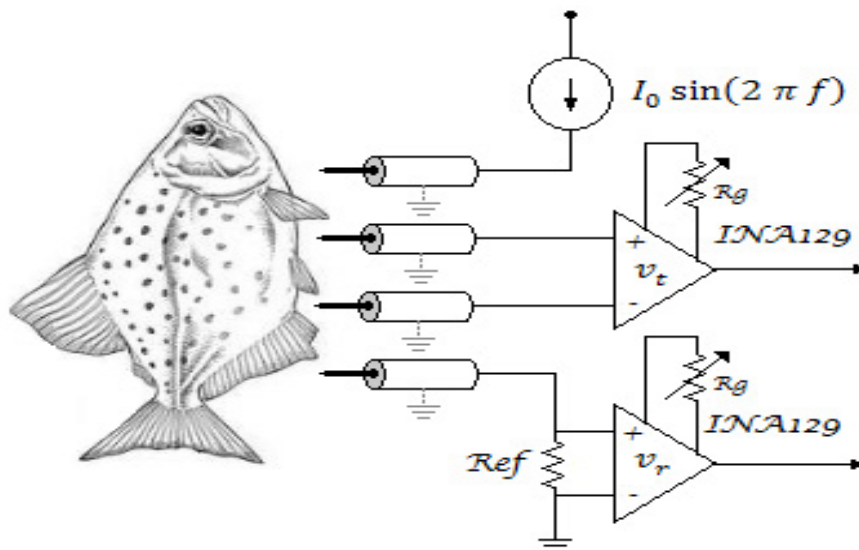


Figura 5. Amplificadores de instrumentación.

Fuente: Elaboración de los autores.

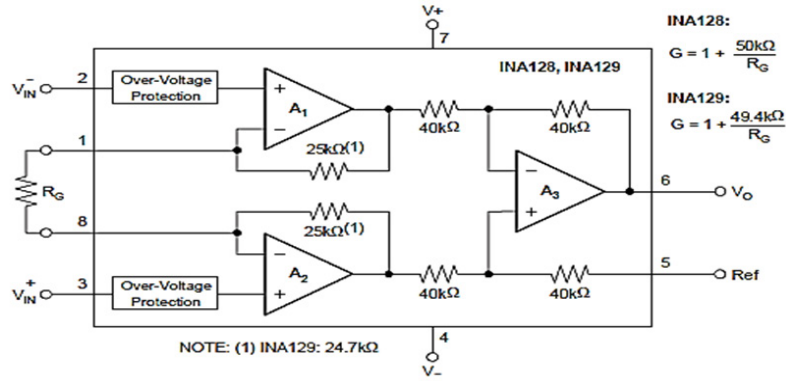


Figura 6. INA129.

Fuente: Elaboración de los autores.

Fuente de corriente. La fuente de corriente utilizada como espectrómetro consta de 3 módulos: un generador sinusoidal de frecuencia programable, un control programable de amplitud y una fuente de corriente controlada por voltaje. El generador sinusoidal debe generar una frecuencia arbitraria entre 100hz y 500khz, a través de un control por computadora y para ello implementa el sintetizador digital directo de la marca *Analog Devices* ad9832. Este circuito integrado genera una señal senoidal a una frecuencia máxima de 25mhz con una muy buena relación señal ruido y una baja distorsión armónica. El ad9832 posee un acumulador de fase de 32 bits y un conversor fase amplitud de 12 bits que permite unas muestras por periodo y un conversor analógico digital de 10 bits, tal y como se muestra en la Figura 7:

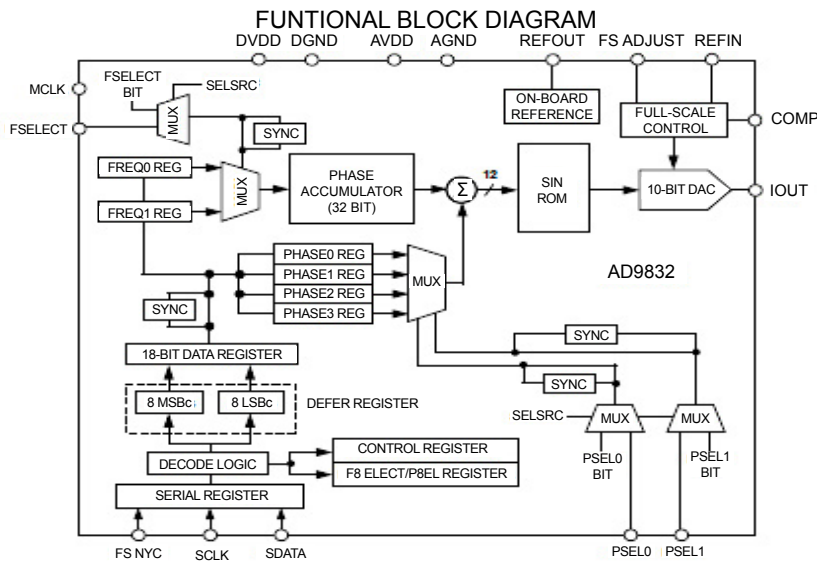


Figura 7. Esquema interno del dds ad9832 de analog devices®.

Fuente: Elaboración de los autores.

Modulador. Las frecuencias de trabajo del sistema son muy altas para ser muestreadas por un microcontrolador o un sistema embebido, por lo que se vio la necesidad de emplear una técnica que permitiera al microcontrolador poder estimar los valores de impedancia de señales con alta frecuencia. Con este fin se hizo uso de las técnicas de Modulación y Demodulación AM, que pueden ampliar, en un espectro muy alto, el uso del dispositivo.

Para la construcción del modulador se utilizó el circuito integrado MPY634, el cual es un multiplicador analógico de 4 cuadrantes con un amplio ancho de banda, como lo muestra la Figura 8.

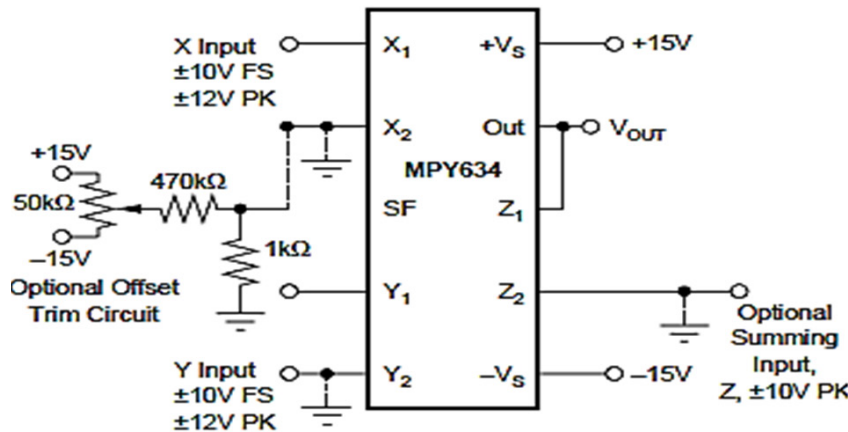


Figura 8. Circuito integrado mpy634 de texas instruments.

Fuente: Elaboración de los autores.

El MPY634 es un circuito integrado muy versátil que permite multiplicar, dividir y modular 2 señales. La función de transferencia del integrado está dada por la siguiente fórmula:

$$V_{out} = \frac{(x_1 - x_2) + (y_1 - y_2)}{10} + z_2$$

Para los fines de la aplicación, las entradas x_2 y y_2 son igualadas a cero, enviándolas a la tierra del sistema, y se coloca un divisor de voltaje en la entrada z_2 con el fin de agregar un *offset* para la etapa de muestreo de datos. Las entradas x_1 y y_1 representarían las señales portadora y moduladora. Las señales moduladoras son los voltajes brindados por los módulos de electrodos provenientes de la señal del tejido y la señal de referencia; la señal moduladora es la señal proveniente del segundo *dds*, el cual es una señal sinusoidal de amplitud 1 y con una diferencia de 100hz con respecto a la señal de referencia y a la del tejido.

Demodulador. Los demoduladores se basan en los filtros universales UAF42; éstos son puestos a la salida de los multiplicadores analógicos para extraer la señal de interés en un rango de frecuencia medible por el microcontrolador, en este caso la banda lateral inferior de la señal modulada. Los filtros universales son configurados como filtros de banda angosta de cuarto orden a una frecuencia central de 100hz y un ancho de banda de 10hz, con una respuesta *butterworth*.

Adquisición de datos y control del dispositivo. De acuerdo a [7], la señal proveniente de los filtros es la señal que contiene los datos de interés para el cálculo de la magnitud y la fase de la impedancia del tejido. Sin embargo, antes de ser muestreada, la señal debe ser acondicionada para evitar que la información se pierda o se distorsione al enfrentarse a algún cambio de impedancias, otra razón para el uso del acondicionador, donde las señales de entrada al periférico de conversión analógica digital del microcontrolador debe tener un nivel de voltaje adecuado para

que, dependiendo de la resolución del conversor, se puedan apreciar todos los datos con una distorsión mínima. Para esto se utilizó el amplificador operacional tl082 en su configuración de restador con el fin de agregar un voltaje *offset* a la salida de 2.5v y mantener la señal en un rango entre 0v y 5v.

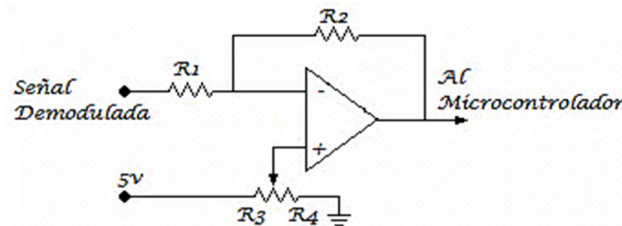


Figura 9. Adaptador de niveles de voltaje entre el demodulador y el microcontrolador.

Fuente: Elaboración de los autores.

$$v_o = 5v \left(\frac{R_4}{R_4 + R_3} \right) \left(\frac{R_2}{R_1} + 1 \right) - v_i \left(\frac{R_2}{R_1} \right)$$

El sistema de control del dispositivo permite una comunicación constante entre el espectrómetro y la computadora: por un lado, adquiere los datos producto de la estimulación del tejido y, por otro lado, controla la corriente de estimulación del tejido, la frecuencia de estimulación del tejido y la frecuencia del oscilador usado como modulador en los multiplicadores analógicos.

El microcontrolador pic16f877 establece una comunicación serial asíncrona a 115.200 baudios con la computadora. Después de haber establecido la corriente de estimulación, la computadora envía los datos correspondientes a los 32 bits de la frecuencia de la corriente de salida y, posteriormente, envía los 32 bits de la frecuencia del oscilador modulador; los datos recibidos son enviados a los ad9832 por medio de una comunicación serial *spi*. La señal de referencia y la señal del tejido son muestreadas por el conversor analógico digital del microcontrolador a una frecuencia de muestreo de 5,7khz por canal, lo que permite unas 57 muestras por señal.

Desarrollo de la interface para procesamiento de los datos. La interfaz fue desarrollada en el software Matlab®, aprovechando el módulo de GUIDE (*Graphical User Interface Development Environment*) que permite crear interfaces sencillas y de fácil manejo por parte del usuario final, y cuyo propósito es el control del espectrómetro de impedancias, la visualización de los datos adquiridos en un entorno gráfico y la generación de reportes de las pruebas realizadas para tener una copia de la espectrometría realizada.

En la etapa de control del espectrómetro, el software establece una comunicación serial asíncrona con el microcontrolador pic16f877a. A través de esta comunicación se envían las frecuencias de estimulación del modulador, las frecuencias del demodulador y se reciben los mismos datos enviados al microcontrolador como una rutina de detección de errores de transmisión de datos. Al terminar el procedimiento, se realizan las gráficas de magnitud vs frecuencia y otra de fase vs frecuencia. Luego de este proceso, el sistema entrega, opcionalmente, la generación de un reporte en formato tipo pdf o html para el posterior estudio del tejido.

Panel de control de la aplicación

La Figura 10 muestra la pantalla principal que se despliega en cuanto se inicia la aplicación.

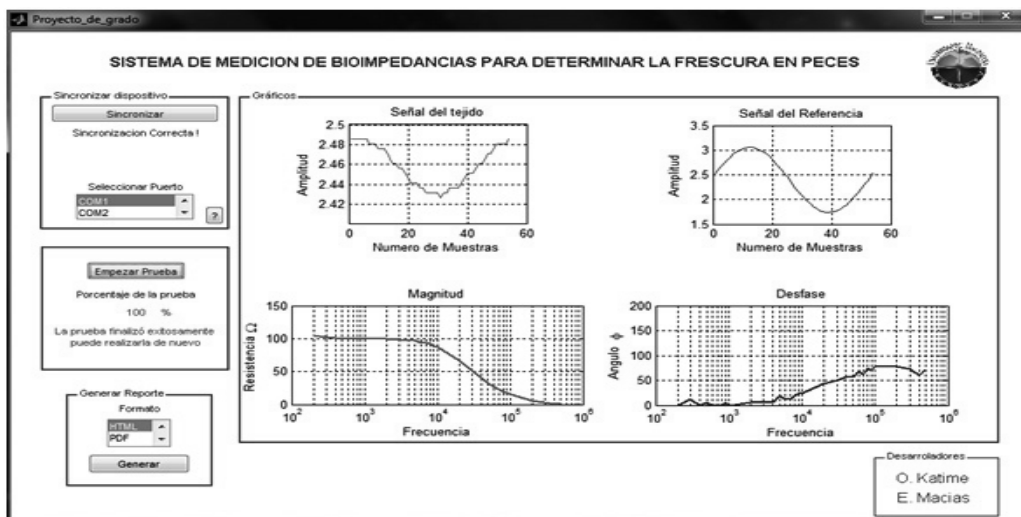


Figura 10. Panel de control de la aplicación.

Fuente: Elaboración de los autores.

Al sincronizar el dispositivo con el espectrómetro se genera una rutina iterativa que permite que la comunicación entre el software y el espectrómetro tenga el mínimo de errores. Posteriormente, se debe mostrar en pantalla el estado de la conexión para proceder a realizar la prueba. Luego de la sincronización del dispositivo es posible realizar la espectrometría de impedancias, cuyos resultados son visualizados en la pantalla de gráficos, con la opción de generar un reporte para el usuario.

3. RESULTADOS Y DISCUSION

Según la FAO, existe un estándar de cambios sensoriales que ayudan a determinar los niveles de descomposición y frescura en los peces a partir de su apariencia y textura. Estos cambios se determinan desde que la muestra entra en *rigor mortis* hasta un estado avanzado de deterioro tisular, por lo que la investigación se basa en estos estudios para determinar las condiciones de las muestras, para luego poder determinar sus niveles de impedancia.

La condición de *rigor mortis* puede variar dependiendo al nivel de grasa, semigrasa o magra de la especie en estudio.

Estudios de impedancias sobre muestras de pescado. En las diferentes mediciones de impedancia se trabajó con tejido de mojarra de mar de la familia *gerreidae*². Para ello, se evaluaron diferentes estados del tejido en una población de 4 peces, simultáneamente, los cuales se encontraban en las mismas condiciones. Luego de cada medición se realiza un reporte donde se ven reflejados los resultados de la espectrometría y se calcula el promedio para conocer en cuál rango está contenida la impedancia en cada estado (ver Tabla 1 y Figura 11).

² Las mojarras (*Gerreidae*): Familia de peces incluida en el orden Perciformes. Se encuentran por la mayoría de los mares tropicales, en estuarios ocasionalmente y son raras las especies de agua dulce.

Tabla 1. Muestra de reporte generado en una espectrometría

<i>f</i>	<i>frecuencia de estimulación</i>	<i>impedancia en ohm</i>
1	200	104.17021
2	400	96.992248
3	600	95.51145
4	800	94.473282
5	1000	93.630769
6	2000	92.094488
7	3000	90.488189
8	4000	89.417323
9	5000	88.88189
10	6000	87.811024
11	7000	87.275591
12	8000	86.740157
13	9000	86.204724
14	10000	85.669291
15	20000	83.527559
16	30000	81.92126
17	40000	80.75
18	50000	79.6875
19	60000	79.15625
20	70000	77.488372
21	80000	76.892308
22	90000	75.78626
23	100000	75.517194
24	200000	70.344828
25	300000	66.210526
26	400000	60.058394
27	500000	55.362832

Fuente: Elaboración de los autores.

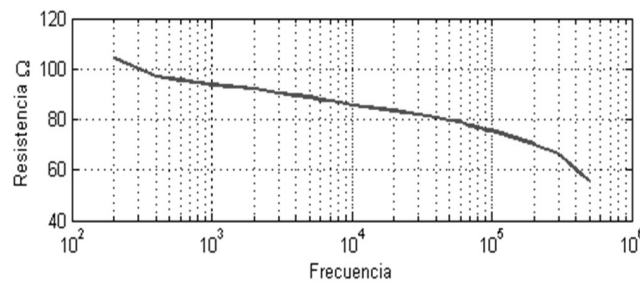


Figura 11. Parte real de la impedancia.

Fuente: Elaboración de los autores.

$$Z_{promedio} = \frac{\sum_{f=1}^{27} impedancia_f}{27}$$

Medición de impedancias tejido en *rigor mortis*. Esta investigación se enmarcó en la medida de impedancia en el tejido de pescado en *rigor mortis*. En la prueba se toman muestras durante 5 horas en un intervalo de 5 minutos por muestra a partir de las 2 horas siguientes de la extracción del mar, por lo que el tejido está en buen estado, según pruebas organolépticas basadas en la tabla de frescuras de la FAO y sin observar ninguna anomalía. Las muestras se tomaron en la piel del pescado y en su interior para conocer los valores las variaciones de impedancia en las dos situaciones.

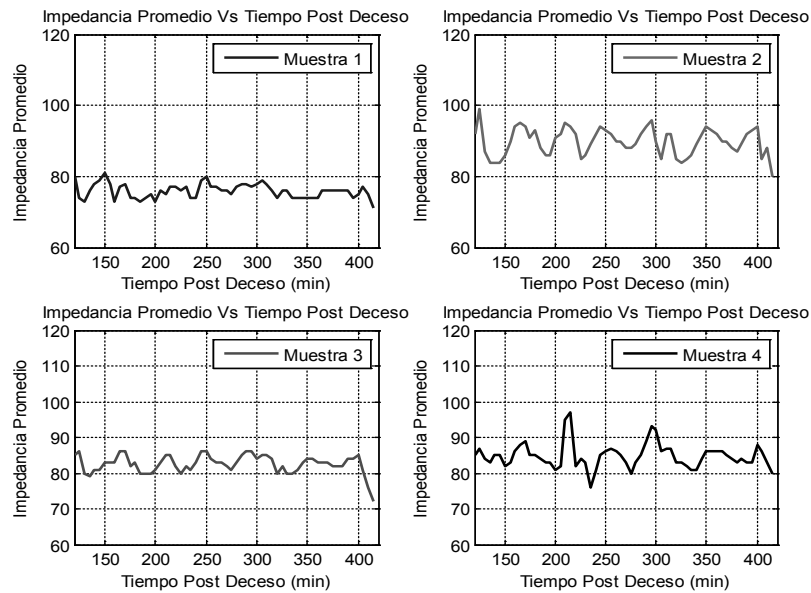


Figura 12. Pruebas en la piel de pescado.

Fuente: Elaboración de los autores.

En las figuras anteriores se puede observar el comportamiento de la impedancia del tejido en la piel de 4 pescados en estado de *rigor mortis*. Se puede observar que la impedancia promedio está en el rango entre 75ω y 95ω , según el estudio realizado por [4], donde muestra el comportamiento del tejido en distintos periodos de tiempo y se asemeja a las muestras obtenida por el sistema.

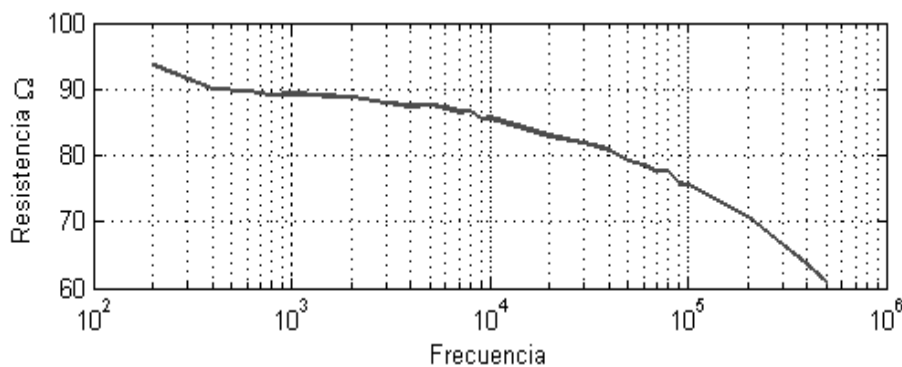


Figura 13. Espectrometría realizada en la piel de un tejido en estado de rigor-mortis

Fuente: Elaboración de los autores.

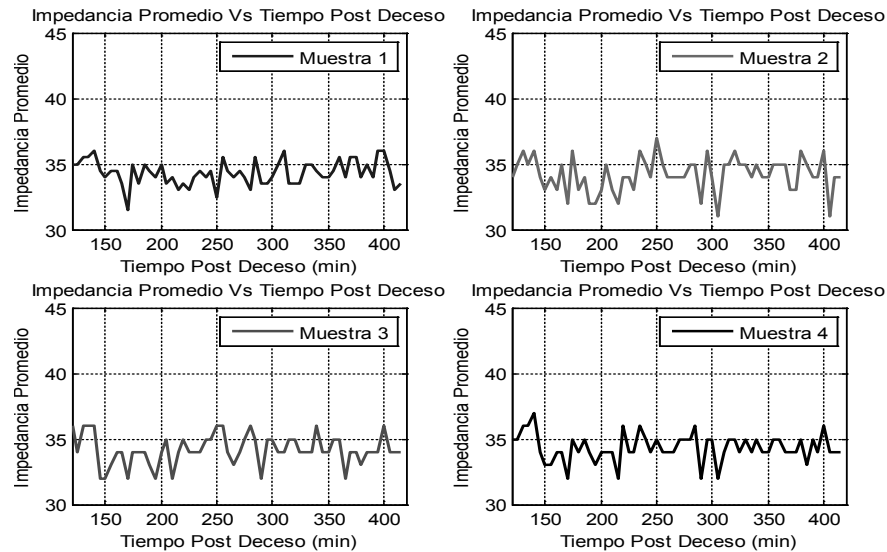


Figura 14. Pruebas en tejido interno de pescado.

Fuente: Elaboración de los autores.

En las Figuras anteriores se observa el mismo cálculo de impedancia promedio de las mismas 4 muestras pero en su tejido interno, mostrando una disminución significativa respecto a las medidas de impedancia tomadas en la piel; en este caso, la impedancia se caracterizó por tener valores de impedancia promedio entre 32ω y 36ω

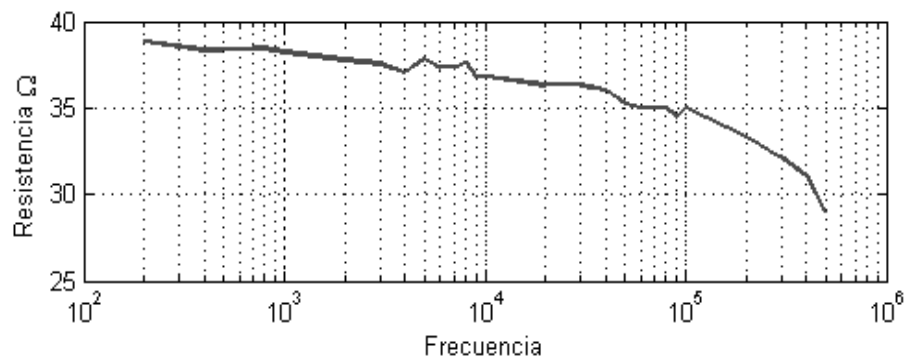


Figura 15. Espectrometría realizada a una muestra en su parte interna en estado de rigor-mortis.

Fuente: Elaboración de los autores.

Medición de impedancias en tejido en descomposición. Este estudio se enmarcó en la medida de impedancia en el tejido de pescado en descomposición, en el cual se toman muestras durante 5 horas en un intervalo de 5 minutos por muestra a partir de las 36 horas después del deceso donde, a juzgar por factores climáticos, ya ha desaparecido el *rigor mortis* y los tejidos se encuentran en un alto estado de descomposición, por lo que sus carnes se hacen flácidas y tienen un olor característico. Esta flacidez representa una variación significativa en los valores de impedancia, sobre todo en la región de la epidermis donde la impedancia media tiende a disminuir en un 51% .

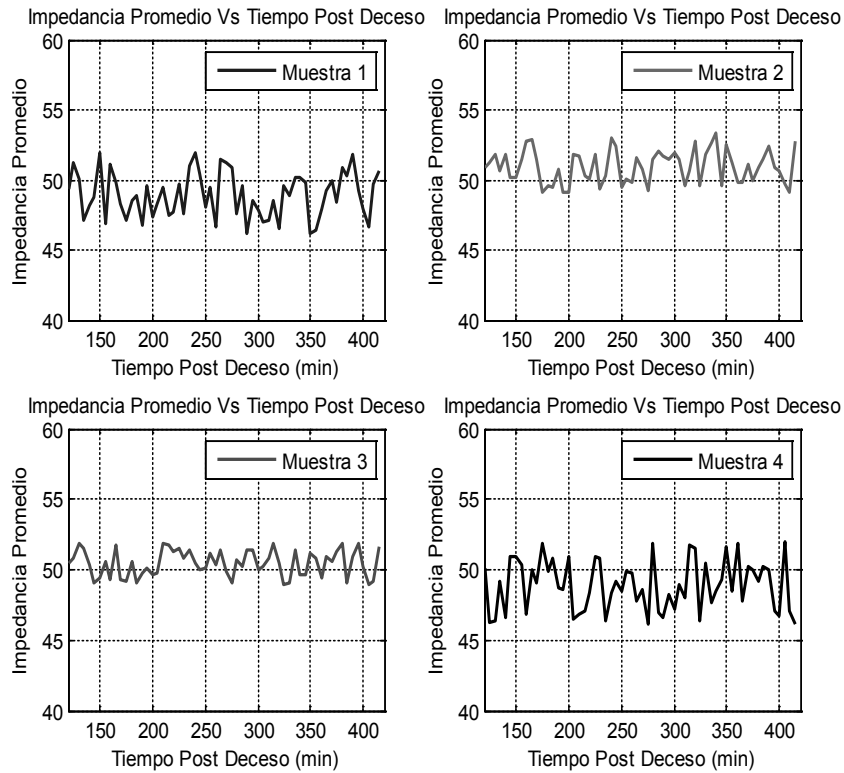


Figura 16. Muestras en piel de tejido en descomposición.

Fuente: Elaboración de los autores.

En los Figuras anteriores se puede observar la impedancia promedio en la piel de las 4 muestras en descomposición, mostrando una disminución significativa respecto a las medidas de impedancia tomadas en la piel en horas anteriores. En estas muestras, la impedancia se caracterizó por tener valores de impedancia promedio entre 48ω y 52ω .

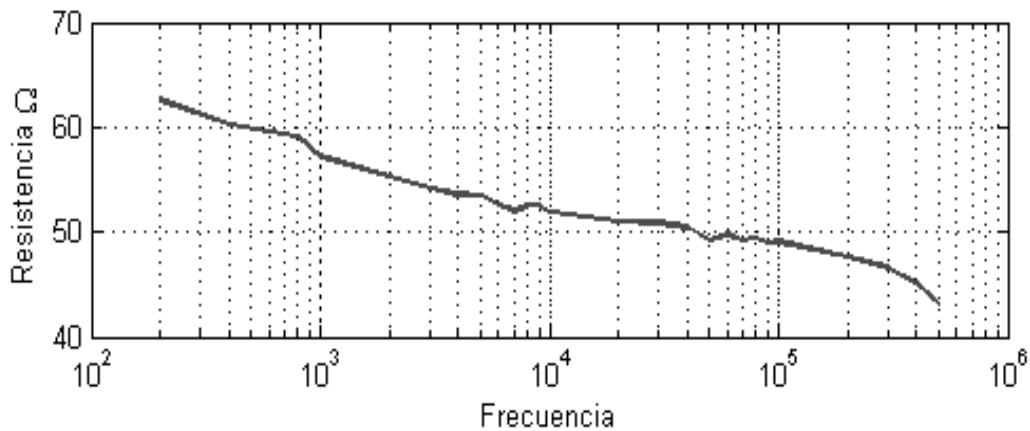


Figura 17. Espectrometría realizada en la piel de un tejido en estado de descomposición.

Fuente: Elaboración de los autores.

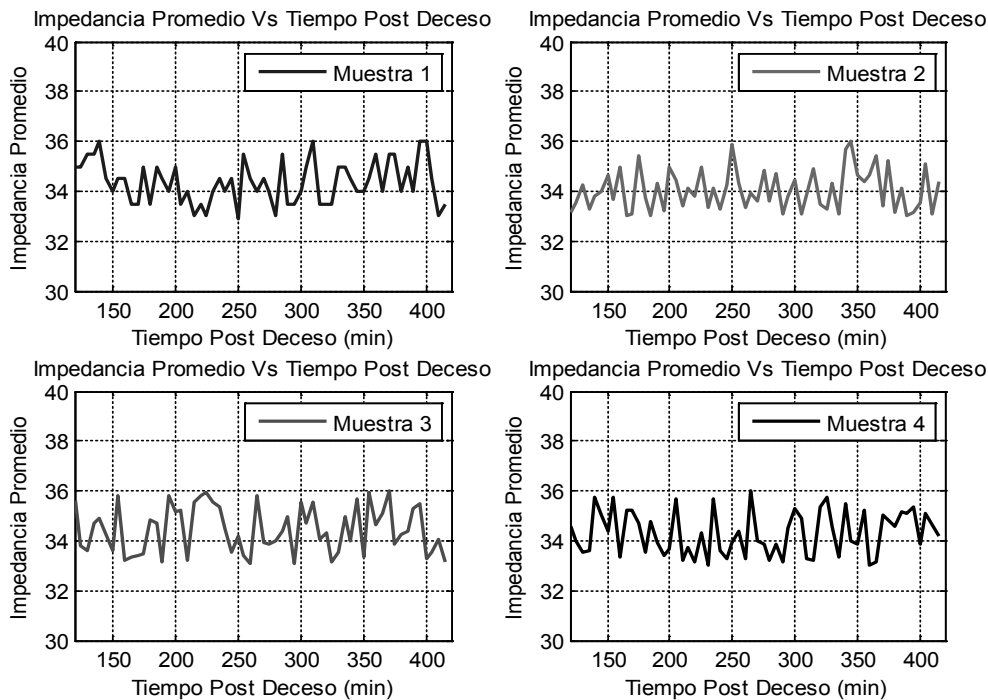


Figura 18. Muestras en el interior del tejido en descomposición.

Fuente: Elaboración de los autores.

La Figura 19 muestra la impedancia promedio en el tejido interno de 4 muestras en descomposición; la impedancia promedio se caracterizó por tener valores entre 33ω y 37ω .

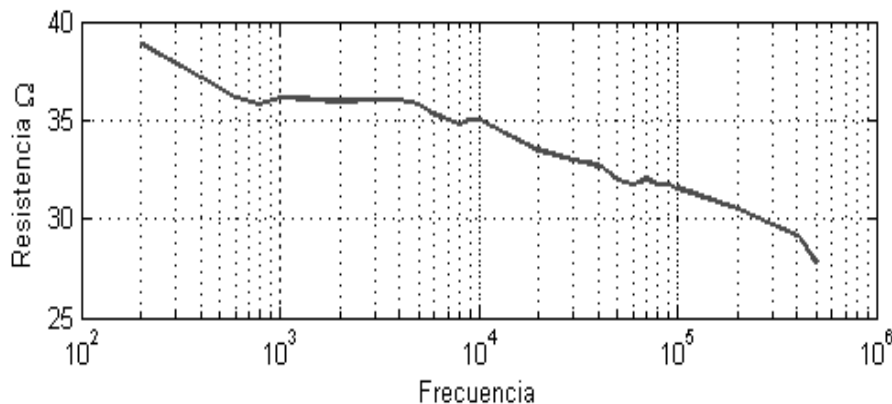


Figura 19. Espectrometría realizada a una muestra en su parte interna en estado de descomposición.

Fuente: Elaboración de los autores.

Medición de impedancias en tejidos post congelación lenta. La congelación es una de las alternativas más económicas y efectiva para la conservación de los alimentos; mucho más para la conservación de carnes blancas, susceptibles a una descomposición acelerada. No obstante, la congelación debe realizarse de una manera controlada para evitar daños epiteliales que tienen como consecuencia el deterioro del producto. La congelación lenta es la forma más utilizada

dentro de los hogares, pero también es la que más deteriora el valor nutricional del producto, ya que el congelamiento de los espacios intersticiales dentro del epitelio causa la formación de cristales de hielo que despedazan las membranas celulares, generando un ablandamiento del tejido.

El tejido descongelado, después de haber pasado por un proceso de congelación lenta, tiene una apariencia engañosa. Sin embargo, al romperse las membranas celulares tras el descongelamiento se pierden grandes cantidades de vitaminas y proteínas hidrosolubles que se desechan en forma de agua. Gracias a las espectrometrías realizadas, se logra apreciar que la impedancia de un tejido de pescado descongelado es muy baja en relación a las espectrometrías realizadas en estados de *rigor mortis* y de descomposición. Estos valores de impedancia también suelen ser engañosos ya que, aunque la impedancia sea baja y con valores similares al de un tejido en descomposición, no indica que el producto no sea comestible.

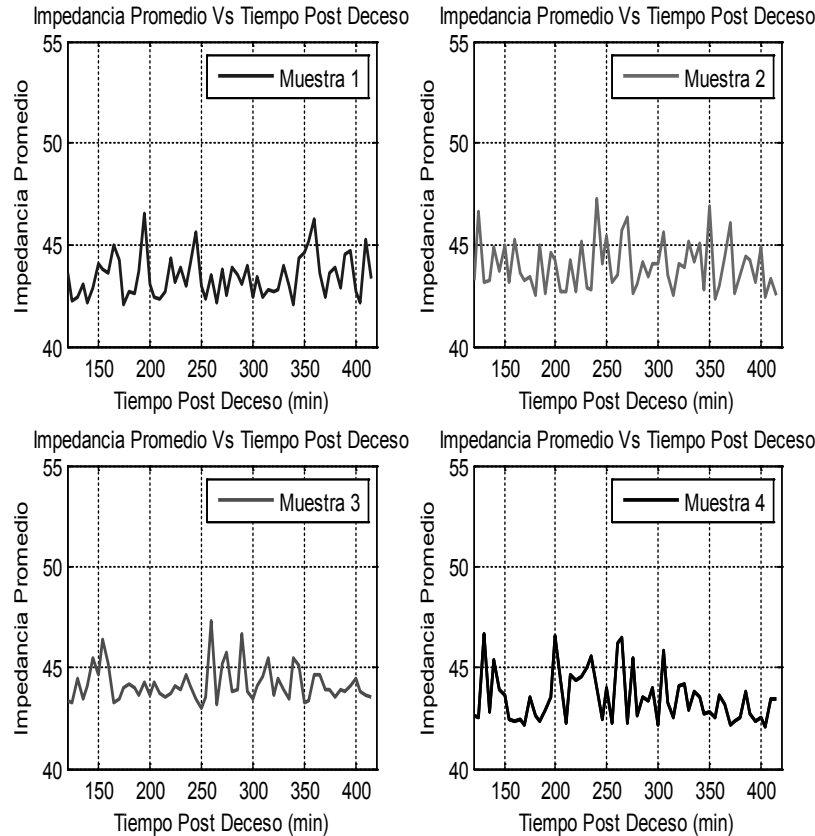


Figura 20. Gráfico de impedancias en piel post descongelamiento.

Fuente: Elaboración de los autores.

En las Figuras anteriores se observa la impedancia media de 4 muestras sometidas al proceso de descongelación post congelación lenta. Las medidas de impedancia fueron tomadas en la piel del pescado y tienen valores en un rango entre 42ω y 47ω , muy similar al valor de impedancias medias tomadas en la piel de un tejido en descomposición que se encuentran en un rango entre 48ω y 52ω .

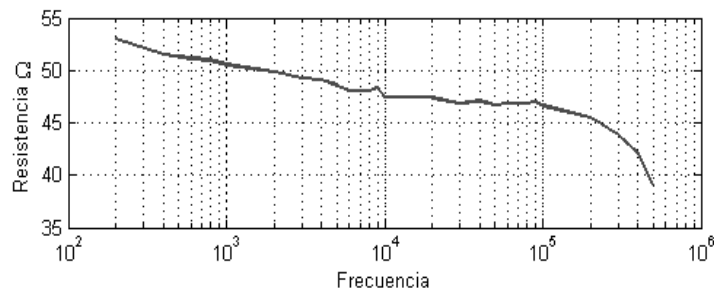


Figura 21. Espectrometría realizada en la piel de un tejido descongelado.

Fuente: Elaboración de los autores.

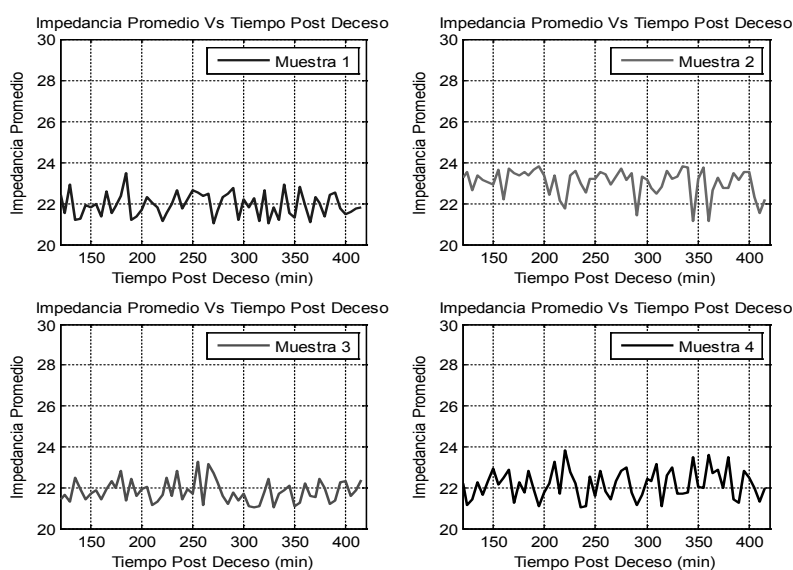


Figura 22. Muestras en parte interna de tejido descongelado.

Fuente: Elaboración de los autores.

Las Figuras anteriores muestran la impedancia media de 4 muestras sometidas al proceso de descongelación post congelación lenta. Las medidas de impedancia fueron tomadas en el tejido interno del pescado y tienen unos valores en un rango entre 21ω y 23ω , un valor mucho menor al de la impedancia interna de un tejido en descomposición que se encuentra en un rango entre 33ω y 37ω .

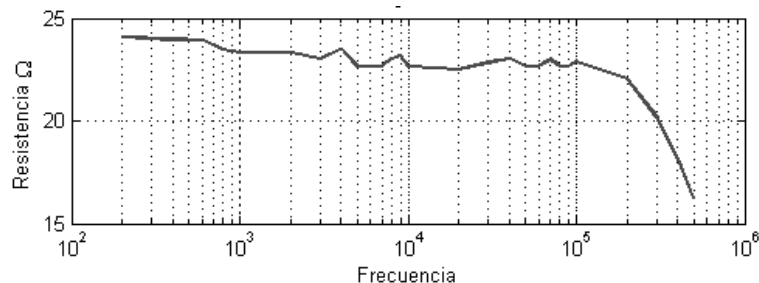


Figura 23. Espectrometría realizada a una muestra en su parte interna postdescongelamiento.

Fuente: Elaboración de los autores.

4. CONCLUSIONES

En el proyecto se desarrolló un prototipo para la medición de impedancias en tejido de pescados a través del método de espectroscopia por medición de bioimpedancias, el cual permite la toma de muestras en tejido de pescado para caracterizar su comportamiento en diferentes fases de su deceso hasta su descomposición, así como el cálculo de impedancias post congelamiento, mostrando una alternativa rápida y efectiva al existente análisis organoléptico y bromatológico.

Las diferentes investigaciones permitieron el diseño e implementación de un módulo de electrodos de bajo costo que brindara una medida estandarizada y confiable, asimismo, apoyados en un sistema de alta precisión que permite la generación de una corriente alterna de amplitud constante que circula a través del tejido, con una alta resolución espectral, comprendida en un rango entre 200hz y 500khz, con un filtrado de un orden superior que ayuda a la eliminación de las frecuencias parásitas y la frecuencia de la red eléctrica con una relación de 90db por década.

El método de medida de impedancia con base a los detectores sensibles a la fase permite una precisión de en magnitud y en la fase, con una impedancia máxima en la muestra de 150ω ; el margen de error puede ser reducido si se utilizan conversores analógicos/digitales externos con una resolución hasta 16 bits y velocidades de transmisión más altas al momento de enviar las muestras a la computadora. No obstante, el tiempo necesario para la realización de una espectrometría es de 52.95 segundos, un tiempo relativamente corto frente a las pruebas con reactivos en laboratorio que demoran hasta 4 días en mostrar resultados, exigiendo la destrucción de la muestra.

El sistema puede ser utilizado no solamente en pescados: solo basta con un reajuste del rango de impedancias y éste puede ser extrapolado a un rango amplio de productos en la industria alimentaria. Pero, debido al método utilizado, el sistema puede ajustarse a diferentes especies de pescado o cualquier tipo de tejido biológico sin una variación significativa en el hardware o software.

El constante cambio de sistemas operativos hace necesario que algunos protocolos de transmisión como el rs232 queden inutilizables en las placas madres (*motherboards*) de los computadores actuales, por lo que el uso del protocolo USB se hace imperante en el diseño de hardware actual. El uso del chip ft232rl representa una alternativa de conectividad de alta compatibilidad del dispositivo en las diferentes versiones del sistema operativo Windows® para procesadores de 32 y 64 bits, por lo que el espectrómetro puede ser utilizado en cualquier computadora de escritorio o portátil con pocas restricciones.

El método GUI realizado en el software Matlab® permite una sencilla manipulación del dispositivo, lo que permite la implementación del prototipo con poca dificultad, teniendo en cuenta que su desempeño representa una alternativa de bajo costo para el control de calidad en sitios como el centro acuícola y pesquero de la Universidad del Magdalena.

Las muestras en tejido realizadas con el dispositivo fueron hechas en mojarra de mar de la especie *gerreidae* en distintas etapas de su deceso, en la zona comprendida entre su cuerpo y su

cola. No obstante, algunas especies, dada su estructura muscular y su porcentaje de grasa corporal, pueden variar los valores de impedancia superando los valores de trabajo del dispositivo. Las medidas realizadas en tejidos descongelados no infieren información acerca de los niveles de descomposición o frescura del tejido ya que, aunque existe una disminución significativa de la impedancia hasta niveles parecidos al de otros tejidos en descomposición, no significa que éste no sea comestible. Para estudios posteriores y la aplicación en empresas donde se hace necesario mantener una cadena de frío sobre el producto, debe apoyarse el resto de la investigación en un análisis químico para un completo análisis bromatológico.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] O. Salah, “Espectrómetro de impedancia para monitoreo de daño isquémico tisular”. *Tesis de Maestría en ciencia*. México D.F.: Universidad Autónoma Metropolitana Unidad Iztapalapa. Departamento de Ciencias Básicas e Ingeniería, 1999.
- [2] O. Salah. “Caracterización in-vivo de la espectrometría de impedancia como técnica de monitoreo del daño isquémico tisular”. *Tesis Doctoral en Ingeniería Biomédica*. México D.F.: Universidad Autónoma Metropolitana Unidad Iztapalapa. Departamento de Ciencias Básicas e Ingeniería, 2003.
- [3] E. Gersing, “Measurement of electrical impedance in organs measuring equipment for research and clinical applications”, *Biomedizinische Technik*, Vol.36, pp.6-11, Jan. 1991.
- [4] S. Grimnes and O. Martinsen, *Bioimpedance and Bioelectricity Basics*. 2 ed. Oxford U.K.: Elsevier, 2008.
- [5] W. Ching-wei, “Electrical Impedance Tomography (E.I.T.) Measurement System”. *Tesis de maestría*. Cape Town.: University of Cape Town. Department of Electrical Engineering, 2003
- [6] B.P. Lathi, *Introducción a la teoría y sistemas de comunicación*. 3 ed. México D.C.: limusa, 2005.
- [7] J. PROAKIS and D. Manolakis, *Tratamiento digital de señales*. 4 ed. España: Pearson, 2007.

BIBLIOGRAFIA DE CONSULTA

- C. Jiménez y D. León, “Biosensores: Aplicaciones y perspectivas en el control y calidad de procesos y productos alimenticios”, *Vitae, Revista De La Facultad De Química Farmacéutica*, vol. 16, n°. 1, pp. 144-154, 2009.
- L. Lopez, “Actividad Aminopetidásica Ligada A Membrana De Bacterias Gram-Negativas: Prueba De La P-Nitroanilina Para La Estimación De La Carga Bacteriana De Carne Picada”. *Tesis doctoral*. Madrid.: Universidad Computense de Madrid. Departamento de nutrición, Bromatología y tecnología de los alimentos, 2004.

- R. McDonald, "Impedance Spectroscopy. University of North Carolina", *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 20, pp. 289-305, 1992.
- C. Ramzi, "Patología funcional y estructural". *Compendio de Robbins y Cotran*. 7 ed. Madrid: Elsevier, 2008.
- E. Sacristan, "Espectrómetro de impedancias para aplicaciones biomédicas", en Memorias de II Cong. Lat. Ing. Biom., La Habana, 2001.
- J. Semmlow, *Biosignal And Biomedical Image Processing, Matlab Based Application*. New York: Marcel Dekker, 2004.