

**TANATOCRONODIAGNÓSTICO EN HUMANOS BASADO EN
ESPECTROSCOPIA DE IMPEDANCIA ELÉCTRICA, PRIMERA FASE.**

Autores:

**JOHANNA ANDREA CELIS CAMPOS
JENNY ANDREA JARA MORA**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE CIENCIAS
ESCUELA DE FÍSICA
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO-MECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y
TELECOMUNICACIONES
BUCARAMANGA
ENERO 2008**

**TANATOCRONODIAGNÓSTICO EN HUMANOS BASADO EN
ESPECTROSCOPIA DE IMPEDANCIA ELÉCTRICA, PRIMERA FASE.**

Autores:

**JOHANNA ANDREA CELIS CAMPOS
JENNY ANDREA JARA MORA**

TRABAJO DE GRADO

Director:

MSc. DAVID ALEJANDRO MIRANDA MERCADO

Codirectores:

**MD. Esp. JORGE HUMBERTO ECHEVERRI PERICO
Mpe. JAIME GUILLERMO BARRERO PÉREZ**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE CIENCIAS
ESCUELA DE FÍSICA
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO-MECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y
TELECOMUNICACIONES
BUCARAMANGA
ENERO 2008**

DEDICATORIA

A Dios porque es su voluntad culminar con éxito una etapa de mi vida.
A mis padres por darme la vida, amarme e inculcarme valores,
mi madre Aracelly porque me apoya, comprende y aconseja en los buenos y
malos momentos,
mi padre Victor Q.P.D. por que se que desde el cielo me ilumina el camino
correcto.
A mis hermanos,
Freddy por su ejemplo sin igual y su sabiduría,
Camilo por su alegría y porque es una razón para seguir adelante.
A Ricardo Q.P.D. por estar conmigo cuando lo necesité.
A mis amigos y amigas por estar a mi lado hasta el último momento.
A David, por ser maestro, amigo y por hacer posible este logro.
A Jorge Humberto Echeverri, por su colaboración.
A mi compañera de proyecto por su colaboración y apoyo.

Jenny.

A Dios porque me ha guiado para sobreponerme frente a tantos tropiezos y dificultades.
A mi hijo, Eber Andrés, porque es la luz que ilumina mi camino y es mi razón de existir.
A mi abuela Esmeralda, por apoyarme e inculcarme buenos valores.
A mi abuelo José Q.P.D. porque desde el cielo estarás viendo que por fin lo logré.
A mi mami, por apoyarme y aconsejarme cuando me sentí derrotada.
A mi tía Pilos, por colaborar en la educación de mi hijo mientras he estado ausente.
A mis hermanos, Carlos, Josian, Diana, Jessica y Jairo Alberto.
A Francis López por su apoyo incondicional.
A Nathaly Montoya Torres, por su apoyo incondicional y colaboración en la toma de datos en la morgue.
A mis amigos y amigas por estar a mi lado hasta el último momento.
A mi compañera de proyecto por su colaboración, apoyo y confianza.
A David Miranda, por su paciencia y por confiar en mí.
A Jorge Echeverri por guiarme en la etapa de adaptación en la morgue.

Johanna.

AGRADECIMIENTOS

A Dios por darnos la oportunidad no sólo de soñar sino también de cumplir un sueño.

A nuestras Familias por su apoyo sin condiciones y desinteresadamente, desde el primer momento.

A nuestro director de proyecto MSc. David Alejandro Miranda por sus enseñanzas, dedicación, paciencia y confianza en nosotras.

A nuestros codirectores MD. Esp. Jorge H. Echeverri e Mpe. Jaime G. Barrero, por su colaboración en las correcciones de nuestro trabajo.

Al personal de la morgue del Hospital Universitario de Santander, Rubén Cueto, Sandra Rueda, Israel Méndez y Agapito Silva Q.P.D, por su aporte y colaboración en nuestra investigación.

A nuestros compañeros de laboratorio por compartir con nosotras los logros y fracasos durante esta etapa de nuestras vidas.

A la Universidad Industrial de Santander especialmente a la escuela de Ingenierías eléctrica, electrónica y telecomunicaciones y la escuela de Física por el suministro de equipos y por tener en cuenta nuestras solicitudes.

A nuestros compañeros Albert Delgado, Jesús Acero, Samuel Jaimes, Juan P. Valencia, Fidel Cubides, Astrid Mieles, Oscar Aguilera y Oscar Bayona por la información suministrada con sus trabajos de investigación.

A nuestros amigos y compañeros por compartir los buenos y malos momentos durante nuestra carrera universitaria.

Y finalmente a todas las personas que de alguna u otra manera nos colaboraron en la culminación de esta etapa de nuestras vidas.

CONTENIDO

	pág.
INTRODUCCIÓN	17
1. FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA	19
1.1 PROPIEDADES ELÉCTRICAS DE LOS TEJIDOS	19
1.2 ZONAS DE DISPERSIÓN EN LOS TEJIDOS BIOLÓGICOS	20
1.3 ESPECTROSCOPIA DE IMPEDANCIA ELÉCTRICA	22
1.4 MEDICIÓN DE LA IMPEDITIVIDAD ELÉCTRICA DE UN SISTEMA LINEAL INVARIANTE EN EL TIEMPO	23
1.4.1 La exponencial compleja y la onda sinusoidal	23
1.4.2 Sistemas Continuos	25
1.4.3 Sistemas Linealmente Invariantes en el Tiempo (LTI) Continuos	26
1.4.4 Respuesta de sistemas LTI a exponenciales complejas	27
1.5 TÉCNICAS DE MEDICIÓN DE IMPEDANCIA ELÉCTRICA EN TEJIDO BIOLÓGICO	28
1.5.1 Método a dos electrodos (2EM)	28

1.5.2 Método a tres electrodos (3EM)	29
1.5.3 Método a cuatro electrodos (4EM)	30
1.5.4 El Bioimpedanciometro	31
1.6 TANATOCRONODIAGNÓSTICO	31
1.6.1 Técnicas clásicas para el tanatocronodiagnóstico	31
1.6.2 Isquemia	32
1.7 NUESTRA INVESTIGACIÓN	34
2. LA AUTOPSIA, ELECTRODOS Y LOS LUGARES PARA LA MEDICIÓN DEL ESPECTRO DE IMPEDANCIA ELÉCTRICA	35
2.1 AUTOPSIA	35
2.2 PROCEDIMIENTO PARA UNA AUTOPSIA	35
2.2.1 Diligencia de levantamiento de cadáver	35
2.2.2 Examen externo	35
2.2.3 Examen Interno	36
2.3 OBJETIVOS DE UNA AUTOPSIA	36
2.4 HISTOLOGÍA DE LAS ZONAS CORPORALES ÚTILES EN TANATOCRONODIAGNÓSTICO	36

2.4.1.	La piel	37
2.4.2.	El ojo	38
2.5 LA SONDA DE MEDICIÓN DE BIOIMPEDANCIA ELÉCTRICA: ELECTRODOS DE MEDIDA		39
2.5.1.	Conceptos básicos	39
2.5.2.	Sonda de medición	40
2.5.3.	Consideraciones para el diseño de la sonda de medición	42
2.5.4.	Calibración	43
2.5.5.	Diseño y montaje de la sonda	45
2.6 SELECCIÓN DE LUGARES DE MEDICIÓN DE BIOIMPEDANCIA ELÉCTRICA PARA TANATOCRONODIAGNÓSTICO		45
3.	EL BIOIMPEDANCIOMETRO	48
3.1.	DIAGRAMA DE BLOQUES GENERAL	48
3.2.	REDISEÑO DE LA FUENTE DE EXCITACIÓN	49
3.2.1.	Etapa de control	50
3.2.2.	Filtro pasabanda	52
3.2.3.	Fuente howland	54

3.2.4. Adecuación de la señal	56
3.2.5. Etapa de alimentación	57
3.3. DISEÑO DE LA PCB DE LA FUENTE DE EXCITACIÓN	59
3.3.1. Compatibilidad Electromagnética	59
3.3.2. Interferencia Electromagnética	60
3.3.3. Topología de la PCB	61
3.4. SELECCIÓN DE COMPONENTES Y ANÁLISIS DE RUIDO	63
4. RESULTADOS Y ANÁLISIS DE DATOS	66
4.1. MEDICIONES EX - VIVO EN HUMANOS: PROTOCOLO DE MEDICIÓN	66
4.1.1. Precauciones y seguridad biológica	66
4.1.2. Procedimiento de medición	68
4.1.3. Calibración de la sonda	70
4.1.4. Exploración Inicial: Cantidad de Solución Salina (NaCl al 0.9%) y Agua Desmineralizada para Optimizar la Interfaz Electrodo-piel	78
4.2. MEDICIONES EN TEJIDO POSTMORTEM	82
4.3. IMPEDITIVIDAD ELÉCTRICA EN TEJIDO POSTMORTEM: DEPENDENCIA TEMPORAL	82

4.3.1.	Relación Real (Impedivity) - Tiempo Postmortem para cada cadáver	83
4.3.2.	Relación Real (Impedivity) - Tiempo Postmortem en general	89
5.	CONCLUSIONES Y OBSERVACIONES	101
6.	BIBLIOGRAFÍA	103
	ANEXOS	109

LISTA DE FIGURAS

	pág.
Figura 1. Trayectoria de la corriente eléctrica sinusoidal a bajas y altas frecuencias sobre un extendido celular	20
Figura 2. Comportamiento de la conductividad y permitividad de los tejidos biológicos	20
Figura 3. Espectro de Impeditividad. Parte real de la impedancia eléctrica ($\text{Re}(Z)$) presentada en función de la frecuencia de la señal de entrada	23
Figura 4. Señal Sinusoidal Continua	24
Figura 5. Sistema Continuo	25
Figura 6. Sistema Invariante en el Tiempo	25
Figura 7. Sistema Lineal	26
Figura 8. Respuesta de un Sistema TI al impulso unitario	26
Figura 9. Respuesta de un Sistema LTI a una señal $x(t)$	27
Figura 10a. Método de medida a dos electrodos (2EM)	29
Figura 10b. Esquema de la impedancia de contacto (Z_{ep}) en las medidas superficiales	29
Figura 11. Configuración del método a tres electrodos (3EM)	30
Figura 12. Configuración del método a cuatro electrodos (4EM)	30
Figura 13a. Configuración geométrica de los electrodos de medida para caracterizar tejido con isquemia	33
Figura 13b. Ubicación de los electrodos de medidas en la zona afectada	33
Figura 14. Diagrama de las capas de la piel	37

Figura 15. Diagrama interno del ojo	39
Figura 16. Método de los cuatros electrodos; se presenta la corriente aplicada a la muestra y la caída tensión diferencial, junto con las impedancias de la interfase electrodo-electrolito	41
Figura 17a. Configuración clásica de la sonda de medida de impedancia eléctrica tipo peine	41
Figura 17b. Configuración de la sonda de medida de impedancia eléctrica tetrapolar	42
Figura 18. Módulo de la impedancia entre una pareja de electrodos inmersos en NaCl 0.9%	44
Figura 19. Diseño geométrico de la sonda de medición con electrodos (Au)	45
Figura 20a. Región inguinal	46
Figura 20b. Región torácico anterior	47
Figura 21a. Esclerótica ocular	47
Figura 21b. Mucosa Oral	47
Figura 22. Diagrama de Bloques	48
Figura 23. Diseño circuital de la fuente de corriente	51
Figura 24. Diagrama de tiempos para los pulsos de señal	52
Figura 25. Filtro pasabanda	53
Figura 26. Banda de paso del filtro pasabanda	54
Figura 27. Diseño de la fuente Howland	55
Figura 28. Resultados de la simulación a la salida de la fuente Howland	55
Figura 29. Configuración de adecuación de la señal	57
Figura 30. Configuración de la etapa de potencia	57
Figura 31. Regulador lineal ADP667	58

Figura 32. Distribución de pines del PT6642	58
Figura 33. Diagrama de bloques del sistema de Potencia	59
Figura 34. Ubicación de condensadores del desacople en PCB	61
Figura 35. Distribución de bloques de la PCB diseñado	61
Figura 36. Diseño de la PCB. Top	62
Figura 36b. Diseño de la PCB. Bottom	62
Figura 37. Modelo de ruido del amplificador operacional	64
Figura 38a. Espectro de voltaje de ruido a la entrada del AD8055	64
Figura 38b. Espectro de voltaje de ruido a la entrada del AD8610	65
Figura 39. Espectro de voltaje para cada conductividad	72
Figura 40. Comportamiento de la resistividad para el rango frecuencial [10 - 155,2]KHz	74
Figura 41. Comportamiento de la resistividad para el rango frecuencial [191,5 – 336,8]KHz	75
Figura 42. Comportamiento de la resistividad para el rango frecuencial [373,1 – 518,4]KHz	76
Figura 43. Comportamiento de la resistividad para el rango frecuencial [554,73 – 700]KHz	78
Figura 44. Espectro de impedividad de tejido post-mortem. Conductividad 838,43 $\mu\text{S}/\text{cm}$	79
Figura 45. Espectro de impedividad de tejido post-mortem. Conductividad 1576 $\mu\text{S}/\text{cm}$	80
Figura 46. Espectro de impedividad de tejido post-mortem. Conductividad 4528 $\mu\text{S}/\text{cm}$	81
Figura 47. Espectro de impedividad de tejido post-mortem, Cádaver 001	82
Figura 48. Espectro de impedividad de tejido post-mortem a 10KHz	89

Figura 49. Espectro de impeditividad de tejido post-mortem a 46,31KHz	90
Figura 50. Espectro de impeditividad de tejido post-mortem a 82,63KHz	90
Figura 51. Espectro de impeditividad de tejido post-mortem a 10KHz	91
Figura 52. Espectro de impeditividad de tejido post-mortem a 46,31KHz	92
Figura 53. Espectro de impeditividad de tejido post-mortem a 82,63KHz	92
Figura 54. Espectro de impeditividad de tejido post-mortem a 118,94KHz	93
Figura 55. Espectro de impeditividad de tejido post-mortem a 10KHz. Rango Edad [30 – 59] años	94
Figura 56. Espectro de impeditividad de tejido post-mortem a 46,31KHz. Rango Edad [30 – 59] años	94
Figura 57. Espectro de impeditividad de tejido post-mortem a 82,31KHz. Rango Edad [30 – 59] años	95
Figura 58. Espectro de impeditividad de tejido post-mortem a 46,31KHz. Rango Edad [60 – 70] años	95
Figura 59. Espectro de impeditividad de tejido post-mortem a 82,63KHz. Rango Edad [60 – 70] años	96
Figura 60. Espectro de impeditividad de tejido post-mortem a 10KHz. Rango Edad [71 – 80] años	96
Figura 61. Espectro de impeditividad de tejido post-mortem a 46,31KHz. Rango Edad [71 – 80] años	97
Figura 62. Espectro de impeditividad de tejido post-mortem a 82,63KHz. Rango Edad [71 – 80] años	97
Figura 63. Espectro de impeditividad de tejido post-mortem a 10KHz. Rango Edad [81 – 90] años	98
Figura 64. Espectro de impeditividad de tejido post-mortem a 46,31KHz. Rango Edad [81 – 90] años	98
Figura 65. Espectro de impeditividad de tejido post-mortem a 82,63KHz. Rango Edad [81 – 90] años	99

Figura 66. Espectro de impeditividad de tejido post-mortem a 10KHz. Rango
Edad – Neonatos 99

Figura 67. Espectro de impeditividad de tejido post-mortem a 46,31KHz. Rango
Edad – Neonatos 100

LISTA DE TABLAS

	pág.
Tabla 1. Conductividad medida a 25°C, Sala de necropsia Hospital Universitario de Santander, para diferentes cantidades de cloruro de sodio en agua desmineralizada	45
Tabla 2. Distribución de los pines del DSP56F801	49
Tabla 3. Elementos pasivos utilizados en el filtro pasabanda.	53
Tabla 4. Tabla de verdad del ADG604	56
Tabla 5. Consumo de corriente y rango de voltaje	58
Tabla 6. Resistencia y condensadores necesarios en el diseño	63
Tabla 7. Orden en la toma de datos	69
Tabla 8. Conductividad 5007,7 $\mu\text{S}/\text{cm}$, medida a 22°C, Laboratorio LIMCO	70
Tabla 9. Conductividad 3776 $\mu\text{S}/\text{cm}$, medida a 22°C, Laboratorio LIMCO	71
Tabla 10. Conductividad 2480 $\mu\text{S}/\text{cm}$, medida a 22°C, Laboratorio LIMCO	71
Tabla 11. Conductividad 1312 $\mu\text{S}/\text{cm}$, medida a 22°C, Laboratorio LIMCO	71
Tabla 12. Conductividad 678,41 $\mu\text{S}/\text{cm}$, medida a 25°C, Laboratorio LIMCO	72
Tabla 13. Comportamiento de la resistividad para el rango frecuencial [10 - 155,2]KHz	73
Tabla 14. Comportamiento de la resistividad para el rango frecuencial [191,5 – 336,8]KHz	74
Tabla 15. Comportamiento de la resistividad para el rango frecuencial [373,1 – 518,4]KHz	75
Tabla 16. Comportamiento de la resistividad para el rango frecuencial [554,73 – 700]KHz	77

Tabla 17. Conductividad 838,43 μ S/cm, medida 25°C, Morgue, Hospital Universitario de Santander	79
Tabla 18. Conductividad 1576 μ S/cm, medida 25°C, Morgue, Hospital Universitario de Santander	80
Tabla 19. Conductividad 4528 μ S/cm, medida 25°C, Morgue, Hospital Universitario de Santander.	80
Tabla 20. Dependencia temporal de la parte real de la resistividad compleja.	84
Tabla 21. Dependencia temporal de la parte real de la resistividad compleja.	85
Tabla 22. Dependencia temporal de la parte real de la resistividad compleja.	85
Tabla 23. Dependencia temporal de la parte real de la resistividad compleja.	85
Tabla 24. Dependencia temporal de la parte real de la resistividad compleja.	86
Tabla 25. Dependencia temporal de la parte real de la resistividad compleja.	86
Tabla 26. Dependencia temporal de la parte real de la resistividad compleja.	87
Tabla 27. Dependencia temporal de la parte real de la resistividad compleja.	87
Tabla 28. Dependencia temporal de la parte real de la resistividad compleja.	88

LISTA DE ANEXOS

	pág.
ANEXO A. REGISTRO DE PACIENTES	109
ANEXO B. MANUAL DEL USUARIO DEL BIOIMPEDANCIOMETRO	129

RESUMEN

TITULO: TANATOCRONODIAGNÓSTICO EN HUMANOS BASADO EN ESPECTROSCOPIA DE IMPEDANCIA ELÉCTRICA, PRIMERA FASE. ⁺

AUTORES: CELIS CAMPOS, Johanna Andrea y JARA MORA, Jenny Andrea. ⁺⁺

PALABRAS CLAVES: Espectroscopia de impedancia eléctrica, Isquemia, Tanatocronodiagnóstico, Impeditividad eléctrica.

DESCRIPCIÓN:

El tanatocronodiagnóstico es el término empleado en ciencias forenses para hacer referencia a la determinación del tiempo de muerte. Actualmente existen técnicas empleadas para tanatocronodiagnóstico basadas en el estudio de la evolución cronológica de los fenómenos cadavéricos, que depende de variables físicas y químicas de difícil control, generando investigaciones judiciales tardías. Nuevas técnicas alternativas para realizar tanatocronodiagnóstico se pueden derivar de estudios de las propiedades físicas y químicas de un tejido necrótico, como el presente en procesos de isquemia.

La isquemia es el proceso de muerte celular provocado por la obstrucción de flujo sanguíneo y suministro de oxígeno a un tejido, lo cual conduce a cambios bioquímicos que varían las características eléctricas del tejido. Estos cambios se pueden cuantificar con mediciones de resistividad eléctrica compleja.

En ciencias biomédicas el espectro de impedancia eléctrica (EIE) es el término empleado para referirse a la resistividad eléctrica compleja. Se ha encontrado una marcada correlación entre el EIE y estados de isquemia, sin embargo, para la aplicación de EIE en tanatocronodiagnóstico se requiere evaluar zonas de medición en el cuerpo y la evolución temporal de la EIE en tejido humano ex-vivo. En este trabajo se reporta el rediseño de un bioimpedanciometro que permite realizar medidas de impeditividad en tejido necrótico, el estudio de cuatro zonas del cuerpo para la evaluación de la evolución temporal de la EIE en tejido post-mortem, y las condiciones necesarias para la medición de resistividad eléctrica compleja.

+ Proyecto de grado.

⁺⁺Facultad de Ingenierías Físico-mecánicas. Ingeniería Electrónica. Facultad de Ciencias. Física. Director: MsC. David Alejandro Miranda Mercado. Codirector: Mpe. Jaime Guillermo Barrero Pérez y MD. Esp. Jorge Humberto Echeverri Perico.

ABSTRACT

TITLE: TANATOCRONODIAGNÓSTICO IN HUMAN BASED IN ESPECTROSCOPY OF ELÉCTRIC IMPEDANCE, FIRST PHASE. ⁺

AUTHORS: CELIS CAMPOS, Johanna Andrea y JARA MORA, Jenny Andrea. ⁺⁺

KEY WORDS: Espectroscopy of Eléctric Impedance, Ischemia, Tanatocronodiagnóstico, electric Impedivity.

DESCRIPTION:

Tanatocronodiagnostico is the term used in forensic sciences to do reference to the determination of the time of death. Currently, there are some techniques used for tanatocronodiagnostico based in the study of the chronological evolution of the cadaverous phenomena depend of physical and chemical variables of difficult control, generating late judicial investigations. New alternative techniques to make tanatocronodiagnostico can be derived of studies of the physical and chemical properties of a necrotic tissue, as part of ischemia processes.

Ischemia is the process of cellular death caused by the obstruction of sanguine flow and supply of oxygen to a tissue, that which leads to biochemical changes that vary the electric characteristics of the tissue. These changes can be quantified with measurement of complex electric resistivity.

Biomedical sciences the spectrum of electric impedance (EIE) it is the term used for the complex electric resistivity. Has been find a correlation between the EIE and ischemia states, however, for the application of EIE in tanatocronodiagnostico is required to evaluate zones of measurement in the body and the temporal evolution of the EIE in dead human tissue. In this inform is reported the redesign of a bioimpedancimeter to make measures of impedivity in necrotic tissue, study of four areas in the body to the evaluation of the temporary of the EIE in post-mortem tissue, and the necessary conditions for the measurement of complex electric resistivity.

⁺ Degree project.

⁺⁺Faculty of Faculty of Engineerings Physique Mechanics. School of Electronic Engineering.

. Faculty of Science. Physical. Director: MsC. David Alejandro Miranda Mercado. Coodirector: Mpe. Jaime Guillermo Barrero Pérez y MD. Esp. Jorge Humberto Echeverri Perico.

INTRODUCCIÓN

Una de las problemáticas más complejas que existe en el campo de la investigación forense a nivel mundial, es la precisión en el tanatocronodiagnóstico (Velez L. 1999) (determinación de tiempo de muerte) en humanos, debido a las múltiples implicaciones que se presentan en el aspecto jurídico, en casos de muertes violentas o sucedidas en ausencia de atención médica, como lo muestran los diferentes artículos consignados en la Constitución Colombiana (Cortes C. et al. 1996).

La tanatología enseña los métodos empleados para examinar el cuerpo después de la muerte y las transformaciones que va sufriendo a través del tiempo. Actualmente, el tanatocronodiagnóstico se realiza mediante la evaluación de signos de muerte como la lividez, el enfriamiento, la rigidez o la relajación de las esfínteres (los cuales dependen de diferentes variables físicas y químicas que no pueden ser controladas); afirma (Cortes C. et al. 1996), sin embargo, un problema radica en que este tipo de tanatocronodiagnóstico requiere que haya transcurrido cierto tiempo, que la muerte se haya producido en ciertas circunstancias y además se requiere personal especializado. Esto genera retraso en la correspondiente investigación forense, lo que contribuye a aumentar el número de procesos inconclusos o procesos donde se genera impunidad (Vargas E. 1983).

Debido a este número de inconvenientes y al gran interés por contribuir en la búsqueda de soluciones que permitan determinar en forma precisa el tiempo de muerte en humanos, la escuela de Ingeniería Eléctrica, Electrónica y de Telecomunicaciones (E3T) junto con la escuela de Física y el departamento de Patología de la UIS, teniendo en cuenta estudios realizados con anterioridad, (Miranda D. et al, 2007) (Robles L. et al. 2006) (Aguilera O. et. al. 2007), permitieron realizar un estudio piloto en tanatocronodiagnóstico.

Este libro se divide en cinco capítulos en donde se explican los requerimientos y el análisis que se hizo para mejorar el bioimpedanciómetro, al igual que la toma de datos y análisis de resultados. En el capítulo uno se da una fundamentación teórica sobre las características eléctricas y las zonas de dispersión en tejido biológico, así como las técnicas de medición de la impedancia eléctrica empleada en los mismos.

El segundo capítulo hace referencia a los signos de muerte que se evalúan en la investigación médico forense, al igual que la histología de las zonas útiles para tanatocronodiagnóstico. Además se señala en detalle el diseño de la sonda de medición.

En el tercer capítulo se muestra el diseño del hardware y la selección de cada uno de los dispositivos electrónicos que se utilizaron junto con su

correspondiente análisis de ruido y estimación de error. También se exponen las simulaciones de la fuente Howland mejorada y la tecnología utilizada en el diseño de la PCB teniendo en cuenta las normas estándar de diseño de PCBs (IPC2221).

En el cuarto capítulo se hace un completo y detallado informe sobre los resultados obtenidos en las mediciones realizadas en el Hospital Universitario de Santander en cadáveres que se encuentran en las salas de medicina interna o en la morgue. En primer lugar se presenta el protocolo y las precauciones necesarias para realizar mediciones en tejido post-mortem, en segundo lugar, el procedimiento que se lleva a cabo para la calibración de la sonda y por último, el registro del espectro de Impedividad para cada una de las zonas.

Para finalizar, en el quinto capítulo, se exponen las observaciones y conclusiones que se obtuvieron en el trabajo realizado.

1. FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

En este capítulo se presentan las principales técnicas de medición de la impedancia eléctrica en tejido biológico y de la forma como actualmente se mide la evolución cronológica de los fenómenos cadavéricos, teniendo en cuenta las curvas de impedancia eléctrica como función de la frecuencia y los cambios que presenta el cuerpo humano después de la muerte, respectivamente. También se presentan las consideraciones que soportan la implementación del medidor de impedancia eléctrica para tejido post-mortem, teniendo en cuenta las investigaciones realizadas por investigadores como Robert Peura (Borislav R. et al 1997) y Yolocuauhtli Salazar (Salazar Y., 2004).

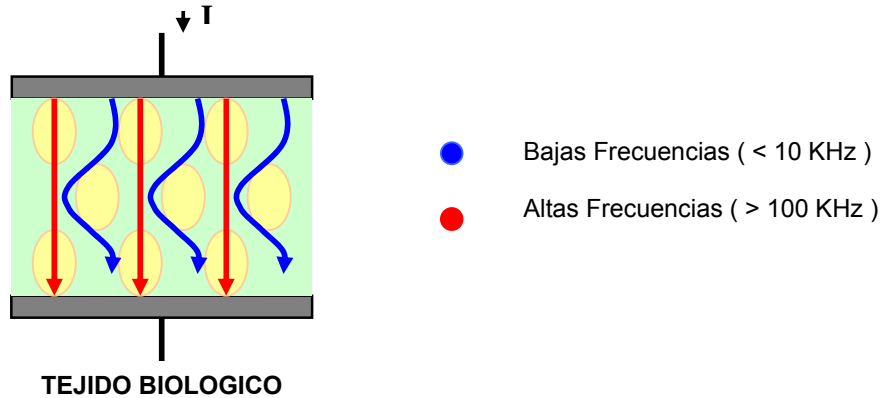
1.1 PROPIEDADES ELÉCTRICAS DE LOS TEJIDOS

Un tejido biológico puede modelarse, desde un punto de vista estructural, como la agrupación de una serie de elementos denominados células que están inmersas en un medio electrolítico llamado medio extracelular. Así mismo, en el interior de la célula existe también una concentración de iones y fluidos, medio intracelular, lugar donde se realizan los procesos metabólicos de la célula. (Brown B., 2000).

Las características eléctricas de los tejidos y la respectiva variación de la permitividad y conductividad eléctrica de los mismos están determinadas por tres efectos diferentes. Primero, las características eléctricas de las células, segundo, la variación del volumen de los medios intracelular y extracelular, y por último, se consideran los efectos de doble capa que surgen al tratar con agrupaciones de elementos celulares (Brown B., 2000).

Según (Ivorra A., 2005), si se inyecta a una célula una señal de corriente de alta frecuencia se produce un efecto de cortocircuito en la membrana celular y la corriente circula tanto por el medio intracelular como por el extracelular. Sin embargo, si la frecuencia de la señal de excitación es baja la corriente eléctrica sólo atraviesa el medio extracelular. Esto produce que el valor de la impedancia eléctrica sea mayor a frecuencias bajas que a frecuencias altas (Ivorra A., 2005) (Miranda D. et al, 2007). En la Figura 1 se presenta un esquema de la trayectoria de la corriente tanto para bajas como para altas frecuencias.

Figura 1. Trayectoria de la corriente eléctrica sinusoidal a bajas y altas frecuencias sobre un extendido celular.

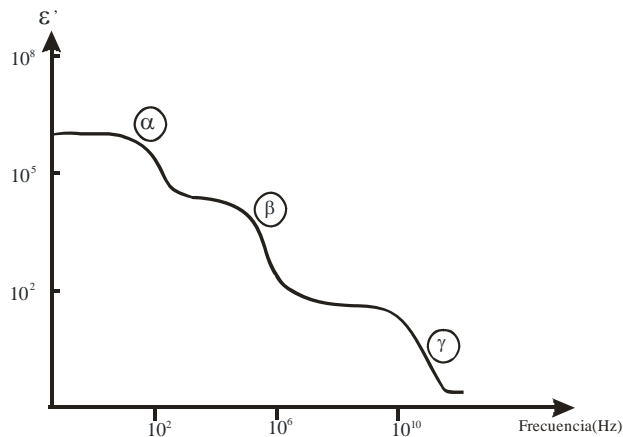


Fuente: Contributions of the measurement of electrical for living tissue ischemia injury monitoring. (Ivorra A., 2005).

1.2 ZONAS DE DISPERSIÓN EN LOS TEJIDOS BIOLÓGICOS

En los tejidos biológicos, se observa una disminución de la permitividad eléctrica y un aumento de la conductividad eléctrica a medida que se aumenta la frecuencia de la señal de excitación, lo que se traduce en una disminución de la impedancia eléctrica al aumentar la frecuencia. Se pueden observar tres zonas de variación de conductividad y de permitividad, que se denominan Zonas de Dispersión, cada una caracterizada por un tipo de relajación. Ver Figura 2.

Figura 2. Comportamiento de la conductividad y permitividad de los tejidos biológicos.



Fuente: Autoras del proyecto.

La primera zona de dispersión, denominada zona alfa, α , se presenta para frecuencias inferiores a 10kHz (Schwan H., 1957). Posee una alta permitividad debida a fenómenos de difusión de los iones que envuelven la membrana celular. En dicha zona la corriente sólo pasa a través del medio

extracelular y la célula posee una elevada impedancia comparada con el medio extracelular. La dispersión α está usualmente asociada con las numerosas interfaces membrana celular – electrolito en el tejido, donde se toman en consideración las cargas acumuladas con la formación de la doble capa electroquímica y la conducción iónica en los límites de la membrana.

Esta dispersión puede ser considerada como una relajación dipolar que está relacionada con un gran dipolo formado en la membrana celular debido a la acumulación de cargas de polaridades opuestas en cada lado de la membrana bajo el efecto del campo eléctrico aplicado (Gabriel S. et al, 1996c). La zona de dispersión α no contiene información relacionada con el interior de las células, sin embargo, los fenómenos asociados con procesos de relajación interfacial, efecto de Maxwell-Wagner, se presentan en esta zona de dispersión. Para partículas en suspensión el valor de la conductividad en la zona α , efecto Maxwell-Wagner, esta dado por:

$$\sigma = \sigma_a \frac{1-\rho}{1+\frac{\rho}{2}} + \sigma_i \frac{9\rho}{(2+\rho)^2}$$

Donde σ_a representa la conductividad del medio, σ_i , la conductividad de las células en suspensión, y ρ , el porcentaje de las células en suspensión. Con esta ecuación se obtienen conductividades típicas de 0,1 Sm⁻¹ en el límite de corriente continua.

La zona de dispersión beta, β , se observa para el rango de radio frecuencia 100kHz hasta 10MHz (Schwan H., 1957). Esta dispersión es esencialmente debida a mecanismos de carga capacitivos de las membranas celulares. Cuando la frecuencia aumenta, la reactancia capacitiva de la célula disminuye, lo cual induce un incremento en el flujo de corriente que circula a través del medio intracelular, y por consiguiente, una disminución en la impedancia eléctrica del tejido. Esta región se caracteriza por contener información tanto del medio extracelular como del interior de la célula, ya que la corriente aplicada atraviesa la membrana celular llegando hasta el componente intracelular.

En la zona de dispersión β se presenta una reorientación dipolar de las proteínas y los organelos de la célula, los cuales se comportan en forma semejante a dipolos eléctricos (Grimnes S. y Martinsen O. 2000).

La zona de dispersión gamma, γ , se presenta a altas frecuencias del espectro para las cuales las capacitancias de las membranas se comportan como cortocircuitos. La disminución de la permitividad y el aumento de la conductividad a frecuencias altas, como 100MHz, se pueden relacionar con las propiedades polares de las moléculas de agua libres en el tejido (Schwan, 1957). La dispersión γ es, por consiguiente, principalmente debida a la reorientación de los dipolos eléctricos formados por las moléculas de agua del

tejido, las cuales representan cerca del 80% del volumen del tejido blando. A altas frecuencias el tejido pierde su especificidad eléctrica y su comportamiento es similar al de un electrolito debido a que para frecuencias muy altas su permeabilidad e impeditividad eléctrica están dominadas por la relajación del agua libre en el tejido.

Por las razones antes mencionadas se considera que el rango apto para estudiar las características eléctricas de tejido humano es el determinado por la zona de dispersión β , en donde las propiedades eléctricas medidas permiten analizar la composición y comportamiento del tejido, debido a que la corriente que circula a esas frecuencias fluye tanto por el medio intracelular como por el extracelular.

1.3 ESPECTROSCOPIA DE IMPEDANCIA ELÉCTRICA

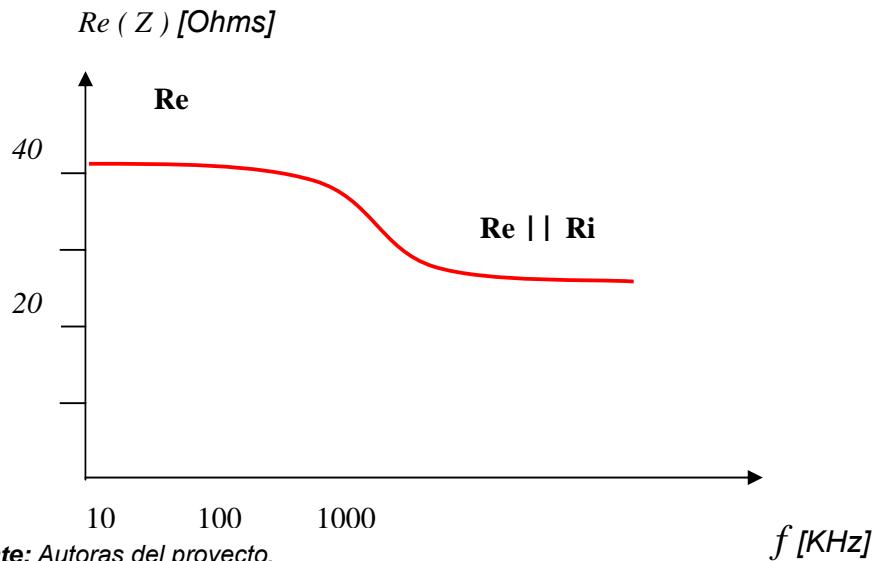
El espectro de impeditividad^{*} eléctrica, (Grimnes S. y Martinsen O., 2000), es el término dado en bioingeniería para referirse a la resistividad eléctrica medida con excitación sinusoidal a diferentes frecuencias. Ver *Figura 3*⁺.

El uso de la impedancia eléctrica como herramienta para la caracterización de tejidos biológicos data de principios del siglo XX, (Schwan H., 1957), sin embargo, el interés en el estudio de las propiedades eléctricas de los tejidos se remonta a 1786 cuando Galvani mostró experimentalmente el efecto de la electricidad en las funciones motoras de animales. Rigaud et. al. presenta una recopilación de los trabajos realizados en el uso del Espectro de Impeditividad en la caracterización de tejido biológico y su uso como herramienta clínica y diagnóstica, hasta 1996 (Rigaud et al 1996). Otros autores, tal como Brown B. et. al., reportan el uso del Espectro de Impeditividad como medio para el diagnóstico de algunas patologías (Brown B. et al. 2005).

* Se debe señalar que el término de impedancia eléctrica en español es utilizado indistintamente de las unidades que representa (ohm-m, para el caso de resistividad eléctrica, y ohm, para impedancia). En inglés existe una palabra para referenciar la resistividad compleja (en ohm-m), *impeditividad*, y otro para la impedancia (en ohm), *impedance*. La no existencia de este vocablo en español conduce a la confusión en el uso del término impedancia, por tanto se introduce el término impeditividad como vocablo español de *impeditividad*.

⁺ Valga aclarar que no sólo se puede medir el espectro de impedancia eléctrica usando excitación sinusoidal, es posible utilizar pulsos bifásicos como muestra (Nebuya S. et al. 1999).

Figura 3. Espectro de Impeditividad. Parte real de la impedancia eléctrica ($Re(Z)$) presentada en función de la frecuencia de la señal de entrada.



Fuente: Autoras del proyecto.

1.4 MEDICIÓN DE LA IMPEDITIVIDAD ELÉCTRICA DE UN SISTEMA LINEAL INVARIANTE EN EL TIEMPO

Si por un tejido humano circula una densidad de corriente inferior a $1 \left[\frac{mA}{cm^2} \right]$, éste se comporta, aproximadamente, como un sistema lineal invariante en el tiempo (Schwann P., 1957). Un sistema lineal invariante en el tiempo puede ser caracterizado en la frecuencia utilizando funciones sinusoidales (Oppenheim A. y Willsky A., 1998).

A continuación se analizan las funciones propias de sistemas lineales invariantes en el tiempo.

1.4.1 La exponencial compleja y la onda sinusoidal. La señal continua exponencial compleja es de la forma:

$$x(t) = Ce^{at},$$

Donde C y a son números complejos. Dependiendo de los valores de estos parámetros la exponencial compleja puede adoptar varias características diferentes. Si C es real y a imaginario, entonces $x(t) = Ce^{j\omega_0 t}$, y recibe el nombre de exponencial periódica compleja (Oppenheim A. y Willsky A., 1998).

Para verificar lo anterior considere que $x(t)$ tiene período T , entonces:

$$e^{j\omega_0 t} = e^{j\omega_0 (t+T)}$$

$$e^{j\omega_0 t} = e^{j\omega_0 t} e^{j\omega_0 T}$$

Luego, para que sea periódica, se debe cumplir:

$$e^{j\omega_o T} = 1$$

Por definición, el periodo de la exponencial compleja, $x(t) = Ce^{j\omega_o t}$, es de la forma $T = \frac{2\pi}{\omega_o}$, por lo tanto $e^{j\omega_o T} = e^{j2\pi} = 1$. Esto demuestra que

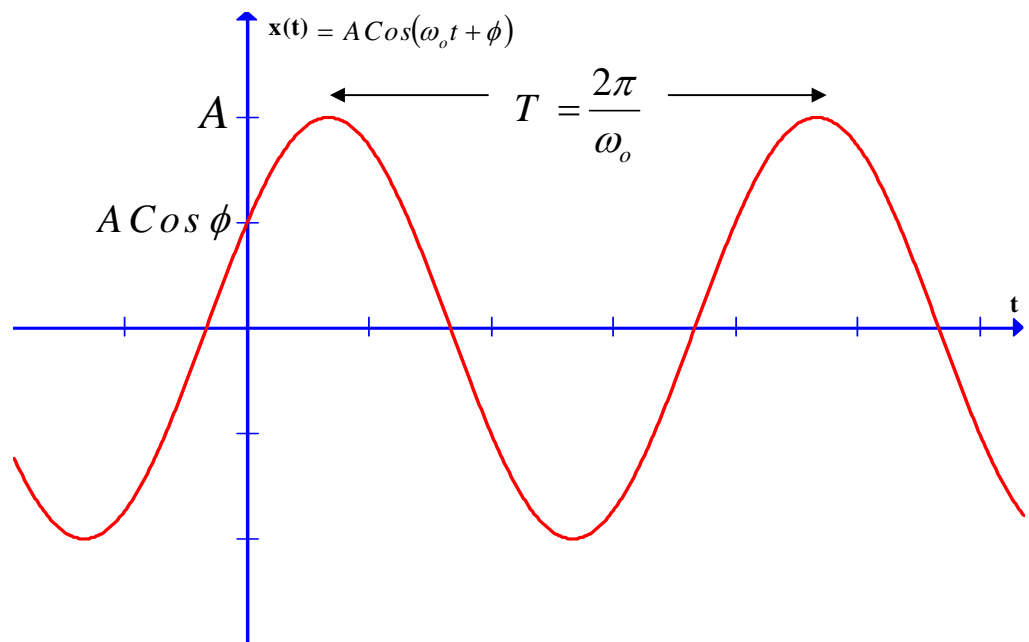
$x(t) = Ce^{j\omega_o t}$ es periódica para todo valor de ω_o , con un periodo igual a:

$$T = \frac{2\pi}{\omega_o}$$

Las señales $e^{j\omega_o t}$ y $e^{-j\omega_o t}$ tienen el mismo periodo fundamental (Oppenheim A. y Willsky A., 1998).

Una señal relacionada con la exponencial periódica compleja es la *señal sinusoidal* $x(t) = A \cos(\omega_o t + \phi) = A \cdot \frac{e^{j(\omega_o \cdot t + \phi)} + e^{-j(\omega_o \cdot t + \phi)}}{2}$, la cual también es periódica con periodo fundamental T_o (Oppenheim A. y Willsky A., 1998), como se muestra en la *Figura 4*.

Figura 4. Señal Sinusoidal Continua.

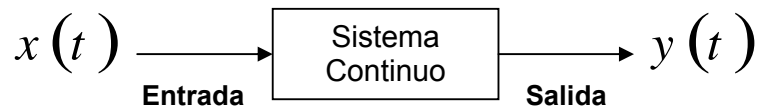


Fuente: Autoras del proyecto.

1.4.2 Sistemas Continuos. Un sistema continuo es aquel en el cual las señales continuas de entrada son transformadas en señales continuas de salida. Ver *Figura 5*. Esto se puede expresar como:

$$x(t) \rightarrow y(t)$$

Figura 5. Sistema Continuo.

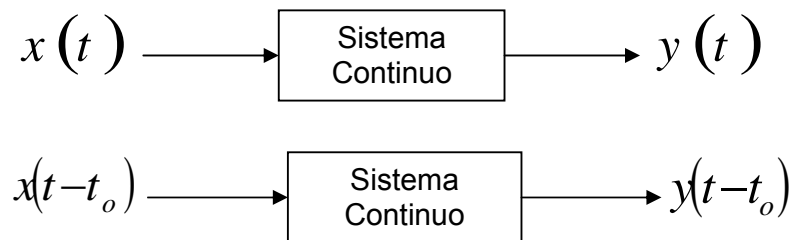


Fuente: Autoras del proyecto.

Las propiedades básicas de los sistemas continuos, (Oppenheim A. y Willsky A., 1998) son:

- **Sistema sin memoria.** Si su salida para cada valor de la variable independiente en un tiempo dado depende solamente de la entrada en ese mismo tiempo. Por ejemplo, $y(t) = x(t)$
- **Causalidad.** Un sistema es causal si su salida en cualquier instante de tiempo depende sólo de los valores de la entrada en el momento presente y en el pasado, es decir: la salida del sistema no anticipa valores futuros de la entrada.
- **Invarianza en el Tiempo.** Un sistema es invariante en el tiempo si el comportamiento y características del mismo están fijos en el tiempo, es decir, un corrimiento de tiempo en la señal de entrada ocasiona un corrimiento de tiempo en la señal de salida, ver la *Figura 6*.

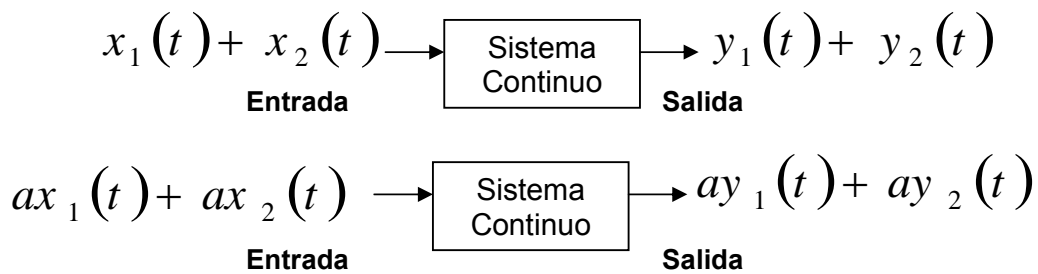
Figura 6. Sistema Invariante en el Tiempo.



Fuente: Autoras del proyecto.

- **Linealidad.** Un sistema lineal, en tiempo continuo, es aquel que cumple con las siguientes propiedades:
- **Aditividad.** si una entrada consiste en la suma de varias señales, entonces la salida es la suma de las respuestas del sistema a cada una de estas señales.
- **Multiplividad.** si la entrada es ampliada o atenuada, la salida será atenuada o ampliada por el mismo valor. Ver *Figura 7*.

Figura 7. Sistema Lineal.

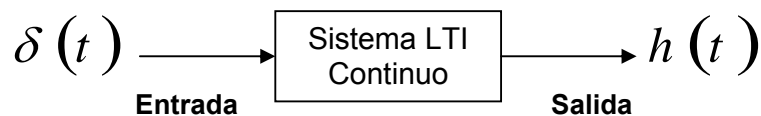


Fuente: Autoras del proyecto.

1.4.3 Sistemas Linealmente Invariantes en el Tiempo (LTI) Continuos. Un sistema LTI se presenta cuando las señales de entrada y salida cumplen las propiedades de linealidad e invarianza en el tiempo. Estos sistemas se pueden representar como combinaciones lineales de señales básicas, por ejemplo, un impulso unitario, o delta de Dirac, $\delta(t)$ (Oppenheim A. y Willsky A., 1998).

- **Respuesta al impulso unitario.** La respuesta de un sistema LTI al impulso unitario $\delta(t)$ es $h(t)$. Ver *Figura 8*.

Figura 8. Respuesta de un Sistema LTI al impulso unitario.



Fuente: Autoras del proyecto.

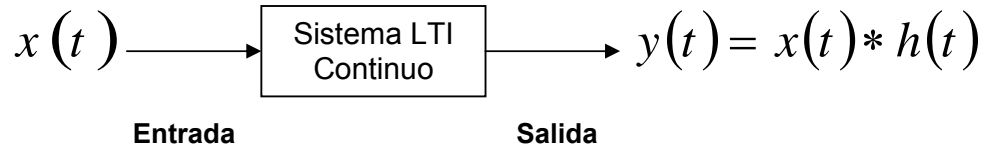
- **La Integral de Convolución.** La respuesta de un sistema LTI a una señal $x(t)$ está dada por :

$$y(t) = \int_{-\infty}^{\infty} x(\tau)h(t-\tau)d\tau$$

$$y(t) = x(t) * h(t)$$

Y se le conoce con el nombre de integral de convolución o la integral de superposición. Ver *Figura 9*.

Figura 9. Respuesta de un Sistema LTI a una señal $x(t)$.



Fuente: Autoras del proyecto.

1.4.4 Respuesta de sistemas LTI a exponenciales complejas. La importancia del análisis de Fourier proviene en gran medida del hecho que el conjunto de señales exponenciales complejas continuas producen señales continuas de la forma e^{st} , donde s es un número complejo, (Oppenheim A. y Willisky A., 1998).

El uso de las señales exponenciales complejas en el estudio de los sistemas LTI es importante debido a que la respuesta de un sistema LTI a una entrada exponencial compleja es la misma exponencial compleja con sólo un cambio en amplitud y fase. Esto se puede representar como:

$$e^{st} \rightarrow H(s)e^{st}$$

Donde el factor complejo $H(s)$ será una función de la variable compleja s .

A una señal para la cual la salida del sistema es una constante multiplicada por la entrada, $y = \lambda x$, se le conoce como *función propia (eigenfunction)* del sistema, y el factor de amplitud se conoce como el *valor propio (eigenvalue)* del sistema.

Para mostrar que las señales exponenciales complejas son funciones propias de los sistemas LTI, considere un sistema LTI continuo con respuesta al impulso $h(t)$. Para una entrada $x(t)$ se puede determinar la salida mediante la integral de convolución, de modo que con $x(t) = e^{st}$:

$$y(t) = \int_{-\infty}^{\infty} h(\tau)x(t - \tau)d\tau$$

$$y(t) = \int_{-\infty}^{\infty} h(\tau)e^{s(t-\tau)}d\tau$$

$$y(t) = e^{st} \int_{-\infty}^{\infty} h(\tau)e^{-s\tau} d\tau$$

Considerando $H(s)$ una constante compleja cuyo valor depende de S , además está relacionada con la respuesta al impulso del sistema por

$$H(s) = \int_{-\infty}^{\infty} h(\tau)e^{-s\tau} d\tau$$

Si $H(s)$ converge, la salida será:

$$y(t) = e^{st} H(s)$$

Esto indica que las señales exponenciales complejas son funciones propias de los sistemas LTI.

1.5 TÉCNICAS DE MEDICIÓN DE IMPEDANCIA ELÉCTRICA EN TEJIDO BIOLÓGICO

En las medidas de impedancia eléctrica en tejido biológico existen dos técnicas comúnmente utilizadas: el método a dos electrodos o bipolar (2EM, del inglés *2 Electrode Method*) y el método a cuatro electrodos o tetrapolar (4EM, del inglés *4 Electrode Method*). Una variante de los métodos anteriores es el método a 3 electrodos (3EM, del inglés *3 Electrode Method*). Cada uno se describe a continuación.

1.5.1 Método a dos electrodos (2EM). En este método, se hace circular una corriente (I_o) a través de dos electrodos, los cuales presentan una impedancia (Z_e), cuyo valor es usualmente mayor que el de la impedancia de interés entre los electrodos. Ver *Figura 10a*. Un voltímetro es conectado a través de los mismos electrodos. El voltaje medido (V_o) es una función de la impedancia entre los electrodos y de los cambios debidos a eventos fisiológicos (Ackmann J., 1984). Por lo tanto, la impedancia medida estará dada por:

$$Z = \frac{V_o}{I_o} = Z_{e1} + Z_{e2} + Z_x$$

Donde, Z_{e1} es la impedancia en el primer electrodo, Z_{e2} , es la impedancia en el segundo electrodo, y Z_x , es la impedancia del tejido biológico.

Sí los electrodos tienen las mismas características, entonces:

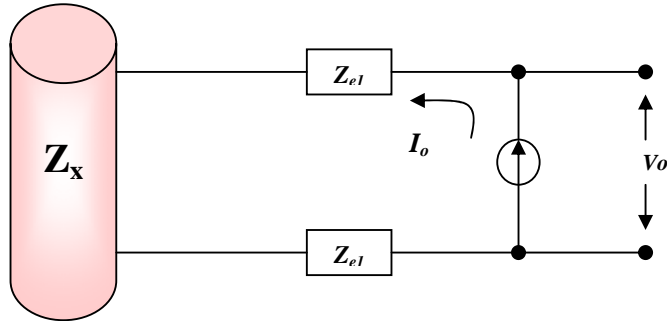
$$Z_{e1} = Z_{e2}$$

Y por lo tanto, la impedancia medida será:

$$Z = \frac{V_o}{I_o} = 2Z_e + Z_x$$

Al realizar medidas con electrodos superficiales (cutáneos) se debe considerar que la impedancia de la piel (Z_p) está en serie con la impedancia del electrodo (Z_e). Esto da lugar a una impedancia de contacto electrodo-piel (Z_{ep}) mucho mayor que la impedancia del tejido. Ver Figura 10b.

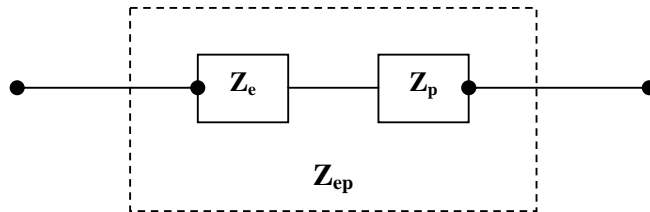
Figura 10a. Método de medida a dos electrodos (2EM).



Fuente: Autoras del proyecto.

En el rango de frecuencia de la relajación β , el valor típico de la impedancia de la piel (Z_p) puede ser de 2 a 10 veces el valor del tejido de interés (Rosell J. et al 1988). Por lo tanto, para obtener valores de impedancia eléctrica que puedan ser utilizados para proporcionar información acerca del tejido de interés, la contribución de la impedancia de la piel debe ser minimizada. Esto se lleva a cabo con el empleo del método de medida de impedancia eléctrica con cuatro electrodos.

Figura 10b. Esquema de la impedancia de contacto (Z_{ep}) en las medidas superficiales.

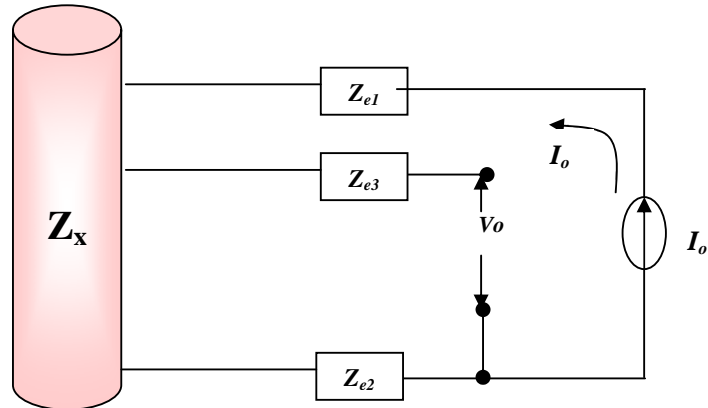


Fuente: Autoras del proyecto.

1.5.2 Método a tres electrodos (3EM). Este método consiste en aplicar una corriente (I_o) a través de dos electrodos: un electrodo inyector de corriente (Z_{e1}) y un electrodo de referencia (Z_{e2}). Esta corriente fluye a través del tejido. El voltaje (V_o) se mide entre un tercer electrodo (Z_{e3}) y el electrodo de referencia (Z_{e2}). Ver Figura 11. La diferencia de tensión medida (V_o) corresponde a la

caída de tensión provocada por la corriente que se aplica a la impedancia de interés (Z_x) y el segundo electrodo (Z_{e2}) (Ackmann J., 1984).

Figura 11. Configuración del método a tres electrodos (3EM).

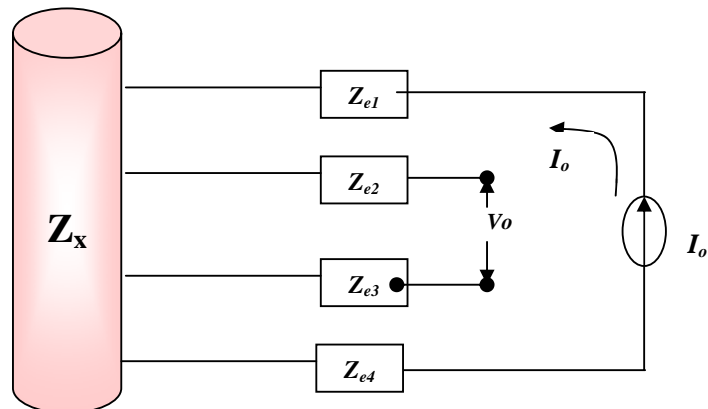


Fuente: Autoras del proyecto.

1.5.3 Método a cuatro electrodos (4EM). Este método consiste en aplicar una corriente (I_o) a través de dos electrodos y medir la tensión entre otros dos electrodos distintos, como se muestra en la *Figura 12*.

Con este método se consigue eliminar la impedancia de los electrodos, siempre y cuando los electrodos empleados tengan una impedancia pequeña en comparación con la impedancia de entrada del circuito utilizado para detectar la tensión (V_o) y no provoquen una saturación de los circuitos que inyectan la corriente (I_o). En el caso de realizar medidas superficiales, también se reduce la impedancia de la piel ya que queda en serie con cada electrodo (Ackmann J., 1984)

Figura 12. Configuración del método a cuatro electrodos (4EM).



Fuente: Autoras del proyecto.

1.5.4 El Bioimpedanciómetro. La bioimpedancia eléctrica es el término que se le da a la impedancia eléctrica medida en tejido biológico, (Grimnes S. y Martinsen O., 2000). El instrumento para medirla se conoce como bioimpedanciómetro. Este dispositivo excita al tejido con una corriente sinusoidal de frecuencia variable y amplitud constante y mide la respuesta en voltaje del tejido, la cual es previamente amplificada y filtrada. Hay casos en que se utilizan pulsos bifásicos de corriente, como reporta (Nebuya S. et al. 1999), para obtener el valor de la impedancia eléctrica, sin embargo, el método clásico consiste en excitar con señales sinusoidales. (Rigaud et al 1996) presenta una revisión de diferentes configuraciones para un sistema de medición de bioimpedancia eléctrica.

1.6 TANATOCRONODIAGNÓSTICO

El concepto Tanatología, procede del griego thánatos (θάνατος - muerte). y logía (λογία - ciencia). Por lo tanto, es la disciplina que se encarga del estudio integral e interdisciplinario de la muerte. Éste término fue dado por el ruso Elie Metchnikoff en el año 1901 (James R., 1918)

El tanatocronodiagnóstico, según (Cortes C. y Ortega H., 1996), permite medir la evolución cronológica de los fenómenos cadavéricos mediante la evaluación de signos de muerte como la lividez, el enfriamiento, la rigidez o la relajación de las esfínteres (los cuales dependen de diferentes variables físicas y químicas que no pueden ser controladas). Sin embargo, un problema radica en que este tipo de tanatocronodiagnóstico requiere que haya transcurrido cierto tiempo y que la muerte haya sobrevenido bajo ciertas características atmosféricas y climáticas del medio (Vargas E., 1991).

1.6.1 Técnicas clásicas para el tanatocronodiagnóstico. Los fenómenos que suceden con la muerte (Cortes C. y Ortega H., 1996), y permiten determinar el tiempo transcurrido después del deceso, actualmente son:

- **Lividez.** Es debida a la acción de la gravedad, por acumulación de los glóbulos rojos en los sitios de declive, indicando la posición en que quedo el cuerpo cuando sobrevino la muerte; usualmente son de tonalidad rosada (la tonalidad varía cuando la muerte es debida a intoxicación o asfixia) y desaparecen con la presión de los dedos.

Empiezan a aparecer a la media hora después del deceso y se complementa a las 12 horas. Sin embargo, no es un signo confiable ya que la lividez es mínima cuando le muerte se ha producido por pérdida excesiva de sangre (anemia aguda).

- **Enfriamiento.** Está influenciado por cierto número de factores como la estación o clima ambiental, el espesor del panículo adiposo y el tipo de vestido.

Se pierden 2°C por hora durante las seis primeras horas, después a razón de 1°C por hora, hasta que la temperatura corporal alcance la ambiental. El equilibrio se alcanza entre las 15 y 20 horas.

- **Rigidez.** Es debida a la acumulación de adenosín trifosfato en los músculos, a consecuencia de la acción bacteriana. Este fenómeno se hace presente entre la segunda y cuarta hora completándose a las 12 horas. Aparece más prematuramente en intoxicaciones por estricnina y tétanos.

- **Deshidratación.** Se debe a la pérdida de agua de los tejidos por efectos de evaporación. La piel da la impresión de ser más resistente (momificación). Ésta sudoración se presenta las primeras 3 horas, sin embargo; en personas que mueren por ahogamiento no se presenta este fenómeno.

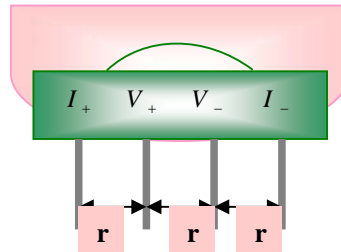
- **Relajación de esfínteres.** Las fibras musculares van perdiendo su contractibilidad después de la muerte, a consecuencia de ello, se explica la incontinencia de materias fecales y esperma a través del ano y de la uretra respectivamente.

- **Putrefacción.** Es el proceso de descomposición que sufre la materia orgánica después de la muerte de un individuo (Uribe G., 1952)

1.6.2 Isquemia. La isquemia es producida por la obstrucción del flujo sanguíneo y suministro de oxígeno a un tejido. Ésta es manifestada por numerosos cambios bioquímicos que también afectan la resistividad del tejido. La relación impedancia-isquemia puede ser usada para el monitoreo de isquemia, debido a que la resistividad del tejido puede ser fácilmente determinada por la medida de impedancia eléctrica.

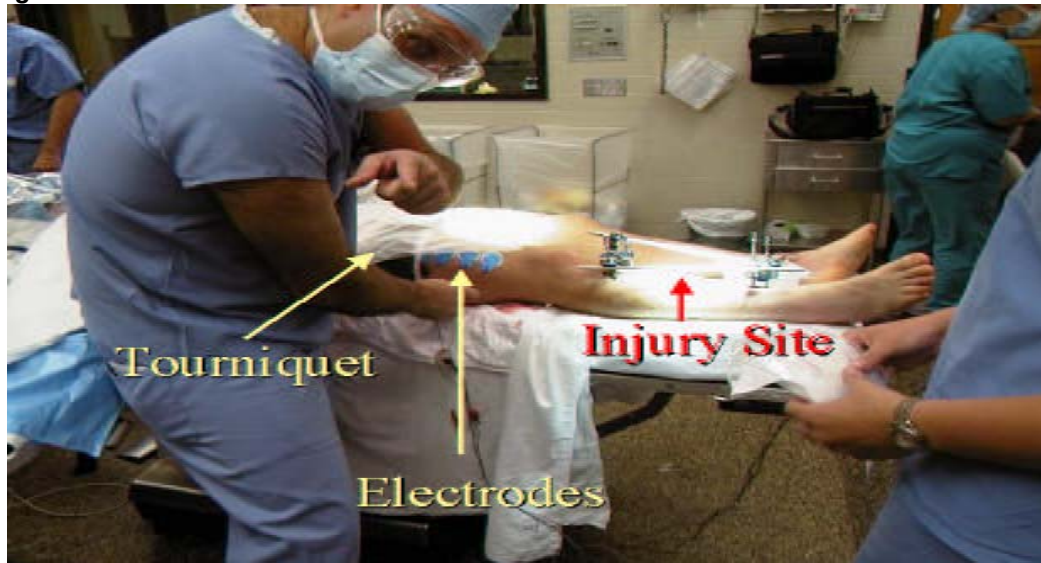
- **Determinación del nivel de isquemia mediante espectroscopia de impedancia eléctrica.** En la actualidad se han realizado algunas investigaciones donde se relacionan los cambios bioquímicos que afectan los tejidos con la resistividad del mismo. En el caso de la isquemia, (Borislav R. et al 1997), sugiere que el monitoreo de isquemia puede hacerse midiendo las características eléctricas pasivas del tejido afectado, ya que a partir de estos resultados se puede caracterizar, de acuerdo a la resistividad, el nivel de isquemia en la zona estudiada. La impedancia eléctrica del tejido fue medida por (Borislav R. et al 1997) utilizando cuatro electrodos dispuestos en una configuración tetrapolar tipo peine, ver *Figura 13a*, cuyo diseño geométrico tiene en cuenta que la separación constante entre electrodos optimiza la señal/ruido de la medida (Poussart D. y Robillard P., 1979) (Ivorra A. et al. 2001).

Figura 13a. Configuración geométrica de los electrodos de medida para caracterizar tejido con isquemia.



Fuente: Autoras del proyecto.

Figura 13b. Ubicación de los electrodos de medidas en la zona afectada.



Fuente: Tissue Ischemia Monitoring Using Impedance Spectroscopy: Clinical Evaluation. Jocelyn Songer (Songer J., 2001).

Para obtener los resultados experimentales, fueron realizados varios experimentos en animales in-vivo, donde el modelo animal fue del músculo anterior tibial de la pierna de un conejo. Además, para controlar la isquemia inducida en los músculos de la pierna de éste, todo el músculo debió ser aislado y solamente la arteria femoral y la vena quedaban como fuente de suministro de sangre.

Durante el experimento, los conejos eran mantenidos a temperatura constante de 38°C: donde se les obstruía el paso del flujo sanguíneo para luego suministrarle sangre por cierto periodo de tiempo, hasta que el tejido se recuperara. La impedancia fue tomada cada tres minutos.

A partir de los resultados obtenidos, se pudo establecer que las medidas de impedancia eléctrica, y principalmente su fase, son una herramienta que permite realizar un monitoreo cuantitativo de eventos fisiopatológicos del tejido con isquemia.

1.7 NUESTRA INVESTIGACIÓN.

En el campo de la investigación forense es necesario determinar con precisión y celeridad el tiempo transcurrido de muerte, debido a que con mucha frecuencia se encuentran casos de personas cuya hora de muerte es indeterminada. La utilización de métodos rutinarios conlleva a investigaciones forenses imprecisas debido a factores externos y variables físicas y químicas que afectan el tejido post-mortem, ya que tienen rangos muy amplios que se comienzan a registrar tardíamente, y de esta manera es difícil determinar cuándo una muerte lleva menos de 4 horas.

Las razones por las cuales los métodos rutinarios para hacer el tanatocronodiagnóstico ofrecen poca precisión a la investigación forense, radican en que los cambios morfológicos están asociados a numerosas variables de difícil control (Cortes C. y Ortega H., 1996), como por ejemplo las características del cuerpo antes de morir, la forma en que se produjo el deceso, la temperatura ambiental, la humedad relativa del medio, la presencia o no de medios acuosos y otros más. Estas variables internas y externas al cadáver influyen fuertemente en la aparición y duración de los diferentes fenómenos cadavéricos. En la práctica forense, hasta el momento ningún método ha sido lo suficientemente preciso y eficaz para realizar el tanatocronodiagnóstico (Cortes C. y Ortega H., 1996).

Debido a esto, surge la idea de instrumentar un método para la determinación del tiempo de muerte en humanos que se realice en forma rápida, con bajos costos y que pueda ser utilizado por personal técnico no especializado. Una alternativa es explorar la Espectroscopia de Impedancia Eléctrica para caracterizar tejido Ex-Vivo.

En este trabajo de investigación experimental nos dedicaremos a explorar las condiciones eléctricas necesarias que permitan obtener el Espectro de Impeditividad en tejido Ex-Vivo, con el fin de investigar si la espectroscopia de impedancia eléctrica puede ser una herramienta diagnóstica de tiempo de muerte.

2 LA AUTOPSIA, ELECTRODOS Y LOS LUGARES PARA LA MEDICIÓN DEL ESPECTRO DE IMPEDANCIA ELÉCTRICA.

En este capítulo se presentan los signos de muerte que se evalúan en la investigación médico forense. En la actualidad, estos signos se confirman en las salas de necropsia de Medicina Legal, por parte de un patólogo forense o un médico forense, (Gisbert C., 1998) generando así, retraso en la correspondiente investigación forense, lo que contribuye a aumentar el número de procesos inconclusos o procesos donde se genera impunidad (Vargas E., 1983).

2.1 AUTOPSIA.

Se define autopsia como el examen externo e interno de un cadáver realizado por un médico que aplica las técnicas y procedimientos de la Anatomía Patológica internacionalmente aceptados para el estudio de casos en que se investiga las causas que produjeron una muerte (Osorio L. et. al 2004).

2.2 PROCEDIMIENTO PARA UNA AUTOPSIA.

2.2.1 Diligencia de levantamiento de cadáver. En la primera fase el médico forense valorará y recogerá datos de relevancia, tanto generales como antecedentes médicos y el resultado de su propio reconocimiento sobre el cadáver. (Gisbert C., 2004)

2.2.2 Examen externo. El examen del cadáver comprende la inspección detallada de éste, antes de iniciar la operación anatómica, tomando nota de todas las particularidades que puedan proporcionar indicios relativos a una cuestión médico-legal.

El examen externo incluye (Osorio L. et. al 2004):

- **Descripción general del cuerpo.** Incluye las características físicas básicas: sexo, talla, peso aproximado, complexión, patrón racial aparente, color de la piel, edad cronológica conocida (mencionar si no coincide con la aparente, precisar cuándo se requieran estudios complementarios para estimarla), aspecto general (o apariencia que incluye la descripción del estado nutricional, de aseo y de cuidado corporal y de las prendas) y las señales particulares (cicatrices, deformidades, tatuajes, etc.).

Es importante mencionar de manera general los signos externos de trauma (politraumatismo, proyectil de arma de fuego por ejemplo) o la ausencia de trauma.

- **Descripción Topográfica.** Se debe hacer el examen sistemático céfalo-caudal de los segmentos corporales según técnicas usuales y registrar si los hallazgos son normales o hay alteraciones. Es fundamental hacer una completa descripción de las lesiones en cuanto a color, forma, tamaño, localización, presencia o no de hemorragia (discriminar si son vitales o no), y su correlación con lesiones en el examen interno

- **Descripción de fenómenos cadavéricos.** Se debe hacer con el detalle y precisión requerida según el estado del cuerpo. En cuanto a la estimación de tiempo de muerte es importante precisar que técnicamente no es adecuado basarse únicamente en los hallazgos de la autopsia (fenómenos cadavéricos, contenido gástrico) sino que estos se deben interpretar en correlación con factores y variables externas (las circunstancias de la muerte, las condiciones de hallazgo del cuerpo).

2.2.3 Examen Interno. Se recomienda seguir los procedimientos y métodos convencionales de la Anatomía Patológica, tanto para el examen macro como para el examen microscópico, haciendo el examen y la descripción de manera topográfica, por cavidades, sistemas y órganos y consignarlo así en el Protocolo de Necropsia. (Osorio L. et. al 2004).

2.3 OBJETIVOS DE UNA AUTOPSIA.

La autopsia médico legal tiene por objeto:

- Establecer la identidad del fallecido.
- Marcar unos límites temporales entre los que pueda situarse el momento en que se produjo la muerte.
- Determinar si se trata de una muerte natural o violenta.
- Conocer la causa y el mecanismo desencadenante.
- En el caso de las muertes infantiles, determinar si es de origen homicida o accidental.
- Resolver, en ocasiones, demandas por negligencia médica.

2.4 HISTOLOGÍA DE LAS ZONAS CORPORALES ÚTILES EN TANATOCRONODIAGNÓSTICO.

La palabra histología se deriva del griego *histos* que significa tejido, y de *logos*, aprendizaje. Por lo tanto Histología es la rama de las Ciencias Biológicas que tiene como objeto de su estudio los tejidos del cuerpo. (Geneser F., 1997).

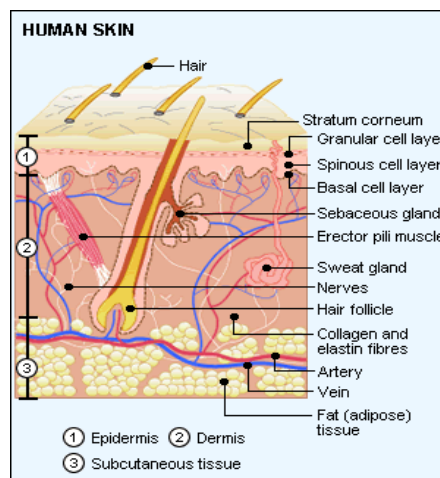
A continuación se describen las zonas corporales que son utilizadas para el tanatocronodiagnóstico en humanos.

2.4.1 Piel. La piel recubre la superficie del cuerpo y está constituida por tejido epitelial de origen ectodérmico, *la epidermis*, y tejido conjuntivo de origen mesodérmico, *la dermis*. Debajo y, en continuidad con la dermis; está la hipodermis que, aunque tiene el mismo origen y morfología de la dermis, no forma parte de la piel, y solamente le sirve de soporte y unión con los órganos adyacentes (Geneser F., 1997).

- **La Epidermis.** Es un epitelio plano estratificado queratinizado, de origen ectodérmico; cuya función es la de proteger al organismo contra las acciones lesivas del medio, y controlar la pérdida de líquidos por evaporación (deseccación). Para ello, la epidermis produce una cubierta protectora lo suficientemente flexible para no impedir los movimientos del organismo, capaz de soportar el desgaste normal, y provista de un mecanismo de auto renovación (Geneser F., 1997).

En su composición Intervienen numerosos estratos celulares que, de la profundidad a la superficie son (Di Fiore M., 1969): Estrato de células basales (células cilíndricas, de núcleos grandes y escaso espacio intracelular), estrato de Malpighi (células poliédricas que se aplanan progresivamente, de núcleos más pequeños y grandes espacios intracelulares), estrato granuloso (células aplanadas que poseen un citoplasma lleno de gránulos de queratohialina), estrato córneo (células planas queratinizadas, desprovistas de núcleo con proteína sulfurada o queratina). Estos estratos se pueden apreciar en la *Figura 14*.

Figura 14. Diagrama de las capas de la piel.



Fuente: *Diagnóstico Histológico.* (Di Fiore M., 1969).

- **La Dermis.** Es la capa subyacente, más gruesa. Se compone de tejido conectivo desarrollado a partir del mesodermo, que contiene abundantes fibras colágenas inmaduras y elásticas, células, redes vasculares y receptores cutáneos; Tiene amplios espacios intercelulares y abundante líquido extravascular; es la capa que nutre la epidermis y regula el intercambio de calor con el ambiente. Más profundamente se encuentra la dermis reticular donde predominan las fibras colágenas maduras, con menos componentes celulares, y menos líquido extravascular; es la capa que confiere protección contra fuerzas mecánicas. El tejido celular subcutáneo, localizado debajo de la dermis, confiere aislamiento térmico y es un depósito de grasas para reserva; está constituido por células cargadas de vacuolas con triglicéridos, tiene rica red vascular pero pequeños espacios intercelulares *Figura 14.* (Geneser F., 1997)

En los orificios naturales, como la boca, nariz, ano y vagina, entre otros; el epitelio deja de ser queratinizado y los tejidos de soporte se modifican dependiendo de la función del órgano o estructura.

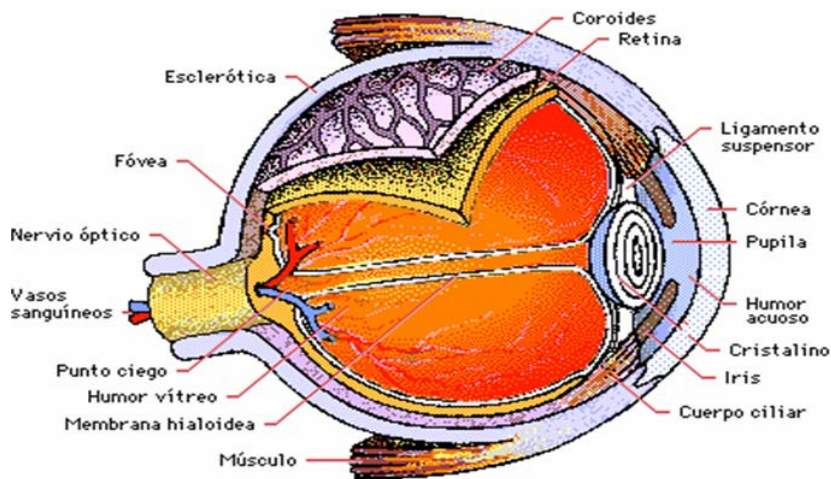
2.4.2 El ojo. El ojo, en su componente del globo ocular, está constituido por tres capas fundamentales, como son: esclerótica, coroides y retina *Figura 15* (Di Fiore M., 1969).

- **La Esclerótica.** Es una membrana fibrosa de espesor variable (0,4mm – 1mm). Está formada por fibras colágenas superpuestas, fibras elásticas delgadas y células conjuntivas fijas entre las fibras (fibroplastos). En su polo posterior , la esclerótica presenta numerosos orificios por donde penetran las fibras del nervio óptico. Los vasos sanguíneos de la esclerótica son escasos, nutriendose especialmente por imbibición.

- **La Coroides.** Es una membrana delgada que se extiende desde el nervio óptico hasta una línea situada a unos milímetros por delante del ecuador del globo ocular. Esta constituida por laminillas fibroelásticas superpuestas, vasos arteriales y venosos, y una capa muy delgada constituida de capilares sanguíneos y tejido conectivo.

- **La Retina.** Es una zona de 2mm de diámetro aproximadamente, situada sobre el extremo posterior del eje visual. En la fovea hay células cono, en la región donde el nervio óptico penetra la retina, se encuentran células neuróglícas y fibras nerviosas, las cuales se rodean de mielina después de atravesar la lámina cribosa de la esclerótica.

Figura 15. Diagrama interno del ojo.



Fuente: Diagnóstico Histológico. (Di Fiore M., 1969).

2.5 LA SONDA DE MEDICIÓN DE BIOIMPEDANCIA ELÉCTRICA: ELECTRODOS DE MEDIDA.

La sonda de medición es el medio físico que permite inyectar corriente por un par de electrodos y medir voltaje por otros dos electrodos diferentes, siguiendo una configuración tetrapolar circular.

2.5.1 Conceptos básicos.

- **Interface electrodo-electrolito.** Los electrodos constituyen el transductor entre la corriente electrónica en el sistema de medida y la corriente iónica del tejido biológico. Al momento de introducir los electrodos en la solución de electrolitos (los electrolitos son responsables de algunas propiedades eléctricas de los tejidos) se lleva a cabo un fenómeno electroquímico complejo: se produce una tendencia de los iones metálicos de migrar entre el tejido y de los iones del tejido a combinarse con el metal, lo que resulta en una distribución de carga en la vecindad inmediata de los electrodos, esta distribución de carga se manifiesta como un potencial eléctrico entre el tejido y el electrodo. Cuando fluye una corriente se obtiene una impedancia denominada “impedancia de polarización de los electrodos”. A pesar que se puedan identificar los parámetros de la impedancia del electrodo, no se puede determinar un modelo preciso, ya que la magnitud depende del metal del electrodo, de su área, del electrolito utilizado, de la densidad de corriente y de la frecuencia de la señal de excitación. (Geddes L., 1989).

- **Potenciales en los electrodos.** El potencial desarrollado cuando un metal está en contacto con un electrolito (tejido) depende de la construcción del electrodo, del electrolito y de la temperatura. Para medir este potencial se suele tomar un electrodo de referencia estándar de Hidrogeno, con respecto al cual, se mide el potencial de otros electrodos; dichos potenciales son variables, por ejemplo: 1,662V para el aluminio y 1,691V para el oro. Así, entre dos electrodos de materiales semejantes, y a la misma temperatura de contacto, debería ser medido un potencial igual a cero entre ellos, sin embargo, lo común es encontrar condiciones no idénticas debido a irregularidades en la superficie, o por contaminantes lo que produce diferencias de potencial en el rango comprendido entre 1 μ V hasta cientos de mV, dependiendo del tipo de material. Estos potenciales presentes entre los electrodos son relativamente grandes e inestables y se podrían considerar como ruido en las mediciones. Este efecto de ruido puede ser minimizado con algunas técnicas como almacenar los electrodos en una solución de electrolitos por un periodo de tiempo corto antes de la medición, por ejemplo: en una solución salina (Ackmann J., 1984).

- **Impedancia de polarización.** Si una corriente alterna circula a través de la interface electrodo-electrolito, la distribución de carga es alterada y el potencial es modulado. Esto puede ser modelado como el paralelo entre una resistencia y una reactancia capacitiva.

Las reacciones electroquímicas requieren de un tiempo finito lo que resulta en una impedancia de polarización dependiente de la frecuencia. Un modelo para esta impedancia de polarización consiste en una resistencia (R) y una reactancia (X) en serie cuyo valor decrece cuando la frecuencia se incrementa. (Ragheb T. y Geddes L., 1989)

$$Z_e = R - jX$$

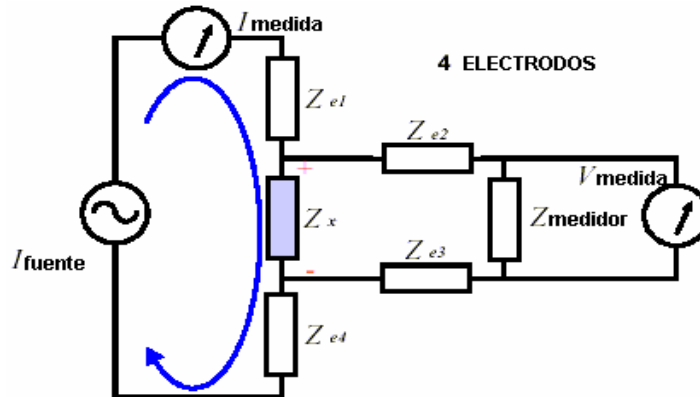
Esta impedancia es comúnmente llamada impedancia de polarización. (Geddes L., 1989)

2.5.2 Sonda de Medición. Desde que empezaron a realizarse las mediciones de impedancia en tejido biológico, se ha concentrado un gran esfuerzo por entender y modelar los errores asociados con la instrumentación electrónica.

La medición de impedancia en tejido biológico está basada, en la mayoría de las aplicaciones, en el método tetrapolar, en el cual, un par de electrodos es usado para inyección de corriente y el otro par para la obtención de la señal de tensión correspondiente. La separación de la corriente de aplicación y de la señal de de voltaje, virtualmente elimina la influencia de la impedancia electrodo-electrolito (tejido), logrando de esta forma disminuir errores relacionados con la medición. Sin embargo, estudios recientes sobre la interface electrodo-electrolito en medidas tetrapolares muestran una influencia en la medición y una disminución en la sensibilidad para electrodos tetrapolares respecto a medidas bipolares, (Grimnes S. y Martinsen O., 2007).

El método de los cuatro electrodos no está completamente libre de errores. Otras impedancias parásitas (la impedancia de los cables coaxiales, la impedancia de entrada de los dispositivos) combinadas con la impedancia interface electrodo-electrolito, causan errores a altas y bajas frecuencias. (Ackmann J., 1984)

Figura 16. Método de los cuatro electrodos; se presenta la corriente aplicada a la muestra y la caída tensión diferencial, junto con las impedancias de la interface electrodo-electrolito.



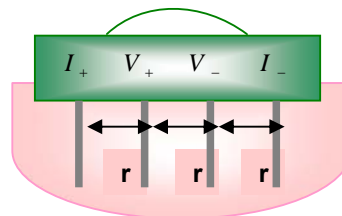
Fuente: Design considerations for optimum impedance probes with planar electrodes for bioimpedance measurements. Ivorra Cano Antoni.

$$Z_{meas} = \frac{V_{medida}}{I_{medida}} = \left| \frac{Z_x}{Z_{medidor} \gg Z_e} \right|$$

La dependencia de la impedancia de la muestra afectada por la interface electrodo-electrolito, se reduce significativamente si se selecciona un amplificador de instrumentación con una impedancia de entrada elevada, y un elevado rechazo en modo común (CMRR).

En la mayoría de los estudios in vivo e in vitro, la sonda de medida consiste en un peine de cuatro agujas metálicas que actúan como electrodos. Ver Figura 17a. A través de los electrodos exteriores se inyecta corriente alterna en la muestra de tejido mientras que los dos interiores se utilizan para recoger el potencial resultante (medida a cuatro electrodos).

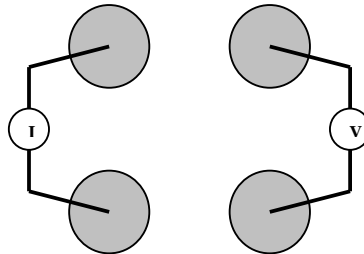
Figura 17a. Configuración clásica de la sonda de medida de impedancia eléctrica tipo peine.



Fuente: Autoras del proyecto.

Otra configuración, es la sonda tetrapolar circular en la que se inyecta corriente por dos electrodos y se mide el voltaje de respuesta del tejido por los otros dos, ver la Figura 17b.

Figura 17b. Configuración de la sonda de medida de impedancia eléctrica tetrapolar.



Fuente: Autoras del proyecto.

Aunque la medida proporcionada por estas sondas es aceptable, su uso conlleva algunos inconvenientes de tipo práctico. Por ejemplo: cuando se utilizan electrodos superficiales en las medidas in vivo sobre el cuerpo; se considera la interface electrodo-piel, debido a que el estrato córneo, la capa superficial de la epidermis compuesta de células muertas, presentan características diferentes del tejido vivo (en especial una impedancia muy alta). Además, la presencia de vello en la piel se traduce en un mal contacto del electrodo, provocando errores en las medidas, (Bragos R., 1997)

Por lo tanto, antes de realizar una medida se recomienda remover la capa de células muertas o al menos una parte de ellas, teniendo en cuenta los métodos de eliminación: frotamiento de la superficie con un papel mojado en alcohol, abrasión con papel rugoso o simplemente frotar la zona con un cepillo. Otra posibilidad es humedecer el tejido con una sustancia que minimice la interface electrodo-tejido, como por ejemplo solución salina.

2.5.3 Consideraciones para el diseño de la sonda de medición. El diseño de la sonda varía de acuerdo a su aplicación. En el caso de medidas sobre el tejido de miocardio, por ejemplo: se utilizan electrodos de agujas de acero inoxidable o platino dispuestos en un arreglo de cuatro electrodos en una configuración tipo peine, donde se consideran algunas técnicas especiales que permiten disminuir la impedancia (Salazar Y., 2004).

Teniendo en cuenta las consideraciones expuestas por Yolocuahtli y Bragos, se debe optimizar la sonda de tal forma que los errores en la medición sean mínimos, por lo tanto; se consideran los siguientes aspectos:

- **Minimizar la separación de los electrodos.** Una de las consideraciones de diseño que se debe tener en cuenta, es minimizar la distancia de separación entre los electrodos (Ivorra A., 2005), para mejorar:

La relación señal a ruido. Esto hace que se incremente la caída de tensión entre electrodos para la muestra dada y una corriente limitada. La relación entre la caída de tensión (V), la corriente inyectada (I), la resistividad de la muestra (ρ) y la separación constante entre electrodos (r) en un medio uniforme e isotrópico está dada por:

$$V = k \frac{\rho}{r} I$$

Para el caso de la Figura 17a, k es ($4\pi^{-1}$) en el caso de un medio infinito, y ($2\pi^{-1}$) en el caso de un medio semi-infinito (el electrodo es aplicado en un plano superficial de un medio que es encerrado por otro medio con resistividad infinita como es el aire). Para la disposición de electrodos mostrados en la Figura 17b es necesario un proceso de calibración para determinar el valor de k, ver ítem 2.5.4.

La resolución espacial. Evitar o minimizar errores causados por la no uniformidad del tejido biológico.

Según (Ivorra A., 2005), la medida de impedancia no está alterada por la transición de medios a distancias más allá de tres veces la distancia de separación de los electrodos (3*IESD, Inter-Electrode Separation distance).

- **Minimizar la impedancia entre los electrodos.** Con el objeto de reducir los errores de medida, especialmente a bajas frecuencias, se aplica un proceso de reducción de la impedancia de la interface electrodo-electrolito y optimización del acople entre los electrodos. Dicho proceso consiste en una deposición electroquímica de platino negro sobre los electrodos (Platinización). El resultado es un incremento de la rugosidad de los electrodos que conlleva un aumento de la superficie efectiva de estos, (Ivorra A., 2005).

Para alcanzar este objetivo, se sugiere tener en cuenta los siguientes factores:

- Diseñar electrodos tan grandes como sea posible.
- Usar la misma geometría entre los electrodos.
- Usar materiales y procesos para obtener electrodos con una impedancia electrodo-electrolito tan pequeña como sea posible.

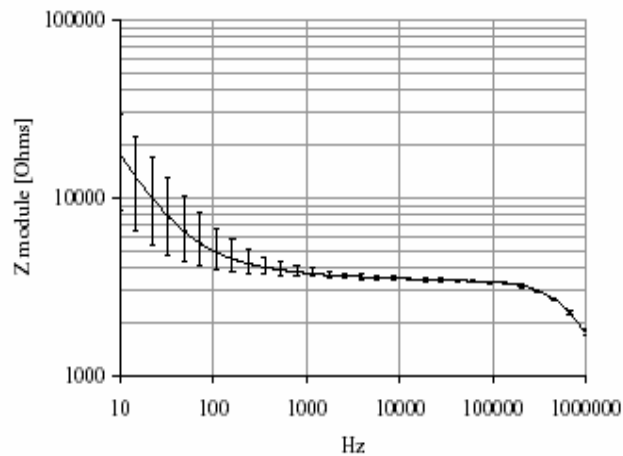
Los electrodos utilizados en esta investigación fueron hechos de oro, el cual no reacciona con el tejido. Sin embargo, también se pueden utilizar electrodos desechables de Ag/ClAg para hacer mediciones ex-vivo.

2.5.4 Calibración Antes de su utilización la sonda debe ser calibrada realizando mediciones en seco y en una solución iónica de conductividad

eléctrica conocida. Las medidas en seco proporcionan las capacidades parásitas y las resistencias entre las conexiones y los electrodos. Las medidas en solución electrolítica permiten analizar la impedancia de la interface electrodo-electrolito dado que para una solución electrolítica la resistividad ρ es constante para la zona de dispersión beta, (Grimnes S. y Martinsen O., 2000).

En la Figura 18 se presentan los resultados reportados por Ivorra, en los que se puede apreciar la dependencia entre la frecuencia de la señal y la impedancia electrodo-electrolito. (Ivorra A., 2005)

Figura 18. Módulo de la impedancia entre una pareja de electrodos inmersos en NaCl 0.9%. El decremento para frecuencias > 100 kHz se debe a las capacidades parásitas.



Fuente: Medidas Multifrecuenciales de Bioimpedancia. (Ivorra A, 2005).

Se pueden utilizar diferentes materiales para caracterizar la sonda de medición. Generalmente, se usa solución salina, polvo de PVC (Polyvinyl Vinychnon Chloride), polvo de aluminio, TX-150 o superstuff (material compuesto de acrylamida y de NN'-metileno bis-acrilamida, para una solución de gel del 7%). Todos estos productos, excepto la solución salina, son tóxicos y producen gases nocivos. Es por ello que no se ha considerado su uso en esta investigación para realizar la calibración de la sonda de medición, salvo el uso de solución salina, la cual no produce componentes nocivos para la salud.

Para obtener el Espectro de Impeditividad de una muestra con una conductividad conocida, se diluyó cloruro de sodio estéril al 0.9% (suero fisiológico), en agua desmineralizada. Al variar la cantidad de cloruro de sodio disuelto se pueden obtener soluciones de diferente conductividad.

En la tabla 1 se presenta la conductividad eléctrica para solución salina (NaCl) a diferentes concentraciones. Se puede observar que a medida que aumenta la cantidad de Cloruro de Sodio la conductividad aumenta.

Tabla 1. Conductividad medida a 25°C, Sala de necropsia Hospital Universitario de Santander, para diferentes cantidades de cloruro de sodio en agua desmineralizada.

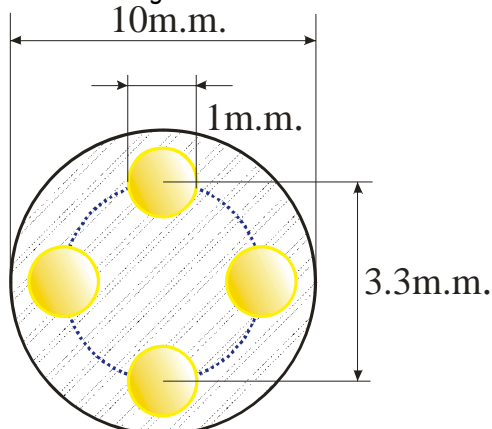
Solución	Relación NaCl al 0.9% (ml)/Agua Desmineralizada (ml)	Conductividad medida ($\mu\text{S/cm}$)
1	4,5/114,3	678,41 \pm 1,54
2	8,5/111,3	1312,00 \pm 0,66
3	15,0/104,8	22480,00 \pm 0,99
4	23,0/97,8	3776,00 \pm 1,38
5	36,5/90,8	5007,70 \pm 1,03

Fuente: Autoras del proyecto.

2.5.5 Diseño y montaje de la sonda. En la Figura 19 se puede apreciar la distribución geométrica de los electrodos de oro, dispuestos en una configuración tetrapolar circular.

Cada electrodo es un tubo cilíndrico de 1mm de diámetro y 8mm de altura, y los centros de los electrodos adyacentes están a una distancia de 3,3 mm. Éstos se encuentran incrustados en un material aislante (fibra de vidrio), que actúa como soporte mecánico para los electrodos.

Figura 19. Diseño geométrico de la sonda de medición con electrodos (Au).



Fuente: Autoras del Proyecto.

Ésta geometría nos garantiza minimizar el error inducido en la medida de la impedancia entre electrodos.

2.6 SELECCIÓN DE LUGARES DE MEDICIÓN DE BIOIMPEDANCIA ELÉCTRICA PARA TANATOCRONODIAGNÓSTICO.

Considerando que el objetivo del proyecto es explorar las zonas de medición para estudiar un método de utilidad forense basado en espectroscopia de impedancia eléctrica, se debían seleccionar sitios de fácil acceso de medición para el personal técnico que realiza el levantamiento del cadáver. Además, se debe evitar el uso de sustancias que puedan alterar o borrar evidencias

importantes para la investigación, y procurar no dejar señales o marcas en las zonas de registro.

Por las razones anteriores, se debían escoger sitios preferentemente en la superficie externa del cuerpo (tegumento). Se descartaron:

- Cuero cabelludo: porque la abundancia de folículos pilosos y glándulas sebáceas afectan la interface electrolito-tejido y se traduce en un mal contacto del electrodo, provocando errores en las medidas.
- Palmas de manos y plantas de pies: por poseer una capa gruesa de queratina y abundantes glándulas sudoríparas.
- Conductos naturales: porque al aplicarles una sonda puede alterarse sensiblemente cualquier evidencia de violencia.
- Zonas subcutáneas: por ser de difícil acceso para personal no especializado y presentar posibilidad de riesgo biológico.

Se seleccionan para el estudio:

- Áreas de piel delgada como la región inguinal y la región torácico anterior, siempre y cuando ésta última carezca de vellos. *Ver Figura 20.*

Esta selección se realizó teniendo en cuenta que este tipo de tejido epitelial contiene un espacio extravascular amplio, rico en líquidos y electrolitos que carecen de interferencia por sustancias como grasa que alteran la interface electrodo-piel, esto debido a que las glándulas sebáceas se encuentran en mayor cantidad y presentan bandas delgadas de colágeno inmaduro.

Figura 20a. Región inguinal.



Fuente: Autoras del Proyecto.

Figura 20b. Región torácico anterior.



Fuente: Autoras del Proyecto.

- La esclerótica ocular, por tratarse de un área hidratada, sin queratina ni tejido adiposo, y la mucosa oral por estar hidratada, permiten optimizar la interface electrodo-piel, ver *Figuras 21a* y *Figura 21b*.

Figura 21a. Esclerótica ocular.



Figura 21b. Mucosa Oral.



Fuente: Autoras del Proyecto.

3 EL BIOIMPEDANCIÓMETRO.

En este capítulo se muestra el sistema que se ha construido para realizar las medidas experimentales de impedancia eléctrica en tejido post-mortem. En primer lugar se presentarán las especificaciones necesarias del sistema de medida, y luego se describe el diseño por etapas del Bioimpedanciómetro.

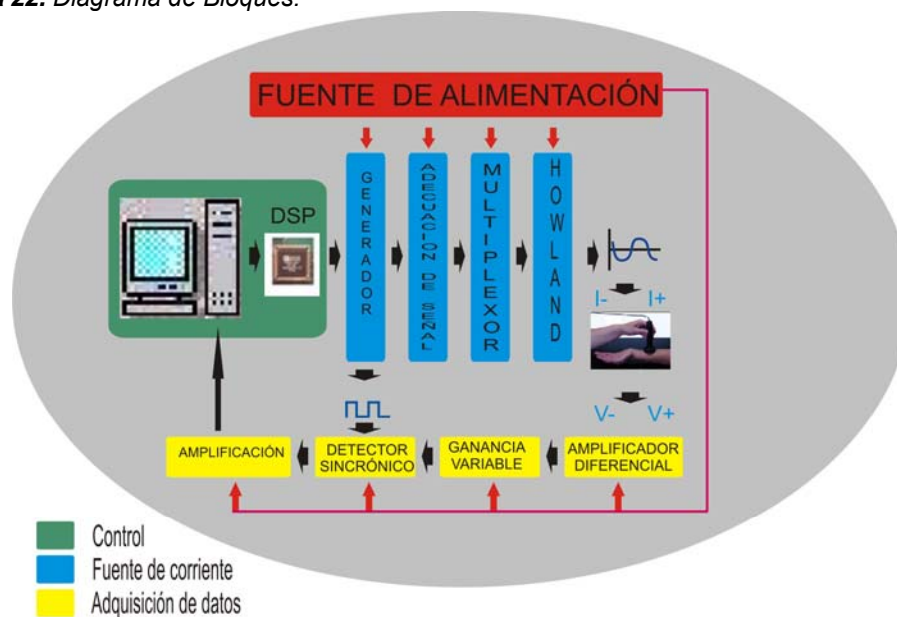
3.1 DIAGRAMA DE BLOQUES GENERAL.

La medición de la impedancia eléctrica se puede realizar a través de diferentes métodos entre los que se encuentra los de sistemas basados en puentes de impedancia, circuitos resonadores, medidas de corriente y tensión (utilizando funciones propias de sistemas LTI), analizadores de redes (reflectometría en el dominio de la frecuencia) o reflectometría en el dominio del tiempo.

Teniendo en cuenta que el proceso se realiza considerando un determinado rango de frecuencia, se seleccionó el método de medición tensión-corriente, el cual consiste en excitar el tejido con corriente a diferentes frecuencias midiendo su respectiva tensión para obtener el Espectro de Impeditividad.

El dispositivo diseñado consta de una etapa de control digital, una fuente de corriente y una etapa de adquisición de datos, los cuales se muestran en la *Figura 22*.

Figura 22. Diagrama de Bloques.



Fuente: Autoras del proyecto.

La etapa de control consta de una interface SPECTRUM elaborada en Visual y una etapa de comunicación formada por el DSP56F801 y el FT232BM. Una de las funciones de esta etapa es generar las siguientes señales: SCLK, SDATA y FSYNC a través de los puertos SPI/SERIAL y PWMA0 del DSP56F801 con el fin de controlar el generador de señales AD9833. Por otra parte, el DSP se encarga de la recepción y envío de las señales de adquisición por medio del puerto USB (FT232BM).

En la tabla 2 se muestra la distribución de los pines del DSP56F801.

Tabla 2. Distribución de los pines del DSP56F801.

Pin del DSP56F801	Función
PWMA0	FSYNC
PWMA2	MUXA0
PWMA3	MUXA1
GPIOBO_TX0[1]	Tx
GPIOB1_RX0[2]	Rx
SPI[5]	SDATA
SPI[6]	SCLK

Fuente: Autoras del proyecto.

La fuente de corriente está formada por un generador de señales (AD9833), una etapa de adecuación de la señal de excitación, una fuente howland mejorada y las respectivas guardas de blindaje. Debido a los requerimientos en un aumento de la impedancia de salida de este equipo y las consideraciones planteadas por (Acero J. y Delgado A., 2006), se hizo necesario rediseñar la fuente diseñada por (Cubides Y. y Mieles F., 2006).

La etapa de adquisición implementada por (Acero J. y Delgado A., 2006), es un módulo que permite censar la señal de voltaje. El proceso consta de una etapa de pre-amplificación, una amplificación variable, un proceso de filtrado, un detector sincrónico y un sistema de adquisición de datos al PC por puerto USB, que permite visualizar la señal.

3.2 REDISEÑO DE LA FUENTE DE EXCITACIÓN.

Fue necesario realizar modificaciones a la fuente de excitación diseñado por (Cubides Y. y Mieles F., 2006) con el fin de obtener una impedancia mayor a la salida de la misma, y se eliminó la etapa de pulsos bifásicos diseñada por (Cubides Y. y Mieles F., 2006). El diseño se realizó teniendo en cuenta consideraciones tales como:

La fuente debe estar en capacidad de generar señales de corriente sinusoidales de 40uA, 20uA, 10uA y 5uA, con frecuencias en el rango de la zona de dispersión β (10KHz y 1 MHz).

Por lo anterior, se modificaron las etapas de control, Fuente Howland y adecuación de la señal. El esquema circuital modificado se muestra en la *Figura 23*.

3.2.1 Etapa de control. Las señales programadas para controlar el generador de señales son: FSYNC, SCLK y SDATA, del módulo SPI.

Durante la fase inicial de la investigación se diseñó un esquema de programación en LabVIEW, con el fin de transmitir las señales mediante la tarjeta de adquisición (DAQ6008) de la empresa National Instruments, pero debido a que la velocidad del DAQ no era la óptima para alcanzar las frecuencias de operación del AD9833 (generador digital de señales), se optó por implementar un código en CODEWARRIOR para programar el DSP56F801 y controlar el generador de señales AD9833.

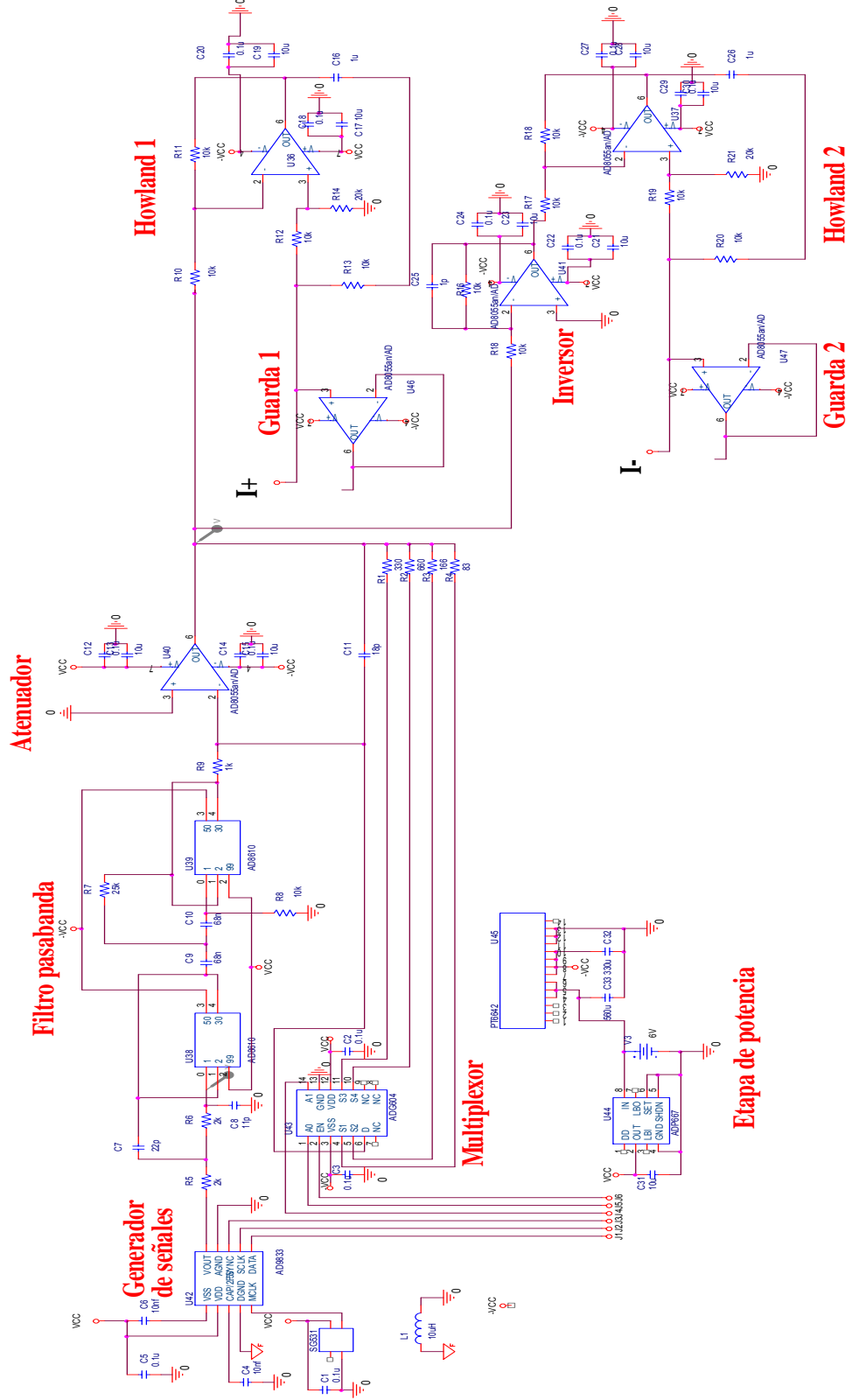
El código de programación que controla el DSP está basado en el trabajo realizado por (Cubides Y. y Mieles F., 2006). Se agregaron varios componentes, como el control de los factores de amplificación de voltaje, un protocolo para la comunicación por el puerto USB, y un módulo de adquisición de datos y procesamiento digital de señales, el cual integra filtros digitales. Se obtuvo una señal sinusoidal de 720mVpp a la salida del generador (AD9833). El barrido de frecuencia de esta señal se realiza de acuerdo al número de frecuencias y rango escogidos por el usuario a través de una interface gráfica elaborada y enviadas a un registro de frecuencias del AD9833 por medio del DSP56F801. Estos datos se transmiten por puerto USB con el FT232BM.

La relación matemática entre la frecuencia del cristal y la frecuencia enviada al registro se muestra a continuación:

$$F_{Final} = F_{MCLK} / 2^{28} * F_{reqreg}$$

Donde F_{MCLK} (Frecuencia del cristal) es = 12.288MHz y F_{reqreg} es la frecuencia requerida en el registro.

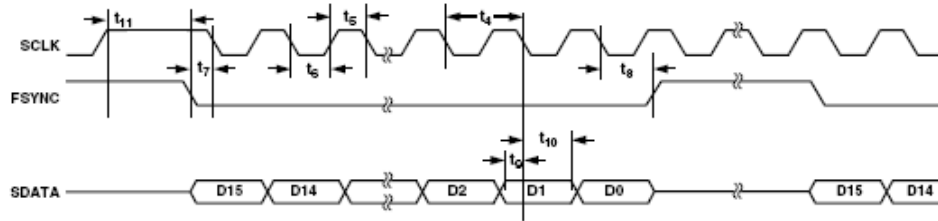
Figura 23. Diseño circuital de la fuente de corriente.



Fuente: Autoras del proyecto.

El control de los parámetros nombrados anteriormente en el AD9833 se hace por medio de tres señales digitales denominadas pulsos de control (SCLK, FSYNC y SDATA). Los pulsos de control se programan utilizando los tiempos que se observan en la *Figura 24*.

Figura 24. Diagrama de tiempos para los pulsos de señal.



Fuente: Hoja de datos del fabricante.

El espectro de la señal de voltaje censada en la etapa de adquisición con el diseño elaborado por (Acero J. y Delgado A., 2006), se puede visualizar por medio de la interface elaborada. Para que se puedan obtener puntos equiespaciados en función de las frecuencias se utilizaron las siguientes expresiones:

$$F = A \ell^{K\Delta X}$$

Si $K = 0 \Rightarrow F = F_{inicial} \Rightarrow F_{inicial} = A$

Si $K = N - 1 \Rightarrow F = F_{final} \Rightarrow F_{final} = F_{inicial} \ell^{(N-1)\Delta X}$

$$\Delta X = \frac{1}{N-1} \text{Ln} \left(\frac{F_{final}}{F_{inicial}} \right), \text{ dando como resultado:}$$

$$F = F_{inicial} \ell^{\frac{K}{N-1} \text{Ln} \left(\frac{F_{final}}{F_{inicial}} \right)}$$

Para $K = 0, 1, 2, \dots, N$.

Donde:

F= Frecuencia trazada en el plano cartesiano.

$F_{inicial}$ = Frecuencia inicial escogida por el usuario.

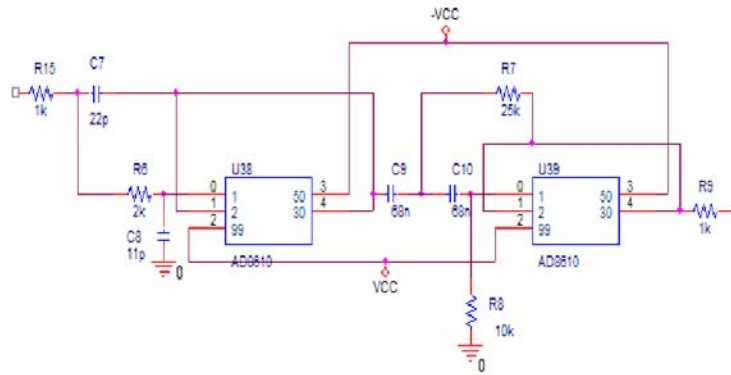
F_{final} = Frecuencia final escogida por el usuario.

N= Número de frecuencias escogidas por el usuario.

3.2.2 Filtro pasabanda. Se diseñó un filtro pasa banda con una banda de paso entre 1kHz y 1MHz, constituido por un filtro pasa-bajas en cascada con un filtro pasa-altas. Estos dos son filtros Chebyshev de segundo orden.

El esquema del filtro se muestra en la *Figura 25*.

Figura 25. Filtro pasabanda.



Fuente: Autoras del proyecto.

En la tabla 3 se muestran los valores de cada uno de los elementos pasivos utilizados en el esquemático de la *Figura 25*.

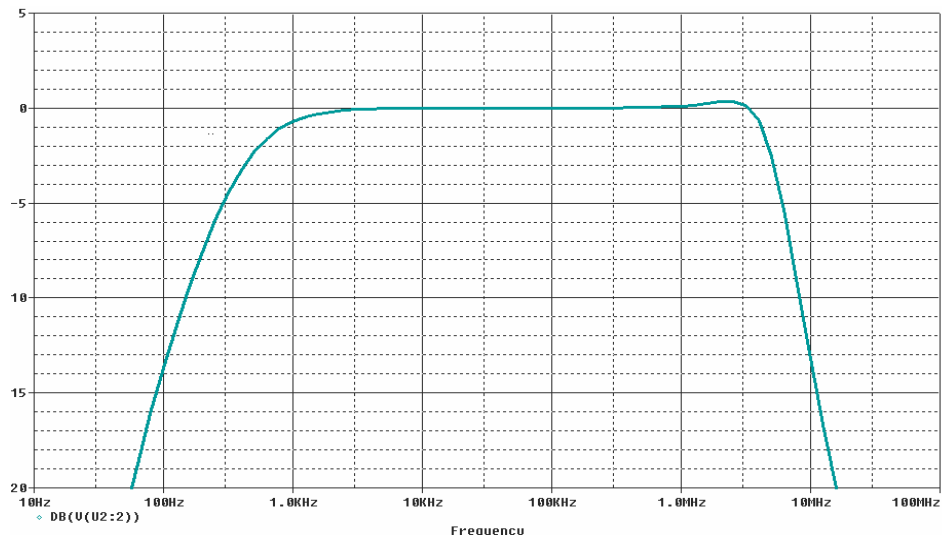
Tabla 3. Elementos pasivos utilizados en el filtro pasabanda.

		Valor deseado	Valor comercial
Filtro pasa- bajas	R15	1kΩ	1kΩ
	R6	2KΩ	2KΩ
	C7	22pF	22pF
Filtro pasa-altas	C9	68nF	68nF
	R7	25KΩ	25KΩ
	R8	10KΩ	10KΩ
	R9	1KΩ	1KΩ
	C10	68nF	68nF

Fuente: Autoras del proyecto.

En la *Figura 26* se muestra la banda de paso del filtro pasa bandas, obtenida de la simulación en ORCAD (versión libre) observando con éste unas aproximaciones muy buenas comparadas con los resultados.

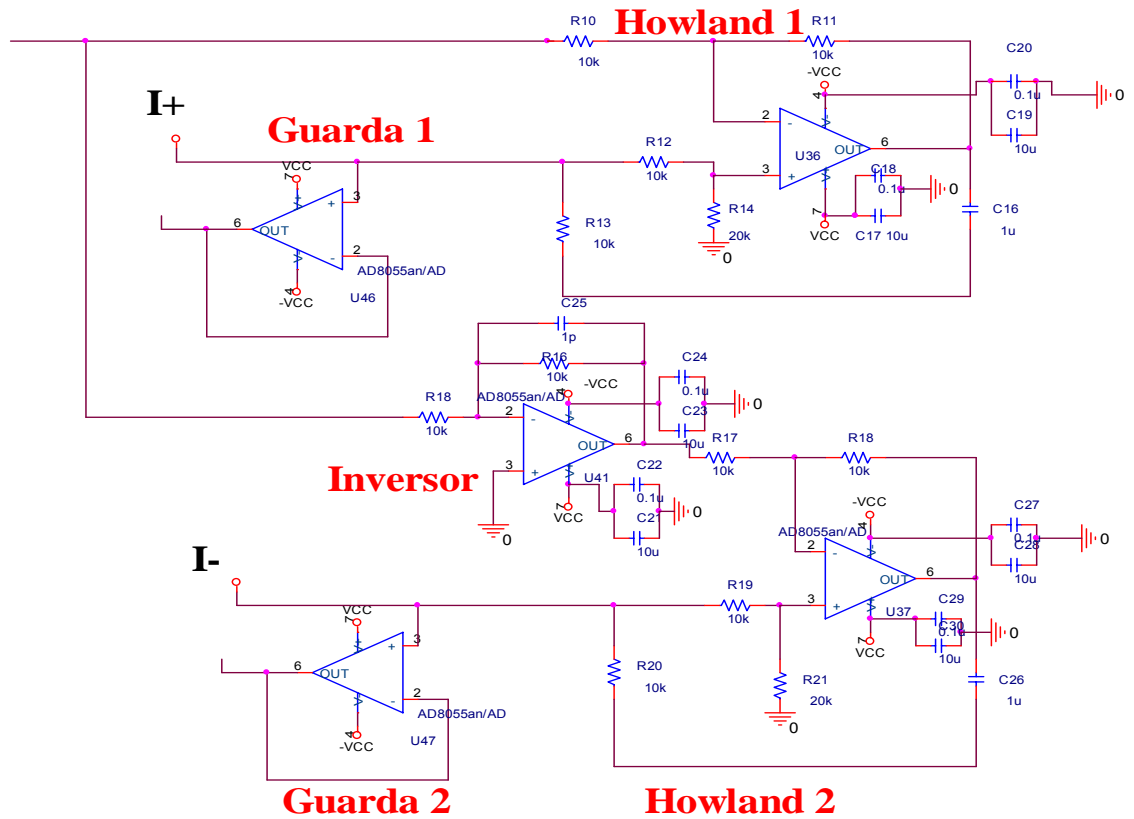
Figura 26. Banda de paso del filtro pasabanda.



Fuente: Autoras del proyecto.

3.2.3 Fuente Howland. Esta etapa se mejoró teniendo en cuenta las sugerencias de (Acero J. y Delgado A., 2006), y los criterios de diseños planteados por (Aguilera O. et. al. 2007), para obtener una impedancia mayor a la salida de la fuente. Esta etapa se muestra en el diagrama de la *Figura 27*.

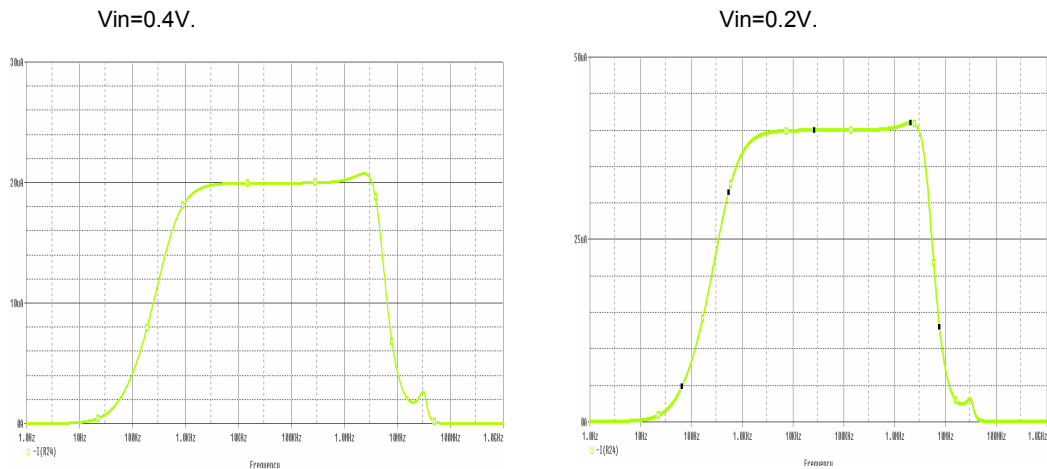
Figura 27. Diseño de la fuente Howland.

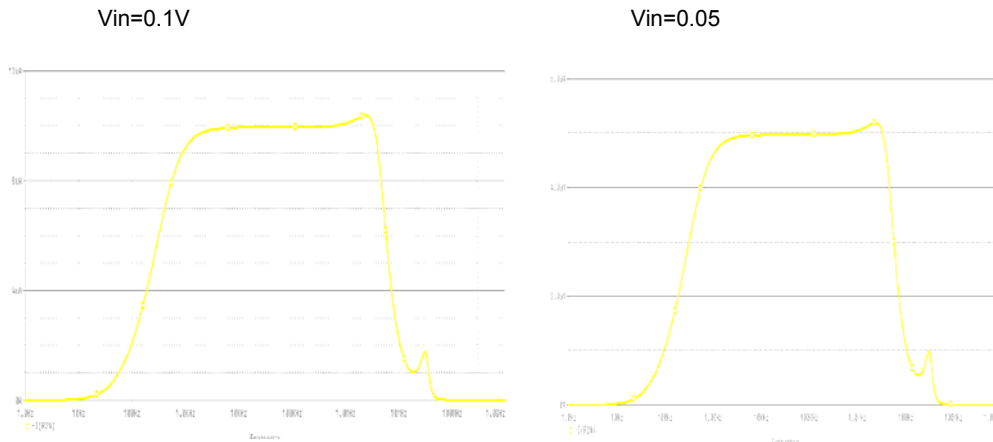


Fuente: Autoras del proyecto.

Las pruebas preliminares de la fuente mejorada se realizaron por medio de la simulación en función de la frecuencia para la señal de salida, como se muestra en la Figura 28 para cada uno de los niveles de voltaje a la entrada de la fuente howland.

Figura 28. Resultados de la simulación a la salida de la fuente Howland.





Fuente: Autoras del proyecto.

Por lo anterior, la configuración de la fuente Howland diseñada funciona linealmente entre 10KHz y 1Mhz para voltajes de entrada a la fuente mejorada menores a 500mV. Igualmente, el equipo presenta una corriente máxima de excitación de 40 μ A, de esta manera se obtiene mayor amplitud de la señal de voltaje en el tejido post-mortem.

3.2.4 Adecuación de la señal. La etapa de adecuación consta de dos sub-etapas: El multiplexor (ADG604) y el atenuador, como se muestra en la *Figura 29*.

La función del multiplexor es seleccionar el valor de la resistencia R2, la cual determina el factor de atenuación según se muestra en la siguiente relación:

$$G = \frac{R_2}{R_1}$$

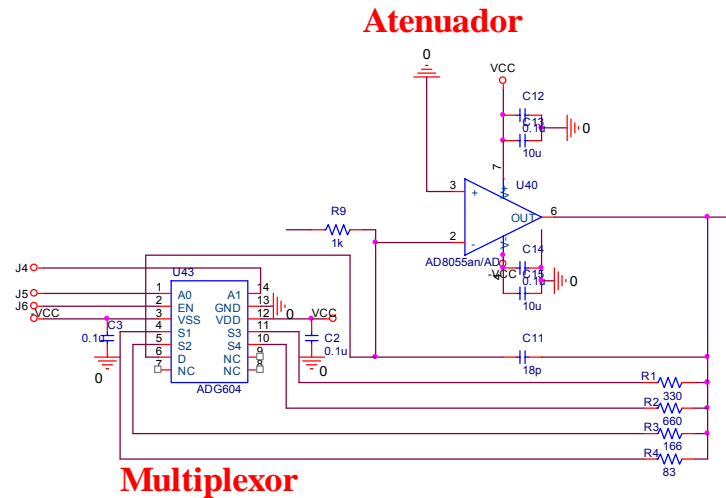
Están dispuestos cuatro valores de atenuación que, según las señales de selección, operan como se observa en la *Tabla 4*.

Tabla 4. Tabla de verdad del ADG604.

A1	A0	EN	ON Switch
X	X	0	None
0	0	1	1
0	1	1	2
1	0	1	3
1	1	1	4

Fuente: Hojas de datos del fabricante.

Figura 29. Configuración de adecuación de la señal.

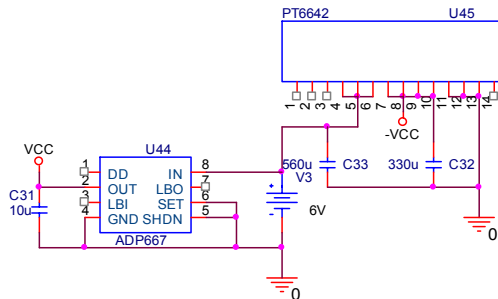


Fuente: Autoras del proyecto.

3.2.5 Etapa de alimentación. Esta etapa tiene como fin suministrar la energía necesaria para alimentar el sistema, los valores de voltaje requeridos para que los dispositivos operen de la mejor manera son +5 y -5V. Por lo anterior, se utilizaron dos reguladores: el ADP667 de la empresa Analog Device se encarga de suministrar +5V y el PT6642 de Texas Instruments -5V.

La *Figura 30*, muestra la configuración de esta etapa.

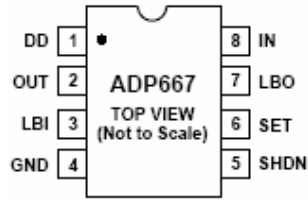
Figura 30. Configuración de la etapa de potencia.



Fuente: Autoras del proyecto.

La alimentación a +5 V generada por el regulador ADP667 es configurada por elementos pasivos externos, proporcionando hasta 250 mA y aceptando desde 3.5 V hasta 16.5 V logrando ajustar su salida en este mismo rango de voltajes por medio de la conexión de resistencias entre sus pines *set* y *out*. En la *Figura 31* se muestra el diagrama de este dispositivo.

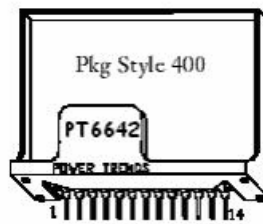
Figura 31. Regulador lineal ADP667.



Fuente: Autores de proyecto.

El regulador PT6640 de la empresa Texas Instruments se alimenta con un voltaje positivo para producir a la salida tensión negativa. El rango de tensión a la entrada se encuentra entre +8V y +25V con eficiencia del 85% para obtener a la salida tensiones entre -3V y -6.5V, además de un suministro de corriente de 4A. Su distribución de pines se muestra en la *Figura 32*.

Figura 32. Distribución de pines del PT6642.



Fuente: Hoja de datos del fabricante.

La etapa de potencia alimenta los dispositivos utilizados en la fuente de corriente teniendo en cuenta las características de fabricación de los mismos, *Tabla 5*.

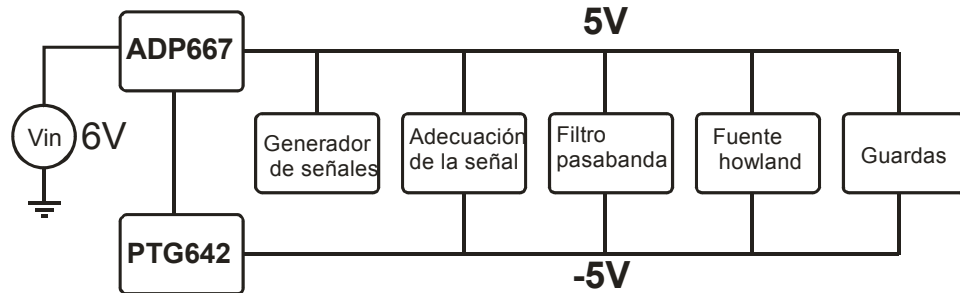
Tabla 5. Consumo de corriente y rango de voltaje.

Etapa	Dispositivo	Cantidad	Rango de tensión [V]		Consumo de corriente C/U	Corriente total
			Min	Max		
Generador	AD9833	1	2.3	5.5	4mA	4mA
Adecuación	ADG604	1	2.7	5.5	100pA	100pA
	AD8055	1	-5	5	5mA	5mA
Filtro	AD8610	2	5	13	2.5mA	5mA
Howland	AD8055	3	-5	5	5mA	15mA
Guardas	AD8055	2	-5	5	5mA	10mA

Fuente: Autoras del proyecto.

La *Figura 33* muestra el diagrama de bloques de la etapa de alimentación para las diferentes unidades funcionales del sistema.

Figura 33. Diagrama de bloques del sistema de Potencia.



Fuente: Autoras del proyecto.

3.3 DISEÑO LA PCB DE LA FUENTE DE EXCITACIÓN.

Según la cantidad de capas los PCB pueden ser de una cara, de doble cara, multicapa y flexibles. Según las tecnologías de montaje de componentes pueden ser *Through Hole Technology* (THT) y *Surface Mount Technology* (SMT).

La PCB se desarrolló en una placa de doble cara (posee caminos conductores en ambos lados de la lámina) con tecnología de montaje superficial; esto para solucionar el problema de la imposibilidad de interconexión de varios componentes con muchos terminales sobre un mismo plano.

Para realizar el montaje superficial en la PCB se implementó tecnología *Surface Mount Technology* (SMT) ya que brinda la posibilidad de integrar muchos componentes en poco espacio de un circuito impreso. Sin embargo, en casos como el nuestro la utilización de esta tecnología se ve limitada por factores comerciales y económicos, lo que llevó a la implementación del dispositivo, combinando dicha técnica con la tecnología *Through Hole Technology* (THT) (Alvarez R., 2002).

Para garantizar el correcto funcionamiento de esta tarjeta fue necesario tener en cuenta algunas consideraciones de diseño de tarjetas de circuitos impresos (PCB) de doble cara como lo es la compatibilidad electromagnética EMC, la cual establece los límites de la interferencia electromagnética EMI, los campos electromagnéticos (EMF) y las interferencia de radio frecuencia RFI, dadas por la norma IPC 2221.

3.3.1 Compatibilidad Electromagnética. El equipo o sistema debe ser capaz de operar adecuadamente en ese entorno sin ser interferido por otro (inmunidad o otra susceptibilidad electromagnética).

No debe ser fuente de interferencias que afecten a otros equipos de ese entorno (emisiones electromagnéticas), o a subsistemas del mismo.

3.3.2 Interferencia Electromagnética. La interferencia electromagnética es generada por las variaciones en la corriente eléctrica y en las caídas de tensión (ruido electromagnético) ocasionadas por el uso de las maquinas eléctricas e inclusive otros equipos electrónicos.

Además, existen otras posibles causas de interferencia electromagnética tales como: los fenómenos atmosféricos (rayos, etc.) el mismo cuerpo humano el cual puede generar tensión estática y hasta la misma interacción con otros componentes electrónicos.

El ruido térmico, el cual se produce por las fluctuaciones estadísticas del movimiento electrónico en los conductores debido a la temperatura es una de las fuentes naturales que causan mayor interferencia en el desempeño de un sistema.

Una de las causas por las cuales los componentes pasivos desarrollan en los PCB interferencia de RF no deseada, es que los mismos componentes presentan características “ocultas” que sólo se manifiestan a altas frecuencias, cada una de las resistencias, capacitores, bobinas e incluso pistas en una PCB a altas frecuencias presentan comportamientos muy diferentes a los de bajas frecuencias.

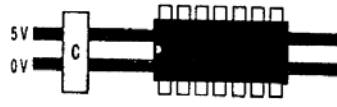
Cada pista en la PCB tiene un valor de impedancia finita, la inductancia de esa impedancia es otra causa en el desarrollo de interferencia de RF dentro de una PCB. Las pistas en una tarjeta pueden ser muy inductivas, sobre todo pistas que son eléctricamente largas. En el dominio de frecuencia, una línea de la transmisión eléctricamente larga, es una que excede aproximadamente $1/10$ de la longitud de onda λ de las señales presentes de las pistas.

Para minimizar la interferencia de RF de una PCB, se usó, donde fue posible, el concepto de cancelación o minimización de flujo magnético, el cual consiste en tener un camino de retorno adyacente y paralelo a su fuente. La suma de los campos magnéticos emitidos hace que éstos se cancelen o minimicen debido a que estos campos tienen aproximadamente la misma magnitud pero direcciones opuestas

Para asegurar el correcto desempeño de los dispositivos, los condensadores de desacople que el fabricante recomienda han sido tenidos en cuenta, y se ubicaron lo más cerca posible a los respectivos pines de alimentación. La mayoría de las capacitancias de desacople son de $0.1\mu\text{F}$ y $10\mu\text{F}$, cerámicas, colocadas en paralelo.

En la *Figura 34* se muestra la implementación que se uso para la ubicación de algunos condensadores en la PCB, para componentes con pines de alimentación y tierra ubicados en un único y en diferentes lados del dispositivo, con longitudes pequeñas de las pistas.

Figura 34. Ubicación de condensadores de desacople en una PCB.



Fuente: Hoja de datos del fabricante.

3.3.3 Topología de la PCB. El diseño de la tarjeta ha sido planteado en bloques diferentes cada uno con su respectiva ubicación. El área de la PCB está definida por los bloques funcionales como se muestra en la *Figura 35*.

Figura 35. Distribución de bloques de la PCB diseñado.

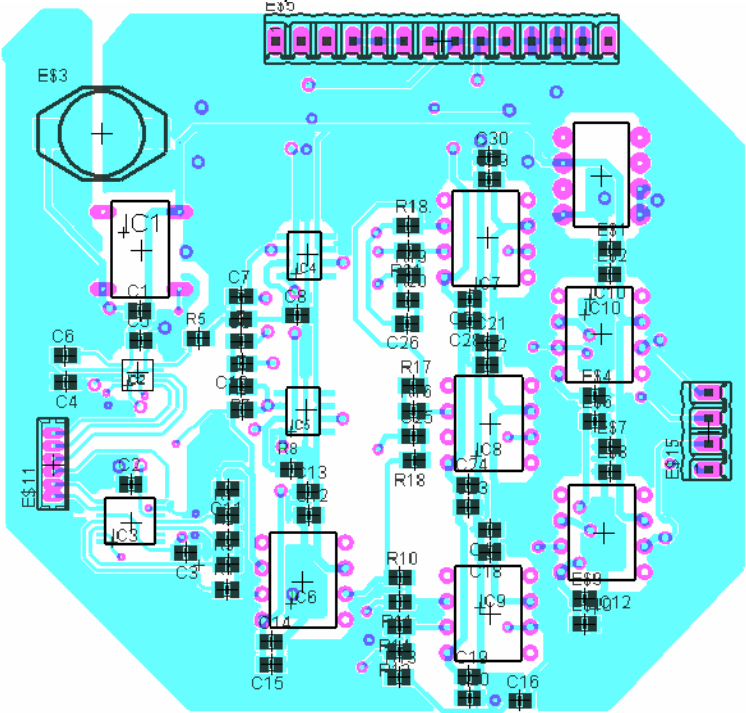


Fuente: Autoras del proyecto.

En cuanto a los elementos pertenecientes a cada etapa se han colocado lo más cerca posible al integrado que los requiere, esto con el fin de identificar cada uno de ellos así como la etapa a la que pertenecen y de esta manera permite elaborar un enrutado característico y que se acomode lo más posible para evitar interferencias electromagnéticas, longitudes y anchos grandes de pistas.

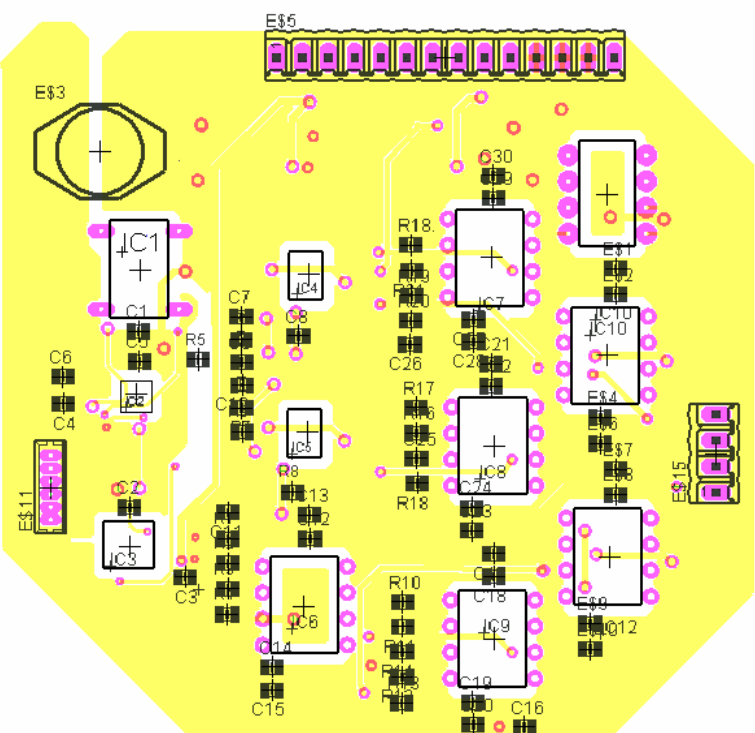
En las *Figuras 36a* y *36b*, se muestra el diseño la PCB, y en la tabla 6, la distribución de las resistencias y condensadores con sus respectivos valores necesarios en el diseño y comerciales.

Figura 36a. Diseño de la PCB. Top.



Fuente: Autoras del proyecto.

Figura 36b. Diseño de la PCB. Bottom.



Fuente: Autoras del proyecto.

Tabla 6. Resistencia y condensadores necesarios en el diseño.

Nombre en la PCB	Valor necesario	Valor disponible
C1, C2, C3, C5, C12, C14, C18, C20, C22, C24, C28, C30, C32, C34, C36, C38	0.1uF	0.1uF
C4, C6	10nF	10nF
C7	22pF	22pF
C8	11pF	11pF
C9, C10	68nF	68nF
C11,	18pF	18pF
C13, C15, C17, C19, C21, C23, C27, C29, C31, C33, C35, C37	10uf	10uf
C16, C26	1uF	1uF
C25	1pf	1pf
R1	330	330
R2	660	660
R3	166	166
R4	83	83
R5, R6	2K	2K
R7	25K	25K
R8, R10, R11, R12, R13, R15, R16, R17, R18, R19, R20	10K	10K
R9	1K	1K
R14, R21	20K	20K

Fuente: Autoras del proyecto.

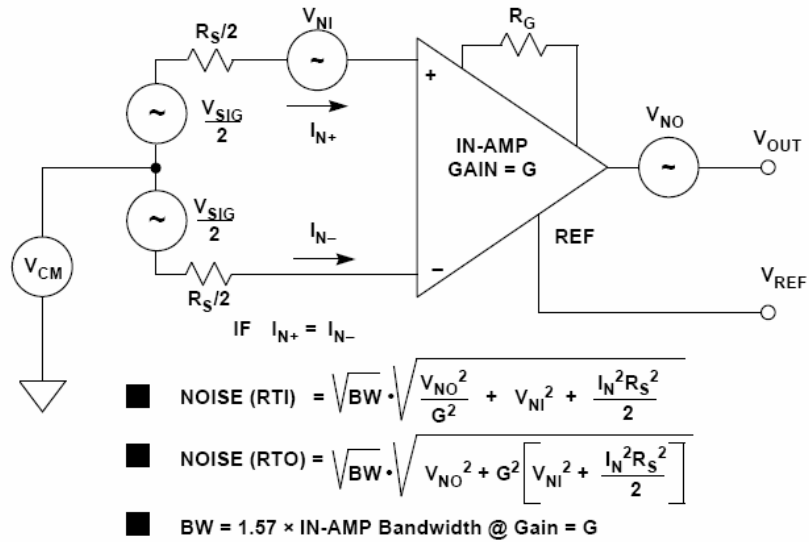
3.4 SELECCIÓN DE COMPONENTES Y ANÁLISIS DE RUIDO.

Debido a que las señales que se tratan en el sistema son de pequeña amplitud se requieren amplificadores con bajo ruido. Los amplificadores utilizados son el AD8610 y el AD8055 de la empresa Analog Device.

Estos amplificadores operacionales contienen un nivel de ruido de $6nV/\sqrt{Hz}$ y $1pA/\sqrt{Hz}$ de ruido de corriente a la entrada pero se hace necesario entender los efectos de las posibles fuentes de ruido asociados al sistema.

En la *Figura 37* se muestra el modelo de ruido de un amplificador operacional, donde se pueden observar dos fuentes de ruido características de esta clase de amplificadores identificados en la *Figura* como V_{NI} y V_{NO} en la entrada y en la salida del amplificador respectivamente. Los valores de ruido introducidos por estas fuentes, se amplifican con la ganancia que aporta cada amplificador. Se consideró que el AD8055 está configurado como un atenuador y los demás amplificadores con $G=1$.

Figura 37. Modelo de ruido del amplificador operacional.



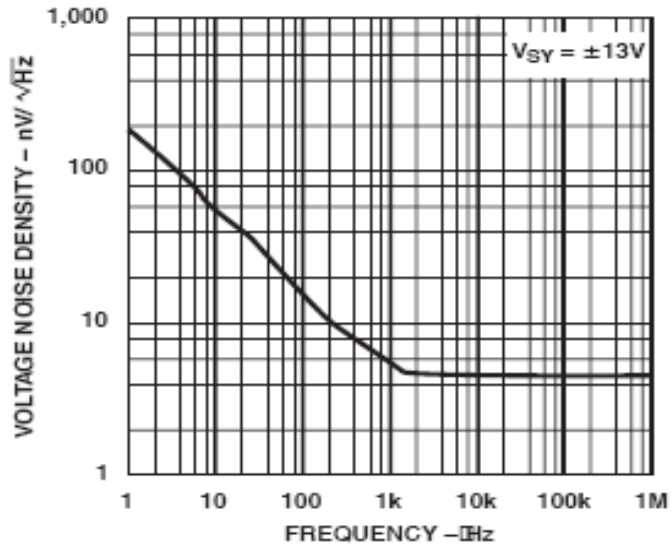
Fuente: Practical Design Techniques for Sensor Signal Conditioning. Capítulo 3. Amplifiers for signal conditioning. Analog Devices. 1999.

V_{NI} = Voltaje de ruido a la entrada.

V_{NO} = Voltaje de ruido a la salida.

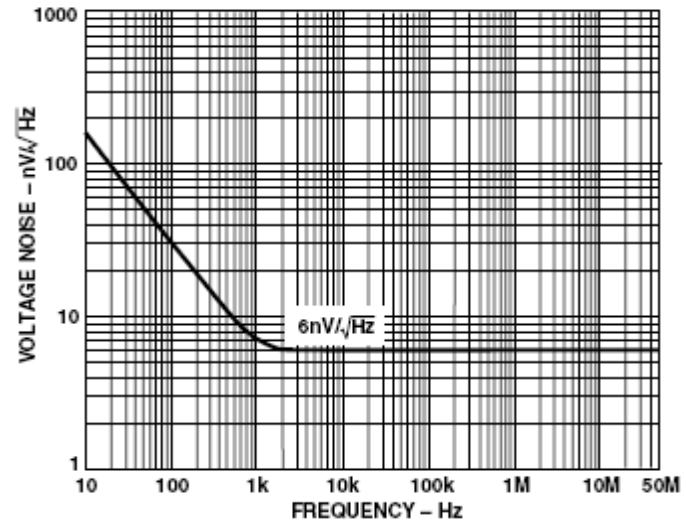
El voltaje de ruido a la entrada entre el ancho de banda de interés (1KHz y 1MHz), es el mínimo en ambos amplificadores, como se observa en las Figuras 38a y 38b.

Figura 38a. Espectro de voltaje de ruido a la entrada del AD8055.



Fuente: Hojas de datos del fabricante.

Figura 38b. Espectro de voltaje de ruido a la entrada del **AD8610**.



Fuente: Hojas de datos del fabricante.

4 RESULTADOS Y ANÁLISIS.

En este capítulo se muestran los resultados obtenidos en las mediciones realizadas en el Hospital Universitario de Santander en cadáveres que se encuentran en las salas de medicina interna o en la morgue. En primer lugar se presenta el protocolo y las precauciones necesarias para realizar mediciones en tejido post-mortem, en segundo lugar, el procedimiento que se lleva a cabo para la calibración de la sonda y por último, el registro del Espectro de Impeditividad para cada una de las zonas descritas en el ítem 2.6.

4.1 MEDICIONES EX - VIVO EN HUMANOS: PROTOCOLO DE MEDICIÓN.

4.1.1 Precauciones y seguridad biológica. Al trabajar con tejido biológico es necesario tener ciertos cuidados especiales para prevenir: el daño de equipos, resultados erróneos en la investigación y la adquisición de enfermedades que se pueden obtener al manipular muestras infectadas. Entre los aspectos a considerar se encuentran las características de la zona de trabajo y las condiciones de seguridad en el laboratorio.

- **Características de la zona de trabajo.**

Ergonomía. Todo debe estar al alcance de la mano, identificado y ordenado.

Seguridad. Toda posible fuente de peligro debe ser identificada, y se debe conocer y disponer de todos los medios necesarios para prevenir, contener y neutralizar situaciones de riesgo.

Comodidad. La altura de la mesa, su superficie, la iluminación, el asiento, deben estar pensados para permitir un trabajo agradable y sin fatiga innecesaria.

Responsabilidad. Cada persona que participa en el desarrollo de la investigación debe ser responsable de su área de trabajo. La precisión, la organización, el orden, la limpieza, etc. Deben presidir su quehacer. Equipos encendidos inutilizados, conexiones peligrosas, instrumental sucio, muestras sin identificar, constituyen una lista de hechos que nunca deberían ocurrir.

- **Seguridad en el laboratorio.** La seguridad en el laboratorio se puede definir como la situación carente de riesgos, o con un riesgo limitado, que resulta del cumplimiento de un conjunto de normas y prácticas dictadas para lograr este fin.

En principio, el trabajo en el laboratorio no es peligroso por sí mismo. Sin embargo, existe la posibilidad de que se produzcan accidentes: el trabajador está expuesto a sustancias, agentes y muestras infecciosas, equipos, etc.

Todos estos son factores potenciales de riesgo que pueden producir lesiones y enfermedades. Todo aquello que constituya un riesgo potencial debe ser adecuadamente identificado y clasificado en términos de lo que es y no es razonablemente aceptable.

La seguridad frente al riesgo es un procedimiento científico que puede ser definido perfectamente para cada circunstancia. Podemos hablar de seguridad como un conjunto de protocolos de trabajo que deben incluir no sólo el conocimiento del riesgo y las normas de prevención sino también la definición de las normas de actuación cuando la seguridad se quiebra y ocurre un accidente.

En una investigación existen variados factores de riesgo tales como, adquisición de enfermedades infectocontagiosas debido a la inadecuada manipulación de cadáveres; sobrecalentamiento y cortocircuito de equipos, así como la exposición a voltajes y corrientes por parte del operador, lo que produciría un shock eléctrico, esto último es poco probable que se presente en este procedimiento debido a que los valores de tensión y corriente manejados en este caso no son lo suficientemente altos como para causar algún efecto en el organismo.

Debido a lo anterior es necesario considerar medidas de seguridad que vienen definidas algunas como prevención, las cuales consideramos “barreras”. Si las barreras fallan y ocurre el accidente, es posible efectuar un tratamiento precoz y adecuado para evitar un mal mayor, y posteriormente hacer un diagnóstico del fallo: ¿Qué fue lo que no funcionó? ¿Estaba previsto este tipo de fallo? Si no lo estaba, ¿pudo haberse evitado? En función de las respuestas se puede modificar el protocolo?

Las barreras se rompen por fallos humanos y/o errores mecánicos; existen varios tipos de barreras, las cuales se tienen en cuenta al considerar la seguridad en nuestra investigación:

- **Barreras primarias (las localizadas en torno al origen del riesgo).** Contenedores, equipo e instrumental correcto, excelentes conexiones, protecciones y “buena práctica” (la técnica de trabajo rigurosa y ordenada es probablemente la mejor protección que existe). El uso de desinfectantes (que

deben estar preparados y “a mano”) en caso de derrames o salpicaduras de sangre y productos orgánicos es una medida precoz y sumamente efectiva.

- **Barreras Secundarias.** Localizadas en el círculo del operador: Incluye la higiene personal rigurosa, la vacunación, programas de salud laboral y la vestimenta:

Ropa. Debe llevarse siempre bata; se desecharán las sandalias, ya que al llevar los dedos al aire están expuestos a recibir un vertido o a dañarse con cristales rotos. La bata debe quitarse antes de abandonar el laboratorio.

Guantes. Su uso está recomendado cuando se trata de manejo de agentes patógenos, sangre, materiales relacionados con hepatitis y SIDA; como en este caso. Los guantes deben ser desechados después de finalizada la tarea. Hay que tener especial precaución para no transformarlos en un vehículo de transmisión de la infección por todo el laboratorio.

Es importante considerar además el lavado de manos con jabón antiséptico y con toallas desechables cada vez que se termina una sesión.

Las heridas en las manos deben vigilarse, ya que una erosión o una herida pequeña puede ser puerta de entrada a la infección. En caso de tener una herida debe cubrirse con material resistente al agua.

El lavado de manos es una costumbre obligada, sobre todo en prevención de riesgos biológicos. El lavado de manos es esencial para la autoprotección y para evitar ser un vínculo de transmisión.

Por último se tiene en cuenta como recomendación, que al trabajar en el laboratorio los mostradores deben estar limpios y ordenados; las superficies de trabajo del laboratorio deben ser descontaminadas con cualquier desinfectante, como el hipoclorito sódico, cuando se produzca cualquier salpicadura de un material potencialmente infeccioso y al finalizar las actividades de trabajo; por otro lado todos los materiales potencialmente contaminados tienen que ser descontaminados antes de reutilizarlos o desecharlos; no se debe comer, beber, o fumar en el laboratorio, ni almacenar en el ningún tipo de alimento o bebida; finalmente no se debe tocar ni frotar los ojos mientras se trabaja, ya que la conjuntiva es una puerta de entrada para microorganismos.

4.1.2 Procedimiento de medición. Se diseñó un procedimiento para realizar las mediciones con el fin de estandarizar la toma de datos para investigar el tanatocronodiagnóstico en humanos basado en Espectroscopía de Impedancia Eléctrica.

Se consideran los efectos producidos al variar factores tales como el tiempo transcurrido desde el deceso hasta que son realizadas las medidas, esto con el fin de establecer condiciones de aplicación de dicho método.

Para la obtención satisfactoria del Espectro de Impeditividad es necesario tomar en consideración aspectos como las condiciones del laboratorio, recomendadas cuando se trabaja con material biológico y en las cuales también se nombran algunas condiciones de seguridad para las personas que participan en la investigación.¹

Los datos se toman siguiendo la siguiente secuencia:

1. Vestirse adecuadamente para trabajar en la morgue: bata, tapa boca, guantes, gorro y gafas.
2. Preparar los instrumentos de medida del Espectro de Impeditividad (bioimpedanciómetro y sonda).
3. Desnudar y secar los cadáveres para evitar la mezcla de sustancias segregadas por el cuerpo que alteren la interface electrodo-piel.
4. Limpiar la sonda de medición con agua desmineralizada para evitar lecturas incorrectas debido a presencia de otras sustancias que alteren los resultados.
5. Ubicar la sonda en las zonas del cuerpo relacionadas en la Tabla 7.
6. Tomar y recolectar los datos con el bioimpedanciómetro y la interface elaborada. Realizar diez mediciones en las regiones descritas en la Tabla 7, con un intervalo de 30 minutos en un mismo punto.
7. Limpiar la sonda de medición con hipoclorito.
8. Registrar la epicrisis del cadáver.

Tabla 7. Orden en la toma de datos.

Parte del cuerpo	Toma
Mucosa oral	1
Esclerótica ocular	2
Piel región torácico anterior	3
Piel región inguinal	4

Fuente: Autoras del proyecto.

¹ Condición de laboratorio – Seguridad en el laboratorio

Nota: Es indispensable registrar la epicrisis para conocer las causas de muerte del individuo.

Es importante resaltar que la sonda de medición debe ser lavada con agua desmineralizada antes de realizar una nueva medición.

4.1.3 Calibración de la sonda. La sonda de medición se calibró en el Laboratorio de Investigación en Materia Condensada –LIMCO- del grupo de investigación CIMBIOS. Este proceso consistió primero, en depositar en diferentes recipientes cantidades de solución salina (NaCl al 0.9%) y agua desmineralizada siguiendo el protocolo de medición descrito (Miranda et al 2007). Se midió, para cada solución electrolítica, la conductividad eléctrica utilizando un conductivímetro diseñado en proyectos anteriores (Jaimes S. y Valencia J., 2006). Para cada solución electrolítica se midió el espectro de impedancia eléctrica con la sonda de medición.

En las tablas 8 a la 12 y en la *Figura 39*, se presentan los resultados obtenidos. Para la *Figura 39* el eje de las abscisas corresponde a la frecuencia de la señal sinusoidal y la ordenada, al voltaje medido con el Bioimpedanciómetro. Este voltaje corresponde a la salida del sincrónico, el cual corresponde a la parte real de la resistividad, dado que tiene la forma:

$$V_o(t) = 2 \cdot \frac{V}{\pi} \cos(\varphi) \quad \text{Donde, } V = \text{Amplitud de la respuesta en voltaje del tejido}$$

$V_o = \text{Voltaje medido por Bioimpedanciometro}$
 $\varphi = \text{Ángulo desfase entre } I_{\text{Aplicada}} \text{ y } V$

Tabla 8. Conductividad 5007,7 $\mu\text{S/cm}$, medida a 22°C, Laboratorio LIMCO.

Conductividad 5007,7 $\mu\text{S/cm}$					
Pasos	f(Khz)	V(V)	Pasos	f(Khz)	V(V)
1	10	0.5668	11	373.1	0.4975
2	46.31	0.5701	12	409.4	0.4883
3	82.6	0.5662	13	445.78	0.4678
4	118.9	0.5642	14	482.1	0.4513
5	155.2	0.5622	15	518.4	0.4296
6	191.5	0.5503	16	554.73	0.4084
7	227.8	0.5451	17	591	0.3873
8	264.2	0.5352	18	627.3	0.3761
9	300.5	0.522	19	663.6	0.3523
10	336.8	0.5127	20	700	0.3325

Fuente: Autoras del proyecto.

Tabla 9. Conductividad 3776 $\mu\text{S/cm}$, medida a 22°C, Laboratorio LIMCO.

Conductividad 3776 $\mu\text{S/cm}$					
Pasos	F(Khz)	V(V)	Pasos	F(Khz)	V(V)
1	10	0.6949	11	373.1	0.5787
2	46.31	0.6988	12	409.4	0.553
3	82.6	0.7008	13	445.78	0.5206
4	118.9	0.6823	14	482.1	0.5028
5	155.2	0.6625	15	518.4	0.4817
6	191.5	0.6579	16	554.73	0.4586
7	227.8	0.6434	17	591	0.4322
8	264.2	0.6249	18	627.3	0.4058
9	300.5	0.6071	19	663.6	0.3761
10	336.8	0.5992	20	700	0.3504

Fuente: Autoras del proyecto.

Tabla 10. Conductividad 2480 $\mu\text{S/cm}$, medida a 22°C, Laboratorio LIMCO.

Conductividad 2480 $\mu\text{S/cm}$					
Pasos	f(Khz)	V(V)	Pasos	f(Khz)	V(V)
1	10	1.0361	11	373.1	0.7906
2	46.31	1.0407	12	409.4	0.7424
3	82.6	1.0302	13	445.78	0.6969
4	118.9	1.0098	14	482.1	0.6493
5	155.2	0.9958	15	518.4	0.6025
6	191.5	0.9701	16	554.73	0.5536
7	227.8	0.9437	17	591	0.5068
8	264.2	0.9067	18	627.3	0.4619
9	300.5	0.8724	19	663.6	0.415
10	336.8	0.8348	20	700	0.368

Fuente: Autoras del proyecto.

Tabla 11. Conductividad 1312 $\mu\text{S/cm}$, medida a 22°C, Laboratorio LIMCO.

Conductividad 1312 $\mu\text{S/cm}$					
Pasos	f(Khz)	V(V)	Pasos	f(Khz)	V(V)
1	10	1.7717	11	373.1	0.9833
2	46.31	1.7753	12	409.4	0.8856
3	82.6	1.7331	13	445.78	0.784
4	118.9	1.6704	14	482.1	0.6784
5	155.2	1.5813	15	518.4	0.6104
6	191.5	1.475	16	554.73	0.5094
7	227.8	1.3912	17	591	0.4276
8	264.2	1.2935	18	627.3	0.3504
9	300.5	1.1608	19	663.6	0.2943
10	336.8	1.0915	20	700	0.291

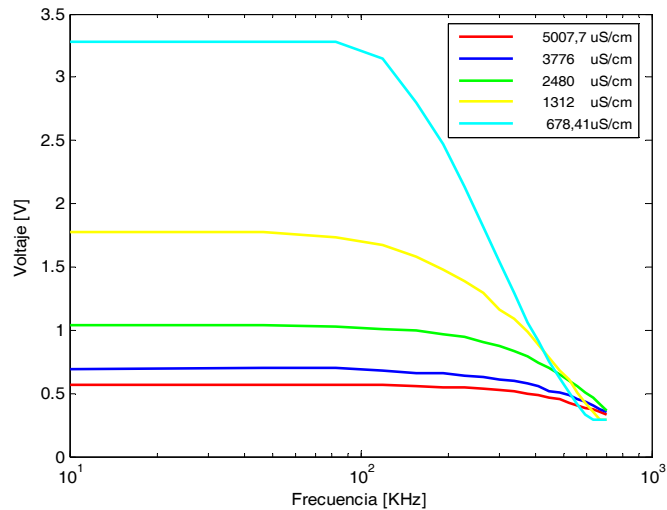
Fuente: Autoras del proyecto.

Tabla 12. Conductividad 678,41 $\mu\text{S/cm}$, medida a 22°C, Laboratorio LIMCO.

Conductividad 1312 $\mu\text{S/cm}$					
Pasos	f(Khz)	V(V)	Pasos	f(Khz)	V(V)
1	10	3.2841	11	373.1	1.0599
2	46.31	3.2841	12	409.4	0.916
3	82.6	3.2841	13	445.78	0.749
4	118.9	3.1448	14	482.1	0.6196
5	155.2	2.7983	15	518.4	0.5075
6	191.5	2.4683	16	554.73	0.4157
7	227.8	2.1377	17	591	0.3332
8	264.2	1.8123	18	627.3	0.291
9	300.5	1.5377	19	663.6	0.291
10	336.8	1.2922	20	700	0.291

Fuente: Autoras del proyecto.

Figura 39. Espectro de voltaje para cada conductividad.



Fuente: Autoras del proyecto.

Éstos resultados permiten mostrar que el bioimpedanciometro opera correctamente para frecuencias inferiores a 250KHz, dado que el comportamiento de la parte real de la resistividad compleja es de la forma:

$\text{Re}\{\rho\} = \rho' = \frac{1}{\sigma'} = \text{Constante}$, por esta razón, es posible afirmar que la parte real de resistividad compleja no depende de la frecuencia (Schwan H., 1957).

Igualmente el bioimpedanciometro funciona para un rango de voltaje que va desde $V_{\text{OFFSET}}=0.291\text{V}$ hasta $V_{\text{MAX}}=3.3\text{V}$, cuyos resultados se obtienen para $\sigma=678.41\mu\text{S/cm}$ y $\sigma=5007.7\mu\text{S/cm}$ respectivamente.

La segunda etapa del proceso de calibración consistió en organizar los datos, de tal forma que relacionara linealmente la parte real de la resistividad compleja

con el voltaje para cada una de las frecuencias del espectro, es decir, establecer una relación de la forma:

$$\rho = mV + b$$

ρ = Resistividad
 m = pendiente
 V = Voltaje
 b = Corte con el eje

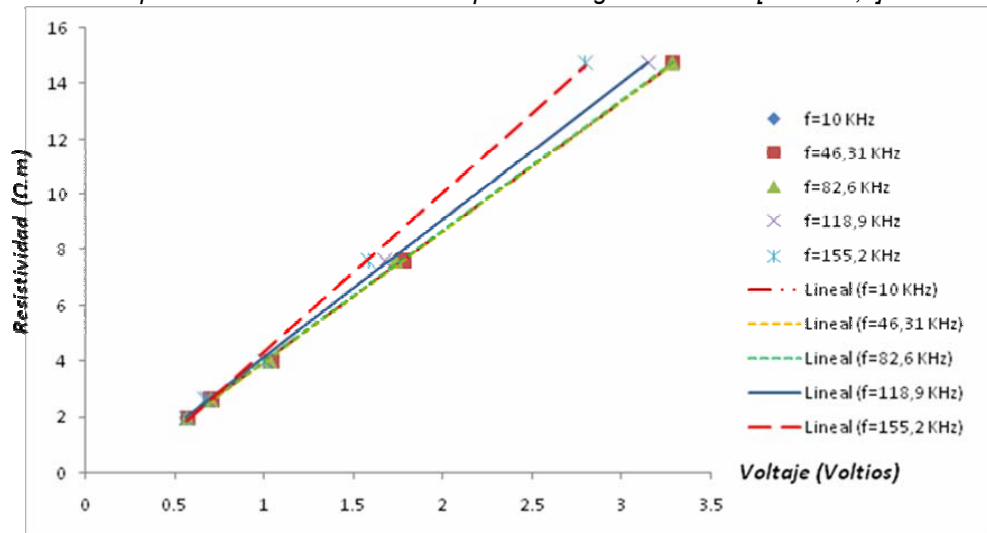
En las tablas 13 y 14 y en las Figuras 40 y 41, se muestra la relación lineal entre la resistividad y el voltaje. Para las Figuras 40 a 43 el eje de las abscisas corresponde al voltaje medido con el Bioimpedanciometro y la ordenada, a la parte real de la resistividad compleja medida con el conductivimetro.

Tabla 13. Comportamiento de la resistividad para el rango frecuencial [10 -155,2]KHz .

f = 10 KHz							
Muestras	Conductividad (uS/cm)	Conductividad (S/m)	Resistividad (Ω.m)	Voltaje (V)	m	b	R
1	5007.7	0.50077	1.996924736	0.5668	4.694	-0.696	0.999
2	3776	0.3776	2.648305085	0.6949			
3	2480	0.248	4.032258065	1.0361			
4	1312	0.1312	7.62195122	1.7717			
5	678.41	0.067841	14.74034876	3.2841			
f = 46,31 KHz							
Muestras	Conductividad (uS/cm)	Conductividad (S/m)	Resistividad (Ω.m)	Voltaje (V)	m	b	R
1	5007.7	0.50077	1.996924736	0.5701	4.701	-0.720	0.999
2	3776	0.3776	2.648305085	0.6988			
3	2480	0.248	4.032258065	1.0407			
4	1312	0.1312	7.62195122	1.7753			
5	678.41	0.067841	14.74034876	3.2841			
f = 82,6 KHz							
Muestras	Conductividad (uS/cm)	Conductividad (S/m)	Resistividad (Ω.m)	Voltaje (V)	m	b	R
1	5007.7	0.50077	1.996924736	0.5662	4.706	-0.676	0.999
2	3776	0.3776	2.648305085	0.7008			
3	2480	0.248	4.032258065	1.0302			
4	1312	0.1312	7.62195122	1.7331			
5	678.41	0.067841	14.74034876	3.2841			
f = 118,9 KHz							
Muestras	Conductividad (uS/cm)	Conductividad (S/m)	Resistividad (Ω.m)	Voltaje (V)	m	b	R
1	5007.7	0.50077	1.996924736	0.5642	4.951	-0.794	0.999
2	3776	0.3776	2.648305085	0.6823			
3	2480	0.248	4.032258065	1.0098			
4	1312	0.1312	7.62195122	1.6704			
5	678.41	0.067841	14.74034876	3.1448			
f = 155,2 KHz							
Muestras	Conductividad (uS/cm)	Conductividad (S/m)	Resistividad (Ω.m)	Voltaje (V)	m	b	R
1	5007.7	0.50077	1.996924736	0.5622	5.711	-1.330	0.998
2	3776	0.3776	2.648305085	0.6625			
3	2480	0.248	4.032258065	0.9958			
4	1312	0.1312	7.62195122	1.5813			
5	678.41	0.067841	14.74034876	2.7983			

Fuente: Autoras del proyecto.

Figura 40. Comportamiento de la resistividad para el rango frecuencial [10 - 155,2]KHz.



Fuente: Autoras del proyecto.

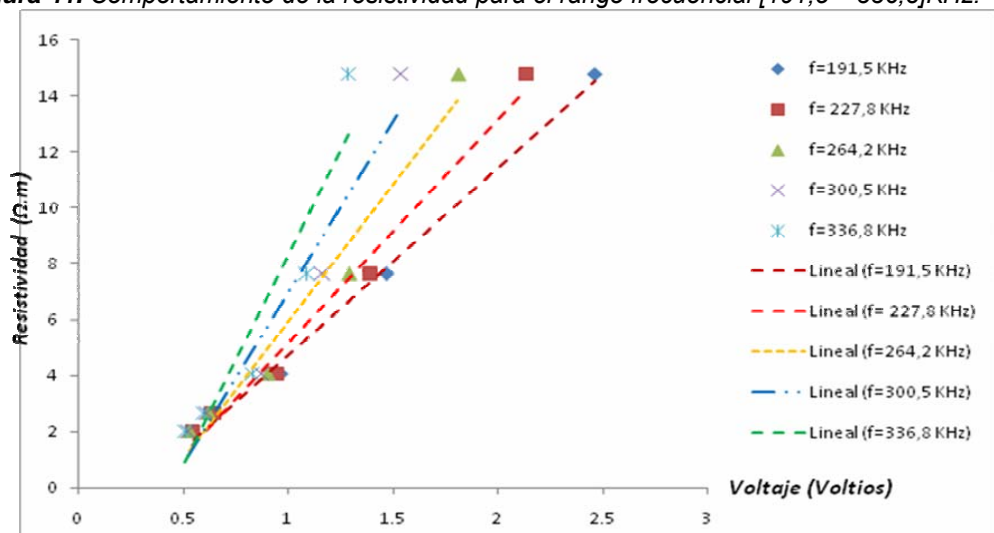
Tabla 14. Comportamiento de la resistividad para el rango frecuencial [191,5 – 336,8]KHz.

f = 191,5 KHz							
Muestras	Conductividad (uS/cm)	Conductividad (S/m)	Resistividad (Ω.m)	Voltaje (V)	m	b	R
1	5007.7	0.50077	1.99692474	0.5503	6.683	-1.975	0.995
2	3776	0.3776	2.64830509	0.6579			
3	2480	0.248	4.03225807	0.9701			
4	1312	0.1312	7.62195122	1.475			
5	678.41	0.067841	14.7403488	2.4683			
f = 227,8 KHz							
Muestras	Conductividad (uS/cm)	Conductividad (S/m)	Resistividad (Ω.m)	Voltaje (V)	m	b	R
1	5007.7	0.50077	1.99692474	0.5451	7.994	-2.843	0.986
2	3776	0.3776	2.64830509	0.6434			
3	2480	0.248	4.03225807	0.9437			
4	1312	0.1312	7.62195122	1.3912			
5	678.41	0.067841	14.7403488	2.1377			
f = 264,2 KHz							
Muestras	Conductividad (uS/cm)	Conductividad (S/m)	Resistividad (Ω.m)	Voltaje (V)	m	b	R
1	5007.7	0.50077	1.99692474	0.5352	9.807	-3.937	0.967
2	3776	0.3776	2.64830509	0.6249			
3	2480	0.248	4.03225807	0.9067			
4	1312	0.1312	7.62195122	1.2935			
5	678.41	0.067841	14.7403488	1.8123			
f = 300,5 KHz							
Muestras	Conductividad (uS/cm)	Conductividad (S/m)	Resistividad (Ω.m)	Voltaje (V)	m	b	R
1	5007.7	0.50077	1.99692474	0.522	12.210	-5.275	0.945
2	3776	0.3776	2.64830509	0.6071			
3	2480	0.248	4.03225807	0.8724			
4	1312	0.1312	7.62195122	1.1608			
5	678.41	0.067841	14.7403488	1.5377			

f = 336,8 KHz							
Muestras	Conductividad (uS/cm)	Conductividad (S/m)	Resistividad (Ω.m)	Voltaje (V)	m	b	R
1	5007.7	0.50077	1.99692474	0.5127	15.040	-6.820	0.884
2	3776	0.3776	2.64830509	0.5992			
3	2480	0.248	4.03225807	0.8348			
4	1312	0.1312	7.62195122	1.0915			
5	678.41	0.067841	14.7403488	1.2922			

Fuente: Autoras del proyecto.

Figura 41. Comportamiento de la resistividad para el rango frecuencial [191,5 – 336,8]KHz.



Fuente: Autoras del proyecto.

En las tablas 15 y 16 y en las Figuras 42 y 43, se muestra la relación exponencial $\rho = a e^{bv}$ entre la resistividad y el voltaje.

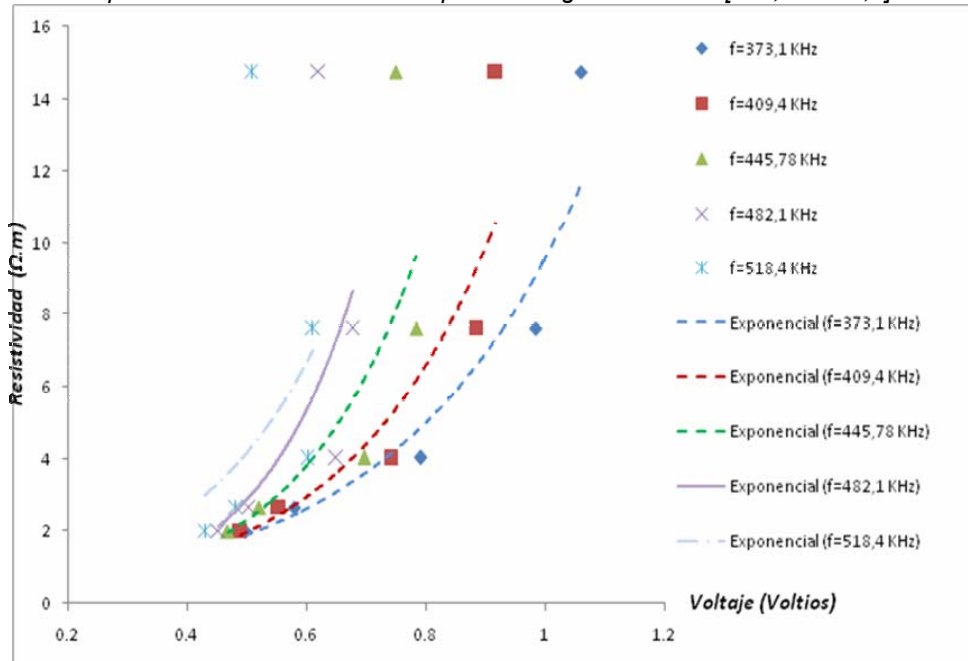
Tabla 15. Comportamiento de la resistividad para el rango frecuencial [373,1 – 518,4]KHz.

f = 373,1 KHz							
Muestras	Conductividad (uS/cm)	Conductividad (S/m)	Resistividad (Ω.m)	Voltaje (V)	m	b	R
1	5007.7	0.50077	1.99692474	0.4975	0.381	3.222	0.95
2	3776	0.3776	2.64830509	0.5787			
3	2480	0.248	4.03225807	0.7906			
4	1312	0.1312	7.62195122	0.9833			
5	678.41	0.067841	14.7403488	1.0599			
f = 409,4 KHz							
Muestras	Conductividad (uS/cm)	Conductividad (S/m)	Resistividad (Ω.m)	Voltaje (V)	m	b	R
1	5007.7	0.50077	1.99692474	0.4883	0.264	4.023	0.911
2	3776	0.3776	2.64830509	0.553			
3	2480	0.248	4.03225807	0.7424			
4	1312	0.1312	7.62195122	0.8856			
5	678.41	0.067841	14.7403488	0.916			

f = 445,78 KHz							
Muestras	Conductividad (uS/cm)	Conductividad (S/m)	Resistividad (Ω.m)	Voltaje (V)	m	b	R
1	5007.7	0.50077	1.99692474	0.4678	0.185	5.034	0.769
2	3776	0.3776	2.64830509	0.5206			
3	2480	0.248	4.03225807	0.6969			
4	1312	0.1312	7.62195122	0.784			
5	678.41	0.067841	14.7403488	0.749			
f = 482,1 KHz							
Muestras	Conductividad (uS/cm)	Conductividad (S/m)	Resistividad (Ω.m)	Voltaje (V)	m	b	R
1	5007.7	0.50077	1.99692474	0.4513	0.134	6.134	0.553
2	3776	0.3776	2.64830509	0.5028			
3	2480	0.248	4.03225807	0.6493			
4	1312	0.1312	7.62195122	0.6784			
5	678.41	0.067841	14.7403488	0.6196			
f = 518,4 KHz							
Muestras	Conductividad (uS/cm)	Conductividad (S/m)	Resistividad (Ω.m)	Voltaje (V)	m	b	R
1	5007.7	0.50077	1.99692474	0.4296	0.396	4.714	0.208
2	3776	0.3776	2.64830509	0.4817			
3	2480	0.248	4.03225807	0.6025			
4	1312	0.1312	7.62195122	0.6104			
5	678.41	0.067841	14.7403488	0.5075			

Fuente: Autoras del proyecto.

Figura 42. Comportamiento de la resistividad para el rango frecuencial [373,1 – 518,4]KHz.



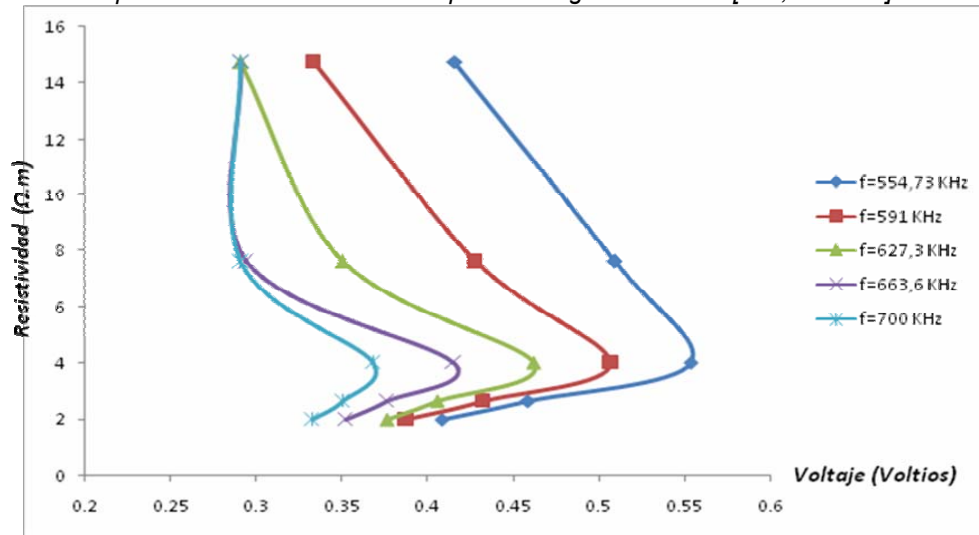
Fuente: Autoras del proyecto.

Tabla 16. Comportamiento de la resistividad para el rango frecuencial [554,73 – 700]KHz.

f = 554,73 KHz				
Muestras	Conductividad (uS/cm)	Conductividad (S/m)	Resistividad (Ω.m)	Voltaje (V)
1	5007.7	0.50077	1.99692474	0.4084
2	3776	0.3776	2.64830509	0.4586
3	2480	0.248	4.03225807	0.5536
4	1312	0.1312	7.62195122	0.5094
5	678.41	0.067841	14.7403488	0.4157
f = 591 KHz				
Muestras	Conductividad (uS/cm)	Conductividad (S/m)	Resistividad (Ω.m)	Voltaje (V)
1	5007.7	0.50077	1.99692474	0.3873
2	3776	0.3776	2.64830509	0.4322
3	2480	0.248	4.03225807	0.5068
4	1312	0.1312	7.62195122	0.4276
5	678.41	0.067841	14.7403488	0.3332
f = 627,3 KHz				
Muestras	Conductividad (uS/cm)	Conductividad (S/m)	Resistividad (Ω.m)	Voltaje (V)
1	5007.7	0.50077	1.99692474	0.3761
2	3776	0.3776	2.64830509	0.4058
3	2480	0.248	4.03225807	0.4619
4	1312	0.1312	7.62195122	0.3504
5	678.41	0.067841	14.7403488	0.291
f = 663,6 KHz				
Muestras	Conductividad (uS/cm)	Conductividad (S/m)	Resistividad (Ω.m)	Voltaje (V)
1	5007.7	0.50077	1.99692474	0.3523
2	3776	0.3776	2.64830509	0.3761
3	2480	0.248	4.03225807	0.415
4	1312	0.1312	7.62195122	0.2943
5	678.41	0.067841	14.7403488	0.291
f = 700 KHz				
Muestras	Conductividad (uS/cm)	Conductividad (S/m)	Resistividad (Ω.m)	Voltaje (V)
1	5007.7	0.50077	1.99692474	0.3325
2	3776	0.3776	2.64830509	0.3504
3	2480	0.248	4.03225807	0.368
4	1312	0.1312	7.62195122	0.291
5	678.41	0.067841	14.7403488	0.291

Fuente: Autoras del proyecto.

Figura 43. Comportamiento de la resistividad para el rango frecuencial [554,73 – 700]KHz.



Fuente: Autoras del proyecto.

Los datos anteriores permiten mostrar:

- Para frecuencias menores a 250KHz, existe un comportamiento lineal entre $Re\{\rho\}$ y V
- Para frecuencias mayores a 250KHz y menores a 500KHz, existe un comportamiento exponencial entre $Re\{\rho\}$ y V
- Para frecuencias mayores a 500KHz el bioimpedanciometro no funciona correctamente. Esto puede atribuirse a pérdidas dieléctricas en los conductores y principalmente a desfases introducidos a altas frecuencias por impedancias parásitas en la fuente Howland de corriente (Aguilera O. et. al. 2007).

4.1.4 Exploración inicial: Cantidad de Solución Salina (NaCl al 0.9%) y Agua Desmineralizada para Optimizar la Interface Electrodo-piel. La toma de datos se llevó a cabo en las instalaciones del Hospital Universitario de Santander en la sala de necropsia con los cadáveres provenientes de las salas de hospitalización del mismo, ya que los estudios preliminares no requerían cuerpos con tiempos cortos de fallecimiento.

El estudio preliminar se realizó en jornada diurna debido a que los cadáveres generalmente ingresaban a la sala de necropsia en horas de la madrugada, y consistió en determinar la concentración de solución salina en agua desmineralizada necesaria para minimizar la interface electrodo-piel para la medida de Espectro de Impeditividad.

El procedimiento consistió en depositar en diferentes recipientes cantidades de solución salina y agua desmineralizada para medir con el equipo diseñado por

(Jaimes S. y Valencia J., 2006) la conductividad de cada mezcla. A medida que se prepara la sustancia, primero, se deposita una cantidad pequeña sobre las zonas del cuerpo escogidas para la medición, segundo, se ubica la sonda de medición y por último se procede a realizar el registro de datos con el bioimpedanciometro. La toma de datos se realizó siguiendo el procedimiento descrito en el ítem 4.1.2.

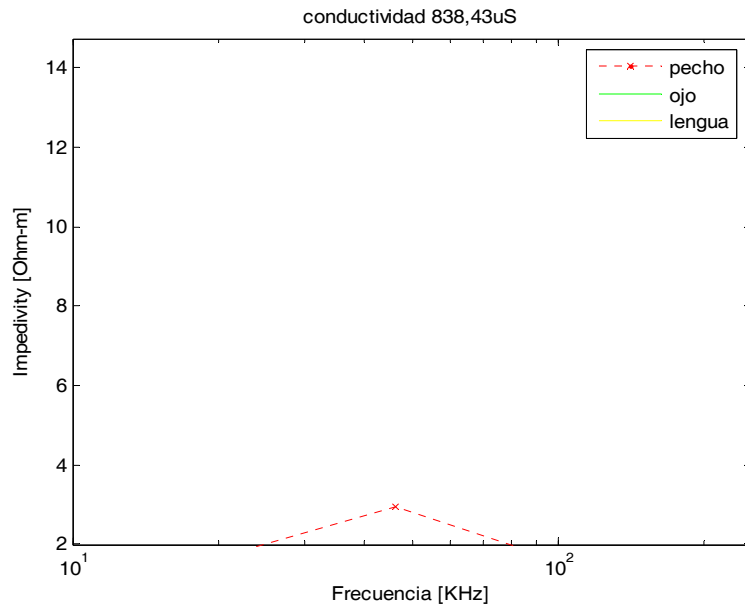
En las tablas 17 a 19 y las Figuras 44 a 46 se presentan los resultados obtenidos. Para las Figuras 44 a 46 el eje de las abscisas corresponde a la frecuencia de la señal sinusoidal y la ordenada, a la parte real de la resistividad compleja medida con el bioimpedanciometro.

Tabla 17. Conductividad 838,43 μ S/cm, medida 25°C, Morgue, Hospital Universitario de Santander.

Conductividad 838,43 μ S/cm										
Impedancia [Ω .m]	Frecuencia [KHz]									
	10	46,31	82,6	118,9	155,2	191,5	227,8	264,2	300,5	336,8
Lengua	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Ojo	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Torax	-	2.9313	1.9358	-	-	-	-	-	-	-

Fuente: Autoras del proyecto.

Figura 44. Espectro de impedancia de tejido post-mortem. Conductividad 838,43 μ S/cm.



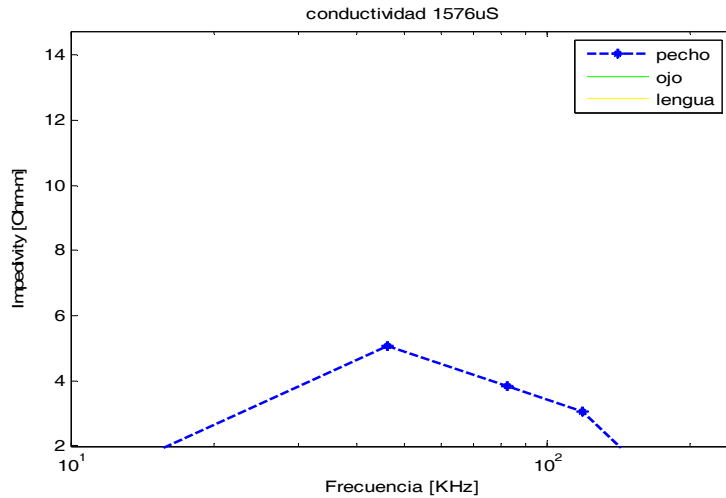
Fuente: Autoras del proyecto.

Tabla 18. Conductividad 1576 $\mu\text{S}/\text{cm}$, medida 25°C, Morgue, Hospital Universitario de Santander.

Conductividad 1576 $\mu\text{S}/\text{cm}$										
Impedancia [$\Omega\cdot\text{m}$]	Frecuencia [KHz]									
	10	46,31	82,6	118,9	155,2	191,5	227,8	264,2	300,5	336,8
Lengua	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Ojo	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Torax	-	5.0472	3.8427	3.0681	-	-	-	-	-	-

Fuente: Autoras del proyecto.

Figura 45. Espectro de impedancia de tejido post-mortem. Conductividad 1576 $\mu\text{S}/\text{cm}$.



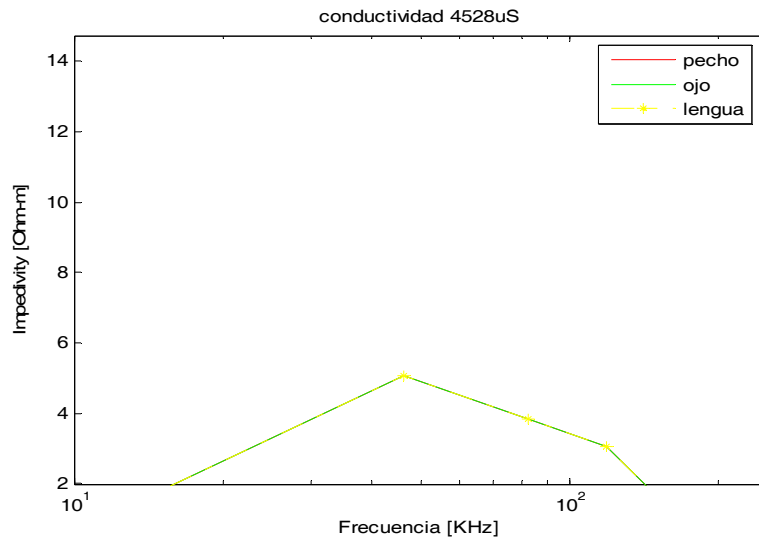
Fuente: Autoras del proyecto.

Tabla 19. Conductividad 4528 $\mu\text{S}/\text{cm}$, medida 25°C, Morgue, Hospital Universitario de Santander.

Conductividad 4528 $\mu\text{S}/\text{cm}$										
Impedancia [$\Omega\cdot\text{m}$]	Frecuencia [KHz]									
	10	46,31	82,6	118,9	155,2	191,5	227,8	264,2	300,5	336,8
Lengua	-	5.0472	3.8427	3.0681	-	-	-	-	-	-
Ojo	-	5.0472	3.8427	3.0681	-	-	-	-	-	-
Torax	-	5.0472	3.8427	3.0681	-	-	-	-	-	-

Fuente: Autoras del proyecto.

Figura 46. Espectro de impedividad de tejido post-mortem. Conductividad 4528 $\mu\text{S/cm}$.



Fuente: Autoras del proyecto.

Dado que el sistema de adquisición de datos del Bioimpedanciometro (Conversor Análogo Digital embebido en el DSP56F801) permite censar voltajes que se encuentren en el rango de 291mV a 3,3V; por lo tanto, el rango de resistividades que se puede medir corresponde a [1.90 - 14.74] $\Omega\cdot\text{m}$.

De acuerdo a las características eléctricas del equipo, se encuentra que el uso de solución salina no es necesaria para minimizar errores inducidos por el contacto directo entre los electrodos y la piel, dado que; cuando se agrega solución salina y agua desmineralizada al tejido post-mortem, la impedancia del mismo disminuye tomando valores por debajo del rango mínimo de medida de la parte real de la resistividad compleja del bioimpedanciometro. La *Figura 44*, muestra que la solución salina cuya conductividad es pequeña, es la que permite minimizar la interface electrodo-piel, disminuyendo de esta manera la impedancia entre los electrodos y el tejido. Lo anterior se reflejó en el Espectro de Impedividad obtenido.

Igualmente, la mucosa oral y la esclerótica ocular son las zonas que permiten mantener una óptima interface electrodo-piel, esto debido a que son zonas hidratadas que permiten un mejor contacto eléctrico.

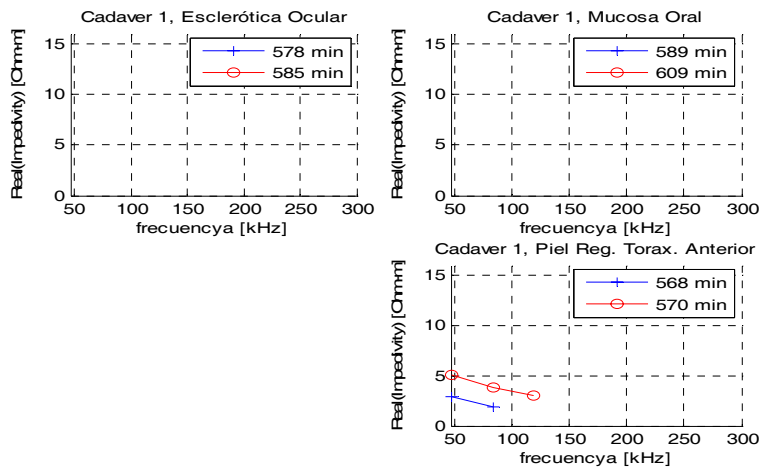
Por lo anterior, las características eléctricas del equipo permiten realizar mediciones en tejido post-mortem sin aplicar sustancias que alteren sustancialmente las características del cuerpo, permitiendo implementar el mismo en investigaciones judiciales.

4.2 MEDICIONES EN TEJIDO POSTMORTEM.

En la *Figura 47* se presenta el espectro de impedividad eléctrica para un cadáver junto con el respectivo control de registro. Las mediciones realizadas a los veinte cuerpos son presentadas en el anexo A.

Figura 47. Espectro de impedividad de tejido post-mortem, y control de registro. Cádaver 001.

Control de registro de cadáveres.			
Tanatocronodiagnóstico en humanos basado en espectroscopia de impedancia eléctrica, primera fase			
Código paciente	001	Edad	69 años
Peso	68 kg	Talla	1.68 m
Sexo	Masculino	Fecha	Octubre 24 2007
Hora de muerte	15:09 horas	Fecha	Octubre 24 2007
Hora ingreso morgue	19:00 horas		
Lapso de tiempo entre la muerte y el primer registro	568 minutos		
Recinto donde se realizan medidas	Morgue HUS		
Condiciones ambientales:	Temperatura	25°C	Humedad Normal
Observaciones	No se realiza medición en ingle por presentar herida abierta En la misma debida al cáncer.		
Causas de muerte	Insuficiencia cardiaca y respiratoria. Presenta antecedentes de cáncer de pene.		



Fuente: Autoras del proyecto.

4.3 IMPEDITIVIDAD ELÉCTRICA EN TEJIDO POSTMORTEM: DEPENDENCIA TEMPORAL.

A continuación se presenta la dependencia entre la parte real de la resistividad compleja medida en cadáveres con el tiempo post-mortem de cada uno. Ésta relación se efectúa para bajas frecuencias, es decir, en el rango comprendido entre [10KHz -118.94KHz], dado que en tejidos biológicos, las características eléctricas de los espacios extracelulares predominan para frecuencias menores a 100KHz. Igualmente, se muestra el espectro teniendo en cuenta ciertas condiciones del cuerpo, como por ejemplo, la causa de muerte, la edad y el sexo.

4.3.1 Relación real(impeditividad) - tiempo postmortem para cada cadáver. Los datos registrados en el ANEXO A se ordenaron de tal forma que permitieran relacionar la parte real de la resistividad compleja con la zona corporal medida y a su vez con el tiempo post mortem, para ello se analizaron los espectros de impeditividad de cada cadáver relacionando inicialmente todos los cuerpos al mismo tiempo y seguidamente teniendo en cuenta rangos de edad, sexo y causa de muerte. Los resultados se muestran en las tablas 20 a 28. Las convenciones utilizadas tienen el siguiente significado:

- : El espectro de impeditividad no puede compararse
- x : El espectro de impeditividad puede compararse con el tiempo. Aumenta o disminuye en la zona indicada
- = : El espectro de impeditividad puede compararse con el tiempo. Los registros son iguales

En las Tablas 20 a 28, los resultados no son satisfactorios debido a que la magnitud de la impedancia no disminuye con el tiempo como teóricamente afirma (Grimnes S. y Martinsen O. 2000), esto debido a que los registros temporales tomados son pocos dado que algunos datos estuvieron fuera del rango de medida del equipo.

Tabla 20. Dependencia temporal de la parte real de la resistividad compleja.

Código Paciente	Todos los cadáveres								Observaciones
	Esclerótica ocular		Mucosa oral		R. Piel inguinal		R. Toraxico anterior		
	Aumenta	Disminuye	Aumenta	Disminuye	Aumenta	Disminuye	Aumenta	Disminuye	
001	-	-	-	-	-	-	X	-	Insuficiencia cardiaca y respiratoria
002	-	-	-	-	-	-	-	-	Paro cardiorespiratorio
003	X	-	-	-	X	-	-	-	Malformación congénita
004	-	-	-	-	-	-	-	-	Deficiencia cardiaca y respiratoria
005	-	-	-	-	-	-	-	-	Deterioro del estado neurológico
006	-	-	X	-	X	-	-	-	Paro cardiorespiratorio
007	-	X	-	-	-	-	-	-	Paro cardiorespiratorio
008	-	-	X	-	X	-	-	-	Paro cardiorespiratorio
009	-	-	-	-	-	-	-	-	Falla respiratoria
010	-	-	-	-	X	-	X	-	Falla multisistémica
011	-	-	-	-	-	-	-	-	Choque neurogénico
012	-	-	-	-	-	X	-	-	Sepsis pulmonar
013	-	-	-	X	-	X	-	-	Insuficiencia cardiaca descompensada
014	-	-	-	-	-	-	-	-	Paro cardiorespiratorio
015	-	-	-	X	-	-	-	X	Paro cardiorespiratorio
016	-	-	X	-	-	-	-	-	Edema cerebral
017	-	-	-	-	-	-	-	-	Muerte instantánea
018	-	-	=	=	-	-	=	=	Infarto de miocardio
019	-	X	-	-	-	X	-	-	Hipoxia fetal
020	-	-	-	-	-	-	-	-	Shock cardiogénico

Fuente: Autoras del proyecto.

Tabla 21. Dependencia temporal de la parte real de la resistividad compleja.

Cadáveres cuya edad está en el rango [30 - 59]años									
Código Paciente	Esclerótica ocular		Mucosa oral		R. Piel inguinal		R. Toraxico anterior		Observaciones
	Aumenta	Disminuye	Aumenta	Disminuye	Aumenta	Disminuye	Aumenta	Disminuye	
011	-	-	-	-	-	-	-	-	Choque neurogénico
012	-	-	-	-	-	X	-	-	Sepsis pulmonar
014	-	-	-	-	-	-	-	-	Paro cardiorespiratorio
017	-	-	-	-	-	-	-	-	Muerte Instantánea
020	-	-	-	-	-	-	-	-	Shock Cardiogénico

Fuente: Autoras del proyecto.

Tabla 22. Dependencia temporal de la parte real de la resistividad compleja.

Cadáveres cuya edad está en el rango [60 - 70]años									
Código Paciente	Esclerótica ocular		Mucosa oral		R. Piel inguinal		R. Toraxico anterior		Observaciones
	Aumenta	Disminuye	Aumenta	Disminuye	Aumenta	Disminuye	Aumenta	Disminuye	
001	-	-	-	-	-	-	X	-	Insuficiencia cardiaca y respiratoria
002	-	-	-	-	-	-	-	-	Paro cardiorespiratorio
006	-	-	X	-	X	-	-	-	Paro cardiorespiratorio
008	-	-	X	-	X	-	-	-	Paro cardiorespiratorio

Fuente: Autoras del proyecto.

Tabla 23. Dependencia temporal de la parte real de la resistividad compleja.

Cadáveres cuya edad está en el rango [71 - 80]años									
Código Paciente	Esclerótica ocular		Mucosa oral		R. Piel inguinal		R. Toraxico anterior		Observaciones
	Aumenta	Disminuye	Aumenta	Disminuye	Aumenta	Disminuye	Aumenta	Disminuye	
009	-	-	-	-	-	-	-	-	Falla respiratoria
015	-	-	-	X	-	-	-	X	Paro cardiorespiratorio
016	-	-	X	-	-	-	-	-	Edema cerebral
018	-	-	=	=	-	-	=	=	Infarto de miocardio

Fuente: Autoras del proyecto.

Tabla 24. Dependencia temporal de la parte real de la resistividad compleja.

Cadáveres cuya edad está en el rango [81 - 90]años									
Código Paciente	Esclerótica ocular		Mucosa oral		R. Piel inguinal		R. Toraxico anterior		Observaciones
	Aumenta	Disminuye	Aumenta	Disminuye	Aumenta	Disminuye	Aumenta	Disminuye	
004	-	-	-	-	-	-	-	-	Deficiencia cardiaca y respiratoria
005	-	-	-	-	-	-	-	-	Deterioro del estado neurológico
007	-	X	-	-	-	-	-	-	Paro cardiorespiratorio
010	-	-	-	-	X	-	X	-	Falla multisistémica
013	-	-	-	X	-	X	-	-	Insuficiencia cardiaca descompensada

Fuente: Autoras del proyecto.

Tabla 25. Dependencia temporal de la parte real de la resistividad compleja.

Cadáveres cuya edad está en el rango neonatos*									
Código Paciente	Esclerótica ocular		Mucosa oral		R. Piel inguinal		R. Toraxico anterior		Observaciones
	Aumenta	Disminuye	Aumenta	Disminuye	Aumenta	Disminuye	Aumenta	Disminuye	
003	X	-	-	-	X	-	-	-	Malformación congénita
019	-	X	-	-	-	X	-	-	Hipoxia fetal

*NEONATOS: 24 semanas de gestación hasta 6 meses de nacido

Fuente: Autoras del proyecto.

Tabla 26. Dependencia temporal de la parte real de la resistividad compleja.

Sexo masculino									
Código Paciente	Esclerótica ocular		Mucosa oral		R. Piel inguinal		R. Toraxico anterior		Observaciones
	Aumenta	Disminuye	Aumenta	Disminuye	Aumenta	Disminuye	Aumenta	Disminuye	
001	-	-	-	-	-	-	X	-	Insuficiencia cardiaca y respiratoria
005	-	-	-	-	-	-	-	-	Deterioro del estado neurológico
006	-	-	X	-	X	-	-	-	Paro cardiorespiratorio
009	-	-	-	-	-	-	-	-	Falla respiratoria
012	-	-	-	-	-	X	-	-	Sepsis pulmonar
016	-	-	X	-	-	-	-	-	Edema cerebral
017	-	-	-	-	-	-	-	-	Muerte instantánea
019	-	X	-	-	-	X	-	-	Hipoxia fetal

Fuente: Autoras del proyecto.

Tabla 27. Dependencia temporal de la parte real de la resistividad compleja.

Sexo femenino									
Código Paciente	Esclerótica ocular		Mucosa oral		R. Piel inguinal		R. Toraxico anterior		Observaciones
	Aumenta	Disminuye	Aumenta	Disminuye	Aumenta	Disminuye	Aumenta	Disminuye	
002	-	-	-	-	-	-	-	-	Paro cardiorespiratorio
003	X	-	-	-	X	-	-	-	Malformación congénita
004	-	-	-	-	-	-	-	-	Deficiencia cardiaca y respiratoria
007	-	X	-	-	-	-	-	-	Paro cardiorespiratorio
008	-	-	X	-	X	-	-	-	Paro cardiorespiratorio
010	-	-	-	-	X	-	X	-	Falla multisistemática
011	-	-	-	-	-	-	-	-	Choque neurogénico
013	-	-	-	X	-	X	-	-	Insuficiencia cardiaca descompensada
014	-	-	-	-	-	-	-	-	Paro cardiorespiratorio
015	-	-	-	X	-	-	-	X	Paro cardiorespiratorio
018	-	-	=	=	-	-	=	=	Infarto de miocardio
020	-	-	-	-	-	-	-	-	Shock cardiogénico

Fuente: Autoras del proyecto.

Tabla 28. Dependencia temporal de la parte real de la resistividad compleja.

Causa de muerte: deficiencia cardiaca / paro cardiorespiratorio									
Código Paciente	Esclerótica ocular		Mucosa oral		R. Piel inguinal		R. Toraxico anterior		Observaciones
	Aumenta	Disminuye	Aumenta	Disminuye	Aumenta	Disminuye	Aumenta	Disminuye	
001	-	-	-	-	-	-	X	-	Insuficiencia cardiaca y respiratoria
002	-	-	-	-	-	-	-	-	Paro cardiorespiratorio
004	-	-	-	-	-	-	-	-	Deficiencia cardiaca y respiratoria
006	-	-	X	-	X	-	-	-	Paro cardiorespiratorio
007	-	X	-	-	-	-	-	-	Paro cardiorespiratorio
008	-	-	X	-	X	-	-	-	Paro cardiorespiratorio
009	-	-	-	-	-	-	-	-	Falla respiratoria
013	-	-	-	X	-	X	-	-	Insuficiencia cardiaca descompensada
014	-	-	-	-	-	-	-	-	Paro cardiorespiratorio
015	-	-	-	X	-	-	-	X	Paro cardiorespiratorio
017	-	-	-	-	-	-	-	-	Muerte instantánea
018	-	-	=	=	-	-	=	=	Infarto de miocardio

Fuente: Autoras del proyecto.

En medidas de impedancia eléctrica realizadas en piel de tejido post-mortem, (Grimnes S. y Martinsen O. 2000), se encontró que la magnitud de la impedancia eléctrica decaía con el tiempo. Dicho estudio fue realizado con varias mediciones en un solo cadáver, y no valida las mediciones inter cadáver. Los resultados encontrados en nuestra investigación no permiten evidenciar un decaimiento de la magnitud de la impedancia para un solo cuerpo debido a los pocos datos temporales tomados, sin embargo, al comparar las mediciones realizadas en mucosa ocular para varios cadáveres se puede notar que la parte real de la impedancia eléctrica decae en el tiempo.

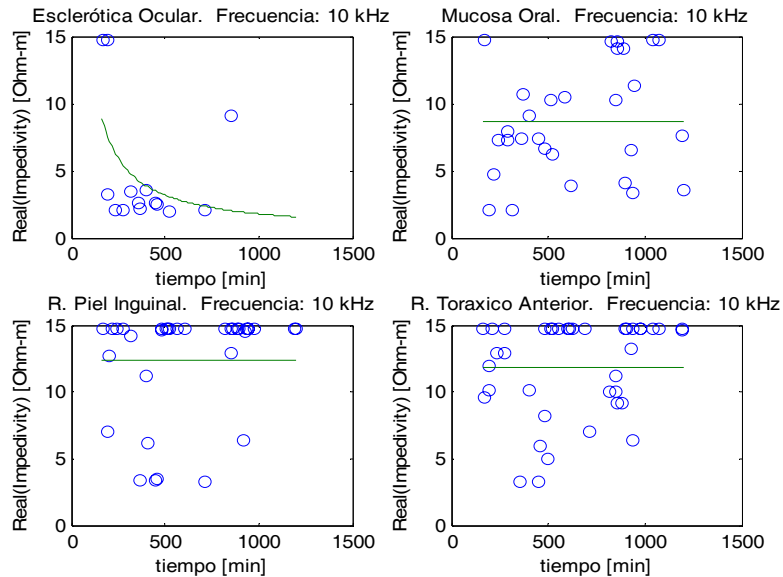
4.3.2 Relación real(impeditividad) - tiempo postmortem en general.

Debido a las causas antes mencionadas se procede a relacionar todos los registros teniendo en cuenta la edad, el sexo y la causa de muerte, datos especificados en el control de registro del cadáver. Inicialmente, se muestra el espectro de impeditividad para 20 cadáveres, de los cuales no se tiene en cuenta la condición o las causas que produjeron el deceso. En las figuras 48 a 50 se muestra la dependencia temporal para una frecuencia específica, donde el eje de las abscisas corresponde al tiempo post-mortem y la ordenada, a la parte real de la resistividad compleja medida con el bioimpedanciometro. Igualmente, la serie de puntos se ajusta por medio de una curva de tendencia a una función de la forma:

$$y = a + \frac{1}{bx}$$

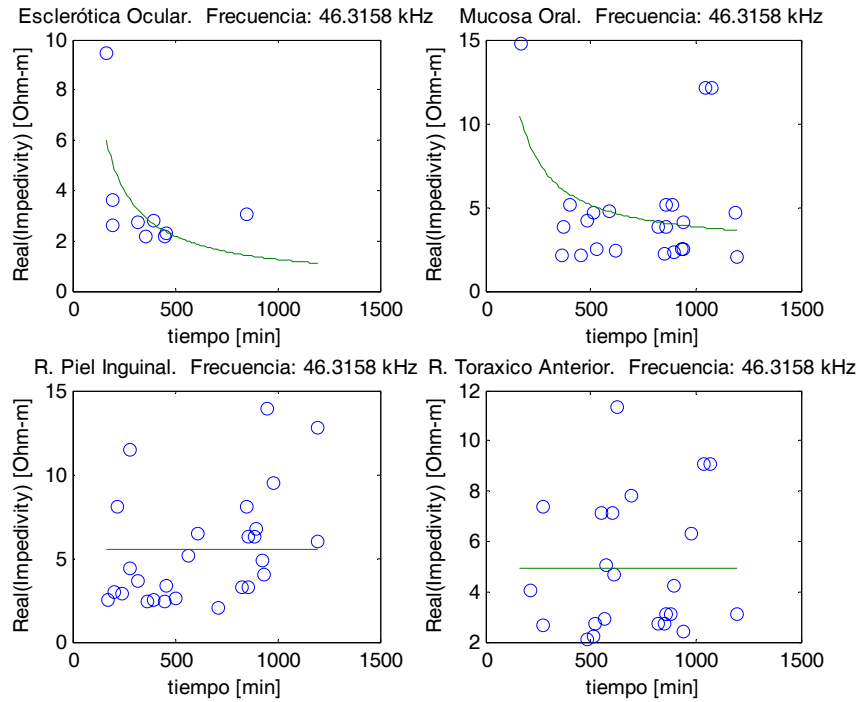
Esta tendencia se debe a que la parte real de la resistividad compleja en tejido biológico disminuye a medida que aumenta el tiempo (Grimnes S. y Martinsen O. 2000). Este procedimiento se realiza en Matlab con su herramienta Genetic Algorithm.

Figura 48. Espectro de impeditividad de tejido post-mortem a 10KHz.



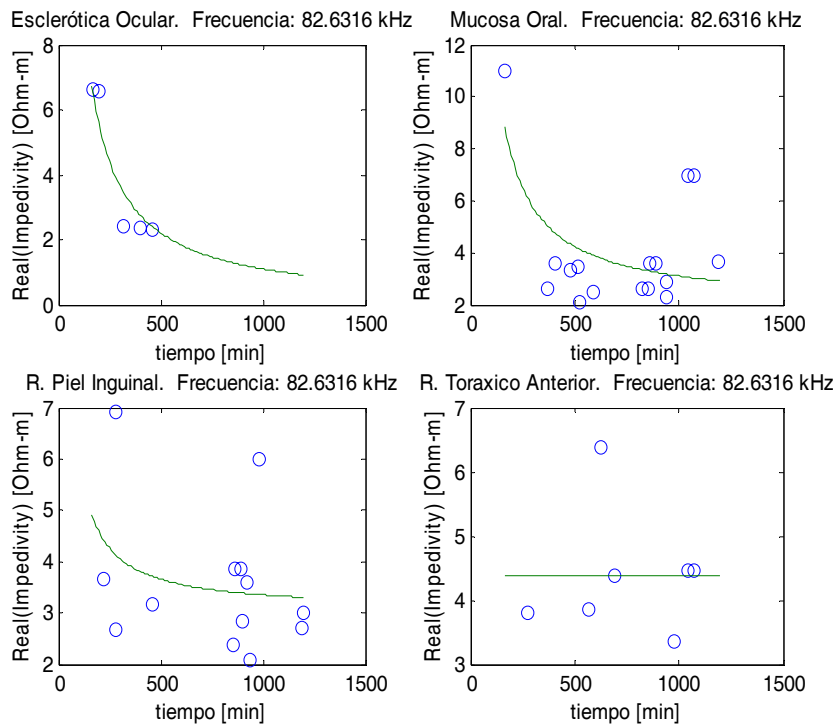
Fuente: Autoras del proyecto.

Figura 49. Espectro de impedividad de tejido post-mortem a 46,31KHz.



Fuente: Autoras del proyecto.

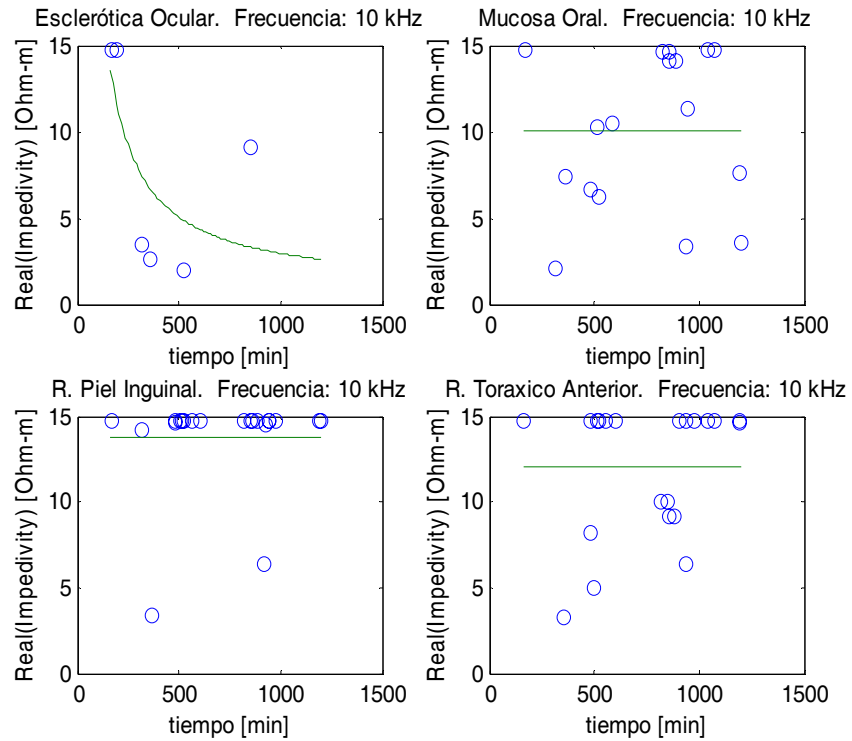
Figura 50. Espectro de impedividad de tejido post-mortem a 82,63KHz.



Fuente: Autoras del proyecto.

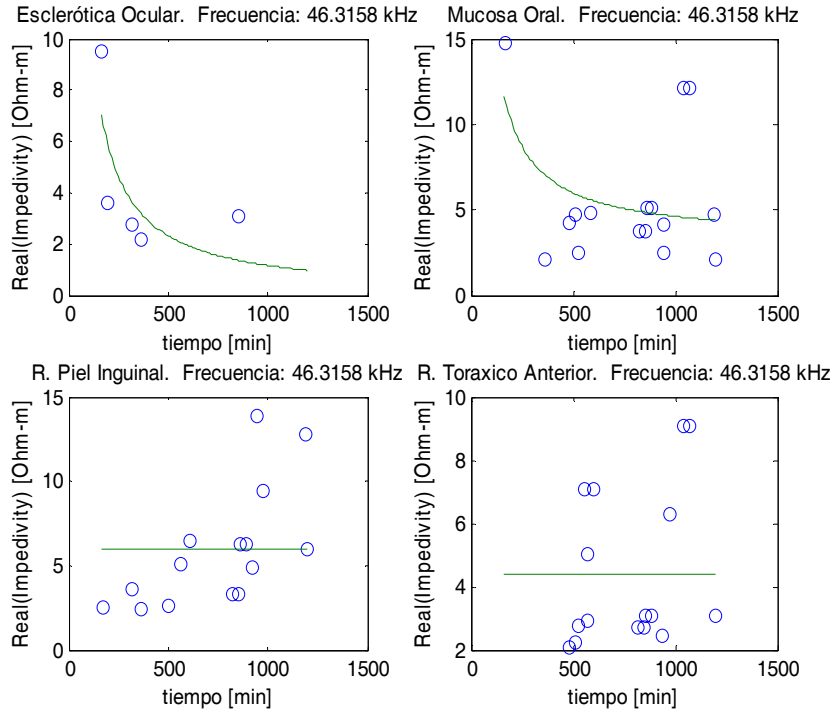
Seguido a los resultados generales mostrados en las figuras anteriores se clasificaron los datos por causa de muerte, donde la insuficiencia cardíaca fue la causa más usual y repetitiva entre las muestras, dado que se presentó en 12 de los 20 cadáveres registrados. En las figuras 51 a 54 se muestran los resultados obtenidos.

Figura 51. Espectro de impedividad de tejido post-mortem a 10KHz.



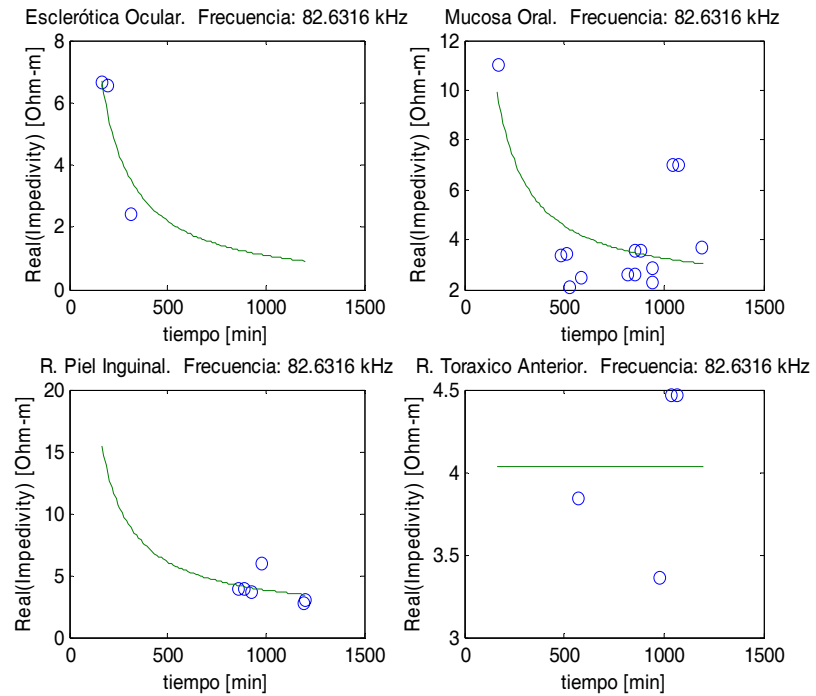
Fuente: Autoras del proyecto.

Figura 52. Espectro de impedividad de tejido post-mortem a 46,31KHz.



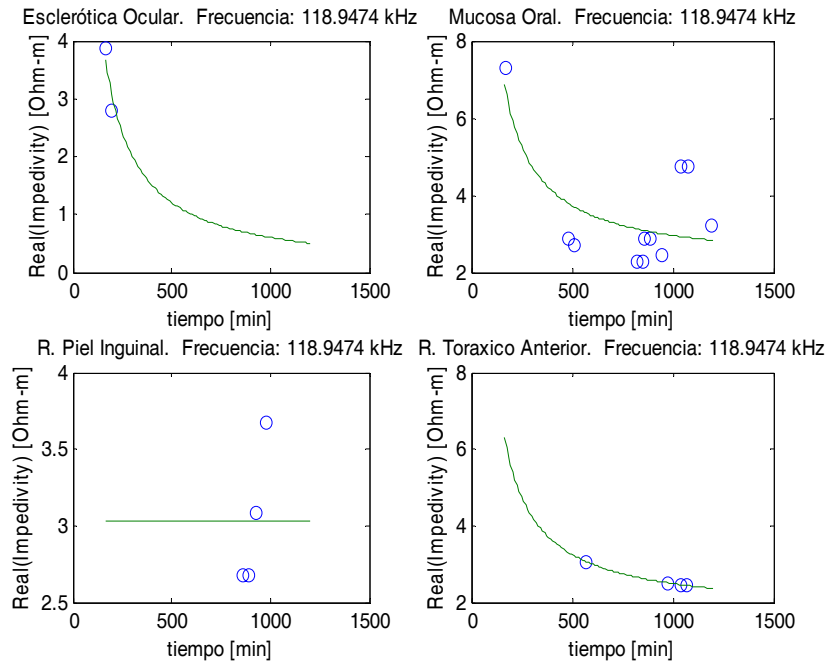
Fuente: Autoras del proyecto.

Figura 53. Espectro de impedividad de tejido post-mortem a 82,63KHz.



Fuente: Autoras del proyecto.

Figura 54. Espectro de impedividad de tejido post-mortem a 118,94KHz.

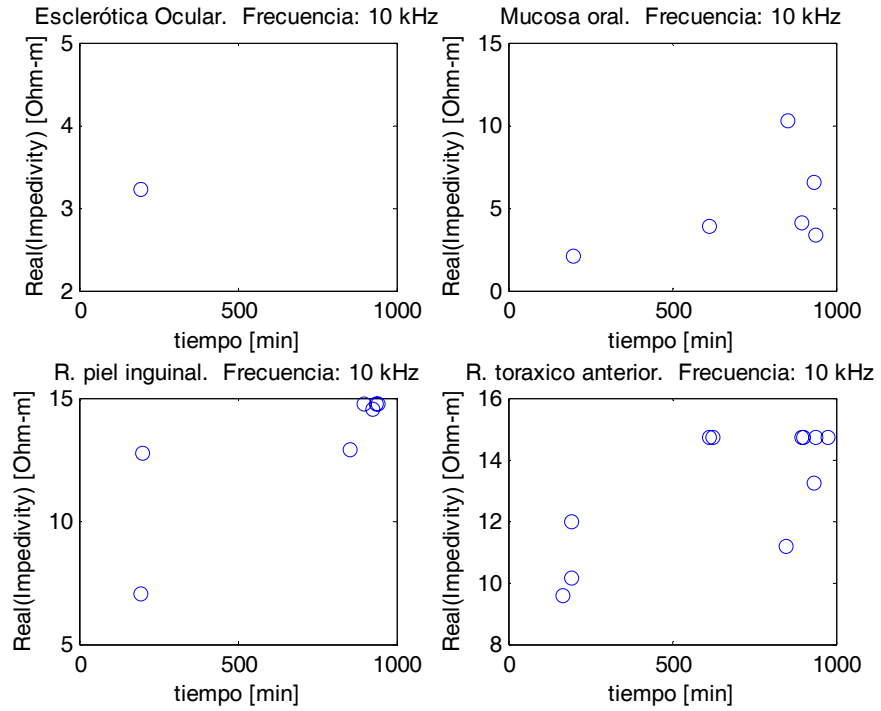


Fuente: Autoras del proyecto.

Con los resultados anteriores se puede apreciar que en la Esclerótica Ocular y la Mucosa Oral, la parte real de la resistividad eléctrica disminuye a medida que aumenta el tiempo. Esto sugiere que medidas eléctricas en estas zonas, podrían utilizarse para la determinación de la hora de muerte en tiempos cortos desde el deceso, dado que teóricamente se afirma este precedente (Grimnes S. y Martinsen O. 2000).

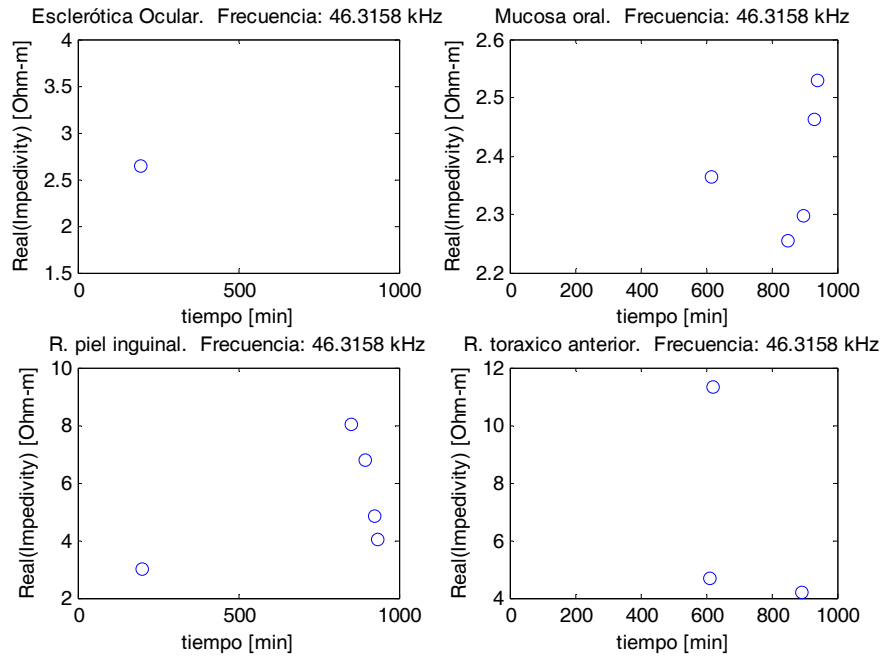
Igualmente los datos son analizados de acuerdo a la edad, por ello fue necesario separarlos en los siguientes rangos: 30 a 59 años, 60 a 70 años, 71 a 80 años, 81 a 90 años y Neonatos. En las figuras 55 a 67 se muestran los resultados obtenidos a bajas frecuencias.

Figura 55. Espectro de impedividad de tejido post-mortem a 10KHz. Rango Edad [30 – 59] años.



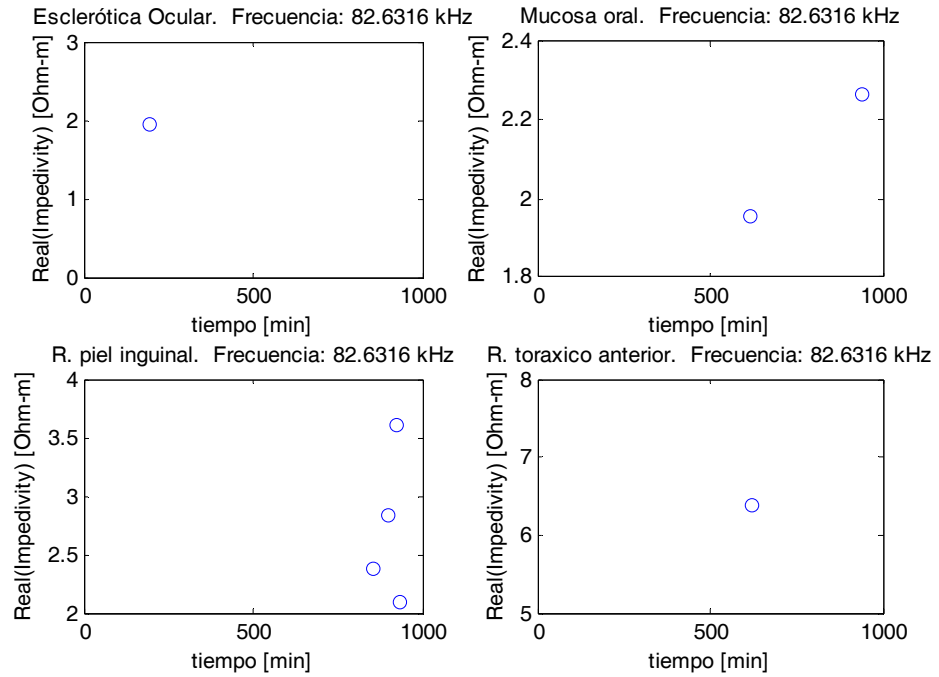
Fuente: Autoras del proyecto.

Figura 56. Espectro de impedividad de tejido post-mortem a 46,31KHz. Rango Edad [30 – 59] años.



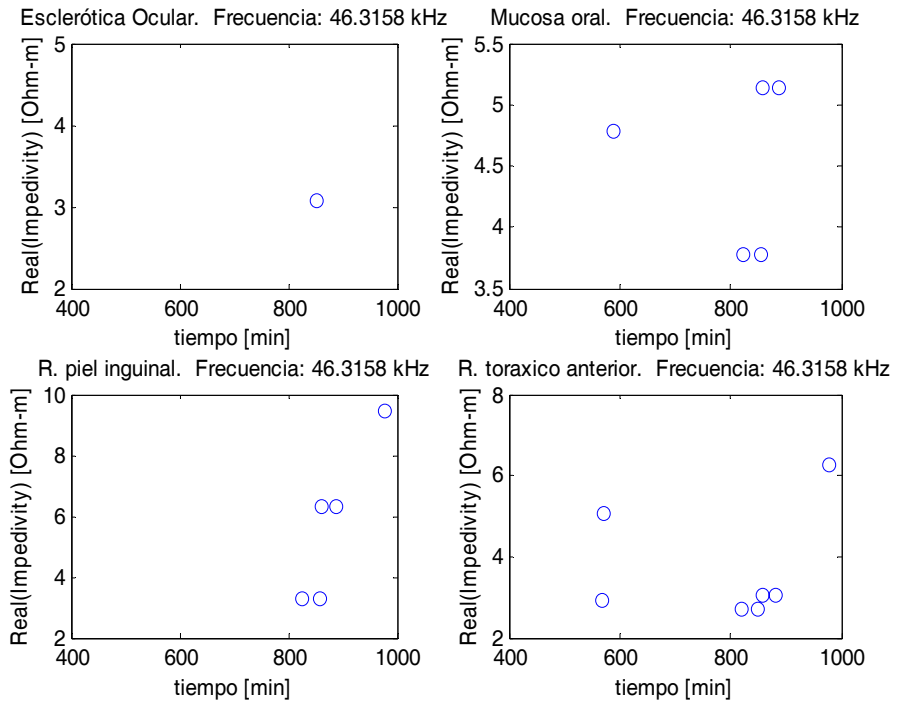
Fuente: Autoras del proyecto.

Figura 57. Espectro de impedividad de tejido post-mortem a 82,31KHz. Rango Edad [30 – 59] años.



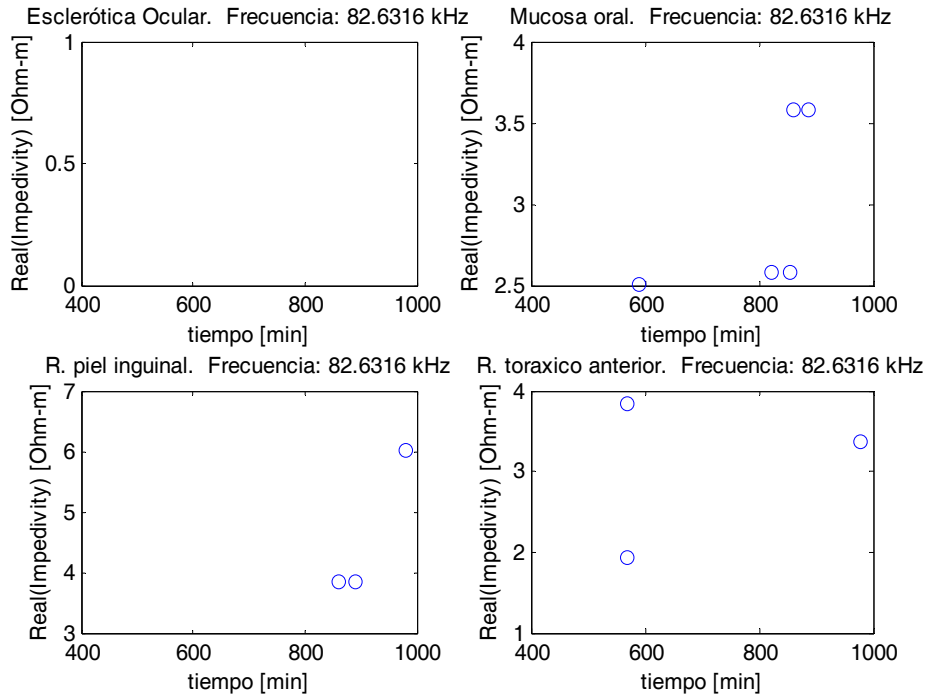
Fuente: Autoras del proyecto.

Figura 58. Espectro de impedividad de tejido post-mortem a 46,31KHz. Rango Edad [60 – 70] años.



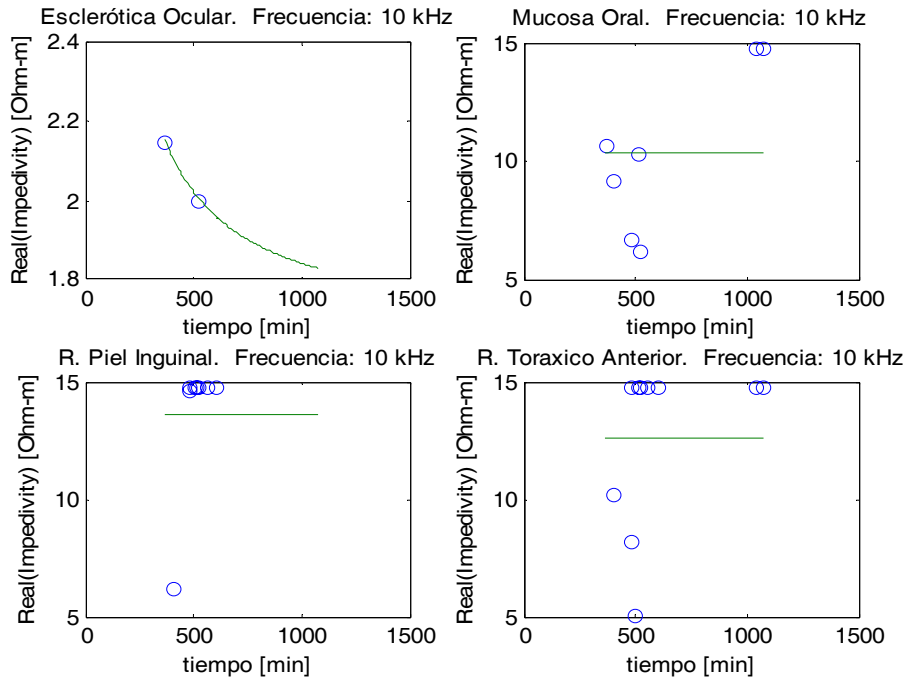
Fuente: Autoras del proyecto.

Figura 59. Espectro de impedítividad de tejido post-mortem a 82,63KHz. Rango Edad [60 – 70] años.



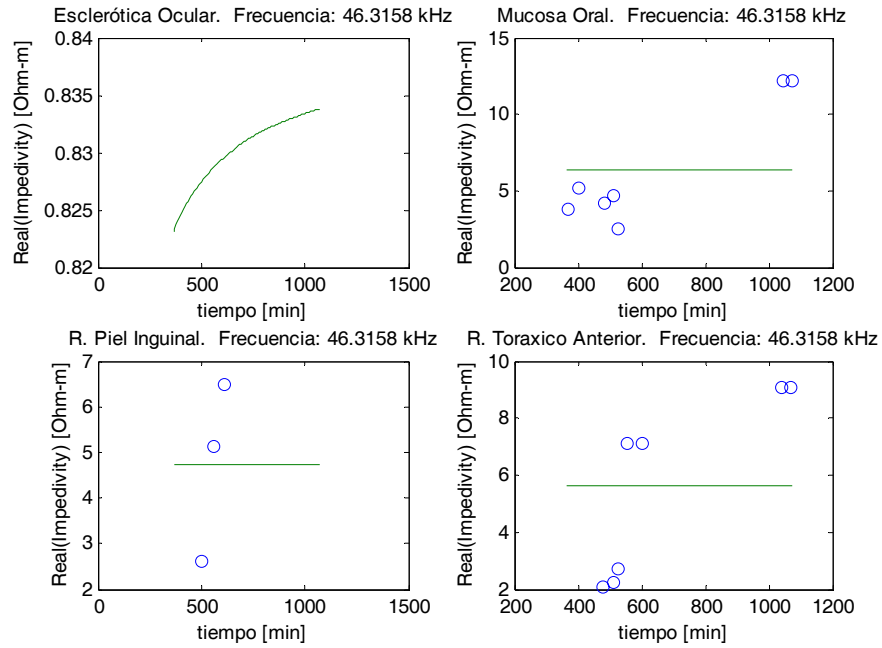
Fuente: Autoras del proyecto.

Figura 60. Espectro de impedítividad de tejido post-mortem a 10KHz. Rango Edad [71 – 80] años.



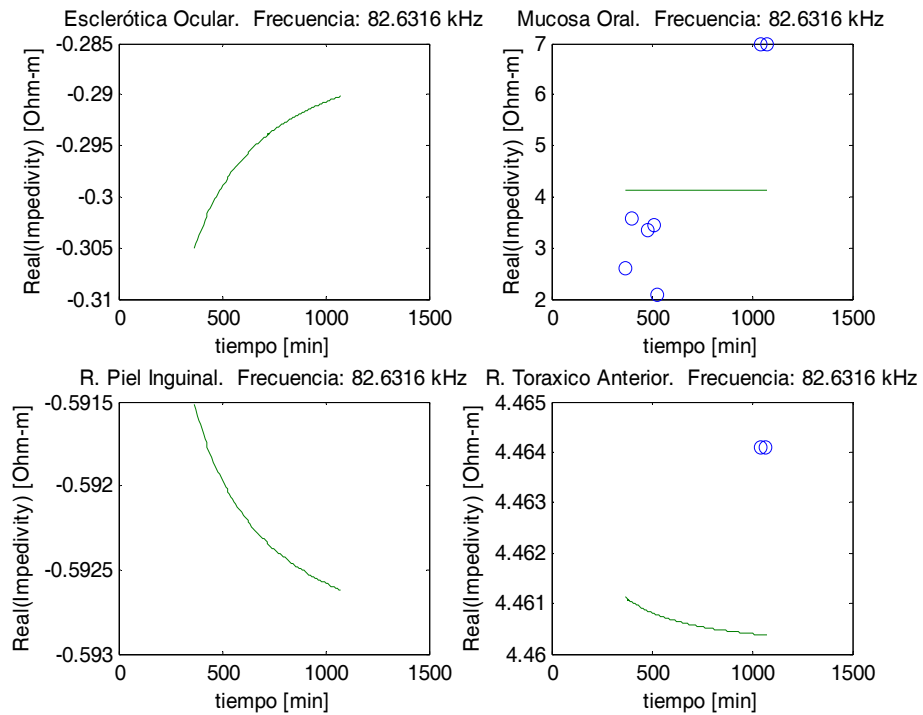
Fuente: Autoras del proyecto.

Figura 61. Espectro de impedividad de tejido post-mortem a 46,31KHz. Rango Edad [71 – 80] años.



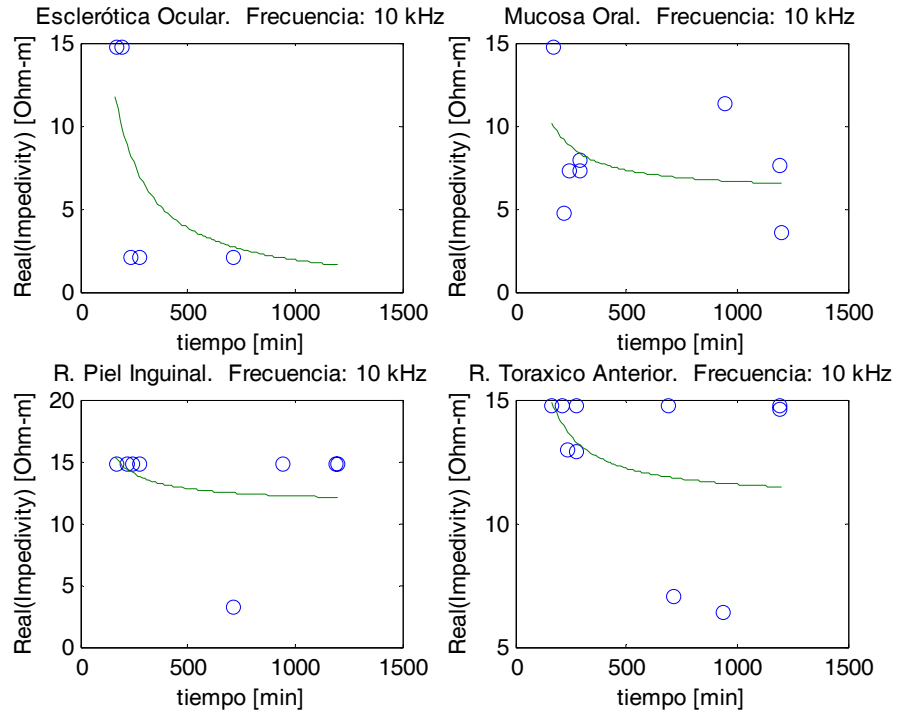
Fuente: Autoras del proyecto.

Figura 62. Espectro de impedividad de tejido post-mortem a 82,63KHz. Rango Edad [71 – 80] años.



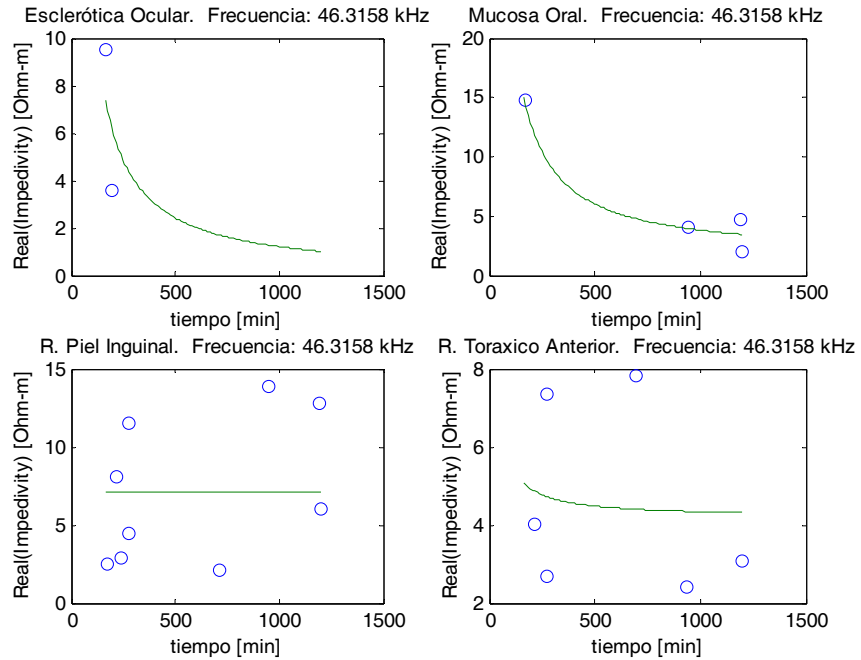
Fuente: Autoras del proyecto.

Figura 63. Espectro de impedividad de tejido post-mortem a 10KHz. Rango Edad [81 – 90] años.



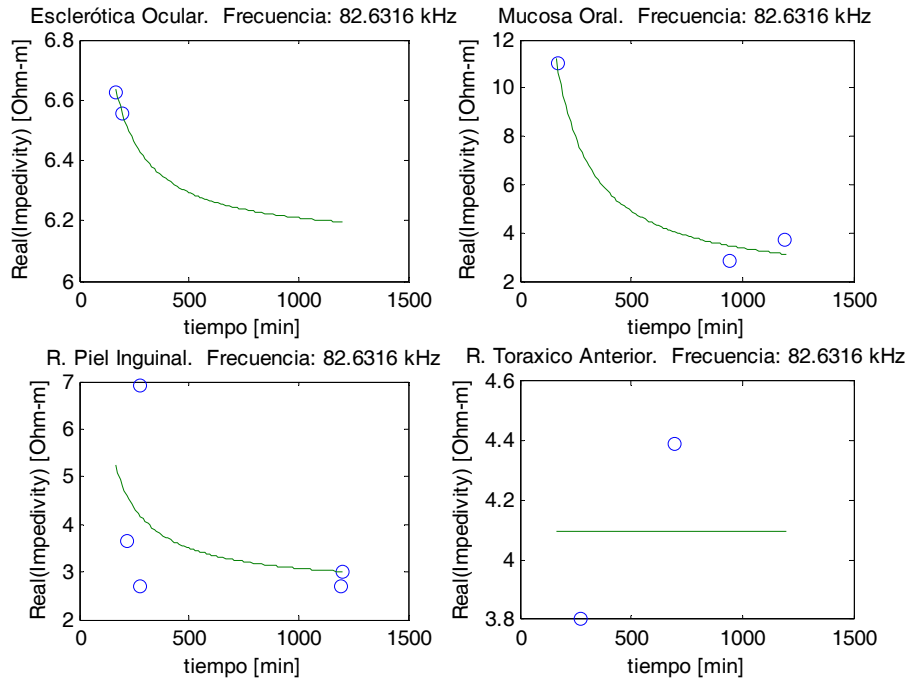
Fuente: Autoras del proyecto.

Figura 64. Espectro de impedividad de tejido post-mortem a 46,31KHz. Rango Edad [81 – 90] años.



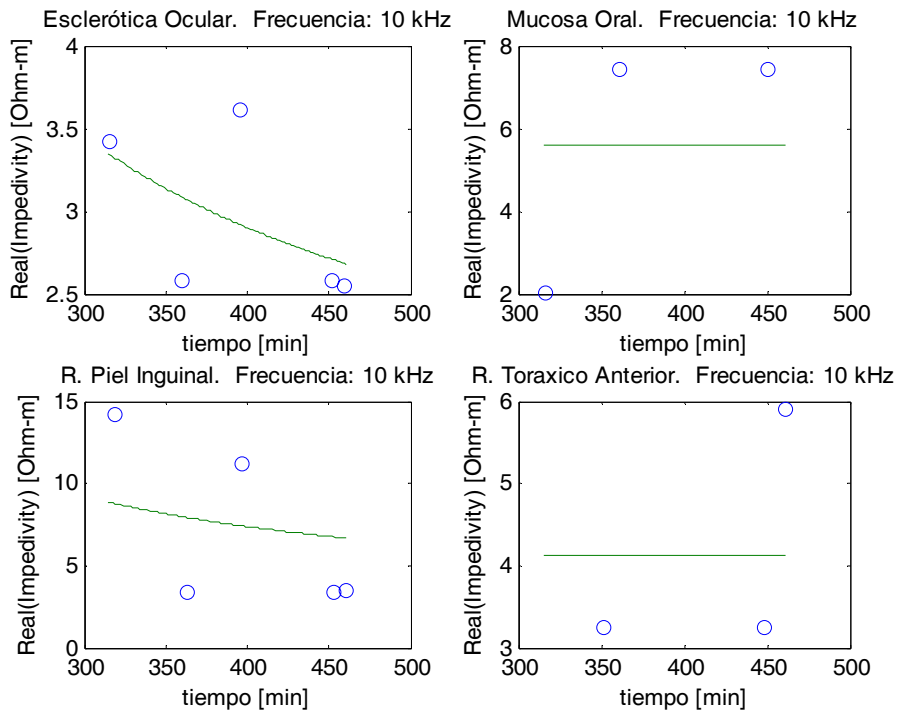
Fuente: Autoras del proyecto.

Figura 65. Espectro de impedividad de tejido post-mortem a 82,63KHz. Rango Edad [81 – 90] años.



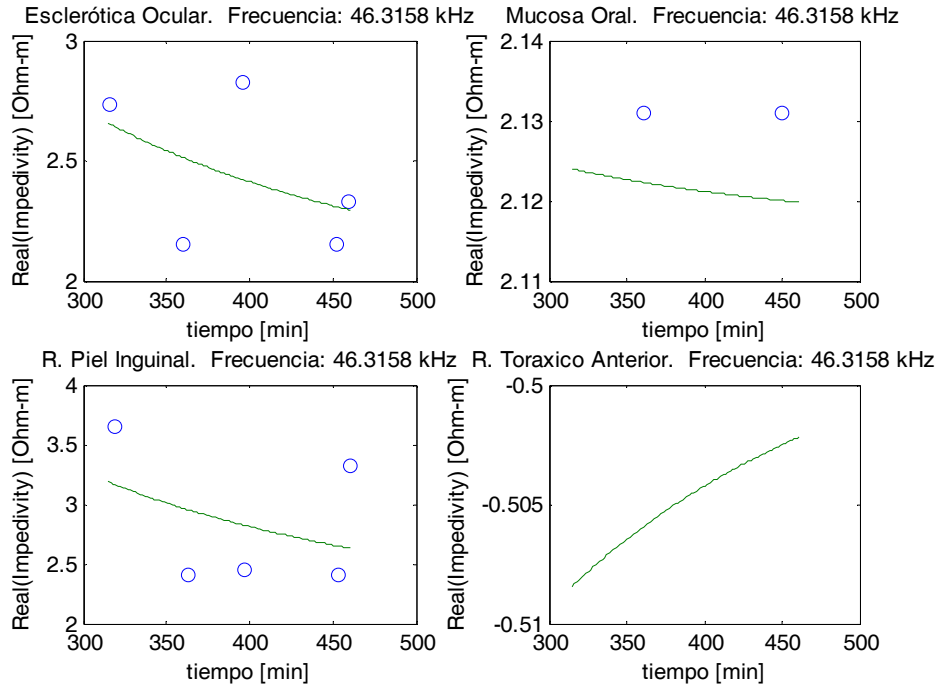
Fuente: Autoras del proyecto.

Figura 66. Espectro de impedividad de tejido post-mortem a 10KHz. Rango Edad - Neonatos.



Fuente: Autoras del proyecto.

Figura 67. Espectro de impedividad de tejido post-mortem a 46,31KHz. Rango Edad - Neonatos.



Fuente: Autoras del proyecto.

Los resultados obtenidos sugieren que las propiedades eléctricas de la mucosa ocular podrían permitir realizar tanatocronodiagnóstico a pocas horas después del deceso. Este hallazgo puede estar relacionado con la hidratación de la mucosa ocular, la cual mejora el contacto eléctrico de la sonda con el ojo.

5 CONCLUSIONES Y OBSERVACIONES.

- El bioimpedanciometro permite medir la parte real de la resisitividad compleja que se encuentran en el rango comprendido entre (1,90 a 14,74) ($\Omega.m$). Igualmente, funciona linealmente en un rango de frecuencias que va desde (10 a 350)Khz con capacidad de medir voltajes dentro de (0.291 a 3.3)V, cuya corriente excitación es $40\mu A$.
- El biomipedanciómetro fue sometido a varios cambios tanto de Hardware como de software, lo cual limito el tiempo de toma de medición a unas pocas horas y no a días, además, no es necesario aplicar solución salina para un mejor contacto electrodo piel, puesto que la impedancia de salida del equipo es lo suficientemente grande, es decir, los datos se pueden tomar de manera más rápida y eficiente de lo esperado en un principio.
- Se diseñó una sonda con estructura tetrapolar circular, cuya distribución física y composición permite realizar mediciones en tejido Ex –vivo con errores mínimos inducidos en la medición.
- Las características del equipo implementado y la sonda diseñada permiten realizar medidas de impedancia eléctrica en tejido Ex – vivo sin necesidad de usar sustancias en la interface electrodo-piel, como solución salina y agua desmineralizada. Por lo anterior, es una herramienta que ayuda a caracterizar tejido post-mortem, sin usar sustancias que modifiquen las características del mismo y por lo tanto no altera información que puede ser importante en algunos casos para una investigación judicial.
- Los resultados obtenidos sugieren que las propiedades eléctricas de la mucosa ocular podrían permitir realizar tanatocronodiagnóstico a pocas horas después del deceso. Este hallazgo puede estar relacionado con la hidratación de la mucosa ocular, la cual mejora el contacto eléctrico de la sonda con el ojo, teniendo en cuenta que los cuerpos se encuentra en un estado transitorio.
- Según los datos ajustados con la curva de tendencia, se puede ver la disminución de la impedancia eléctrica con el tiempo, aunque esto no es un dictamen definitivo, debido a que el número de muestras no es suficientemente grande para ello. Este trabajo sirve como fase inicial para trabajos posteriores en los cuales se corrobore el método de la espectroscopia de impedancia eléctrica para determinar tiempo de muerte.
- Hay una problemática ética, propia del trabajo con cadáveres, por tal razón hay que seguir cierto tipo de recomendaciones dadas por el consejo de ética, el cual aprobó este trabajo desde un principio.

- Algunas medidas se vieron restringidas debido a la condición del cadáver en general, es decir algunos síntomas post-mortem que suelen presentar los cuerpos en todo o parte del cuerpo.
- Existe la necesidad de un estudio más detallado acerca de la tendencia de la impedancia eléctrica en cadáveres basado en la espectroscopia de impedancia eléctrica, puesto que puede ser una técnica que junto con las técnicas actualmente utilizadas para tanatocronodiagnóstico determinen de manera más fácil y eficiente el tiempo de muerte.

6 BIBLIOGRAFÍA.

ACERO, Jesús Antonio y DELGADO, Albert Mauricio. Implementación de un Bioimpedanciometro para la medición de Espectro de Impedancia Eléctrica en Tejido Humano. Trabajo de grado (Ingeniería Electrónica). Universidad Industrial de Santander. Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas. Bioingeniería. Bucaramanga, 2006.

ACKMANN. James J. Methods of Complex Impedance Measurements in Biologic Tissue. 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Vol. 18, 1984. (281-311) p.

AGUILERA, Oscar; BAYONA, Oscar y MIRANDA, David. Criterios de diseño de la fuente Howland. Revista UIS Ingenierías. Vol. 6, No. 1. Bucaramanga 2007.

ALEMÁN, Belis y PÁEZ, Blanca. Modelado y Simulación de Propiedades Eléctricas de Tejido Epitelial Estratificado Sano. Trabajo de Grado (Ingeniería Electrónica). Universidad Industrial de Santander. Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas. Bioingeniería. Bucaramanga, 2006.

ÁLVAREZ SANTOS, Ramiro. Tecnología de Circuitos Impresos: Compatibilidad Electromagnética (CEM) en el Diseño de las PCB Y PCA. 2002.

ANALOG DEVICES. Practical Design Techniques for Sensor Signal Conditioning. USA. 1999.

ARIAS L., CARREÑO M., DUQUE M., MORALES M., OSORIO L., VELOSA G. Guía de procedimientos para la realización de necropsias medico-legales. 2 ed. Septiembre 2004.

BOLTON, William. Mediciones y Pruebas Eléctricas y Electrónicas. Alfa omega. México, 1996. (46-55) p.

BORISLAV ,R, KUN, S, PEURA, R. Muscle Tissue Ischemia Monitoring Using Impedance Spectroscopy: Quantitative Results of Animal Studies. IEEE/EMBS Oct. 30, 1997.

BOURNE, John R. Critical Reviews in Biomedical Engineering. Nashville: Dept. of Electrical & Computer Engineering. Vanderbilt University, 1996.

BRAGOS, R. Contribució a la caracterització de teixits i sistemes biològics mitjançant tècniques d'espectroscòpia d'impedància elèctrica. Departament d'enginyeria electrònica. Universitat Politècnica de Catalunya. Barcelona, Espanya, 1997.

BROWN B. et al. Cole equation modelling to measurements made using an impulse driven transfer impedance system. U.K: Clinical Phys Physiol Meas. Vol. 21. 2000.

----- . Modelled current distribution in cervical squamous tissue. U.K: Physiol Meas. Vol 23. 2000.

----- . Modelling the electrical properties of normal and premalignant cervical tissue Electron. UK: Electronics Letters. Vol. 36, N° 19. 2000.

----- . Relation between tissue structure and imposed electrical current flow in cervical neoplasia. UK: Lancet, 2000. (892–895) p.

----- y MILNES P et al. Detection of cervical intraepithelial neoplasia using impedance spectroscopy: a prospective study, BJOG-An. International Journal of Obstetrics and Gynecology. June 2005. (802-806) p.

-----, -----, NEBUYA S, NOSHIRI M, SMALLWOOD R, WATTERWORTH A. Measurement of high frequency electrical transfer impedances from biological tissues". Electronics Letters. Vol. 35 No 23, November 1999.

COLBERT, A, HAMMERSCHLAG, R, MCNAMES J, PEARSON, S, TSANAMI, D. Variable Frequency Bioimpedance Instrumentation. Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS. San Francisco, Septiembre 2004. (2386-2389) p.

COLE, Kenneth S y COLE, Robert H. Dispersion and Absorption in Dielectrics. Universidad de Columbia, New York y Grupo de Investigación de Física de las Universidades Harvard, Cambridge y Massachussets. Febrero 1941.

CORTES CABALLERO, Carlos y ORTEGA MORENO, Humberto. Tratado de Medicina Legal. 3 ed. 1996. XIII Cap.

CORTHOUT, Gabriel C. "The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey". Phys. Med. Biol. Vol. 41. 1996a. (2231-2249) p.

----- The dielectric properties of biological tissues: II. Measurement in the frequency range 10Hz to 20GHz". Phys. Med. Biol. Vol. 41. 1996b. (2251-2269) p.

----- The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues". Phys. Med. Biol. Vol. 41. 1996c. (2271-2293) p.

CUBIDES, Yorlen y MIELES, Fidel. Diseño de una Fuente de corriente Sinusoidal y de Pulsos Bifásicos para Medición de Espectro de Impedancia Eléctrica en Tejido Humano. Trabajo de Grado (Ingeniería Electrónica). Universidad Industrial de Santander. Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas. Bioingeniería. Bucaramanga, 2006.

DI FIORE, Mariano. Diagnóstico Histológico. 6 ed. Buenos Aires, 1969. (442 – 512) p.

GARCÍA, Cristhian y VARGAS, Juan Carlos. Sistema de Adquisición de Señales de Voltaje Involucrada en la Medida del Espectro de Impedancia Eléctrica. Trabajo de Grado (Ingeniería Electrónica). Universidad Industrial de Santander. Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas. Bioingeniería. Bucaramanga, 2005.

GEDDES, L.a. Detection of physiological events by impedance. In Principles of Applied Biomedical Instrumentation. Wiley Interscience. Vol. 1. New York, 1989. (276 – 410) p.

GENESER, Finn. Histología. 2 ed. Mexico, 1997. (353 – 364) p.

GISBERT CALABUIG J A. Medicina Legal y Toxicología. Masson S.A. 5 ed. Barcelona, 1998.

-----, -----, Masson S.A. 6 ed. Barcelona, 2004.

GRIMNES, S. y MARTINSEN, O. Bioimpedance and Bioelectricity Basics. Great Britain: Academic Press. 2000.

-----, -----, Sources of error in tetrapolar impedance measurements on biomaterials and other ionic conductors. J Phys. D. App Phys. 2007. 40 p.

GUTIÉRREZ, Carlos. Introducción a la Metodología Experimental. 2 ed. México, Limusa, 2001.

IVORRA, A. Medidas multifrecuenciales de impedancia eléctrica en tejidos Biológicos. Departamento de Bioanálítica Médica e instituto de investigaciones Biomédicas de Barcelona CSIC. Barcelona, España, Febrero 2005.

-----, AGUILÓ, J., MILLÁN, J. Design considerations for optimum impedance probes with planar electrodes for bioimpedance measurements , Proceedings of 24th International Semiconductor Conference. Vol. 1. Sinaia, Romany, Octubre 9-13, 2001. (269 - 272) p.

JAIMES, Samuel y VALENCIA, Juan. Diseño de un medidor de conductividad eléctrica de soluciones salinas, haciendo uso de una celda de conductancia calculable para la calibración de una sonda tetrapolar utilizada en la medición de impedancia eléctrica en tejido humano. Trabajo de Grado (Ingeniería Electrónica). Universidad Industrial de Santander. Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas. Bioingeniería. Bucaramanga 2006.

JAMES, Ritchie. The Journal of Pathology and Bacteriology. Vol21. Issue, 1918. (215-220) p.

LOZANO, Albert y REZYWOWSKI, Daniel. Electrical Models for Bioimpedance Measurements. U.K: Penn State University. Commonwealth College, 2003.

MIRANDA, David. Detección Precoz de Cáncer de Cuello Uterino Basada en Espectro de Impedancia Eléctrica. Trabajo de Maestría (Ingeniería Electrónica). Universidad Industrial de Santander. Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas. Bioingeniería. Bucaramanga, 2005.

-----, BARRERO, Jaime y ECHEVERRI Jorge. “Estudio piloto de detección temprana de cáncer de cuello uterino basado en espectroscopía de impedancia eléctrica”. Salud UIS, Vol 38, N° 3. (189-196) p.

-----, ----- y-----. Detección temprana del cáncer de cuello uterino. SiC Editorial. Colombia, 2007. 127 p. ISBN 978958708264-7.

OPPENHEIM, A., Willsky A.. Señales y Sistemas. Pearson Educación. 1998. (16 – 200) p.

POUSSAR D., ROBILLARD, P. Spatial Resolution of Four Electrode Array. IEEE Trans. Biomed. Eng. Vol I, N° 8. BME-26. 1979. (465 – 470) p.

RAGHEB, T Y GEDDES, L.A. Electrical-Properties of Metallic Electrodes. Medical & Biological Engineering & Computing. 1989. 28, (182 – 186) p.

RIGAUD B, MORUCCI J,,CHAUVEAU N.Bioelectrical Impedance Techniques in Medicine, Part I. Bioimpedance Measurement, Second Section: Impedance Spectrometry”. Natshvile: Editorial Advisory Board. Critical Review in Biomedical Engineering. Issues 4-6. Vol. 24. 1996. (257-351) p.

ROBLES MORA, Leonor Andrea y CHÁVES CIFUENTES, Jair Felipe. Medición de Impedancia Eléctrica en tejido cervico uterino In-Vitro. Trabajo de Grado (Ingeniería Electrónica). Universidad Industrial de Santander. Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas. Bioingeniería. Bucaramanga, 2006.

ROSELL, J., COLOMINAS, J., RIU, P., PALLAS-ARENY, R. y WEBSTER, J.G. Skin impedance from 1 Hz to 1 MHz. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 35. 1988. (649-651) p.

SALAZAR, Yolocuahitli. Caracterización de tejidos cardiacos mediante métodos mínimamente invasivos y no invasivos basados en Espectroscopia de Impedancia Eléctrica. Octubre, 2004.

SCHWAN, Hernan P. Electrical Properties of Tissue and Cell Suspensions. División de electromedicina, escuela Moore de Ingeniería eléctrica y departamento de Medicina Física y Rehabilitación, Escuela de Medicina. Universidad de Pensilvania, Filadelfia. 1957. (147-209) p.

SONGER, Jolecyn. Tissue Ischemia Monitoring Using Impedance Spectroscopy: Clinical Evaluation. Thesis Master of Science in Biomedical Engineering. Faculty of the Worcester Polytechnic Institute. Junio 2001.

URIBE CUALLA, Guillermo. Medicina Legal y Psiquiatría Forense. 6 ed. 1952.

VARGAS ALVARADO, Eduardo. Compendio de ciencias forenses para médicos y abogados. 3 ed. 1983.

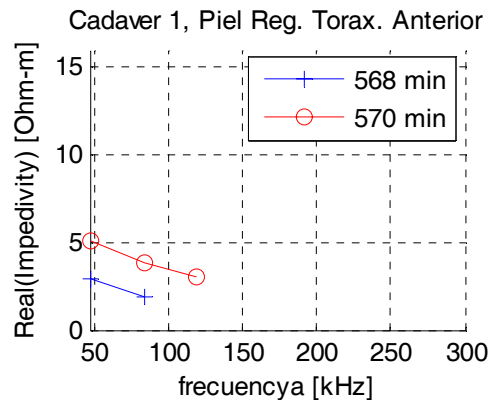
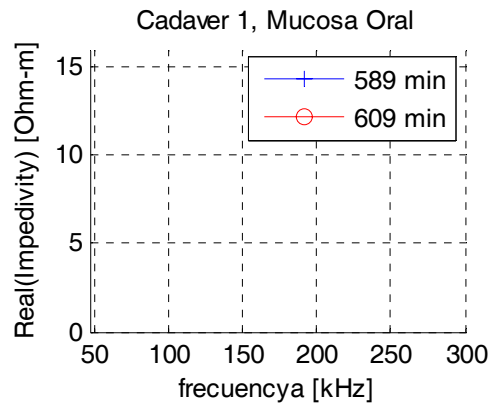
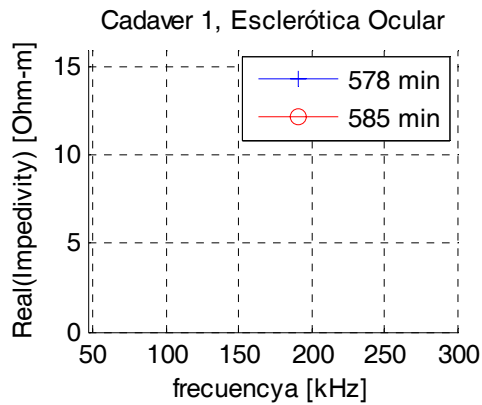
----- . Medicina Forense y Deontología Médica. Editorial Trillas S.A. DE C.V. 1 ed. México 1991.

VÉLEZ CORREA, Luís Alfonso. Ética Médica. Interrogantes acerca de la medicina, la vida y la muerte. 2 ed. 1999. 221.

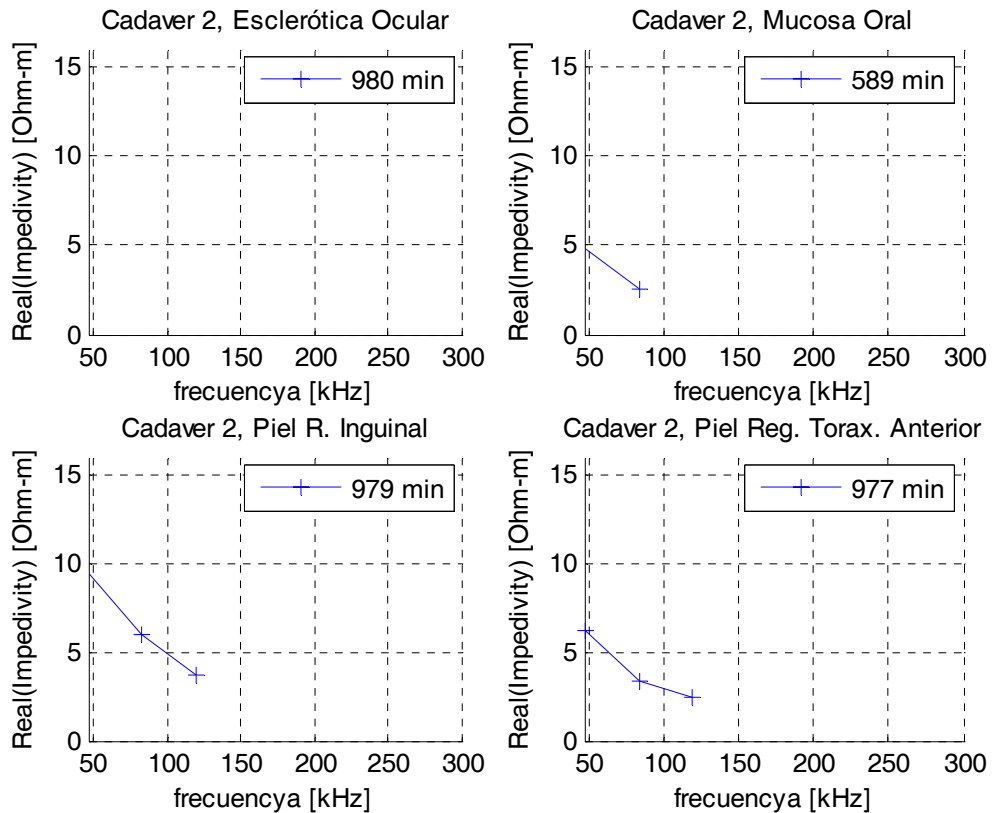
ANEXO A

REGISTRO DE PACIENTES

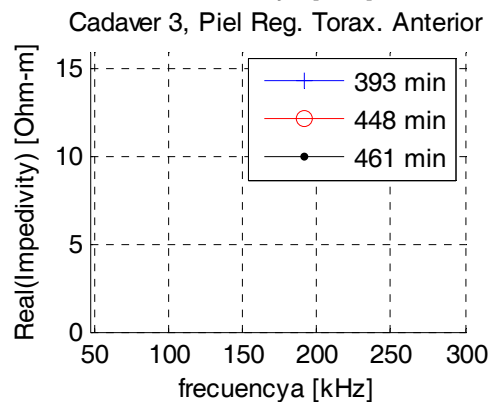
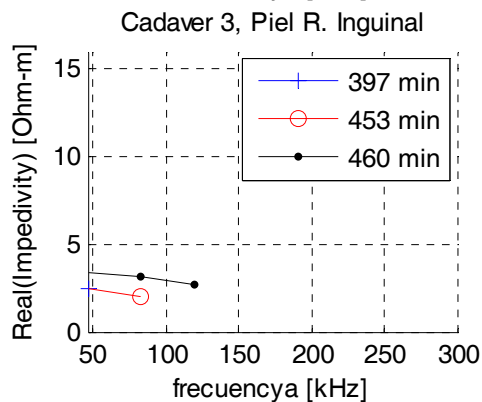
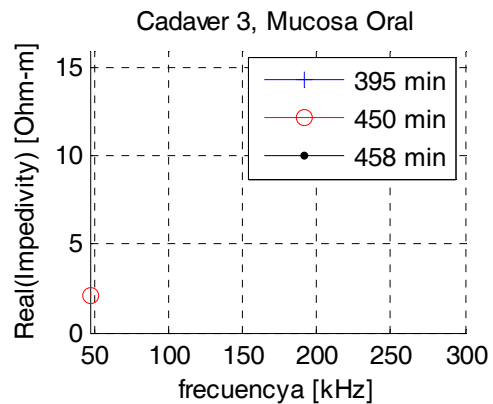
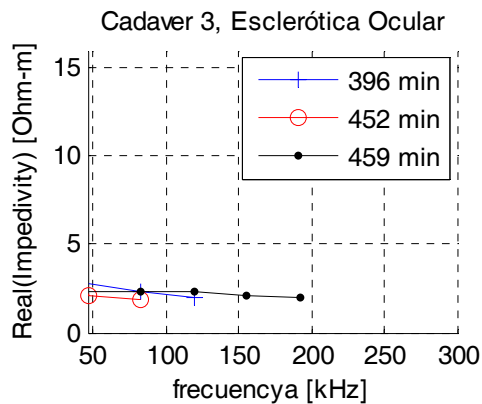
Control de registro de cadáveres. Tanatocronodiagnóstico en humanos basado en espectroscopia de impedancia eléctrica, primera fase			
Código paciente	001	Edad	69 años
Peso	68 kg	Talla	1.68 m
Sexo	Masculino	Fecha	Octubre 24 2007
Hora de muerte	15:09 horas	Hora ingreso morgue	19:00 horas
Lapso de tiempo entre la muerte y el primer registro	568 minutos		
Recinto donde se realizan medidas	Morgue HUS		
Condiciones ambientales:	Temperatura	25°C	Humedad Normal
Observaciones	No se realiza medición en ingle por presentar herida abierta En la misma debida al cáncer.		
Causas de muerte	Insuficiencia cardiaca y respiratoria. Presenta antecedentes de cáncer de pene.		



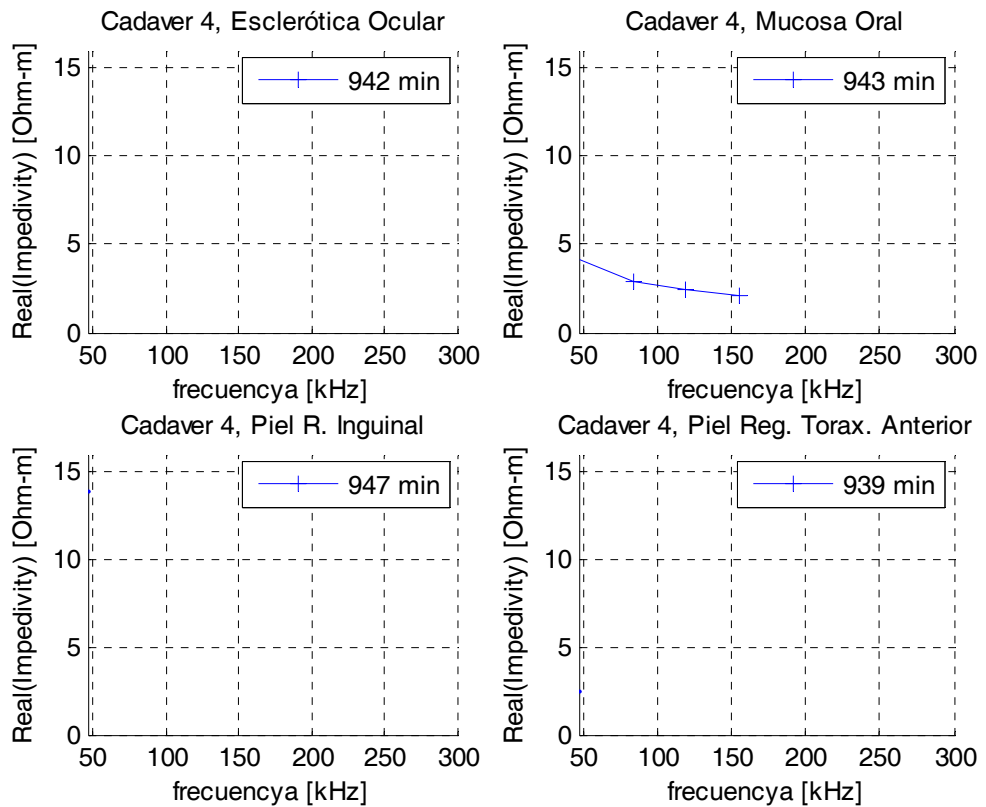
Control de registro de cadáveres. Tanatocronodiagnóstico en humanos basado en espectroscopia de impedancia eléctrica, primera fase			
Código paciente	002	Edad	67 años
Peso	60 kg	Talla	1.60 m
Sexo	Femenino	Fecha	Octubre 25 2007
Hora de muerte	03:30 horas		
Hora ingreso morgue	09:30 horas		
Lapso de tiempo entre la muerte y el primer registro	977 minutos		
Recinto donde se realizan medidas	Morgue HUS		
Condiciones ambientales:	Temperatura	25°C	Humedad Normal
Observaciones	Ninguna		
Causas de muerte	Paro cardiorrespiratorio. Antecedentes de deformación intestinal.		



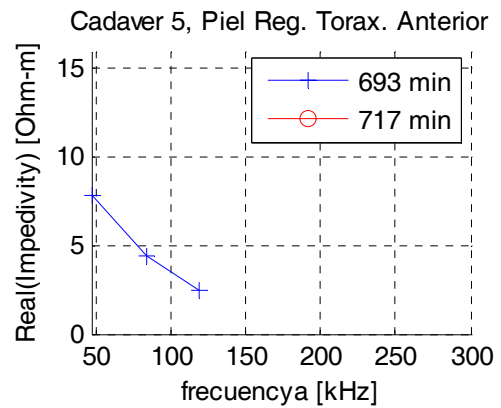
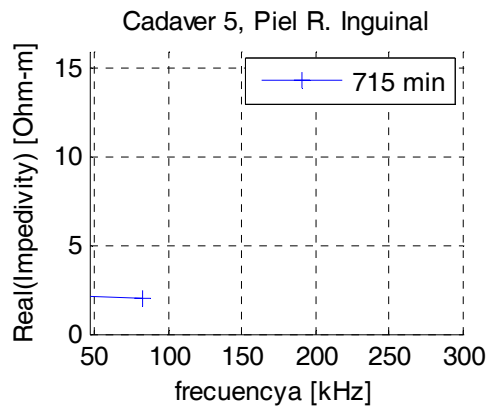
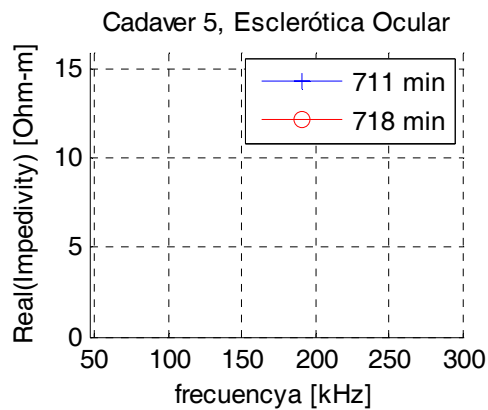
Control de registro de cadáveres. Tanatocronodiagnóstico en humanos basado en espectroscopia de impedancia eléctrica, primera fase			
Código paciente	003	Edad	32 5/7 semanas
Peso	380 g	Talla	0.36 m Sexo Femenino
Hora de muerte	18:00 horas	Fecha	Octubre 25 2007
Hora ingreso morgue	20:30 horas		
Lapso de tiempo entre la muerte y el primer registro	393 minutos		
Recinto donde se realizan medidas	Morgue HUS		
Condiciones ambientales:	Temperatura	18°C	Humedad Normal
Observaciones	Ninguna		
Causas de muerte	Malformación congénita. Teratoma Sacrococciaco.		



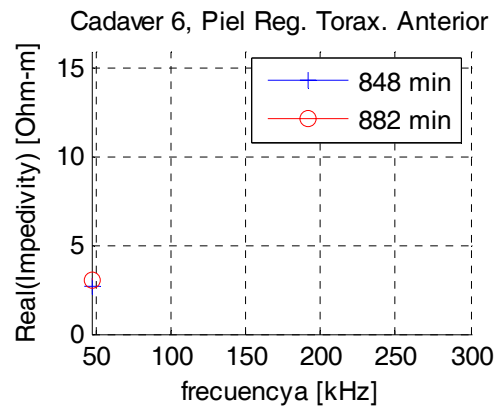
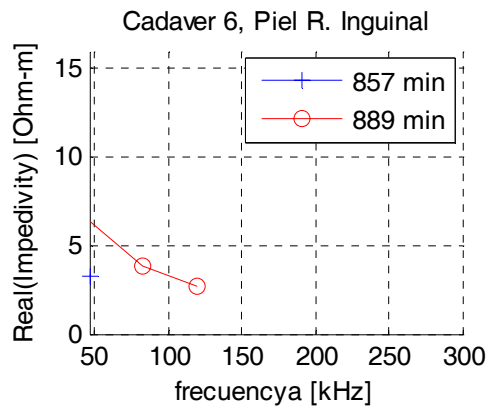
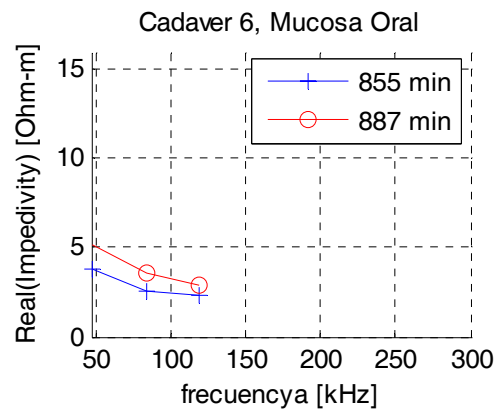
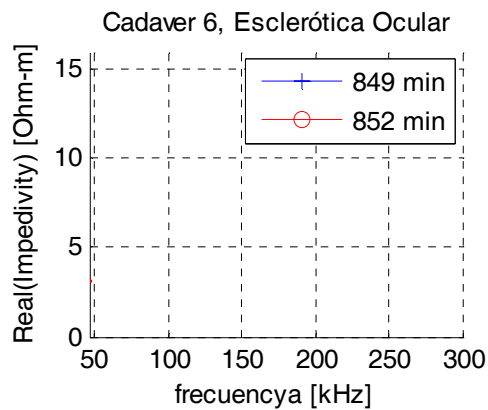
Control de registro de cadáveres. Tanatocronodiagnóstico en humanos basado en espectroscopia de impedancia eléctrica, primera fase			
Código paciente	004	Edad	81 años
Peso	60 kg	Talla	1.60 m
Sexo	Femenino	Fecha	Octubre 24 2007
Hora de muerte	23:45 horas		
Hora ingreso morgue	01:45 horas		
Lapso de tiempo entre la muerte y el primer registro	939 minutos		
Recinto donde se realizan medidas	Morgue HUS		
Condiciones ambientales:		Temperatura	25°C
		Humedad	Normal
Observaciones	Ninguna		
Causas de muerte	Deficiencia cardiaca respiratoria. Osteosintesis radial distal con sobre infección de herida quirúrgica.		



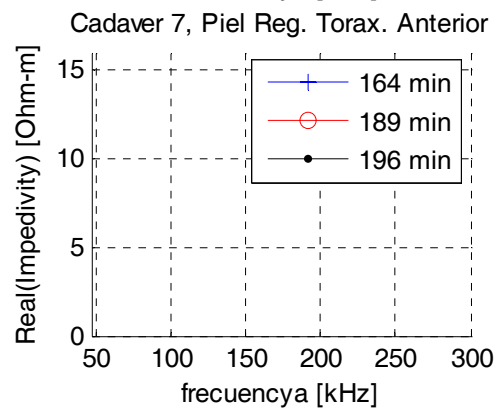
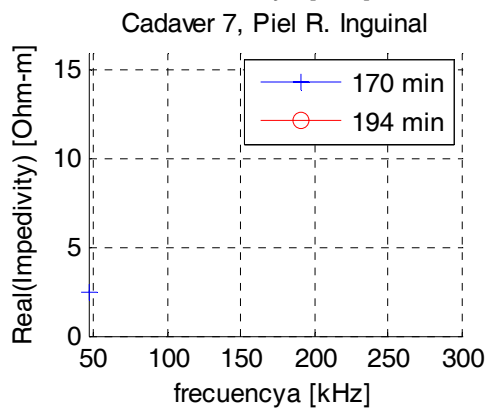
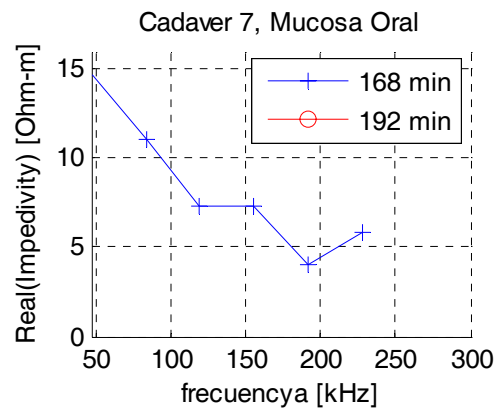
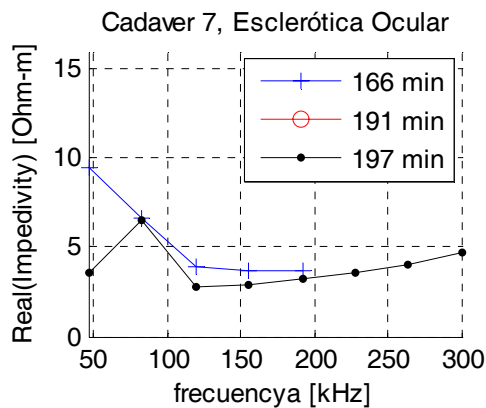
Control de registro de cadáveres. Tanatocronodiagnóstico en humanos basado en espectroscopia de impedancia eléctrica, primera fase			
Código paciente	005	Edad	82 años
Peso	75 kg	Talla	1.80 m
Hora de muerte	03:45 horas	Sexo	Masculino
Hora ingreso morgue	06:30 horas	Fecha	Octubre 29 2007
Lapso de tiempo entre la muerte y el primer registro		693 minutos	
Recinto donde se realizan medidas		Morgue HUS	
Condiciones ambientales:		Temperatura	25°C
		Humedad	Normal
Observaciones	No se realiza medición en boca debido a la rigidez que presentó		
Causas de muerte	Deterioro del estado neurológico y respiratorio		



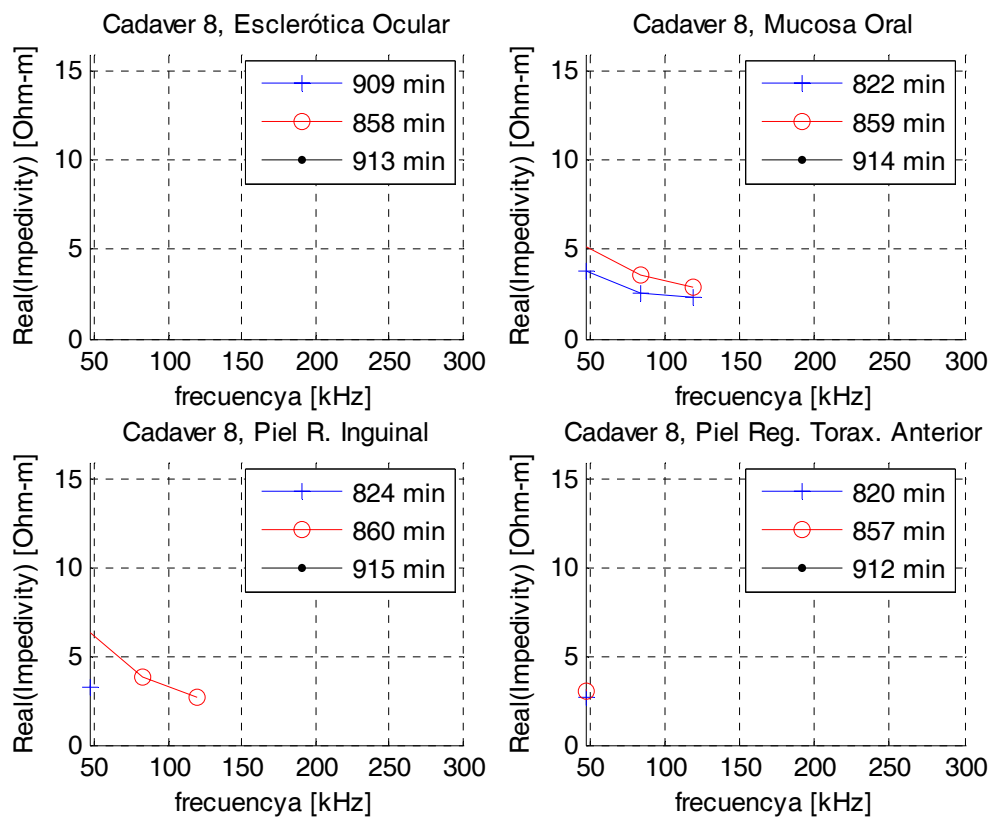
Control de registro de cadáveres. Tanatocronodiagnóstico en humanos basado en espectroscopia de impedancia eléctrica, primera fase			
Código paciente	006	Edad	60 años
Peso	90 kg	Talla	1.80 m
Hora de muerte	01:30 horas	Sexo	Masculino
Hora ingreso morgue	06:20 horas	Fecha	Octubre 30 2007
Lapso de tiempo entre la muerte y el primer registro		848 minutos	
Recinto donde se realizan medidas		Morgue HUS	
Condiciones ambientales:		Temperatura	25°C
		Humedad	Normal
Observaciones	Ninguna		
Causas de muerte	Paro cardiorrespiratorio.		



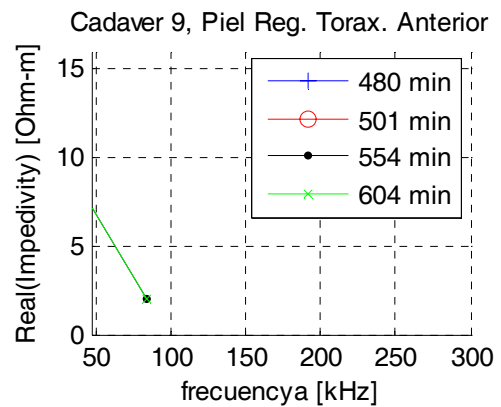
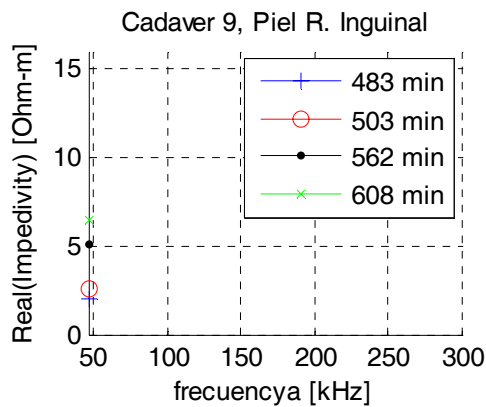
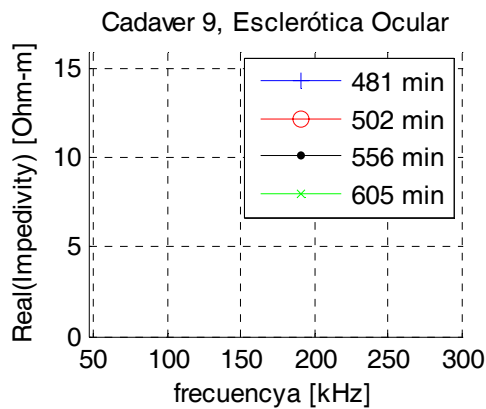
Control de registro de cadáveres. Tanatocronodiagnóstico en humanos basado en espectroscopia de impedancia eléctrica, primera fase			
Código paciente	007	Edad	89 años
Peso	45 kg	Talla	1.50 m
Sexo	Femenino	Fecha	Octubre 30 2007
Hora de muerte	14:00 horas	Hora ingreso morgue	16:30 horas
Lapso de tiempo entre la muerte y el primer registro	164 minutos		
Recinto donde se realizan medidas	Morgue HUS		
Condiciones ambientales:	Temperatura	25°C	Humedad Normal
Observaciones	Ninguna		
Causas de muerte	Paro cardiorrespiratorio. Complicaciones de neumonía. Enfermedad arterial obstructiva crónica.		



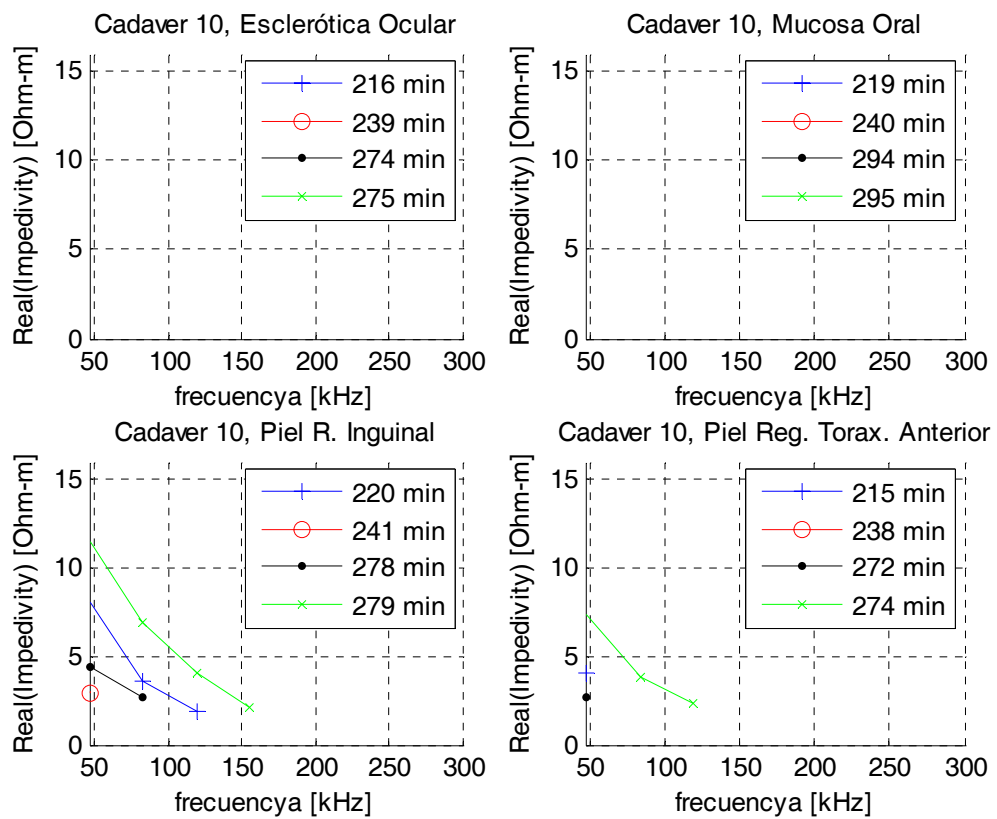
Control de registro de cadáveres. Tanatocronodiagnóstico en humanos basado en espectroscopia de impedancia eléctrica, primera fase			
Código paciente	008	Edad	62 años
Peso	62 kg	Talla	1.56 m
Hora de muerte	00:30 horas	Sexo	Femenino
Hora ingreso morgue	03:30 horas	Fecha	Octubre 24 2007
Lapso de tiempo entre la muerte y el primer registro		820 minutos	
Recinto donde se realizan medidas		Morgue HUS	
Condiciones ambientales:		Temperatura	25°C
		Humedad	Normal
Observaciones	Ninguna		
Causas de muerte	Paro cardiorrespiratorio durante cirugía de amputación		



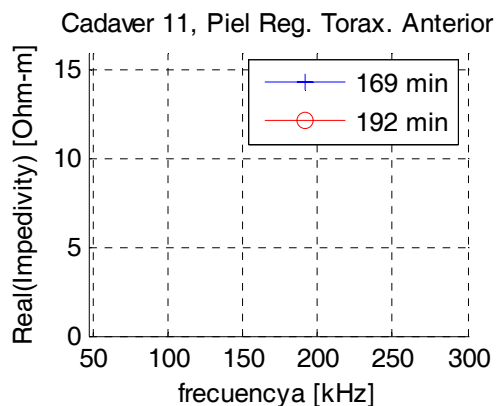
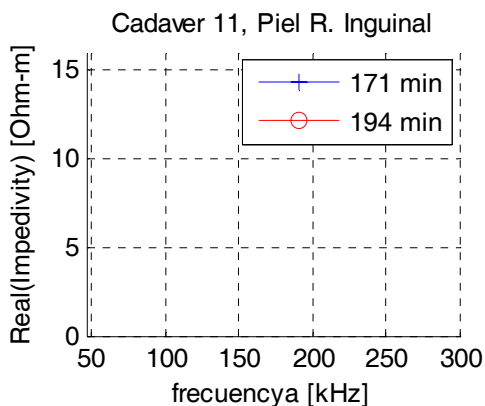
Control de registro de cadáveres. Tanatocronodiagnóstico en humanos basado en espectroscopia de impedancia eléctrica, primera fase			
Código paciente	009	Edad	79 años
Peso	75 kg	Talla	1.80 m
Hora de muerte	06:45 horas	Sexo	Masculino
Hora ingreso morgue	13:00 horas	Fecha	Octubre 31 2007
Lapso de tiempo entre la muerte y el primer registro		480 minutos	
Recinto donde se realizan medidas		Morgue HUS	
Condiciones ambientales:		Temperatura	25°C
		Humedad	Normal
Observaciones	No se realiza medición en boca debido a desintegración de la lengua		
Causas de muerte	Falla respiratoria. Enfermedad cerebro-vascular. Artero-esclerosis.		



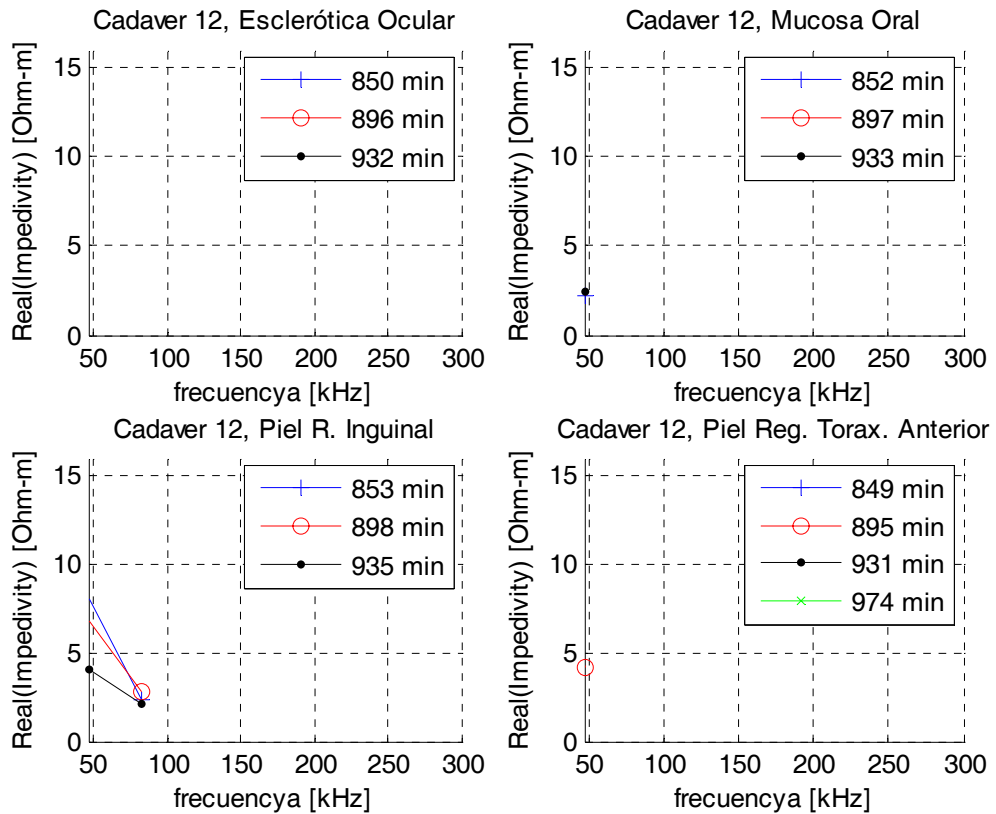
Control de registro de cadáveres. Tanatocronodiagnóstico en humanos basado en espectroscopia de impedancia eléctrica, primera fase			
Código paciente	010	Edad	84 años
Peso	46 kg	Talla	1.50 m
Sexo	Femenino	Fecha	Octubre 31 2007
Hora de muerte	11:01 horas		
Hora ingreso morgue	13:45 horas		
Lapso de tiempo entre la muerte y el primer registro	215 minutos		
Recinto donde se realizan medidas	Morgue HUS		
Condiciones ambientales:		Temperatura	25°C
		Humedad	Normal
Observaciones	Ninguna		
Causas de muerte	Falla multisistémica, sepsis e infección en vías urinarias		



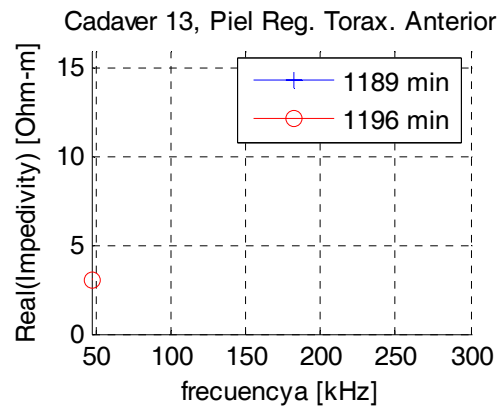
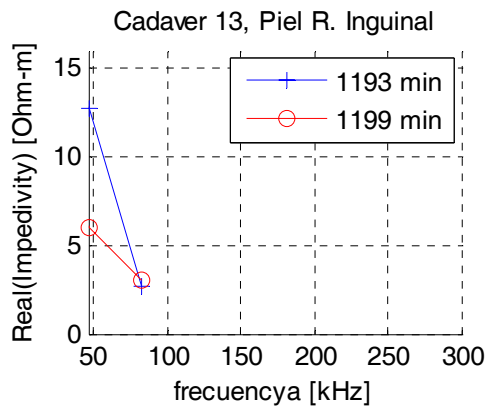
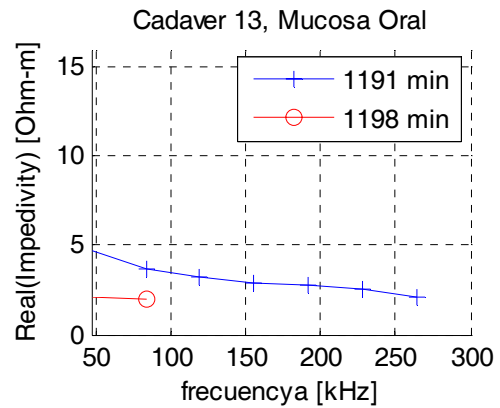
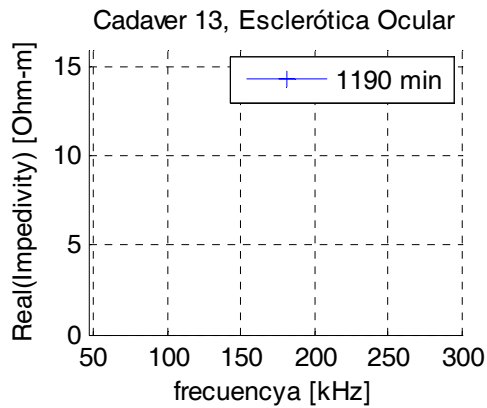
Control de registro de cadáveres. Tanatocronodiagnóstico en humanos basado en espectroscopia de impedancia eléctrica, primera fase			
Código paciente	011	Edad	40 años
Peso	65 kg	Talla	1.65 m
Hora de muerte	12:01 horas	Sexo	Femenino
Hora ingreso morgue	14:00 horas	Fecha	Octubre 31 2007
Lapso de tiempo entre la muerte y el primer registro	169 minutos		
Recinto donde se realizan medidas	Morgue HUS		
Condiciones ambientales:	Temperatura	25°C	Humedad Normal
Observaciones	No se realiza medición en boca y ojo debido a presencia de secreciones infecciosas		
Causas de muerte	Choque neurogénico, hipertensión endocraneal y edema cerebral. Tumor del SNC de comportamiento incierto.		



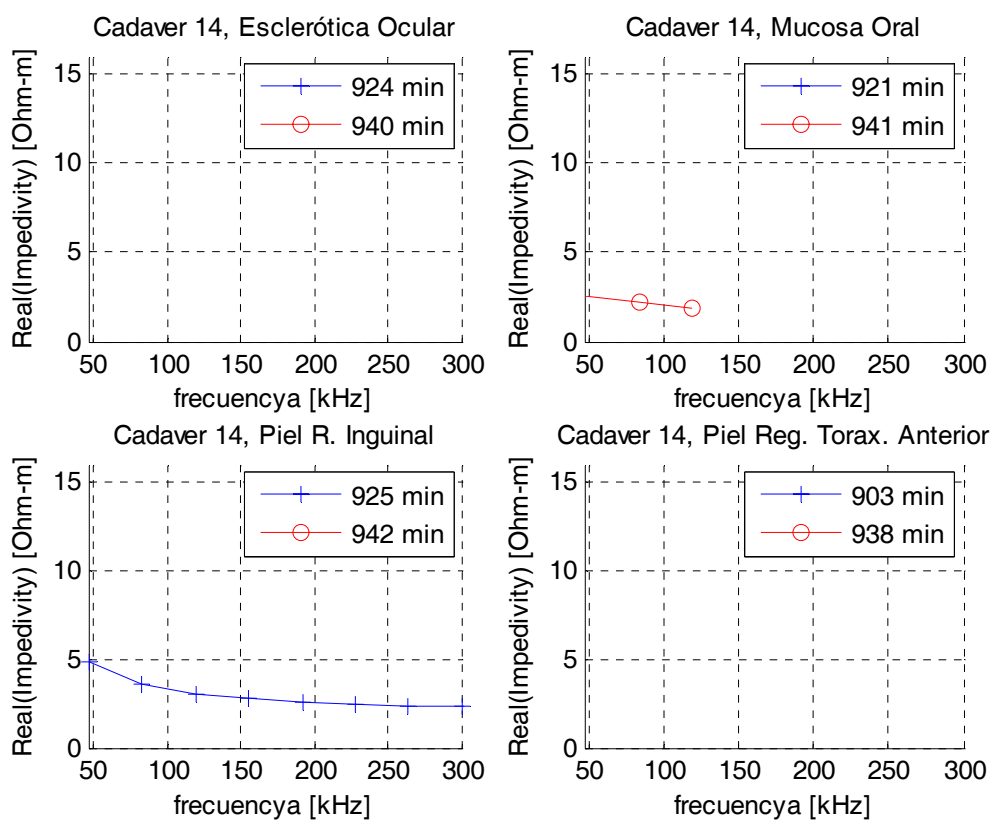
Control de registro de cadáveres. Tanatocronodiagnóstico en humanos basado en espectroscopia de impedancia eléctrica, primera fase			
Código paciente	012	Edad	38 años
Peso	60 kg	Talla	1.80 m
Hora de muerte	00:30 horas	Sexo	Masculino
Hora ingreso morgue	06:20 horas	Fecha	Noviembre 01 2007
Lapso de tiempo entre la muerte y el primer registro		849 minutos	
Recinto donde se realizan medidas		Morgue HUS	
Condiciones ambientales:		Temperatura	25°C
		Humedad	Normal
Observaciones	No se realizó medidas en boca debido a la condición Rigor Mortis del cadáver. Se realiza medida en labio interno.		
Causas de muerte	Sepsis pulmonar secundaria a neumonía. Fístula del intestino. Falla multiorgánica secundaria. Shock séptico.		



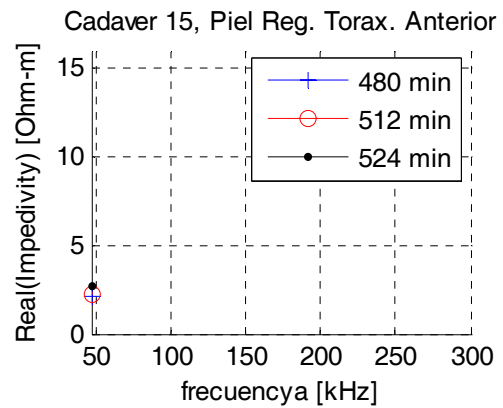
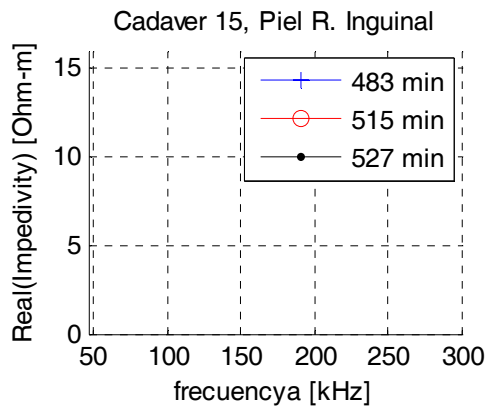
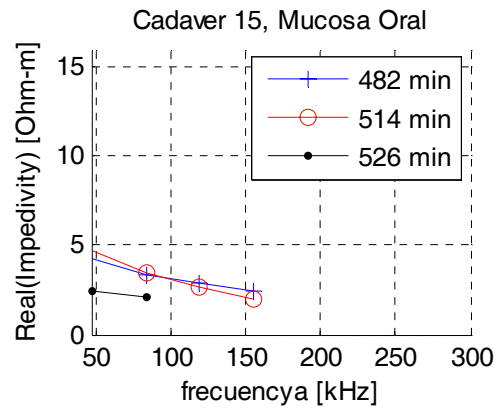
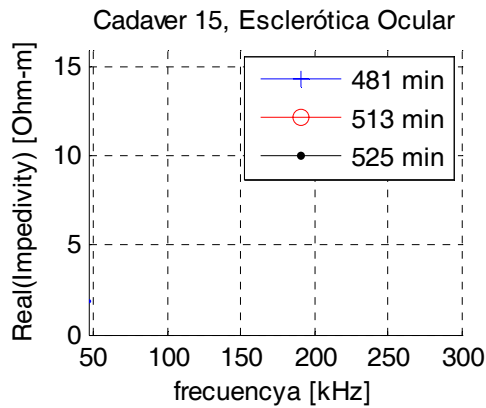
Control de registro de cadáveres. Tanatocronodiagnóstico en humanos basado en espectroscopia de impedancia eléctrica, primera fase			
Código paciente	013	Edad	83 años
Peso	50 kg	Talla	1.55 m
Sexo	Femenino	Fecha	Noviembre 01 2007
Hora de muerte	19:30 horas	Fecha	Noviembre 01 2007
Hora ingreso morgue	21:20 horas		
Lapso de tiempo entre la muerte y el primer registro	1189 minutos		
Recinto donde se realizan medidas	Morgue HUS		
Condiciones ambientales:	Temperatura	25°C	Humedad Normal
Observaciones	Ninguna.		
Causas de muerte	Insuficiencia cardiaca descompensada. Paro cardiorrespiratorio.		



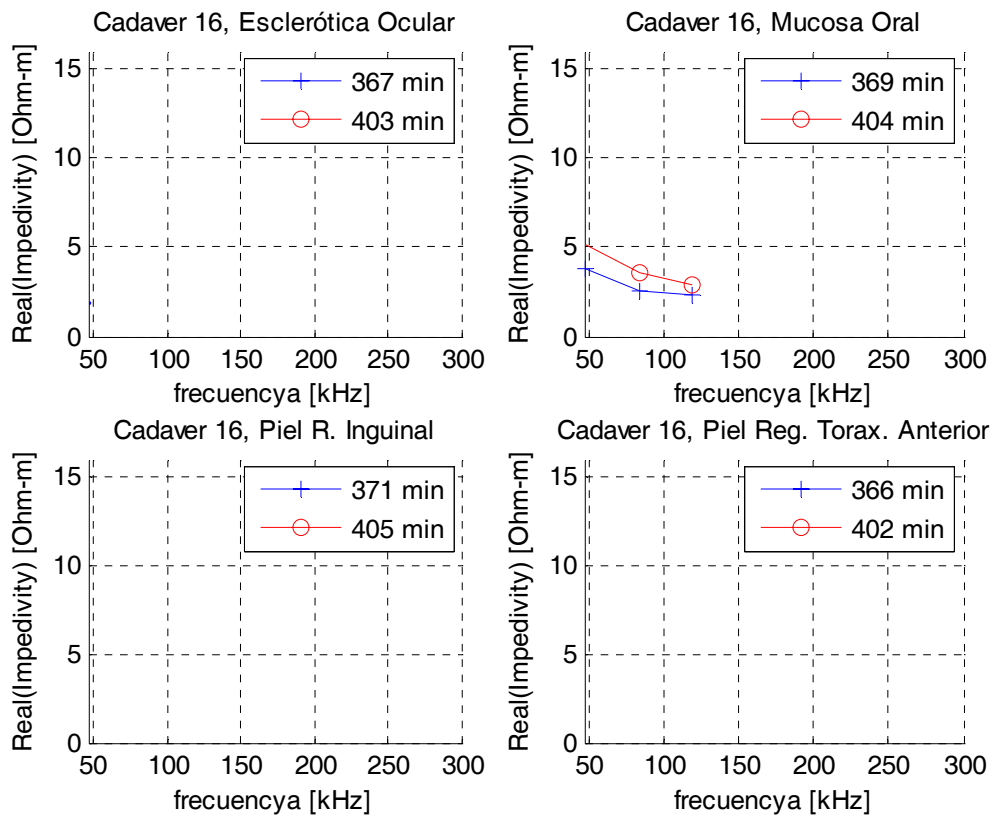
Control de registro de cadáveres. Tanatocronodiagnóstico en humanos basado en espectroscopia de impedancia eléctrica, primera fase			
Código paciente	014	Edad	56 años
Peso	60 kg	Talla	1.60 m
Hora de muerte	20:30 horas	Sexo	Femenino
Hora ingreso morgue	22:45 horas	Fecha	Noviembre 01 2007
Lapso de tiempo entre la muerte y el primer registro		903 minutos	
Recinto donde se realizan medidas		Morgue HUS	
Condiciones ambientales:		Temperatura	25°C
		Humedad	Normal
Observaciones	Ninguna		
Causas de muerte	Paro cardiorrespiratorio. Cáncer de cerviz, estado IV.		



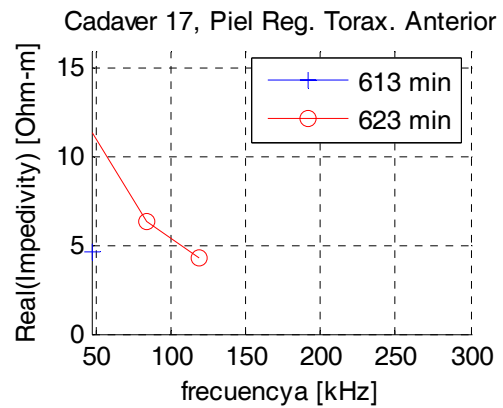
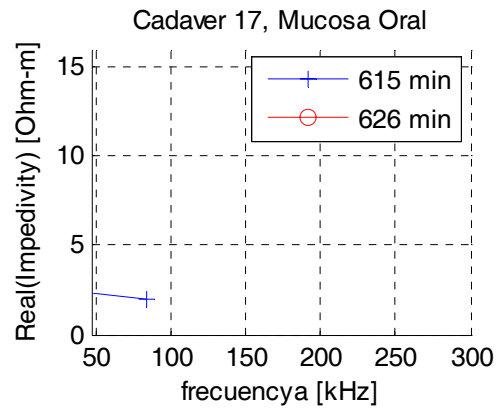
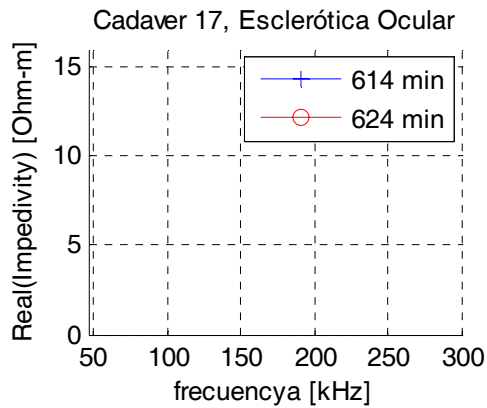
Control de registro de cadáveres. Tanatocronodiagnóstico en humanos basado en espectroscopia de impedancia eléctrica, primera fase			
Código paciente	015	Edad	72 años
Peso	75 kg	Talla	1.60 m
Hora de muerte	07:50 horas	Sexo	Femenino
Hora ingreso morgue	10:20 horas	Fecha	Noviembre 02 2007
Lapso de tiempo entre la muerte y el primer registro		480 minutos	
Recinto donde se realizan medidas		Morgue HUS	
Condiciones ambientales:		Temperatura	25°C
		Humedad	Normal
Observaciones	Ninguna		
Causas de muerte	Paro cardiorrespiratorio. Antecedentes de cirugía de hombro derecho.		



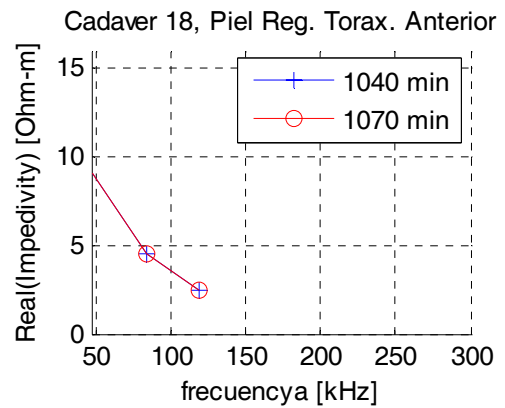
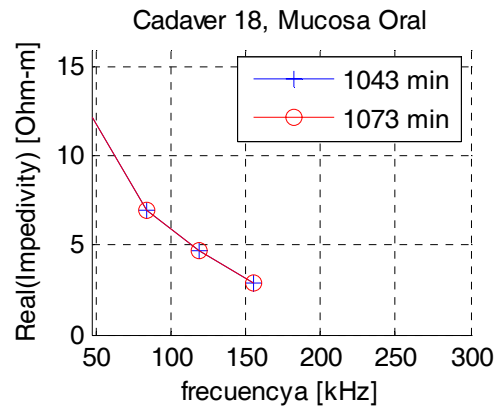
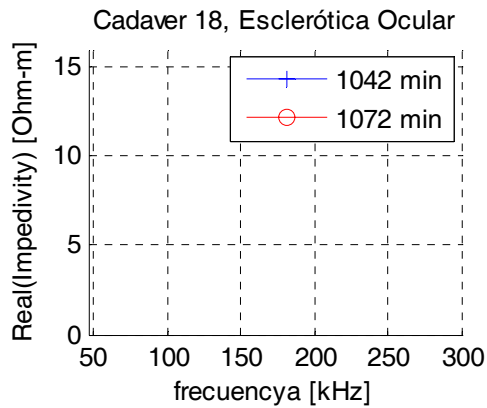
Control de registro de cadáveres. Tanatocronodiagnóstico en humanos basado en espectroscopia de impedancia eléctrica, primera fase			
Código paciente	016	Edad	72 años
Peso	67 kg	Talla	1.73 m
Hora de muerte	07:20 horas	Sexo	Masculino
Hora ingreso morgue	10:00 horas	Fecha	Noviembre 03 2007
Lapso de tiempo entre la muerte y el primer registro		366 minutos	
Recinto donde se realizan medidas		Morgue HUS	
Condiciones ambientales:		Temperatura	25°C
		Humedad	Normal
Observaciones	Ninguna		
Causas de muerte	Edema cerebral – Encefalopatía metabólica. Piesonefritis aguda. Insuficiencia renal crónica.		



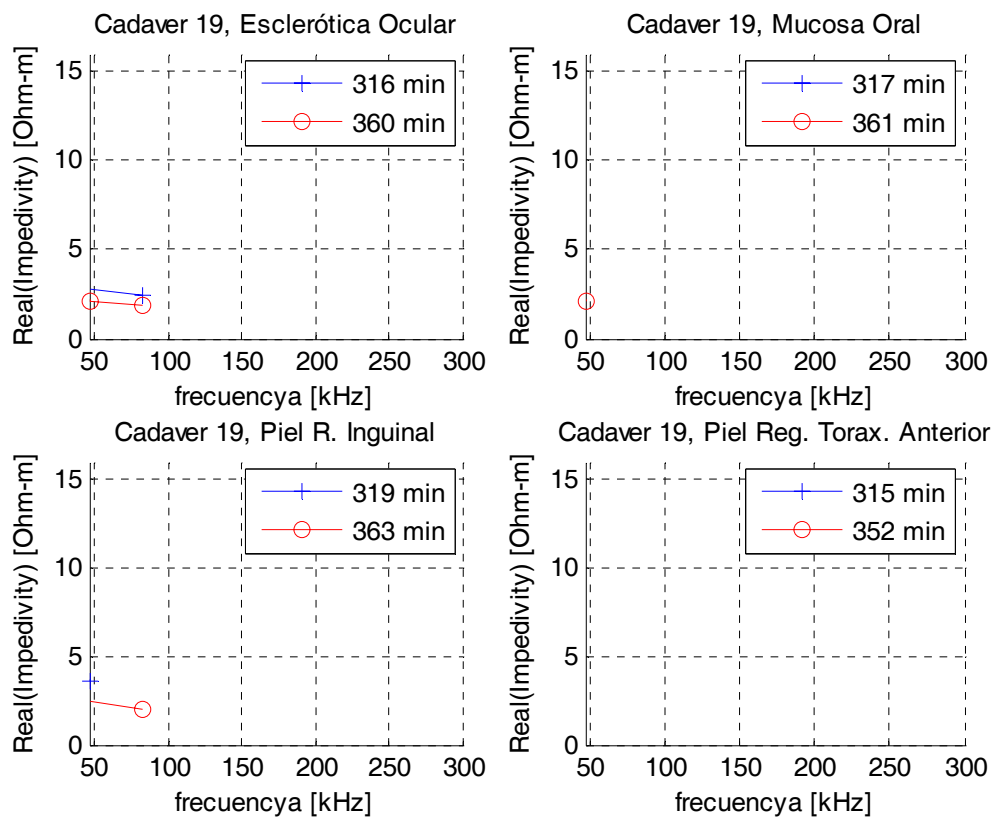
Control de registro de cadáveres. Tanatocronodiagnóstico en humanos basado en espectroscopia de impedancia eléctrica, primera fase			
Código paciente	017	Edad	39 años
Peso	30 kg	Talla	1 m
Hora de muerte	06:43 horas	Sexo	Masculino
Hora ingreso morgue	09:10 horas	Fecha	Octubre 24 2007
Lapso de tiempo entre la muerte y el primer registro		613 minutos	
Recinto donde se realizan medidas		Morgue HUS	
Condiciones ambientales:	Temperatura	25°C	Humedad Normal
Observaciones	Presenta amputación de extremidades superiores		
Causas de muerte	Muerte instantánea. Síndrome de difusión orgánica múltiple.		



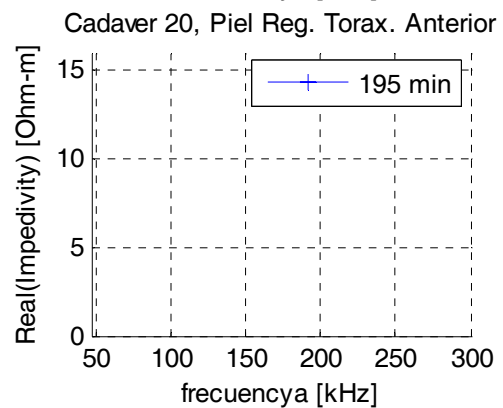
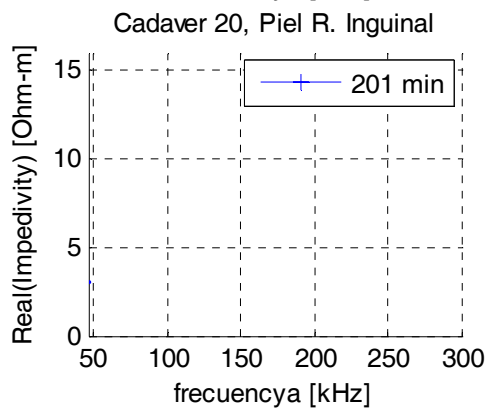
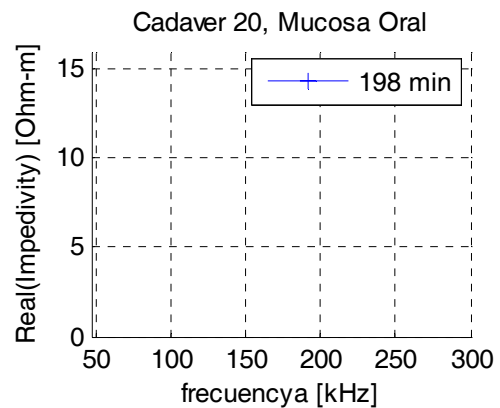
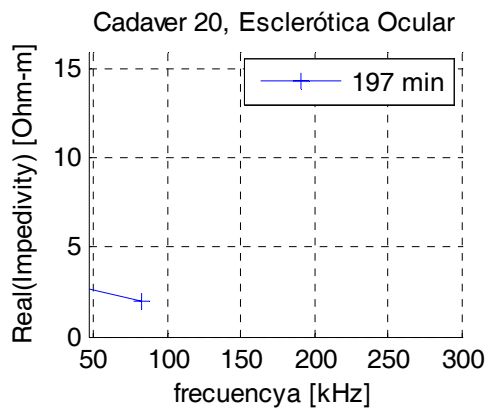
Control de registro de cadáveres. Tanatocronodiagnóstico en humanos basado en espectroscopia de impedancia eléctrica, primera fase			
Código paciente	018	Edad	79 años
Peso	50 kg	Talla	1.50 m
Hora de muerte	18:20 horas	Sexo	Femenino
Hora ingreso morgue	20:30 horas	Fecha	Noviembre 04 2007
Lapso de tiempo entre la muerte y el primer registro		1040 minutos	
Recinto donde se realizan medidas		Morgue HUS	
Condiciones ambientales:	Temperatura	25°C	Humedad Normal
Observaciones	Presenta sustancias infecciosas en la región inguinal		
Causas de muerte	Shock cardiogénico. Infarto agudo de miocardio.		



Control de registro de cadáveres. Tanatocronodiagnóstico en humanos basado en espectroscopia de impedancia eléctrica, primera fase			
Código paciente	019	Edad	33 semanas
Peso	1.77 kg	Talla	0.45 m
Sexo	Masculino	Fecha	Noviembre 05 2007
Hora de muerte	08:18 horas		
Hora ingreso morgue	13:20 horas		
Lapso de tiempo entre la muerte y el primer registro	315 minutos		
Recinto donde se realizan medidas	Morgue HUS		
Condiciones ambientales:	Temperatura	25°C	Humedad Normal
Observaciones	Madre presenta preclamcia		
Causas de muerte	Hipoxia fetal		



Control de registro de cadáveres. Tanatocronodiagnóstico en humanos basado en espectroscopia de impedancia eléctrica, primera fase			
Código paciente	020	Edad	56 años
Peso	69 kg	Talla	1.65 m
Hora de muerte	11:30 horas	Sexo	Femenino
Hora ingreso morgue	14:30 horas	Fecha	Noviembre 05 2007
Lapso de tiempo entre la muerte y el primer registro		195 minutos	
Recinto donde se realizan medidas		Morgue HUS	
Condiciones ambientales:	Temperatura	25°C	Humedad Normal
Observaciones	Presenta sustancias infecciosas en la región inguinal		
Causas de muerte	Shock cardiogénico. Sarcoma retroperitoneal.		



ANEXO B

MANUAL DEL USUARIO DEL BIOIMPEDANCIOMETRO:

El Bioimpedanciometro incluye:

- Una batería de 6V
- Conector de la batería
- Una sonda de medición
- Un cable para puerto USB

Tabla de Contenido:

1. Requerimientos del sistema
2. Descripción General
3. Características eléctricas de la Fuente de Corriente Senoidal
4. Descripción externa del bioimpedanciometro
5. Descripción de la sonda de medición
6. Modo de empleo del bioimpedanciometro
 - 6.1. Conexión de la sonda de medición
 - 6.2. Conexión del PC
 - 6.3. Envío y adquisición de datos

1. Requerimientos del sistema

Pentium 4, 1.8GHz, 256MB RAM / 1GB RAM
Puerto USB (FT232BM)
Windows XP / Windows Vista
LabView 7.1

2. Descripción General

Este instrumento permite medir el Espectro de Impeditividad en tejido post-mortem en el rango de 1,90 ($\Omega.m$) a 14,74 ($\Omega.m$), de manera sencilla, siendo utilizado por personal no especializado. Además dado su tamaño y versatilidad puede ser utilizado en cualquier lugar solo con el uso de una batería.

3. Características eléctricas de la Fuente de Corriente Senoidal:

Voltaje de alimentación: 6V - 9V, 420 μ A

Amplitud: 40 μ A

Rango de frecuencias para señal sinusoidal: De 10kHz a 350kHz

4. Descripción Externa del Bioimpedanciometro

El bioimpedanciometro y la localización de sus partes principales se muestran en las figuras B1 y B2.

Figura B1. Parte Frontal del bioimpedanciometro.



Fuente: Autoras de proyecto.

Figura B2. Parte Posterior del bioimpedanciometro.



Fuente: Autores de proyecto.

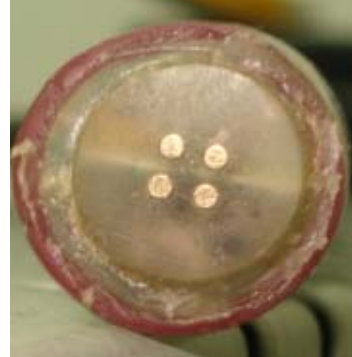
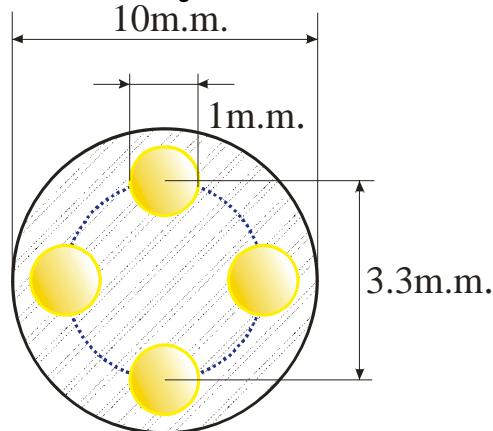
- a. Interruptor de encendido: Es un interruptor para el encendido del equipo.
- b. Puerto serie: Puerto donde se conecta la sonda tetrapolar que permite realizar las medidas de impedancia eléctrica en tejido post-mortem.
- c. Puerto USB: Permite la comunicación PC - Bioimpedanciometro para el envío y adquisición de datos.
- d. Entrada de energía: Puerto de entrada de la batería que alimenta el Bioimpedanciometro.

5. Descripción de la sonda de medición

En las figuras B3 y B4 se puede apreciar la distribución geométrica de los electrodos de oro, dispuestos en una configuración tetrapolar circular de la sonda.

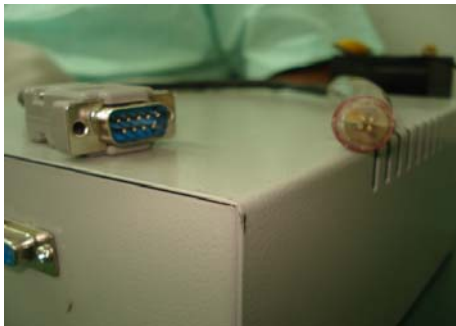
Cada electrodo es un tubo cilíndrico de 1mm de diámetro y 8mm de altura, y los centros de los electrodos adyacentes están a una distancia de 3,3mm. Éstos se encuentran incrustados en un tubo cilíndrico de fibra de vidrio de 10mm de diámetro y 5mm de altura.

Figura B3. Diseño geométrico de la sonda de medición con electrodos de oro (Au).



Fuente: Autoras del Proyecto.

Figura B4. Soporte mecánico de la sonda de medición.



Fuente: Autoras del Proyecto.

6. Modo de empleo del Bioimpedanciometro.

En el siguiente ítem se presenta una guía de conexión del Bioimpedanciometro a la sonda de medición y al PC teniendo en cuenta ciertas consideraciones. Igualmente se explica detalladamente la forma de realizar la adquisición de datos a través la interface implementada.

6.1. Conexión de la sonda de medición. La sonda de medición se conecta al equipo por medio de un puerto serie (DB9) hembra para el bioimpedanciometro y puerto serie (DB9) macho para la sonda, como se aprecia en la figura B5.

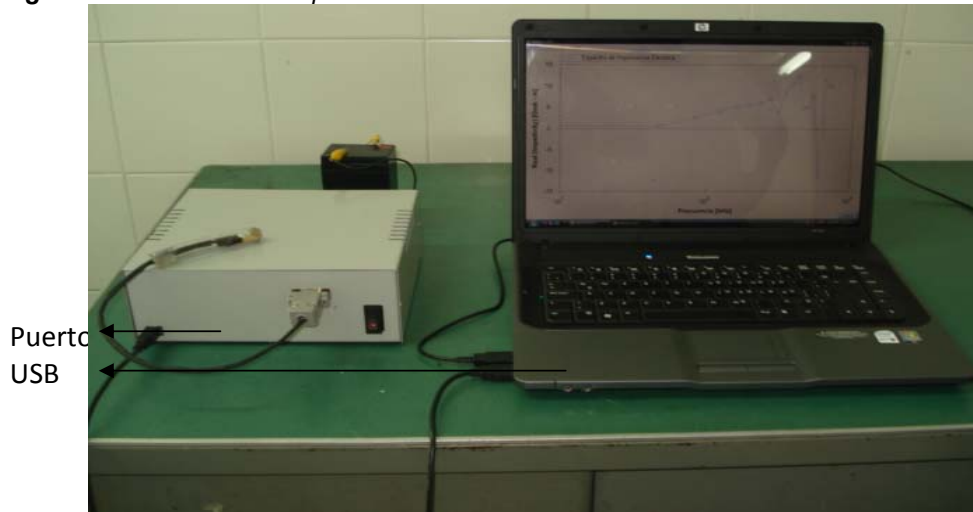
Figura B5. Conexión de la sonda al Bioimpedanciometro.



Fuente: Autoras del proyecto.

6.2. Conexión del PC. El bioimpedanciometro se conecta al PC por medio de un puerto USB, como se aprecia en la figura B6.

Figura B6. Conexión del impedanciometro al PC.

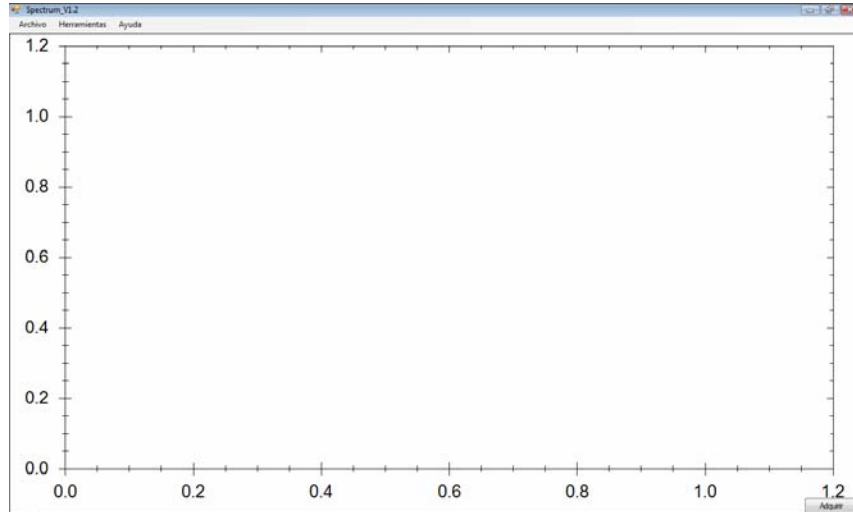


Fuente: Autoras del proyecto.

6.3. Envío y adquisición de datos. Antes de ejecutar la Interface gráfica asegúrese que las conexiones del Bioimpedanciometro a la sonda de medición, batería y computador estén correctamente, figura B6.

Una vez revisadas las conexiones, se ejecutó la interface Gráfica con el nombre **SPECTRUM_V1.2**, desarrollada por David Alejandro Miranda ; en la figura B7 se presenta el pantallazo inicial.

Figura B7. Presentación inicial de la Interfaz Gráfica.



Fuente: Autoras del proyecto.

Antes de ejecutar la interface gráfica se deben ingresar las condiciones bajo las cuales va a funcionar el equipo, para lo anterior, se actualiza el archivo texto SPECTRUM.TXT, ésto permite que el equipo mantenga las condiciones sin alterarlas además de ahorrar tiempo en la ejecución del software. En la figura B8 se observa la ejecución de éste archivo.

Figura B8. Condiciones iniciales.

```
spectrum - Bloc de notas
Archivo Edición Formato Ver Ayuda
COM = COM4; // Puerto de comunicación
Baud = 18750; // Baudios del puerto
signal = 0; // Tipo de señal: *fs (seno), *ft (triangular), *pp (pulsos -pwm-)
f_signal = 1000; // Frecuencia de la señal senoidal en Hz
periodo = 1000; // Período del pulso en us
ancho = 50; // Ancho del pulso en us
daq_type = 0; // Tipo de adquisición de datos
f_muestreo = 200; // Frecuencia de muestreo
voltaje = 0; // Nivel del voltaje sinusoidal
amplificacion = 3; // Amplificación de la señal
pendiente = 0.66; // Factor de conversión [mv / dato] -> voltaje adquirido = DATO * pendiente + offset
offset = 291; // Offset del convertor [mV] -> Voltaje adquirido = DATO * pendiente + offset
F_inicial = 10000; // Frecuencia inicial para graficación de espectro
F_final = 700000; // Frecuencia final para graficación de espectro
n_pasos = 20; // Número de pasos espectrales
escala = 0; // Escala logarítmica (0) o lineal (1)
tipo_grafico = 0; // Tipo de gráfico: 0 (*xxx*), 1 (*xxx*xxx*xxx*), 2 (*DAQ#xxx ... x)
```

Fuente: Autoras del proyecto.

Después de realizados los procedimientos anteriores, se ubica la sonda en la zona corporal donde se pretende realizar la medida, en la figura B9 se puede apreciar un ejemplo.

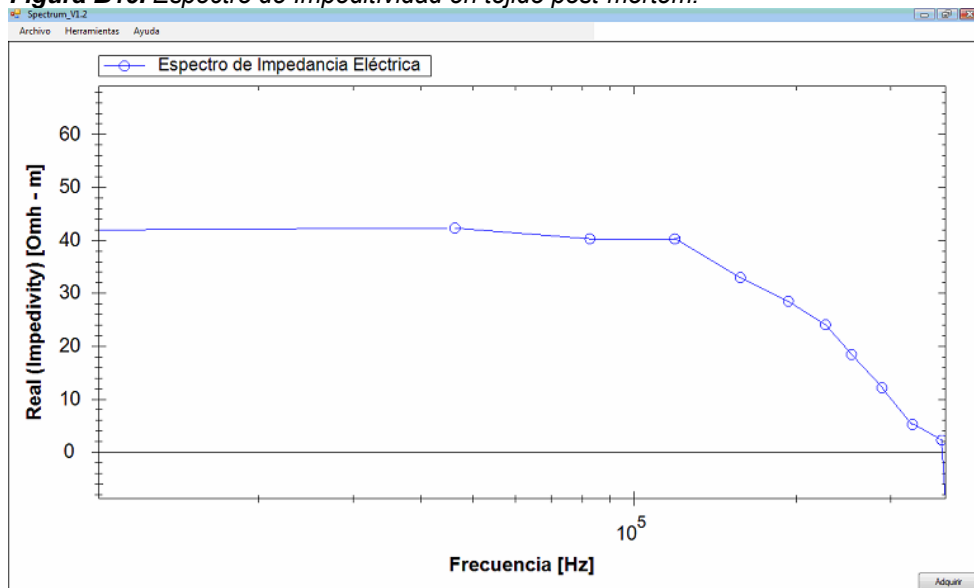
Figura B9. Presentación inicial de la Interface Gráfica.



Fuente: Autoras del proyecto.

Una vez ubicada la sonda, se ejecuta la interface gráfica dando clic en **ADQUIRIR**, esto puede tardar 30 segundos, la pantalla que se muestra en la *Figura B10* presenta la parte real de la resistividad compleja en tejido post-mortem.

Figura B10. Espectro de Impeditividad en tejido post-mortem.



Fuente: Autoras del proyecto.

Después de realizado el registro se guarda el archivo dando clic en Archivo / Guardar. Para abrir un archivo guardado se da clic en Archivo / Abrir y se busca el archivo, se debe tener en cuenta que el software solo permite abrir archivos guardados desde la interface gráfica.