

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

*YOLIMA ESTUPIÑÁN SÁNCHEZ*

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER**

**FACULTAD DE CIENCIAS**

**ESCUELA DE FÍSICA**

**BUCARAMANGA**

**2010**

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

**TRABAJO DE GRADO COMO REQUISITO PARA OPTAR TITULO DE  
FÍSICO**

***YOLIMA ESTUPIÑÁN SÁNCHEZ***

**Director:**

**MSc. DAVID ALEJANDRO MIRANDA MERCADO**

**Codirectores:**

**MD. Esp. JULIO CESAR MANTILLA HERNANDEZ**

**Ing. SAMUEL ALBERTO JAIMES MORALES**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER**

**FACULTAD DE CIENCIAS**

**ESCUELA DE FÍSICA**

**BUCARAMANGA**

**2010**

## **DEDICATORIA**

*Esta tesis es una parte de mi vida y comienzo de otras etapas por esto y más,  
la dedico a Dios por se guía y fortaleza en el camino*

*A mi familia por su apoyo, comprensión y quienes me infundieron la ética y el  
rigor que guían mi transitar por la vida.*

*A todos aquellos que me han dado su mano en el momento indicado.*

## AGRADECIMIENTOS

*A Dios por guiarme, acompañar e iluminar mi camino durante toda mi vida y ayudar a levantarme cuando surgieron inconvenientes y los obstáculos se hicieron más grandes.*

*A mis padres Álvaro y Blanca, por brindarme todo su apoyo, cariño y comprensión a lo largo de esta etapa.*

*A mis hermanos, Moisés, Oscar, Diego y Cristina por motivarme y su paciencia que sin duda fueron de gran base para culminar esta etapa.*

*A mis amigos y compañeros de carrera Nelson, Henry, Viviana, Francisco por darme una mano en los momentos más difíciles y por sus manifestaciones de apoyo aún cuando no eran necesarios.*

*A mis amigos y compañeros de grupo CIMBIOS, Sandra, Alexandra, Paula, Francys por fortalecer mi confianza y brindarme su colaboración en todo momento.*

*A César A. por ser un apoyo incondicional y una motivación más para continuar.*

*A Samuel por su colaboración, el aporte de sus conocimientos y por ser un excelente guía.*

*A David, por su comprensión, apoyo, dedicación por su predisposición permanente e incondicional en aclarar mis dudas.*

*Y al Doctor Echeverri por su motivación, colaboración y sus deseos constantes de apoyo e interés.*

*A Gabriel Andrés Mariño por toda su colaboración y sugerencias durante la revisión de la tesis.*

*A PhD. Carlos Gonzales quien nos facilito el equipo para realizar la toma de datos.*

*A los auxiliares de la morgue por toda su colaboración durante la toma de datos.*

## Contenido

INTRODUCCIÓN .....	16
1. FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA .....	18
1.1 TANATOLOGÍA Y TANATOCRONODIAGNOSTICO .....	18
1.1.1 <i>Fenómenos cadavéricos</i> .....	18
1.2 ESPECTROSCOPIA DE IMPEDANCIA ELÉCTRICA .....	21
1.2. Reseña histórica .....	22
1.3 CONCEPTOS BÁSICOS .....	24
1.3.1 <i>Definición de Impedancia Eléctrica</i> .....	24
1.3.2 <i>Interacción de la electricidad con los tejidos</i> .....	25
1.3.3 <i>Propiedades eléctricas de los tejidos</i> .....	27
1.3.4 <i>Zonas de dispersión</i> .....	28
1.4 ANTECEDENTES .....	29
1.5 ESPECTRO DE IMPEDITIVIDAD ELÉCTRICA .....	31
1.5.1 <i>Medida del espectro de impedancia eléctrica</i> .....	32
1.5.2 <i>Métodos de medida del espectro de impedancia eléctrica</i> .....	32
1.5.3 Fenómenos de interface .....	34
1.6 MODELO DE DEBYE .....	35
1.6.1 Ecuación de Debye .....	36
1.7 MODELO DE COLE-COLE .....	36
1.7.1 Ecuación Cole-Cole .....	37
1.7.2 Algoritmo Miranda .....	37
1.8 CAMPOS DE APLICACIÓN .....	38
1.9 NUESTRA INVESTIGACIÓN .....	39
2 MATERIALES Y METODOS .....	40
2.1 BIOIMPEDANCIOMETRO MONOCANAL MARK III .....	41
2.2 SONDA DE MEDICIÓN .....	42
2.2.1 <i>Calibración de las sondas de medición</i> .....	43
2.3 ZONAS Y PROTOCOLO DE MEDICIÓN .....	46
2.3.1 <i>Zonas de medición</i> .....	46
2.3.2 Protocolo de medición .....	48
3. RESULTADOS Y ANÁLISIS DE RESULTADOS .....	53

3.1 MEDIDAS EN TEJIDO POST-MORTEM .....	53
3.2 RELACIÓN REAL (IMPEDITIVIDAD)- TIEMPO POST-MORTEM GENERAL .....	58
3.3 RELACIÓN PARAMETROS DE COLE-COLE -TIEMPO POST-MORTEM GENERAL .....	62
4 CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	74
5 BIBLIOGRAFÍA .....	76
6 ANEXOS.....	82

## INDICE DE FIGURAS

FIGURA 1 DEPENDENCIA DE LA FRECUENCIA DE LA INTERACCIÓN CON TEJIDO.....	26
FIGURA 2 REPRESENTACIÓN IDEAL DE LA PERMITIVIDAD Y LA CONDUCTIVIDAD DE TEJIDOS BIOLÓGICOS COMO UNA FUNCIÓN DE LA FRECUENCIA. ....	27
FIGURA 3 ESQUEMA DE LA DEPENDENCIA DE LA FRECUENCIA Y LAS CARACTERÍSTICAS DISPERSIVAS DE LA MAGNITUD DE LA IMPEDANCIA ELÉCTRICA DE UNA MUESTRA DE MATERIAL BIOLÓGICO .....	28
FIGURA 4 MÉTODOS DE MEDIDA DE LA IMPEDANCIA ELÉCTRICA EN TEJIDO HUMANO .	33
FIGURA 5 DIMENSIONES DE LA SONDA POSICIÓN RELATIVA DE LOS ELECTRODOS. ....	42
FIGURA 6 COMPORTAMIENTO DE LA RESISTIVIDAD EN FUNCIÓN DEL VOLTAJE PARA CADA UNA DE LOS RANGOS DE FRECUENCIA DEL EQUIPO CORRIENTE DE $\mu A$ , GANANCIA 2 .....	46
FIGURA 7 ZONAS DE MEDICIÓN .....	47
FIGURA 8 ESPECTRO DE LA PARTE REAL DE LA IMPEDITIVIDAD PARA LA ZONA 1 .....	56
FIGURA 9 ESPECTRO DE IMPEDITIVIDAD PARA LA ZONA 3, ZONA 4, ZONA 5 Y ZONA 6. ....	57
FIGURA 10 ESPECTRO DE IMPEDITIVIDAD PARA LAS ZONAS 7,8,9,10. ....	57
FIGURA 11 ESPECTRO DE IMPEDITIVIDAD PARA LAS ZONAS 11, 12, 13, 14.....	58
FIGURA 12 ESPECTRO DE IMPEDITIVIDAD DE TEJIDO POST-MORTEM PARA FRECUENCIAS [76.7, 153.6, 307.2, 614.4 KHZ] T[0-1000](MIN)R[1-10](OHM)E[0-90](AÑOS)URR[5E-2] A. ZONA 1 B. ZONA 2. ....	59
FIGURA 13 ESPECTRO DE IMPEDITIVIDAD DE TEJIDO POST-MORTEM PARA FRECUENCIAS [76.7, 153.6, 307.2, 614.4 KHZ] A. ZONA 3 B. ZONA 4. T[0-1000] (MIN) R[1-10] (OHM)E[0-90] (AÑOS)URR[5E-2]. ....	60
FIGURA 14 ESPECTRO DE IMPEDITIVIDAD DE TEJIDO POST-MORTEM PARA FRECUENCIAS [76.7, 153.6, 307.2, 614.4 KHZ] A. ZONA 13 B. ZONA 14 T[0-1000] (MIN) R[1-10] (OHM) E[0-90] (AÑOS) URR[5E-2]. ....	61
FIGURA 15 COMPORTAMIENTO DE LOS PARÁMETROS DE COLE-COLE ( $\rho_0, \tau, \alpha, \Delta\rho/\rho_\infty$ ) EN FUNCIÓN DEL TIEMPO, EN LAS ZONAS 1 Y 2 .....	63
FIGURA 16 COMPORTAMIENTO DE LOS PARÁMETROS DE COLE-COLE ( $\rho_0, \tau, \alpha, \Delta\rho/\rho_\infty$ ) EN FUNCIÓN DEL TIEMPO, EN LAS ZONAS 3 Y 4 .....	64
FIGURA 17 COMPORTAMIENTO DE LOS PARÁMETROS DE COLE-COLE ( $\rho_0, \tau, \alpha, \Delta\rho/\rho_\infty$ ) EN FUNCIÓN DEL TIEMPO, EN LAS ZONAS 5 Y 6. ....	65
FIGURA 18 COMPORTAMIENTO DE LOS PARÁMETROS DE COLE-COLE ( $\rho_0, \tau, \alpha, \Delta\rho/\rho_\infty$ ) EN FUNCIÓN DEL TIEMPO, EN LAS ZONAS 7 Y 8. ....	66
FIGURA 19 COMPORTAMIENTO DE LOS PARÁMETROS DE COLE-COLE ( $\rho_0, \tau, \alpha, \Delta\rho/\rho_\infty$ ) EN FUNCIÓN DEL TIEMPO, EN LAS ZONAS 9 Y 10. ....	67
FIGURA 20 COMPORTAMIENTO DE LOS PARÁMETROS DE COLE-COLE ( $\rho_0, \tau, \alpha, \Delta\rho/\rho_\infty$ ) EN FUNCIÓN DEL TIEMPO, EN LAS ZONAS 11 Y 12 .....	68
FIGURA 21 COMPORTAMIENTO DE LOS PARÁMETROS DE COLE-COLE ( $\rho_0, \tau, \alpha, \Delta\rho/\rho_\infty$ ) EN FUNCIÓN DEL TIEMPO, EN LAS ZONAS 13 Y 14.....	69

FIGURA 22 COMPORTAMIENTO DE LOS PARÁMETROS DE COLE-COLE ( $\rho_0, \tau, \alpha, \Delta\rho/\rho_\infty$ ) PARA T[0-1000] (MIN) E[0-90] (AÑOS)R[1-6] (OHM)U[4E-2] M.....	70
FIGURA 23 COMPORTAMIENTO DE LOS PARÁMETROS DE COLE-COLE ( $\rho_0, \tau, \alpha, \Delta\rho/\rho_\infty$ ) PARA T[0-1000] (MIN) E[0-90] (AÑOS)R[1-6] (OHM)U[4E-2] F.....	71
FIGURA 24 COMPORTAMIENTO DE LOS PARÁMETROS DE COLE-COLE ( $\rho_0, \tau, \alpha, \Delta\rho/\rho_\infty$ ) PARA T[0-400](MIN) E[0-90] (AÑOS) R[1-10] (OHM) U[5E-2] A. F B. M.....	71
FIGURA 25 AJUSTE COMPORTAMIENTO DE LOS PARÁMETROS DE COLE-COLE ( $\rho_0, \tau, \alpha, \Delta\rho/\rho_\infty$ ) PARA T[0-1000] (MIN) E[40-90](AÑOS)R[1-6] (OHM)U[5E-2] ZONA 14.....	72
FIGURA 26 AJUSTE COMPORTAMIENTO DE LOS PARÁMETROS DE COLE-COLE ( $\rho_0, \tau, \alpha, \Delta\rho/\rho_\infty$ ) PARA T[0-1000] (MIN) E[40-90](AÑOS)R[1-6] (OHM)U[5E-2] ZONA 13.....	72
FIGURA 27 COMPORTAMIENTO DE LOS PARÁMETROS DE COLE-COLE ( $\rho_0, \tau, \alpha, \Delta\rho/\rho_\infty$ ) EN FUNCIÓN DEL TIEMPO, EN LAS ZONA 13, A. EDADES DE 50 A 90 AÑOS. B. EDADES DE 60 A 90 AÑOS.....	82
FIGURA 28 COMPORTAMIENTO DE LOS PARÁMETROS DE COLE-COLE ( $\rho_0, \tau, \alpha, \Delta\rho/\rho_\infty$ ) PARA T[0-1000](MIN) E[0-90] (AÑOS)R[1-4] (OHM)URR[5E-2] A. F, B. M.....	82
FIGURA 29 COMPORTAMIENTO DE LOS PARÁMETROS DE COLE-COLE ( $\rho_0, \tau, \alpha, \Delta\rho/\rho_\infty$ ) PARA T[0-1000] (MIN) E[40-90](AÑOS)R[1-6] (OHM)U[5E-2] A. ZONA 14 B. ZONA 13.....	83
FIGURA 30 COMPORTAMIENTO DE LOS PARÁMETROS DE COLE-COLE ( $\rho_0, \tau, \alpha, \Delta\rho/\rho_\infty$ ) PARA T[0-1000] (MIN) E[40-90](AÑOS)R[1-6] (OHM)U[5E-2] ZONA 13.....	83
FIGURA 31 COMPORTAMIENTO DE LOS PARÁMETROS DE COLE-COLE ( $\rho_0, \tau, \alpha, \Delta\rho/\rho_\infty$ ) PARA T[0-1000] (MIN)E[0-90] (AÑOS)R[1-4] U[4E-2] M.....	84
FIGURA 32 COMPORTAMIENTO DE LOS PARÁMETROS DE COLE-COLE ( $\rho_0, \tau, \alpha, \Delta\rho/\rho_\infty$ ) PARA T[0-1000] (MIN)E[0-90] (AÑOS)R[1-4] U[4E-2] F.....	84
FIGURA 33 COMPORTAMIENTO DE LOS PARÁMETROS DE COLE-COLE ( $\rho_0, \tau, \alpha, \Delta\rho/\rho_\infty$ ) PARA T[0-1000] (MIN)E[40-90] (AÑOS)R[1-10] U[5E-2] A. M, B. F.....	85
FIGURA 34 COMPORTAMIENTO DE LOS PARÁMETROS DE COLE-COLE ( $\rho_0, \tau, \alpha, \Delta\rho/\rho_\infty$ ) PARA T[0-1000] (MIN)E[0-90] (AÑOS)R[1-6] U[5E-2] A. M B. F, ZONA 14.....	85
FIGURA 35 COMPORTAMIENTO DE LOS PARÁMETROS DE COLE-COLE ( $\rho_0, \tau, \alpha, \Delta\rho/\rho_\infty$ ) PARA T[0-1000] (MIN)E[0-90] (AÑOS)R[1-6] U[5E-2] A. M B. F. ZONA 14.....	86
FIGURA 36 COMPORTAMIENTO DE LOS PARÁMETROS DE COLE-COLE ( $\rho_0, \tau, \alpha, \Delta\rho/\rho_\infty$ ) PARA T[0-1000] (MIN)E[40-90] (AÑOS)R[1-4] U[4E-2] A. M B. F. ZONA 13.....	86
FIGURA 37 COMPORTAMIENTO DE LOS PARÁMETROS DE COLE-COLE ( $\rho_0, \tau, \alpha, \Delta\rho/\rho_\infty$ ) PARA T[0-800] (MIN)E[0-90] (AÑOS)R[1-10] U[5E-2] A. M B. F. ZONA 13.....	87
FIGURA 38 ESPECTRO DE IMPEDITIVIDAD DE TEJIDO POST-MORTEM PARA FRECUENCIAS [76.7, 153.6, 307.2, 614.4[kHz]] A. ZONA 1 B. ZONA 1. T[0-600] (MIN) R[1-10] (OHM)E[0-90] (AÑOS)URR[5E-2].	88
FIGURA 39 ESPECTRO DE IMPEDITIVIDAD DE TEJIDO POST-MORTEM PARA FRECUENCIAS [76.7, 153.6, 307.2, 614.4[kHz]] A. ZONA 3 B. ZONA 4. T[0-600] (MIN) R[1-10] (OHM)E[0-90] (AÑOS)URR[5E-2]	88
FIGURA 40 ESPECTRO DE IMPEDITIVIDAD DE TEJIDO POST-MORTEM PARA FRECUENCIAS [76.7, 153.6, 307.2, 614.4[kHz]] T[0-600] (MIN) R[1-10] (OHM)E[0-90] (AÑOS)URR[5E-2] ] A. ZONA 13 B. ZONA 14	89

FIGURA 41 ESPECTRO DE IMPEDITIVIDAD DE TEJIDO POST-MORTEM PARA FRECUENCIAS [9.6, 19.2, 38.4, 76.7[kHz]]. T[0-600] (MIN) R[1-10] (OHM)E[0-90] (AÑOS)URR[5E-2] A. ZONA 1 B. ZONA 2	89
FIGURA 42 ESPECTRO DE IMPEDITIVIDAD DE TEJIDO POST-MORTEM PARA FRECUENCIAS [9.6, 19.2, 38.4, 76.7 kHz] A. ZONA 3 B. ZONA 4 . T[0-600] (MIN) R[1-10] (OHM) E[0-90] (AÑOS)URR[5E-2]	90
FIGURA 43 ESPECTRO DE IMPEDITIVIDAD DE TEJIDO POST-MORTEM PARA FRECUENCIAS [9.6, 19.2, 38.4, 76.7[kHz]] A. ZONA 13 B. ZONA 14 . T[0-600] (MIN) R[1-10] (OHM) E[0-90] (AÑOS)URR[5E-2]	90
FIGURA 44 ESPECTRO DE IMPEDITIVIDAD DE TEJIDO POST-MORTEM PARA FRECUENCIAS [76.7, 153.6, 307.2, 614.4[kHz]] . ZONAS 1,2,3 Y 4. T[0-1000] (MIN) R[1-10] (OHM)E[40-90] (AÑOS)URR[5E-2]	91
FIGURA 45 ESPECTRO DE IMPEDITIVIDAD DE TEJIDO POST-MORTEM PARA FRECUENCIAS [9.6, 19.2, 38.4, 76.7[kHz]] A. ZONAS 3 Y 4 . T[0-1000] (MIN) R[1-10] (OHM) E[40-90] (AÑOS)URR[5E-2]	92
FIGURA 46 ESPECTRO DE IMPEDITIVIDAD DE TEJIDO POST-MORTEM PARA FRECUENCIAS [76.7, 153.6, 307.2, 614.4[kHz]] . ZONAS 1,2. T[0-1000] (MIN) R[1-10] (OHM)E[60-90] (AÑOS)URR[5E-2]	92
FIGURA 47 ESPECTRO DE IMPEDITIVIDAD DE TEJIDO POST-MORTEM PARA FRECUENCIAS [76.7, 153.6, 307.2, 614.4[kHz]] . ZONAS 13,4,13,14. T[0-1000] (MIN) R[1-10] (OHM)E[60-90] (AÑOS)URR[5E-2]	93
FIGURA 48 ESPECTRO DE IMPEDITIVIDAD DE TEJIDO POST-MORTEM PARA FRECUENCIAS [9.6, 19.2, 38.4, 76.7[kHz]] A. ZONAS 3 Y 4 . T[0-1000] (MIN) R[1-10] (OHM) E[60-90] (AÑOS)URR[5E-2]	94
FIGURA 49 ESPECTRO DE IMPEDITIVIDAD DE TEJIDO POST-MORTEM PARA FRECUENCIAS [9.6, 19.2, 38.4, 76.7[kHz]] A. ZONAS 13 Y 14 . T[0-1000] (MIN) R[1-10] (OHM) E[40-90] (AÑOS)URR[5E-2]	95
FIGURA 50 ESPECTRO DE IMPEDITIVIDAD DE TEJIDO POST-MORTEM PARA FRECUENCIAS [76.7, 153.6, 307.2, 614.4 [kHz]] . ZONAS 3,4,13,14. T[0-1000] (MIN) R[1-4] (OHM)E[0-90] (AÑOS)URR[5E-2]	95
FIGURA 51 ESPECTRO DE IMPEDITIVIDAD DE TEJIDO POST-MORTEM PARA FRECUENCIAS [9.6, 19.2, 38.4, 76.7 [kHz]] ZONAS 1,2,3,4,13,14. T[0-1000] (MIN) R[1-4] (OHM) E[0-90] (AÑOS)URR[5E-2]	96
FIGURA 52 ESPECTRO DE IMPEDITIVIDAD DE TEJIDO POST-MORTEM PARA FRECUENCIAS [76.7, 153.6, 307.2, 614.4 [kHz]] . ZONAS 3,4,13,14. T[0-1000] (MIN) R[1-10] (OHM)E[0-90] (AÑOS)URR[4E-2]	98
FIGURA 53 ESPECTRO DE IMPEDITIVIDAD DE TEJIDO POST-MORTEM PARA FRECUENCIAS [9.6, 19.2, 38.4, 76.7][kHz] ZONAS 1,2,3,4,13,14. T[0-1000] (MIN) R[1-10] (OHM) E[0-90] (AÑOS)URR[4E-2]	99
FIGURA 54 ESPECTRO DE IMPEDITIVIDAD DE TEJIDO POST-MORTEM PARA FRECUENCIAS [9.6, 19.2, 38.4, 76.7 ][kHz] ZONAS 1,2,3,4,13,14. T[0-1000] (MIN) R[1-4] (OHM) E[40-60] (AÑOS)URR[5E-2]	100
FIGURA 55 ESPECTRO DE IMPEDITIVIDAD DE TEJIDO POST-MORTEM PARA FRECUENCIAS [76.7, 153.6, 307.2, 614.4 kHz] . ZONAS 3,4,13,14. T[0-200] (MIN) R[1-10] (OHM)E[0-90] (AÑOS)URR[5E-2]	101

## INDICE DE TABLAS

TABLA 1 MEDIDA DE CONDUCTIVIDAD PARA $l=40$ , GANANCIA = 4.....	45
TABLA 2 INFORMACIÓN GENERAL DE REGISTRO DE LOS CADÁVERES. ....	55

## INDICE DE IMÁGENES

IMAGEN 1 BIOIMPEDANCIÓMETRO MONOCANAL MARK III .....	41
IMAGEN 2 SONDA TETRAPOLAR PARA LA MEDICIÓN DEL ESPECTRO DE IMPEDANCIA ELÉCTRICA (LA ESCALA ES DE MM). .....	42
IMAGEN 3. ZONA DE MEDICIÓN .....	47
IMAGEN 4 INTERFAZ GRAFICA INFORMACIÓN DEL PACIENTE .....	54
IMAGEN 5 INTERFAZ DE TOMA DE MEDIDA .....	54

## RESUMEN

**TITULO:** TANATOCRONODIAGNÓSTICO EN HUMANOS BASADO EN ESPECTROSCOPIA DE IMPEDANCIA ELÉCTRICA, SEGUNDA FASE<sup>1</sup>.

**AUTOR:** ESTUPIÑÁN SANCHEZ Yolima<sup>2</sup>.

**PALABRAS CLAVES:** Impeditividad eléctrica, tanatocronodiagnóstico, bioimpedanciómetro, modelo Cole-Cole, intervalo post-mortem

### **DESCRIPCIÓN:**

La determinación del tiempo de muerte en tiempos cortos desde el deceso es uno de los temas más críticos que enfrentan los investigadores criminales. Encontrar este intervalo de tiempo es uno de los primeros pasos que incluyen una investigación por homicidio y podría ser significativamente importante. Hay varios indicadores que permiten estimar el tiempo de la muerte con una precisión de horas. Por ejemplo, a través de los cambios post mortem como el enfriamiento del cuerpo, livor mortis y el rigor mortis reflejan los cambios bioquímicos y fisiológicos en los tejidos como consecuencia de la propia muerte. Sin embargo, ninguno de estos cambios, por sí solos, permite definir el intervalo post-mortem con absoluta precisión ya que estos métodos actuales están influenciados por condiciones internas, externas, ante-mortem y post-mortem.

La espectroscopia de impedancia eléctrica (EIE) es una técnica que ha sido utilizada para la caracterización de los tejidos biológicos y por tanto, se ha considerado como una potencial herramienta para la estimación del intervalo post mortem. Por ello, en este trabajo de investigación se propone EIE como un método para determinar el momento de la muerte, es decir, mediante la caracterización del tejido biológico post-mortem. Esto es posible ya que los cambios fundamentales que se produzcan en el puesto de nivel celular-mortem se puede detectar por medio de espectroscopia de impedancia eléctrica (EIS). Aquí también se informó de las medidas de impeditividad de tejido biológico post-mortem, como resultado del estudio de 14 áreas en el cuerpo humano, mediante la evaluación de la temporal de la EIS en el post-mortem de tejidos y los parámetros de Cole-Cole.

---

<sup>1</sup> Proyecto de Grado

<sup>2</sup> Facultad de Ciencias. Escuela de Física. Director: MsC. David Alejandro Miranda Mercado. Codirector: MD. Esp. Julio César Mantilla y Ing. Samuel Alberto Jaimes.

## ABSTRACT

**TITLE:** TANATOCRONODIAGNOSTICO IN HUMAN BY ELECTRICAL IMPEDANCE SPECTROSCOPY, SECOND FASE<sup>3</sup>.

**AUTHOR:** ESTUPIÑÁN SÁNCHEZ, Yolima<sup>4</sup>.

**KEY WORDS:** electrical impeditivity, tanatocronodiagnóstico (determination of the time of death), bioimpedanciometer, Cole-Cole model, post-mortem interval.

### DESCRIPTION:

Determination of the time since a death in the early post-mortem period is one of the most critical issues to be faced by criminal investigators. Finding out this time interval is one of the first steps involved in a homicide investigation and might be significantly important in a homicide case. There are several indicators that allow estimating the time of death in a precision of hours. For example, the post-mortem conditions like the cooling of the body, livor mortis and rigor mortis reflect the biochemical and physiological changes in tissues as a consequence of the death itself. However, these changes can also be quantified by measuring the complex electric resistivity of those tissues. But, none of them allows, by themselves, defining the post-mortem interval with absolute precision. Current methods are also influenced by internal and external, ante and post-mortem conditions.

Therefore, the electrical impedance Spectroscopy is a tool that can be used for characterization of tissue biological and it has been regarded as a potential tool for estimating of interval post-mortem. That's why on the present thesis we propose this method to determinate the time of death, i.e. by characterization of post-mortem biological tissue. This is possible since fundamental changes occurring at the cellular level post-mortem can be detected by means of (EIS). Here is also reported the measures of impeditivity of post-mortem biological tissue, as a result of the study of 14 areas on the human body by evaluating of the temporary of the EIS in post-mortem tissue and Cole-Cole parameters.

---

<sup>3</sup> **Work Degree**

<sup>4</sup> Faculty sciences. School of Right. MsC. Directress: David Alejandro Miranda Mercado. Codirectress: MD. Esp. Julio César Mantilla y Ing. Samuel Alberto Jaimes.

## INTRODUCCIÓN

La estimación precisa del tiempo de muerte es una dificultad que acompaña a la medicina forense desde sus inicios. Constituye una de las tareas fundamentales de la patología forense que junto con el diagnóstico de la causa de muerte deciden el curso de una investigación.

Por tanto, dentro de las investigaciones criminalísticas es de gran importancia la determinación precisa del tiempo de muerte de un individuo o intervalo post-mortem. Como lo afirman algunos especialistas forenses, ningún problema en la medicina Forense ha sido investigado tan cuidadosamente como la determinación del tiempo de muerte en base a los hallazgos de la escena [1]. Aparte de su importancia legal, la solución de la estimación del intervalo post-mortem ha sido esquiva en cuánto a que provee un reto intelectual constante para investigadores en muchas ciencias. A pesar de un gran esfuerzo, los resultados han sido muy pocos [2]. La exactitud de estos métodos cuando se usan solos o combinados, aún proveen un margen de error significativo [3].

Actualmente existen técnicas que se utilizan en las ciencias forenses para la determinación de la hora de muerte las cuales se basan en el estudio de una serie de cambios y transformaciones físico-químicas que se producen en el cuerpo después del deceso: la lividez, la rigidez, deshidratación y el enfriamiento del cadáver. Dichas técnicas tienen un alto componente subjetivo y no proporcionan una buena precisión ya que son susceptibles a factores externos, del medio ambiente, tales como cambios de temperatura, humedad y presencia de medios acuosos, entre otros. Esta forma de determinar la hora de muerte no puede hacerse en el mismo instante en el que muere la persona, lo cual es importante dentro de la investigación judicial, sino que se debe esperar a que se produzcan los cambios biológicos antes mencionados para hacer un diagnóstico del tiempo de muerte [4].

Entre, las técnicas forenses tradicionales para la determinación del intervalo post-mortem deben ser aplicadas por personal especializado y no son muy eficaces en cuanto a tiempo de respuesta, es decir, para hacer un dictamen pueden tomarse días, e incluso meses realizando los correspondientes análisis en el laboratorio, incrementando los costos. Estos inconvenientes no son favorables para las investigaciones criminalísticas en cuanto a que el tanatocronodiagnóstico es un elemento esencial en el dictamen final establecido por las instituciones encargadas de investigar los casos [4].

Esta situación sugiere el estudio de nuevas técnicas para el tanatocronodiagnóstico. Una de las más acertadas es la espectroscopia de impedancia eléctrica la cuál es generalmente empleada para caracterizar los tejidos, y dado que las propiedades de los tejidos biológicos cambian considerablemente después del fallecimiento del individuo, se esperaría que la espectroscopia de impedancia eléctrica pueda ser usada para realizar tanatocronodiagnóstico.

En este libro pretende describir el desarrollo de la investigación de tejido post-mortem, para lo cual se ha dividido en 4 capítulos. En el primer capítulo se hace referencia a la tanatología forense en el cual se explican las técnicas usadas en el tanatocronodiagnóstico mediante espectroscopia de impedancia eléctrica. En el segundo capítulo se presenta una corta fundamentación teórica sobre el área de la bioimpedancia eléctrica. En el tercer capítulo se reportan los resultados obtenidos en las mediciones realizadas en el Hospital Universitario de Santander en cadáveres que se encontraban en la morgue. Se describe el protocolo de medición y se hace mención de cada uno de los tipos de tejidos que se tuvieron en cuenta para la investigación.

Finalmente en el capítulo 4 se exponen las observaciones y conclusiones del trabajo de grado

# 1. FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

En este capítulo se presenta una corta descripción de los principales métodos utilizados dentro de las Ciencias Forenses para determinar el tiempo de muerte.

## 1.1 TANATOLOGÍA Y TANATOCRONODIAGNOSTICO

La tanatología es la parte de la medicina legal que estudia los fenómenos de la muerte<sup>5</sup> y las modificaciones del cadáver, desde el momento del deceso hasta la reducción esquelética de este, procurando además, establecer la fecha, la causa y los medios empleados que ocasionan la muerte, para fines judiciales [5].

La tanatología forense tiene a su cargo aspectos importantes tales como: el diagnóstico de la muerte, el establecimiento de la causa de la muerte y el tiempo de muerte, a través de un estudio detallado de los procesos que se dan en el cadáver. Dentro de la tanatología forense existe una rama llamada Tanatocronodiagnóstico que se encarga de la estimación del tiempo de muerte, a través del estudio de la evolución de los signos de muerte [6].

El intervalo post-mortem se define como el tiempo desde que ocurre la muerte hasta que el cadáver es encontrado y sometido a examinación médica [4].

### 1.1.1 Fenómenos cadavéricos

Estos son consecuencia de la ruptura de un equilibrio biológico y fisicoquímico que acompañan el proceso evolutivo de la muerte.

Según [4] los fenómenos cadavéricos se dividen en dos: tempranos y tardíos, éstos últimos a su vez se subdividen en destructores y conservadores. Éstos últimos requieren de exámenes más especializados, por lo cual no hace parte

---

<sup>5</sup> Los fenómenos de la muerte se denominan a todos los cambios que se presentan en el cuerpo como consecuencia de la muerte.

de ésta investigación. Los métodos empleados para analizar estos fenómenos manejan un cierto grado de aproximación y suposiciones, por lo cual son susceptibles de algún grado de error.

#### **a. FENÓMENOS CADAVERÍCOS TEMPRANOS**

Son los signos aplicables a los cadáveres recientes, es decir, aquellos en los cuales aún no se ha iniciado la putrefacción [6].

- **Enfriamiento corporal (algor mortis)**

Como consecuencia de la muerte ocurre un cese de la actividad metabólica, lo cual detiene la producción de calor, y causa un enfriamiento progresivo del cadáver hasta alcanzar la temperatura del medio ambiente. Esto ocurre aproximadamente transcurridas 15 y 20 horas [8]. El algor mortis es un proceso físico que tiene una influencia relativamente baja de procesos biológicos, lo cual lo diferencia de otros métodos usados para la estimación del tiempo de muerte. Este método considera las condiciones físicas (anatomía) ya que estas son distinguibles [9].

- **Deshidratación cadavérica**

Se debe a la pérdida de agua por evaporación, la cual puede causar pérdida de peso, apergamiento cutáneo y desecación de las mucosas [5,8].

- **Espasmo cadavérico**

Es la persistencia en el cadáver de mantener la postura o actitud que tenía el cuerpo en el momento de la muerte. Es una forma de fijación muscular la cual ocurre en el momento de la muerte y persiste en el periodo de rigor mortis (rigidez). La causa de ésta es desconocida pero es comúnmente asociada a muertes violentas en circunstancias de intensa emoción. Ésta puede ser

localizada o generalizada a todo el cuerpo. Sólo es mensurable por la pérdida de peso o por la conducción eléctrica<sup>6</sup> [8].

- **Rigidez cadavérica (rigor mortis)**

Es un proceso de endurecimiento o fijación muscular (se presenta inmediatamente después de la muerte), por efecto de la deshidratación y acidificación post-mortem [6]. Es evidente a partir de 3 horas después de la muerte. Éste proceso inicia en los músculos más pequeños, cuello, tórax, miembros superiores, abdomen y miembros inferiores. Después de un cierto tiempo es seguido por una flacidez muscular. En general, la rigidez empieza aproximadamente entre la tercera o la cuarta hora, se completa entre las 12 a 15 horas después de las cuales desaparecen en el mismo orden. Su desaparición coincide con el inicio de la putrefacción, lo cual sucede entre las 24 y 30 horas post-mortem [8].

- **Lividez post-mortem (Livor mortis)**

La lividez son decoloraciones de color púrpura de la piel como resultado del decantamiento gravitacional de la sangre, es decir, un movimiento sanguíneo pasivo, influenciado por la fuerza de gravedad (la sangre a lo largo del sistema vascular se mantiene líquida en lugar de coagular). Debido al cese de la circulación el plasma y los glóbulos rojos de la sangre se acumulan y sedimentan las zonas declive del cuerpo [8].

## **b. FENÓMENOS CADÁVERICOS TARDÍOS**

Los fenómenos tardíos pueden subdividirse en destructores y conservadores.

### **Fenómeno Cadavéricos Tardíos Destructores**

Los signos cadavéricos tardíos destructores constituyen la evolución natural de cadáver.

---

<sup>6</sup> Ambos fenómenos tienen las suficientes causas de error como para que sus posibilidades de aplicación en la práctica sean inviables [4].

- **Autolisis<sup>7</sup> (Auto = por sí mismo. Lisis = Destrucción)**

Este proceso químico afecta a todos los órganos (siendo el corazón y el útero los últimos afectados, el cabello y los huesos resisten la autolisis [5]. Consiste en una cadena de fenómenos que conducen a la descomposición de los tejidos del cuerpo [8]. Se caracteriza por la muerte celular tras sobrevenir la falta de oxígeno (anoxia)<sup>8</sup>, la acidez, la desnutrición celular, el descenso de la temperatura, etcétera.

- **Putrefacción**

La putrefacción es la destrucción<sup>9</sup> post-mortem de los tejidos blandos del cuerpo por acción de bacterias, enzimas (ambas bacteriales y endógenas). El resultado de la putrefacción es una disolución gradual de los tejidos en gases, líquidos y sales [8].

### **Fenómenos cadavéricos tardíos conservadores**

Los signos cadavéricos tardíos conservadores constituyen la evolución excepcional del cadáver: Momificación, Adipocira y Corificación [1,8].

### **OTROS:**

Según [4] existen además signos relacionados con el cese de actividades que se utilizan para estimar el tiempo de muerte. Los tres más relevantes son: la longitud del pelo de la barba, el estado de repleción de la vejiga y fase de digestión y tránsito digestivo<sup>10</sup>.

## **1.2 ESPECTROSCOPIA DE IMPEDANCIA ELÉCTRICA**

---

<sup>7</sup> Algunos autores consideran el inicio de la autolisis con el mismo momento en el que se produce la muerte [8]

<sup>8</sup> Por lo que este es un proceso anaeróbico.

<sup>9</sup> Destrucción progresiva de los tejidos corporales por autolisis celular, necrosis, reacción oxidativa, etc.

<sup>10</sup> Entre las desventajas del uso de estas técnicas está el hecho de que éstas son subjetivas además se requiere de experiencia previa para ser implementadas [10].

En esta sección se presenta de forma corta la 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.

## 1.2. Reseña histórica

Las propiedades eléctricas pasivas de los tejidos biológicos han sido objeto de estudio desde que Luigi Galvani (1737-1789) descubrió las implicaciones de la electricidad en el aparato locomotor y nervioso de los animales. Sin embargo, no fue hasta el siglo XIX cuando James Clerk Maxwell desarrolló la teoría de campo electromagnético que aparecieron los primeros instrumentos para medirlas.

Esto permitió un fuerte desarrollo de la espectroscopia de impedancia eléctrica, del cual se destaca el descubrimiento de dos aspectos importantes: 1) la variación de la resistencia del tejido como función de la frecuencia de la señal aplicada y 2) la influencia de la membrana celular en las propiedades eléctricas. Sobre este último, Höber [11] observó que la membrana celular presentaba propiedades capacitivas en mecanismos de relajación a nivel de la interface electrodo-electrolito pues limitaba el paso de la corriente a bajas frecuencias pero permitía el paso de la corriente a través de la célula en las altas.

Sin embargo, no fue hasta los años 1920s, que comenzó una verdadera revolución en el área cuando Maxwell y Fricke aplicaron su teoría de mezclas a estudios en dieléctricos heterogéneos y finalmente Philipppson demostró la dependencia de propiedades eléctricas como la permitividad y conductividad eléctrica de diferentes tejidos con respecto a la frecuencia, lo cual dio comienzo a las mediciones de la admitancia<sup>11</sup> compleja en un amplio rango de frecuencias a comienzos de 1926 [11].

---

<sup>11</sup> La admitancia se define como el inverso de la impedancia [12].

Por otra parte, el análisis cuantitativo de la información que refleja el espectro de impedancia eléctrica de medios heterogéneos sólo fue posible hasta 1941 cuando los hermanos Cole-Cole propusieron una ecuación empírica que describe el comportamiento eléctrico de una suspensión de esferas conductoras en un medio resistivo. La reducción del espectro a los parámetros de Cole-Cole se logra haciendo una aproximación de la ecuación que se plantea inicialmente teniendo en cuenta la frecuencia de Fricke y el circuito eléctrico simple de Morse con el condensador reemplazado por uno de ángulo de fase constante [13].

En la década de los cincuenta comienza el desarrollo en la medición de las propiedades eléctricas de los tejidos con los aportes hechos por Herman P. Schwan quien desarrolló técnicas que permitieron realizar las medidas de impedancia en diferentes intervalos de frecuencias mientras estudiaba las propiedades eléctricas de tejidos biológicos [14].

Entre las diferentes aplicaciones de estas técnicas, sobresale la posibilidad de caracterizar tejido normal y tejido patológico. Esta aplicación fue propuesta por Sight quien encontró que la permitividad eléctrica en tejido humano, una de las propiedades eléctricas pasivas, presenta diferencias notables en alta frecuencia, en donde la permitividad de tejido maligno se incrementa.

Las aplicaciones médicas en las que actualmente se hace uso de la espectroscopia de impedancia eléctrica son muy diversas (ver ítem 1.7 Campos de aplicación). En cuanto a los aspectos relevantes de los avances realizados en el estudio de tejido post-mortem usando la espectroscopia de impedancia eléctrica, la historia comienza en los años 1930's cuando se iniciaron estudios de los cambios que ocurren en las propiedades eléctricas de tejido extraído (exciso) [15]. En los 1950's Schwan y sus colaboradores ya hacían mediciones invasivas in vivo. Hasta los 1970's se logró desarrollar métodos no invasivos que permitieron realizar mediciones in vivo y ex vivo en animales [15]. En 1995 Konishi y sus colaboradores observaron que debido a los cambios drásticos que ocurren a nivel estructural en tejido después de ser

extraído, estando privado del flujo sanguíneo no es posible aplicar los resultados obtenidos in vitro a el caso in vivo [14]. Sin embargo las medidas eléctricas in vivo parecían tener concordancia con las tomadas inmediatamente y tan solo unas horas después de que el tejido fuese extraído o muerto el animal [15, 16].

Ese mismo año, 1995, Nicander, Ollmar y sus colaboradores reportaron la posibilidad que los cambios en la impedancia podrían reflejar cambios estructurales en el tejido. Igualmente, Rigaud encontró la forma de diferenciar el tejido normal de acuerdo a los parámetros calculados ajustando los datos experimentales al modelo de Cole-Cole. Por último, Konishi [16, 17] observó una relación temporal entre los parámetros del modelo de Cole-Cole y los cambios que presenta la estructura celular en tejido muerto. Evidenció la posibilidad de estimar los cambios del tejido debido a isquemia usando medidas de impedancia eléctrica.

### 1.3 **CONCEPTOS BÁSICOS**

#### 1.3.1 *Definición de Impedancia Eléctrica*

Por definición, la impedancia eléctrica es la oposición que presenta un cuerpo, en este caso un tejido biológico, al paso de la corriente a través de él.

La impedancia ( $Z$ ) es un número complejo definido como la relación entre el voltaje (alterno complejo) ( $V$ ) y:

$$V = V_0 e^{i\omega t} e^{i\phi_0} \quad (1)$$

el flujo de corriente (alterna complejo):

$$I = I_0 e^{i\omega t} e^{i\phi_0} \quad (2)$$

De acuerdo con la ley de Ohm.

Para un objeto homogéneo e isótropo, la impedancia está dada en función de sus propiedades eléctricas conductividad ( $\sigma$ )(S/m) y permitividad ( $\rho$ )( $\Omega$ .m), así

como también tiene una dependencia de factores geométricos determinados por el factor de celda.

La impedancia compleja se representa como la suma de una parte real y una parte imaginaria:

$$Z = R + jX \quad (3)$$

Donde  $R$  corresponde a la parte resistiva o real de la impedancia y  $X$  es parte reactiva.

Dado la conductividad eléctrica compleja está dada por:

$$\sigma^* = \sigma + j\omega\epsilon_0\epsilon_r \quad (4)$$

La imeditividad eléctrica compleja está dada por:

$$\rho^* = r + jx \quad (5)$$

$$Z = k \frac{1}{\sigma + j\omega\epsilon_0\epsilon_r} = k \frac{1}{\sigma^*} = k\rho^* = k(r + jx) = k|\rho^*| \quad (6)$$

$k$  = factor geométrico o factor de celda;

$\epsilon_0$  = Permitividad en el vacío;

$\epsilon_r$  = Permitividad Relativa;

$\omega$  = Frecuencia

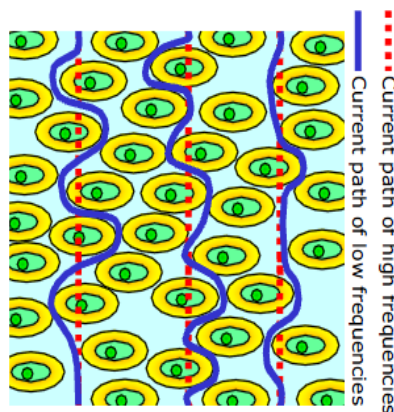
### **1.3.2 Interacción de la electricidad con los tejidos**

A partir de la interacción de la electricidad con los tejidos biológicos se definen sus propiedades eléctricas, las cuales están estrechamente relacionadas con el tipo de tejido y su estructura. La interacción de la electricidad con los tejidos tiene una marcada dependencia de la frecuencia de

la señal de excitación [18]. Debido a esta dependencia existe una dualidad en las propiedades eléctricas de los tejidos biológicos pues el tejido puede ser considerado como un material conductor o como un dieléctrico<sup>12</sup>. Esto se puede entender cuando el tejido se modela como una agrupación de células inmersas en un medio electrolítico y cuyo interior está compuesto de una concentración de iones y fluidos. Por lo tanto, si se excita el tejido con una señal de baja frecuencia la corriente sólo atraviesa el medio extracelular<sup>13</sup>. En cambio, si se excita con una señal de alta frecuencia la corriente circula por los medios extra e intracelular<sup>14</sup>, como se muestra en la figura 1.

Las propiedades eléctricas del tejido dependen de la energía con la cual se excite, presentando un comportamiento aproximadamente lineal para energía bajas que corresponden a flujos de corriente inferiores a  $1\text{mA}/\text{cm}^2$  y campos eléctricos.

**FIGURA 1** Dependencia de la frecuencia de la interacción con tejido



**Fuente: [19]**

<sup>12</sup> Para frecuencias  $<100\text{kHz}$  la mayoría de tejidos se comporta como un conductor. A altas frecuencias (e.g.  $50\text{kHz}$ ) las propiedades dieléctricas del tejido pueden dominar. Para frecuencia mucho mayores ( $18\text{GHz}$ ) las propiedades de los tejidos se aproxima más al del agua pura [12].

<sup>13</sup> Debido a que la membrana celular se comporta como un capacitor baja frecuencia el cual presenta una capacitancia alta lo cual sólo permite que la corriente circule alrededor de ella, dado que no puede atravesar la membrana [19].

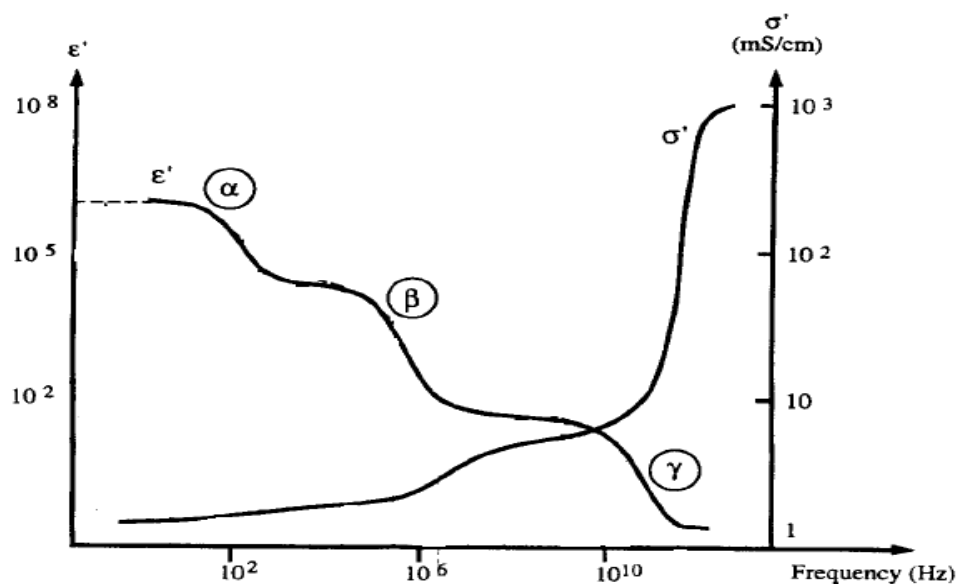
<sup>14</sup> Es decir, la región a alta frecuencia está afectada tanto por el ambiente extracelular como por el espacio intracelular [19].

### 1.3.3 Propiedades eléctricas de los tejidos

Las propiedades eléctricas de los tejidos a diferentes frecuencias están determinadas por las componentes y las dimensiones de la estructura interna y el arreglo de los constituyentes celulares. Como una consecuencia de la dependencia entre las propiedades eléctricas y la frecuencia de excitación, Schwan observó que las propiedades eléctricas del tejido son diferentes para diferentes rangos de frecuencias. El espectro de impedancia eléctrica del material biológico contiene regiones de frecuencia donde el espectro decrece con el incremento de la frecuencia y otras regiones donde permanece casi constante (ver Figura 2) [19].

Propiedades tales como la conductividad y la permitividad eléctrica del tejido varían con la frecuencia de la señal de excitación: la conductividad presenta un aumento a mayor frecuencia, mientras la permitividad disminuye a medida que aumenta la frecuencia.

**FIGURA 2** Representación ideal de la permitividad y la conductividad de tejidos biológicos como una función de la frecuencia.

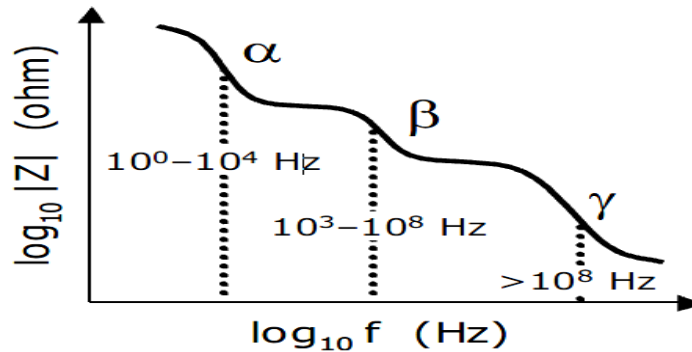


Fuente: [11]

### 1.3.4 Zonas de dispersión

Schwan fue el primero en identificar correctamente las principales zonas de dispersión del espectro de impedancia eléctrica en 1957( Ver Figura 3) [19,20].

**FIGURA 3** Esquema de la dependencia de la frecuencia y las características dispersivas de la magnitud de la impedancia eléctrica de una muestra de material biológico



Fuente: [19]

La dispersión  $\alpha$  (frecuencias hasta 10kHz aproximadamente) refleja principalmente la polarización de nubes iónicas (constituyen una descripción de las interacciones entre un ión y el ambiente) alrededor de las células [21]. La dispersión  $\beta$  (de 100kHz hasta 10 MHz) está afectada por los cambios estructurales de membranas, edema y la polarización de las membranas celulares<sup>15</sup>. [22]. La dispersión  $\gamma$  (sobre los 100MHz) refleja la relajación de moléculas de agua y otras moléculas. Por tanto la dispersión  $\beta$  contiene la información clínica más importante y relevante<sup>16</sup>. Se ha encontrado recientemente una cuarta región de dispersión llamada  $\delta$  se presenta en la región de GHz [19]. Las dispersiones en este caso indican que las propiedades eléctricas observadas están relacionadas con pérdidas dieléctricas debido a relajación de dipolos eléctricos o con doubles-capas eléctricas. Cada una de estas dispersiones está caracterizada por un tiempo de relajación [24].

<sup>15</sup> El origen de esta dispersión se encuentra en la membrana celular, medio extracelular, medio intracelular [20].

<sup>16</sup> Debido a que esta zona de dispersión o relajación, está más estrechamente ligada a las propiedades de la membrana celular y a la forma de agrupación de las células para formar los diferentes tejidos [23].

## 1.4 ANTECEDENTES

En este trabajo se caracteriza la evolución temporal del espectro de impedancia eléctrica en tejido post-mortem.

El espectro de impedancia eléctrica, es el término designado en bioingeniería y en biofísica para referirse a la resistividad eléctrica medida con excitación sinusoidal a diferentes frecuencias [25]. La espectroscopia de impedancia eléctrica ha sido usada para esta caracterización de tejidos, dado que se ha mostrado que el espectro de impedancia refleja cambios morfológicos y estructurales que ocurren tanto en tejido vivo como en tejido post-mortem [12]. A continuación se mencionaran algunos aspectos relevantes del trabajo previo realizado en esta área.

Las medidas de bioimpedancia eléctrica han tomado un lugar importante en los últimos 100 años. Las técnicas de bioimpedancia son relativamente simples y de bajo costo, han sido ampliamente aceptadas en medicina con la excepción del monitoreo del cese de la señal respiratoria (apnea). Las aplicaciones de impedancia van desde la caracterización de las propiedades de bacterias y tejidos hasta la tecnología de imágenes [18].

Desde el siglo XVIII, con el descubrimiento de los principios que rigen el electro-magnetismo, la fenomenología asociada con el comportamiento de la electricidad en materiales biológicos fue de gran interés. El estudio de los investigadores básicamente consistía en aplicar diferentes tipos de impulsos eléctricos desde una fuente externa sobre los tejidos tanto animales como vegetales y encontrar una correspondencia de estos con las señales eléctricas de salida. Este tipo de efectos se conoce como pasivos, y son de gran importancia para la caracterización del tejido analizado. Otros efectos como la vibración del tejido se conoce como efectos activos y no son de interés en esta área, sin embargo son de utilidad en el tratamiento de enfermedades lo cual se conoce como electroterapia [11].

La evidencia del comportamiento conductivo del tejido junto con la dependencia de la resistencia del mismo con la frecuencia contribuyó al desarrollo de la espectroscopia de impedancia eléctrica. Para medir el espectro de impedancia eléctrica se utiliza un bioimpedanciómetro, el cual a través de unos electrodos aplica al tejido corriente o voltaje AC y mide la respuesta correspondiente.

En el grupo de Investigación CIMBIOS se han realizado diversos trabajos de grados dedicados al estudio de las características eléctricas del tejido humano. Estos trabajos han permitido optimizar las condiciones y el desarrollo de instrumentación para medir el espectro de impedancia eléctrica.

Entre las aplicaciones que se le ha dado a la técnica (EIS) dentro del grupo, están: caracterización de tejido normal y patológico, como se evidencia en el trabajo de [18]; caracterización de tejido post-mortem [26]. En este trabajo se evaluaron las condiciones necesarias para obtener el espectro de impedancia de este tipo de tejidos; y actualmente, se está dando comienzo a la caracterización de bacterias asociadas con corrosión de tuberías de acero. Algunos trabajos como los de [27, 28], que se han llevado a cabo dentro del grupo, han permitido optimizar la instrumentación [27] diseñó un conductímetro para la calibración del bioimpedanciómetro y [28, 29] trabajaron en el diseño de equipos de medida para obtener el espectro de impedancia. Además, tesis como la de [30] ha permitido evaluar la influencia de variables como la temperatura y tiempo en la toma del espectro de impedancia en tejido cervico-uterino in vitro.

Ésta investigación se fundamenta en la tesis de grado realizada por Jara y Johana titulada "Tanatocronodiagnóstico en humanos basado en espectroscopia de impedancia eléctrica Fase I" donde se evaluaron las condiciones eléctricas necesarias para obtener el espectro de tejido ex vivo con el fin de posibilitar que la espectroscopia de impedancia eléctrica pueda ser una herramienta diagnóstica para el tiempo de muerte [26].

## **PUBLICACIONES**

Desde los primeros estudios en bioimpedancia eléctrica es sabido que la impedancia sufre cambios substanciales después que el organismo muere [15].

En la actualidad se han realizado algunas investigaciones relacionadas indirectamente con el tanatocronodiagnóstico. Dichos trabajos consisten en estudiar la isquemia la cual consiste en la ausencia de flujo sanguíneo que causa una anormal función celular, en el caso de presentarse de forma severa tiene las mismas características de tejido post-mortem. Entre las investigaciones relacionadas con isquemia usando medidas de impedancia eléctrica tenemos la investigación realizada por Roberte A. Peura "Muscle Tissue Ischemia Monitoring Using Impedance Spectroscopy: Quantitative Results of Animal Studies" [31], la cual sugiere que la isquemia de tejido muscular produce cambios en la impedancia eléctrica. Estos cambios y los niveles de la isquemia pueden ser supervisados midiendo las características eléctricas del tejido usando Espectroscopia de Impedancia Eléctrica.

David Querido investigó la relación entre la variación de la impedancia eléctrica en tejido post-mortem y el intervalo de muerte. Estas investigaciones fueron realizadas en animales y sugieren la probabilidad de usar la espectroscopia de impedancia eléctrica como una herramienta confiable para la estimación del intervalo post-mortem [32, 33].

### **1.5 ESPECTRO DE IMPEDITIVIDAD ELÉCTRICA**

El espectro de impeditividad<sup>17</sup> es el término que se le da en bioingeniería a la resistividad eléctrica medida con excitación sinusoidal a diferentes frecuencias. El espectro de impedancia eléctrica refleja las propiedades estructurales del tejido como lo son tamaño, forma y orientación de las células, cantidad de agua en el espacio intra y extracelular y la estructura de la membrana celular [19].

---

<sup>17</sup> 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* [26].

### **1.5.1 Medida del espectro de impedancia eléctrica**

La medida del espectro de impedancia eléctrica en tejido humano nos proporciona información de sus características eléctricas pasivas. El instrumento para medir la impedancia eléctrica en tejido biológico se conoce como bioimpedanciómetro, este dispositivo excita al tejido<sup>18</sup> con una señal de corriente sinusoidal de frecuencia variable y amplitud constante a la vez que mide la respuesta en voltaje del tejido [18].

Una de las formas de extraer información útil del espectro de impedancia, es necesario o bien correlacionar directamente estas medidas con algún mecanismo fisiológico o bien ajustarlas a un modelo y establecer los parámetros que nos permitan establecer esta relación con su fisiología. El modelo de Cole-Cole a partir de algoritmos nos permite hacer este tipo de ajustes a los datos.

### **1.5.2 Métodos de medida del espectro de impedancia eléctrica**

La espectroscopia de impedancia eléctrica (EIE) es una técnica relativamente simple que requiere tan sólo la aplicación de dos o más electrodos<sup>19</sup> para ser medida.

Existen principalmente tres maneras de utilizar los electrodos para medir la impedancia eléctrica en tejido humano: usando dos electrodos (configuración

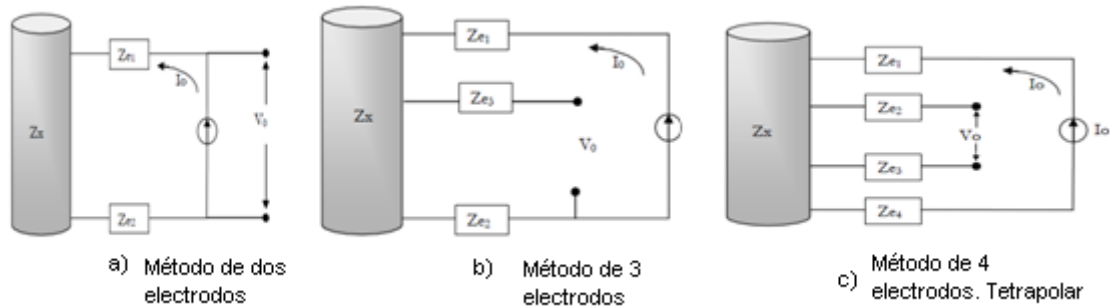
---

<sup>18</sup> Cuando se estimula eléctricamente la célula una multitud de procesos microscópicos fundamentales toman lugar a lo largo de la célula y que son de interés en la respuesta eléctrica total.

<sup>19</sup> En [34] se hace una revisión de la importancia del material de los electrodos en las medidas de impedancia eléctrica de tejido humano. De acuerdo con Baker, la impedancia entre los electrodos refleja, variaciones temporales de flujo sanguíneo, actividad cardíaca, volumen respirado, contracciones uterinas, actividad nerviosa [35].

bipolar), usando cuatro electrodos (configuración tetrapolar) y una variante de estas dos últimas empleando tres electrodos (ver Figura 4).

**FIGURA 4 MÉTODOS DE MEDIDA DE LA IMPEDANCIA ELÉCTRICA EN TEJIDO HUMANO**



**Fuente: [26]**

El método de dos electrodos consiste en aplicar una señal de corriente o de tensión mediante dos electrodos ubicados en los extremos de la muestra (ver Figura 4a), mientras se mide la señal de salida en los mismos electrodos. Este método presenta dificultades debido a que, en la mayoría de los casos, la impedancia de contacto electrodo-piel (ver ítem interface electrodo-electrolito) es mucho mayor que la impedancia del tejido<sup>20</sup>, y dado que estas dos impedancias se encuentran en serie no es posible separarlas [12]. El método a tres electrodos consiste en aplicar una corriente a través de dos electrodos (uno constituye el electrodo inyector y el electrodo referencia), la señal de salida es medida entre el electrodo referencia y el otro electrodo como se muestra en (ver Figura 4b). El método tetrapolar es el más utilizado en las medidas superficiales de impedancia eléctrica, éste sistema de cuatro electrodos usa dos electrodos (externos) para inyectar la corriente en el tejido, y la señal de salida se mide en los dos electrodos internos como se muestra en (ver Figura 4c). Ésta configuración de electrodos elimina la impedancia de los

<sup>20</sup> El flujo de corriente que atraviesa la medición de los electrodos es más alta con el sistema de medidas de dos electrodos que con el sistema de medida de cuatro electrodos. Esta alta corriente de electrodos puede causar una impedancia de piel-electrodo alta con el sistema de dos electrodos [37].

electrodos<sup>21</sup>, y reduce la impedancia electrodo-electrolito ya que cada electrodo esta en serie con dicha impedancia [22].

### 1.5.3 Fenómenos de interface

La impedancia de polarización de los electrodos, la interface electrodo electrolito y el potencia de los electrodos constituyen los fenómenos de interface los cuales influencia la medida de la impedancia eléctrica del tejido [35].

#### **a. Interface electrodo-electrolito**

En la interface electrodo-electrolito las dos principales causas de la inexactitud en las medidas son los potenciales offset y la impedancia de polarización.

Los electrodos usados en la medida de impedancia eléctrica se escogen de tal forma que su material no cause ninguna reacción de intercambio electrónico que dañe el tejido. La impedancia electrodo-electrolito es bastante similar a una capacitancia que depende de las dimensiones superficiales de los electrodos (a mayor área, la impedancia del electrodo disminuye) y de otros factores que no pueden ser controlados<sup>22</sup>. Esta impedancia electrodo-electrolito tiene un valor considerable a bajas frecuencias.

#### **b. Impedancia de polarización de los electrodos**

La impedancia de polarización de los electrodos se produce cuando una corriente alterna pasa a través de la interface electrodo-electrolito modulando el potencial off-set. Esto induce reacciones químicas que causan cambios en la impedancia de la interface electrodo-electrolito.

El área de contacto del electrodo con la superficie del tejido, es de gran importancia, ya que presenta una relación que es inversamente proporcional a la impedancia de polarización de los electrodos. Por lo tanto existe una

---

<sup>21</sup> Esto sólo si la impedancia de los electrodos es mucho menor que la impedancia de entrada del circuito usado para detectar la señal de salida.

<sup>22</sup> Contenido iónico del tejido, adhesión de proteínas [20].

considerable fuente de error relacionada con la geometría de los electrodos además con el tipo de superficie empleada, ya que entre más rugosa sea esta se puede aumentar la impedancia de polarización de los electrodos. Es recomendable utilizar superficies totalmente lisas. [37].

Para minimizar la impedancia de los electrodos se recomienda, diseñar electrodos tan grandes como sea posible, usar la misma geometría entre los electrodos y utilizar materiales adecuados para diseñar electrodos con una impedancia electrodo-electrolito tan pequeña como sea posible [38].

### **c. Potencial de los electrodos**

El potencial de los electrodos es aquel que desarrolla cuando un metal está en contacto con un electrolito, depende de la construcción del electrodo, del electrolito y de la temperatura.

A pesar que hasta el momento no hay una explicación completa del fenómeno de conducción eléctrica en tejidos biológicos, existen varios modelos para describir el comportamiento eléctrico de los mismos. Entre estos se destaca el de Cole-Cole y el Modelo de Debye los cuales se describen a continuación.

#### **1.6 MODELO DE DEBYE**

Los tejidos biológicos pueden ser caracterizados en términos de sus propiedades eléctricas pasivas lineales [39], permitividad  $\epsilon$ (Faraday/m) y conductividad  $\sigma$ (siemens/m) o su inversa, la resistividad,  $\rho$  (Ohm.m). Es decir, los tejidos pueden ser considerados como un material dieléctrico o como un conductor respectivamente.

La conductividad en los tejidos biológicos está asociada con el movimiento de cargas (libres o ligadas), mientras que la permitividad se debe a la polarización de cargas (ligadas) localizadas [39]. En un tejido biológico, las cargas libres son iones, presentes tanto adentro como afuera de la célula (espacio intracelular y espacio extracelular, respectivamente), donde las cargas ligadas están, principalmente, asociadas con la membrana celular.

En el desarrollo de las teorías de dieléctricos en material biológico se han considerado principalmente dos modelos; el modelo tradicional es de Debye en el cual se considera el tejido como un material polar con un solo tiempo de relajación.

### 1.6.1 Ecuación de Debye

En una primera aproximación la ecuación de Debye describe la relajación dipolar [11]. La ecuación de Debye en su más simple expresión:

$$\varepsilon^*(\omega) = \varepsilon_\infty + \frac{\varepsilon_0 - \varepsilon_\infty}{1 + j\omega\tau} \quad (7)$$

Donde  $\varepsilon_0$  y  $\varepsilon_\infty$  corresponden a los límites a muy baja y muy alta frecuencia.

Sin embargo la ecuación de Debye no permite modelar medios heterogéneos tal como lo son los tejidos biológicos.

### 1.7 MODELO DE COLE-COLE

Para interpretar el espectro de impedancia eléctrica en tejido biológico (Bio-impedancia), es conveniente utilizar un modelo físico para el tejido.

El modelo de Cole-Cole permite extraer la información contenida en el espectro de impedancia eléctrica [40].

El modelo de Cole-Cole es un modelo teórico-experimental que de una manera correcta describe el comportamiento del espectro de impedancia eléctrica en la zona de dispersión  $\beta$ . Este modelo reduce el espectro de impedancia complejo a cuatro parámetros con unidades físicas, frecuencia característica  $f_c$ ,  $R_0$  y  $R_\infty$  (Ohm) corresponden a la resistencia a baja y alta frecuencia

respectivamente. El parámetro  $\alpha$ <sup>23</sup> es una constante, que hasta cierto punto refleja la heterogeneidad del tejido, tiene un valor entre 0 y 1, donde 0 representa una muy alta heterogeneidad.

### 1.7.1 Ecuación Cole-Cole

La función de relajación Cole-Cole<sup>24</sup> se fundamenta en una distribución de constantes de tiempo de relajación. La permitividad compleja está dada por la ecuación de Cole-Cole:

$$\epsilon^* = \epsilon_\infty + \frac{\epsilon_0 - \epsilon_\infty}{1 + j\omega(\tau_c)^{(1-\alpha)}} \quad (8)$$

$$\tau_c = 1 / 2\pi f_c \quad (9)$$

En la cual  $\alpha$  ( $0 \leq \alpha \leq 1$ ) es un parámetro empírico característico de una distribución de las frecuencias de relajación de diversas estructuras que constituyen el tejido,  $f_c$  la frecuencia característica.

En la práctica, la aproximación de Cole-Cole es básicamente una curva de ajuste experimental de la medida de la impedancia a un arco semi-circulo en un plano de impedancia complejo.

### 1.7.2 Algoritmo Miranda

El algoritmo Miranda se usa en esta investigación para realizar el análisis de datos, este algoritmo permite determinar la parte imaginaria de la impedancia

---

<sup>23</sup> El parámetro  $\alpha$  está relacionado con la rugosidad de la membrana celular [36], e incluso [20] ha propuesto éste parámetro como un indicador del estado de los órganos que van a ser utilizados en trasplantes, durante su fase de preservación [20].

<sup>24</sup> Propuesta por Cole en 1947 [11].

eléctrica a partir de su parte real. Para una descripción completa del desarrollo del algoritmo ver [40].

EL procedimiento básico se describe a continuación: primero, se usa un método de regresión directa para obtener los parámetros de los modelos de Debye y calcular una aproximación para la parte imaginaria del espectro.

Segundo, se usa el algoritmo de Xiang para invertir el espectro de resistividad eléctrica formado a partir de los datos experimentales y la parte imaginaria obtenida en el primer paso. Tercero, los parámetros de Cole-cole obtenidos con el algoritmo de Xiang y el tiempo de relajación de Debye son usados para calcular el espectro de impedancia eléctrica. Finalmente, se utiliza un algoritmo genético para minimizar el error del promedio de los cuadrados entre los datos experimentales y la ecuación de Cole-Cole.

## **1.8 CAMPOS DE APLICACIÓN**

Por décadas las medidas impedancia eléctrica en tejidos y sistemas biológicos han sido ampliamente usada en diversas aplicaciones y se encuentra actualmente bajo investigación en diferentes áreas [41].

El primer trabajo correspondiente a la aplicabilidad de las propiedades eléctricas en los diferentes campos de estudio de los sistemas biológicos data de la década de 1890, cuando Stewart usó la conductividad eléctrica de la sangre para caracterizar los tiempos de circulación de ésta por diferentes órganos [42].

Las técnicas de bioimpedancia han sido utilizadas para caracterización de tejido en urología, lo cual permite realizar diagnósticos de desordenes en el sistema urinario [12]. Trabajos como los de Mudraya et al (2007) y Abdul et al (2005) son algunos ejemplos de las diferentes aplicaciones de las medidas de impedancia eléctrica en esta área [43, 44]. También se ha mostrado que las medidas de impedancia reflejan alteraciones en el fluido intratoraxico y en el

edema pulmonar [45]. Así mismo estudios de Pomerantz et al., 1969 and Ebert et al., 1986, han sugerido la posibilidad de usar las técnicas de impedancia eléctrica proveen un índice del volumen de fluido en el tórax [46, 47].

Por otra parte, el modelado de la impedancia eléctrica en tejido biológico extraído en tejidos pre-cancerosos cervicales, también ha ocupado el interés de muchos científicos como D.C. Walker, Brown, Hose [48], tal modelo se ha usado para estudiar los cambios observados entre los espectros de impedancia eléctrica del tejido epitelial normal y pre canceroso

En los últimos años han emergido diversas aplicaciones de las medidas de impedancia eléctrica entre las que se encuentran: la tomografía de impedancia eléctrica (EIT) usada obtener imágenes de pulmón en recién nacidos. Así como se ha usado esta técnica para diferentes métodos diagnósticos de piel como cáncer de piel [19], dermatitis, humedad de la piel entre otras [12]. También ha sido utilizada para monitorizar procesos isquémicos [20].

## **1.9 NUESTRA INVESTIGACIÓN**

Ante la necesidad que existe de nuevas técnicas que faciliten la determinación del intervalo post-mortem en este trabajo se plantea la aplicación de la espectroscopia de impedancia eléctrica como una herramienta viable para el establecimiento del Tanatocronodiagnóstico.

El objetivo de este trabajo es realizar un estudio detallado sobre la tendencia de la impedancia eléctrica en tejido humano post-mortem basado en espectroscopia de impedancia eléctrica, de tal forma que pueda convertirse en una técnica complementaria para la determinación del intervalo post-mortem.

En la primera fase de esta investigación realizado por las estudiantes Jenny Jara y Johana Campos se evidenció la tendencia a disminuir que presenta la impedancia con el tiempo, sin embargo para corroborar dicha tendencia en esta ocasión se aumentó el número de muestras al doble del utilizado en el estudio

piloto, y se adoptaron las condiciones sugeridas para la toma del espectro de impedancia [26].

En la investigación se utilizó el Bioimpedanciómetro mono canal Mark III de Sheffield, el cual tiene un intervalo de frecuencia más amplio que llega hasta los 700kHz y permite tomar 300 datos para cada una de las siete frecuencias de operación del mismo.

La metodología de la investigación se fundamenta, básicamente en un diseño metodológico de corte transversal. Las mediciones se realizaron en la morgue del Hospital Universitario de Santander bajo la supervisión médica y con la autorización de la familia del paciente. Las medidas se tomaron durante 20 días, teniendo en cuenta las normas de seguridad biológicas necesarias para trabajar en el lugar.

Esta investigación se basa en el trabajo realizado anteriormente en [26], las variantes con respecto al estudio preliminar consiste en aumentar la zonas de medición, las cuales en el trabajo anterior sólo se realizaron 4 medidas por paciente, en este caso se realizan 14 medidas por paciente durante dos horas, con un intervalo de 20 minutos.

Igualmente, basados en los nuevos datos experimentales se determinará la evolución temporal de la impeditividad eléctrica del tejido post-mortem mediante gráficas de evolución temporal. Además, se determinará la relación entre la impeditividad eléctrica y la hora de muerte usando gráficas de evolución temporal y algoritmos genéticos. Esto permitirá hacer una evaluación de la viabilidad de utilizar medidas de impeditividad eléctrica en tejido post-mortem para realizar Tanatocronodiagnóstico

## **2 MATERIALES Y METODOS**

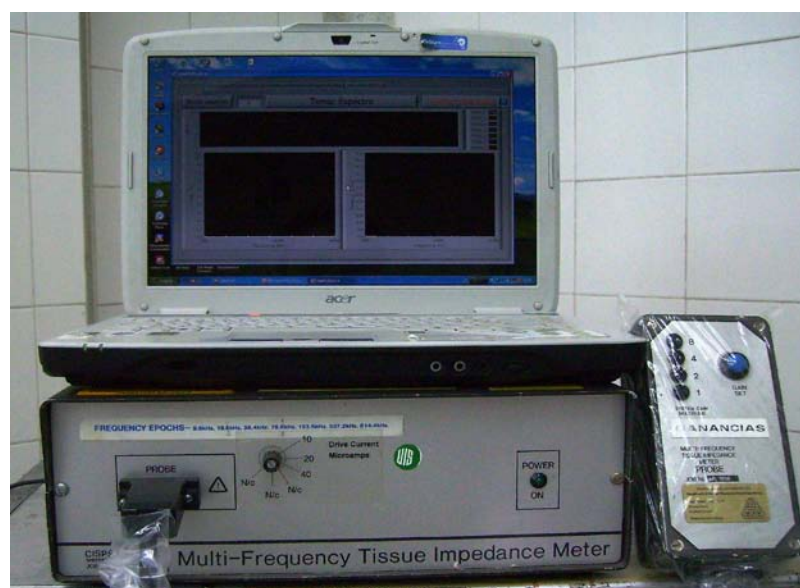
En este capítulo se describen los equipos utilizados para medir la impedancia eléctrica en tejido post-mortem. Para la calibración de las sondas se emplearon

diferentes soluciones de cloruro de sodio al 0.9% disuelta en agua desmineralizada las cuales simulan muy bien las propiedades eléctricas del tejido humano. Se mencionan las precauciones tenidas en cuenta en este tipo de investigación, así como también los aspectos éticos relacionados con el desarrollo de la misma.

## 2.1 BIOIMPEDANCIOMETRO MONOCANAL MARK III

El sistema usado para las mediciones es un medidor de impedancia multifrecuencial diseñado y construido en Sheffield (University of Sheffield, Departmente of Medical Physics and Clinical Engineering) llamado bioimpedanciómetro mono canal MARK III (Ver Imagen 1). Este dispositivo opera con diversas corrientes de 10  $\mu\text{A}$ , 20 $\mu\text{A}$  y 40  $\mu\text{A}$  que inyecta al tejido y mide la respuesta en voltaje del mismo, siendo capaz de medir 300 valores de impedancia eléctrica para cada una de las siete frecuencias en las cuales opera que van desde 9.6KHz hasta los 614.4Khz. Cabe anotar que el MARK III cumple con las normas internacionales de seguridad eléctrica para el paciente, BS5724 e IEC601, incluidas en la norma Colombiana NTC-IEC 60601, [14] y [13].

**IMAGEN 1** Bioimpedanciómetro monocanal mark iii

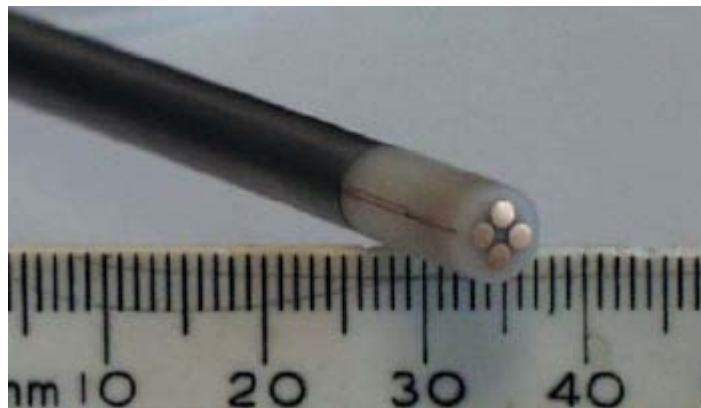


Fuente: Autor del proyecto

## 2.2 SONDA DE MEDICIÓN

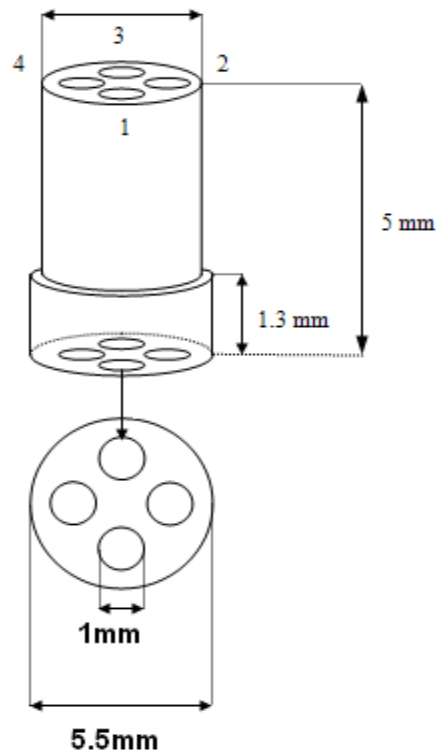
La sonda de medición es el medio físico que permite inyectar la corriente al tejido de interés, en nuestro caso el bioimpedanciómetro mencionado utiliza dos sondas tetrapolares (*ver Figura 6 y Figura 7*). Cada una cuenta con cuatro electrodos de oro de forma cilíndrica de 0.8mm de diámetro los cuales se encuentran montados sobre pequeño molde de nylon. Recordemos que la configuración tetrapolar emplea dos electrodos para inyectar la corriente y dos para medir la caída en la tensión, lo cual permite reducir errores en la medición y permite realizar mediciones más precisas en tejido ex vivo [14].

**IMAGEN 2** Sonda tetrapolar para la medición del espectro de impedancia eléctrica (La escala es de mm).



Fuente: [17]

**FIGURA 5** Dimensiones de la sonda posición relativa de los electrodos.



Fuente: [17]

### 2.2.1 Calibración de las sondas de medición

Para convertir las lecturas obtenidas en voltios con el medidor de impedancia de tejido multi-frecuencial en unidades de resistividad lineal (Ohm/m), fue necesario calcular los factores de calibración para todas las frecuencias y ganancias en las cuales opera el equipo.

El método usado para la calibración consiste en usar valores de referencia obtenidos con lecturas en solución salina<sup>25</sup> al 0.9% cuya conductividad es bien conocida. Se manejaron al menos 5 lecturas para cada ganancia y cada corriente a la cual funciona el equipo (10, 20, 40  $\mu$ A), para los valores de voltaje

<sup>25</sup> Además de la solución salina existen otras sustancias que se pueden utilizar en la calibración del equipo pero no son usadas puesto que su manipulación se produce gases tóxicos, es decir representa un riesgo su uso [26].

1, 3, 5, 7, 9 V. Como cualquier proceso de calibración se compararon los resultados de una medición con un valor estándar.

Primeramente, para garantizar las correctas mediciones, se tomaron en cuenta las siguientes recomendaciones para realizar las mediciones con la sonda. Se verificó que la sonda estuviera siempre seca y libre de partículas. Esto último se realiza lavando la sonda entre cada medición con agua destilada. Los recipientes usados para realizar las muestras fueron previamente lavados con agua destilada para no contaminar las soluciones. Para cada una de las medidas realizadas con el equipo se tuvo en cuenta: primero, dejar transcurrir un tiempo mientras la mezcla se estabiliza, esto es, mientras por difusión los iones de sodio y cloro tratan de ubicarse de forma homogénea en el agua destilada, y segundo, la sonda no debe tocar el fondo del recipiente ni tener burbujas justo en el punto de contacto con la solución, además ésta debe colocarse de forma perpendicular a la solución preparada.

El procedimiento se realiza de la siguiente forma, se agrega agua desmineralizada en un recipiente y luego se le agrega la solución salina de tal forma que al realizar las mediciones se midan los valores de 1, 3, 5, 7 y 9 V. Se realiza primero para la ganancia 1, y posteriormente con las otras 3 ganancias. Para cada ganancia y cada rango particular se utiliza un recipiente diferente, es decir, con la ganancia 1 se mide el rango 1, luego se debe cambiar el recipiente para medir el rango 3 con la ganancia 1 y así.

Posteriormente se mide la conductividad para cada uno de los recipientes obtenidos, en la *Tabla 2*, se muestra la conductividad medida para la corriente  $40\mu\text{A}$ , para cada una de las ganancias y rangos de voltaje. La medida de la conductividad se realizó en el Laboratorio de Química Industrial usando un medidor portátil multi-rango de conductividad HI8033, HANNA instruments, dicho instrumento cuenta con una precisión a  $20^\circ\text{C}$  de  $\pm 1\%$  escala total excluyendo error de la sonda y una desviación EMC típica de  $\pm 2\%$  escala total. Luego de realizar la medida de conductividad se procesan los datos usando un programa de calibración que permite obtener los parámetros de calibración.

Para cada sonda se realizó el mismo proceso debido a que las sondas tienen diferente geometría (tamaño y separación de los electrodos).

**TABLA 1 Medida de conductividad para I=40, Ganancia = 4.**

<b>Ganancia=1</b> <b>Corriente= 40µA</b>		<b>Ganancia=2</b> <b>Corriente= 40µA</b>	<b>Ganancia=4</b> <b>Corriente= 40µA</b>	<b>Ganancia=8</b> <b>Corriente= 40µA</b>
<i>Rango de Voltaje</i>	<i>Conductividad(µs/cm)</i>	<i>Conductividad(µs/cm)</i>	<i>Conductividad(µs/cm)</i>	<i>Conductividad(µs/cm)</i>
1	2070	2950	8670	15030
3	804	1611	2340	6290
5	428	1010	2030	4030
7	296	681	1432	2530
9	199	503	1066	2170

**Fuente: Autor del proyecto**

En las Figura 6 y 7, se muestra la relación lineal entre el voltaje medido por el bioimpedanciómetro mono canal Mark III y la resistividad compleja medida (ordenada), es decir, existe una relación de este tipo:

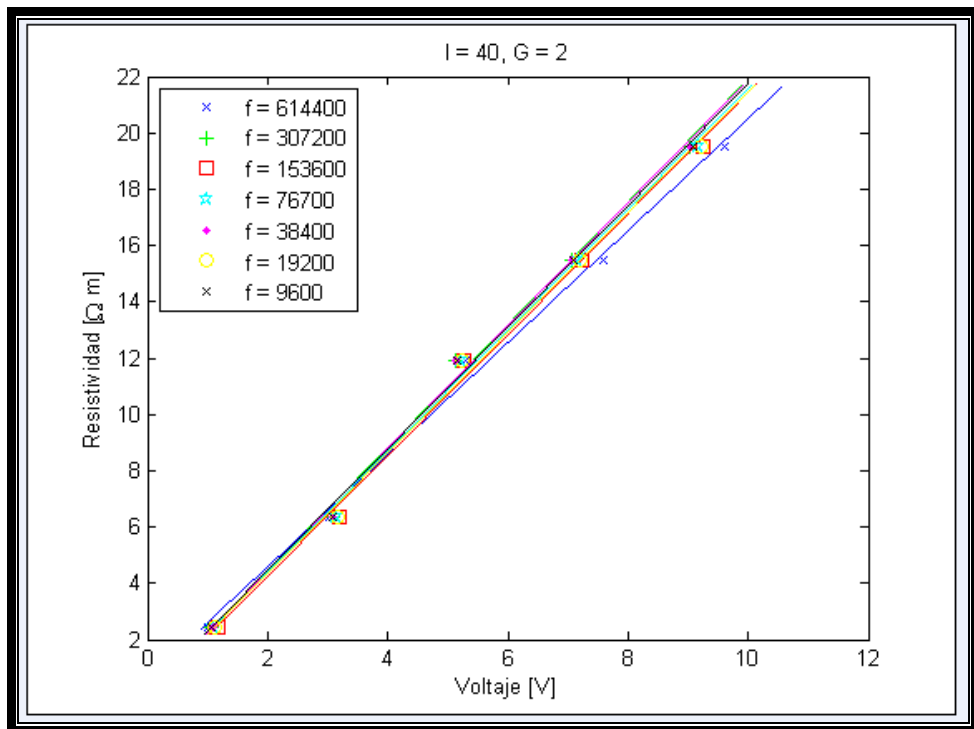
$$\rho = mV + b \quad (12)$$

Donde  $\rho$  es la resistividad,  $V$  el voltaje,  $m$  la pendiente y  $b$  el punto de corte.

Por último es necesario realizar un ajuste de mínimos cuadrados para hallar los parámetros de la curva obtenida. Para ello empleando el software de MatLab se realizó un programa para realizar el correspondiente ajuste de calibración y calcular los parámetros los cuales se introducen en el software con el cual se manipula el equipo.

Finalmente, se verifica la correcta calibración del equipo midiendo algunas soluciones con conductividad conocida.

**FIGURA 6** Comportamiento de la resistividad en función del voltaje para cada una de los rangos de frecuencia del equipo corriente de  $\mu A$ ., ganancia 2



Fuente: Autor del proyecto

## 2.3 ZONAS Y PROTOCOLO DE MEDICIÓN

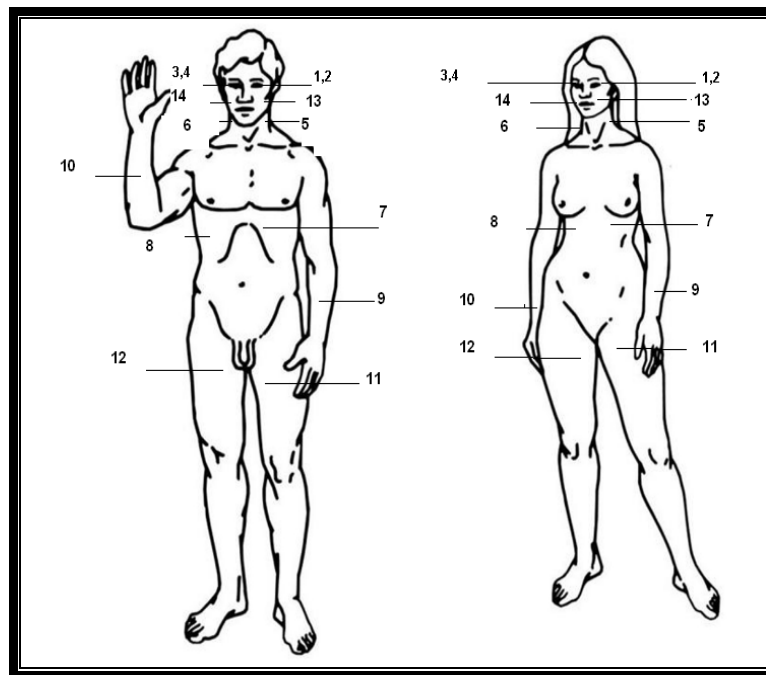
### 2.3.1 Zonas de medición

Las regiones escogidas para medir la impedancia eléctrica son: Ojos esclerótica e iris, cuello, pecho, antebrazo, ingle y boca. (ver Figura 8 ).

La selección de las zonas se realizó basado en las recomendaciones dadas en el estudio piloto realizado Jenny Jara y Joanna Campos, por tanto éstas zonas corresponde a tejido epitelial que contiene un espaciado extravascular amplio, rico en líquidos y electrolitos que carecen de interferencia por otras 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 [26].

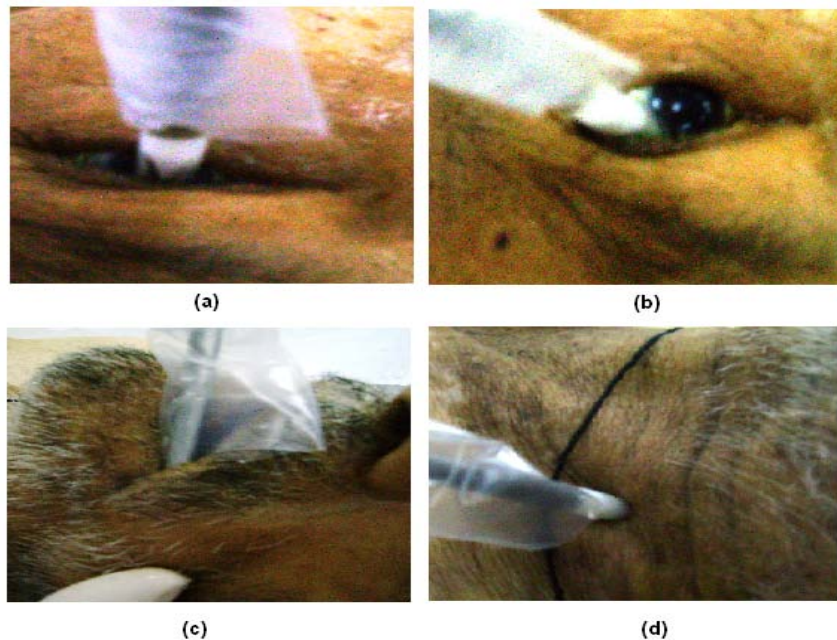
Se estandarizó toma de datos de izquierda a derecha.

**FIGURA 7** Zonas de medición



Fuente: Autor del proyecto

**IMAGEN 3.** Zona de medición



Fuente: Autor del proyecto

### 2.3.2 Protocolo de medición

Se realizarán medidas exploratorias para definir las zonas sobre las cuales se realizará la investigación.

- Ubicar el equipo en un lugar adecuado (que permita su fácil movilización y que se encuentre a una altura similar a la de la camilla donde se encuentra el cuerpo) para tomar los datos.
- Verificar el buen funcionamiento del equipo.
- Colocarse la bata, gorro, gafas, guantes y tapabocas.
- Lavar la sonda con agua desmineralizada entre cada medida.
- Colocar la termocupla en la axilia antes de hacer la primera medida, ésta se deja durante la toma de medida
- Lavar con hipoclorito y secar con gaza la sonda cada vez que se toma una nueva medida.
- Se ubica la sonda sobre la zona a medir, se debe tener en cuenta ubicar la sonda perpendicular a la zona a medir.
- Una vez se tiene un espectro estable se toma la medida.
- Se toman dos medidas sobre iris (2) y esclerótica (1), en cada uno de los ojos iniciando con el ojo izquierdo.
- Tomar medida sobre el cuello de igual forma de izquierda a derecha.
- Las últimas medidas se realizan en la boca para mayor eficiencia.

### 2.4 SEGURIDAD BIOLÓGICA

La Bioseguridad es una disciplina que tiene como objetivo minimizar el riesgo biológico en uso de los agentes biológicos de grupos de riesgos diferentes, modificados genéticamente o no para los trabajadores expuestos en las diferentes instalaciones biológicas, en nuestro caso la morgue.

El desarrollo de la investigación se realizó en la Morgue del Hospital Universitario de Santander, como la mayoría de las instalaciones biomédicas tiene un riesgo elevado<sup>26</sup> que incluye agentes biológicos clasificados en el

---

<sup>26</sup> Todos los utensilios y mobiliarios de la sala de autopsias deben designarse de alto riesgo para la salud [48]

grupo de riesgo 3, por lo tanto se debe conocer detalladamente las precauciones que se deben tener en cuenta mientras se realizó la investigación.

Entre los riesgos a los que se está expuesto al trabajar en esta área están:

La presencia de objetos punzocortantes que puede causar una ruptura de los guantes usados como protección. Lo cual se produce debido al riesgo ergonómico es decir una posición no adecuada, por tanto se requiere de una postura cómoda, lo cual se complementa con el hecho de contar con un lugar de trabajo organizado, contando con todos los elementos que se necesiten a su alcance.

La manipulación de diferentes órganos, tejidos y fluidos potencialmente contaminados con agentes biológicos de diferentes grupos de riesgos. Posibilidad de adquirir infecciones como: tuberculosis, hepatitis B,C,virus de Inmunodeficiencia Humana tipo 1 VIH-1.

Las precauciones que se deben tener en cuenta se basan en los principios básicos en los que se basa la seguridad biológica son:

- Prácticas y procedimientos apropiados.
- Equipos de seguridad
- Diseño de instalación

Las buenas prácticas consisten en realizar lo siguiente:

- Utilizar las precauciones estándares, es decir, considerar a todos los pacientes como potencialmente infecciosos.
- Utilizar buenas prácticas en el manejo de objeto punzocortantes.
- Realizar la vacunación contra hepatitis B.
- Utilizar las buenas prácticas en el manejo y disposición final de los desechos biológicos: punzocortantes, líquidos y sólidos.
- Realizar el registro de accidentes e incidentes.
- Tener en funcionamiento un programa óptimo de desinfección y limpieza.

- Realizar una descontaminación correcta al material que se va a reutilizar.
- Utilizar los equipos de protección individual: ropa protectora (si es posible vestimenta de un solo uso,).

En cuanto a la protección individual requerida,

- El lavado de manos: permite disminuir de las manos los microorganismos para evitar su diseminación, se hace cuando exista la posibilidad de riesgo de infectarse a sí mismo, use jabón antiséptico y agua<sup>27</sup>.
- La vestimenta, aplica no solo para quienes laboran en la morgue sino también para los observadores a los cuales se permita participar dicha vestimenta consiste en el uso de :
  - Guantes: es una barrera de protección para la prevención de infecciones. Deben ser usados de forma adecuada, no se debe **tocar** la parte estéril, no deben ser re-esterilizados. Se deben colocar después de la bata.
  - Bata: Es una barrera de protección de la ropa que disminuye el riesgo de contaminación. Protege la ropa en los procedimientos que puedan ocasionar salpicaduras de secreciones o excreciones infecciosas.
  - Tapabocas: se usan para prevenir la propagación de los microorganismos de las vías respiratorias. Debe cubrir nariz y boca. Se debe colocar antes que la bata, los guantes y antes de realizar un lavado de manos<sup>28</sup>.
  - Gafas: Protege a los ojos ante la presencia de productos irritantes y salpicaduras con fluidos corporales. Se deben colocar antes de colocarse los guantes, usar manos limpias.
  - Gorro: Es un protector que proporciona una barrera efectiva contra gotículas de saliva, aerosoles y sangre. [BETANCOURT]

---

<sup>27</sup> Después de quitar cualquier tipo de guante, después de tocar sangre, después de tocar cualquier objeto que esté contaminado con sangre o de otros líquidos corporales. Cuando se retiran se deben lavar las manos[48].

<sup>28</sup> Tanto los guantes como el tapaboca debe ser desechado en bolsa roja. Se retiran después de los guantes.

En la sala de autopsia el desarrollo e implementación de la bioseguridad son de vital importancia.

## **2.4 ASPECTOS ÉTICOS**

Considerando las normas establecidas para la investigación en seres humanos que sirven de base para las diversas normativas y reglamentos que al respecto comienzan a surgir, en el presente trabajos se adopta la aplicación de los principios éticos establecidos en la declaración Helsinki, la cual se encarga de regir la ejecución biomédica en seres humanos. Teniendo en cuenta la declaración de Helsinki:

En esta investigación preservando el derecho a ser informado, aunque este tipo de investigación experimental se lleva a cabo en cadáveres, se debe informar a la familia del participante el procedimiento a realizar sobre éste. Este informe debe ser explicado minuciosamente sin omitir detalle alguno.

La aplicación del consentimiento se realiza, por recomendación del patólogo que le da soporte a la investigación, a pesar de que no está contemplada dentro del decreto 8340 que en lo que se refiere a la investigación en cadáveres

Entendiendo la libertad individual de la familia del participante que se reconoce como un participante indirecto dentro de la investigación, éste tiene todo el derecho a decidir libremente la participación o no de su ser querido en la investigación.

Los riesgos a los cuales se expone el participante (cadáver) se clasifica según decreto 8340 como de riesgo mínimo, ya que no se extrae ningún tipo de tejido, el procedimiento a realizar es no-invasivo. La corriente a la cual va estar sometido el cadáver está entre un intervalo de  $10\mu\text{A}$  y  $40\mu\text{A}$ , son consideradas de muy baja intensidad, por lo tanto no causan ningún daño en el tejido sobre el cual sea aplicada.

En cuanto al trato que se le da al cadáver es de respeto, considerando como fundamental el respeto a la dignidad del mismo en su estado de vulnerabilidad.

Para este fin, se cuenta con asesoramiento de personal especializado que verifica la adecuada manipulación del cadáver, para este fin se realizó una capacitación previa que permite evaluar el protocolo a realizar y los posibles riesgos a los que se somete al llevar a cabo la investigación.

Además el protocolo de medición usado cuenta con la aprobación del comité de ética de la Facultad de Ciencias de la Salud de la UIS, quienes aparte de su aprobación dieron sus recomendaciones con el fin de optimizar el proceso investigativo ello interesados principalmente en cautelar los derechos de las personas a través del respeto a la dignidad humana.

La información a la que se accede en la investigación una vez se cuenta con la autorización debida, son el nombre, edad, causa y hora de muerte del paciente, sobre dicha información se garantiza un alto grado de confidencialidad de los datos como parte de protección a la intimidad del participante.

Conociendo claramente los riesgos mínimos a los que se expone así como los beneficios obtenidos con el desarrollo de la investigación, haciendo uso de mi derecho de libre autonomía decidí participar libremente.

### **3. RESULTADOS Y ANÁLISIS DE RESULTADOS**

En este capítulo se presentan los resultados obtenidos en las mediciones realizadas en la morgue del Hospital Universitario de Santander (HUS).

#### **3.1 MEDIDAS EN TEJIDO POST-MORTEM**

Las medidas se realizaron para 18 cadáveres, en las 14 zonas de medición establecidas, éstas medidas se tomaron en la morgue del Hospital Universitario de Santander, durante 20 días, dichos cadáveres debían cumplir con los siguientes requisitos:

- a. Los cadáveres no pueden haber estado en refrigeración antes de tomar la medida.
- b. No deben presentar fluidos en las zonas de interés a medir, ya que las medidas se ven alteradas por estas sustancias.
- c. La hora de muerte menor a 10 horas en el momento de tomar la primera medida.

Se limitó la toma de medidas a 2 horas debido a la disponibilidad de los cadáveres en la morgue. Con intervalos de 20 minutos. Durante la toma de medidas se tuvo en cuenta las normas de seguridad mencionadas<sup>29</sup> en el ítem 2.4 y siguiendo paso a paso el protocolo de medición establecido para la investigación (ver ítem 2.3.2).

---

<sup>29</sup> Como recomendación para el desarrollo de un trabajo posterior se sugiere que el investigador realice una inspección previa del sitio en el cual se van a tomar las medidas, ya que es de gran importancia una adaptación al sitio dado los riesgos que se presentan y de los cuales solo se es consciente cuando se inicia el trabajo.

La interfaz usada para la toma de medidas es la que se observa en las Imagen 4 y 5, el diseño de la interfaz facilita registro de la epicrisis del cadáver y cualquier observación<sup>30</sup>.

**IMAGEN 4** Interfaz grafica información del paciente

Toma de datos | Datos de la paciente y el operario | Configuración y visualización del último espectro medido | Abrir archivos de datos

**Nuevo paciente** | **Tomar Espectro**

# Historia Clínica: 1097604204 | Nombre del paciente: Sebastian Betancourt | Edad [años]: 8 meses

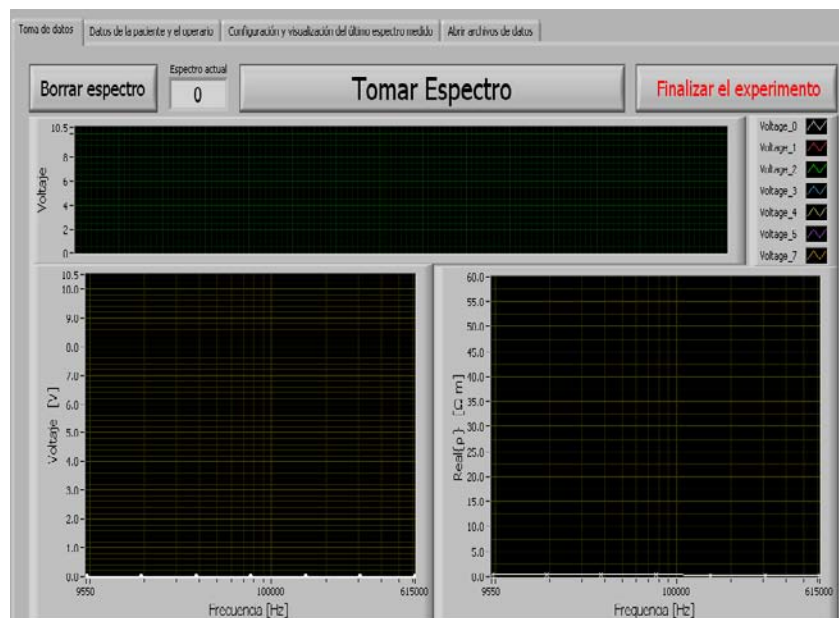
Operario(s): Sandra Corzo

Evaluación clínica de la lesión  
Hora de muerte: 7:40am  
Causa de muerte: Intoxicación

Observaciones:  
Temperatura: 30.2°C

$i = 40 \mu A$  |  $G = 2$  | Sonda 1

**IMAGEN 5** Interfaz de toma de medida



**Fuente: Autor del proyecto**

<sup>30</sup> Dentro de las observaciones importantes que se deben tener en cuenta es el estado que presenta el cuerpo en el momento del inicio de la toma de medidas.

En la tabla 3 se presenta la información general de cada cadáver, nombre, hora de muerte, edad, y causa de muerte

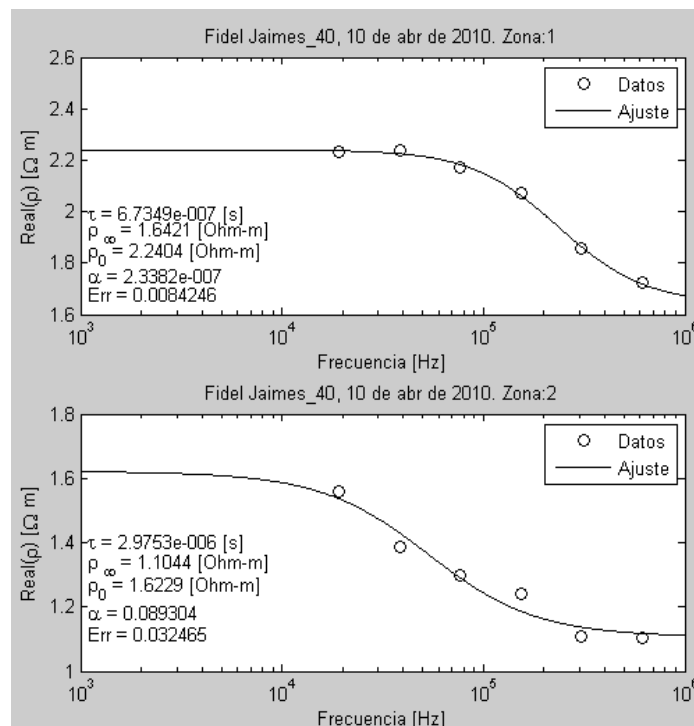
**TABLA 2** Información general de registro de los cadáveres.

#Cadáver	Edad	Hora de muerte	Causa de muerte	Sexo
1	88	9:10	Shock cardiogénico	M
2	86	7:00	paro cardíaco	F
3	58	22:00	Shock séptico	M
4	72	22:00	NS	F
5	71	10:15	Shock séptico	F
6	64	6:10	Shock hipodermico, cirrosis	M
7	87	7:50	Shock cardiogénico	M
8	50	10:00	Septicemia no identificada	M
9	30	6:30	Falla hepática	M
10	65	6:25	NS	M
11	74	9:20	Shock cardiogénico	M
12	67	10:10	Septicemia	M
13	64	5:30	Encefalopatía hipocadmica	F
14	39	7:40	paro cardíaco	F
15	0.666	7:40	Intoxicación	M
16	89	4:45	NS	M
17	60	6:45	Infarto	F
18	47	6:30	Dificultad Respiratoria	F

En las figuras 9 -12 se muestran los espectros de la parte real de la impedividad obtenidos para cada una de las zonas escogidas a realizar el estudio (ver Figura 15), se realizó la mismas medidas durante 2 horas en intervalos de 20 minutos, para cada cadáver.

En cada uno de los espectros obtenidos para cada zona de medición se observa la tendencia que según Schwan tiene la impedividad de disminuir con el aumento de la frecuencia, con excepción de la Figura 9, en la cual se observa que el espectro de impedividad eléctrica para la zona 6, que corresponde a la medida en la región derecha del cuello, la impedividad aumenta la frecuencia esta tendencia corresponde a errores de medición<sup>31</sup>.

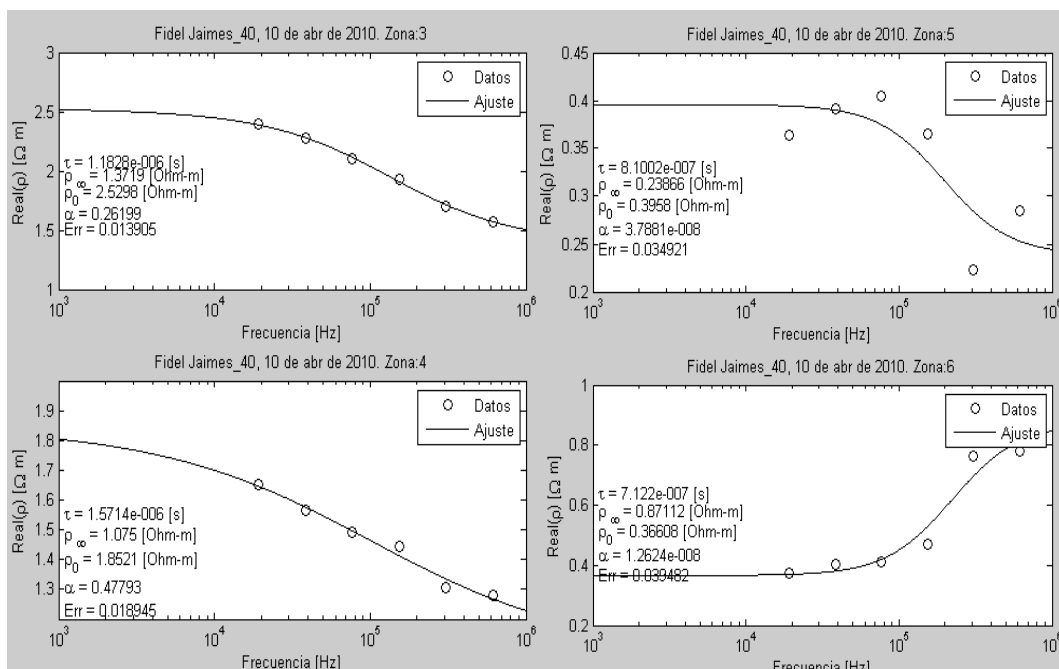
**FIGURA 8** Espectro de la parte real de la impedividad para la zona 1



**Fuente: Autor del proyecto**

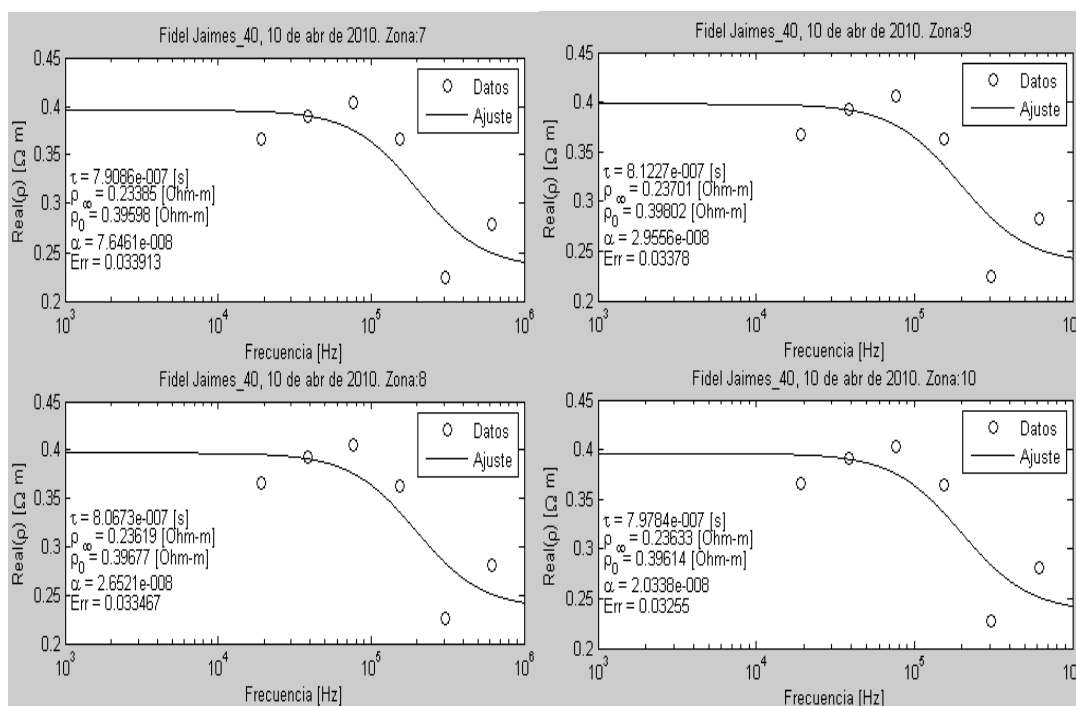
<sup>31</sup> Este error de medición se debe a la incomodidad que se presenta debido al espacio reducido con el que se cuenta en el momento de la toma de datos, en algunas ocasiones la sonda no está en contacto totalmente perpendicular como se requiere.

**FIGURA 9** Espectro de impedividad para la zona 3, zona 4, zona 5 y zona 6.



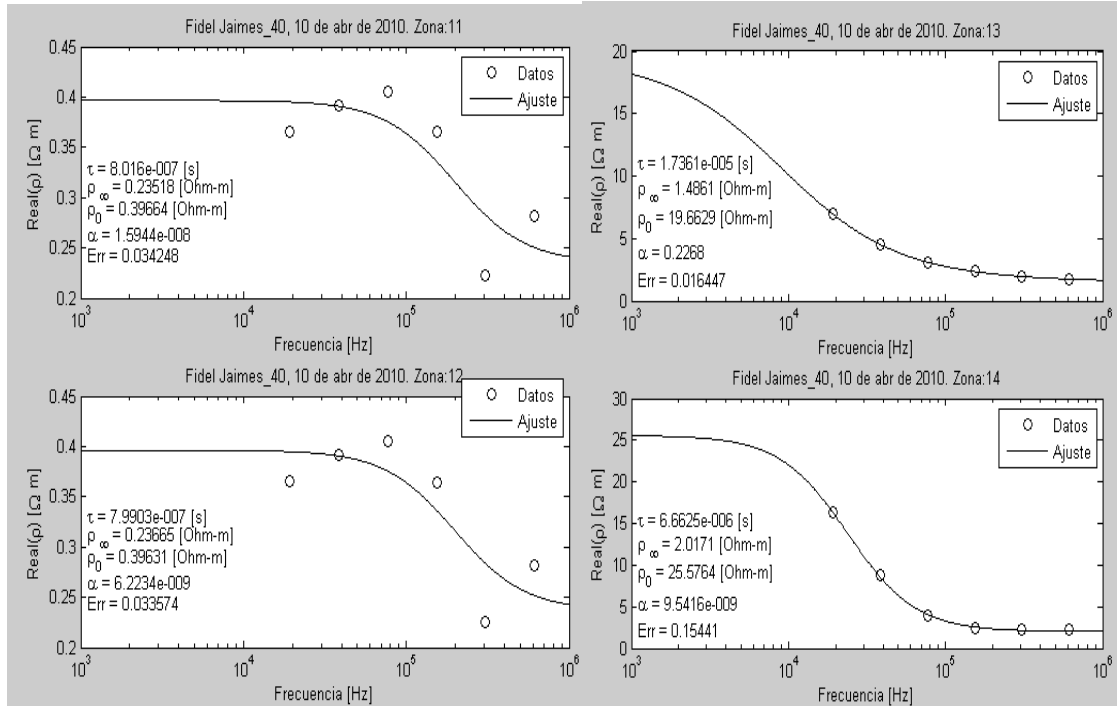
Fuente: Autor del proyecto

**FIGURA 10** Espectro de impedividad para las zonas 7,8,9,10.



Fuente: Autor del proyecto

FIGURA 11 Espectro de impedividad para las zonas 11, 12, 13, 14.



Fuente: Autor del proyecto

### 3.2 RELACIÓN REAL (IMPEDITIVIDAD)- TIEMPO POST-MORTEM GENERAL

En las Figuras 13-28, se observa la dependencia temporal de la parte real de la impedividad eléctrica para cada una de las frecuencias de operación del bioimpedanciómetro (mono canal MARK III, 9.6kHz, 19.2kHz, 38.4kHz, 76.7kHz, 153.6kHz, 307.2kHz y 614.400kHz). En cada figura el eje de las abscisas corresponde al tiempo post-mortem y las ordenadas a la parte real de la resistividad compleja<sup>32</sup>. Donde se definen los siguientes criterios de selección:

<sup>32</sup> Para realizar estas graficas se preparo una rutina en Matlab llamada Graficar\_impedancia.mat

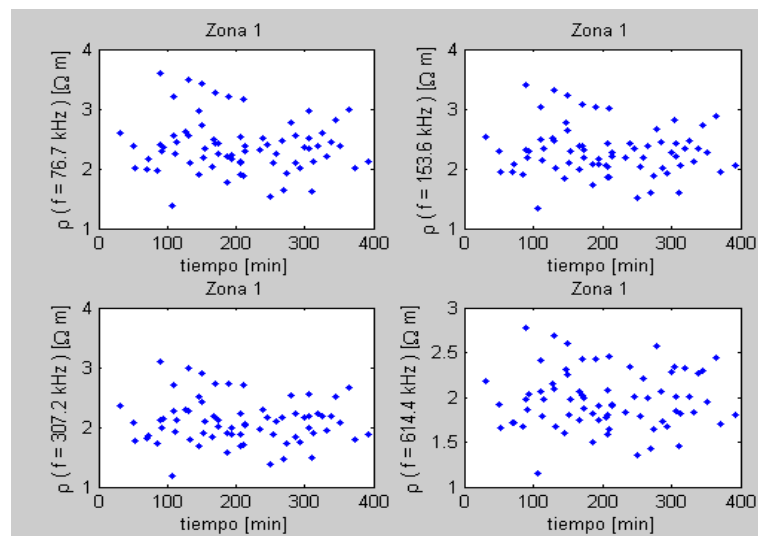
T [tmin-tmax]  $\equiv$  Intervalo de tiempo en minutos desde el deceso [0<sup>33</sup>-700].

R [Rmin-Rmax]  $\equiv$  Intervalo de Resistividad a la que puede medir el equipo.

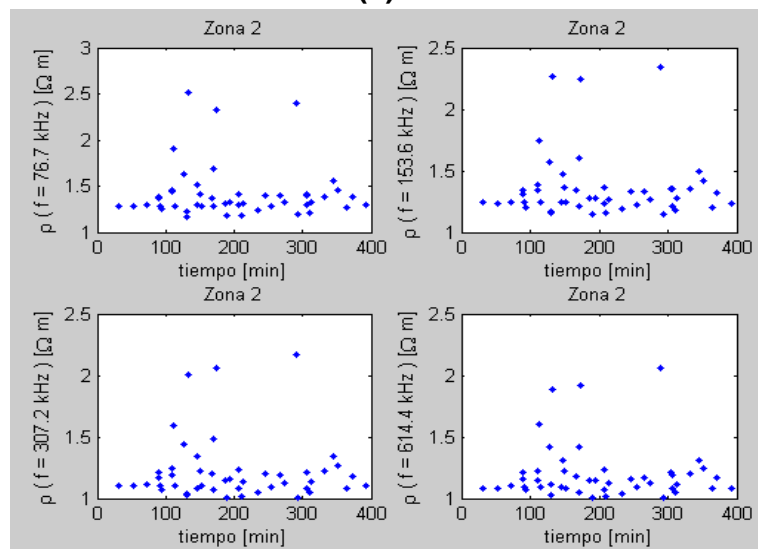
E [Emin-Emax]= Intervalo de edad de los cadáveres.

Urr = umbral error cuadrático medio

**FIGURA 12** Espectro de impedividad de tejido post-mortem para frecuencias [76.7, 153.6, 307.2, 614.4 KHZ] T[0-1000](min)R[1-10](OHM)E[0-90](Años)Urr[5E-2] A. ZONA 1 B. Zona 2.



(a)

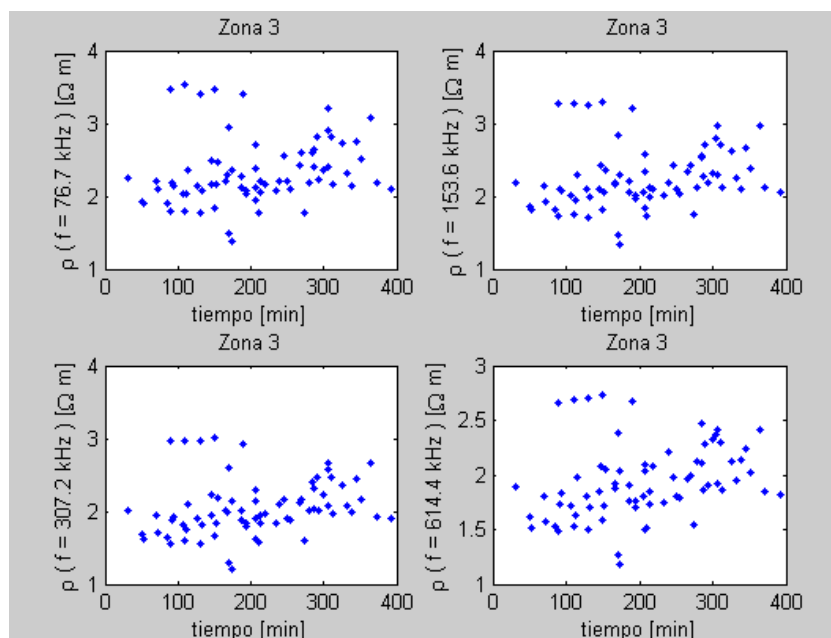


(b)

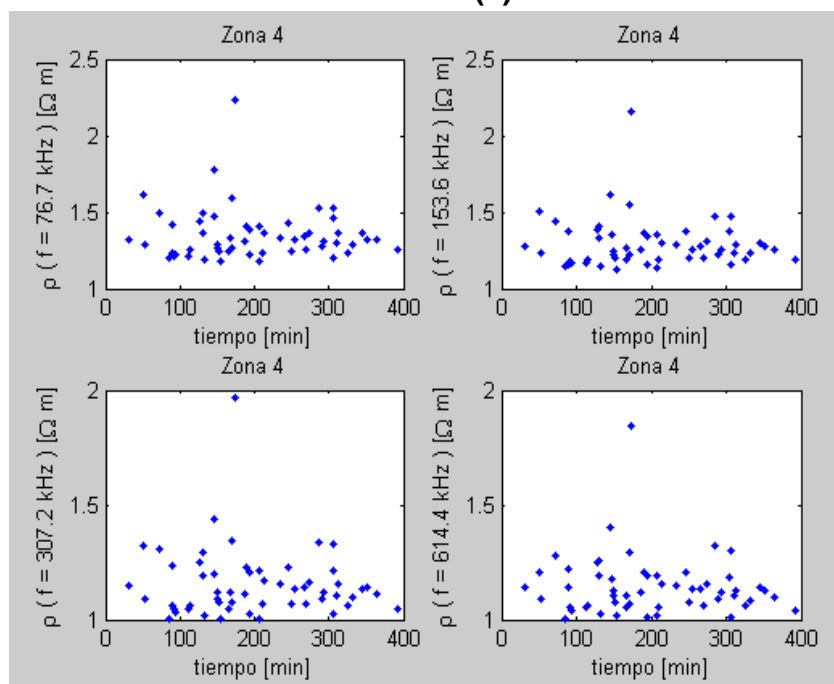
Fuente: Autor del proyecto

<sup>33</sup> El tiempo cero corresponde a la hora de muerte registrada en la epicrisis del cadáver.

**FIGURA 13** Espectro de impedividad de tejido post-mortem para frecuencias [76.7, 153.6, 307.2, 614.4 KHZ] a. Zona 3 b. Zona 4. T[0-1000] (min) R[1-10] (OHM)E[0-90] (años)Urr[5E-2].



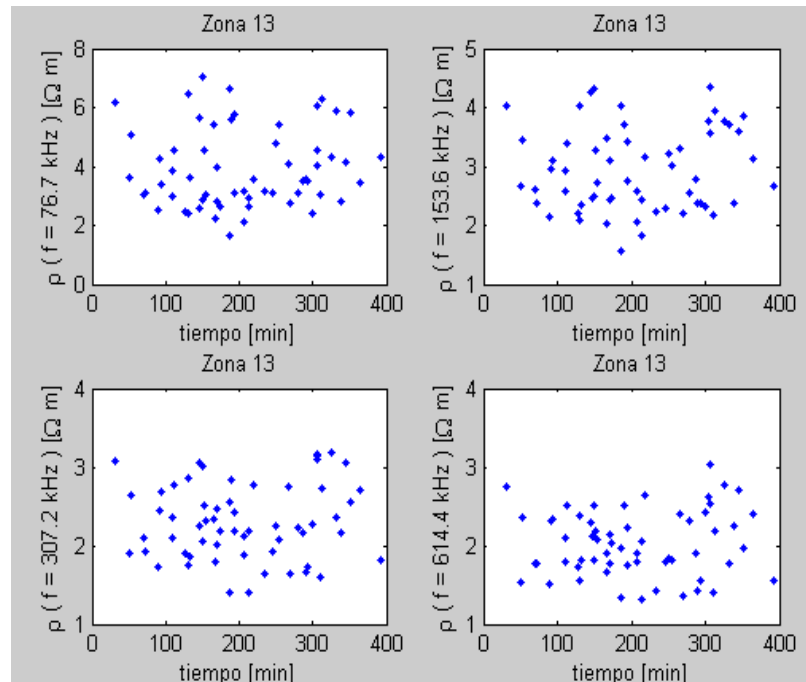
**(a)**



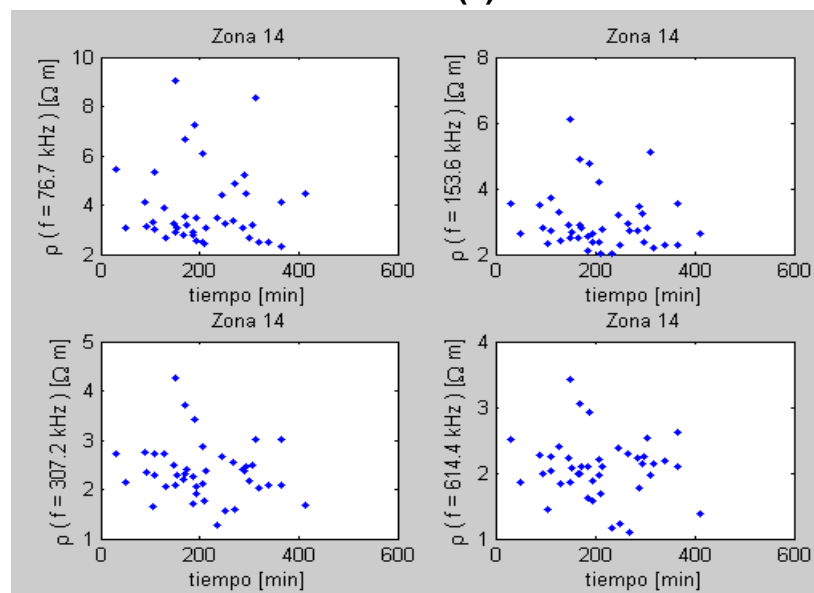
**(b)**

Fuente: Autor del proyecto

**FIGURA 14** Espectro de impedividad de tejido post-mortem para frecuencias [76.7, 153.6, 307.2, 614.4 kHz] a. Zona 13 b. Zona 14 T[0-1000] (min) R[1-10] (OHM) E[0-90] (años) Urr[5E-2].



**(a)**



**(b)**

Fuente: Autor del proyecto

Los resultados obtenidos muestran que no es posible extraer información concluyente de los datos de resistividades sin procesar con el moledo Cole-Cole, dado que se obtuvieron datos muy dispersos. Pues se obtuvo un

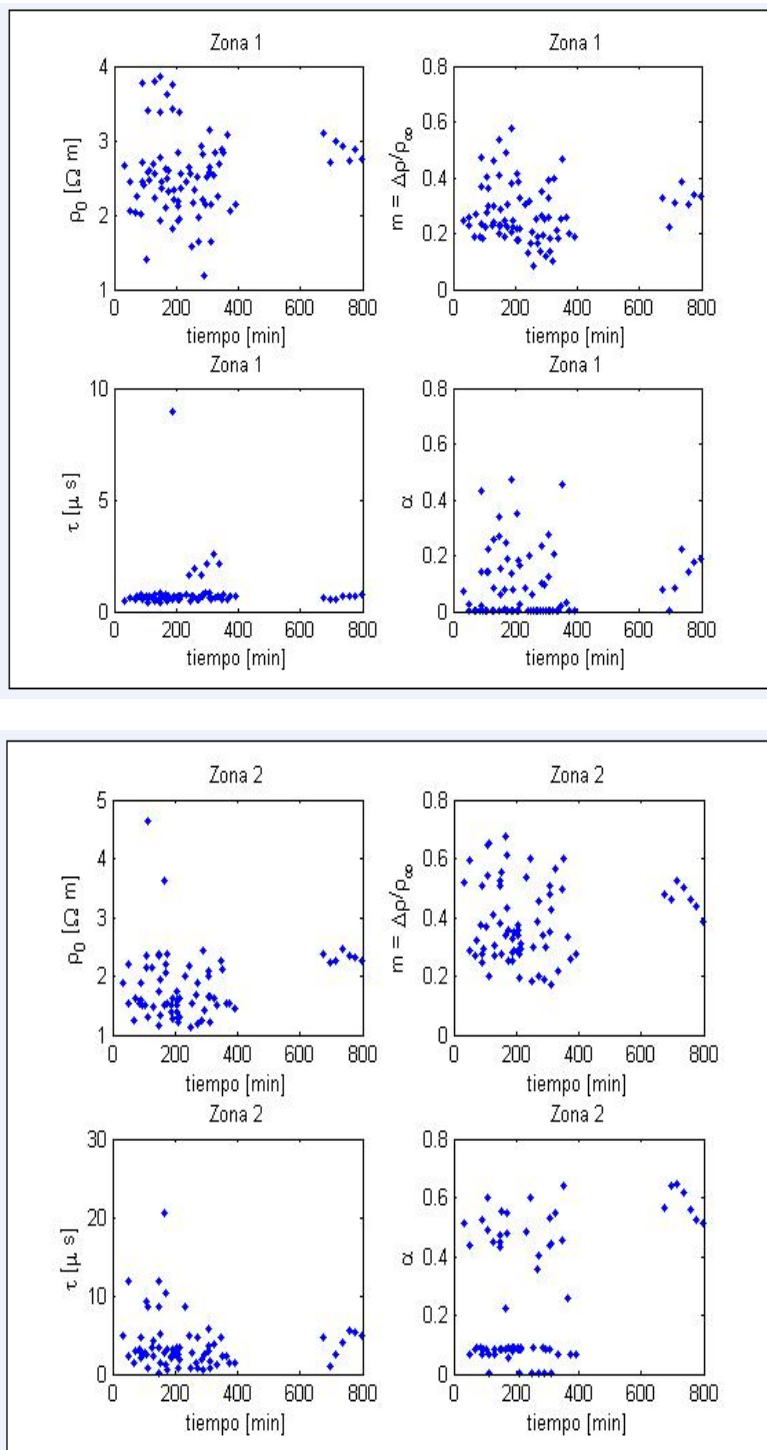
comportamiento constante de las propiedades eléctricas en la mucosa ocular ,es decir, que para tiempos cortos desde el deceso ningún cambio en propiedades eléctricas de tejido ocurren en la mucosa ocular.

La no variación de la resistividad a alta y baja frecuencia, en gran parte, se debe al corto tiempo de toma de medidas, dos horas.

### **3.3 RELACIÓN PARAMETROS DE COLE-COLE -TIEMPO POST-MORTEM GENERAL**

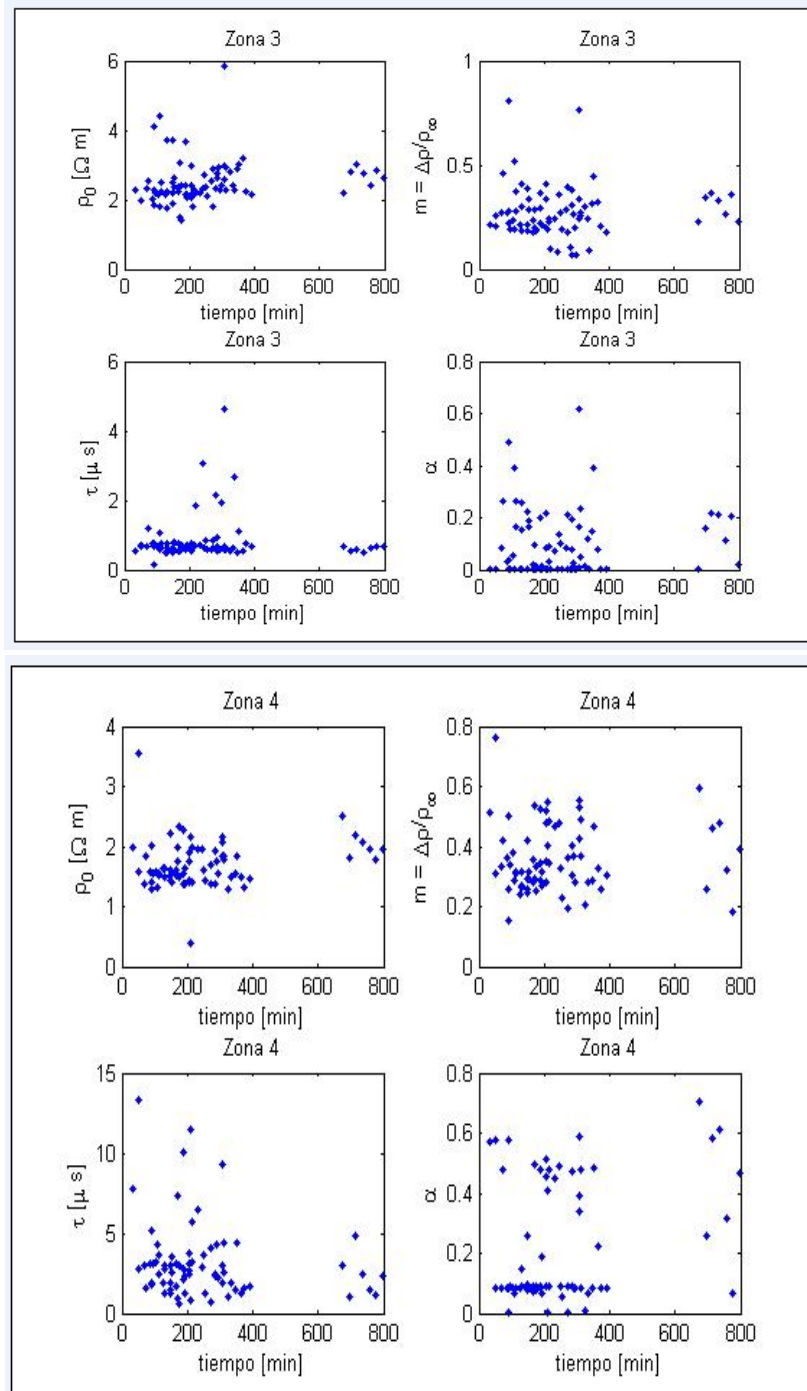
En las Figuras 15 a la Figura 21 se muestra la dependencia temporal de cada uno de los parámetros de Cole-Cole para todo el rango de frecuencias, donde el eje de las abscisas corresponde al tiempo post-mortem (este tiempo corresponde desde el tiempo en que muere hasta la toma de la última medida) y la ordenada al parámetro de Cole-Cole correspondiente, resistividad a baja frecuencia  $\rho_0$ ,  $\tau$ ,  $\alpha$ ,  $\Delta\rho/\rho_\infty$ . Estos resultados corresponden al total de los datos obtenidos, es decir para todos los pacientes medidos. El proceso completo y detallado de obtención de los parámetros de Cole-Cole ( $\rho_0$ ,  $\tau$ ,  $\alpha$ ,  $\Delta\rho/\rho_\infty$ ) se encuentra en [18]. En las graficas se puede que las mayoría de los datos están dentro de un intervalo de tiempo de 0 y 400, en el intervalo de 400 a 700 no se observan datos, esto se debe a que la mayoría de los datos se tomaron dentro de este intervalo, sin embargo, se presentaron dos casos en los cuales el tiempo desde que ocurre la muerte hasta que se inicia la toma de datos fue superior a 11 horas. En cada una de las figuras el tiempo cero corresponde al tiempo de muerte registrado en la epicrisis.

**FIGURA 15** Comportamiento de los parámetros de Cole-Cole ( $\rho_0$ ,  $\tau$ ,  $\alpha$ ,  $\Delta\rho/\rho_\infty$ ) en función del tiempo, en las zonas 1 y 2



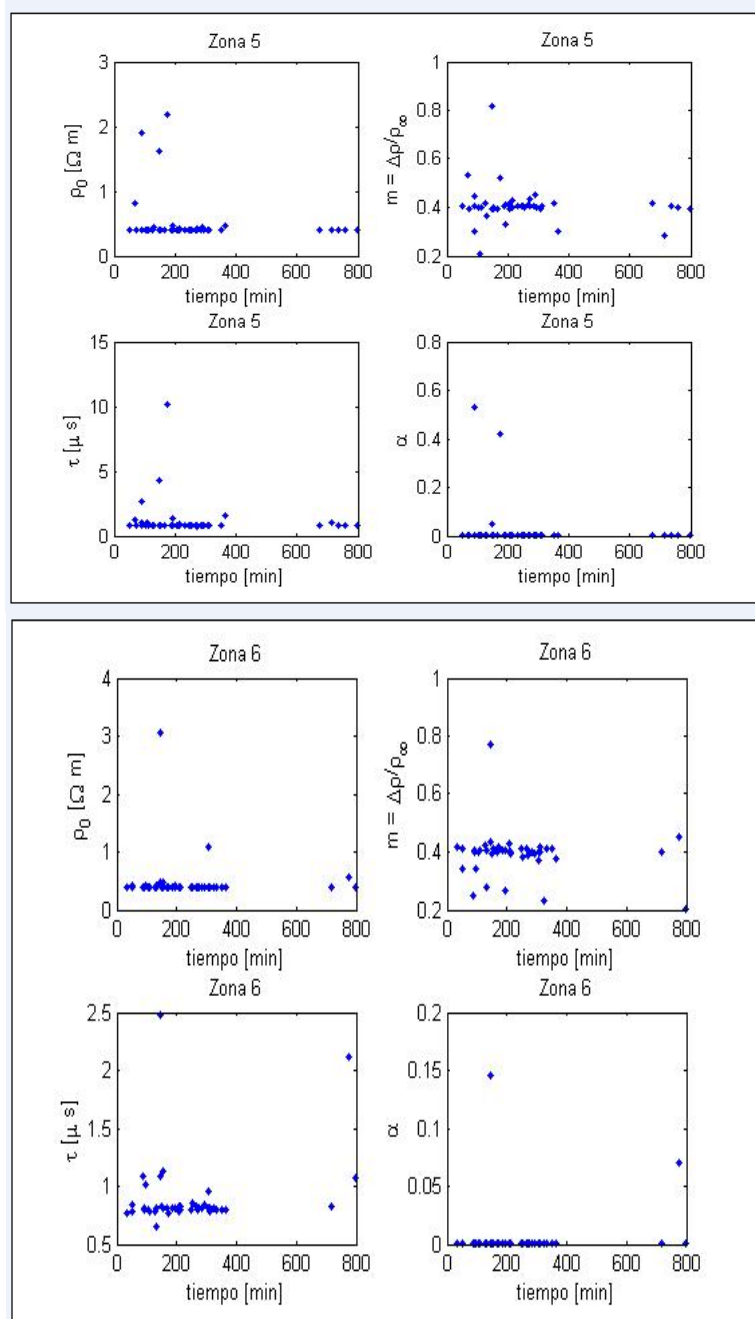
**Fuente:** Autor del proyecto

**FIGURA 16** Comportamiento de los parámetros de Cole-Cole ( $\rho_0$ ,  $\tau$ ,  $\alpha$ ,  $\Delta\rho/\rho_\infty$ ) en función del tiempo, en las zonas 3 y 4



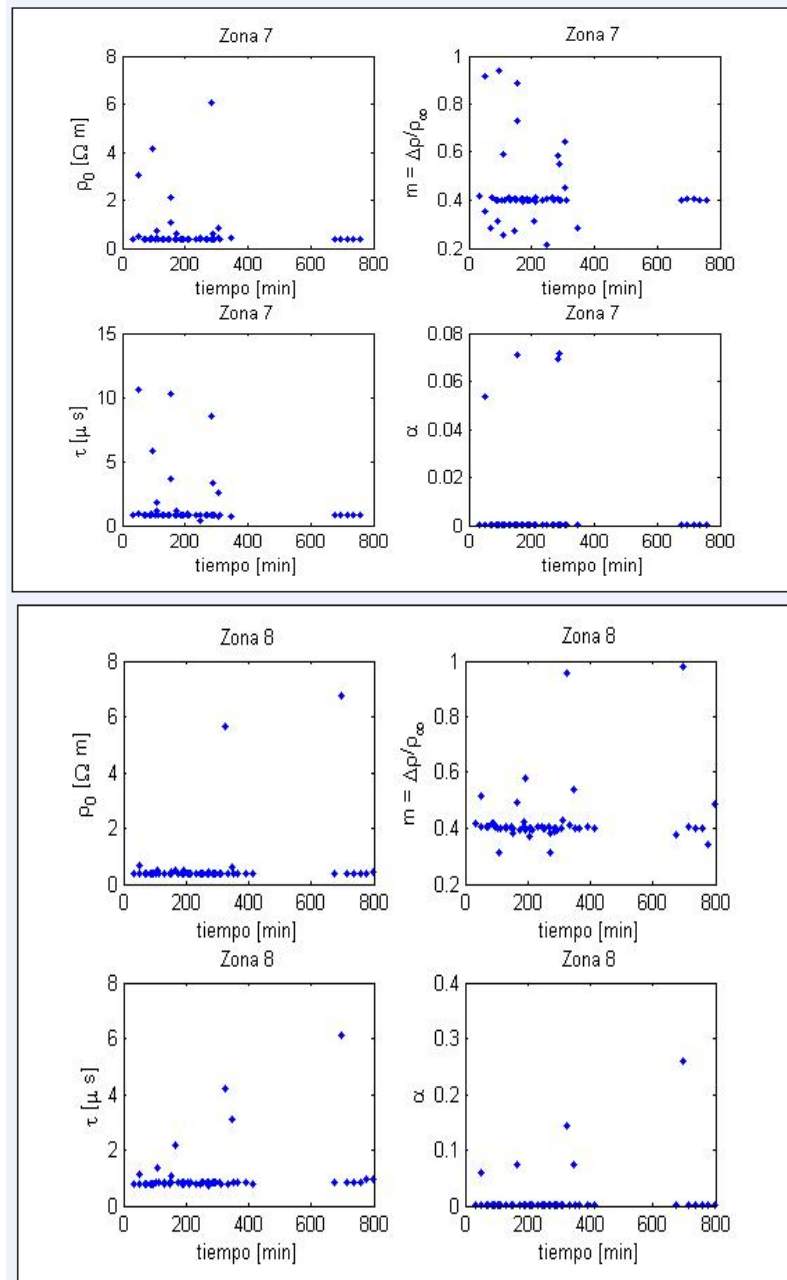
Fuente: Autor del proyecto

**FIGURA 17** Comportamiento de los parámetros de Cole-Cole ( $\rho_0$ ,  $\tau$ ,  $\alpha$ ,  $\Delta\rho/\rho_\infty$ ) en función del tiempo, en las zonas 5y 6.



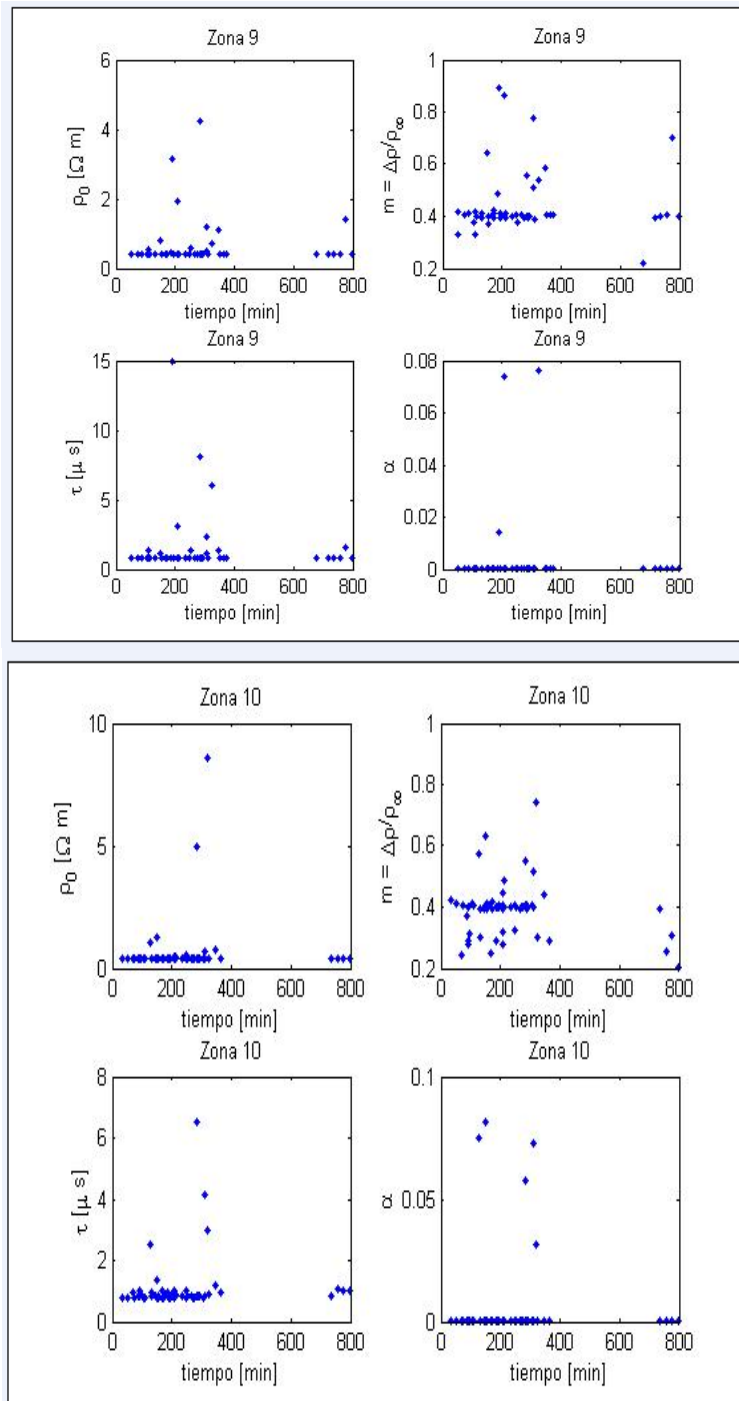
Fuente: Autor del proyecto

**FIGURA 18** Comportamiento de los parámetros de Cole-Cole ( $\rho_0$ ,  $\tau$ ,  $\alpha$ ,  $\Delta\rho/\rho_\infty$ ) en función del tiempo, en las zonas 7 y 8.



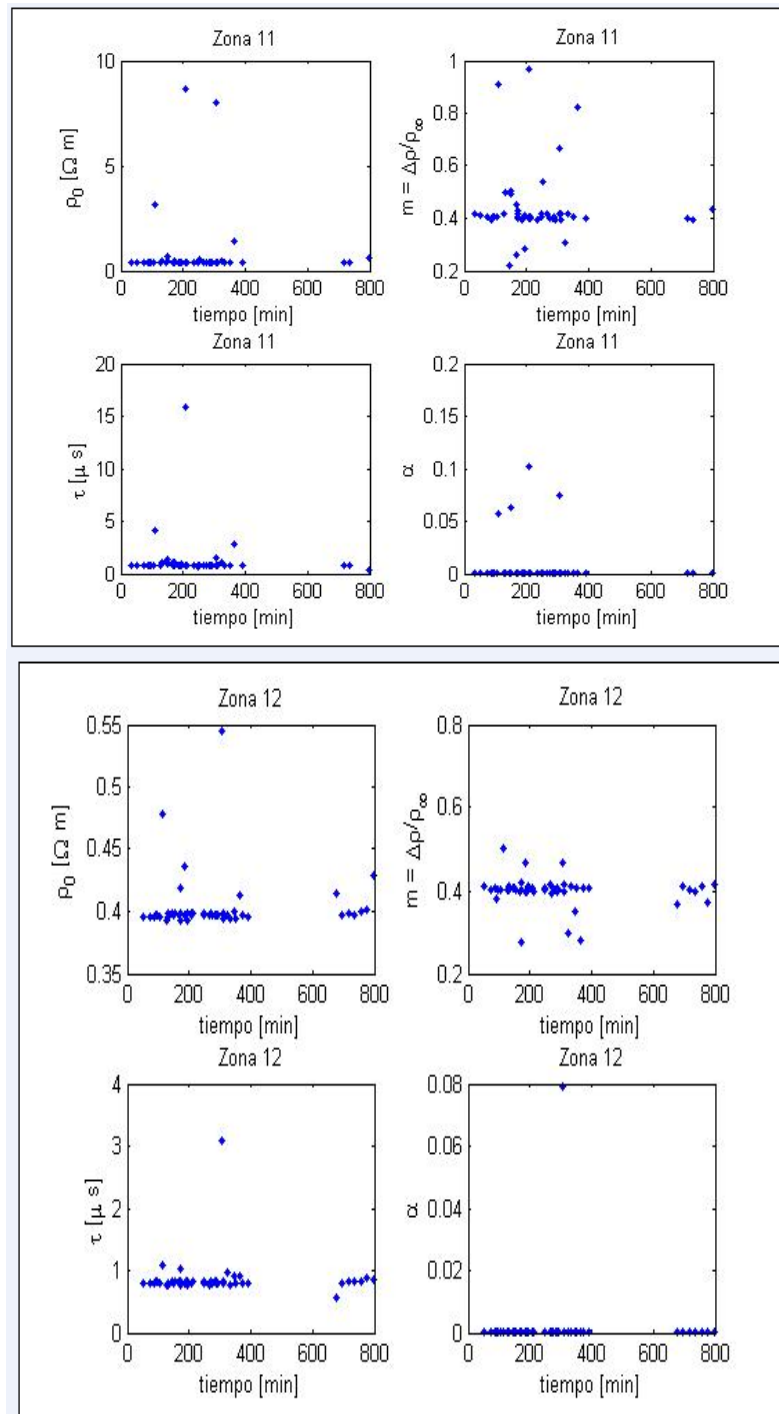
Fuente: Autor del proyecto

**FIGURA 19** Comportamiento de los parámetros de Cole-Cole ( $\rho_0$ ,  $\tau$ ,  $\alpha$ ,  $\Delta\rho/\rho_\infty$ ) en función del tiempo, en las zonas 9 Y 10.



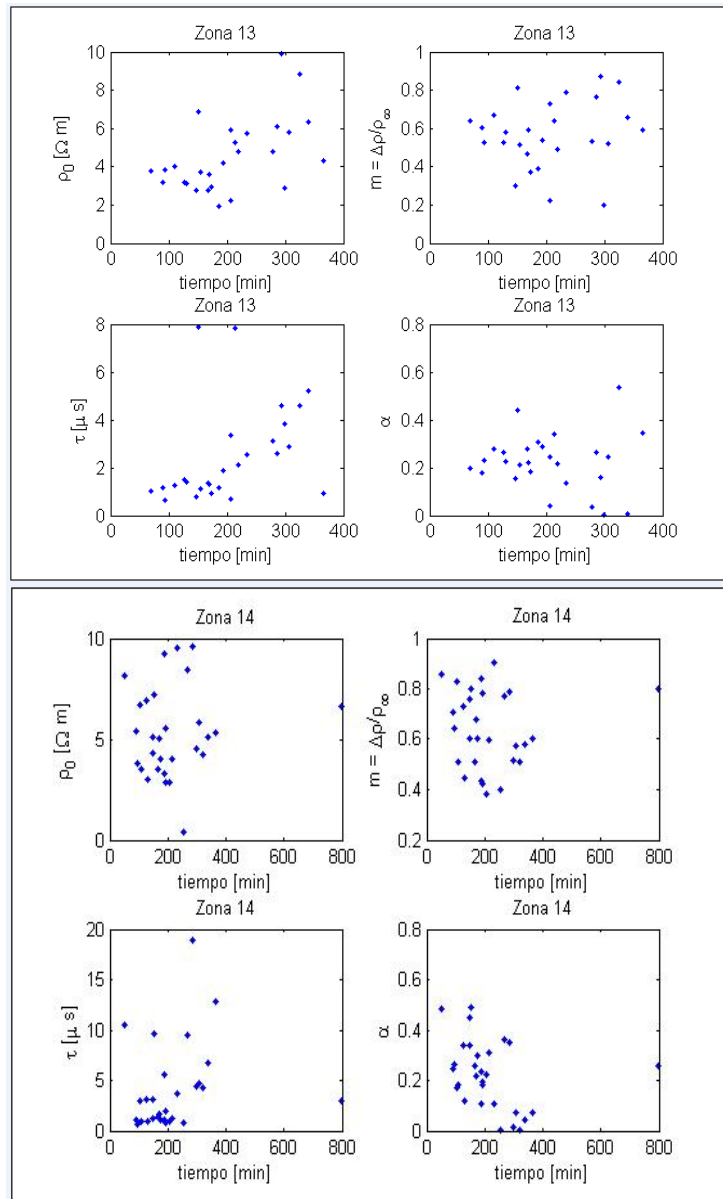
Fuente: Autor del proyecto

**FIGURA 20** Comportamiento de los parámetros de Cole-Cole ( $\rho_0$ ,  $\tau$ ,  $\alpha$ ,  $\Delta\rho/\rho_\infty$ ) en función del tiempo, en las zonas 11 Y 12



Fuente: Autor del proyecto

**FIGURA 21** Comportamiento de los parámetros de Cole-Cole ( $\rho_0$ ,  $\tau$ ,  $\alpha$ ,  $\Delta\rho/\rho_\infty$ ) en función del tiempo, en las zonas 13 y 14.

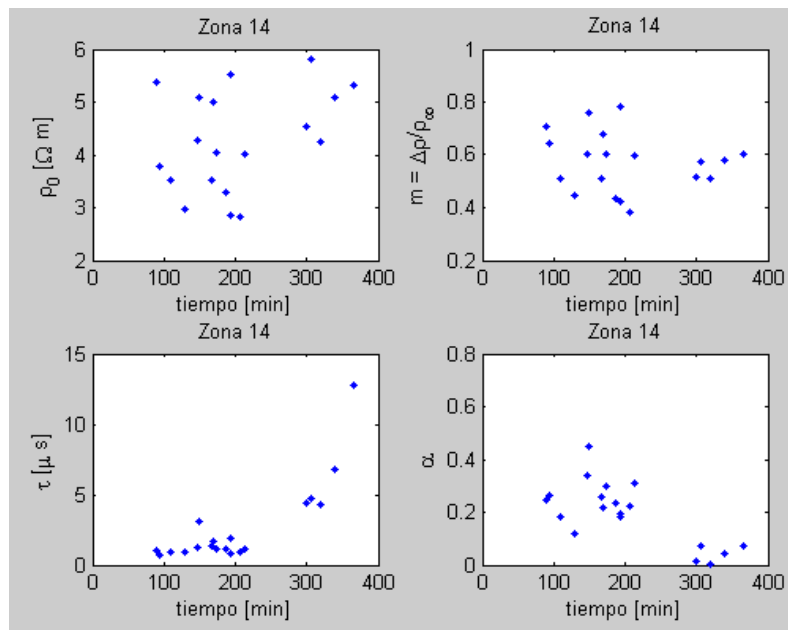


**Fuente:** Autor del proyecto

Igualmente los datos se analizan utilizando los siguientes criterios de selección: edad, [50 a 90], [60 a 90], género: femenino (F), masculino (M), tiempo de medida (T[0-1000]), los resultados que se obtienen en la mucosa bucal (zona 13. , para la clasificación por edades. Donde los parámetros del modelo de Cole-Cole son obtenidos con el algoritmo propuesto por [40].

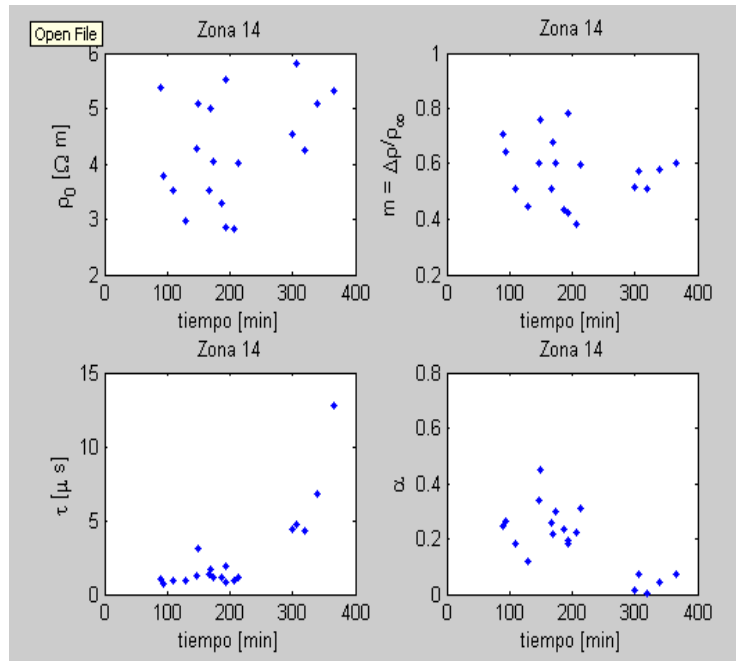
Seguido de los resultados generales mostrados en las figuras anteriores se clasificaron los datos por tiempo desde el deceso (minutos).T[0-1000][minutos], resistividad que puede medir el equipo (ohm-m).[1-10ohm-m], umbral de error cuadrático medio Urr [5e-2], Edad [0-90] (años) y género(F,M). En las figuras 22 a 24 se muestran algunos de los resultados obtenidos.

**FIGURA 22** Comportamiento de los parámetros de Cole-Cole ( $\rho_0$ ,  $\tau$ ,  $\alpha$ ,  $\Delta\rho/\rho_\infty$ ) para T[0-1000] (min) E[0-90] (años)R[1-6] (OHM)U[4E-2] M



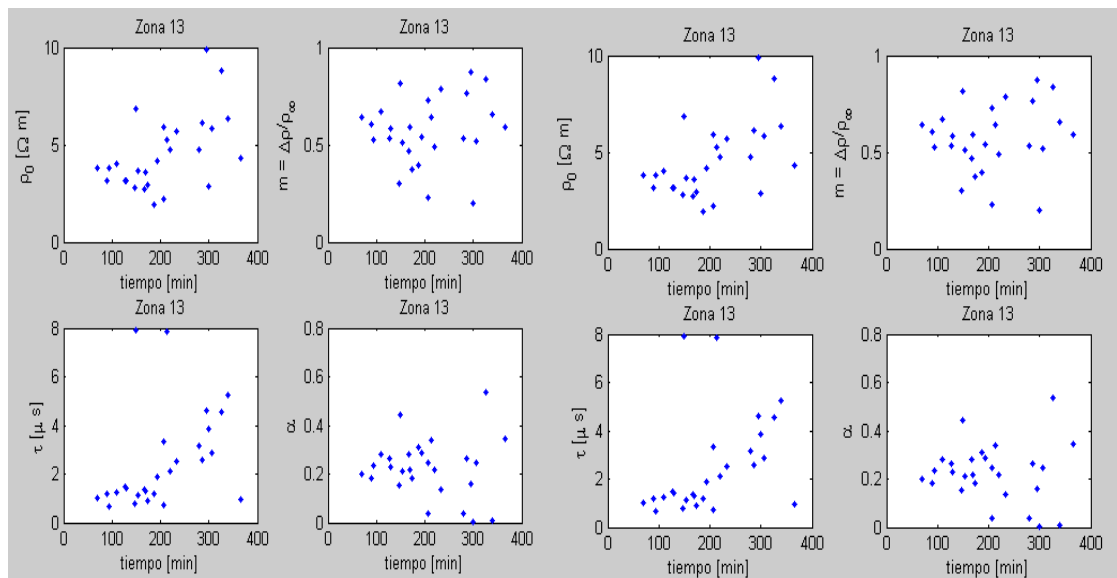
Fuente: Autor del proyecto

**FIGURA 23** Comportamiento de los parámetros de Cole-Cole ( $\rho_0$ ,  $\tau$ ,  $\alpha$ ,  $\Delta\rho/\rho_\infty$ ) para T[0-1000] (min) E[0-90] (años) R[1-6] (OHM) U[4E-2] F.



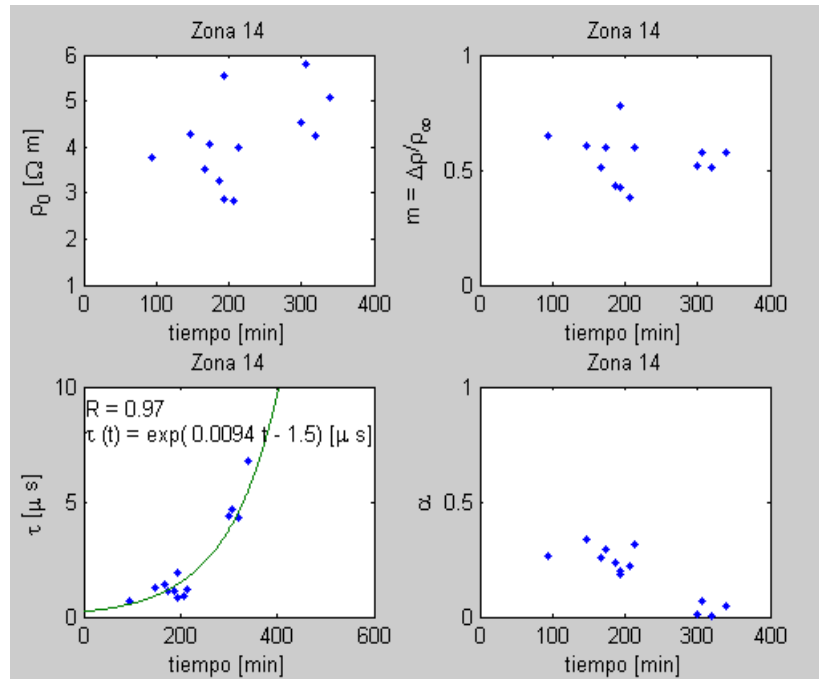
**Fuente:** Autor del proyecto

**FIGURA 24** Comportamiento de los parámetros de Cole-Cole ( $\rho_0$ ,  $\tau$ ,  $\alpha$ ,  $\Delta\rho/\rho_\infty$ ) para T[0-400](min) E[0-90] (años) R[1-10] (OHM) U[5E-2] a. F b. M.



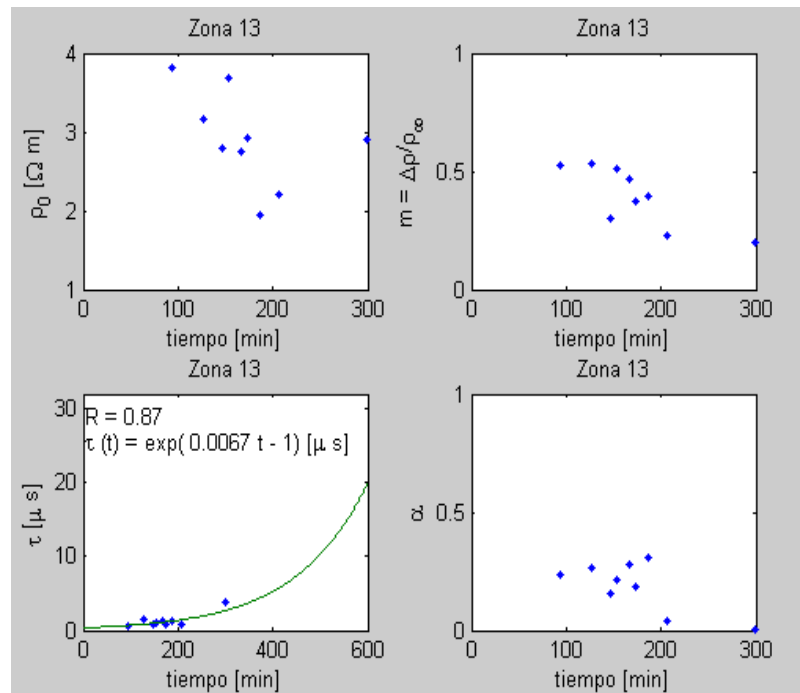
**Fuente:** Autor del proyecto

**FIGURA 25** Ajuste Comportamiento de los parámetros de Cole-Cole ( $\rho_0$ ,  $\tau$ ,  $\alpha$ ,  $\Delta\rho/\rho_\infty$ ) para T[0-1000] (min) E[40-90](años)R[1-6] (OHM)U[5E-2] Zona 14.



Fuente: Autor del proyecto

**FIGURA 26** Ajuste Comportamiento de los parámetros de Cole-Cole ( $\rho_0$ ,  $\tau$ ,  $\alpha$ ,  $\Delta\rho/\rho_\infty$ ) para T[0-1000] (min) E[40-90](años)R[1-6] (OHM)U[5E-2] Zona 13.



Fuente: Autor del proyecto

De acuerdo a los resultados anteriores, se puede observar una tendencia temporal bien definida, una exponencial creciente, para el parámetro  $\tau$  de en la zona 13 que corresponde a la región de la mucosa oral izquierda independientemente de la clasificación usada, la tendencia se mantiene (Ver anexo 1 donde se incluyen los diferentes criterios seleccionados).

El parámetro  $m$ , polarizabilidad evidencia una tendencia bien definida, sólo para ciertos intervalos específicos en la zona 13 (ver Anexo 1). Para la zona14, la cual corresponde a la mucosa oral derecha se encontró una relación del parámetro  $\tau$  como se muestra en la Figuras 25,26.

## 4 CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

El trabajo desarrollado sugiere la posibilidad de utilizar las propiedades eléctricas de tejido post-mortem en la mucosa oral para la estimación del intervalo post-mortem, en tiempos cortos desde el deceso.

Los resultados obtenidos al caracterizar el espectro de impedancia de tejido post-mortem usando los parámetros de Cole-Cole permiten evidenciar una relación de tendencia exponencial creciente entre el tiempo de relajación ( $\tau$ ), la polarizabilidad ( $m$ ) y el tiempo de relajación con el tiempo de muerte en la mucosa oral. Lo cual implica que podría ser un factor importante en el diagnóstico del tiempo de muerte.

Para trabajos posteriores se sugiere estudiar una mayor población que permita obtener la sensibilidad y especificidad de la técnica como complemento a los métodos actuales para la determinación del intervalo post-mortem.

Es muy importante la necesidad de realizar un trabajo posterior con un equipo que permita abarcar completamente la zona de dispersión  $\beta$ , la cual podría aportar mayor información de los cambios morfológicos que se presentan en tejido post-mortem.

Esto sugiere que las medidas eléctricas en la mucosa oral podrían caracterizarse usando parámetros de Cole-Cole de los cuales la tendencia del parámetro  $\tau$  sugiere la posibilidad de estimar el tiempo de muerte usando la espectroscopia de impedancia eléctrica.

Luego de realizar la investigación se encontró que las propiedades eléctricas en la cornea y la esclerótica ocular no presentan cambios significativos en tiempos cortos desde el deceso, por tanto las medidas en éstas zonas no

podrían usarse para realizar tanatocronodiagnóstico para intervalos tiempos cortos desde el deceso.

Es importante en este tipo de investigaciones tener muy claro las normas de bioseguridad en todo momento no olvidar ninguna de las recomendaciones del médico asesor.

## 5 BIBLIOGRAFÍA

[1] MADEA. B. and HENSSGE C. Electrical excitability of skeletal muscle post-mortem in . Forensic Sci. Int. Vol. 47 : 320-331, 1990.

[2] JAFFE A. Guide to Pathological Evidence: For Lawyers and Police Officers, 2nd edition.

[3] KALISZAN M.,HAUSER R. KERNBACH-WIGHTON G. Estimation of the time of death based on the assessment of post mortem process with emphasis on body cooling. Legal medicine. Vol 11 pags.11-117 (2009).

[4] GISBERT J. MEDICINA LEGAL Y TOXICOLOGÍA. Ed. Masson.S.A. (5ta edición). Barcelona - España. 1998. pp 186- 190].

[5] NÚÑEZ J., “La Autopsia”, Ed. GTZ, Sucre-Bolivia. 2005. Cap. VII, PAGES 69-78].

[6] NAVARRO

[7] VARGAS, ALVARADO,. Medicina Legal. San José de Costa Rica, Costa Rica: Editorial Lehmann. 1980.

[8] ALZATE C. y BIUTRAGO J. E. Manual de Medicina Legal y Tanatología. Universidad de Manizales. Facultad de Derecho. Monografía. Junio de 2001].

[9] MADEA B. and HENSSEG C. Estimation of the time since death in the early post-mortem period. Forensic Science International 144(2004) 167-175.

[10] JAAFAR S. and NOKES J.D.M. Examination of the eye as a means to determine the early post-mortem period: A review of the literature.

[11] RIGAUD B, MORUCCI J-P, CHAUVEAU N. Bioelectrical Impedance Techniques in Medicine, Part I. Bioimpedance Measurement, Second Section:

Impedance Spectrometry". Natshvile: Editorial Advisory Board, Critical Review in Biomedical Engineering Vol. 24 Issues 4-6 1996. p.257-351.

[12] GRIMMES S. MARTINSEN O.G. "Bioimpedance & Bioelectricity Basics". Academic Press, pp. 195-239,2000.

[13] WALKER D.C, BROWN B.H, HOSE D.R, SMALLWOOD R.H. "Modelling the electrical impedivity of normal and premalignant cervical tissue". Electronics Letters. Vol. 36, No 19. Department of Medical Physics and Clinical Engineering. University of Sheffield. Septiembre de 2000.

[14] GONZALEZ, C. "Endoscopic measurement of electric impedance spectra and their dependence on tissue properties in Barrett's Oesophagus". Sheffield, UK, 2001, 200p. Tesis doctoral. University of Sheffield.

[15] FOSTER, K.R. and SCHWAN, H.P., "Dielectric properties of tissues and biological materials: a critical review," CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering, vol. 17 pp. 25-104, 1989.

[16] SCHWAN, 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.

[17] Gonzalez-Correa, CA; Brown, BH;. Smallwood, RH; Kalia, N; Stoddard, CJ; Stephenson, TJ; Haggie, SJ; Slater, DN, and Bardhan, KD. 2000. Assessing the conditions for *in vivo* electrical virtual biopsies in Barrett's oesophagus. Med Biol Eng Comput 38:373-6

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

- [19] ABERG P. Skin cancer as seen by electrical impedance. From the division of Medical Engineering, department of Laboratory Medicine, Karolinska Institute, Stockholm, Sweden 2004.
- [20] IVORRA A. Medidas multifrecuenciales de impedancia eléctrica en tejidos Biológicos. Barcelona, España: Departamento de Bioanalítica Médica e instituto de investigaciones Biomédicas de Barcelona CSIC.
- [21] GABRIEL S, LAU R, GABRIEL C. "The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10Hz to 20GHz". UK: Phys. Med. Biol. Vol 41, pp 2251-2269, 1996.
- [22] IVORRA A., VILLA R., GENESCA M., SOLA A., HOTTER G., y PALACIOS L. Medidas multifrecuenciales de bioimpedancia con una sonda miniaturizada de silicio. Centre Nacional de microelectrónica –CSIC, [Antoni.ivorra@cnm.es](mailto:Antoni.ivorra@cnm.es). Dept. de Biofísica Médica-Institut d'Investigacions Biomèdiques de Barcelona-CSIC. Dept de Fisiología – Facultad de Biología – Universidad de Bacerlona.
- [23] SALAZAR Y. Caracterización de tejidos cardíacos mediante métodos mínimamente invasivos y no invasivos basados en espectroscopia de impedancia eléctrica. Editorial, Universidad Politécnica de Catalunya. Tesis de grado. Cap. 2, 2008.
- [24] PETHIG R. Dielectric Properties of Biological Materials: Biophysical and medical Applications. IEEE. Vol. EI-19 N° 5, October 1984.
- [25] VALENTINNUZZI M. Bioelectrical impedance techniques in medicine. Part I: Bioimpedance measurement. First section: general concepts. Rev Biomed Eng.Vol 24: 223-55, 1996.
- [26] JARA, J. CELIS J. Tanatocronodiagnóstico en humanos basado en espectroscopia de Impedancia eléctrica, Fase I. Bucaramanga 2007. Trabajo de Grado (Ingeniería Electrónica, Física). Universidad Industrial de Santander. Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas. Bioingeniería.

[27] JAIMES S. y VALENCA J. Diseño de un medidor de conductividad eléctrica de soluciones salinas, haciendo uso de una celda de conductancia calculable para ñla calibración de una sonda tetrapolar utilizada en la medición de impedancia eléctrica de tejido humano. Bucaramanga, 2006, p. Trabajo de grado (Ing. Electrónico). Universidad Industrial de Santander. Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas. Bioingeniería.

[28] ACERO J. y DELGADO A. Implementación de un bioimpedanciometro para la medición del espectro de impedancia eléctrica en tejido humano. Bucaramanga, 2006, p. Trabajo de grado (Ing. Electrónico). Universidad Industrial de Santander. Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas. Bioingeniería.

[29] GARCÍA, C. y VARGAS, J. Diseño y montaje e un sistema de adquisición de Señales de voltaje para la medida de espectro de impedancia eléctrica en tejido humano. Bucaramanga, 2005, p. Trabajo de grado (Ing. Electrónico). Universidad Industrial de Santander. Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas. Bioingeniería.

[30] ROBLES, A. y CHÁVEZ, F. Medición de impedancia eléctrica en tejido cervicouterino In-Vitro. Bucaramanga, 2005, p. Trabajo de grado (Ing. Electrónico). Universidad Industrial de Santander. Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas. Bioingeniería.

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

[32] QUERIDO D. "A preliminary study of changes in scalp impedance during the early post-mortem period in rats". Forensics Science International. Vol 101(1999), pag 123-130.

[33] QUERIDO D. "A preliminary investigation into post-mortem changes in skinfold impedance during the early period in rats, Forensics Science International. (Forensic Sci. Int.) Vol 96(1998) pags. 107-114.

[34] WEINMAN J. MAHLER J. "An analysis of electrical properties of metal electrodes". Med. Electron. Biol. Engng. Vol. 2, pp 299-310, 1964.

[35] GRIMNES S. MARTINSEN O. MIRTAHERI P. Non-invasive measurements of post-mortem changes in dielectric properties of haddock muscle-a pilot study. Journal of Food Engineering. Vol. 43, pags. 189-192, 2000.

[36] BARSOUKOV E. MACDONAL R. Impedance Spectroscopy Theory, Experiment, and Applications. Wiley- Interscience. A John Wiley & Sons, Inc., Publication. Second Edition.

[37] Nicander, I; Ollmar, S; Rozell, BL; Eek, A, and Emtestam, L. 1995. Electrical impedance measured to five skin depths in mild irritant dermatitis induced by sodium lauryl sulphate. British Journal of Dermatology (Br-J-Dermatol). 132(5): 718-24.

[38]

[39] Pethig, R, and Kell, DB. 1987. The passive electrical properties of biological systems: their significance in physiology, biophysics and biotechnology. Physics in Medicine and Biology (Phys-Med-Biol). 32(8): 933-70.

[40] PETHIG, R, and KELL, DB. 1987. The passive electrical properties of biological systems: their significance in physiology, biophysics and biotechnology. Physics in Medicine and Biology (Phys-Med-Biol). 32(8): 933-70.

[41] MUHAMMAD N. BME 462, Nov., 25 2003

[42] CUBIDES, Astrid y MIELES, Fidel. Diseño de una fuente de corriente senoidal y de pulsos bifásicos para medición de espectro de impedancia eléctrica en tejido humano. Bucaramanga, 2006. Trabajo pregrado en

Ingeniería Electrónica. Universidad Industrial de Santander. Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas.

[43] MUDRAYA IS, KIRPATOVSKY VI, MARTOV AG. Bioimpedance methods in urology functional diagnostics. ICEBU 2007, Granz, IFMBE Proceedings, Vol. 17, 707-710.

[44] ABDUL S. BROWN BH, MILNES P. TIDY JA(2005): a clinical study of the use of impedance spectroscopy in the detection cervical intraepithelial neoplasia(CIN).

[45] FEIN A. GROSSMAN R. JONES G. et. (1979) : Evaluation of transthoracic electrical impedance in the diagnosis of pulmonary edema. Circulation, 60, 1156-1160.

[46] POMERANTZ M. BAUMGARTNER R. LAURIDSON J et al. (1969): Transthoracic electrical impedance for the early detection of pulmonary edema. 66, 260-268.

[47] EBERT T. SMITH J. BARNEY et al.(1986): The use of thoracic impedance for determining thoracic blood volume changes in man. Aviat Space Environ Med, 57, 49-53.

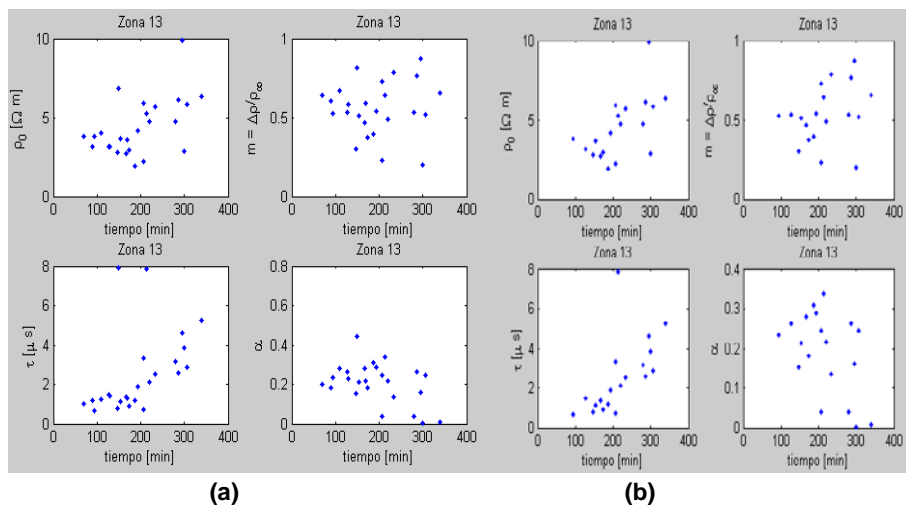
[48] BROWN, B.H et al. Relation between tissue structure and imposed electrical current flow in cervical neoplasia. UK: Lancet, 2000. p. 892–895

[49] BETANCOURT H. A. GUIAS DE MEDIDAS UNIVERSALES DE BIOSEGURIDAD, Elaborada en el Ministerio de Salud Pública y Asistencia Social Programa Nacional de ITS/VIH/SIDA. San Salvador, 2004.

## 6 ANEXOS

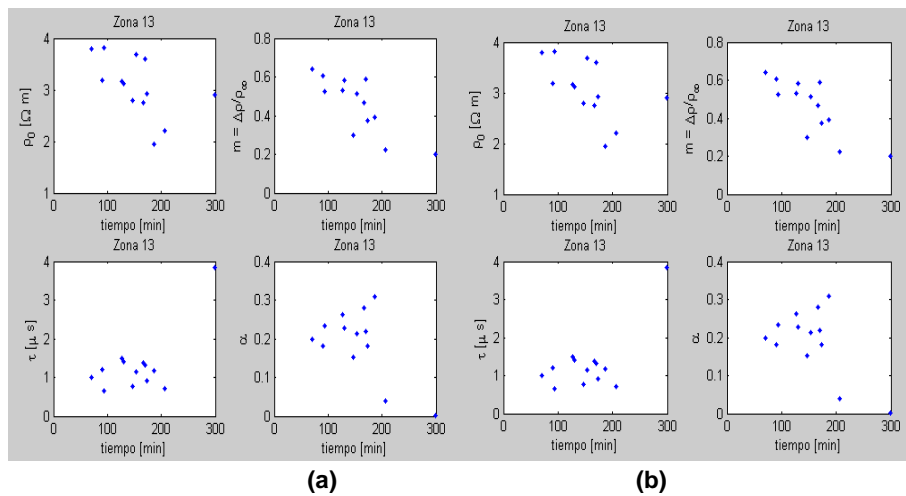
**ANEXO 1** Comportamiento de los parámetros de Cole-Cole para diferentes clasificaciones, los intervalos utilizados en cada gráfico se muestra en la tabla correspondiente.

**FIGURA 27** Comportamiento de los parámetros de Cole-Cole ( $\rho_0$ ,  $\tau$ ,  $\alpha$ ,  $\Delta\rho/\rho_\infty$ ) en función del tiempo, en las zona 13, a. edades de 50 a 90 años. b. edades de 60 a 90 años



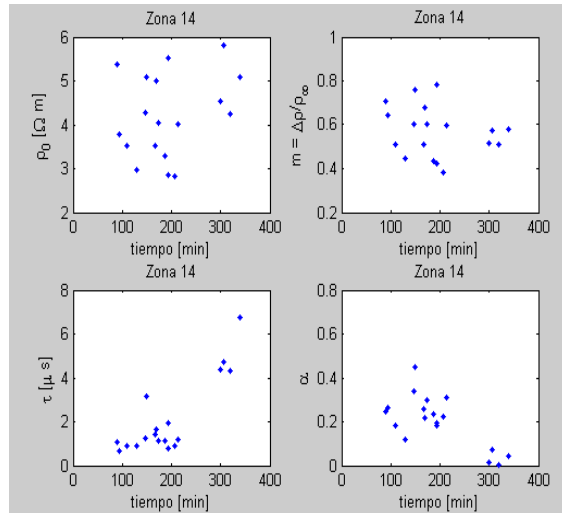
Fuente: Autor del proyecto

**FIGURA 28** Comportamiento de los parámetros de Cole-Cole ( $\rho_0$ ,  $\tau$ ,  $\alpha$ ,  $\Delta\rho/\rho_\infty$ ) para T[0-1000](min) E[0-90] (años)R[1-4] (OHM)Urr[5E-2] a. F, b. M



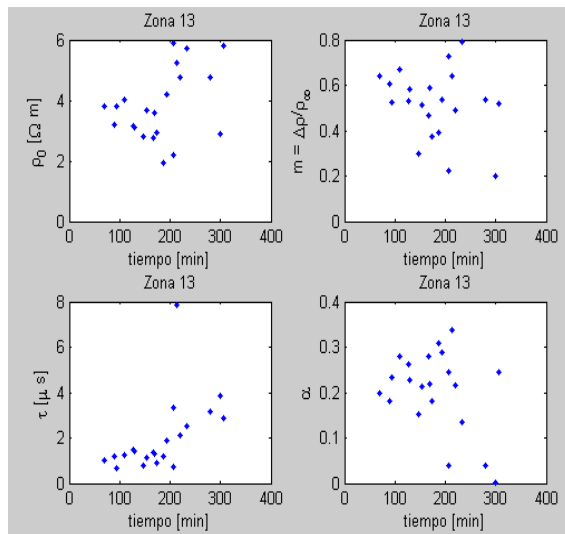
Fuente: Autor del proyecto

**FIGURA 29** Comportamiento de los parámetros de Cole-Cole ( $\rho_0$ ,  $\tau$ ,  $\alpha$ ,  $\Delta\rho/\rho_\infty$ ) PARA T[0-1000] (min) E[40-90](años)R[1-6] (OHM)U[5E-2] A. Zona 14 b. Zona 13.



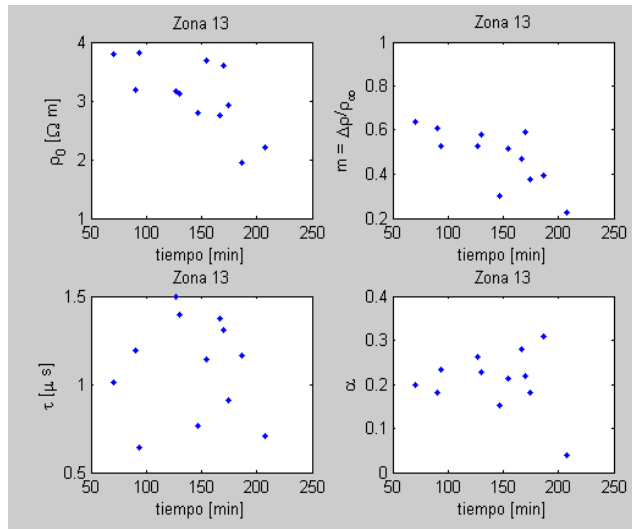
**Fuente: Autor del proyecto**

**FIGURA 30** Comportamiento de los parámetros de Cole-Cole ( $\rho_0$ ,  $\tau$ ,  $\alpha$ ,  $\Delta\rho/\rho_\infty$ ) para T[0-1000] (min) E[40-90](años)R[1-6] (OHM)U[5E-2] Zona 13.



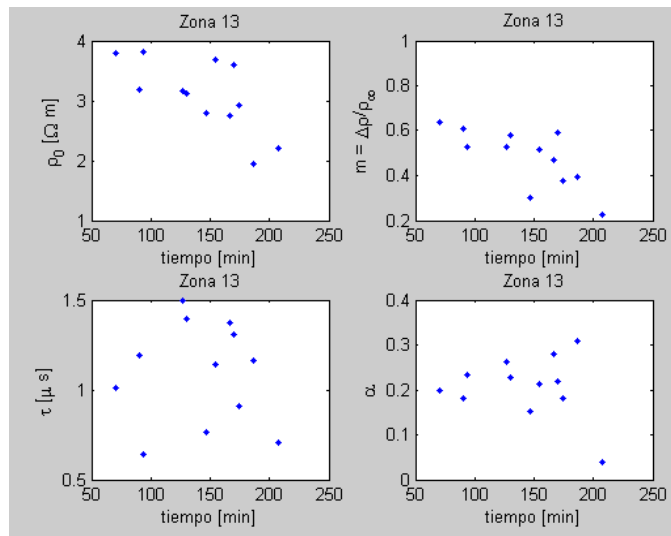
**Fuente: Autor del proyecto**

**FIGURA 31** Comportamiento de los parámetros de Cole-Cole ( $\rho_0$ ,  $\tau$ ,  $\alpha$ ,  $\Delta\rho/\rho_\infty$ ) para T[0-1000] (min)E[0-90] (años)R[1-4] U[4E-2] M



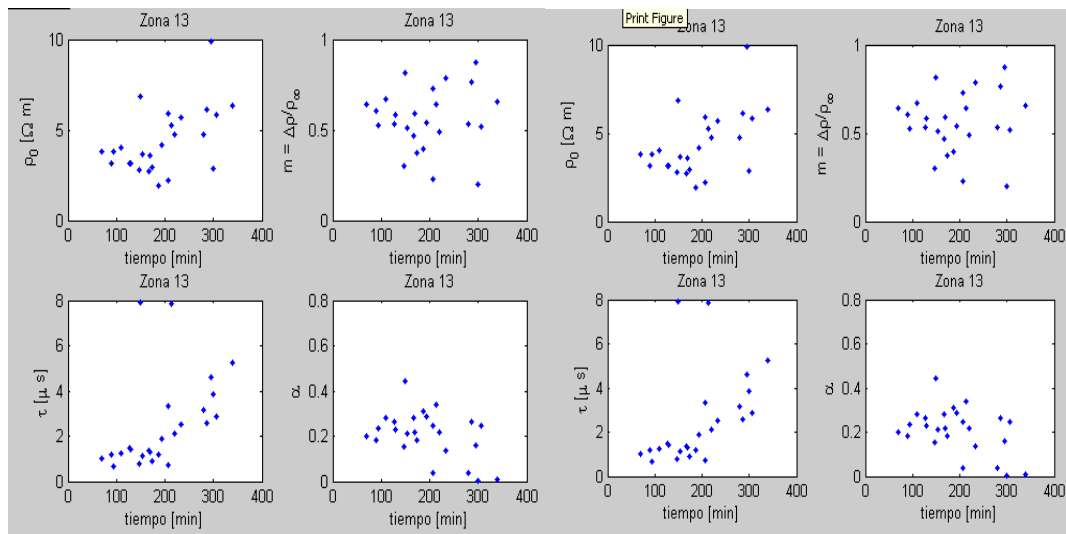
**Fuente: Autor del proyecto**

**FIGURA 32** Comportamiento de los parámetros de Cole-Cole ( $\rho_0$ ,  $\tau$ ,  $\alpha$ ,  $\Delta\rho/\rho_\infty$ ) para T[0-1000] (min)E[0-90] (años)R[1-4] U[4E-2] F



**Fuente: Autor del proyecto**

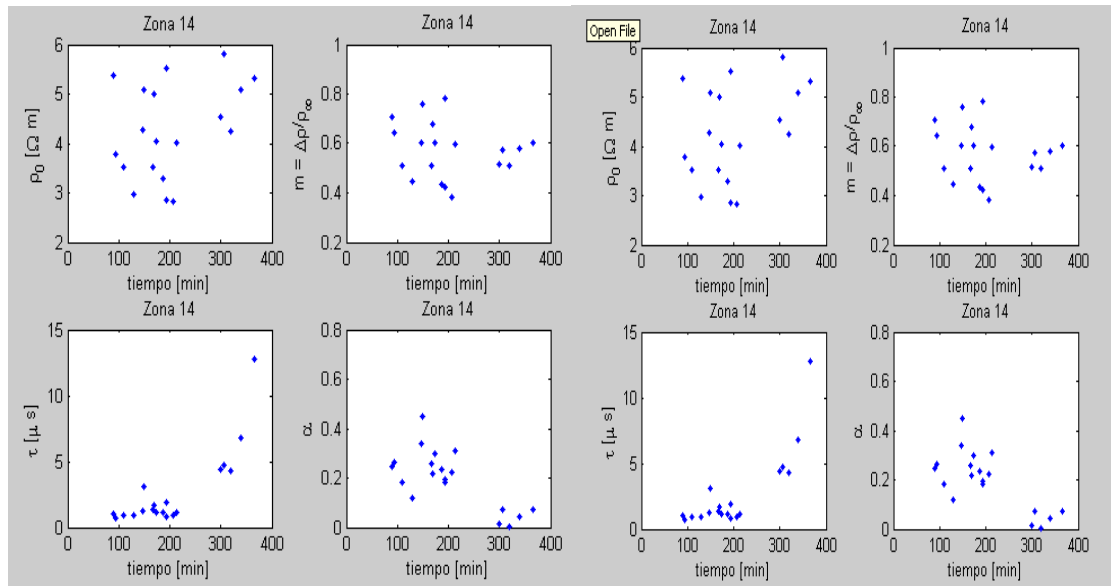
**FIGURA 33** comportamiento de los parámetros de cole-cole ( $\rho_0$ ,  $\tau$ ,  $\alpha$ ,  $\Delta\rho/\rho_\infty$ ) para T[0-1000] (min)E[40-90] (años)R[1-10] U[5E-2] a. M, b. F



**a. M**

**b. F**

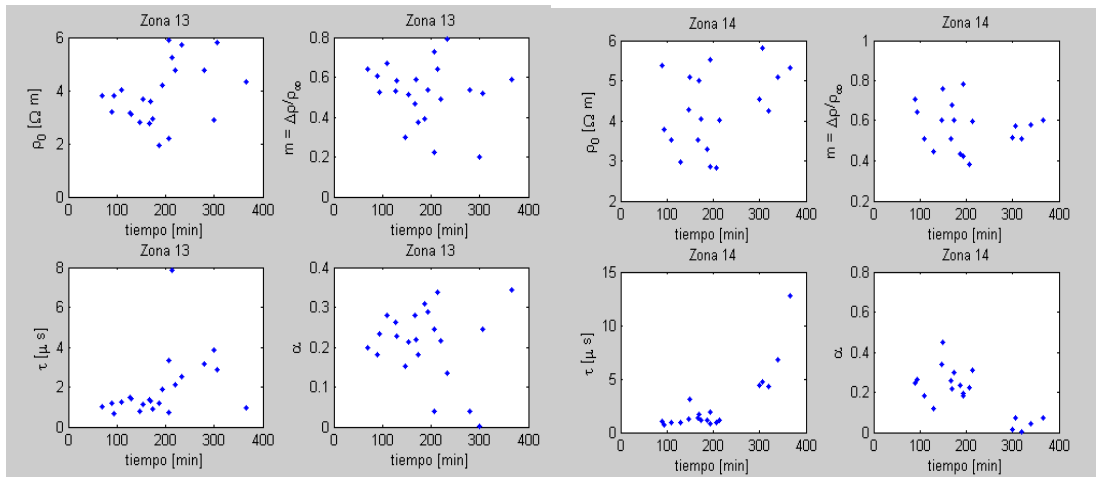
**FIGURA 34** Comportamiento de los parámetros de Cole-Cole ( $\rho_0$ ,  $\tau$ ,  $\alpha$ ,  $\Delta\rho/\rho_\infty$ ) para T[0-1000] (min)E[0-90] (años)R[1-6] U[5E-2] a. M b. F, Zona 14



**a. M**

**b. F**

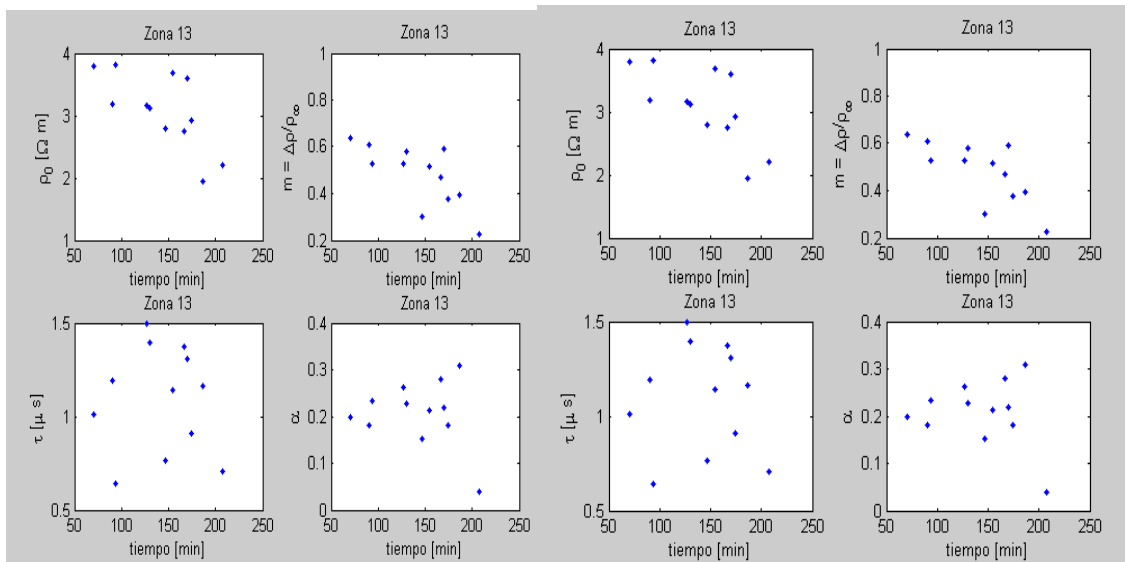
**FIGURA 35** Comportamiento de los parámetros de Cole-Cole ( $\rho_0$ ,  $\tau$ ,  $\alpha$ ,  $\Delta\rho/\rho_\infty$ ) para T[0-1000] (min)E[0-90] (años)R[1-6] U[5E-2] a. M b. F. Zona 14



a. M

b. F

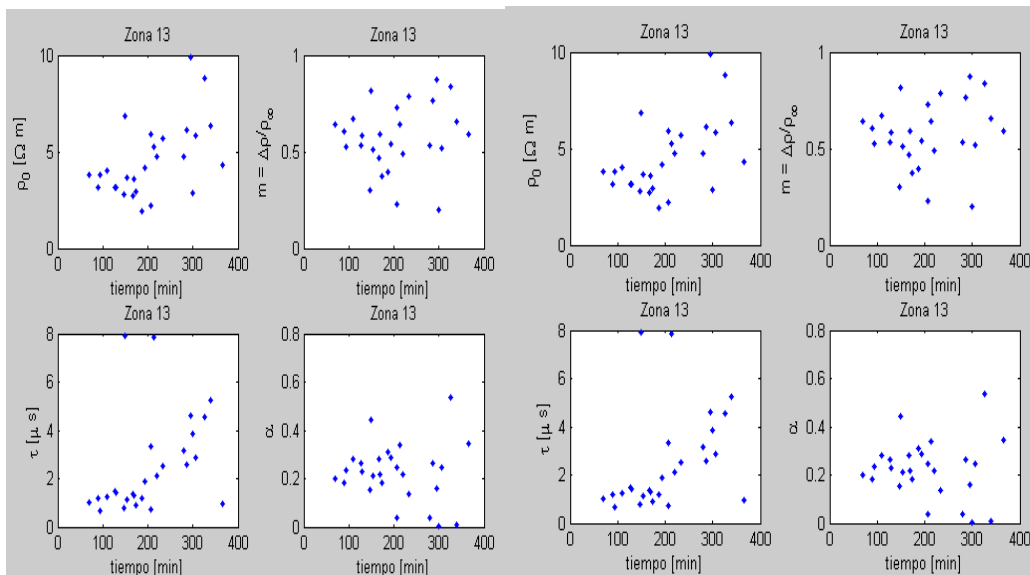
**FIGURA 36** Comportamiento de los parámetros de Cole-Cole ( $\rho_0$ ,  $\tau$ ,  $\alpha$ ,  $\Delta\rho/\rho_\infty$ ) para T[0-1000] (min)E[40-90] (años)R[1-4] U[4E-2] a. M b. F. Zona 13



a. M

b. F

**FIGURA 37** Comportamiento de los parámetros de Cole-Cole ( $\rho_0$ ,  $\tau$ ,  $\alpha$ ,  $\Delta\rho/\rho_\infty$ ) para T[0-800] (min)E[0-90] (años)R[1-10] U[5E-2] a. M b. F. Zona 13



a. M

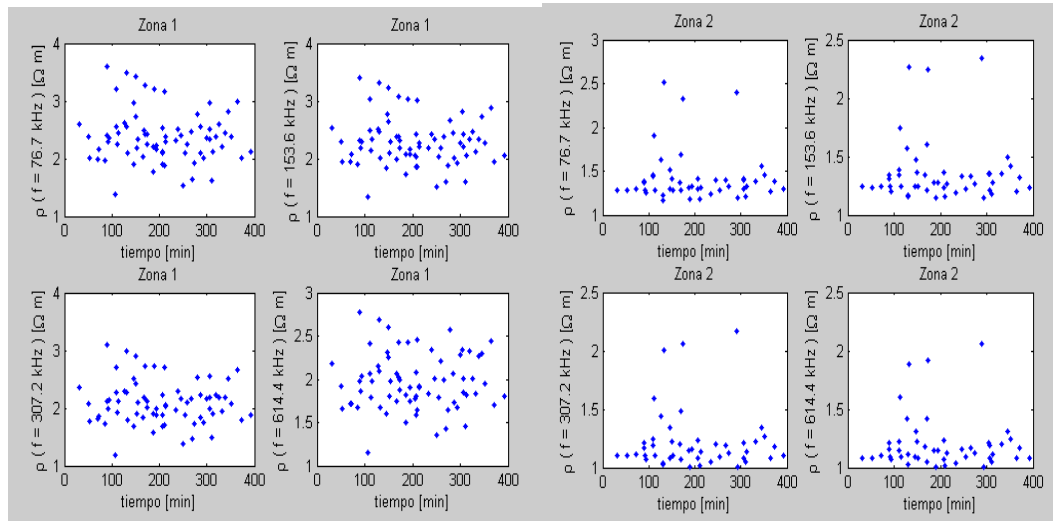
b. F

## A. ANEXO 2

Espectro de impeditividad de tejido post-mortem para cada una de las clasificaciones realizadas para las diferentes frecuencias de operación del equipo definidas

1: 614400(Hz) 2: 307200(Hz) 3: 153600(Hz) 4: 76700(Hz) 5: 38400(Hz)  
6: 19200(Hz) 7: 96(Hz)

**FIGURA 38** Espectro de impedividad de tejido post-mortem para frecuencias [76.7, 153.6, 307.2, 614.4[kHz]] a. Zona 1 b. Zona 1. T[0-600] (min) R[1-10] (OHM)E[0-90] (años)Urr[5E-2].

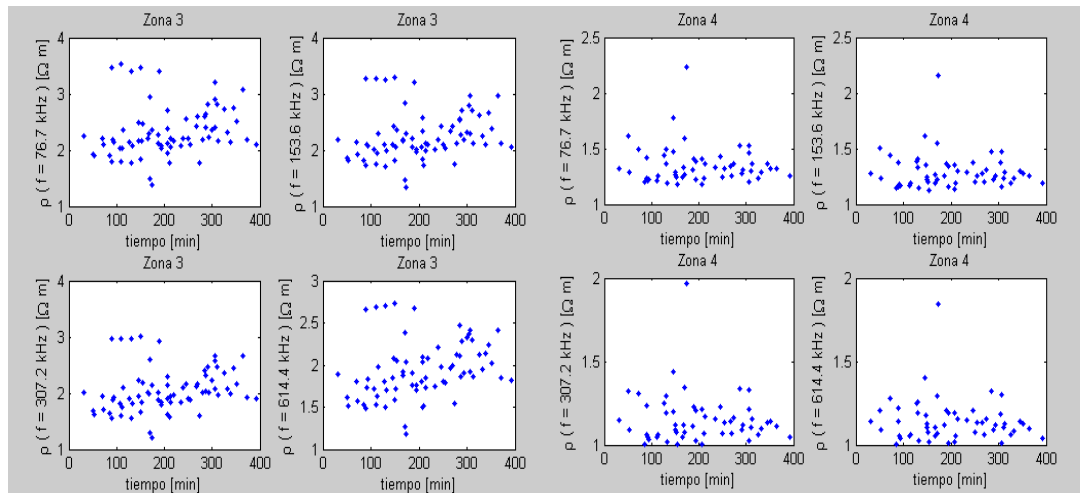


(a)

(b)

Fuente: Autor del proyecto

**FIGURA 39** Espectro de impedividad de tejido post-mortem para frecuencias [76.7, 153.6, 307.2, 614.4[kHz]] a. Zona 3 b. Zona 4. T[0-600] (min) R[1-10] (OHM)E[0-90] (años)Urr[5E-2].

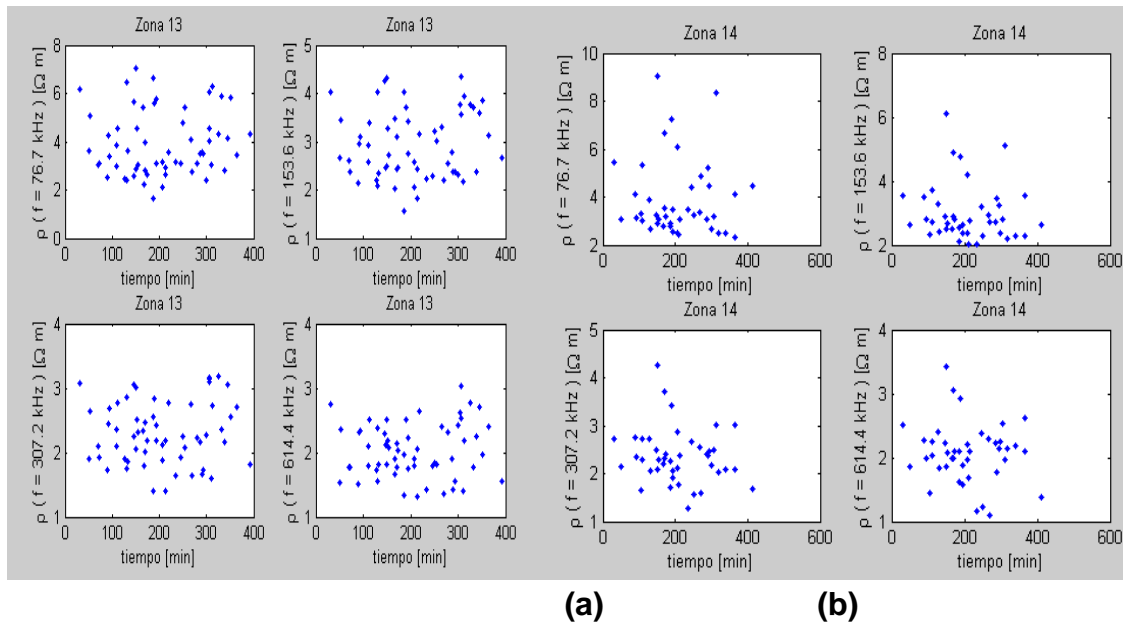


(a)

(b)

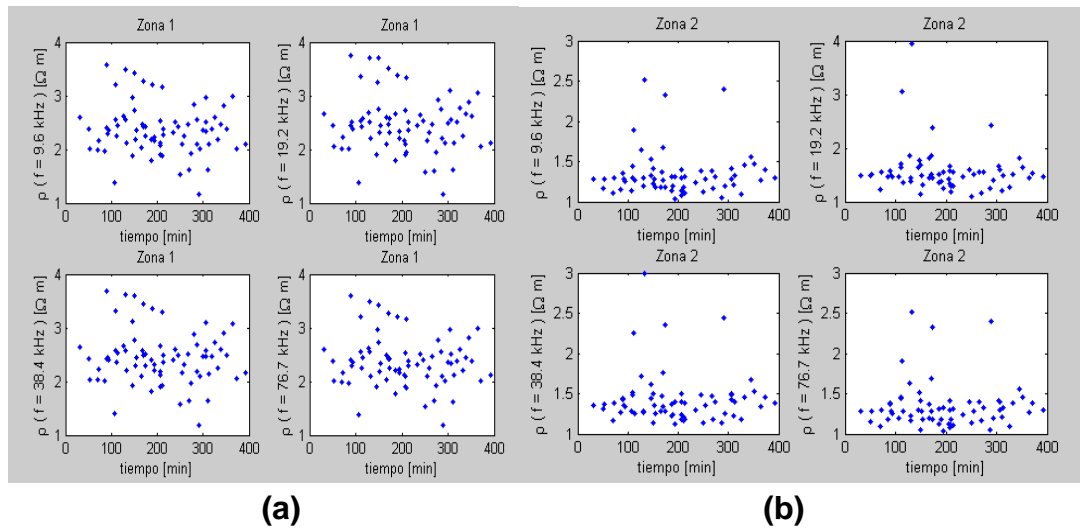
Fuente: Autor del proyecto

**FIGURA 40** Espectro de impedividad de tejido post-mortem para frecuencias [76.7, 153.6, 307.2, 614.4[kHz]] T[0-600] (min) R[1-10] (OHM)E[0-90] (años)Urr[5E-2] ] a. Zona 13 b. Zona 14



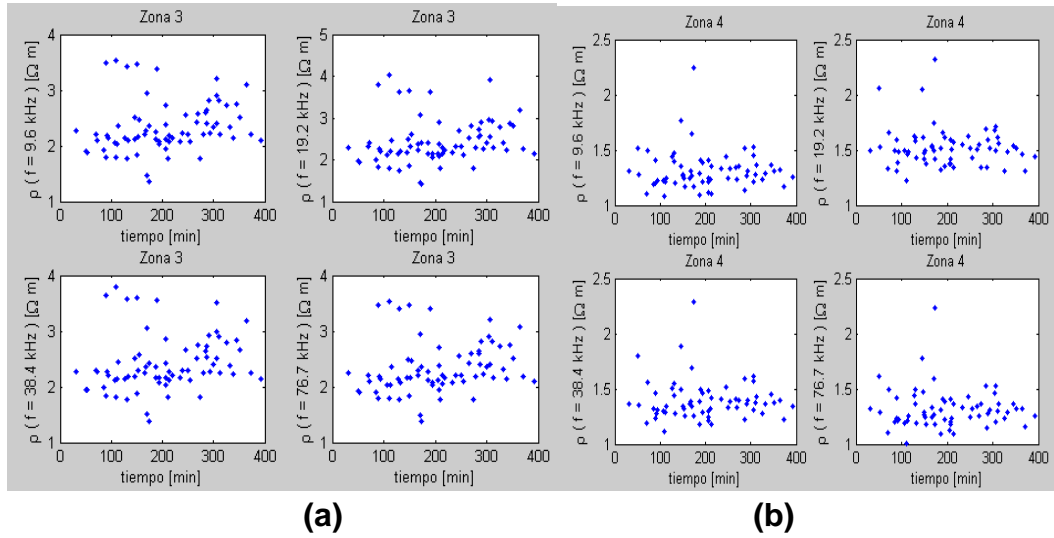
**Fuente: Autor del proyecto**

**FIGURA 41** Espectro de impedividad de tejido post-mortem para frecuencias [9.6, 19.2, 38.4, 76.7[kHz]]. T[0-600] (min) R[1-10] (OHM)E[0-90] (años)Urr[5E-2] ] a. Zona 1 b. Zona 2



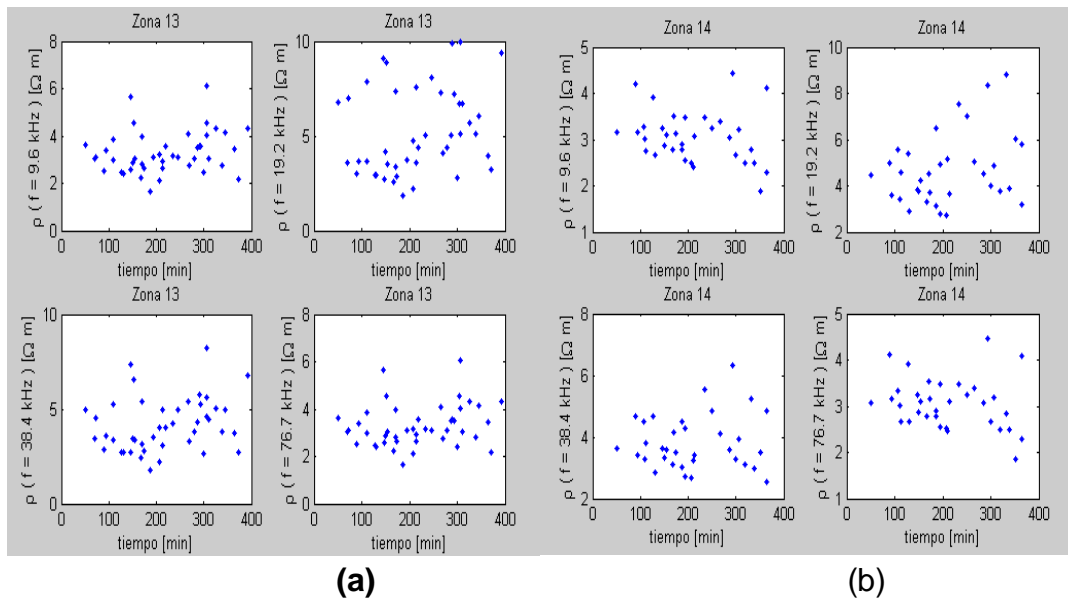
**Fuente: Autor del proyecto**

**FIGURA 42** Espectro de impedividad de tejido post-mortem para frecuencias [9.6, 19.2, 38.4, 76.7 kHz] a. zona 3 b. zona 4 . T[0-600] (min) R[1-10] (OHM) E[0-90] (años)Urr[5E-2]



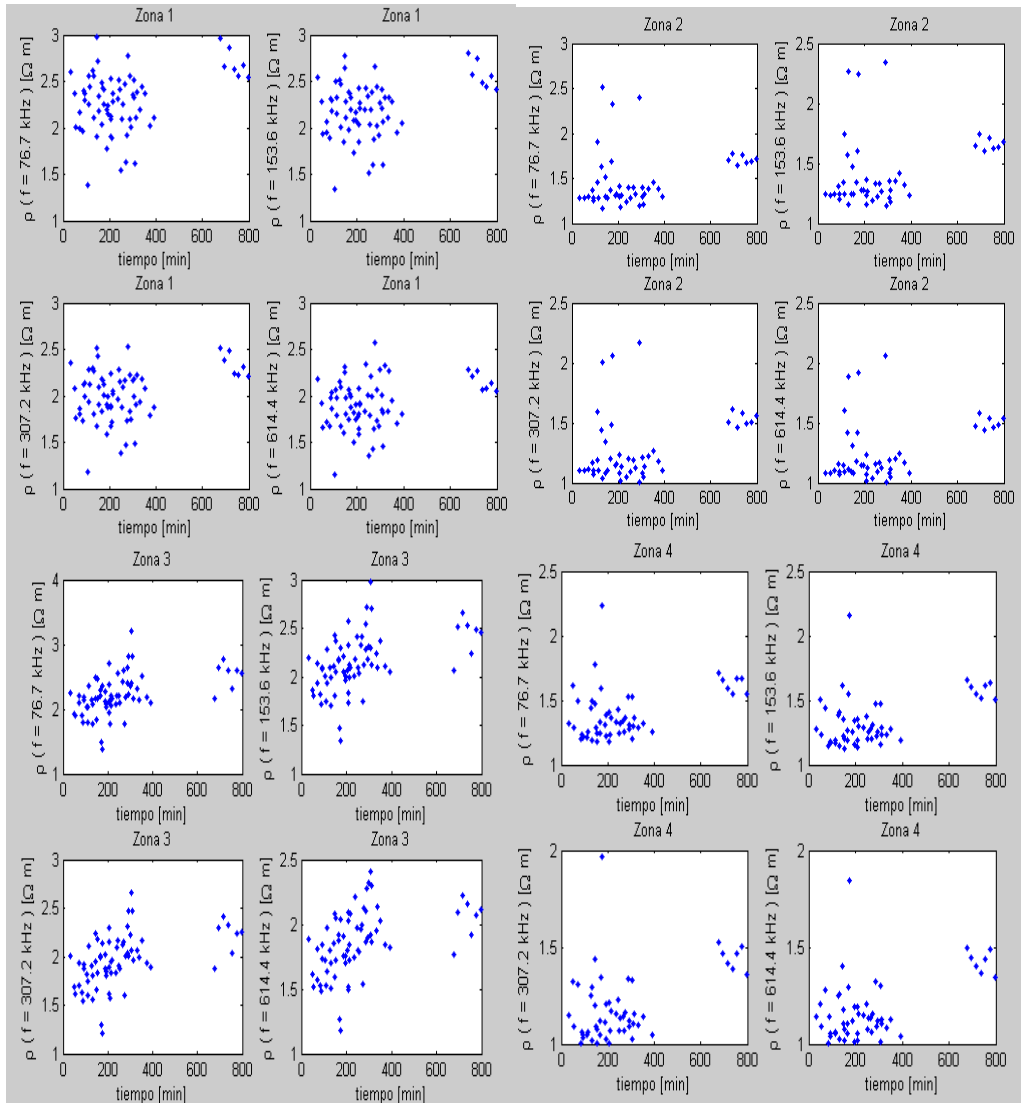
Fuente: Autor del proyecto

**FIGURA 43** Espectro de impedividad de tejido post-mortem para frecuencias [9.6, 19.2, 38.4, 76.7[kHz]] a. Zona 13 b. Zona 14 . T[0-600] (min) R[1-10] (OHM) E[0-90] (años)Urr[5E-2]

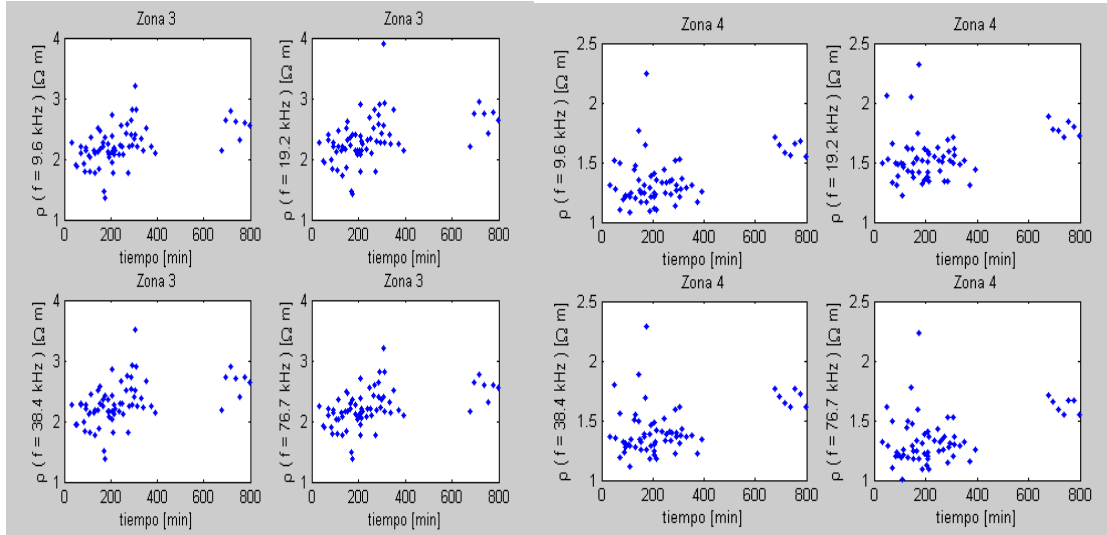


Fuente: Autor del proyecto

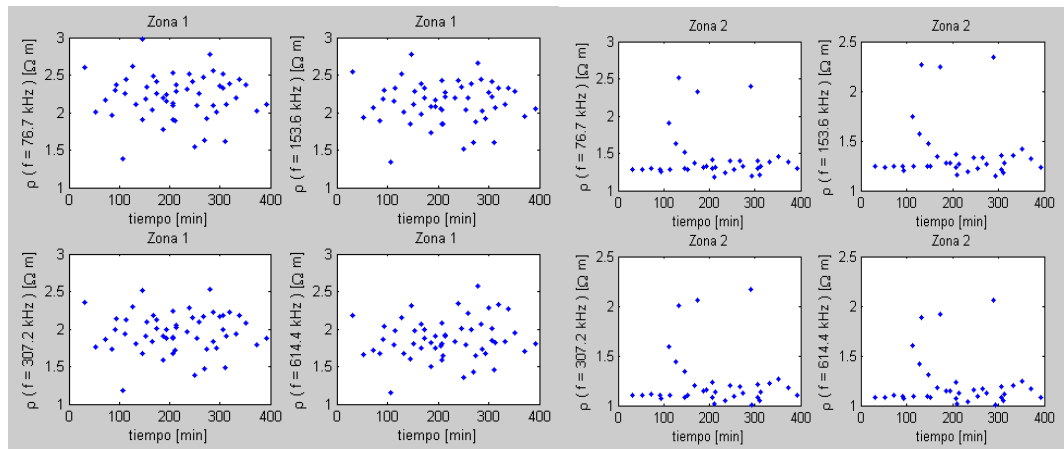
**FIGURA 44** Espectro de impeditividad de tejido post-mortem para frecuencias [76.7, 153.6, 307.2, 614.4[kHz]] . Zonas 1,2,3 y 4. T[0-1000] (min) R[1-10] (OHM)E[40-90] (años)Urr[5E-2].



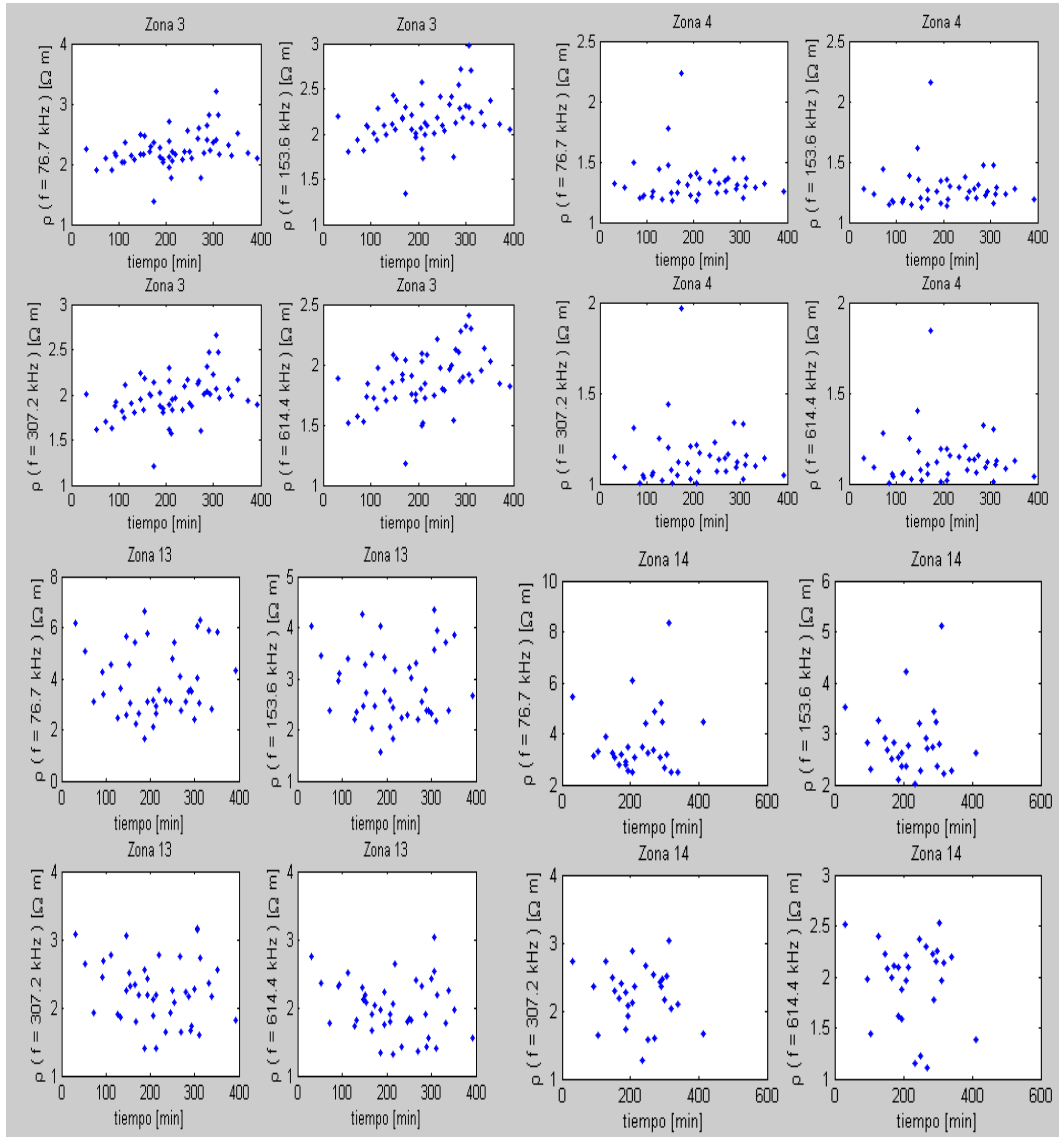
**FIGURA 45** Espectro de impedividad de tejido post-mortem para frecuencias [9.6, 19.2, 38.4, 76.7[kHz]] a. Zonas 3 Y 4 . T[0-1000] (min) R[1-10] (OHM) E[40-90] (años)Urr[5E-2]



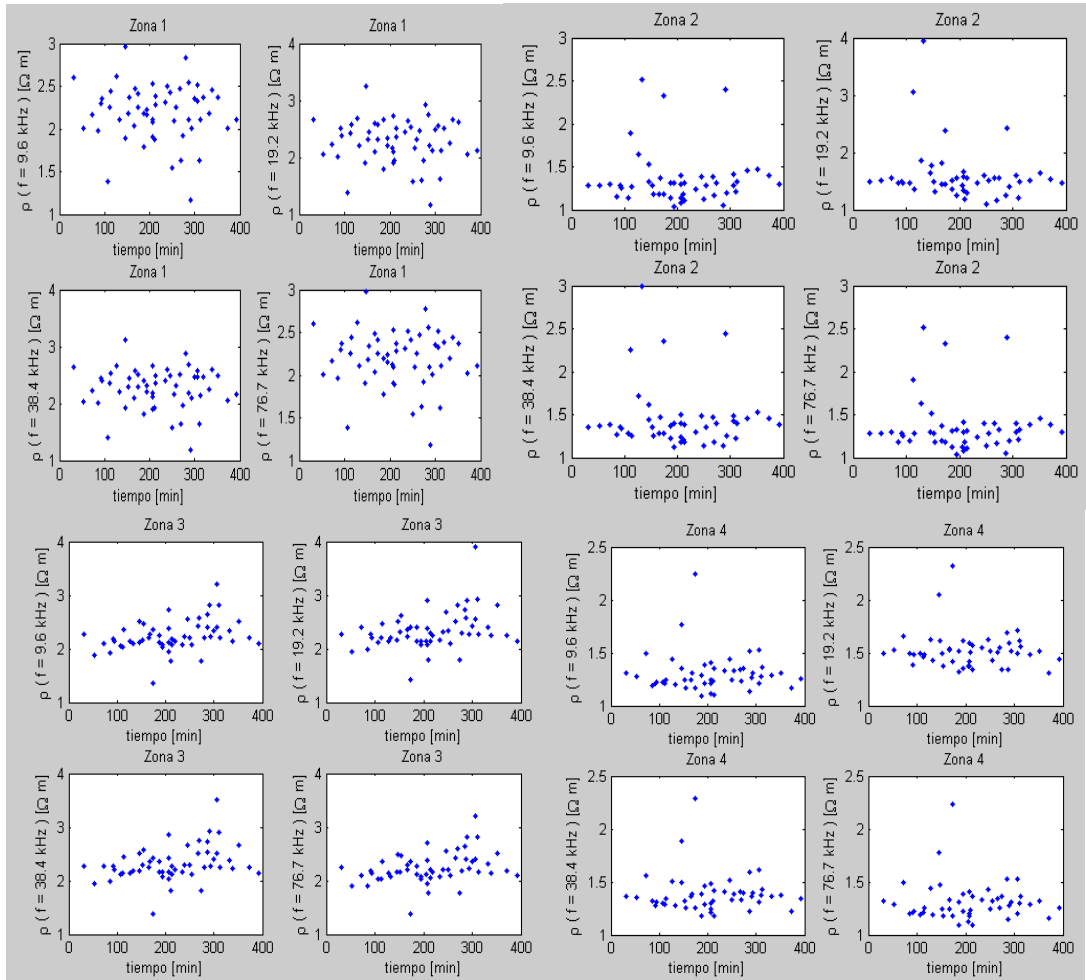
**FIGURA 46** Espectro de impedividad de tejido post-mortem para frecuencias [76.7, 153.6, 307.2, 614.4[kHz]] . Zonas 1,2. T[0-1000] (min) R[1-10] (OHM)E[60-90] (años)Urr[5E-2]



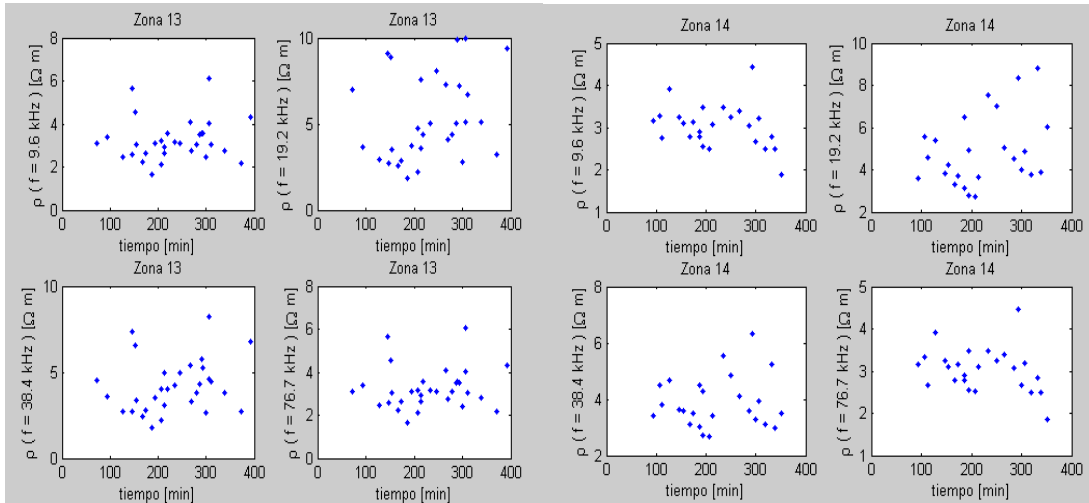
**FIGURA 47** Espectro de impedividad de tejido post-mortem para frecuencias [76.7, 153.6, 307.2, 614.4[kHz]] . Zonas 13,4,13,14. T[0-1000] (min) R[1-10] (OHM)E[60-90] (años)Urr[5E-2]



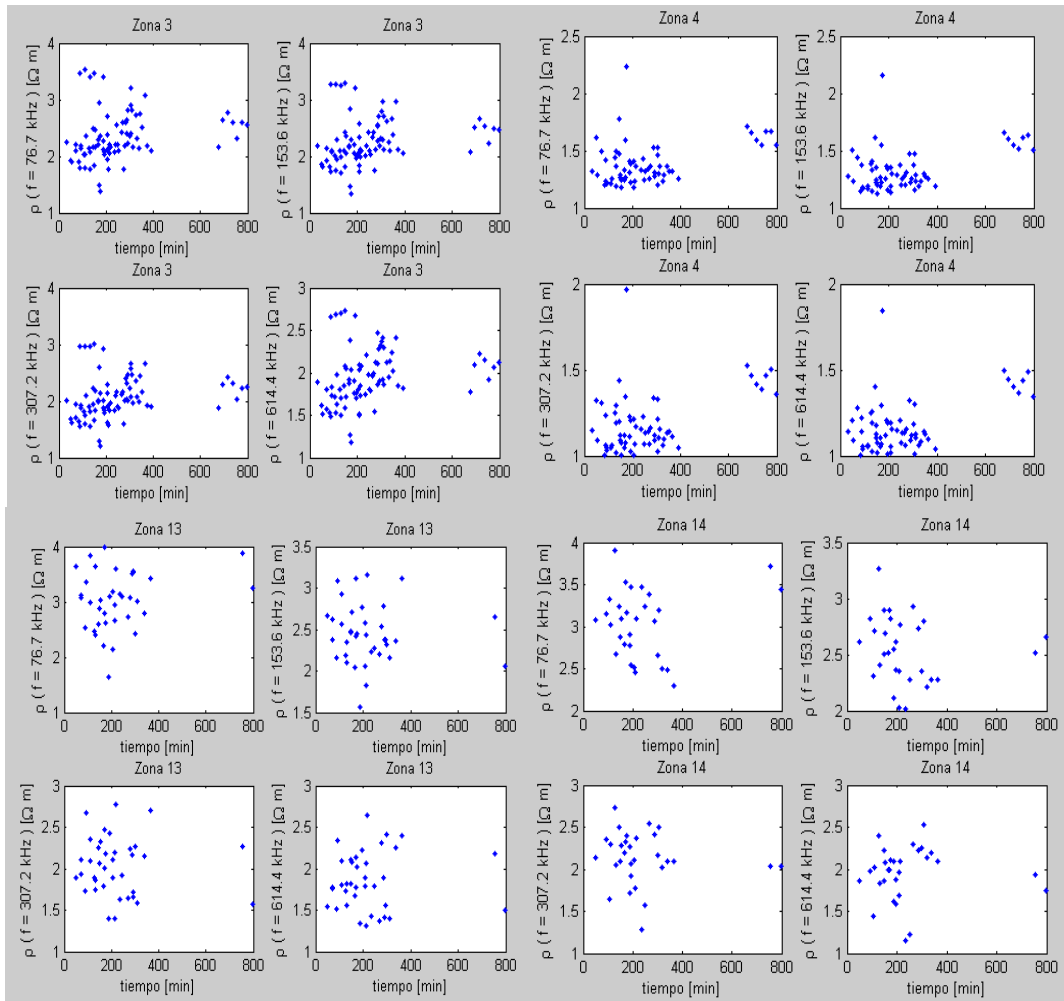
**FIGURA 48** Espectro de impedividad de tejido post-mortem para frecuencias [9.6, 19.2, 38.4, 76.7[kHz]] a. Zonas 3 Y 4 . T[0-1000] (min) R[1-10] (OHM) E[60-90] (años)Urr[5E-2]



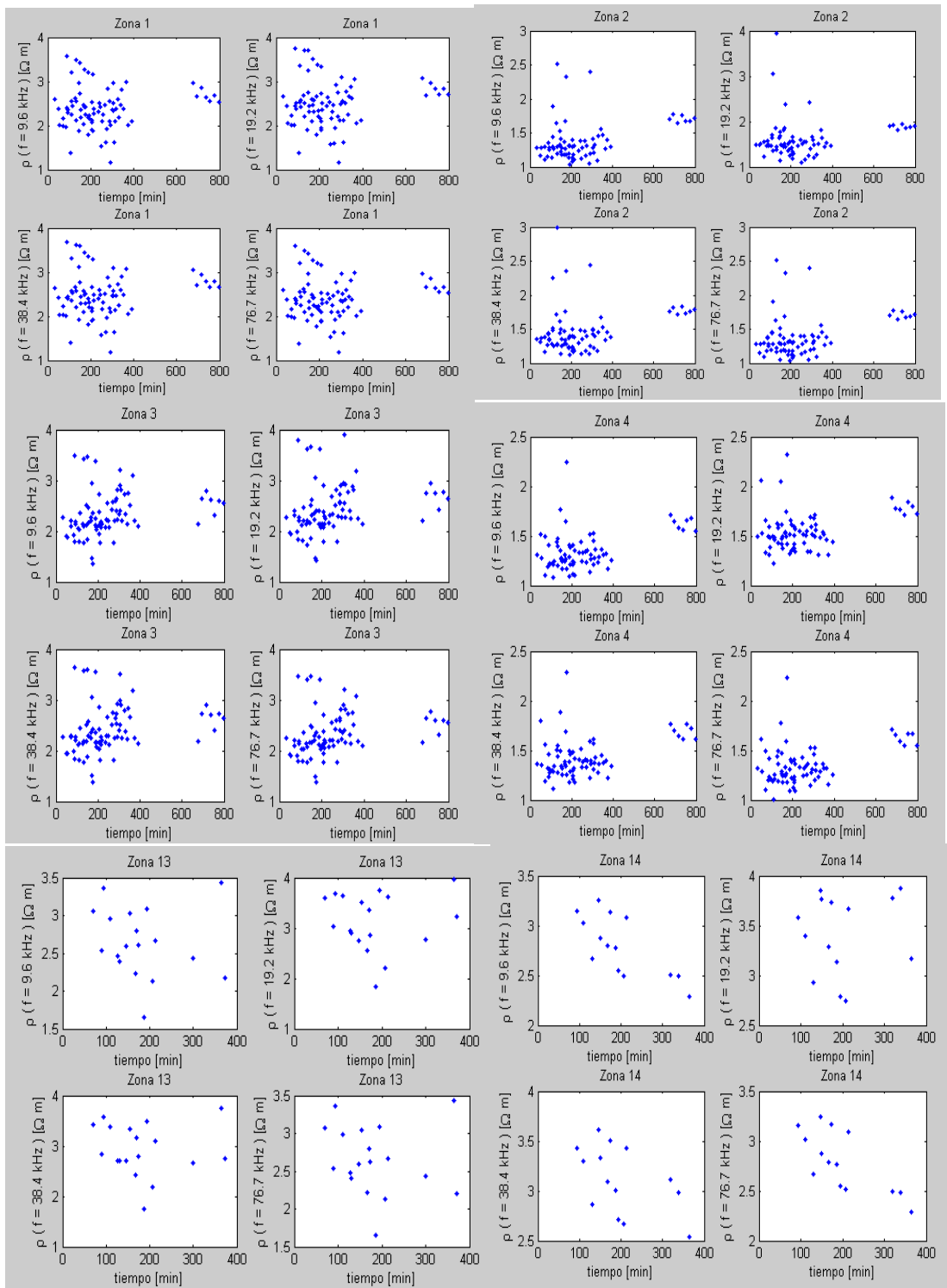
**FIGURA 49** Espectro de impedividad de tejido post-mortem para frecuencias [9.6, 19.2, 38.4, 76.7[kHz]] a. Zonas 13 Y 14 . T[0-1000] (min) R[1-10] (OHM) E[40-90] (años)Urr[5E-2]



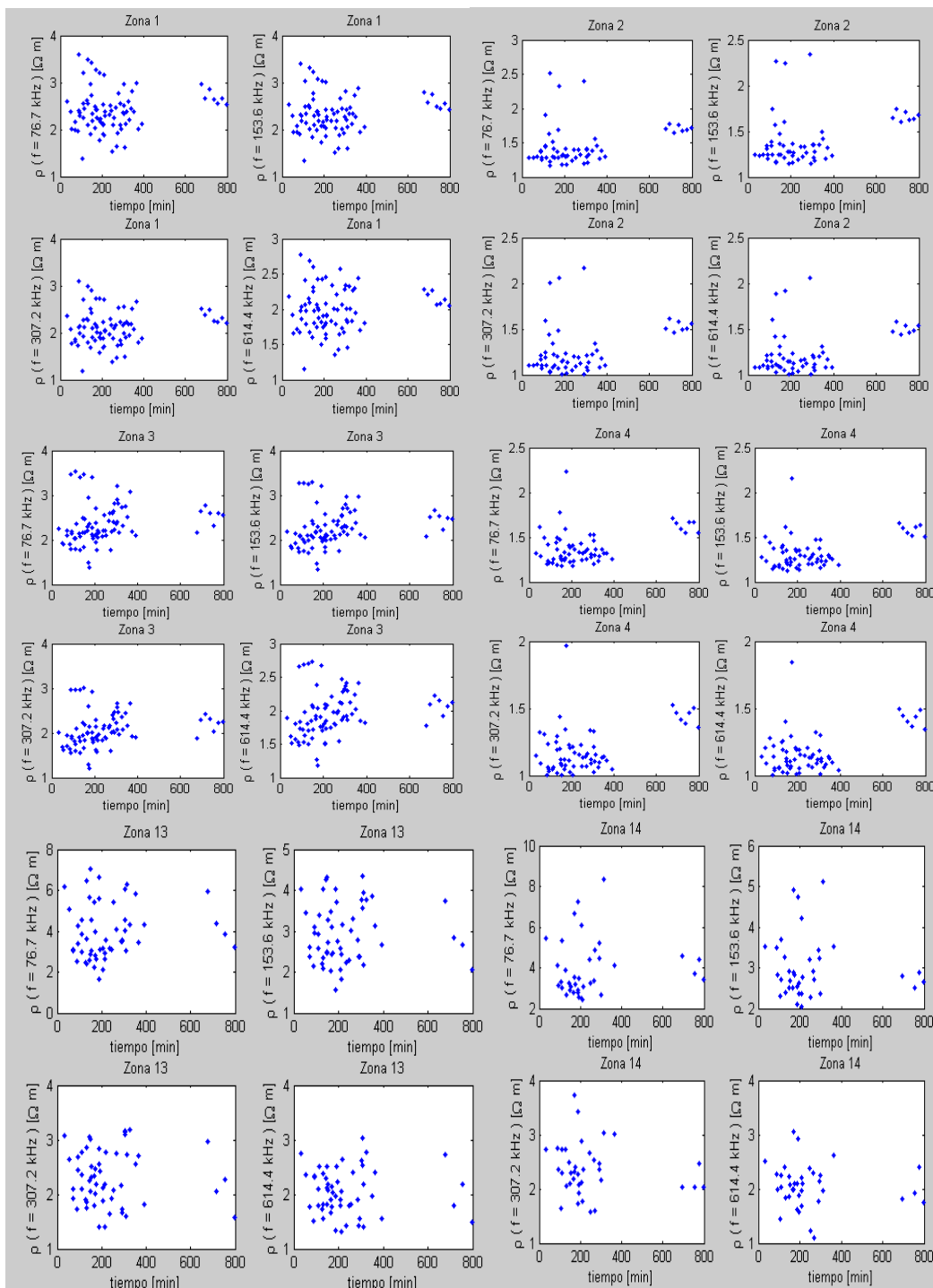
**FIGURA 50** Espectro de impedividad de tejido post-mortem para frecuencias [76.7, 153.6, 307.2, 614.4 [kHz]] . Zonas 3,4,13,14. T[0-1000] (min) R[1-4] (OHM)E[0-90] (años)Urr[5E-2]



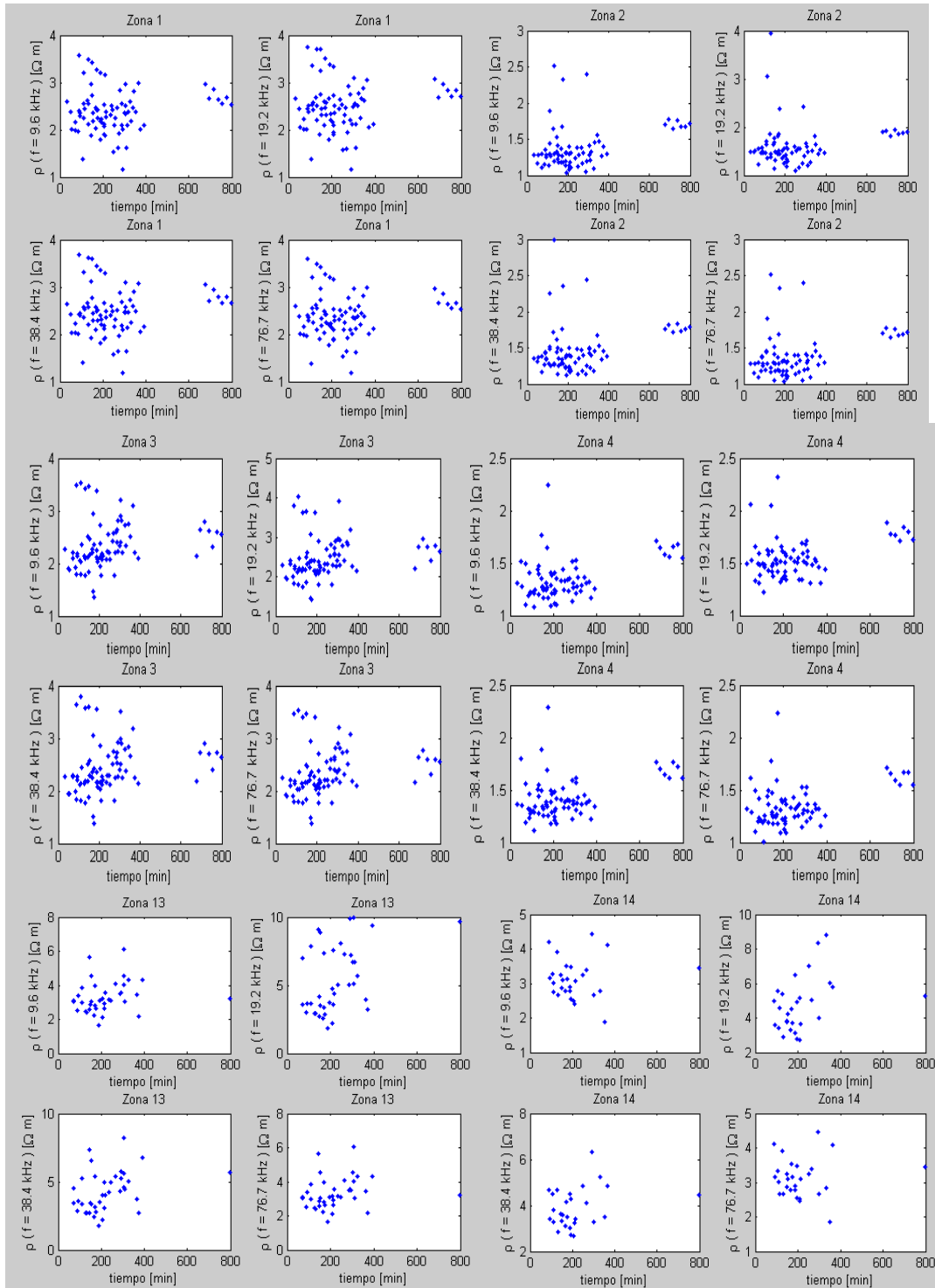
**FIGURA 51** Espectro de impeditud de tejido post-mortem para frecuencias [9.6, 19.2, 38.4, 76.7 [kHz]] ZONAS 1,2,3,4,13,14. T[0-1000] (MIN ) R[1-4] (OHM) E[0-90] (años)Urr[5E-2]



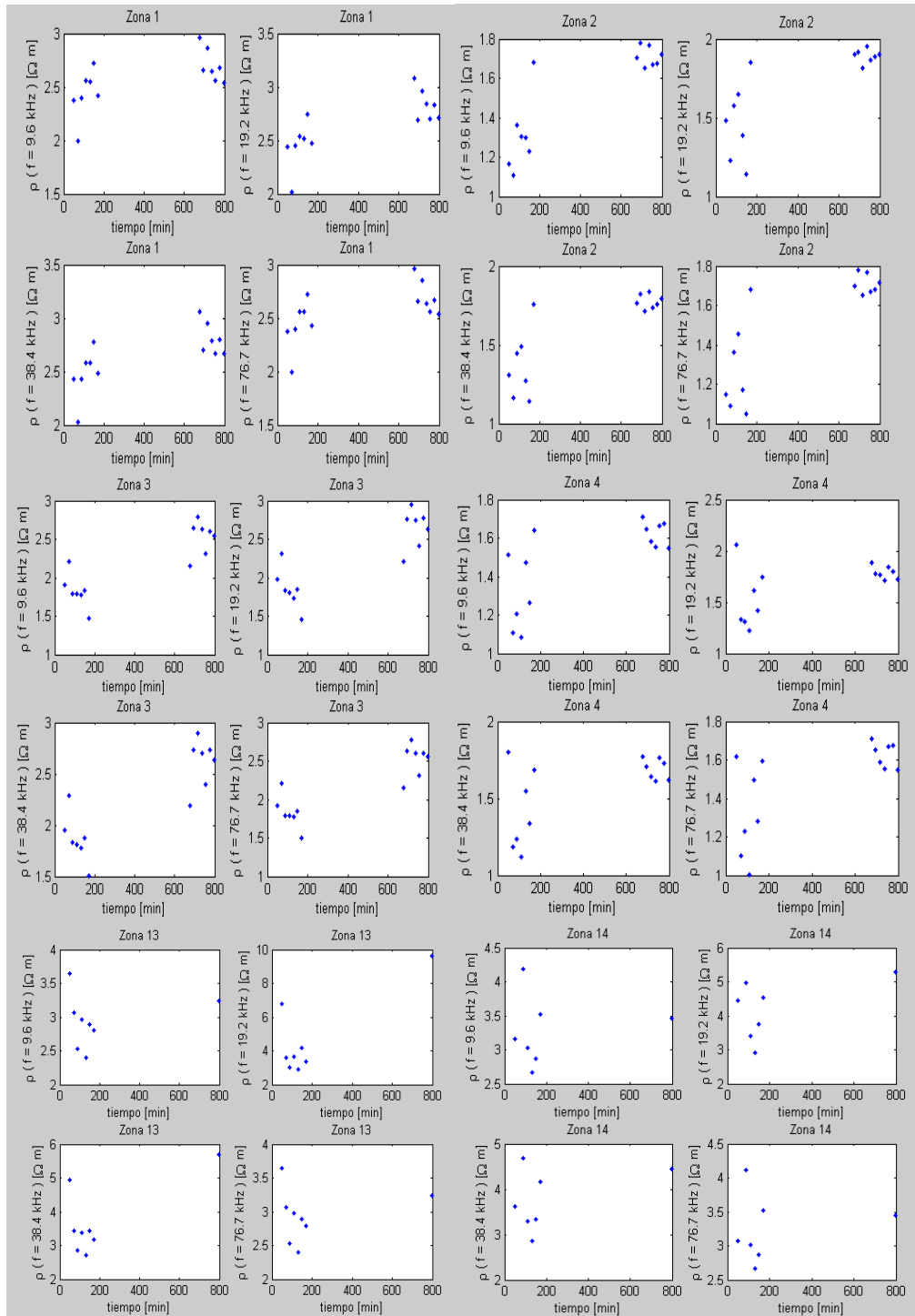
**FIGURA 52** Espectro de impedividad de tejido post-mortem para frecuencias [76.7, 153.6, 307.2, 614.4 [kHz]] . Zonas 3,4,13,14. T[0-1000] (min) R[1-10] (OHM)E[0-90] (años)Urr[4E-2]



**FIGURA 53** Espectro de impedividad de tejido post-mortem para frecuencias [9.6, 19.2, 38.4, 76.7][kHz] Zonas 1,2,3,4,13,14. T[0-1000] (min) R[1-10] (OHM) E[0-90] (años)Urr[4E-2]



**FIGURA 54** Espectro de impedividad de tejido post-mortem para frecuencias [9.6, 19.2, 38.4, 76.7 ][kHz] Zonas 1,2,3,4,13,14. T[0-1000] (min) R[1-4] (OHM) E[40-60] (años)Urr[5E-2]



**FIGURA 55** Espectro de impedividad de tejido post-mortem para frecuencias [76.7, 153.6, 307.2, 614.4 kHz] . Zonas 3,4,13,14. T[0-200] (min) R[1-10] (OHM)E[0-90] (años)Urr[5E-2]

