



**CENTRO DE INVESTIGACIÓN Y DE ESTUDIOS
AVANZADOS DEL INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL**

UNIDAD ZACATENCO

DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELÉCTRICA

SECCIÓN DE BIOELECTRÓNICA.

Diseño y construcción de un sistema de bioimpedanciometría multifrecuencia, utilizado para estimar y comparar la composición corporal entre sujetos sanos y sujetos con enfermedad renal crónica terminal en hemodiálisis.

Tesis que presenta

Ing. Emilio Andrés Rayón Ramírez.

para obtener el Grado de

Maestro en Ciencias

en la Especialidad de

Ingeniería Eléctrica

Director de Tesis

Dr. David Elías Viñas.

CIUDAD DE MÉXICO.

SEPTIEMBRE, 2016

DEDICATORIA

A Dios por darme la salud física.

A mis padres en especial a mi mamá Clara Ramírez Ballinas quien siempre ha sido mi ejemplo a seguir por su dedicación, valentía y cariño, a mi padre Pablo Rayón Cabanzo, a mis hermanos Juan Pablo Rayón Ramírez y José Antonio Rayón Ramírez, a Agustín Pacheco Ramírez, a Dante David Rayón Martínez, a Jessica Martínez Alcántara, a toda mi familia y amigos, que gracias a ellos he logrado una meta más en mi vida.

AGRADECIMIENTOS

Mi gratitud al Concejo Nacional de Ciencia y Tecnología CONACYT por haberme otorgado la beca CONACYT, que con ese apoyo económico pude concluir satisfactoriamente mis estudios de maestría.

Al Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional (CINVESTAV-IPN), y con especial mención al Dr. David Elías Viñas quien fue mi asesor de tesis de maestría y quien me dio la oportunidad de formar parte de sus alumnos, así también al auxiliar en investigación el M. en C. Esteban Ruíz Hernández quien fue un gran apoyo como profesionalista y como amigo, a los compañeros de laboratorio y todo el personal administrativo y técnico de la sección de Bioelectrónica. Otro agradecimiento al Dr. José Ángel Fonseca Alva médico nefrólogo encargado del servicio de hemodiálisis de la Clínica de Especialidades “Leonardo Bravo” y Centro de Apoyo Diagnóstico “Nicolás Bravo” del ISSSTE, quien me dio la oportunidad de realizar las pruebas de composición corporal en su consultorio y finalmente a mis médicos que me han llevado un excelente control de mi enfermedad, a todos los compañeros, amigos, familiares y pacientes que formaron parte de los grupos de medición.

ÍNDICE

1.- INTRODUCCIÓN.....	1
1.1.- PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	1
1.1.1 Objetivo general.	2
1.1.2 Objetivo particular.	2
2. ANTECEDENTES.....	3
2.1.- ANÁLISIS DE LA COMPOSICIÓN CORPORAL.....	3
2.1.1 Composición corporal.	3
1.2.1 Niveles de organización de la composición corporal del ser humano.....	4
2.1.3 Nivel atómico.....	4
2.1.4 Nivel molecular.	5
2.1.5 Nivel celular.	6
2.1.6 Nivel Hístico (orgánico).	7
2.2.- TÉCNICAS DE ESTIMACIÓN DE LA COMPOSICIÓN CORPORAL.....	8
2.2.1 Nivel global.	8
2.3.- COMPOSICIÓN CORPORAL.....	12
2.3.1 Compartimentos corporales.....	12
2.4.- BIOIMPEDANCIA ELÉCTRICA.....	17
2.5.- ANTECEDENTES DE LA MEDIDA DE LA BIOIMPEDANCIA ELÉCTRICA.....	17
2.5.1 Descripción de la bioimpedancia eléctrica.	18
2.6.- PRINCIPIOS FÍSICOS DE LA IMPEDANCIA ELÉCTRICA.....	19
2.6.1 Concepto de impedancia (Z).	19
2.6.2 Concepto de Bioimpedancia eléctrica.....	21
2.6.3 Propiedades eléctricas de los tejidos biológicos.....	24
2.6.4 Comportamiento en frecuencia: polarización y relajaciones en materiales dieléctricos.	26
2.6.5 Medición de conductividad y permitividad de tejidos biológicos.....	29
2.6.6 Modelos eléctricos y matemáticos, utilizados para la caracterización de la impedancia eléctrica en tejidos biológicos.....	32
2.6.7 Aplicación de bioimpedancia a la caracterización de tejidos.	32
2.7.- TEORÍA DE ELECTRODOS.....	36
2.7.1 Electrodo y tejido biológico.	36
2.7.2 Polarización de electrodos.	37
2.7.3 Relación de impedancia bioeléctrica y electrodos de contacto.....	37

2.7.4 Métodos de contacto.....	38
2.8.- ASPECTOS METODOLÓGICOS GENERALES, SOBRE LA BIOIMPEDANCIA ELÉCTRICA.....	41
2.8.1 Aspectos importantes en la aplicación de la bioimpedancia eléctrica.....	42
2.9.- INSTRUMENTOS DE ANÁLISIS POR BIOIMPEDANCIA ELÉCTRICA.....	44
2.9.1 Bioimpedancia eléctrica mono frecuencia.....	44
2.9.2 Bioimpedancia eléctrica multifrecuencia.....	44
2.9.3 Bioimpedancia eléctrica por segmento.....	45
2.10.- IMPEDANCIA VECTORIAL.....	46
2.10.1 Análisis vectorial por impedancia bioeléctrica.....	46
3.- DESARROLLO.....	48
3.1.- SOLUCIÓN PROPUESTA.....	48
3.1.1 Diagrama a bloques del impedanciometro bioeléctrico (solución propuesta).	48
3.1.1.1 Descripción del diagrama de bloques.....	50
3.2.- DISEÑO DEL DISPOSITIVO.....	52
3.2.1 Materiales.....	52
3.2.2 Diseño de circuitos.....	54
3.2.3 Análisis de impedancias.....	56
3.2.4 Etapas del dispositivo medidor de impedancia bioeléctrica.....	57
3.2.4.1 Etapa de atenuación y acoplamiento de la señal de excitación.....	57
3.2.4.2 Etapa de detección de caída de tensión producida por la impedancia a medir (Z_w).	58
3.2.4.3 Etapa de detector de picos de la caída de tensión (V_{zw}).....	59
3.2.4.4 Placas de circuitos eléctricos.....	60
3.2.4.5 Dispositivo terminado.....	62
3.3.- MÉTODOS Y PROTOCOLOS EXPERIMENTALES.....	65
3.3.1 Metodología para la aplicación del protocolo de medición.....	65
3.3.2 Características de la señal de excitación y del dispositivo.....	68
3.3.3 Valores de estimación de la composición corporal.....	69
3.4.- CALIBRACIÓN DEL DISPOSITIVO.....	70
3.5.- VALORES CUANTITATIVOS DEL IMPEDANCIÓMETRO.....	71
3.6.- DETERMINACIÓN DEL ÁNGULO DE FASE DEL SISTEMA.....	71

3.7.- ÁNGULO DE FASE DEL SISTEMA Y CALIBRACIÓN DE LAS IMPEDANCIAS QUE MIDE EL DISPOSITIVO.....	72
3.8.- CALCULO DEL FACTOR DE GANANCIA DE CALIBRACIÓN PARA CUALQUIER IMPEDANCIA.	74
3.8.1 Factor de ganancia para cualquier impedancia en el barrido de frecuencia. .	74
3.9.- ERROR DEL DISPOSITIVO.	75
3.10.- ERROR RELATIVO Y ERROR RELATIVO PORCENTUAL PARA ZT Y ZW.....	76
3.10.1 Error relativo porcentual del dispositivo impedanciómetro multifrecuencia para ZT.	86
3.10.2 Error relativo porcentual del dispositivo bioimpedanciómetro multirecuencia para Zw.....	87
4.- PRUEBAS Y VALIDACIÓN DEL DISPOSITIVO.....	88
4.1.- FASE I.....	88
4.2.- FASE II.....	97
5.- RESULTADOS.	100
5.1.- DETERMINACIÓN DE LA IMPEDANCIA EN FUNCIÓN DE LA FRECUENCIA.	100
5.2.- CORRIENTE TOTAL.....	105
5.3.- CONSTRUCCIÓN DEL GRÁFICO COLE-COLE Y DE OBTENCIÓN DE LOS PARÁMETROS ELÉCTRICOS.	107
5.4.- ANÁLISIS DE RESULTADOS DEL MODELO ELÉCTRICO TIPO A PARA ZT.	108
5.5.- MODELO DEL TEJIDO BIOLÓGICO Cole-Cole (TIPO B).....	113
5.5.1 Análisis de resultados del modelo eléctrico tipo B para ZT.....	113
5.6.- ECUACIONES Y METODOLOGÍA PARA EL CÁLCULO DE LA COMPOSICIÓN CORPORAL.....	119
5.6.1 Ecuaciones usadas para el cálculo de la composición corporal.....	119
5.6.1.1 Agua corporal total.....	119
5.6.1.2 Masa libre de grasa.	119
5.6.1.3 Masa grasa.....	121
5.6.1.4 Cálculo del Índice de masa corporal.	122
5.6.2 Metodología del cálculo de la composición corporal.....	122
5.6.2.1 Mujeres grupo control (GC) y grupo pacientes renales (GPR).....	122
5.6.2.2 Hombres grupo control (GC) y grupo pacientes renales (GPR).....	123
5.6.3 Ecuaciones para el cálculo de la tasa metabólica basal (TMB) según la actividad física realizada.....	123
5.6.3.1 Ingesta diaria de calorías recomendada según la actividad física por semana.....	124

5.7.- DETERMINACIÓN DEL AGUA INTRACELULAR Y DEL AGUA EXTRACELULAR.	125
5.7.1 Análisis a baja frecuencia.	126
5.7.2 Análisis a alta frecuencia.	127
5.8.- OTRA FORMA PARA EL CÁLCULO DEL AGUA EXTRACELULAR Y AGUA INTRACELULAR.	128
5.9.- DETERMINACIÓN DEL ÁNGULO DE FASE CON BASE EN EL ARCO.	129
5.9.1 Determinación del radio del arco.	129
5.9.2 Determinación de la componente real e imaginaria de la magnitud de la impedancia.	130
5.9.3 Determinación de la componente imaginaria.	130
5.9.4 Determinación del ángulo de fase.	130
5.9.5 Determinación de la frecuencia central.	130
5.9.6 Determinación del ángulo de fase a la frecuencia de 50 kHz.	131
5.9.6.1 Segmento real del arco a 50 kHz.	131
5.9.6.2 Componente real a 50 kHz.	131
5.9.6.3 Componente imaginaria a 50 kHz.	131
5.9.6.4 Ángulo de fase a 50 kHz.	131
5.10.- VALIDACIÓN DEL ÁNGULO DE FASE.	132
5.11.- OTRO CRITERIO PARA EL CÁLCULO DE LA MASA CELULAR.	132
5.12.- DETERMINACIÓN DEL AGUA EXTRACELULAR.	132
5.13.- MASA CELULAR CORPORAL.	133
5.14.- EJEMPLO DEL CÁLCULO DEL AGUA INTRACELULAR Y AGUA EXTRACELULAR.	133
5.15.- MASA EXTRACELULAR.	134
5.16.- ÍNDICE NUTRIMENTAL.	134
5.17.- CALCULO DEL ULTRA FILTRADO POR BIOIMPEDANCIA ELÉCTRICA EN HEMODIÁLISIS.	135
5.17.1 Metodología para el cálculo del ultra filtrado con ACT para mujeres GPR.	135
5.17.2 Metodología para el cálculo del ultra filtrado con ACT para hombres GPR.	135
5.18.- ANÁLISIS VECTORIAL POR IMPEDANCIA BIOELÉCTRICA.	136
5.19.- RESULTADOS CON SUJETOS SANOS Y CON PACIENTES RENALES.	138
5.19.1 Grupo control.	139
5.19.1.1 Mujeres grupo control (GC).	139

5.19.1.2 Hombres grupo control (GC).....	148
5.19.2 Grupo pacientes renales.....	157
5.19.2.1 Mujeres pre-Diálisis GPR.....	158
5.19.2.2 Mujeres post-Diálisis GPR.....	167
5.19.2.3 Hombres pre-Diálisis GPR.....	176
5.19.2.4 Hombres post-Diálisis GPR.....	185
5.20.- CORRELACIÓN DE ULTRA FILTRADO ENTRE BIOIMPEDANCIA ELÉCTRICA Y MÁQUINA DE HEMODIÁLISIS.....	194
5.20.1 Ultra filtrado para mujeres GPR.....	194
5.20.2 Ultra filtrado para hombres GPR.....	195
5.21.- GRÁFICOS DE CORRELACIÓN LINEAL ENTRE VARIABLES DE COMPOSICIÓN CORPORAL, ESTADO NUTRIMENTAL Y EQUILIBRIO HÍDRICO.....	197
5.21.1 Correlación lineal entre índice de masa corporal y masa grasa.....	197
5.21.2 Correlación lineal entre agua intracelular vs masa libre de grasa, agua intracelular vs masa celular, agua intracelular vs ángulo de fase y agua intracelular vs índice nutrimental.....	203
5.21.2.1 Mujeres grupo control.....	203
5.21.2.2 Hombres grupo control.....	206
5.21.2.3 Mujeres pre-diálisis.....	209
5.21.2.4 Mujeres post-diálisis.....	212
5.21.2.5 Hombres pre-diálisis.....	215
5.21.2.6 Hombres post-diálisis.....	218
5.22.- DIFERENCIA DE PROMEDIOS ENTRE GRUPOS.....	221
5.23.- IMPEDANCIA VECTORIAL EN GRUPO DE PACIENTES RENALES.....	239
5.23.1 Migración del vector de impedancia eléctrica en GPR.....	239
5.23.1.1 Migración del vector de impedancia eléctrica en mujeres pre-diálisis y post-diálisis.....	239
5.23.1.2 Migración del vector de impedancia eléctrica en hombres pre-diálisis y post-diálisis.....	241
6.- DISCUSIÓN.....	242
7.- CONCLUSIONES Y PERSPECTIVAS.....	250
REFERENCIAS.....	252
APÉNDICE.....	255

RESUMEN

El proyecto consiste en el diseño y desarrollo de un impedanciómetro multifrecuencia para obtener la composición corporal en personas sanas y con patología renal avanzada, quienes se encuentran en terapia de hemodiálisis, para los pacientes es de suma importancia mantener un equilibrio nutricional e hídrico correlacionado con la terapia de sustitución renal, para tener una mayor sobrevida a largo plazo. En la actualidad al paciente renal se restringe nutricionalmente así como hídricamente para evitar complicaciones por el exceso de sustancias nocivas que tienden a acumularse en su organismo, los médicos encargados de su cuidado son los que programan el número de sesiones de hemodiálisis, en función de sus paraclínicos y de su estado físico, pero no hay una herramienta cuantitativa del estado nutricional del paciente y ni de la sobrecarga hídrica que pudiese tener. El impedanciómetro utiliza como señal de entrada una senoidal con una frecuencia que varía desde 1 kHz y hasta 100 kHz con incrementos de frecuencia de 5 kHz, se genera una **corriente eléctrica sinusoidal menor a 800 μ A, que se encuentra en función de la impedancia a medir**, todo esto proporcionado por un voltaje efectivo de 451mV RMS de valor constante, el dispositivo consta de una configuración tetrapolar es decir de 4 electrodos, con lo cual se mide la impedancia del cuerpo entero, por lo que con este método se puede estimar indirectamente y de manera no invasiva la composición corporal de individuos sanos y aquellos que están sometidos a terapia sustitutiva de hemodiálisis, en donde el desequilibrio hídrico-electrolítico y nutricional es claramente un síntoma común de los enfermos renales que presentan fallo renal terminal, en donde la determinación cuantitativa de la masa grasa (MG), masa libre de grasa (MLG), masa celular (MC), masa extracelular (MEC), agua corporal total (ACT), agua intracelular (AIC), agua extracelular (AEC) y ángulo de fase (AF) son excelentes predictores a mediano y largo plazo de supervivencia, todo es función del estado nutricional. Con esto se puede aumentar el tiempo de sobrevida y llevar un control óptimo de estos pacientes por parte del personal médico responsable. Como variable independiente se establece la correlación que existe entre el método de impedancia bioeléctrica y la cantidad de agua corporal total que se le extrae a cada paciente registrado por la máquina de hemodiálisis.

NOMENCLATURA

ACT Agua corporal total	HD Hemodiálisis
MLG Masa libre de grasa	GC Grupo control
MG Masa grasa	GPR Grupo de pacientes renales
MCC Masa celular corporal	Z Impedancia
MC Masa celular	R Resistencia
MEC Masa extracelular	Xc Reactancia
AIC Agua intracelular	kHz Kilo Hertz
AEC Agua extracelular	I_T Corriente total
AF Ángulo de fase	C Capacitor
ZIEP Impedancia de la interfaz electrodo-piel	f Frecuencia
IMC Índice de masa corporal	ERT Enfermedad renal terminal
BIE Bioimpedancia eléctrica	RMS Voltaje efectivo
r Coeficiente de correlación lineal	V_{pp} Voltaje pico-pico
DC Corriente directa	V_p Voltaje pico
AC Corriente alterna	H Altura
CC Composición corporal	V Volts
ZT Impedancia total	A Amperios
Z_w Impedancia corporal	μ 1X10 ⁻⁶
	m 1X10 ⁻³

1.- INTRODUCCIÓN.

1.1.- PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

Actualmente un paciente que se encuentra en terapia sustitutiva como lo es el caso de diálisis hemodiálisis, en donde el desorden hídrico-electrolítico así como nutricional es evidente y juega un papel sumamente importante en la sobrevivencia de estos pacientes.

En la clínica, el médico nefrólogo y el equipo de enfermería encargado del control, planeación y realización de la terapia de HD, programa un plan de trabajo diferente para cada paciente, en donde la máquina de hemodiálisis es calibrada según los requerimientos necesarios, en la actualidad el personal médico, se apoya de su ojo clínico para planificar la terapia, es decir, a falta de instrumentación que coadyuve con el apoyo del diagnóstico, él se debe de armar de metodologías clínicas y de instrumentación básica, para obtener parámetros esenciales y sensibles, que lo guiaran para tomar una mejor decisión para cada caso en particular y aplicarlas antes, durante y después de la terapia. Una de los conflictos con los que se enfrenta el personal médico y de enfermería, es ¿Cuánta agua corporal extraer?, y ¿Sí, lo que se extrajo de agua es lo ideal para no tener una descompensación hídrica-electrolítica (deshidratación)?, como lo son calambres por eliminación excesiva de ion potasio, hipotensión o en el caso contrario dejar más líquido corporal que eventualmente causaría hipertensión o edema, y que está en función de la volemia, es decir de la cantidad de agua intracelular y extracelular, así como del componente plasmático, (porción líquida de la sangre).

Se han realizado algunos trabajos sobre impedancia bioeléctrica en diversos países que confirman su gran utilidad en nefrología, así como en otras áreas clínicas y de investigación, en el caso de México cuenta con poca experiencia en este tema pero de igual manera ya se han hecho algunas investigaciones con buenos resultados. A diferencia de los trabajos ya realizados, en el que se basan en dispositivos impedanciómetros realizados en otros países con tipos de población distinta a la analizada, aquí se diseñó y calibró el dispositivo para población mexicana así como también se realizó el estudio de composición corporal, estado nutricional y equilibrio hídrico.

1.1.1 Objetivo general.

Diseñar y desarrollar un dispositivo que mida impedancia bioeléctrica, para estimar la composición corporal, estado nutrimental y equilibrio hídrico en humanos, cumpliendo con las normas de seguridad eléctrica para equipos médicos, así como probar el dispositivo realizando mediciones en población mexicana en condición sana y en sujetos con enfermedad renal terminal, que se encuentran en terapia de hemodiálisis.

1.1.2 Objetivo particular.

Con las mediciones de los sujetos sanos y de los sujetos que presentan enfermedad renal terminal, analizar y comparar las diferencias de composición corporal, estado nutrimental y equilibrio hídrico, para establecer criterios de valoración nutricional y estado general al grupo de pacientes renales, con el fin de coadyuvar con el personal de salud encargado de suministrar la terapia, para realizar un mejor tratamiento de los pacientes.

2. ANTECEDENTES

2.1.- ANÁLISIS DE LA COMPOSICIÓN CORPORAL.

2.1.1 Composición corporal.

Si bien la composición corporal de un individuo está determinada genéticamente, no es menos cierto que está sujeta a la constante de factores ambientales diversos (hábitos dietéticos, culturales, e incluso estéticos). También es imperativo establecer los cambios que ocurren en los diferentes compartimientos corporales en las distintas facetas de la relación salud-enfermedad.

Actualmente es posible reconstruir un sujeto a partir de componentes organizados jerárquicamente por niveles de complejidad creciente: atómico, molecular, celular e Hístico. La comprensión de la organización hística de la composición corporal puede ayudar a los equipos básicos de trabajo dedicados a la provisión de cuidados nutricionales al paciente sano o patológico en la interpretación de profundos cambios que la desnutrición energético-nutricional ocasiona en el estado nutricional.

“Composición corporal / Desnutrición energético-nutricional / Niveles de integración /Grasa/Tejidos”.

El término de composición corporal denota un sistema de teorías y modelos físicos, matemáticos y estadísticos, expresiones de cálculo, y métodos analíticos orientados a comprender cómo está constituido el ser humano, y cómo interactúan entre sí los distintos elementos o compartimientos componentes a lo largo del ciclo biológico del ser humano y en cada una de las facetas del proceso salud-enfermedad. No puede entenderse al ser humano como la suma estática de elementos constituyentes o compartimientos corporales. La composición corporal de un ser humano tampoco puede asumirse como una propiedad prefijada de antemano, e invariable en sus propiedades a lo largo del tiempo. Si bien la composición corporal de un individuo está determinada genéticamente, edad y género, no es menos cierto que también está sujeta a las influencias de factores ambientales como los hábitos dietéticos y alimentarios, culturales e incluso estéticos.

1.2.1 Niveles de organización de la composición corporal del ser humano.

En razón de su complejidad, los componentes principales del organismo se organizan jerárquicamente en cinco niveles: 1) Atómico, 2) Molecular, 3) Celular, 4) Hístico (Orgánico) y 5) Global. Esta organización jerárquica es importante por sus connotaciones biológicas: cambios en los componentes jerárquicamente superiores siempre están precedidos de modificaciones en los elementos ubicados por debajo de ellos. Por ejemplo: la pérdida de tejido muscular esquelético (nivel hístico) observada en los cuadros de envejecimiento asociados a las enfermedades degenerativas, ha sido precedida de cambios en los niveles celular (disminución del número y tamaño de los miocitos), molecular (aumento del agua extracelular) e incluso atómico (disminución del número de átomos de K^+).

Cl/Na/P/ Ca/N/K	Lípidos	Células	Tejido adiposo
H	Agua	Líquidos extracelulares	Músculo esquelético
C	Proteínas		Organos viscerales Sistemas celulares
O	Glucógeno	Sólidos extracelulares	Residual
	Minerales		Esqueleto
Atómico	Molecular	Celular	Hístico/ Orgánico

Fig. 1 Niveles de organización de la composición corporal

2.1.3 Nivel atómico.

El 99 % del peso corporal del ser humano puede atribuirse a 11 átomos constituyentes.

Si se asume un hombre de referencia con un peso de 70 Kg, entonces:

Átomo	Participación [%]	Comentario
Oxígeno (O)	60,0	El principal componente elemental del agua corporal
Carbono (C)	23,0	El principal componente elemental de la grasa corporal
Hidrógeno (H)	10,0	Componente del agua corporal
Nitrógeno (N)	2,6	El principal componente elemental de la proteína corporal
Calcio (Ca)	1,4	El principal componente elemental de los huesos
Total	97,0	

Tabla 1. Átomos que constituyen la mayor parte de la composición corporal.

El 3 % restante es aportado por minerales en cantidades traza (< 1,0 %): sodio (Na^+), potasio (K^+), cloro (Cl^-), fósforo (P), magnesio (Mg), azufre (S).

Entonces, el peso corporal del individuo puede reconstruirse como la suma de los pesos de los 11 elementos:

$$\text{Peso corporal (Kg)} = O + C + H + N + Ca + P + K + S + Na + Cl + Mg \quad (1)$$

2.1.4 Nivel molecular.

El nivel molecular está integrado por 6 componentes principales.

Componente	Participación [%]	Comentario
Lípidos	Dependiente del sexo <ul style="list-style-type: none"> • Hombre: 20 – 25 • Mujer: 25 – 35 	Triglicéridos en su mayoría Uno de los componentes con mayor variabilidad interindividual: <ul style="list-style-type: none"> • En sujetos bien entrenados: =10 % del peso • En obesos: Hasta el 50 %
Proteínas	15.0 – 16.0	Agua 60.0% <ul style="list-style-type: none"> • Agua intracelular: 34.0 % • Agua extracelular: 26.0 %
Glucógeno	0.5 – 1.0	Almacén de glucosa
Minerales [óseos + no óseos]	5.3	Minerales

Tabla 2. Composición corporal nivel molecular.

Entonces, el peso corporal del sujeto puede reconstruirse de la suma de los pesos de los componentes estimados:

$$\text{Peso corporal (kg)} = \text{grasa} + \text{agua} + \text{proteína} + \text{glucógeno} + \text{minerales óseos} + \text{minerales no óseos} \quad (2)$$

El modelo bicompartimental es un modelo molecular clásico de composición corporal. Según este modelo, el peso corporal del individuo puede reconstruirse de acuerdo con la expresión:

$$\text{Peso corporal (kg)} = \text{compartimiento graso} + \text{compartimiento no graso}^{**} \quad (3)$$

** El compartimiento no graso reúne los tejidos libres de grasa.

2.1.5 Nivel celular.

A nivel celular se distinguen tres componentes:

- Células.
- Líquidos extracelulares.
- Sólidos extracelulares.

La masa compuesta por las células corporales reúne el agua intracelular y los sólidos intracelulares. Debe destacarse que el K^+ es el principal sólido intracelular, en contraposición con el Na^+ , quien a su vez, es el principal sólido extracelular.

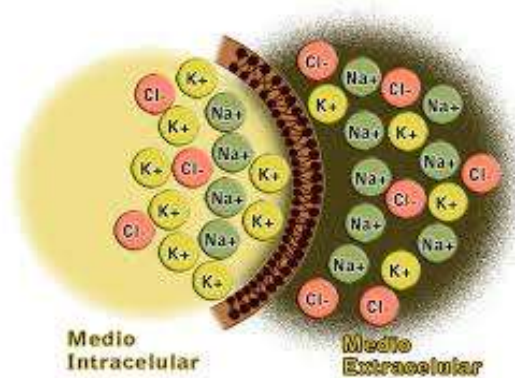


Fig. 2 Medio intracelular y medio extracelular.

Entonces, el peso corporal del sujeto se puede reconstruir como la suma de los pesos de los compartimientos estimados:

$$\text{Peso corporal (kg)} = \text{células} + \text{líquidos extracelulares} + \text{sólidos extracelulares} \quad (4)$$

2.1.6 Nivel Hístico (orgánico).

El nivel Hístico se organiza de la manera siguiente:

Tejido adiposo, Músculo esquelético, Huesos, Órganos y vísceras: Se incluyen las vísceras (peritoneo visceral y parietal, hígado, riñones, páncreas, vesícula biliar, cerebro, tracto gastrointestinal, corazón y pulmones) y los sistemas celulares (médula ósea, elementos celulares de la sangre (hematocrito)) y residual.

Entonces, el peso corporal del sujeto puede reconstruirse de la suma de los pesos de los compartimientos estimados:

$$\text{Peso corporal (kg)} = \text{tejido adiposo} + \text{músculo esquelético} + \text{huesos} + \text{órganos y vísceras} + \text{residual} \quad (5)$$

El nivel hístico de organización de la composición corporal permite integrar y comprender los desórdenes en la composición corporal, inducidos por las diferentes patologías. A modo de ejemplo:

- 1).- La obesidad se expresará por un incremento del tamaño del compartimiento graso es decir el tejido adiposo.
- 2).- El envejecimiento repercute negativamente sobre el tamaño del compartimiento muscular esquelético, como un fenómeno fisiológico denominado “Sarcopenia” (perdida de musculo esquelético secundario al envejecimiento).
- 3).- En dependencia de la forma de instalación a la desnutrición puede afectar negativamente los compartimientos grasos, muscular, óseo e incluso a nivel visceral.

2.2.- TÉCNICAS DE ESTIMACIÓN DE LA COMPOSICIÓN CORPORAL.

2.2.1 Nivel global.

En este nivel se incluyen propiedades del cuerpo como un todo: talla, peso, índice de masa corporal (IMC), superficie corporal, densidad corporal. Algunos de los métodos analíticos usados en la determinación del tamaño de los compartimientos corporales se muestran a continuación.

Método analítico	Comentario
Conteo corporal total Activación neutrónica <i>in vivo</i> .	El sujeto es bombardeado con neutrones emitidos por una fuente conocida. Los neutrones bombardeados se insertan en los núcleos de los átomos del organismo, lo que resulta en su activación energética, subsiguiente de un nivel energético superior (pero menos estable). Los núcleos excitados e inestables emiten el exceso de energía en forma de <i>fotones gamma</i> , a fin de regresar a un nivel energético inferior, pero más estable energéticamente, y que se corresponde con la configuración atómica nativa. Los <i>fotones gamma</i> pueden ser detectados, segregados y asignados a los elementos que los originaron se cuantifican así el número de átomos que se excitaron después del bombardeo neutrónico.
Conteo corporal total de ⁴⁰ K (potasio).	El potasio orgánico se presenta como dos isótopos: el ³⁹ K, uno no radiactivo, es la especie predominante (99,9882 %). Sin embargo, la parte restante (0,0118%) corresponde a una especie radiactiva: ⁴⁰ K Entonces, el contenido corporal de potasio (TBK) se obtendría como: TBK (mmol) = ⁴⁰ K / 0.000118 TBK (mmol) = ⁴⁰ K * 8474.58

Tabla 3. Métodos analíticos usados en la determinación del tamaño de los compartimientos corporales, nivel de organización: Atómico.

Método analítico	Comentario
Agua corporal: Dilutometría	Sustancias especificadas (urea, agua marcada) se distribuyen de forma conocida entre los compartimientos líquidos del cuerpo (interior de la célula, líquidos extracelulares). La cantidad excretada de la sustancia en una muestra de orina después de la administración de una cantidad conocida sirve entonces para evaluar el tamaño del agua corporal.
Proteínas: conteo total del nitrógeno corporal.	(Casi) Todo el nitrógeno corporal se concentra en las proteínas. Si se conoce el contenido total de nitrógeno corporal, se puede estimar la proporción de las proteínas corporales de la expresión: $1 \text{ g N} = 6,25 \text{ g proteínas}$.
Minerales óseos: DEXA	Los tejidos difieren en su capacidad de atenuar rayos X de diferentes energías después de irradiación del sujeto. Las diferencias en la atenuación histórica pueden servir para estimar el contenido corporal de los minerales óseos.
Grasa: conteo total del carbono corporal.	El 77% del carbono corporal se concentra en la grasa corporal. Conocido del contenido corporal de carbono, el contenido de grasa corporal se estima, a su vez, de la relación: $\text{Grasa corporal} = \text{carbono} / 0.77$ $\text{Grasa corporal} = \text{carbono} * 1.2987$
Glucógeno	El carbono representa el 44 % del glucógeno. Si se conoce el contenido corporal de carbono, el contenido de glucógeno se estima, a su vez, de la relación: $\text{Glucógeno} = \text{carbono} * 0.444$

Tabla 4. Métodos analíticos usados en la determinación del tamaño de los compartimientos corporales, nivel de organización: Molecular.

Método analítico	Comentario
Conteo total del potasio K ⁺ corporal	El 99 % del potasio corporal se concentra en el interior de la célula. Conocido el contenido total de potasio del organismo, entonces se puede estimar el tamaño de la masa celular corporal de la expresión: $BCM (kg) = 8.33 * TBK (mol)$.

Tabla 5. Métodos analíticos usados en la determinación del tamaño de los compartimientos corporales, nivel de organización: Celular.

Método analítico	Comentario
Antropometría	El 50 – 60 % de la grasa corporal se concentra en los planos subcutáneos (hipodermis) Entonces, los pliegues grasos cutáneos pueden servir para estimar el tamaño del compartimiento graso. Fórmulas de cálculo apropiadas permiten estimar, además, el tamaño del compartimiento muscular.
Imagenología: TAC/RMN/ RX/USG.	Se pueden obtener cortes axiales del sujeto en planos seleccionados. Se pueden aislar y estimar las áreas de los diferentes tejidos en cada corte axial. Las áreas calculadas pueden servir entonces para estimar el tamaño de los diferentes órganos y tejidos componentes del sujeto. <ul style="list-style-type: none"> • Rx (Rayos x); su principal desventaja es que no define bien los tejidos blandos, pero llega a ser útil para análisis rutinario. • TAC (Tomografía axial computarizada); Es el método de mayor definición para evaluar y discriminar los distintos componentes grasos. A nivel abdominal permite discriminar la grasa profunda (grasa visceral) y la subcutánea. • RMN (Resonancia magnética nuclear); ésta técnica también ofrece buena resolución y definición entre la grasa visceral y la grasa subcutánea e incluso puede observarse con contraste de color. • USG (Ultrasonografía); en ésta técnica no es claro la definición de los tejidos blandos lo cual la imagen se observa de una escala de grises.
Impedancia bioeléctrica.	Los tejidos difieren entre sí en su permisividad al paso de la corriente eléctrica: el tejido graso posee una alta resistividad al paso de la corriente, mientras que los tejidos magros son mejores conductores (por el contenido de electrólitos).

	Estas relaciones pueden servir entonces para estimar el tamaño de los compartimientos graso y muscular con el uso de ecuaciones de predicción de la composición corporal.
DEXA	Los tejidos difieren en su capacidad de atenuar rayos X de diferentes energías después de irradiación del sujeto. Las diferencias en la atenuación hística pueden servir para estimar el tamaño de los compartimientos graso y magro.
Disección cadavérica	Es el método más directo para la determinación de grasa corporal, masa libre de grasa, masa ósea y agua extra e intracelular.
Densitometría por inmersión	Se basa en el principio de Arquímedes, estimando la densidad a partir del volumen que se desplaza por inmersión.
Pletismografía por desplazamiento de aire (PDA).	Consiste en medir en una cámara cerrada el aire desplazado por los pulmones para posteriormente medir su volumen.
Dilución de solutos isotópicos.	Conociendo la cantidad de agua marcada con Deuterio o Tritio (isótopos del Hidrógeno) que se suministra a un sujeto y midiendo su dilución en el agua corporal, se puede estimar la cantidad total de agua en el organismo. Aceptando que la masa libre de grasa contiene un 73% de agua puede calcularse ésta y con posterioridad la masa grasa por sustracción del peso total.
Físico-Químicos Determinación de excreción urinaria de creatinina.	Creatinina (Cr) es un indicador de composición corporal, la cantidad en orina es proporcional a la creatinina corporal, la creatinina es el desecho metabólico de la creatina combustible del musculo esquelético, su tasa de excreción renal es casi constante y varía en función del sexo. 1 mg de creatinina = 0.88 kg de músculo

Tabla 6. Métodos analíticos usados en la determinación del tamaño de los compartimientos corporales, nivel de organización: Hístico.

2.3.- COMPOSICIÓN CORPORAL.

Sabemos que el agua corporal total comprende aproximadamente 0.6L/Kg, del peso corporal, del cual el volumen extracelular (ECV), fuera de las células incluyendo el espacio intersticial y plasma comprende 0.2L/Kg, y finalmente el volumen intracelular (ICV) dentro de las células comprende aproximadamente 0.4 L/Kg. El volumen plasmático es la proporción de sangre que comprende el 5% del peso y el espacio intersticial ubicado entre las células y con un componente similar al linfático, comprende el 21% del peso. Un electrolito se define como cualquier componente que, en solución, es capaz de conducir la corriente eléctrica y se electroliza como consecuencia de su paso (sustancias ionizables).



Fig. 3 Anatomía del cuerpo humano en hombres y mujeres.

2.3.1 Compartimentos corporales.

Como se mencionó anteriormente el cuerpo está constituido por múltiples sustancias (agua, grasa, hueso, músculo, nervios, tendones, etc.) pero, de todas ellas, el agua es el componente mayoritario. El agua constituye más de la mitad (50-65%) del peso del corporal y en su mayor parte (80%) se encuentra en los tejidos metabólicamente activos. Por tanto, su cantidad depende de la composición corporal y en consecuencia, de la edad y del sexo: disminuye con la edad y es menor en mujeres.

Aparte del agua, otros dos componentes fundamentales de nuestro cuerpo son:

- El tejido magro o masa libre de grasa (MLG) (80%) en el que quedan incluidos todos los componentes funcionales del organismo implicados en los procesos metabólicamente activos. Por ello, los requerimientos nutricionales están generalmente relacionados con el tamaño de este compartimento; de ahí la importancia de conocerlo. El contenido de la MLG es muy heterogéneo e incluye: huesos, músculos, agua extracelular, tejido nervioso y todas las demás células que no son adipocitos o células grasas. La masa muscular o músculo esquelético (40% del peso total) es el componente más importante de la MLG (50%) y es reflejo del estado nutricional de la proteína. La masa ósea, la que forma los huesos, constituye un 14% peso total y 18% de la MLG.
- El compartimento graso, tejido adiposo o grasa de almacenamiento (20%) está formado por adipocitos. La grasa, que a efectos prácticos se considera metabólicamente inactiva, tiene un importante papel de reserva y en el metabolismo hormonal, entre otras funciones. Se diferencia, por su localización, en grasa subcutánea (debajo de la piel, donde se encuentran los mayores almacenes) y grasa interna o visceral. Según sus funciones en el organismo, puede también dividirse en grasa esencial y de almacenamiento.

La cantidad y el porcentaje de todos estos componentes, es variable y depende de diversos factores como edad o sexo, entre otros. La MLG es mayor en hombres y aumenta progresivamente con la edad hasta los 20 años, disminuyendo posteriormente en el adulto. El contenido de grasa, por el contrario, aumenta con la edad y es mayor en las mujeres. Una vez alcanzada la adolescencia las mujeres adquieren mayor cantidad de grasa corporal que los hombres y esta diferencia se mantiene en el adulto, de forma que la mujer tiene aproximadamente un 20-25% de grasa mientras que en el hombre este componente sólo supone un 15% o incluso menos.

Hay también una clara diferencia en la distribución de la grasa. Los hombres tienden a depositarla en las zonas centrales del organismo, en el abdomen y en la espalda, mientras que en las mujeres se encuentra preferentemente en zonas periféricas (en caderas y muslos). Esta diferente distribución permite distinguir dos somato tipos: el androide o en forma de manzana en el caso de los hombres y el ginoide o en forma de pera en las mujeres. El primero puede representar un mayor riesgo para desarrollar algunas enfermedades crónico-degenerativas. Con la edad se produce una internalización de la grasa y un aumento del depósito en las zonas centrales del cuerpo.

El ejercicio físico también condiciona la composición corporal. Los atletas tienen mayor cantidad de masa libre de grasa, agua corporal total y menor cantidad de masa grasa.

Agua Corporal Total como porcentaje del peso corporal total en diversos grupos de edad y sexo

Población	ACT como porcentaje del peso corporal promedio e intervalo
Recién nacido a 6 meses	74 (64-84)
6 meses a 1 año	60 (57-64)
1 a 12 años	60(49-75)
Varones de 12 a 18 años	59 (52-66)
Mujeres de 12 a 18 años	56 (49-63)
Varones de 19 a 50 años	59 (43-73)
Mujeres de 19 a 50 años	50 (41-60)
Varones desde 51 años	56 (47-67)
Mujeres desde 51 años	47 (39-57)

Fig. 4 Agua corporal total como porcentaje del peso corporal total en diversos grupos de edad y sexo¹.

¹ Fuente: FNB 2004; fuente original Altman 1961.

	Edad	Bajo	Recomendado	Alto	Muy alto
Mujer	20 – 39	5 - 20	21 - 33	34 - 38	> 38
	40 – 59	5 - 22	23 - 34	35 - 40	> 40
	60 – 79	5 - 23	24 - 36	37 - 41	> 41
Hombre	20 – 39	5 - 7	8 - 20	21 - 25	> 25
	40 – 59	5 - 10	11 - 21	22 - 27	> 27
	60 – 79	5 - 12	13 - 25	26 - 30	> 30

Fig. 5 Rangos de masa grasa por grupos de edad y sexo².



Fig. 6 Esquemático del porcentaje de grasa corporal de mujeres y hombres.

² Fuente: Manual de instrucción medidor de grasa corporal. (Gallagher et al American Journal of Clinical Nutrition vol. 72 set 2000).

IMC [peso (kg)/talla ² (m)]	Clasificación de la OMS	Descripción popular
< 18.5	Bajo peso	Delgado
18.5 - 24.9	Adecuado	Aceptable
25.0 - 29.9	Sobrepeso	Sobrepeso
30.0 - 34.9	Obesidad grado 1	Obesidad
35.0 - 39.9	Obesidad grado 2	Obesidad
>40	Obesidad grado 2	Obesidad

Fig. 7 IMC y descripción³.

³ Fuente: OMS 2004.

2.4.- BIOIMPEDANCIA ELÉCTRICA.

La bioimpedancia eléctrica (BIE), es un método no invasivo y de fácil aplicación en todo tipo de poblaciones. Conocer su funcionamiento, así como sus bases físicas, permite comprender mejor su utilización y por tanto, la aplicación estricta de las condiciones de medida, para asegurar la fiabilidad de los resultados obtenidos. La “BIE” es un buen método para determinar el agua corporal total, la masa libre de grasa y masa grasa en personas. Se deben utilizar ecuaciones de predicción ajustada a la edad y al sexo, adecuada a la población y deben haber sido validadas frente a métodos de referencia.

2.5.- ANTECEDENTES DE LA MEDIDA DE LA BIOIMPEDANCIA ELÉCTRICA.

Las medidas de impedancia eléctrica en tejidos biológicos tiene una historia desde a finales del siglo XVIII, con los experimentos realizados por Galvani (Schwan, 1995). Las medidas de impedancia eléctrica determinan o infieren información acerca del tejido biológico, siempre y cuando el evento en análisis presente un cambio de dimensiones en sus propiedades dieléctricas o en su conductividad (Geddes, 1989). De acuerdo con Rigaud. (1996), no fue hasta el principio del siglo XX cuando se estudió la estructura de los tejidos biológicos basados en sus propiedades eléctricas pasivas (resistencia, reactancia capacitiva), lo cual demostró que los tejidos biológicos son conductores y su resistencia variaba en función de la frecuencia.

Thomasset fue el primero en hablar de las medidas de impedancia de los tejidos corporales, como índice de agua corporal total, (ACT). Unos años más tarde, Hoffer relacionan la impedancia corporal total con ACT, mediante el paso de corriente a 50 kHz y utilizando el índice de impedancia (H^2/R en m^2/Ω) en donde H, es la altura en metros y R, es la resistencia en ohms. Algunos investigadores, como Bolot y Jenin, fueron de los primeros en describir las proporciones de agua extracelular (AEC) en relación con el ACT, a partir de las relaciones de la BIE, medidas a diferentes frecuencias.

Las medidas de impedancia eléctrica pueden ser clasificadas en dos tipos.

- El primero es el estudio de los cambios de impedancia asociados con el sistema circulatorio y la respiración. El objetivo de esta aplicación es dar información cualitativa y cuantitativa de los cambios de volumen en los pulmones, corazón, arterias periféricas y venas.
- El segundo implica la determinación de características de los tejidos corporales tales como: hidratación, edema, volumen de fluidos corporales, volumen intra y extracelular, porcentaje de grasa y en general, el estado de los tejidos y las células que lo constituyen.

La instrumentación utilizada en las medidas de impedancia es relativamente barata. Además, es una técnica no ionizante que es no invasiva. Estos hechos han asumido su aplicación en diferentes áreas de la ciencia. Sin embargo, es una medida que está influenciada por muchos factores, incluyendo la geometría, la conductividad del tejido y el flujo sanguíneo, entre otras (Patterson).

A mediados de la década de 1980, se empiezan a comercializar los instrumentos de análisis de bioimpedancia eléctrica (BIE), para la estimación de la composición corporal. El método del criterio de validación para estos instrumentos fue la densidad corporal y el ACT basado en el modelo de 2 componentes (masa grasa y masa libre de grasa). Estos estudios comprobaron la relación de la impedancia con ACT y MLG y grasa corporal en adultos y niños.

Autores como Baumgartner también han descrito ampliamente estudios de resistividad específica, la asociación del ángulo de fase y la reactancia capacitiva en relación con la composición corporal (CC), así como medidas segmentarias de CC.

2.5.1 Descripción de la bioimpedancia eléctrica.

Los estudios de bioimpedancia eléctrica se basan en la estrecha relación que hay entre las propiedades eléctricas del cuerpo humano, la composición corporal de los diferentes tejidos y del contenido total de agua en el cuerpo. Como todos los métodos indirectos de estimación de la composición corporal, la BIE depende de algunas

premisas relativas a las propiedades eléctricas del cuerpo, de su composición y estado de maduración, su nivel de hidratación, la edad, el sexo, la raza y la condición física.

La BIE es una técnica simple, rápida y no invasiva que permite la estimación del agua corporal total (ACT) y basado en constantes de hidratación de los tejidos, se obtiene la masa libre de grasa (MLG) y por derivación, la masa grasa (MG), mediante la simple ecuación basada en dos componentes;

$$MLG (kg) = peso\ total (kg) - MG (kg) \quad (6)$$

En el área de las ciencias biomédicas es posible medir el ACT en diferentes situaciones, tanto en estados de hidratación normal como de deshidratación, así como para evaluar la composición corporal en diversos estados clínicos y nutricionales relacionados con la actividad física y en patologías.

2.6.- PRINCIPIOS FÍSICOS DE LA IMPEDANCIA ELÉCTRICA.

2.6.1 Concepto de impedancia (Z).

En los circuitos de corriente alterna (AC) los elementos físicos presentan una oposición a la corriente eléctrica que no depende únicamente de la resistencia óhmica del mismo, puesto que los efectos de los campos magnéticos variables (bobinas) tienen una influencia importante. En AC, la oposición a la corriente recibe el nombre de impedancia. La relación entre voltaje medido en voltios (V), corriente I medida en amperios (A), impedancia (Z) medida en ohm (Ω), se determina mediante la "Ley de Ohm".

$$Z = \frac{V}{I} \quad (7)$$

Como la impedancia Z es un vector que posee de magnitud, dirección y sentido se rige por el teorema de Pitágoras en donde se puede descomponer en sus componentes

rectangulares, parte real y parte imaginaria, representadas en un plano de dos dimensiones. Se denota que la parte real se denomina resistencia (R) y la parte imaginaria esta denotada como reactancia (X), quedando la expresión matemática de la siguiente manera:

$$Z = \sqrt{(R)^2 + (X)^2} \quad (8)$$

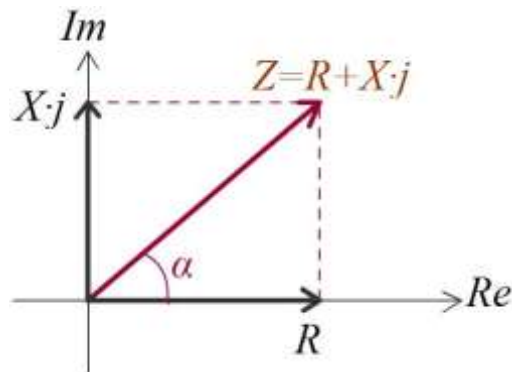


Fig. 8 Plano cartesiano del vector impedancia Z y sus componentes rectangulares.

Para hacer un análisis correcto del vector impedancia se debe identificar la naturaleza de las componentes rectangulares esto es, básicamente denotar exactamente si la componente imaginaria se trata de una bobina (L), en donde estará orientada 90° con respecto a la parte real o si se trata de un capacitor (C), que su orientación es 270° con respecto al mismo punto de referencia. Los circuitos eléctricos se clasifican en función de sus componentes pasivos esto es resistencias (R), capacitores (C) y bobinas (L) así como de su configuración en serie o paralelo que esto determinará su respuesta.

En la teoría de los circuitos se establece los circuitos puramente resistivos en donde su desfaseamiento es igual a cero, esto es que el voltaje se encuentra en fase con la corriente, circuitos RC en donde el voltaje se atrasa a la corriente por 90° y un circuito RL el voltaje se adelanta a la corriente por 90° .




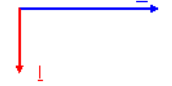


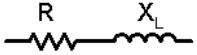
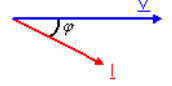
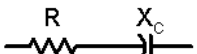
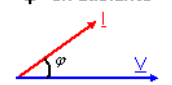
RECEPTOR	CIRCUITO EQUIVALENTE	OPOSICIÓN A LA CORRIENTE	IMPEDANCIA	ÁNGULO CARACTERÍSTICO (DESFASE I con V)
Resistencia		Por resistencia	$Z=R$	0° 
Bobina ideal		Por reactancia inductiva	$Z=X_L$	90° en retraso 
Condensador		Por reactancia capacitiva	$Z=X_C$	90° en adelanto 
Inductivo		Por resistencia y reactancia inductiva	$Z = \sqrt{R^2 + X_L^2}$ $\varphi = \text{tg}^{-1} \frac{X_L}{R}$	φ° en retraso 
Capacitivo		Por resistencia y reactancia capacitiva	$Z = \sqrt{R^2 + X_C^2}$ $\varphi = \text{tg}^{-1} \frac{X_C}{R}$	φ° en adelanto 

Fig. 9 Elementos pasivos y su relación fasorial.

2.6.2 Concepto de Bioimpedancia eléctrica.

La impedancia corporal (Z) está en función de dos componentes o vectores: resistencia (R) y reactancia capacitiva (X_c) (Fig. 4). Estos 2 vectores estarían de acuerdo a la ecuación $Z^2 = R^2 + X_c^2$. La R representa la resistencia de los tejidos al paso de una corriente eléctrica y X_c es la oposición adicional debida a la capacitancia de esos tejidos y las membranas celulares (es el llamado componente dieléctrico), y estos valores dependen de la frecuencia (f) de la corriente eléctrica (i). La reactancia capacitiva se debe al efecto eléctrico de la carga ofrecida durante períodos cortos, por el componente lipídico de las membranas de la masa celular.

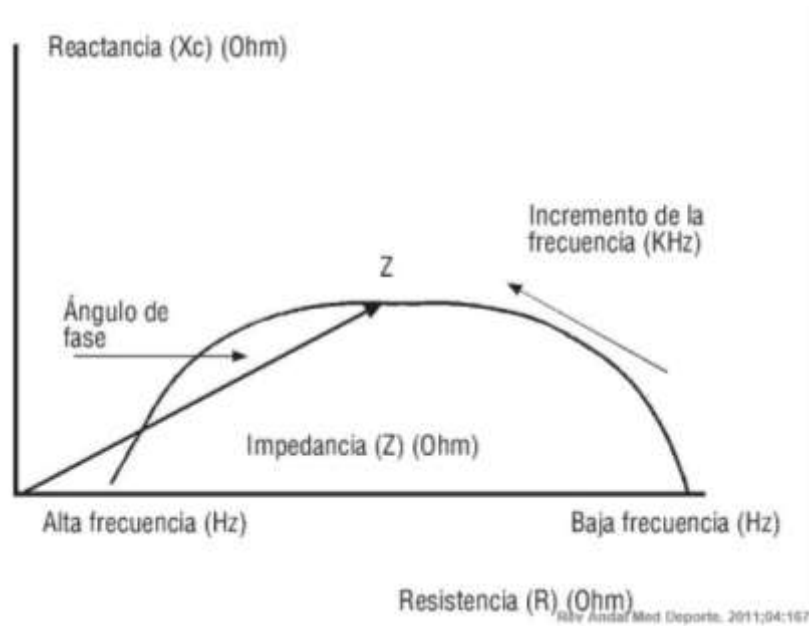


Fig. 10. Derivación gráfica del ángulo de fase y su relación con la resistencia (R), la reactancia capacitiva (Xc) y la impedancia (Z).

La resistencia es proporcional a la longitud del cuerpo (generalmente se considera su longitud o altura) e inversamente proporcional al área de sección (generalmente las medidas que representan los perímetros de los segmentos del tronco y de las extremidades). Por ello, un cuerpo largo tendrá una gran resistencia en relación con uno más corto y un cuerpo con un área de sección pequeña tendrá una resistencia menor.

Matemáticamente, el volumen del conductor puede estimarse con la ecuación:

Volumen del conductor (V) = longitud (L) × área transversal (A)

$$A = \frac{V}{L} \quad (9)$$

$$R = \rho \frac{L}{A} \quad (10)$$

$$V = \rho \frac{L^2}{R} \quad (11)$$

En donde ρ una constante de resistividad del material para este caso del cuerpo humano, R es la resistencia del material. La ecuación (9) representa el área transversal de un material, la ecuación (10) representa la resistividad del material y finalmente la ecuación (11) resulta de la combinación de ambas, para calcular el volumen en función de la resistividad del material.

Esta relación volumétrica asume que el conductor tiene una forma uniforme y que la corriente también se distribuye uniformemente. La constante de resistividad del cuerpo ρ en ohms/cm es independiente del tamaño y la forma, y es similar a la gravedad específica. Si, se sustituye la longitud por la estatura, obtenemos el cociente del cuadrado de la estatura por la resistencia ($\text{estatura}^2/R$), en cm^2/Ω , y este es el conocido índice de impedancia, que es proporcional al volumen corporal. Este índice es de gran importancia, ya que se presenta en la mayoría de las ecuaciones de predicción, como la mayor y más importante variable predictor del ACT.

Los aparatos de impedancia eléctrica introducen generalmente en el cuerpo humano, una señal eléctrica alterna de corriente muy baja ($\leq 800 \mu A$) que fluye por el cuerpo, actuando el agua corporal como elemento conductor y la resistencia que ofrece el fluido al paso de esa corriente es medida por el impedanciómetro.

La resistencia en el cuerpo no es la misma que la de los conductores no biológicos. La reactancia capacitiva está causada por la resistencia ofrecida por las membranas celulares, los tejidos de sostén y los tejidos no-iónicos que retardan el paso de la corriente. Los flujos eléctricos de corriente atraviesan de forma diferente tanto los líquidos extracelulares, como los intracelulares y son dependientes de la frecuencia y de la corriente. En frecuencias de 5 Hz o menores, esta corriente fluye muy bien por el agua extracelular (AEC) con una reactancia capacitiva muy baja. Con frecuencias por encima de 100 Hz, la corriente penetra en los tejidos corporales también con una reactancia capacitiva mínima (Fig. 11).

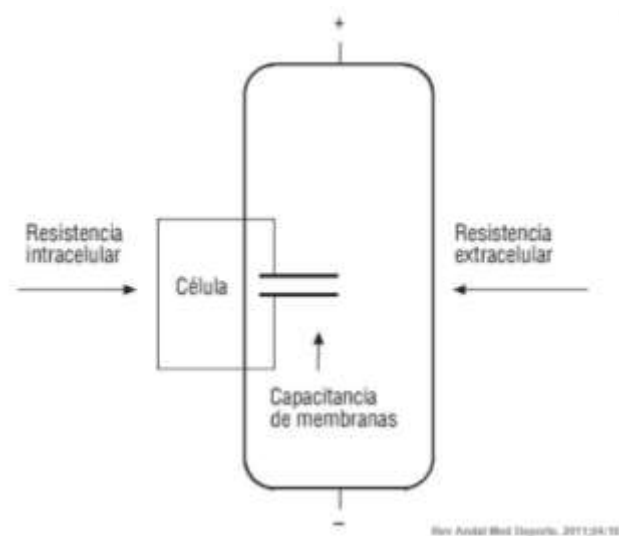


Fig. 11 Circuito equivalente con una configuración en paralelo de los sistemas de resistencia y reactancia capacitiva en el cuerpo humano.

La reactancia capacitiva y el ángulo de fase describen la relación entre la bioimpedancia y el cuerpo. Algunos estudios han demostrado la relación entre la reactancia capacitiva (X_c) y el ángulo de fase con variables fisiológicas, nutricionales y de esperanza de vida.

La constante de resistividad ρ no es igual en todos los segmentos del cuerpo humano y esto se debe a las variaciones intraindividuales e interindividuales de la composición de los diferentes tejidos, que en suma son parte de las diferencias interindividuales y de la existencia de errores de predicción en la estimación de la composición corporal mediante impedancia Bioeléctrica.

2.6.3 Propiedades eléctricas de los tejidos biológicos.

Cuando un dieléctrico se expone a un campo eléctrico se generan en él procesos químicos y físicos. La representación eléctrica de este comportamiento puede ser descrita mediante dos propiedades principales la conductividad (σ) y la permitividad (ϵ) eléctricas. La conductividad y permitividad eléctrica son cantidades de tensión eléctrica, pero pueden ser consideradas en medio isotrópicos y con respuesta independiente del tiempo, lo que lleva a simplificarlas como valores escalares dependientes de la frecuencia y que pueden ser expresados como un número

complejo (Rigaud et al., 1996). La célula es una estructura compleja constituida por una membrana cerrada que exhibe un comportamiento "inteligente" (semipermeable y selectivo) formada básicamente por una doble capa de lípidos combinados con proteínas. Las diversas moléculas que se encuentran "insertadas" en ellas poseen diferentes afinidades y repulsiones, en especial al agua (Rigaud et al., 1996). Cuando se agrupan células con una función específica se forman los tejidos, quedando entre ellas espacios llenos del líquido extracelular. Cada una de esas estructuras y regiones poseen propiedades eléctricas muy particulares que dependiendo de su constitución y estado, determinarán la conducta de las propiedades eléctricas en función de la frecuencia (Foster & Schwan, 1996). Cuando el tejido se encuentra bajo la acción de un campo eléctrico, en él se inducen fuerzas actuantes que llevan a la polarización de estructuras no polares o a la orientación de los dipolos ya existentes. La respuesta de una muestra biológica a la acción del campo eléctrico dependerá de las características de sus estructuras y dipolos, así como su capacidad de formación y orientación. En las diferentes regiones del tejido biológico se han identificado tres factores de relajación o dispersión relacionados con la respuesta del tejido a la corriente y la frecuencia. Para bajas frecuencias (inferior a cientos de kHz) la conductividad de los tejidos es dominada por conducción de electrolitos en el espacio extracelular. Los tejidos presentan la dispersión alfa (α) debido a procesos físicos que incluye la polarización a lo largo de la estructura de frontera de la membrana. A frecuencias inferiores a la dispersión alfa, la permitividad relativa del tejido alcanza valores muy altos (decenas de millón) haciéndose más notable en la conductividad que en la permitividad. A radiofrecuencias (entre 0.1 MHz y 10 MHz) los tejidos presentan la dispersión beta (β), en esta, la membrana celular tiene impedancia despreciable y la corriente pasa a través del medio intracelular y extracelular manifiesto en la permitividad y conductividad. A frecuencias de microondas (sobre 1 GHz) los tejidos presentan la dispersión gamma (γ) debido a la relación rotacional del tejido en el agua. Esta dispersión es centrada a 20 GHz y es la misma que se encuentra al medir en agua corporal, (Grimnes & Martinsen, 2000). La Fig. 12. muestra las frecuencias de dispersión para el tejido biológico en función de la frecuencia.

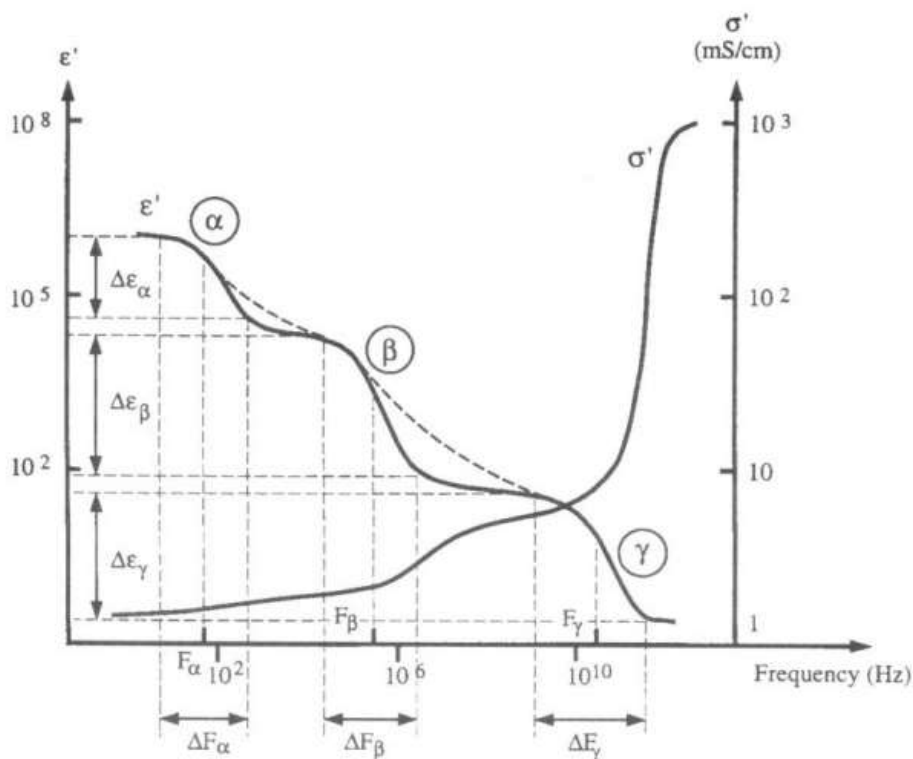


Fig. 12 Representación ideal de la permitividad y resistividad de tejidos biológicos en función de la frecuencia, las tres principales dispersiones α , β y γ están caracterizados por una frecuencia de relajación central, F y variaciones de permitividad $\Delta\epsilon$. (Rigaud et al, 1996).

2.6.4 Comportamiento en frecuencia: polarización y relajaciones en materiales dieléctricos.

La propiedad más importante de los dieléctricos es la capacidad de polarizarse bajo la acción de un campo eléctrico exterior. Este fenómeno consiste en la variación de la posición en el espacio de las partículas eléctricamente cargadas, adquiriendo por tanto el dieléctrico un momento eléctrico. La polarización (P) coincide con la densidad superficial de cargas ligadas en el dieléctrico, siendo su relación con el campo (E) e inducción eléctrica (D) la siguiente:

$$\vec{D} = \epsilon_0 \vec{E} + \vec{P} = \epsilon \vec{E} \quad (12)$$

Como indica esta ecuación, hay una relación directa entre la polarización del dieléctrico y la variación de la permitividad del mismo. Existe, por tanto, una relación entre la expresión del cambio de la polarización y la de la permitividad ante una excitación sinusoidal de frecuencia ω . En las ecuaciones (13) y (14) se muestra las ecuaciones que modelan este comportamiento (Ramo, 1965).

$$P^*(\omega) = P_\infty + \frac{P_s - P_\infty}{1 + j\omega\tau} \quad (13)$$

$$\epsilon^*(\omega) = \epsilon_\infty + \frac{\epsilon_s - \epsilon_\infty}{1 + j\omega\tau} \quad (14)$$

En ellas ϵ_s , P_s y ϵ_∞ , P_∞ son respectivamente la permitividad y polarización en continua y a frecuencia infinita y τ el tiempo de relajación. En este modelo se ha hecho la aproximación de dieléctrico perfecto. Si éste no lo fuera, existiendo corrientes de conducción para $\omega=0$, es necesario añadir al modelo el efecto de la conductividad estática σ_s , quedando la expresión completa

$$\epsilon^* = \epsilon_\infty + \frac{\epsilon_s - \epsilon_\infty}{1 + j\omega\tau} - \frac{j\sigma_s}{\omega\epsilon_0} \quad (15)$$

Siendo su representación, mediante diagramas de Bode y Nyquist, lo que se muestra en la figura 13.

Este desarrollo es idéntico para la expresión de la conductividad compleja, llegándose a la ecuación:

$$\sigma^* = j\omega\epsilon_0\epsilon^* = \sigma_\infty + \frac{\sigma_s - \sigma_\infty}{1 + j\omega\tau} + j\omega\epsilon_0\epsilon_\infty \quad (16)$$

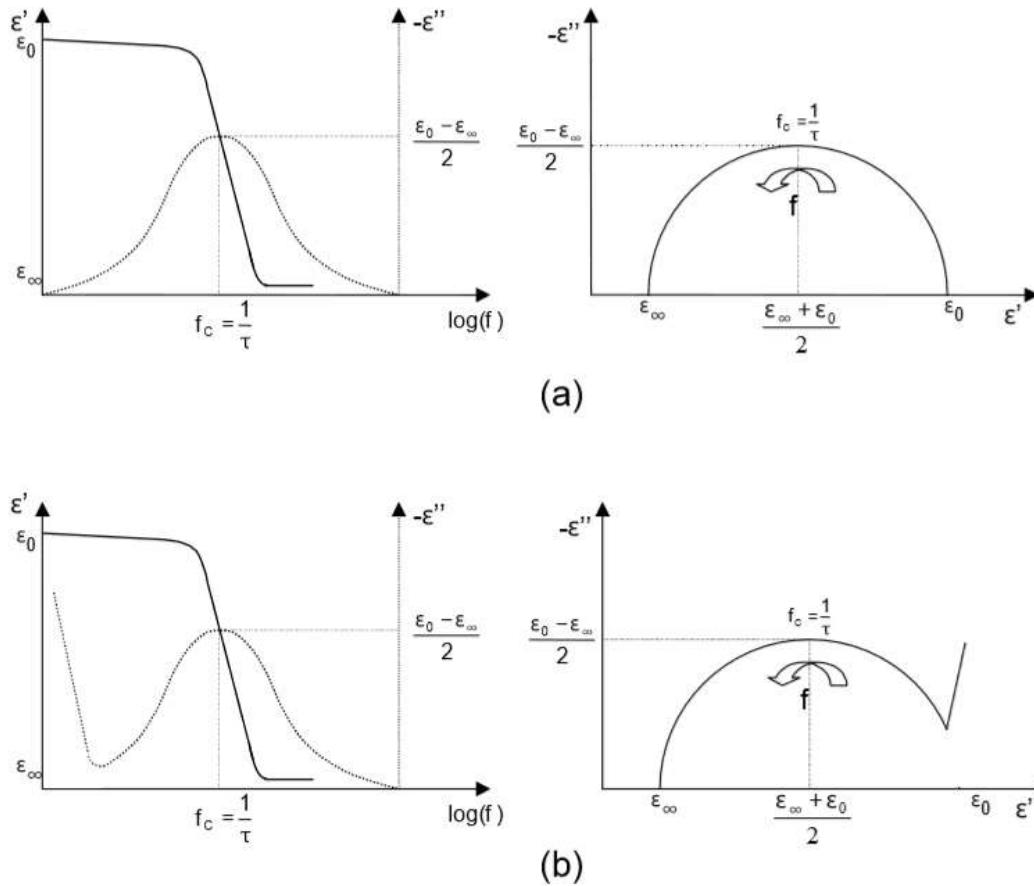


Fig. 13 Representaciones de la ecuación de Debye: (a) Diagramas de Bode y Nyquist para un dieléctrico perfecto y (b) considerando las pérdidas por corrientes de conducción

El parámetro f_c (frecuencia central), es la frecuencia ligada a la constante de tiempo media de esta distribución:

$$f_c = \frac{1}{2\pi\tau_c} \quad (17)$$

La impedancia del dieléctrico se define mediante la siguiente expresión:

$$Z = R_\infty + \frac{R_0 - R_\infty}{1 + [j\frac{\omega}{\omega_c}]^{(1-\alpha)}} \quad (18)$$

2.6.5 Medición de conductividad y permitividad de tejidos biológicos.

Una forma simple de medición de las propiedades dieléctricas de permitividad y conductividad de una muestra desconocida, puede ser a partir de la medición de una impedancia de prueba contra una muestra conocida usando las ecuaciones siguientes desarrolladas por Gabriel et al., (1996 a, b), en donde los parámetros son derivados de la gráfica de permitividad.

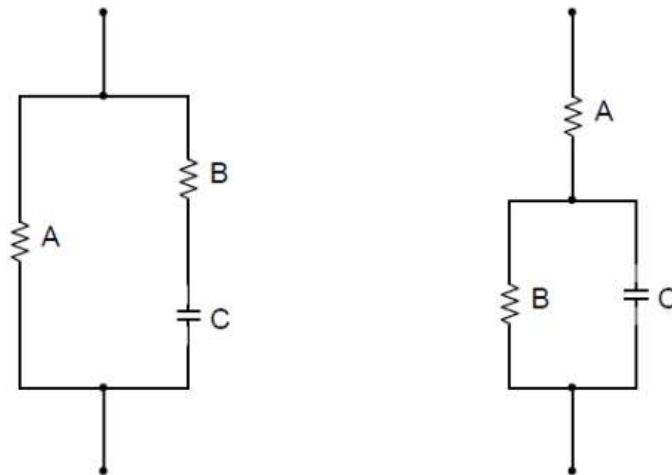
$$\varepsilon' = \frac{C}{K} \quad (19)$$

$$\sigma = \frac{G\varepsilon_0}{K} \quad (20)$$

Los datos eléctricos de los tejidos pueden ser representados por varios caminos. La literatura orientada a la fisiología, presentan frecuentemente las propiedades dieléctricas de los tejidos en series de formas equivalentes (como impedancia de tejido) más que en la forma de equivalente paralelo (permitividad compleja). Sin embargo, el proceso fundamental relacionado con el aumento de la densidad de carga y la conducción eléctrica ocurren en paralelo y las propiedades eléctricas de un material son presentadas en su mayoría como combinaciones paralelo de un capacitor (permitividad) y un elemento conductor (conductividad). Uno de los estudios más completos en medición de tejidos biológicos es el desarrollado por Gabriel et al., (1996 a, b). En su estudio fueron tomadas mediciones múltiples sobre muestras estándares de composición uniforme. Las propiedades de conductividad y permitividad reportadas fueron para más de 30 tipos de tejidos diferentes. El error reportado de los valores fue de $\pm 5\%$ para frecuencias superiores a 100 MHz y $\pm 15\%$ para bajas frecuencias. Para frecuencias inferiores a 100 Hz la contribución de la componente capacitiva en la impedancia de los materiales biológicos es solo del orden de 10% en la mayoría de los casos. Por lo que en la práctica, para bajas frecuencias, son consideradas condiciones cuasi-estáticas, donde no es considerado el valor de la permitividad. Los tejidos biológicos son medios heterogéneos que involucran diversas constantes de tiempo, la función más utilizada para representar esta situación es la denominada ecuación de permitividad de Cole-Cole, (Curtze et al., 2004):

Donde α es un parámetro empírico característico de la distribución de la frecuencia de relajación, dando una idea del grado de dispersión de las constantes de tiempo asociadas con el fenómeno de relajación. Expresión análoga para la impedancia. La representación del modelo eléctrico y las ecuaciones características se muestran a continuación (Curtze et al., 2004).

$$Z = R_{\alpha} + \frac{R_0 - R_{\infty}}{1 + j\omega(\tau_c)(1 - \alpha)} \quad (21)$$



$$A = R_0; B = \frac{R_0 \cdot R_{\infty}}{R_0 - R_{\infty}} \quad C = -j \left(\frac{R_0^2}{R_0 - R_{\infty}} \right) \left(\frac{f_c}{f} \right)^{(1 - \alpha)} \quad (22)$$

Fig. 14 Circuito eléctrico del modelo de Cole-Cole para un solo arco (Kun, Peura, 1999).

Se define como Z a la impedancia total, R_{α} la resistencia que se encuentra en serie, R_0 la resistencia en paralelo, $j\omega$ el complejo del condensador, T_c se considera la constante de tiempo en función de la frecuencia y α es el parámetro de permitividad del tejido biológico. En ambos circuitos se modela las dos configuraciones del tejido biológico según el modelo Cole-Cole.

La variación de la impedancia en los tejidos biológicos puede ser graficada como el cambio de la reactancia compleja en función de la resistencia. La Fig. 6 representa el lugar geométrico de Nyquist, que para circuitos RC simples como los que resultan del modelo, produce un semicírculo con centro en el eje real de la impedancia. La frecuencia aumenta de derecha a izquierda, desde R_0 hasta R_{∞} . La depresión del

centro del arco es expresada por el ángulo α . Los datos que se obtienen $P_i(x_i, y_i)$ están sobre el semicírculo.

En la Fig. 15 pueden observarse dos intersecciones en el eje real de la impedancia; R_0 (representando la resistencia en DC) y en R_∞ (representando la resistencia para una frecuencia infinita). Es necesario entonces calcular los parámetros R_0 , R_∞ , α y t , que provean la relación que mejor muestre o cuantifique la impedancia del tejido. El modelo de Cole-Cole es detallado en las siguientes referencias (Martinsen et al., 2000; Rigaud et al., 1996).

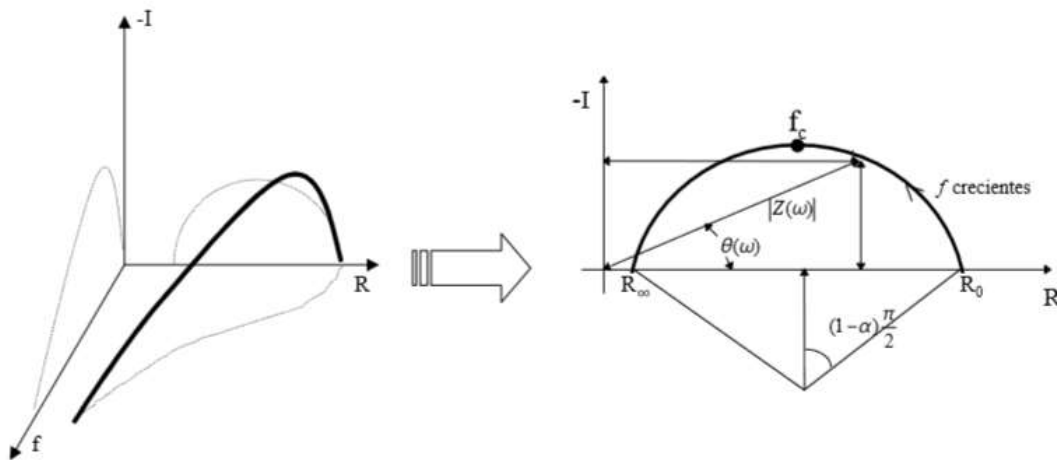


Fig. 15 Representación gráfica del modelo de Cole-Cole y de su proyección sobre el espacio R-I para una relación con una única dispersión.

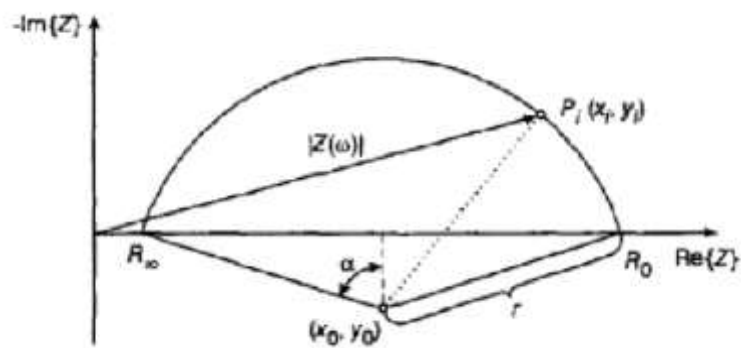


Fig.16 Gráfico de la reactancia negativa del tejido ($-X = -\text{Im}\{Z\}$) a todas las frecuencias forma el lugar geométrico (Kun, & Peura, 1999).

2.6.6 Modelos eléctricos y matemáticos, utilizados para la caracterización de la impedancia eléctrica en tejidos biológicos.

Para el caso de $\alpha = 0$, se tiene un condensador puro, y obteniéndose un comportamiento resistivo si $\alpha = 1$. Con este pseudocondensador es inmediato el paso de los parámetros del modelo matemático Cole-Cole al modelo circuital, y aunque tampoco tiene un significado físico claro, la sencillez del circuito permite un cálculo más simple del mismo. En la figura 17 se observan las relaciones entre los dos modelos para los dos circuitos estudiados.

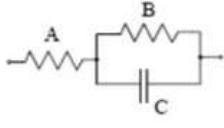
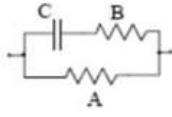
Modelo circuital	Impedancias	Admitancias
 <p>a)</p>	<p>A: R_{∞}</p> <p>B: $\Delta R = R_0 - R_{\infty}$</p> <p>C: $-j\Delta R \left(\frac{f_{CZ}}{f} \right)^{(1-\alpha_x)}$</p>	<p>A: G_{∞}</p> <p>B: $\frac{G_0 G_{\infty}}{G_{\infty} - G_0}$</p> <p>C: $j \frac{G_{\infty}^2}{G_{\infty} - G_0} \left(\frac{f}{f_{CY}} \right)^{(1-\alpha_y)}$</p>
 <p>b)</p>	<p>A: R_0</p> <p>B: $\frac{R_0 R_{\infty}}{R_0 - R_{\infty}}$</p> <p>C: $-j \frac{R_0^2}{R_0 - R_{\infty}} \left(\frac{f_{CZ}}{f} \right)^{(1-\alpha_x)}$</p>	<p>A: G_0</p> <p>B: $G_{\infty} - G_0$</p> <p>C: $j(G_{\infty} - G_0) \left(\frac{f}{f_{CY}} \right)^{(1-\alpha_y)}$</p>

Fig. 17 Modelos de circuitos del tejido biológico con relaciones en un solo arco (Macdonald J.R. [1987]).

2.6.7 Aplicación de bioimpedancia a la caracterización de tejidos.

Los tejidos biológicos acostumbran tener los mismos mecanismos de relajación que las suspensiones celulares, aunque presentan algunas diferencias notables. Básicamente podemos decir que estas presentan una densidad mucho mayor y una heterogeneidad entre los diferentes tejidos, ya que están formadas por agrupaciones de células de formas y dimensiones muy diferentes. Además dentro del mismo tejido sus células no están aisladas sino que forman estructuras más complejas con enlaces conectivos entre ellas las llamadas gap-junctions.

A continuación se muestra una figura extraída de la referencia [Rigaud, 1995] donde se muestra el espectro de impedancia de diversos tejidos para la relajación β .

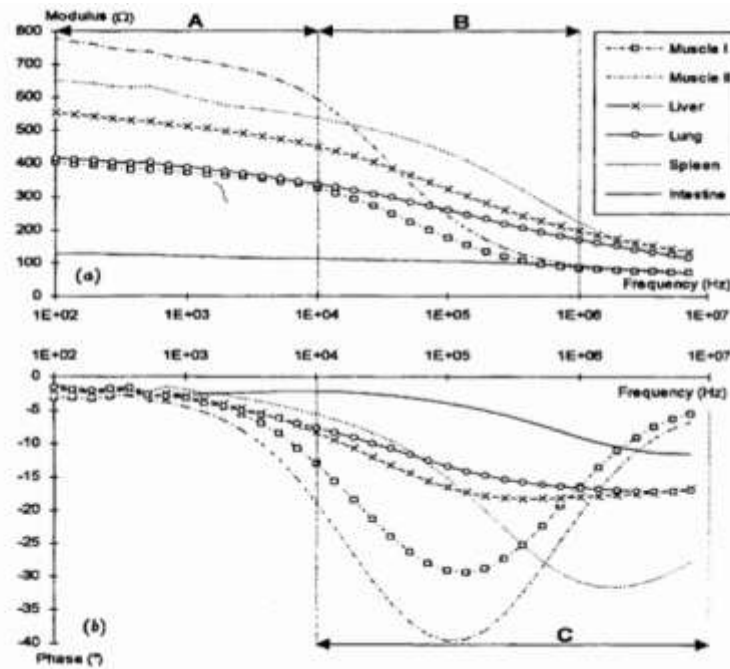


Fig. 18 Modulo y fase de la impedancia de diferentes tejidos [Rigaud, 1995].

Para el caso de los tejidos o sobre el cuerpo humano las aplicaciones son menos críticas que en el caso de las suspensiones. En este caso las relajaciones son mucho mayores, entre el 5% y el 50% y las medidas se realizan a frecuencias mucho menores, entre los 10 kHz y 1 MHz.

En este apartado explicaremos brevemente los diversos métodos de medida de impedancias existentes, mostrando su margen de frecuencias y cuáles de ellos son los más indicados para la aplicación de medida de Bioimpedancia.

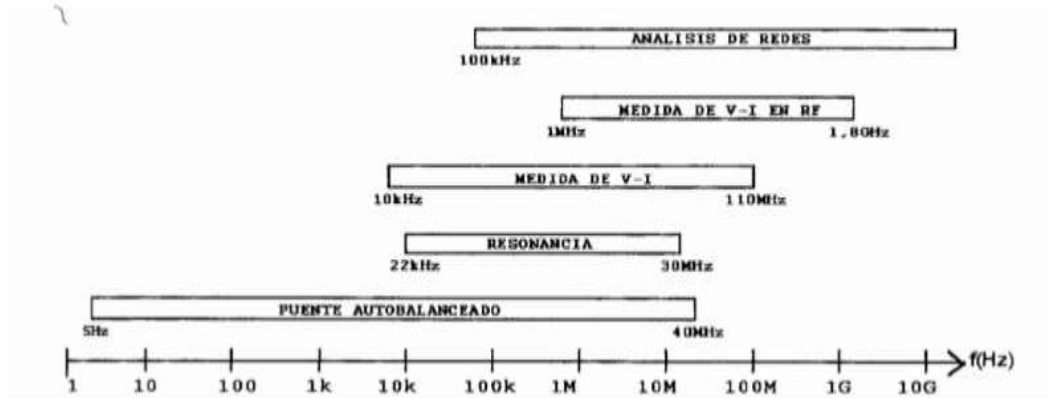


Fig. 19 Resumen de los diferentes métodos de medida de impedancia.

-El método de análisis de redes es el que llega a frecuencias más elevadas, y todo y que comienza en el centenar de kHz, su exactitud supera a los anteriores sistemas a partir de los 1.8 GHz. Este rango de frecuencias hace muy difícil su aplicación ya que los errores en los cables de los electrodos y las limitaciones debidas a la linealidad de la interface electrodo-objeto a medir son demasiado grandes. Este método engloba dos tipos de medidas:

-La reflectometría en el dominio del tiempo: Se aplica un pulso a la impedancia a medir, y la medida de las características de los pulsos reflejados nos determina el valor y la configuración de la impedancia.

- Medida del coeficiente de reflexión: Se basa en aplicar una tensión sinusoidal a la impedancia a estudiar. La tensión devuelta por el circuito será medida y con ésta se determinará la impedancia. Esta medida tendrá una mayor exactitud cuando el valor de la impedancia este alrededor de los 50Ω .

-La medida de la impedancia por el método de resonancia se aplica colocando la impedancia incógnita en serie con una bobina y condensador. Este condensador se ajustará hasta que el circuito entre en resonancia. Con la medida de la tensión en el condensador, frecuencia y valor de la bobina se puede determinar el valor de la impedancia a medir. Este método tiene como limitación que no se puede realizar a baja frecuencia y la dificultad de conseguir bobinas de poca tolerancia con diferentes

valores. Esta técnica se acostumbra a utilizar en la medición de determinados componentes electrónicos.

-El método de medida de tensión y corriente se basa en aplicar una tensión alterna a la impedancia bajo estudio y se mide tanto la tensión como la corriente que circula por este. Su margen de trabajo va de los 10 kHz hasta 110 MHz. Esta técnica es la más conveniente para nuestro proyecto ya que es la más fácil y se ajusta a las especificaciones del diseño. También existe la medida de V-I en RF, es muy similar a la anterior pero su margen de frecuencias es de 1 MHz hasta 1.8 GHz. -El puente auto balanceado es un método similar al de medida de tensión y corriente pero basado en un detector de cero que fuerza a masa uno de los terminales de la impedancia a medir a través del control de un generador. Este método es muy preciso y tiene un margen de frecuencias de trabajo medio, pero presenta unos errores intolerables debido a la alta impedancia de los electrodos y a las capacidades de los cables. Para subsanar este problema es necesario la inclusión de una etapa frontal remota al lado de los electrodos, [E.Gersing, 1991]. Por último, se muestra una tabla que indica las especificaciones de las diversas aplicaciones en que se aplica la medida de bioimpedancia. Comentar que tal como se indica en las especificaciones, el sistema que se va a desarrollar está enfocado principalmente a la espectrometría de tejidos, que se realiza a 4 electrodos, aunque también se puede aplicar a otras medidas.

Aplicación	Margen de Z		Margen de frecuencia
Tomografía	1-100Ω	5-30°	10 kHz - 1 MHz
Espectrometría de Biomasa	10-100Ω	0,1°-5°	10kHz-20MHz
Composición Corporal	0,2-2kΩ	5-50°	1kHz - 1MHz
Espectrometría de tejidos	50-500Ω	0-40°	0.1Hz -1MHz

Fig. 20 Rangos de impedancia en función de la frecuencia de diversos métodos.

2.7.- TEORÍA DE ELECTRODOS.

Los electrodos son los elementos transductores entre la corriente eléctrica del equipo de medida y la corriente iónica del tejido biológico. Una de las principales características es que deben presentar muy baja impedancia de entrada para reducir las tensiones parásitas inducidas. Los electrodos más usados para la medición de fenómenos bioeléctricos son tres: a) micro-electrodos, utilizados para medir potenciales bioeléctricos cerca o dentro de una célula; b) electrodos superficiales, utilizados para medir potenciales en la superficie de la piel, usados en electrocardiograma (ECG), electroencefalograma (EEG) y electro miografía (EMG) y c) electrodos de aguja, estos atraviesan la piel para el registro de potencial y son usados para mediciones EEG o musculares específicas.

2.7.1 Electrodos y tejido biológico.

La interface entre el contacto metálico de los electrodos y las diferentes disoluciones da lugar a un potencial eléctrico denominado potencial de electrodo. Para alcanzar el equilibrio se forma una capa en la interfaz, en realidad una doble capa, donde la capa próxima a la disolución presenta polaridad opuesta a la capa próxima al metal. En las mediciones bioeléctricas el potencial del electrodo se produce entre la interface del metal y un electrolito. La doble capa de interface actúa como condensador, la Fig. 11 muestra el circuito equivalente del electrodo para biopotenciales en contacto con el cuerpo (voltaje en serie con una red de resistencias y condensador) (Ragheb & Geddes 1990; Geddes, 1997). Dado que las medidas de los potenciales bioeléctricos requieren dos electrodos, la tensión medida es en realidad la diferencia entre los potenciales instantáneos de ambos.

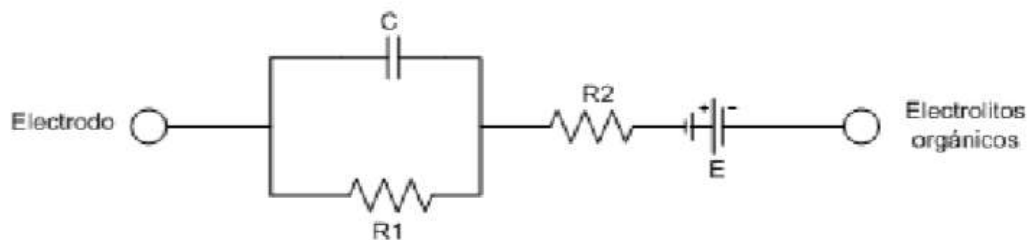


Fig. 21 Circuito equivalente de electrodo para biopotencial (Ragheb & Geddes 1990).

La figura 21 muestra la representación de la impedancia de los electrodos (una de sus características más importantes) como una red resistencia-condensador de valores fijos de resistencia y capacitancia. Sin embargo, en la realidad estos varían con la frecuencia debido al efecto de polarización. Cuando los electrodos difieren entre sí se produce una tensión conocida como tensión de offset, generando un flujo de corriente y provocando fluctuaciones en la tensión medida sin ninguna entrada fisiológica (provocando error en la medición). Este fenómeno puede reducirse seleccionando materiales adecuados y/o realizando un recubrimiento especial con métodos electrolíticos que mejoren su estabilidad.

2.7.2 Polarización de electrodos.

El fenómeno de polarización es una manifestación de la organización de cargas moleculares en la interface electrodo-electrolito en presencia de agua, moléculas e iones hidratados. Su efecto incrementa al aumentar la conductividad de la muestra y sus consecuencias son más pronunciadas en la capacitancia que en la conductancia, tanto para soluciones iónicas como para muestras biológicas (Foster & Schwan, 1996). Cuando la medición se realiza sobre muestras biológicas, la mala conducción de las células apantalla parte del electrodo de allí que el material del electrodo es fundamental para determinar la impedancia de polarización. La inductancia de la prueba y el cable de conexión adicionan otra serie de componentes que interfieren con la medida. El tamaño y el tipo de electrodo también son importantes en la determinación de su impedancia, los más grandes (electrodos superficiales) tienden a tener impedancias más pequeñas, mientras los más pequeños (electrodos de aguja o micro-electrodos) tienen impedancias de magnitud mucho mayor (Geddes, 1997).

2.7.3 Relación de impedancia bioeléctrica y electrodos de contacto.

La metodología o técnica más común para el registro de las propiedades y señales eléctricas de los tejidos biológicos, utiliza electrodos de contacto para la inyección de una corriente eléctrica y otros dos electrodos sobre la región de interés para la medición de la caída de potencial (Salazar, 2004; Bragos et al., 1999; Rafiei et al., 2007; Beckmann et al., 2007). Otra de las formas, aunque menos explorada, es la

medición a través de inducción magnética (Hagmann, 1993; Gandhi & Chen, 1990) donde un campo magnético primario es aplicado al sitio de interés y es leído un campo magnético secundario. El valor se obtiene al obtener las diferencias entre el campo primario y el secundario.

2.7.4 Métodos de contacto.

Las técnicas tradicionalmente utilizadas para la medida de la impedancia eléctrica de tejido biológico usando bajas frecuencias, se basan en: (A) la aplicación de una tensión conocida y medir la corriente que se establece en la muestra, (B) la inyección de una corriente conocida y medir la caída de potencial que se produce entre dos puntos escogidos o (C) la medida de ambas magnitudes físicas. Tanto la entrada como la salida de señales se realizan a través de electrodos que se encuentran en contacto físico. Los sistemas de medida pueden estar diseñados para trabajar con 2 o más electrodos. La técnica más comúnmente utilizada es la B) a desarrollarse mediante: el método de 2 electrodos o bipolar, el método de 4 electrodos o tetrapolar y el métodos de tres electrodos (Salazar, 2004). El método de los 2 electrodos, hace circular una corriente constante (I_0) a través de dos electrodos con impedancia Z_e (mayor que la impedancia a medir) y se obtiene el voltaje V_0 (función de la impedancia entre electrodos y los cambios fisiológicos). La impedancia medida la relaciona:

$$Z = \frac{V_0}{I_0} = Z_{e1} + Z_{e2} + Z_{e3} \quad (22)$$

Si se considera que los electrodos tienen las mismas características ($Z_{e1} + Z_{e2}$) y que se usan electrodos superficiales, donde la impedancia de la piel está en serie con la impedancia del electrodo, la ecuación (22) se reduce. Sin embargo para obtener información de un tejido en particular no puede ser considerada la impedancia de la piel. Este requerimiento llevo al desarrollo del método de medición a 4 electrodos. El método de los 4 electrodos, aplica una corriente " I_0 " a través de dos electrodos y se mide el valor del potencial de dos electrodos distintos. Este método consigue eliminar la impedancia de los electrodos siempre y cuando tengan una impedancia pequeña en comparación con la impedancia de entrada del circuito utilizado para detectar la

tensión “ V_0 ” y no provoquen una saturación de los circuitos que inyectan la corriente “ I_0 ”.

El método de los 3 electrodos, aplica una corriente “ I_0 ” a través de dos electrodos: uno inyector de corriente (Z_{e1}) y uno de referencia (Z_{e2}). El voltaje “ V_0 ” se detecta entre un tercer electrodo (Z_{e3}) y el de referencia (Z_{e2}). La diferencia de tensión medida corresponde a la caída de tensión provocada por la corriente que se aplica a la impedancia de interés (Z_x) y el segundo electrodo (Z_{e2}).

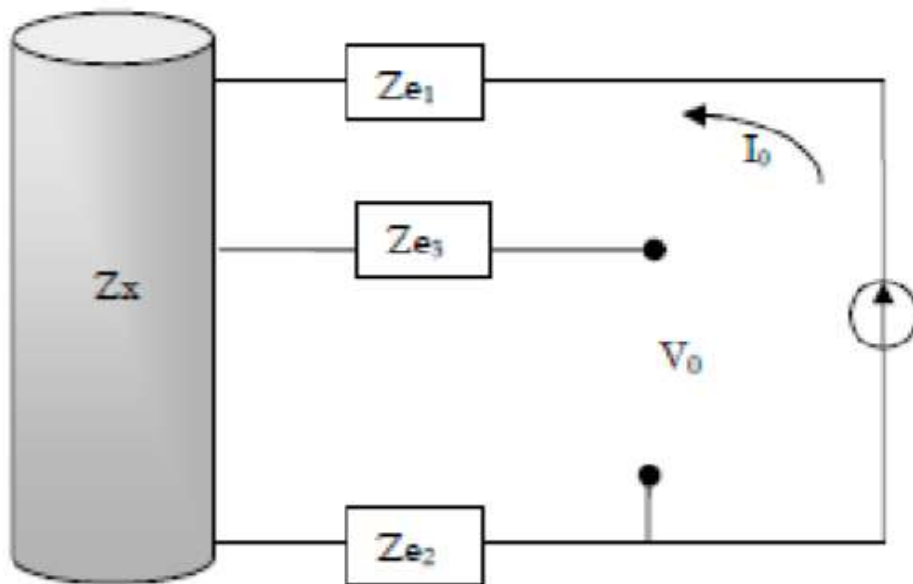


Fig. 22 Configuración del método de tres electrodos.

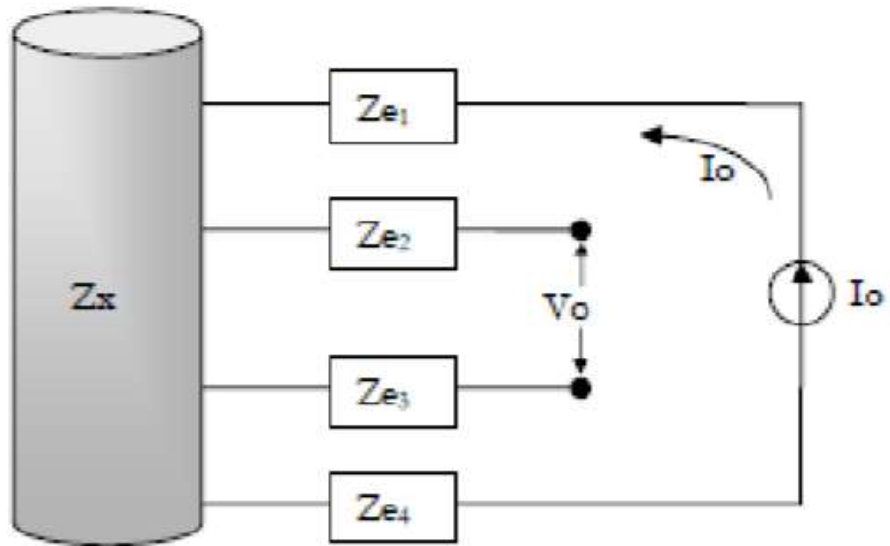


Fig.23 Configuración del método de 4 electrodos.

El método de 3 electrodos, al ser sensible a la impedancia del electrodo 2 (Z_{e2}) y a la impedancia de la piel bajo este electrodo, ha sido utilizado para medir la hidratación de la piel (Martinsen et al., 1995), así como para caracterizar electrodos (Riu et al., 1991) y es útil en la calibración de sistemas de impedancia eléctrica (Bragos et al., 1999).

2.8.- ASPECTOS METODOLÓGICOS GENERALES, SOBRE LA BIOIMPEDANCIA ELÉCTRICA.

La metodología más utilizada para realizar una medición de BIE de cuerpo entero es la tetra polar, que consiste en la colocación de 4 electrodos: dos a través de los cuales se introduce una corriente alterna (generada por el impedanciómetro) y otros dos que recogen esta caída de tensión producida por la impedancia corporal. La impedancia “Z”, tiene dos componentes, resistencia “R” y reactancia capacitiva “Xc”. Estos electrodos deben hallarse a una distancia mayor de 4-5 cm, ya que, si no, puede haber interferencias y por tanto, valores erróneos de la impedancia. Las medidas de impedancia deben tomarse en posición de decúbito supino y los electrodos deben disponerse en la mano-muñeca y el pie-tobillo. La posición de decúbito supino es para disminuir los efectos de la gravedad en la tendencia de remansar el agua en las extremidades inferiores después de la bipedestación.



Fig. 24 Metodología de la BIE tetrapolar.

Algunos impedanciómetros segmentales realizan mediciones con electrodos mano-mano (Fig. 25) o pie-pie (Fig. 26), normalmente con el individuo en posición de bipedestación y todo ello siempre sujeto a las instrucciones de cada modelo de bioimpedanciómetro y del fabricante.



Fig. 25 Impedanciómetro mano-mano.



Fig. 26 Impedanciómetro pie-pie.

2.8.1 Aspectos importantes en la aplicación de la bioimpedancia eléctrica.

- Seguridad. En cuanto a la seguridad no se conocen actualmente efectos adversos, aunque se debe tener en cuenta que podrían afectar a la actividad eléctrica de marcapasos y desfibriladores, por lo cual en estas circunstancias no se aconseja su uso o bien se debería realizar con control electrocardiográfico.
- Estandarización. Si la realización de una BIE se realiza fuera de las normas de estandarización aceptadas, puede haber estimaciones erróneas. Son muy bien conocidas las condiciones que pueden afectar a la precisión de las medidas, como son: la posición corporal, la hidratación, el reciente consumo de comidas y/o bebidas, la temperatura ambiente y de la piel, la actividad física reciente y el estado de repleción de la vejiga urinaria
- Propiedades bioeléctricas. No se conoce de forma exacta por dónde discurre la corriente eléctrica, si es a través del agua extracelular o intracelular. Ésta varía según la composición de cada individuo, su tamaño, la composición de sus electrolitos y estas circunstancias conforman, en realidad, la esencia de la BIE. Las ecuaciones suelen combinar variables de impedancia y antropométricas y son una norma común en todas ellas. La mayoría de aparatos de BIE comerciales no suelen informar de las ecuaciones de cálculo de la MLG y MG que utilizan ni del error de estimación de esta predicción.

- Validez. La capacidad para predecir la masa grasa en grandes obesos es importante debido a la gran proporción de masa corporal y de agua corporal que reside en el tronco, además de que la hidratación de la MLG es mayor en el sujeto obeso y la relación agua extracelular/agua intracelular (AEC/AIC) está aumentada.

- Uso clínico. El uso clínico de la BIE frecuentemente se relaciona a alteraciones de la distribución acuosa, como ocurre en las enfermedades graves (insuficiencia renal crónica, insuficiencia hepática e insuficiencia cardíaca).

- Limitaciones. Las alteraciones del agua intracelular son frecuentes en la desnutrición proteico-calórica y por ello, las medidas de la MLG no reflejan exactamente la cantidad de MLG real, ni los cambios de la MLG que se producirían con la alimentación parenteral. En general, la impedancia de piernas y brazos es menos predictiva de la MLG que la BIE de cuerpo entero.

2.9.- INSTRUMENTOS DE ANÁLISIS POR BIOIMPEDANCIA ELÉCTRICA.

2.9.1 Bioimpedancia eléctrica mono frecuencia.

La BIE mono frecuencia normalmente operan a una frecuencia de 50 kHz, con electrodos dispuestos en la mano y en el pie o bien dispositivos pie-pie o mano-mano. Este método permite calcular la resistividad corporal y estimar el ACT y MLG. La cuantificación del ACT con un sistema de BIE mono frecuencia es bastante preciso.

Los resultados de la impedancia se basan en modelos matemáticos teóricos y ecuaciones empíricas. En esta frecuencia (50 kHz), el índice de impedancia es directamente proporcional al ACT y permite el cálculo de la MLG, pero no permite determinar, ni diferenciar, el agua intracelular o extracelular. La BIE mono frecuencia no debe utilizarse cuando hay alteraciones de la hidratación y de ninguna forma deducir si son por parte del componente acuoso intracelular o extracelular.

2.9.2 Bioimpedancia eléctrica multifrecuencia.

La BIE multifrecuencia utiliza modelos empíricos de regresión lineal a diferentes frecuencias, como 0, 1, 5, 50, 100, 200 y 500 kHz, para estimar el agua corporal total (ACT), agua extracelular (AEC), agua intracelular (AIC) y masa libre de grasa (MLG). Este método multifrecuencia es preciso para diferenciar variaciones en los niveles de hidratación. A frecuencias igual o menor a 5 kHz e igual o mayor a 100 kHz, se ha comprobado una baja reproducibilidad especialmente para la reactancia capacitiva a bajas frecuencias. Igualmente se ha descrito una mejor precisión y un sesgo menor en multifrecuencia para las estimaciones de AEC respecto a mono frecuencia, y una mejor predicción del ACT que los de espectroscopia bioeléctrica. Hay que destacar que las medidas de impedancia no difieren entre mono frecuencia y multifrecuencia.

2.9.3 Bioimpedancia eléctrica por segmento.

Esta técnica necesita de dos electrodos adicionales en la muñeca y el tobillo de las extremidades opuestas, o bien sobre la muñeca, el hombro (acromion), espina ilíaca superior y tobillo. El tronco que tiene una gran sección transversal sólo contribuye en un 10% de la impedancia corporal total (Z) y paradójicamente puede representar hasta el 50% del peso corporal. Esto puede implicar aspectos de importancia en la estimación y el análisis de la composición corporal del cuerpo entero. Esto implica 3 aspectos en el análisis de la composición corporal (CC):

1. Los cambios de la (Z) están estrechamente relacionados a los cambios en la MLG y la masa celular corporal (MCC) de las piernas y brazos.
2. Los cambios en la MLG del tronco no se describen de forma correcta por las medidas de impedancia corporal total.
3. Los cambios en los volúmenes de fluido dentro de la cavidad abdominal tienen poca influencia en las medidas de MLG.

La bioimpedancia eléctrica “BIE” por segmento se ha utilizado para conocer la distribución de fluidos en diversas enfermedades (ascitis, fallo renal, cirugía) y puede ser útil para el conocimiento de la acumulación de fluidos en la cavidad torácica o abdominal, encontrándose grandes errores por BIE por segmento, al medir la MLG en brazos (de un 13 a un 17% de error) y en piernas (10-13%).

2.10.- IMPEDANCIA VECTORIAL.

2.10.1 Análisis vectorial por impedancia bioeléctrica.

Este es un nuevo método que desarrolló Piccoli (et al., 1996), el cual no depende de modelos, estimaciones o ecuaciones, y que sólo se afecta por las medidas de “|Z|” o bien de la variabilidad individual. Se trata de la construcción de un gráfico resistencia sobre altura es decir, “R/H” (eje de las abscisas) y reactancia sobre altura es decir, “Xc/H” (eje de las ordenadas), estandarizado por edades. Cada vector individual puede ser comparado con las referencias de unas elipses que representan el 50%, 75% y el 95% de tolerancia para cada edad y tamaño corporal esto representa los percentiles de la distribución normal de cierta población. El movimiento del vector de impedancia puede variar (emigrar) a diferentes zonas que se interpretan como estados de deshidratación con largos vectores, híper-hidratación con vectores cortos y cambios a izquierda o derecha según cambios producidos en la MLG (Fig. 27).

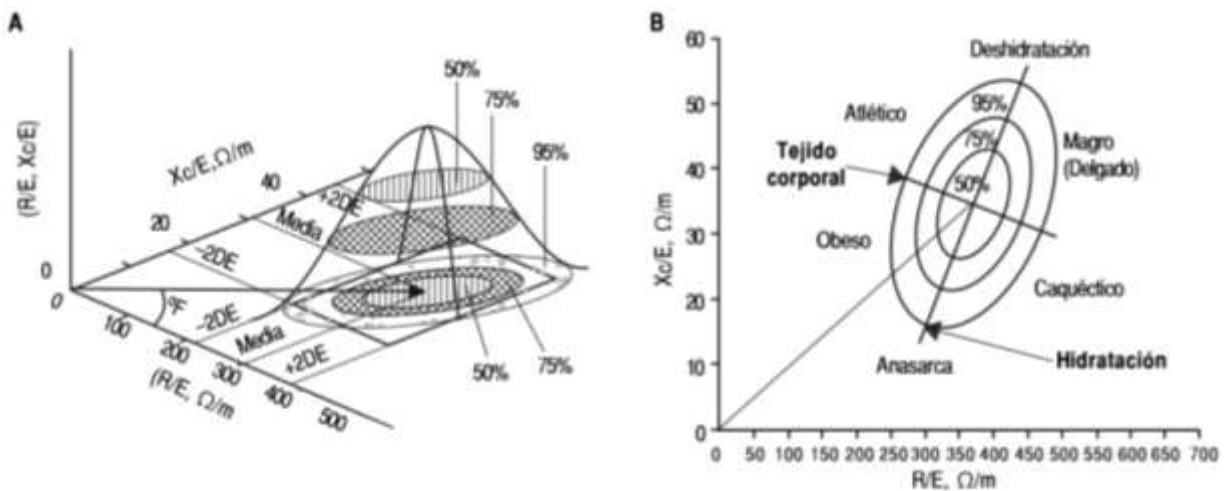


Fig. 27 A) Distribución normal (campana de Gauss) poblacional para la construcción de las elipses, B) Elipses de tolerancia estandarizadas por altura y sexo para la composición corporal.

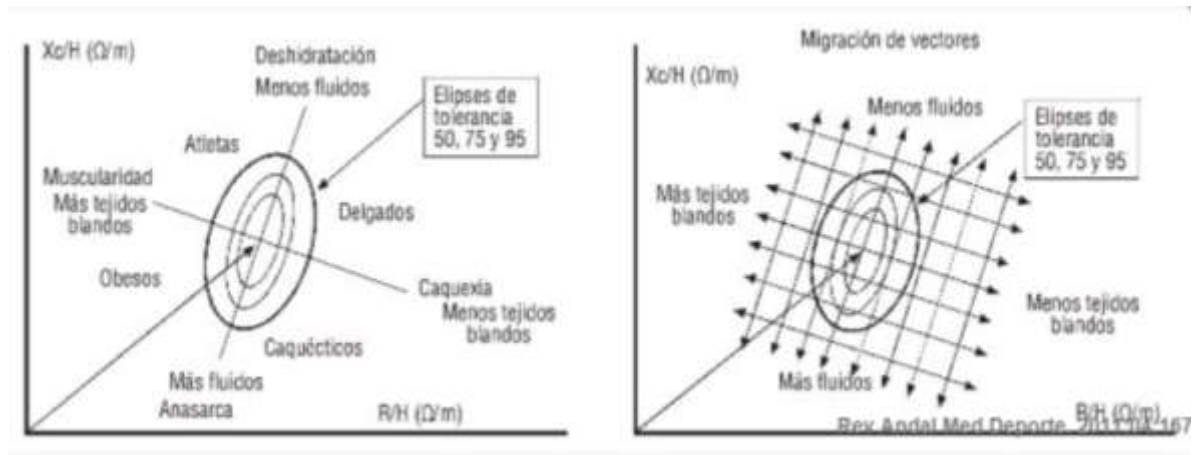


Fig. 28 Vectores de impedancia y elipses de tolerancia. Análisis de la migración de los vectores de impedancia según Piccoli.

Como todos los métodos de estimación de la composición corporal, la BIE depende de una serie de premisas estáticas y relaciones dinámicas, como son las propiedades eléctricas del cuerpo humano, conformadas por su composición molecular, su hidratación, la densidad de los tejidos, así como la edad, la raza, el sexo y el grado de condición física. Distintas alteraciones de la composición corporal se detectan mediante el análisis de los vectores de impedancia y es un buen método para detectar cambios en la MLG con la edad, en personas mayores como en el caso de patologías como lo es sarcopenia, enfermedad renal crónica, insuficiencia cardíaca, insuficiencia hepática, desnutrición, hospitalización, obesidad, etc.

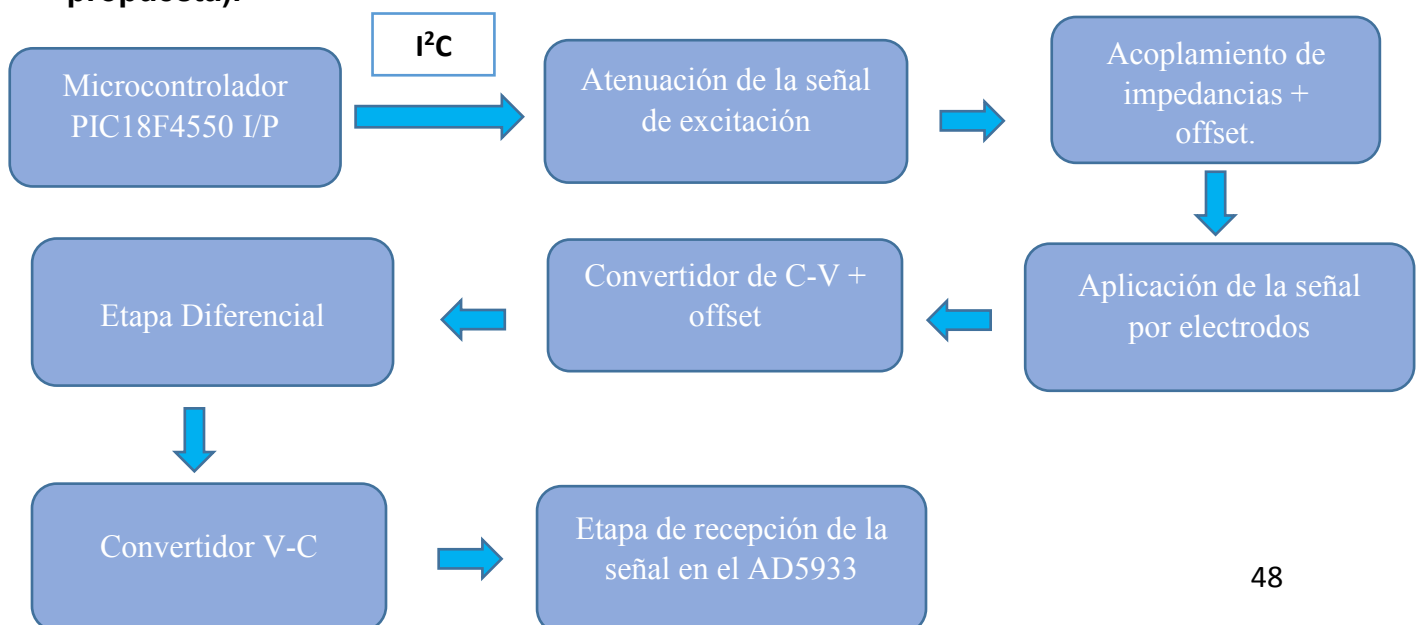
3.- DESARROLLO.


3.1.- SOLUCIÓN PROPUESTA.

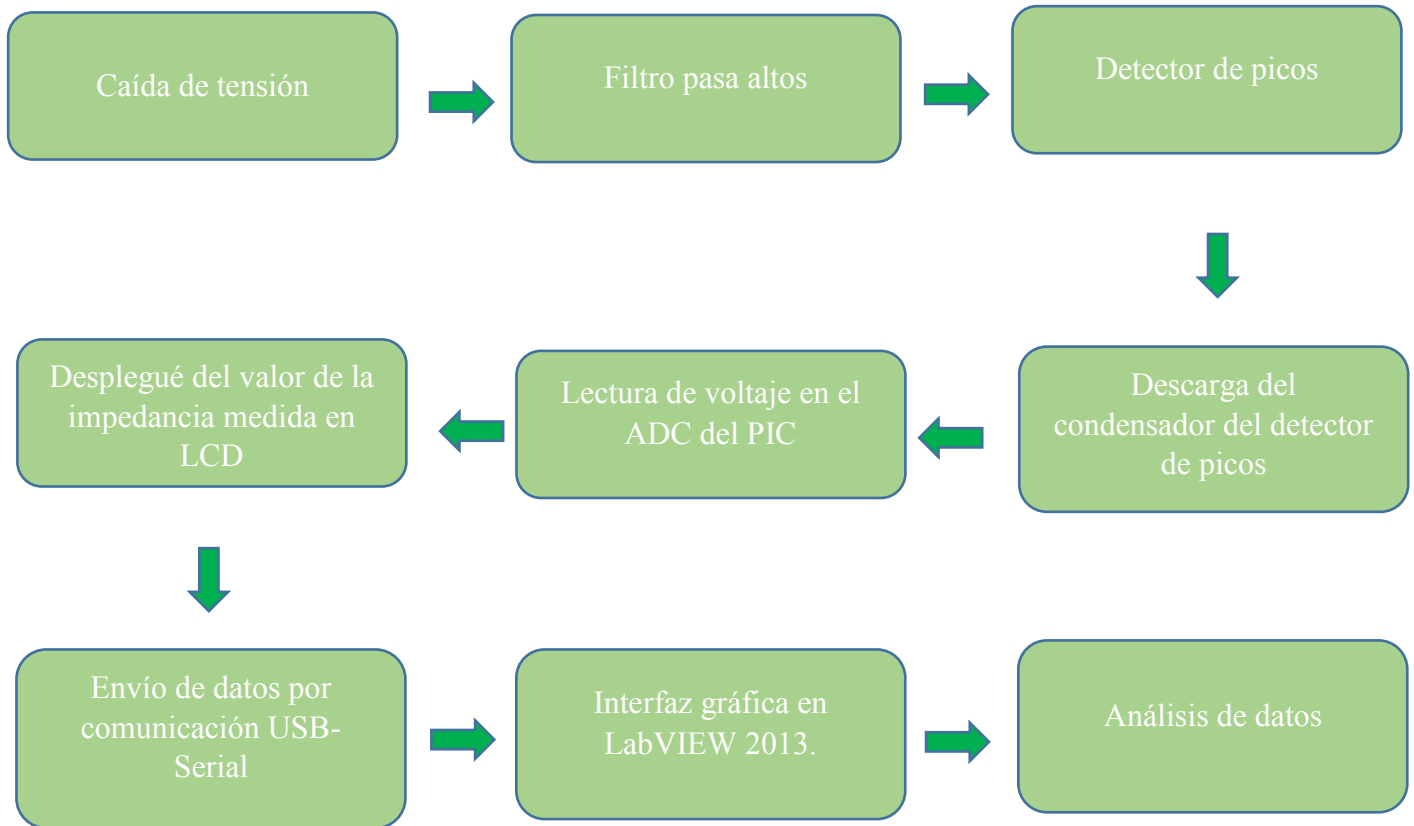
Para el desarrollo de este proyecto se propuso la utilización de un sensor convertidor de impedancia de Analog Devices el cual genera una señal de excitación sinusoidal programable, por medio de una interfaz I²C utilizando un microcontrolador PIC18F4550 I/P, se añadió la instrumentación necesaria para el acondicionamiento de la señal analógica, en donde se atenuó la señal de excitación a 1.27 Vpp, siendo la señal original de 3 Vpp, con esto se asegura un voltaje efectivo de 451mV RMS, la corriente queda en función de la impedancia a medir, cuidando que esta no rebase los 800 μ A. Se dotará de un detector de picos de precisión, el cual su función será de medir la caída de tensión provocada por el voltaje en la impedancia corporal.


La configuración de contacto es tetrapolar (4 electrodos), colocados al paciente en los miembros pélvicos superiores e inferiores manos y pies respectivamente, ambos en las extremidades derechas, se realizará un barrido de frecuencia en el rango de 1 kHz a 100 kHz, con incrementos de 5 kHz c/u, en cada aumento de frecuencia el dispositivo devolverá el valor de la impedancia total (ZT) así como el valor de la impedancia corporal (Zw) y serán mostrados en un LCD, así como también será transmitida por puerto USB-Serial a una computadora y por medio de una interfaz en LabVIEW se analizarán los datos, y se dará como resultado la composición corporal en valor cuantitativo y de manera gráfica.

3.1.1 Diagrama a bloques del impedanciometro bioeléctrico (solución propuesta).

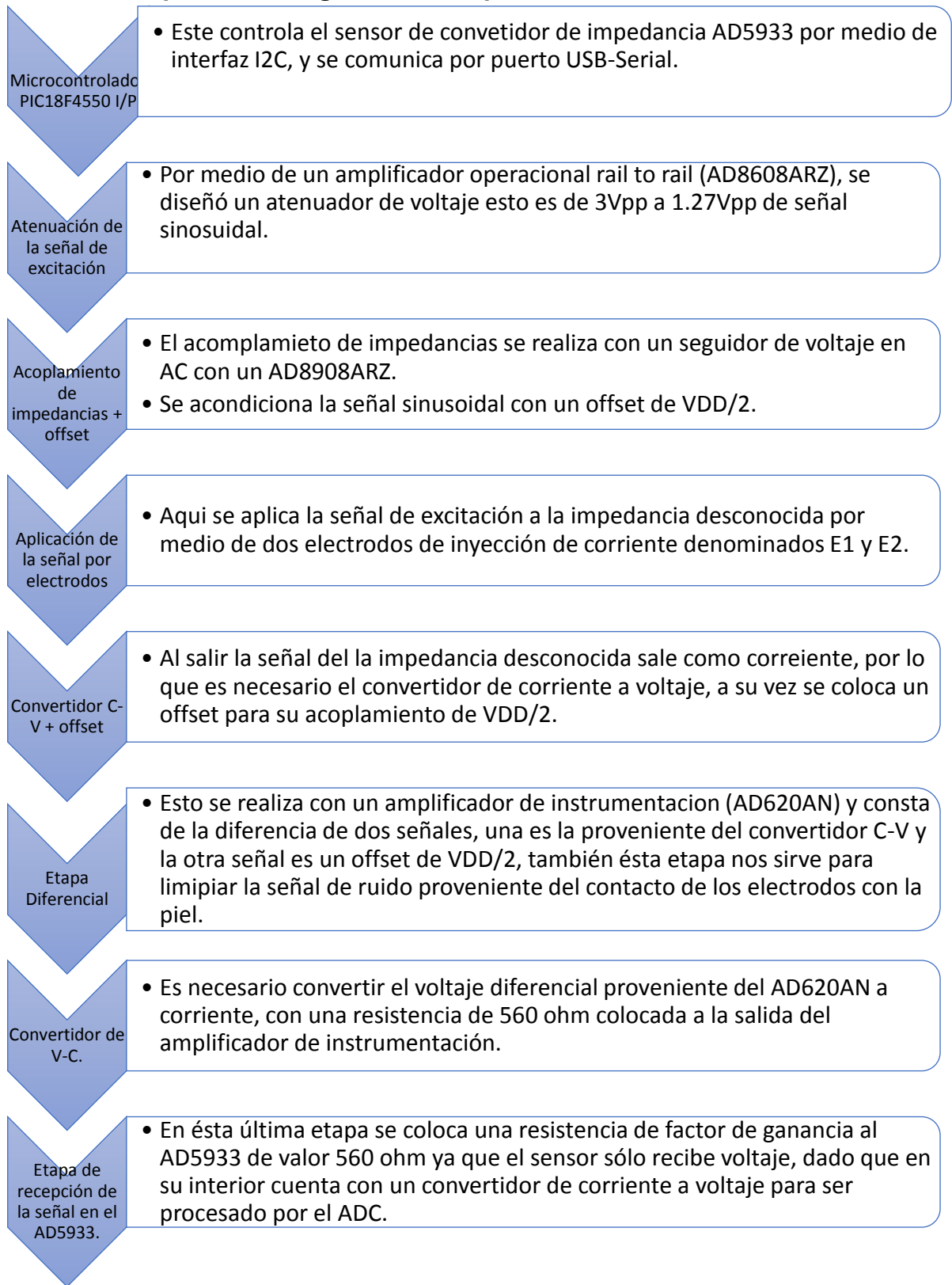


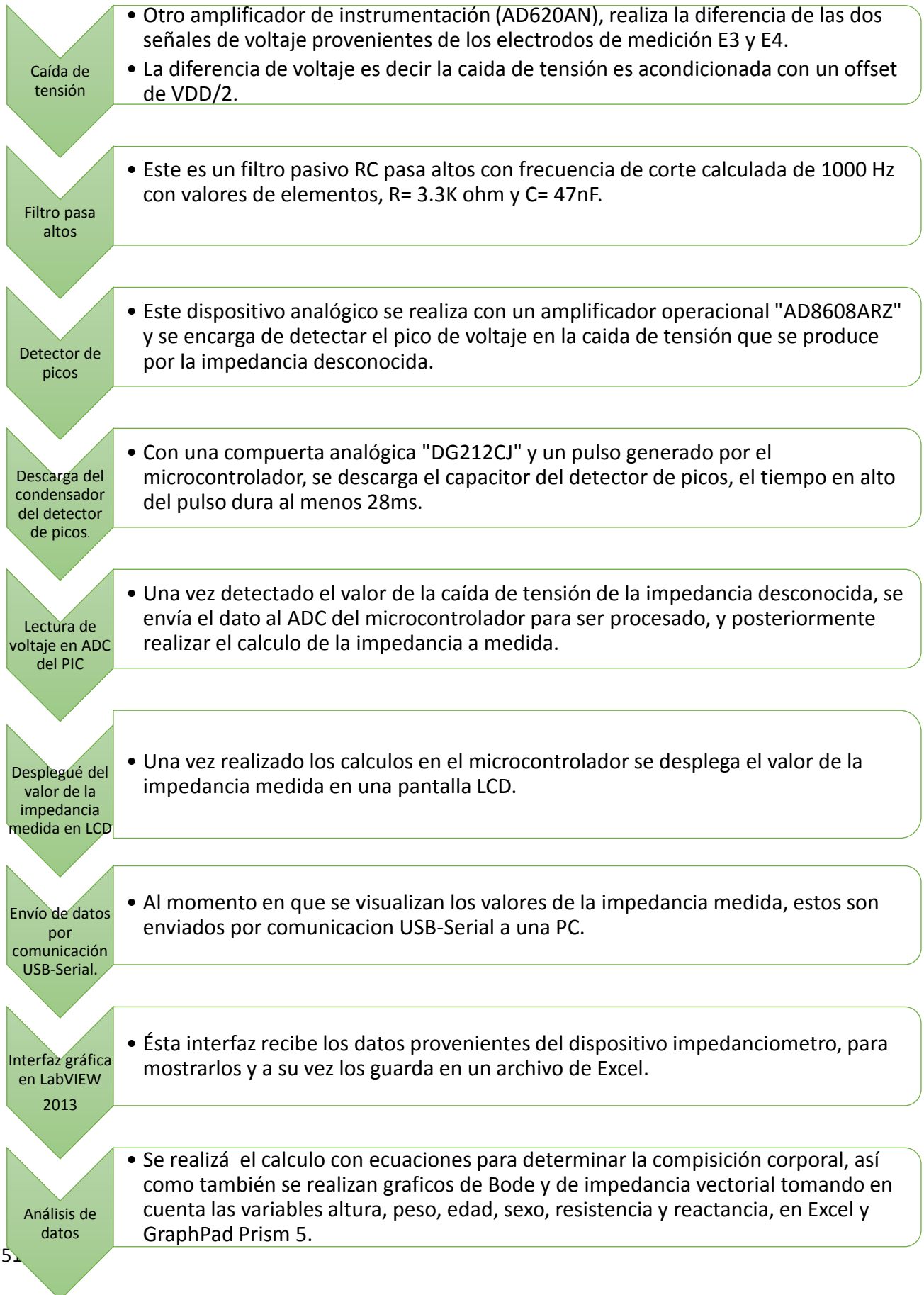
 Etapa de acoplamiento de la señal de excitación y medición de impedancia total “ZT”.



 Etapa de detección de la caída de tensión de la impedancia desconocida, cálculo de impedancia corporal “Zw” y análisis de datos.

3.1.1.1 Descripción del diagrama de bloques.





3.2.- DISEÑO DEL DISPOSITIVO.

3.2.1 Materiales.

Para el diseño y construcción del bioimpedanciómetro multifrecuencia, se requirió de los siguientes softwares y componentes.

- Altium Designer.
- Matlab 2009.
- LabVIEW 2013.
- PIC18F4550-I/P de microchip, con interface I²C y comunicación USB.
- Capacitores cerámicos de 22pF, capacitores de tantalio de 0.1uF, 1uF, 10uF y 47nF.
- Resistencias de precisión de diferentes valores.
- Cristal de 20 MHz.
- LCD de 16x2.
- Potenciómetro de precisión de 1kΩ.
- Leds de color rojo, verde y azul.
- Interruptor momentáneo.
- Conector USB tipo "B" hembra.
- Cable USB 2.0 A-B.
- Amplificador operacional de Analog Devices AD8608ARZ, bajo ruido, CMOS, rail to rail.
- Amplificador de instrumentación Analog Devices AD620.
- Aislador grado médico DC-DC converter "JCD0405S05" marca xppower, con voltaje de entrada 4.5-9 VDC y voltaje de salida 5 VDC, corriente de salida 800 mA. Rango de temperatura de operación -40 °C a +100 °C, con una eficiencia del 78%.
- PC-LAPTOP marca Dell, procesador Intel Core i5, de 64 bits y disco duro de 1TB.
- Cables para electrodos de broche, con terminal hembra.

- Electrodo desechable Meditrace ® para ECG, forma de lágrima con diámetro de 3.8 cm con gel.
- Capacitores electrolíticos de 2200uF y 220uF.
- Diodo de germanio 1N60.
- Interruptor analógico DG212.
- Regulador de voltaje L7805 y L7905.
- Borneras.
- Jumper.
- Tira de pines.
- Conector para cable.
- Cable.
- Bases para circuitos integrados.
- Interruptor pulsador cuadrado.
- Thermofit de diversos diámetros.
- Cable de alimentación.
- Transformador, entrada 12V-60Hz y salida 12V-1.2A.
- Puente de diodos de 2A.
- Fusible de 0.1A.
- Porta fusible.
- Interruptor on-off redondo, color rojo.
- Conector macho de fuente de alimentación.
- Conectores BNC, hembra y macho.

3.2.2 Diseño de circuitos.

Modelo del circuito eléctrico de bioimpedancia, en donde Z_{E1} y Z_{E2} son las impedancias de los electodos, Z_{P1} y Z_{P2} son las impedancias de la piel y de sus capas y Z_w es la impedancia del cuerpo entero, como se muestra en la figura 29. Se cuenta con una fuente de voltaje constante de 451mV RMS, ya que el circuito se encuentra en una configuración tipo serie, la corriente total se establece en función del voltaje de excitación y de la impedancia total o equivalente.

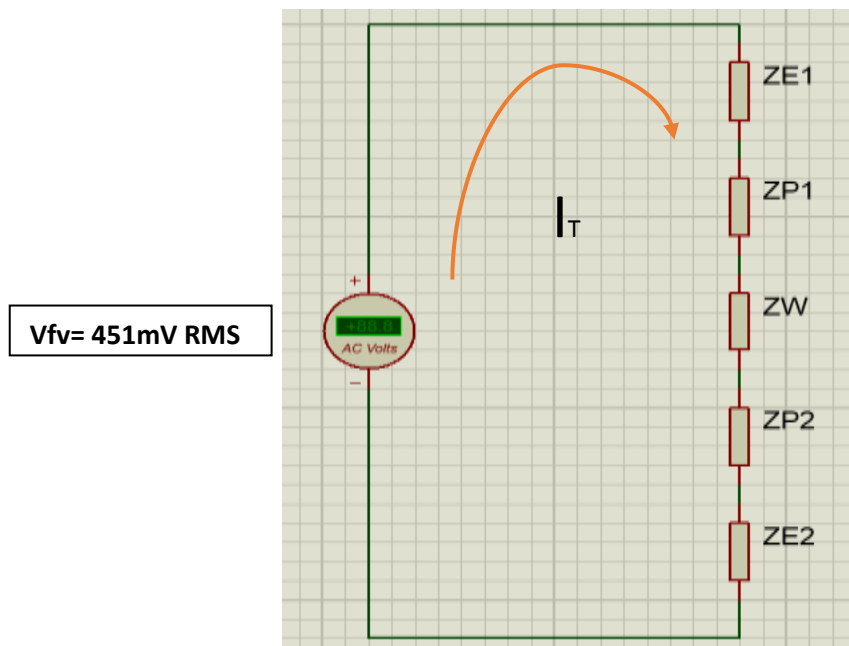


Fig. 29. Modelo del circuito de bioimpedancia eléctrica, en donde Z_{E1} y Z_{E2} = impedancia del electrodo, Z_{P1} y Z_{P2} = impedancia de la piel, Z_w = impedancia corporal, I_T = corriente total y V_{fv} = fuente de voltaje.

En la figura 30, se establece que Z_{IEP1} y Z_{IEP2} serán las impedancias de la interfaz electrodo-piel, de esta manera el circuito queda representado por tres impedancias conectadas en serie con la fuente de excitación.

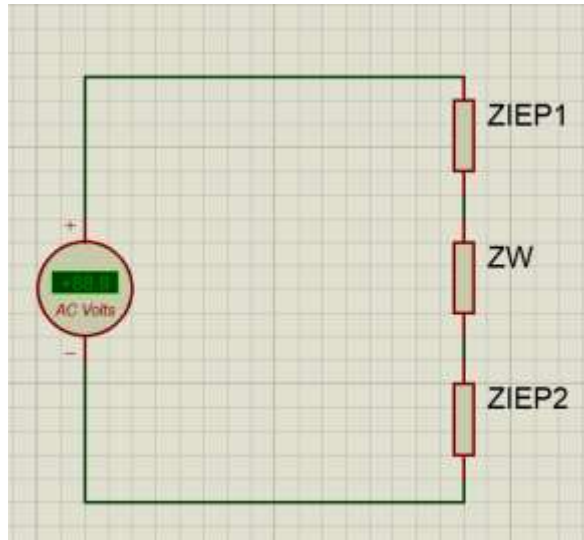


Fig. 30 Modelo del circuito de la impedancia a medir, en donde ZIEP1 y ZIEP2 = impedancia de la interfaz electrodo-piel y Z_w = impedancia corporal.

En la figura 31, se muestra el diagrama del circuito de la medida de la caída de tensión producida por la impedancia corporal (Z_w), al paso de la corriente eléctrica total (I_T), ésta es medida por medio de un amplificador de instrumentación (AI), dicho amplificador cuenta con características ideales para su aplicación, esto es una muy alta impedancia de entrada y una baja impedancia de salida con una ganancia igual a uno ($G=1$).

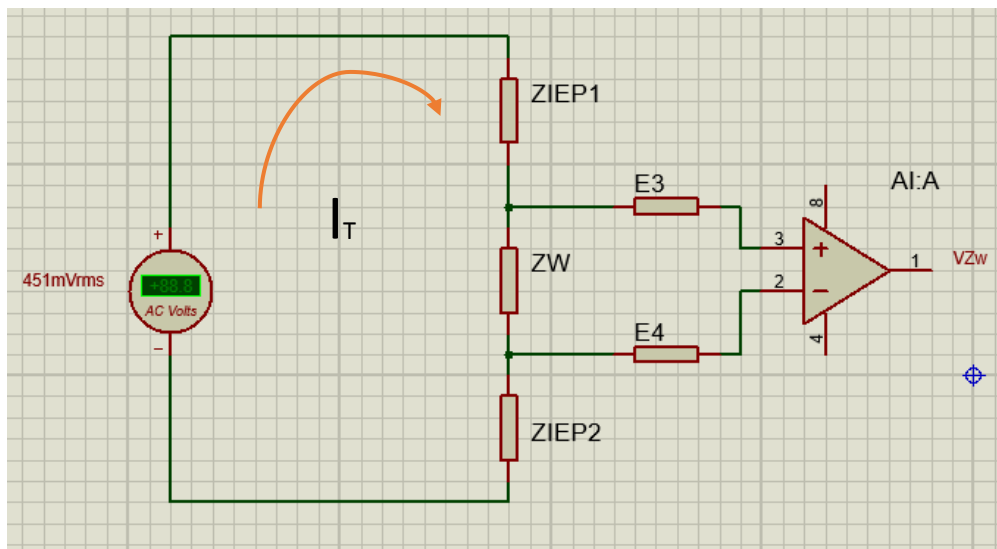


Fig. 31 Modelo del circuito de la medida de caída de tensión producida por Z_w , en donde ZIEP1 y ZIEP2 = impedancia de la interfaz electrodo-piel, Z_w = impedancia corporal y E1 y E2 = electrodos.

3.2.3 Análisis de impedancias.

Como antes se mencionó el circuito se encuentra en serie, sabiendo esto se establece la ecuación (23), que muestra que la impedancia total es igual a la suma de la interfaz electrodo-piel ($ZIEP_1$ y $ZIEP_2$) más la impedancia corporal (Z_w). La ley de ohm establece que el voltaje total es igual a la corriente total multiplicado por la impedancia total, tal como se muestra en la ecuación (24), de esta ecuación se calcula la corriente total del circuito (I_T), considerando el voltaje constante de 451mVrms y el dispositivo determina el valor de la impedancia total (Z_T) ecuación (25), por medio del amplificador de instrumentación (AI) se determina la caída de tensión del cuerpo (V_{Zw}) y sabiendo así la corriente total (I_T) se puede determinar la impedancia del cuerpo (Z_w) por medio de la ecuación (26).

$$Z_T = ZIEP_1 + ZW + ZIEP_2 \quad (23)$$

$$VT = (IT)(ZT) \quad (24)$$

$$IT = \frac{VT}{ZT} = \frac{451 \text{ mV}}{ZT} \quad (25)$$

$$ZW = \frac{VZW}{IT} \quad (26)$$

3.2.4 Etapas del dispositivo medidor de impedancia bioeléctrica.

3.2.4.1 Etapa de atenuación y acoplamiento de la señal de excitación.

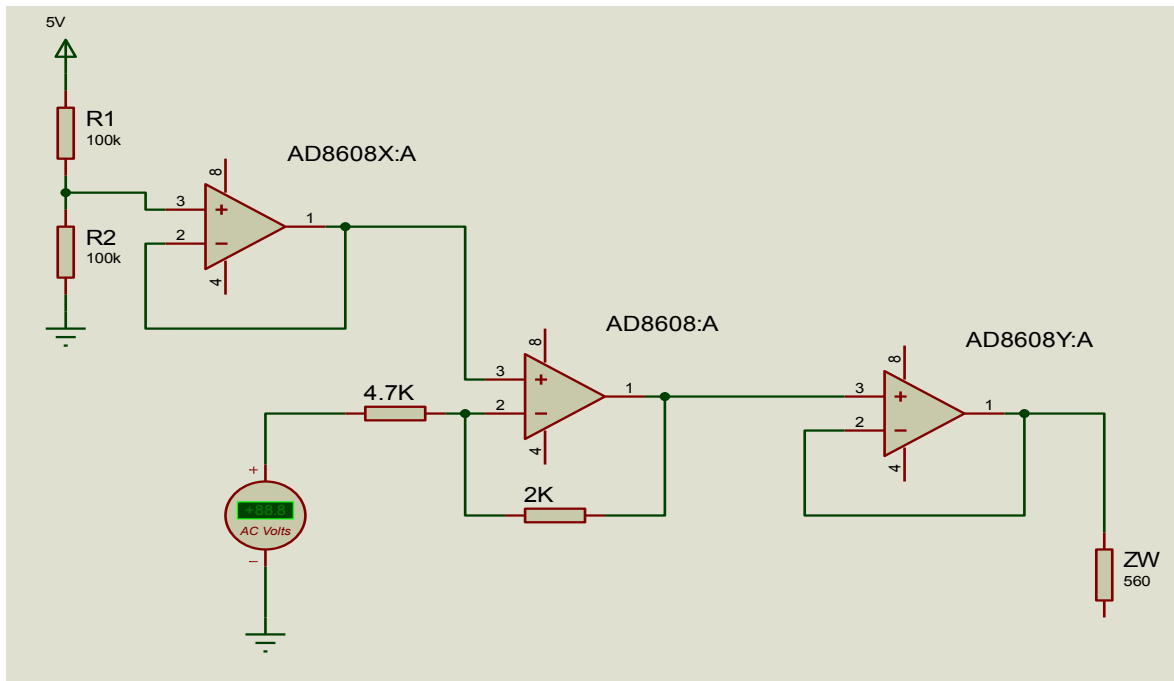


Fig. 32 Etapa de atenuación y acoplamiento de la señal de excitación.

En esta etapa se utiliza para atenuar una señal sinodal de 3Vpp proporcionada por el AD5933 a una señal sinodal de 1.276Vpp por medio de un circuito atenuador hecho con un amplificador AD8608, con base en la ecuación (27) se determina el voltaje atenuado, así como también se realiza el acoplamiento de la señal ya que el AD5933 tiene una salida con una impedancia de 200 ohm, la cual se sumaría a la impedancia a medir (Z_w), para evitar esto se añadió un seguidor de voltaje con un amplificador AD8608 que su impedancia de salida en el rango de frecuencia utilizado es de 0 a 1 ohm, a su vez con otro seguidor de voltaje la señal de excitación se monta en un señal de DC de $V_{DD}/2$, esto es para que el AD5933 la pueda leer de regreso.

$$V_{excitación} = (3V_{pp}) \left(\frac{2k\Omega}{4.7k\Omega} \right) = 1.276V_{pp} \quad (27)$$

3.2.4.2 Etapa de detección de caída de tensión producida por la impedancia a medir (Z_w).

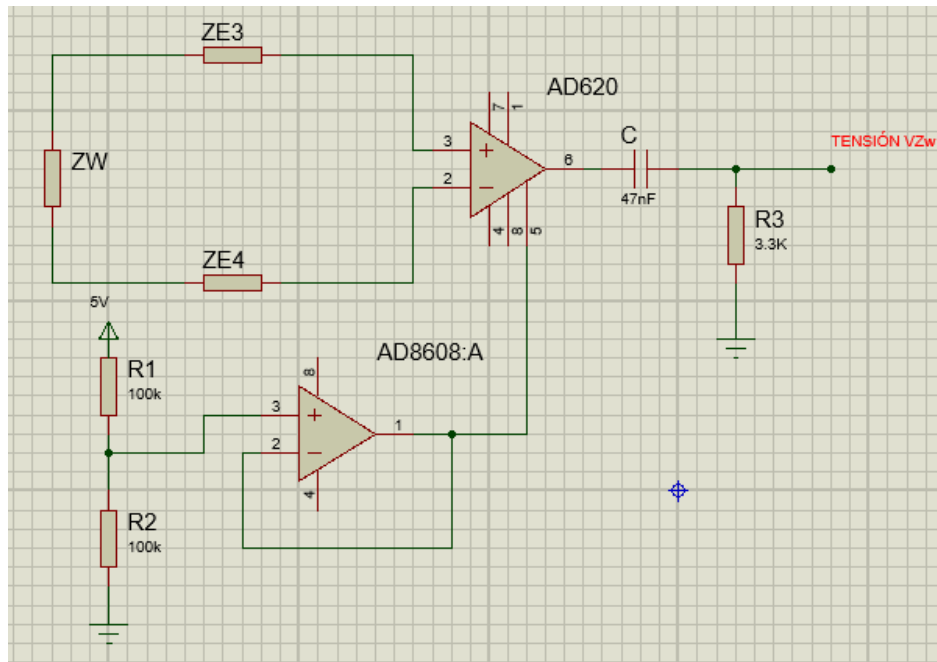


Fig. 33 Etapa de detección de caída de tensión producida por la impedancia a medir.

En esta etapa el amplificador de instrumentación (AD620) realiza la diferencia de los dos voltajes que se reflejan en “ZE3” y “ZE4”, para obtener la caída de tensión (V_{Zw}) que es producida por el paso de la corriente eléctrica total (I_T) en la impedancia a medir (Z_w) dicha caída de tensión se hace pasar por un filtro pasa altos (RC) esto para eliminar la señal de DC de $V_{DD}/2$ en la que se montó la señal sinusoidal, con se muestra en la ecuación (29) para el cálculo de la resistencia “R” con una frecuencia de corte de 1 kHz, y para posteriormente se envíe al detector de picos.

$$\text{si } C = 47nF \text{ y } f_c = 1kHz \quad (28)$$

$$R = \frac{1}{2\pi(47 \times 10^{-9}F)(1000 \text{ Hz})} = 3386.27\Omega \approx 3.3k\Omega \quad (29)$$

3.2.4.3 Etapa de detector de picos de la caída de tensión (V_{zw}).

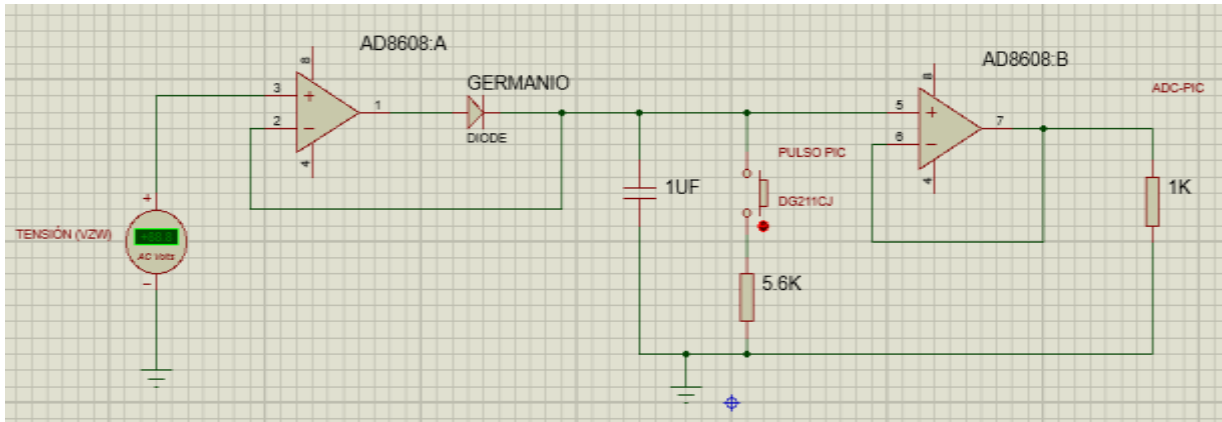


Fig. 34 Etapa de detector de picos de la caída de tensión de la impedancia a medir.

Esta etapa consta de un detector de picos compuesto por amplificadores AD8608 esto es para descargar el capacitor, se utiliza un interruptor analógico DG211CJ que es activado por un tren de pulsos programado en el PIC18F4550, la duración del pulso está determinada por el cálculo de la constante de tiempo τ como se muestra en la ecuación (30), y con base en la teoría que establece que a los 5τ el condensador se ha descargado completamente ecuación (31), la resistencia de $5.6\text{k}\Omega$ sirve para descargar el condensador y a su vez para que no se produzca un corto circuito al momento de accionar el interruptor, y posteriormente la salida va hacia el ADC del microcontrolador.

$$\tau = (5.6 \times 10^3 \Omega)(1 \times 10^{-6} \text{F}) = 5.6 \times 10^{-3} \text{s} \cong 5.6 \text{ms} \quad (30)$$

$$\text{tiempo de descarga del condensador} = (5)(5.6 \times 10^{-3} \text{s}) = 28 \times 10^{-3} \text{s} \cong 28 \text{ms} \quad (31)$$

3.2.4.4 Placas de circuitos eléctricos.



Fig. 35 Placa de aplicación de la señal de excitación y detección de impedancias.

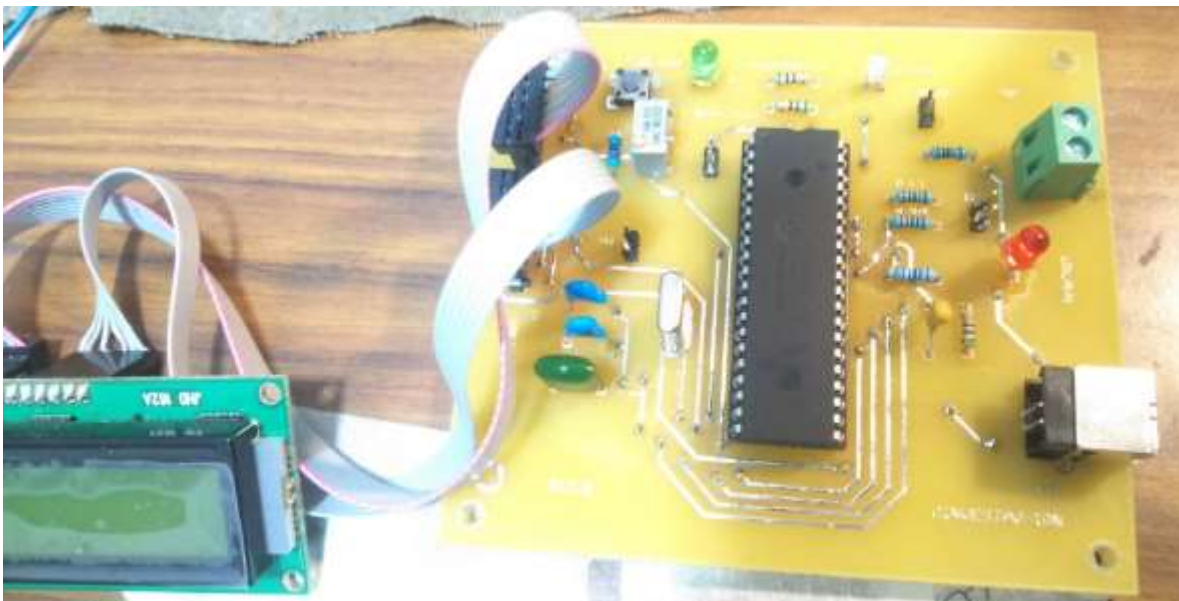


Fig. 36 Placa del microcontrolador y comunicación USB-Serial.

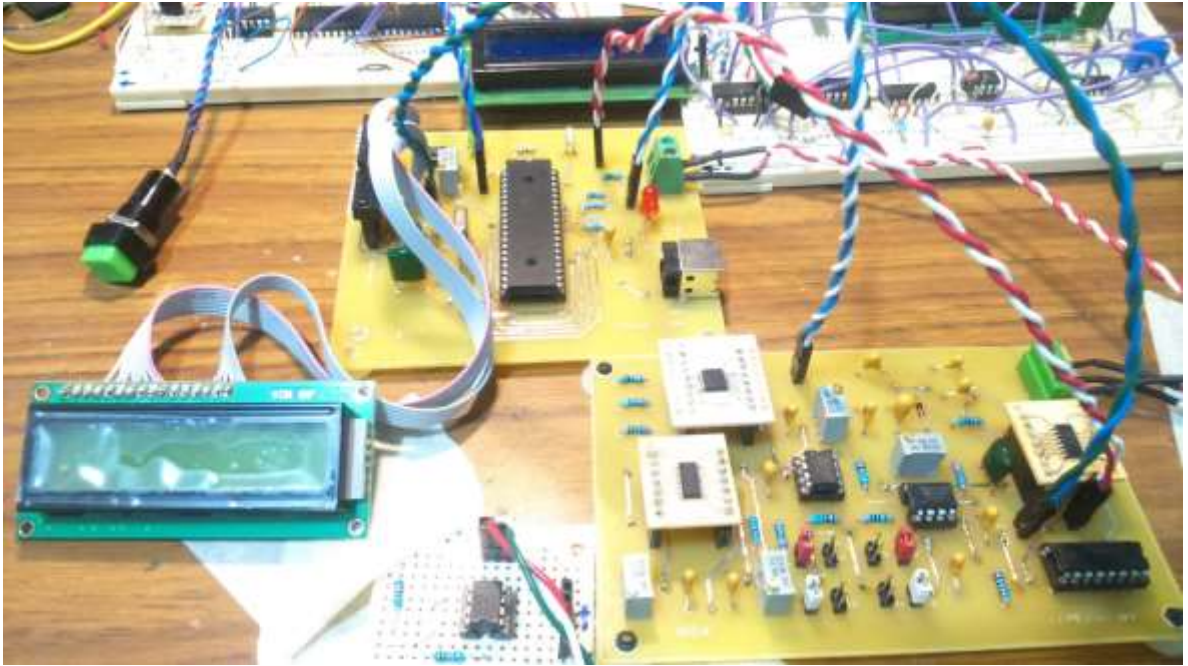


Fig.37 Conexión de ambas placas y de LCD.



Fig. 38 Fuente aislada vista lateral.



Fig. 39 Fuente aislada vista superior.

3.2.4.5 Dispositivo terminado.



Fig. 40 Conexión de las placas y de la fuente de poder en el gabinete, vista superior.



Fig. 41 Conexión de las placas en el gabinete, vista lateral.

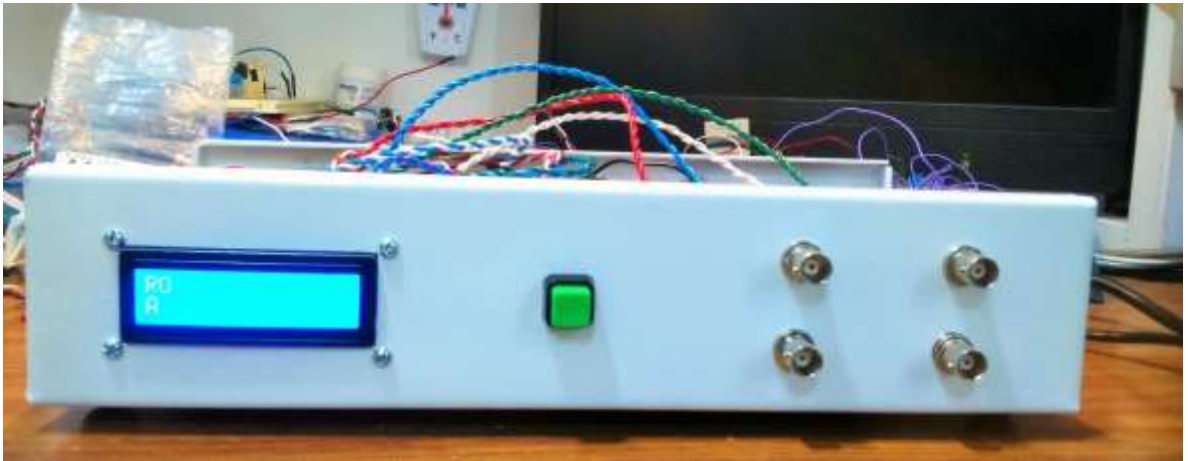


Fig. 42 Dispositivo vista lateral.

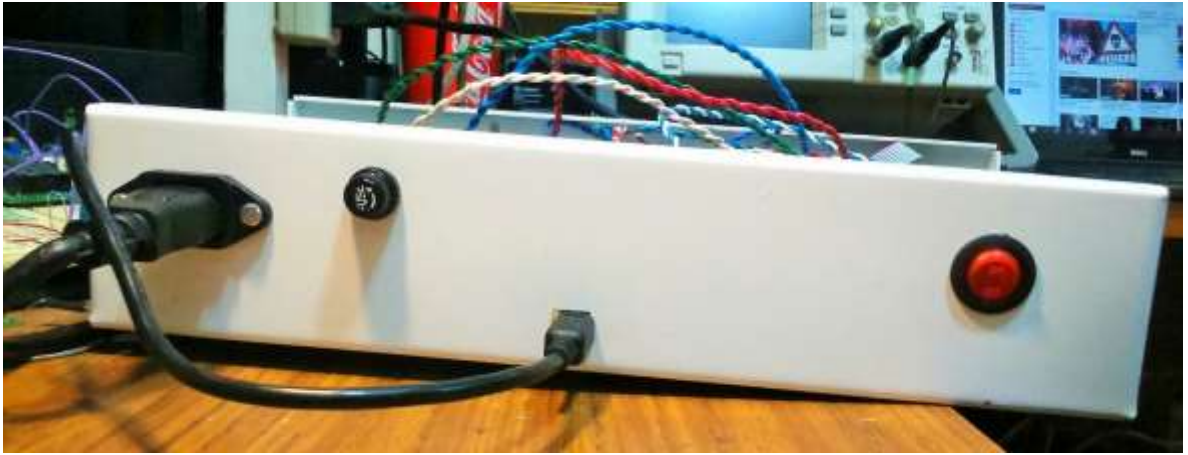


Fig. 43 Dispositivo vista trasera.



Fig. 44 Dispositivo vista frontal.

3.3.- MÉTODOS Y PROTOCOLOS EXPERIMENTALES.

3.3.1 Metodología para la aplicación del protocolo de medición.

Se realizó el siguiente protocolo para la aplicación de la bioimpedancia eléctrica a los sujetos en estudio:

A todos los sujetos en estudio se deben de pesar y medir al inicio del protocolo con una báscula calibrada, para el caso de los sujetos en terapia de hemodiálisis de deben de pesar al inicio y al término de la sesión de hemodiálisis. Las mediciones se realizan en un lugar seco y a temperatura constante.

Se coloca al sujeto a medir sobre una camilla de superficie plana en posición de decúbito supino, dejando transcurrir 1 minuto en esta posición, este tiempo es para la redistribución de los líquidos fisiológicos corporales por efectos de la bipedación y de la gravedad, el dispositivo realiza la medición de la temperatura ambiental al inicio del estudio. El paciente debe colocar los brazos y piernas en un ángulo con respecto al tronco de 15° aproximadamente, posteriormente se limpia la zona en donde se van a colocar los electrodos, frotando con algodón y alcohol etílico, esto es para quitar el exceso de grasa y en mayor medida retirar el estrato corneo de la piel producido por el intercambio celular, y con esto evitamos impedancias extras que se suman a la medición de la bioimpedancia, a continuación se coloca un electrodo de inyección de corriente (E1), en la parte dorsal de la mano derecha, con palma extendida hacia abajo, en medio de la epífisis del segundo y tercer metacarpiano y de la epífisis del segundo y tercer falange proximal, dedo índice y dedo medio respectivamente, otro electrodo justo en medio de la muñeca esto es sobre los carpos de dicha mano, este electrodo es denominado (E3), también se coloca un electrodo en la parte dorsal del pie derecho en medio de epífisis del primer y segundo metatarso y epífisis del primer y segundo falange proximal, en donde saldrá la corriente eléctrica denominado electrodo (E2) y finalmente se coloca un cuarto electrodo sobre el astrágalo a la altura del maléolo medial definido como electrodo (E4). Se colocaron los electrodos en las extremidades derechas del cuerpo, debido a que los pacientes en hemodiálisis usualmente tienen el acceso vascular de lado izquierdo y así también evita el paso de la corriente eléctrica por el corazón, y para que con esto se haga una configuración tetrapolar (4 electrodos).



Fig. 45 Posición de los electrodos en pie derecho.



Fig. 46 Posición de los electrodos en mano derecha.

Al sujeto a medir se le pide que toque algún metal que se encuentre aterrizado esto es para descargar el potencial electrostático, debido a una carga electrostática que pudiese tener y dañar el dispositivo, también que se retire todos los objetos metálicos que hagan contacto directo con su piel, así como teléfonos celulares, para el estudio se requiere que cumpla con los siguientes requisitos: no haya hecho ejercicio extenuante 24 horas previas, no haber consumido bebidas alcohólicas 24 horas previas, no haber tomado diuréticos 24 horas previas, no estar pasando por algún proceso diarreico, ni tener un proceso febril, y haber vaciado la vejiga antes de la prueba.

Se realizan 4 mediciones, el tiempo aproximado total del protocolo es de 10 minutos, durante este tiempo el sujeto a medir debe permanecer lo más quieto posible.



Fig. 47 Ejecución del protocolo de medición en sujetos.

3.3.2 Características de la señal de excitación y del dispositivo.

Se aplica un voltaje sinusoidal de 1.27 V pico-pico, teniendo un voltaje efectivo de 451 mVrms, ésta tensión se aplica directo al cuerpo a través de los electrodos de superficie que cuentan con una baja impedancia, se obtiene una corriente eléctrica en función de la impedancia total $I (Z_T)$, el dispositivo se encuentra flotado de tierra física por una fuente aislada que internamente cuenta con dos aisladores DC-DC de grado médico, con esto se evita corrientes parasitas que pudiesen afectar el nodo sinusal del corazón y que en casos extremos causa un problema de fibrilación y poner en riesgo la vida del paciente.

El dispositivo hace un barrido de frecuencia desde 1 kHz hasta 100 kHz con un paso de 5 kHz en cada aumento de frecuencia, antes de cada incremento el dispositivo realiza una medición y despliega el valor de la impedancia en un LCD, así mismo también envía este valor a una PC, por medio de comunicación USB serial, el valor es visible en una interfaz en LabVIEW y es guardado en un archivo con formato Excel para poder ser procesado por medio de fórmulas, así como también desplegar los resultados en valores numéricos y gráficas, utilizando programas como: GraphPad Prism 5 y Excel.

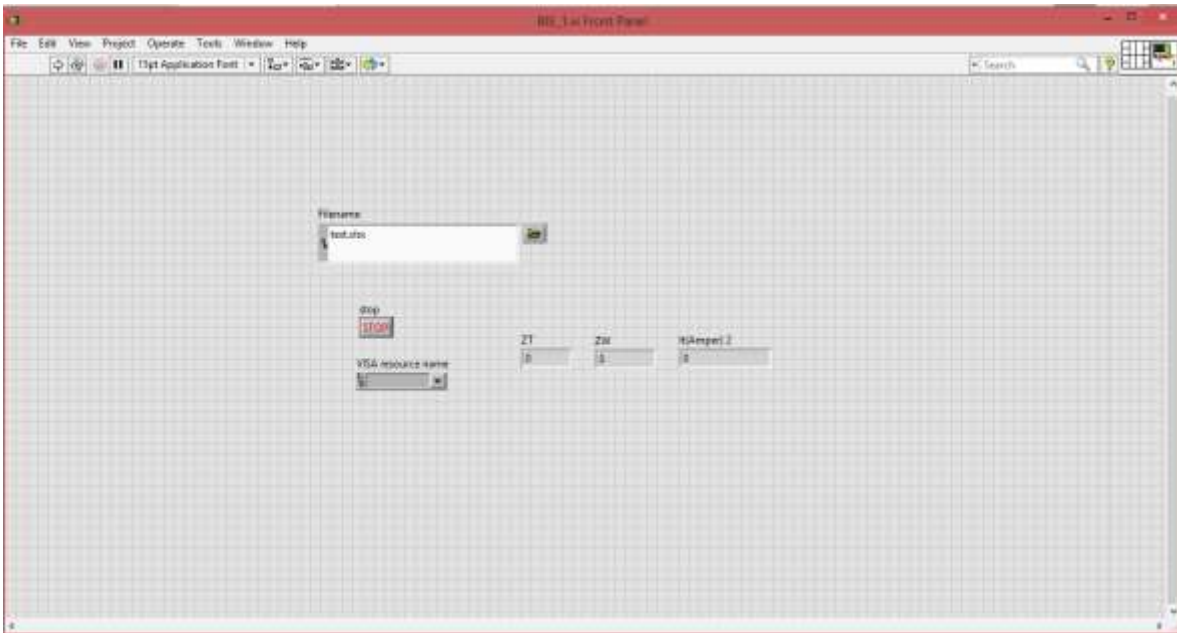


Fig. 48 Interfaz gráfica en LabVIEW en donde se visualizan los datos provenientes del dispositivo.

3.3.3 Valores de estimación de la composición corporal.

En Excel se determina la estimación de la composición corporal por medio de ecuaciones estandarizadas, en función de las variables, de impedancia del cuerpo a la frecuencia de 50 kHz, edad, sexo, peso, talla. Con esto se obtiene agua corporal total (ACT) en litros y porcentaje peso, masa libre de grasa (MLG) en kilogramos y porcentaje peso, masa grasa (MG) en kilogramos y porcentaje peso, masa celular (MC) en kilogramos y porcentaje peso, tasa metabólica basal (TMB) en kilocalorías según su actividad física, ángulo de fase (AF) de la impedancia, masa extracelular (MEC) en kilogramos y porcentaje peso, índice nutricional (MEC/MC) que es un excelente indicador nutricional, índice de masa corporal (IMC) en kilogramos/metros cuadrados, cabe mencionar que hay ecuaciones que determinan la MLG y por derivación se calcula el ACT con base en la constante de hidratación del 73.2%, también se determina el agua intracelular (AIC) en litros y agua extracelular (AEC) en litros, que son de suma importancia en pacientes con edema visible y no visible, y finalmente se realizan los gráficos de impedancia contra frecuencia, reactancia sobre altura y resistencia sobre altura de impedancia vectorial.

También con referencia en los modelos del circuito según Cole-Cole, se calcula la componente real (R) e imaginaria o reactancia (X_c) de la magnitud de la impedancia ($|Z|$) en cada frecuencia, con esto se construye el gráfico Cole-Cole que es un semicírculo con centro en la frecuencia central (f_c), esto es a la máxima reactancia (X_c).

3.4.- CALIBRACIÓN DEL DISPOSITIVO.

El dispositivo cuenta internamente con tres resistencias de calibración, ($R1 = 300 \Omega$, $R2 = 560 \Omega$ y $R3 = 300 \Omega$), conectadas en serie. Al unir las por medio de un jumper esto simula la medida de la impedancia de la interfaz electrodo-piel ($ZIEP1$ y $ZIEP2$), así como también simula la impedancia corporal (Z_w), para hacer la siguiente relación:

$$R1 = ZIEP1$$

$$R3 = ZIEP2$$

$$R2 = Z_w$$

$$ZT = R1 + R2 + R3 = 300 \Omega + 560 \Omega + 300 \Omega = 1160 \Omega \quad (32)$$

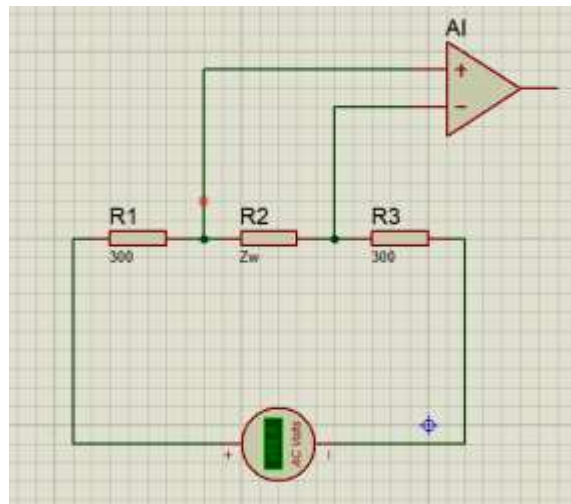


Fig. 49 Circuito interno en el dispositivo para su calibración.

Cabe mencionar que la impedancia de los electrodos ($E3$ y $E4$), es despreciable ya que estos van conectados a un amplificador de instrumentación (AD620), que por la característica que cuenta con una alta impedancia de entrada, dichas impedancias son proporcionales a cero.

3.5.- VALORES CUANTITATIVOS DEL IMPEDANCIÓMETRO.

Se obtienen los valores reales, imaginarios, ZT y Zw, en todos los puntos del barrido de frecuencia, así como también se determina el ángulo de desfase de la señal propio de la instrumentación (ángulo de fase del sistema).

3.6.- DETERMINACIÓN DEL ÁNGULO DE FASE DEL SISTEMA.

El ángulo de fase del sistema se obtiene con los valores real e imaginario y usando la siguiente tabla:

Real	Imaginary	Quadrant	Phase Angle
Positive	Positive	First	$\tan^{-1}(I/R) \times \frac{180^\circ}{\pi}$
Negative	Positive	Second	$180^\circ + \left(\tan^{-1}(I/R) \times \frac{180^\circ}{\pi} \right)$
Negative	Negative	Third	$180^\circ + \left(\tan^{-1}(I/R) \times \frac{180^\circ}{\pi} \right)$
Positive	Negative	Fourth	$360^\circ + \left(\tan^{-1}(I/R) \times \frac{180^\circ}{\pi} \right)$

Fig. 50 Relación de valores, para el cálculo del ángulo de fase del sistema en función del valor real e imaginario.

3.7.- ÁNGULO DE FASE DEL SISTEMA Y CALIBRACIÓN DE LAS IMPEDANCIAS QUE MIDE EL DISPOSITIVO.

Calibración						
FRECUENCIA (kHz)	Dato REAL	Dato IMAGINARIO	ZT (Ω)	Zw(Ω)	$\nabla(^{\circ})$ Sistema	R Calibración $\pm 1\%$
1	-16708	1047	1160.2	602.41	176.41	1160
5	-232	2441	1160.09	571.38	95.43	1160
10	-382	2434	1154.53	585.88	98.91	1160
15	-552	2396	1156.9	587.08	102.97	1160
20	-717	2348	1158.65	570.68	106.98	1160
25	-878	2290	1159.83	571.26	110.97	1160
30	-1038	2223	1159.43	553.75	115.03	1160
35	-1191	2146	1158.98	553.54	119.03	1160
40	-1339	2055	1159.74	553.9	123.08	1160
45	-1475	1958	1160.37	536.88	126.99	1160
50	-1608	1844	1162.63	564.65	131.08	1160
55	-1732	1729	1160.3	545.34	135.05	1160
60	-1847	1603	1163.12	546.66	139.04	1160
65	-1955	1470	1162.93	546.57	143.06	1160
70	-2053	1329	1163.11	564.88	147.08	1160
75	-2138	1181	1164.6	572.43	151.08	1160
80	-2213	1029	1165.54	572.89	155.06	1160
85	-2279	872	1165.73	572.98	159.06	1160
90	-2333	708	1166.72	553.69	163.18	1160
95	-2376	576	1166.78	553.73	167.05	1160
100	-2407	374	1167.76	573.98	171.16	1160

Tabla 7 Calibración del dispositivo.

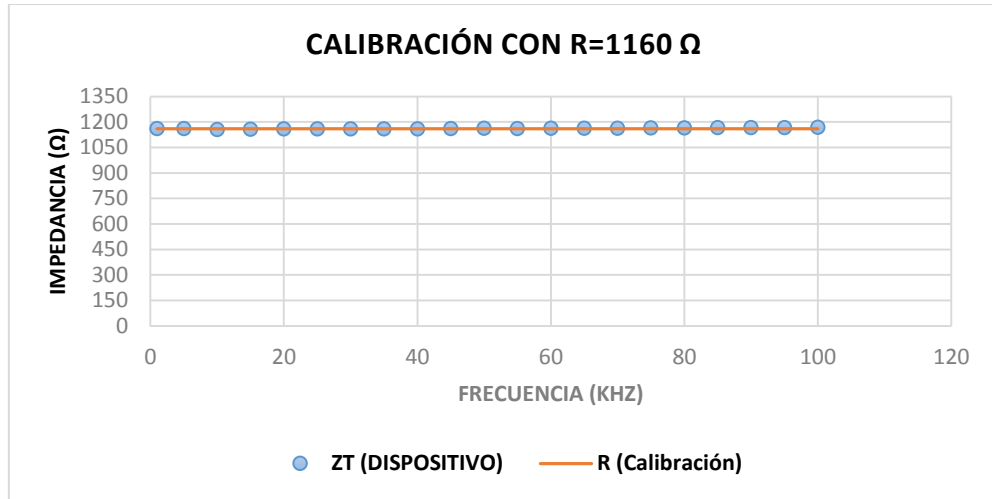


Fig. 51 Calibración, medición ZT del dispositivo y R de calibración de valor constante.

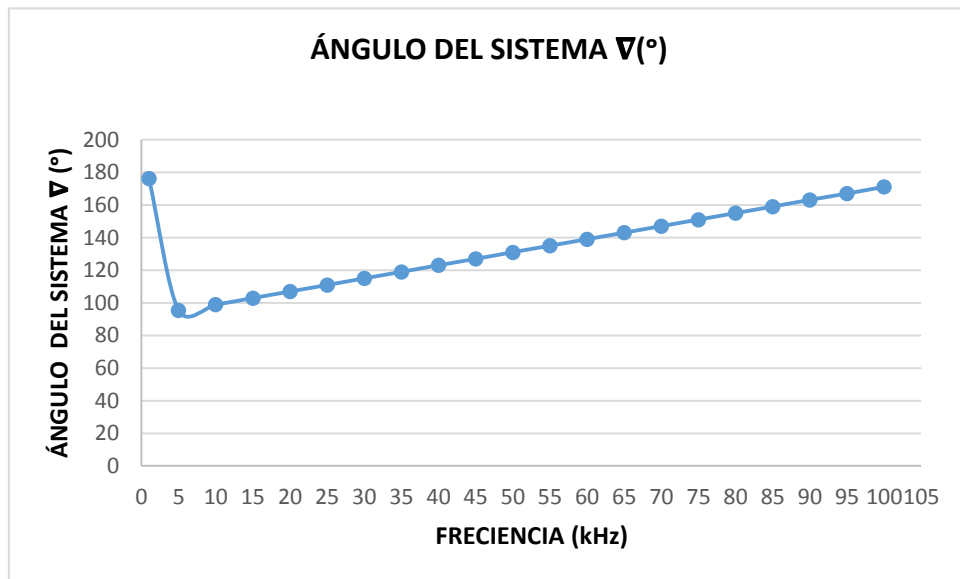


Fig. 52 Ángulo del sistema, del dispositivo.

3.8.- CALCULO DEL FACTOR DE GANANCIA DE CALIBRACIÓN PARA CUALQUIER IMPEDANCIA.

Se calcula los parámetros de magnitud (M_i), factor de ganancia (FG_i) en dos puntos de frecuencia específica a 30 kHz y a 75 kHz esto se realiza con base en las siguientes relaciones:

$$M_i = \sqrt{(Real)^2 + (Imaginario)^2} \quad (33)$$

$$M_1 = \sqrt{(-1038)^2 + (2223)^2} = 2453.400 \quad (34)$$

$$M_2 = \sqrt{(-2138)^2 + (1181)^2} = 2442.499 \quad (35)$$

$$FG_i = \frac{\left(\frac{1}{Impedancia\ de\ calibración}\right)}{Magnitud_i} \quad (36)$$

$$Impedancia\ de\ calibración = 1160\ \Omega$$

$$FG_1 = \frac{\left(\frac{1}{1160}\right)}{2453.400} = 3.513772 \times 10^{-7} \quad (37)$$

$$FG_2 = \frac{\left(\frac{1}{1160}\right)}{2442.499} = 3.529454 \times 10^{-7} \quad (38)$$

3.8.1 Factor de ganancia para cualquier impedancia en el barrido de frecuencia.

$$FG = \left(\frac{\Delta FG}{\Delta F} \times 5\ \text{kHz}\right) + FG_1 \quad (39)$$

En donde:

$$\Delta FG = FG_2 - FG_1 \quad (40)$$

$$\Delta FG = 3.529454 \times 10^{-7} - 3.513772 \times 10^{-7} = 1.5682 \times 10^{-9} \quad (41)$$

$$\Delta F = F_2 - F_1 \quad (42)$$

$$\Delta F = 75kHz - 30kHz = 45kHz \quad (43)$$

$$FG = \left(\frac{1.5682 \times 10^{-9}}{45 \times 10^3} \times 5 \times 10^3 \right) + 3.513772 \times 10^{-7} = 3.513772 \times 10^{-7} \quad (44)$$

Para el cálculo de ángulo de desfaseamiento (θ), se usa la siguiente relación:

$$\theta(^{\circ}) = (\varphi_{uk} - \nabla_{sistema}) \quad (45)$$

En donde:

$\theta(^{\circ})$ = Es el ángulo de desfaseamiento de la impedancia Z_w , resultado de la diferencia de ángulos.

$\nabla_{sistema}$ = Es el ángulo del sistema calculado anteriormente, en relación a la resistencia de calibración, y resulta del ángulo de desfaseamiento propio del dispositivo y de su instrumentación.

φ_{uk} = Es el ángulo de desfaseamiento de la impedancia desconocida con respecto al valor real e imaginario.

3.9.- ERROR DEL DISPOSITIVO.

Para el cálculo del error relativo y error relativo porcentual se usó la siguiente formula:

$$E_R = (VALOR_{Teórico} - VALOR_{Promedio experimental}) \quad (46)$$

$$\%E_R = \left(\frac{VALOR_{Teórico} - VALOR_{Promedio experimental}}{VALOR_{Teórico}} \right) \times 100 \quad (47)$$

3.10.- ERROR RELATIVO Y ERROR RELATIVO PORCENTUAL PARA ZT Y ZW.

Consintió en realizar cinco mediciones, completando el barrido de frecuencia cuatro veces por cada medición, una vez terminado esto se calculó el promedio de las cuatro mediciones para la impedancia desconocida es decir para ZT y Zw, como se muestra en la siguiente tabla:

Medición 1 para ZT.

FRECUENCIA (kHz)	ZT1 (Ω)	ZT2 (Ω)	ZT3 (Ω)	ZT4 (Ω)	ZT (Ω) (Promedio)	RT (Ω) (Teórico)	ERROR RELATIVO (%)
1	198.766	197.113	195.917	195.951	196.94	1170	494.10
5	1166.946	1168.009	1171.568	1175.599	1170.53	1170	-0.05
10	1167.835	1169.354	1172.476	1176.517	1171.55	1170	-0.13
15	1170.854	1172.025	1172.738	1183.411	1174.76	1170	-0.40
20	1168.674	1171.764	1173.879	1177.471	1172.95	1170	-0.25
25	1169.623	1172.319	1174.966	1177.974	1173.72	1170	-0.32
30	1166.978	1170.656	1171.785	1177.421	1171.71	1170	-0.15
35	1172.801	1172.092	1175.358	1177.170	1174.36	1170	-0.37
40	1170.297	1172.621	1173.272	1177.359	1173.39	1170	-0.29
45	1170.839	1172.110	1174.760	1177.228	1173.73	1170	-0.32
50	1168.688	1173.944	1175.872	1180.493	1174.75	1170	-0.40
55	1173.337	1175.760	1174.346	1181.014	1176.11	1170	-0.52
60	1172.822	1175.131	1178.575	1181.096	1176.91	1170	-0.59
65	1173.759	1175.027	1177.196	1179.373	1176.34	1170	-0.54
70	1173.402	1175.601	1176.828	1180.281	1176.53	1170	-0.55
75	1174.952	1176.484	1177.157	1181.048	1177.41	1170	-0.63
80	1175.819	1176.500	1178.926	1181.621	1178.22	1170	-0.70
85	1176.352	1177.272	1179.298	1181.613	1178.63	1170	-0.73
90	1177.033	1178.955	1180.525	1182.754	1179.82	1170	-0.83
95	1176.921	1178.366	1181.381	1186.107	1180.69	1170	-0.91
100	1177.804	1178.701	1181.479	1183.859	1180.46	1170	-0.89

Tabla 8 Datos para error relativo porcentual medición 1, para ZT.

Medición 1 para Zw.

FRECUENCIA (kHz)	ZT1 (Ω)	ZT2 (Ω)	ZT3 (Ω)	ZT4 (Ω)	ZT (Ω) (Promedio)	RT (Ω) (Teórico)	ERROR RELATIVO (%)
1	68.540	74.100	73.699	73.712	72.513	510	603.32
5	567.011	567.528	569.257	571.216	568.753	510	-10.33
10	549.139	568.181	551.321	553.221	555.466	510	-8.19
15	550.558	551.109	551.444	556.463	552.394	510	-7.67
20	549.534	550.987	496.783	553.670	537.743	510	-5.16
25	531.647	532.873	534.076	535.443	533.510	510	-4.41
30	530.445	532.116	532.630	535.192	532.596	510	-4.24
35	514.709	514.398	534.254	516.627	519.997	510	-1.92
40	513.610	514.630	514.916	516.709	514.966	510	-0.96
45	513.848	514.406	515.569	516.652	515.118	510	-0.99
50	494.586	496.810	497.626	518.085	501.777	510	1.64
55	496.554	516.008	496.981	499.802	502.336	510	1.53
60	496.336	497.313	498.770	481.325	493.436	510	3.36
65	496.732	497.269	498.187	480.622	493.203	510	3.41
70	478.189	479.085	479.585	480.993	479.463	510	6.37
75	478.821	479.445	479.719	481.305	479.822	510	6.29
80	479.174	479.452	480.440	481.539	480.151	510	6.22
85	479.391	461.313	480.592	481.535	475.708	510	7.21
90	461.220	461.973	481.092	463.461	466.936	510	9.22
95	461.176	480.212	462.923	464.775	467.272	510	9.14
100	461.522	461.874	462.962	463.895	462.563	510	10.26

Tabla 9 Datos para error relativo porcentual medición 1, para Zw.

Medición 2 para ZT.

FRECUENCIA (kHz)	ZT1 (Ω)	ZT2 (Ω)	ZT3 (Ω)	ZT4 (Ω)	ZT (Ω) (Promedio)	RT (Ω) (Teórico)	ERROR RELATIVO (%)
1	196.702	195.191	195.062	195.750	195.68	1170	497.927
5	1175.105	1179.614	1182.655	1184.705	1180.52	1170	-0.891
10	1175.956	1181.079	1183.199	1184.758	1181.25	1170	-0.952
15	1176.780	1178.690	1184.118	1185.205	1181.20	1170	-0.948
20	1176.903	1180.749	1184.526	1185.149	1181.83	1170	-1.001
25	1178.438	1180.647	1184.328	1186.088	1182.38	1170	-1.047
30	1177.252	1177.871	1181.238	1183.885	1180.06	1170	-0.853
35	1178.238	1180.059	1181.646	1186.922	1181.72	1170	-0.991
40	1177.805	1180.636	1183.694	1183.391	1181.38	1170	-0.963
45	1178.317	1181.097	1182.686	1183.683	1181.45	1170	-0.969
50	1179.791	1181.194	1183.630	1184.608	1182.31	1170	-1.041
55	1177.837	1183.841	1184.892	1185.953	1183.13	1170	-1.110
60	1180.110	1184.290	1185.373	1187.590	1184.34	1170	-1.211
65	1180.069	1183.353	1184.545	1185.248	1183.30	1170	-1.124
70	1179.725	1182.626	1184.019	1184.854	1182.81	1170	-1.083
75	1180.859	1182.841	1185.455	1186.824	1183.99	1170	-1.182
80	1182.973	1183.661	1186.591	1185.922	1184.79	1170	-1.248
85	1182.724	1184.402	1185.617	1187.203	1184.99	1170	-1.265
90	1183.530	1185.290	1186.576	1187.056	1185.61	1170	-1.317
95	1184.432	1185.436	1190.658	1186.398	1186.73	1170	-1.410
100	1184.682	1186.909	1187.238	1188.399	1186.81	1170	-1.416

Tabla 10 Datos para error relativo porcentual medición 2, para ZT.

Medición 2 para Zw.

FRECUENCIA (kHz)	ZT1 (Ω)	ZT2 (Ω)	ZT3 (Ω)	ZT4 (Ω)	ZT (Ω) (Promedio)	RT (Ω) (Teórico)	ERROR RELATIVO (%)
1	73.995	73.400	73.377	73.636	73.602	510	592.92
5	570.976	573.167	574.644	575.640	573.607	510	-11.09
10	571.389	555.366	556.364	557.096	560.054	510	-8.94
15	553.345	554.243	538.236	557.307	550.783	510	-7.40
20	553.403	536.704	556.987	557.280	551.094	510	-7.46
25	535.654	536.658	538.331	539.131	537.443	510	-5.11
30	535.115	535.396	536.926	519.574	531.753	510	-4.09
35	517.095	517.894	518.591	520.906	518.622	510	-1.66
40	516.905	518.147	519.490	519.357	518.475	510	-1.63
45	517.130	518.350	519.047	519.485	518.503	510	-1.64
50	517.777	499.879	519.462	501.323	509.610	510	0.08
55	479.996	500.999	520.015	501.893	500.726	510	1.85
60	499.420	501.189	501.647	502.585	501.210	510	1.75
65	499.403	482.245	501.297	501.594	496.134	510	2.79
70	480.766	481.948	482.516	482.856	482.022	510	5.80
75	499.737	482.036	483.101	502.261	491.784	510	3.70
80	463.548	482.370	483.564	464.703	473.546	510	7.70
85	481.988	482.672	483.167	465.205	478.258	510	6.64
90	463.765	464.455	464.959	465.147	464.582	510	9.78
95	464.119	464.512	466.558	464.889	465.020	510	9.67
100	464.217	465.090	465.219	465.674	465.050	510	9.67

Tabla 11 Datos para error relativo porcentual medición 2, para Zw.

Medición 3 para ZT.

FRECUENCIA (kHz)	ZT1 (Ω)	ZT2 (Ω)	ZT3 (Ω)	ZT4 (Ω)	ZT (Ω) (Promedio)	RT (Ω) (Teórico)	ERROR RELATIVO (%)
1	195.988	194.390	194.274	193.945	194.65	1170	501.08
5	1186.762	1187.178	1188.276	1189.751	1187.99	1170	-1.51
10	1187.315	1187.663	1188.810	1190.308	1188.52	1170	-1.56
15	1187.275	1187.766	1189.352	1189.682	1188.52	1170	-1.56
20	1187.361	1187.217	1187.987	1188.613	1187.79	1170	-1.50
25	1188.325	1187.029	1189.565	1190.867	1188.95	1170	-1.59
30	1183.885	1185.591	1187.668	1188.545	1186.42	1170	-1.38
35	1188.328	1185.277	1188.489	1188.201	1187.57	1170	-1.48
40	1186.582	1186.041	1189.790	1187.934	1187.59	1170	-1.48
45	1185.785	1186.487	1187.490	1189.005	1187.19	1170	-1.45
50	1186.022	1186.676	1187.767	1190.229	1187.67	1170	-1.49
55	1188.415	1190.228	1188.435	1190.938	1189.50	1170	-1.64
60	1186.591	1189.813	1190.192	1192.760	1189.84	1170	-1.67
65	1186.536	1187.947	1188.746	1190.162	1188.35	1170	-1.54
70	1186.941	1188.058	1189.320	1188.342	1188.17	1170	-1.53
75	1187.451	1187.451	1189.894	1189.644	1188.61	1170	-1.57
80	1187.933	1188.645	1190.230	1191.818	1189.66	1170	-1.65
85	1187.955	1188.608	1190.673	1191.899	1189.78	1170	-1.66
90	1189.458	1190.574	1191.234	1192.507	1190.94	1170	-1.76
95	1189.438	1190.317	1190.064	1192.165	1190.50	1170	-1.72
100	1189.554	1190.721	1192.219	1193.135	1191.41	1170	-1.80

Tabla 12 Datos para error relativo porcentual medición 3, para ZT.

Medición 3 para Zw.

FRECUENCIA (kHz)	ZT1 (Ω)	ZT2 (Ω)	ZT3 (Ω)	ZT4 (Ω)	ZT (Ω) (Promedio)	RT (Ω) (Teórico)	ERROR RELATIVO (%)
1	67.582	73.100	73.081	72.957	71.680	510	611.49
5	576.640	576.842	558.750	559.444	567.919	510	-10.20
10	558.299	558.463	559.002	559.706	558.867	510	-8.74
15	558.280	558.511	559.257	559.412	558.865	510	-8.74
20	558.320	539.644	539.994	577.539	553.875	510	-7.92
25	540.148	539.559	540.712	541.304	540.431	510	-5.63
30	538.130	538.905	539.849	521.619	534.626	510	-4.61
35	521.523	520.184	521.594	521.467	521.192	510	-2.15
40	520.757	520.520	522.165	521.350	521.198	510	-2.15
45	501.821	520.716	521.156	503.184	511.719	510	-0.34
50	520.511	502.198	502.660	503.702	507.268	510	0.54
55	502.934	503.702	540.198	504.002	512.709	510	-0.53
60	502.162	503.526	503.686	504.773	503.537	510	1.28
65	483.541	484.116	484.442	485.019	484.280	510	5.31
70	483.707	484.162	484.676	484.278	484.206	510	5.33
75	483.915	483.915	484.910	484.808	484.387	510	5.29
80	465.491	484.401	485.047	485.694	480.158	510	6.21
85	465.499	465.755	466.564	467.045	466.216	510	9.39
90	466.089	466.526	466.784	467.283	466.670	510	9.28
95	466.081	466.425	466.326	467.149	466.495	510	9.33
100	466.126	466.583	467.171	467.530	466.853	510	9.24

Tabla 13 Datos para error relativo porcentual medición 3, para Zw.

Medición 4 para ZT.

FRECUENCIA (kHz)	ZT1 (Ω)	ZT2 (Ω)	ZT3 (Ω)	ZT4 (Ω)	ZT (Ω) (Promedio)	RT (Ω) (Teórico)	ERROR RELATIVO (%)
1	192.939	194.645	194.417	194.645	194.000	1170	503.09
5	1189.706	1186.170	1186.674	1186.170	1187.517	1170	-1.48
10	1190.308	1188.958	1188.810	1188.958	1189.359	1170	-1.63
15	1191.326	1189.352	1189.572	1189.352	1190.084	1170	-1.69
20	1191.035	1190.550	1189.724	1190.550	1190.437	1170	-1.72
25	1190.748	1190.571	1190.748	1190.571	1190.689	1170	-1.74
30	1189.673	1187.001	1188.794	1187.001	1188.490	1170	-1.56
35	1190.101	1187.315	1187.518	1187.315	1188.312	1170	-1.54
40	1190.062	1189.326	1189.481	1189.326	1189.623	1170	-1.65
45	1189.906	1190.206	1188.793	1190.206	1189.635	1170	-1.65
50	1188.860	1190.061	1189.405	1190.061	1189.442	1170	-1.63
55	1191.642	1187.743	1190.557	1187.743	1189.981	1170	-1.68
60	1190.699	1191.371	1192.172	1191.371	1191.414	1170	-1.80
65	1190.347	1190.347	1189.639	1190.347	1190.111	1170	-1.69
70	1190.725	1189.604	1189.744	1189.604	1190.024	1170	-1.68
75	1192.095	1190.462	1190.773	1190.462	1191.110	1170	-1.77
80	1191.142	1190.248	1190.485	1190.248	1190.625	1170	-1.73
85	1191.525	1191.525	1191.054	1191.525	1191.368	1170	-1.79
90	1191.893	1192.376	1190.445	1192.376	1191.571	1170	-1.81
95	1192.645	1192.295	1192.537	1192.295	1192.492	1170	-1.89
100	1193.551	1192.707	1192.879	1192.707	1193.046	1170	-1.93

Tabla 14 Datos para error relativo porcentual medición 4, para ZT.

Medición 4 para Zw.

FRECUENCIA (kHz)	ZT1 (Ω)	ZT2 (Ω)	ZT3 (Ω)	ZT4 (Ω)	ZT (Ω) (Promedio)	RT (Ω) (Teórico)	ERROR RELATIVO (%)
1	72.579	76.271	76.182	76.271	75.011	510	579.90
5	559.423	557.760	576.597	557.760	564.593	510	-9.67
10	559.706	559.071	559.002	559.071	559.260	510	-8.81
15	560.185	559.257	559.360	559.257	559.601	510	-8.86
20	541.380	541.159	540.784	541.159	541.108	510	-5.75
25	541.249	559.830	541.249	559.830	547.443	510	-6.84
30	540.761	539.546	540.361	539.546	540.223	510	-5.59
35	522.301	521.079	521.168	521.079	521.516	510	-2.21
40	522.284	521.961	522.030	521.961	522.092	510	-2.32
45	522.216	503.692	503.095	503.692	509.668	510	0.07
50	503.123	503.631	503.353	503.631	503.369	510	1.32
55	504.300	502.650	503.841	502.650	503.597	510	1.27
60	503.901	504.186	504.524	504.186	504.204	510	1.15
65	485.095	485.095	484.806	485.095	484.998	510	5.15
70	485.249	484.792	484.849	484.792	484.963	510	5.16
75	448.437	485.142	485.268	485.142	472.949	510	7.83
80	485.419	485.054	485.151	485.054	485.208	510	5.11
85	466.898	466.898	485.382	466.898	473.060	510	7.81
90	467.043	467.232	466.475	467.232	466.917	510	9.23
95	467.337	467.200	467.295	467.200	467.277	510	9.14
100	467.692	467.362	467.429	467.362	467.494	510	9.09

Tabla 15 Datos para error relativo porcentual medición 4, para Zw.

Medición 5 para ZT.

FRECUENCIA (kHz)	ZT1 (Ω)	ZT2 (Ω)	ZT3 (Ω)	ZT4 (Ω)	ZT (Ω) (Promedio)	RT (Ω) (Teórico)	ERROR RELATIVO (%)
1	194.922	195.865	196.082	196.382	195.81	1170	497.51
5	1184.070	1181.566	1181.522	1180.567	1181.93	1170	-1.01
10	1185.750	1183.620	1183.199	1181.571	1183.54	1170	-1.14
15	1190.394	1187.055	1185.095	1185.854	1187.10	1170	-1.44
20	1187.022	1186.735	1185.006	1184.526	1185.82	1170	-1.33
25	1187.677	1186.911	1186.088	1185.266	1186.49	1170	-1.39
30	1184.757	1185.591	1185.878	1183.885	1185.03	1170	-1.27
35	1187.404	1188.126	1183.200	1185.677	1186.10	1170	-1.36
40	1186.275	1186.005	1184.351	1184.773	1185.35	1170	-1.30
45	1186.979	1186.681	1185.680	1185.083	1186.11	1170	-1.36
50	1189.517	1187.273	1184.768	1184.443	1186.50	1170	-1.39
55	1185.188	1186.652	1188.459	1183.431	1185.93	1170	-1.34
60	1190.027	1189.813	1188.475	1186.967	1188.82	1170	-1.58
65	1188.223	1187.732	1186.628	1186.536	1187.28	1170	-1.46
70	1188.625	1188.484	1186.669	1185.691	1187.37	1170	-1.46
75	1189.834	1188.517	1188.956	1187.830	1188.78	1170	-1.58
80	1190.485	1189.774	1187.991	1187.736	1189.00	1170	-1.60
85	1189.740	1189.644	1188.706	1188.237	1189.08	1170	-1.60
90	1190.928	1189.482	1189.787	1189.306	1189.88	1170	-1.67
95	1194.633	1189.215	1193.645	1190.794	1192.07	1170	-1.85
100	1190.708	1189.385	1190.222	1188.644	1189.74	1170	-1.66

Tabla 16 Datos para error relativo porcentual medición 5, para ZT.

Medición 5 para Zw.

FRECUENCIA (kHz)	ZT1 (Ω)	ZT2 (Ω)	ZT3 (Ω)	ZT4 (Ω)	ZT (Ω) (Promedio)	RT (Ω) (Teórico)	ERROR RELATIVO (%)
1	73.32	73.68	73.76	73.87	73.66	510	592.37
5	575.33	555.60	574.09	573.63	569.66	510	-10.47
10	557.56	556.56	556.36	555.60	556.52	510	-8.36
15	559.75	558.18	557.26	557.61	558.20	510	-8.63
20	539.56	539.43	538.64	556.99	543.65	510	-6.19
25	539.85	539.51	539.13	538.76	539.31	510	-5.44
30	538.53	538.91	539.04	538.13	538.65	510	-5.32
35	521.12	540.06	519.27	520.36	525.20	510	-2.89
40	520.62	520.50	519.78	519.96	520.22	510	-1.96
45	520.93	520.80	557.53	557.25	539.13	510	-5.40
50	503.40	521.06	501.39	501.25	506.78	510	0.64
55	482.99	502.19	540.21	500.83	506.55	510	0.68
60	503.62	503.53	502.96	502.32	503.11	510	1.37
65	484.23	502.65	483.58	502.14	493.15	510	3.42
70	484.39	484.34	483.60	483.20	483.88	510	5.40
75	466.24	484.35	484.53	484.07	479.80	510	6.30
80	485.15	484.86	484.13	484.03	484.54	510	5.25
85	466.20	484.81	465.79	465.61	470.60	510	8.37
90	466.66	466.10	466.22	466.03	466.25	510	9.38
95	468.12	465.99	467.73	466.61	467.11	510	9.18
100	466.58	466.06	466.39	465.77	466.20	510	9.40

Tabla 17 Datos para error relativo porcentual medición 5, para ZT.

3.10.1 Error relativo porcentual del dispositivo impedanciómetro multifrecuencia para ZT.

FRECUENCIA (kHz)	Error 1 (%)	Error 2 (%)	Error 3 (%)	Error 4 (%)	Error 5 (%)	Error promedio (%)	Error Relativo absoluto (%)
1	494.10	497.927	501.08	503.09	497.51	498.74	498.74%
5	-0.05	-0.891	-1.51	-1.48	-1.01	-0.99	0.99%
10	-0.13	-0.952	-1.56	-1.63	-1.14	-1.08	1.08%
15	-0.40	-0.948	-1.56	-1.69	-1.44	-1.21	1.21%
20	-0.25	-1.001	-1.50	-1.72	-1.33	-1.16	1.16%
25	-0.32	-1.047	-1.59	-1.74	-1.39	-1.22	1.22%
30	-0.15	-0.853	-1.38	-1.56	-1.27	-1.04	1.04%
35	-0.37	-0.991	-1.48	-1.54	-1.36	-1.15	1.15%
40	-0.29	-0.963	-1.48	-1.65	-1.30	-1.14	1.14%
45	-0.32	-0.969	-1.45	-1.65	-1.36	-1.15	1.15%
50	-0.40	-1.041	-1.49	-1.63	-1.39	-1.19	1.19%
55	-0.52	-1.110	-1.64	-1.68	-1.34	-1.26	1.26%
60	-0.59	-1.211	-1.67	-1.80	-1.58	-1.37	1.37%
65	-0.54	-1.124	-1.54	-1.69	-1.46	-1.27	1.27%
70	-0.55	-1.083	-1.53	-1.68	-1.46	-1.26	1.26%
75	-0.63	-1.182	-1.57	-1.77	-1.58	-1.35	1.35%
80	-0.70	-1.248	-1.65	-1.73	-1.60	-1.39	1.39%
85	-0.73	-1.265	-1.66	-1.79	-1.60	-1.41	1.41%
90	-0.83	-1.317	-1.76	-1.81	-1.67	-1.48	1.48%
95	-0.91	-1.410	-1.72	-1.89	-1.85	-1.55	1.55%
100	-0.89	-1.416	-1.80	-1.93	-1.66	-1.54	1.54%

Tabla 18 Error relativo porcentual absoluto, para ZT.

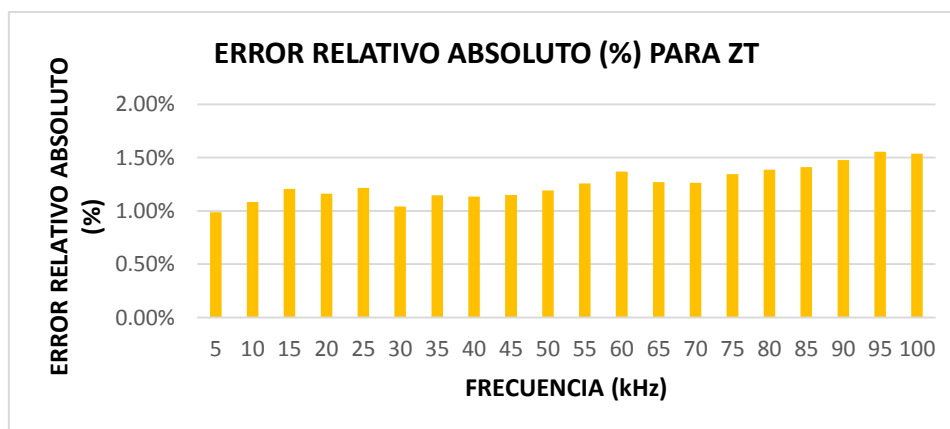


Fig. 53 Error relativo absoluto (%), para ZT.

3.10.2 Error relativo porcentual del dispositivo bioimpedanciómetro multirecuencia para Zw.

FRECUENCIA (kHz)	Error 1 (%)	Error 2 (%)	Error 3 (%)	Error 4 (%)	Error 5 (%)	Error promedio (%)	Error Relativo absoluto (%)
1	603.32	592.92	611.49	579.90	592.37	596.00	596.00%
5	-10.33	-10.09	-10.20	-9.67	-10.47	-10.15	10.15%
10	-8.19	-8.94	-8.74	-8.81	-8.36	-8.61	8.61%
15	-7.67	-7.40	-8.74	-8.86	-8.63	-8.26	8.26%
20	-5.16	-7.46	-7.92	-5.75	-6.19	-6.50	6.50%
25	-4.41	-5.11	-5.63	-6.84	-5.44	-5.48	5.48%
30	-4.24	-4.09	-4.61	-5.59	-5.32	-4.77	4.77%
35	-1.92	-1.66	-2.15	-2.21	-2.89	-2.17	2.17%
40	-0.96	-1.63	-2.15	-2.32	-1.96	-1.81	1.81%
45	-0.99	-1.64	-0.34	0.07	-1.64	-0.91	0.91%
50	1.64	0.08	0.54	1.32	0.64	0.84	0.84%
55	1.53	1.85	0.53	1.27	0.68	1.17	1.17%
60	2.36	1.75	1.28	1.15	1.37	1.58	1.58%
65	3.41	2.79	5.31	5.15	3.42	4.02	4.02%
70	6.37	5.80	5.33	5.16	5.40	5.61	5.61%
75	6.29	3.70	5.29	7.83	6.30	5.88	5.88%
80	6.22	7.70	6.21	5.11	5.25	6.10	6.10%
85	7.21	6.64	9.39	7.81	8.37	7.88	7.88%
90	9.22	9.78	9.28	9.23	9.38	9.38	9.38%
95	9.14	9.67	9.33	9.14	9.18	9.29	9.29%
100	10.26	9.67	9.24	9.09	9.40	9.53	9.53%

Tabla 19 Error relativo porcentual absoluto, para Zw.

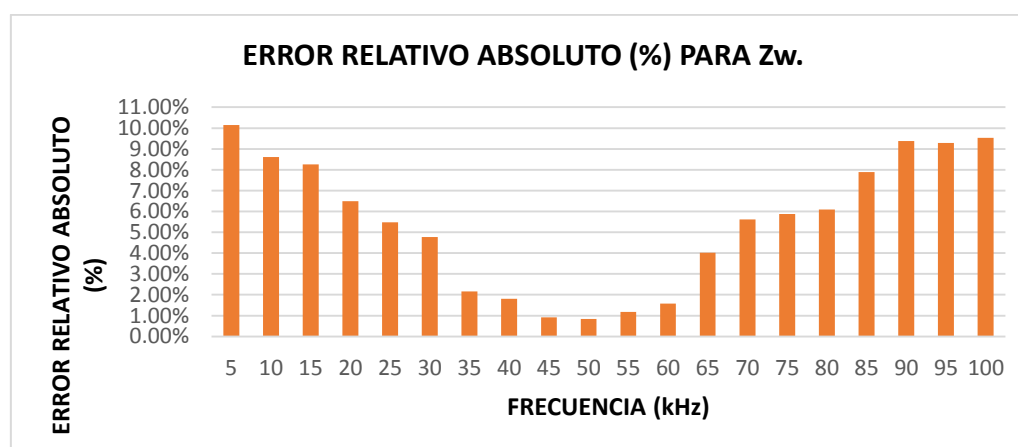


Fig. 54 Error relativo absoluto (%), para Zw.

4.- PRUEBAS Y VALIDACIÓN DEL DISPOSITIVO.

Para las pruebas y validación consistió en dos fases la primera fue medición con resistencias de precisión con tolerancia del $\pm 1\%$ de diferentes valores, la segunda prueba consistió en la medición con un modelo RC de valores conocidos para C y R, el condensador es de tantalio y finalmente se graficó su respuesta en frecuencia para ZT vs RT y Zw vs Rw.

4.1.- FASE I.

Prueba 1.1:

Se realizó la prueba con:

Resistencias de precisión con tolerancia $\pm 1\%$.

$R1 = 100 \Omega$

$R2 = 300 \Omega$

$R3 = 100 \Omega$

$$RT = R1 + R2 + R3 = 100 \Omega + 300 \Omega + 100 \Omega = 500 \Omega \quad (48)$$

FRECUENCIA (kHz)	ZT (Ω) Dispositivo	Zw (Ω) Dispositivo	RT (Ω) Calibración	Rw (Ω) Calibración
1	161.42	81.07	500	300
5	498.05	328.46	500	300
10	497.04	320.18	500	300
15	497.23	320.30	500	300
20	497.88	320.72	500	300
25	498.16	313.26	500	300
30	498.12	305.59	500	300
35	498.34	305.73	500	300
40	498.42	305.77	500	300
45	498.63	305.91	500	300
50	498.53	298.20	500	300
55	498.77	290.69	500	300
60	499.73	298.92	500	300
65	499.84	291.32	500	300
70	500.06	291.44	500	300
75	500.25	291.56	500	300
80	500.63	284.10	500	300
85	500.96	284.29	500	300
90	501.3	281.41	500	300
95	502.21	277.29	500	300
100	501.87	277.10	500	300

Tabla 20 Prueba 1.1 para calibración para ZT y Zw.

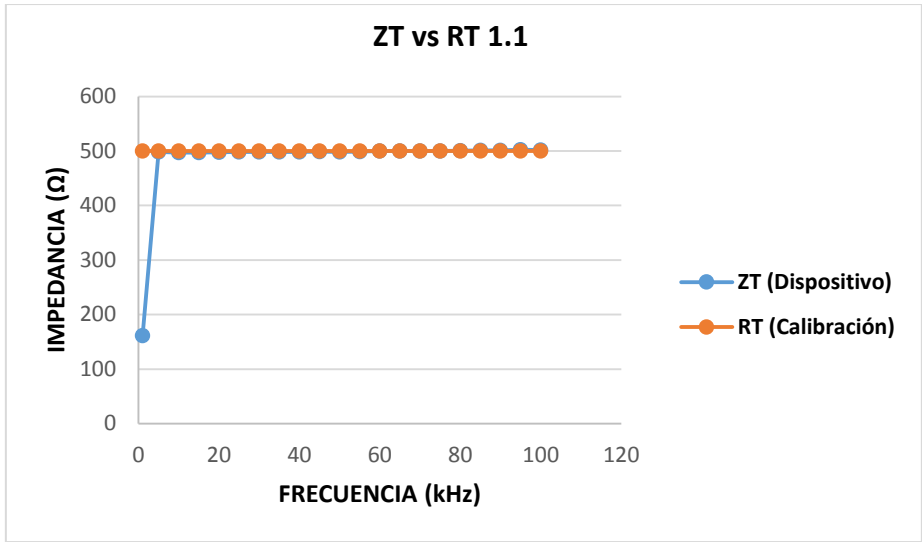


Fig. 55 Comparación entre ZT dispositivo vs RT calibración, prueba 1.1.

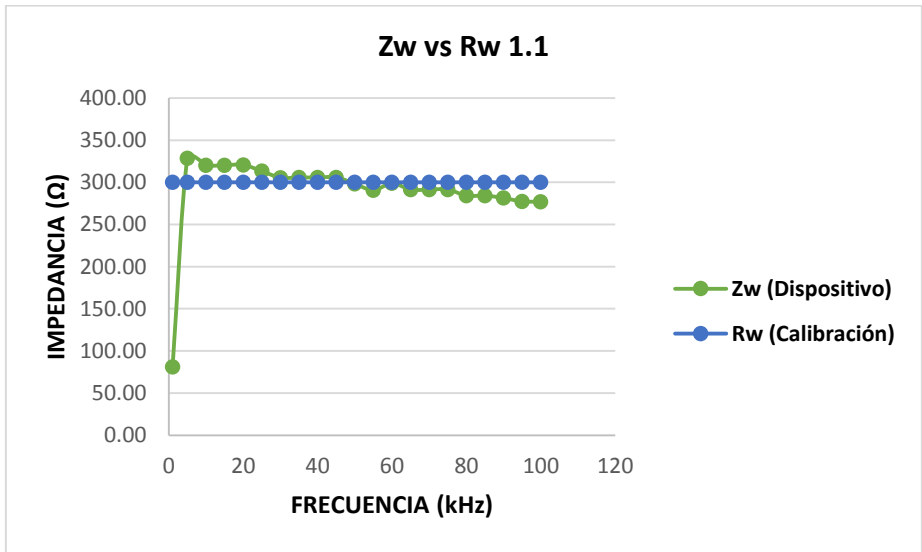


Fig. 56 Comparación entre Zw dispositivo vs Rw calibración, prueba 1.1.

Prueba 1.2:

Resistencias de precisión con tolerancia $\pm 1\%$.

$$R1 = 200 \Omega$$

$$R2 = 390 \Omega$$

$$R3 = 200 \Omega$$

$$RT = R1 + R2 + R3 = 200 \Omega + 390 \Omega + 200 \Omega = 790 \Omega \quad (49)$$

FRECUENCIA (kHz)	ZT (Ω) Dispositivo	Zw (Ω) Dispositivo	RT Calibración	Rw Calibración
1	167.67	72.00	790	390
5	786.10	421.98	790	390
10	783.32	420.49	790	390
15	784.43	421.09	790	390
20	784.86	409.28	790	390
25	785.85	409.80	790	390
30	785.73	409.73	790	390
35	786.06	385.79	790	390
40	785.97	397.80	790	390
45	786.60	398.12	790	390
50	786.83	386.17	790	390
55	788.21	386.85	790	390
60	788.93	387.20	790	390
65	788.17	374.74	790	390
70	788.95	375.11	790	390
75	789.27	365.26	790	390
80	789.64	375.44	790	390
85	790.20	363.59	790	390
90	790.87	363.90	790	390
95	791.30	364.09	790	390
100	791.06	363.98	790	390

Tabla 21 Prueba 1.2 para calibración para ZT y Zw.

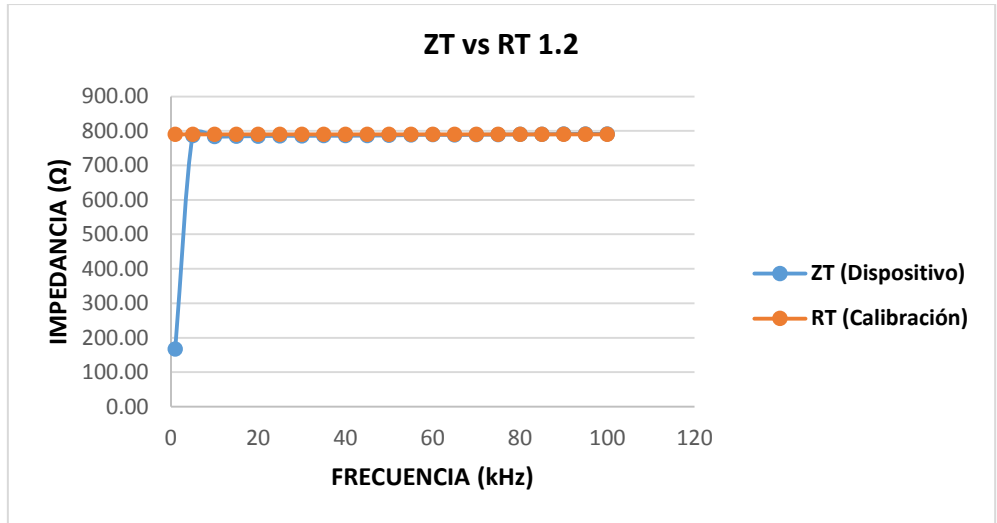


Fig. 57 Comparación entre ZT dispositivo vs RT calibración, prueba 1.2.

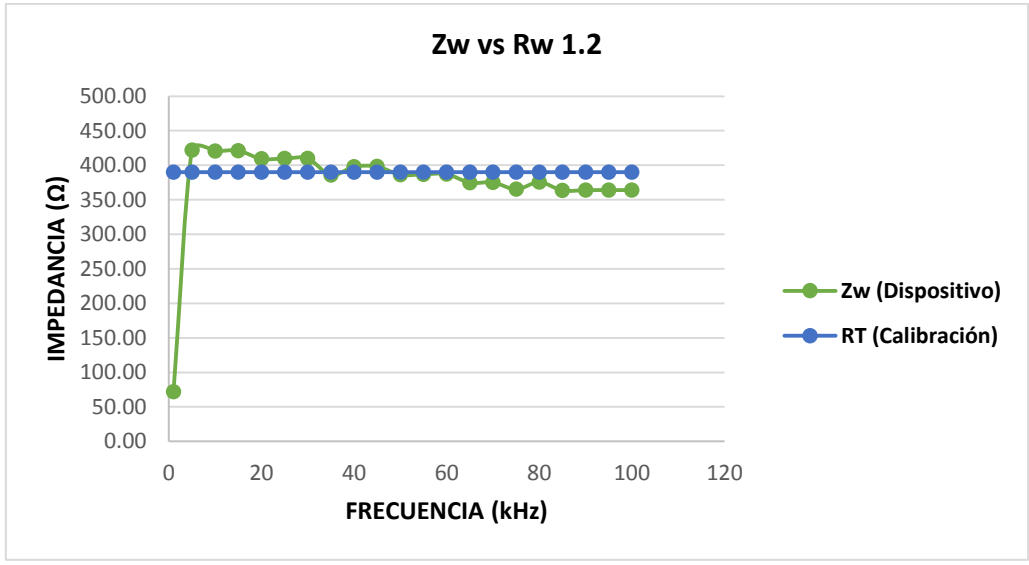


Fig. 58 Comparación entre Zw dispositivo vs Rw calibración, prueba 1.2.

Prueba 1.3:

Resistencias de precisión con tolerancia $\pm 1\%$.

$$R1 = 240 \Omega$$

$$R2 = 470 \Omega$$

$$R3 = 240 \Omega$$

$$RT = R1 + R2 + R3 = 240 \Omega + 470 \Omega + 240 \Omega = 950 \Omega \quad (50)$$

FRECUENCIA (kHz)	ZT (Ω) Dispositivo	Zw (Ω) Dispositivo	RT Calibración	Rw Calibración
1	169.14	72.63	950	470
5	948.65	509.24	950	470
10	944.75	521.64	950	470
15	949.93	509.93	950	470
20	946.57	493.63	950	470
25	947.78	494.24	950	470
30	947.90	494.30	950	470
35	947.94	479.78	950	470
40	947.97	479.80	950	470
45	948.64	480.14	950	470
50	949.11	465.82	950	470
55	949.60	466.06	950	470
60	951.70	467.09	950	470
65	950.98	452.15	950	470
70	950.93	452.13	950	470
75	951.97	452.62	950	470
80	952.66	452.95	950	470
85	953.01	438.50	950	470
90	954.26	439.07	950	470
95	953.43	438.69	950	470
100	954.96	439.39	950	470

Tabla 22 Prueba 1.3 para calibración para ZT y Zw.

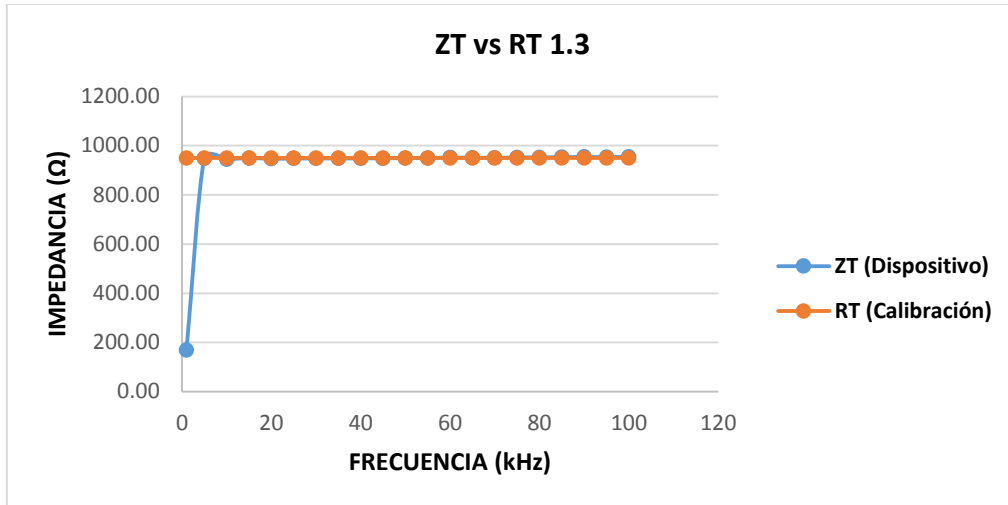


Fig. 59 Comparación entre ZT dispositivo vs RT calibración, prueba 1.3.

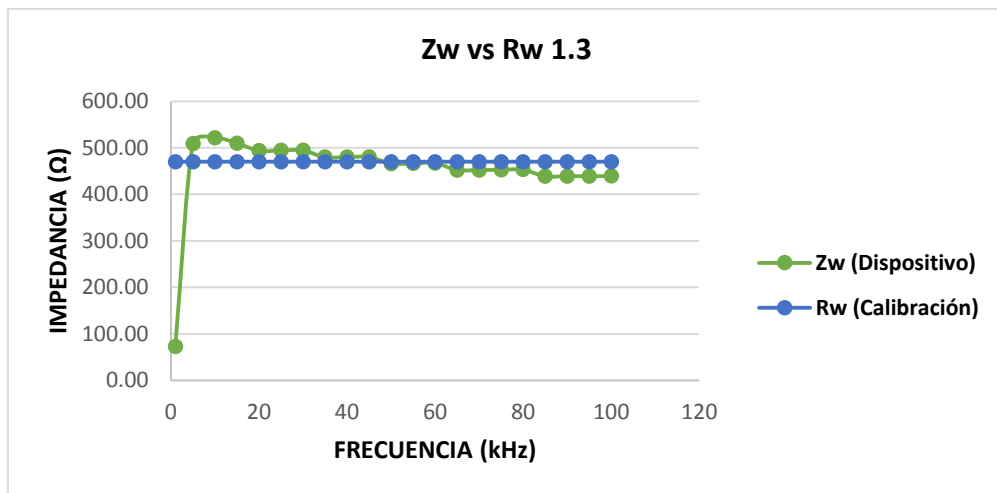


Fig. 60 Comparación entre Zw dispositivo vs Rw calibración, prueba 1.3.

Prueba 1.4:

En esta prueba también se midió el ángulo de desfase de la resistencia de calibración (θ), el cual es proporcionalmente cero, valor que coincide con la teoría que dice que una señal sinusoidal tiene un desfase igual a cero al pasar por una resistencia es decir que no existe desfase de dicha señal.

Resistencias de precisión con tolerancia $\pm 1\%$.

$$R1 = 360 \Omega$$

$$R2 = 680 \Omega$$

$$R3 = 360 \Omega$$

$$RT = R1 + R2 + R3 = 360 \Omega + 680 \Omega + 360 \Omega = 1400 \Omega \quad (51)$$

FRECUENCIA (kHz)	ZT (Ω) Dispositivo	Zw (Ω) Dispositivo	θ ($^\circ$)	RT Calibración	Rw Calibración
1	171.04	68.20	1.425	1400	680
5	1403.47	731.87	0.109	1400	680
10	1395.26	727.59	0.020	1400	680
15	1397.79	728.91	0.041	1400	680
20	1400.15	708.66	0.060	1400	680
25	1399.53	708.35	0.050	1400	680
30	1397.83	686.05	0.070	1400	680
35	1400.80	708.99	0.010	1400	680
40	1400.88	687.55	0.020	1400	680
45	1400.91	666.07	0.090	1400	680
50	1400.31	665.79	0.020	1400	680
55	1405.20	689.67	0.080	1400	680
60	1407.27	669.10	0.140	1400	680
65	1404.91	650.76	0.120	1400	680
70	1404.91	646.43	0.070	1400	680
75	1405.97	646.91	0.110	1400	680
80	1408.02	626.26	0.110	1400	680
85	1408.57	626.51	0.100	1400	680
90	1411.57	627.84	0.120	1400	680
95	1408.93	626.67	0.060	1400	680
100	1410.63	627.42	0.180	1400	680

Tabla 23 Prueba 1.4 para calibración para ZT y Zw.

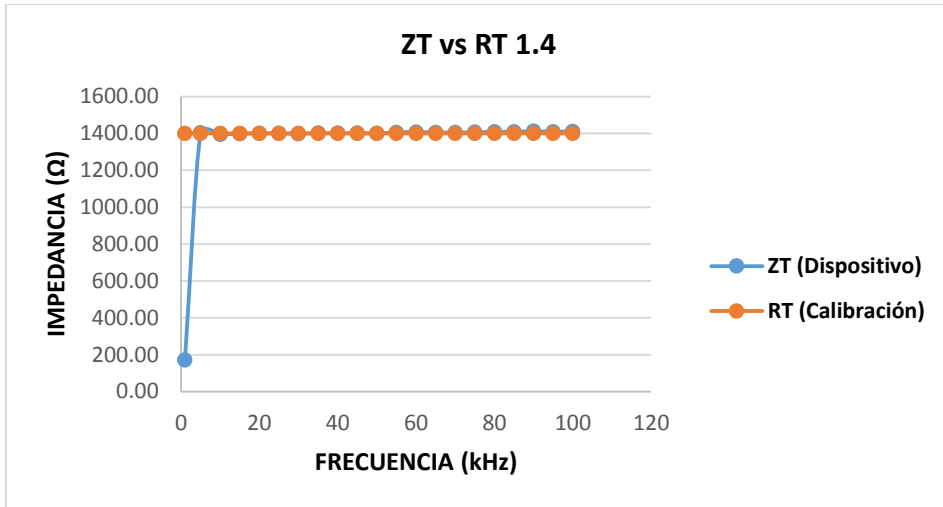


Fig. 61 Comparación entre ZT dispositivo vs RT calibración, prueba 1.4.

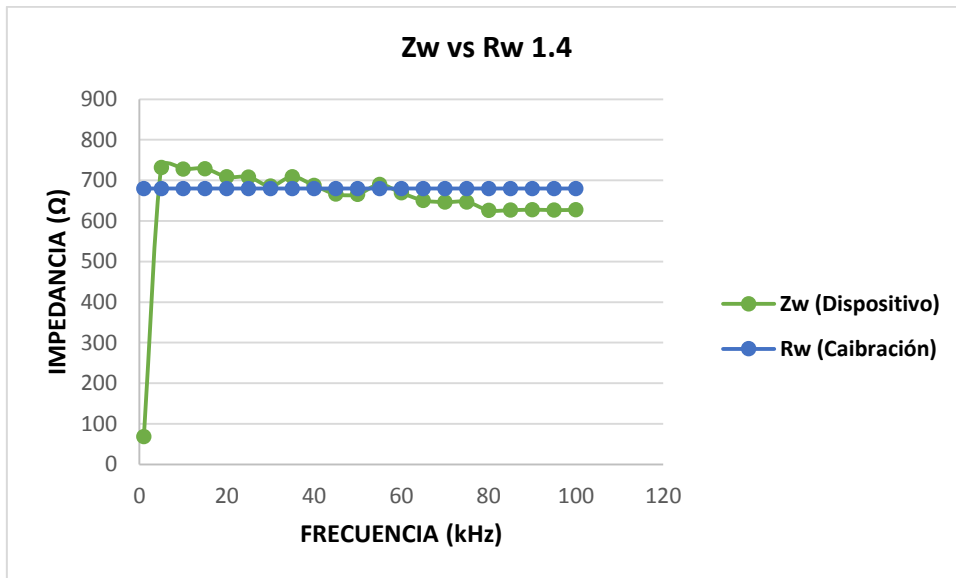


Fig. 62 Comparación entre Zw dispositivo vs Rw calibración, prueba 1.4.

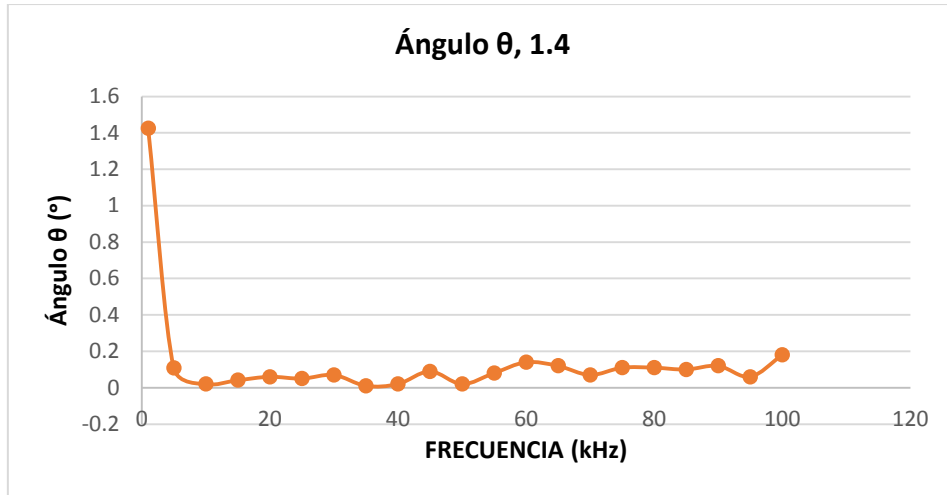


Fig. 63 Ángulo de fase, en resistencias de calibración.

4.2.- FASE II.

Consiste en reproducir el modelo eléctrico del tejido biológico con un circuito RC, y medir la impedancia total con el dispositivo, así como el ángulo de desfase o de fase (AF), resistencia o real (Re) y reactancia o imaginario (Im), con los siguientes valores de componentes:

$$A = 1100 \Omega$$

$$B = 1500 \Omega$$

$$C = 4.7nF$$

También se realiza la comparación entre la impedancia total medida por el dispositivo y la impedancia total calculada resolviendo el circuito RC modelo Cole-Cole tipo A, como se muestra en la siguiente figura.

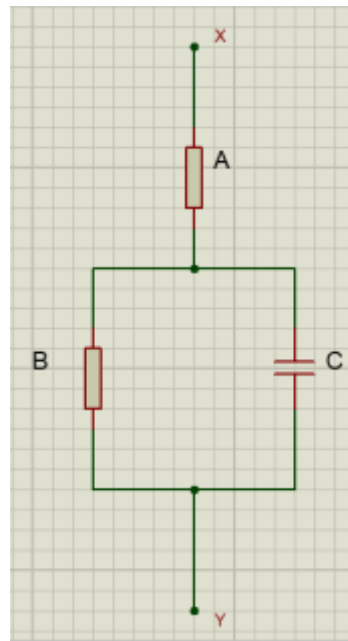


Fig. 64 Modelo eléctrico del tejido biológico Cole-Cole tipo A.

Para el cálculo de la impedancia total calculada, fue necesario utilizar la siguiente ecuación para la determinación de la impedancia capacitiva (Z_C).

$$Z_C = \frac{-j}{2\pi f C} \quad (52)$$

FRECUENCIA (kHz)	ZT(Ω) Dispositivo	ZT(Ω) Calculado	Ángulo θ ($^\circ$) Dispositivo	Re (Ω) Dispositivo	Im (Ω) Dispositivo
1	172.64	2536	4.68	172.064	14.086
5	2560.32	2320.00	7.90	2536.021	351.902
10	2384.01	2138	14.28	2310.349	588.042
15	2223.19	2000	18.79	2104.706	716.091
20	2055.99	1895.3	21.38	1914.503	749.515
25	1910.03	1810.52	23.04	1757.670	747.535
30	1781.66	1743.83	23.57	1633.020	712.431
35	1680.7	1688.14	23.92	1536.349	681.458
40	1596.88	1641.14	23.70	1462.203	641.862
45	1525.32	1601.1	23.26	1401.345	602.355
50	1468.89	1566.58	22.59	1356.193	564.251
55	1426.22	1536.51	21.79	1324.317	529.421
60	1387.31	1510.07	21.22	1293.247	502.137
65	1352.29	1486.66	20.35	1267.888	470.264
70	1323.9	1465.78	19.58	1247.345	443.669
75	1301.34	1447.04	18.88	1231.326	421.097
80	1281.14	1430.12	18.20	1217.047	400.145
85	1265.74	1414.77	17.46	1207.423	379.773
90	1252.11	1400.79	16.92	1197.909	364.409
95	1237.96	1388	16.26	1188.443	346.625
100	1227.96	1376.25	15.67	1182.321	331.668

Tabla 24 Respuesta de ZT medido y ZT calculado y componentes real e imaginaria.

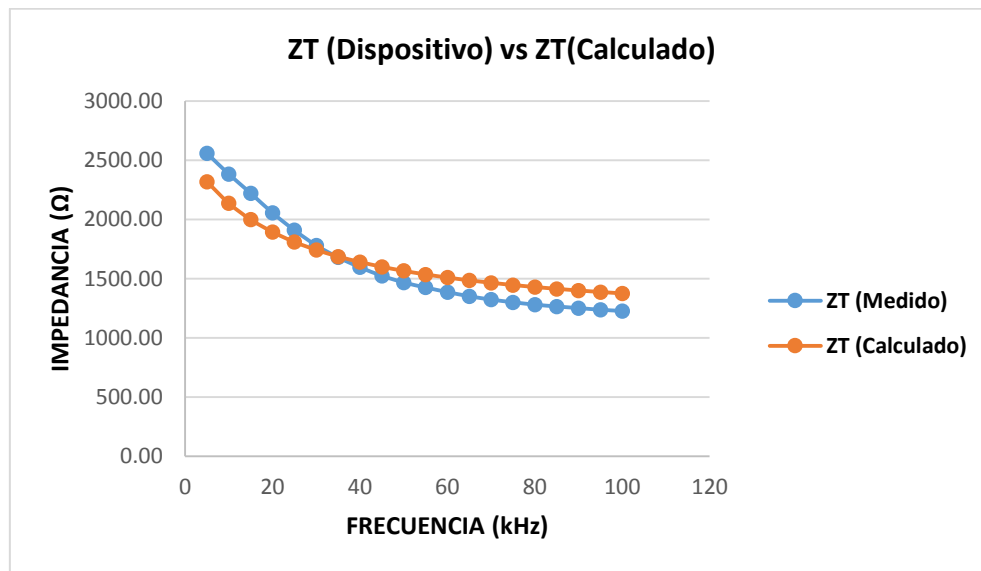


Fig. 65 Comparación entre ZT dispositivo (medido) y ZT calculado.

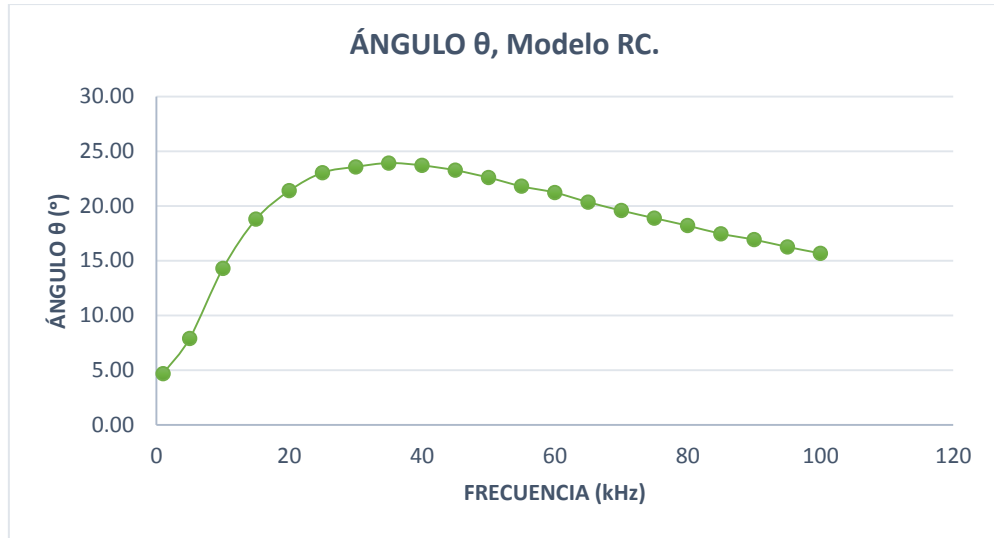


Fig. 66 Ángulo de fase del circuito RC, respuesta del dispositivo.

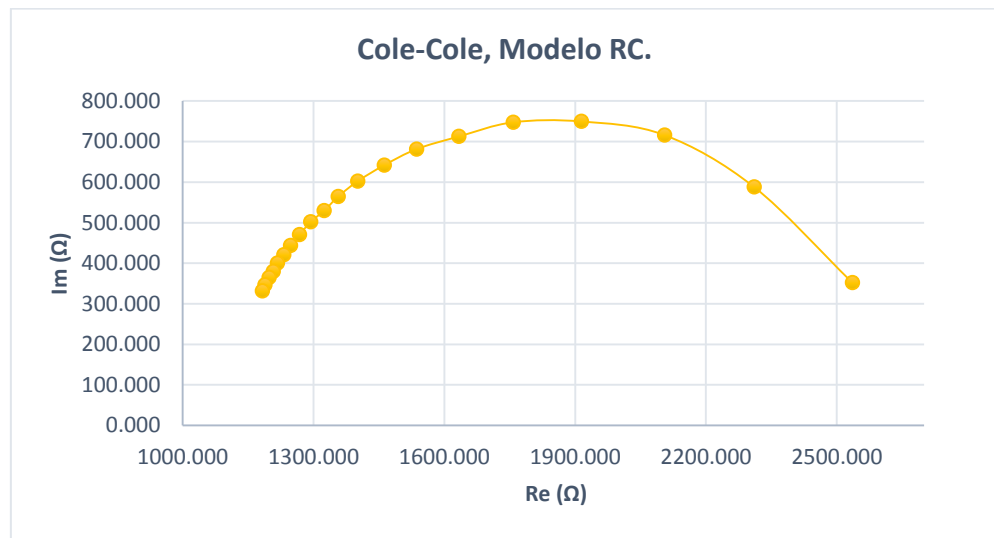


Fig. 67 Cole-Cole modelo RC, respuesta del dispositivo.

5.- RESULTADOS.

5.1.- DETERMINACIÓN DE LA IMPEDANCIA EN FUNCIÓN DE LA FRECUENCIA.

Se realizan cuatro mediciones (ZT_1 , ZT_2 , ZT_3 y ZT_4) completando el barrido de frecuencia, la frecuencia a 1 kHz se utiliza para excitar la impedancia desconocida (Z_i) y por tanto el resultado no es tomado en cuenta para los cálculos y gráficos, posteriormente se promedian las cuatro mediciones (\overline{ZT}) y se obtiene el valor de la impedancia total en función de la frecuencia, y así obtener su gráfica.

A continuación se presentan los datos de un sujeto sexo masculino, tomando al azar para ejemplificar la metodología.

f (kHz)	ZT1 (Ω)	ZT2 (Ω)	ZT3 (Ω)	ZT4 (Ω)	\overline{ZT} (Ω)
1	168.7875	169.3223	169.6819	169.9211	169.69
5	3403.074	2994.483	2767.323	2602.248	2783.23
10	2475.703	2259.002	2138.576	2040.696	2140.76
15	2136.916	1982.586	1905.738	1825.579	1900.29
20	1936.911	1813.094	1746.265	1688.786	1745.42
25	1799.770	1699.916	1642.692	1594.596	1642.03
30	1694.168	1611.170	1558.174	1521.021	1560.46
35	1616.523	1540.793	1497.484	1458.796	1497.55
40	1561.606	1493.758	1448.716	1417.564	1450.99
45	1510.346	1447.295	1407.949	1378.681	1409.11
50	1469.566	1414.283	1374.291	1346.739	1375.44
55	1434.141	1386.082	1346.076	1317.853	1346.56
60	1404.036	1352.263	1320.320	1294.591	1320.78
65	1372.188	1326.256	1296.173	1272.268	1296.04
70	1346.441	1303.849	1273.903	1252.030	1274.44
75	1327.018	1283.859	1257.333	1234.352	1256.90
80	1305.492	1267.140	1240.069	1219.922	1240.68
85	1288.617	1251.032	1225.660	1205.465	1225.62
90	1273.439	1236.314	1212.750	1192.193	1212.42
95	1256.582	1221.063	1202.312	1181.086	1199.95
100	1244.190	1208.740	1188.350	1169.047	1187.65

Tabla 25 Promedio de mediciones para determinar la impedancia total (ZT).

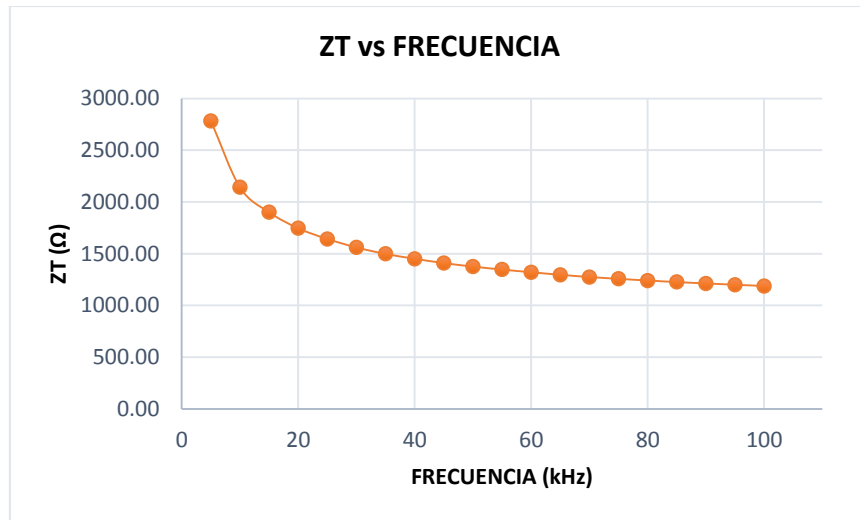


Fig. 68 Promedio \overline{ZT} en un sujeto al azar sexo masculino y su respuesta en frecuencia.

De igual manera se realizan cuatro mediciones (Zw_1 , Zw_2 , Zw_3 y Zw_4) completando el barrido de frecuencia, la frecuencia a 1 kHz se utiliza para excitar la impedancia desconocida (Z_i) y por tanto el resultado no es tomando en cuenta para los cálculos y gráficos, posteriormente se promedian las cuatro mediciones (\overline{Zw}) y se obtiene el valor de la impedancia corporal en función de la frecuencia, y así obtener su gráfica.

f (kHz)	ZW1 (Ω)	ZW2 (Ω)	ZW3 (Ω)	ZW4 (Ω)	\overline{Zw} (Ω)
1	21.165	21.232	21.277	23.970	22.61
5	800.096	797.903	780.749	774.964	776.80
10	698.474	708.151	703.920	703.688	694.93
15	669.880	652.575	657.151	658.124	652.97
20	637.541	625.205	602.161	608.810	618.40
25	592.401	559.534	592.193	574.854	585.85
30	584.196	580.829	561.724	572.171	573.75
35	557.422	555.458	563.317	548.764	554.61
40	538.485	538.502	544.972	533.253	537.38
45	520.809	521.752	529.636	518.626	525.48
50	506.747	509.851	516.975	506.610	512.95
55	494.532	499.685	506.361	495.744	498.81
60	484.150	487.493	496.672	486.994	489.30
65	473.168	478.117	487.589	478.596	480.17
70	464.290	470.040	479.211	470.983	472.19
75	478.392	462.833	472.978	464.333	465.99
80	450.170	456.806	447.047	458.905	456.50
85	463.560	450.999	441.853	453.467	451.05
90	446.117	445.693	456.207	448.474	447.37
95	433.304	440.195	414.591	444.296	435.35
100	429.031	435.753	428.402	439.767	434.00

Tabla 26 Promedio de mediciones para determinar la impedancia corporal (Zw).

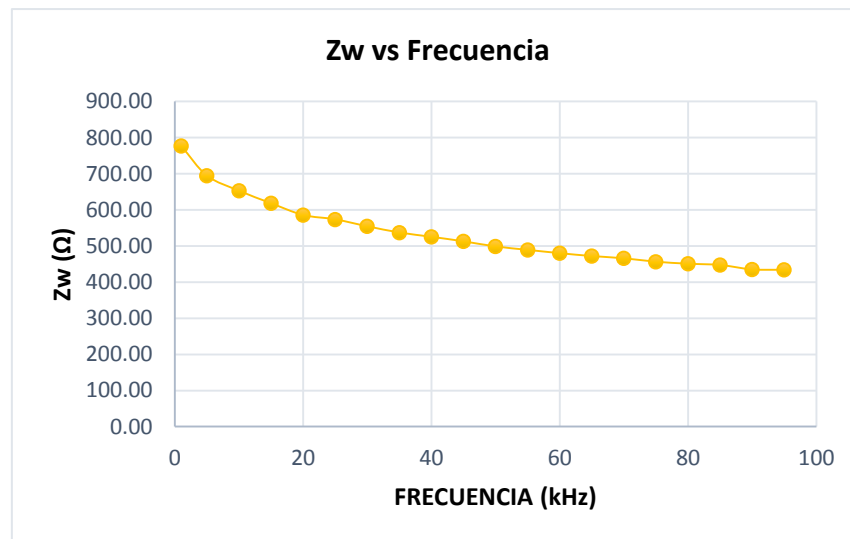


Fig. 69 Promedio \overline{Zw} en un sujeto al azar sexo masculino y su respuesta en frecuencia.

La impedancia de la interfaz electrodo-piel (ZIEP), resulta de la diferencia de los valores de \overline{ZT} y \overline{Zw} .

$$ZIEP = \overline{ZT} - \overline{Zw} \quad (53)$$

f (kHz)	\overline{ZT} (Ω)	\overline{Zw} (Ω)	ZIEP (Ω)
1	169.694	22.611	147.08
5	2783.232	776.795	2006.44
10	2140.759	694.934	1445.82
15	1900.286	652.972	1247.31
20	1745.422	618.398	1127.02
25	1642.032	585.854	1056.18
30	1560.455	573.745	986.71
35	1497.555	554.609	942.95
40	1450.987	537.384	913.60
45	1409.114	525.483	883.63
50	1375.440	512.951	862.49
55	1346.565	498.808	847.76
60	1320.782	489.304	831.48
65	1296.041	480.174	815.87
70	1274.444	472.191	802.25
75	1256.900	465.995	790.91
80	1240.679	456.499	784.18
85	1225.616	451.046	774.57
90	1212.421	447.367	765.05
95	1199.946	435.354	764.59
100	1187.654	434.004	753.65

Tabla 27 Valores promedio \overline{ZT} , \overline{Zw} y la diferencia ZIEP, de un sujeto sexo masculino tomado al azar.

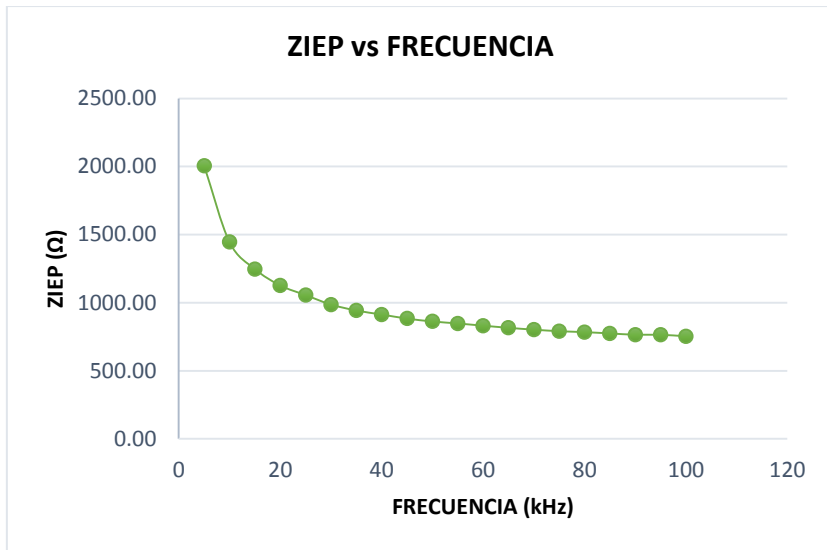


Fig. 70 Impedancia de la interfaz electrodo piel (ZIEP) y su respuesta en frecuencia.

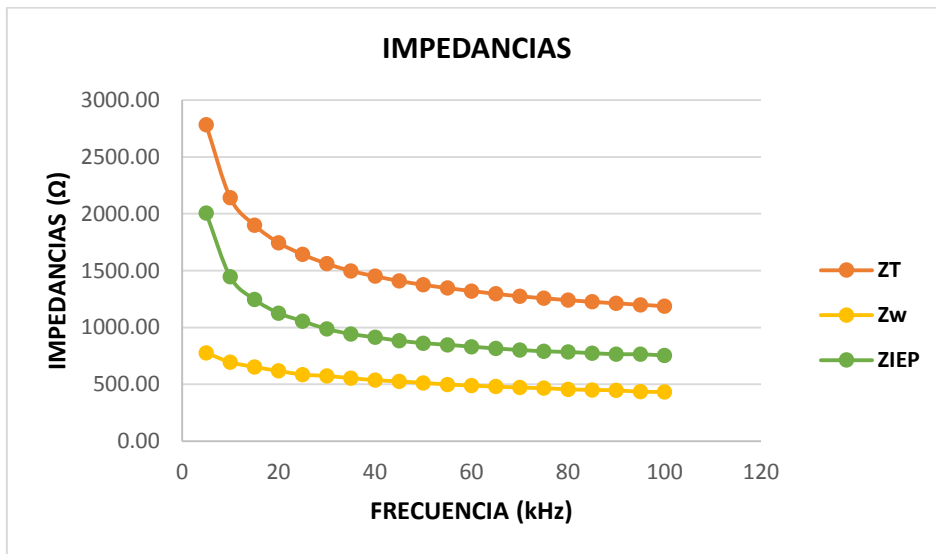


Fig. 71 Impedancias \overline{ZT} , \overline{Zw} y $ZIEP$ y su respuesta en frecuencia.

5.2.- CORRIENTE TOTAL.

Debido a que el voltaje de excitación del dispositivo es constante (451mV RMS), la corriente total (I_T) queda en función de la impedancia total a medir (Z_T), con base en la ley de ohm se puede determinar la corriente en cada punto de frecuencia y para nuestro interés tomaremos como dato relevante los valores máximos, mínimos y a 50kHz de corriente eléctrica total que se hace circular por el cuerpo humano .Cabe mencionar que la frecuencia a 1 kHz sólo se toma para excitar la impedancia a medir, por tanto el resultado de la corriente no se calculó.

f (kHz)	I_T (μA)
1	-----
5	162.0
10	210.7
15	237.3
20	258.4
25	274.7
30	289.0
35	301.2
40	310.8
45	320.1
50	327.9
55	334.9
60	341.5
65	348.0
70	353.9
75	358.8
80	363.5
85	368.0
90	372.0
95	375.9
100	379.7

Tabla 28 Valores de corriente total en función de la frecuencia, de un sujeto sexo masculino tomado al azar.

I_T (A) máx. a 100kHz	I_T (A) mín. a 5kHz	I_T (A) a 50kHz
379.7E-6	162.0E-6	327.9E-6

Tabla 29 Valores de corriente máximos a 100kHz, mínimos a 5kHz y a 50kHz, de un sujeto sexo masculino tomado al azar.

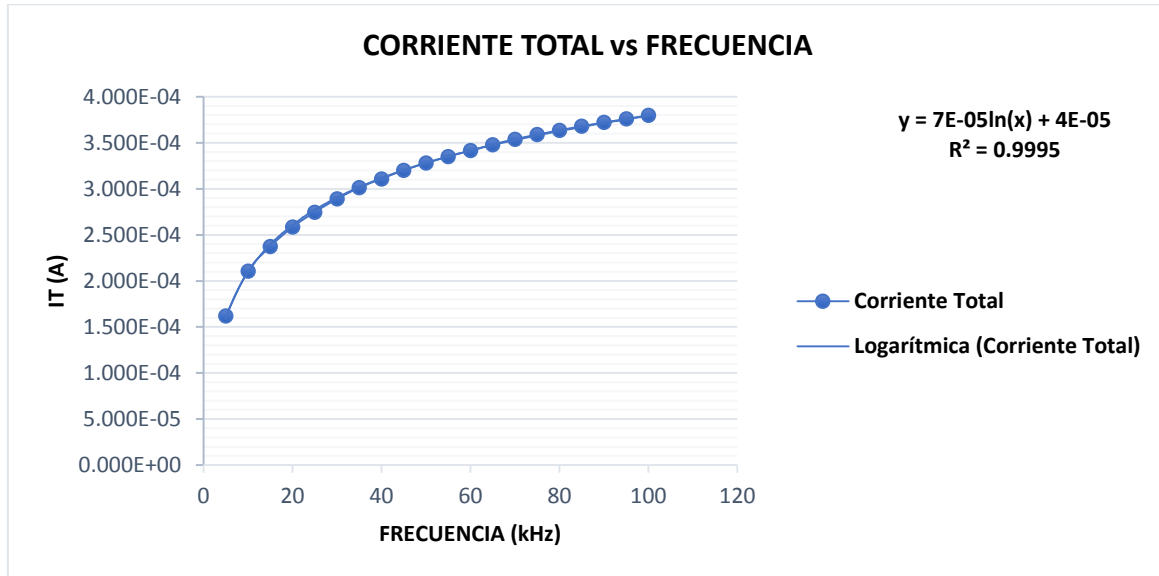


Fig. 72 Corriente total y su respuesta en frecuencia, así como la función de tendencia.

Como nota, la respuesta en frecuencia de la corriente total, muestra una tendencia logarítmica con un coeficiente de correlación no lineal de 0.9995 para el rango de frecuencia comprendido de 5 kHz a 100 kHz.

5.3.- CONSTRUCCIÓN DEL GRÁFICO COLE-COLE Y DE OBTENCIÓN DE LOS PARÁMETROS ELÉCTRICOS.

De los modelos eléctricos Cole-Cole (modelo tipo A y tipo B), se obtiene su gráfica y parámetros eléctricos: reactancia (X_c), capacitancia (C), componente real (Re), componente imaginaria (Im) y ángulo de fase (AF), en cada punto de frecuencia, esto para la impedancia total (Z_T) e impedancia corporal (Z_w). Para el cálculo de la componente real e imaginaria se utilizaron las siguientes ecuaciones:

$$Re = R_{\infty} + \frac{R_0 - R_{\infty}}{1 + (\omega\tau)^2} \quad (54)$$

$$Im = \frac{(R_0 - R_{\infty})\omega\tau}{1 + (\omega\tau)^2} \quad (55)$$

En donde: $\omega = 2\pi f$, f es la frecuencia de la corriente aplicada, $\tau = (B)(C)$, R_{∞} es la resistencia a la frecuencia infinita, en este caso a 100 kHz y R_0 es la resistencia a la frecuencia cero, en este caso a 5 kHz.

Modelo del tejido biológico Cole-Cole (Tipo A).

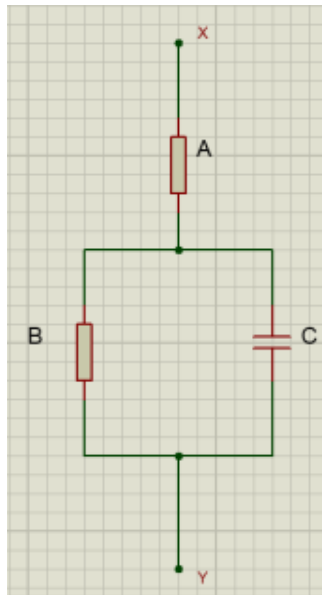


Fig. 73 Modelo eléctrico del tejido biológico Cole-Cole tipo A.

5.4.- ANÁLISIS DE RESULTADOS DEL MODELO ELÉCTRICO TIPO A PARA ZT.

Con base en el análisis en frecuencia del modelo anterior se puede establecer las siguientes relaciones:

$$\text{Frecuencia 100 kHz: } A = R_{\infty} \quad (56)$$

$$\text{Frecuencia 5 kHz: } \Delta R = B = R_0 - R_{\infty} \quad (57)$$

Valores de los parámetros eléctricos para la impedancia total ZT, según el modelo Cole-Cole tipo A de un sujeto sexo masculino, tomado al azar:

f (kHz)	ZT (Ω)	R ₀	R _∞	ΔR=B	-jC	X _c =Z _c (Ω)	f _c	t _c
5	1983.80	1983.80	1008.53	975.27	3.18E-05	1.03E-03	1.63E-04	5.31E-06
10	1494.72	1983.80	1008.53	975.27	1.59E-05	1.03E-03	1.63E-04	5.31E-06
15	1337.69	1983.80	1008.53	975.27	1.06E-05	1.03E-03	1.63E-04	5.31E-06
20	1251.35	1983.80	1008.53	975.27	7.96E-06	1.03E-03	1.63E-04	5.31E-06
25	1199.49	1983.80	1008.53	975.27	6.37E-06	1.03E-03	1.63E-04	5.31E-06
30	1162.22	1983.80	1008.53	975.27	5.31E-06	1.03E-03	1.63E-04	5.31E-06
35	1134.49	1983.80	1008.53	975.27	4.55E-06	1.03E-03	1.63E-04	5.31E-06
40	1113.44	1983.80	1008.53	975.27	3.98E-06	1.03E-03	1.63E-04	5.31E-06
45	1096.28	1983.80	1008.53	975.27	3.54E-06	1.03E-03	1.63E-04	5.31E-06
50	1082.31	1983.80	1008.53	975.27	3.18E-06	1.03E-03	1.63E-04	5.31E-06
55	1070.95	1983.80	1008.53	975.27	2.89E-06	1.03E-03	1.63E-04	5.31E-06
60	1060.70	1983.80	1008.53	975.27	2.65E-06	1.03E-03	1.63E-04	5.31E-06
65	1049.41	1983.80	1008.53	975.27	2.45E-06	1.03E-03	1.63E-04	5.31E-06
70	1041.83	1983.80	1008.53	975.27	2.27E-06	1.03E-03	1.63E-04	5.31E-06
75	1034.95	1983.80	1008.53	975.27	2.12E-06	1.03E-03	1.63E-04	5.31E-06
80	1028.49	1983.80	1008.53	975.27	1.99E-06	1.03E-03	1.63E-04	5.31E-06
85	1022.53	1983.80	1008.53	975.27	1.87E-06	1.03E-03	1.63E-04	5.31E-06
90	1017.97	1983.80	1008.53	975.27	1.77E-06	1.03E-03	1.63E-04	5.31E-06
95	1012.76	1983.80	1008.53	975.27	1.68E-06	1.03E-03	1.63E-04	5.31E-06
100	1008.53	1983.80	1008.53	975.27	1.59E-06	1.03E-03	1.63E-04	5.31E-06

Tabla 30 Valores de los parámetros eléctricos para ZT, según el modelo Cole-Cole tipo A.

C (F)	w	t(B*C)	(w*tc)^2	Re (Ω)	Im (Ω)	AF($^\circ$)
3.18E-05	31415.93	3.10E-02	0.03	1957.44	158.15	4.619
1.59E-05	62831.85	1.55E-02	0.11	1886.27	292.58	8.817
1.06E-05	94247.78	1.03E-02	0.25	1788.75	390.11	12.303
7.96E-06	125663.71	7.76E-03	0.44	1683.72	450.12	14.967
6.37E-06	157079.63	6.21E-03	0.69	1584.10	479.64	16.846
5.31E-06	188495.56	5.17E-03	1.00	1496.17	487.64	18.052
4.55E-06	219911.49	4.43E-03	1.36	1421.59	481.90	18.726
3.98E-06	251327.41	3.88E-03	1.78	1359.63	468.13	18.999
3.54E-06	282743.34	3.45E-03	2.25	1308.61	450.12	18.982
3.18E-06	314159.27	3.10E-03	2.78	1266.69	430.27	18.761
2.89E-06	345575.19	2.82E-03	3.36	1232.16	409.99	18.404
2.65E-06	376991.12	2.59E-03	4.00	1203.58	390.11	17.959
2.45E-06	408407.04	2.39E-03	4.69	1179.80	371.08	17.460
2.27E-06	439822.97	2.22E-03	5.44	1159.87	353.12	16.933
2.12E-06	471238.90	2.07E-03	6.25	1143.05	336.30	16.395
1.99E-06	502654.82	1.94E-03	7.11	1128.77	320.64	15.858
1.87E-06	534070.75	1.83E-03	8.03	1116.56	306.08	15.330
1.77E-06	565486.68	1.72E-03	9.00	1106.06	292.58	14.817
1.68E-06	596902.60	1.63E-03	10.03	1096.97	280.05	14.322
1.59E-06	628318.53	1.55E-03	11.11	1089.06	268.42	13.846

Tabla 31 Valores de los parámetros eléctricos para ZT, según el modelo Cole-Cole tipo A.

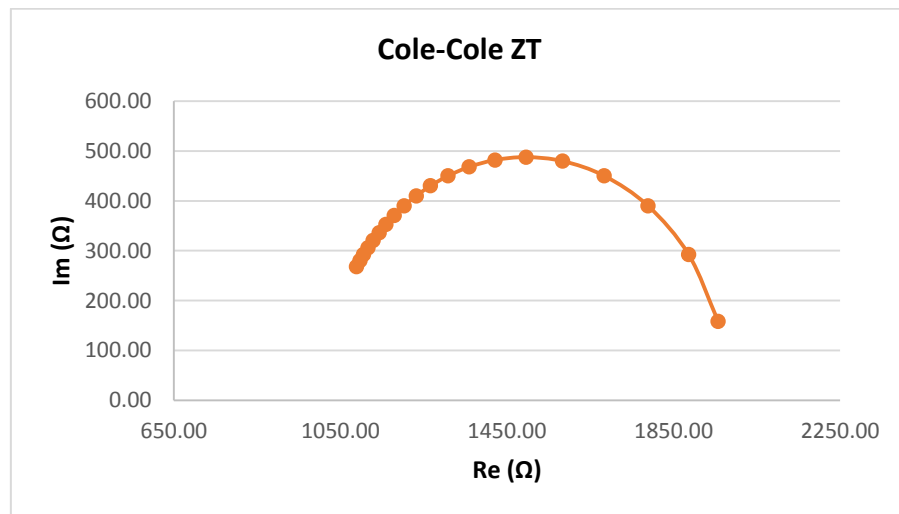


Fig. 74 Cole-Cole tipo A para ZT.

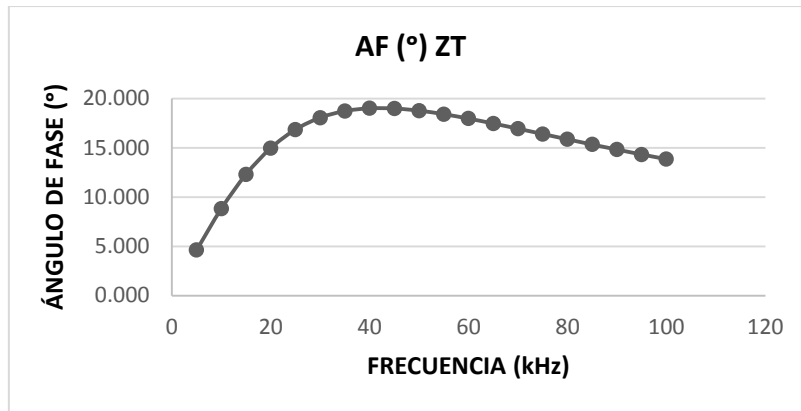


Fig. 75 Ángulo de fase de ZT y su respuesta en frecuencia.

Valores de los parámetros eléctricos para la impedancia corporal Z_w , según el modelo Cole-Cole tipo A de un sujeto sexo masculino, tomado al azar:

f(kHz)	$Z_w (\Omega)$	R_o	R_∞	$\Delta R=B$	$-jC$	$X_c=Z_c (\Omega)$	f_c	t_c
5	783.46	783.46	502.68	280.78	3.18E-05	3.56E-03	5.67E-04	5.31E-06
10	716.86	783.46	502.68	280.78	1.59E-05	3.56E-03	5.67E-04	5.31E-06
15	691.91	783.46	502.68	280.78	1.06E-05	3.56E-03	5.67E-04	5.31E-06
20	666.86	783.46	502.68	280.78	7.96E-06	3.56E-03	5.67E-04	5.31E-06
25	646.76	783.46	502.68	280.78	6.37E-06	3.56E-03	5.67E-04	5.31E-06
30	622.99	783.46	502.68	280.78	5.31E-06	3.56E-03	5.67E-04	5.31E-06
35	604.59	783.46	502.68	280.78	4.55E-06	3.56E-03	5.67E-04	5.31E-06
40	586.39	783.46	502.68	280.78	3.98E-06	3.56E-03	5.67E-04	5.31E-06
45	584.22	783.46	502.68	280.78	3.54E-06	3.56E-03	5.67E-04	5.31E-06
50	576.18	783.46	502.68	280.78	3.18E-06	3.56E-03	5.67E-04	5.31E-06
55	567.37	783.46	502.68	280.78	2.89E-06	3.56E-03	5.67E-04	5.31E-06
60	548.65	783.46	502.68	280.78	2.65E-06	3.56E-03	5.67E-04	5.31E-06
65	542.80	783.46	502.68	280.78	2.45E-06	3.56E-03	5.67E-04	5.31E-06
70	538.88	783.46	502.68	280.78	2.27E-06	3.56E-03	5.67E-04	5.31E-06
75	535.32	783.46	502.68	280.78	2.12E-06	3.56E-03	5.67E-04	5.31E-06
80	528.75	783.46	502.68	280.78	1.99E-06	3.56E-03	5.67E-04	5.31E-06
85	512.87	783.46	502.68	280.78	1.87E-06	3.56E-03	5.67E-04	5.31E-06
90	510.58	783.46	502.68	280.78	1.77E-06	3.56E-03	5.67E-04	5.31E-06
95	507.97	783.46	502.68	280.78	1.68E-06	3.56E-03	5.67E-04	5.31E-06
100	502.68	783.46	502.68	280.78	1.59E-06	3.56E-03	5.67E-04	5.31E-06

Tabla 32 Valores de los parámetros eléctricos para Z_w , según el modelo Cole-Cole tipo A.

C (F)	w	t(B*C)	(w*tc)^2	Re (Ω)	Im (Ω)	AF(°)
3.18E-05	31415.93	8.94E-03	2.78E-02	775.871	45.532	3.359
1.59E-05	62831.85	4.47E-03	1.11E-01	755.382	84.234	6.363
1.06E-05	94247.78	2.98E-03	2.50E-01	727.304	112.312	8.778
7.96E-06	125663.71	2.23E-03	4.44E-01	697.066	129.591	10.532
6.37E-06	157079.63	1.79E-03	6.94E-01	668.386	138.089	11.673
5.31E-06	188495.56	1.49E-03	1.00E+00	643.070	140.390	12.315
4.55E-06	219911.49	1.28E-03	1.36E+00	621.599	138.738	12.582
3.98E-06	251327.41	1.12E-03	1.78E+00	603.761	134.774	12.584
3.54E-06	282743.34	9.93E-04	2.25E+00	589.074	129.591	12.407
3.18E-06	314159.27	8.94E-04	2.78E+00	577.004	123.874	12.117
2.89E-06	345575.19	8.13E-04	3.36E+00	567.063	118.035	11.758
2.65E-06	376991.12	7.45E-04	4.00E+00	558.836	112.312	11.364
2.45E-06	408407.04	6.88E-04	4.69E+00	551.988	106.833	10.954
2.27E-06	439822.97	6.38E-04	5.44E+00	546.249	101.662	10.543
2.12E-06	471238.90	5.96E-04	6.25E+00	541.408	96.821	10.139
1.99E-06	502654.82	5.59E-04	7.11E+00	537.297	92.311	9.749
1.87E-06	534070.75	5.26E-04	8.03E+00	533.782	88.122	9.374
1.77E-06	565486.68	4.97E-04	9.00E+00	530.758	84.234	9.018
1.68E-06	596902.60	4.70E-04	1.00E+01	528.141	80.627	8.680
1.59E-06	628318.53	4.47E-04	1.11E+01	525.864	77.279	8.360

Tabla 33 Valores de los parámetros eléctricos para Zw, según el modelo Cole-Cole tipo A.

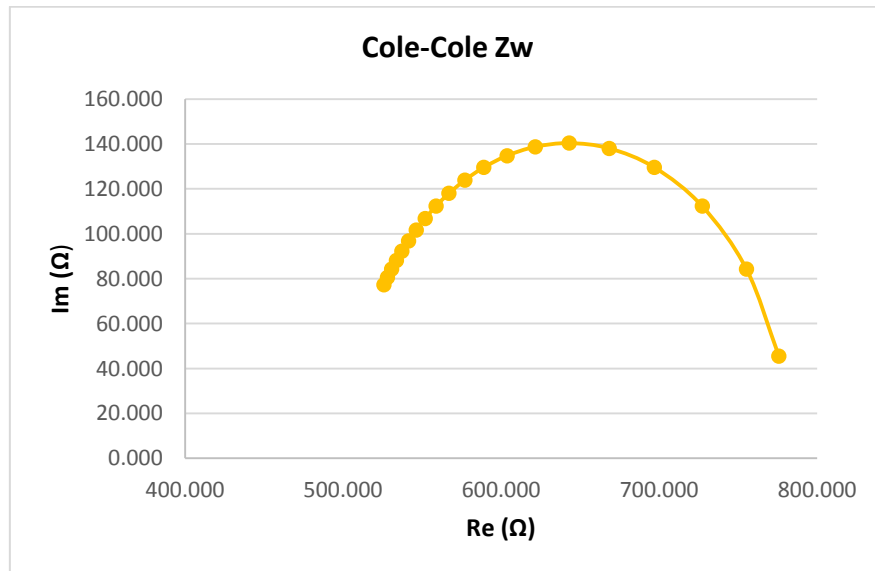


Fig. 76 Cole-Cole tipo A para Zw.

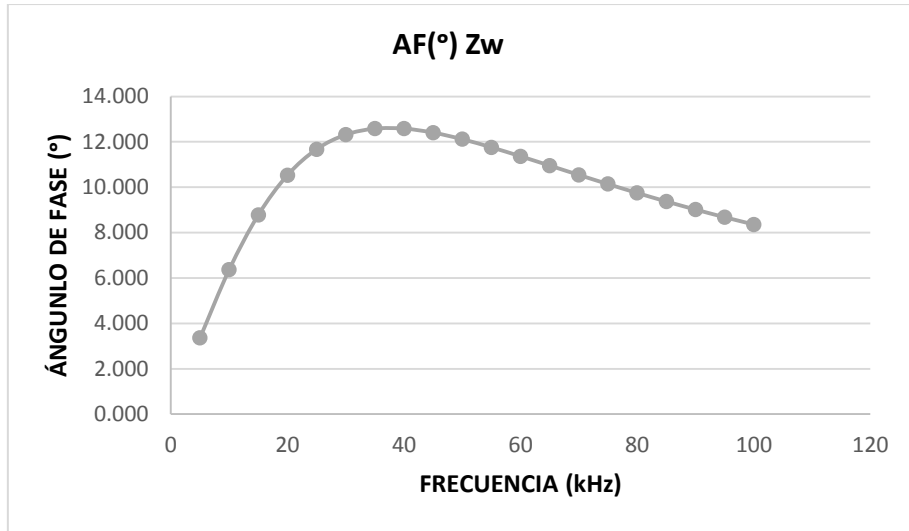


Fig. 77 Ángulo de fase de Zw y su respuesta en frecuencia.

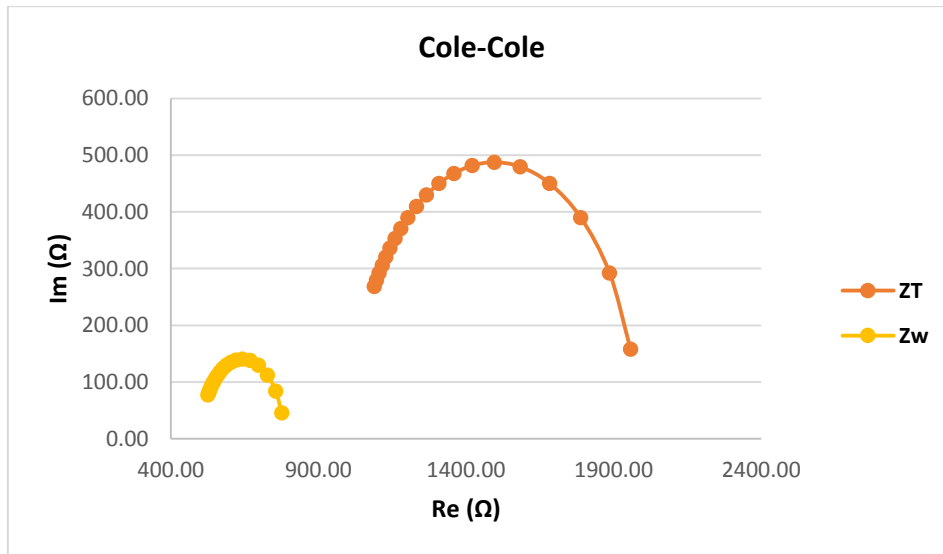


Fig. 78 Cole-Cole tipo A para ZT y Zw.

5.5.- MODELO DEL TEJIDO BIOLÓGICO Cole-Cole (TIPO B).

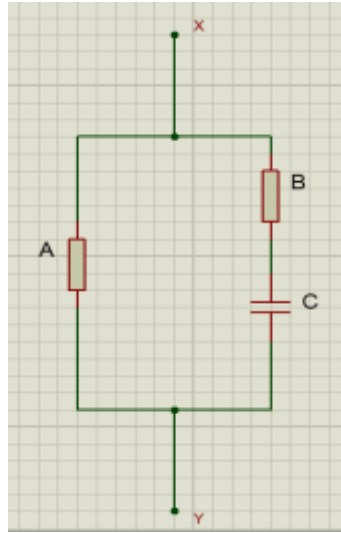


Fig. 79 Modelo eléctrico del tejido biológico Cole-Cole tipo B.

5.5.1 Análisis de resultados del modelo eléctrico tipo B para ZT.

Con base en el análisis en frecuencia del modelo anterior se puede establecer las siguientes relaciones:

$$\text{Frecuencia } 100 \text{ kHz:} \quad B = \frac{R_0 \cdot R_\infty}{R_0 - R_\infty} \quad (58)$$

$$\text{Frecuencia } 5 \text{ kHz:} \quad A = R_0 \quad (59)$$

Las siguientes ecuaciones resultan del análisis del circuito antes mostrado, realizado por el autor de la tesis.

$$Zx = \frac{R_0 \cdot Z_i}{R_0 - Z_i}; \quad i = T, w \quad (60)$$

$$Xc = \sqrt{(Zx)^2 - (B)^2} \quad (61)$$

$$C = \frac{-j}{2\pi f Xc} \quad (62)$$

Valores de los parámetros eléctricos de la impedancia total Z_T según el modelo Cole-Cole tipo B de un sujeto sexo masculino, tomado al azar.

f (kHz)	Z_T (Ω)	$R_0=A$	$R\alpha$	B (Ω)	Z_x (Ω)	X_c (Ω)	C (F)
5	1983.80	1983.80	1008.53	2051.45	0.00	0.00	0.00E+00
10	1494.72	1983.80	1008.53	2051.45	6062.78	5705.16	2.79E-09
15	1337.69	1983.80	1008.53	2051.45	4107.20	3558.18	2.98E-09
20	1251.35	1983.80	1008.53	2051.45	3389.20	2697.82	2.95E-09
25	1199.49	1983.80	1008.53	2051.45	3033.95	2235.26	2.85E-09
30	1162.22	1983.80	1008.53	2051.45	2806.31	1914.92	2.77E-09
35	1134.49	1983.80	1008.53	2051.45	2649.92	1677.38	2.71E-09
40	1113.44	1983.80	1008.53	2051.45	2537.87	1494.10	2.66E-09
45	1096.28	1983.80	1008.53	2051.45	2450.42	1340.19	2.64E-09
50	1082.31	1983.80	1008.53	2051.45	2381.69	1209.94	2.63E-09
55	1070.95	1983.80	1008.53	2051.45	2327.40	1099.23	2.63E-09
60	1060.70	1983.80	1008.53	2051.45	2279.51	993.83	2.67E-09
65	1049.41	1983.80	1008.53	2051.45	2228.02	869.25	2.82E-09
70	1041.83	1983.80	1008.53	2051.45	2194.12	778.28	2.92E-09
75	1034.95	1983.80	1008.53	2051.45	2163.80	688.15	3.08E-09
80	1028.49	1983.80	1008.53	2051.45	2135.75	594.10	3.35E-09
85	1022.53	1983.80	1008.53	2051.45	2110.24	494.63	3.79E-09
90	1017.97	1983.80	1008.53	2051.45	2090.89	404.15	4.38E-09
95	1012.76	1983.80	1008.53	2051.45	2069.04	269.22	6.22E-09
100	1008.53	1983.80	1008.53	2051.45	2051.47	0.00	0.00E+00

Tabla 34 Valores de los parámetros eléctricos para Z_T , según el modelo Cole-Cole tipo B.

$t=B \cdot C$	w	$(t \cdot w)^2$	$Re(\Omega)$	$Im(\Omega)$	AF(°)
0.00E+00	31415.93	0	1983.80	0.00	0.00
5.72E-06	62831.85	0.1293	1872.14	310.53	9.42
6.12E-06	94247.78	0.3324	1740.49	422.01	13.63
6.05E-06	125663.71	0.5782	1626.48	469.90	16.11
5.84E-06	157079.63	0.8423	1537.91	485.85	17.53
5.68E-06	188495.56	1.1477	1462.63	486.48	18.40
5.56E-06	219911.49	1.4958	1399.30	477.92	18.86
5.46E-06	251327.41	1.8852	1346.55	464.12	19.02
5.41E-06	282743.34	2.3431	1300.26	446.55	18.95
5.40E-06	314159.27	2.8747	1260.23	426.76	18.71
5.40E-06	345575.19	3.4829	1226.08	406.01	18.32
5.48E-06	376991.12	4.2609	1193.91	382.66	17.77
5.78E-06	408407.04	5.5697	1156.98	350.34	16.85
5.99E-06	439822.97	6.9479	1131.24	323.44	15.96
6.33E-06	471238.90	8.8870	1107.17	294.06	14.87
6.87E-06	502654.82	11.9236	1083.99	260.58	13.52
7.77E-06	534070.75	17.2014	1062.11	222.23	11.82
8.98E-06	565486.68	25.7651	1044.97	184.96	10.04
1.28E-05	596902.60	58.0658	1025.04	125.82	7.00
0.00E+00	628318.53	0.0000	1008.53	0.00	0.00

Tabla 35 Valores de los parámetros eléctricos para ZT, según el modelo Cole-Cole tipo B.

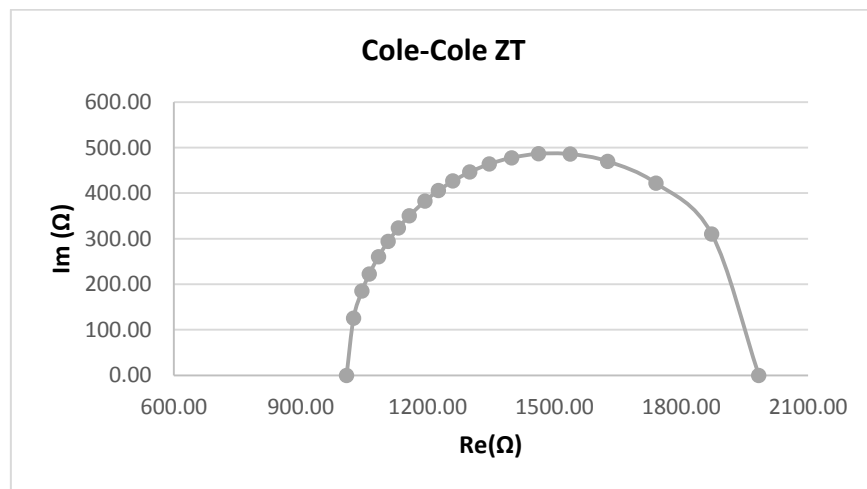


Fig. 80 Cole-Cole tipo B para ZT.

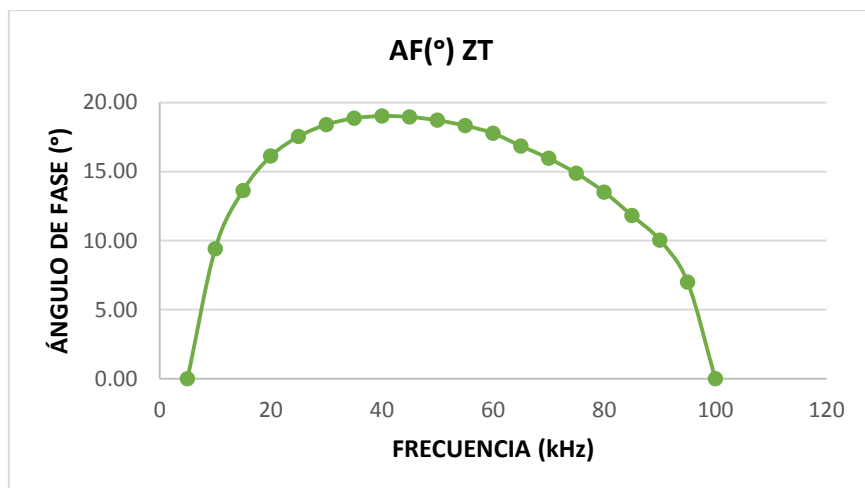


Fig. 81 Ángulo de fase de ZT y su respuesta en frecuencia

Valores de los parámetros eléctricos para la impedancia corporal Z_w , según el modelo Cole-Cole tipo B de un sujeto sexo masculino, tomado al azar.

f (kHz)	Z_w	$R_0=A$	R_α	B (Ω)	Z_x (Ω)	X_c (Ω)	C (F)
5	783.46	783.46	502.68	1402.63	0.00	0.00	0.00E+00
10	716.86	783.46	502.68	1402.63	8433.22	8315.76	1.91E-09
15	691.91	783.46	502.68	1402.63	5921.05	5752.52	1.84E-09
20	666.86	783.46	502.68	1402.63	4480.92	4255.73	1.87E-09
25	646.76	783.46	502.68	1402.63	3706.69	3431.06	1.86E-09
30	622.99	783.46	502.68	1402.63	3041.60	2698.89	1.97E-09
35	604.59	783.46	502.68	1402.63	2648.08	2246.10	2.02E-09
40	586.39	783.46	502.68	1402.63	2331.24	1862.08	2.14E-09
45	584.22	783.46	502.68	1402.63	2297.36	1819.48	1.94E-09
50	576.18	783.46	502.68	1402.63	2177.80	1665.96	1.91E-09
55	567.37	783.46	502.68	1402.63	2057.10	1504.76	1.92E-09
60	548.65	783.46	502.68	1402.63	1830.56	1176.26	2.26E-09
65	542.80	783.46	502.68	1402.63	1767.07	1074.79	2.28E-09
70	538.88	783.46	502.68	1402.63	1726.19	1006.16	2.26E-09
75	535.32	783.46	502.68	1402.63	1690.15	943.00	2.25E-09
80	528.75	783.46	502.68	1402.63	1626.42	823.33	2.42E-09
85	512.87	783.46	502.68	1402.63	1484.95	487.56	3.84E-09
90	510.58	783.46	502.68	1402.63	1465.91	426.07	4.15E-09
95	507.97	783.46	502.68	1402.63	1444.60	345.68	4.85E-09
100	502.68	783.46	502.68	1402.63	1402.61	0.00	0.00E+00

Tabla 36 Valores de los parámetros eléctricos para Z_w , según el modelo Cole-Cole tipo B.

$t=B^*C$	w	$(t*w)^2$	Re (Ω)	Im (Ω)	AF(°)
0.00E+00	31415.93	0	783.46	0.00	0.00
2.68E-06	62831.85	0.0284	775.69	46.05	3.40
2.59E-06	94247.78	0.0595	767.70	64.62	4.81
2.62E-06	125663.71	0.1086	755.95	83.47	6.30
2.60E-06	157079.63	0.1671	743.26	98.35	7.54
2.76E-06	188495.56	0.2701	723.75	114.89	9.02
2.84E-06	219911.49	0.3900	704.69	126.15	10.15
3.00E-06	251327.41	0.5674	681.82	134.94	11.19
2.73E-06	282743.34	0.5943	678.80	135.77	11.31
2.68E-06	314159.27	0.7088	666.99	138.34	11.72
2.70E-06	345575.19	0.8689	652.92	140.04	12.11
3.16E-06	376991.12	1.4219	618.61	138.24	12.60
3.20E-06	408407.04	1.7031	606.55	135.56	12.60
3.17E-06	439822.97	1.9434	598.07	132.98	12.54
3.16E-06	471238.90	2.2124	590.09	130.01	12.42
3.39E-06	502654.82	2.9023	574.63	122.58	12.04
5.39E-06	534070.75	8.2761	532.95	87.08	9.28
5.82E-06	565486.68	10.8374	526.40	78.09	8.44
6.80E-06	596902.60	16.4643	518.76	65.24	7.17
0.00E+00	628318.53	0.0000	502.68	0.00	0.00

Tabla 37 Valores de los parámetros eléctricos para Zw, según el modelo Cole-Cole tipo B.

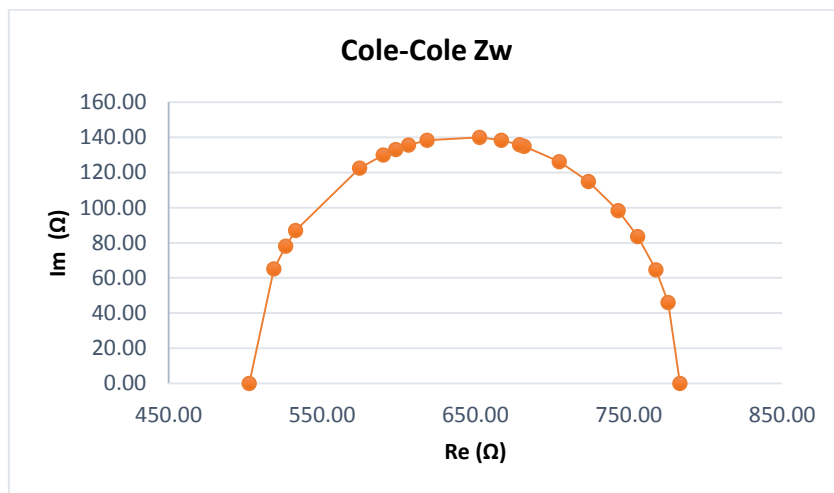


Fig. 82 Cole-Cole tipo B para Zw.

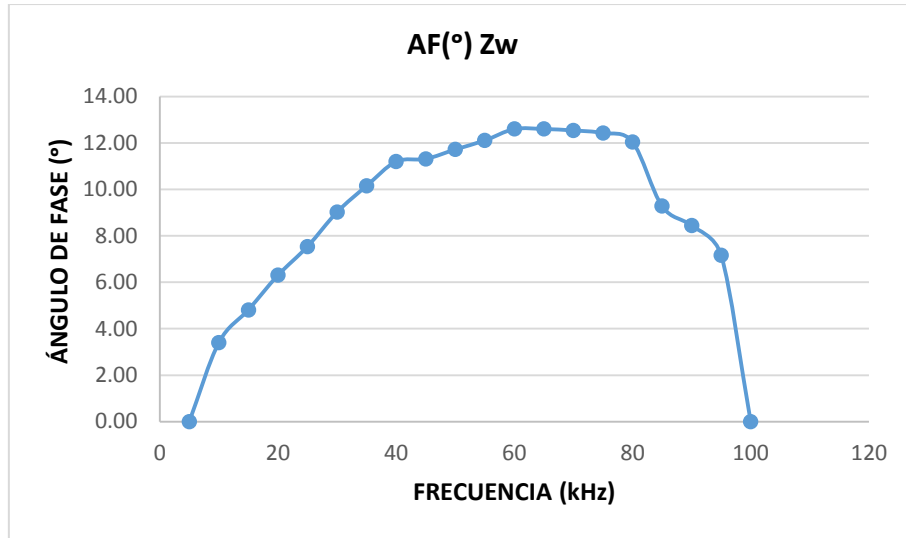


Fig. 83 Ángulo de fase de Zw y su respuesta en frecuencia

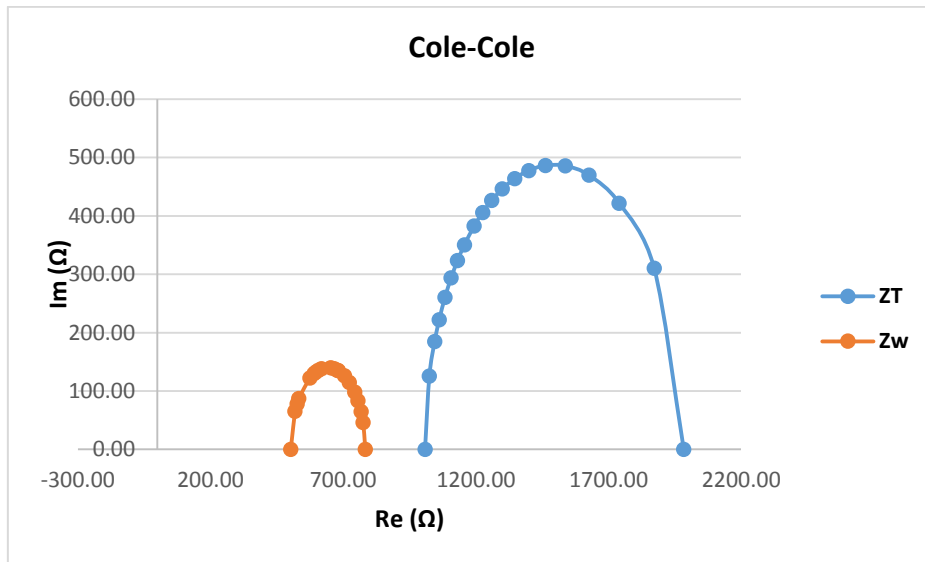


Fig. 84 Cole-Cole tipo B para ZT y Zw.

5.6.- ECUACIONES Y METODOLOGÍA PARA EL CÁLCULO DE LA COMPOSICIÓN CORPORAL.

5.6.1 Ecuaciones usadas para el cálculo de la composición corporal.

5.6.1.1 Agua corporal total.

^a*Kushner*

Masculino y femenino

$$ACT = 0.556 \left(\frac{T^2}{Z} \right) + 0.095(PESO) + 1.726 \quad (63)$$

^b*Kushner*

Masculino y femenino

$$ACT = 0.590 \left(\frac{T^2}{Z} \right) + 0.065(PESO) + 0.040 \quad (64)$$

^c*Lukaski*

$$ACT = 0.377 \left(\frac{T^2}{Z} \right) + 0.140(PESO) - 0.080(EDAD) + 2.90(SEXO) + 4.65 \quad (65)$$

ACT= agua corporal total en litros, T= talla en centímetros, Z= impedancia a 50 kHz, peso en kilogramos, edad en años y sexo para hombre = 1 y mujer = 0.

5.6.1.2 Masa libre de grasa.

^f*Sun*

Masculino

$$MLG = -10.678 + 0.625 \left(\frac{T^2}{Z} \right) + 0.26(PESO) + 0.02(Z) \quad (66)$$

^e*Sun*

Femenino

$$MLG = -9.53 + 0.69 \left(\frac{T^2}{Z} \right) + 0.17(PESO) + 0.02(Z) \quad (67)$$

Ecuación de Sun elaborada a partir de un estudio para el desarrollo de ecuaciones BIE para estimar la MLG y ACT.

- Muestra original: 1474 sujetos blancos y 355 negros recogidos de cinco centros de investigación. Edades entre 12 a 94 años.

- Validado con un modelo de 4 componentes: ACT mediante de dilución de deuterio, densidad corporal mediante pesada hidrostática y DEXA Lunar y QDR-2000 para contenido mineral óseo.

MLG = masa libre de grasa en kg, T = talla en centímetros, Z = impedancia a 50 kHz, peso en kg.

^e*Gray*

Masculino

$$MLG = 0.00132(T^2) - 0.04394(Z) + 0.30520(PESO) - 0.16760(EDAD) + 22.66827 \quad (68)$$

MLG = masa libre de grasa en kg, T = talla en centímetros, Z = impedancia a 50 kHz, peso en kg y edad en años.

^k*Segal*

Hombres normales

$$MLG = 0.0006636(T^2) - 0.02117(Z) + 0.62854(PESO) - 0.12380(EDAD) + 9.33285 \quad (69)$$

Mujeres normales

$$MLG = 0.00064602(T^2) - 0.01397(Z) + 0.42087(PESO) + 10.43485 \quad (70)$$

MLG= masa libre de grasa, T= talla en centímetros, Z= impedancia a 50 kHz, peso en kilogramos y edad en años.

Ecuación *Segal*, Elaborada a partir de un estudio desarrollado en cuatro laboratorios (San Francisco, New York, Natick y San Diego) determinado densitométricamente la masa libre de grasa y comparadas con mediciones de BIE.

- Muestra original: 1567 adultos (1069 hombres y 489 mujeres) con edades entre 17 y 62 años y con un amplio rango de grasa corporal (3% a 56%).
- Validación cruzada entre los cuatro laboratorios eliminando diferencias y ajustando la grasa corporal de los sujetos.

Teniendo en cuenta la constante de hidratación del 73.2%, se puede usar las siguientes determinaciones.

$$ACT (L) = (MLG)(0.732) \quad (71)$$

$$MLG (Kg) = \frac{ACT}{0.732} \quad (72)$$

5.6.1.3 Masa grasa.

Para el cálculo de la masa grasa (MG) en kilogramos, se utiliza la siguiente ecuación.

$$MG (Kg) = PESO total - MLG \quad (73)$$

A su vez estos resultados se representan en porciento peso, por medio de las siguientes formulas.

$$ACT(\%) = \left(\frac{ACT(L)}{PESO total (Kg)} \right) \times (100) \quad (74)$$

$$MLG(\%) = \left(\frac{MLG(Kg)}{PESO\ total\ (Kg)} \right) \times (100) \quad (75)$$

$$MG(\%) = \left(\frac{MG(Kg)}{PESO\ total\ (Kg)} \right) \times (100) \quad (76)$$

5.6.1.4 Cálculo del Índice de masa corporal.

$$IMC = \frac{PESO\ total\ (Kg)}{[Talla\ (mts)]^2} \quad (77)$$

5.6.2 Metodología del cálculo de la composición corporal.

Usando las ecuaciones antes mencionadas se calcula los parámetros de ACT, MLG y MG con base en la impedancia corporal (Zw) a la frecuencia de 50 kHz y posteriormente se obtiene el promedio para expresarse en unidades de litros para ACT, y en kilogramos para MLG, MG así como también se expresa en porcentaje peso.

5.6.2.1 Mujeres grupo control (GC) y grupo pacientes renales (GPR).

Datos de un sujeto sexo femenino, tomado al azar:

						Ecuación
ACT (L)	34.962	MLG (Kg)	47.763	MG (kg)	20.237	Sun
ACT (L)	36.360	MLG (Kg)	49.672	MG (kg)	18.328	Segal
ACT (L)	35.238	MLG (Kg)	48.139	MG (kg)	19.861	Kushner (a)
ACT (L)	33.166	MLG (Kg)	45.309	MG (kg)	22.691	Kushner (b)

Promedio	34.93	L	47.72	Kg	20.28	Kg
	ACT		MLG		MG	
Porcentaje peso	51.37	%	70.18	%	29.82	%

Tabla 38 Metodología para el cálculo de la composición corporal en mujeres GC y GPR, datos tomados de una mujer tomada al azar.

5.6.2.2 Hombres grupo control (GC) y grupo pacientes renales (GPR).

Datos de un sujeto sexo masculino, tomado al azar:

						Ecuación
ACT (L)	36.881	MLG (Kg)	50.522	MG (kg)	15.478	Sun
ACT (L)	38.314	MLG (Kg)	52.484	MG (kg)	13.516	Gray
ACT (L)	40.232	MLG (Kg)	55.113	MG (kg)	10.887	Segal
ACT (L)	35.613	MLG (kg)	48.785	MG (kg)	17.215	Kushner (b)
ACT (L)	37.476	MLG (kg)	51.337	MG (kg)	14.663	Kushner (a)
ACT (L)	34.619	MLG (kg)	47.424	MG (kg)	18.576	Lukaski (c)

Promedio	37.19	L	50.94	Kg	15.06	Kg
	ACT		MLG		MG	
Porcentaje peso	56.35	%	77.19	%	22.81	%

Tabla 39 Metodología para el cálculo de la composición corporal en hombres GC y GPR, datos tomados de un hombre tomada al azar.

5.6.3 Ecuaciones para el cálculo de la tasa metabólica basal (TMB) según la actividad física realizada.

Harris-Bennedict

Masculino

$$TMB = [(10)(PESO) + (6.25)(TALLA) - (5)(EDAD) + 5] \times [FACTOS DE ACTIVIDAD FÍSICA] \quad (78)$$

Femenino

$$TMB = [(10)(PESO) + (6.25)(TALLA) - (5)(EDAD) - 161] \times [FACTOS DE ACTIVIDAD FÍSICA] \quad (79)$$

TBM = tasa metabólica basal en kilocalorías, peso en kilogramos, talla en centímetros y edad en años.

Katch-McArdle

Ambos sexos

$$TMB = [(370) + (21.6)(MLG)]x[FACTOR DE ACTIVIDAD FÍSICA] \quad (80)$$

TBM = tasa metabólica basal en kilocalorías, MLG = masa libre de grasa en kilogramos.

5.6.3.1 Ingesta diaria de calorías recomendada según la actividad física por semana.

La siguiente tabla permite el cálculo de la ingesta diaria de calorías recomendada de una persona para mantener su peso corporal actual:

Poco o ningún ejercicio	Calorías diarias necesarias = TMB x 1.2
Ejercicio ligero (1-3 días a la semana)	Calorías diarias necesarias = TMB x 1.375
Ejercicio moderado (3-5 días a la semana)	Calorías diarias necesarias = TMB x 1.55
Ejercicio fuerte (6-7 días a la semana)	Calorías diarias necesarias = TMB x 1.725
Ejercicio muy fuerte (dos veces al día, entrenamientos muy duros)	Calorías diarias necesarias = TMB x 1.9

Tabla 40 Factor de actividad física para el cálculo de la TMB.

El cálculo de la tasa metabólica basal (TMB), toma en consideración el factor de actividad física, tabla (40) y posteriormente promedia ambos resultados.

Datos de un sujeto sexo masculino, tomado al azar:

Harris-Benetic	TMB (Kcal)	1535.70
Katch-McArdle	TMB (Kcal)	1580.76
	Promedio (Kcal)	1558.23

Tabla 41 Metodología para el cálculo de la TMB, datos tomados de un sujeto al azar sexo masculino.

5.7.- DETERMINACIÓN DEL AGUA INTRACELULAR Y DEL AGUA EXTRACELULAR.

Con base en el modelo eléctrico de tejido biológico Cole-Cole tipo B, ACT, así como de la ecuación °Lukaski, y de las impedancias promedio Z_A a 5 kHz y Z_{eq} a 100 kHz se obtiene el agua intracelular (AIC) y el agua extracelular (AEC).

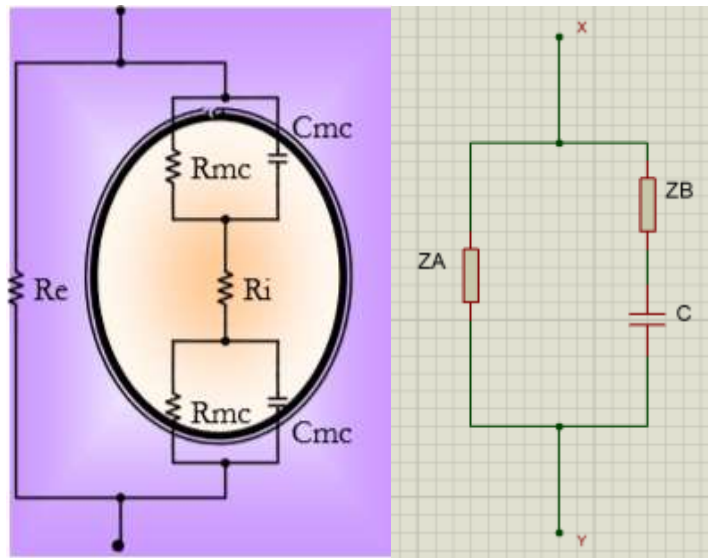


Fig. 85 Modelo eléctrico de la célula.

$$\text{Impedancia extracelular } R_e = Z_A \quad (81)$$

$$\text{Impedancia intracelular } R_i = Z_B \quad (82)$$

$$\text{Capacitancia de membrana } C_{mc} + C_{mc} = C \quad (83)$$

Analizando en circuito del modelo eléctrico de la célula, se puede establecer las siguientes relaciones para el cálculo del agua intracelular y agua extracelular.

5.7.1 Análisis a baja frecuencia.

$$f = 5kHz \quad (84)$$

$$si ; Z_C = \frac{-j}{2\pi(0)C} = \infty \quad (85)$$

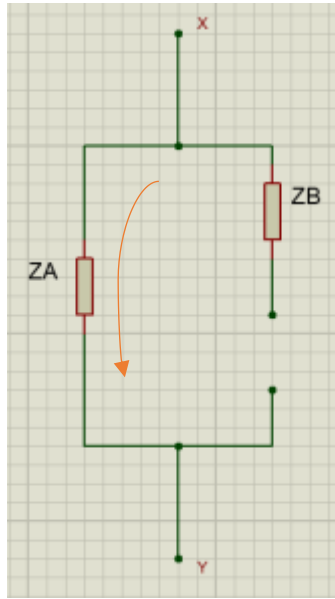


Fig. 86 Análisis del modelo eléctrico de tejido biológico Cole-Cole tipo B a baja frecuencia.

$$\text{Impedancia del agua extracelular ; } Z_{AEC} = Z_A \quad (86)$$

5.7.2 Análisis a alta frecuencia.

$$f = 100kHz \quad (87)$$

$$si ; Z_C = \frac{-j}{2\pi(\infty)C} = 0 \quad (88)$$

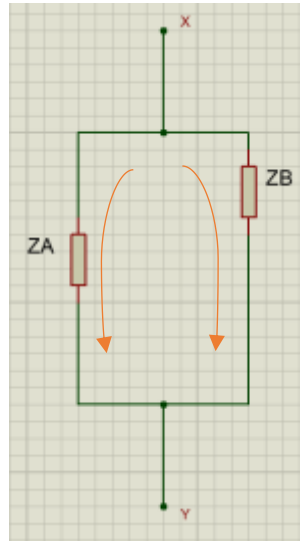


Fig. 87 Análisis del modelo eléctrico de tejido biológico Cole-Cole tipo B a alta frecuencia.

$$\text{Impedancia equivalente; } Z_{eq} = \frac{Z_A \cdot Z_B}{Z_A + Z_B} \quad (89)$$

Despejando Z_B se obtiene lo siguiente:

$$\text{Impedancia del agua intracelular; } Z_{AIC} = Z_B = \frac{Z_A \cdot Z_{eq}}{Z_A - Z_{eq}} \quad (90)$$

El valor de la impedancia Z_{AIC} es sustituido en la ecuación ^cLukaski, y el resultado es el valor del AIC en litros, para el cálculo del agua extracelular es utilizada la siguiente ecuación:

$$si; ACT(L) = AIC(L) + AEC(L) \quad (91)$$

$$\therefore AEC(L) = ACT - AIC \quad (92)$$

El valor del ACT utilizado para el cálculo del AEC, de mujeres proviene del promedio de dos ecuaciones, ^oLukaski y Sun con su debida conversión a ACT, y para hombres el valor proviene de la ecuación Sun con su debida conversión a ACT.

Posteriormente ambos resultados son representados en porcentaje, con base en las siguientes relaciones:

$$AIC(\%) = \left(\frac{AIC(L)}{ACT(L)} \right) \times (100) \quad (93)$$

$$AEC(\%) = \left(\frac{AEC(L)}{ACT(L)} \right) \times (100) \quad (94)$$

Como demostración se presentan los resultados de un sujeto sexo masculino tomado al azar, en donde:

$$Z_A \in f = 5kHz \quad (95)$$

$$Z_{eq} \in f = 100kHz \quad (96)$$

ZA (Ω)	Zeq (Ω)	ZB (Ω)	ACT	AIC	AEC
783.46	502.68	1402.62	35.45 L	21.57 L	13.88 L
			57.18%	60.84%	39.16%

Tabla 42. Metodología para el cálculo del AIC y AEC, datos de un sujeto tomado al azar sexo masculino.

5.8.- OTRA FORMA PARA EL CÁLCULO DEL AGUA EXTRACELULAR Y AGUA INTRACELULAR.

Para la determinación del AIC se basa en que la masa celular consta del 75% de agua, pero dicha agua está dentro de la célula ya que representa la porción celular del cuerpo humano, su cálculo se detalla más adelante.

5.9.- DETERMINACIÓN DEL ÁNGULO DE FASE CON BASE EN EL ARCO.

Al construir el gráfico Cole-Cole se demuestra que se forma un arco, con base en esto y del análisis de la magnitud de la impedancia, se pueden determinar las componentes en el eje real, en el eje imaginario, radio y ángulo de fase de la impedancia, cabe mencionar que el resultado del análisis con las ecuaciones Cole-Cole sobreestima la magnitud de la impedancia así como del ángulo de fase por ello es necesidad un nuevo análisis.

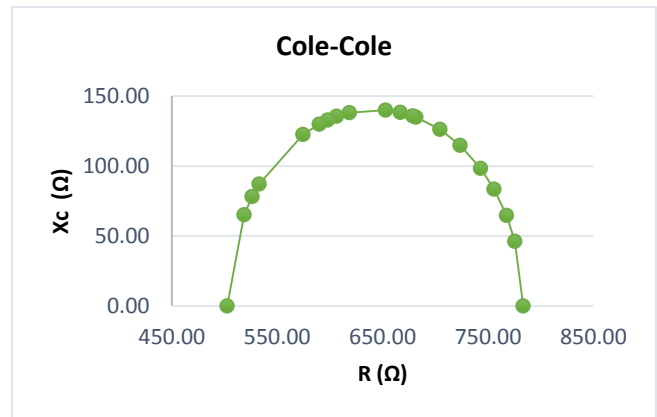
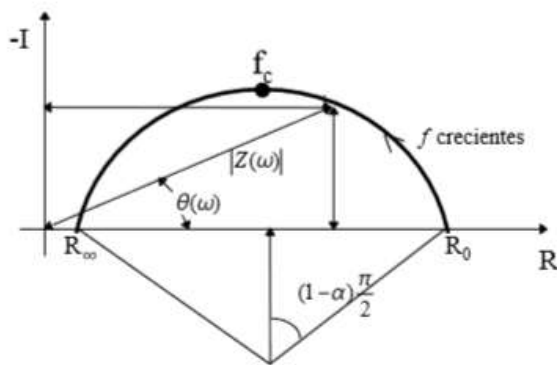


Fig. 88 Arco formado por el gráfico Cole-Cole y sus componentes.

5.9.1 Determinación del radio del arco.

El radio del arco se calcula con el valor de la impedancia promedio a baja frecuencia y a alta frecuencia que representan los extremos en donde toca con el eje real, y se determina por medio de la siguiente ecuación:

$$Radio = \frac{(Z_0 - Z_\infty)}{2} \quad (97)$$

$$Radio = \frac{(Z_{5kHz} - Z_{100kHz})}{2} \quad (98)$$

5.9.2 Determinación de la componente real e imaginaria de la magnitud de la impedancia.

Una vez calculado el radio se puede determinar la componente real (R_e) y componente imaginaria (I_{mg}) de la magnitud de la impedancia, tomando en cuenta el desfaseamiento a alta frecuencia, como se muestra en la siguiente ecuación:

$$Re = Radio + Z_{\infty} \quad (99)$$

$$Re = Radio + Z_{100kHz} \quad (100)$$

5.9.3 Determinación de la componente imaginaria.

Una vez calculada la componente real y teniendo como dato la magnitud de la impedancia promedio, se puede determinar la componente imaginaria (I_{mg}), tal como se muestra en la siguiente relación:

$$Img = \sqrt{(|Z|)^2 - (Re)^2} \quad (101)$$

5.9.4 Determinación del ángulo de fase.

Ya calculado las componentes de la impedancia se puede determinar el ángulo de fase, con la función arco tangente, como lo describe la siguiente ecuación:

$$\arctan = \left(\frac{Img}{Re} \right) \quad (102)$$

5.9.5 Determinación de la frecuencia central.

La frecuencia central (f_c), representa la máxima reactancia (X_c) en el eje imaginario, y por tanto será también el máximo ángulo de fase, por lo que se puede establecer que el ángulo de fase a 50 kHz debe estar por debajo de este valor. Y se calcula con la ecuación antes mostrada.

5.9.6 Determinación del ángulo de fase a la frecuencia de 50 kHz.

5.9.6.1 Segmento real del arco a 50 kHz.

Se calcula usando la diferencia de las impedancias promedio a alta frecuencia y a baja frecuencia multiplicado por un factor (F_K) que tendrá que ser buscado, tomando como referencia que el valor del ángulo de fase debe de estar por debajo de la frecuencia central, usualmente este factor debe estar en proporción menor al radio del arco (1/2), por lo que debe caer en la mitad izquierda de dicho arco en el plano (R, Img), la siguiente ecuación muestra su cálculo:

$$\text{Segmento Real}_{50\text{ kHz}} = (Z_{5\text{ kHz}} - Z_{100\text{ kHz}})(F_K) ; \quad F_K < \frac{1}{2} \quad (103)$$

5.9.6.2 Componente real a 50 kHz.

Para el cálculo de la componente real se utiliza la ecuación siguiente:

$$Re_{50\text{ kHz}} = \text{Segmento Real}_{50\text{ kHz}} + Z_{100\text{ kHz}} \quad (104)$$

5.9.6.3 Componente imaginaria a 50 kHz.

Teniendo así la magnitud de la impedancia promedio a 50 kHz, el cálculo de la componente imaginaria, se realiza de la siguiente manera:

$$Img_{50\text{ kHz}} = \sqrt{(|Z|_{50\text{ kHz}})^2 - (Re_{50\text{ kHz}})^2} \quad (105)$$

5.9.6.4 Ángulo de fase a 50 kHz.

Una vez teniendo los valores de las componentes de la magnitud, se aplica la función arcotangente para determinar el ángulo de interés:

$$\arctan_{50\text{ kHz}} = \left(\frac{Img_{50\text{ kHz}}}{Re_{50\text{ kHz}}} \right) \quad (106)$$

Con base en esto se establecen las siguientes relaciones:

$$Re_{50kHz} = R (\Omega) ; Resistencia \quad (107)$$

$$Img_{50kHz} = Xc (\Omega) ; Reactancia \quad (108)$$

$$arctan_{50kHz} = AF (^{\circ}) ; \text{Ángulo de fase} \quad (109)$$

5.10.- VALIDACIÓN DEL ÁNGULO DE FASE.

El ángulo de fase (AF) se corrobora de la siguiente forma:

Se calcula la masa celular (MC), con base en la masa libre de grasa calculada anteriormente:

$$MC = (MLG)[\ln (AF)](0.29) \quad (110)$$

MC = masa celular en kilogramos, MLG = masa libre de grasa en kilogramos y $\ln AF$ = logaritmo natural del ángulo de fase a 50 kHz.

5.11.- OTRO CRITERIO PARA EL CÁLCULO DE LA MASA CELULAR.

Como antes se mencionó la MC consta del 75% de líquido que se encuentra dentro de la célula, por lo que se utilizó la siguiente ecuación:

$$AIC (L) = (MC)(0.75) \quad (111)$$

5.12.- DETERMINACIÓN DEL AGUA EXTRACELULAR.

Se basa en la ecuación siguiente:

$$AEC (L) = ACT - AIC \quad (112)$$

Dichos resultados son mostrados en unidades de litros y en porcentaje.

5.13.- MASA CELULAR CORPORAL.

Para fines de diferenciación a esta variable se le denominará, como masa celular corporal (MCC) que representa lo mismo que la masa celular (MC) en términos de composición corporal, esto es para la validación de la MC, esto se hace con base en la ecuación (113), con referencia en el artículo de referencia⁴.

$$MCC = \frac{ACT - AEC}{0.732} \quad (113)$$

En donde MCC en kilogramos, ACT en litros y AEC en litros.

La validación del ángulo de fase se realiza cuando el porcentaje del AIC y AEC son coincidentes de valor, con respecto al resultado del análisis del circuito eléctrico Cole-Cole tipo B, y de la ecuación ^oLukaski como se mostró anteriormente.

5.14.- EJEMPLO DEL CÁLCULO DEL AGUA INTRACELULAR Y AGUA EXTRACELULAR.

A continuación se ejemplifica lo antes mencionado con datos de un sujeto sexo masculino tomado al azar.

Análisis modelo Cole-Cole tipo B y ecuación ^oLukaski:

ZA (Ω)	Zeq (Ω)	ZB (Ω)	ACT	AIC	AEC
783.46	502.68	1402.62	35.45 L	21.57 L	13.88 L
			57.18%	60.84%	39.16%

Tabla 43 Análisis modelo Cole-Cole tipo B y con ecuación ^oLukaski, de un sujeto sexo masculino tomado al azar.

⁴ Composición corporal de pacientes renales crónicos en hemodiálisis: antropometría y análisis vectorial por impedancia bioeléctrica año 2013.

Análisis del 75% de líquido en MC.

MC	ACT	AIC	AEC
28.63 Kg	35.45 L	21.47 L	13.98 L
58.70%	57.18%	60.58%	39.42%

Tabla 44 Análisis con el 75% de líquido en la masa celular, de un sujeto sexo masculino tomado al azar.

5.15.- MASA EXTRACELULAR.

Una vez validado el AF se procede al cálculo de la masa extracelular (MEC) y esto se realiza con la siguiente diferencia:

$$MEC = MLG - MC \quad (114)$$

En donde MEC = masa extracelular en kilogramos, MLG = masa libre de grasa en kilogramos y MC = masa celular en kilogramos.

5.16.- ÍNDICE NUTRIMENTAL.

Este índice es muy útil para conocer los cambios que se pudiesen dar en los pacientes ante un proceso de desnutrición, deshidratación, sobre hidratación, etc., toma en cuenta los parámetros de masa celular o masa metabólicamente activa y masa extracelular o masa metabólicamente inactiva, que son de suma importancia en el equilibrio entre salud y enfermedad. Como parámetro ésta relación es altamente sensible, ya que los valores inferiores a uno (< 1.0), indican que la proporción de la masa metabólicamente activa (MC) es mayor a la masa metabólicamente inactiva (MEC), mientras que valores mayores o iguales a uno (≥ 1.0), indican una contracción de la masa metabólicamente activa que se representa como un estado de desnutrición.

$$I = \frac{MEC}{MC} \quad (115)$$

En donde I = índice nutrimental, MEC = masa extracelular en kilogramos y MC = masa celular en kilogramos.

5.17.- CALCULO DEL ULTRA FILTRADO POR BIOIMPEDANCIA ELÉCTRICA EN HEMODIÁLISIS.

El ultra filtrado en HD, es la diferencia entre al ACT pre-diálisis y el ACT post-diálisis, esto es la cantidad de agua corporal que remueve la máquina del paciente durante la sesión, y más adelante se realiza la correlación entre el método por BIE y lo determinado por la máquina de HD. Lo anterior se calcula de la siguiente manera:

$$\text{Ultra filtrado (L)} = \text{ACT}_{\text{Prediálisis}} - \text{ACT}_{\text{Postdiálisis}} \quad (116)$$

5.17.1 Metodología para el cálculo del ultra filtrado con ACT para mujeres GPR.

Es el resultado del promedio de las 4 ecuaciones para el cálculo del ACT como antes se mencionó, para GC y GPR.

Ecuación
Sun
Segal
Kushner (a)
Kushner (b)
Promedio ACT

Tabla 45 Ecuaciones usadas para la determinación del ACT y el ultra filtrado en mujeres GPR.

5.17.2 Metodología para el cálculo del ultra filtrado con ACT para hombres GPR.

Es el resultado de la ecuación ^fSun para MLG, con su conversión a ACT.

$$\text{ACT (L)} = \text{MLG} * 0.732 \quad (117)$$

5.18.- ANÁLISIS VECTORIAL POR IMPEDANCIA BIOELÉCTRICA.

Los valores de la resistencia y de la reactancia se estandarizan sobre la altura del paciente en metros, para construir el grafico de impedancia vectorial en donde se analiza el desplazamiento del vector y su migración, combase en las siguientes relaciones:

$$\frac{R (\Omega)}{H (m)} \text{ y } \frac{Xc (\Omega)}{H (m)} \quad (118)$$

El grafico se realizó en el software Matlab con base en el artículo de referencia⁵. De este artículo se tomaron los datos de longitud de los semiejes y grados de inclinación de las elipses de tolerancia, todo esto se muestra en la siguiente tabla:

	Ejes mayores de las elipses de tolerancia Longitud del semieje ($\tilde{\Omega}/m$)				Ejes menores de las elipses de tolerancia Longitud del semieje ($\tilde{\Omega}/m$)			
	Inclinación	95%	75%	50%	Inclinación	95%	75%	50%
Hombres n = 204	65.86°	168	114	81	-24.14°	72	49	35
Mujeres n = 235	69.44°	185	125	89	-20.56°	101	68	48

Tabla 46 Longitud de los semiejes y grados de inclinación de las elipses de tolerancia para población mexicana en condición sana⁵.

Datos: Centro en R/H = 308.7 (Ω/m), Xc/H = 39.8 (Ω/m) en hombres, y R/H = 398.2 (Ω/m), Xc/H = 44.3 (Ω/m) en mujeres para población mexicana en condición sana.

Al graficar los resultados del análisis del vector, se puede visualizar el desplazamiento del vector de impedancia del grupo de pacientes renales (GPR), sometido a terapia de hemodiálisis, ya que se les realizo dos mediciones denominadas pre-diálisis y post-diálisis los resultados se muestran más adelante.

⁵ “Vectores de impedancia bioeléctrica para la composición corporal en población mexicana” de María de los Ángeles Espinosa-Cuevas y Lucia Rivas-Rodríguez.

A continuación de muestra los datos y gráfico de un sujeto sexo masculino tomado al azar:

R (Ω)	XC (Ω)	Zw (Ω)	TALLA (cm)	PESO (Kg)	EDAD (años)
571.16	75.87	576.18	167	62.00	27

R/H (Ω/m)	XC/H (Ω/m)
342.01	45.43

Tabla 47 Resistencia y reactancia corregidas por la altura, datos de un sujeto sexo masculino tomado al azar.

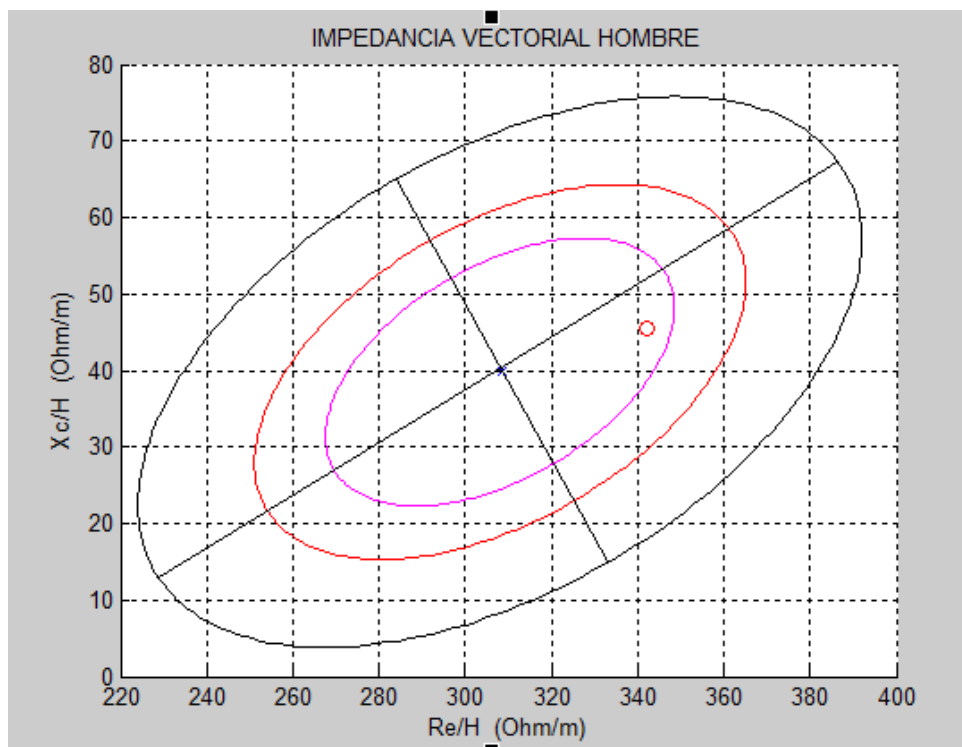


Fig. 89 Gráfico de impedancia vectorial para hombre, dato de un sujeto sexo masculino tomado al azar.

El análisis muestra que el vector de impedancia (o) cae dentro del percentil 50% (elipse rosa) que es en donde se concentra la mayor población muestreada, así como también cae en el cuadrante de delgado o magro y por lo que también cuenta con un buen estado de hidratación.

5.19.- RESULTADOS CON SUJETOS SANOS Y CON PACIENTES RENALES.

Se analizaron dos grupos que denominaremos grupo control (GC) y grupo pacientes renales (GPR), en ambos grupos se tomaron en cuenta las mismas variables de peso, edad, sexo, estatura y actividad física, a diferencia que a los GPR se tomó en cuenta la variable de tiempo en hemodiálisis en meses, peso pre-diálisis y peso post-diálisis. Dentro de los dos grandes grupos surgieron subgrupos que se clasificaron de la siguiente manera:

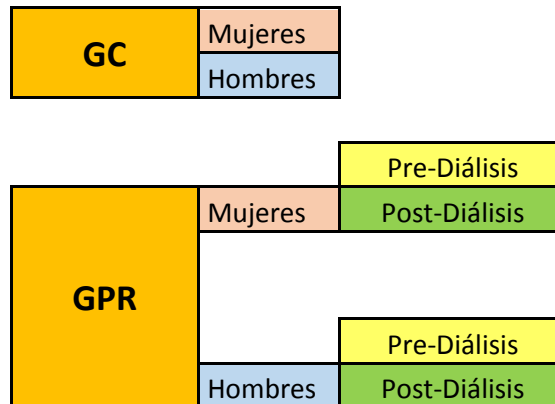


Tabla 48 Grupos de sujetos a estudiar.

5.19.1 Grupo control.

El grupo control “GC” consta de una población de 37 sujetos sanos, de los cuales 15 son mujeres dentro de un rango de edad de 22 a 63 años con un promedio de 32 años, y 22 son hombres en un rango de edad de entre 23 a 63 años con un promedio de 29.73 años.

5.19.1.1 Mujeres grupo control (GC).

Edad y medidas somatométricas.

NÚMERO	EDAD (AÑOS)	PESO (Kg)	TALLA (m)	IMC
1	24	62.0	1.62	23.62
2	28	68.0	1.72	22.99
3	63	70.0	1.41	35.21
4	23	55.0	1.50	24.44
5	44	66.0	1.44	31.83
6	29	59.0	1.51	25.88
7	22	52.0	1.60	20.31
8	53	54.0	1.42	26.78
9	35	62.0	1.70	21.45
10	23	61.0	1.62	23.24
11	27	55.7	1.63	20.96
12	30	55.0	1.59	21.76
13	25	85.4	1.64	31.75
14	29	68.0	1.65	24.98
15	25	51.0	1.63	19.20

Tabla 49 Población de mujeres GC, edad y medidas somatométricas.

La siguiente tabla muestra la media y desviación estándar de la población de mujeres del grupo control “GC”.

n = 15	Variable	EDAD (Años)	PESO (Kg)	TALLA (m)	IMC
	$\bar{X} \pm \sigma$	32.00 ± 12.08	61.61 ± 8.98	1.58 ± 0.10	24.96 ± 4.67

Tabla 50 Media y desviación estándar, edad y medidas somatométricas de mujeres GC.

Corriente total: máxima corriente a 100 kHz, mínima corriente a 5 kHz y corriente a 50 kHz.

NÚMERO	I_T Máx (A) 100kHz	I_T Mín (A) 5kHz	I_T (A) 50kHz
1	3.401E-04	1.611E-04	2.985E-04
2	3.476E-04	1.829E-04	3.118E-04
3	3.857E-04	1.518E-04	3.444E-04
4	3.204E-04	1.925E-04	2.943E-04
5	3.836E-04	1.727E-04	3.459E-04
6	2.828E-04	1.242E-04	2.399E-04
7	3.546E-04	2.113E-04	3.281E-04
8	3.909E-04	1.443E-04	3.523E-04
9	3.623E-04	1.916E-04	3.298E-04
10	3.158E-04	1.742E-04	2.864E-04
11	3.698E-04	2.057E-04	3.361E-04
12	3.962E-04	2.214E-04	3.708E-04
13	3.922E-04	2.429E-04	3.711E-04
14	3.876E-04	2.345E-04	3.224E-04
15	2.965E-04	1.731E-04	2.733E-04

Tabla 51 Medida de corriente total, máxima corriente, mínima corriente y corriente a 50 kHz de mujeres GC.

Variable	I_T Máx (A) 100kHz	I_T Mín (A) 5kHz	I_T (A) 50kHz
\bar{X}	355.1E-6	185.6E-6	320.3E-6
$\pm\sigma$	$\pm 36.95E-6$	$\pm 33.59E-6$	$\pm 36.69E-6$

Tabla 52 Media y desviación estándar de mujeres GC, corriente total máxima, corriente total mínima y corriente total a 50 kHz.

Parámetros eléctricos.

NÚMERO	ZT (ohm)	ZIEP (ohm)	R (ohm)	Xc (ohm)	Zw (ohm)	AF (°) 50kHz	R/H (ohm/m)	Xc/H (ohm/m)
1	1511.14	856.44	649.32	83.76	654.70	7.35	400.81	51.70
2	1446.40	800.37	641.80	73.74	646.03	6.55	373.14	42.87
3	1309.44	797.76	508.64	55.72	511.68	6.25	360.73	39.52
4	1532.35	856.07	671.02	84.25	676.28	7.16	447.34	56.17
5	1303.93	772.65	527.76	61.04	531.28	6.60	366.50	42.39
6	1879.72	1238.12	635.21	90.36	641.60	8.10	420.67	59.84
7	1374.41	710.99	658.96	76.82	663.42	6.65	411.85	48.01
8	1280.16	718.34	558.90	57.27	561.82	5.85	393.59	40.33
9	1367.52	791.50	572.97	59.21	576.02	5.90	337.04	34.83
10	1574.60	878.64	690.32	88.44	695.96	7.30	426.12	54.59
11	1341.87	742.40	595.85	65.80	599.47	6.30	365.55	40.37
12	1216.17	562.62	649.84	69.49	653.55	6.10	408.71	43.70
13	1215.19	567.60	642.49	81.15	647.59	7.20	391.76	49.48
14	1345.87	687.67	653.26	80.46	658.20	7.02	395.92	48.77
15	1650.45	822.64	822.49	93.73	827.81	6.50	504.60	57.50

Tabla 53 Medida de parámetros eléctricos de mujeres GC.

Variable	ZT (ohm)	ZIEP (ohm)	R (ohm)	Xc (ohm)	Zw (ohm)	AF (°) 50kHz	R/H (ohm/m)	Xc/H (ohm/m)
\bar{X}	1423.28	786.92	631.92	74.75	636.36	6.72	400.29	47.34
$\pm\sigma$	± 180.28	± 156.78	± 75.33	± 12.67	± 76.08	± 0.62	± 40.68	± 7.51

Tabla 54 Media y desviación estándar de mujeres GC, parámetros eléctricos.

Composición corporal y TMB según actividad física.

NÚMERO	ACT (L)	ACT (%)	ACT* (L)	ACT* (%)	MLG (Kg)	MLG (%)	MG (Kg)	MG (%)	TMB (Kcal)
1	31.15	50.25	29.37	47.37	42.56	68.64	19.44	31.36	1584.47
2	34.93	51.37	32.62	47.97	47.72	70.18	20.28	29.82	1712.86
3	30.90	44.14	27.30	39.01	42.21	60.30	27.79	39.70	1432.19
4	26.67	48.49	25.40	46.18	36.53	66.42	18.47	33.58	1422.37
5	30.46	46.15	27.71	41.99	41.73	63.22	24.27	36.78	1470.19
6	28.25	47.89	26.51	44.94	38.70	65.60	20.30	34.40	1460.25
7	28.91	55.59	27.45	52.78	39.60	76.15	12.40	23.85	1484.62
8	27.28	50.51	24.51	45.39	37.36	69.19	16.64	30.81	1307.14
9	35.76	57.68	33.06	53.33	48.99	79.01	13.01	20.99	2393.12
10	29.96	49.12	28.41	46.57	41.05	67.29	19.95	32.71	1561.85
11	32.02	57.48	29.98	53.82	43.86	78.74	11.84	21.26	1558.23
12	29.35	53.36	27.50	50.00	40.20	73.09	14.80	26.91	1482.63
13	35.27	41.30	33.00	38.65	48.32	56.58	37.08	43.42	1804.01
14	32.68	48.05	30.54	44.91	44.76	65.83	23.24	34.17	1645.25
15	26.20	51.37	25.28	49.58	35.89	70.37	15.11	29.63	1432.79

Tabla 55 Composición corporal y TMB según su actividad física de mujeres GC.

	ACT (L)	ACT (%)	ACT* (L)	ACT* (%)	MLG (Kg)	MLG (%)	MG (Kg)	MG (%)	TMB (Kcal)
\bar{X}	30.65	50.18	28.58	46.83	41.97	68.71	19.64	31.29	1583.46
$\pm \sigma$	± 3.05	± 4.61	± 2.79	± 4.68	± 4.16	± 6.32	± 6.64	± 6.32	± 256.58

Tabla 56 Media y desviación estándar de composición corporal y TMB según su actividad física de mujeres GC.

Los datos de ACT*, son resultado del promedio de las ecuaciones ^cLukaski y ^fSun con su equivalencia a agua corporal total, y ACT resulta del promedio de todas las ecuaciones usadas como se describió en la metodología para el cálculo del agua corporal total, y a continuación se presenta el gráfico de regresión lineal entre ACT y ACT* y posteriormente su coeficiente de correlación lineal.

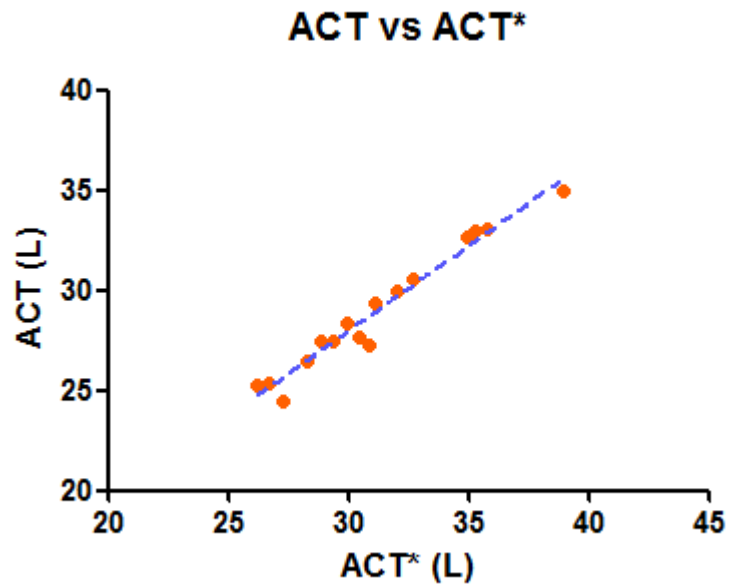


Fig. 90 Regresión lineal entre ACT y ACT* de mujeres GC.

Correlación	
Pearson r	0.9798
r ²	0.9600

Tabla 57 Coeficiente de correlación lineal entre ACT y ACT*, de mujeres GC.

Estado nutrimental.

NÚMERO	MC (Kg)	MC (%)	MCC** (Kg)	MCC** (%)	MEC (Kg)	MEC (%)	MEC/MC
1	24.62	57.85	25.07	58.91	17.94	42.15	0.73
2	26.01	54.50	26.59	55.73	21.71	45.50	0.83
3	22.43	53.14	23.10	54.73	19.78	46.86	0.88
4	20.85	57.09	21.46	58.73	15.68	42.91	0.75
5	22.84	54.72	23.47	56.24	18.89	45.28	0.83
6	23.48	60.66	24.12	62.31	15.22	39.34	0.65
7	21.76	54.94	22.18	56.02	17.84	45.06	0.82
8	19.14	51.23	19.69	52.70	18.22	48.77	0.95
9	25.22	51.47	25.79	52.64	23.77	48.53	0.94
10	23.66	57.65	24.33	59.28	17.39	42.35	0.73
11	23.41	53.37	23.97	54.65	20.45	46.63	0.87
12	21.08	52.44	21.68	53.93	19.12	47.56	0.91
13	27.66	57.25	28.35	58.67	20.66	42.75	0.75
14	25.29	56.51	25.94	57.94	19.47	43.49	0.77
15	19.48	54.28	19.98	55.67	16.41	45.72	0.84

Tabla 58 Parámetros nutrimentales de mujeres GC.

	MC (Kg)	MC (%)	MCC** (Kg)	MCC** (%)	MEC (Kg)	MEC (%)	MEC/MC
\bar{X}	23.13	55.14	23.71	56.54	18.84	44.86	0.82
$\pm \sigma$	± 2.41	± 2.66	± 2.44	± 2.71	± 2.29	± 2.66	± 0.086

Tabla 59 Media y desviación estándar, parámetros nutrimentales de mujeres GC.

Los resultados de MC y MCC**, fueron obtenidos de las ecuaciones antes referenciadas en el texto, y a continuación se presenta el gráfico de regresión lineal entre MC y MCC** para observar su correlación entre estas dos ecuaciones.

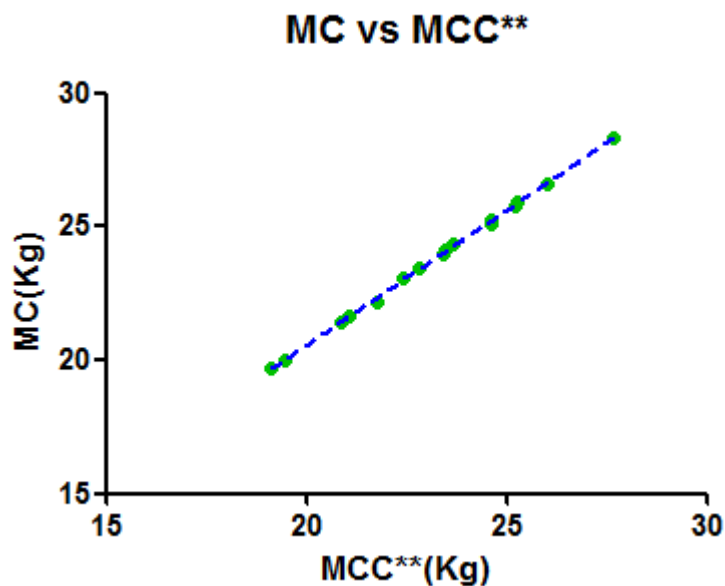


Fig. 91 Regresión lineal entre MC y MCC** de mujeres GC.

Correlación	
Pearson r	0.9995
r ²	0.9991

Tabla 60 Coeficiente de correlación lineal entre MC y MCC** de mujeres GC.

Equilibrio hídrico.

NÚMERO	AIC (L)	AIC (%)	AEC (L)	AEC (%)	AIC*** (L)	AIC*** (%)	AEC*** (L)	AEC*** (%)
1	18.35	62.48	11.02	37.52	18.46	62.87	10.91	37.13
2	19.47	59.67	13.15	40.33	19.51	59.80	13.11	40.20
3	16.91	61.95	10.39	38.05	16.82	61.62	10.48	38.38
4	15.71	61.83	9.69	38.17	15.64	61.58	9.76	38.42
5	17.18	62.00	10.53	38.00	17.13	61.81	10.58	38.19
6	17.65	66.59	8.86	33.41	17.61	66.42	8.90	33.58
7	16.24	59.15	11.21	40.85	16.32	59.45	11.13	40.55
8	14.41	58.80	10.10	41.20	14.35	58.56	10.16	41.44
9	18.88	57.10	14.18	42.90	18.91	57.21	14.15	42.79
10	17.81	62.69	10.60	37.31	17.75	62.47	10.66	37.53
11	17.55	58.53	12.43	41.47	17.56	58.56	12.42	41.44
12	15.87	57.71	11.63	42.29	15.81	57.49	11.69	42.51
13	20.75	62.89	12.25	37.11	20.75	62.87	12.25	37.13
14	18.98	62.16	11.56	37.84	18.97	62.12	11.57	37.88
15	14.63	57.85	10.65	42.15	14.61	57.80	10.67	42.20

Tabla 61 Equilibrio hídrico de mujeres GC.

	AIC (L)	AIC (%)	AEC (L)	AEC (%)	AIC*** (L)	AIC*** (%)	AEC*** (L)	AEC*** (%)
\bar{X}	17.36	60.76	11.22	39.24	17.35	60.71	11.23	39.29
$\pm\sigma$	± 1.79	± 2.61	± 1.37	± 2.61	± 1.81	± 2.57	± 1.34	± 2.57

Tabla 62 Media y desviación estándar, equilibrio hídrico de mujeres GC.

Los resultados del AIC, AEC, provienen del análisis del modelo eléctrico Cole-Cole tipo B, y AIC^{***}, AEC^{***} provienen de la ecuación que asume una hidratación de la MC del 75%, para establecer la correlación entre ambos métodos se muestra el análisis de regresión lineal.

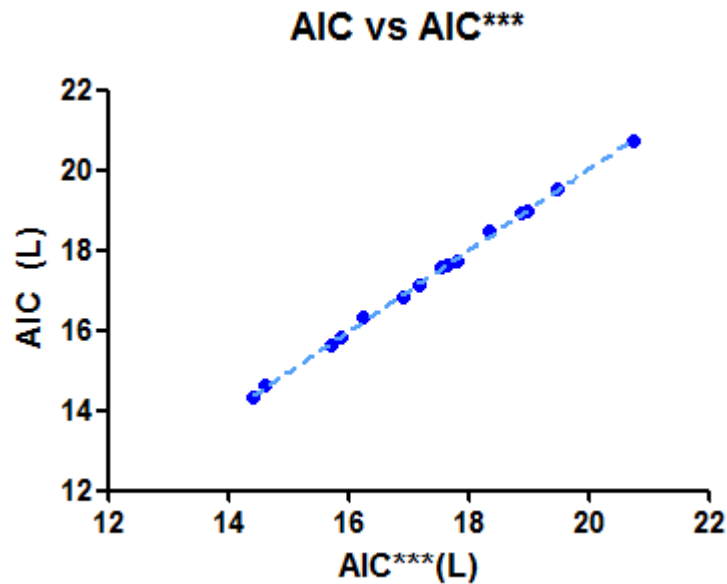


Fig. 92 Regresión lineal entre AIC y AIC^{***} de mujeres GC.

Correlación	
Pearson r	0.9996
r ²	0.9992

Tabla 63 Coeficiente de correlación lineal entre AIC y AIC^{***} de mujeres GC.

Por tanto el porcentaje del equilibrio hídrico entre el AIC y AEC de mujeres en condición sana, queda dentro del rango comprendido entre:

$$58.14\% \leq AIC \leq 63.28\%$$

$$36.72\% \leq AEC \leq 41.86\%$$

5.19.1.2 Hombres grupo control (GC).

Edad y medidas somatométricas.

NÚMERO	EDAD (AÑOS)	PESO (Kg)	TALLA (m)	IMC
1	27	66.0	1.70	22.84
2	30	113.0	1.80	34.88
3	28	60.0	1.60	23.44
4	63	65.0	1.67	23.31
5	30	63.0	1.85	18.41
6	26	64.0	1.67	22.95
7	29	90.0	1.72	30.42
8	38	96.0	1.65	35.26
9	26	64.8	1.65	23.80
10	30	75.0	1.70	25.95
11	37	94.0	1.74	31.05
12	23	68.0	1.70	23.53
13	25	67.3	1.80	20.77
14	27	73.0	1.76	23.57
15	25	85.0	1.80	26.23
16	30	88.0	1.83	26.28
17	24	88.0	1.85	25.71
18	33	72.0	1.75	23.51
19	25	61.0	1.70	21.11
20	30	61.7	1.65	22.66
21	24	67.0	1.71	22.91
22	24	56.3	1.72	19.03

Tabla 64 Población de hombres GC, edad y medidas somatométricas.

La siguiente tabla muestra la media y desviación estándar de la población de hombres del grupo control "GC".

n = 22	Variable	EDAD (Años)	PESO (Kg)	TALLA (m)	IMC
	$\bar{X} \pm \sigma$	29.73± 8.44	74.46± 14.78	1.73± 0.07	24.89± 4.46

Tabla 65 Media y desviación estándar, edad y medidas somatométricas de hombres GC.

Corriente total: máxima corriente a 100 kHz, mínima corriente a 5 kHz y corriente a 50 kHz.

NÚMERO	I_T Máx (A)	I_T Min (A)	I_T (A)
	100kHz	5kHz	50kHz
1	3.211E-04	1.521E-04	2.807E-04
2	3.553E-04	1.439E-04	3.013E-04
3	2.868E-04	1.315E-04	2.497E-04
4	3.787E-04	1.510E-04	3.286E-04
5	3.797E-04	1.620E-04	3.279E-04
6	4.472E-04	2.273E-04	4.167E-04
7	5.139E-04	2.277E-04	4.717E-04
8	3.321E-04	1.453E-04	2.836E-04
9	5.030E-04	2.264E-04	4.629E-04
10	3.168E-04	1.367E-04	2.717E-04
11	4.900E-04	2.473E-04	4.544E-04
12	4.079E-04	1.875E-04	3.616E-04
13	4.884E-04	2.555E-04	4.554E-04
14	4.103E-04	2.156E-04	3.780E-04
15	4.625E-04	2.642E-04	4.229E-04
16	5.644E-04	2.495E-04	5.186E-04
17	4.908E-04	2.621E-04	4.508E-04
18	4.215E-04	1.687E-04	3.693E-04
19	3.735E-04	1.778E-04	3.325E-04
20	4.767E-04	2.400E-04	4.432E-04
21	4.697E-04	2.210E-04	4.256E-04
22	4.434E-04	2.562E-04	4.102E-04

Tabla 66 Medida de corriente total, máxima corriente, mínima corriente y corriente a 50 kHz de hombres GC.

Variable	I_T Máx (A)	I_T Min (A)	I_T (A)
	100kHz	5kHz	50kHz
\bar{X}	424.3E-6	202.2E-6	382.6E-6
$\pm\sigma$	$\pm 74.11E-6$	$\pm 46.76E-6$	$\pm 76.49E-6$

Tabla 67 Media y desviación estándar de hombres GC, corriente total máxima, corriente total mínima y corriente total a 50 kHz.

Parámetros eléctricos.

NÚMERO	ZT (ohm)	ZIEP (ohm)	R (ohm)	Xc (ohm)	Zw (ohm)	AF (°) 50kHz	R/H (ohm/m)	Xc/H (ohm/m)
1	1606.41	1027.30	574.25	74.91	579.11	7.43	337.79	44.07
2	1496.68	1066.75	425.73	59.93	429.93	8.01	236.52	33.30
3	1806.40	1211.82	589.17	80.07	594.58	7.74	368.23	50.04
4	1372.65	899.52	468.91	62.99	473.13	7.65	280.79	37.72
5	1375.44	862.49	508.05	70.75	512.95	7.93	274.62	38.25
6	1082.31	536.79	540.72	72.22	545.52	7.61	323.78	43.25
7	956.09	506.52	445.08	63.37	449.57	8.10	258.77	36.84
8	1590.14	1142.26	443.52	62.38	447.88	8.01	268.80	37.81
9	976.47	455.99	515.15	74.24	520.48	8.20	312.21	45.00
10	1659.67	1104.71	550.52	70.02	554.96	7.25	323.84	41.19
11	992.51	486.92	501.66	62.93	505.59	7.15	288.31	36.17
12	1247.18	742.87	498.90	73.69	504.31	8.40	293.47	43.35
13	990.25	448.97	537.58	63.19	541.28	6.70	298.65	35.11
14	1193.00	632.24	555.30	78.06	560.76	8.00	315.51	44.85
15	1066.47	595.09	467.24	62.38	471.38	7.60	259.58	34.65
16	869.61	419.90	446.26	55.61	449.71	7.10	243.86	30.39
17	1000.50	548.86	447.56	60.52	451.64	7.70	241.93	32.71
18	1221.36	774.73	441.61	66.78	446.63	8.60	252.35	38.16
19	1356.47	789.63	560.61	83.78	566.84	8.50	329.77	49.28
20	1017.59	467.33	545.80	69.95	550.26	7.30	330.79	42.39
21	1059.66	578.00	476.67	69.19	481.66	8.26	278.75	40.46
22	1099.48	548.02	547.07	69.45	551.46	7.24	318.07	40.38

Tabla 68 Medida de parámetros eléctricos de hombres GC.

Variable	ZT (ohm)	ZIEP (ohm)	R (ohm)	Xc (ohm)	Zw (ohm)	AF (°) 50kHz	R/H (ohm/m)	Xc/H (ohm/m)
\bar{X}	1228.92	720.30	503.97	68.47	508.62	7.75	292.56	39.79
$\pm\sigma$	± 266.73	± 256.03	± 50.44	± 7.18	± 50.76	± 0.50	± 36.07	± 5.18

Tabla 69 Media y desviación estándar de hombres GC, parámetros eléctricos.

Composición corporal y TMB según actividad física.

NÚMERO	ACT (L)	ACT (%)	ACT* (L)	ACT* (%)	MLG (Kg)	MLG (%)	MG (Kg)	MG (%)	TMB (Kcal)
1	37.19	56.35	36.88	55.88	50.94	77.19	15.06	22.81	1837.73
2	56.76	50.23	56.09	49.64	77.75	68.80	35.25	31.20	2495.62
3	32.69	54.49	32.63	54.39	44.78	74.64	15.22	25.36	1681.40
4	38.71	59.55	39.62	60.95	53.03	81.58	11.97	18.42	1739.49
5	44.04	69.90	43.67	69.32	60.16	95.49	2.84	4.51	2855.50
6	37.26	58.21	36.73	57.39	50.90	79.53	13.10	20.47	1816.88
7	48.25	53.61	47.49	52.77	65.92	73.24	24.08	26.76	2177.30
8	46.66	48.61	46.17	48.10	63.83	66.49	32.17	33.51	2133.01
9	37.80	58.33	37.11	57.27	51.64	79.69	13.16	20.31	1823.75
10	39.69	52.91	39.31	52.41	54.36	72.49	20.64	27.51	1927.06
11	46.44	49.41	46.15	49.09	63.45	67.50	30.55	32.50	2152.79
12	40.76	59.93	39.82	58.56	55.83	82.10	12.17	17.90	1925.05
13	42.13	62.60	41.55	61.73	57.55	85.52	9.75	14.48	1974.67
14	41.02	56.19	40.54	55.54	56.19	76.98	16.81	23.02	1970.28
15	49.00	57.64	48.13	56.63	67.12	78.96	17.88	21.04	2204.87
16	51.79	58.86	51.33	58.32	70.76	80.41	17.24	19.59	2266.27
17	52.64	59.82	51.85	58.92	72.11	81.95	15.89	18.05	2309.35
18	45.71	63.49	45.25	62.84	62.62	86.97	9.38	13.03	2025.76
19	36.80	60.33	36.39	59.65	50.28	82.42	10.72	17.58	1805.11
20	35.85	58.10	35.56	57.63	48.97	79.37	12.73	20.63	1758.64
21	41.96	62.63	41.08	61.32	57.32	85.56	9.68	14.44	1939.16
22	37.11	65.92	36.57	64.96	50.70	90.05	5.60	9.95	1792.86

Tabla 70 Composición corporal y TMB según su actividad física de hombres GC.

	ACT (L)	ACT (%)	ACT* (L)	ACT* (%)	MLG (Kg)	MLG (%)	MG (Kg)	MG (%)	TMB (Kcal)
\bar{X}	42.74	58.05	42.27	57.42	58.46	79.41	16.00	20.59	2027.84
$\pm\sigma$	± 6.25	± 5.25	± 6.12	± 5.18	± 8.56	± 7.15	± 8.25	± 7.15	± 280.97

Tabla 71 Media y desviación estándar de composición corporal y TMB según su actividad física de hombres GC.

Los datos de ACT*, es resultado de la ecuación fSun con su equivalencia a agua corporal total, y los datos de ACT son resultado del promedio de todas las ecuaciones tal y como se describió en la metodología para el cálculo del agua corporal total a continuación se presenta el gráfico de regresión lineal entre ACT y ACT* y su posterior coeficiente de correlación lineal.

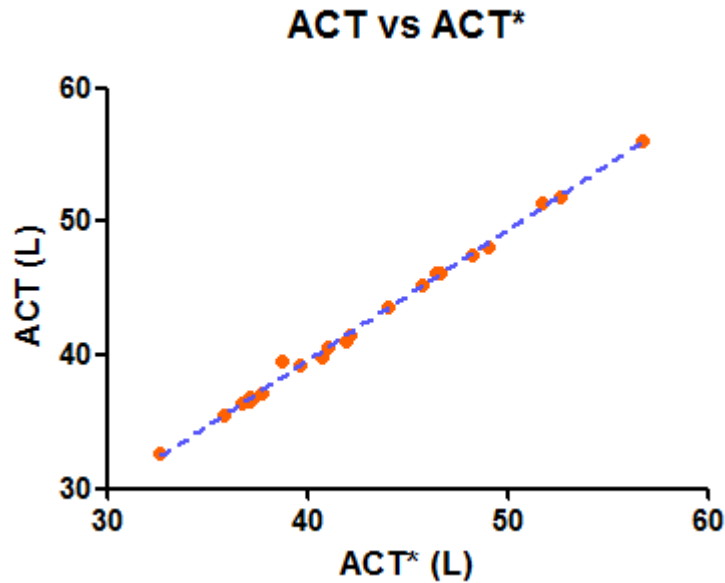


Fig. 93 Regresión lineal entre ACT y ACT* de hombres GC.

Correlación	
Pearson r	0.9983
r ²	0.9967

Tabla 72 Coeficiente de correlación lineal entre ACT y ACT*, de hombres GC.

Estado nutricional.

NÚMERO	TMB (Kcal)	MC (Kg)	MC (%)	MCC* (Kg)	MCC* (%)	MEC (Kg)	MEC (%)	MEC/MC
1	1837.73	31.61	62.06	32.39	63.59	19.33	37.94	0.61
2	2495.62	46.91	60.34	48.17	61.95	30.84	39.66	0.66
3	1681.40	26.57	59.35	27.23	60.80	18.21	40.65	0.69
4	1739.49	31.29	59.01	32.21	60.74	21.74	40.99	0.69
5	2855.50	36.12	60.05	37.01	61.51	24.04	39.95	0.67
6	1816.88	29.96	58.85	30.68	60.28	20.94	41.15	0.70
7	2177.30	39.99	60.66	41.06	62.29	25.93	39.34	0.65
8	2133.01	38.51	60.34	39.50	61.89	25.32	39.66	0.66
9	1823.75	31.51	61.02	32.44	62.82	20.13	38.98	0.64
10	1927.06	31.23	57.45	32.16	59.16	23.13	42.55	0.74
11	2152.79	36.20	57.05	37.07	58.42	27.25	42.95	0.75
12	1925.05	34.46	61.72	35.42	63.45	21.37	38.28	0.62
13	1974.67	31.75	55.16	32.54	56.55	25.80	44.84	0.81
14	1970.28	33.88	60.30	34.67	61.70	22.31	39.70	0.66
15	2204.87	39.48	58.81	40.56	60.43	27.64	41.19	0.70
16	2266.27	40.22	56.84	41.25	58.30	30.54	43.16	0.76
17	2309.35	42.69	59.19	43.76	60.69	29.42	40.81	0.69
18	2025.76	39.07	62.40	40.46	64.61	23.55	37.60	0.60
19	1805.11	31.20	62.06	32.11	63.86	19.08	37.94	0.61
20	1758.64	28.23	57.65	29.01	59.25	20.74	42.35	0.73
21	1939.16	35.10	61.23	35.98	62.76	22.22	38.77	0.63
22	1792.86	29.11	57.41	29.78	58.74	21.59	42.59	0.74

Tabla 73 Parámetros nutrimentales de hombres GC.

	MC (Kg)	MC (%)	MCC** (Kg)	MCC** (%)	MEC (Kg)	MEC (%)	MEC/MC
\bar{X}	34.78	59.50	35.70	61.08	23.69	40.50	0.68
$\pm\sigma$	± 5.16	± 1.96	± 5.31	± 2.08	± 3.71	± 1.96	± 0.06

Tabla 74 Media y desviación estándar, parámetros nutrimentales de hombres GC.

Los resultados de MC y MCC**, fueron obtenidos de las ecuaciones antes referenciadas en el texto, y a continuación se presenta el gráfico de regresión lineal entre MC y MCC** para observar su correlación entre estas dos ecuaciones.

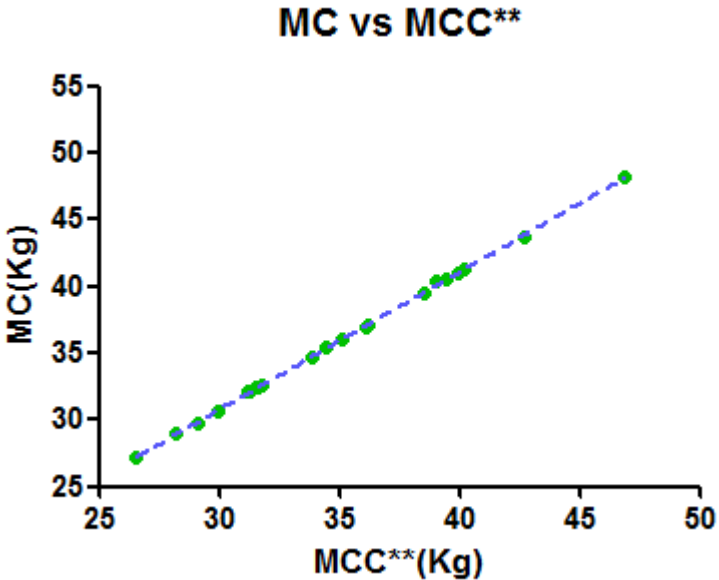


Fig. 94 Regresión lineal entre MC y MCC** de hombres GC.

Correlación	
Pearson r	0.9998
r ²	0.9996

Tabla 75 Coeficiente de correlación lineal entre MC y MCC** de hombres GC.

Equilibrio hídrico.

NÚMERO	AIC (L)	AIC (%)	AEC (L)	AEC (%)	AIC*** (L)	AIC*** (%)	AEC*** (L)	AEC*** (%)
1	24.62	64.76	12.26	35.24	23.71	64.29	13.17	35.71
2	35.26	62.86	20.83	37.14	35.18	62.73	20.91	37.27
3	22.41	63.68	10.22	38.32	19.93	61.08	12.70	38.92
4	23.58	59.51	16.04	40.49	23.47	59.23	16.15	40.77
5	27.09	62.03	16.58	37.97	27.09	62.04	16.58	37.96
6	22.46	61.15	14.27	38.85	22.47	61.17	14.26	38.83
7	30.06	63.30	17.43	36.70	29.99	63.15	17.50	36.85
8	28.92	62.63	17.25	37.37	28.89	62.56	17.28	37.44
9	23.75	63.99	13.36	36.01	23.63	63.68	13.48	36.32
10	23.54	59.89	15.77	40.11	23.42	59.58	15.89	40.42
11	27.14	58.80	19.01	41.20	27.15	58.82	19.00	41.18
12	25.93	64.82	14.07	35.18	25.84	64.61	14.16	35.39
13	23.82	57.33	17.73	42.67	23.81	57.30	17.74	42.70
14	25.38	62.60	15.16	37.40	25.41	62.69	15.13	37.31
15	29.69	61.69	18.44	38.31	29.61	61.52	18.52	38.48
16	30.20	58.83	21.13	41.17	30.16	58.77	21.17	41.23
17	32.04	61.78	19.81	38.22	32.01	61.74	19.84	38.26
18	29.61	64.79	16.10	35.21	29.31	64.11	16.40	35.89
19	23.50	64.59	12.89	35.41	23.40	64.31	12.99	35.69
20	21.24	59.72	14.32	40.28	21.17	59.54	14.39	40.46
21	26.33	64.10	14.75	35.90	26.32	64.08	14.76	35.92
22	21.80	59.61	14.77	40.39	21.83	59.69	14.74	40.31

Tabla 76 Equilibrio hídrico de hombres GC.

	AIC (L)	AIC (%)	AEC (L)	AEC (%)	AIC*** (L)	AIC*** (%)	AEC*** (L)	AEC*** (%)
\bar{X}	26.29	61.93	16.01	38.16	26.08	61.67	16.22	38.33
$\pm \sigma$	± 3.70	± 2.28	± 2.79	± 2.24	± 3.87	± 2.17	± 2.53	± 2.17

Tabla 77 Media y desviación estándar, equilibrio hídrico de hombres GC.

Los resultados del AIC, AEC, provienen del análisis del modelo eléctrico Cole-Cole tipo B, y AIC^{***}, AEC^{***} provienen de la ecuación que asume una hidratación de la MC del 75%, para establecer la correlación entre ambos métodos se muestra el análisis de regresión lineal.

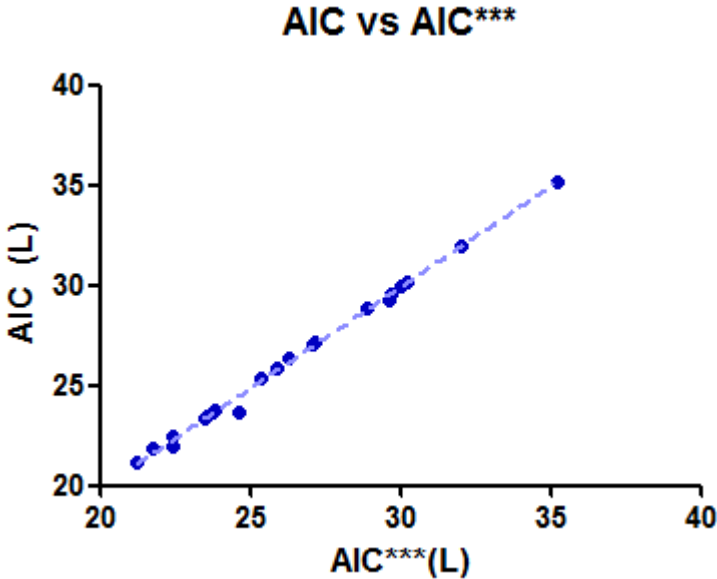


Fig. 95 Regresión lineal entre AIC y AIC^{***} de hombres GC.

Correlación	
Pearson r	0.9984
r ²	0.9969

Tabla 78 Coeficiente de correlación lineal entre AIC y AIC^{***} de hombres GC.

Por tanto el porcentaje del equilibrio hídrico entre el AIC y AEC de hombres en condición sana, queda dentro del rango comprendido entre:

$$59.50\% \leq AIC \leq 63.84\%$$

$$36.16\% \leq AEC \leq 40.50\%$$

5.19.2 Grupo pacientes renales.

El grupo de paciente renales “GPR” consta de una población de 18 sujetos sometidos a hemodiálisis intermitente por semana, de los cuales 8 son mujeres dentro de un rango de edad de 43 a 80 años con un promedio de 62.13 años, y 10 son hombres en un rango de edad de entre 20 a 65 años con un promedio de 43.40 años. Para dicho grupo el día de la prueba se realizó dos mediciones por cada paciente, una antes de iniciar la terapia de hemodiálisis y otra justo después de haber sido desconectado de la máquina, así como también fueron pesados en una báscula médica para obtener peso pre-diálisis y peso post-diálisis previa calibración de la báscula, y con esto el GPR se dividió en cuatro subgrupos, mujeres pre-diálisis, mujeres post-diálisis, hombres pre-diálisis y hombres post-diálisis, cabe mencionar que se tomó la variable de tiempo en hemodiálisis medida en meses. La siguiente tabla muestra el diagnóstico que causó la enfermedad renal terminal “ERT” en los 18 pacientes.

NÚMERO	DIAGNÓSTICO DE ERT
1	NEFROPATÍA DIABÉTICA
2	SÍNDROME DE ALPORT
3	NO DETERMINADA
4	NO DETERMINADA
5	NEFROPATÍA DIABÉTICA
6	NEFROPATÍA DIABÉTICA
7	NEFROPATÍA DIABÉTICA
8	NO DETERMINADA
9	NO DETERMINADA
10	NEFROPATÍA DIABÉTICA
11	NEFROPATÍA DIABÉTICA
12	NEFROPATÍA DIABÉTICA
13	NEFROPATÍA DIABÉTICA
14	NEFROPATÍA DIABÉTICA
15	ERP AUTOSÓMICA DOMINANTE (PQR)
16	NEFROPATÍA DIABÉTICA
17	NEFROPATÍA DIABÉTICA
18	PRECLAMCIA

Tabla 79 Diagnóstico que causó la ERT en los 18 pacientes renales.

Se muestra el predominio de la nefropatía diabética como principal causa de la enfermedad renal terminal, en el grupo de pacientes.

5.19.2.1 Mujeres pre-Diálisis GPR.

Edad, tiempo en hemodiálisis y medidas somatométricas al inicio de la sesión de HD.

NÚMERO	EDAD (AÑOS)	PESO (Kg)	TALLA (m)	IMC	HD (meses)
1	60	65.7	1.45	31.25	12
2	80	59.5	1.54	25.09	18
3	66	61.5	1.47	28.46	48
4	70	70.5	1.55	29.34	12
5	58	47.2	1.43	23.08	48
6	63	42.8	1.45	20.36	96
7	57	64.5	1.52	27.92	18
8	43	58.3	1.62	22.21	12

Tabla 80 Edad, tiempo en HD y medidas somatométricas al inicio de la terapia.

La siguiente tabla muestra la media y desviación estándar de la población de mujeres pre-diálisis del grupo de pacientes renales “GPR”.

Variable	EDAD (Años)	PESO (Kg)	TALLA (m)	IMC	HD (meses)	
n = 8	$\bar{X} \pm \sigma$	62.13±10.76	58.75±9.38	1.50±0.07	25.96±3.85	33.00±29.74

Tabla 81 Media y desviación estándar, edad, tiempo en HD y medidas somatométricas de mujeres pre-diálisis GPR.

Corriente total: máxima corriente a 100 kHz, mínima corriente a 5 kHz y corriente a 50 kHz.

NÚMERO	I _T Máx (A)	I _T Mín (A)	I _T (A)
	100kHz	5kHz	50kHz
1	4.741E-04	1.962E-04	4.396E-04
2	5.158E-04	2.600E-04	4.900E-04
3	5.118E-04	1.844E-04	4.659E-04
4	5.567E-04	1.823E-04	4.970E-04
5	5.821E-04	2.428E-04	5.448E-04
6	4.190E-04	2.242E-04	4.015E-04
7	4.982E-04	1.859E-04	4.536E-04
8	4.427E-04	2.595E-04	4.155E-04

Tabla 82 Medida de corriente total, máxima corriente, mínima corriente y corriente a 50 kHz de mujeres pre-diálisis GPR.

Variable	I _T Máx (A)	I _T Mín (A)	I _T (A)
	100kHz	5kHz	50kHz
\bar{X}	500.1E-6	216.9E-6	463.5E-6
$\pm\sigma$	$\pm 54.58E-6$	$\pm 33.90E-6$	$\pm 46.69E-6$

Tabla 83 Media y desviación estándar de mujeres pre-diálisis GPR, corriente total máxima, corriente total mínima y corriente total a 50 kHz.

Parámetros eléctricos.

NÚMERO	ZT (ohm)	ZIEP (ohm)	R (ohm)	Xc (ohm)	Zw (ohm)	AF (°) 50kHz	R/H (ohm/m)	Xc/H (ohm/m)
1	1026.00	511.39	512.56	45.89	514.61	5.12	353.49	31.65
2	920.381	457.82	461.70	28.07	462.56	3.48	299.81	18.23
3	968.07	467.35	498.86	43.18	500.72	4.95	339.36	29.38
4	907.51	473.68	432.34	35.93	433.83	4.75	278.93	23.18
5	827.81	347.73	478.86	34.18	480.08	4.08	334.87	23.91
6	1123.30	423.44	698.64	41.42	699.86	3.39	495.49	29.37
7	994.22	507.28	484.71	46.52	486.94	5.48	318.89	30.61
8	1085.41	472.95	609.59	59.15	612.46	5.54	376.29	36.51

Tabla 84 Medida de parámetros eléctricos de mujeres pre-diálisis GPR.

Variable	ZT (ohm)	ZIEP (ohm)	R (ohm)	Xc (ohm)	Zw (ohm)	AF (°) 50kHz	R/H (ohm/m)	Xc/H (ohm/m)
\bar{X}	981.59	457.71	522.16	41.79	523.88	4.60	349.64	27.86
$\pm\sigma$	± 97.14	± 52.36	± 88.18	± 9.43	± 88.31	± 0.85	± 66.28	± 5.75

Tabla 85 Media y desviación estándar de mujeres pre-diálisis GPR, parámetros eléctricos.

Composición corporal y TMB según actividad física.

NÚMERO	ACT (L)	ACT (%)	ACT* (L)	ACT* (%)	MLG (Kg)	MLG (%)	MG (Kg)	MG (%)	TMB (Kcal)
1	31.28	47.61	27.81	42.34	42.79	65.12	22.91	34.88	1437.86
2	35.15	59.37	30.68	51.82	48.01	81.10	11.19	18.90	1440.36
3	31.72	51.57	28.00	45.53	43.39	70.55	18.11	29.45	1409.99
4	38.63	54.79	34.30	48.65	52.77	74.85	17.73	25.15	1603.55
5	29.20	61.85	26.03	55.14	39.94	84.62	7.26	15.38	1288.49
6	23.33	54.52	20.88	48.77	31.92	74.58	10.88	25.42	1150.63
7	33.01	51.19	29.58	45.85	45.16	70.02	19.34	29.98	1496.73
8	30.71	52.67	28.21	48.38	41.95	71.96	16.35	28.04	1497.40

Tabla 86 Composición corporal y TMB según su actividad física de mujeres pre-diálisis GPR.

	ACT (L)	ACT (%)	ACT* (L)	ACT* (%)	MLG (Kg)	MLG (%)	MG (Kg)	MG (%)	TMB (Kcal)
\bar{X}	31.63	54.20	28.19	48.31	43.24	74.10	15.47	25.90	1415.63
$\pm\sigma$	± 4.46	± 4.59	± 3.85	± 3.94	± 6.07	± 6.27	± 5.21	± 6.27	± 139.44

Tabla 87 Media y desviación estándar de composición corporal y TMB según su actividad física de mujeres pre-diálisis GPR.

Los datos de ACT*, son resultado del promedio de las ecuaciones ^cLukaski y ^fSun con su equivalencia a agua corporal total, y ACT resulta del promedio de todas las ecuaciones usadas como se describió en la metodología para el cálculo del agua corporal total, y a continuación se presenta el gráfico de regresión lineal entre ACT y ACT* y posteriormente su coeficiente de correlación lineal.

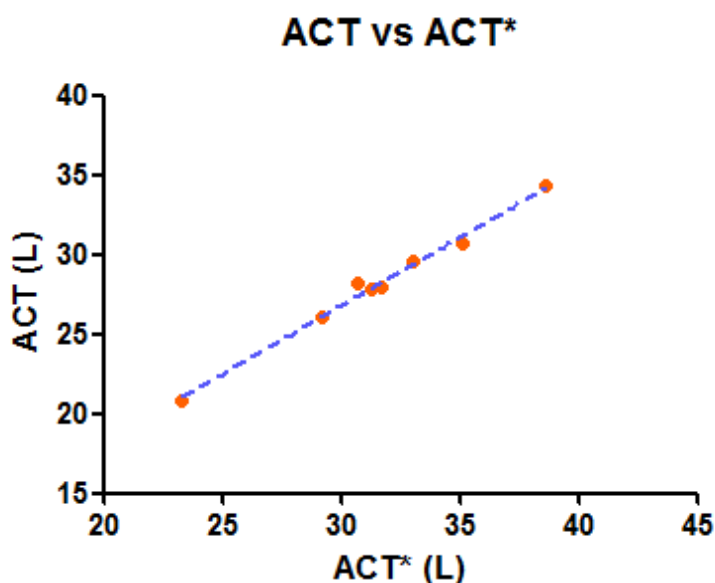


Fig. 96 Regresión lineal entre ACT y ACT* de mujeres pre-diálisis GPR.

Correlación	
Pearson r	0.9946
r ²	0.9893

Tabla 88 Coeficiente de correlación lineal entre ACT y ACT*, de mujeres pre-diálisis GPR.

Estado nutricional.

NÚMERO	MC (Kg)	MC (%)	MCC** (Kg)	MCC** (%)	MEC (Kg)	MEC (%)	MEC/MC
1	20.27	47.36	20.76	48.52	22.52	52.64	1.11
2	17.36	36.16	17.80	37.07	30.65	63.84	1.77
3	20.12	46.38	20.60	47.47	23.27	53.62	1.16
4	23.88	45.18	24.45	46.27	28.97	54.82	1.21
5	16.29	40.77	16.71	41.84	23.65	59.23	1.45
6	11.30	35.40	11.60	36.34	20.62	64.60	1.82
7	22.28	49.33	22.81	50.51	22.88	50.67	1.03
8	20.83	49.65	21.35	50.89	21.12	50.35	1.01

Tabla 89 Parámetros nutricionales de mujeres pre-diálisis GPR.

	MC (Kg)	MC (%)	MCC** (Kg)	MCC** (%)	MEC (Kg)	MEC (%)	MEC/MC
\bar{X}	19.04	43.78	19.51	44.86	24.21	56.22	1.32
$\pm \sigma$	± 3.97	± 5.66	± 4.05	± 5.77	± 3.63	± 5.66	± 0.32

Tabla 90 Media y desviación estándar, parámetros nutricionales de mujeres pre-diálisis GPR.

Los resultados de MC y MCC**, fueron obtenidos de las ecuaciones antes referenciadas en el texto, y a continuación se presenta el gráfico de regresión lineal entre MC y MCC** para observar su correlación entre estas dos ecuaciones.

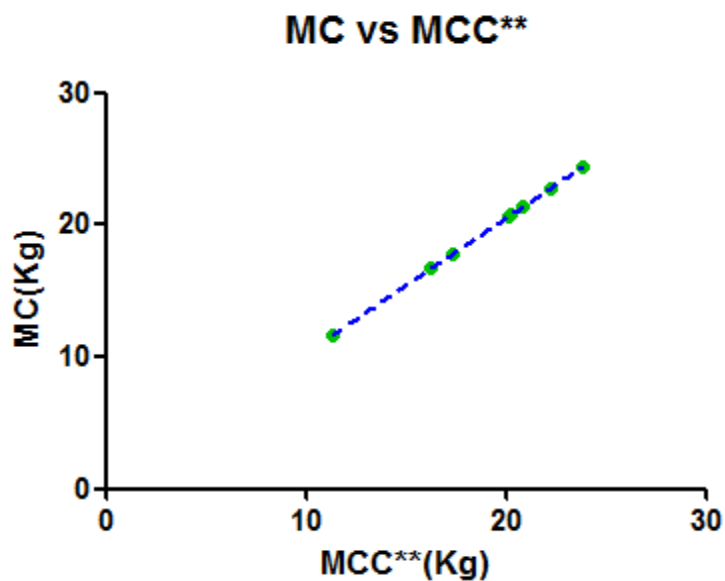


Fig. 97 Regresión lineal entre MC y MCC** de mujeres pre-diálisis GPR.

Correlación	
Pearson r	1.000
r ²	1.000

Tabla 91 Coeficiente de correlación lineal entre MC y MCC** de mujeres pre-diálisis GPR.

Equilibrio hídrico.

NÚMERO	AIC (L)	AIC (%)	AEC (L)	AEC (%)	AIC*** (L)	AIC*** (%)	AEC*** (L)	AEC*** (%)
1	15.20	54.65	12.61	45.35	15.20	54.65	12.61	45.35
2	13.03	42.47	17.65	57.53	13.02	42.44	17.66	57.56
3	15.08	53.85	12.92	46.15	15.09	53.90	12.91	46.10
4	17.90	52.19	16.40	47.81	17.91	52.22	16.39	47.78
5	12.23	46.99	13.80	53.01	12.21	46.92	13.82	53.08
6	8.49	40.67	12.39	59.33	8.48	40.59	12.40	59.41
7	16.70	56.45	12.88	43.55	16.71	56.49	12.87	43.51
8	15.63	55.39	12.58	44.61	15.62	55.37	12.59	44.63

Tabla 92 Equilibrio hídrico de mujeres pre-diálisis GPR.

	AIC (L)	AIC (%)	AEC (L)	AEC (%)	AIC*** (L)	AIC*** (%)	AEC*** (L)	AEC*** (%)
\bar{X}	14.28	50.33	13.90	49.67	14.28	50.32	13.91	49.68
$\pm \sigma$	± 2.97	± 6.14	± 2.00	± 6.14	± 2.97	± 6.18	± 2.00	± 6.18

Tabla 93 Media y desviación estándar, equilibrio hídrico de mujeres pre-diálisis GPR.

Los resultados del AIC, AEC, provienen del análisis del modelo eléctrico Cole-Cole tipo B, y AIC^{***}, AEC^{***} provienen de la ecuación que asume una hidratación de la MC del 75%, para establecer la correlación entre ambos métodos se muestra el análisis de regresión lineal.

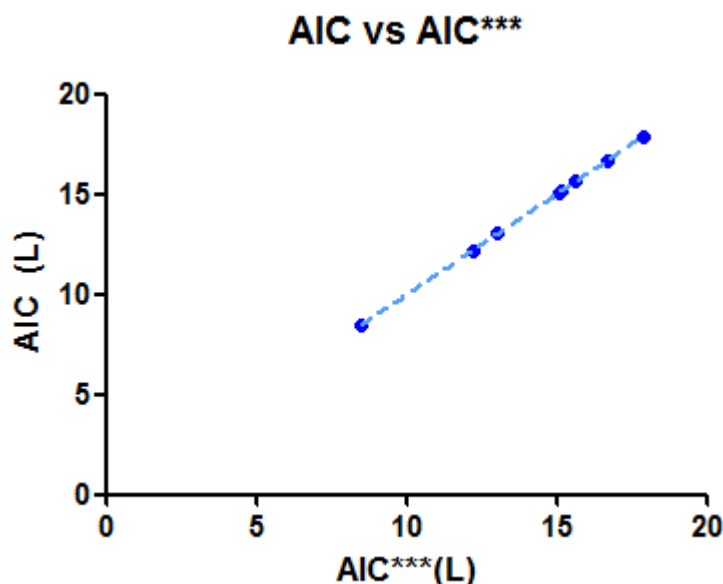


Fig. 98 Regresión lineal entre AIC y AIC^{***} de mujeres pre-diálisis GPR.

Correlación	
Pearson r	1.000
r ²	1.000

Tabla 94 Coeficiente de correlación lineal entre AIC y AIC^{***} de mujeres pre-diálisis GPR.

Por tanto el análisis estadístico revelo que existe un desequilibrio hídrico entre el AIC y AEC en mujeres pre-diálisis que se encuentran en HD, y queda dentro del rango comprendido entre:

$$44.14\% \leq AIC \leq 56.50\%$$

$$43.50\% \leq AEC \leq 55.86\%$$

5.19.2.2 Mujeres post-Diálisis GPR.

Edad, tiempo en hemodiálisis y medidas somatométricas al término de la sesión de HD.

NÚMERO	EDAD (AÑOS)	PESO (Kg)	TALLA (m)	IMC	HD (meses)
1	60	63.0	1.45	29.96	12
2	80	59.2	1.54	24.96	18
3	66	59.0	1.47	27.30	48
4	70	69.0	1.55	28.72	12
5	58	45.2	1.43	22.10	48
6	63	41.5	1.45	19.74	96
7	57	62.0	1.52	26.84	18
8	43	58.5	1.62	22.29	12

Tabla 95 Edad, tiempo en HD y medidas somatométricas al término de la terapia.

La siguiente tabla muestra la media y desviación estándar de la población de mujeres post-diálisis del grupo de pacientes renales "GPR".

n = 8	Variable	EDAD (Años)	PESO (Kg)	TALLA (m)	IMC	HD (meses)
	$\bar{X} \pm \sigma$	62.13±10.76	57.18±9.22	1.50±0.07	25.24±3.59	33.00±29.74

Tabla 96 Media y desviación estándar, edad, tiempo en HD y medidas somatométricas de mujeres post-diálisis GPR.

Corriente total: máxima corriente a 100 kHz, mínima corriente a 5 kHz y corriente a 50 kHz.

NÚMERO	I_T Máx (A)	I_T Mín (A)	I_T (A)
	100kHz	5kHz	50kHz
1	4.127E-04	1.991E-04	3.883E-04
2	5.482E-04	2.699E-04	5.196E-04
3	4.485E-04	1.701E-04	4.102E-04
4	5.607E-04	1.962E-04	5.106E-04
5	5.270E-04	2.267E-04	4.947E-04
6	3.850E-04	2.286E-04	3.700E-04
7	4.680E-04	2.045E-04	4.360E-04
8	4.030E-04	2.569E-04	3.810E-04

Tabla 97 Medida de corriente total, máxima corriente, mínima corriente y corriente a 50 kHz de mujeres post-diálisis GPR.

Variable	I_T Máx (A)	I_T Mín (A)	I_T (A)
	100kHz	5kHz	50kHz
\bar{X}	469.2E-6	219.0E-6	438.8E-6
$\pm\sigma$	$\pm 68.71E-6$	$\pm 33.16E-6$	$\pm 61.24E-6$

Tabla 98 Media y desviación estándar de mujeres post-diálisis GPR, corriente total máxima, corriente total mínima y corriente total a 50 kHz.

Parámetros eléctricos.

NÚMERO	ZT (ohm)	ZIEP (ohm)	R (ohm)	Xc (ohm)	Zw (ohm)	AF (°) 50kHz	R/H (ohm/m)	Xc/H (ohm/m)
1	1161.44	560.70	598.29	54.20	600.74	5.18	412.62	37.38
2	867.976	363.07	503.21	41.36	504.91	4.70	326.76	26.85
3	1099.49	530.79	566.53	49.60	568.70	5.00	385.40	33.74
4	883.34	426.42	455.41	37.04	456.92	4.65	293.81	23.90
5	911.63	368.65	541.60	38.60	542.98	4.08	378.74	26.99
6	1218.92	456.98	760.61	45.07	761.94	3.39	539.44	31.97
7	1034.31	460.43	571.63	50.71	573.88	5.07	376.07	33.36
8	1183.58	515.73	664.57	66.11	667.85	5.68	410.23	40.81

Tabla 99 Medida de parámetros eléctricos de mujeres post-diálisis GPR.

Variable	ZT (ohm)	ZIEP (ohm)	R (ohm)	Xc (ohm)	Zw (ohm)	AF (°) 50kHz	R/H (ohm/m)	Xc/H (ohm/m)
\bar{X}	1045.09	460.35	582.73	47.84	584.74	4.72	390.38	31.88
$\pm\sigma$	± 142.10	± 72.83	± 95.01	± 9.54	± 95.16	± 0.71	± 72.55	± 5.71

Tabla 100 Media y desviación estándar de mujeres post-diálisis GPR, parámetros eléctricos.

Composición corporal y TMB según actividad física.

NÚMERO	ACT (L)	ACT (%)	ACT* (L)	ACT* (%)	MLG (Kg)	MLG (%)	MG (Kg)	MG (%)	TMB (Kcal)
1	28.40	45.08	25.31	40.17	38.79	61.58	24.21	38.42	1369.93
2	33.35	56.05	28.99	48.73	45.56	76.57	13.94	23.43	1410.33
3	29.16	49.42	25.72	43.60	39.88	67.60	19.12	32.40	1349.55
4	37.20	53.92	32.95	47.75	50.89	73.76	18.11	26.24	1570.25
5	26.80	59.29	23.88	52.84	36.66	81.11	8.54	18.89	1234.01
6	22.13	53.33	19.98	48.15	30.28	72.95	11.22	27.05	1121.52
7	29.77	48.02	26.71	43.08	40.73	65.69	21.27	34.31	1424.24
8	29.33	50.14	27.07	46.28	40.07	68.50	18.43	31.50	1474.23

Tabla 101 Composición corporal y TMB según su actividad física de mujeres post-diálisis GPR.

	ACT (L)	ACT (%)	ACT* (L)	ACT* (%)	MLG (Kg)	MLG (%)	MG (Kg)	MG (%)	TMB (Kcal)
\bar{X}	29.52	51.91	26.33	46.33	40.36	70.97	16.86	29.03	1369.26
$\pm\sigma$	± 4.43	± 4.61	± 3.77	± 3.95	± 6.05	± 6.32	± 5.24	± 6.32	± 139.48

Tabla 102 Media y desviación estándar de composición corporal y TMB según su actividad física de mujeres post-diálisis GPR.

Los datos de ACT*, son resultado del promedio de las ecuaciones ^cLukaski y ^fSun con su equivalencia a agua corporal total, y ACT resulta del promedio de todas las ecuaciones usadas como se describió en la metodología para el cálculo del agua corporal total, y a continuación se presenta el gráfico de regresión lineal entre ACT y ACT* y posteriormente su coeficiente de correlación lineal.

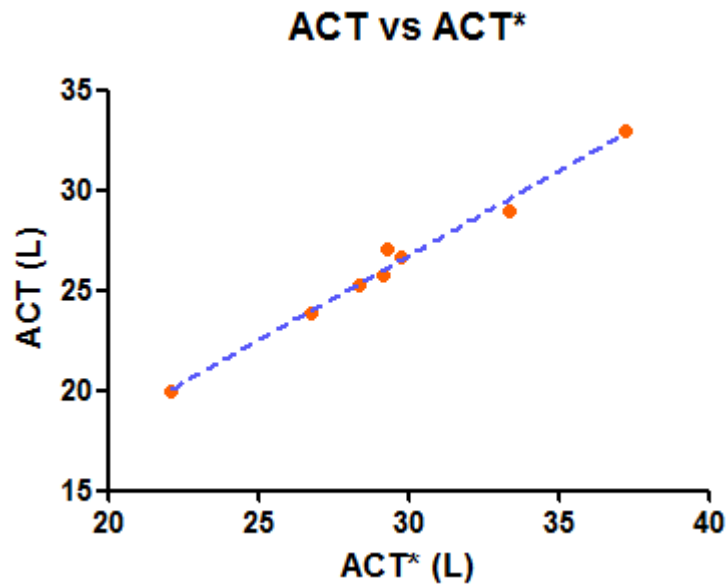


Fig. 99 Regresión lineal entre ACT y ACT* de mujeres post-diálisis GPR.

Correlación	
Pearson r	0.9933
r ²	0.9867

Tabla 103 Coeficiente de correlación lineal entre ACT y ACT*, de mujeres post-diálisis GPR.

Estado nutricional.

NÚMERO	MC (Kg)	MC (%)	MCC** (Kg)	MCC** (%)	MEC (Kg)	MEC (%)	MEC/MC
1	18.50	47.70	18.98	48.92	20.29	52.30	1.10
2	20.45	44.88	20.92	45.91	25.11	55.12	1.23
3	18.61	46.67	19.10	47.90	21.27	53.33	1.14
4	22.68	44.57	23.25	45.69	28.21	55.43	1.24
5	14.95	40.77	15.31	41.77	21.71	59.23	1.45
6	10.72	35.40	10.95	36.15	19.56	64.60	1.82
7	19.17	47.08	19.64	48.22	21.56	52.92	1.12
8	20.18	50.37	20.68	51.61	19.89	49.63	0.99

Tabla 104 Parámetros nutricionales de mujeres post-diálisis GPR.

	MC (Kg)	MC (%)	MCC** (Kg)	MCC** (%)	MEC (Kg)	MEC (%)	MEC/MC
\bar{X}	18.16	44.68	18.60	45.77	22.20	55.32	1.26
$\pm\sigma$	± 3.72	± 4.67	± 3.82	± 4.83	± 2.98	± 4.67	± 0.26

Tabla 105 Media y desviación estándar, parámetros nutricionales de mujeres post-diálisis GPR.

Los resultados de MC y MCC**, fueron obtenidos de las ecuaciones antes referenciadas en el texto, y a continuación se presenta el gráfico de regresión lineal entre MC y MCC** para observar su correlación entre estas dos ecuaciones.

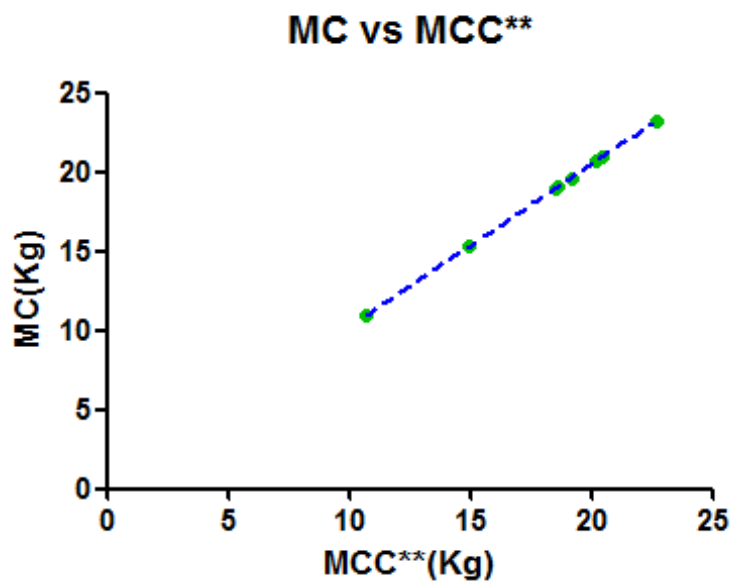


Fig. 100 Regresión lineal entre MC y MCC** de mujeres post-diálisis GPR.

Correlación	
Pearson r	1.000
r ²	1.000

Tabla 106 Coeficiente de correlación lineal entre MC y MCC** de mujeres post-diálisis GPR.

Equilibrio hídrico.

NÚMERO	AIC	AIC	AEC	AEC	AIC***	AIC***	AEC***	AEC***
	(L)	(%)	(L)	(%)	(L)	(%)	(L)	(%)
1	13.89	54.88	11.42	45.12	13.88	54.83	11.43	45.17
2	15.31	52.82	13.68	47.18	15.33	52.90	13.66	47.10
3	13.98	54.36	11.74	45.64	13.96	54.28	11.76	45.72
4	17.02	51.65	15.93	48.35	17.01	51.62	15.94	48.38
5	11.21	46.93	12.67	53.07	11.21	46.95	12.67	53.05
6	8.01	40.11	11.97	59.89	8.04	40.24	11.94	59.76
7	14.38	53.82	12.33	46.18	14.38	53.84	12.33	46.16
8	15.14	55.92	11.93	44.08	15.14	55.92	11.93	44.08

Tabla 107 Equilibrio hídrico de mujeres post-diálisis GPR.

	AIC	AIC	AEC	AEC	AIC***	AIC***	AEC***	AEC***
	(L)	(%)	(L)	(%)	(L)	(%)	(L)	(%)
\bar{X}	13.62	51.31	12.71	48.69	13.62	51.32	12.71	48.68
$\pm \sigma$	± 2.80	± 5.30	± 1.47	± 5.30	± 2.79	± 5.25	± 1.47	± 5.25

Tabla 108 Media y desviación estándar, equilibrio hídrico de mujeres post-diálisis GPR.

Los resultados del AIC, AEC, provienen del análisis del modelo eléctrico Cole-Cole tipo B, y AIC^{***}, AEC^{***} provienen de la ecuación que asume una hidratación de la MC del 75%, para establecer la correlación entre ambos métodos se muestra el análisis de regresión lineal.

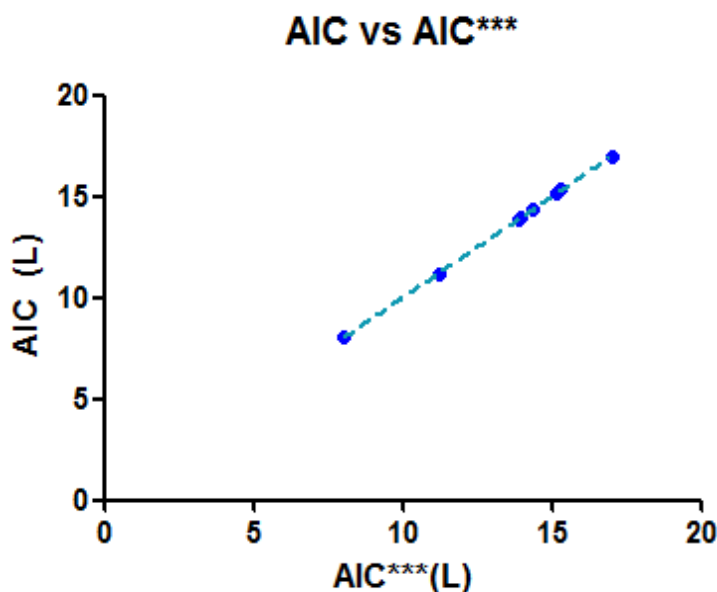


Fig. 101 Regresión lineal entre AIC y AIC^{***} de mujeres post-diálisis GPR.

Correlación	
Pearson r	1.000
r ²	1.000

Tabla 109 Coeficiente de correlación lineal entre AIC y AIC^{***} de mujeres post-diálisis GPR.

El análisis estadístico reveló que al término de la sesión de HD, aumentó el porcentaje del AIC y disminuyó el porcentaje del AEC pese a esto continúa el desequilibrio hídrico debido a la ERT, quedando de la siguiente manera:

$$46.07\% \leq AIC \leq 56.57\%$$

$$43.43\% \leq AEC \leq 53.93\%$$

5.19.2.3 Hombres pre-Diálisis GPR.

Edad, tiempo en hemodiálisis y medidas somatométricas al inicio de la sesión de HD.

NÚMERO	EDAD (AÑOS)	PESO (Kg)	TALLA (m)	IMC	HD (meses)
1	65	58.9	1.575	23.74	36
2	20	55.4	1.64	20.60	48
3	38	69.7	1.63	26.23	36
4	40	94.0	1.70	32.53	48
5	48	71.7	1.63	26.99	48
6	62	61.0	1.58	24.44	48
7	50	84.0	1.65	30.85	48
8	51	69.8	1.70	24.15	12
9	32	67.2	1.71	22.98	24
10	28	51.2	1.62	19.51	24

Tabla 110 Edad, tiempo en HD y medidas somatométricas al inicio de la terapia.

La siguiente tabla muestra la media y desviación estándar de la población de hombres pre-diálisis del grupo de pacientes renales “GPR”.

n = 10	Variable	EDAD (Años)	PESO (Kg)	TALLA (m)	IMC	HD (meses)
	$\bar{X} \pm \sigma$	43.40±14.49	68.29±13.01	1.64±0.05	25.20±4.11	37.20±13.21

Tabla 111 Media y desviación estándar, edad, tiempo en HD y medidas somatométricas de hombres pre-diálisis GPR.

Corriente total: máxima corriente a 100 kHz, mínima corriente a 5 kHz y corriente a 50 kHz.

NÚMERO	I _T Máx (A)	I _T Mín (A)	I _T (A)
	100kHz	5kHz	50kHz
1	5.542E-04	2.562E-04	5.177E-04
2	4.778E-04	2.607E-04	4.465E-04
3	5.867E-04	2.441E-04	5.326E-04
4	5.231E-04	2.113E-04	4.829E-04
5	4.722E-04	1.970E-04	4.357E-04
6	4.719E-04	1.899E-04	4.372E-04
7	6.276E-04	3.022E-04	5.843E-04
8	4.150E-04	1.803E-04	3.685E-04
9	5.579E-04	2.836E-04	5.234E-04
10	5.151E-04	2.865E-04	4.859E-04

Tabla 112 Medida de corriente total, máxima corriente, mínima corriente y corriente a 50 kHz de hombres pre-diálisis GPR.

Variable	I _T Máx (A)	I _T Mín (A)	I _T (A)
	100kHz	5kHz	50kHz
\bar{X}	520.1E-6	241.2E-6	481.5E-6
$\pm\sigma$	$\pm 63.29E-6$	$\pm 43.94E-6$	$\pm 61.76E-6$

Tabla 113 Media y desviación estándar de hombres pre-diálisis GPR, corriente total máxima, corriente total mínima y corriente total a 50 kHz.

Parámetros eléctricos.

NÚMERO	ZT (ohm)	ZIEP (ohm)	R (ohm)	Xc (ohm)	Zw (ohm)	AF (°) 50kHz	R/H (ohm/m)	Xc/H (ohm/m)
1	871.08	418.71	450.25	43.75	452.37	5.55	285.88	27.78
2	1010.04	436.15	569.37	71.88	573.89	7.20	347.17	43.83
3	846.75	415.46	427.36	58.15	431.29	7.75	262.18	35.68
4	933.97	495.05	435.81	52.12	438.92	6.82	256.36	30.66
5	1035.14	513.48	517.56	65.24	521.66	7.18	317.52	40.02
6	1031.51	497.97	529.59	64.79	533.54	6.98	335.18	41.01
7	771.81	381.69	387.73	43.13	390.12	6.35	234.98	26.14
8	1223.75	744.22	476.39	54.70	479.53	6.55	280.23	32.18
9	861.66	378.84	480.09	51.34	482.82	6.10	280.75	30.03
10	928.16	389.92	534.87	60.15	538.24	6.42	330.17	37.13

Tabla 114 Medida de parámetros eléctricos de hombres pre-diálisis GPR.

Variable	ZT (ohm)	ZIEP (ohm)	R (ohm)	Xc (ohm)	Zw (ohm)	AF (°) 50kHz	R/H (ohm/m)	Xc/H (ohm/m)
\bar{X}	951.39	467.15	480.90	56.53	484.24	6.69	293.04	34.45
$\pm\sigma$	± 128.92	± 109.39	± 56.76	± 9.36	± 57.29	± 0.63	± 37.59	± 5.99

Tabla 115 Media y desviación estándar de hombres pre-diálisis GPR, parámetros eléctricos.

Composición corporal y TMB según actividad física.

NÚMERO	ACT (L)	ACT (%)	ACT* (L)	ACT* (%)	MLG (Kg)	MLG (%)	MG (Kg)	MG (%)	TMB (Kcal)
1	35.39	60.09	36.28	61.60	48.35	82.09	10.55	17.91	1600.62
2	33.99	61.36	33.42	60.32	46.44	83.82	8.96	16.18	1714.23
3	41.73	59.87	41.34	59.31	57.01	81.80	12.69	18.20	1879.32
4	48.40	51.49	48.13	51.20	66.12	70.34	27.88	29.66	2163.43
5	37.42	52.20	37.77	52.68	51.13	71.31	20.57	28.69	1785.05
6	32.74	53.68	33.89	55.55	44.73	73.33	16.27	26.67	1577.23
7	47.19	56.17	47.47	56.51	64.46	76.74	19.54	23.26	2033.16
8	40.96	58.69	41.37	59.27	55.96	80.17	13.84	19.83	1853.54
9	41.55	61.83	41.06	61.11	56.76	84.47	10.44	15.53	1909.12
10	33.46	65.36	33.05	64.54	45.72	89.29	5.48	10.71	1648.19

Tabla 116 Composición corporal y TMB según su actividad física de hombres pre-diálisis GPR.

	ACT (L)	ACT (%)	ACT* (L)	ACT* (%)	MLG (Kg)	MLG (%)	MG (Kg)	MG (%)	TMB (Kcal)
\bar{X}	39.28	58.07	39.38	58.21	53.67	79.34	14.62	20.66	1816.39
$\pm\sigma$	± 5.61	± 4.55	± 5.48	± 4.17	± 7.66	± 6.22	± 6.60	± 6.22	± 189.98

Tabla 117 Media y desviación estándar de composición corporal y TMB según su actividad física de hombres pre-diálisis GPR.

Los datos de ACT*, son resultado del promedio de las ecuaciones ^cLukaski y ^fSun con su equivalencia a agua corporal total, y ACT resulta del promedio de todas las ecuaciones usadas como se describió en la metodología para el cálculo del agua corporal total, y a continuación se presenta el gráfico de regresión lineal entre ACT y ACT* y posteriormente su coeficiente de correlación lineal.

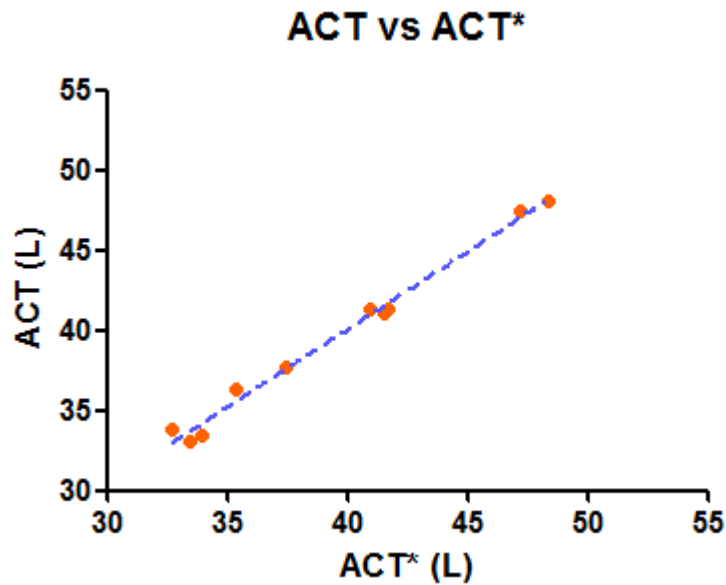


Fig. 102 Regresión lineal entre ACT y ACT* de hombres pre-diálisis GPR.

Correlación	
Pearson r	0.9942
r ²	0.9884

Tabla 118 Coeficiente de correlación lineal entre ACT y ACT*, de hombres pre-diálisis GPR.

Estado nutricional.

NÚMERO	MC (Kg)	MC (%)	MCC** (Kg)	MCC** (%)	MEC (Kg)	MEC (%)	MEC/MC
1	24.03	49.70	24.65	50.98	24.32	50.30	1.01
2	26.59	57.25	27.26	58.69	19.85	42.75	0.75
3	33.85	59.38	34.69	60.86	23.16	40.62	0.68
4	36.81	55.67	37.71	57.03	29.31	44.33	0.80
5	29.23	57.16	29.93	58.54	21.90	42.84	0.75
6	25.20	56.35	25.84	57.76	19.53	43.65	0.77
7	34.55	53.60	35.41	54.94	29.91	46.40	0.87
8	30.50	54.50	31.19	55.73	25.46	45.50	0.83
9	29.76	52.44	30.46	53.67	27.00	47.56	0.91
10	24.65	53.92	25.26	55.25	21.07	46.08	0.85

Tabla 119 Parámetros nutrimentales de hombres pre-diálisis GPR.

	MC (Kg)	MC (%)	MCC** (Kg)	MCC** (%)	MEC (Kg)	MEC (%)	MEC/MC
\bar{X}	29.52	55.00	30.24	56.35	24.15	45.00	0.82
$\pm \sigma$	± 4.46	± 2.77	± 4.57	± 2.84	± 3.73	± 2.77	± 0.09

Tabla 120 Media y desviación estándar, parámetros nutrimentales de hombres pre-diálisis GPR.

Los resultados de MC y MCC**, fueron obtenidos de las ecuaciones antes referenciadas en el texto, y a continuación se presenta el gráfico de regresión lineal entre MC y MCC** para observar su correlación entre estas dos ecuaciones.

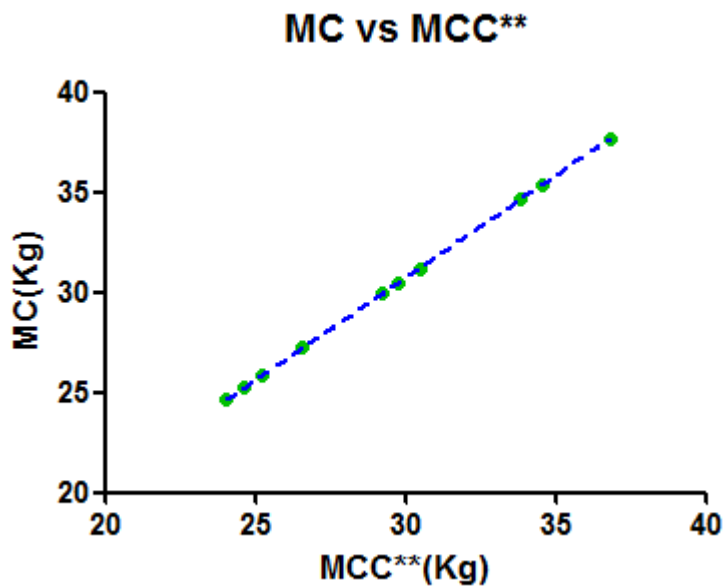


Fig. 103 Regresión lineal entre MC y MCC** de hombres pre-diálisis GPR.

Correlación	
Pearson r	1.000
r ²	1.000

Tabla 121 Coeficiente de correlación lineal entre MC y MCC** de hombres pre-diálisis GPR.

Equilibrio hídrico.

NÚMERO	AIC (L)	AIC (%)	AEC (L)	AEC (%)	AIC*** (L)	AIC*** (%)	AEC*** (L)	AEC*** (%)
1	18.04	49.74	18.24	50.26	18.02	49.67	18.26	50.33
2	19.95	59.70	13.47	40.30	19.94	59.66	13.48	40.34
3	25.40	61.43	15.94	38.57	25.39	61.42	15.95	38.58
4	27.60	57.35	20.53	42.65	27.61	57.36	20.52	42.64
5	21.91	58.01	15.86	41.99	21.92	58.04	15.85	41.96
6	18.91	55.80	14.98	44.20	18.90	55.78	14.99	44.22
7	25.92	54.61	21.55	45.39	25.91	54.59	21.56	45.41
8	22.83	55.18	18.54	44.82	22.87	55.29	18.50	44.71
9	22.30	54.30	18.76	45.70	22.32	54.37	18.74	45.63
10	18.49	55.95	14.56	44.05	18.49	55.95	14.56	44.05

Tabla 122 Equilibrio hídrico de hombres pre-diálisis GPR.

	AIC (L)	AIC (%)	AEC (L)	AEC (%)	AIC*** (L)	AIC*** (%)	AEC*** (L)	AEC*** (%)
\bar{X}	22.14	56.21	17.24	43.79	22.14	56.21	17.24	43.79
$\pm \sigma$	± 3.34	± 3.22	± 2.68	± 3.22	± 3.35	± 3.22	± 2.67	± 3.22

Tabla 123 Media y desviación estándar, equilibrio hídrico de hombres pre-diálisis GPR.

Los resultados del AIC, AEC, provienen del análisis del modelo eléctrico Cole-Cole tipo B, y AIC^{***}, AEC^{***} provienen de la ecuación que asume una hidratación de la MC del 75%, para establecer la correlación entre ambos métodos se muestra el análisis de regresión lineal.

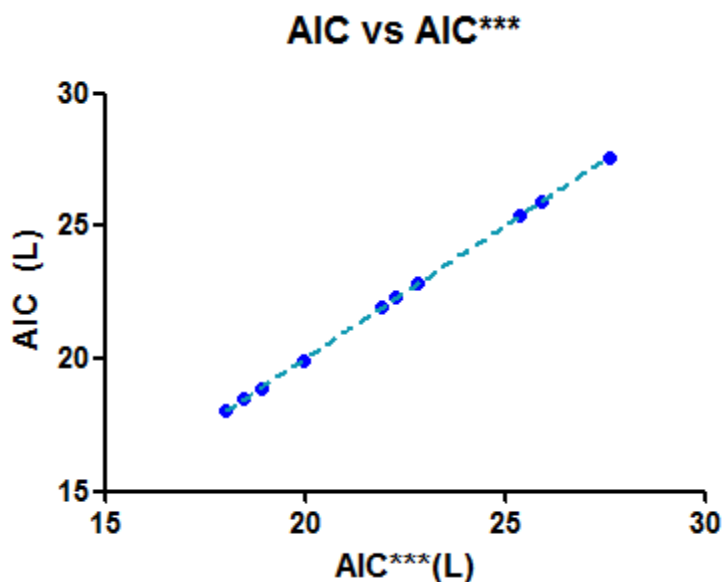


Fig. 104 Regresión lineal entre AIC y AIC^{***} de hombres pre-diálisis GPR

Correlación	
Pearson r	1.000
r ²	1.000

Tabla 124 Coeficiente de correlación lineal entre AIC y AIC^{***} de hombres pre-diálisis GPR.

Por tanto el análisis estadístico revelo que existe un desequilibrio hídrico entre el AIC y AEC en hombres pre-diálisis que se encuentran en HD, y queda dentro del rango comprendido entre:

$$52.99\% \leq AIC \leq 59.43\%$$

$$40.57\% \leq AEC \leq 47.01\%$$

5.19.2.4 Hombres post-Diálisis GPR.

Edad, tiempo en hemodiálisis y medidas somatométricas al término de la sesión de HD.

NÚMERO	EDAD (AÑOS)	PESO (Kg)	TALLA (m)	IMC	HD (meses)
1	65	56.0	1.575	22.57	36
2	20	52.4	1.64	19.48	48
3	38	66.0	1.63	24.84	36
4	40	90.0	1.70	31.14	48
5	48	70.2	1.63	26.42	48
6	62	58.4	1.58	23.39	48
7	50	80.0	1.65	29.38	48
8	51	67.0	1.70	23.18	12
9	32	63.5	1.71	21.72	24
10	28	48.2	1.62	18.37	24

Tabla 125 Edad, tiempo en HD y medidas somatométricas al término de la terapia.

La siguiente tabla muestra la media y desviación estándar de la población de hombres post-diálisis del grupo de pacientes renales "GPR".

n = 10	Variable	EDAD (Años)	PESO (Kg)	TALLA (m)	IMC	HD (meses)
	$\bar{X} \pm \sigma$	43.40±14.49	65.17±12.69	1.64±0.05	24.05±4.04	37.20±13.21

Tabla 126 Media y desviación estándar, edad, tiempo en HD y medidas somatométricas de hombres post-diálisis GPR.

Corriente total: máxima corriente a 100 kHz, mínima corriente a 5 kHz y corriente a 50 kHz.

NÚMERO	I_T Máx (A)	I_T Mín (A)	I_T (A)
	100kHz	5kHz	50kHz
1	4.841E-04	2.190E-04	4.493E-04
2	4.061E-04	2.500E-04	3.815E-04
3	5.224E-04	2.378E-04	4.778E-04
4	4.776E-04	2.241E-04	4.429E-04
5	4.604E-04	1.983E-04	4.256E-04
6	4.534E-04	1.877E-04	4.211E-04
7	5.815E-04	3.186E-04	5.492E-04
8	3.933E-04	1.856E-04	3.549E-04
9	4.868E-04	2.614E-04	4.565E-04
10	4.228E-04	2.597E-04	3.999E-04

Tabla 127 Medida de corriente total, máxima corriente, mínima corriente y corriente a 50 kHz de hombres post-diálisis GPR.

Variable	I_T Máx (A)	I_T Mín (A)	I_T (A)
	100kHz	5kHz	50kHz
\bar{X}	468.8E-6	234.2E-6	435.9E-6
$\pm\sigma$	$\pm 56.03E-6$	$\pm 40.72E-6$	$\pm 54.16E-6$

Tabla 128 Media y desviación estándar de hombres post-diálisis GPR, corriente total máxima, corriente total mínima y corriente total a 50 kHz.

Parámetros eléctricos.

NÚMERO	ZT (ohm)	ZIEP (ohm)	R (ohm)	Xc (ohm)	Zw (ohm)	AF (°) 50kHz	R/H (ohm/m)	Xc/H (ohm/m)
1	1003.82	484.03	516.62	57.27	519.79	6.33	328.01	36.36
2	1182.30	478.11	696.91	101.01	704.19	8.25	424.95	61.59
3	943.821	440.84	497.90	71.28	502.98	8.15	305.46	43.73
4	1018.33	507.57	505.86	70.58	510.76	7.94	297.56	41.52
5	1059.79	514.44	540.72	70.92	545.35	7.47	331.73	43.51
6	1071.02	517.04	549.91	67.05	553.98	6.95	348.04	42.43
7	821.21	380.58	438.24	45.91	440.63	5.98	265.60	27.82
8	1270.930	745.08	522.61	58.30	525.85	6.37	307.42	34.29
9	987.99	415.02	568.76	69.32	572.97	6.95	332.61	40.54
10	1127.69	464.86	656.31	92.80	662.83	8.05	405.13	57.28

Tabla 129 Medida de parámetros eléctricos de hombres post-diálisis GPR.

Variable	ZT (ohm)	ZIEP (ohm)	R (ohm)	Xc (ohm)	Zw (ohm)	AF (°) 50kHz	R/H (ohm/m)	Xc/H (ohm/m)
\bar{X}	1048.69	494.76	549.38	70.44	553.93	7.24	334.65	42.91
$\pm\sigma$	± 126.26	± 98.49	± 76.26	± 16.23	± 77.55	± 0.84	± 48.41	± 10.05

Tabla 130 Media y desviación estándar de hombres post-diálisis GPR, parámetros eléctricos.

Composición corporal y TMB según actividad física.

NÚMERO	ACT (L)	ACT (%)	ACT* (L)	ACT* (%)	MLG (Kg)	MLG (%)	MG (Kg)	MG (%)	TMB (Kcal)
1	31.98	57.11	33.20	59.29	43.69	78.02	12.31	21.98	1522.83
2	29.68	56.65	30.43	58.06	40.55	77.39	11.85	22.61	1619.95
3	37.56	56.91	37.35	56.59	51.31	77.74	14.69	22.26	1783.22
4	44.00	48.89	43.85	48.73	60.11	66.78	29.89	33.22	2061.48
5	36.23	51.61	36.74	52.34	49.50	70.51	20.70	29.49	1754.94
6	31.52	53.98	32.84	56.23	43.07	73.74	15.33	26.26	1540.03
7	43.34	54.17	43.51	54.39	59.20	74.00	20.80	26.00	1941.00
8	38.31	57.18	38.90	58.05	52.34	78.12	14.66	21.88	1789.83
9	37.02	58.30	36.97	58.22	50.57	79.64	12.93	20.36	1806.67
10	29.02	60.20	29.74	61.69	39.64	82.25	8.56	17.75	1551.47

Tabla 131 Composición corporal y TMB según su actividad física de hombres post-diálisis GPR.

	ACT (L)	ACT (%)	ACT* (L)	ACT* (%)	MLG (Kg)	MLG (%)	MG (Kg)	MG (%)	TMB (Kcal)
\bar{X}	35.87	55.50	36.35	56.36	49.00	75.82	16.17	24.18	1737.14
$\pm\sigma$	± 5.29	± 3.36	± 4.91	± 3.72	± 7.22	± 4.59	± 6.12	± 4.59	± 179.44

Tabla 132 Media y desviación estándar de composición corporal y TMB según su actividad física de hombres post-diálisis GPR.

Los datos de ACT*, son resultado del promedio de las ecuaciones ^cLukaski y ^fSun con su equivalencia a agua corporal total, y ACT resulta del promedio de todas las ecuaciones usadas como se describió en la metodología para el cálculo del agua corporal total, y a continuación se presenta el gráfico de regresión lineal entre ACT y ACT* y posteriormente su coeficiente de correlación lineal.

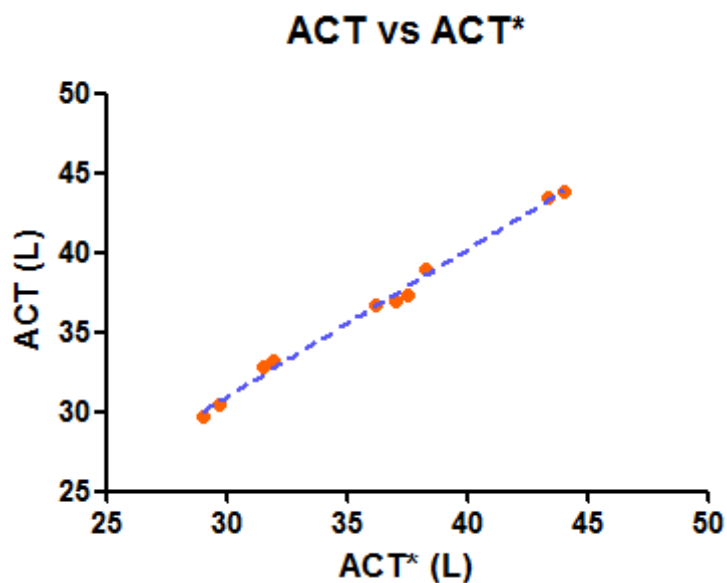


Fig. 105 Regresión lineal entre ACT y ACT* de hombres post-diálisis GPR.

Correlación	
Pearson r	0.9971
r ²	0.9943

Tabla 133 Coeficiente de correlación lineal entre ACT y ACT*, de hombres post-diálisis GPR.

Estado nutricional.

NÚMERO	MC (Kg)	MC (%)	MCC** (Kg)	MCC** (%)	MEC (Kg)	MEC (%)	MEC/MC
1	23.38	53.51	23.97	54.86	20.31	46.49	0.87
2	24.81	61.20	25.41	62.66	15.74	38.80	0.63
3	31.22	60.84	31.98	62.32	20.09	39.16	0.64
4	36.12	60.09	37.02	61.59	23.99	39.91	0.66
5	28.87	58.31	29.59	59.78	20.63	41.69	0.71
6	24.21	56.22	24.80	57.58	18.86	43.78	0.78
7	30.70	51.86	31.48	53.18	28.50	48.14	0.93
8	28.10	53.69	28.80	55.03	24.24	46.31	0.86
9	28.43	56.22	29.09	57.53	22.14	43.78	0.78
10	23.98	60.48	24.43	61.64	15.66	39.52	0.65

Tabla 134 Parámetros nutricionales de hombres post-diálisis GPR.

	MC (Kg)	MC (%)	MCC** (Kg)	MCC** (%)	MEC (Kg)	MEC (%)	MEC/MC
\bar{X}	27.98	57.24	28.66	58.62	21.02	42.76	0.75
$\pm \sigma$	± 4.04	± 3.43	± 4.15	± 3.47	± 3.93	± 3.43	± 0.11

Tabla 135 Media y desviación estándar, parámetros nutricionales de hombres post-diálisis GPR.

Los resultados de MC y MCC**, fueron obtenidos de las ecuaciones antes referenciadas en el texto, y a continuación se presenta el gráfico de regresión lineal entre MC y MCC** para observar su correlación entre estas dos ecuaciones.

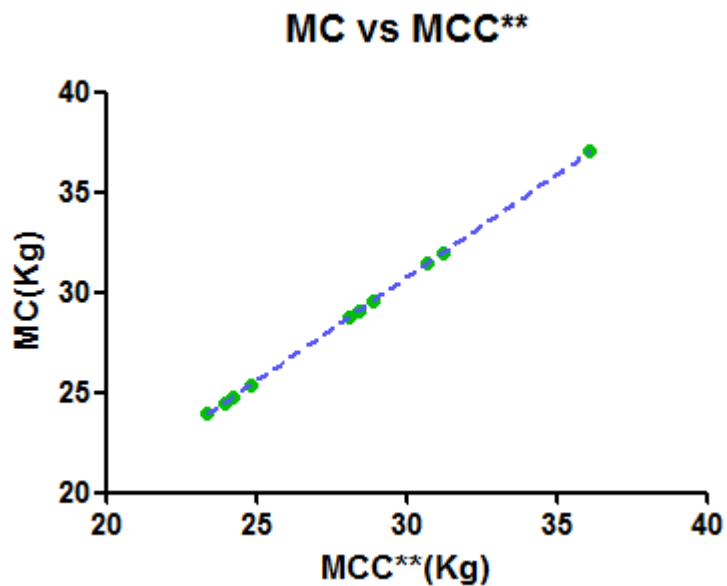


Fig. 106 Regresión lineal entre MC y MCC** de hombres post-diálisis GPR.

Correlación	
Pearson r	0.9999
r ²	0.9999

Tabla 136 Coeficiente de correlación lineal entre MC y MCC** de hombres post-diálisis GPR.

Equilibrio hídrico.

NÚMERO	AIC (L)	AIC (%)	AEC (L)	AEC (%)	AIC*** (L)	AIC*** (%)	AEC*** (L)	AEC*** (%)
1	17.55	52.85	15.65	47.15	17.54	52.82	15.66	47.18
2	18.60	61.12	11.83	38.88	18.61	61.16	11.82	38.84
3	23.41	62.67	13.94	37.33	23.41	62.69	13.94	37.31
4	27.10	61.80	16.75	38.20	27.09	61.77	16.76	38.23
5	21.66	58.96	15.08	41.04	21.65	58.92	15.09	41.08
6	18.15	55.28	14.69	44.72	18.16	55.30	14.68	44.70
7	23.05	52.97	20.46	47.03	23.03	52.92	20.48	47.08
8	21.08	54.20	17.82	45.80	21.08	54.18	17.82	45.82
9	21.29	57.60	15.68	42.40	21.32	57.68	15.65	42.32
10	17.89	60.14	11.85	39.86	17.98	60.46	11.76	39.54

Tabla 137 Equilibrio hídrico de hombres post-diálisis GPR.

	AIC (L)	AIC (%)	AEC (L)	AEC (%)	AIC*** (L)	AIC*** (%)	AEC*** (L)	AEC*** (%)
\bar{X}	20.98	57.76	15.38	42.24	20.99	57.79	15.37	42.21
$\pm \sigma$	± 3.04	± 3.72	± 2.61	± 3.72	± 3.03	± 3.76	± 2.63	± 3.76

Tabla 138 Media y desviación estándar, equilibrio hídrico de hombres post-diálisis GPR.

Los resultados del AIC, AEC, provienen del análisis del modelo eléctrico Cole-Cole tipo B, y AIC^{***}, AEC^{***} provienen de la ecuación que asume una hidratación de la MC del 75%, para establecer la correlación entre ambos métodos se muestra el análisis de regresión lineal.

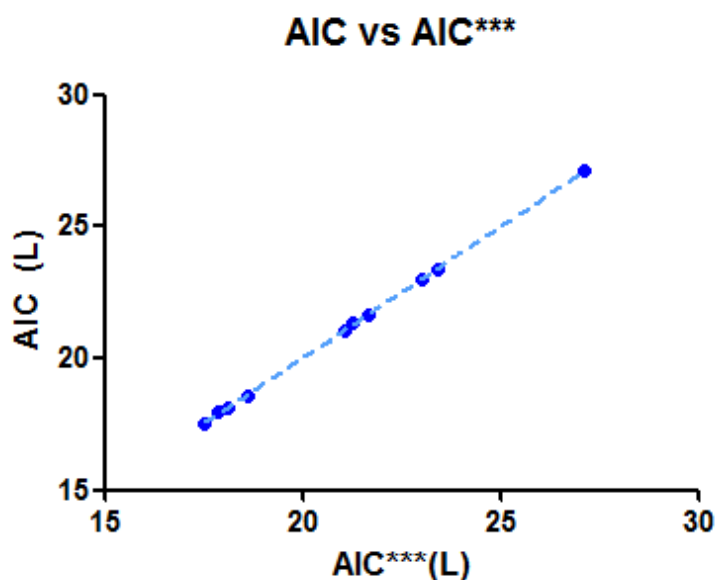


Fig. 107 Regresión lineal entre AIC y AIC^{***} de hombres post-diálisis GPR.

Correlación	
Pearson r	1.000
r ²	0.9999

Tabla 139 Coeficiente de correlación lineal entre AIC y AIC^{***} de hombres post-diálisis GPR.

El análisis estadístico reveló que al término de la sesión de HD, aumentó el porcentaje del AIC y disminuyó el porcentaje del AEC pese a esto continúa el desequilibrio hídrico debido a la ERT, quedando de la siguiente manera:

$$54.03\% \leq AIC \leq 61.55\%$$

$$38.45\% \leq AEC \leq 45.97\%$$

5.20.- CORRELACIÓN DE ULTRA FILTRADO ENTRE BIOIMPEDANCIA ELÉCTRICA Y MÁQUINA DE HEMODIÁLISIS.

5.20.1 Ultra filtrado para mujeres GPR.

NÚMERO	UF HD (mL)	UF BIE (mL)
1	2500	2880
2	1000	920
3	3000	2560
4	1803	1430
5	2200	2400
6	1300	1200
7	3100	3240
8	1380	1000

Tabla 140 Ultra filtrado método BIE y HD, de mujeres GPR.

Variable	UF HD (mL)	UF BIE (mL)
n = 8	2035.38±793.11	1953.75±918.06

Tabla 141 Media y desviación estándar de ultra filtrado método BIE y máquina HD, de mujeres GPR.

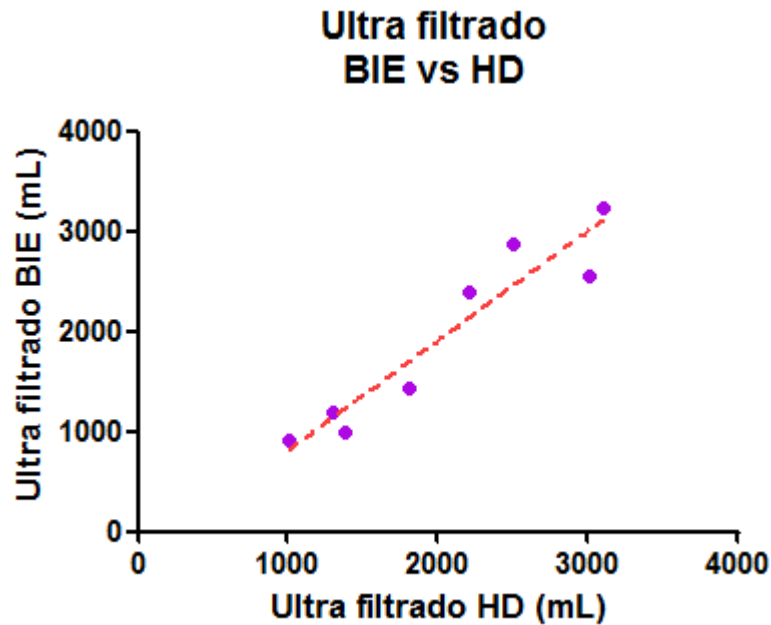


Fig. 108 Regresión lineal de ultra filtrado entre BIE y HD, de mujeres GPR.

Correlación	
Pearson r	0.9475
r ²	0.8978

Tabla 142 Coeficiente de correlación lineal de ultra filtrado entre BIE y HD de mujeres GPR.

5.20.2 Ultra filtrado para hombres GPR.

NÚMERO	UF HD (mL)	UF BIE (mL)
1	3009	3008
2	3000	2990
3	3500	3990
4	4500	4280
5	2000	1030
6	4800	3960
7	2900	2470
8	3500	3490
9	3800	3310
10	3006	2670

Tabla 143 Ultra filtrado método BIE y HD, de hombres GPR.

n = 10	Variable	UF HD (mL)	UF BIE (mL)
	$\bar{X} \pm \sigma$	3401.5±818.41	3119.8±943.02

Tabla 144 Media y desviación estándar de ultra filtrado método BIE y máquina HD, de hombres GPR.

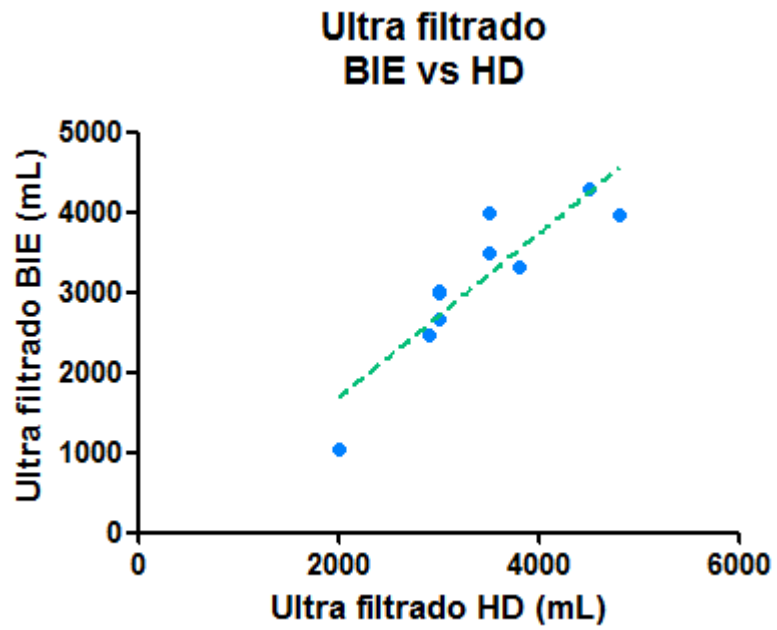


Fig. 109 Regresión lineal de ultra filtrado entre BIE y HD, de hombres GPR.

Correlación	
Pearson r	0.8892
r ²	0.7906

Tabla 145 Coeficiente de correlación lineal de ultra filtrado entre BIE y HD de hombres GPR.

5.21.- GRÁFICOS DE CORRELACIÓN LINEAL ENTRE VARIABLES DE COMPOSICIÓN CORPORAL, ESTADO NUTRIMENTAL Y EQUILIBRIO HÍDRICO.

5.21.1 Correlación lineal entre índice de masa corporal y masa grasa.

En esta sección se analizará la correlación lineal entre Índice de masa corporal y masa grasa.

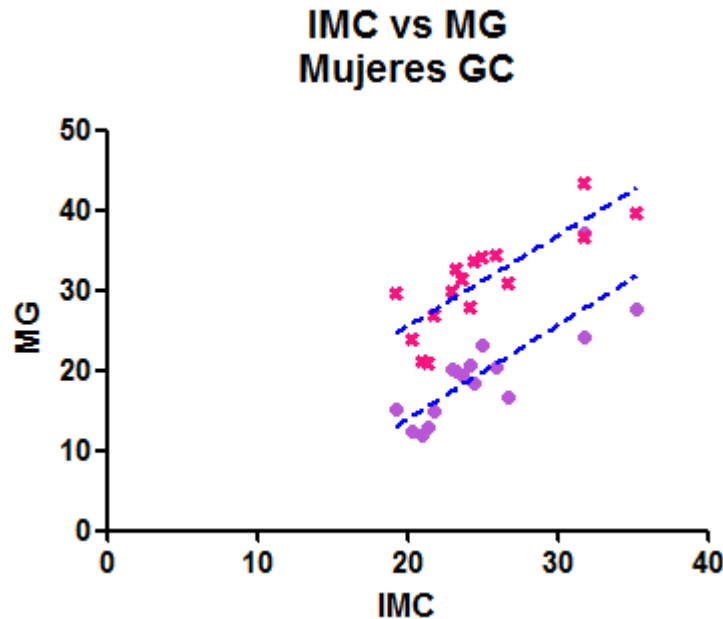


Fig. 110 Regresión lineal entre IMC vs MG (Kg) morado (o) y IMC vs MG (%) rosa (x), mujeres GC.

Correlación	IMC vs MG (Kg) Morado (o)	IMC vs MG (%) Rosa (x)
Pearson r	0.8215	0.8253
r²	0.6749	0.6811

Tabla 146 Coeficiente de correlación lineal entre IMC y MG en kilogramos y porcentaje, mujeres GC.

En ésta gráfica se observa que tienen casi la misma correlación de linealidad entre ambas variables.

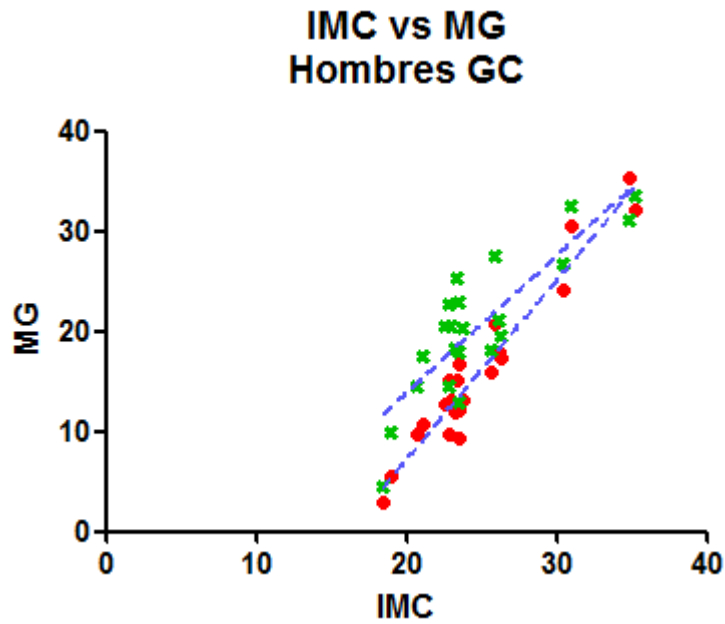


Fig. 111 Regresión lineal entre IMC vs MG (Kg) rojo (o) y IMC vs MG (%) verde (x), hombres GC.

Correlación	IMC vs MG (Kg) Rojo (o)	IMC vs MG (%) Verde (x)
Pearson r	0.9673	0.8525
r ²	0.9357	0.7267

Tabla 147 Coeficiente de correlación lineal entre IMC y MG en kilogramos y porcentaje, hombres GC.

En ésta gráfica se observa que IMC vs MG (Kg) tiene mayor correlación lineal, entre ambas variables.

IMC vs MG Mujeres prediálisis GPR

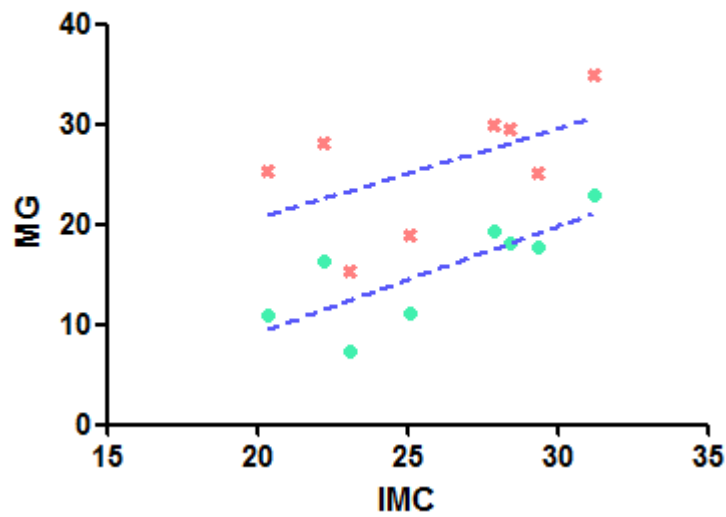


Fig. 112 Regresión lineal entre IMC vs MG (Kg) verde agua (o) y IMC vs MG (%) rosa (x), mujeres prediálisis GPR.

Correlación	IMC vs MG (Kg) Verde agua (o)	IMC vs MG (%) Rosa (x)
Pearson r	0.7895	0.5494
r²	0.6233	0.3019

Tabla 148 Coeficiente de correlación lineal entre IMC y MG en kilogramos y porcentaje, mujeres prediálisis GPR.

En ésta gráfica se observa que IMC vs MG (Kg) tiene mayor correlación lineal, entre ambas variables.

IMC vs MG Mujeres postdiálisis GPR

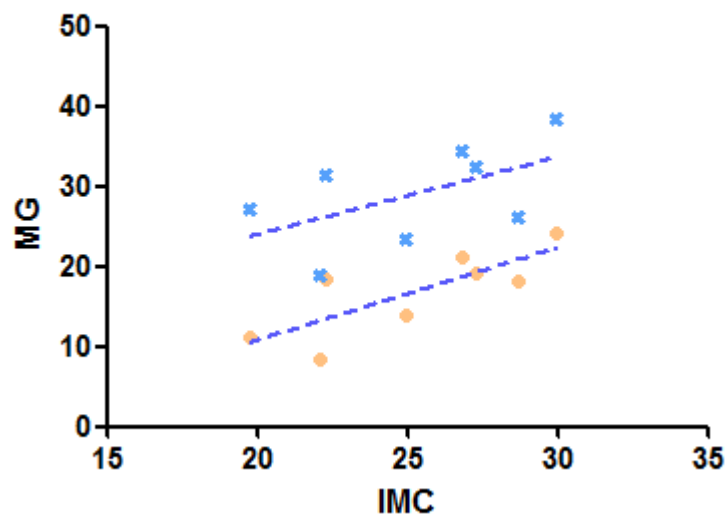


Fig. 113 Regresión lineal entre IMC vs MG (Kg) carne (o) y IMC vs MG (%) azul (x), mujeres post-diálisis GPR.

Correlación	IMC vs MG (Kg) Carne (o)	IMC vs MG (%) Azul (x)
Pearson r	0.7911	0.5485
r ²	0.6258	0.3008

Tabla 149 Coeficiente de correlación lineal entre IMC y MG en kilogramos y porcentaje, mujeres post-diálisis GPR.

En ésta gráfica se observa que IMC vs MG (Kg) tiene mayor correlación lineal, entre ambas variables.

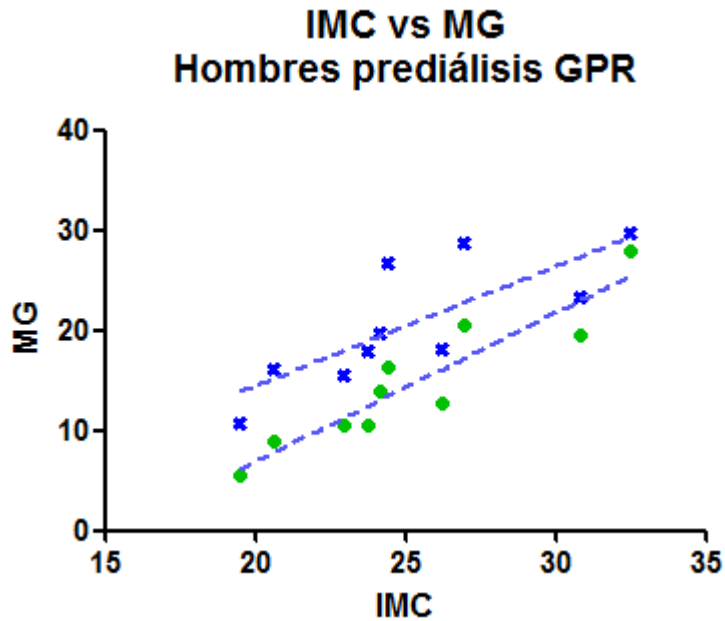


Fig. 114 Regresión lineal entre IMC vs MG (Kg) verde (o) y IMC vs MG (%) azul (x), hombres prediálisis GPR.

Correlación	IMC vs MG (Kg) Verde (o)	IMC vs MG (%) Azul (x)
Pearson r	0.9271	0.7883
r²	0.8596	0.6214

Tabla 150 Coeficiente de correlación lineal entre IMC y MG en kilogramos y porcentaje, hombres prediálisis GPR.

En ésta gráfica se observa que IMC vs MG (Kg) tiene mayor correlación lineal, entre ambas variables.

IMC vs MG Hombres postdiálisis GPR

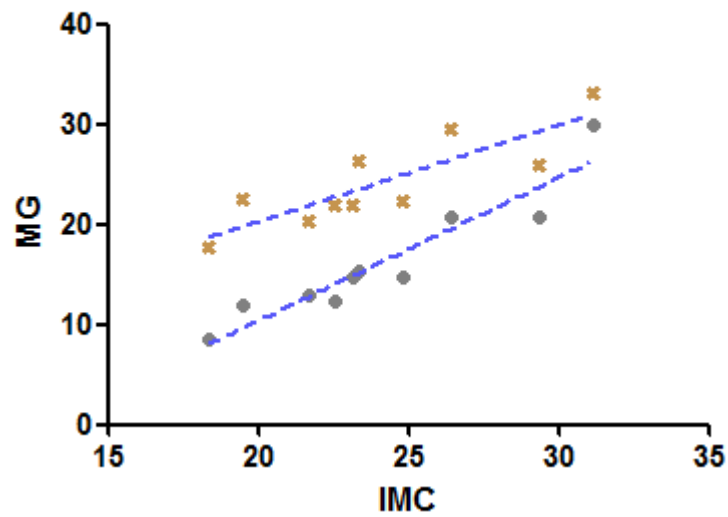


Fig. 115 Regresión lineal entre IMC vs MG (Kg) gris (o) y IMC vs MG (%) café (x), hombres post-diálisis GPR.

Correlación	IMC vs MG (Kg) Gris (o)	IMC vs MG (%) Café (x)
Pearson r	0.9417	0.8466
r ²	0.8868	0.7167

Tabla 151 Coeficiente de correlación lineal entre IMC y MG en kilogramos y porcentaje, hombres post-diálisis GPR.

En ésta gráfica se observa que IMC vs MG (Kg) tiene mayor correlación lineal, entre ambas variables.

5.21.2 Correlación lineal entre agua intracelular vs masa libre de grasa, agua intracelular vs masa celular, agua intracelular vs ángulo de fase y agua intracelular vs índice nutrimental.

Aquí se analizará la correlación lineal entre la variable independiente (AIC) y las variables dependientes (MLG, MC, AF y MEC/MC), para determinar con cuál de estas variables, pudiese tomarse como indicador predictor de valoración de estado nutrimental.

5.21.2.1 Mujeres grupo control.

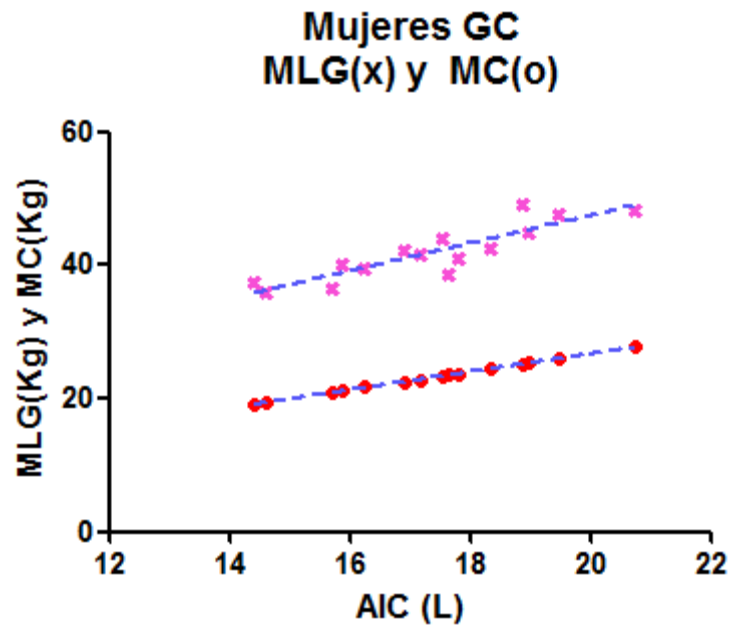


Fig. 116 Regresión lineal entre AIC (L) vs MLG (Kg) rosa (x) y AIC (L) vs MC (Kg) rojo (o), de mujeres GC.

Correlación	AIC (L) vs MLG (Kg) Rosa (x)	AIC (L) vs MC (Kg) Rojo (o)
Pearson r	0.8908	0.9995
r ²	0.7935	0.9991

Tabla 152 Coeficiente de correlación lineal entre AIC (L) vs MLG (Kg) rosa (x) y AIC (L) vs MC (Kg) rojo (o), de mujeres GC.

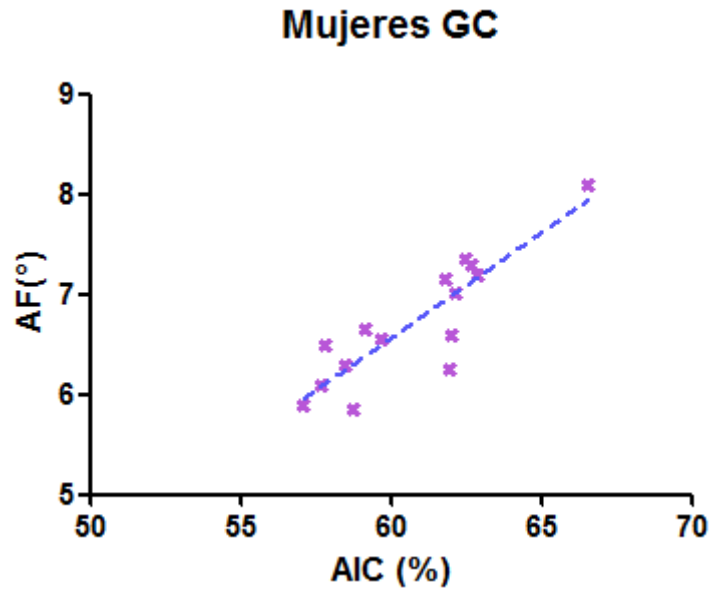


Fig. 117 Regresión lineal entre AIC (%) vs AF (°), de mujeres GC.

Correlación	AIC (%) vs AF(°)
Pearson r	0.8748
r ²	0.7653

Tabla 153 Coeficiente de correlación lineal entre AIC (%) vs AF (°), de mujeres GC.

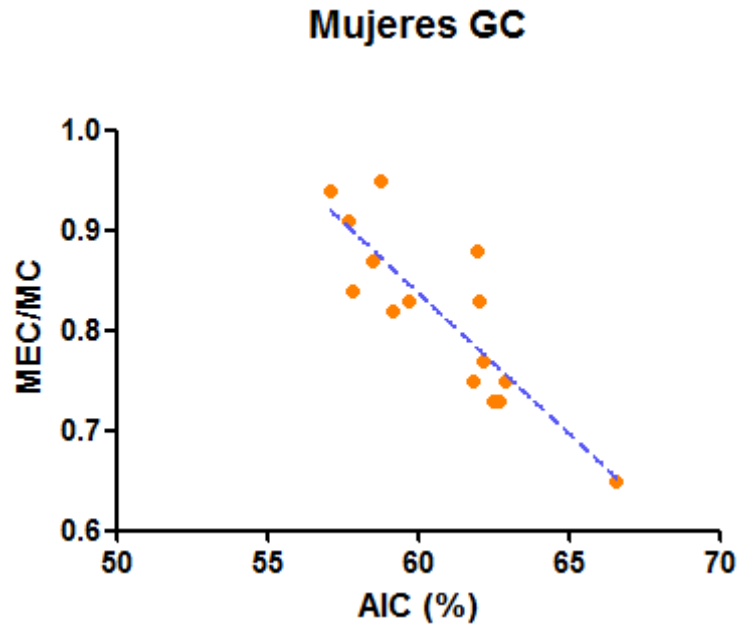


Fig. 118 Regresión lineal entre AIC (%) vs MEC/MC, de mujeres GC.

Correlación	AIC (%) vs MEC/MC
Pearson r	-0.8549
r^2	0.7308

Tabla 154 Coeficiente de correlación lineal entre AIC (%) vs MEC/MC, de mujeres GC.

5.21.2.2 Hombres grupo control.

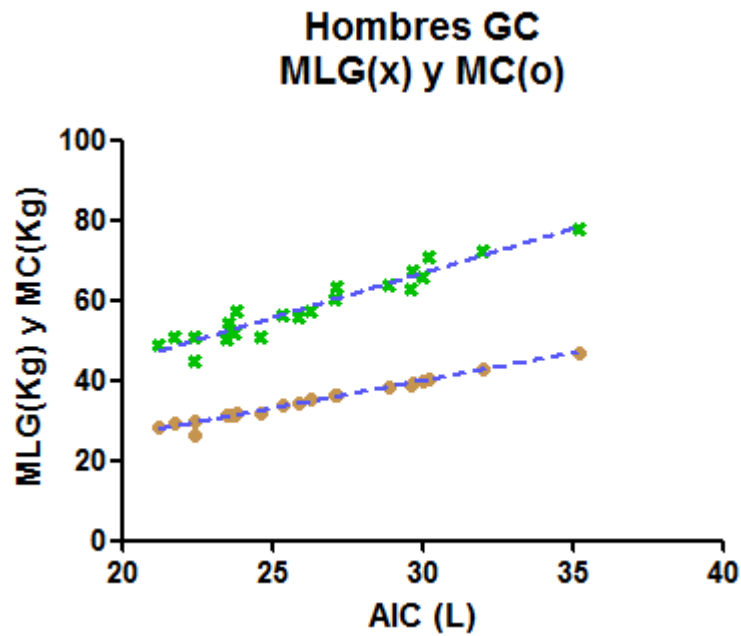


Fig. 119 Regresión lineal entre AIC (L) vs MLG (Kg) verde (x) y AIC (L) vs MC (Kg) café (o), de hombres GC.

Correlación	AIC (L) vs MLG (Kg) Verde (x)	AIC (L) vs MC (Kg) Café (o)
Pearson r	0.9599	0.9906
r ²	0.9214	0.9813

Tabla 155 Coeficiente de correlación lineal entre AIC (L) vs MLG (Kg) verde (x) y AIC (L) vs MC (Kg) café (o), de hombres GC.

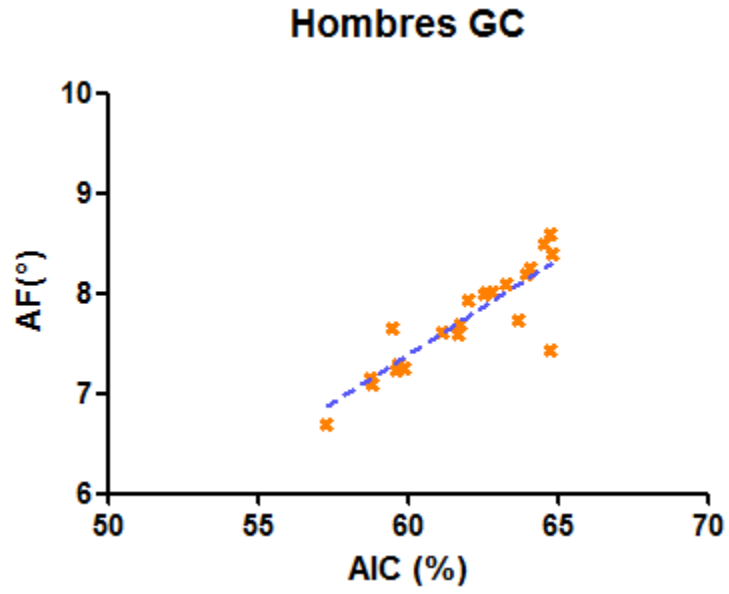


Fig. 120 Regresión lineal entre AIC (%) vs AF (°), de hombres GC.

Correlación	AIC (%) vs AF(°)
Pearson r	0.8686
r ²	0.7545

Tabla 156 Coeficiente de correlación lineal entre AIC (%) vs AF (°), de hombres GC.

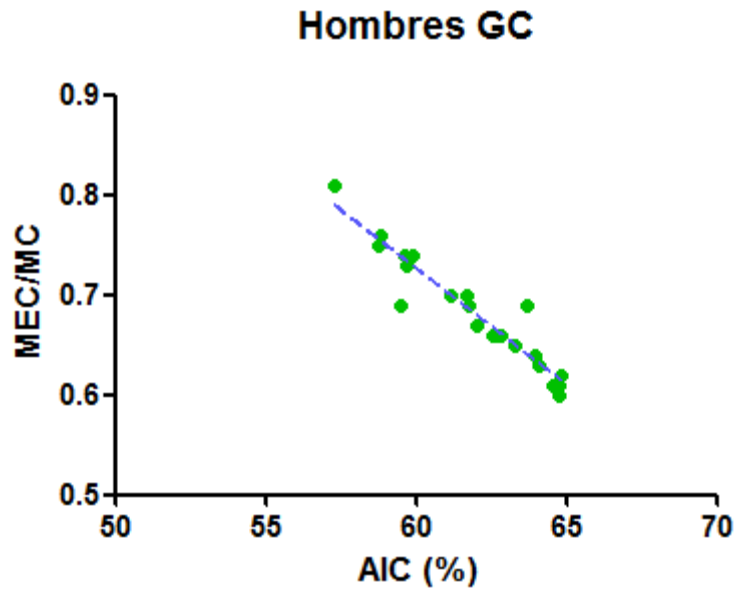


Fig. 121 Regresión lineal entre AIC (%) vs MEC/MC, de hombres GC.

Correlación	AIC (%) vs MEC/MC
Pearson	-0.9517
r^2	0.9057

Tabla 157 Coeficiente de correlación lineal entre AIC (%) vs MEC/MC, de hombres GC.

5.21.2.3 Mujeres pre-diálisis.

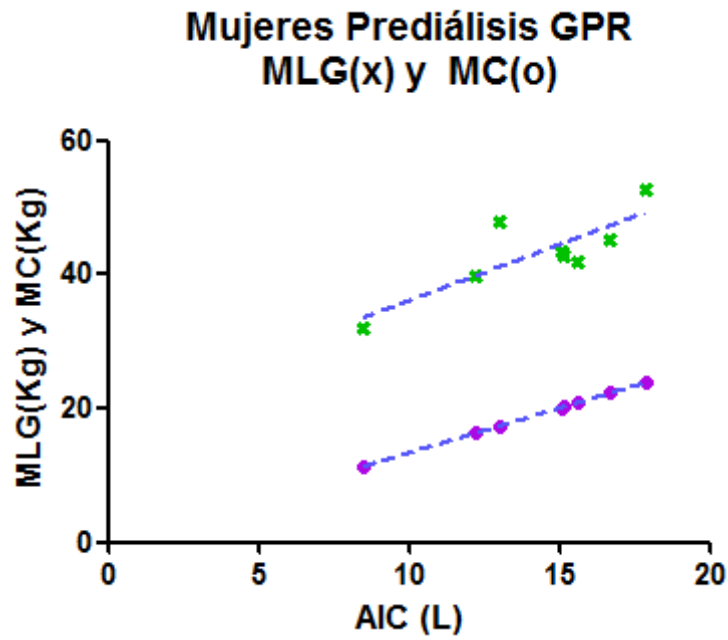


Fig. 122 Regresión lineal entre AIC (L) vs MLG (Kg) verde (x) y AIC (L) vs MC (Kg) morado (o), de mujeres pre-diálisis GPR.

Correlación	AIC (L) vs MLG (Kg) Verde (x)	AIC (L) vs MC (Kg) Morado (o)
Pearson r	0.8206	1.000
r ²	0.6734	1.000

Tabla 158 Coeficiente de correlación lineal entre AIC (L) vs MLG (Kg) verde (x) y AIC (L) vs MC (Kg) morado (o), de mujeres pre-diálisis GPR.

Mujeres Prediálisis GPR

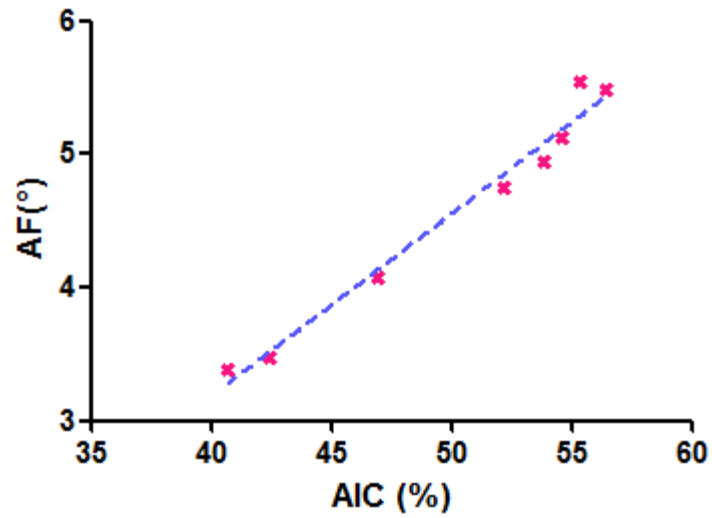


Fig. 123 Regresión lineal entre AIC (%) vs AF (°), de mujeres pre-diálisis GPR.

Correlación	AIC (%) vs AF(°)
Pearson r	0.9886
r ²	0.9773

Tabla 159 Coeficiente de correlación lineal entre AIC (%) vs AF (°), de mujeres pre-diálisis GPR.

Mujeres Prediálisis GPR

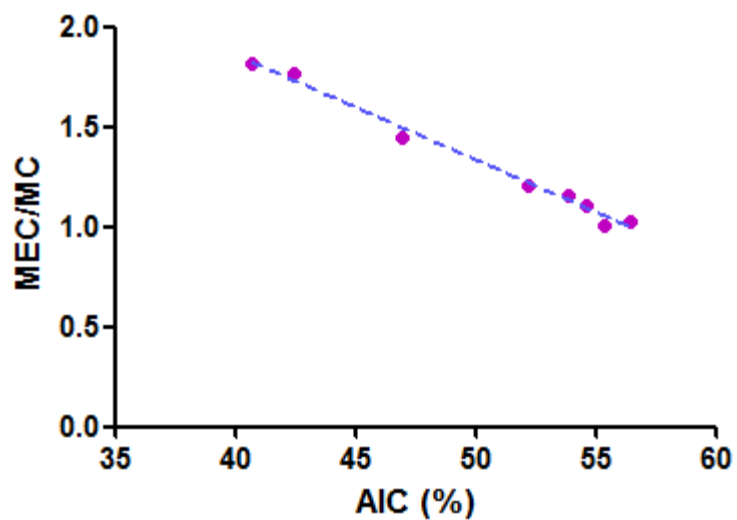


Fig. 124 Regresión lineal entre AIC (%) vs MEC/MC, de mujeres pre-diálisis GPR.

Correlación	AIC (%) vs MEC/MC
Pearson r	-0.9949
r ²	0.9898

Tabla 160 Coeficiente de correlación lineal entre AIC (%) vs MEC/MC, de mujeres pre-diálisis GPR.

5.21.2.4 Mujeres post-diálisis.

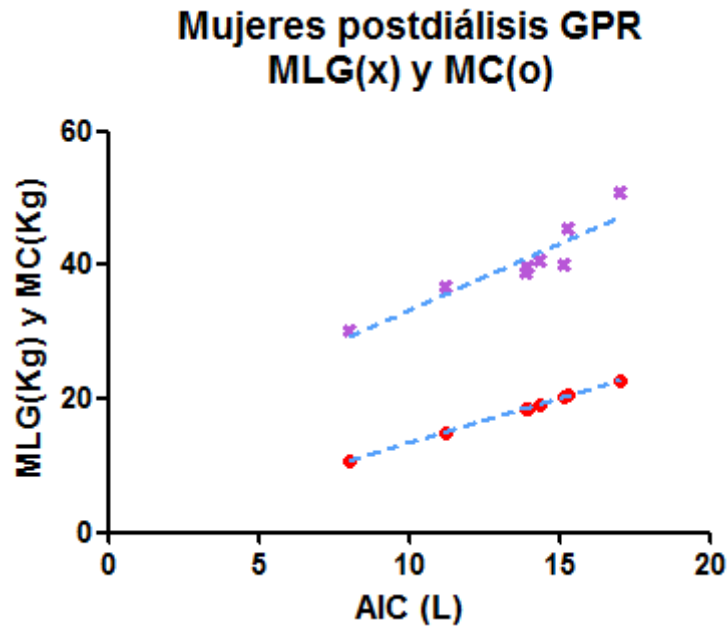


Fig. 125 Regresión lineal entre AIC (L) vs MLG (Kg) morado (x) y AIC (L) vs MC (Kg) rojo (o), de mujeres post-diálisis GPR.

Correlación	AIC (L) vs MLG (Kg) Morado (x)	AIC (L) vs MC (Kg) Rojo (o)
Pearson r	0.9227	1.000
r ²	0.8513	1.000

Tabla 161 Coeficiente de correlación lineal entre AIC (L) vs MLG (Kg) morado (x) y AIC (L) vs MC (Kg) rojo (o), de mujeres post-diálisis GPR.

Mujeres postdiálisis GPR

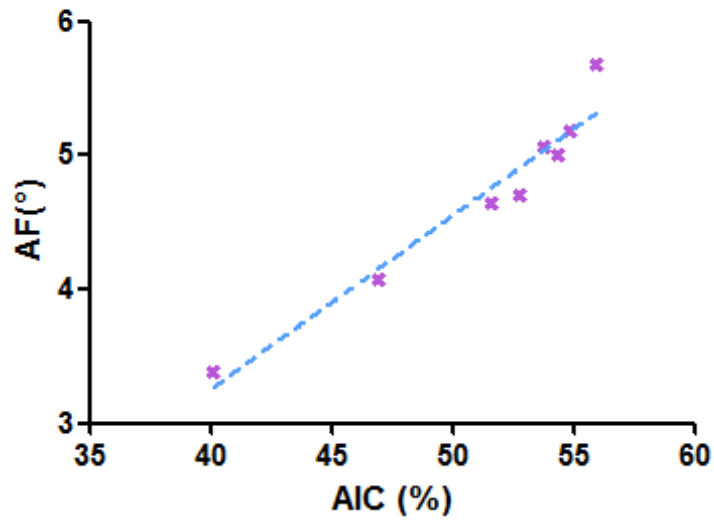


Fig. 126 Regresión lineal entre AIC (%) vs AF (°), de mujeres post-diálisis GPR.

Correlación	AIC (%) vs AF(°)
Pearson r	0.9675
r ²	0.9361

Tabla 162 Coeficiente de correlación lineal entre AIC (%) vs AF (°), de mujeres post-diálisis GPR.

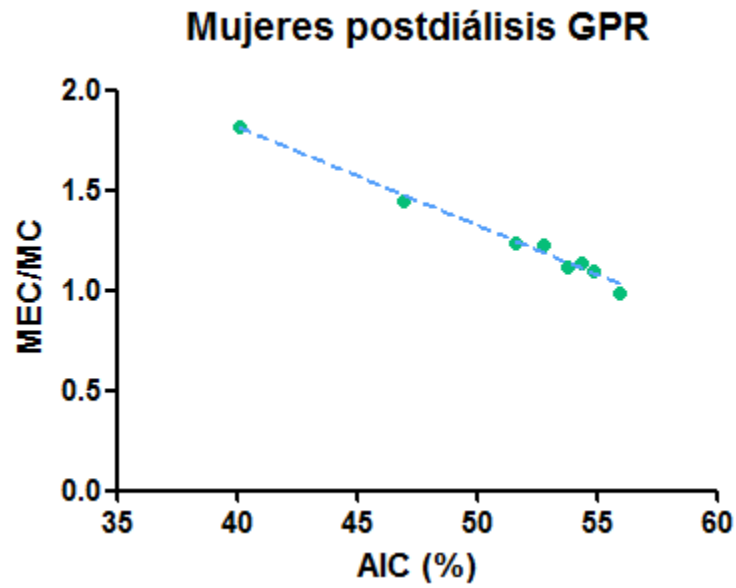


Fig. 127 Regresión lineal entre AIC (%) vs MEC/MC, de mujeres post-diálisis GPR.

Correlación	AIC (%) vs MEC/MC
Pearson r	-0.9938
r^2	0.9876

Tabla 163 Coeficiente de correlación lineal entre AIC (%) vs MEC/MC, de mujeres post-diálisis GPR.

5.21.2.5 Hombres pre-diálisis.

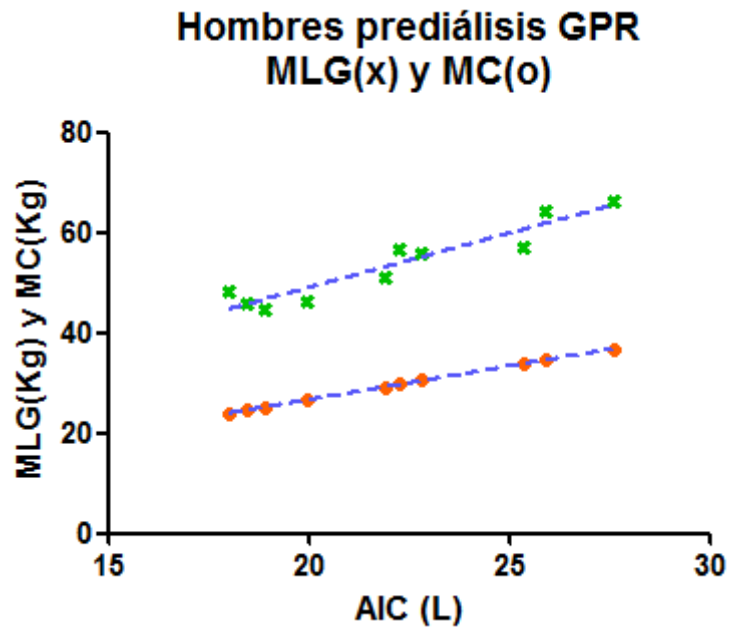


Fig. 128 Regresión lineal entre AIC (L) vs MLG (Kg) verde (x) y AIC (L) vs MC (Kg) naranja (o), de hombres pre-diálisis GPR.

Correlación	AIC (L) vs MLG (Kg) Verde (x)	AIC (L) vs MC (Kg) Naranja (o)
Pearson r	0.9455	1.000
r ²	0.8939	1.000

Tabla 164 Coeficiente de correlación lineal entre AIC (L) vs MLG (Kg) verde (x) y AIC (L) vs MC (Kg) naranja (o), de hombres pre-diálisis GPR.

Hombres prediálisis GPR

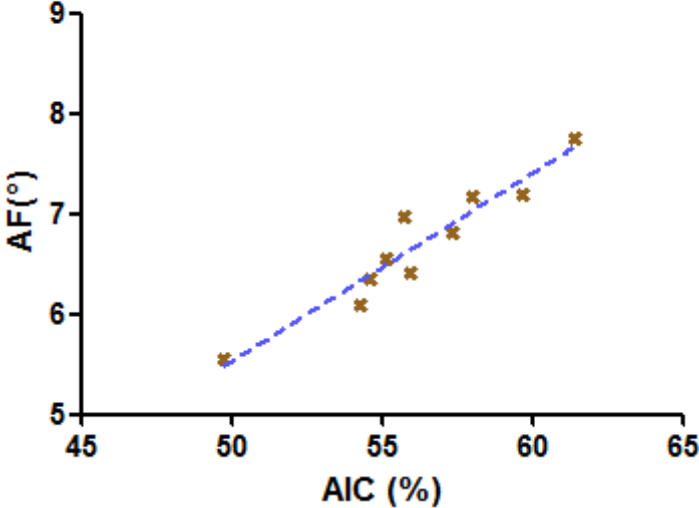


Fig. 129 Regresión lineal entre AIC (%) vs AF (°), de hombres pre-diálisis GPR.

Correlación	AIC (%) vs AF(°)
Pearson r	0.9565
r ²	0.9149

Tabla 165 Coeficiente de correlación lineal entre AIC (%) vs AF (°), de hombres pre-diálisis GPR.

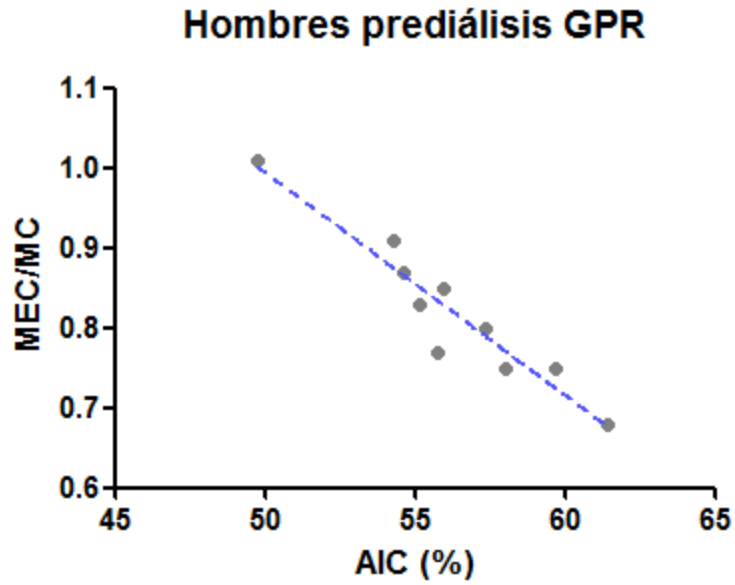


Fig. 130 Regresión lineal entre AIC (%) vs MEC/MC, de hombres pre-diálisis GPR.

Correlación	AIC (%) vs MEC/MC
Pearson r	-0.9527
r^2	0.9076

Tabla 166 Coeficiente de correlación lineal entre AIC (%) vs MEC/MC, de hombres pre-diálisis GPR.

5.21.2.6 Hombres post-diálisis.

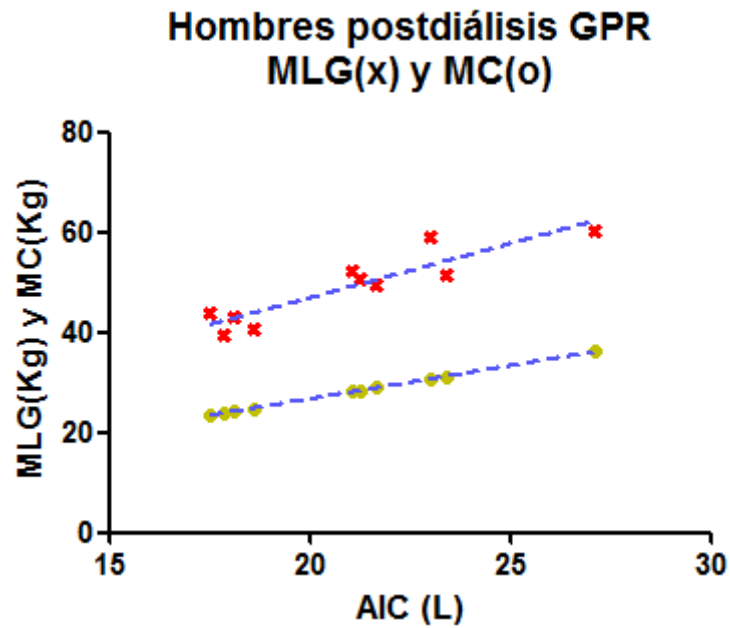


Fig. 131 Regresión lineal entre AIC (L) vs MLG (Kg) rojo (x) y AIC (L) vs MC (Kg) verde (o), de hombres post-diálisis GPR.

Correlación	AIC (L) vs MLG (Kg) Rojo (x)	AIC (L) vs MC (Kg) Verde (o)
Pearson r	0.9107	0.9999
r ²	0.8294	0.9999

Tabla 167 Coeficiente de correlación lineal entre AIC (L) vs MLG (Kg) rojo (x) y AIC (L) vs MC (Kg) verde (o), de hombres post-diálisis GPR.

Hombres postdiálisis GPR

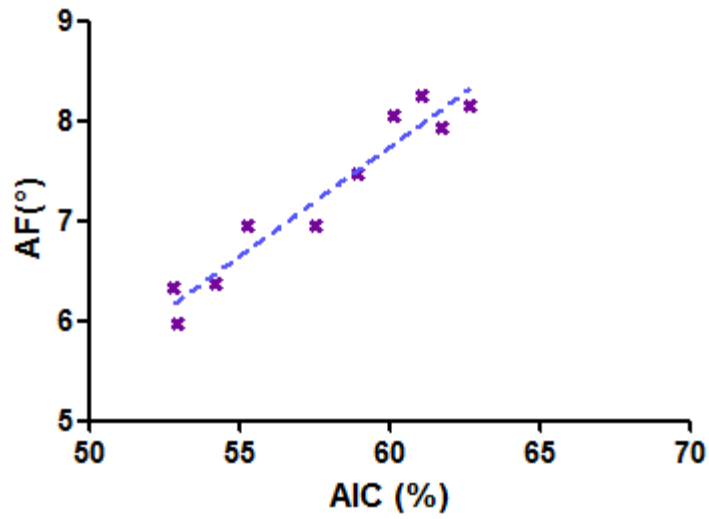


Fig. 132 Regresión lineal entre AIC (%) vs AF (°), de hombres post-diálisis GPR.

Correlación	AIC (%) vs AF(°)
Pearson r	0.9658
r ²	0.9327

Tabla 168 Coeficiente de correlación lineal entre AIC (%) vs AF (°), de hombres post-diálisis GPR.

Hombres postdiálisis GPR

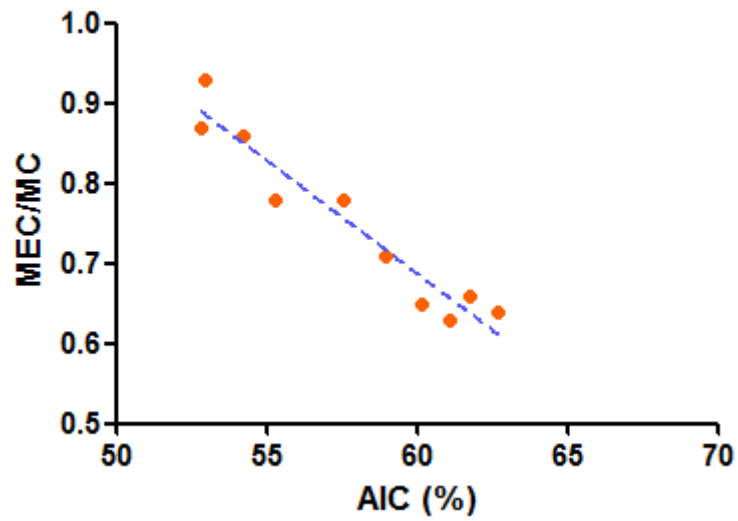


Fig. 133 Regresión lineal entre AIC (%) vs MEC/MC, de hombres post-diálisis GPR.

Correlación AIC (%) vs MEC/MC	
Pearson r	-0.9627
r ²	0.9268

Tabla 169 Coeficiente de correlación lineal entre AIC (%) vs MEC/MC, de hombres post-diálisis GPR.

5.22.- DIFERENCIA DE PROMEDIOS ENTRE GRUPOS.

Se presenta el gráfico de barras de los promedios de las variables medidas de todos los grupos y sus diferencias.

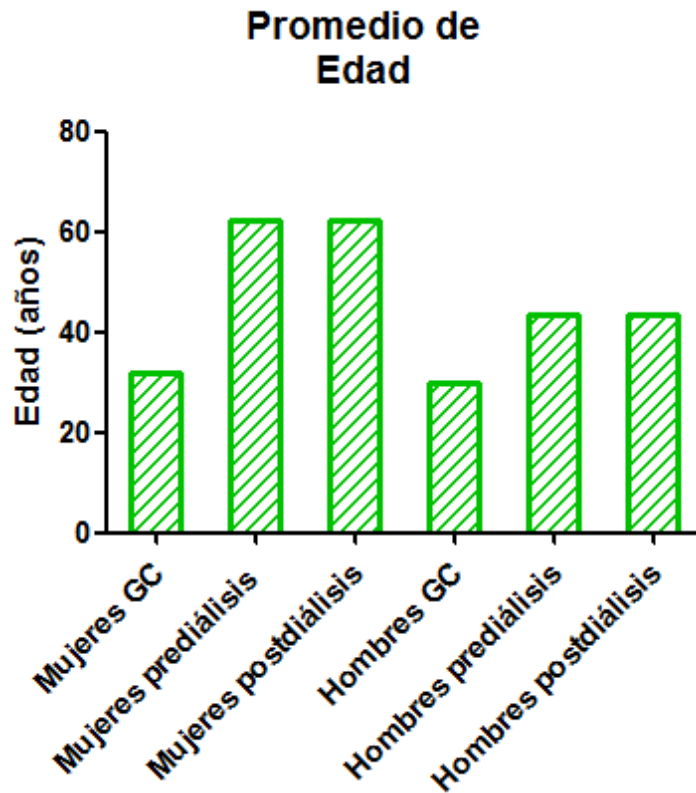


Fig. 134 Promedio de edad, todos los grupos.

En este gráfico se muestra la diferencia del promedio de edad de todos los grupos analizados, quien el grupo de mujeres de pacientes renales cuenta con el mayor promedio de edad, en comparación a los demás grupos.

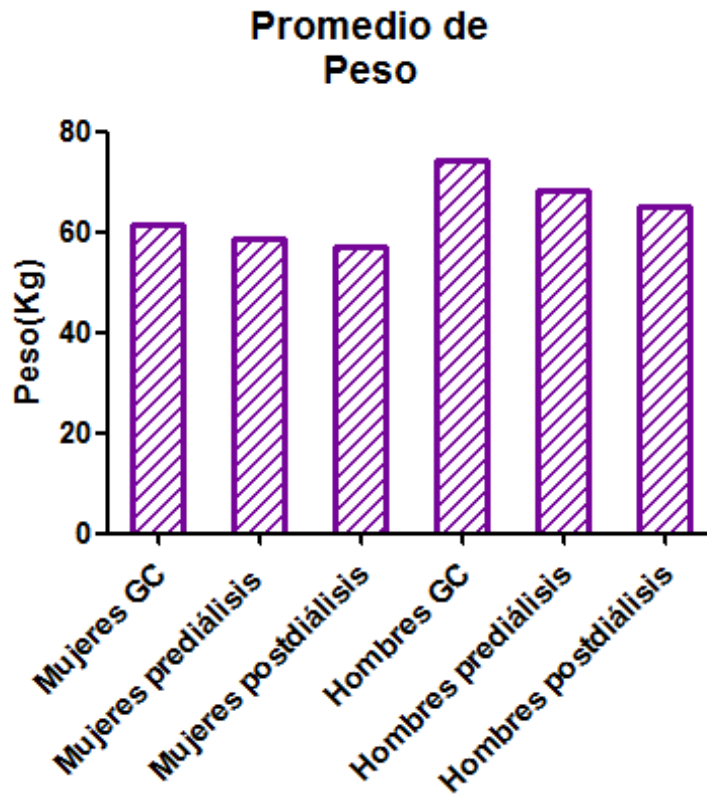


Fig. 135 Promedio de peso, todos los grupos.

En este gráfico se muestra la diferencia del promedio de peso de todos los grupos analizados, quien el grupo de hombres grupo control cuenta con el mayor promedio de peso corporal, en comparación a los demás grupos. Cabe mencionar que los pacientes renales tienen dos pesos uno, es antes de la sesión de hemodiálisis (pre-diálisis) y otro saliendo de la sesión de hemodiálisis (post-diálisis) a su vez muestra que lo hombres en hemodiálisis pierden más peso a comparación de las mujeres en hemodiálisis.

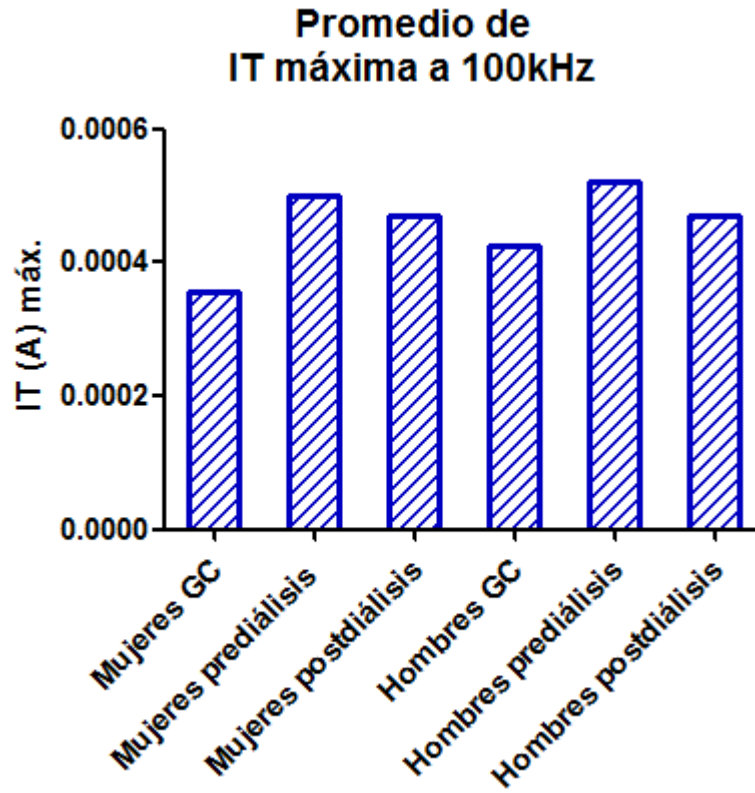


Fig. 136 Promedio de corriente total máxima, todos los grupos.

En este gráfico se muestra la diferencia del promedio de la corriente total máxima a la frecuencia de 100 kHz de todos los grupos analizados, quien el grupo de hombres pre-diálisis cuenta con el mayor promedio de “IT máx.”, en comparación a los demás grupos, seguido del grupo de mujeres pre-diálisis.

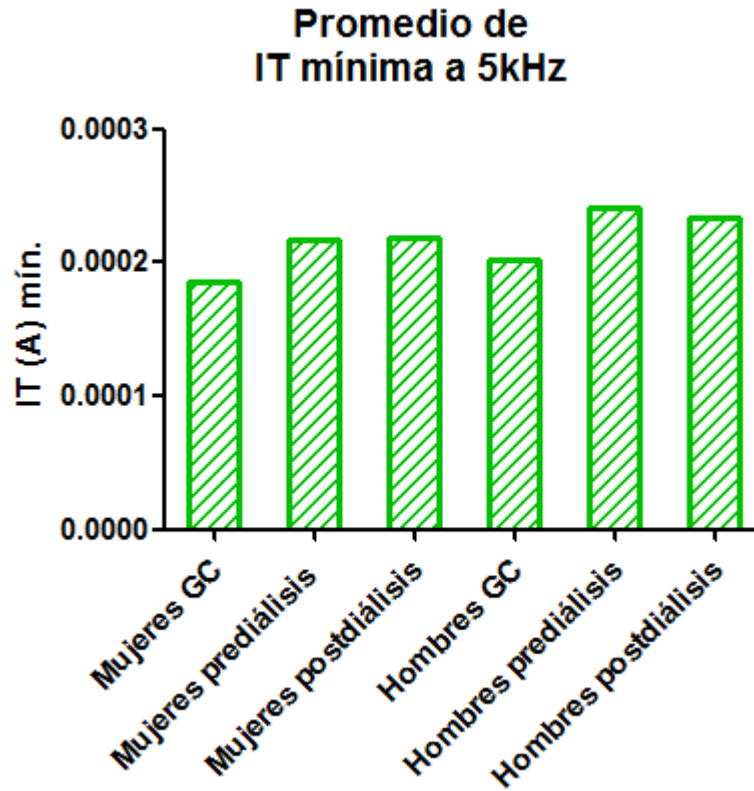


Fig. 137 Promedio de corriente total mínima, todos los grupos.

En este gráfico se muestra la diferencia del promedio de la corriente total mínima a la frecuencia de 5 kHz de todos los grupos analizados, quien el grupo de mujeres grupo control cuenta con el menor promedio de "IT mín.", en comparación a los demás grupos, seguido del grupo de hombres grupo control.

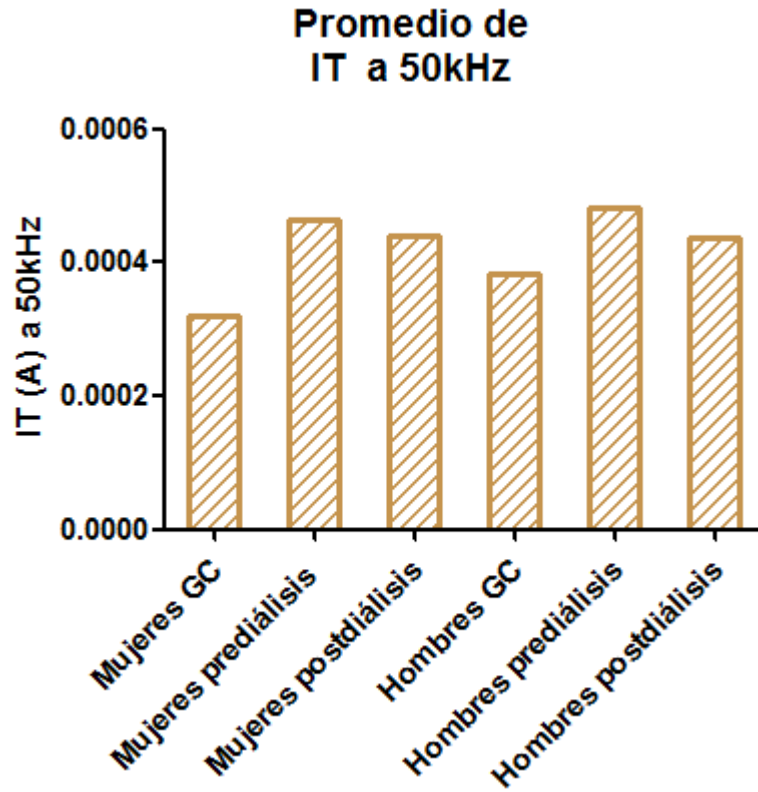


Fig. 138 Promedio de corriente total a 50kHz, todos los grupos.

En este gráfico se muestra la diferencia del promedio de la corriente total a la frecuencia de 50 kHz de todos los grupos analizados, quien el grupo de hombres pre-diálisis cuenta con el mayor promedio de “ I_T a 50 kHz.”, en comparación a los demás grupos, seguido del grupo de mujeres pre-diálisis, así como también las mujeres grupo control y hombres grupo control cuentan con el menor promedio de corriente total a la frecuencia mencionada.

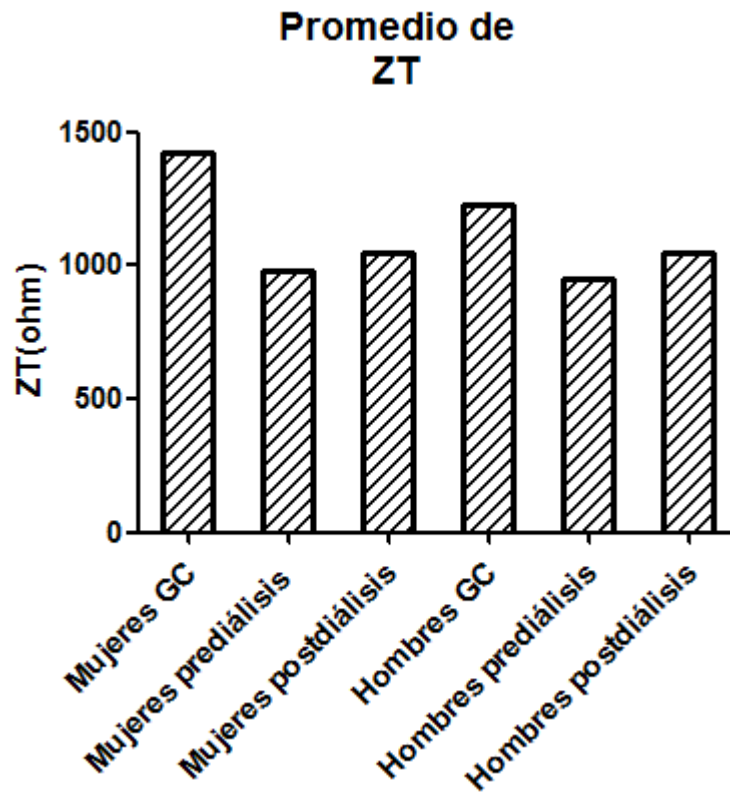


Fig. 139 Promedio de impedancia total, todos los grupos.

En este gráfico se muestra la diferencia del promedio de impedancia total a la frecuencia de 50 kHz de todos los grupos analizados, quien el grupo de mujeres del grupo control cuenta con el mayor promedio de “ZT”, en comparación a los demás grupos, seguido del grupo de hombres grupo control.

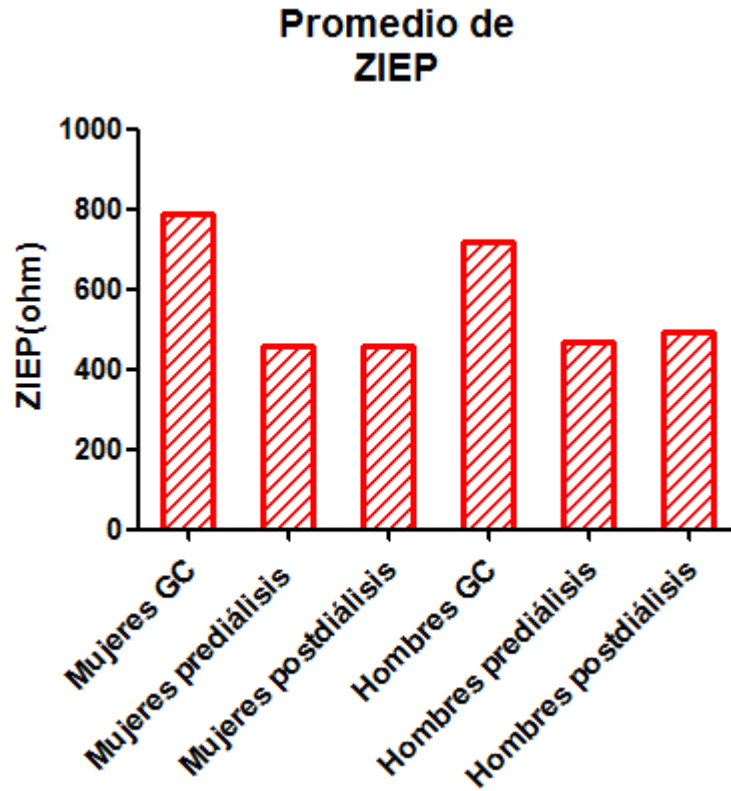


Fig. 140 Promedio de la impedancia de la interfaz electrodo piel, todos los grupos.

En este gráfico se muestra la diferencia del promedio de la impedancia de la interfaz electrodo piel a la frecuencia de 50 kHz de todos los grupos analizados, quien el grupo de mujeres del grupo control cuenta con el mayor promedio de “ZIEP”, en comparación a los demás grupos, seguido del grupo de hombres grupo control.

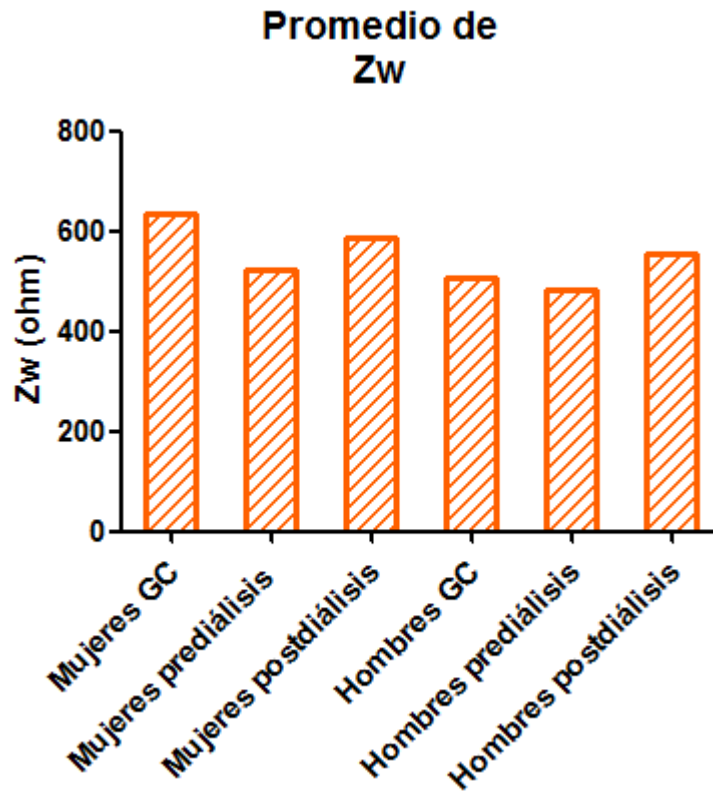


Fig. 141 Promedio de impedancia corporal, todos los grupos.

En este gráfico se muestra la diferencia del promedio de impedancia corporal a la frecuencia de 50 kHz de todos los grupos analizados, quien el grupo de mujeres del grupo control cuenta con el mayor promedio de “ Z_w ”, en comparación a los demás grupos, seguido del grupo de mujeres post-diálisis.

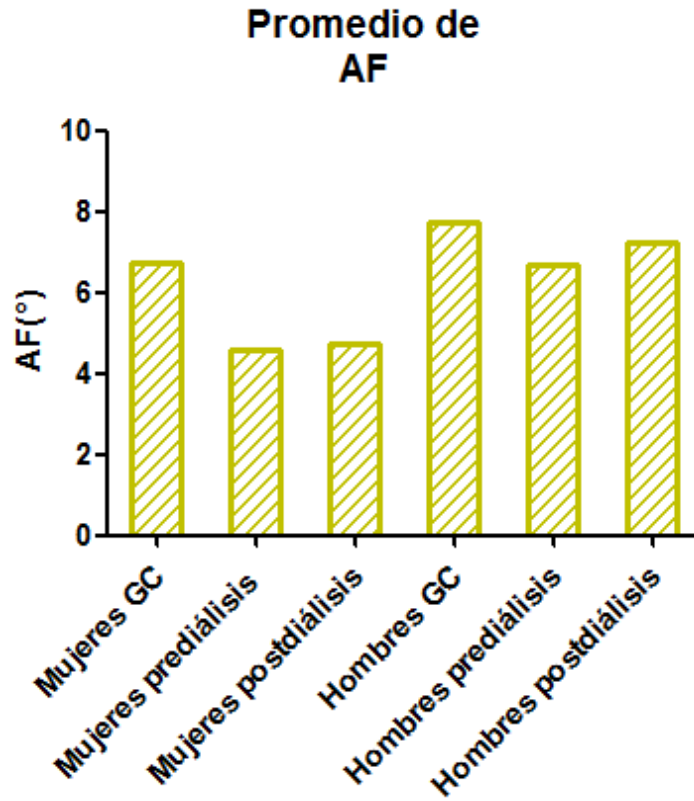


Fig. 142 Promedio de ángulo de fase, todos los grupos.

En este gráfico se muestra la diferencia del promedio del ángulo de fase de todos los grupos analizados, quien el grupo de hombres grupo control cuenta con el mayor promedio de "AF", en comparación a los demás grupos, seguida de los hombres post-diálisis.

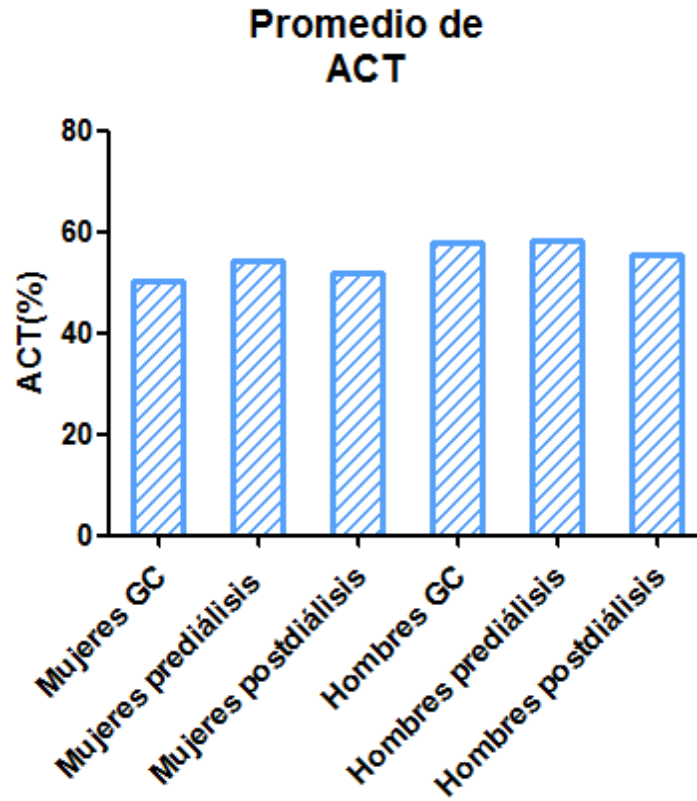


Fig. 143 Promedio de agua corporal total, todos los grupos.

En este gráfico se muestra la diferencia del promedio del porcentaje de agua corporal total de todos los grupos analizados, quien el grupo de hombres pre-diálisis cuenta con el mayor promedio de “%ACT”, en comparación a los demás grupos, seguida de hombres grupo control.

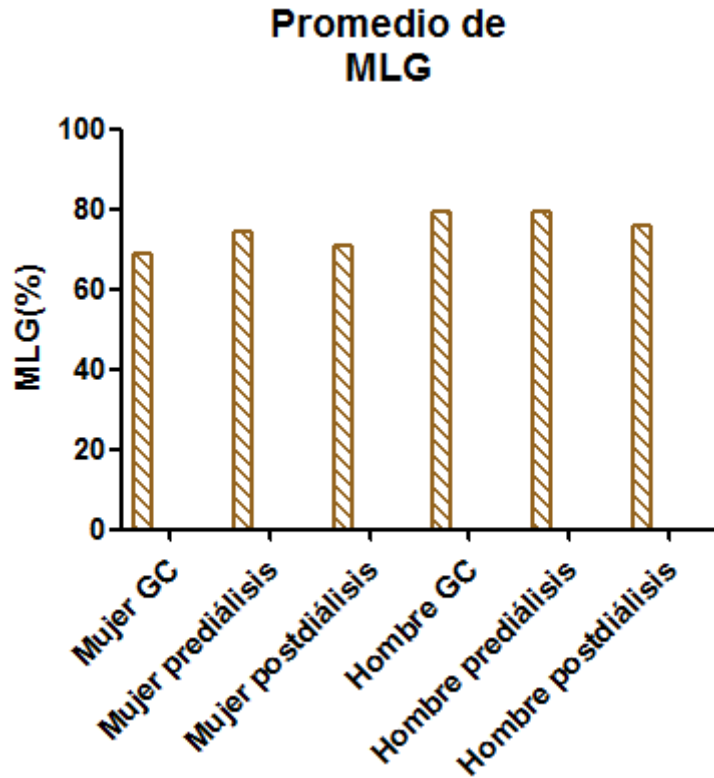


Fig. 144 Promedio de masa libre de grasa, todos los grupos.

En este gráfico se muestra la diferencia del promedio del porcentaje de masa libre de grasa de todos los grupos analizados, quien el grupo de hombres grupo control cuenta con el mayor promedio de “%MLG”, en comparación a los demás grupos, seguida de hombres pre-diálisis.

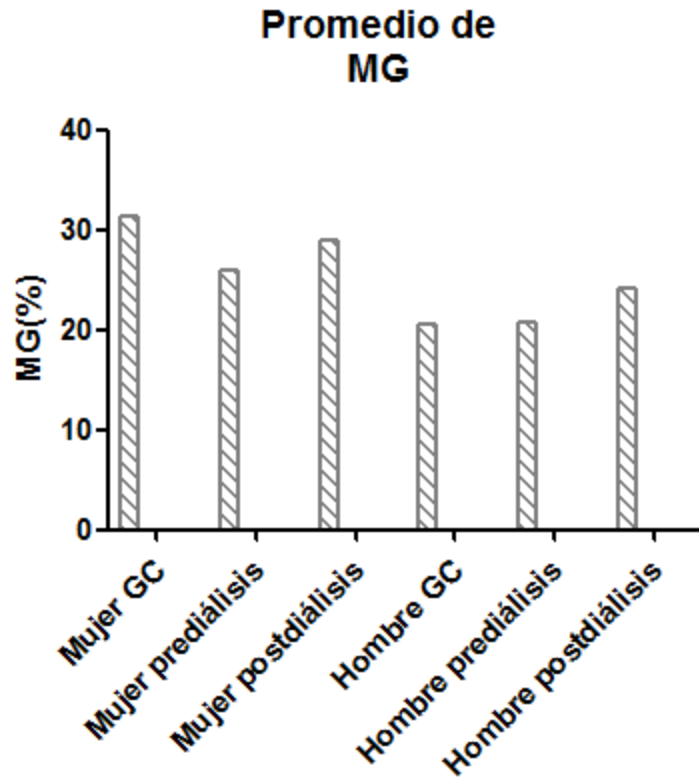


Fig. 145 Promedio de masa grasa, todos los grupos.

En este gráfico se muestra la diferencia del promedio del porcentaje de masa grasa de todos los grupos analizados, quien el grupo de mujeres grupo control cuenta con el mayor promedio de “%MG”, en comparación a los demás grupos, seguida de mujeres post-diálisis.

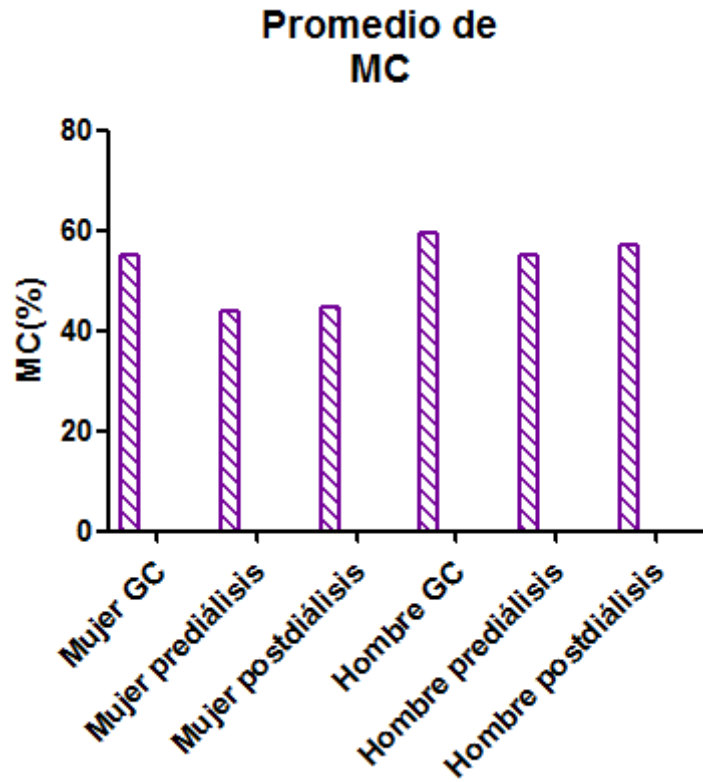


Fig. 146 Promedio de masa celular, todos los grupos.

En este gráfico se muestra la diferencia del promedio del porcentaje de masa celular de todos los grupos analizados, quien el grupo de hombres grupo control cuenta con el mayor promedio de “%MC”, en comparación a los demás grupos, seguida de hombres post-diálisis.

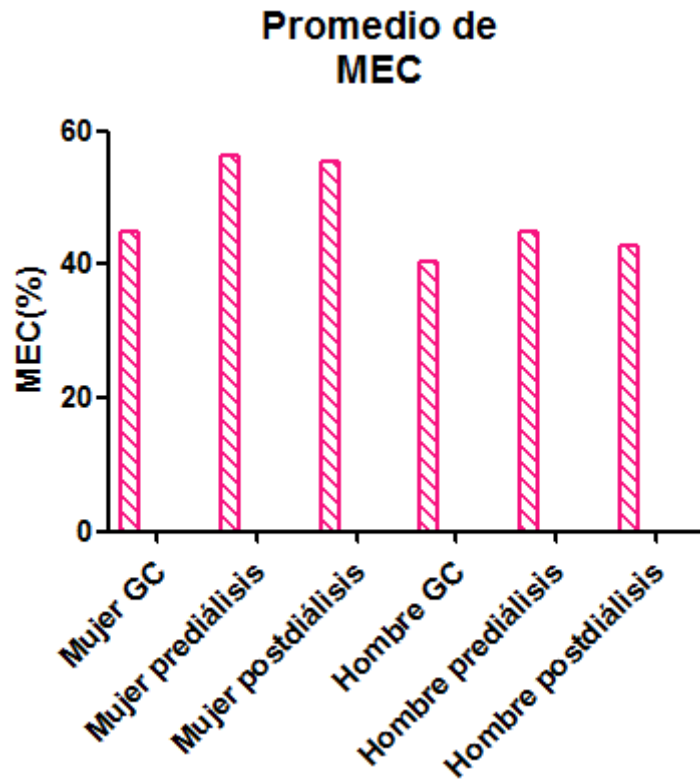


Fig. 147 Promedio de masa extracelular, todos los grupos.

En este gráfico se muestra la diferencia del promedio del porcentaje de masa extracelular de todos los grupos analizados, quien el grupo de mujeres pre-diálisis cuenta con el mayor promedio de “%MEC”, en comparación a los demás grupos, seguida de mujeres post-diálisis.

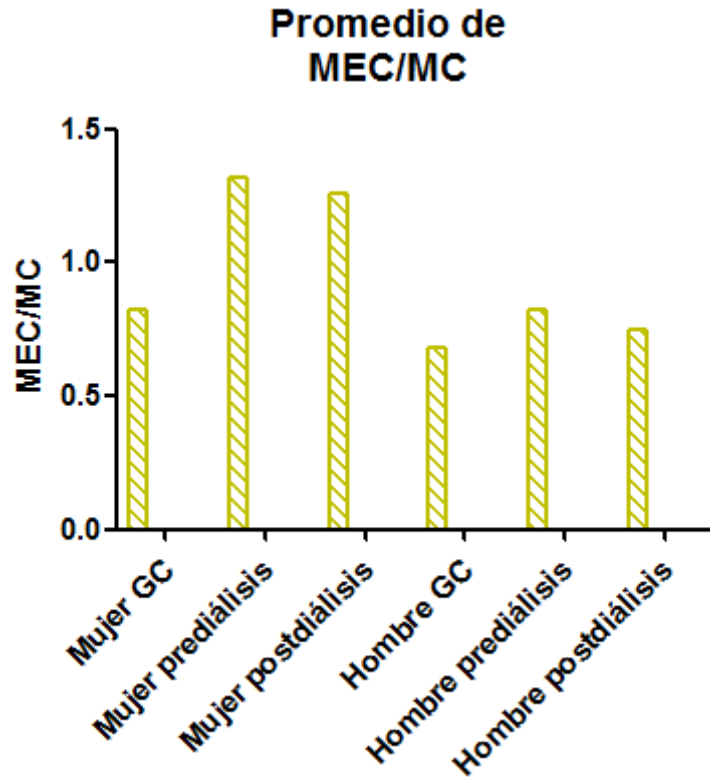


Fig. 148 Promedio de masa extracelular/masa celular, todos los grupos.

En este gráfico se muestra la diferencia del promedio del índice nutrimental de todos los grupos analizados, quien el grupo de mujeres pre-diálisis cuenta con el mayor promedio de “MEC/MC”, en comparación a los demás grupos, seguida de mujeres post-diálisis.

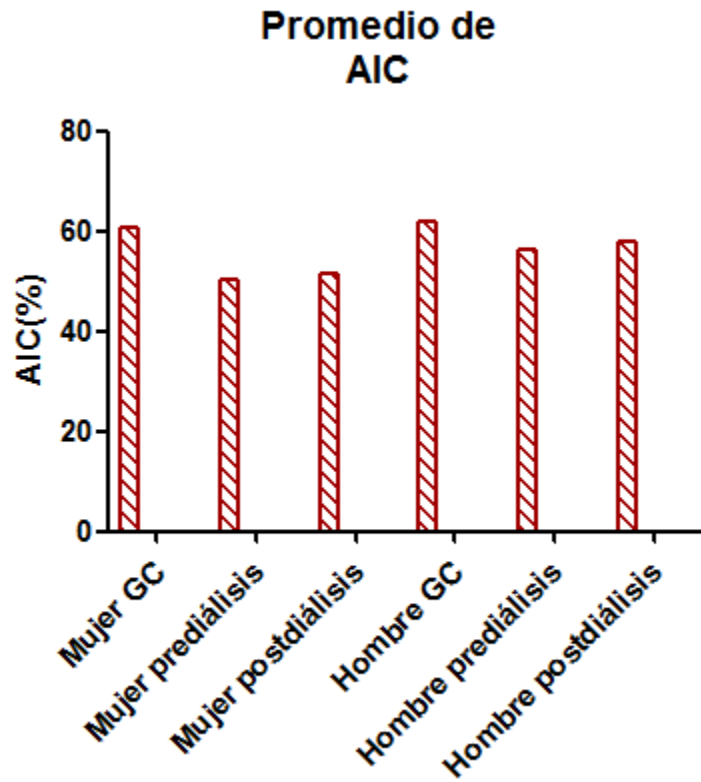


Fig. 149 Promedio de agua intracelular, todos los grupos.

En este gráfico se muestra la diferencia del promedio del porcentaje de agua intracelular de todos los grupos analizados, quien el grupo de hombres grupo control cuenta con el mayor promedio de “%AIC”, en comparación a los demás grupos, seguida de mujeres grupo control.

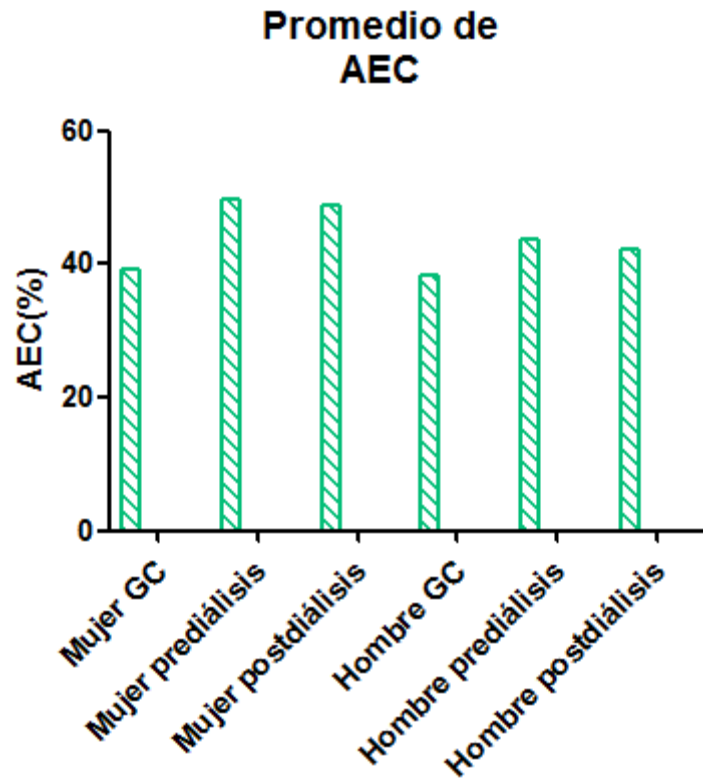


Fig. 150 Promedio de agua extracelular, todos los grupos.

En este gráfico se muestra la diferencia del promedio del porcentaje de agua extracelular de todos los grupos analizados, quien el grupo de mujeres pre-diálisis cuenta con el mayor promedio de “%AEC”, en comparación a los demás grupos, seguida de mujeres post-diálisis.

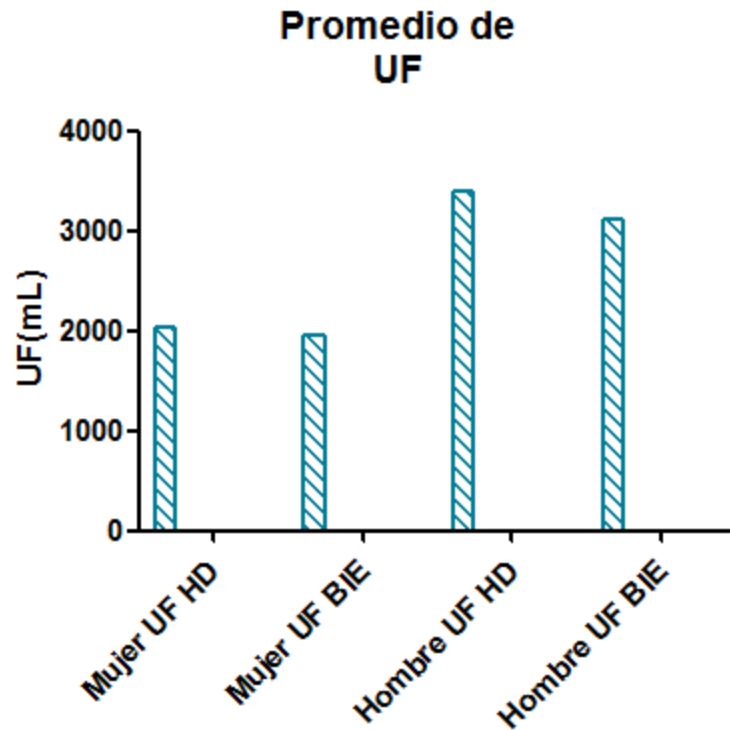


Fig. 151 Promedio de ultra filtrado por ambos métodos, grupo de pacientes renales.

En este gráfico se muestra la diferencia del promedio de ultra filtrado de los pacientes renales analizados, muestra que a los hombres por ambos métodos ya sea por máquina de hemodiálisis y por impedancia bioeléctrica cuentan con la mayor remoción de agua corporal terminando la sesión de hemodiálisis, en comparación a las mujeres que tienen menor promedio de remoción de agua corporal.

5.23.- IMPEDANCIA VECTORIAL EN GRUPO DE PACIENTES RENALES.

5.23.1 Migración del vector de impedancia eléctrica en GPR.

Para este análisis se graficó el valor promedio de la resistencia sobre la altura y la reactancia sobre la altura del grupo de pacientes renales, para los dos subgrupos pre-diálisis y post-diálisis, y se observó a hacia qué dirección migró el vector de impedancia. Para este análisis se graficó en el software Matlab.

5.23.1.1 Migración del vector de impedancia eléctrica en mujeres pre-diálisis y post-diálisis.

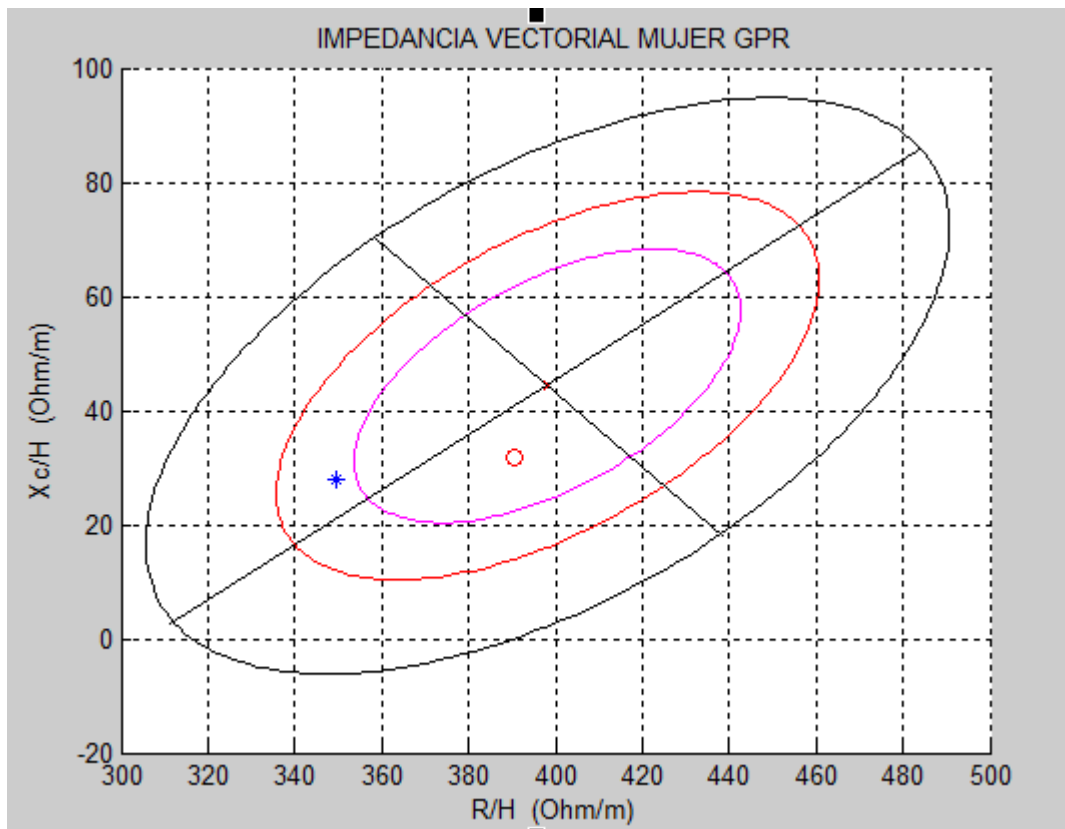


Fig. 152 Migración del vector de impedancia de mujeres pre-diálisis y post-diálisis.

El promedio del vector de impedancia eléctrica ($|Z_w|$) de mujeres en hemodiálisis, pre-diálisis (*) se ubica en la región de obesos en el percentil de 75%, el vector post-diálisis (o) migra a la región de caquexia (desnutrición) en el percentil de 50% y a su vez cambia de dirección, de más tejidos blandos a menos tejidos blandos esto se podría relacionar con que, las pacientes están pasando por un proceso de desnutrición de leve a moderado propio de la ERT, así también este grupo cuenta con un promedio de edad mayor, el cual se encuentra en la sexta década de la vida lo que podría relacionarse con el proceso de disminución de la masa muscular (sarcopenia) propio de la edad. También se observa que el vector migra de dirección, de más fluidos a menos fluidos esto es debido a que en la sesión de HD se les retira agua corporal por lo que su impedancia eléctrica aumenta.

5.23.1.2 Migración del vector de impedancia eléctrica en hombres pre-diálisis y post-diálisis.

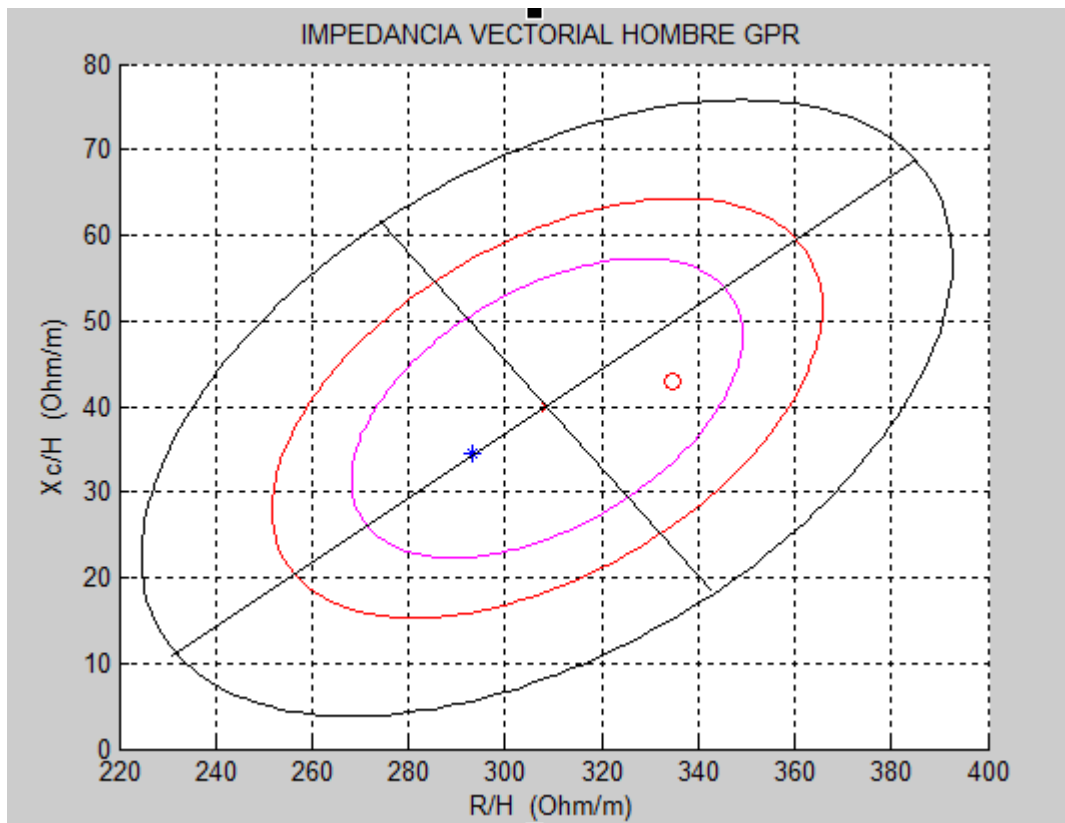


Fig. 153 Migración del vector de impedancia de hombres pre-diálisis y post-diálisis.

El promedio del vector de impedancia eléctrica ($|Z_w|$) de hombres en hemodiálisis, pre-diálisis (*) se ubica en medio del eje mayor entre las región de obesos y caquéticos (desnutridos) en el percentil de 50%, el vector post-diálisis (o) migra hacia la región de delgados en el percentil 50%, esto se puede relacionar a que los pacientes masculinos, cuentan con una leve alteración nutricional propia de la ERT, así también el promedio de edad de este grupo de pacientes es menor el cual se ubica en la cuarta década de la vida y por lo que el cuerpo humano tiene mayores mecanismos de compensación fisiológica. También se observa que el vector migra de la dirección de más fluidos hacia menos fluidos esto es debido a que en la sesión de HD se les retira agua corporal y como resultado su impedancia eléctrica aumenta.

6.- DISCUSIÓN.

En el diseño y construcción del impedanciómetro se empleó una técnica distinta a la que tradicionalmente se ocupa para medir impedancia bioeléctrica, la cual es mantener constante el voltaje y que la corriente se modifique en función de la impedancia a medir, los resultados mostraron que dicha técnica ofrece una mayor sensibilidad a la medida de la impedancia eléctrica, de esta manera se puede determinar la impedancia de la interfaz electrodo-piel e impedancia corporal ya que se forma un circuito serie, como ventaja se puede decir que dichos datos se conocen en una sola medición y no es necesario de adicionar circuitería extra, esto para su posterior análisis de magnitud, y establecer parámetros de composición corporal. También se demostró que el método de aplicación de impedancia bioeléctrica en configuración tetra polar fue ideal para esta aplicación, ya que en los electrodos externos (E_1 y E_2), fueron de inyección de corriente y los internos (E_3 y E_4) fueron de medición de impedancia corporal, con esto se puede determinar los parámetros de interés.

El error relativo absoluto porcentual del dispositivo en las frecuencias de mayor interés fue el siguiente:

Error relativo absoluto			
Impedancia (Ohm)	5kHz	50kHz	100kHz
ZT	0.99%	1.19%	1.54%
Zw	10.15%	0.84%	9.53%

Tabla 170 Error relativo absoluto porcentual en los puntos de frecuencia de mayor interés.

El error aumenta al medir “Zw” esto se debe al detector de picos que al momento de medir la señal en los extremos del barrido, el condensador tiende a no responder rápidamente a los cambios de frecuencia.

Las ecuaciones del modelo Cole-Cole sólo fueron tomadas para construir su gráfico y mostrar su respuesta, ya que sobre estiman los valores de resistencia “R” y reactancia “Xc”, por ello se vio la necesidad de realizar el cálculo de dichas variables por medio de la metodología del análisis del arco y así obtener “R” y “Xc” a la frecuencia

de 50 kHz, y así como también la determinación de las demás variables de interés. Las ecuaciones para la estimación de la composición corporal que mostraron mayor correlación en el resultado, fueron tomadas para el cálculo de la composición corporal promediándolas para una mayor precisión del resultado final. Para la determinación cuantitativa del agua intracelular y agua extracelular se analizó el modelo del circuito a alta frecuencia y a baja frecuencia, así también con la ecuación *Lukaski*^c que toma en consideración el sexo, se pudo determinar el líquido intracelular y por derivación con respecto al agua corporal total se pudo determinar el líquido extracelular, a diferencia de los equipos mono frecuencia que sólo estiman el ACT y no así estas dos variables que forman el equilibrio hídrico.

En lo general se obtuvo una muy buena correlación lineal entre ambas metodologías utilizadas > 0.96, tanto para el cálculo del agua corporal total por proporción del 73.2% de “ACT” en la masa libre de grasa, ecuación *fSun* y del agua corporal total resultado del promedio de todas las ecuaciones, así también de la masa celular y masa celular corporal, del agua intracelular por análisis del modelo del circuito a baja frecuencia, alta frecuencia y con la proporción de hidratación del 75% de agua intracelular en la masa celular.

En la determinación de la estimación de la composición corporal, estado nutricional y equilibrio hídrico del grupo control “GC” y el grupo de pacientes renales “GPR” tanto para hombres como para mujeres, antes “pre-diálisis” y después “post-diálisis” de la sesión de hemodiálisis, se observaron diferencias significativas entre ambos grupos.

La diferencia de edad se muestra en la siguiente tabla:

EDAD (AÑOS)	
Mujeres GC	32±12.08
Hombres GC	29.73±8.44
Mujeres GPR	62.13±10.76
Hombres GPR	43.40±14.49

Tabla 171 Promedio de edad en cada grupo.

Se puede observar que las mujeres “GPR” tienen el mayor promedio de edad situándolas en la sexta década de la vida, seguidas de los hombres “GPR”. Esto es visible de forma gráfica en la figura 134.

La máxima corriente total se obtuvo los siguientes resultados:

MÁXIMA CORRIENTE TOTAL (μA)	
Mujeres GC	355.1±36.95
Hombres GC	424.3±74.11
Mujeres GPR Pre-diálisis	500.1±54.58
Mujeres GPR Post-diálisis	469.2±68.71
Hombres GPR Pre-diálisis	520.1±63.29
Hombres GPR Post-diálisis	468.8±56.03

Tabla 172 Promedio de corriente total máxima en cada grupo.

Por lo que los hombres “GPR” pre-diálisis cuentan con el mayor promedio de corriente máxima aplicada debido a que su impedancia es más baja que el resto de los grupos, con esto se cumple con la seguridad eléctrica para equipos médicos de no rebasar los $800\mu A$. Dichos resultados se observan en la figura 136.

En el grupo de pacientes renales la nefropatía diabética es la primera causa de la enfermedad renal terminal que los llevó a hemodiálisis.

El tiempo promedio en hemodiálisis es el siguiente:

TIEMPO EN HD (MESES)	
Mujeres GPR	33±29.74
Hombres GPR	37.20±13.21

Tabla 173 Tiempo promedio en hemodiálisis del grupo de pacientes renales.

Los hombres “GPR” cuentan con el mayor promedio de tiempo en que reciben el tratamiento de hemodiálisis.

Los resultados de las impedancias sus componentes y ángulo de fase a 50 kHz son:

PARÁMETROS ELÉCTRICOS A 50kHz						
	ZT (Ω)	ZIEP (Ω)	Zw (Ω)	R (Ω)	Xc (Ω)	AF ($^{\circ}$)
Mujeres GC	1423.28±180.28	786.92±156.78	636.36±76.08	631.92±75.33	74.75±12.67	6.72±0.62
Hombres GC	1228.92±266.73	720.30±256.03	508.62±50.76	503.97±50.44	68.47±7.18	7.75±0.50
Mujeres GPR Pre-diálisis	981.59±97.14	457.71±52.36	523.88±88.31	522.16±88.18	41.79±9.43	4.60±0.85
Mujeres GPR Post-diálisis	1045.09±142.10	460.35±72.83	584.74±95.16	582.73±95.01	47.84±9.54	4.72±0.71
Hombres GPR Pre-diálisis	951.39±128.92	467.15±109.39	484.24±57.29	480.90±56.76	56.53±9.36	6.69±0.63
Hombres GPR Post-diálisis	1048.69±126.26	494.76±98.49	553.93±77.55	549.38±76.26	70.44±16.23	7.24±0.84

Tabla 174 Promedio de parámetros eléctricos medidos a 50kHz, en cada grupo.

En particular “Zw”, “R”, “Xc” y “AF” de mujeres “GC” y hombres “GC” muestra similitud en magnitud con base en el artículo de referencia⁵ que establece el promedio de sujetos en condición sana de población mexicana según el sexo, también se observa que las mujeres “GC” cuentan con el mayor promedio de impedancias y valor de componentes, esto se relaciona directamente con que las mujeres tienen mayor reserva de masa grasa corporal, así como también su distribución es distinta a la de un hombre, con respecto al grupo de pacientes renales en ambos grupos la magnitud de la impedancia aumenta después de la sesión de hemodiálisis esto es porque debido a que se les retira agua corporal total su cuerpo ofrece mayor resistencia al flujo de la corriente eléctrica total “I_T” y por consecuencia también el ángulo de fase tiende a aumentar en ambos grupos de pacientes renales. El gráfico de la diferencia entre grupos de la medición de los parámetros eléctricos a 50 kHz se muestra en las figuras 139 para ZT, 140 para ZIEP, 141 para Zw y 142 para AF.

La determinación de la composición corporal “ACT”, “MLG” y “MG” respectivamente es la siguiente:

COMPOSICIÓN CORPORAL			
	ACT (%)	MLG (%)	MG (%)
Mujeres GC	50.18±4.61	68.71±6.32	31.29±6.32
Hombres GC	58.05±5.25	79.41±7.15	20.59±7.15
Mujeres GPR Pre-diálisis	54.20±4.59	74.10±6.27	25.90±6.27
Mujeres GPR Post-diálisis	51.91±4.61	70.97±6.32	29.03±6.32
Hombres GPR Pre-diálisis	58.07±4.55	79.34±6.22	20.66±6.22
Hombres GPR Post-diálisis	55.50±3.36	75.82±4.59	24.18±4.59

Tabla 175 Promedio de composición corporal en cada grupo.

Los resultados muestran que las mujeres “GPR” pre-diálisis cuentan con una mayor cantidad “ACT” en comparación con las mujeres “GC”, esto mismo se observa en los hombres “GPR” pre-diálisis con respecto a los hombres “GC” en este caso es un ligero aumento, todo esto es debido a que los pacientes renales antes de la sesión de hemodiálisis vienen de un periodo de uno a dos días sin hemodializarse, por lo que llegan con sobre carga hídrica que va de leve a moderada con edema visible o no visible, al final de la sesión de HD el “ACT” se reduce y los valores de “MLG” disminuyen debido también a la extracción de agua corporal total y la “MG” tiende a subir por efecto de reajuste del peso post-diálisis, se establece que dichos valores tienden a ajustarse debido a la dinámica de la terapia. La diferencia de promedios de todos los grupos se visualiza en las figuras 143 para ACT, 144 para MLG y 145 para MG.

En la determinación del estado nutrimental se obtuvo los siguientes resultados para “MC”, “MEC” y “MEC/MC”:

ESTADO NUTRIMENTAL			
	MC (%)	MEC (%)	MEC/MC
Mujeres GC	55.14±2.66	44.86±2.66	0.82±0.09
Hombres GC	59.50±1.96	40.50±1.96	0.68±0.06
Mujeres GPR Pre-diálisis	43.78±5.66	56.22±5.66	1.32±0.32
Mujeres GPR Post-diálisis	44.68±4.67	55.32±4.67	1.26±0.26
Hombres GPR Pre-diálisis	55.00±2.77	45.00±2.77	0.82±0.09
Hombres GPR Post-diálisis	57.24±3.43	42.76±3.43	0.75±0.11

Tabla 176 Promedio del estado nutrimental en cada grupo.

Los resultados muestran que las mujeres “GPR” pre-diálisis se encuentran con un estado de desnutrición que va de leve a moderado, ya que su “MEC” es mayor que su “MC” y por lo tanto su índice nutrimental es ≥ 1.0 , un factor que puede influir en este grupo de pacientes es que cuenta también con el mayor promedio de edad en comparación a los demás grupos situándolo en la sexta década de vida, lo cual se relacionaría directamente con un proceso de disminución de la masa muscular llamado sarcopenia, y ya que después de la sesión de HD el índice nutrimental se reduce pero no por debajo de la unidad (< 1.0) en este grupo de pacientes. Estas diferencias se visualizan en las figuras 146 para MC, 147 para MEC y 148 para MEC/MC.

En el análisis del equilibrio hídrico “AIC” y “AEC” se obtuvieron los siguientes resultados:

EQUILIBRIO HÍDRICO		
	AIC (%)	AEC (%)
Mujeres GC	60.76±2.61	39.24±2.61
Hombres GC	61.93±2.28	38.16±2.24
Mujeres GPR Pre-diálisis	50.33±6.14	49.67±6.14
Mujeres GPR Post-diálisis	51.31±5.30	48.69±5.30
Hombres GPR Pre-diálisis	56.21±3.22	43.79±3.22
Hombres GPR Post-diálisis	57.76±3.72	42.24±3.72

Tabla 177 Promedio del equilibrio hídrico en cada grupo.

Los resultados revelan que las mujeres “GPR” cuentan con el mayor promedio de agua extracelular lo que se relaciona con un proceso de desnutrición y con un proceso de edema no visible, los hombres “GPR” también se encuentran levemente arriba del promedio de “AEC” en comparación con los hombres “GC” esto se puede relacionar por un edema no visible, a causa de la ERT. El análisis de la diferencia de éstas variables de todos los grupos se muestran en las figuras 149 para AIC y 150 para AEC.

Con respecto al ultra filtrado de pacientes renales también se observó una muy buena correlación lineal entre el método por impedancia bioeléctrica en comparación con el ultra filtrado que determina la máquina de hemodiálisis al final de la sesión por cada paciente, con un coeficiente de correlación lineal de Pearson para mujeres “GPR” de 0.9475 y para hombres “GPR” 0.8892, con esta comparación de metodologías los resultados obtenidos toman un contexto formal y valido.

El resultado del análisis de los gráficos de correlación lineal entre variables de composición corporal, estado nutrimental y equilibrio hídrico es los siguientes. El coeficiente de correlación lineal de Pearson entre el índice de masa corporal “IMC” y masa grasa “MG (Kg)” fue, mujeres “GC” de 0.8215, hombres “GC” de 0.9673, mujeres “GPR” pre-diálisis de 0.7895, mujeres “GPR” post-diálisis de 0.7911, hombres “GPR” pre-diálisis de 0.9271 y hombres “GPR” post-diálisis de 0.9417, los resultados revelan que existe una buena correlación lineal entre el “IMC” y “MG” en los grupos de pacientes estudiados.

En relación al resultado del análisis de correlación de la variable independiente “AIC” y las variables dependientes “MLG (Kg)”, “MC (Kg)”, “AF (°)” y “MEC/MC”, se observó que hubo mayor correlación entre AIC (L) y MC (Kg), seguida de AIC (%) y AF (°), por lo que estas dos relaciones se pueden considerar como principales predictores de estado nutricional.

El gráfico construido del análisis de migración del vector de impedancia bioeléctrica por elipses de tolerancia, también se muestra como un buen clasificador de condición del paciente renal, ya que interpreta las componentes de resistencia “R” y reactancia “Xc” de la impedancia corporal corregida por su altura, su migración revela una mejoría o desmejora y clasifica al sujeto con ciertos criterios de valoración hídrica y nutricional, para su posterior manejo por parte del médico o nutriólogo, en lo particular el análisis de dicho vector del presente estudio mostro una mejoría significativa de los pacientes renales al final de la sesión de hemodiálisis, con una pérdida de agua corporal total al clasificarlos en un rango más adecuado de hidratación y una mejora de la condición nutricional.

7.- CONCLUSIONES Y PERSPECTIVAS.

Se diseñó y desarrolló un dispositivo que mide impedancia bioeléctrica que cumple con la normativa de seguridad eléctrica para el usuario como cualquier equipo médico, con una corriente total menor a $600\mu\text{A}$, el dispositivo lleva por nombre “impedanciómetro multifrecuencia”, a su vez se probó en población mexicana en sujetos sanos y sujetos con enfermedad renal crónica terminal quienes se encuentran en terapia sustitutiva renal que lleva por nombre hemodiálisis, en todos los sujetos se estimó la composición corporal, “ACT”, “MLG” y “MG”, estado nutricional “MC”, “MEC” y “MEC/MC” y equilibrio hídrico “AIC” y “AEC” además de otras variables de interés. Con el resultado de los datos obtenidos de ambos grupos “GC” y “GPR”, se establecen los siguientes criterios de valoración, las mujeres “GPR” se encuentran en la sexta década de la vida, por lo que su estado general sufre diferencias significativas en comparación a los demás grupos estudiados siguiendo dos factores importantes los fisiológicos debido al proceso de envejecimiento y los patológicos debido a la ERT, con respecto a la composición corporal se observó que las mujeres “GPR” pre-diálisis y los hombres “GPR” cuentan con una leve sobrecarga hídrica ya que cuentan con mayor promedio de “ACT” en comparación al “GC” presentando edema no visible, esto se debe a la ERT que padecen, los parámetros de “MLG” y “MG” también sufren modificaciones debido a la dinámica de la terapia de HD, el estado nutricional reveló que las mujeres “GPR” se encuentran en un estado de desnutrición que va de leve a moderado debido que su índice nutricional es ≥ 1 esto debido al proceso patológico.

El análisis del equilibrio hídrico porcentual mostro que tienen un intervalo de “AIC” y “AEC” de:

EQUILIBRIO HÍDRICO		
	INTERVALO DE AIC	INTERVALO DE AEC
Mujeres GC	$58.14\% \leq \text{AIC} \leq 63.28\%$	$36.72\% \leq \text{AEC} \leq 41.86\%$
Hombres GC	$59.50\% \leq \text{AIC} \leq 63.84\%$	$36.16\% \leq \text{AEC} \leq 40.50\%$
Mujeres GPR Pre-diálisis	$44.14\% \leq \text{AIC} \leq 56.50\%$	$43.50\% \leq \text{AEC} \leq 55.86\%$
Mujeres GPR Post-diálisis	$46.07\% \leq \text{AIC} \leq 56.57\%$	$43.43\% \leq \text{AEC} \leq 53.93\%$
Hombres GPR Pre-diálisis	$52.99\% \leq \text{AIC} \leq 59.43\%$	$40.57\% \leq \text{AEC} \leq 47.01\%$
Hombres GPR Post-diálisis	$54.03\% \leq \text{AIC} \leq 61.55\%$	$38.45\% \leq \text{AEC} \leq 45.97\%$

Tabla 178 Intervalo del equilibrio hídrico porcentual en cada grupo.

Se observa que los grupos de pacientes renales tienen mayor intervalo en comparación al "GC", y que después de la sesión de hemodiálisis los valores de "AIC" y "AEC" se reducen pero no alcanzan a llegar al rango del "GC", esto se puede relacionar a que después de haber extraído el "ACT" el cuerpo sufre una redistribución compensatoria del líquido corporal en los tejidos, esto es dentro de la célula y a nivel de espacio intersticial debido a la presión osmótica.

El grafico de impedancia vectorial resulta como un buen clasificador no dependiente de fórmulas del estado general y nutricional del paciente renal.

Como perspectiva a futuro, se podría crear un algoritmo o programa para determinar de manera automática los valores de interés y gráficos correspondientes. Los resultados del presente estudio avalan su amplia utilización en ámbito clínico, nutricionista y en general en diferentes campos de la salud y del deporte.

REFERENCIAS.

- [1] María de los Ángeles Espinosa-Cuevas, Lucía Rivas-Rodríguez, Enna Cristal González-Medina, Ximena Atilano-Carsi, Paola Miranda-Alatriste, Ricardo Correa-Rotter, “Vectores de impedancia bioeléctrica para la composición corporal en población mexicana”, investigación clínica, vol. 59, no. 1, pp. 15-24, Enero-Febrero 2007.
- [2] Emilio Maldonado, Agustín Gaii Levra, Ing. Esteban González, Juan Carlos Tulli, “Analizador de Impedancia Bioeléctrica”, U.N.M.D.P, facultad de ingeniería Dpto. de Electrónica.
- [3] Ursula G. Kyle, Ingvar Bosaeus, Antonio D. De Lorenzo, Paul Deurenberg, Marinos Elia, José Manuel Gómez, Berit Lilienthal Heitmann, Luisa Kent-Smith, Jean-Claude Melchior, Matthias Pirlich, Hermann Scharfetter, Annemie M.W.J. Schols, Claude Pichard, Composition of the ESPEN Working Group, “Bioelectrical impedance analysis-part I: review of principles and methods”, Clinical Nutrition, vol. 23, no. 1, pp. 1226-1243, June 2004.
- [4] Ursula G. Kyle, Ingvar Bosaeus, Antonio D. De Lorenzo, Paul Deurenberg, Marinos Elia, José Manuel Gómez, Berit Lilienthal Heitmann, Luisa Kent-Smith, Jean-Claude Melchior, Matthias Pirlich, Hermann Scharfetter, Annemie M.W.J. Schols, Claude Pichard, “Bioelectrical impedance analysis-part II: utilization in clinical practice”, Clinical Nutrition, vol. 23, no. 1, pp. 1430-1453, September 2004.
- [5] María Cristina G Barbosa-Silva, Aluísio JD Barros, Jack Wang, Steven B Heymsfield, and Richard N Pierson Jr. (2005, February). Bioelectrical impedance analysis: population reference values for phase angle by age and sex. The American Journal of Clinical Nutrition. [Online]. 82:49-52. Available: <http://ajcn.nutrition.org>.
- [6] Kevin R. Aroom, M.S., Matthew T. Harting, M.D., Charles S. Cox Jr., M.D., Ravi S. Radharkrishnan, M.D., Carter Smith, M.D., and Brijesh S. Gill, M.D. (2009, December). Bioimpedance Analysis: A Guide to Simple Design and Implementation. Journal of Surgical Research. [Online]. 153:23-30. Available: doi:10.1016/j.jss.2008.04.019.

- [7] Francisco José Berral de la Rosa, Elizabeth Rodríguez Bies. (2007, Abril). Impedancia bioeléctrica y su aplicación en el ámbito hospitalario. Revista Hospital Juárez de México, [En línea]. 74(2). pp. 104-112.
- [8] Dr. Secundino Cigarrán Guldrís, “Bioimpedancia eléctrica vectorial (BIVA). Aportaciones futuras en hemodiálisis”, Servicio de Nefrología. Hospital Da Costa. Burela Lugo CIN, 2011.
- [9] Dr. Secundino Cigarrán Guldrís, “Importancia de la utilización de la Bioimpedancia eléctrica (BIA) en Diálisis Peritoneal.”, Servicio de Nefrología. Complejo Hospitalario Universitario de Vigo. Spain CIN, 2007.
- [10] J.R. Alvero-Cruz, L. Correas Gómez, M. Ronconi, R. Fernández Vázquez y J. Porta i Manzañido. (2011, Septiembre). La bioimpedancia eléctrica como método de estimación de la composición corporal: normas prácticas de utilización. Revista Andaluza de Medicina del Deporte. [En línea]. 4(4), pp. 167-174. Disponible en: <http://www.elsevier.es/ramd>.
- [11] Helen Berny and J.J. O’Riodan. (2008, August). Impedance Measurement Monitors Blood Coagulation. Analog Dialogue. [Online]. 42-08. Available: www.Analog.com/analogdialogue.
- [12] Aoday H. Al-Rawi, W. M. A. Ibrahim and Eraj Humayun Mirza. (2013, March). DC feedback for wide band frequency fixed current source. Journal of Electrical Bioimpedance. [Online]. Vol. 4, pp. 33-37. Available: doi.10.5617/jeb.294.
- [13] David Ramos J. (2008, Octubre, 3). Antropometría aplicada a nutrición Madrid, [En línea].
- [14] Steven B. Heymsfield, Timothy G. Lohman, ZiMian Wang and Scott B. Going, “Human Body Composition”, Ed. Human Kinetics, 2nd ed. 2005, pp. 79-87.

[15] Deurenberg P, Weststrate JA, Paymans I, Van der Kooy K. (1988, December) Factors affecting bioelectrical impedance measurements in humans. Eur. Journal Clinical Nutrition. [Online]. 42:1017-22.

[16] Shumei S Sun, W Cameron Chumlea, Steven B Heymsfield, Henry C Lukaski, Dale Schoeller, Karl Friedl, Robert J Kuczmarski, Katherine M Flegal, Clifford L Jhonson, and Van S Hubbard. (2002, March). Development of bioelectrical impedance analysis prediction equations for body composition with the use of a multicomponent model for use in epidemiologic surveys. The American Journal of Clinical Nutrition. [Online]. 77:331-40. Available: <http://ajcn.nutrition.org>.

[17] María E. Moncada, María del P. Saldarriaga, Andrés F. Bravo, Carlos R. Pinedo. (2010, Octubre). Medición de Impedancia Eléctrica en Tejido Biológico. Revista Tecnológicas no. 25. [En línea]. pp. 51-76.

[18] José Ramón Alvero Cruz, Ma. Dolores Cabañes Armesilla, Ángel Herrero de Lucas, Luis Martínez Riaza, Carlos Moreno Pascual, Jordi Porta Manzañido, Manuel Sillero Quintana, José Enrique Sirvent Belando, "Protocolo de valoración de la composición corporal para el reconocimiento médico-deportivo. Documento de consenso del grupo español de cineantropometría de la federación española de medicina del deporte", vol. 26, no. 131, pp. 166-179, 2009.

[19] Araiza Lizarde H., Muñoz Guerrero R., (2007, Diciembre). Medición de impedancia eléctrica de la piel en el rango de frecuencia de 5 a 1,000 Hz. Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica. Vol. 28, no. 2, pp. 77-82.

[20] Robinzon Cruz, (2010, Enero). Composición corporal a través del Análisis de Impedancia Bioeléctrica (BIA). Revista de Nutrición clínica. 4(13). pp. 667-680.

[21] Abel Calle Herranz, Reniel Carvajal Alfonso, Ángel Regueiro-Gómez, (2015, Septiembre - Diciembre). Caracterización de la impedancia eléctrica corporal en sujetos con padecimientos renales crónicos. Revista de Ingeniería Eléctrica, Automática y Comunicaciones. Vol. 35, no. 3, pp. 1-15.

APÉNDICE.

Diagrama de flujo, programación del PIC 18F4550I/P.



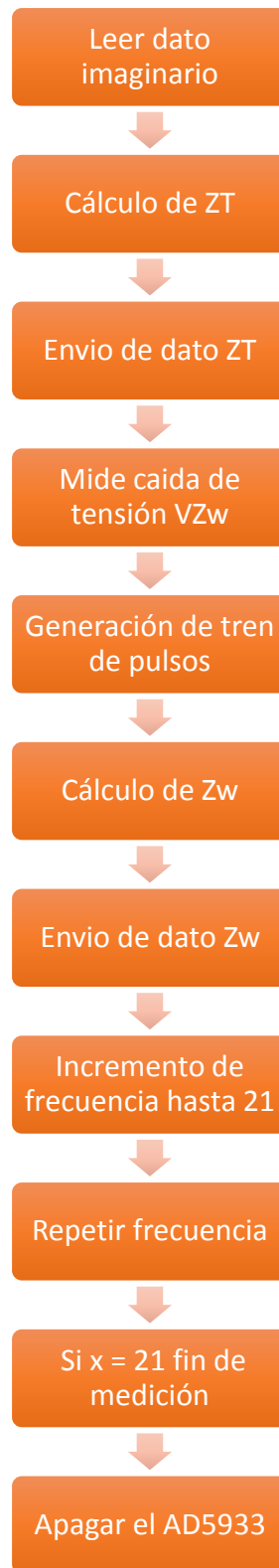


Fig. 154 Diagrama de flujo de la programación del microcontrolador.

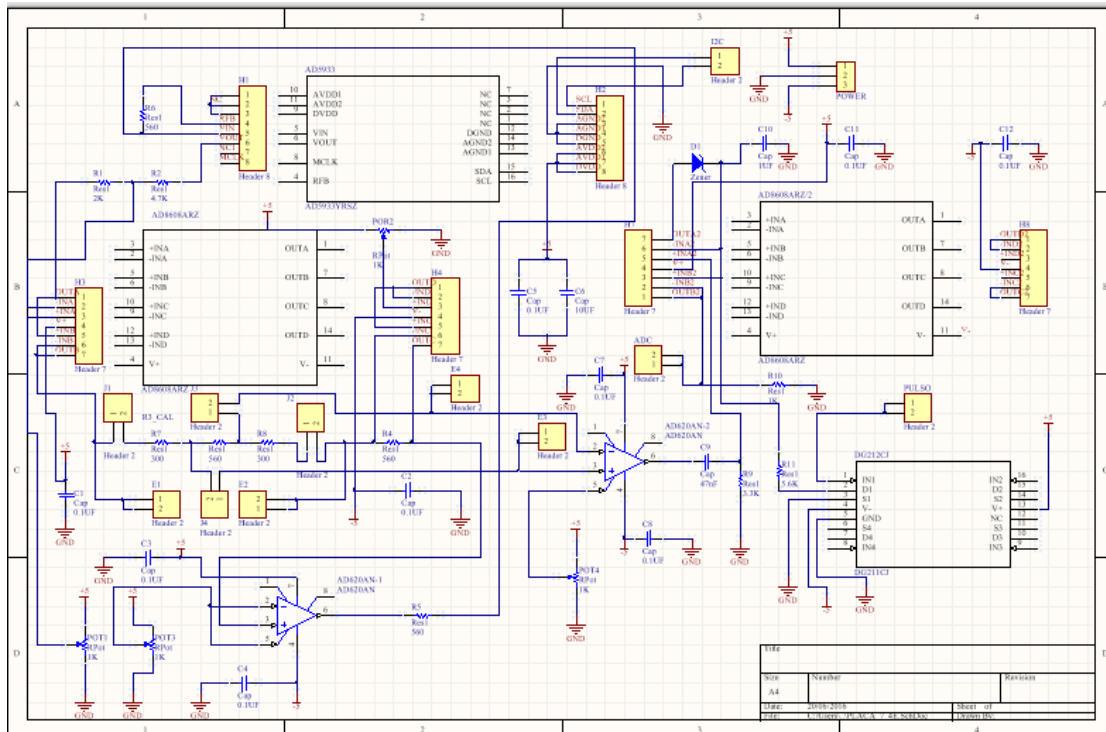


Fig. 157 Esquemático de la placa de aplicación de la señal de excitación y detección de impedancias.

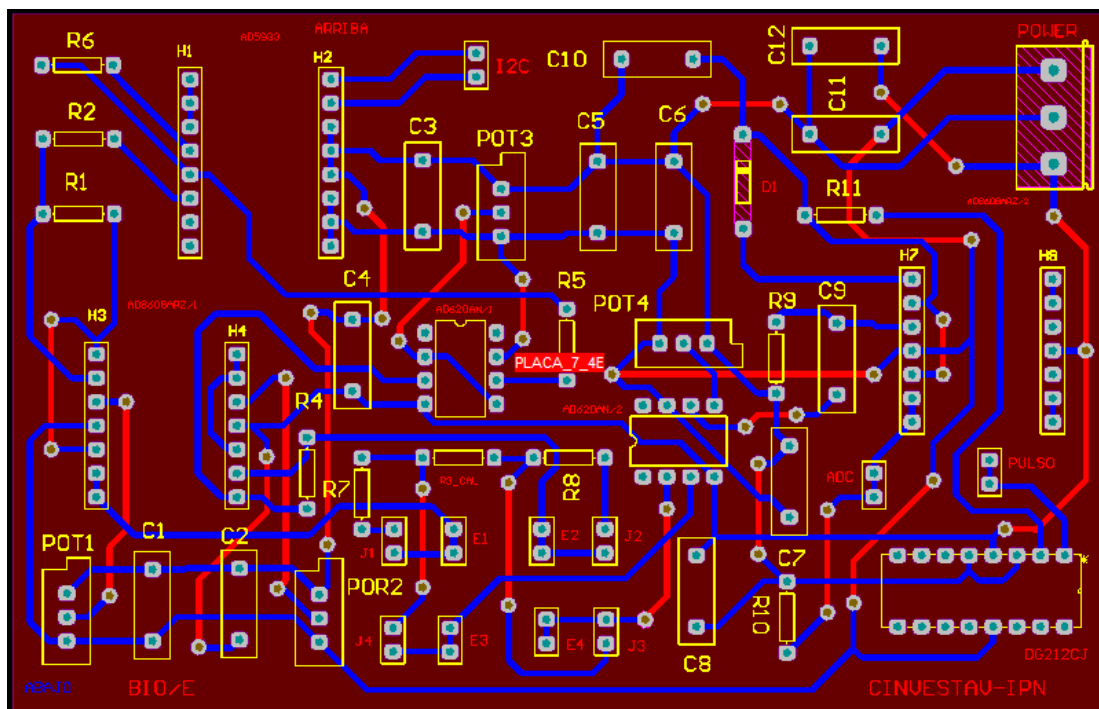


Fig. 158 PCB de la placa de aplicación de la señal de excitación y detección de impedancias.

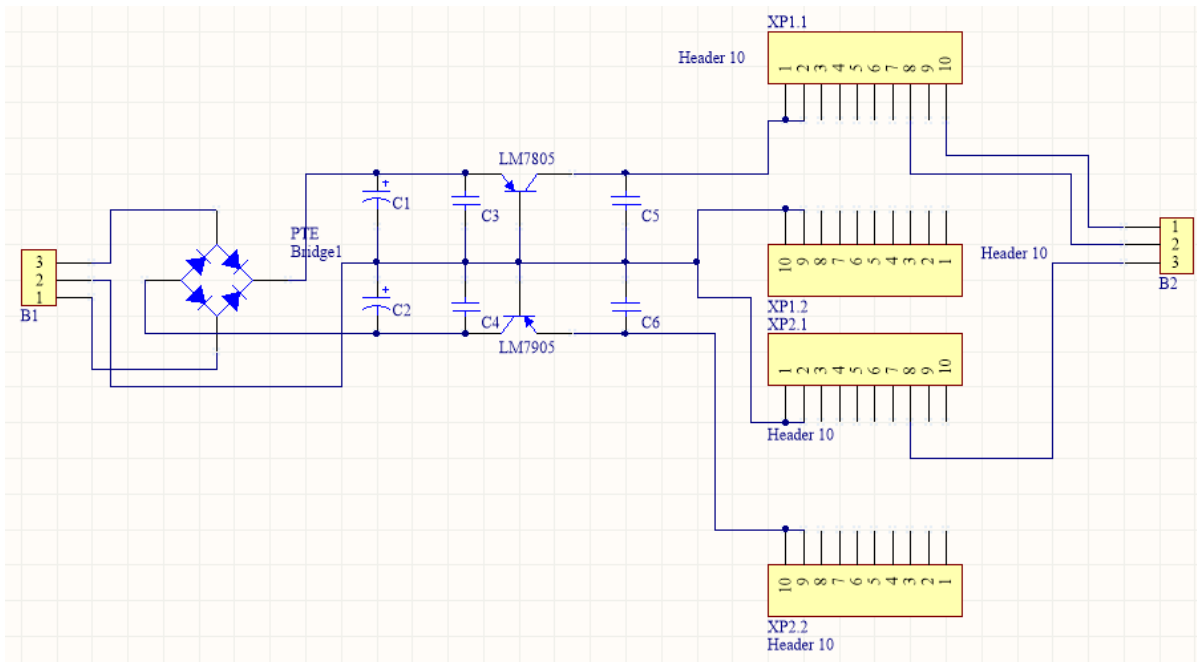


Fig. 159 Esquemático de la placa de fuente de alimentación aislada.

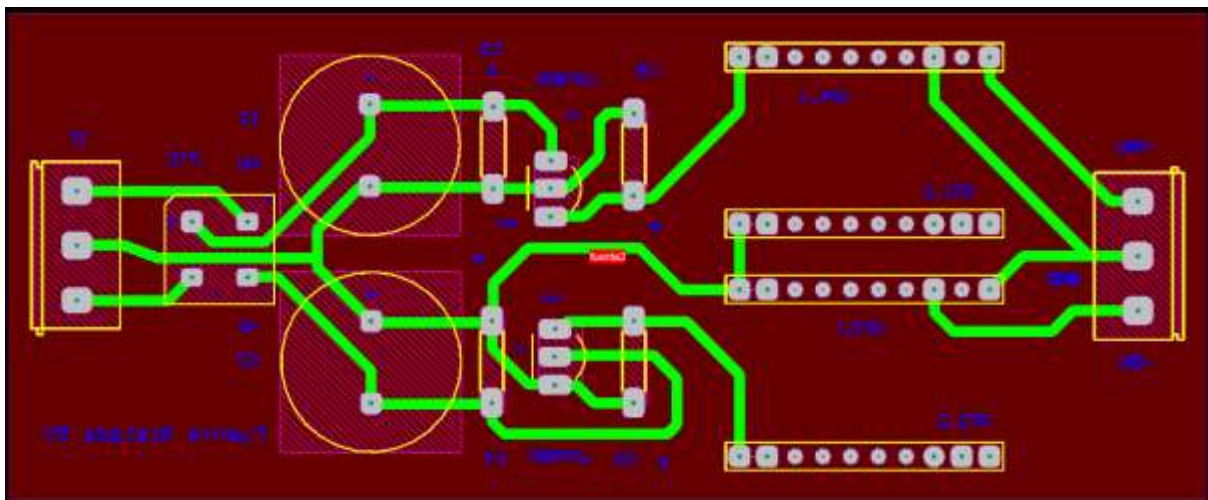


Fig.160 PCB de la placa de fuente de alimentación aislada.

Diagramático esquemático en LabVIEW de la adquisición de datos.

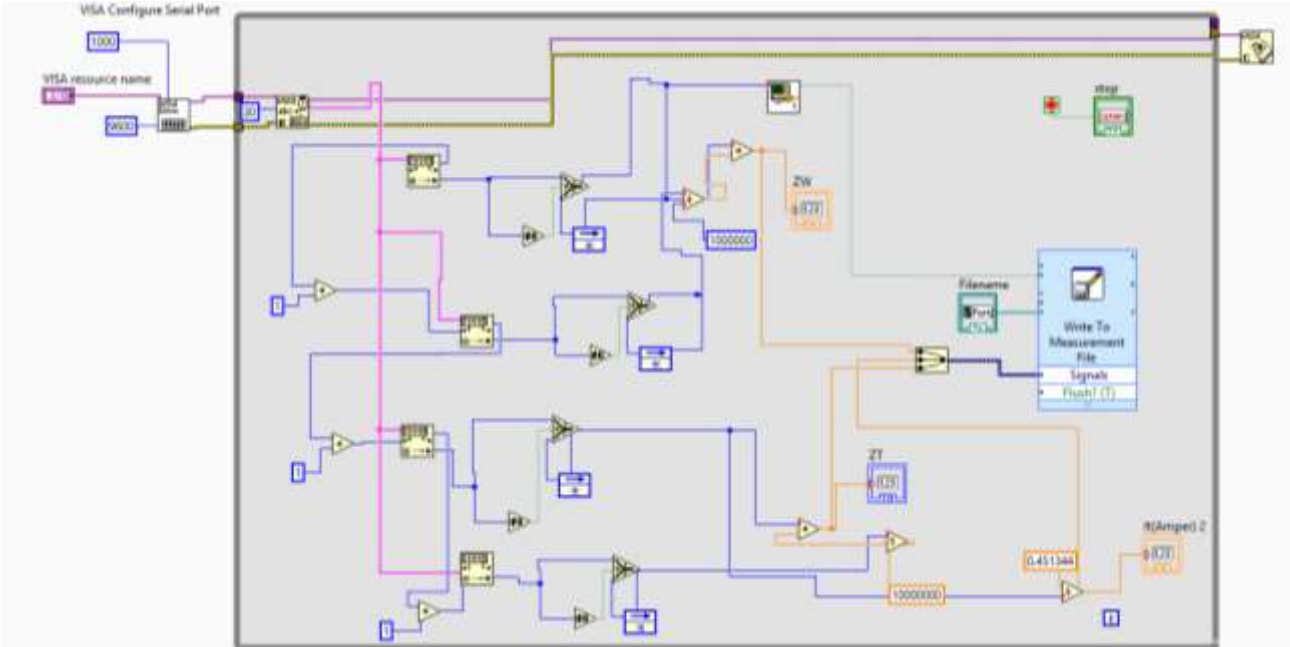


Fig. 161 Esquemático en LabVIEW de la adquisición de datos.

Código de Matlab para las elipses de tolerancia en impedancia vectorial.

Código de elipses de tolerancia para hombres población mexicana.

```
hold on
t= 0: pi/100:2*pi;
x2=84*cos(t+0.4089)+308.7; %eje mayor elipse del 95%
y2=36*sin(t+0.9125)+39.8; ; %eje menor elipse del 95%
plot(x2,y2,'k'); ;
t= 0: pi/100:2*pi; ;
x3=57*cos(t+0.4089)+308.7; %eje mayor elipse del 75%
y3=24.5*sin(t+0.9125)+39.8; %eje menor elipse del 75%
plot(x3,y3,'r');
t= 0: pi/100:2*pi;
x4=40.5*cos(t+0.4089)+308.7; %eje mayor elipse del 50%
y4=17.5*sin(t+0.9125)+39.8; %eje menor elipse del 50%
plot(x4,y4,'m');
R/H=334.65; %Resistencia/altura
XC/H=42.91; %Reactancia/altura
plot(R/H,XC/H,'ro');
c1=308.7; %Centro en x
c2=39.8; %Centro en y
plot(c1,c2,'rX');
title('IMPEDANCIA VECTORIAL HOMBRE GPR'); %títulos
xlabel('R/H (Ohm/m)');
ylabel('Xc/H (Ohm/m)');
grid on
```

Código de elipses de tolerancia para mujeres población mexicana.

```
hold on
t= 0: pi/100:2*pi;
x2=92.5*cos(t+0.3511)+398.2; %eje mayor elipse del 95%
y2=50.5*sin(t+0.9363)+44.3; %eje menor elipse del 95%
plot(x2,y2,'k');
t= 0: pi/100:2*pi;
x3=62.5*cos(t+0.3511)+398.2; %eje mayor elipse del 75%
y3=34*sin(t+0.9363)+44.3; %eje menor elipse del 75%
plot(x3,y3,'r');
t= 0: pi/100:2*pi;
x4=44.5*cos(t+0.3511)+398.2; %eje mayor elipse del 50%
y4=24*sin(t+0.9363)+44.3; %eje menor elipse del 50%
plot(x4,y4,'m');
R/H=349.64; %Resistencia/altura
XC/H=27.86; %Reactancia/altura
plot(R/H,XC/H,'b*');
c1=398.2; %Centro en x
c2=44.3; %Centro en y
plot(c1,c2,'rX');
title('IMPEDANCIA VECTORIAL MUJER GPR'); %títulos
xlabel('R/H (Ohm/m)');
ylabel('Xc/H (Ohm/m)');
grid on;
```

Diagrama de bloques del sensor convertidor de impedancia AD5933.

Sensor convertidor de impedancia, AD5933 de 12-bits, que incluye un oscilador con reloj interno de 16.776 MHz, que genera una señal sinusoidal de voltaje, con amplitud variable programable en cuatro rangos posibles de excitación, que realiza un barrido de frecuencia de 1 kHz a 100 kHz, contiene un ADC de 12 bits de resolución y un DAC. El AD5933 mide un rango de impedancia de 1 k Ω a 1 M Ω , con un circuito adicional puede medir en un rango de impedancia desde 100 Ω a 1 M Ω , consta también de un amplificador de ganancia variable programable (x1 y x5), un filtro pasa bajos, un DDS de 24 bits, así como un sensor de temperatura que mide en un rango de -40°C a +125°C, todo esto en una interfaz de comunicación I²C.

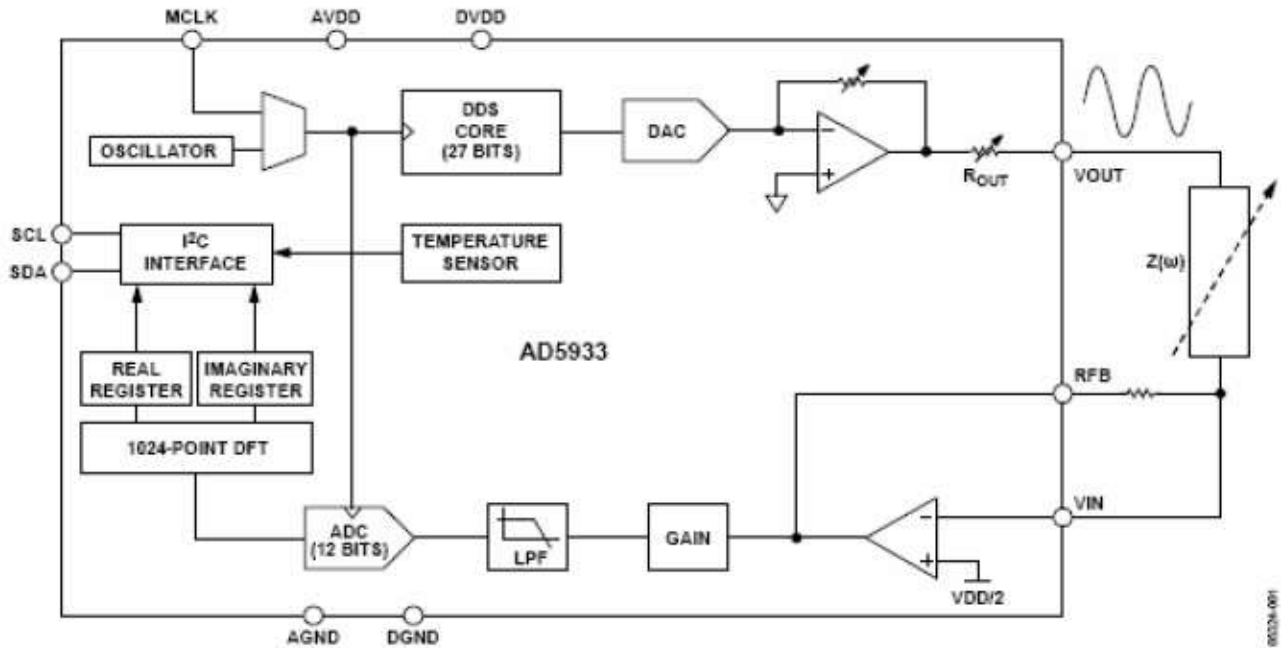


Fig.162 Diagrama a bloques del AD5933.