

## Índice

<b>1. Introducción</b>	<b>2</b>
1.1. La Bioingeniería . . . . .	2
1.2. La Ingeniería Biomédica . . . . .	2
1.2.1. Ingeniería Biomédica en Colombia y el Mundo . . . . .	3
1.2.2. La Electrocirugía . . . . .	3
<b>2. Bases Teóricas</b>	<b>3</b>
2.1. Teoría Médica . . . . .	3
2.1.1. Efectos de la Corriente sobre el Cuerpo Humano . . . . .	3
2.1.2. El Electrobisturí . . . . .	4
2.1.3. La Electrocardiografía . . . . .	4
2.1.4. La Bioimpedanciometría . . . . .	4
2.1.5. Seguridad Eléctrica en Equipos Médicos . . . . .	8
2.2. Teoría Técnica . . . . .	8
<b>3. Diseño y Construcción del Electrobisturí</b>	<b>8</b>
3.1. Generador de Ondas . . . . .	8
3.2. Bioimpedanciometro . . . . .	8
3.2.1. Características . . . . .	8
3.2.2. Características . . . . .	15

## **1. Introducción**

La Ingeniería Electrónica es la rama de la Física que mediante el aprovechamiento de fenómenos electromagnéticos y el comportamiento de las cargas eléctricas, se aplican soluciones teóricas y prácticas a una amplia gama de problemáticas. En particular el proyecto aprovecha la capacidad de aplicar tecnologías novedosas en el ámbito de los organismos biológicos, para combinarlas y de este modo obtener un producto que mejore la calidad de vida, humana o de procedencia animal.

### **1.1. La Bioingeniería**

La Bioingeniería es un campo que combina los conocimientos del área ingenieril con la ciencia que se dedica a estudiar los seres vivos, es decir, la biología. Posee un amplio espectro de desarrollo, en donde encontramos diversas especialidades, tales como la ingeniería genética, la biomimética o la biomédica, esta última en concreto, sienta las bases necesarias para la elaboración de la unidad electroquirúrgica enfocada en la reducción del volumen de pérdida de sangre.

### **1.2. La Ingeniería Biomédica**

La especialidad en la cual se desenvuelve el proyecto es denominada ingeniería biomédica, su concepto se basa en el estudio de campos derivados del cuidado de la salud, como lo son la medicina, odontología, veterinaria, la fisiología entre otros, y su finalidad es utilizar soluciones prácticas a dichos campos, por medio de el conocimiento teórico y empírico previamente adquirido. La biomédica ha estado vigente durante algunas décadas, no obstante es un tema relativamente nuevo para el entorno nacional, no solo hablando en términos de venta y distribución de la tecnología existente sino también para la innovación y desarrollo de nuevos dispositivos.

### **1.2.1. Ingeniería Biomédica en Colombia y el Mundo**

### **1.2.2. La Electrocirugía**

## **2. Bases Teóricas**

La complejidad del proyecto deriva en que la teoría presente en el desarrollo de este, sea por un lado fundamentación médica, la cual proporciona los parámetros de operabilidad del dispositivo, mientras por otra parte, el conocimiento empírico o técnico aporta una solución práctica a estos requerimientos médicos establecidos.

### **2.1. Teoría Médica**

#### **2.1.1. Efectos de la Corriente sobre el Cuerpo Humano**

Es prudente aclarar que el paso de electricidad sobre el cuerpo humano, dependiendo de su procedencia y la forma en la que se aplique, puede afectar de manera más o menos severa la integridad de un ser vivo. Específicamente debemos tener en cuenta el efecto de la corriente alterna, basados en estudios previos, con motivo de limitar las características de aplicación sobre el paciente y estandarizar el equipo en producción. Como bien sabemos la corriente alterna posee dos características fundamentales que representan su comportamiento: la magnitud y la fase. Dentro de estos dos conceptos se sitúan las variables que podemos modificar

#### ***2.1.1.1. Relación entre estímulo Eléctrico y la producción de un estímulo Neuro-Muscular***

#### **2.1.2. El Electrobisturí**

##### ***2.1.2.1. Fundamentos Electroquirúrgicos***

##### ***2.1.2.2. Características de la electrocirugía***

##### ***2.1.2.3. Calculo de los parámetros para la electrocirugía***

#### **2.1.3. La Electrocardiografía**

#### **2.1.4. La Bioimpedanciometría**

El sensado de impedancia dentro de los sistemas circuitales, es de vital importancia para la instrumentación de estos y por ende el correcto funcionamiento dentro del proceso requerido. Para obtener los valores de impedancia reales de un objeto en general se utilizan elementos como los empleados por los multímetros, basados en galvanómetros y resistencias de calibración [1], sin embargo para la obtención del valor de impedancia en un tejido biológico o bioimpedancia, existen elementos en particular que no solo realizan este procedimiento de manera efectiva, sino que tampoco comprometen el estado del ente involucrado en el proceso de medición.

##### ***2.1.4.1. Impedancia Eléctrica de los Tejidos***

La impedancia como tal es la oposición de un material al flujo de corriente sobre este. Con la bioimpedancia esta afirmación no es una excepción, pero además se tiene que la condición de dichos tejidos determina directamente su capacidad conductiva y de almacenamiento de electricidad.

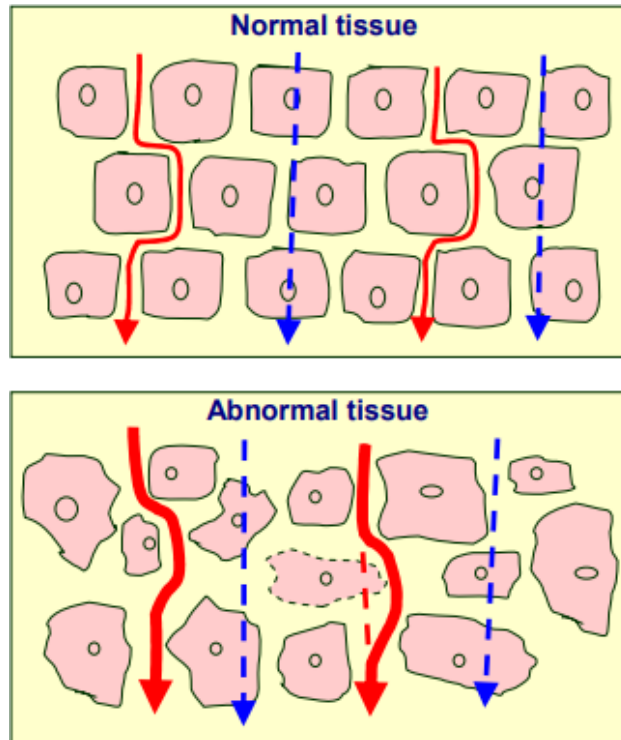


Figura 1: Tipo de Tejido según su Condición

Así mismo la medida de bioimpedancia tiende a variar de acuerdo al tipo de tejido al cual nos estemos refiriendo. Es de tal modo, que por ejemplo la piel en su estructura completa posee un mayor valor de impedancia con respecto al tejido muscular, pero un valor inferior al tejido no magro o también llamado tejido graso.

#### 2.1.4.2. Tipos de Tejido

Para el ámbito en el cual nos encontramos, es decir, bioimpedancia, existen diversas formas de clasificar los tejidos, pero a grosso modo, citaremos los analizados en el libro Bioimpedance and Bioelectricity Basics, para tomar valores de referencia con los cuales se podrá completar con ellos la calibración de los dispositivos utilizados en el presente modulo.

- Tejido Muscular o Magro.
- Tejido Nervioso.
- Tejido Adiposo o Graso y Tejido Óseo.
- Sangre.

Tissue	$\sigma$ (S/m) 1 Hz–10 kHz	$\sigma$ (S/m) ca 1 MHz	$\varphi_{\max}$ @<10 MHz	anisotropy
Human skin, dry	$10^{-7}$	$10^{-4}$	80°	?
Human skin, wet	$10^{-5}$	$10^{-4}$	30°	?
Bone	0.005–0.06		20°	Strong
Fat	0.02–0.05	0.02–0.05	3°	Small
Lung	0.05–0.4	0.1–0.6	15°	Local
Brain (grey matter)	0.03–0.4	0.15	15°	Small
Brain (white matter)	0.03–0.3			Strong
Liver	0.2	0.3	5°	?
Muscle	0.05–0.4	0.6	30°	Strong
Whole blood	0.7	0.7	20°	Flow dependent
Urine	0.5–2.6	0.5–2.6	0°	0
CSF	1.6	1.6	0°	0
Saline, 0.9%, 20°C	1.3	1.3	0°	0
Saline, 0.9%, 37°C	2	2	0°	0
Seawater	5	5	0°	0

Figura 2: Escala de Impedancia de los Tejidos

Aquí observamos claramente que existe una variación no solo con las características antes mencionadas, estado del tejido y tipo de tejido, sino también con la frecuencia a la que se realiza la caracterización del tejido.

Como sabemos la impedancia presente en el tejido vivo corresponde directamente con su capacidad conductiva, en ese sentido, elementos a nivel macroscópico y microscópico son responsables de su comportamiento ante una excitación eléctrica, entre estos elementos se encuentran la extensión del tejido, su nivel de hidratación tanto extra como intracelularmente hablando, temperatura, entre otros. Por ello los valores de impedancia que se obtienen al aplicar sobre estos tejido un flujo de corriente continua es de tipo capacitivo, esto implica, que además de la magnitud del dato arrojado habrá una fase.

Esta es por tanto la base teórica de nuestro sistema, la adquisición de un dato imaginario y uno real, en donde a base de fórmulas aritméticas obtengamos con la mayor certeza posible la magnitud o valor resistivo del elemento o elementos sobre los cuales actuara el electrobisturí.

#### 2.1.4.3. *Precauciones de Sensado*

Como es bien sabido, la aplicación de corriente sobre el cuerpo humano, o cualquier ser vivo, debe conllevar una serie de precauciones necesarias para evitar efectos perjudiciales de salud. Como es citado en empresas especializadas en equipo médico, en este caso TÜV, incluso los niveles de corriente pequeños para las frecuencias de distribución usadas a nivel mundial, es decir, 50 y 60 Hz, pueden repercutir en daños clínicos irreversibles.

<b>EFFECTS OF ELECTRICAL CURRENT IN THE HUMAN BODY</b>	
<b>Current</b>	<b>Reaction</b>
Below 1 Milliampere	Generally not perceptible
1 Milliampere	Faint Tingle
5 Milliampere	Slight shock felt. Not painful but disturbing. Average individual can let go. Strong involuntary reactions can lead to other injuries.
6 to 25 Milliampere (women)	Painful shocks. Loss of muscle control.
9 to 30 Milliampere (men)	The freezing current or "let go" range. If extensor muscles are excited by shock, the person may be thrown away from the power source. Individuals cannot let go. Strong involuntary reactions can lead to other injuries.
50 to 150 Milliampere	Extreme pain, respiratory arrest, severe muscle reactions. Death is possible.
1.0 to 4.3 Amperes	Rhythmic pumping action of the heart ceases. Muscular contraction and nerve damage occur; death is likely.
10 Amperes	Cardiac arrest, severe burns, death is probable.

Figura 3: Escala de Impedancia de los Tejidos

El dispositivo elegido debe por lo tanto, no solo ser de carácter fiable, sino que a su vez procure trabajar con parámetros específicamente diseñados para el tratamiento de "Bioimpedancias", en nuestro caso fue el circuito integrado AD5933.

La razón de elección es su amplio rango de impedancias medibles (entre  $100\Omega$  y  $10M\Omega$ ) y la frecuencia de aplicación de sus señales de excitación (Frecuencia máxima recomendada de hasta  $100KHz$ ). Con la información previa recopilada podemos determinar que según la reglamentación de seguridad para equipos médicos en Colombia podemos acoplar este elemento al sistema final completo [5].

### **2.1.5. Seguridad Eléctrica en Equipos Médicos**

#### ***2.1.5.1. Clasificación de los Equipos Médicos según las Normas de Seguridad ICE***

### **2.2. Teoría Técnica**

## **3. Diseño y Construcción del Electrobisturí**

### **3.1. Generador de Ondas**

### **3.2. Bioimpedanciometro**

#### **3.2.1. Características**

En base al circuito integrado elegido, AD5933, se elabora un sistema que asegure una captación de datos de manera continua, con un margen de error mínimo, procurando reducir al máximo la interferencia generada por el ruido proveniente de los circuitos circundantes.

Es prudente aclarar que dentro del dispositivo en uso, está desarrollado un sistema de bloques propio, el cual se procederá a describir, más no a fondo, toda la documentación sin embargo esta disponible en la hoja de datos presente en la página del fabricante.



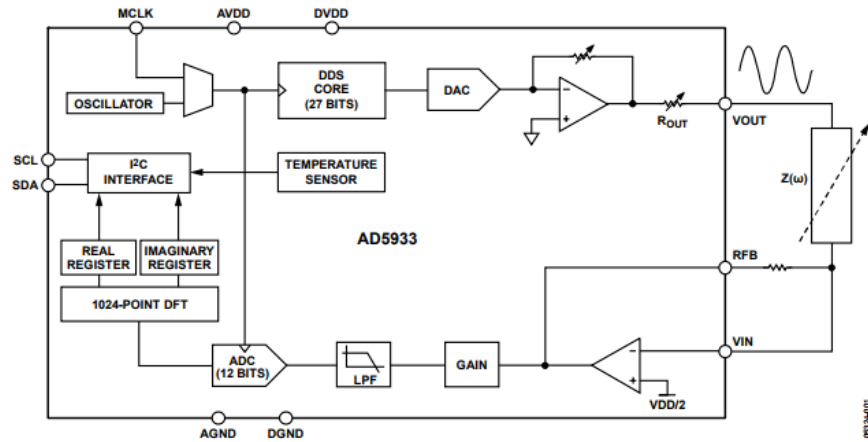


Figura 4: Diagrama de Bloques Interno, Circuito Integrado AD5933

### 3.2.1.1. Componentes

Además del circuito principal, basados en las recomendaciones del fabricante y para efecto de una implementación que permita trabajar en el rango establecido de impedancias para tejido animal, surge como guía el documento CN-0217, en donde es habilitado la escala entre  $100\Omega$  a  $1K\Omega$ , que de otra forma el AD5933 no podría procesar individualmente [7].

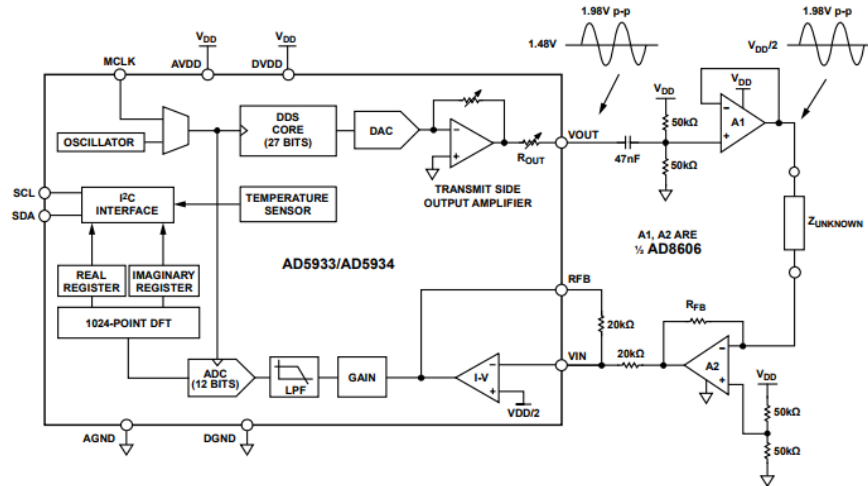


Figura 5: Sistema Circuital Bioimpedanciometro

El sistema circuital diseñado en esta sección busca un filtrado de la señal de DC, es decir, de las tensiones o corrientes de polarización y/o offset del IC, para evitar imprecisiones que incrementen el error entre datos teóricos y datos reales. Posterior a ello se utilizan amplificadores con configuración de buffer, en función de tener la impedancia más baja posible a la salida de dicho sistema. Adicional a ello se utiliza una función de apoyo en donde se capta un primer dato de referencia que le indica al circuito el orden de las impedancias a sensor, disminuyendo en este sentido la posibilidad de grandes fluctuaciones de los datos recopilados. Para tal fin se selecciona una resistencia de calibración que se encuentre en una posición media en la escala de datos obtenibles.





de Bloques.png

Figura 7: Diagrama de BLoques para el circuito de Bioimpedanciometría

### 3.2.1.2.1. Generador de Señal de Excitación

En primer lugar se encuentra la etapa generadora de señales, que produce la onda de excitación la cual posteriormente se aplicara sobre el tejido involucrado en el proceso de sensado de bioimpedancia. Para efecto de tal fin, el circuito integrado AD5933 utiliza un DDS o integrado de Síntesis Digital Directa, que a partir de una señal de reloj de referencia produce para este particular caso frecuencias de alrededor de 100 KHz. Adicionalmente es prudente mencionar que la naturaleza de las señales generadas es digital, y de las señales aplicadas sobre la impedancia desconocida es analógica, lo que por ende implica emplear un DAC o Convertidor de Señales Digitales a Analógicas. Esta señal, entre tanto, posee un nivel de DC, y este nivel varía entre la etapa de transmisión y recepción por lo cual es posible que se produzca inexactitud en el dato recopilado consecuencia de la diferencia de polarización, de manera que la señal debe ser tratada en búsqueda de disminuir este efecto.

#### **3.2.1.2.2. Filtro Pasa-Altas**

Para efecto de una señal más “limpia” que permita su procesamiento apropiado se realiza un filtro con frecuencia de corte cercana a cero, de manera que se elimine el componente de DC que trae la onda.

#### **3.2.1.2.3. Amplificador en configuración de Buffer**

Del mismo modo el IC AD5933 es propenso a verse afectado por corrientes de polarización, tensiones de offset y al Factor de Rechazo de Modo Común o CMRR, en consecuencia la elección de un amplificador que disminuya tales indeseables características implica un mejor rendimiento. Conjuntamente a lo ya mencionado, la configuración de Buffer para dicho amplificador permite tener una baja impedancia a la salida y ayudar así a disminuir el margen de error que pueda ser perceptible en la bioimpedancia tratada.

#### **3.2.1.2.4. Switch de Calibración**

En esta sección del circuito, la secuencia seguida es una recomendación del fabricante, la cual consiste en cambiar de posición un switch ubicado en la salida de transmisión del sistema, o lo que es igual, donde es emitida la señal de excitación que pasara sobre la carga, colocando una resistencia de calibración que le indicara al circuito una escala restringida de impedancias (en nuestro caso entre  $100\Omega$  y  $1K\Omega$ ), para posteriormente tomar el dato de impedancia desconocido y traducirlo en información procesable con la cual se hará más adelante el control de potencia.

#### **3.2.1.2.5. Recopilación de Datos Analógicos**

Una vez se ha reducido al máximo las posibles variaciones que podrían representar inexactitudes o datos erróneos, tanto externos al circuito como internos a este, la recopilación de datos hace

plausible la modificación de la ganancia, en búsqueda de obtener una señal siempre legible e interpretable por el Procesador de Señal Digital o DSP del integrado. Previo a este procesamiento, es claro mencionar que la señal debe pasar por un ADC o convertidor de Analógico a Digital para poder ingresar al DSP.

#### **3.2.1.2.6. Almacenamiento Digital de Registros**

Para el momento en el que ingresa la señal con la información recopilada al DSP, estos datos ya son digitales y se realiza una Transformada de Fourier Discreta, DFT, con la cual se extrae el valor imaginario y el valor real de la bioimpedancia evaluada. Como muchos de los parámetros que establece el AD5933, el almacenamiento de tales datos reales e imaginarios es mediante registros y son estos registros los que el microcontrolador gestionara en el control de potencia.

#### **3.2.1.3. Pautas Establecidas**

Como se mencionó con anterioridad, la bioimpedancia es un valor dependiente de la frecuencia pues se ve afectada ante un cambio de esta, por lo tanto, es prudente realizar con el IC AD5933 un barrido en frecuencia que permita saber el comportamiento de tal impedancia y no solo su valor puntual en un punto específico del espectro. Adicional a esto en procura de no generar una respuesta motora en el paciente, la gama de frecuencias superiores o iguales a 100KHz, limita o elimina por completo cualquier efecto perjudicial sobre un organismo vivo. Por último la recopilación sucesiva de datos pretende estimar un ponderado que se acerque al valor real de la bioimpedancia, con el fin de no desperdiciar o carecer de potencia en la salida del electrobisturí.

### 3.2.2. Características

Previamente se realizó una breve explicación sobre el papel que cumple, dentro de los subcircuitos, los elementos usados para el sistema de bioimpedanciometría. Por lo tanto, a continuación se pretende entrar en detalle acerca del rol de dichos subcircuitos en proceso de toma de datos y su posterior análisis.

#### 3.2.2.1. *Funcionamiento*

Para un contexto más general el circuito de Bioimpedanciometría cumple varios roles fundamentales en la lógica del sistema completo, y su propósito se dividirá en secciones para su comprensión global. Para todos los procesos que se enlistaran posteriormente, el tratamiento de datos sigue, en principio, el mismo ciclo, la diferencia entre estos es el uso final de la información obtenida. De acuerdo a lo mencionado el circuito integrado AD5933 almacena internamente los valores de los registros real e imaginario una vez finalizado cada periodo de sensado, siendo que cada nuevo sensado sobre una cierta impedancia, refresca o cambia el dato almacenado en tales registros. Una vez la totalidad de los datos sean enviados por el método de  $I^2C$  del IC al procesador de propósito general, en este caso el Atmega328-PA sabemos no solo por lo dado en la hoja de datos del AD5933 [6], sino también por lo analizado teóricamente en diversos textos [8], que:

$$Z = X + jY;$$

, lo que equivale a:

$$Z = r\angle\Theta;$$

Estas ecuaciones representan las formas rectangular y polar respectivamente de una impedancia, por lo cual es posible a partir de una hallar la otra, lo que en consecuencia nos lleva a:

$$r = \sqrt{x^2 + y^2};$$

$$\Theta = \tan^{-1}\left(\frac{y}{x}\right);$$

#### **3.2.2.1.1. Detección de Placa de Retorno**

En una primera instancia, el senso inicial implica realizar un control de seguridad en la placa de retorno, para permitir que se lleve a cabo el proceso requerido, esto en pocas palabras es el sistema de protección primario contra fallos. Todo esto se debe al tipo de placa que se usa en los procedimientos de electrocirugía como retorno, estas se componen de dos secciones de metal separadas que hacen posible identificar que su postura sea correcta.

El valor de impedancia que es detectado por el sistema varía de acuerdo a la posición que tenga el paciente con respecto a dicha placa, es así como por ejemplo, ubicar o sujetar solamente una porción de contacto de la placa de retorno altera el valor resistivo sensado por el Bioimpedanciometro, con respecto al contacto completo del tejido involucrado de la misma placa. Con ello en mente se realizaron las mediciones respectivas para establecer cuál era el valor de impedancia pertinente para considerar como adecuada la colocación de la placa de retorno.

OJO CON LA FOTO !!!!

#### **3.2.2.1.2. Detección de Impedancia Tisular**

Para este inciso se utiliza la misma teoría aplicada en la detección de placa de retorno, pues el proceso que se lleva a cabo es análogo a este con la única modificación centrada en el procesamiento de los datos recopilados. Es así como, mientras para la placa de retorno el estado del dispositivo



varia si la impedancia se halla en un rango correcto, para este nuevo senso cualquier dato es plausible, pues en principio la impedancia entre los diferentes tejidos varía de acuerdo al tipo de tejido, su composición e incluso el organismo en cuestión, por ello los datos son usados para determinar la potencia apropiada del sistema de salida y realizar la correspondiente validación del objetivo asociado a esta sección. Para realizar el proceso descrito previamente se usan dos electrodos distintos. Por un lado se hace uso de la placa de retorno como electrodo pasivo o tierra del sistema de Bioimpedanciometría, y ya que en este punto, al conocer la impedancia entre los conductores de dicha placa y haber realizado un cambio de estado, de ser válido el dato del proceso “Detección de Placa de Retorno”, no es necesario emplear tal placa como elementos separados, por lo tanto, se cortocircuitan sus conductores y se utiliza la totalidad de su área para disminuir el efecto que causa el paso de corriente sobre el paciente. Tenemos por otra parte que el rol de electrodo activo lo cumple el lápiz o bisturí de corte, en donde se cierra el circuito para finalmente obtener un dato de impedancia lo más preciso posible entre dos puntos (tejido implicado en el proceso quirúrgico).

OJO CON LA FOTO !!!!

Es prudente aclarar que estos procesos se llevan a cabo previo a cada incisión (corte o coagulación) que se realice durante la electrocirugía, procurando en todo momento priorizar la seguridad y eficiencia del dispositivo en uso.

#### **3.2.2.2. Pruebas Realizadas**

Fundamentalmente los datos recopilados previamente serán parte del análisis detallado acerca de la validación de uno de los objetivos específicos planteados para el proyecto. Este objetivo es el “Control de Potencia Automático”, por lo tanto, las pruebas se enfocaron en confrontar la informa-

ción obtenida del sensado realizado sobre los tejidos involucrados, con la aplicación de potencia correcta, que de acuerdo a cada incisión posee su valor respectivo. Por su parte, para calibrar esta sección del dispositivo, se tuvieron en cuenta medidas en tiempo real tanto sobre tejido vivo humano, como sobre tejido no vivo animal, en búsqueda de representar las condiciones de una intervención quirúrgica factibles en la realidad. La adquisición de datos se separó en dos pruebas independientes explicadas a continuación, en donde en primer lugar se concertó el rango de impedancias, de acuerdo a su postura generadas en la placa de retorno, y posteriormente se corroboró los valores de impedancia tisular estándar establecidos en la Biomedicina, además de la dependencia de estos datos con respecto a la distancia entre electrodos, el tipo de tejido y su posición.

Dato	Placa Completa	Placa Espalda	Media Placa	1/4 de Placa	Placa Completa*
1	140	135	483	615	139
2	163	131	472	651	131
3	149	129	507	626	202
4	135	134	510	614	177
5	149	134	459	683	140
6	140	151	492	642	145
7	134	154	507	655	188
8	183	164	439	654	179
9	171	141	427	649	176
10	180	170	476	610	151
Promedio	154,4	144,3	477,2	639,9	162,8

En la tabla podemos apreciar la variación en la impedancia debido al área de contacto correspondiente en cada caso, con lo cual concluimos que a mayor área, menor resistencia al flujo de corriente sobre el tejido evaluado.