



Universidad de San Carlos de Guatemala
Facultad de Ingeniería
Escuela de Ingeniería Mecánica Eléctrica

**ESTUDIO Y MEDICIÓN DE LA BIOIMPEDANCIA DE LA PIEL PARA LA
DETECCIÓN DE CÉLULAS CANCERÍGENAS**

Héctor Francisco Galeros Juárez

Asesorado por la Inga. Ingrid Salomé Rodríguez de Loukota

Guatemala, marzo de 2009

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA



FACULTAD DE INGENIERÍA

**ESTUDIO Y MEDICIÓN DE LA BIOIMPEDANCIA DE LA PIEL PARA LA
DETECCIÓN DE CÉLULAS CANCERÍGENAS**

TRABAJO DE GRADUACIÓN

PRESENTADO A JUNTA DIRECTIVA DE LA
FACULTAD DE INGENIERÍA
POR

HÉCTOR FRANCISCO GALEROS JUÁREZ

ASESORADO POR: INGA. INGRID SALOMÉ RODRÍGUEZ DE LOUKOTA

AL CONFERÍRSELE EL TÍTULO DE
INGENIERO ELECTRÓNICO

GUATEMALA, MARZO DE 2009

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA

FACULTAD DE INGENIERÍA



NÓMINA DE JUNTA DIRECTIVA

DECANO	Ing. Murphy Olympo Paiz Recinos
VOCAL I	Inga. Glenda Patricia García Soria
VOCAL II	Inga. Alba Maritza Guerrero de López
VOCAL III	Ing. Miguel Ángel Dávila Calderón
VOCAL IV	Br. José Milton De León Bran
VOCAL V	Br. Isaac Sultán Mejía
SECRETARIO	Inga. Marcia Ivónne Véliz Vargas

TRIBUNAL QUE PRACTICÓ EL EXAMEN GENERAL PRIVADO

DECANO	Ing. Murphy Olympo Paiz Recinos
EXAMINADOR	Ing. Guillermo Antonio Puente
EXAMINADOR	Ing. Romeo Nefalí López
EXAMINADOR	Ing. Luis Manuel Ramírez
SECRETARIA	Inga. Marcia Ivónne Véliz Vargas

HONORABLE TRIBUNAL EXAMINADOR

Cumpliendo con los preceptos que establece la ley de la Universidad de San Carlos de Guatemala, presento a consideración mi trabajo de graduación titulado:

**ESTUDIO Y MEDICIÓN DE LA BIOIMPEDANCIA DE LA PIEL PARA LA
DETECCIÓN DE CÉLULAS CANCERÍGENAS,**

tema que me fuera asignado por la Dirección de la Escuela de Ingeniería Mecánica Eléctrica, con fecha 11 de abril de 2008.


Héctor Francisco Galeros Juárez

Guatemala 4 de febrero del 2009

Ingeniero
Julio César Solares Peñate
Coordinador del Área de Electrónica
Escuela de Ingeniería Mecánica Eléctrica
Facultad de Ingeniería, USAC.

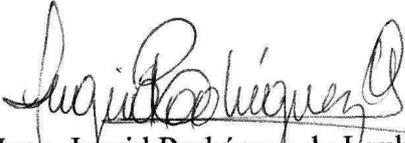
Estimado Ingeniero Solares.

Me permito dar aprobación al trabajo de graduación titulado: **“ESTUDIO Y MEDICIÓN DE LA BIOIMPEDANCIA DE LA PIEL PARA LA DETECCIÓN DE CÉLULAS CANCERÍGENAS”**, del señor Héctor Francisco Galeros Juárez, por considerar que cumple con los requisitos establecidos.

Por tanto, el autor de este trabajo de graduación y, yo, como su asesora, nos hacemos responsables por el contenido y conclusiones del mismo.

Sin otro particular, me es grato saludarle.

Atentamente,


Inga. Ingrid Rodríguez de Loukota
Colegiada 5,356
Asesora

Ingrid Rodríguez De Loukota
INGENIERA EN ELECTRONICA
COLEGIADA 5,356

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS
DE GUATEMALA



FACULTAD DE INGENIERIA

REF. EIME 07. 2009.
Guatemala, 11 de FEBRERO 2009.

Señor Director
Ing. Mario Renato Escobedo Martínez
Escuela de Ingeniería Mecánica Eléctrica
Facultad de Ingeniería, USAC.

Señor Director:

**Me permito dar aprobación al trabajo de Graduación titulado:
ESTUDIO Y MEDICIÓN DE LA BIOIMPEDANCIA DE LA PIEL
PARA LA DETECCIÓN DE CÉLULAS CANCERÍGENAS, del
estudiante; Héctor Francisco Galeros Juárez, que cumple con los
requisitos establecidos para tal fin.**

Sin otro particular, aprovecho la oportunidad para saludarle.

Atentamente,

ID Y ENSEÑAD A TODOS


Ing. Julio César Solares Peñate
Coordinador Area de Electrónica



JCSP/sro

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS
DE GUATEMALA



FACULTAD DE INGENIERIA

REF. EIME 10.2009.

El Director de la Escuela de Ingeniería Mecánica Eléctrica, después de conocer el dictamen del Asesor, con el Visto Bueno del Coordinador de Área, al trabajo de Graduación del estudiante; Héctor Francisco Galeros Juárez, titulado: ESTUDIO Y MEDICIÓN DE LA BIOIMPEDANCIA DE LA PIEL PARA LA DETECCIÓN DE CÉLULAS CANCERÍGENAS, procede a la autorización del mismo.

Ing. Mario Renato Escobedo Martínez

DIRECTOR



GUATEMALA, 13 DE FEBRERO 2,009.

Universidad de San Carlos
de Guatemala



Facultad de Ingeniería
Decanato

Ref. DTG. 068.2009

El Decano de la Facultad de Ingeniería de la Universidad de San Carlos de Guatemala, luego de conocer la aprobación por parte del Director de la Escuela de Ingeniería Mecánica Eléctrica, al trabajo de graduación titulado: **ESTUDIO Y MEDICIÓN DE LA BIOIMPEDANCIA DE LA PIEL PARA LA DETECCIÓN DE CÉLULAS CANCERÍGENAS**, presentado por el estudiante universitario **Héctor Francisco Galeros Juárez**, autoriza la impresión del mismo.

IMPRÍMASE.

A large, handwritten signature in black ink, consisting of a large oval shape and a vertical stroke.

Ing. Murphy Olympo Paiz Recinos
DECANO



Guatemala, marzo de 2009

/cc

ACTO QUE DEDICO A:

DIOS	Por mostrarme y guiarme por el buen camino y permitirme alcanzar este gran logro.
LA VIRGEN MARÍA	Por acompañarme y caminar conmigo en todo momento.
MIS PADRES	Maximiliano Antonio Galeros Mendizábal (†) y Esperanza Juárez Vda. de Galeros, por su amor, sacrificio y comprensión.
MIS ABUELOS	Especialmente a mi abuelita Alicia del Carmen Arango Vda. de Juárez (†) y mi abuelito José Héctor Galeros Paz, por sus consejos infaltables.
MI HERMANA	Carmen Rosario, por su cariño y apoyo en todo momento.
MIS TÍOS	Carlos Enrique, Mercedes del Carmen, Juan Francisco, Rosa María y Leticia Eugenia (†), por su ejemplo de integridad.
MIS PRIMOS	Por los momentos de alegría y tristezas compartidos.
MIS AMIGOS	Iván Flores, Javier Noriega, Jaime Paz, Anfrid Flórez, Andrea Xitumul y a todas aquellas personas que me brindan su valiosa amistad.
MI NOVIA	Victoria Carrillo, por su amor y sinceridad.
LA IEEE RAMA ESTUDIANTIL 2007	Mis amigos del Instituto de Ingenieros Eléctricos y Electrónicos de la USAC, por compartir sueños.

AGRADECIMIENTOS A:

Mi madre, Esperanza Juárez Vda. de Galeros, que me enseñó los principios morales y espirituales, iniciando este sueño conmigo y compartiendo los momentos difíciles con sacrificio y comprensión hasta hacerlo realidad, este triunfo también es suyo.

Al colegio Liceo Guatemala, por desarrollarme como una persona integral, mediante la vivencia de valores y una educación de calidad.

La familia Soto Castañeda, por su apoyo sincero

La Ingeniera. María Eugenia Aguilar, por sus consejos y amistad.

La Ingeniera. Ingrid Salome Rodríguez de Loukota, por haberme otorgado sus conocimientos a lo largo de mis estudios universitarios.

La Universidad de San Carlos de Guatemala, por darme las herramientas para ser un excelente profesional.

ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES.....	VII
LISTA DE SÍMBOLOS.....	XI
GLOSARIO.....	XIII
RESUMEN.....	XVII
OBJETIVOS.....	XIX
INTRODUCCIÓN.....	XXI
1. CÁNCER EN EL SER HUMANO.....	01
1.1. Generalidades.....	01
1.2. Características del cáncer.....	03
1.2.1. Morfología del cáncer.....	04
1.2.2. Crecimiento tumoral.....	04
1.2.3. Invasión local.....	05
1.3. Cáncer de piel.....	05
1.3.1. Cáncer tipo no melanoma.....	06
1.3.1.1. Carcinoma de células basales.....	07
1.3.1.2. Carcinoma de células escamosas.....	07
1.3.2. Cáncer tipo melanoma.....	08
1.4. Diagnóstico del cáncer de piel.....	09
1.4.1. Biopsia.....	11
1.4.1.1. Biopsia por raspado.....	11
1.4.1.2. Biopsias incisionales y excisionales.....	11

1.4.1.3.	Biopsia por punción.....	12
1.4.1.4.	Biopsia por aspiración con aguja fina.....	12
1.4.2.	Estadificación.....	12
1.5.	Cáncer de piel en Guatemala.....	13
2.	BIOIMPEDANCIA.....	15
2.1.	Generalidades.....	15
2.2.	Bioimpedancia.....	17
2.2.1.	Ecuación básica de bioimpedancia.....	18
2.2.2.	Características de la ecuación de bioimpedancia.....	24
2.3.	Propiedades eléctricas de los tejidos biológicos.....	25
2.3.1.	Resistividad y su relación con el volumen extracelular.....	27
2.3.2.	Reactancia y su relación con el volumen intracelular.....	27
2.3.3.	Circuitos equivalentes para tejidos biológicos.....	28
2.4.	Rangos de frecuencia, impedancia y corriente relacionados con el ser humano.....	31
2.4.1.	Rangos de frecuencia.....	31
2.4.1.1.	Dispersión α	32
2.4.1.2.	Dispersión β	32
2.4.1.3.	Dispersión γ	32
2.4.2.	Rangos de impedancia.....	33
2.4.3.	Rangos de corriente.....	35
2.5.	Forma de medición de la bioimpedancia.....	36
2.5.1.	Método a dos electrodos.....	37
2.5.2.	Método a tres electrodos.....	38
2.5.3.	Método a cuatro electrodos.....	39
2.5.4.	Impedancia del electrodo.....	40

4.1.2.8.	Pantalla de cristal líquido (LCD).....	59
4.2.	Especificaciones del equipo de bioimpedancia de la piel.....	59
4.3.	Concepción global del equipo de bioimpedancia de la piel.....	60
4.4.	Interfaz del equipo de bioimpedancia de la piel con el paciente...	62
4.4.1.	Electrodos.....	62
4.4.2.	Inyección de corriente.....	63
4.4.2.1.	Diseño electrónico.....	66
4.4.3.	Acondicionamiento de la señal.....	70
4.4.3.1.	Diseño electrónico.....	71
4.5.	Interfaz del equipo de bioimpedancia de la piel con el operador.....	79
4.5.1.	Despliegue de resultados.....	79
4.5.1.1.	Diseño electrónico.....	80
4.5.2.	Teclado.....	81
4.5.2.1.	Diseño electrónico.....	82
4.6.	Fuente de alimentación.....	84
4.6.1.	Diseño electrónico.....	84
4.7.	Microcontrolador PIC16F877A.....	85
4.7.1.	Diseño electrónico.....	87
4.8.	Programación del equipo de bioimpedancia de la piel.....	89
4.8.1.	Programación del microcontrolador PIC16F877A.....	89
4.8.1.1.	Programación de los puertos digitales.....	89
4.8.1.2.	Programación del puerto analógico.....	91
4.8.2.	Programación del generador de señal AD9851.....	92
4.8.3.	Programación del convertidor analógico digital (ADC).....	94
4.8.4.	Programación de la pantalla de cristal líquido (LCD).....	98
4.8.5.	Programación del teclado.....	102
4.9.	Funcionamiento del medidor de bioimpedancia de la piel.....	103

5. ANÁLISIS COMPARATIVO ENTRE EL MEDIDOR DE BIOIMPEDANCIA DE LA PIEL Y LOS EXÁMENES RUTINARIOS DE BIOPSIA.....	107
5.1 Ventajas del análisis de bioimpedancia de la piel contra el examen de biopsia.....	107
5.2. Desventajas del análisis de bioimpedancia de la piel contra el examen de biopsia.....	108
CONCLUSIONES.....	111
RECOMENDACIONES.....	113
REFERENCIAS.....	115
BIBLIOGRAFÍA.....	117

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

FIGURAS

01.	División de células normales y células cancerosas.....	02
02.	Capas externa, interna y media de la piel.....	06
03.	Cáncer tipo melanoma que afecta a los melanocitos.....	08
04.	Características de indicios de un carcinoma.....	10
05.	Capacitor simple de placas paralelas.....	19
06.	Resistencia y capacitor en paralelo.....	24
07.	La membrana de plasma de una célula y su equivalente eléctrico.....	26
08.	Circuitos equivalentes modelo eléctrico de Debye.....	29
09.	Circuitos equivalentes modelo eléctrico de Cole-Cole.....	30
10.	Representación de la permitividad y resistividad de tejidos biológicos en función de la frecuencia.....	33
11.	Valores de resistencia segmentados.....	34
12.	Conexión de electrodos en los distintos métodos.....	36
13.	Método de medida a dos electrodos.....	37
14.	Método de medida a tres electrodos.....	38
15.	Método de medida a cuatro electrodos.....	39
16.	Diagrama de proceso de una patente de invención.....	46
17.	Diagrama de bloques del equipo de bioimpedancia de la piel.....	61
18.	Electrodos adhesivos y desechables con gel conductor.....	62
19.	Diagrama de bloques de la inyección de corriente.....	63

20.	Generador de señal integrado AD9851.....	64
21.	Amplificador Operacional AD844.....	65
22.	Circuito esquemático del generador senoidal AD9851.....	67
23.	Circuito esquemático de la fuente de corriente controlada por voltaje.....	69
24.	Diagrama de bloques del acondicionamiento de señal.....	70
25.	Circuito esquemático de las fuentes de voltaje controladas por corriente.....	71
26.	Voltajes en las terminales F3 y F4 mostrado en el canal A y canal B respectivamente.....	72
27.	Circuito esquemático del Amplificador de instrumentación.....	73
28.	Voltaje F7 en la salida del amplificador de instrumentación.....	74
29.	Circuito esquemático del Filtro pasa banda con frecuencia central de 50 KHz y ancho de banda de 10 KHz.....	75
30.	Espectro de salida del filtro pasa banda en la terminal F9.....	76
31.	Circuito esquemático del nivelador de señal.....	77
32.	Salida y entrada del nivelador de señal.....	77
33.	Circuito esquemático del rectificador de onda completa.....	78
34.	Señal rectificada.....	78
35.	LCD HITACHI HD44780 2X16.....	79
36.	Circuito esquemático del LCD.....	81
37.	Teclado de 4 botones.....	82
38.	Circuito esquemático del teclado de control.....	83
39.	Regulador de Voltaje LM7805.....	84
40.	Microcontrolador PIC16F877A.....	86
41.	Diagrama de bloques de los puertos a utilizar del PIC16F877A.....	87
42.	Circuito esquemático del microcontrolador PIC16F877A.....	88
43.	Carga paralela de datos del AD9851.....	94

44.	Diagrama de flujo de la programación del ADC.....	98
45.	Diagrama de flujo de la programa de la LCD HD44780.....	101
46.	Diagrama de flujo de la programa del teclado.....	102
47.	Diagrama de flujo del funcionamiento del medidor de bioimpedancia de la piel.....	103
48.	Presentación de resultados en la pantalla LCD.....	105

TABLAS

I.	Tipos de luz ultravioleta según su longitud de onda.....	03
II.	Etapas y tratamiento del cáncer tipo melanoma.....	09
III.	Estadísticas de melanoma y otros tumores de piel en Guatemala.....	13
IV.	Efectos producidos por la corriente en el cuerpo humano.....	35
V.	Tipos de arquitectura de los microcontroladores.....	52
VI.	Clasificación de los microcontroladores por el tamaño de sus Instrucciones.....	53
VII.	Características de las memorias ROM y RAM.....	56
VIII.	Clasificación de las instrucciones en un microcontrolador.....	57
IX.	Periféricos esenciales y su aplicación.....	58
X.	Función de los pines 01 al 14 LCD HD44780.....	80
XI.	Función de los botones 01 al 04 del teclado.....	82
XII.	Características del microcontrolador PIC 16F877A.....	85
XIII.	Registros utilizados para puertos.....	89
XIV.	Registro TRIS X.....	90
XV.	Programación de puertos digitales.....	90
XVI.	Programación del registro TRIS C.....	91

XVII.	Programación del registro TRIS D.....	91
XVIII.	Programación del registro TRIS A.....	92
XIX.	Registros de programación del AD9851.....	93
XX.	Programación del AD9851 con una frecuencia de 50 KHz.....	93
XXI.	Registros del convertidor analógico digital (ADC).....	95
XXII.	Programación del registro ADCON0.....	96
XXIII.	Programación del registro ADCON1.....	96
XXIV.	Registro de banderas de interrupción periféricas PIR1.....	97
XXV.	Resumen de comandos LCD HD44780.....	99
XXVI.	Función de los bits especiales LCD HD44780.....	99
XXVII.	Porcentaje de agua en la piel dependiendo de la bioimpedancia medida.....	105

LISTA DE SÍMBOLOS

UVB	Ultravioleta tipo B
F	Faradios
α	Letra griega alfa
β	Letra griega beta
γ	Letra griega gama
Ω	Ohm
EPROM	Memoria de sólo lectura programable y borrable
EEPROM	Memoria de lectura programable y borrable eléctricamente
KΩ	Kilo Ohm (mil Ohms)
KHz	Kilo Hertz (mil Hertz)
μA	Micro Amperios

GLOSARIO

Amplificador Operacional	Circuito electrónico que tiene dos entradas y una salida, determinada por la diferencia de las entradas por la ganancia del dispositivo.
Angiogenesis	Generación de nuevos vasos sanguíneos por invasión local.
Bioimpedancia	Oposición de un conductor biológico al paso de una corriente alterna. El análisis de la bioimpedancia estudia el comportamiento de la corriente eléctrica cuando atraviesa fluidos, células y tejidos del cuerpo humano.
Biopsia	Es la extracción de un trozo normalmente muy pequeño de tejido vivo de alguna parte del cuerpo.
Biopsia de la Piel	Consiste en hacer un corte en el área afectada para luego hacer las pruebas pertinentes de análisis para la determinación de enfermedades de la piel.
Cáncer de piel	Es una enfermedad producida por el desarrollo de células cancerosas en las capas exteriores de la piel.

Carcinoma	Cáncer que solamente involucra las células en las cuales comenzó y que no se ha propagado a tejidos más profundos o a otras partes del cuerpo.
Células Cancerosas	Son células que tienen un aspecto diferente a las células sanas, su forma ha cambiado y no cumplen la función para la que están destinadas.
Comunicación Paralela	Método de envío de múltiples señales de datos sobre un enlace de comunicación.
Corriente alterna	Es un tipo de corriente eléctrica donde el flujo de electrones cambia de dirección en intervalos regulares o ciclos.
Dieléctrico	Es aquel material cuya resistencia eléctrica es tan elevada que puede considerarse como un aislante.
Estadificación	Determinación de la fase o período donde se encuentra una enfermedad.
Generador	Es un dispositivo con la función de generar una señal dependiente del tiempo con características definidas como frecuencia, amplitud y forma.
Histología	Parte de la anatomía que trata el estudio de los tejidos orgánicos.

Humedad corporal	Presencia de agua u otro líquido en el cuerpo.
Melanocitos	Células encargadas de producir el principal pigmento cutáneo.
Melanoma	Es un tipo de cáncer muy agresivo que se puede diseminar rápidamente y a menudo afecta la piel.
Microcontrolador	Circuito integrado conformado por una unidad de proceso central, puertos de entrada y salida de características analógicas y digitales, módulos periféricos y memoria integrada.
Morfología	Estudio de la forma y estructura de los organismos.
Neoplasia	Término que denomina a un conjunto de enfermedades caracterizadas por el crecimiento anormal y descontrolado de un tejido. Estos pueden formar tumores y en ocasiones invadir órganos a distancia
Patología	Rama de la medicina que estudia las enfermedades y los trastornos que se producen en el organismo.
Registro	Es una porción de memoria de poca capacidad e integrada al Microcontrolador.

RESUMEN

El cáncer de la piel ha aumentado en los últimos años, en Guatemala es el 10% de todos los casos de cáncer registrados por el Registro de Cáncer de Guatemala, a través del Instituto de Cancerología (INCAN), además el cáncer de piel es el más común en el ser humano y las muertes por el mismo son debido a la no detección temprana. Casi todos los tumores malignos de piel son curables si se detectan rápidamente. Los métodos actuales para la detección de cáncer de la piel son métodos invasivos para el ser humano es decir que generan lesiones en el área afectada, en cambio con un examen de bioimpedancia no invasivo al ser humano se evita la molestia al paciente.

La bioimpedancia del ser humano ha sido uno de los medios para la determinación de características del cuerpo relacionadas al crecimiento y nutrición, basadas en las teorías de Thomasset y Hoffer que determinaron los parámetros para el análisis de bioimpedancia actual. La bioimpedancia de la piel puede determinar parámetros como cantidad de grasa y resequedad para la determinación de enfermedades.

Para la correcta medición de la bioimpedancia del ser humano primero se debe pasar una pequeña corriente alterna y medir la caída de tensión en el cuerpo donde la corriente es constante y el voltaje es directamente proporcional a la bioimpedancia del paciente.

Eso se planteó mediante la utilización de un diseño de equipo bioelectrónico para la medición de bioimpedancia de la piel compuesto de electrodos adhesivos, un generador de señal senoidal AD9851 para la inyección de corriente, un microcontrolador PIC16F877A con un convertidor analógico a digital para la detección del voltaje y mediante un teclado y una pantalla de cristal líquido se ingresa la información y se recibe los resultados respectivamente.

La seguridad para el paciente que se somete a exámenes con instrumentos bioelectrónicos está basada en dos parámetros generales, uno es el aislamiento y el segundo es la identificación de valores de corriente inofensivos para el paciente. Para el diseño del equipo de bioimpedancia se planteó una corriente de 800 microamperios de valor pico y frecuencia de 50 KHz necesaria para atravesar la capa extracelular y el aislamiento del dispositivo diseñado es mediante una fuente de alimentación externa a base de baterías.

Para la determinación del valor de bioimpedancia del paciente se utilizó el voltaje del área estudiada dándonos a conocer el parámetro de humedad en la piel necesario para determinar el porcentaje de riesgo de cáncer determinado por el medidor de bioimpedancia mediante una muestra de piel sana como referencia de la humedad que el paciente debería tener en relación a la segunda medida.

OBJETIVOS

- **General:**

Efectuar un estudio para definir los parámetros necesarios, para la medición de la bioimpedancia de la piel y su relación en aplicaciones médicas.

- **Específicos:**

1. Establecer las características de las células con cáncer y sus efectos en el ser humano.
2. Definir las principales características para la medición de la bioimpedancia.
3. Establecer las normas para el buen desarrollo de un proyecto electromédico, tanto nacionales como internacionales.
4. Diseñar un sistema de medición de bioimpedancia aplicado a cáncer en la piel, por medio de bioimpedancia.
5. Determinar las ventajas y desventajas del análisis de bioimpedancia contra el examen de biopsia de la piel.

INTRODUCCIÓN

El ser humano a lo largo de su vida puede ir acumulando mutaciones como consecuencia de la exposición a agentes externos. La mayoría de esas alteraciones no tienen consecuencias, pero a veces las mutaciones producen alteraciones en la célula y las conducen a una proliferación descontrolada y maligna. Para la determinación de estas alteraciones existe un método no invasivo para el ser humano, mediante la bioimpedancia de la piel, la cual está definida como la oposición de un conductor biológico al paso de una corriente alterna. La bioimpedancia es una forma de cuantificar los componentes de nuestro cuerpo, mediante una técnica no ionizante e instantánea. Estos hechos han animado su posible aplicación en diferentes áreas de la medicina aumentando la seguridad de los equipos y ha reducido los riesgos debidos al manejo y utilización de los dispositivos médicos, los niveles de seguridad que deben reunir los sistemas de instrumentación están normalizados por la Comisión Electrotécnica Internacional y para el desarrollo de proyectos en el ámbito nacional está a cargo del Registro de la Propiedad Intelectual. Tomando en cuenta las normas planteadas, se diseñó el equipo de bioimpedancia de la piel dividido en varios bloques, como lo son la interfaz con el usuario, la interfaz con el operador, el Microcontrolador PIC16F877A que es la unidad de proceso del dispositivo y la fuente de poder. La determinación del valor de bioimpedancia se logra por medio del voltaje del área en relación a la humedad de la piel.

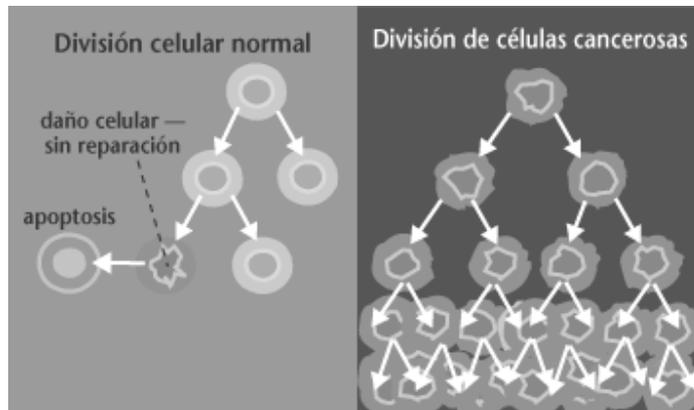
1. CÁNCER EN EL SER HUMANO

1.1. Generalidades

En diferentes etapas de la vida del ser humano, las células pueden ir acumulando mutaciones como consecuencia de la exposición a agentes químicos, biológicos, radiaciones, etc. Si bien la mayoría de esas alteraciones genéticas, no tienen repercusiones futuras, a veces estas mutaciones producen alteraciones en la maquinaria genética que conducen a la célula y a sus descendientes a una proliferación descontrolada y maligna para el ser humano.

En la Figura 1 se presenta la división celular normal con un orden y un control, por medio de la maquinaria genética que se encarga de los decesos sin reparación que se dan por daño celular por medio de la apoptosis que es la división del núcleo para que pueda este ser eliminado sin ningún problema, por otra parte la división de células cancerosas tiene un crecimiento acelerado, incontrolado e invasivo el cual no tiene un sistema de eliminación como en la división de células normales, que al incrementarse la cantidad de células estas invaden y producen presión hacia los órganos y tejidos adyacentes, además de iniciar su movilización por medio del torrente sanguíneo.

Figura 1. **División de células normales y células cancerosas**



FUENTE: <http://es.wikipedia.org/wiki/C%C3%A1ncer>

El cáncer, neoplasia o tumor como indistintamente es llamado, puede generarse de una sola célula progenitora que prolifera y da lugar a un clon de células malignas, además del crecimiento no regulado por las influencias bioquímicas y físicas normales del ambiente y la causa más grande de mortalidad para el ser humano, la metástasis, que es la proliferación y diseminación a otras partes del cuerpo.

El mayor factor de riesgo para el desarrollo de cáncer de piel es la exposición frente a la radiación electromagnética procedente del sol en forma de luz ultravioleta. La comprobación de esto se determinó en distintos estudios epidemiológicos y experimentales. El cáncer de piel es infrecuente en personas de raza negra y en grupos raciales con pigmentación cutánea intensa mientras que es especialmente frecuente en las personas de piel clara, sobre todo en partes del cuerpo que están expuestas a la luz solar y presenta una mayor incidencia en las personas que trabajan al aire libre.

El efecto carcinógeno de la radiación solar es mayor para espectros de 280 a 320 nanómetros (nm), como se puede observar en la Tabla I, en ésta el espectro observado es del tipo UVB es de longitud de onda media y tiene una amplitud de energía de 3.87 a 4.43 electronvoltio (eV), el cual da lugar a una quemadura solar si se expone la piel por un tiempo prolongado. Este intervalo de longitudes de onda se correlaciona con el espectro de acción de la lesión del ADN inducida por la radiación UV.

Tabla I. Tipos de luz ultravioleta según su longitud de onda

NOMBRE	ABREVIACIÓN	LONGITUD DE ONDA (nm)	ENERGÍA (eV)
ULTRAVIOLETA CERCANO	NUV	400-200	3.10-6.20
ONDA LARGA	UVA	400-320	3.10-3.87
ONDA MEDIA	UVB	320-280	3.87-4.43
ONDA CORTA	UVC	280-200	4.43-6.20
ULTRAVIOLETA LEJANO	FUV, VUV	200-10	6.20-124
ULTRAVIOLETA EXTREMO	EUV, XUV	31-1	40-1240

FUENTE: http://es.wikipedia.org/wiki/Radiaci%C3%B3n_ultravioleta

1.2. Características del cáncer

Cuando se exponen células normales a agentes carcinógenos, sean sustancias químicas, virus o radiación, adquieren diversas alteraciones que les confieren atributos cancerosos y se dice que han sufrido una transformación. Esta transformación confiere características a las células para producir una neoplasia cancerosa mortal cuando el huésped es apropiado.

La transformación no ocurre de una sola vez, sino la característica que le da mayor vigor de crecimiento y escape de los controles del huésped son las que primero aparecen, luego durante el proceso es posible que se adquieran otras características. Las características del cáncer se dividen en:

- a. Morfología del cáncer
- b. Crecimiento tumoral
- c. Invasión local

1.2.1. Morfología del cáncer

Las células cancerígenas o tumorales mantienen una morfología distinta a la de las células sanas, las cuales mediante su diferenciación celular y la anaplasia podemos discernir qué grado las células cancerosas se parecen a las células sanas y a qué velocidad se propaga respectivamente.

1.2.2. Crecimiento tumoral

Mientras que las células sanas tienen un ciclo celular con un ritmo controlado o normal las células cancerígenas tienen un ciclo celular acelerado y descontrolado, el cual no se rige por ningún factor interno o externo lo que provoca una invasión en áreas del cuerpo del ser humano como lo son tejidos y vasos sanguíneos.

1.2.3. Invasión local

A la capacidad de las células cancerígenas de infiltrarse en los tejidos y en los vasos sanguíneos se le denomina invasión local, este tipo de invasión tiene las características de generación de nuevos vasos sanguíneos que se denomina angiogenesis, además del anclaje tumoral denominado adherencia celular y la migración de las células por el torrente sanguíneo denominado movilidad.

1.3. Cáncer de piel

La piel es el órgano más extenso del cuerpo humano con funciones determinantes para la vida como lo son protección, temperatura corporal, almacenamiento de agua, grasas y vitaminas.

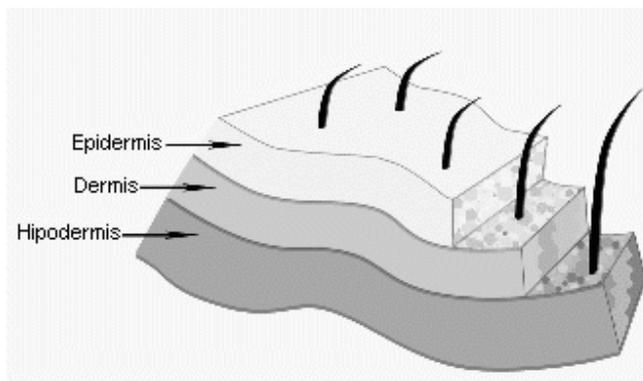
La piel está compuesta por varias capas, las cuales las dos más importantes son la dermis y la epidermis, el cáncer de piel afecta primero a la epidermis que es la capa externa de la piel y que está compuesta por las células de tipo escamosas y las células basales.

Cuando la piel es expuesta a un agente externo podría desarrollar una afección cancerígena como puede ser un carcinoma de células basales o un carcinoma de células escamosas. Estos son cánceres de piel sin presencia de melanoma.

1.3.1. Cáncer tipo no melanoma

El cáncer tipo no melanoma es el que se desarrollan en las células escamosas o basales que se encuentran en la capa externa (epidermis) de la piel. La Figura 2 muestra las diferentes capas de la piel que pueden ser afectadas por el cáncer de piel, la epidermis que se encuentra en la capa externa de la piel y la dermis en la capa media de la piel.

Figura 2. **Capas externa, interna y media de la piel**



FUENTE: <http://www.seed.slb.com/es/scictr/watch/bathroom/images/skinstructure.gif>

1.3.1.1. Carcinoma de células basales

Alrededor del 70% al 80% de todos los tumores cancerosos de la piel en los hombres y alrededor del 80% al 90% en las mujeres son carcinomas de células basales. Por lo general, surgen en las zonas expuestas al sol, especialmente la cabeza y el cuello.

El carcinoma de células basales solía detectarse casi exclusivamente entre las personas de edad mediana o avanzada. En la actualidad se está viendo también en personas más jóvenes, probablemente porque éstas pasan más tiempo expuestas al sol.

El carcinoma de células basales tiende a ser de crecimiento lento. Es muy raro que un cáncer de células basales se propague. No obstante, si un cáncer de células basales se deja sin tratar, puede extenderse a las áreas cercanas y afectar los huesos, así como otros tejidos debajo de la piel.

1.3.1.2. Carcinoma de células escamosas

El carcinoma de células escamosas representa alrededor del 10% al 30% de todos los casos de cáncer de la piel. Comúnmente aparece en las áreas del cuerpo expuestas al sol, tales como la cara, las orejas, el cuello, los labios y el dorso de las manos.

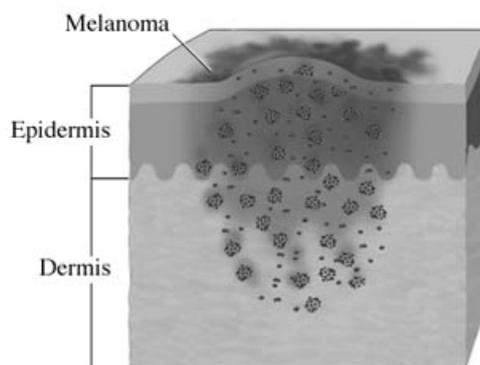
También puede surgir en cicatrices o úlceras de la piel en otras partes del cuerpo. Con menor frecuencia, se forman en la piel del área genital.

El carcinoma de células escamosas suele ser más agresivo que el cáncer de células basales. Es más probable que se extienda a los tejidos grasos justo debajo de la piel, y tiene ligeramente más probabilidades de propagarse a los ganglios linfáticos y/o a partes distantes del cuerpo, aunque esto sigue siendo poco común.

1.3.2. Cáncer tipo melanoma

El cáncer tipo melanoma es una transformación cancerosa maligna de los melanocitos, que son las células que dan color a la piel. Como se puede observar en la Figura 3, el cáncer se inicia en la parte superior de la piel (en la epidermis) y luego crece si control a la dermis.

Figura 3. **Cáncer tipo melanoma que afecta a los melanocitos**



FUENTE: <http://services.epnet.com/GetImage.aspx/getImage.aspx?ImageID=2524>

Existen varias etapas de desarrollo en el cáncer de tipo melanoma, éstas se muestran en la Tabla II.

Tabla II. Etapas y tratamiento del cáncer tipo melanoma

ETAPA	CARACTERÍSTICAS	TRATAMIENTO
Etapa 0	Las células anormales se encuentran en la capa superior de las células de la piel.	Extirpación.
Etapa 1	El cáncer se encuentra en la epidermis o en la parte superior de la dermis.	Extirpación.
Etapa 2	El tumor tiene un grosor de 1.5 mm a 4 mm.	Extirpación quirúrgica seguida de quimioterapia.
Etapa 3	El tumor es mayor a 4mm. o se ha diseminado al tejido corporal.	Cirugía quirúrgica amplia seguida de quimioterapia.
Etapa 4	El tumor se ha diseminado en otros órganos o ganglios del área.	Cirugía, radioterapia o ensayo clínico de quimioterapia.
Recurrente	Enfermedad ya tratada que reincide.	Conocimiento del tratamiento anterior.

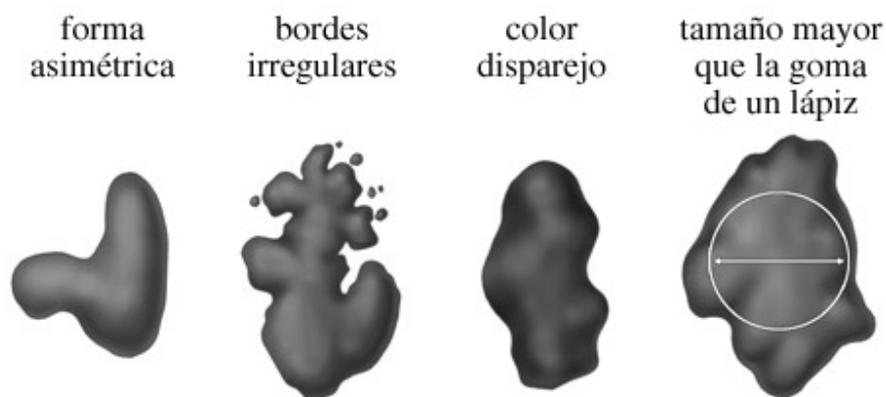
FUENTE: <http://www.tuotromedico.com/temas/melanoma.htm>

1.4. Diagnóstico del cáncer de piel

Primeramente para el diagnóstico del cáncer de piel se recomienda que el propio paciente realice rutinas de inculcación en las partes que pueden estar expuestas al sol y tener un cuidado especial en lunares y manchas de la piel para una temprana identificación.

En la Figura 4 se observa que una de las características primordiales: es la forma y el color de los lunares; de esta forma se puede identificar rápidamente un carcinoma para luego utilizar un método de diagnóstico más preciso para el tipo de carcinoma, el cual podría ser maligno o benigno.

Figura 4. **Características de indicios de un carcinoma**



Esté pendiente de estos cambios en un lunar.

FUENTE: <http://www.yourhealthconnection.com/Imagebank/Healthwise/hs551010.jpg>

El diagnóstico del cáncer de piel luego que el paciente identifica un lunar o mancha de la piel con indicios de carcinoma se procede a realizar el examen de biopsia necesaria para el examen histológico, para determinar el grado de invasión que se tiene en el paciente.

1.4.1. Biopsia

El término biopsia es un procedimiento que consiste en la extracción de una muestra de tejido obtenida con procedimientos invasivos para el ser humano, dependiendo de donde se encuentre la alteración de la piel y del tipo que sea, así se realizará el tipo de biopsia.

1.4.1.1. Biopsia por raspado

Se insensibiliza la zona de piel en donde se aplica la biopsia con anestesia local y se raspan las capas superiores de la piel con una hoja de bisturí.

1.4.1.2. Biopsias incisionales y excisionales

Se extrae una muestra de piel, la cual se realiza para tumores más profundos. Con la biopsia incisional sólo se extrae una parte del tumor para analizarlo. En la biopsia excisional se extirpa todo el tumor. Si la extensión de la piel afectada es grande, se realizará una biopsia incisional, en un primer momento, para no deteriorar mucho el área estudiada.

1.4.1.3. Biopsia por punción

Se extrae una muestra de piel más profunda que en las biopsias incisionales y excisionales.

1.4.1.4. Biopsia por aspiración con aguja fina

Se utiliza una jeringa con una aguja fina para extraer pequeñas partículas del tumor. No se utiliza para el diagnóstico de un lunar sospechoso pero sí para biopsia en los ganglios linfáticos cercanos a un melanoma.

1.4.2. Estadificación

Una vez se determina la aparición de un melanoma maligno se debe conocer características del tumor para determinar su pronóstico y su tratamiento. La estadificación determina la extensión de la enfermedad cancerosa en cuerpo basada en tres niveles de extensión.

La extensión local solamente está limitada a la piel, la extensión regional limitada a ganglios linfáticos y la extensión a distancia presenta metástasis o diseminación del cáncer en otras partes del cuerpo totalmente independiente del tumor inicial.

1.5. Cáncer de piel en Guatemala

En Guatemala las enfermedades relacionadas con cáncer de piel tienen un porcentaje en promedio del 10% de todos los casos anuales de cáncer que se registran en el Instituto de Cancerología (INCAN), por medio del Registro de Cáncer de Guatemala. Como se observa en la Tabla III, la cantidad de casos relacionados con melanoma y otros tumores de piel se incrementó del año 2002 al 2004, del año 2004 al 2005 los casos de sexo femenino aumentaron y del 2005 al 2006 los casos de sexo masculino se mantuvieron mientras que los casos de sexo femenino disminuyeron considerablemente.

Tabla III. Estadísticas de melanoma y otros tumores de piel en Guatemala

AÑO	M	F	TOTAL	%
2002	113	115	128	9.7
2003	82	148	230	10
2004	110	141	251	10.2
2005	107	150	257	9.9
2006	107	122	229	8.3

FUENTE: Registro de Cáncer de Guatemala

El Instituto de Cancerología (INCAN) mensualmente realiza en promedio 40 biopsias por determinación clínica en pacientes que llegan al centro o son trasladados al instituto. El proceso para la realización del examen de biopsia se desarrolla mediante la toma de las muestras que son enviadas al Departamento de Patología el cual se encarga de cortar las muestras, prepararlas para los cortes por medio de formol, alcohol y parafina y luego se les colocan en una plaqueta para su estudio. Este proceso se realiza en un día de trabajo.

2. BIOIMPEDANCIA

2.1. Generalidades

Las primeras contribuciones sobre los fenómenos eléctricos presentados por los seres vivos, a finales del siglo XIX, hicieron posible mostrar que los tejidos son conductores y que su resistencia varía con la frecuencia.

Estudios posteriores proporcionaron las bases para el estudio de la impedancia del tejido (bioimpedancia) y demostraron su dependencia de la frecuencia, destacando el movimiento de energía almacenada y su disipación al nivel de la membrana del tejido. Formalmente, los estudios de las propiedades eléctricas de materiales biológicos comenzaron a desarrollarse en la década de 1920, cuando los biofísicos aplicaron la teoría de mezcla Maxwell-Frick a estudios sobre dieléctricos heterogéneos.

A partir de esta teoría en estudios de propiedades eléctricas de tejidos biológicos se ha demostrado que la membrana celular limita el paso de la corriente de baja frecuencia a través de la célula, pero permite el paso de la corriente de alta frecuencia.

Esto hace posible manifestar el aspecto capacitivo de la membrana implicado en los mecanismos de relajación y que promovió el desarrollo de los estudios por bioimpedancia eléctrica mediante la aplicación de una corriente eléctrica al organismo, midiendo la tensión eléctrica producto de esa corriente para calcular la impedancia compleja determinada por el módulo y ángulo de fase u otros parámetros físicos derivados de ésta como la resistencia, reactancia, constante dieléctrica, etc.

El objetivo principal de caracterizar eléctricamente un tejido biológico radica en el hecho de conocer su comportamiento desde el punto de vista eléctrico. Estas propiedades y sus componentes tienen especial interés en los diagnósticos médicos, conociendo las propiedades eléctricas de los tejidos sanos y comparándolas con las características de tejidos anómalos, puede ser posible el diagnóstico de ciertas patologías.

Esta aplicación ha sido la razón fundamental del desarrollo reciente de estudios de las propiedades eléctricas de tejidos biológicos y de su aplicación práctica en medicina. Las medidas de impedancia eléctrica determinan o infieren información acerca del tejido, siempre y cuando el evento en análisis presente un cambio en dimensión, en sus propiedades dieléctricas o en su conductividad.

No fue hasta principios del siglo XX cuando se estudió la estructura de los tejidos biológicos basados en sus propiedades eléctricas pasivas, lo cual demostró que los tejidos biológicos son conductores y su resistencia variaba con la frecuencia.

Las medidas de impedancia eléctrica pueden ser clasificadas por las características del sistema en estudio, el primer estudio trata sobre 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 pulmones, corazón, arterias periféricas y venas. El segundo estudio implica la determinación de características de los tejidos corporales como la 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 los constituyen.

2.2. Bioimpedancia

La bioimpedancia está definida como la oposición de un conductor biológico al paso de una corriente alterna. El análisis de la bioimpedancia estudia el comportamiento de la corriente eléctrica cuando atraviesa fluidos, células y tejidos del cuerpo humano, es una forma de cuantificar los componentes de nuestro cuerpo, diferenciando lo que es masa grasa de la masa magra y del agua. La bioimpedancia es una técnica no ionizante que puede ser no invasiva para el ser humano. Estos hechos han animado su posible aplicación en diferentes áreas de la medicina.

2.2.1 Ecuación básica de bioimpedancia

Las ecuaciones de Maxwell son el conjunto de ecuaciones que describe cualquier fenómeno eléctrico y se pueden utilizar para determinar la ecuación de bioimpedancia mediante la ecuación de Amprére

$$\nabla \times H = \frac{dD}{dt} + J \quad (2.1)$$

$$D = \epsilon_0 E + P \quad [C/m^2] \quad (2.2)$$

Donde H es el campo magnético $[A/m]$, D es la densidad de flujo eléctrico $[Coulomb/m^2]$, J es la densidad de corriente $[A/m^2]$, E es el campo eléctrico $[V/m]$, ϵ_0 es la permitividad eléctrica $[F/m]$, P es el momento de polarización del dipolo $[Coulomb/m^2]$

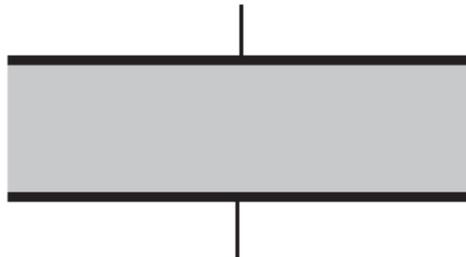
Si de la ecuación (2.1) se toma la densidad de corriente de desplazamiento tomando en cuenta que la membrana celular al paso de una corriente es equivalente a un capacitor de placas paralelas se puede expresar la densidad de corriente de desplazamiento de la siguiente forma

$$\frac{dD}{dt} = J_d \quad (2.3)$$

donde la ecuación (2.3) relaciona la densidad de flujo eléctrico y la densidad de corriente de desplazamiento de forma puntual.

La forma más simple de representar la permitividad y la impedancia es mediante el modelo de un capacitor simple como el que se puede observar en la Figura 6.

Figura 5. **Capacitor simple de placas paralelas**



Para utilizar este modelo se tienen que tomar las siguientes consideraciones:

- Se utiliza una amplitud de voltaje suficientemente pequeña denotado por v , para que el sistema sea lineal.
- Se utiliza una función sinusoidal, ésta con una notación compleja para la derivada.

$$\frac{d}{dt} = j\omega \quad (2.4)$$

Donde j es la unidad imaginaria y ω es la frecuencia angular [Rad/s].

- Tomar en consideración

$$D = \varepsilon E \quad [C/m^2] \quad (2.5)$$

Donde la permitividad esta denotada por $\varepsilon = \varepsilon_0 \varepsilon_r$ y la ecuación (2.5) implica a D, P y E donde todos los vectores tiene la misma dirección y el dieléctrico se considera isotrópico.

Bajo estas características un dieléctrico con pérdidas está caracterizado por una constante dieléctrica y conductividad complejas denotada por

$$\begin{aligned} \varepsilon &= \varepsilon' - j\varepsilon'' \\ \sigma &= \sigma' - j\sigma'' \end{aligned} \quad (2.6)$$

la cual con la omisión de la densidad de corriente de conducción, la ley de Ampere, se puede reescribir en notación compleja como

$$\nabla \times H = j\omega \varepsilon E \quad (2.7)$$

y la sustitución de la permitividad compleja en (2.7) da como resultado

$$\nabla \times H = j\omega(\varepsilon' - j\varepsilon'')E = \omega\varepsilon''E + j\omega\varepsilon'E \quad (2.8)$$

con lo cual al compararla con la ecuación (2.1) en notación compleja

$$\nabla \times H = \sigma E + j\omega\varepsilon E \quad (2.9)$$

se encuentra que el término $w\varepsilon''E$ toma en cuenta el equivalente en pérdidas de conducción, como consecuencia $w\varepsilon''$ sustituye a la conductividad en un dieléctrico con pérdidas.

También se tiene que tomar en cuenta que ε' en cualquiera de las ecuaciones (2.8) y (2.9) toma un valor real correspondiente al valor de la energía del campo eléctrico y ε'' la parte imaginaria es la pérdida por el valor de la frecuencia aplicada y esto nos plantea la ecuación siguiente.

$$\varepsilon = \varepsilon' \quad \sigma' = w\varepsilon'' \quad (2.10)$$

Las características esenciales del capacitor están en función de su forma la cual en un capacitor de placas paralelas el área de la superficie denotada como $A [m^2]$ y la profundidad del dieléctrico denotada como $L [m]$ se introducen en la ecuación de bioimpedancia aplicando la ecuación (2.3) al capacitor. Hay que tomar en cuenta primero que la ecuación (2.3) es una forma diferencial y que la unión entre el metal y el dieléctrico tiene una discontinuidad por este motivo se debe utilizar la ley de Gauss y se debe asumir un volumen pequeño para que la discontinuidad sea lo más pequeña posible para ser despreciada.

La ley de Gauss dice que el flujo externo que sale de una superficie cerrada es igual a la carga encerrada, la cual en el capacitor es la superficie de metal, cuando se aplica un voltaje v a la superficie del capacitor se puede encontrar la relación entre el voltaje, la densidad de campo eléctrico y la profundidad del dieléctrico como se puede observar en la ecuación (2.11)

$$D = \frac{v\varepsilon}{L} \quad (2.11)$$

la cual al aplicarle notación compleja toma la siguiente forma

$$\frac{dD}{dt} = j\omega \frac{v\varepsilon}{L} = J_d \quad (2.12)$$

en la cual la densidad de corriente de desplazamiento se puede representar como la corriente de desplazamiento aplicada a una superficie y tomando en cuenta que la corriente de desplazamiento y la de conducción en un capacitor son aproximadamente iguales

$$J_d = \frac{i_d}{A} = \frac{i}{A} \quad (2.13)$$

Sustituyendo la densidad de corriente de desplazamiento en la ecuación (2.12) tenemos

$$i = \frac{vj\omega\varepsilon A}{L} \quad (2.14)$$

La admitancia está definida como $Y = \frac{i}{v}$ entonces utilizando la ecuación (2.14) podemos encontrar el valor de la admitancia sustituyendo el valor de la capacitancia como $C = \frac{\varepsilon A}{L}$ [F]

$$\frac{i}{v} = Y = j\omega C \quad (2.15)$$

Si no hay pérdidas en el capacitor la corriente y el voltaje aplicados estarán desfasados 90° grados y la conductancia no sufrirá pérdidas, lo cual nos daría el término en cuadratura para la admitancia y la ecuación (2.15) quedaría de la siguiente manera

$$Y = G + j\omega C \quad (2.16)$$

Donde $G = \frac{\sigma A}{L}$ [Siemens] es el valor de la conductancia de la membrana intracelular.

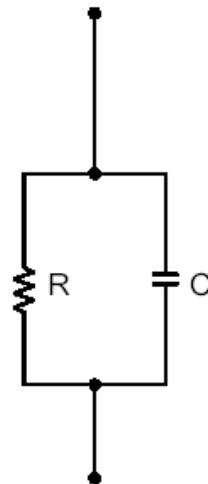
La ecuación (2.16) es la ecuación de bioimpedancia determinada en base a la admitancia pero para determinar la ecuación en función de la impedancia se utiliza las relaciones $Z = \frac{1}{Y}$, $R = \frac{1}{G}$ y $X_c = \frac{1}{j\omega C}$ aplicadas a la ecuación (2.16) nos da

$$\frac{1}{Z} = \frac{1}{R} + \frac{1}{X_c} \quad (2.18)$$

2.2.2. Características de la ecuación de bioimpedancia

- La ecuación (2.16) es la ecuación de bioimpedancia básica en un modelo de admitancia en donde la conductividad y la capacitancia están en cuadratura.
- El modelo de la ecuación (2.16) es altamente dieléctrico y en la teoría de la bioimpedancia la membrana es considerada como un conductor con propiedades capacitivas.
- El modelo de la ecuación (2.18) identifica claramente que se tiene una configuración básica de resistencia y capacitor en paralelo para la membrana intra y extra celular como la que se muestra en la Figura 7.

Figura 6. Resistencia y capacitor en paralelo



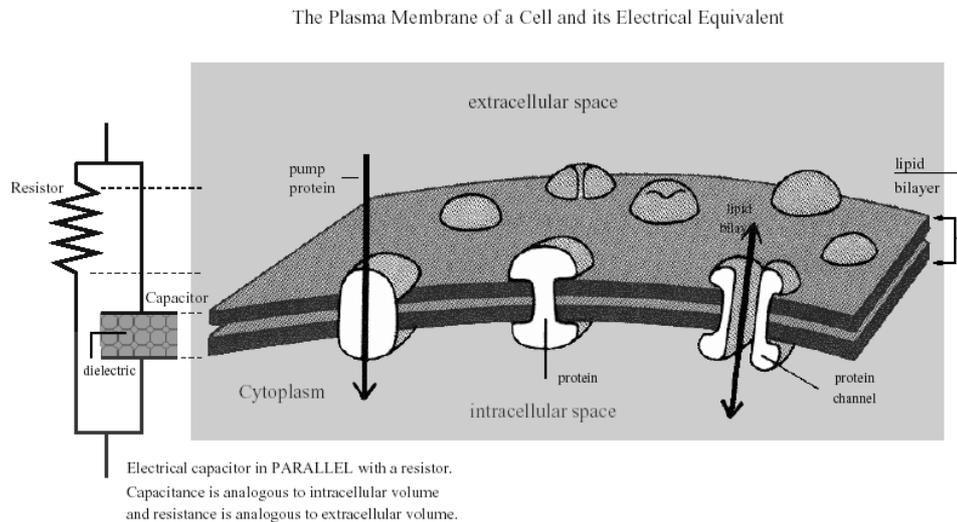
2.3 Propiedades eléctricas de los tejidos biológicos

La célula es la unidad anatómica fundamental de todos los seres vivos, está formada por el citoplasma, uno o más núcleos y una membrana que la rodea. Algunos organismos, como las bacterias, constan sólo de una sola célula, son organismos unicelulares. Otros, como los humanos, animales y plantas están hechos de una cantidad incontable de células que trabajan juntas para gestionar lo que hoy conocemos como el ser vivo. Los seres humanos estamos formados por miles de millones de células organizadas en tejidos, que forman los músculos, la piel y también órganos, como los pulmones.

El principal componente de las células es su membrana celular, cuya estructura se basa en una bicapa lipídica en la cual se encuentran distribuidas las proteínas, permitiendo la formación de canales para un intercambio iónico con el exterior.

Por sus componentes moleculares, la membrana celular actúa como una interface dieléctrica y puede ser considerada como las dos placas de un condensador como se observa en la Figura 8.

Figura 7. La membrana de plasma de una célula y su equivalente eléctrico



FUENTE: http://www.rjlsystems.com/docs/bia_info/principles/principles.pdf

Por lo tanto, cuando se aplica un campo eléctrico constante, los iones cargados eléctricamente se mueven y se acumulan en ambos lados de la membrana. Sin embargo, cuando el campo es alterno, al aumentar la frecuencia, aparecen corrientes de desplazamiento a través de la pared celular, produciendo un fenómeno de relajación.

El fenómeno de relajación dieléctrica en los tejidos es el resultado de la polarización de varios dipolos y del movimiento de las cargas que inducen un fenómeno de conducción. Los portadores de cargas son principalmente iones y la fuente principal de dipolos son las moléculas polares del agua en los tejidos.

El comportamiento eléctrico de tejidos biológicos revela una dependencia de los parámetros dieléctricos con la frecuencia de la corriente, debido a los distintos fenómenos de relajación que ocurren cuando la corriente pasa a través del tejido.

2.3.1. Resistividad y su relación con el volumen extracelular

Un ohmio es la unidad eléctrica de resistencia, igual a la resistencia que opone un circuito a una fuerza electromotriz de un voltio manteniendo una corriente de un amperio. En el caso del cuerpo humano los altamente conductores como los tejidos magros contienen gran cantidad de agua y electrolitos conductores que presentan una baja resistencia, por otra parte la grasa y los huesos son pobres conductores con alta resistencia y baja cantidad de electrolitos conductores.

2.3.2. Reactancia y su relación con el volumen intracelular

Es descrita como la resistencia capacitiva cuando describimos tejidos biológicos, podemos decir que es la oposición instantánea al flujo de corriente causado por la capacitancia. En el caso del cuerpo humano, la membrana celular consiste en una capa de un material lípido no conductor con dos capas a los extremos de moléculas de proteínas conductoras lo que forma un pequeño capacitor biológico.

2.3.3. Circuitos equivalentes para tejidos biológicos

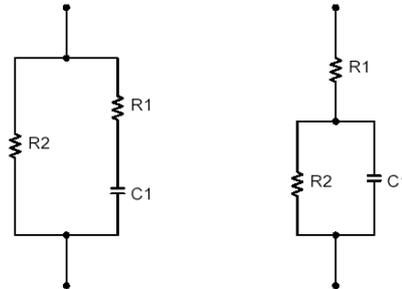
La conductividad y la permitividad complejas son características propias de los tejidos biológicos, tomando en cuenta que el tejido es isotrópico, lineal e independiente del tiempo los podemos considerar como escalares en que están en función de la frecuencia.

Para el estudio de los tejidos y pruebas de equipo se pueden simular estos mediante un circuito eléctrico de dos terminales que involucra a la ecuación de admitancia como base para su determinación. Los modelos equivalentes están basados en una célula inversa en un medio iónico, donde se representa la resistencia del medio intracelular y del medio extracelular, la capacitancia de la membrana celular y su resistencia. Para la representación de modelos de parámetros concentrados como se les llama, los más utilizados son la ecuación de permitividad compleja de Debye y la ecuación de permitividad de Cole-Cole. El modelo eléctrico de la permitividad compleja de Debye es

$$\mathcal{E}(w) = \mathcal{E}_{\infty} + \frac{\mathcal{E}_s - \mathcal{E}_{\infty}}{1 + jw\tau} \quad (2.21)$$

donde \mathcal{E}_s y \mathcal{E}_{∞} son la permitividad a baja y alta frecuencia respectivamente y τ es el tiempo de relajación en función de la capacitancia, los circuitos equivalentes se presentan en la Figura 9.

Figura 8. Circuitos equivalentes modelo eléctrico de Debye



Donde R2 representa la resistencia a baja frecuencia y la combinación en paralelo de R1 y R2 es la resistencia en alta frecuencia.

Para el caso de los tejidos biológicos que son considerados medios heterogéneos que involucran diversas constantes de tiempo, la función adecuada es la ecuación de permitividad de Cole-Cole, denotada por:

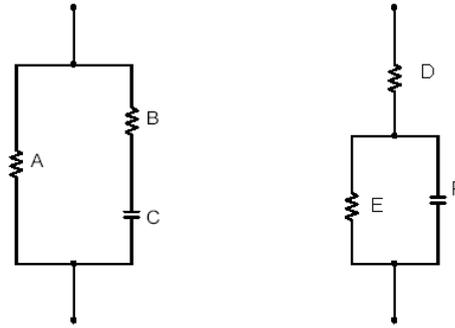
$$\mathcal{E}_{(w)} = \mathcal{E}_{\infty} + \frac{\mathcal{E}_s - \mathcal{E}_{\infty}}{1 + jw(\tau_c)^{(1-\alpha)}} - j \frac{\sigma_s}{w\mathcal{E}_0} \quad (2.22)$$

donde α es un parámetro característico de la distribución de frecuencia de relajación y

$$\tau_c = \frac{1}{2\pi f_c} \quad (2.23)$$

dando una idea del grado de dispersión de las constantes de tiempo asociadas con el fenómeno de relajación en función de la frecuencia. De esta forma se presentan la ecuación de permitividad de Cole-Cole en la Figura 10.

Figura 9. Circuitos equivalentes modelo eléctrico de Cole-Cole



Donde la impedancia Z , las resistencias A , B , D , E y el capacitor C y F están descritos por la siguientes ecuaciones.

$$Z = R_{\infty} + \frac{R_0 - R_{\infty}}{1 + j\omega \left(\frac{1}{2\pi f_c} \right)^{(1-\alpha)}} \quad (2.24)$$

$$A = R_0 \quad B = \frac{R_0 R_{\infty}}{R_0 - R_{\infty}} \quad C = -j \left(\frac{R_0^2}{R_0 - R_{\infty}} \right) \left(\frac{f_c}{f} \right)^{(1-\alpha)} \quad (2.25)$$

$$D = R_{\infty} \quad E = \Delta R = R_0 - R_{\infty} \quad F = -j \Delta R \left(\frac{f_c}{f} \right)^{(1-\alpha)} \quad (2.26)$$

Mediante los modelos de Debye y Cole-Cole se puede representar tejidos de distintas características útiles para las pruebas en equipos de medición.

2.4. Rangos de frecuencia, impedancia y corriente relacionados con el ser humano

El cuerpo humano presenta una débil oposición a la circulación de corriente eléctrica. El valor de impedancia del cuerpo es inversamente proporcional a la tensión aplicada y a la humedad de la piel. Es decir, a mayor tensión aplicada corresponderá un menor valor de impedancia corporal. Cuando la frecuencia de la corriente aplicada aumenta, la conductividad de la mayoría de los tejidos se incrementa desde un valor bajo en corriente directa, que depende del volumen extracelular, hasta un nivel constante en el rango de frecuencia media. Este incremento en conductividad está asociado a un decremento en permitividad, desde un valor alto a baja frecuencia, en tres principales relajaciones α , β y γ .

2.4.1. Rangos de frecuencia

Existen tres regiones, α (mHz a 10 KHz), β (10 KHz a 100 MHz) y γ (100 MHz a 100 GHz), donde se puede medir, siendo la región β la más utilizada. A continuación se describen cada una de las regiones en detalle.

2.4.1.1. Dispersión α

La dispersión α va desde unos pocos mHz a 10 KHz y se relaciona con las pérdidas dieléctricas del medio, estructuras intracelulares y la difusión iónica. En esta región no se suelen hacer medidas por que aporta poca información y la elevada impedancia de los electrodos no lo hace fácil.

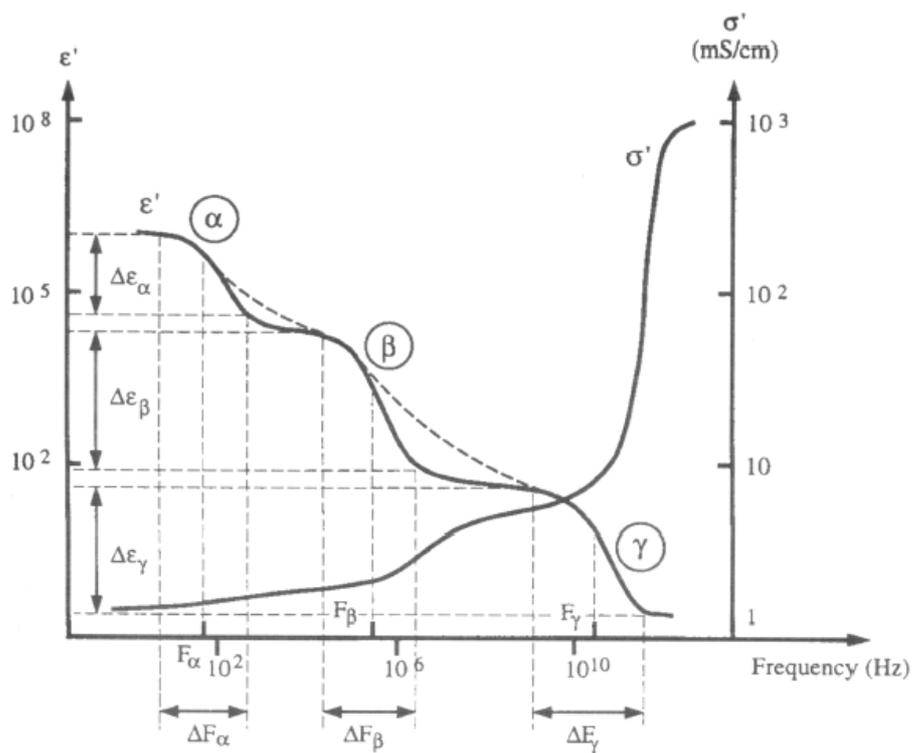
2.4.1.2. Dispersión β

La dispersión β va desde los 10 KHz a los 100 MHz y está relacionada con la capacidad de la membrana celular, y la respuesta de las moléculas de las proteínas. Aquí es donde se hacen la mayoría de las medidas.

2.4.1.3. Dispersión γ

La dispersión γ va desde los 100 MHz a 100 GHz y está relacionada con los mecanismos de relajación dipolar como las moléculas de agua, sales, etc. En la Figura 11 se puede observar la 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 y variaciones de permitividad.

Figura 10. Representación de la permitividad y resistividad de tejidos biológicos en función de la frecuencia



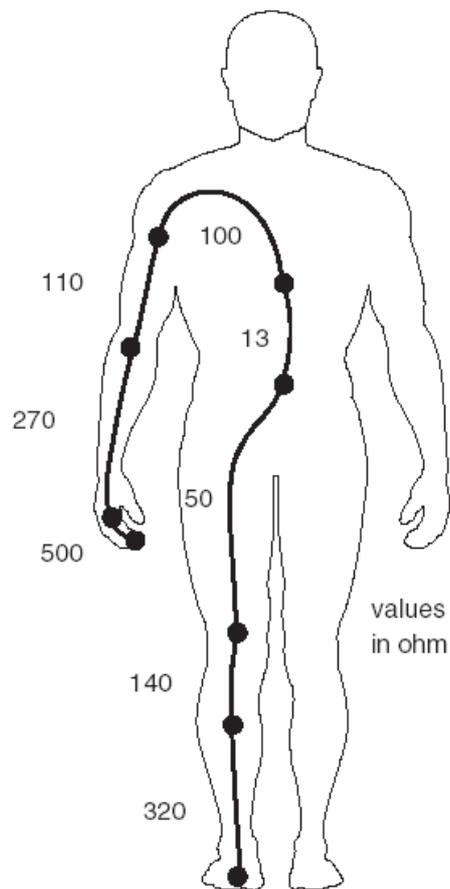
FUENTE: http://www.tdx.cbuc.es/TESIS_UPC/AVAILABLE/TDX-1020104103639//02Ysm02de07.pdf

2.4.2. Rangos de impedancia

La medición total de la impedancia del cuerpo humano (Resistencia y Reactancia) desde una perspectiva macroscópica es el vector suma entre la resistencia y la reactancia en el tronco y las extremidades, las extremidades aunque tienen una circunferencia pequeña contienen la mayor cantidad de la impedancia del cuerpo humano.

En cambio el torso con su rango entre 15 a 30 ohmios dependiendo del tamaño físico, sólo es una parte muy pequeña de la impedancia total, como se puede observar en la Figura 12.

Figura 11. **Valores de resistencia segmentados**



FUENTE: S. Grimnes and Ø. G. Martinsen, *Bioimpedance and Bioelectricity Basics*.
San Diego, CA: Academic Press, 2000.

2.4.3. Rangos de corriente

El cuerpo humano en su mayoría está compuesto por agua, lo cual al momento de atravesar por él una corriente eléctrica no opone casi ninguna resistencia, los factores principales que afectan la severidad del choque eléctrico que recibe una persona cuando se convierte en parte de un circuito son la cantidad de corriente que fluye a través del cuerpo, la trayectoria de la corriente a través del cuerpo y cuanto tiempo esté el cuerpo como parte del circuito. Además se tiene que tomar en cuenta otros factores que pueden afectar la severidad del choque eléctrico como el voltaje y la humedad del ambiente. Tomando en cuenta lo anterior, las consecuencias que se pueden presentar en un choque eléctrico pueden variar desde un pequeño hormigueo hasta quemaduras graves y paro cardíaco inmediato. La Tabla III presenta los rangos de corriente y su efecto sobre el cuerpo humano.

Tabla IV. Efectos producidos por la corriente en el cuerpo humano

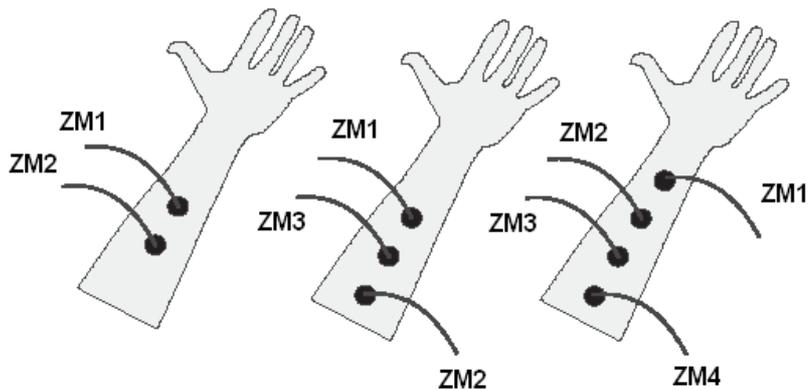
CORRIENTE (mA)	EFEECTO EN EL CUERPO
Menor a 1	Imperceptible
1	Moderado temblor o sacudimiento de los músculos
2 a 4	Temblor de los nervios de los dedos hasta el antebrazo
5 a 7	Ligera convulsión o contracción
10 a 15	Sensación desagradable pero todavía es posible soltarse
19 a 22	Fuertes dolores en el brazo, ya no es posible soltarse voluntariamente
30	Manos paralizadas, dolor insoportables
50	Inicio de paro respiratorio
100	Inicio de la fibrilación
Mayor a 100	Peligro de muerte

FUENTE: <http://www.ruelsa.com/cime/boletin/2003/bt04>.

2.5. Forma de medición de la bioimpedancia

En las medidas biológicas existen dos métodos comúnmente utilizados: el método a dos electrodos o bipolar y el método a cuatro electrodos o tetra polar. Una variante de los métodos anteriores es el método a tres electrodos. Cada una de las conexiones de los distintos electrodos en el paciente se observan en la Figura 13 donde ZM1, ZM2, ZM3 y ZM4 es la impedancia y notación de cada electrodo.

Figura 12. **Conexión de electrodos en los distintos métodos**

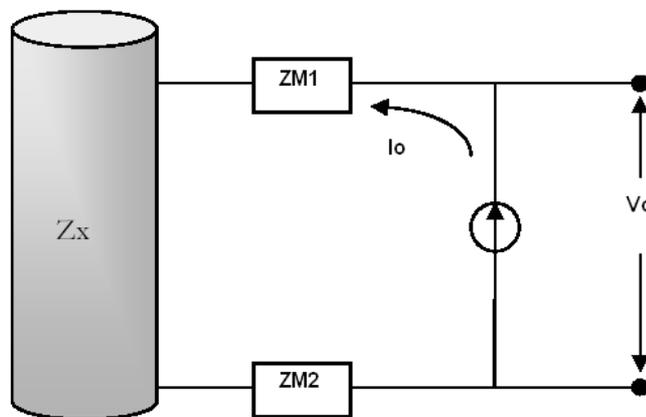


FUENTE: Sverre Grimnes, Bioimpedance, pág. 1

2.5.1. Método a dos electrodos

En el método a dos electrodos se hace circular una corriente (I_0) constante a través de los electrodos, los cuales presentan una impedancia (Z_{M1} y Z_{M2}), cuyo valor es usualmente mayor que el de la impedancia de interés entre los electrodos. El detector es conectado a través de los mismos electrodos y el voltaje (V_0) presente es una función de la impedancia entre los electrodos y de los cambios presentes debidos a los eventos fisiológicos. La forma de conectar los electrodos en el método a dos electrodos se presenta en la Figura 14.

Figura 13. Método de medida a dos electrodos

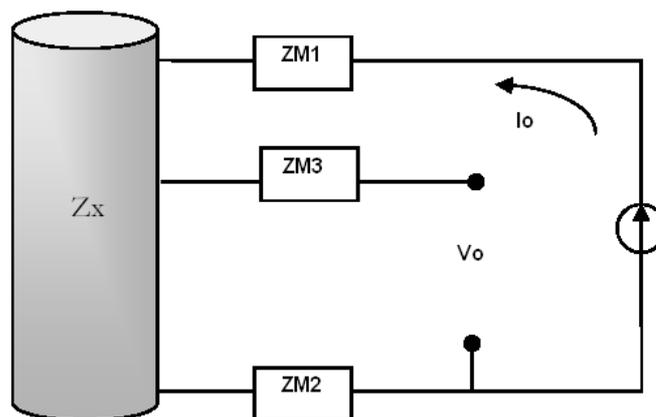


Al realizar medidas con electrodos superficiales se debe considerar que la impedancia de la piel está en serie con la impedancia del electrodo. Esto da lugar a una impedancia de contacto electrodo-piel mayor que la impedancia del tejido.

2.5.2. Método a tres electrodos

El método a tres electrodos consiste en aplicar una corriente (I_o) a través de dos electrodos, un electrodo inyector de corriente (ZM1) y un electrodo de referencia (ZM2). Esta corriente fluye a través del tejido. El voltaje se detecta entre un tercer electrodo (ZM3) y el electrodo de referencia. La diferencia de tensión (V_o) medida corresponde a la caída de tensión provocada por la corriente que se aplica a la impedancia de interés y el electrodo de referencia. El método a tres electrodos al ser sensible a la impedancia del electrodo de referencia y a la impedancia de la piel bajo este electrodo ha sido utilizado para medir la hidratación de la piel. La forma de conectar los electrodos en el método a tres electrodos se presenta en la Figura 15.

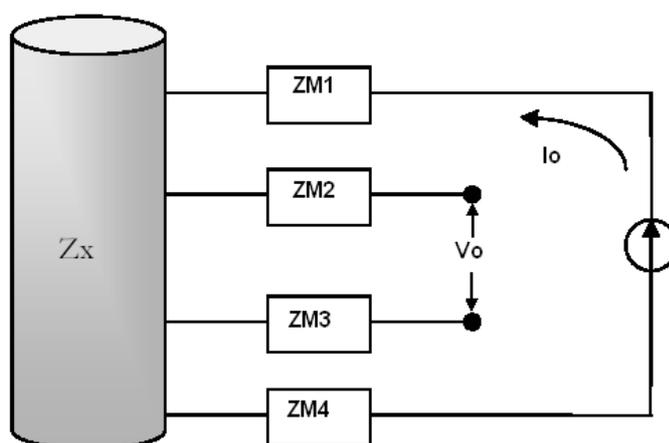
Figura 14. Método de medida a tres electrodos



2.5.3. Método a cuatro electrodos

El método a cuatro electrodos consiste en aplicar una corriente (I_0) a través de dos electrodos (ZM1 y ZM4) y detectar la tensión (V_0) en otros dos electrodos distintos (ZM2 y ZM3). Con este método se consigue eliminar la impedancia de los electrodos, siempre y cuando los electrodos empleados tengan una impedancia pequeña en comparación con la impedancia de entrada del circuito utilizado para detectar la tensión y no provoquen una saturación de los circuitos que inyectan la corriente. En el caso de realizar medidas superficiales, también se reduce la impedancia de la piel, ya que queda en serie con cada uno de los cuatro electrodos. La forma de conectar los electrodos en el método a cuatro electrodos se presenta en la Figura 15.

Figura 15. Método de medida a cuatro electrodos



2.5.4. Impedancia del electrodo

El electrodo constituye el transductor entre la corriente electrónica en el sistema de medida y la corriente iónica del tejido biológico. La impedancia del electrodo puede ser modelada por una resistencia y una reactancia en serie cuyo valor decrece cuando la frecuencia se incrementa

A pesar de que se puedan identificar los parámetros de la impedancia del electrodo, no se puede determinar un modelo preciso, ya que la magnitud depende del metal del electrodo, de su área, del electrolito utilizado, de la densidad de corriente y de la frecuencia de la corriente utilizada en las medidas.

En el caso de medidas con catéter los electrodos son el electrodo proximal y distal del mismo catéter que, usualmente, son de acero inoxidable. La impedancia que presentan estos electrodos es muy alta.

En el caso de utilizar electrodos superficiales en las medidas en el cuerpo la situación es distinta. En este caso debemos considerar otra interface adicional electrolito-piel. Debido a la capa superficial de la epidermis compuesta de células muertas, presenta características diferentes del tejido vivo, de las cuales la más importante es una impedancia muy alta.

Por lo tanto, antes de realizar una medida es aconsejable remover esta capa de células muertas o al menos una parte de ellas. Algunos métodos de eliminación son el frotamiento con algún papel mojado en alcohol o acetona o simplemente frotar la zona con algún cepillo.

Otro problema que se presenta con los electrodos superficiales es el vello que también afecta la interface electrolito-piel y se traduce en un mal contacto del electrodo, provocando errores en las mediciones, se debe de tener en cuenta estos problemas.

3. NORMAS DE SEGURIDAD PARA EQUIPO ELECTROMÉDICO

3.1. Generalidades

La tecnología médica ha aumentado considerablemente la seguridad de los equipos y ha reducido los riesgos debidos al manejo y utilización. En la actualidad, en las aplicaciones médicas los niveles de seguridad que deben reunir los sistemas de instrumentación están normalizados. Un aparato electrónico biomédico tiene que tener ciertas características necesarias para cumplir con las normas internacionales de la Comisión Electrotécnica Internacional (CEI o IEC, por sus siglas del idioma inglés, *International Electrotechnical Commission*), determina mediante la Norma IEC 60601-1: Requisitos generales para la seguridad básica y características de funcionamiento esencial y la Norma de IEC 61010-1: Requisitos de seguridad para equipos eléctricos para la medición, control y uso en laboratorio, las características de seguridad necesarias de los equipos electromédicos para evitar someter al paciente a corrientes, tensiones o campos que puedan resultar dañinos, tanto en condiciones operativas normales y anormales (fallos), protegerse y proteger al paciente de eventos anómalos, pero posibles, en su alimentación (sobretensiones), avisar (especialmente en aparatos críticos) riesgos de mal funcionamiento (principalmente, pérdida de tensión de alimentación) y comprobar el funcionamiento correcto de todo los sistemas (auto examen).

En el ámbito nacional, la entidad encargada para el desarrollo diseños o proyectos nuevos de cualquier índole es el Registro de la Propiedad Intelectual, la cual llevar a cabo la difusión de información tecnológica, contenida en los documentos de patentes. Además realiza el trámite técnico-administrativo de las diferentes solicitudes de patentes de invención, patentes de modelos de utilidad, solicitudes de registro de dibujos y diseños industriales, desde su ingreso hasta la obtención del título o certificado respectivo.

3.1.1. Normas dictaminadas por entidades nacionales

3.1.1.1. Registro Intelectual de la Propiedad

En el ámbito nacional la entidad encargada de aprobar y certificar un diseño o proyecto es el Registro de la Propiedad Intelectual donde se lleva a cabo un proceso de patente muy riguroso el cual cuenta con un forma de solicitud la cual tiene toda la información y los documentos del diseño necesarios para iniciar el proceso:

- Información del inventor
- Nombre del representante legal
- Descripción del invento y resumen del mismo
- Dibujos y Diseños en original y copia
- Forma de inscripción y boletas de pago canceladas

El examen de forma preliminar es el que determina si se cumplen la solicitud con todos la información y documentación necesaria, pasadas las primeras dos etapas se espera la publicación del edicto en el diario oficial el cual es un aviso y resumen de la solicitud, luego de la publicación se tiene un periodo de observaciones por un plazo de tres meses por reclamos.

Al determinarse que el diseño no tiene ningún impedimento legal se pasa al examen de fondo el cual verifica la novedad, el nivel inventivo y la aplicación, aprobada esta fase se otorga la patente o registro total o parcial y se entregará el certificado correspondiente.

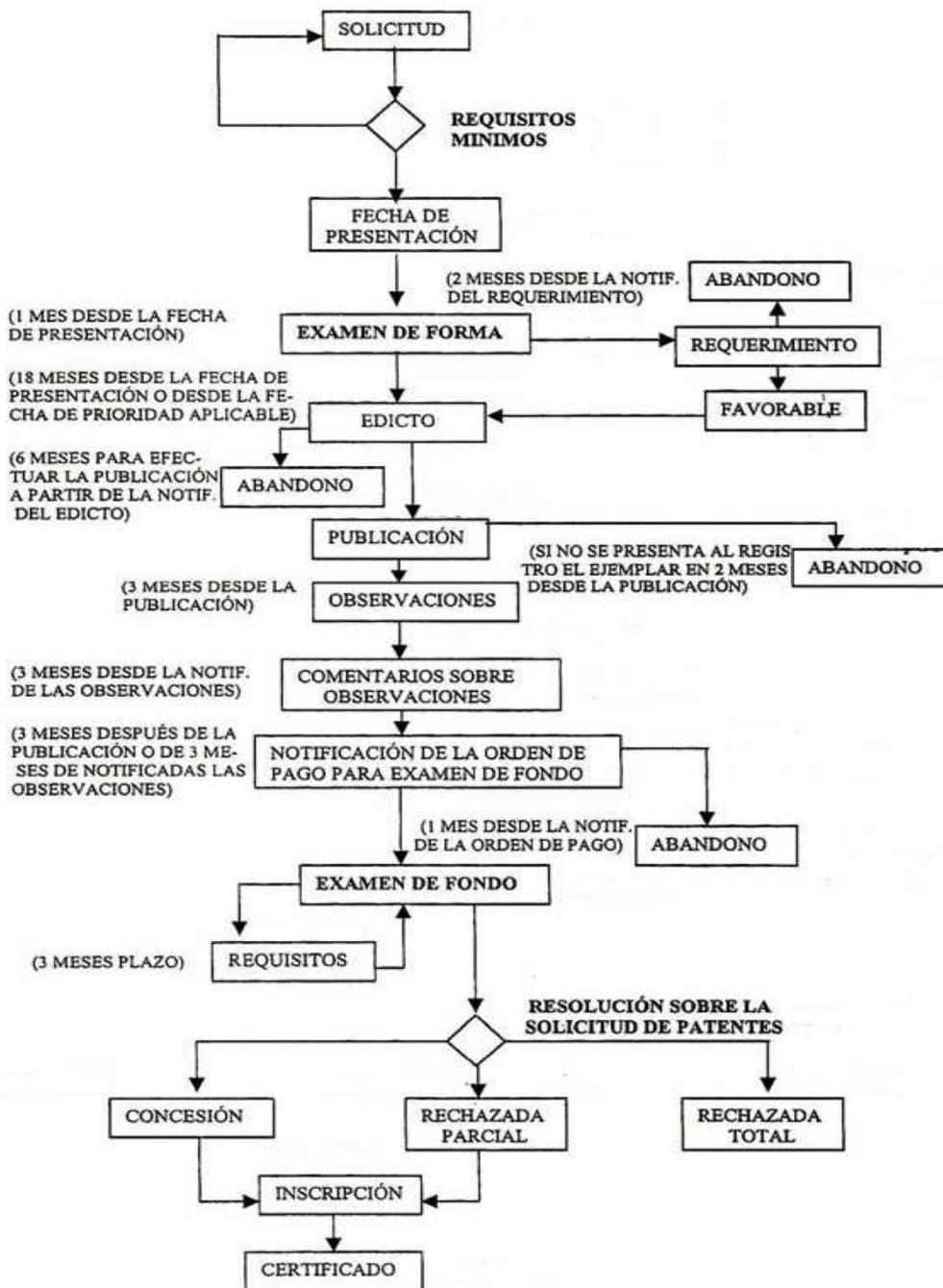
La vigencia de la protección inicia a partir de la fecha de presentación de la solicitud al Registro de la Propiedad Intelectual y la duración de una patente de invención es de 20 años.

En la Figura 16 se describe en un diagrama de flujo todo el proceso de una patente de invención y el tiempo de duración de cada uno de los puntos que se tienen que cubrir y aprobar para llegar a obtener el certificado final, teniendo varios puntos donde el proceso puede detenerse y ser rechazado.

Cada punto del proceso es evaluado por el Registro de la Propiedad Intelectual y en el momento que no se cumpla con algún requerimiento se detendrá el mismo y se tendrán que efectuar las modificaciones necesarias para poder iniciar el proceso de nuevo.

Figura. 16 Diagrama de proceso de una patente de invención

DIAGRAMA DE PROCESO DE UNA PATENTE DE INVENCION



FUENTE: <http://www.rpi.gob.gt/imagenes/diagramapat.jpg>

3.1.2. Normas dictaminadas por entidades internacionales

3.1.2.1. Comisión Electrotécnica Internacional (CEI)

La Comisión Electrotécnica Internacional (CEI o IEC, por sus siglas del idioma inglés, *International Electrotechnical Commission*) es una organización de normalización en los campos eléctrico, electrónico y tecnologías relacionadas.

La Comisión Electrotécnica Internacional normaliza y define la terminología electrotécnica desde 1909 bajo la supervisión del Comité Técnico de Terminología y al Vocabulario Electrotécnico Internacional de la CEI.

3.1.2.1.1. Norma IEC 60601: Equipos Electromédicos

La Norma IEC 60601 en su primera parte: Requisitos generales de seguridad con su Norma IEC 60601-1-1: Requisitos de seguridad para los sistemas electromédicos, define la seguridad de los sistemas de la siguiente manera: la combinación de los artículos de equipo, al menos uno debe ser equipo electromédico y debe interconectarse por la conexión funcional o el empleo de múltiple salida de enchufe debidamente protegida o puesta a tierra. Además, contiene la descripción de las exigencias de seguridad necesarias para proporcionar la protección para el paciente, el operador y el entorno.

Otro apartado a tomar en consideración es la Norma IEC 60601-1-4: Sistemas electromédicos programables, que especifica los requisitos para el proceso por el cual un sistema electromédico programable está diseñado. Sirve como la base de las necesidades de determinadas normas, entre ellas actúa como una guía para los requisitos de seguridad con el fin de reducir y gestionar los riesgos. Esta norma cubre requisito de especificación, la arquitectura, diseño detallado y la aplicación de desarrollo de software, la modificación, la verificación y validación, el marcado y documentos de acompañamiento.

La utilización del equipo electromédico es otra parte importante que se tiene que tomar en consideración en el apartado IEC 60601-1-6: La utilización, determina que en la práctica médica, cada vez más médicos utilizan equipos electromédicos para la observación y el tratamiento de los pacientes. Los errores causados por la falta de facilidad para la interacción con el equipo se han convertido en un creciente motivo de preocupación. El proceso de ingeniería de utilización se destina a lograr razonable facilidad de uso, lo que a su vez se destina a minimizar los errores y la utilización para reducir al mínimo el uso riesgos asociados. Algunas, pero no todas, las formas de uso incorrecto son susceptibles de control por el fabricante. El proceso de ingeniería de utilización es parte del proceso de control de riesgos. Esta garantía estándar describe un proceso de ingeniería de utilización, y proporciona orientación sobre la manera de aplicar y ejecutar el proceso de proporcionar atención médica, mediante equipos electromédicos. Toma en consideración el uso normal y el uso de errores, pero excluye el uso anormal.

Cuando un equipo electromédico tiene un desperfecto o falla es necesario que se implemente de manera inmediata una forma de aviso, de esto está encargado el apartado IEC 60601-1-8: Requisitos generales, ensayos y guía para los sistemas de alarma médica en los equipos electromédicos y sistemas eléctricos, que especifica los requisitos para los sistemas de alarma y las señales de alarma en equipos electromédicos y sistemas electromédicos.

El objeto de esta norma es la garantía para especificar la seguridad básica y características de funcionamiento esencial requisitos y pruebas para sistemas de alarma médica en los equipos electromédicos y sistemas eléctricos y de proporcionar orientación para su aplicación. Esto se logra mediante la definición de las categorías de alarma (prioridades) según el grado de urgencia, las señales de alarma consistente y coherente de control de los estados y de sus marcas para todos los sistemas.

3.1.2.1.2. Norma IEC 61010: Requisitos de seguridad para equipos eléctricos de medida, control y uso en laboratorio

La Norma IEC 61010 en su primera parte 1: Requisitos generales, especifica la seguridad para equipos eléctricos destinados a profesionales, proceso industrial, y uso educativo.

Se aplica a cuatro grupos principales:

- Electricidad de prueba y medición de equipos tales como generadores de señales, normas de medición, suministro de energía eléctrica, los transductores, transmisores, etc.
- Control de equipos eléctricos para controlar los valores específicos de ajuste manual, la programación o por variables de entrada.
- Equipo de laboratorio de electricidad para medir, indicar, controlar o analizar las sustancias, incluidos los de diagnóstico.
- Accesorios para su uso con las anteriores.

3.1.2.1.3. Norma IEC/TR 60513: Aspectos fundamentales de las normas de seguridad para equipos electromédicos

La Norma IEC/TR 60513 es un reporte técnico de la Comisión Electrotécnica Internacional (IEC) que incluye los aspectos fundamentales de las normas de seguridad para equipos electromédicos.

Este informe identifica las consideraciones fundamentales que deben tenerse en cuenta en la elaboración de normas para garantizar la seguridad de equipos electromédicos.

4. MEDIDOR DE BIOIMPEDANCIA DE LA PIEL PROPUESTO CON BASE AL MICROCONTROLADOR PIC16F877A

4.1. Microcontroladores PIC

Un microcontrolador es un circuito integrado utilizado para controlar un proceso, con una escala de integración muy elevada, lo que permite incluir dentro de él, todos los elementos necesarios para el control del proceso sin utilizar demasiado espacio, modificable de una forma sencilla y con una alta confiabilidad.

Un microcontrolador es el equivalente de una computadora en un solo circuito integrado, que incluye a todos los dispositivos periféricos que son conectados con el microprocesador. Un microcontrolador está básicamente constituido por un procesador, memoria de almacenamiento que puede ser de datos o de programa y los módulos periféricos de entrada y salida para el control del proceso.

4.1.1. Tipo de arquitectura

Un microcontrolador o Controlador de Interfaz Periférica (PIC, por sus siglas del idioma inglés, *Peripheral Interface Controller*), se ha caracterizado por tener una estructura interna que permite incluir una gran cantidad de módulos y periféricos, que lo hace un dispositivo de funcionamiento independiente. Utilizan el modelo Harvard, en el cual, la memoria de datos y de programa se conectan al procesador por buses independientes, lo que permite que éste se comuniquen de forma simultánea con ambos. Utiliza un set de instrucciones de código reducido (RISC, por sus siglas del idioma inglés, *Reduced Instruction Set Computer*), que permite una mayor velocidad de ejecución por instrucción disminuyendo la cantidad de ciclos de reloj para ejecución del programa.

Por su tipo de arquitectura los microcontroladores se clasifican en arquitectura cerrada y abierta, las características de cada arquitectura se presentan en la Tabla V.

Tabla V. **Tipos de arquitectura de los microcontroladores**

CARACTERÍSTICA	ARQUITECTURA CERRADA	ARQUITECTURA ABIERTA
PROCESADOR	Característico	Característico
MEMORIA	Tamaño Fijo	Tamaño Variable
INSTRUCCIONES	Cantidad Especifica	Cantidad Especifica
PERIFERICOS E/S	Cantidad Fija	Cantidad Variable
APLICACIÓN	Tarea Especifica	Tarea Variable
HARDWARE	No Admiten Modificaciones	Admiten Modificaciones

Los microcontroladores PIC poseen el tipo de arquitectura cerrada, esto da la ventaja de poder utilizar un solo circuito integrado para resolver una aplicación disminuyendo los costos del sistema.

4.1.2. Características de los microcontroladores PIC

La característica de los microcontroladores puede volverse demasiado extensas si tomamos el tamaño de memoria, tipo de memoria, velocidad, módulos periféricos como un patrón de clasificación. Microchip es el fabricante de microcontroladores PIC que lidera el mercado de los microcontroladores gracias a sus bajos costos, programación sencilla, gran cantidad de información y una amplia gama de características (velocidad, Convertidor Analógico Digital, Comparadores, Conexión Serial, Memoria) necesarias para el diseño sencillo de las aplicaciones. Microchip ha dividido sus microcontroladores en tres grupos, que toman como característica el tamaño de las instrucciones de los microcontroladores PIC. De acuerdo a esto, existen tres clasificaciones que se presentan en la Tabla VI.

Tabla VI. **Clasificación de los microcontroladores por el tamaño de sus instrucciones**

CARACTERÍSTICA	GRUPO 1	GRUPO 2	GRUPO 3
INSTRUCCIONES	12 bits	14 bits	16 bits
MEMORIA FLASH	Si	Si	Si
MEMORIA RAM	Si	Si	Si
MEMORIA EEPROM	Si	Si	Si
PIC	12CXX-16CX5	16CXXX-16FXX	17CXX-18CXXX-18FXXX

Las series PIC12CXX y PIC16CX5 cuentan hasta con 33 instrucciones en su set, mientras que las series PIC16CXXX y los PIC16FXXX cuentan con un set de 35 instrucciones o más y las series PIC17CXX, los PIC18CXXX y los PIC18FXXX cuentan con un set de 76 instrucciones además poseen la mayor capacidad de memoria de los tres grupos.

4.1.2.1. Procesador

El procesador es el dispositivo que determina la cantidad de direcciones disponibles o capacidad de memoria a instalar y el tamaño de los registros de la memoria o bus de datos. Este dispositivo es el encargado de direccionar la memoria de instrucciones, almacenar la instrucción a ejecutar, decodificar la instrucción y por último ejecutarla.

4.1.2.2. Tipos de memoria

La memoria de un microcontrolador son registros digitales que almacenan el programa y los datos del usuario durante el funcionamiento normal de dispositivo, e incluso, pueden mantener estos registros, sin necesidad de estar conectado a una fuente de energía. Un microcontrolador se caracteriza por tener memorias dentro del mismo circuito integrado. Existen dos tipos fundamentales de memorias, la memoria no volátil (ROM, del idioma inglés, *Read Only Memory*) y la memoria volátil (RAM, del idioma inglés, *Random Acces Memory*). Un PIC posee ambos tipos de memoria.

En el caso de la memoria RAM, solo puede almacenar datos mientras el microcontrolador permanezca conectado a una fuente de energía y al suspenderse la alimentación, se pierden los datos almacenados. En el caso de las ROM, puede almacenar datos, aún después de quitar la alimentación al microcontrolador. Las memorias no volátiles son importantes en el microcontrolador, para almacenar la memoria del programa y para almacenar datos de los procesos realizados y la memoria RAM es utilizada para efectuar operaciones dentro del microcontrolador.

Las memorias ROM permiten al usuario grabar una sola vez en sus registros los datos deseados, utilizando circuitos sencillos, después de grabada, es imposible borrarla o escribir sobre los datos existentes. La memoria EPROM puede ser grabada y borrada varias veces. Para programarla sólo es necesario un circuito para direccionamiento de datos en las localidades deseadas.

Para borrarla es necesaria la aplicación de luz ultravioleta, a través de una pequeña abertura que poseen los circuitos integrados para poder ser borrados. Las memorias EEPROM se pueden programar y borrar eléctricamente. Son ideales en aplicaciones donde se desea almacenar tablas de valores o para registrar de forma permanente algunos datos de la aplicación del microcontrolador.

Las memorias FLASH tienen un funcionamiento similar al de las memorias EEPROM con las características de mayor velocidad y capacidad por encapsulado.

En la Tabla VII se presentan los tipos de memoria RAM y ROM y sus características esenciales.

Tabla VII. **Características de las memorias ROM y RAM**

TIPO DE MEMORIA	GRABADO	BORRADO	OBSERVACIÓN
ROM	Si	NO	Almacenamiento del programa inicial
EPROM	Si	Si	Borrado por medio de luz ultravioleta
EEPROM	Si	Si	Borrado eléctricamente
FLASH	Si	Si	Mayor velocidad y capacidad
RAM	En ejecución	En ejecución	Necesita fuente de poder constante

4.1.2.3. Unidad Aritmético Lógica

La unidad aritmética lógica (ALU, del idioma inglés, *Aritmetic Logic Unit*) es la encargada de efectuar todas las operaciones aritméticas lógicas entre registros. De acuerdo a la capacidad de operaciones a realizar se puede determinar la cantidad de ciclos de reloj a utilizar por cada operación realizada.

4.1.2.4. Oscilador

La función principal de un oscilador es la de enviar los impulsos que servirán para sincronizar la ejecución de instrucciones del programa. El oscilador es el que determina la velocidad del sistema, cada microcontrolador posee especificaciones de frecuencia máxima de alimentación.

4.1.2.5. Instrucciones

Las instrucciones son códigos binarios, que cuando son decodificadas por el procesador, dan como resultado la ejecución de una acción. Las instrucciones pueden ser de 12, 14 ó 16 bits, de acuerdo al grupo utilizado. Las instrucciones del microcontrolador son ortogonales, es decir que cualquier instrucción puede utilizar a cualquier registro como fuente o como destino. Las instrucciones en un microcontrolador se pueden clasificar como se presenta en la Tabla VIII.

Tabla VIII. **Clasificación de las instrucciones en un microcontrolador**

INSTRUCCIÓN	CARACTERÍSTICA
ORIENTADA A BYTES	Utiliza registros de la memoria de datos para realizar operaciones
ORIENTADA A BITS	Utiliza los bits de un registro para una operación lógica
DE CONSTANTES	Almacena cualquier código en la memoria de datos
DE CONTROL	Tienen el control del flujo lógico del programa
DE MEMORIA	Escritura y lectura en memoria

4.1.2.6. Periféricos

Las características que diferencian a un microcontrolador de un microprocesador son llamadas periféricos las cuales son los dispositivos que realizan una interfaz entre el procesador y el mundo real. Estos nos sirven para recopilar información del proceso o ejecutar acciones para corregirlo en caso de alguna anomalía.

En la Tabla IX se presentan algunos periféricos esenciales y su aplicación.

Tabla IX. **Periféricos esenciales y su aplicación**

PERIFÉRICO	APLICACIÓN
ENTRADA / SALIDA	Teclado para interacción con el usuario
PUERTO SERIAL	Comunicación a una computadora personal
ADC	Digitalización de los datos del sistema
LCD	Presentación de resultados e interacción con el usuario
TEMPORIZADOR	Control de tiempos en el sistema
CONTADORES	Control de cantidades en el sistema

4.1.2.7. **Convertidor analógico digital (ADC)**

Los PIC16F87X poseen un convertidor analógico digital (ADC, por sus siglas del idioma inglés, *Analogic Digital Converter*) interno que les permite manejar 5 entradas analógicas para los dispositivos de 28 pines y 8 para los de 40 pines.

El ADC es un convertidor de 10 bits, el cual puede realizar la conversión de una de las ocho entradas o canales analógicas AN0 hasta AN7 multiplexadas por la lógica interna que utiliza como líneas de selección del canal.

Todo convertidor ADC requiere voltajes de referencia que determinan el valor de mínima escala o voltaje de referencia negativo o VREF- y el de plena escala voltaje de referencia positivo o VREF+, de manera que la conversión de un valor de voltaje analógico de entrada en el rango de VREF- a VREF+ producirá un valor equivalente binario en el rango de 0 a 2^n-1 , Donde n es la resolución del convertidor o bits de conversión que emplea.

4.1.2.8. Pantalla de cristal líquido (LCD)

Una pantalla de cristal líquido (LCD, por sus siglas del idioma inglés, *Liquid Display Cristal*) es un periférico para el despliegue de datos. La LCD está constituida por un circuito de control integrado en el impreso de la pantalla, pines de conexión y un banco de memoria RAM. La memoria RAM de despliegue de datos, es la que almacena los caracteres que se despliegan en la pantalla LCD y la memoria RAM generadora de caracteres puede ser utilizada por el diseñador para generar carácter personalizados.

4.2. Especificaciones del equipo de bioimpedancia de la piel

El equipo de bioimpedancia de la piel que se desea debe de tomar dos valores como mínimo del paciente en áreas distintas de la piel por separado para luego efectuar el análisis y determinar el riesgo que se tiene de ser afectado por cáncer de la piel.

Para el equipo de bioimpedancia de la piel se deben de tomar en consideración en un diagrama de bloques general todas las características de hardware necesarias para que el equipo sea funcional, sencillo y confiable. Como partes básicas se plantean: la fuente de poder, electrodos, inyección de corriente y acondicionamiento de la señal y como parte primordial del equipo el microcontrolador PIC16F877A que por su sencillez en programación, gran adaptabilidad a distintos periféricos, memoria de almacenamiento de datos y su convertidor analógico digital (ADC) es el ideal para este diseño.

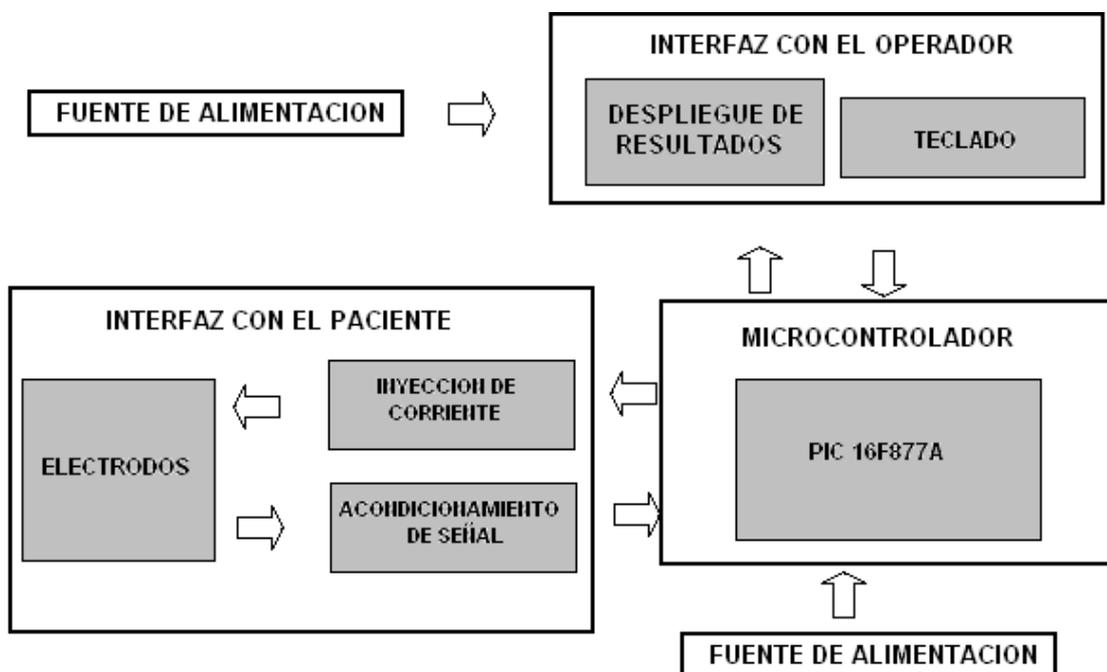
La interfaz con el operador del equipo de bioimpedancia de la piel se plantea, mediante una pantalla de cristal líquido (LCD) y un teclado para el ingreso de las funciones básicas del equipo. Para el diseño del equipo se desglosa el mismo en pequeños bloques que se analizan y presentan por separado, teclado, presentación de los resultados, interfaz con el usuario, fuente de poder y microcontrolador cada una con el diseño del hardware y la programación necesaria para la interconexión del sistema. La programación lineal se presenta de una forma sencilla mediante diagramas de flujo para cada uno de los componentes.

4.3. Concepción global del equipo de bioimpedancia de la piel

Para su etapa de diseño el equipo de bioimpedancia de la piel se dividido en los siguientes bloques: Interfaz con el usuario la cual consta de los electrodos de conexión al paciente la inyección de corriente y el acondicionamiento de la señal resultante.

El despliegue de datos por medio de una pantalla de cristal líquido, y el teclado como interfaz con el operador del dispositivo y la fuente de poder del equipo. En la Figura 17 se presenta la concepción global del equipo por medio de un diagrama de bloques del medidor de bioimpedancia de la piel.

Figura 17. **Diagrama de bloques del equipo de bioimpedancia de la piel**

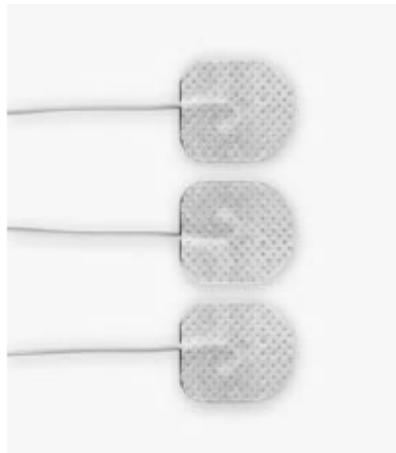


4.4. Interfaz del equipo de bioimpedancia de la piel con el paciente

4.4.1. Electrodo

Los electrodos que se plantan son electrodos adhesivos y desechables con gel conductor para cualquier tipo de aplicación de alta sensibilidad, estos vienen presentados en paquetes de tres piezas fabricados por la empresa Instrumentación y Componentes como se presenta en la Figura 18, los cables utilizados son blindados para evitar cualquier ruido proveniente del ambiente que pueda influir en la correcta lectura de la señal del cuerpo.

Figura 18. **Electrodos adhesivos y desechables con gel conductor**

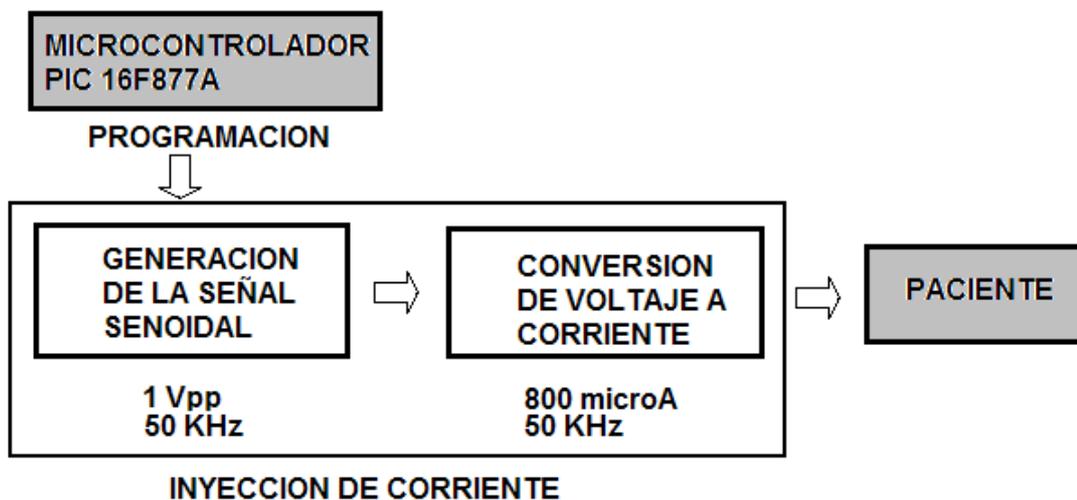


FUENTE: <http://medicina.inycom.es/eses/productos/Documents/estimuladores.pdf>

4.4.2. Inyección de corriente

La fuente de corriente tiene como función, generar una señal sinusoidal a una frecuencia de 50 KHz y con una corriente de 800 microamperios de valor pico. Como las medidas se plantean son a una única frecuencia se le llama al sistema de medición de mono frecuencia. La frecuencia estándar de 50 KHz presenta propiedades óptimas ya que se atraviesa la membrana celular y se determinan los compartimientos extra e intracelular, la corriente aplicada no es invasiva y es imperceptible al ser humano. En la Figura 19 la inyección de corriente se presenta en dos etapas la generación de la señal y la fuente de corriente no invasiva.

Figura 19. Diagrama de bloques de la inyección de corriente

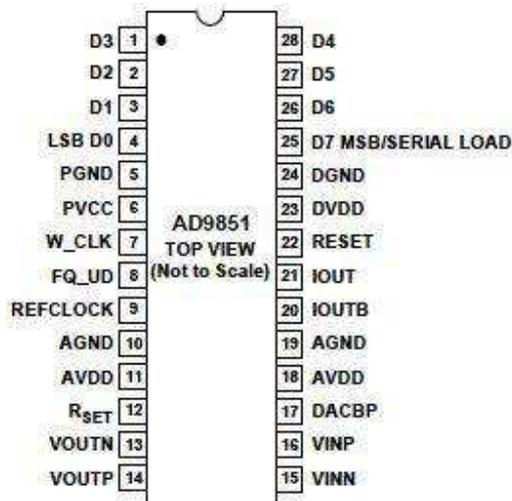


Para la generación de la señal senoidal se plantea la utilización de un generador de señal integrado, el cual puede ser controlado mediante el microcontrolador PIC.

Un generador de señal integrado usa una memoria para reconstruir digitalmente la señal de salida deseada y un convertor digital analógico para pasar la señal digital al dominio análogo.

El AD9851 es uno de estos dispositivos que permiten ser programados por carga serial o paralela hasta frecuencias de 180 MHz, la señal que se obtendrá a la salida tendrá la frecuencia y fase que digitalmente se haya programado en este. En la Figura 20 se presenta el Ad9851 propuesto para este diseño.

Figura 20. **Generador de señal integrado AD9851**



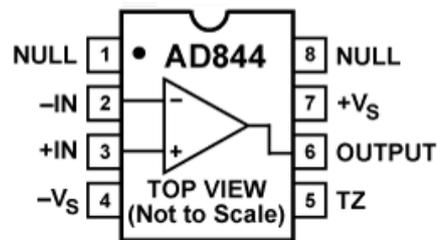
FUENTE: http://zdjecia.swistak.pl/02/273/2273789_1.jpg

Esta señal entregada por el AD9851 debe ser transformada en corriente para su posterior aplicación, para esto se implementa un módulo de transconductancia, el cual tomará la señal entregada por el generador de señal integrado y la convertirá en corriente sin alterar su frecuencia ni su fase.

Para un sistema que ha de entregar corriente lo ideal es que su fuente tenga una impedancia de salida lo suficientemente alta como para que la corriente de no cambie significativamente si la impedancia de carga cambia, teniendo en cuenta esto se debe pensar en un sistema de fuente de corriente que permita conservar estas características, este puede ser implementado por medio del uso de una configuración especial del amplificador operacional en fuente de corriente.

Actualmente, el amplificador operacional AD844 ofrece todas estas características, proporcionando una salida de fuente de corriente estable y sin ruido. En la Figura 21 se presenta el amplificador operacional de banda ancha AD844.

Figura 21. Amplificador Operacional AD844



FUENTE: <http://www.futurlec.com/AnalogDevices/AD844.gif>

4.4.2.1. Diseño electrónico

Para el diseño electrónico del generador de señal AD9851 se tiene que tomar en cuenta las siguientes consideraciones:

- **Alimentación:** El generador de señal AD9851 es un dispositivo con una alimentación máxima de 6 voltios dc. Para el diseño del medidor de bioimpedancia se propone una fuente de poder con un regulador LM7805 el cual genera una alimentación de 5 voltios la cual no sobrepasa el voltaje máximo de operación del dispositivo.
- **Corriente de salida:** El generador de señal AD9851 utiliza un convertidor digital analógico (DAC, por sus siglas del idioma inglés, *Digital Analogic Converter*), el cual en función del pin RSet (12) por medio de la ecuación (4.1) determina el valor de la corriente de salida para el AD9851, la corriente de salida del AD9851 es de 10 mA en base a una resistencia de 3.9 KΩ.

$$I_{out} = \frac{39.93}{R_{Set}} \quad (4.1)$$

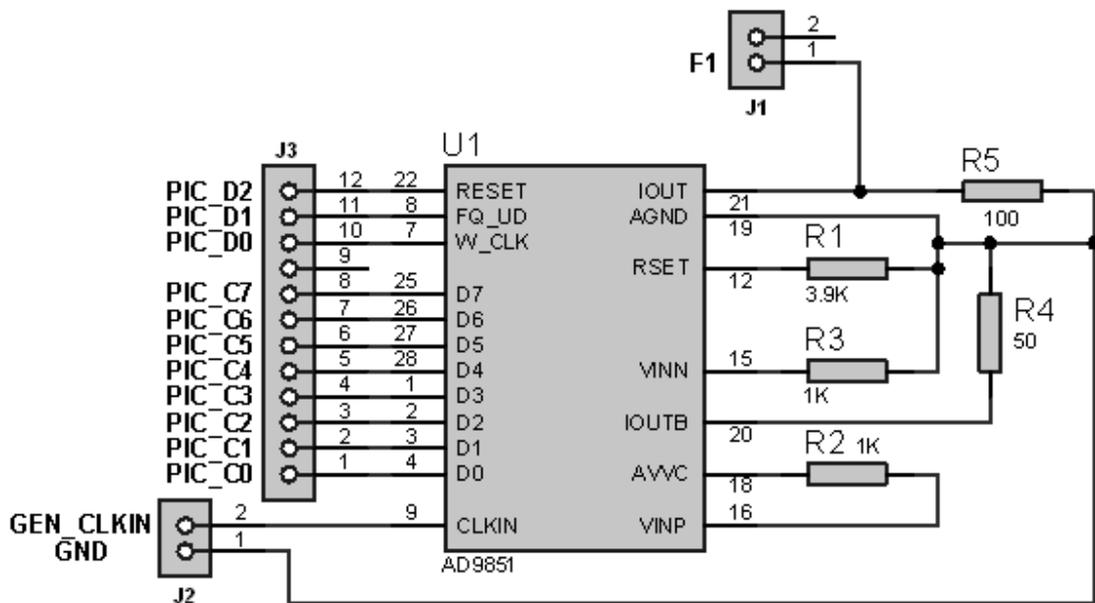
- **Voltaje de salida:** El generador de señal AD9851 tiene una salida determinada por corriente, es necesaria la conversión de voltaje a corriente para la siguiente etapa de diseño por lo cual a la salida del pin IOUT (21) se coloca una resistencia a tierra con salida en paralelo la cual está determinada por el voltaje de salida del diseño que es de un voltio pico a pico de forma senoidal y está determinado por la ecuación (4.2).

$$V_{out} = I_{out} * R5 \quad (4.2)$$

- **Ingreso de la información:** El generador de señal AD9851 tiene un ingreso de información para su programación tanto serial como paralelo, para el diseño del medidor de bioimpedancia de la piel se propone un ingreso de información paralelo con cuatro ciclos ya que se utilizan menos ciclos de reloj de carga en el pin W_CLK (7) que en una programación serial con 40 ciclos.

En la figura 22 el conector J1 conecta la señal senoidal de salida del AD9851 a la siguiente etapa, el conector J2 conecta el reloj del AD9851 al reloj externo de sistema y el conector J3 es el bus de datos y de control hacia el microcontrolador.

Figura 22. Circuito esquemático del generador senoidal AD9851



Para el diseño electrónico de la fuente de corriente controlada por voltaje se tiene que tomar en cuenta las siguientes consideraciones:

- **Voltaje de control:** El generador de señal proporciona una salida de voltaje pico a pico de un voltio, la cual es el voltaje de control para la fuente de corriente.
- **Corriente de salida:** La corriente generada por la fuente de corriente tiene que tener la característica de no sobrepasar 800 microamperios que está determinado por la ecuación (4.3) con un voltaje de entrada de un voltio $R1$ con un valor de 2 M Ω y $R5$ con un valor de 2 K Ω además se tomaron en consideración las ecuaciones (4.4) y (4.5) para la disminución del error en el amplificador.

$$I_{out} = \frac{R3 * V_{in}}{R1 * R5} \quad (4.3)$$

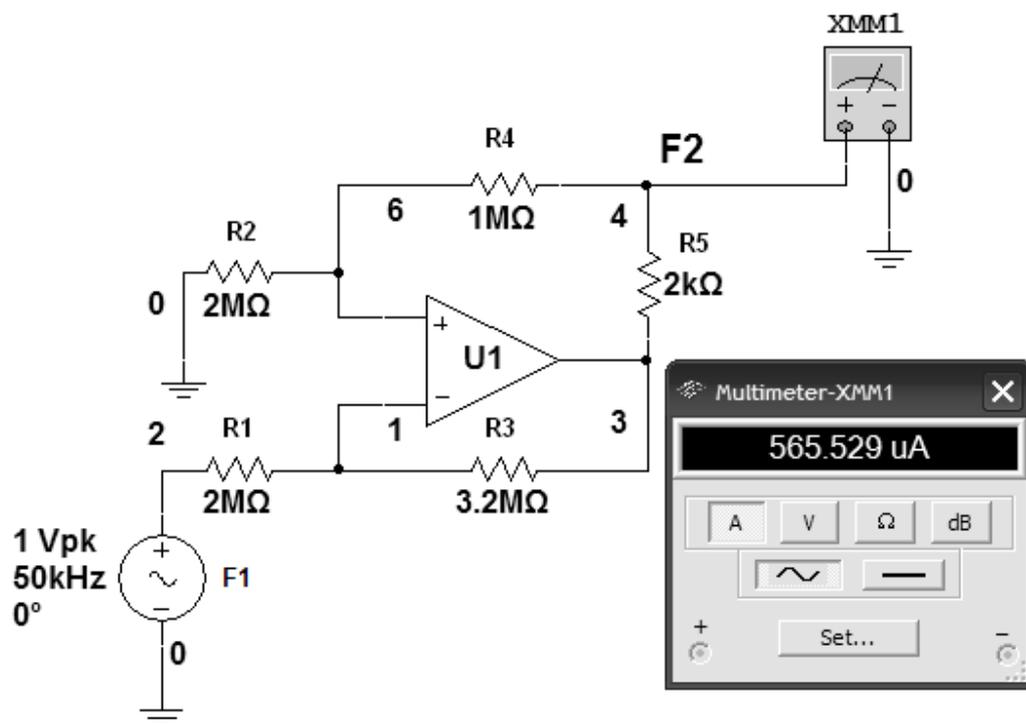
$$R3 = R4 + R5 \quad (4.4)$$

$$R1 = R2 \quad (4.5)$$

En la Figura 23 se mide la salida de la fuente de corriente controlada por voltaje con el multímetro XMM1 presenta un resultado de 565.59 microamperios de valor eficaz el cual al ser convertirlo a corriente pico por medio de la ecuación (4.6) da el resultado de 799.86 microamperios planteado en los requerimientos iniciales del medidor de bioimpedancia de la piel.

$$\text{Valor Pico} = \sqrt{2} * \text{Valor Eficaz} \quad (4.6)$$

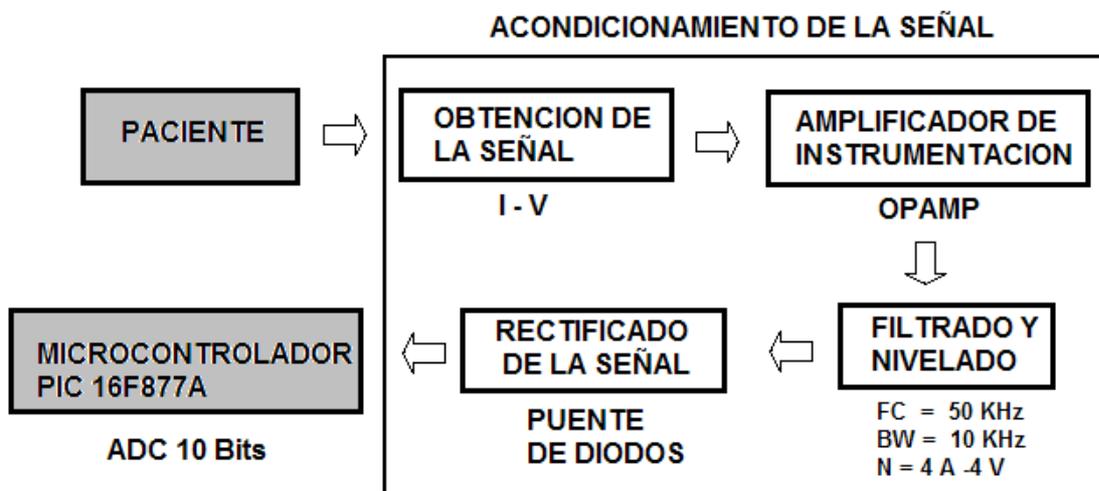
Figura 23. **Circuito esquemático de la fuente de corriente controlada por voltaje**



4.4.3. Acondicionamiento de la señal recibida

El bloque que comprende la obtención de la señal se realiza mediante dos amplificadores operacionales configurados como fuentes de voltaje controladas por la corriente, los cuales obtienen dos voltajes con una pequeña diferencia, estos voltajes son la entrada del siguiente bloque, el amplificador de instrumentación. Este amplificador se usa para medir pequeños voltajes diferenciales superpuestos sobre un voltaje de modo común, más grande que el diferencial, se le llama también, amplificador transductor. El amplificador de instrumentación se coloca en la etapa de entrada de un instrumento electrónico, se utiliza para aumentar la sensibilidad del circuito. El siguiente bloque consiste en el filtrado de la señal de salida del amplificador de instrumentación, esto se realiza mediante un filtro pasa banda, con una banda de frecuencias entre 45KHz a 55KHz y una frecuencia central de 50 KHz, el propósito de este filtrado es el de eliminar el ruido existente en la señal. Las etapas más importantes del acondicionamiento de la señal recibida se presentan en la Figura 24.

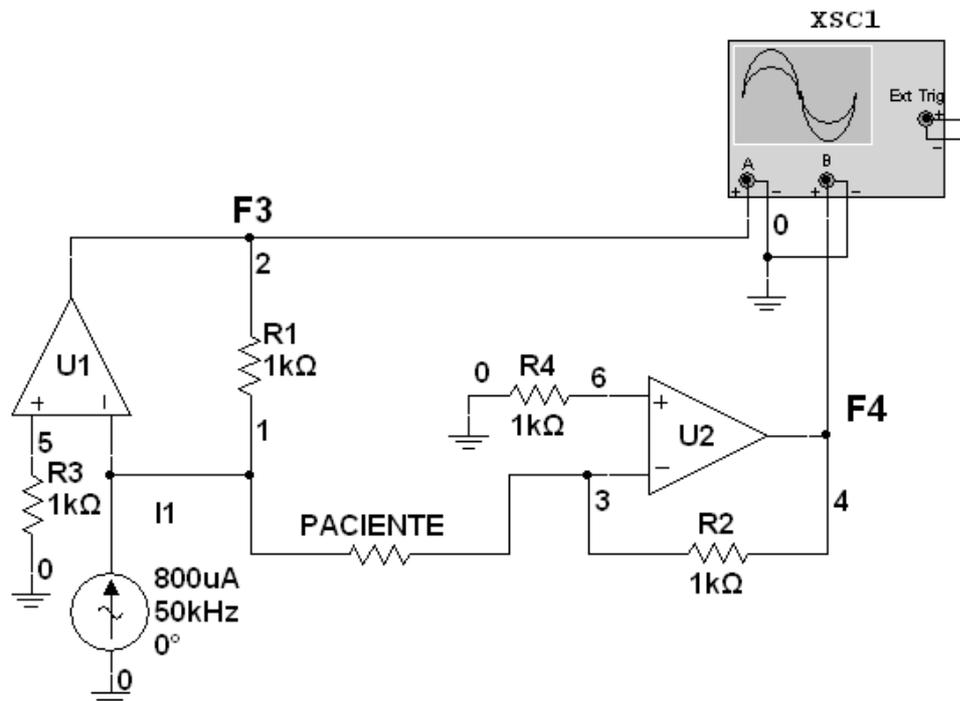
Figura 24. Diagrama de bloques del acondicionamiento de señal



4.4.3.1. Diseño electrónico

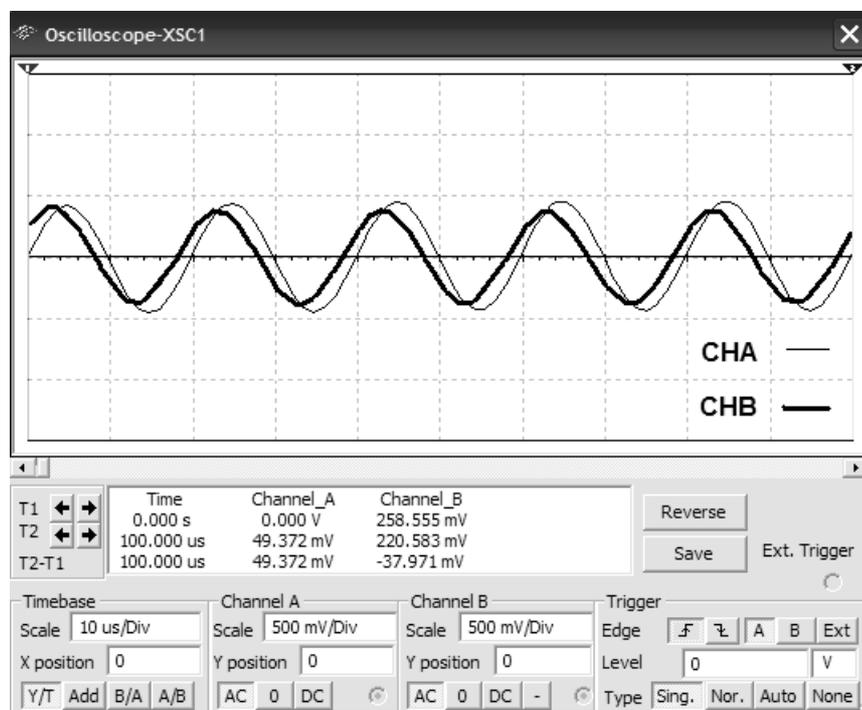
Para el diseño electrónico de la etapa de detección de la bioimpedancia del paciente se propone mediante dos fuentes de voltaje controladas por corriente, donde el voltaje de salida en F3 determina el voltaje de comparación inicial y el voltaje F4 es determinado por la resistencia del paciente a la entrada de U2 la segunda fuente de voltaje controlada por corriente, como se puede observar en la Figura 25.

Figura 25. Circuito esquemático de las fuentes de voltaje controladas por corriente



Como se observa en la Figura 26 las fuentes de voltaje controladas por corriente en sus salidas presentan un pequeño desfase y un ligero cambio de voltaje, este cambio de voltaje es el utilizado en la siguiente etapa para determinar el voltaje característico en base a la bioimpedancia del paciente en la región de medición.

Figura 26. Voltajes en las terminales F3 y F4 mostrado en el canal A y canal B respectivamente

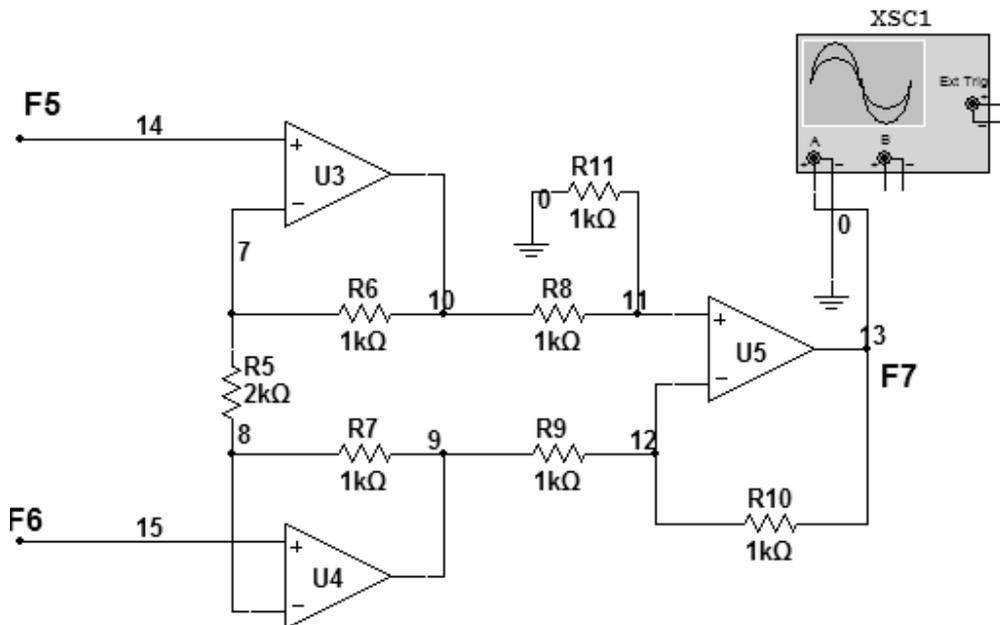


Para la detección del voltaje característico en base la bioimpedancia de la piel del paciente se plantea para este diseño la utilización de un amplificador de instrumentación planteando el diseño en la Figura 27, muy utilizado en medicina para la detección de pequeños voltajes en base a un voltaje de modo común.

Para determinar la ganancia y salida del amplificador de instrumentación se utiliza la ecuación (4.7) donde $R6 = R7 = 1k\Omega$, $R5 = 2k\Omega$ y $R9 = R10=1k\Omega$ para obtener una ganancia de dos unidades multiplicada por la diferencia de los voltajes medidos.

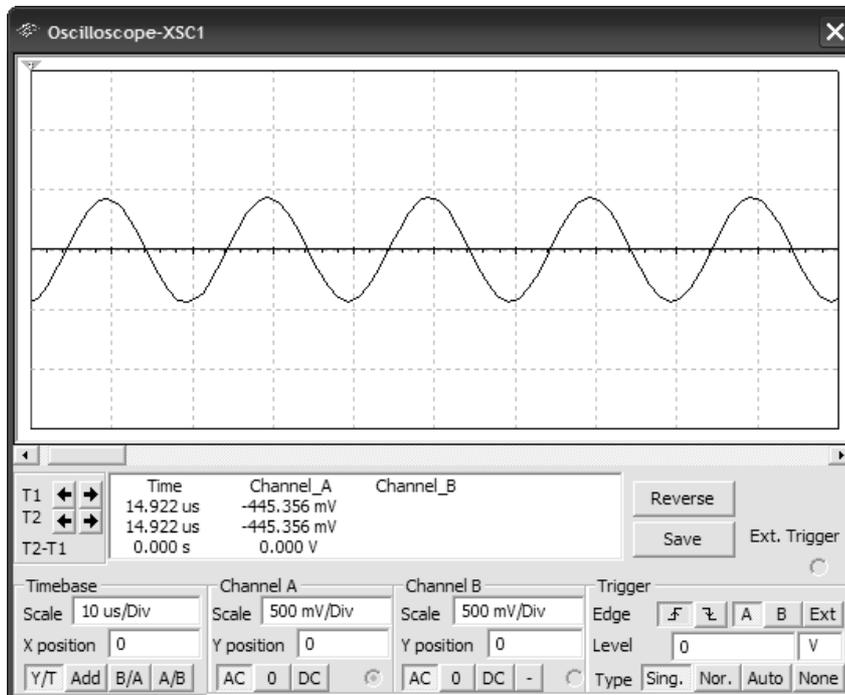
$$V_{out} = (V_2 - V_1) \left(1 + \frac{2R6}{R5} \right) \frac{R10}{R9} \quad (4.7)$$

Figura 27. Circuito esquemático del Amplificador de instrumentación



La salida del amplificador de instrumentación en respuesta a los dos voltajes de salida de las fuentes de voltaje controladas por corriente de la Figura 26 se presenta en la Figura 28 por medio del osciloscopio XSC1.

Figura 28. Voltaje F7 en la salida del amplificador de instrumentación



Al ser medida la diferencia de voltaje de las fuentes de voltaje controladas por corriente la presencia de ruido en la señal puede causar la distorsión de los resultados por este motivo se diseño un filtro pasa banda Figura 29, con las consideraciones siguientes:

Consideramos la ecuación (4.8) para facilitar el diseño del filtro

$$C = C1 = C2 \quad (4.8)$$

delimitamos la constante de proporcionalidad con la ecuación (4.9) en función del capacitor $C = 10 \text{ nF}$ y la frecuencia central de valor $f_0 = 50 \text{ KHz}$

$$k = 2\pi f_0 C \quad (4.9)$$

un ancho de banda $BW = 10\text{KHz}$ con un factor de calidad con la ecuación (4.10) de valor $Q = 5$

$$Q = \frac{f_0}{BW} \quad (4.10)$$

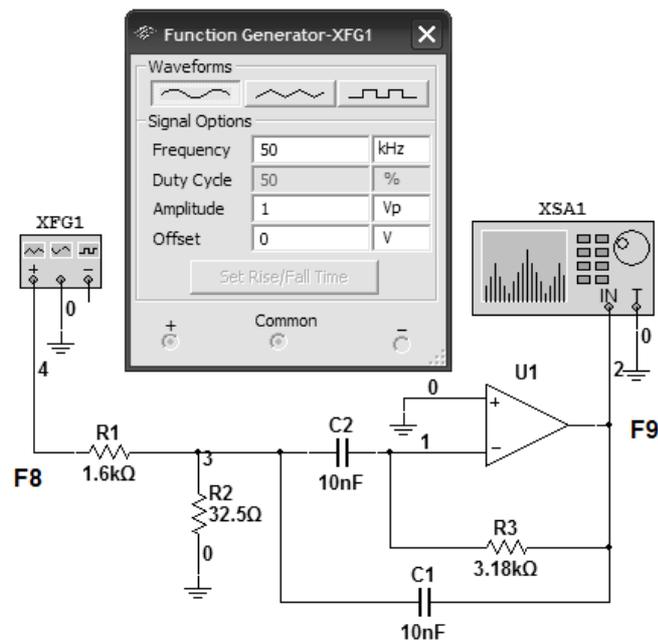
para determinar el valor de las resistencias $R1$, $R2$ y $R3$ del filtro se utilizaron las ecuaciones (4.11), (4.12) y (4.13) con una ganancia $H = 1 \text{ v/v}$.

$$R1 = \frac{Q}{H * k} \quad (4.11)$$

$$R2 = \frac{Q}{(2Q^2 - H) * k} \quad (4.12)$$

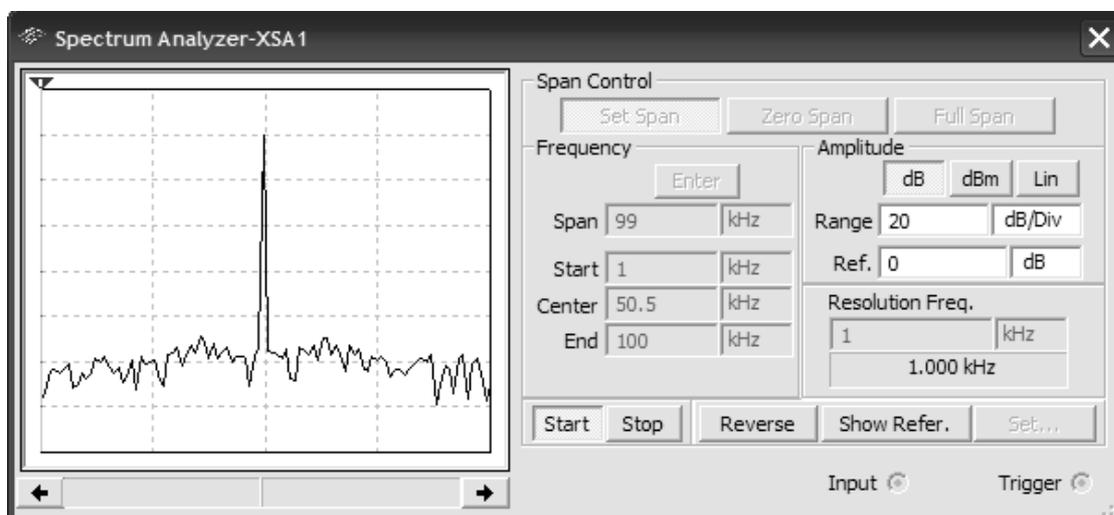
$$R3 = \frac{2Q}{k} \quad (4.13)$$

Figura 29. **Circuito esquemático del Filtro pasa banda con frecuencia central de 50 KHz y ancho de banda de 10 KHz**



Al filtro pasa banda se le aplica una señal senoidal por medio del generador de señales XFG1 con un valor de frecuencia de 50 KHz, el filtro atenúa las frecuencias menores y mayores cumpliendo con lo requerido y su frecuencia central como se observa en el analizador de espectro en la Figura 30.

Figura 30. Espectro de salida del filtro pasa banda en la terminal F9



La señal de salida del filtro pasa banda es elevada a un nivel de voltaje por medio de un amplificador inversor Figura 31, de -5 a 5 voltios máximo, la salida del nivelador se presenta en la Figura 32.

Figura 31. Circuito esquemático del nivelador de señal

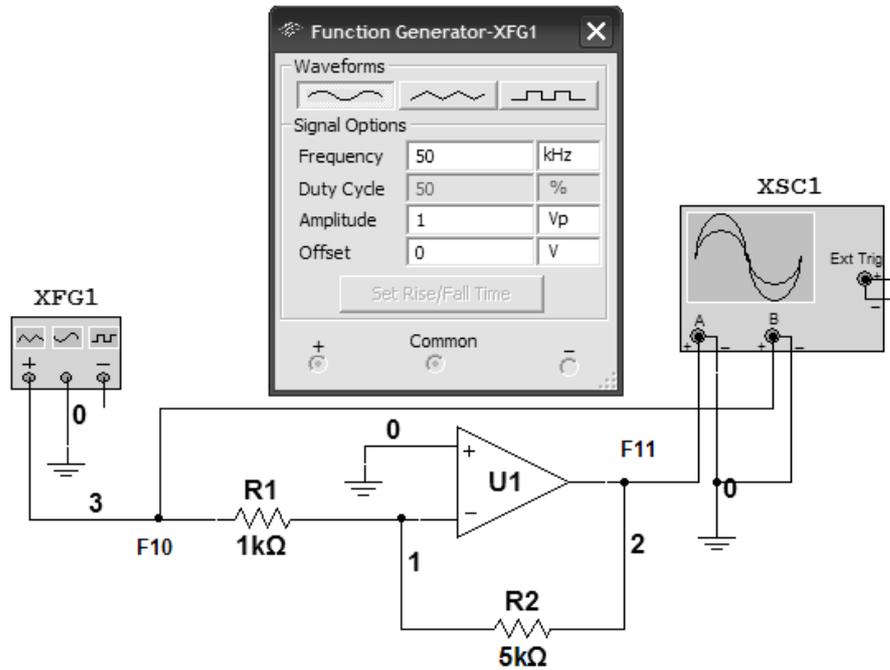
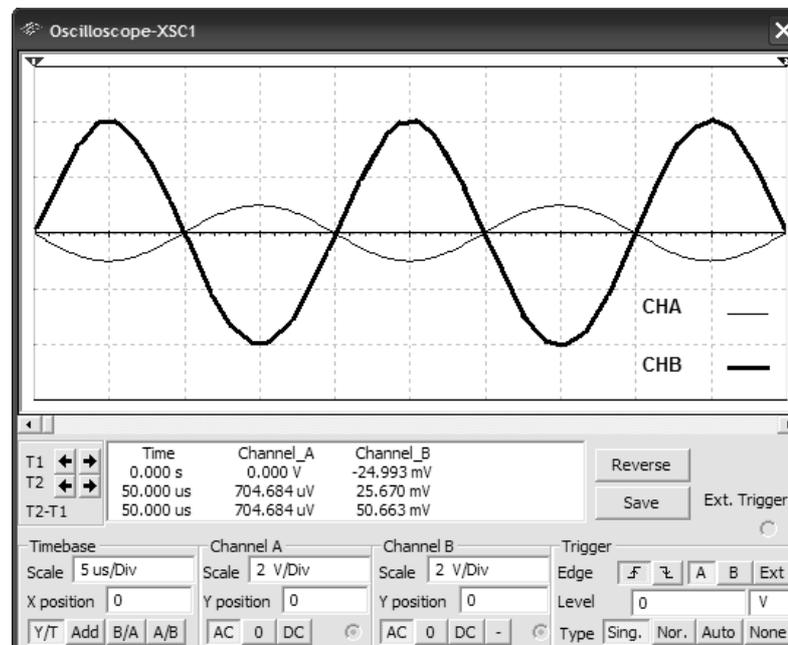


Figura 32. Salida y entrada del nivelador de señal



La señal alterna del nivelador se tiene que tratar para que el microcontrolador obtenga la señal por medio del convertidor analógico digital. Tiene que ser convertida a dc con un máximo valor de 5 voltios, para esto se plantea un rectificador de onda completa con diodos propuesto en la Figura 33 y la salida del circuito rectificador se presenta en la Figura 34.

Figura 33. Circuito esquemático del rectificador de onda completa

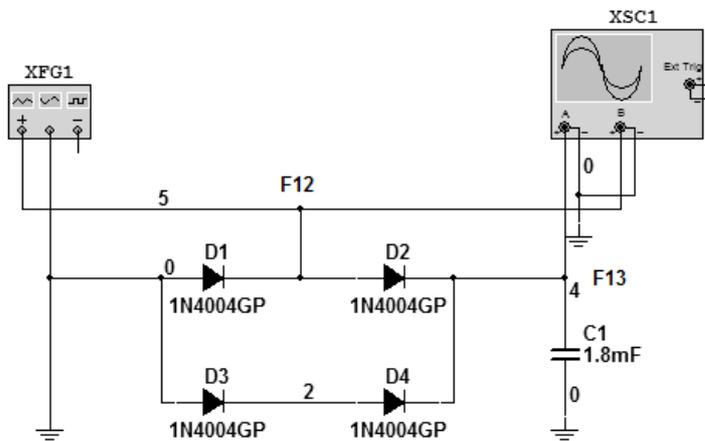
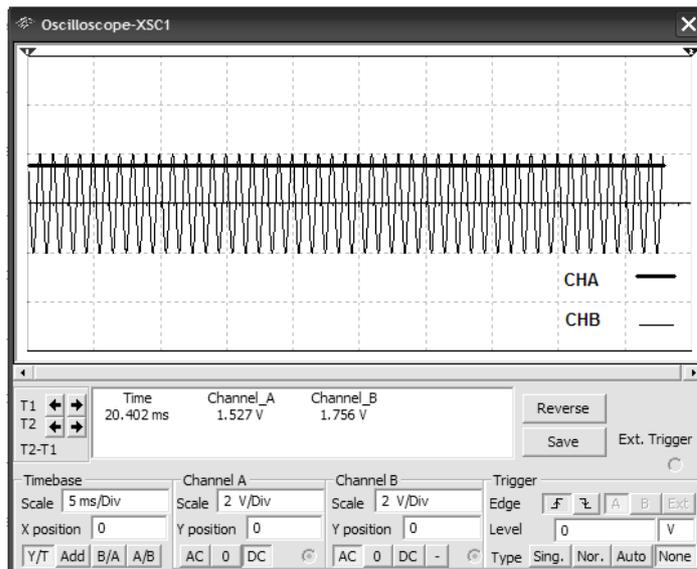


Figura 34. Señal rectificada



4.5. Interfaz del equipo de bioimpedancia de la piel con el operador

4.5.1. Despliegue de resultados

Existen varias alternativas para desplegar datos, dentro de las cuales se encuentran el display led y el LCD. Debido a la versatilidad para desplegar una amplia cantidad de caracteres, bajo consumo de potencia, precio, sencillez de instalación planteamos el uso de un display de cristal líquido (LCD) para el despliegue de la información requerida. Así que se utilizará un display de dos filas. De acuerdo a los display disponibles en el mercado, se plantea utilizar un display de 16 columnas por 2 filas de marca HITACHI HD44780 que se presenta en la Figura 35 con su numeración de pines y número de caracteres y en la Tabla X la nomenclatura y función de los pines.

Figura 35. LCD HITACHI HD44780 2X16

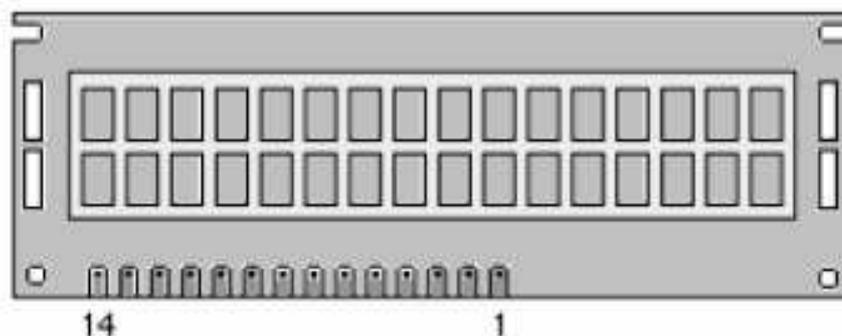


Tabla X. Función de los pines 01 al 14 LCD HD44780

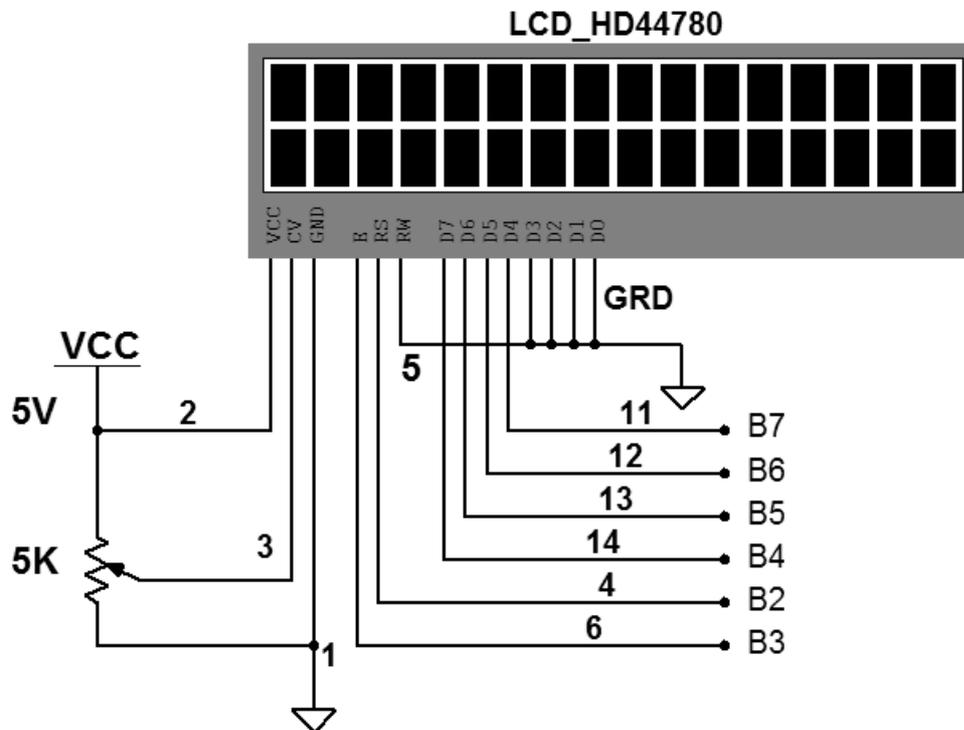
PIN	SÍMBOLO	FUNCIÓN	PIN	SÍMBOLO	FUNCIÓN
01	GND	Tierra	08	D1	Dato 1
02	VCC	Voltaje de alimentación	09	D2	Dato 2
03	VC	Voltaje de contraste	10	D3	Dato 3
04	RS	Selección de registro	11	D4	Dato 4
05	R/W	Lectura/Escritura	12	D5	Dato 5
06	E	Activación	13	D6	Dato 6
07	D0	Dato 0	14	D7	Dato 7

4.5.1.1. Diseño electrónico

Para el diseño de la pantalla LCD hay que tomar en consideración la alimentación del dispositivo, el control del contraste, las conexiones del buses tanto el de datos como el bus de control.

Para la alimentación de la pantalla LCD HD44780 solamente es necesario conectar la terminal Vdd a 5 voltios y la terminal Vss a 0 voltios o la referencia del circuito como se presenta en la Figura 36 donde cada una de las líneas se detalla el número de pin correspondiente y su respectiva conexión al puerto B del microcontrolador.

Figura 36. Circuito esquemático del LCD



Para el control del contraste es necesario únicamente utilizar un divisor de voltaje que permite poseer un rango de variación desde 0 voltios hasta 5 voltios. Para lo cual utilizaremos un potenciómetro de 5 K Ω de acuerdo a las especificaciones del fabricante.

4.5.2. Teclado

El teclado nos permitirá iniciar el examen, dar paso a la primera y segunda lectura y efectuar la comparación de resultados para el despliegue del porcentaje de riesgo, además de encender y apagar el medidor de bioimpedancia de la piel.

El teclado constará de cuatro teclas de control, la primera tecla para el encendido y apagado del equipo, la segunda tecla para iniciar el examen e ir ejecutándolo paso a paso, la tercera para eliminar la medición anterior y la cuarta tecla para generar el resultado cuando se tienen las mediciones validas. En la Figura 37 se presenta el teclado de cuatro botones a utilizar y en la Tabla XI las funciones de los botones del teclado.

Figura 37. **Teclado de cuatro botones**

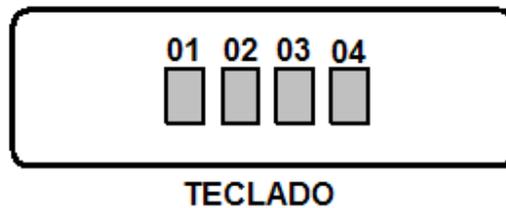


Tabla XI. **Función de los botones 01 al 04 del teclado**

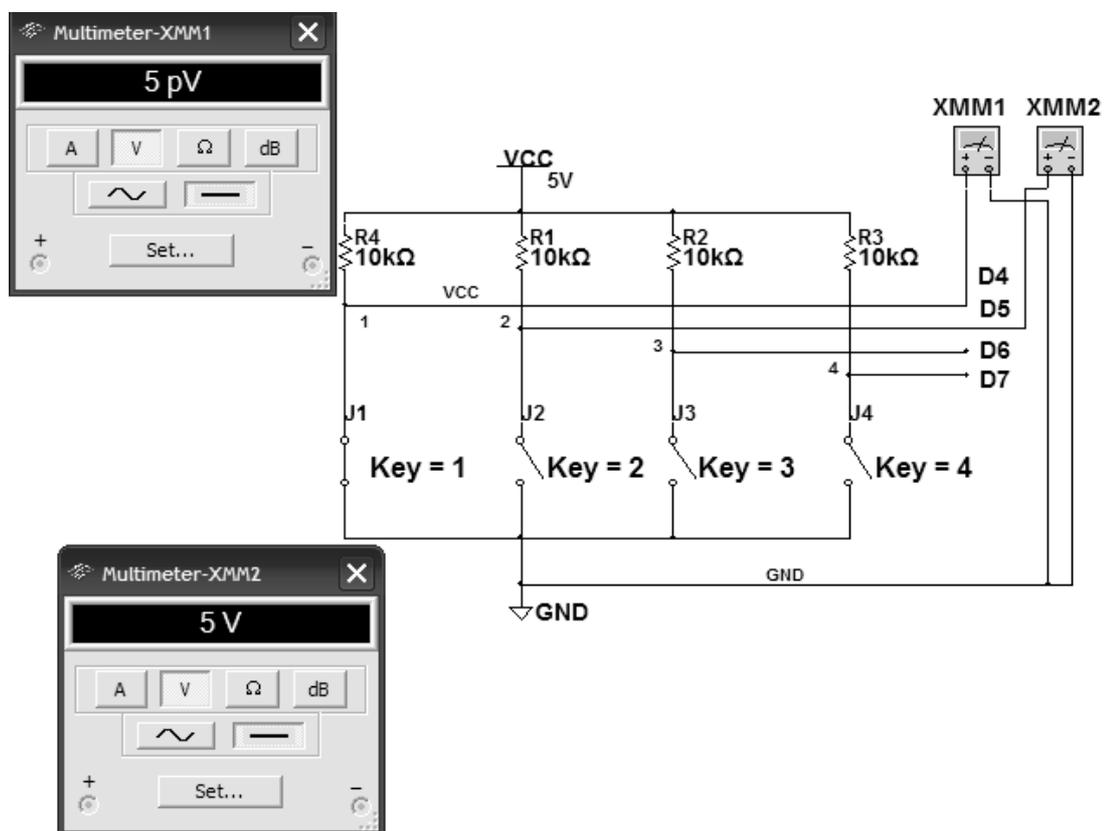
BOTÓN	FUNCIÓN
01	Encendido/Apagado
02	Inicio de examen/Aceptar
03	Borrar anterior
04	Efectuar examen

4.6.1.1. **Diseño electrónico**

Se plantea utilizar interruptores normalmente abiertos para el medidor de bioimpedancia de la piel, cada una de las terminales de los interruptores estarán conectados a tierra en un extremo y en el otro conectados a la terminal correspondiente para cada tecla del puerto D de control del PIC como se plantea en la Figura 38.

Los interruptores estarán conectados a cada terminal del microcontrolador a 5 voltios mediante una resistencia de 10 K Ω para mantener un estado lógico alto cuando no sea pulsada como se observa en el medidor XMM2 y un estado lógico cero cuando este pulsado como se observa en el medidor XMM1.

Figura 38. Circuito esquemático del teclado de control



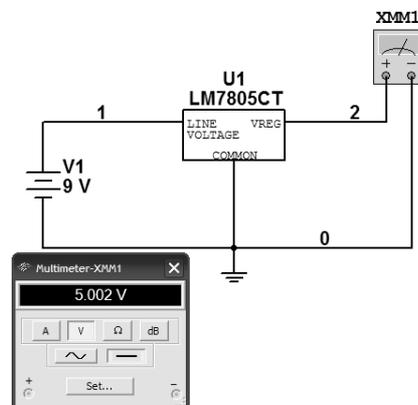
4.6. Fuente de alimentación

La determinación de la fuente de alimentación para el medidor de bioimpedancia de la piel se plantea en base a la alimentación de los bloques de inyección de corriente, acondicionamiento de la señal, teclado, LCD y microcontrolador PIC donde todas las etapas necesitan como máximo una alimentación de 5 voltios. Para evitar cualquier interacción del paciente con corrientes invasivas se plantea el medidor de bioimpedancia en base a la utilización de una fuente de alimentación externa constituida por baterías, para permitir que el dispositivo trabaje de forma independiente.

4.6.1. Diseño electrónico

Para el diseño se plantea un regulador de voltaje LM7805, que permite regular 5 Voltios en su salida con una entrada que varíe desde 6 voltios hasta 14 voltios. El circuito esquemático del regulador se presenta en la Figura 39.

Figura 39. Regulador de Voltaje LM7805



4.7. Microcontrolador PIC16F877A

Para el control del medidor de bioimpedancia se plantea utilizar un microcontrolador PIC16F877A de encapsulado tipo DIP. Este microcontrolador posee las siguientes características de operación que son ideales para el medidor de bioimpedancia de la piel que se presentada en la Tabla XII.

Tabla XII. Características del microcontrolador PIC16F877A

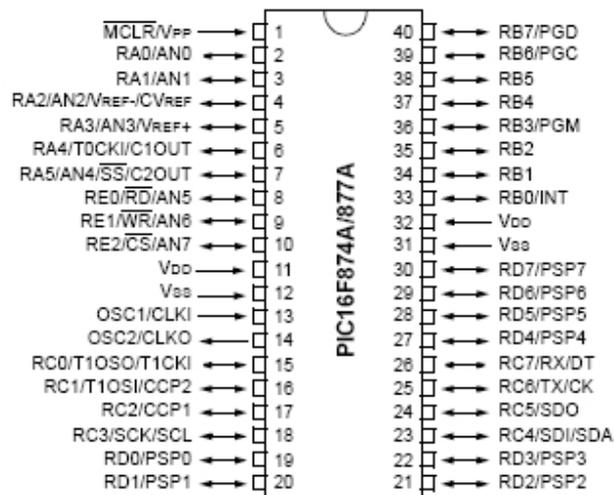
CARACTERÍSTICA	OBSERVACIÓN
VELOCIDAD	20 MHz
VOLTAJE DE OPERACIÓN	2.2 a 5.5 Voltios
CORRIENTE DE PINES	Máximo 25 mA
COMUNICACIÓN SERIAL	SI
COMUNICACIÓN PARALELA	SI
POTENCIA	Bajo consumo
ARQUITECTURA	RISC

Describiremos cada una de las terminales de comunicación que se plantea utilizar en el diseño del medidor de bioimpedancia de la piel, en la Figura 40 se presenta el microcontrolador PIC16F877A con la descripción general de cada uno de sus pines y en la Figura 41 el diagrama de bloques de los puertos a utilizar con sus respectivos dispositivos.

- **MCLR (1):** Esta terminal está conectada a un interruptor normalmente abierto con una resistencia a la terminal de voltaje. Se utiliza para reiniciar el microcontrolador.

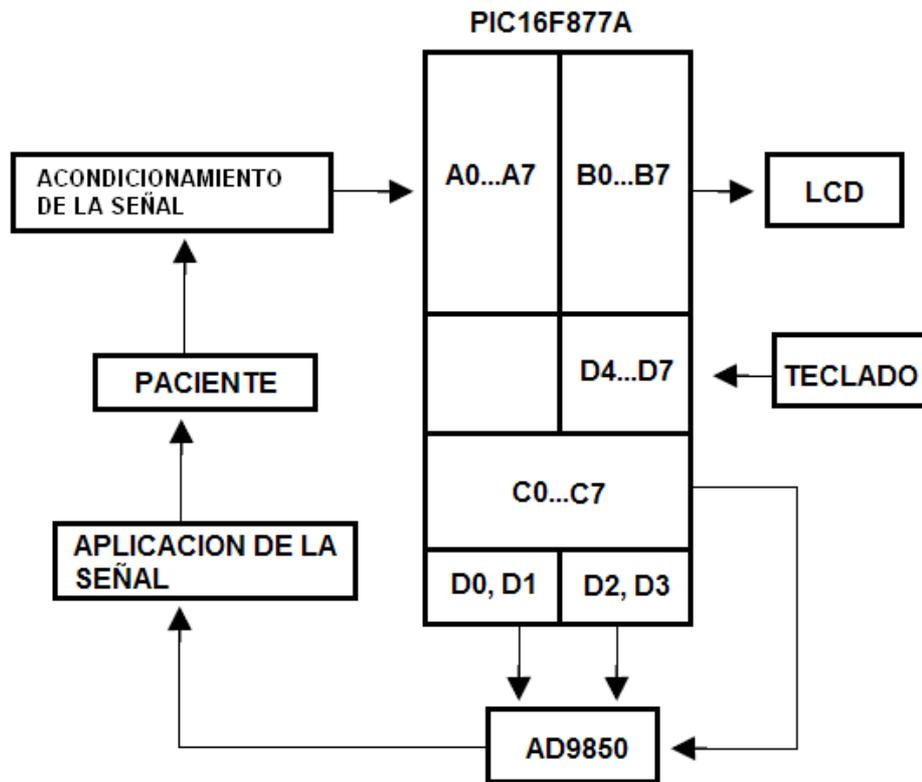
- **RA0 (2):** Esta terminal es la entrada analógica para la señal proveniente del bloque de acondicionamiento de la señal.
- **Vdd (11 y 32):** Alimentación de voltaje positivo de 2.5 hasta 5 voltios.
- **Vss (12 y 31):** Terminales de referencia a tierra.
- **Reloj (13 y 14):** Terminales de conexión para el reloj del microcontrolador, entrada y salida del oscilador.
- **B0... B7 (33...40):** Terminales de salida digital hacia la pantalla LCD
- **D0... D7 (19...22, 27...30):** Control del Ad9851 y del teclado.
- **C0... C7 (15...18, 23...27):** Terminales de datos del Ad9851

Figura 40. Microcontrolador PIC16F877A



FUENTE: <http://coeleveld.nl/uploads/images/blogpics/electronics/pins.jpg>

Figura 41. Diagrama de bloques de los puertos a utilizar del PIC16F877A



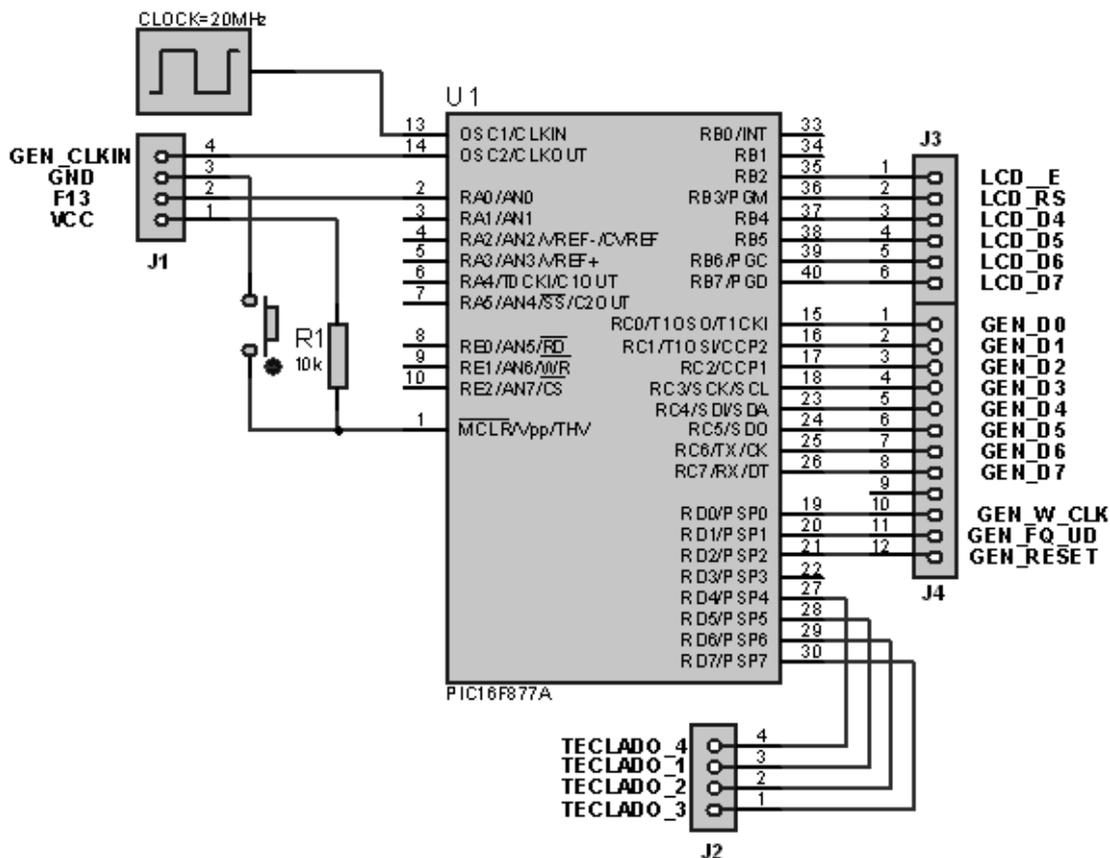
4.7.1. Diseño electrónico

Para el diseño electrónico, asignaremos cada una de las terminales de comunicación con los demás dispositivos como en la Figura 42.

Conector J1: Esta encargado de la alimentación del microcontrolador en los pines 1 y 3, la señal de reloj de salida para el generador de señal AD9851 en el pin 4 y la señal de entrada al convertidor analógico digital del microcontrolador PIC16F877A en el pin 2.

- **Conector J2:** En sus pines 1 al 4, es el encargado de la conexión del teclado de 4 pulsadores al puerto D del microcontrolador PIC16F877A.
- **Conector J3:** En sus pines 1 al 6 tiene las conexiones de control y de datos de la pantalla LCD HD44780.
- **Conector J4:** En sus pines del 1 al 8 se encuentra el bus de datos del generador de señal AD9851 y en los pines 10 al 12 se encuentra el bus de control del microcontrolador hacia el generador de señal.

Figura 42. Circuito esquemático del microcontrolador PIC16F877A



4.8. Programación del equipo de bioimpedancia de la piel

Terminado el diseño electrónico del medidor de bioimpedancia de la piel, se debe de programar el microcontrolador PIC16F877A para controlar los dispositivos como el generador de señal AD9851, LCD, ADC y teclado que forman el medidor.

4.8.1. Programación del microcontrolador PIC16F877A

4.8.1.1. Programación de los puertos digitales

Para utilizar cada uno de los puertos digitales debemos configurar los siguientes registros de la Tabla XIII.

Tabla XIII. Registros utilizados para puertos

REGISTRO	CARACTERÍSTICAS
TRIS	Configuración del puerto como entrada o salida
PORT	Acceder a la información o colocar en la salida

El microcontrolador PIC16F877A consta de 5 puertos A, B, C, D y E, los cuales pueden ser programados para ser entradas o salidas digitales, dependiendo del número de bit que manejen cada uno de los puertos así también es el número de bits de cada registro perteneciente a cada puerto.

Para la programación de los puertos digitales un bit 1 en el registro del puerto indica que está configurado como una entrada digital y un bit 0 indica una salida digital, el valor binario que se programa tiene su valor menos significativo a la izquierda como se presenta el registro TRIS X como ejemplo en la Tabla XIV.

Tabla XIV. **Registro TRIS X**

TRIS X	BIT 7	BIT 6	BIT 5	BIT 4	BIT 3	BIT 2	BIT 1	BIT 0
VALOR DEL REGISTRO	1	0	0	1	0	1	1	1
PUERTO X	RX7	RX6	RX5	RX4	RX3	RX2	RX1	RX0
TIPO	E	S	S	E	S	E	E	E

Mediante valores binarios se programa cada uno de los registros de los puertos que son entradas o salidas digitales, el registro TRIS X tiene asignado un valor binario 10010111 indica que los puertos RX7, RX4, RX2, RX1 y RX0 son entradas digitales y RX6, RX5, RX3 como salidas digitales, en las Tablas XV, XVI y XVII se presentan los valores binarios de programación de los tres puertos digitales del medidor de bioimpedancia de la piel.

Tabla XV. **Programación del registro TRIS B**

TRIS B	BIT 7	BIT 6	BIT 5	BIT 4	BIT 3	BIT 2	BIT 1	BIT 0
VALOR DEL REGISTRO	0	0	0	0	0	0	1	1
PUERTO B	RB7	RB6	RB5	RB4	RB3	RB2	RB1	RB0
DISPOSITIVO	BUS DE CONTROL RB2 Y RB3 Y BUS DE DATOS RB4 A RB7 DEL LCD						NO SE CONECTAN	

Tabla XVI. Programación del registro TRIS C

TRIS C	BIT 7	BIT 6	BIT 5	BIT 4	BIT 3	BIT 2	BIT 1	BIT 0
VALOR DEL REGISTRO	0	0	0	0	0	0	0	0
PUERTO C	RC7	RC6	RC5	RC4	RC3	RC2	RC1	RC0
DISPOSITIVO	BUS DE DATOS DE 8 BITS DEL GENERADOR DE SEÑAL AD9851							

Tabla XVII. Programación del registro TRIS D

TRIS D	BIT 7	BIT 6	BIT 5	BIT 4	BIT 3	BIT 2	BIT 1	BIT 0
VALOR DEL REGISTRO	1	1	1	1	0	0	0	0
PUERTO D	RD7	RD6	RD5	RD4	RD3	RD2	RD1	RD0
DISPOSITIVO	BUS DE DATOS DEL TECLADO				NC	BUS DE CONTROL DEL GENERADOR AD9851		

4.8.1.2. Programación del puerto analógico

De la misma manera que se programan los puertos digitales el puerto analógico PORT A se programa como un puerto digital de entrada o salida y luego con los registros apropiados del ADC se le da las características necesarias de puerto digital.

En la Tabla XVIII se presenta la programación del registro TRIS A.

Tabla XVIII. Programación del registro TRIS A

TRIS A	BIT 7	BIT 6	BIT 5	BIT 4	BIT 3	BIT 2	BIT 1	BIT 0	
VALOR DEL REGISTRO	-	-	0	0	0	0	0	1	
PUERTO A	-	-	RA5	RA4	RA3	RA2	RA1	RA0	
DISPOSITIVO	-							NO SE CONECTAN	INTERFAZ CON EL PACIENTE

4.8.2. Programación del generador de señal AD9851

Para determinar el valor de la frecuencia deseada a la salida del generador de señal AD9851 se utiliza la ecuación (4.14).

$$W = \frac{F * 2^{32}}{CLK} \quad (4.14)$$

La frecuencia de salida tiene un valor de $F = 50$ KHz y la señal de reloj del sistema proveniente del microcontrolador tiene un valor de $CLK = 5$ MHz, lo que determina el valor de la palabra en decimal para la programación del generador de señal. El valor de la palabra es de $W = 42949672$ y que será convertida a valor binario para poder ingresarla al AD9851 de forma paralela en 5 registros de 8 bits para formar una palabra de 40 bits de programación como se presenta en la Tabla XIX.

Tabla XIX. Registros de programación del AD9851

	BIT 7	BIT 6	BIT 5	BIT 4	BIT 3	BIT 2	BIT 1	BIT 0
W0	P4	P3	P2	P1	P0	E/A	P/S	6XCLK
W1	F-31	F-30	F-29	F-28	F-27	F-26	F-25	F-24
W2	F-23	F-22	F-21	F-20	F-19	F-18	F-17	F-16
W3	F-15	F-14	F-13	F-12	F-11	F-10	F-09	F-08
W4	F-07	F-06	F-05	F-04	F-03	F-02	F-01	F-00

El registro W0 programa el valor de la fase de la señal del bit 7 al bit 3, el encendido y apagado del generador en el bit 2, selección programación serial o paralela en el bit 1 y el multiplicador de reloj en el bit 0 que nos permite trabajar con 5 MHz de reloj sin ningún problema. Los registros W1 a W4 programan el valor digital para la frecuencia de salida del AD9851 que se ingresa de forma paralela.

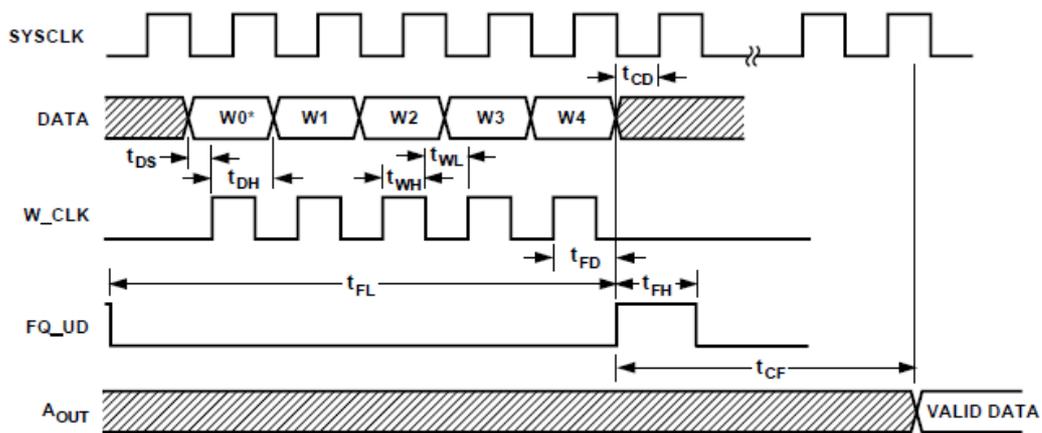
La palabra W de valor 42949672 decimal es convertida a binario con valor WB = 000 000 101 000 111 101 011 100 001 010 00, para su ingreso en los registros de tal modo que se tienen 5 registros de 8 bits que se ingresan mediante el puerto paralelo del microcontrolador PIC16F877A y el generador de señal AD9851, los registros programados se presentan en la Tabla XX.

Tabla XX. Programación del AD9851 con una frecuencia de 50 KHz

	BIT 7	BIT 6	BIT 5	BIT 4	BIT 3	BIT 2	BIT 1	BIT 0
W0	0	0	0	0	0	1	0	1
W1	0	0	0	0	0	0	1	0
W2	1	0	0	0	1	1	1	1
W3	0	1	0	1	1	1	0	0
W4	0	0	1	0	1	0	0	0

Para iniciar el ingreso de los datos al AD9851 primero se carga al puerto D del microcontrolador cada una de las palabras y se coloca un bit 0 en FQ_UD para indicar al generador de señal que se inicia la programación, luego el microcontrolador genera una señal de carga en W_CLK, colocando en 0 W_CLK y luego manteniendo en un nivel alto para ingresar la palabra hasta programar el generador con los 5 registros como en la Figura 43.

Figura 43. Carga paralela de datos del AD9851



4.8.3. Programación del convertidor analógico digital (ADC)

El puerto A puede ser configurado como digital o analógico y previamente lo configuramos como una entrada donde A0 es la entrada del valor medido en el paciente, para programarlo con un funcionamiento analógico se utilizan los registros del convertidor analógico digital (ADC) de de la Tabla XXI.

Tabla XXI. Registros del convertidor analógico digital (ADC)

REGISTRO	BITS	CARACTERÍSTICAS
ADRESH	8 bits	Almacena los bits más significativos del ADC
ADRESL	8 bits	Almacena los bits menos significativos del ADC
ADCON0	7 bits	Frecuencia, canal analógico, conversión y activación
ADCON1	6 bits	Controla la configuración del puerto

Los registros ADCON0 y ADCON1 se programan mediante un bit 0 para no habilitar y un bit 1 para habilitar, a continuación se presenta la programación de cada uno de los registros.

El registro ADCON0 consta de 7 bits de configuración los cuales son:

- **ADCS0 y ADCS1:** Selecciona la frecuencia del convertidor. Que puede ser la frecuencia del oscilador dividida entre 2, 8 ó 32 o la utilización de un oscilador RC interno. Utilizaremos un valor binario 11 que configura el oscilador RC interno a 64 ciclos por conversión.
- **CHS0, CHS1 y CHS2:** Selecciona el canal analógico. Que puede ser el RA0, RA1, RA2, RA3 o RA4. Utilizamos el valor binario 000 para configurar el canal A0 como entrada analógica.
- **GO / DONE:** Selecciona el estado de conversión. En progreso o terminada la conversión. Iniciamos con un valor binario 0 para inicializar el ADC.
- **ADON:** Indica sí el módulo está operando. Cuando el ADC no está en operación el ADC no consume corriente. Inicialmente colocamos un valor binario 0 donde el módulo no está operando.

El registro ADCON0 consta de 6 bits de configuración los cuales son:

- **ADFM:** Permite seleccionar si son guardados los 8 bits más significativos en el registro ADRESH o los 8 bits menos significativos en el registro ADRESL. Configuramos con el valor binario de 1 para que los 8 bits más significativos se almacenan en el registro ADRESH.
- **ADCS2:** Configura la frecuencia junto con ADCON0 y ADCON1. Colocamos en el registro un valor binario 1 en conjunto para configurar el oscilador interno RC.
- **PCFG0, PCFG1, PCFG2 y PCFG3:** Permiten configurar el puerto A como analógico o digital. Configuramos el registro con el valor binario de 000 que configura la entrada A0 como analógico y la fuente de alimentación como voltaje de referencia el cual esta de 0 a 5 voltios.

La programación de los registros ADCON0 y ADCON1 se presentan en la Tabla XXII y Tabla XXIII.

Tabla XXII. Programación del registro ADCON0

	BIT 7	BIT 6	BIT 5	BIT 4	BIT 3	BIT 2	BIT 1	BIT 0
-	ADCS1	ADCS0	CHS2	CHS1	CHS0	GO/DONE	-	ADON
VALOR	1	0	0	0	0	0	-	0

Tabla XXIII. Programación del registro ADCON1

	BIT 7	BIT 6	BIT 5	BIT 4	BIT 3	BIT 2	BIT 1	BIT 0
-	ADFM	ADCS2	-	-	PCFG3	PCFG2	PCFG1	PCFG0
VALOR	0	1	-	-	0	0	0	0

Otro registro relacionado con el convertidor analógico digital del microcontrolador PIC16F877A es el registro de banderas de interrupción periféricas PIR1 Tabla XXIV,

Tabla XXIV. **Registro de banderas de interrupción periféricas PIR1**

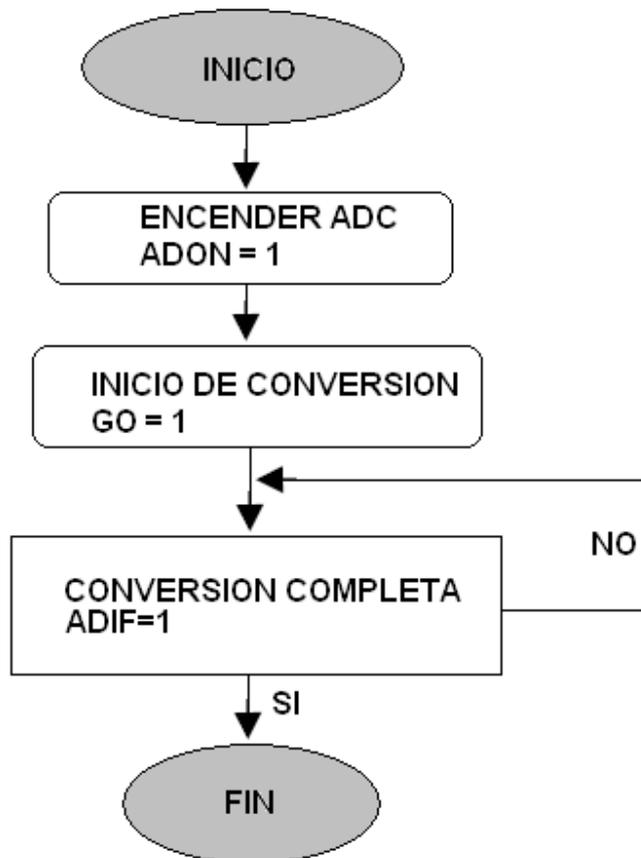
REGISTRO	BIT 7	BIT 6	BIT 5	BIT 4	BIT 3	BIT 2	BIT 1	BIT 0
PIR1	PSIF	ADIF	RCIF	TXIF	SSPIF	CCPIF	TMR2IF	TMR1IF

que es el encargado de de las siguientes funciones:

- **PSPIF:** Bandera de lectura / escritura en el puerto paralelo esclavo.
- **ADIF:** Bandera de fin de conversión del convertidor analógico digital.
- **RCIF:** Bandera de recepción del USART.
- **TXIF:** Bandera de recepción de USART.
- **SSPIF:** Bandera de interrupción del puerto serie síncrono.
- **CCPIF:** Bandera del modulo CCP1.
- **TMR2IF:** Bandera de interrupción si el temporizadorTMR2 coincide con el registro PR2.
- **TMR1IF:** Bandera de desbordamiento del temporizadorTMR1.

El diagrama de flujo de la programación del convertidor analógico digital (ADC) se presenta en la Figura 44.

Figura 44. Diagrama de flujo de la programación del ADC



4.8.4. Programación de la pantalla de cristal líquido (LCD)

El LCD se debe de configurar antes de cada ciclo de escritura. El bus de datos se conecta al microcontrolador, para enviar los comandos y los datos a desplegar.

El bus de control se encarga de la configuración de la pantalla y de su temporización durante los ciclos de escritura y lectura. Para la utilización de la pantalla se debe de considerar el ingreso de los comandos de la Tabla XXV y de la Tabla XXVI al LCD para su configuración inicial.

Tabla XXV. Resumen de comandos LCD HD44780

	RS	R/W	D7	D6	D5	D4	D3	D2	D1	D0
BORRAR DISPLAY	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1
CURSOR A INICIO	0	0	0	0	0	0	0	0	1	X
MODO DE FUNCIONAMIENTO	0	0	0	0	0	0	0	1	I/D	S
CONTROL ON / OFF	0	0	0	0	0	0	1	D	C	B
DESPLAZAMIENTO CURSOR	0	0	0	0	0	1	S/C	R/L	X	X
MODO DE TRANSFERENCIA	0	0	0	0	1	DL	N	0	X	X
ACCESO A CG RAM	0	0	0	1	DIRECCIÓN DE LA CG RAM					
ACCESO A DD RAM	0	0	1	DIRECCIÓN DE LA DD RAM						
BANDERA DE OCUPADO	0	1	BF	CONTADOR DE DIRECCIÓN						
ESCRITURA DE DATOS	1	0	DATO A ESCRIBIR							
LECTURA DE DATOS	1	1	DATO A LEER							

Tabla XXVI. Función de los bits especiales LCD HD44780

I/D = 1: Incrementa contador de direcciones	I/D = 0: Decrementa contador de direcciones
S = 1: Desplazamiento del display	S = 0: Sin desplazamiento
D = 1: Display encendido	D = 0: Display apagado
C = 1: Cursor encendido	C = 0: Cursor apagado
B = 1: Parpadeo del cursor	B = 0: No hay parpadeo
S/L = 1: Desplaza el display	S/L = 0: Desplaza el cursor
R/L = 1: Desplaza a la derecha	R/L = 0: Desplaza a la izquierda
DL = 1: Configura display a 8 bits	DL = 0: Configura display a 4 bits
BF = 1: Display ocupado	BF = 0: Display libre
N = 1: 2 Líneas	N = 0: 1 Línea

La secuencia de inicialización para cualquier módulo LCD es imprescindible, y debe ser operada en la pantalla del módulo. La inicialización se basa en una serie de instrucciones introducidas de forma binaria posteriormente procesadas por el módulo LCD para su funcionamiento normal.

Las instrucciones que están dentro de la inicialización solamente se ejecutan después que se enciende el modulo LCD y no podrán ser cambiadas posteriormente, como lo son:

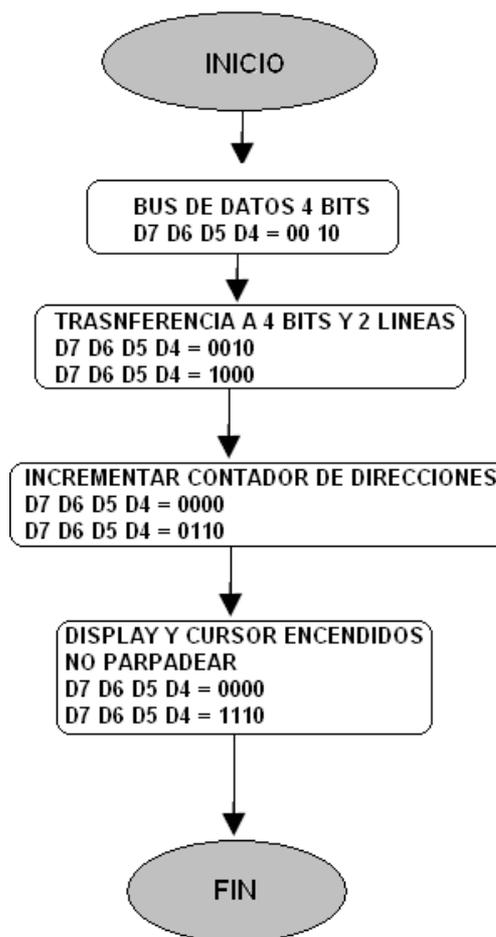
- Selección de la longitud de bus de datos entre 8 y 4 bits, para el diseño se propone un bus de 4 bits.
- Activar el número de líneas que se visualizan en el LCD, para el diseño se propone la utilización de dos líneas ya que el LCD del diseño es de 2X16.
- Encender el LCD.

El módulo ejecuta automáticamente una secuencia de inicio interna en el instante de aplicarle la tensión, y hay unos requisitos de estabilidad. El tiempo mínimo que tarda en estabilizarse la tensión entre 0,2 y 4,5 voltios debe estar comprendido entre 0,1 y 10 milisegundos. Por otro lado, el tiempo mínimo de desconexión debe ser de 0,1 milisegundos antes de volver a conectar.

Después de encender el LCD aparecerá la línea superior un poco más oscura que la inferior. Esto quiere decir que el display no ha sido inicializado todavía.

En el caso de 4 bits sólo se conectan los 4 bits más significativos del LCD, dejando los otros 4 a tierra. Al enviar el código 00 10 el display se configura para trabajar a 4 bits. Se puede observar cómo la línea superior deja de estar más oscura que la inferior. A partir de este momento las transferencias hay que realizarlas en dos partes multiplexada, primero se envían los 4 bits más significativos y después los 4 bits menos significativos. Para confirmar que la transferencia es a 4 bits hay que enviar primero los bits 00 10 y después los bits 10 00. En la Figura 45 se presenta el diagrama de flujo de la inicialización de la LCD HD44780.

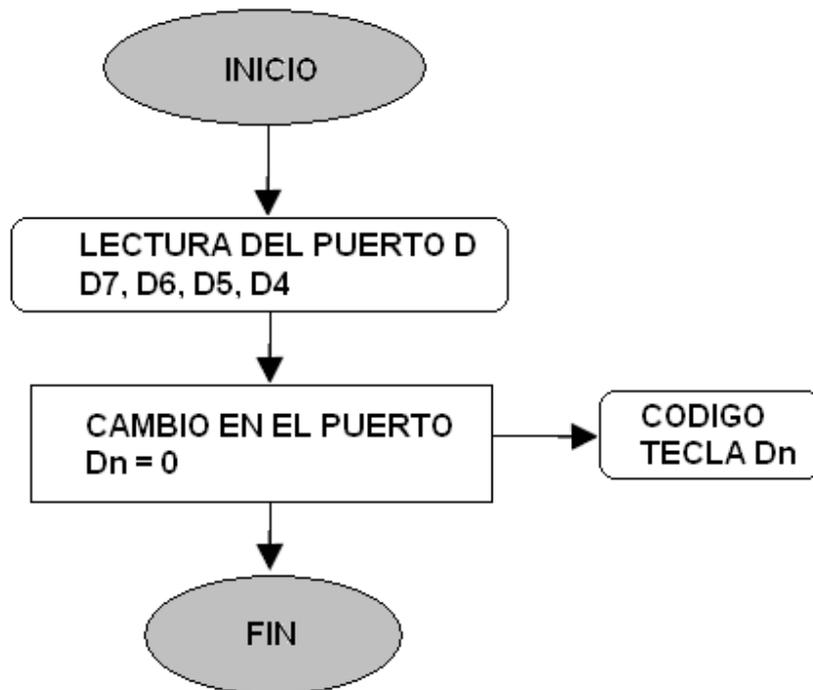
Figura 45. Diagrama de flujo de la programa de la LCD HD44780



4.8.5. Programación del teclado

La programación del teclado se diseñó mediante la lectura periódica del puerto D, en los 4 pines de conexión del teclado D4 a D7 en donde se encuentran conectadas cada una de las teclas, en cada ciclo del programa se verifica si hay cambio de estado en los pines. Si existe cambio de estado, se llama al subprograma de acuerdo a la función de cada tecla, la Figura 45 presenta el diagrama de flujo de la detección de algún cambio en el teclado de medidor de bioimpedancia de la piel.

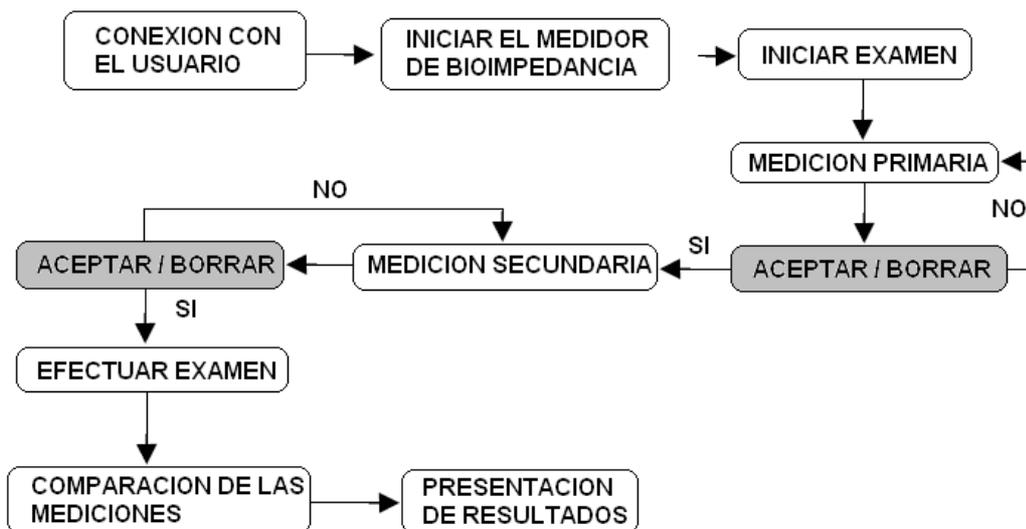
Figura 46. Diagrama de flujo de la programa del teclado



4.9. Funcionamiento del medidor de bioimpedancia de la piel

El funcionamiento del medidor de bioimpedancia está planteado en diez pasos sencillos para su utilización, mediante los cuales el operador de una forma sencilla obtendrá un resultado guía mediante la comparación de dos mediciones. Los pasos se presentan en la Figura 47 y se describen a continuación:

Figura 47. Diagrama de flujo del funcionamiento del medidor de bioimpedancia de la piel



- **Conexión con el usuario:** para la conexión con el paciente se tienen dos electrodos que se colocan para la primera medición en un área sana de piel a una distancia determinada, además esta área tiene que ser esterilizada con alcohol para evitar malos contactos de los electrodos con la piel.

- **Iniciar el medidor de bioimpedancia:** Para iniciar el medidor de bioimpedancia de la piel primero se tiene que tomar en consideración que la alimentación del dispositivo es la correcta y está en óptimas condiciones, luego se presiona el botón 1 de encendido del medidor de bioimpedancia.
- **Iniciar el examen:** El examen se inicia cuando el paciente este preparado adecuadamente con los electrodos colocados en la primera medición de piel sana, luego se presiona el botón número 2 e inicia el examen.
- **Medición primaria:** Es evaluada un área de piel sana como medida de bioimpedancia primaria.
- **Medición Secundaria:** Es efectuada en la zona afectada con la característica esencial que los electrodos tienen que estar a la misma distancia que la medición primaria y la distancia está determinada por el tamaño del área afectada.
- **Aceptar / Borrar:** Guarda o elimina la medición anterior si la guarda se tiene que presionar el botón 2 si se elimina tiene que presionarse el botón 3.
- **Efectuar examen:** Pulsando el botón 4 el medidor de bioimpedancia efectúa la comparación de los dos voltajes medidos, teniendo como parámetro la medición de bioimpedancia de piel sana calculando el porcentaje de riesgo.

- **Comparación de las mediciones:** La comparación de las mediciones se basa en la ecuación (4.15)

$$R = \% A - \% B \quad (4.15)$$

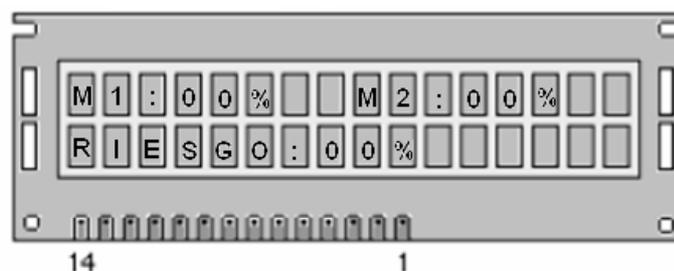
y la Tabla XXVII que presenta la distribución de agua y bioimpedancia en función del voltaje medido en el área sana y el área afectada. El % A es el valor de la medición primaria y el % B es el valor de la medición secundaria.

Tabla XXVII. **Porcentaje de agua en la piel dependiendo de la bioimpedancia medida**

V	% AGUA	BIOIMPEDANCIA	V	% AGUA	BIOIMPEDANCIA
5	10 %	MUY ALTA	2.5	60 %	NORMAL
4.5	20 %	MUY ALTA	2	70 %	NORMAL
4	30 %	MUY ALTA	1.5	80 %	BAJA
3.5	40 %	ALTA	1	90 %	BAJA
3	50 %	ALTA	0.5	100 %	BAJA

- **Presentación de resultados:** Los resultados que se presentan en la pantalla LCD Figura 48, el porcentaje del área estudiada, del área sana y del riesgo de cáncer de piel que es la resta de las mediciones.

Figura 48. **Presentación de resultados en la pantalla LCD**



5. ANÁLISIS COMPARATIVO ENTRE EL MEDIDOR DE BIOIMPEDANCIA DE LA PIEL Y LOS EXÁMENES RUTINARIOS DE BIOPSIA

5.1. Ventajas del análisis de bioimpedancia de la piel contra el examen de biopsia

Las ventajas del análisis de bioimpedancia de la piel son las siguientes:

- **Repetible:** El análisis puede ser realizado en cualquier momento que se desee, tomando en cuenta que entre el primer análisis y el segundo debe de existir un tiempo prudente de relajación del paciente.
- **Fácil realización:** El dispositivo diseñado cuenta con una interacción con el paciente y el operador, mediante electrodos de conexión sencilla y un teclado y una pantalla LCD para la visualización de los resultados.
- **Costos:** El costo del dispositivo es mayor en comparación con el examen de biopsia a corto plazo, pero a largo plazo el dispositivo presenta la eliminación de exámenes de biopsia innecesarios.

- **No invasivo:** El análisis de bioimpedancia es no invasivo al ser humano ya que los parámetros estimados para el diseño centran todas las consideraciones en la protección del paciente.
- **Inmediato:** El resultado es visualizado de forma inmediata por el dispositivo luego de la toma de la muestra de referencia y la muestra del área afectada.

5.2. Desventajas del análisis de bioimpedancia de la piel contra el examen de biopsia

Las ventajas del análisis de bioimpedancia de la piel son las siguientes:

- **Condiciones de equilibrio emocional:** la bioimpedancia del paciente está fuertemente ligada al momento emocional de la persona, y ésta cambia conforme las emociones del paciente lo hacen, por esto el paciente debe de estar tranquilo y relajado a lo largo del análisis de bioimpedancia.
- **Condiciones de equilibrio hídrico:** El análisis de bioimpedancia para la determinación del porcentaje de riesgo se basa en la cantidad de agua que el paciente posee en el área estudiada, si la persona no está en un equilibrio hídrico normal 60% o 70% por ciento de hidratación los resultados pueden verse afectados.

- **Estandarización de la medición:** el equipo de bioimpedancia debe de ser conectado siguiendo los pasos descritos cuando el análisis se va efectuar pero si se altera alguno de estos pasos el análisis tendrá un grado de error alto.
- **Condiciones ambientales donde se encuentra el paciente:** El ambiente donde el paciente se encuentra puede ser uno de los factores que cambien las características de la piel del mismo y tengan una alta incidencia en los valores medidos.
- **La velloidad:** En pacientes con mucha velloidad debe tenerse muy en cuenta esta desventaja porque el contacto entre la piel y el electrodo puede verse seriamente afectada.

CONCLUSIONES

1. El programa de Registro de Cáncer de Guatemala es de gran utilidad, tanto para instituciones relacionadas como el Instituto de Cancerología (INCAN) así como para personas ajenas al tema, mediante registros estadísticos completos y detallados.
2. La bioimpedancia de la piel está ligada a varios factores individuales de la persona, así como factores externos que pueden afectarla y esta puede cambiar drásticamente.
3. Una fuente de corriente para análisis de bioimpedancia debe de tener las siguientes consideraciones de diseño como lo son: un dispositivo generador de señal senoidal de salida que puede ser de voltaje o corriente, un valor de corriente alterna no invasivo al paciente, una frecuencia en el rango β y el número de electrodos a utilizar.
4. La utilización de paquetes de software para la simulación de circuitos electrónicos es determinante para el diseño de dispositivos de alta confiabilidad por la gran cantidad de pruebas que se pueden realizar.

RECOMENDACIONES

1. La utilización de la programación serial en vez de la programación paralela en el generador de señal senoidal AD9851 simplifica el diseño electrónico, pero complica la programación.
2. Desarrollar diagramas de programación facilita la utilización de distintos paquetes de programación de microcontroladores, con lo cual el diseño es menos riguroso y abierto.
3. La utilización de un medidor de bioimpedancia de la piel disminuye el tiempo de espera del paciente para obtener un resultado que lo guie a iniciar un tratamiento inmediatamente.
4. La utilización de microcontroladores en diseños electrónicos permite la compactación de los diseños y un ambiente amigable de programación disminuyendo los tiempos de diseño.
5. La utilización de electrodos de aguja EMG para evitar las medidas erróneas por mal contacto con la piel o el vello del paciente.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Bogoñez Franco, Paco. **Medidas de bioimpedancia para la detección del estado de los órganos**. Universidad de Cataluña, Departamento de Electrónica, 16 noviembre 2006. 36 pp.
Disponible en:
http://www.jcee.upc.es/JCEE2006/pdf_ponencias/PPTs/Mesura%20bioimpedancias___JCEE-2006%20-%20Bogonez.pdf
ÚLTIMA VISITA: 24/03/08
2. De la Torre, Ramón Rivero. **La electricidad y el cuerpo humano**. México. Instituto Tecnológico de Cd. Madero. 8 pp.
Disponible en:
<http://www.ruelsa.com/cime/boletin/2003/bt04.PDF>
ÚLTIMA VISITA: 19/04/08
3. Dr. Erick Soch, Patólogo, Departamento de Patología. Instituto de Cancerología (INCAN). 2009. Comunicación personal.
4. Olarte Echeverri, Germán. **USO DE LA BIOIMPEDANCIOMETRIA PARA LA DETECCIÓN PRECOZ DE LESIONES INTRAEPITELIARES Y DE CANCER INVASIVO DE CUELLO UTERINO**. Colombia. Universidad de Caldas. 7 pp.
Disponible en:
<http://www.scielo.org.co/pdf/rcog/v58n1/v58n1a03.pdf>
ÚLTIMA VISITA: 25/04/08
5. Liedtke, Rudolph. **Principles of Bioelectrical Impedance Analysis**. 1 de abril 1997. 10 pp.
Disponible en:
http://www.rjlsystems.com/docs/bia_info/principles/principles.pdf
ÚLTIMA VISITA: 25/03/08

6. Maldonado, Emilio y Agustín Gaii. **Analizador de Impedancia Bioeléctrica**. U.N.M.D.P, Ingeniería Electrónica, septiembre 2005. 4 pp.
Disponible en:
<http://elaf1.fi.mdp.edu.ar/pegasus/docs/Articulo%20Maldonado%20y%20Levra.pdf>
ÚLTIMA VISITA: 28/03/08

7. Talamantes Montaña, Luis Ricardo. **Proyecto de Diseño con Electrónica Integrada, Medición de agua corporal mediante bioimpedancia**. Universidad de Guadalajara, Centro Universitario de Ciencias Exactas e Ingeniería, Departamento de Electrónica, 15 pp.
Disponible en:
http://proton.ucting.udg.mx/materias/ET201/modulo_11/2006B/Bioimpedancia.pdf
ÚLTIMA VISITA: 25/03/08

8. Torres, Paúl y otros. **Análisis de la impedancia bioeléctrica: bases metodológicas**. Cádiz, Universidad de Cádiz, Facultad de medicina, 13 enero 2005. 6 pp.
Disponible en:
<http://www.spaoyex.org/voxpaediatrica/pdf/Voxpaed13.1pags25-30.pdf>
ÚLTIMA VISITA: 25/04/08

9. Torres, Paúl y otros. **Bases físicas del análisis de la impedancia bioeléctrica**. Cádiz, Universidad de Cádiz, Facultad de medicina, 7 febrero 1999. 5 pp.
Disponible en:
<http://www.spaoyex.org/voxpaediatrica/pdf/Voxpaed7.2pags139-143.pdf>
ÚLTIMA VISITA: 16/05/08

10. Waldheim, Carlos A. **REGISTRO DE CÁNCER DE GUATEMALA**. Guatemala, Guatemala.
Disponible en:
http://espanol.geocities.com/registrocancer_guate/
ÚLTIMA VISITA: 18/01/09

BIBLIOGRAFÍA

1. Alciatore, David G. e Hstand, Michael B. **Introducción a la MECATRÓNICA y los sistemas de medición.** 3 ed. México: McGRAW-HILL, 2007, 509 pp.
2. Bolton, W. **MECATRÓNICA, Sistemas de control electrónico en la ingeniería mecánica y eléctrica.** 3 ed. México: Alfaomega, 2006, 574 pp.
3. Edminister Joseph, A. y Nahvi Mahmood. **Circuitos Eléctricos.** 3 ed. España: McGRAW-HILL, 1998. 575 pp.
4. Issebacher, Kurt J. y Eugene Braunwald. **HARRISON: Principios de Medicina Interna.** 13 ed. México: Interamericana McGRAW-HILL, 1998. 3100 pp.
5. Jhonk, Carl T.A. **TEORÍA ELECTROMAGNÉTICA Principios y Aplicaciones.** 3 ed. México: Editorial Limusa, 741 pp.
6. Krauss, John D. **ELECTROMAGNETISMO.** 3 ed. México: McGRAW-HILL, 1986. 820 pp.
7. Obregón Leche, Pedro Javier **DISEÑO DE UN ANEMÓGRAFO ELECTRÓNICO.** Trabajo de graduación. Licenciatura. Guatemala. Universidad de San Carlos de Guatemala, Facultad de Ingeniería, Escuela de Mecánica Eléctrica. 151 pp.

8. Robbins, Stanley I. y Vinay Kumar. **Patología Humana**. 4 ed. México: Interamericana McGRAW-HILL, 1987. 798 pp.

9. Salazar Muñoz, Yolocuauhtli. Caracterización de Tejidos Cardiacos mediante métodos Mínimamente Invasivos y No Invasivos basados en Espectroscopia de Impedancia Eléctrica. Trabajo de graduación. Ph.D. España. Universidad Politécnica de Cataluña, Departamento de Ingeniería Electrónica. 253 pp.

10. Severre Grimnes y Orjan G. Martinsen. **BIOIMPEDANCE & BIOELECTRICITY BASICS**. 2 ed. Gran Bretaña: ELSEVIER 2008. 471. pp.