



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y  
ELÉCTRICA

UNIDAD PROFESIONAL “ADOLFO LÓPEZ MATEOS”  
ZACATENCO

“MEDICIÓN DE LA MASA LIBRE DE GRASA Y  
PORCENTAJE DE AGUA CORPORAL, POR MEDIO DEL  
ANÁLISIS DE BIOIMPEDANCIA”

**T E S I S**

PARA OBTENER EL TÍTULO DE:  
INGENIERO EN COMUNICACIONES Y ELECTRÓNICA

PRESENTA:

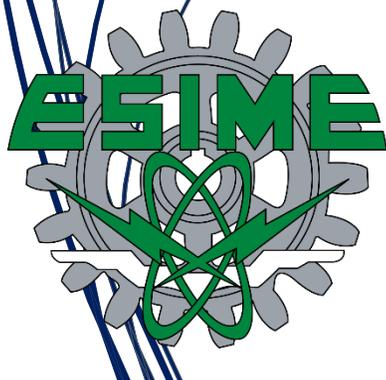
DAMIAN EDUARDO AGUILAR PEREZ

ASESORES:

M. En I. EDUARDO GABRIEL BALDERAS

ING. HUGO JORGE MACÍAS PALACIOS

CIUDAD DE MEXICO, MARZO 2019



**INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL**  
**ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA**  
**UNIDAD PROFESIONAL “ADOLFO LÓPEZ MATEOS”**

**T E M A   D E   T E S I S**

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE INGENIERO EN COMUNICACIONES Y ELECTRÓNICA  
POR LA OPCIÓN DE TITULACIÓN TESIS Y EXAMEN ORAL INDIVIDUAL  
DEBERA (N) DESARROLLAR C. DAMIAN EDUARDO AGUILAR PEREZ

**“MEDICIÓN DE LA MASA LIBRE DE GRASA Y PORCENTAJE DE AGUA CORPORAL, POR MEDIO DEL ANÁLISIS DE BIOIMPEDANCIA”**

ANALISAR, DISEÑAR Y CONSTRUIR UN SISTEMA EL CUAL MIDA LA GRASA Y PORCENTAJE DE AGUA CORPORAL, MEDIANTE EL ANÁLISIS DE BIOIMPEDANCIA.

- ❖ INTRODUCCIÓN
- ❖ ANÁLISIS Y DISEÑO
- ❖ PRUEBAS DE LABORATORIO
- ❖ ANÁLISIS DE RESULTADOS

CIUDAD DE MÉXICO, A 13 DE MARZO DEL 2019.

**A S E S O R E S**

  
ING. HUGO JORGE MACÍAS PALACIOS

  
M. ENR. EDUARDO GABRIEL BALDERAS

  
ING. GABRIEL VEGA REYES  
JEFE DEL DEPARTAMENTO DE  
INGENIERÍA EN COMUNICACIONES Y ELECTRÓNICA



Presente

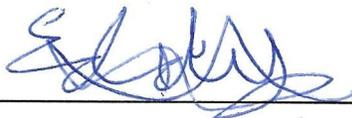
Bajo protesta de decir verdad el que suscribe **DAMIAN EDUARDO AGUILAR PEREZ** manifiesto ser autor y titular de los derechos morales y patrimoniales de la obra titulada "**MEDICIÓN DE LA MASA LIBRE DE GRASA Y PORCENTAJE DE AGUA CORPORAL, POR MEDIO DEL ANÁLISIS DE BIOIMPEDANCIA**" en adelante "**La Tesis**" y de la cual se adjunta copia un **impreso y un CD**, por lo que por medio del presente y con fundamento en el artículo 27 fracción II inciso b) de la Ley Federal del Derecho de Autor otorgo al **Instituto Politécnico Nacional** en adelante **El IPN**, autorización no exclusiva para comunicar y exhibir públicamente total o parcialmente en medios digitales o en cualquier otro medio; ya sea en el impreso o en el disco, puede ser utilizada para apoyar futuros trabajos relacionados con el tema de "**La Tesis**" por un periodo de **30 años** contando a partir de la fecha de la presente autorización, dicho periodo se renovará automáticamente en caso de no dar aviso expreso a **El IPN** de su terminación.

En virtud de lo anterior, **El IPN** deberá reconocer en todo momento mi calidad de autor de "**La Tesis**"

Adicionalmente y en calidad de autor y titular de los derechos morales y patrimoniales de "**La Tesis**" manifiesto que la misma es original y que la presente autorización no contraviene ninguna otorgada por el suscrito respecto de "**La Tesis**" por lo que deslindo de toda responsabilidad al "**El IPN**" en caso de que el contenido de "**La Tesis**" o la autorización concedida afecte o viole derechos autorales, industriales, secretos industriales, convenios o contratos de confidencialidad o en general cualquier derecho de propiedad intelectual de terceros y asumo las consecuencias legales y económicas de cualquier demanda o reclamación que pueda derivarse del caso.

Ciudad de México a 5 de noviembre del 2019

Atentamente



---

DAMIAN EDUARDO AGUILAR PEREZ

*Agradecimiento especial.*

*Lic. en nutrición Nohemi Sánchez Arizmendi*

*Por haber compartido su tiempo y conocimiento en su especialidad, con su esfuerzo, me apoyó en este complicado proceso.*

*Esta tesis es el resultado de un largo trabajo que conllevó varias ramas de la ciencia y habilidades de estas, y que, sin su ayuda, no se habría podido lograr esta tesis.*

*Queda eterna y profundamente agradecido el estudiante egresado del Instituto Politécnico Nacional Damian Eduardo Aguilar Pérez.*

## Contenido

Planteamiento del problema.....	5
Justificación.....	6
Objetivo General.....	7
Objetivo Particular.....	7
Capítulo I Introducción.....	8
Estimación de la composición corporal utilizando el análisis de la Bioimpedancia.....	8
Análisis de la composición corporal del cuerpo (CC).....	8
Propiedades eléctricas de los tejidos biológicos.....	9
Modelo matemático y de circuito del tejido.....	10
Método no invasivo.....	10
Intensidad de corriente en la piel.....	11
Factores que modifican la resistencia de la piel.....	13
Importancia de la frecuencia.....	13
Importancia del tiempo de contacto.....	13
Importancia del trayecto de la corriente.....	13
Capítulo II Análisis y diseño.....	14
Convertidor voltaje a corriente.....	21
Electrodos a utilizar.....	24
Obtención de los datos.....	24
Armado del circuito en placa.....	36
Capítulo III Pruebas de laboratorio.....	38
Capítulo IV Análisis de resultados.....	42
Glosario.....	44
Anexos.....	46

## Planteamiento del problema.

Existen enfermedades en relación con el exceso de peso corporal, este es uno de los retos más representativos en la salud pública en el mundo, ya que este problema va en aumento.<sup>1a</sup>

El sobrepeso y la obesidad incrementan el riesgo de padecer enfermedades crónicas no transmisibles (ECNT), **mortalidad prematura**, costo social de la salud, además que reduce la calidad de vida<sup>1a</sup>.

Se estima que la mayoría de los casos de diabetes son atribuibles al sobrepeso y la obesidad. Otras enfermedades relacionadas con este es la **hipertensión arterial**, las **dislipidemias**, la **enfermedad coronaria**, la **apnea del sueño**, la **enfermedad vascular cerebral**, la osteoartritis y algunos cánceres como son el de mama, esófago, colon, endometrio, y riñón entre otros<sup>1a</sup>.

La obesidad es una enfermedad que afecta a todos los países sin distinción de clase social o raza. Esta enfermedad ha alcanzado proporciones epidémicas al nivel mundial, por lo tanto la organización mundial de la salud (OMS), denomina la obesidad como la epidemia del siglo XXI<sup>1a</sup>.

Se calcula que para el año 2020 en México, dos de cada tres personas tendrán sobrepeso u obesidad, a su vez, en un estudio se reveló que las ECNT causaron el 75% total de las muertes. Actualmente México y Estados Unidos ocupan los primeros lugares de obesidad en el mundo en la población adulta<sup>1a</sup>.

En nuestro país, desde 1980 hasta la fecha, la obesidad y el sobrepeso se ha triplicado y alcanzado proporciones alarmantes<sup>1a</sup>.

En la actualidad, el 75% de la población adulta, entre los años 30 y los 60 tienen exceso de peso.<sup>1a</sup>

<sup>1a</sup>. PDF "Revista Mexicana del Seguro social" Dávila-Torres, Javier; González-Izquierdo, José de Jesús; Barrera-Cruz, Antonio, *Panorama de la obesidad en México*, vol. 53, núm. 2, marzo-abril, 2015, pp. 241-249 Instituto Mexicano del Seguro Social Distrito Federal, México.

## **Justificación.**

Esta enfermedad es un problema de salud, la cual si se padece se pueden tener más enfermedades, y por lo tanto, genera más gastos económicos para las personas y para el gobierno.

Como ya se menciono antes, en la actualidad, si tiene sobre peso u obesidad, se tiene un riesgo mayor a padecer otras enfermedades

El propósito de este proyecto es analizar, diseñar y construir un sistema de medición el cual está basado en las técnicas de bioimpedancia, el cual detecte parámetros de nivel de grasa del cuerpo y el nivel de agua, ya que estos están relacionados con el sobrepeso y la obesidad.

## Objetivo General

Analizar, diseñar, y construir un sistema el cual mida la masa grasa y porcentaje de agua corporal mediante el análisis de bioimpedancia.

## Objetivo Particular

Utilizar los conocimientos adquiridos en el transcurso de la carrera.

## Capítulo I Introducción

### Estimación de la composición corporal utilizando el análisis de la Bioimpedancia

El análisis de bioimpedancia para este proyecto, se utiliza para medir la masa grasa, y el porcentaje de agua corporal de manera indirecta por medio de una corriente eléctrica.<sup>1a</sup>

Este método es utilizado, ya que es un método que no afecta el cuerpo humano al momento de utilizar el análisis de bioimpedancia<sup>1a</sup>

El análisis de bioimpedancia tiene el principio de que de los distintos componentes del cuerpo humano ofrecen diferente oposición (impedancia) al paso de una corriente eléctrica, para el presente proyecto, los componentes que interesan, son el de la piel, la grasa, y el agua del cuerpo. <sup>1a</sup>

La masa libre de grasa, la cual contiene la mayoría de los fluidos corporales, es un buen conductor eléctrico, por lo tanto su impedancia es baja, mientras que la masa que únicamente es grasa, actúa como un aislante, por lo tanto su impedancia es alta.<sup>1a</sup>

Los analizadores de bioimpedancia introducen en el cuerpo del sujeto explorado una corriente alterna a baja frecuencia y registran la impedancia (Z) y sus dos componentes: resistencia (R) y reactancia (Xc).

### Análisis de la composición corporal del cuerpo (CC)

En la siguiente figura, muestra los compartimientos los cuales están compuesto el cuerpo humano, para el proyecto, se centra en la masa grasa y en la masa libre de grasa.

Na, K, Cl, Ca, P, S, Mg	Masa grasa (lípidos)		Sólidos extracelulares (SEC)	Visceras y otros tejidos	Cabeza	Masa corporal total (peso corporal)
Nitrógeno			Líquidos extracelulares (LEC)	Masa ósea	Tronco	
Hidrógeno	Masa libre de grasa (agua + proteínas + minerales + HCO...)	Minerales, HCO, etc	Células (Masa celular corporal –MCC- + adipocitos)	Tejido adiposo		
Carbono		Proteínas		Músculo esquelético	Extremidades	
Oxígeno	Agua					

Figura 1

extraída tesis de doctorado “APLICACIONES DEL ANÁLISIS DE BIOIMPEDANCIA EN LA VALORACIÓN DEL ESTADO NUTRICIONAL EN ANCIANOS INSTITUCIONALIZADOS CON DEMENCIA”, Universidad de Valladolid, Departamento de biología celular,

histología, y farmacología, Dra. Paz Redondo Del Rio PAG 61 <https://uvadoc.uva.es/bitstream/10324/7542/1/TESIS610-141215.pdf>

En la Figura 1 muestra de izquierda a derecha la composición de cuerpo humano, de lo general a lo particular, en este proyecto, se interesa en la masa grasa, la masa libre de grasa, y el porcentaje de agua corporal.

Se recurre a la estimación indirecta de la masa grasa y la masa libre de grasa a partir de diversas mediciones antropométricas o a partir del análisis de bioimpedancia. Ambos son métodos no invasivos, económicos y sencillos que se encuentran aceptados en clínica y en epidemiología.

1a

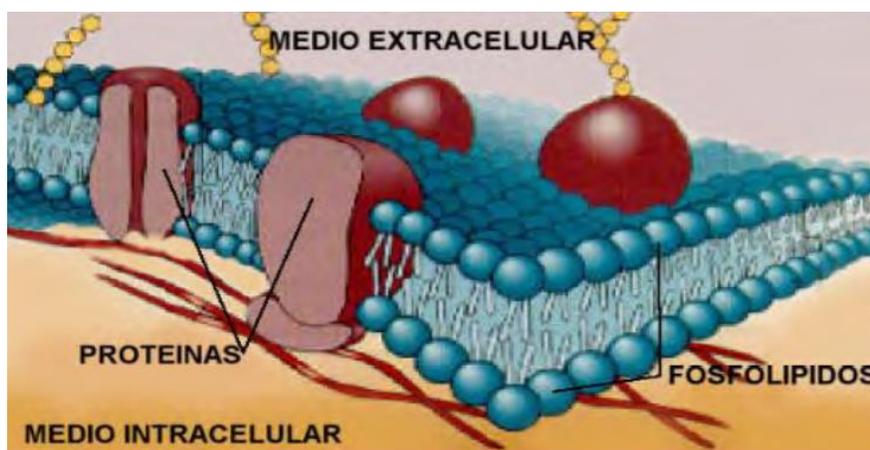
<sup>1a</sup> “APLICACIONES DEL ANÁLISIS DE BIOIMPEDANCIA EN LA VALORACIÓN DEL ESTADO NUTRICIONAL EN ANCIANOS INSTITUCIONALIZADOS CON DEMENCIA”, Universidad de Valladolid, Departamento de biología celular, histología, y farmacología, Dra. Paz Redondo Del Rio PAG 61 <https://uvadoc.uva.es/bitstream/10324/7542/1/TESIS610-141215.pdf>

La masa libre de grasa, que contiene la mayoría de los fluidos corporales, es un buen conductor eléctrico (baja impedancia), mientras que la masa grasa actúa como un aislante (alta impedancia). <sup>1a</sup>

### Propiedades eléctricas de los tejidos biológicos.

Los organismos vivos están compuestos por células, la célula se define como la unidad fundamental de vida. La mayoría de las células se unen entre sí mediante una matriz extracelular o por adhesión directa de una célula con otro formando distintas uniones. Estas agrupaciones dan lugares a tejidos. <sup>2a</sup>

Todas las funciones vitales giran en torno a las células, en nuestro caso, se va a concentrar en la parte de la membrana celular, la cual la rodea y protege a la célula separándola del medio que la rodea que puede ser agua, aire, sangre, u otras células. <sup>2a</sup>



<sup>2a</sup> Figura 2 Extraída de “Diseño e implementación de un sistema de medición in-vitro que permita sensar el tránsito de sodio en el epitelio de piel utilizando la técnica de Bioimpedancia, Brian Stevens Valencia Camacho, Universidad Autónoma De Occidente, Facultad de Ingeniería, Departamento de Automática y Electrónica, Santiago de Cali 2017, pagina 28” <https://red.uao.edu.co/bitstream/10614/9486/1/T07156.pdf>

La mayoría de las células se unen entre sí mediante una matriz extracelular o bien por adhesión directa de una célula con otra, estas agrupaciones celulares dan lugar a los tejidos, quedando entre ellas espacios llenos del líquido extracelular. <sup>2a</sup>

Cuando la señal es alterna, al aumentar la frecuencia, aumenta o disminuye la oposición al flujo de la corriente.

### Modelo matemático y de circuito del tejido

Una manera de representar de manera matemática de los tejidos, es la utilización de modelos de circuitos a lo que en biomédica se le conoce como fantasma, son circuitos eléctricos de dos terminales.

Uno de ellos es el de una célula inmersa en un medio extracelular. En 1989 se presentó el paso de este sistema fisiológico sencillo a un circuito eléctrico equivalente. <sup>3a</sup>

En este se modelaban los medios extra e intracelular, por elementos resistivos y la membrana por un efecto capacitivo en paralelo con otro resistivo como se puede observar en la figura 3.

Figura 3 extraída de “Introducción a la medida de impedancia eléctrica de tejidos biológicos” Salazar Muñoz. Capítulo 2. Disponible en internet <https://upcommons.upc.edu/bitstream/handle/2117/93499/02Ysm02de07.pdf>

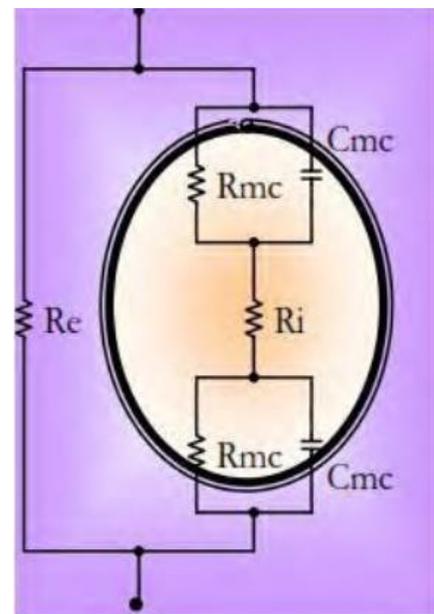
Donde:

Resistencia del medio intracelular ( $R_i$ ).

Resistencia extracelular ( $R_e$ ).

Capacidad de la membrana celular ( $C_{mc}$ ).

Resistencia ( $R_{mc}$ ).



### Método no invasivo

Es importante hablar sobre la resistencia de la piel, ya que esta es la que impide que se tenga un contacto con los órganos internos del cuerpo humano. Para el análisis de la bioimpedancia, habla que es un método no invasivo, esto se refiere a que no se interactúan con los órganos del cuerpo.

La literatura<sup>3A</sup> nos habla sobre una serie de pruebas las cuales tienen como objetivo medir la resistencia en la piel en diferentes circunstancias. Para este proyecto, interesa saber cuál es la corriente máxima que soporta la piel, esto con el fin de que al momento de hacer el análisis de

bioimpedancia se tenga un parámetro de referencia, como ya se menciona, se debe de hacer fluir corriente por la piel y a su vez, medir el voltaje del cuerpo y sacar la impedancia del cuerpo con la ley de ohm.

La tabla 4 nos habla sobre una resistencia del cuerpo no mayor a 5000ohms:

Tensión de contacto	Piel seca ( $\Omega$ )	Piel húmeda ( $\Omega$ )
<25	5.000	2.500
50	4.000	2.000
250	1.500	1.000

3A Figura 4 extraída de la tesis doctoral "Resistencia de la piel al paso de la corriente eléctrica en adultos trabajadores" María José Aguado Benedi, Universidad Complutense de Madrid, Facultad de Medicina, Departamento de medicina Legal, Madrid 1998, pagina 20" <http://biblioteca.ucm.es/tesis/19972000/D/0/D0092301.pdf>

### Intensidad de corriente en la piel

Los efectos generales serán mayores cuanto mayor sea el voltaje o la corriente y menor la resistencia de la piel.

Con intensidades superiores a 9 mA se provocan contracciones musculares severas.

Con intensidad de corriente media de 16mA, el individuo todavía puede desprenderse del cable conductor.

La afección de músculos respiratorios y cardiacos se produce a partir de corrientes de intensidad superior a 25 mA.

Una corriente alterna de intensidad 80-100 mA y de 50Hz de frecuencia produce fibrilación ventricular; este se refiere a que se llega a tener un ritmo cardiaco anormal que puede ser mortal para el corazón. 3A

En la figura 5, se observa que para corrientes menores de 1ma las personas no sienten algún tipo de sensación, pero si aumenta, puede haber otro tipo de situaciones las cuales se mencionan allí mismo. 4A

mA	EFFECTOS SOBRE EL CUERPO HUMANO
0.02	Electrodos aplicados directamente sobre miocardio (catéteres, electrodos endocavit.) producen fibrilación ventricular con frecuencias de 1.000 Hz.
0.02	Percepción sensorial a nivel de retina: Fosfenos.
0.045	Percepción sensorial a nivel de la lengua. (Dalziel)
0.01	Ligeras contracciones musculares en dedos. (Weber)
0.8	Percepción cutánea (cosquilleo) para la mujer
1	Percepción cutánea (cosquilleo) para el hombre
6	Percepción cutánea dolorosa. Contracciones musculares en dedos. Umbral inferior de sensación de no poderse despegar.
8.8	La imposibilidad de autoliberación aumenta al 0.5%
9	La contracción muscular aumenta. Proyección o imposibilidad de autoliberación. Se suma la posibilidad de contractura de músculos respiratorios, con asfíxia si tiempo mayor de 3 min. Reversible.
10	Aumenta el umbral de imposibilidad de autoliberación al 50%. Quemadura de 1 mm/2.
15.5	La imposibilidad de autoliberación aumenta al 100%.
20	Asfíxia ventilatoria si el tiempo es mayor de 3 min y si trayecto de corriente es mano-mano.
25	Límite superior de la categoría 1 de Koëppen: Las contracciones musculares no tienen influencia sobre corazón.
30	Se añade a lo anterior la posibilidad de fibrilación ventricular si tiempo mayor de 1 min.
50	La posibilidad de fibrilación ventricular aumenta a 50% si el tiempo es mayor de 1 sg.
70	Fibrilación ventricular para tiempo mayor de 1 sg.
80	Límite superior de la categoría 2 de Koëppen. Fibrilación ventricular para tiempo mayor de 1 sg.

4A Figura 5 extraída de " Resistencia de la piel de los niños al paso de la corriente eléctrica", Universidad Complutense de Madrid, Facultad de Medicina, Departamento de Toxicología y Legislación Sanitaria, Isabel Pérez Herrezuolo, Madrid, 1993, pagina 32 <http://biblioteca.ucm.es/tesis/19911996/D/0/AD0087301.pdf>

## Factores que modifican la resistencia de la piel

A mayor grosor de la piel existe mayor resistencia. Existen ciertos estados patológicos de la piel que alteran su grosor como, por ej., callosidades, soluciones de continuidad, cicatrices, etc.

La piel húmeda, ya sea por transpiración o sudor, o por encontrarse mojada, presenta una menor resistencia.

Se ha estudiado, por otro lado, la modificación de la resistencia en función de ciertas enfermedades que afectan a las glándulas sudoríparas (vitíligo, fibrosis quística, asma).<sup>4A</sup>

## Importancia de la frecuencia

En corrientes de alta frecuencia, por encima de 1.000 Hz., el peligro disminuye a medida que aumenta la frecuencia.

En la corriente continua, la muerte por fibrilación se requiere una intensidad de 40 a 600 mA.

En la corriente alterna de baja frecuencia, la muerte es por fibrilación ventricular, si su intensidad oscila entre 20 y 50 mA.

Resumiendo, la corriente alterna es de tres a cinco veces más peligrosa que la corriente continua. Al igual que la corriente la más peligrosa es la más intensa, la más duradera y la de recorrido más próximo a corazón y cerebro. <sup>4a</sup>

## Importancia del tiempo de contacto

Los efectos de la corriente eléctrica también dependen del tiempo de actuación de la misma. Cuando la intensidad es elevada es suficiente un contacto de milésimas de segundo para ocasionar lesiones mortales.

En los accidentes por baja tensión, la peligrosidad del contacto puede venir dada por la imposibilidad de desprenderse del conductor al producirse que los músculos no se puedan mover y, por tanto, se aumenta el tiempo de contacto.

## Importancia del trayecto de la corriente

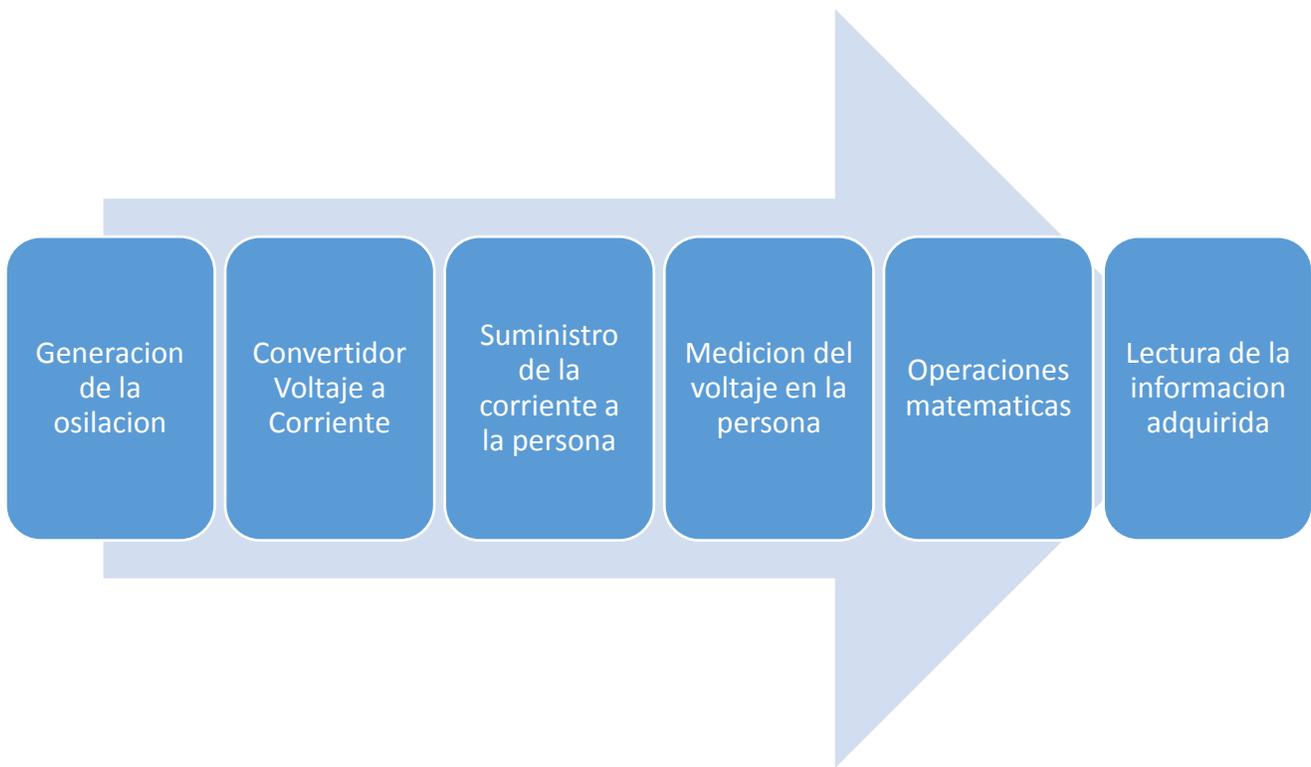
Cuando una corriente eléctrica entra en contacto con la piel y atraviesa el organismo no sigue el camino más corto, si no el de menor resistencia y mayor conductividad.

Por eso toma el trayecto de la piel, ya que contiene la gran mayoría de líquidos y conductividad en el cuerpo<sup>4A</sup>

Los trayectos de la corriente eléctrica pueden ser transversales, De brazo a brazo. Son las menos nocivos para el corazón y longitudinal, Descendentes y ascendentes. Estas son las más nocivas para el corazón, ya que lo pueden afectar con más facilidad y producir fibrilación ventricular. 5A Ciclo cardiaco Dr Javier Pascuzzi, disponible en internet <http://www.med.unne.edu.ar/enfermeria/catedras/fisio/clases07/010>

## Capítulo II Análisis y diseño

Para hacer la medición de la impedancia del cuerpo, se propone el siguiente diagrama a bloques:



*Diagrama a bloques para la medición de impedancia eléctrica*

El procedimiento para la medición de la bioimpedancia se toma como referencia el artículo de “Medición de impedancia eléctrica de la piel en el rango de frecuencia de 5 a 1,000 Hz”<sup>1B</sup>. Se toman las siguientes consideraciones de la medición con la que se hace en este procedimiento:

Para la generación de oscilación, se debe tener una señal alterna, en este caso, se hace una frecuencia senoidal.

Se hace una fuente de corriente, esto para que la corriente sea constante y solo varíe el voltaje y la impedancia La idea inicial es utilizar una fuente de corriente howland.

Se hace pasar corriente a la persona, esto se va a hacer con electrodos que se utilizan para sensar señales eléctricas del cuerpo.

Es conveniente medir el voltaje en la persona con un amplificador operacional de instrumentación, debido a su alta impedancia en la entrada, teniendo como referencia que el voltaje varía desde 50mv hasta los 5 volts dependiendo de la persona, con el amplificador operacional se puede aumentar o disminuir este voltaje.

Se propone utilizar un micro controlador PIC para hacer la medición de este voltaje utilizando su convertidor analógico digital.

Usando ese voltaje medido en el paso anterior, y conociendo que la corriente es constante, se aplica ley de ohm:  $R = \frac{V}{I}$  y con este valor, se sustituye en las ecuaciones propuestas por autores, para este caso, las expresiones utilizadas en el artículo "Development of bioelectrical impedance analysis prediction"<sup>1G</sup> disponible en internet,.

Las ecuaciones encontradas fueron las siguientes:

Fórmula para Hombres: <sup>6A</sup>

$$\text{Agua corporal total} = 1.20 + (.45)\left(\frac{\text{estatura}^2}{\text{impedancia}}\right) + .18(\text{masa del cuerpo})$$

$$\text{Masa libre de grasa} = -10.68 + (.65)\left(\frac{\text{estatura}^2}{\text{impedancia}}\right) + .26(\text{masa del cuerpo}) + .02(\text{impedancia})$$

Fórmula para mujeres:

$$\text{Agua corporal total} = 3.75 + (.45)\left(\frac{\text{estatura}^2}{\text{impedancia}}\right) + .11(\text{masa del cuerpo})$$

$$\text{Masa libre de grasa} = -9.53 + (.69)\left(\frac{\text{estatura}^2}{\text{impedancia}}\right) + .17(\text{masa del cuerpo}) + .02(\text{impedancia})$$

La estatura debe de estar en centímetros.

La impedancia debe de estar en ohm.

La masa de la persona en Kilogramos.

Para ambos géneros, la masa libre de grasa está dada en Kilogramos y el agua corporal total está dada en litros.

<sup>6A</sup>Disponible en internet

Institucion: "The American Journal of clinical Nutrition "

Titulo:” Development of bioelectrical impedance analysis prediction equations for body composition with the use of a multicomponent model for use in epidemiologic surveys”

Autores: Shumei S Sun, W Cameron Chumlea, Steven B Heymsfield, Henry C Lukaski, Dale Schoeller, Karl Friedl, Robert J Kuczmarski, Katherine M Flegal, Clifford L Johnson, and Van S Hubbard.

Disponible en [www.ajcn.org](http://www.ajcn.org)

Para la lectura de los datos, se considera programar el microcontrolador PIC para que mida voltaje en el paciente que se le aplica el análisis, con este voltaje, calcular la impedancia con la ley de ohm, sustituirla de las formulas que se mencionaron anteriormente y programar una pantalla de LCD.

En este LCD se muestran los resultados de masa libre de grasa (expresada en kg) y el agua corporal total (expresada en litros).

## Generación de la oscilación

Se utiliza un amplificador operacional para generar la onda senoidal de 1khz.

Utilizando la teoría del “Puente de Wien”<sup>7a</sup> el cual es armado con un amplificador operacional, resistencias y capacitores.

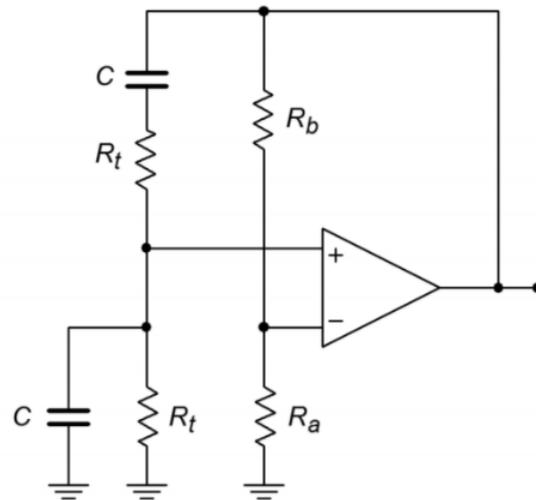
Figura 6 extraída del libro “Operational Amplifiers & Linear Integrated Circuits:” Theory and Application / 3E, James M. Fiore, Version 3.0.8, 14 May 2018, Mohawk Valley Community College” pag 3507a

Disponible y distribuido por:  
<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/>

Este circuito es armado para generar una señal senoidal a una frecuencia determinada.

En la figura 6, se muestra el circuito, el cual está conformado por dos capacitores y cuatro resistencias, las resistencias  $R_t$  deben de ser iguales, a su vez, los capacitores también

deben de ser del mismo valor, las resistencias  $R_a$  y  $R_b$  deben de cumplir un criterio de ganancia que se menciona más adelante.



Básicamente, el circuito funciona de tal manera que se tiene una señal a la entrada en el amplificador, es amplificada y se vuelve a retroalimentar a la entrada, el diagrama que lo representa es el siguiente:

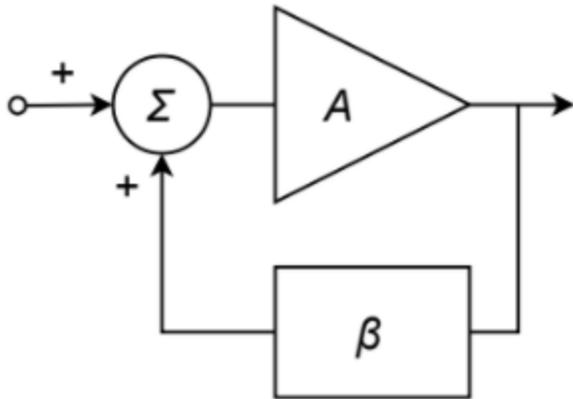


Figura 7 extraída del libro "Operational Amplifiers & Linear Integrated Circuits:" Theory and Application / 3E, James M. Fiore, Version 3.0.8, 14 May 2018, Mohawk Valley Community College" pag 3457a

Como se muestra en la figura 7, la señal de entrada se suma con la señal de salida con ganancia que denominamos  $\beta$ , teniendo como resultado que la señal de entrada aumente, repitiendo el proceso. 7a

Esto siempre se va a cumplir, siempre y cuando la señal de salida siempre sea mayor a la entrada. También se observa que salida

del circuito es empleada para que tenga su propia señal de entrada. 7a

Para que la oscilación ocurra debe de suceder que la señal de entrada este en fase con la de la salida, y que el factor de realimentación sea muy cercano o igual a uno.

Estos dos factores se llaman criterio de Barkhausen, un ejemplo es cuando se tiene un micrófono y un amplificador de audio, cuando se acerca lo suficiente el micrófono a la bocina, y este micrófono capta alguna señal pequeña, y lo reproduce en la bocina del amplificador, el micrófono vuelve a captar el ruido amplificado, repitiendo el ciclo hasta el punto máximo de amplificación del sistema.7a

El primer criterio del oscilador es que no es necesaria una señal de entrada, si no que, con una señal transitoria, se puede activar el sistema, para un oscilador controlado, se debe de respetar que el valor de ganancia debe de ser uno.

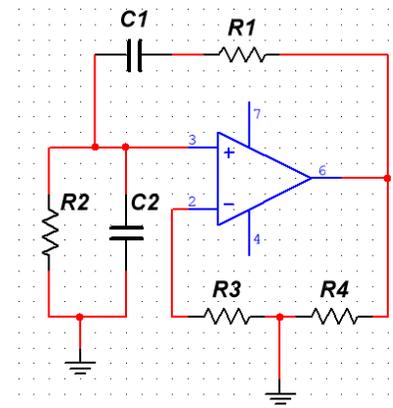
En la figura 8, siguiendo el trayecto de la terminal inversora, se tiene R2 en paralelo con C2, como el amplificador operacional tiene una impedancia muy alta a la entrada, se sigue el trayecto hacia C1, en serie con R1, quedando el circuito equivalente de la figura 9:

Partiendo de un divisor de voltaje:

$$\beta = \frac{Z2}{Z1 + Z2}$$

Donde:

$$Z1 = R1 - jXC1, \text{ y } Z2 = R2 || -jXC2$$



Sacando el paralelo:

$$Z2 = \frac{-jXC2 R2}{-jXC2 + R2}$$

Reduciendo:

$$Z2 = \frac{-jXC2 R2}{-jXC2(1 + \frac{R2}{-jXC2})}$$

$$Z2 = \frac{R2}{1 + \frac{R2}{-jXC2}}$$

Suponiendo

$$XC = \frac{1}{WC}$$

$$Z1 = R1 - \frac{J}{WC1}$$

$$Z2 = \frac{R2}{1 + JWR2C2}$$

Sustituyendo:

$$\beta = \frac{\frac{R2}{(1 + j\omega R2C2)}}{\frac{R2}{1 + j\omega R2C2} + R1 - \frac{J}{WC1}}$$

$$\beta = \frac{R2}{R2 + R1 - \frac{J}{WC1} + j\omega R1 R2C2 + \frac{R2C2}{C1}}$$

Separando parte real de parte imaginaria:

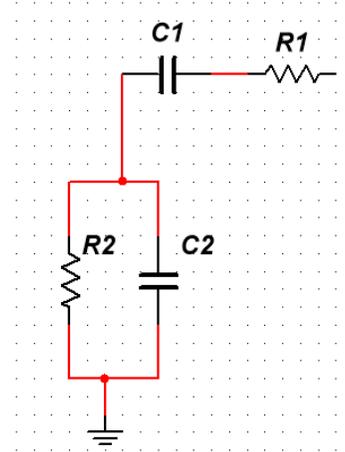
$$\beta = \frac{R2}{R2(1 + \frac{C2}{C1}) + R1 + J(WR1R2C2 - \frac{1}{WC1})} \dots\dots\dots (1)$$

Podemos despejar la frecuencia tomando la parte imaginaria de la ecuación anterior:

$$WR1R2C2 = \frac{1}{WC1}$$

Figura 8, puente de wien

Figura 9 Circuito equivalente puente de wien



Despejando a W:

$$W^2 = \frac{1}{C1R1R2C2}$$
$$W = \frac{1}{\sqrt{C1R1R2C2}}$$

Proponiendo que:

$$R1 = R2$$

$$C1 = C2$$

Por lo tanto:

$$F_o = \frac{1}{2\pi RC} \dots\dots\dots (2)$$

Para calcular el factor de realimentación, utilizando la parte real de la ecuación 1:

$$\beta = \frac{R2}{R2 \left(1 + \frac{C2}{C1}\right) + R1}$$

Igualando los valores de R1=R2 Y C1=C2, queda de la siguiente manera:

$$\beta = \frac{R}{3R}$$

$$\beta = \frac{1}{3}$$

Esto es la magnitud del factor de retroalimentación.

Nota: El procedimiento se puede encontrar en el libro ya mencionado  $\tau_a$

Cabe mencionar, que para R4 se propone un potenciómetro, ya que con este se puede ajustar la ganancia del amplificador operacional, y así con este hacer que no se sature.

Dicho lo anterior, para el circuito, se desea hacer una señal senoidal de frecuencia de 1Khz, se sustituye en la formula de:

$$F = \frac{1}{2\pi Rc}$$

Se propone la frecuencia de 1Khz, el capacitor de 1uf, ya que es un valor comercial, despejando queda:

$$R = \frac{1}{2\pi Fc}$$

$$R = \frac{1}{2\pi(1000hz)1x10^{-6}F}$$

$$R = 159.154\Omega$$

El valor de R no es un valor comercial, el valor más acercado es 150 Ω.

Para Ra y Rb, se sigue el criterio ya mencionado:

$$G = 1 + \frac{R4}{R3}$$

Con G=3;

$$3 = 1 + \frac{R4}{R3}$$

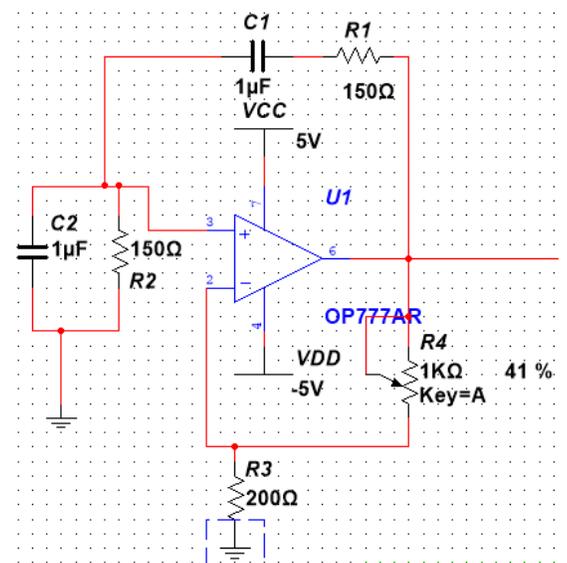
Se proponen las resistencias con Ra=200 y Rb=400:

$$3 = 1 + \frac{400}{200}$$

$$3 = 3$$

Teniendo estos valores, se simula el circuito en multsim:

Figura 10 circuito simulado en el programa de computadora MULTISIM 12.0 de puente de wien con amplificador operacional OP777ARZ de la marca Analog Devices.



Como prueba inicial, se utiliza el amplificador operacional OP777ARZ de la marca Analog Devices, un criterio que se considera al momento de seleccionar este amplificador operacional, es la “velocidad de subida” o de “Slew rate” del amplificador operacional, es un parámetro de velocidad el cual se tiene que respetar, ya que dicho con otras palabras, es “ la velocidad de respuesta”.

Si la velocidad de respuesta es muy pequeña, no va a operar como se desea, la señal se va a distorsionar, o simplemente no va a funcionar.

Este parámetro se encuentra en la literatura “Op Amps For everyone” de Texas instruments<sup>4G</sup>, se utiliza este parámetro al diseñar filtros.

La fórmula para calcular la frecuencia, o la velocidad de subida es la siguiente: <sup>4G</sup>

$$Velocidad\ de\ subida = (\pi * Voltaje\ de\ alimentacion * Frecuencia) \times 10^{-6}$$

El resultado esta expresado en ( $\mu$ s)

El voltaje de alimentación se propone a 5 volts, que es el de la fuente y la frecuencia a 1000hz para el diseño:

$$Velocidad\ de\ subida = (\pi * 5volts * 1000hz) \times 10^{-6}$$

$$Velocidad\ de\ subida = 1.570 \times 10^{-6} \frac{v}{\mu s}$$

Las unidades de la velocidad de subida es de  $\frac{v}{\mu s}$

La velocidad de subida se puede encontrar en la hoja de especificaciones, para nuestro caso el OP777ARZ de Analog Devices dice que es un valor de  $0.2 \times 10^{-6} \frac{v}{\mu s}$  este valor es mayor al calculado, así que por lo tanto, este operacional funciona para el diseño.

<sup>4G</sup> Titulo: "Op Amps for everyone".

Autores: Ron Mancini, Editor in Chief.

Empresa: Texas Instruments.

Agosto 2002.

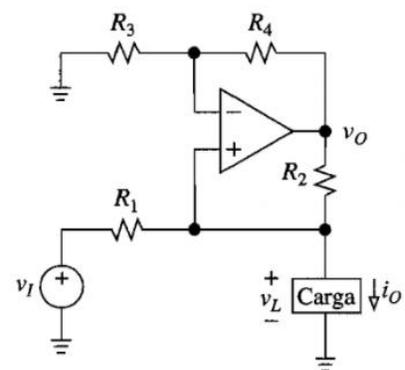
"Advanced Analog Products."

## Convertidor voltaje a corriente

Si se desea hacer una fuente de corriente, o también dicho, una fuente la cual la corriente sea constante, que no cambie con respecto a la carga, se pueden buscar como un convertidor de voltaje a corriente.

Para el caso, se utiliza una fuente de corriente Howland, llamada así en honor a su inventor, consiste en que se tiene una fuente de entrada  $V_i$ , y en la salida de esta, la corriente de la carga depende del arreglo de resistores, se tiene un diagrama del circuito de la siguiente manera:

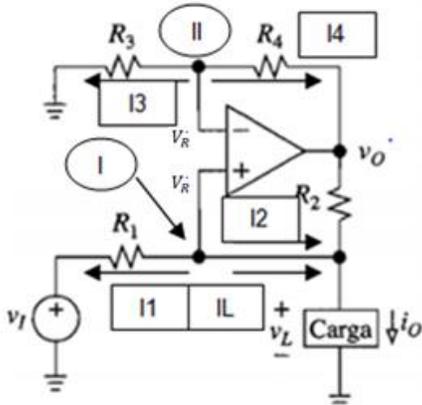
Figura 11 extraída de "Diseño con amplificadores operacionales y circuitos integrados analógicos, Sergio franco" <sup>5G</sup> Página 69



" Libro Diseño con amplificadores operacionales y circuitos integrados analógicos, Autor: Sergio franco, tercera edición , editorial MC GRAW HILL, también disponible en <https://www.elsolucionario.org/> " <sup>5G</sup>

En el libro, en la pagina 69 se dice sobre un tema "convertidor con carga aterrizada" el cual nos habla sobre que la carga va aterrizada a tierra, como se puede ver en la página 11.

Se proponen corrientes por método de nodos:



Viendo al Nodo I:

$$I_1 + I_2 + I_0 = 0 \dots \dots \dots (1)$$

Sustituyendo:

$$\frac{V_R - V_I}{R_1} + \frac{V_R - V_0}{R_2} + I_0 = 0$$

Viendo al Nodo II:

$$I_3 + I_4 = 0 \dots \dots \dots (2)$$

Sustituyendo:

$$\frac{V_R - 0}{R_3} + \frac{V_R - V_0}{R_4} = 0$$

Figura 12, Proponiendo corrientes

Igualando (1) con (2):

$$\frac{V_R}{R_3} + \frac{V_R - V_0}{R_4} = \frac{V_R - V_I}{R_1} + \frac{V_R - V_0}{R_2} + I_0$$

Suponiendo que:

$$R_1 = R_3; R_2 = R_4$$

Y despejando a  $I_0$ :

$$I_0 = \frac{1}{R_1} V_I$$

Como se observa en la ecuación anterior,  $I_0$  es la corriente de la carga, depende de  $R_1$  y de  $V_I$ .

Para el diseño, se necesita hacer una fuente de corriente, se propone una fuente de corriente de  $5\mu A$ .

Hecha la investigación de la primer parte del trabajo escrito, en la parte de "introducción" se menciona que la corriente, aproximadamente a 9 miliampers, y los 10 miliampers, una persona comienza a sentir molestias, se está por debajo de ese valor, así que teóricamente no debe de suceder afectaciones al paciente.

Pariendo de la formula anterior, se indica que la corriente depende del voltaje de entrada, el cual es el voltaje de salida del puente de wien, este voltaje se encuentra haciendo la simulación en multisim, obteniendo como voltaje de salida= 2.117volts, dicho esto, se despeja la corriente de salida de la formula ya mencionada y se calcula la resistencia  $R_1$ :

$$\text{Corriente de salida} = \frac{1}{R1} \text{ Voltaje de entrada}$$

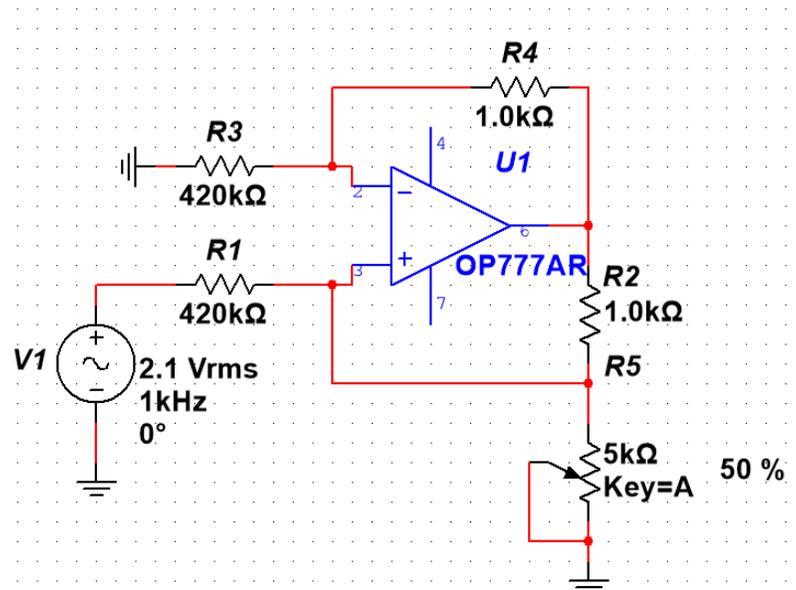
$$R1 = \frac{1}{\text{Corriente de salida}} \text{ Voltaje de entrada}$$

$$R1 = \frac{1}{5\mu\text{a}} 2.117\text{volts}$$

$$R1 = 420000\Omega$$

Como R1 no es un valor comercial, lo aproximamos a 470000Ω, se procede a simular el circuito:

Figura 12 simulaciones en MULTISIM 12, se pone un potenciómetro de 1kohm simulando al paciente que se va a conectar.



Como se observa en la figura 12, observamos que se vuelve a utilizar el amplificador operacional OP777ARZ de analog devices, encontramos en la hoja de especificaciones que este lo utilizan para hacer una fuente de corriente.

Basándonos en lo dicho anteriormente, para las resistencias de la figura 12, R2, Y R4, deben de cumplir la condición de que sean iguales, se proponen de 1Kohm, y las resistencias R1 y R3 deben de ser iguales, estas toman el valor del calculo que se hizo.

## Electrodos a utilizar.

Se utilizan electrodos de la marca Sensi Medical, y de la marca 3m, estos electrodos son utilizados para monitoreo cardiaco, funcionan para captar señales del cuerpo, para este caso, se utilizan para que la corriente fluya a través de la piel del paciente:



Figura 13 Imagen del electrodo a utilizar para el análisis de bioimpedancia.

La teoría indica que se deben de colocar dos electrodos, uno en la mano, y otro en el pie, de tal forma que la corriente circule desde un electrodo al otro, el fabricante nos menciona que solo deben de ser utilizados una vez por medición, y que tienen pasta especial conductora para que hagan contacto con la piel con la parte de metal de en medio que se ve en la figura 13 del electrodo.

Figura 14 electrodo marca 3M también es utilizado para lo mismo que el de marca Sensi Medical

Se encontraron dos tipos de marcas que fabrican electrodos, los fabricantes indican que funcionan para lo mismo, eso se verá en la parte del trabajo de pruebas de laboratorio.

## Obtención de los datos

Para la obtención de los datos, se debe medir el voltaje entre los electrodos colocados en la persona, para hacer esto, se propone utilizar un microcontrolador PIC.

Para obtener los datos, se tiene como propuesta utilizar el pic18f4550, ya que, como el voltaje es una señal analógica, el PIC tiene puertos que admiten esta señal, y además que con este mismo procesar los datos y poder hacer los cálculos necesarios.



Se utiliza el pic18f4550 utilizado en el curso de microcontroladores.

Para este proyecto, es necesario hacer la lectura de una señal analógica, que es la del voltaje en los electrodos, nuestros voltajes pueden variar entre los 100milivolts, hasta los 5 volts.

El microcontrolador PIC que se utiliza, en términos generales, admite valores entre 0 y 5 volts, por lo visto en nuestro curso de microcontroladores, estos dispositivos admiten estos dos valores, convirtiéndolos en números binarios, representados como el 0 para un valor de 0 volts, y un 1 para un valor de 5volts.

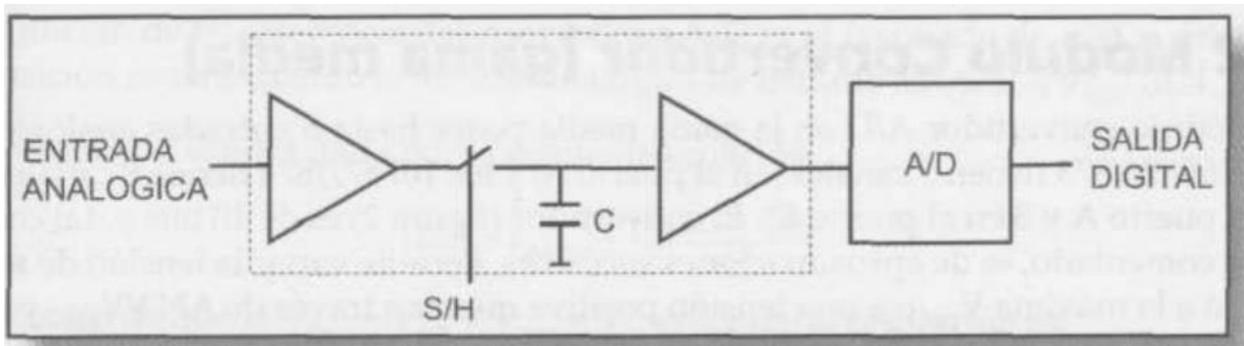


Figura 15 Fases de la conversión analógica- digital. Imagen extraída de título del libro: “Compilador C CCS y simulador PROTEUS para Microcontroladores PIC” de Eduardo García Breijo, Editorial ALFAOMEGA, Primera edición Grupo editor México, Junio del 2008<sup>8A</sup> Pag 117

Se puede encontrar la teoría de “convertidores analógicos digitales” en el libro “Compilador C CCS y simulador PROTEUS para Microcontroladores PIC” de Eduardo García Breijo<sup>6G</sup> se lee que los microcontroladores PIC de la compañía microchip, sus convertidores analógicos-digitales hacen un muestreo y retención, también conocido como “sample and hold”.

Como se puede observar en la figura 15, entra la señal analógica, se encuentran dos ajustes de “offset” o en español, “compensa” las variaciones de voltaje; al momento que se activa el interruptor, esta señal analógica carga al capacitor, se puede decir que “almacena el voltaje de la señal”, cuando tiene el voltaje almacenado, el interruptor se vuelve a desactivar y el PIC comienza a hacer comparaciones digitales, hasta encontrar un voltaje lo más parecido al del capacitor, cuando lo encuentra, la señal digital toma ese valor.

El modulo de conversión se caracteriza por parámetros como los siguientes, estos parámetros los podemos encontrar en la hoja de especificaciones del PIC; para el número de bits:

-Número de bits: para el pic18f4550 tiene un valor de 10 bits, dicho con otras palabras como el número máximo de valores que puede almacenar el convertidor analógico digital.

-Resolución: La resolución del convertidor AD para este PIC se calcula con la formula siguiente:

$$resolucion = \frac{Voltaje\ de\ entrada}{2^n - 1}$$

Dada la resolución en volts, y sus unidades son “Bit menos significativo” o también conocido por sus siglas LSB.

8A Título del libro: “Compilador C CCS y simulador PROTEUS para Microcontroladores PIC” de Eduardo García Breijo, Editorial ALFAOMEGA, Primera edición Grupo editor Mexico, Junio del 2008<sub>6G</sub>

n= Numero de bits del convertidor analógico digital.

El voltaje de entrada regularmente es de 5 volts, ya que es el voltaje máximo que admite el PIC.

La formula es extraída del libro ya mencionado<sub>6G</sub>.

Este valor de resolución se puede definir como el voltaje necesario de la señal analógica para que en la conversión a la señal digital ocurra un cambio, por ejemplo, si 1 volt equivale a 000 en binario, y el valor de resolución es de .2volts, el siguiente numero 001 equivale a 1.2volts, entonces, si se llega a tener un voltaje de 1.1volts, el convertidor aun diría que el resultado es 1 volt hasta que llegara un voltaje más cercano al 1.2volts.

Esto quiere decir que entre más pequeño el valor de resolución, o entre más grande el numero de bits, se puede registrar una señal más pequeña.

-Tensión de fondo de escala: este valor se refiere al voltaje máximo analógico permitido, normalmente son 5 volts, ya que es lo que permite el PIC

-Tiempo de adquisición: es el tiempo de adquisición de datos del PIC, este se puede encontrar en la hoja de especificaciones del fabricante, para este caso, para el pic18f4550

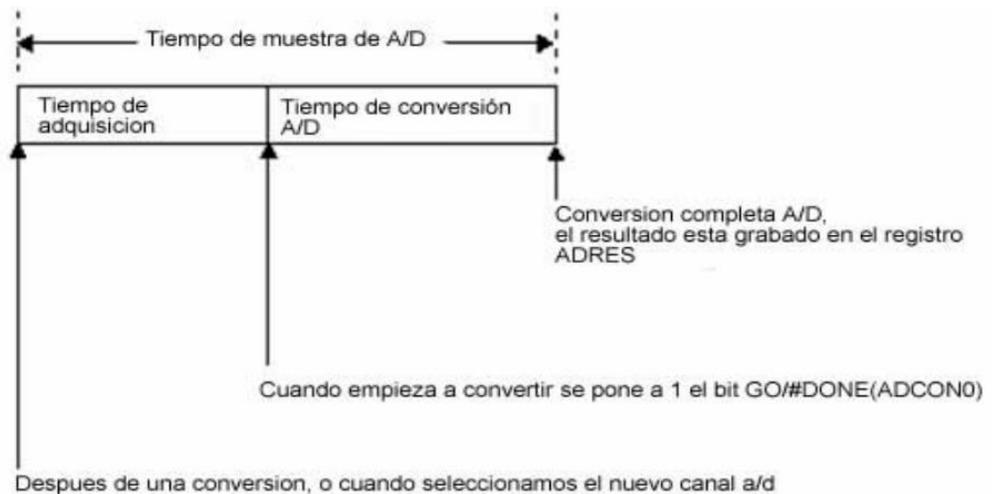


Figura 16 Tiempo de muestra del A/D extraída del PDF

7G CONVERSION ANALÓGICO DIGITAL DEL PIC16F877” Escuela Politecnica superior de Alcoy, Marzo del 2005 Pag 11 Disponible el internet:

<http://server-die.alc.upv.es/asignaturas/paeees/2004-05/a02-a03%20-%20convertidor%20ad%20del%20pic16f877.pdf>

En la figura 16 muestran los tiempos de adquisición y tiempo de conversión de los datos, estos valores se pueden calcular en base a la hoja de especificaciones, para este diseño, estos tiempos no son críticos, así que no se consideran hacer el cálculo.

Para hacer la conversión de dígitos binarios a voltaje, se utiliza lo siguiente:

$$1 \text{ Dígito binario} = V \text{ de Ref negativo} + \frac{V \text{ de Ref positivo} - \text{voltaje negativo}}{1024}$$

Dándole valores:

$$1 \text{ Dígito binario} = 0 + \frac{5 - 0}{1024}$$

$$1 \text{ Dígito binario} = 4.88\text{mv}$$

Este es la resolución del convertidor, por lo tanto, si se hace una regla de tres, se puede calcular el voltaje que representa ese número binario, por ejemplo:

$$1024\text{bits} = 5\text{volts}$$

$$512\text{bits} = x$$

$$X = 512 \frac{5}{1024}$$

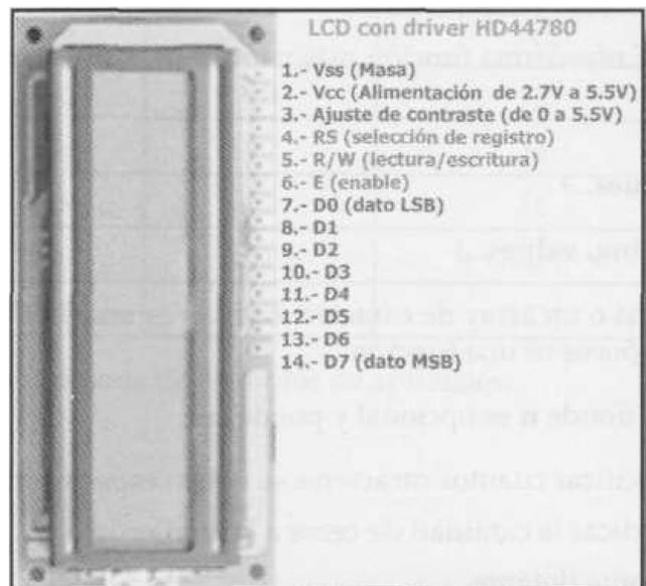
$$X = 2.5\text{volts}$$

Se observa que el valor para 5 volts, equivale un valor de 1024, y para 512 que es la mitad de 1024 equivale a un valor de 2.5volts.

Para leer los valores que recibe el convertidor analógico digital, se programa el PIC para controlad al LCD siguiente:

Figura 17 LCD HD44760 con sus conexiones. Imagen extraída de título del libro: "Compilador C CCS y simulador PROTEUS para Microcontroladores PIC" de Eduardo García Breijo, Editorial ALFAOMEGA, Primera edición Grupo editor Mexico, Junio del 2008<sub>76</sub> Pag 65

En la imagen 17 se observan las terminales de conexión, para las terminales 4 y 5, se utiliza la 5, ya que se escribe en el LCD; de los puertos de D0 a D7 son los datos a programar con el PIC.



Se utiliza como apoyo las librerías establecidas por el compilador:

lcd\_init(); Esta función se utiliza para inicializarlo, borra la pantalla del LCD y lo configura en formato de escritura para caracteres, con el cursor apagado y sin parpadeo.

lcd\_gotoxy(byte x, byte y); Indica la posición de acceso al LCD, por ejemplo, siendo un display de 16 segmentos a lo largo, por 2 de ancho, si se desea ir a la primera posición, se coloca (1,2).

Lcd\_putc(char); Se utiliza para escribir una variable de tipo char en la posición correspondiente, y se puede utilizar:

/f ; Limpia el LCD, borra todos los símbolos escritos.

/n; El cursor cambia de posición de a uno, por ejemplo, pasa a (1,2).

/f; El cursor retrocede una posición.

En la siguiente imagen, se muestra un programa en el cual se utiliza el ADC, y el LCD; Con este se mide voltaje a la entrada del puerto RA1 del PIC, y el voltaje aparece en pantalla:

Figura 17, programa que mide voltaje y muestra su valor en un LCD, el programa es hecho en el compilador CCS Compiler.

Como se muestra en la figura 17, primero se selecciona la librería del pic que se va a utilizar se da la instrucción para el convertidor analógico digital a 10 bits, se define el cristal que se va a utilizar, en este caso 20 Mhz, se definen los puertos del LCD, en este caso es el puerto RB, se incluye la librería del LCD.

Después en el programa, se declara una variable llamada q, se iguala al valor que lee el convertidor analógico digital desde el puerto RA1, ese es nuestro numero el binario, con este valor, se calcula el valor de p y se realiza regla de tres ya mencionada, y finalmente, se muestra en pantalla dos valores, el valor de q, el cual dice el numero en binario, y el numero en decimal el cual corresponde ese número binario; la simulación se muestra en la figura 18:

```
#include <18f4550a.h>
#device adc=10
#fuses hs,nowdt
#use delay(clock=20M)
#define lcd_data_port getenv("sfr:portb")
#define lcd_rs_pin pin_b0
#define lcd_rw_pin pin_b1
#define lcd_enable_pin pin_b2
#include <lcd.c>

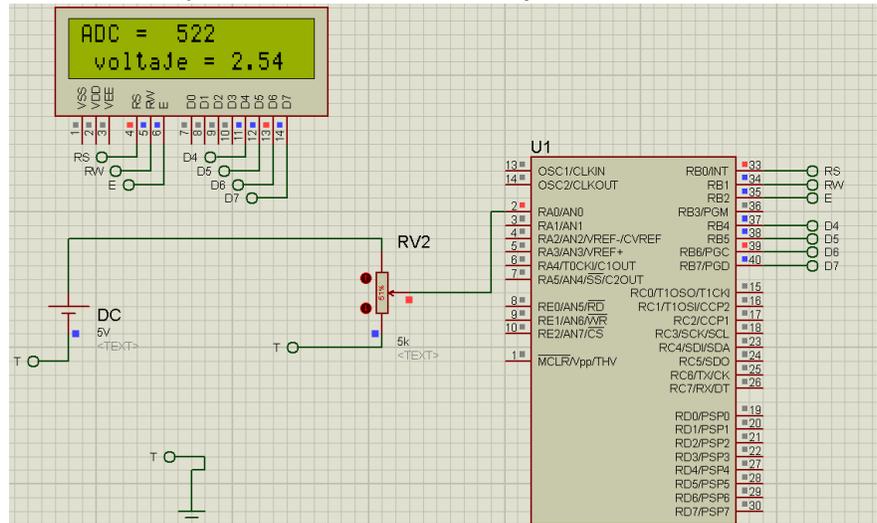
void main()
{
    int16 q;

    float p;
    setup_adc_ports(an0);
    setup_adc(adc_clock_internal);
    lcd_init();

    while (true)
    {
        set_adc_channel(0);
        delay_us(20);
        lcd_gotoxy(1,1);
        q=read_adc();
        p=(5.0*q)/1024.0;
        printf(lcd_putc,"ADC = %4ld",q);
        printf(lcd_putc,"\n voltaje = %1.2f",p);
    }
}
```

Figura 18 Simulación el Proteus, muestra el pic con sus conexiones y el LCD funcionando

Como se observa en la figura 18, el LCD está conectado en los puertos RB, y el convertidor analógico digital solo es el puerto RA1, se conecta una fuente de 5 volts con un potenciómetro, y se varia el voltaje, y este voltaje lo mide el PIC; como se ve en el LCD en la parte de arriba muestra el numero que tomo ese valor, en este caso fue un valor de 522, haciendo la regla de tres, equivale a un voltaje de 2.54 volts.



Es necesario para el proyecto introducir valores, ya que para las formulas de bioimpedancia ya mencionadas, es necesario saber el peso, la edad, la estatura, y si es hombre o mujer, así que se programa un teclado matricial 4x4 para introducir los valores en el PIC.

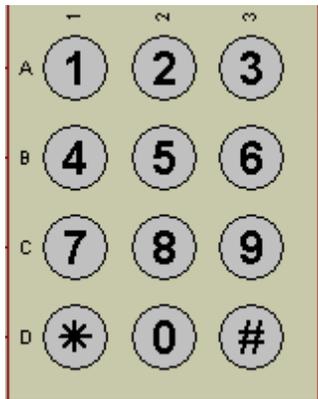


Figura 19, Imagen del teclado matricial, se encuentra en el simulador PROTEUS.

Se utiliza la función kbd\_init() la cual inicializa el sistema, este debe de ser la primera función del programa para que reconozca el teclado.

Esta librería está realizada para que se emplee el teclado en los puertos b o d, para este caso, se emplea el puerto b.

La librería tiene programada una matriz de 4x4, la cual indica cual tecla es cada una, como se observa en la figura 20:

```
char const KEYS[4][4] = { {'1', '4', '7', '*'},
                          {'2', '5', '8', '0'},
                          {'3', '6', '9', '#'},
                          {'A', 'B', 'C', 'D'}; }
```

Figura 20; Matriz encontrada en la librería kbd\_init()

Para introducir valores al PIC desde el teclado, se iguala una variable a la función del teclado matricial, y este valor, está en código ASCII, este valor si lo puede representar el LCD, pero si se desea hacer algún cálculo matemático, el valor pulsado se le debe restar el numero 48.

Figura 21 Simulación en PROTEUS con el LCD conectado y el teclado matricial conectado al PIC, solo para la simulación se tiene un teclado de 4x3 y el PIC solo lleva conectada una resistencia en el puerto RA0, ya que es la resistencia de reset del PIC.

Como se observa en la figura 21, al momento de presionar cualquier tecla, este valor aparece en el LCD.

Para este proyecto, el valor que lleva la función del teclado se iguala a una variable que se llama k, esta variable k se muestra en pantalla, después de esto, se le resta el valor de 48, y se multiplicax100, o x10, o x1, dependiendo del peso, esto se programa de la siguiente manera:

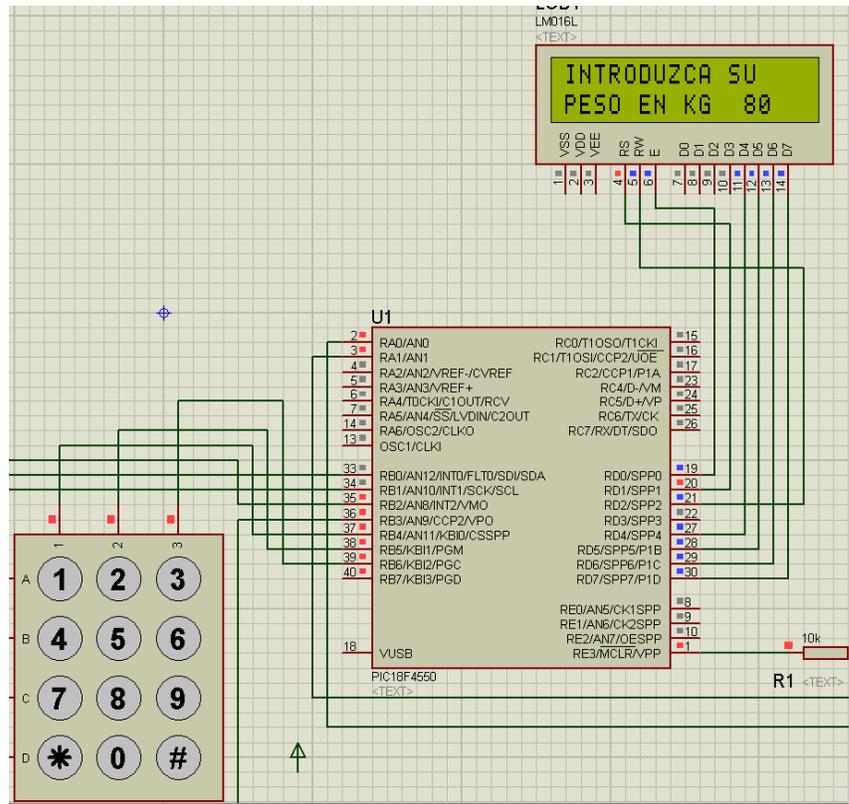


Figura 22 Programa en el cual se pide el peso de la persona, se guarda en una cadena, y después aparece el valor en el LCD.

Como se muestra en la figura 22, muestra cómo es que hace cada línea del programa para que consiga adquirir los datos presionados en el teclado, y mostrado en el LCD.

```

printf(lcd_putc, "\n"); //limpar LCD
lcd_putc("  BINVENIDO "); //
lcd_putc("\nEspere porfavor  ");
delay_ms(200);

lcd_putc("\fINTRODUZCA SU ");
lcd_putc("\nPESO EN KG ");

i=0;
WHILE(i<4)
{
    k=kbd_getc(); // leer la tecla presiono
    if(k!=0)//k vale cero cuando no se presionan teclas
    {
        lcd_gotoxy(i+13,2); // posicion i de la segunda linea
        lcd_putc(k);//muestrea en el lcd el valor de k
        k=k-48;// se resta el ascii a k
        peso[i]=k;// se guarda el valor en una cadena
        i++;
    }
}

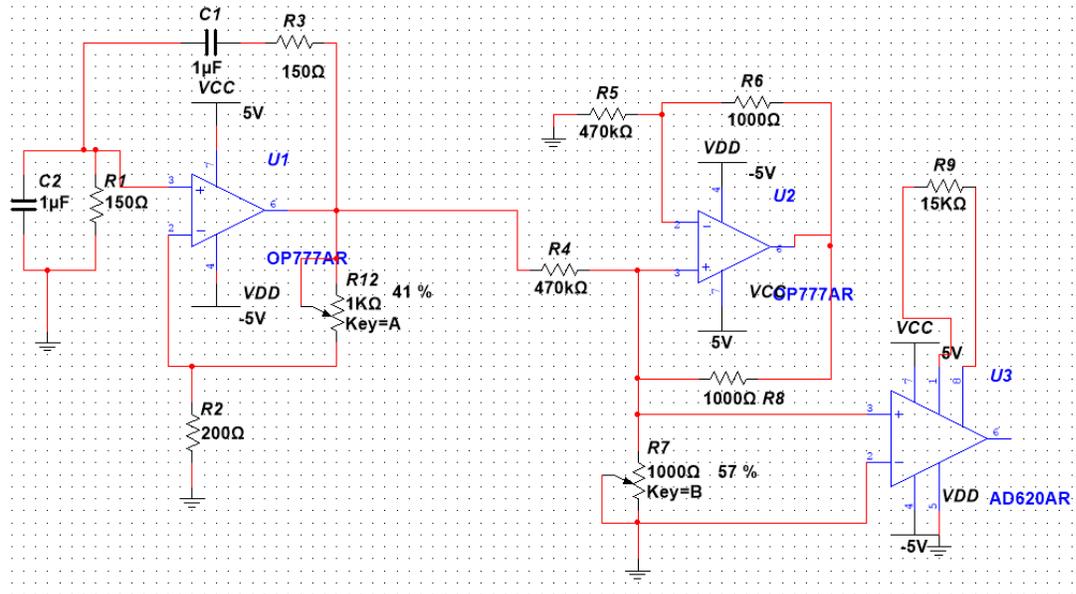
pesotot=(peso[0]*100+peso[1]*10+peso[2]*1);

```

Seguendo el procedimiento del artículo “Medición de Bioimpedancia de un rango de 1hz, 1000hz”, utilizan un amplificador operacional de alta ganancia a la entrada, para que la corriente de 5µa no sufra algún cambio, y en la salida del operacional, obtener el valor del voltaje deseado.

Se simula el circuito con un amplificador operacional de instrumentación AD620A de la marca Analog Devices; en su hoja de especificaciones se encuentra que tiene como característica una impedancia de entrada de orden de Giga ohms.

Figura 23  
Circuito puente de wien, fuente de corriente howland, y amplificador operacional de instrumentación.



Como se observa en la figura 23, la resistencia R9 se calcula con las formulas que proporciona la hoja de especificaciones:

$$Ganancia = \frac{49.4kohms}{R9}$$

El voltaje de salida de la fuente de corriente, está entre los valores de 0.05volts con una impedancia en la carga de 1kohms y .5volts para una impedancia de 10kohms, en ambos casos con una corriente constante de 5µA, esa resistencia varía dependiendo de la persona.

Para facilitar la medición, y que los valores tengan un valor mayor, se le da ganancia a la salida del operacional con la formula ya mencionada:

$$Ganancia = \frac{49.4kohms}{15kohms}$$

$$Ganancia = 3.29$$

Esto quiere decir que, por ejemplo, si se tiene un voltaje de 400mv medidos en la persona, este voltaje entra por el amplificador operacional, y es aumentado 3.29 veces, teniendo como resultado, un voltaje de 1.316volts.

También se observa en la figura 23, un potenciómetro R7=1kohm, este está “simulando” la persona conectada al sistema.

Para medir el voltaje en la persona, en este caso, simulando que es la resistencia R7, se conecta el microcontrolador pic en el puerto RA1 ya programado, este puerto va a recibir la señal que se quiere conocer.

Como el programa que se hace para el PIC está hecho para medir voltajes de corriente directa, se propone rectificar la señal de salida del amplificador operacional de instrumentación.

Se proponen diodos 1N4148 de la marca Phanasonic, se encuentra en su hoja de especificaciones los datos necesarios para el diseño: son diodos de conmutación rápida, ya que estamos rectificando una señal de 1Khz, su tiempo máximo de respuesta es de 9nseg, lo cual es mucho mayor a lo que se utiliza; para 1 señal de 1 khz, el periodo es de 1mseg.

La corriente del diodo es de máximo 400miliampers, el cual está por encima del valor de 5μampers.

Se calcula un capacitor para la salida del puente rectificador, el cual es calculado de la siguiente manera:

Voltaje=5volts: Corriente=5μamps.

$$Resistencia\ de\ carga = \frac{Voltaje}{Corriente} = \frac{5Volts}{5uamps} = 1x10^6\ ohms$$

Proponemos un factor de rizo del .8%, como norma de diseño, los valores quedan de la siguiente manera:

$$1x10^6\ ohms = (1x10^6\ ohms)x100 = 100x10^6\ ohms$$

$$Factor\ de\ rizo = \frac{.8\%}{100} = .008$$

$$C = \frac{2 + Factor\ de\ rizo}{2 * Factor\ de\ rizo * Resistencia\ de\ carga * Frecuencia}$$

$$C = \frac{2 + 0.008}{2(0.008)(1000hz)(100x10^6)}$$

$$C4 = 1.255x10^{-9}F$$

Valor comercial 1.2nf.

El capacitor se coloca en la salida del puente rectificador, este tiene la función de atenuar el rizo de la salida de los diodos.

Se coloca un filtro pasa bajas en la entrada del puerto RA1 del PIC, esta ayuda a que varíe menos el voltaje en la entrada, se propone la siguiente fórmula:

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

Siendo  $F_c$  la frecuencia de corte, esta frecuencia es propuesta por  $\frac{1}{2}$  de la frecuencia que se va a muestrear la señal del convertidor analógico digital, para este caso, el calculado es de  $20\mu s$ , quiere decir que este es el tiempo que tarda el PIC en adquirir la señal y procesarla, sacando su inverso, nos da una frecuencia de  $50KHz$ , por lo tanto, el filtro es calculado a una frecuencia de  $25kHz$ ; proponemos un capacitor comercial a  $C3=1\mu F$ :

$$25Khz = \frac{1}{2\pi R(1 \times 10^{-6} F)}$$

$$R = \frac{1}{2\pi * 25Khz(1 \times 10^{-6} F)}$$

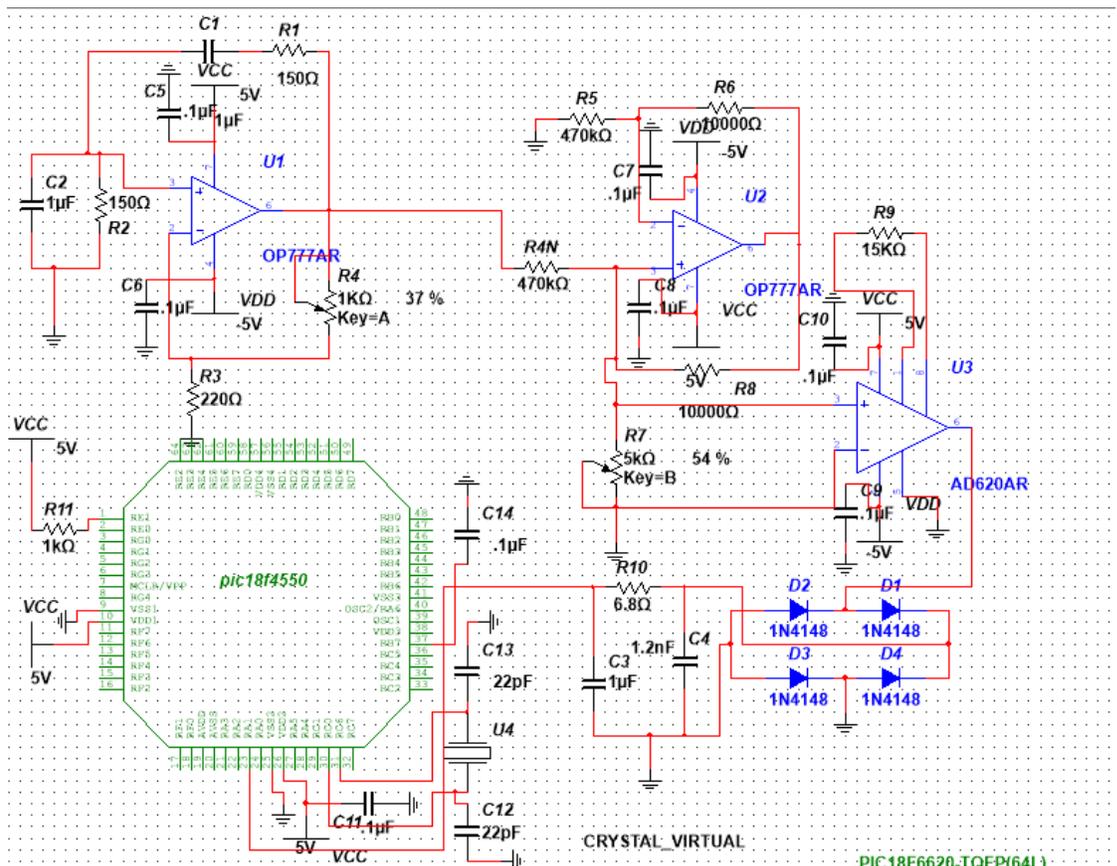
$R_{10}=6.3661ohms$

Para un valor comercial de  $6.8ohms$ .

Figura 24 Circuito con amplificadores operacionales, puente de diodos con diodos de baja potencia, capacitor  $C4$  para atenuar el rizo y filtro pasa bajas calculado a  $25kHz$ .

Nota: El PIC que se muestra en la figura 24 tiene 64 terminales, el que se usa en físico, únicamente tiene 44 terminales.

Nota, también se conectan dos capacitores en paralelo con la fuente, uno de cada uno de  $47\mu f$ ,



estos capacitores se ponen ya que lo indica el fabricante para cada OP777ARZ.

Para los capacitores que están conectados a la fuente y directos a tierra, tienen la función de que si llega a haber alguna variación de voltaje en las fuentes, estos capacitores ayuden a que no varíe tanto. Los valores de .1μ vienen en la hoja de especificaciones de cada operacional.

Para el caso del PIC18f4550, se observa en la figura 24 capacitores, resistores, y el respectivo cristal conectado, estos valores de capacitores y el cristal, se extraen de la hoja de especificaciones.

Para el caso de la fuente de alimentación, se propone una fuente de +-5 volts, a corriente de 1 ampere, con un factor de rizo del .8%; utilizando las formulas anteriores:

$$Resistencia\ de\ carga = \frac{Voltaje}{Corriente} = \frac{5Volts}{Ampere} = 5ohms$$

$$Factor\ de\ rizo = \frac{.8\%}{100} = .008$$

$$1x10^6ohms = (5ohms)x100 = 500ohms$$

$$C = \frac{2 + Factor\ de\ rizo}{2 * Factor\ de\ rizo * Resistencia\ de\ carga * 2Frecuencia}$$

$$C = \frac{2 + 0.008}{2(0.008)(120hz)(500)} = 2091x10^{-6}F$$

Capacitor comercial 2200uf.

Para los diodos rectificadores:

$$V_{prectificado} = \frac{VCD}{\left(1 - \frac{1}{2fR_{carga}C}\right)}$$

Se propone VCD de 14volts rms, ya que es el voltaje que suministra un transformador reductor con derivación central:

$$V_{prectificado} = \frac{14volts}{\left(1 - \frac{1}{2(120hz)(500)(2091x10^{-6}F)}\right)}$$

$$V_{prectificado} = 14.05601volts$$

$$V_{pinverso} = \left(\frac{V_{prectificado}}{2} + Vf\right) + 20\%$$

Se propone voltaje de forward a 1.1 volt, para diodos 1N4001 de la marca Phillips, este voltaje lo encontramos en la hoja de especificaciones:

$$V_{pinverso} = \left( \frac{14.05601 \text{ volts}}{2} + 1.1 \text{ volt} \right) + 20\%$$

$$V_{pinverso} = 8.028 \text{ volts} + 20\%$$

$$V_{pinverso} = 9.7536 \text{ volts}$$

Para elegir los diodos, se seleccionan por su voltaje pico inverso y la corriente que se va a rectificar, para este caso, se proponen diodos 1N4001 de la marca Phillips, ya que trabajan a corriente de 1 Amper, con un voltaje pico inverso hasta 50 volts, este es el valor más cercano comercial de estos diodos del valor calculado de 9.7536 volts.

Se proponen reguladores LM7905 para la fuente negativa Y LM7805 para la fuente positiva, de la marca Fairchild los cuales trabajan a 5+-volts, con una corriente de 1.5 amperes.

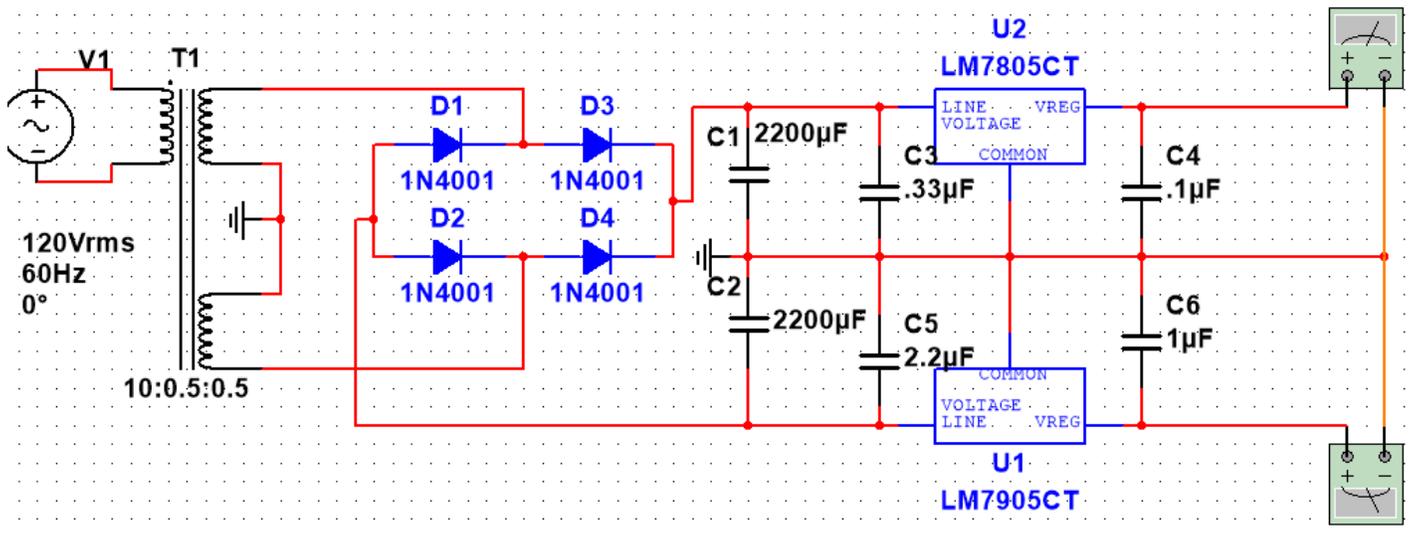


Figura 25 diseño de fuente dual, con reguladores a 5 volts.

Como se observa en la figura 25, los capacitores c3, c4, c5, c6 son valores que da la hoja de especificaciones de cada regulador, para este caso, de esta marca, son esos valores

## Armado del circuito en placa

Se procede a hacer el diseño del circuito, se utiliza el programa Eagle para hacer el diseño; Para hacer el diseño, se propone hacerlo con componentes de montaje superficial.

Para el diseño de la fuente queda de la siguiente manera:

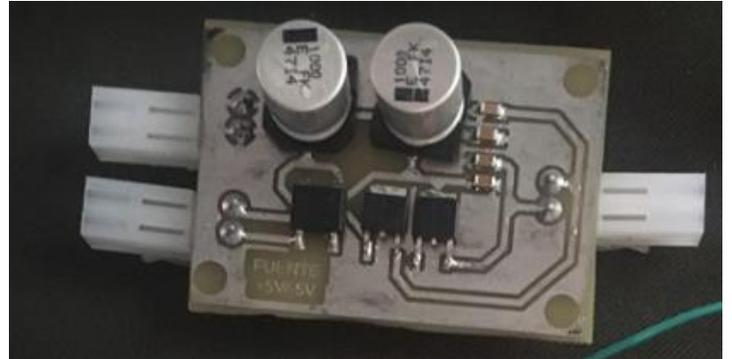
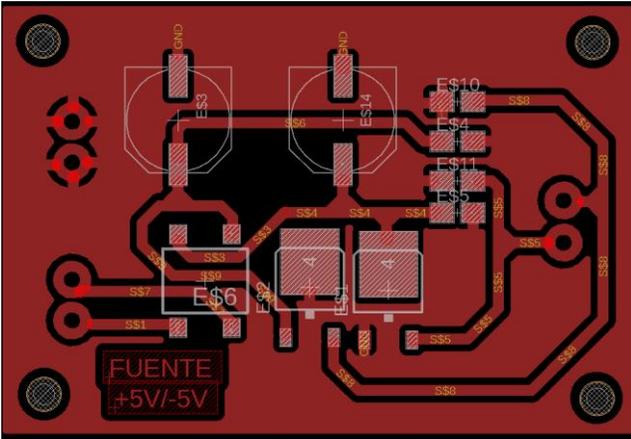


Figura 25 placa diseñada en el programa Eagle.

Figura 26 placa de la fuente terminada.

Para el diseño de los tres amplificadores operacionales, se separa la parte analógica de la parte digital, queda de la siguiente manera:

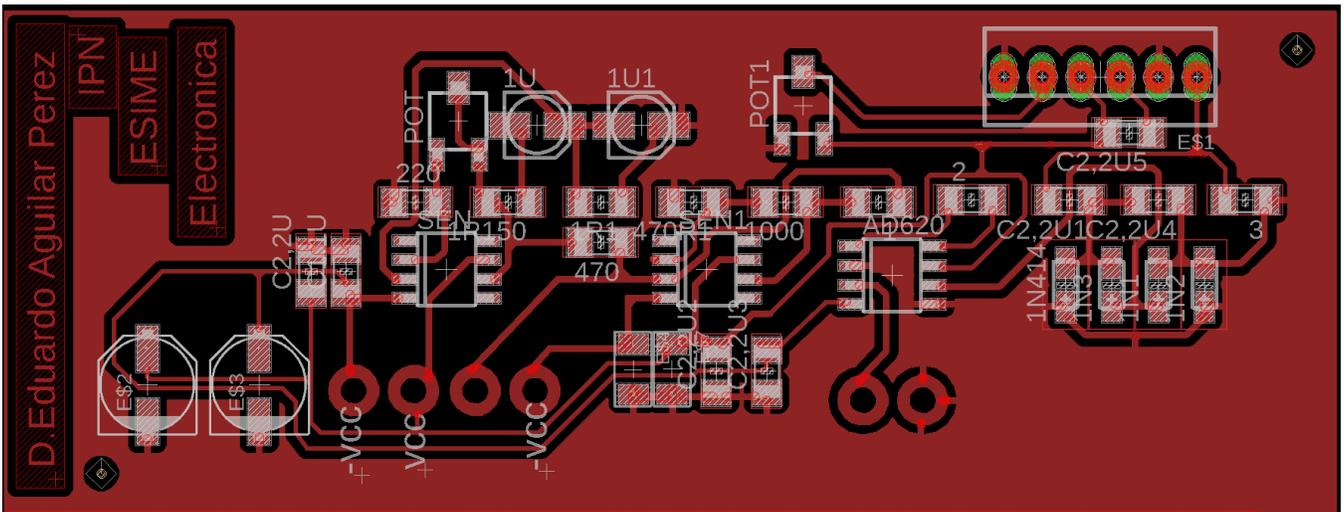


Figura 27 Placa de los tres amplificadores operacionales, correspondiente a la parte analógica del diseño.

Para la otra placa, se utiliza un pic de montaje superficial, se diseña de tal manera que pueda ser programable dejándole sus terminales para que se pueda cambiar el programa si es necesario, esto solo lo hace el diseñador, el usuario no.

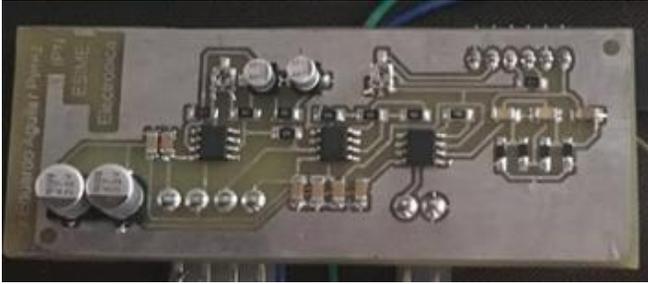


Figura 28, circuito el cual corresponde al diseño de la figura 27.

Figura 29 Diseño de la parte digital de la placa del pic, se tiene dentro los capacitores de desacople, cristal, terminales de conexión, y terminales de programación.

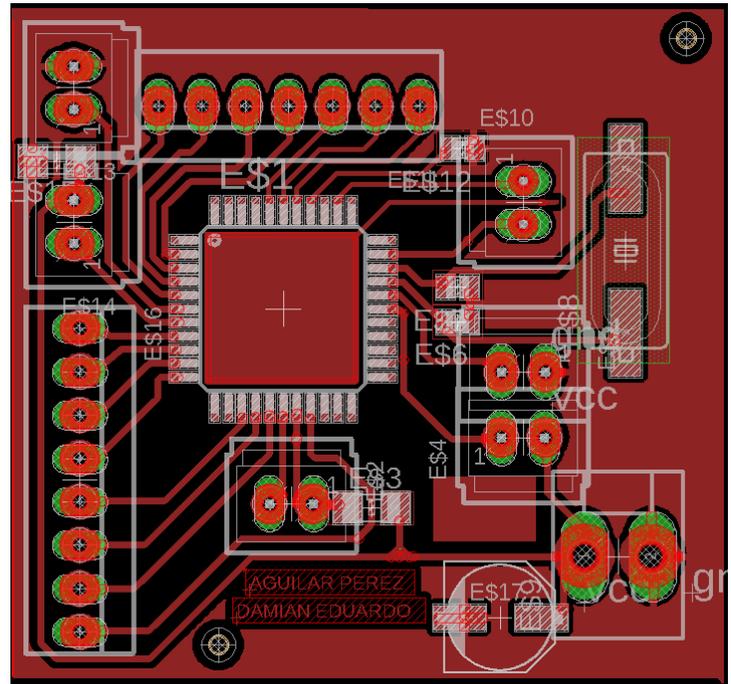
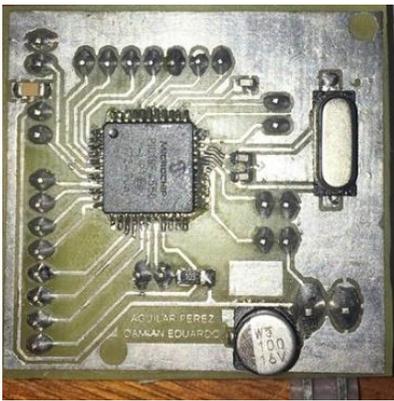


Figura 30, placa armada correspondiente al diseño del la figura 30.

Para las tres placas, es diseñada la tierra de los circuitos como GND, esto con el objetivo de que el circuito tenga mayor estabilidad, y tenga menos variaciones al momento que este en uso.

Después de esto, se procede a armar el respectivo gabinete, este es de metal, esto es para que pueda ser aterrizado a tierra de tal manera que no radie interferencia la placa hacia afuera, o viceversa



Figura 31, gabinete de la maquina a medio armar

Figura 32, acabado final del gabinete

## Capítulo III Pruebas de laboratorio

Para el puente de wien, se calcula para una frecuencia de salida de 1khz, se arma el circuito y se mide con el osciloscopio:

Figura 32, prueba del puente de wien, con frecuencia de 1.052hz, y voltaje de 2.760

Como se observa en la figura 32, se tiene en la salida una frecuencia de 1.052khz, esto podría ser a que el valor de las resistencias se aproximó a valores comerciales; para el voltaje, medimos un valor de 2.760 volts

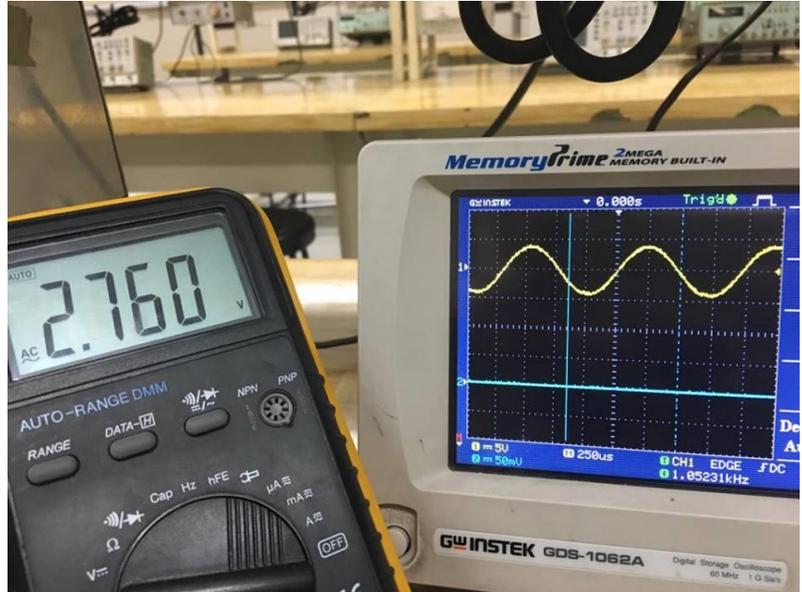
En la salida del puente de wien, tiene un valor de 2.760 volts, la simulación en multisim, nos da un valor de 2.1 volts, lo cual debería de afectar a la fuente de corriente por lo mencionado en el análisis y diseño.

Se debe de ajustar el potenciómetro ya mencionado en análisis y diseño, para que la onda senoidal no se sature, esto se hace con un potenciómetro variable de precisión hasta que la onda senoidal quede como se muestra en el osciloscopio de la figura 32.

Para la fuente de corriente howland, se utiliza el amplificador operacional ya mencionado, y el puente de wien se conecta en la entrada de este mismo, se procede a medir la corriente.

Figura 33, se tiene una corriente de 5.2 $\mu$ a.

Para comprobar que es una fuente de corriente, se colocan resistencias aleatorias, esperando que la corriente no varié, se descubre de manera práctica que, si se hace eso, la corriente varía con resistencias muy pequeñas, o con valores mayores a los megaohms, pero si se conecta una persona, la corriente varía entre los 4.9uampere y los 5.2uampere.



Para colocar los electrodos, se hacen pruebas con los que son de marca 3M y también de la marca Sensi Medical, se descubre de manera práctica que, para que se tenga una buena medición, un electrodo debe de colocarse en la palma de la mano derecha o la muñeca, y el segundo electrodo, debe de colocarse al tobillo, o lo más cercano a la articulación del tobillo, se puede hacer en la mano y tobillo derecho, o izquierdo.

Para colocar los electrodos, se retira el plástico protector de la parte de atrás, y se pegan la piel de la persona:



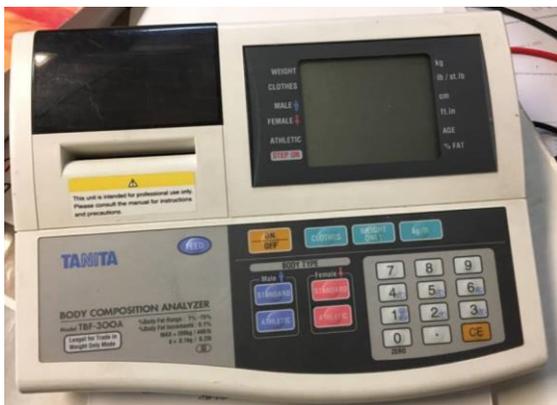
Figura 34 persona conectada al sistema.

Como se muestra en la figura 34, los electrodos son conectados en esas posiciones, ya que, si no se hace de esa manera, los resultados varían y no son los esperados.

También se observa que la persona debe de estar sentada de esa manera, no debe de moverse, relajarse, y no hacer ningún tipo de esfuerzo.

Esta información la comprobamos de manera práctica, se basó en una maquina de bioimpedancia, la cual mide los parámetros de masa grasa, masa magra, agua corporal total, porcentaje de grasa corporal, porcentaje de masa magra, e impedancia de cada extremidad.

Se asesora con *Lic en nutrición Nohemi Sánchez Arizmendi*, que trabaja en medicina del deporte del Instituto Politécnico Nacional, está ubicada en el estadio wilfrido Massieu cerca de ESIME unidad Zacatenco.



Asesora en las fórmulas para la obtención de datos, y además, proporciona la ayuda de utilizar una máquina de bioimpedancia llamada "Tanita"

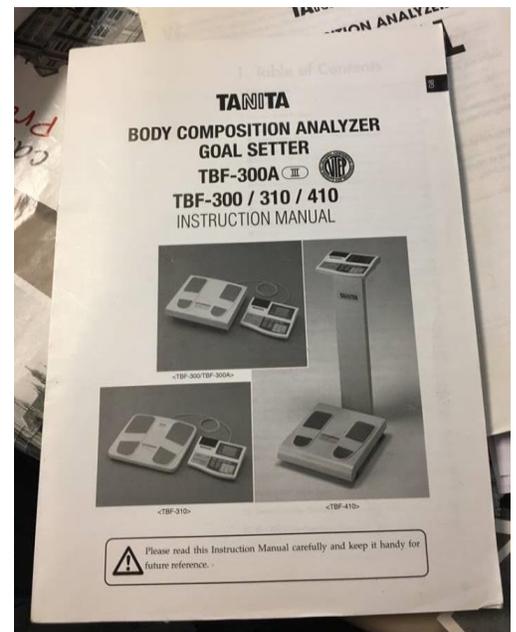


Figura 35 y 36 en la parte izquierda se ve la maquina tanita, y en la parte derecha una foto de su manual de usuario con los datos correspondientes de la misma.

Esta máquina mostrada en la figura 36, es una maquina equivalente a la que se diseña en el presente proyecto. Se intenta acercar los resultados de la máquina de bioimpedancia diseñada con los resultados de Tanita.

Con ayuda de la nutrióloga, se hace una medición con la maquina Tanita, los resultados fueron los siguientes:

Impedancia	
Sexo	Hombre
Edad	22
Altura	187 cm
Peso	123.2 kg
BMI	35.2
Masa Grasa %	27.9%
Masa Grasa	34.4 kg
Masa Magra	88.8 kg
Agua Total	65.0 kg

Figura 37, datos obtenidos de la máquina de bioimpedancia tanita siendo BMI índice de masa corporal.

Como se ve en la figura 31, este aparato arroja valores de peso en kilogramos, en porcentaje, y en ohms, se observa que la maquina da la impedancia por cada parte del cuerpo, para el diseño de este trabajo, se medirá la impedancia total del cuerpo.

Con ayuda de la nutrióloga, proporciona ecuaciones alternas para calcular los datos:

Para calcular el índice de masa corporal:

$$\text{Indice de masa corporal} = \frac{\text{Peso}}{\text{Estatura}^2}$$

Siendo el peso en kilogramos, y la estatura en metros, dada el índice de masa corporal en kg

Para utilizar el método de bioimpedancia, se utilizan las siguientes formulas:

Fórmula para Hombres: 1G

$$\text{Agua corporal total} = 1.20 + (.45)\left(\frac{\text{estatura}^2}{\text{Impedancia}}\right) + .18(\text{masa})$$

$$\text{Masa libre de grasa} = -10.68 + (.65) \left( \frac{\text{estatura}^2}{\text{Impedancia}} \right) + .26(\text{masa}) + .02(\text{Impedancia})$$

Fórmula para mujeres:

$$\text{Agua corporal total} = 3.75 + (.45) \left( \frac{\text{estatura}^2}{\text{Impedancia}} \right) + .11(\text{masa})$$

$$\text{Masa libre de grasa} = -9.53 + (.69) \left( \frac{\text{estatura}^2}{\text{Impedancia}} \right) + .17(\text{masa}) + .02(\text{Impedancia})$$

La estatura debe de estar en centímetros.

La resistencia debe de estar en ohm.

La masa en Kilogramos.

Los datos obtenidos en la figura 37, con el mismo paciente, se procede a utilizar el prototipo, se utilizan diferentes electrodos para compara los resultados.

Los resultados más próximos a la máquina de bioimpedancia Tanita se muestran en la siguiente tabla:

Paciente1	Genero	Edad	Altura (cm)	Peso (kg)	BMI(INDICE DE MASA CORPORAL)	MASA GRASA (%)	MASA GRASA(KG)	MASA MAGRA (KG)	AGUA TOTAL
Tanita	Hombre	22	187	123	35.2	27.9	34.4	88.8	65.5
Maquina de bioimpedancia	Hombre	22	187	123	35.17	30	38.22	84.78	

Para este sujeto, se toma como referencia para sacar los voltajes de salida de cada etapa del circuito:

1. Para el puente de wien, la salida se mantiene a 2.8volts
2. Para la fuente de corriente, se tiene un valor de 5.4µa a un voltaje aproximadamente de 74mV
3. En la salida del amplificador operacional AD620, se tiene un voltaje de 275mV, aplicando regla de tres, se tiene una ganancia de 3.7.
4. En la salida del puente rectificador, se tiene un voltaje de DC de aproximadamente 290mV

Es importante considerar estos parámetros, ya que la impedancia que se debe de sustituir en la formulas, se debe de calcular con el voltaje de 74mV.

Utilizando como referencia el manual de usuario de la máquina de bioimpedancia Tanita, indica que trabaja a una frecuencia de 50KHZ, con una corriente de 500µA. Comparado con la diseñada, trabaja a una frecuencia de 1,059khz a una corriente aproximada de 5µA, Si se desea calcular una impedancia, se sigue el procedimiento siguiente:

Suponiendo a una persona con un voltaje de 100mv:

Por ley de ohm

$$V = IR$$

Con voltaje =100mv y corriente=5µA:

$$R = \frac{V}{I} = \frac{100mv}{5\mu A} = 20000\Omega$$

Este resultado, comparado con la impedancia que proporciona la maquina Tanita es muy grande, lo que se hace para aproximarlos, es dividir el resultado entre 100, esto para que el valor sea de orden de cientos de ohms.

Se propone hacer esto para que los resultados sean más cercanos a la maquina Tanita, se trabaja a una corriente de 5µA y la maquina Tanita trabaja a 500µA, la relación es dividido 100 veces el valor del presente proyecto comparado con el de Tanita.

## Capítulo IV Análisis de resultados

Se procede a hacer diferentes pruebas con pacientes y con la Lic. en nutrición Nohemi Sánchez Arizmendi comparando los resultados obtenidos con la maquina tanita, y con los valores obtenidos con el presente proyecto.

Observamos que, la maquina que se desarrolla en el proyecto, arroja resultados parecido al maquina ya mencionada, se tienen diferencias de 3 a 4 kilogramos.

También se observa que, al momento de hacer una comparación con personas deportistas, la maquina tiende a variar de 5 a 10 kilogramos.

Estamos concluyendo en el presente trabajo que, esta maquina tiene resultados mas efectivos con personas que no son deportistas que con las que si son deportistas, cabe mencionar que únicamente se hicieron aproximadamente 15 mediciones a 15 personas diferentes, si se llega a buscar un reporte médico, este tipo de maquinas deben de ser probadas con al menos 100 a

200 personas de una población, y con base a este, sacar conclusiones, por temas de tiempo al momento de realizar este equipo, únicamente nos quedamos con las 15 ya mencionadas.

Se tienen que considerar mejoras en el equipo, tales como que pueda funcionar en multifrecuencia, electrodos de mejor calidad, aterrizar a tierra el sistema, filtros para eliminar la mayor cantidad de ruido, ya que se recuerde que se trabaja con señales alternas.

Con base a lo mencionado, se logra hacer un aparato funcional con respecto a la máquina que se utilizó, y teniendo resultados mejores comparados con otras maquinas de otros fabricantes de costo menor.

## Glosario

Dislipidemias: Dislipidemia es la alteración de los niveles de lípidos en la sangre. Los lípidos son un conjunto de moléculas que circulan en la sangre, dentro de las que se encuentran el colesterol total, el colesterol LDL, el colesterol HDL y los triglicéridos. Los cambios más frecuentes son un aumento del colesterol total, del colesterol LDL y de los triglicéridos, sumado a una disminución del colesterol HDL, se conoce también como colesterol "bueno" ya que es un tipo de grasa que ayuda a eliminar el colesterol de la sangre. <http://aldiaensalud.com/condiciones-de-salud/dislipidemia>

Hipertensión arterial: **Patología crónica que se manifiesta en el aumento de la presión arterial** o en otras palabras, por la presión excesivamente alta de la sangre sobre la pared de las arterias, pudiendo provocar una serie de **consecuencias como infartos, hemorragias cerebrales**, entre otras. Las primeras consecuencias la sufren las arterias debido a que se endurecen a medida que soportan la presión arterial alta de forma continua, se hacen más gruesas lo que dificulta el paso de la sangre a través de ellas. [https://www.soyresponsable.es/salud/hipertension-arterial-no-es-cuestion-de-edad/?gclid=Cj0KCQiAp8fSBRCUARIsABPL6Jbau368\\_dfZbigrv-XXcbKDR1SO\\_pVgHbecbBx6o3Ui-zMDLJKy4-MaAtlAEALw\\_wcB](https://www.soyresponsable.es/salud/hipertension-arterial-no-es-cuestion-de-edad/?gclid=Cj0KCQiAp8fSBRCUARIsABPL6Jbau368_dfZbigrv-XXcbKDR1SO_pVgHbecbBx6o3Ui-zMDLJKy4-MaAtlAEALw_wcB)

Mortalidad prematura: Muerte que se produce antes de la edad promedio de muerte en una población determinada. En los Estados Unidos, la edad promedio de muerte es de aproximadamente 75 años. <https://www.cancer.gov/espanol/publicaciones/diccionario?cdrid=748385>

Enfermedad coronaria: La enfermedad coronaria, conocida también como enfermedad de las arterias coronarias, es una afección en la que la placa se deposita dentro de las arterias coronarias. Estas arterias suministran sangre rica en oxígeno al músculo cardíaco, que es el músculo del corazón. <https://www.nhlbi.nih.gov/health-topics/enfermedad-coronaria>

Apnea del sueño: El síndrome de apnea del sueño, caracterizado por la presencia de pausas en la respiración durante el sueño y de somnolencia por el día, es la enfermedad respiratoria crónica más frecuente después del asma. [https://elpais.com/diario/2002/12/10/salud/1039474801\\_850215.html](https://elpais.com/diario/2002/12/10/salud/1039474801_850215.html)

Enfermedad vascular cerebral: alteración en las neuronas, que provoca disminución de flujo sanguíneo en el cerebro, acompañada de alteraciones cerebrales de manera momentánea o permanente. <http://www.imss.gob.mx/salud-en-linea/enfermedad-vascular-cerebral>

Osteoartritis: La osteoartritis es la forma más común de artritis. Causa dolor, inflamación y disminución de los movimientos en las articulaciones. Puede ocurrir en cualquier articulación pero, generalmente, suele afectar las manos, las rodillas, las caderas o la columna. <https://medlineplus.gov/spanish/osteoarthritis.html>

*Homogéneo: Adjetivo, hace referencia a aquello poseedor de características iguales. Una mezcla o una sustancia homogénea, por lo tanto, exhiben composición y estructuras uniformes.* <https://definicion.de/homogeneo/>

*Isótropo: Es una característica física que se atribuye a un sistema material cuando presenta las mismas propiedades físicas.* <http://www.astromia.com/glosario/isotropo.htm>

*Fibrilación ventricular: Es un ritmo cardíaco muy anormal ([arritmia](#)) que es potencialmente mortal.* <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/007200.htm>

*Cutáneo: Referente a la piel que cubre al cuerpo* <https://definicion.de/cutanea/>

## Anexos

### Antecedentes de los métodos de medición

A continuación, se presentan los antecedentes de la medición de Bioimpedancia, y del voltaje de clamp, ya que es necesario para entender mejor el método que se utiliza.

### Antecedentes históricos de la medición de impedancia eléctrica

Las medidas de impedancia eléctrica determinan o infieren información acerca del tejido, siempre y cuando el evento en análisis presente un cambio en sus propiedades dieléctricas o en este caso, en su conductividad. No fue hasta principios del siglo XX cuando se estudio 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<sup>1b</sup>

En 1941 fue cuando se propuso una ecuación empírica que describe el comportamiento eléctrico de una suspensión de esferas conductoras en un medio resistivo, desarrollando modelos matemáticos, circuitos equivalentes y descripciones para los vectores de impedancia. Esta ecuación también puede ser escrita en función de la impedancia compleja<sup>2b</sup>

Las medidas de impedancia eléctrica pueden ser clasificadas en dos tipos. El primero es el estudio de los cambios de impedancia con el sistema circulatorio y la respiración. El objetivo de este, es dar información cualitativa y cuantitativa de los cambios de volumen en pulmones, corazón, arterias periféricas y venas. <sup>1b</sup>

El segundo, implica la determinación de características de los tejidos corporales como, hidratación, edema, volumen de fluidos corporales, volumen intra y extracelular, porcentaje de grasa, y en general el estado de los tejidos y las células que lo constituyen. <sup>1b</sup>

La instrumentación utilizada en la medición de impedancia es relativamente barato, y fácil de aplicar, además de que es una técnica no ionizante que puede ser no invasiva.<sup>1b</sup>

En 1978, se presenta la idea de la utilización de estas medidas para la obtención, de imágenes del interior del objeto, nace así la primera técnica de imágenes de impedancia eléctrica<sup>2b</sup>

<sup>1b</sup> *Introducción a la medida de impedancia eléctrica de tejidos biológicos*  
<https://upcommons.upc.edu/bitstream/handle/2117/93499/02Ysm02de07.pdf>

<sup>2b</sup>*Diseño e implementación de un sistema de medición in-vitro que permita sensor el transito de sodio en epitelio de piel utilizando la técnica de Bioimpedancia* <https://red.uao.edu.co/bitstream/10614/9486/1/T07156.pdf>

### Antecedentes históricos del voltaje de clamp

Es una técnica utilizada para controlar el voltaje a través de la membrana de un área pequeña de una célula nerviosa mediante un circuito de retroalimentación electrónico.

Regularmente, el voltaje permanece en los niveles de la piel y se mide la corriente suministrada o absorbida por el circuito para mantener el voltaje constante en el área.<sup>1c</sup>

En 1947, George Marmont inventó una cámara para estudiar dicho axón este soporte posteriormente fue empleado en los primeros estudios de Voltage Clamp que se remontan a Cole en 1949 y Hodgkin a en el 1952 estos estudios fueron fundamentales para esclarecer el mecanismo de generación de potencial de acción, el Voltage Clamp se aplicó a un calamar gigante usando electrodos de alambre.

Donde se utilizaba un amplificador operacional que emitía una corriente proporcional al desajuste del potencial de membrana medido y la tensión de mando.

Estas ideas se desarrollaron a partir de una consideración de la técnica de voltaje de clamp introducida por Stampfli (1954) para el estudio del potencial de membrana de pequeños haces de fibras de rana, la cual se utiliza para crear un bloqueo de conducción en fibras nerviosas o musculares. Se aplica una alta concentración de sacarosa al espacio extracelular para aumentar la resistencia entre dos grupos de células, lo que impide la apertura y el cierre correctos de los canales de sodio y potasio.<sup>3c</sup>

<sup>1c</sup> *voltaje de clamp* [http://www.scholarpedia.org/article/Voltage\\_clamp](http://www.scholarpedia.org/article/Voltage_clamp)

<sup>2c</sup> *El axón gigante de calamar* <http://www.scielo.org.ar/pdf/medba/v64n3/v64n3a17.pdf>

<sup>3c</sup> *Antecedentes del voltaje de clamp* <https://red.uao.edu.co/bitstream/10614/9486/1/T07156.pdf>

### Análisis de la composición corporal del cuerpo (CC)

En la década de 1960 Siri y Brozek propusieron un modelo de dos compartimentos, llamado bicompartimental, que fracciona el cuerpo en un compartimento corporal graso (masa grasa, MG) y en un compartimento corporal libre de grasa (masa libre de grasa, MLG).<sup>1d</sup>

A partir de este modelo fueron surgiendo nuevos conceptos en el campo de la composición corporal y se sentaron las bases para el desarrollo de los actuales modelos multicompartimentales, que permiten caracterizar los componentes de la MLG y de la MG.<sup>1d</sup>

En la actualidad, gracias al desarrollo de las nuevas técnicas de análisis de composición corporal ésta puede estudiarse en cinco niveles distintos e independientes, según el objetivo de medición de cada una de las técnicas y los criterios establecidos (bioquímicos, estructurales, etc.) a la hora de fraccionar el cuerpo humano.<sup>1d</sup>

El nivel de análisis elemental es el atómico, que incluye los 11 elementos principales que constituyen la masa corporal. A partir de estos 11 componentes se pueden estimar con precisión los compartimentos corporales en base al modelo molecular o al celular.<sup>1d</sup>

El análisis de composición corporal a nivel molecular se realiza en base a criterios bioquímicos, agrupando moléculas similares en compartimentos corporales separados.<sup>1d</sup>

En este nivel de análisis el cuerpo humano puede fraccionarse según diversos modelos compartimentales que varían en su complejidad. El modelo simple es el de dos compartimentos,

MG y MLG, que pueden ser estimados mediante el análisis de Bioimpedancia, entre otras técnicas. <sup>1d</sup>

La masa libre de grasa puede fraccionarse en agua corporal y masa seca libre de grasa, y, tras fraccionar la masa seca libre de grasa en proteínas y minerales, surge el modelo tetracompartimental o de cuatro compartimentos, que pueden ser cuantificados mediante las técnicas de análisis de activación de neutrones y potasio corporal total. <sup>1d</sup>

### Definición de célula

La definición de una célula proviene del latín *cellula*, un diminutivo de *cella*, un “hueco”, y esta es la unidad funcional de todo ser vivo. La célula es el elemento de menor tamaño que puede considerarse vivo. <sup>2e</sup>

### Propiedades de los tejidos biológicos

En los tejidos biológicos sus características eléctricas como la respectiva variación de la permitividad y conductividad eléctrica de los mismos vienen determinadas, por tres efectos diferentes: las características de las células, ya sean sus propias características eléctricas, o la integridad de las mismas. Por la variación de los volúmenes de los medios intra y extracelular. El último punto a considerar serán los efectos de doble capa que surgen al tratar con agrupaciones de elementos celulares <sup>25</sup> como es el caso de los tejidos biológicos.

### Dispersión en los tejidos biológicos

En los tejidos biológicos, como materiales dieléctricos que son, al ser expuestos a un campo eléctrico se generan en él procesos químicos y físicos.

La representación eléctrica de este comportamiento puede ser descrita mediante dos propiedades principales: la conductividad ( $\sigma$ ) y la permitividad ( $\epsilon$ ) eléctricas, se observa que a medida que se aumenta la frecuencia de la señal de excitación disminuye la permitividad y un aumento de la conductividad, Existen tres zonas de variación de la permitividad y la conductividad bien definidas, las cuales se denominan dispersión: alfa ( $\alpha$ ), beta ( $\beta$ ), y gamma ( $\gamma$ ), cada una caracterizada por un tipo de relajación. <sup>1f</sup>

Para bajas frecuencias (inferior a cientos de kHz) la conductividad de los tejidos es dominada por conducción de electrolitos en el espacio extracelular. <sup>1f</sup>

Los tejidos presentan la dispersión alfa ( $\alpha$ ) esta usualmente asociada con las numerosas interfaces membrana celular - electrolito en el tejido, donde se toman en consideración las cargas acumuladas con la formación de la doble capa electroquímica y la conducción iónica en los límites de la membrana. <sup>1f</sup>

A frecuencias inferiores a la dispersión alfa, la permitividad relativa del tejido alcanza valores muy altos (decenas de millón) haciéndose más notable en la conductividad que en la permitividad. La dispersión ( $\alpha$ ) se manifiesta, por consiguiente, como un fenómeno superficial que no contiene información relacionada con el interior del tejido.

La dispersión  $\beta$  se presenta en el intervalo de radio frecuencia (1kHz hasta 1MHz). Esta dispersión es esencialmente debida a mecanismos de carga capacitivos de las membranas celulares.

Cuando la frecuencia aumenta, la reactancia capacitiva de la célula disminuye, lo cual induce un incremento en el flujo de corriente que circula a través del medio intracelular, y por consiguiente una disminución en la impedancia del tejido.

Esta región se caracteriza por contener información sobre el interior de la célula, ya que la corriente aplicada atraviesa la membrana celular llegando hasta el componente intracelular. <sup>1f</sup>

La dispersión  $\beta$  se debe principalmente a la polarización de las membranas celulares que actúan como barreras al flujo de iones entre los medios intra y extracelulares. Otras contribuciones a la dispersión provienen de la polarización de proteínas y otras macromoléculas orgánicas. A frecuencias de microondas (sobre 1 GHz) los tejidos presentan la dispersión gamma ( $\gamma$ ) debido a la relación rotacional del tejido en el agua. Esta dispersión es centrada a 20 GHz y es la misma que se encuentra en el líquido de agua. <sup>1f</sup>

Se dice que en la relajación  $\beta$ , comprende el intervalo en frecuencia de 1 kHz a 100 kHz, en el cual se ubican los tejidos blandos, en este caso tejido epitelial. La relajación  $\beta$  es la que está más estrechamente ligada a las propiedades de la membrana celular y a la agrupación de las células para formar diferentes tejidos, por lo tanto, vamos a utilizar este intervalo como idea inicial para la medición de la impedancia eléctrica. <sup>1f</sup>

*“Diseño e implementación de un sistema de medición in-vitro que permita sensar el tránsito de sodio en el epitelio de piel utilizando la técnica de Bioimpedancia.”*  
<https://red.uao.edu.co/bitstream/10614/9486/1/T07156.pdf> PAG 28<sup>1f</sup>

Frecuentemente las propiedades dieléctricas de los tejidos son representadas en series de formas equivalentes (como impedancia de tejido) más que en la forma de equivalente paralelo (permitividad compleja). No obstante, el proceso fundamental relacionado con el aumento de la densidad de carga y la conducción eléctrica ocurren en paralelo y las propiedades eléctricas de un material son presentadas en su mayoría como combinaciones paralelo de un capacitor (permitividad) y un elemento conductor (conductividad). <sup>2f</sup>