



**Instituto Tecnológico de Estudios
Superiores de Monterrey**
Campus Ciudad de México
División de Ingeniería y Arquitectura

Ingeniería Electrónica y Comunicaciones

Departamento de Ingeniería Eléctrica y Electrónica

“IMPEDANCIOMETRÍA”

Autores:

Pedro Ulises Meléndez Ortega

Efraín Báez Castillo

Erik Fernando Ortiz Hernández



ITESM

**CAMPUS CIUDAD DE MEXICO
BIBLIOTECA**

Asesor:

M. en C. Francisco Cruz

México D.F. Mayo 2004

ÍNDICE

I. Definición de los parámetros del proyecto

CAPÍTULO I

1.1 Impedancia como principio de transducción	6
1.1.1 Introducción	6
1.1.2 Transductores	7
1.1.3 Impedancia	7
1.1.4 Mecanismos para modificar impedancia	8
1.1.5 Conclusiones parciales	9
1.2 Efectos de la corriente eléctrica en tejidos biológicos	9
1.2.1 Condiciones de seguridad	9
1.2.2 Parámetros de seguridad: Estimulación	10
1.2.2.1 Curvas de excitabilidad	10
1.2.2.2 Límites en impactos (shocks) eléctricos	10
1.2.3 Conclusiones parciales	12

CAPÍTULO II

2.1 Impedanciometría

2.1.1 ¿Qué es la impedanciometría?	15
2.1.2 Resistencia, Reactancia y Ángulo de fase	15
2.1.2.1 Resistencia	15
2.1.2.2 Reactancia	17
2.1.2.3 Ángulo de fase	19
2.1.3 Mediciones totales de la impedancia del cuerpo	21
2.1.4 Técnica de medición	22
2.1.5 Seguridad	23
2.1.6 Conclusiones parciales	24
2.2 Condiciones del sujeto para realizar la prueba	24
2.2.1 Preparación del sujeto	24
2.2.2 Procedimiento de prueba	25
2.2.3 Conclusiones parciales	25

2.3	Fórmula para el cálculo de los parámetros	26
CAPÍTULO III		
3.1	Diagrama de Bloques del Sistema	30
3.1.1	Etapa Analógica	30
3.1.1.1	Generador de onda	31
3.1.1.2	Fuente de corriente	35
3.1.1.2.1	Covertidor con carga flotada	33
3.1.1.2.2	Convertidor con carga aterrizada	
3.1.1.3	Amplificador de instrumentación	36
3.1.1.4	Filtro pasabajos	37
3.1.1.5	Detección de fase	38
3.1.2	Etapa Digital	36
3.1.2.1	Microcontrolador 89C52	42
3.1.2.2	Teclado Matricial	43
3.1.2.3	Display	43
3.1.2.4	ADC	44
3.2.2.5	Software	46
3.2	Validación del dispositivo	48
3.3	Conclusiones	50
ANEXO	A	52
ANEXO	B	54
ANEXO	C	58
ANEXO	D	60
ANEXO	E	62
ANEXO	F	66
	Referencias	89

I. Definición de los parámetros del proyecto

Objetivo:

- Diseñar y construir un sistema portátil y confiable que, mediante la técnica de impedanciometría, se puedan estimar los volúmenes de fluido intra y extracelular, así como también su distribución; los cuales dan información útil para fines clínicos. El sistema debe de ser finalizado antes de mayo del 2004 a un costo razonable.

Justificación:

- El conocimiento de la distribución de fluidos intra y extracelular o masa libre de grasa (por mencionar sólo algunos) es de gran utilidad en el área de la medicina.
- El costo de los sistemas actuales que realizan esta medición es sumamente alto por lo que queda fuera del alcance económico de muchas instituciones dedicadas al cuidado de la salud de las personas.

Lista de entregables:

	Entregables	Si	No
1	Proyecto dirigido a cualquier persona (aunque cualquier persona es un usuario potencial).		X
2	Sistema basado en la impedanciometría.	X	
3	Sistema usado para usos clínicos e investigación de ciertas medicinas que afectan la distribución y volumen de líquidos (diuréticos).	X	
4	Sistema portátil / transportable	X	
5	Sistema para tratamiento de padecimientos		X

CAPÍTULO I

CAPITULO I

1.1 Impedancia como principio de transducción

1.1.1 Antecedentes

Podemos ubicarnos en el siglo XIX para encontrarnos con los primeros estudios de conductividad eléctrica en los humanos. G.N. Stewart en 1894 usó la conductividad eléctrica de la sangre para estudiar la circulación entre los diferentes órganos del cuerpo. Esto fue lo que concluyó: “Debido a que la conductividad de la sangre es prácticamente la misma que la de una solución de las sales en ella, puede ser alterada por la inyección de una solución de sal común de suficiente fuerza. La alteración viajará con la velocidad de la sangre, y la llegada de la sangre alterada a cualquier punto del sistema vascular puede ser detectada por una simple observación galvanométrica, sin tener que abrir la vena”.

Estas conclusiones lo llevaron a introducir una inyección continua de solución salina (en esencia una función escalón) para obtener una respuesta cardíaca (cardiac output). Años después, modificó su método y usaba una sola inyección (una función dirac práctica).

Entre 1928 y 1950 Kenneth Cole produjo una serie de estudios acerca de la impedancia biológica. Estudió la impedancia que tenían diversas partículas esféricas de la naturaleza, presentando un circuito equivalente y descripciones gráficas del vector de impedancia y su módulo. La frecuencia era usada como variable independiente.

Otro estudioso que merece la pena ser comentado es Herman Schwan, antiguo miembro del departamento de Bioingeniería de la Universidad de Pennsylvania en E.U., quien estudió extensivamente las propiedades eléctricas de los tejidos biológicos de diferentes tipos.

Definiciones

1.1.2 Transductores

Un transductor es un elemento que convierte un tipo de energía de entrada en otro tipo de energía de salida. Entonces, la transducción es el proceso de conversión de energía. Esta es la definición clásica encontrada en cualquier libro de texto, donde el micrófono, las bocinas, el resistor dependiente de luz (light dependent resistor) son ejemplos típicos, ya sea para aplicaciones industriales o biomédicas.

Para que la transducción sea posible, el sistema biológico debe dar por lo menos una propiedad transductiva, matemáticamente bien definida (como por ejemplo, la presión sanguínea o el flujo sanguíneo). Por otra parte, el elemento aplicado a la propiedad mencionada anteriormente debe basarse en un principio de transducción (como lo son los cambios de resistencia y capacitancia).

Linealidad de amplitud y fase, buena sensibilidad, tiempo de respuesta aceptable, fácil calibración, precisión y estabilidad son características generales, entre otras menos importantes o menos frecuentes, que se le piden a cualquier transductor de uso biomédico.

1.1.3 Impedancia

La impedancia, en simples palabras es una medida cuantitativa de la resistencia ofrecida por un sistema dado cuando una cantidad / fuerza intenta causar o mantener el paso de una cantidad / fluido a través del sistema. La impedancia es una relación compleja entre la primer cantidad (fuerza mecánica, presión hidráulica, voltaje eléctrico, gradiente de temperatura, fuerza magnetomotriz) y la segunda (velocidad, flujo de volumen corriente eléctrica, flujo magnético etc.).

El concepto de impedancia encuentra aplicaciones en fisiología y medicina, como por ejemplo en el sistema cardiovascular (impedimento del flujo sanguíneo en una arteria, especialmente la aorta), o en el sistema respiratorio (impedimento del flujo del aire) , otorrinolaringología, donde la impedancia acústica es un parámetro frecuentemente usado para evaluar la función del oído.

Es sabido que una variable fisiológica puede producir un cambio en la impedancia eléctrica ofrecida por un sistema biológico entre dos puntos cualesquiera. Entonces, un **impedanciómetro** se puede colocar entre estos dos puntos donde obtenemos una señal proporcional a una variable fisiológica, pero en términos de impedancia una magnitud y una fase.

1.1.4 Posibles mecanismos de cambio de impedancia

Para entender los mecanismos por los cuales una variable fisiológica puede producir modificaciones en la impedancia “biológica” oponiéndose al paso de corriente eléctrica, dos simples modelos usados en ingeniería eléctrica se considerarán: el resistor cilíndrico y el capacitor de placas paralelas.

En el primer caso, la resistencia entre los dos extremos del cilindro de longitud L y área de sección transversal A está dada por la expresión

$$R = \rho \frac{L}{A}$$

donde ρ es la resistividad del material del que está hecho el cilindro. El inverso de esta cantidad $1/\rho$ se le conoce como conductividad (σ). Muchos de los valores de estas cantidades en tejidos biológicos, especialmente *in vivo* (tejido en ser viviente) han sido determinados. La resistividad de la sangre se toma como 135 ohms.cm. Además, cualquier cambio geométrico, ya sea en longitud o en área de sección transversal, nos llevarán a un cambio en la resistencia.

El otro modelo es el capacitor de placas paralelas de área A , separadas una distancia d , con un material aislante entre ellas. Si el material es el vacío, la capacitancia será C_0 , si se coloca otro material aislante, C será el valor de la capacitancia. La relación $K = C / C_0$ define la llamada constante dieléctrica del material aislante. Una expresión conocida nos da C_0

$$C_0 = \epsilon_0 (A/d)$$

donde $\epsilon_0 = 8.85 \times 10^{-12} \text{ coul}^2/\text{N} \cdot \text{m}^2$ nos da la permitividad en el vacío. Usando lo anterior tenemos la siguiente expresión:

$$C = kC_0 = k\epsilon_0(A/d) = \epsilon(A/d)$$

Donde ϵ representa la permitividad del material aislante. Entonces tenemos $k = \epsilon/\epsilon_0$ que permite a la constante dieléctrica del material aislante ser llamada también permitividad relativa. De nueva cuenta, si una variable fisiológica induce cambios en la permitividad o en la geometría del sistema en estudio, modificaciones se producirán en el componente reactivo de la impedancia biológica presentada por el sistema. Se sabe que la permitividad de los gases es esencialmente 1, incrementándose lentamente con incrementos de temperatura y disminuyendo con decrementos de presión.

1.1.5 Conclusiones parciales

Se ha presentado una breve introducción acerca de la historia del uso de la impedancia aplicado a la biología y la medicina. También se incluye la definición clásica de un transductor y la posibilidad de usar la impedancia eléctrica como un principio de transducción. Se da cuenta de cómo cambios en la resistividad, permitividad o en la geometría del sistema inducirá modificaciones en la impedancia ofrecida por ese sistema.

1.2 Efectos de la corriente eléctrica en tejidos biológicos

1.2.1 Condiciones de seguridad

La medición de la impedancia biológica requiere la inyección de una corriente eléctrica que atraviese el tejido biológico a estudiar. Naturalmente, ningún daño o perturbación de alguna especie debe hacerse al tejido. Desde el punto de vista fisiológico, significa que ningún tejido excitable debe ser estimulado (ya sea nervio o músculo: cardíaco). Entonces surgen tres preguntas importantes:

- ¿Qué tipo de corriente es adecuada?
- ¿Cuál es el valor posible para esa posible corriente inyectada?

-¿Cuál es la mejor frecuencia para esa corriente?

La respuesta a esas preguntas viene a continuación, y el objetivo es ofrecer respuestas simples y rápidas con bases bien sustentadas.

1.2.2 Parámetros de seguridad: Estimulación

Todas las células excitables son sensibles al paso de una corriente eléctrica a través de su membrana, detonando una acción potencial si la corriente de estimulación es la adecuada. Es decir, la corriente que se aplica a un tejido no debe inducir ninguna respuesta a este tejido.

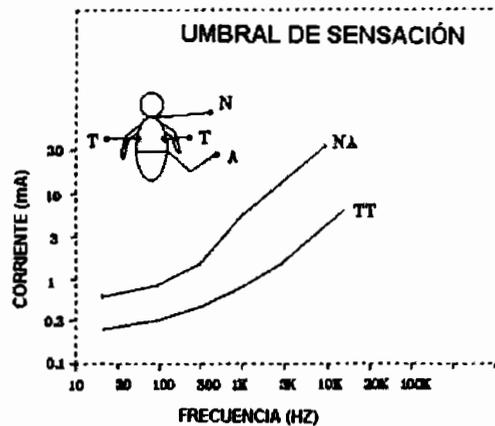
1.2.2.1 Curvas de excitabilidad

La respuesta eléctrica de una célula se obtiene cuando una cierta cantidad de carga eléctrica atraviesa la membrana celular. Una corriente de alta intensidad aplicada por un periodo corto de tiempo puede detonar la misma respuesta que una corriente de baja intensidad aplicada por largo tiempo. Para esta última situación existe un límite, ya que existe un valor (llamado reobase) que tiene que ser aplicado casi un tiempo indefinido para inducir una respuesta. Corrientes menores al reobase jamás detonarán una respuesta. Por otro lado, si la duración del pulso aplicado es demasiado corto, no importa qué tan grande sea la amplitud del pulso, ninguna respuesta será inducida.

Para un tejido excitable, será más difícil que pulsos cortos induzcan una respuesta y, si esos pulsos son aplicados repetitivamente, corresponderán a altas frecuencias, que serán inefectivos.

1.2.2.2 Límites en impactos (shocks) eléctricos

Cuando una corriente eléctrica aplicada a un individuo es adecuada para inducir una respuesta en tejidos excitables en general; sensaciones, dolor o contracciones podrían ocurrir, dependiendo del tejido involucrado.

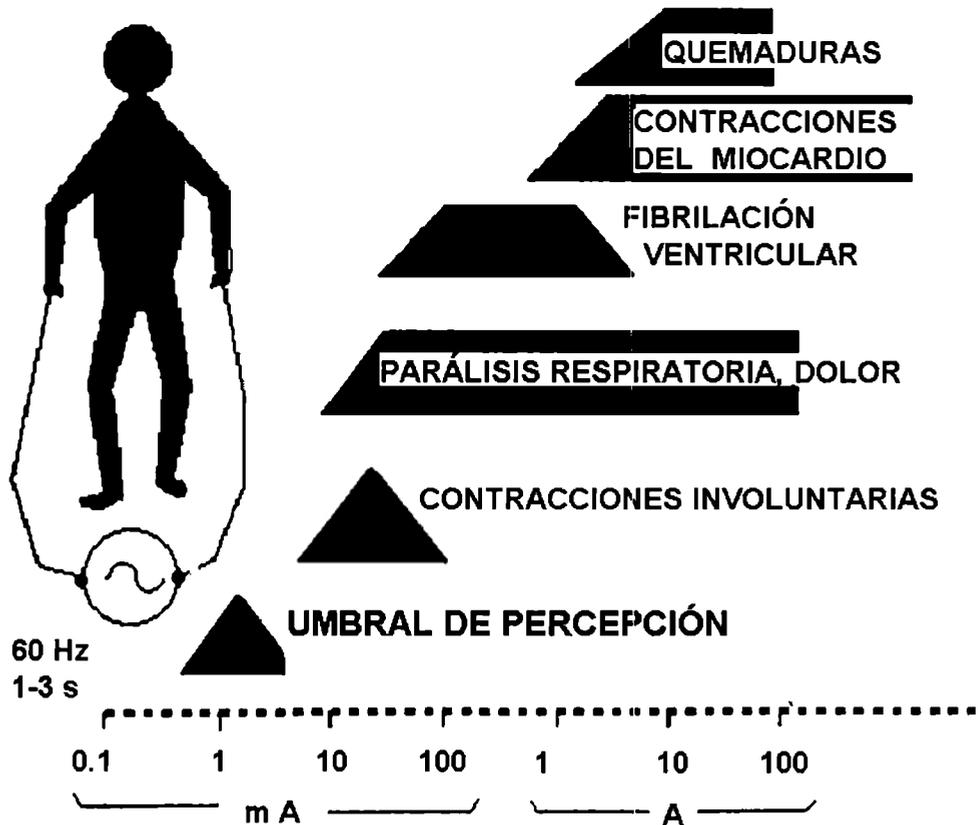


Figura¹

La figura ilustra cómo cambia el umbral de percepción (en mA rms) con la frecuencia usando dos pares de electrodos (transtorácicos TT y cuello-abdomen Neck-A). Los valores menores se obtienen a frecuencias estimuladoras menores a 100Hz. La aplicación de electricidad en cualquier parte de la piel resulta en la estimulación de diferentes tipos de receptores dérmicos, así que una sensación de dolor exclusivamente es difícil de establecer. Sin embargo los valores mínimos se encuentran siempre debajo de 300 Hz con tendencia a tener un mínimo entre 10 y 100 Hz.

Dos efectos que deben ser evitados son la estimulación vagal (del nervio vago) y fibrilación cardíaca. El primero porque baja el ritmo cardíaco o inclusive puede producir un paro respiratorio. El Segundo porque lleva a paro circulatorio o inclusive la muerte. La figura muestra un umbral de corriente con respecto a la frecuencia, para varias configuraciones de electrodos. Los valores mínimos están en frecuencias menores a 300 Hz.

¹ Christian Boulay, Robert Guardo and Michel Bertrand. **Instrumentation for electrical impedance measurements in biological media.** Canadá 1988



Figura²

Esta figura resume los efectos de la corriente eléctrica. Cuando el estímulo es bajo, (digamos 0.3 a 10 mA rms) sólo hay percepción. Para valores mayores (10-100 mA rms) nervios y músculos son estimulados vigorosamente resultando en contracciones, dolor y fatiga. Valores mayores a 15mA rms dependiendo del camino seguido por la corriente, producirán paro respiratorio, fatiga intensa y dolor intenso. La región de fibrilación se encuentra entre 50 mA rms y 5 ó 6 A rmas. Valores todavía mayores inducirán contracción del miocardio o producirán quemaduras severas.

1.2.5 Conclusiones parciales

Las corrientes eléctricas aplicadas para una medición impedanciométrica deben estar en regiones abajo del umbral de excitabilidad de los tejidos excitables localizados en el camino de la corriente.

² Christian Boulay, Robert Guardo and Michel Bertrand. **Instrumentation for electrical impedance measurements in biological media.** Canadá 1988

En el hombre, las fibras nerviosas más excitables requieren un mínimo de estimulación de 0.2ms, equivalente a una tasa de repetición de 5000 Hz. Esto significa que para estar del lado seguro, la corriente inyectada debe de ser a una frecuencia mayor que el valor dicho anteriormente.

Tomando en cuenta la información anterior, la intensidad de la corriente recomendada debe de ser menor a 1mA rms.

La máxima sensibilidad del tejido excitable se encuentra entre 20 y 100 Hz. Es por esto que se debe evitar este rango de frecuencias. Paradójicamente, los sistemas eléctricos domésticos e industriales hacen uso de frecuencias de 50 / 60 Hz.

CAPÍTULO II

CAPITULO II

2.1 Impedanciometría

2.1.1 ¿Qué es la impedanciometría?

La impedanciometría es una técnica no invasiva e indolora por medio de la cual se realiza el cálculo de las características eléctricas del cuerpo humano mediante la aplicación de una corriente alterna y constante a determinadas frecuencias.

2.1.2 Resistencia/impedancia, Reactancia/Angulo de fase

Las variables que se van a calcular y las cuales forman parte de la impedancia, son la resistencia, la reactancia y el ángulo de fase. Estas tres variables que en su conjunto forman la impedancia tienen una relación directa con la distribución de los fluidos corporales. La manipulación de estas variables son las que nos darán la consecución de los objetivos

2.1.2.1 Resistencia

Todas las sustancias presentan resistencia al flujo de una corriente eléctrica en mayor o menor cantidad.

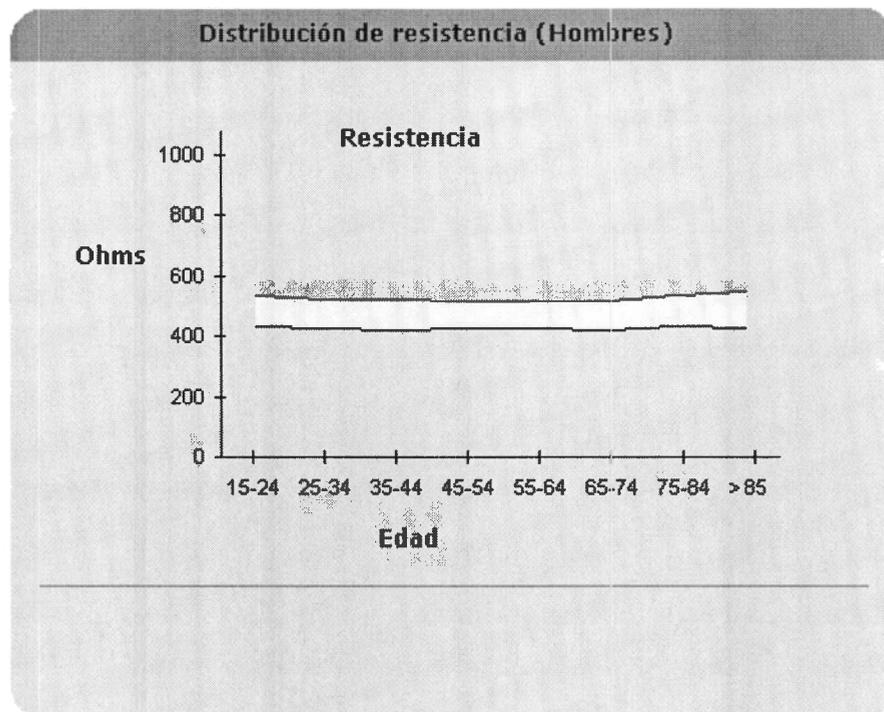
La ley de ohm establece que la resistencia de una sustancia o material es proporcional al voltaje generado cuando una corriente circula a través de dicha sustancia o material e inversamente proporcional a la corriente.

Expresando esto en una ecuación tenemos:

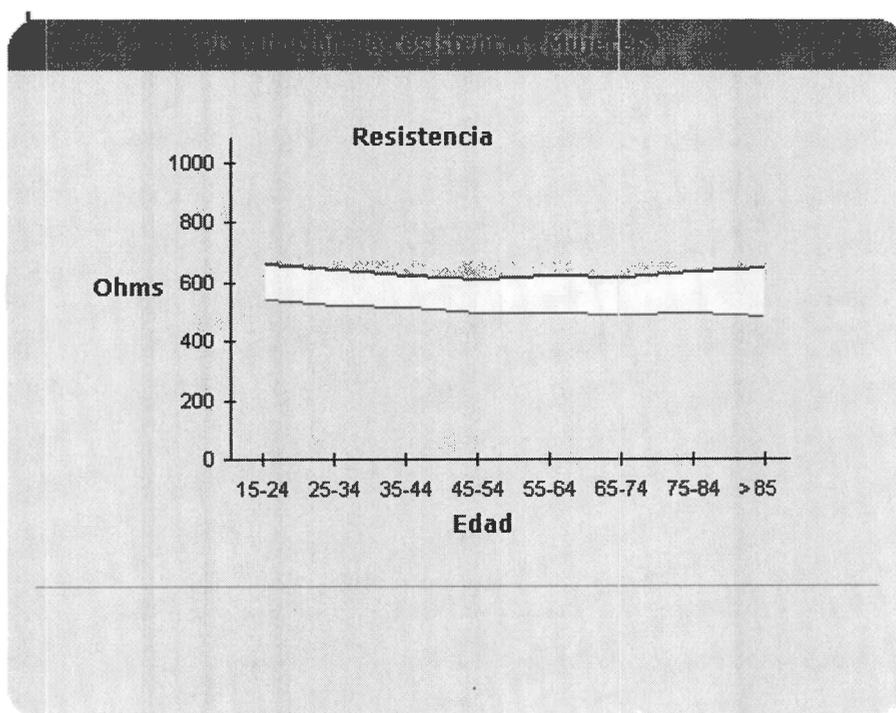
$$R = V / I$$

Un ohm es una unidad de resistencia y se define como la resistencia de un circuito en el cual una fuerza electromotriz de un volt mantiene una corriente de un ampere.

En el cuerpo, los tejidos sin grasa son altamente conductivos pues poseen grandes cantidades de agua, estos representan una resistencia eléctrica baja. Por el otro lado, las grasas son conductores pobres y representan una resistencia alta pues poseen cantidades mucho menores de agua.



Figura³



Figura⁴

³ <http://www.biodyncorp.com/>

⁴ <http://www.biodyncorp.com/>

2.1.2.2 Reactancia

La reactancia, descrita también como reactancia capacitiva al describir tejidos biológicos, es la oposición al flujo instantáneo de corriente eléctrica causado por la capacitancia. Matemáticamente hablando, la reactancia se expresa con la siguiente ecuación en circuitos de corriente alterna (AC):

$$X_c (\text{reactancia}) = \frac{1.0}{2 * \pi * \text{Frecuencia} * \text{Capacitancia}}$$

Los faradios son unidades de medición muy grandes. Entonces son expresadas en fracciones menores, tales como los microfaradios o los picofaradios. La ecuación de arriba demuestra que la reactancia es el recíproco de la frecuencia y la capacitancia, entonces, la reactancia decrece al aumentar la frecuencia. En frecuencias extremadamente bajas la reactancia es casi infinita. Un capacitor de dos placas paralelas separadas por una capa de aire tendría menos reactancia que si las placas fueran más grandes. Adicionalmente, si las placas estuvieran separadas por una capa de aire mayor, la reactancia aumentaría. En conductores biológicos, por ejemplo, mientras más chica la membrana semi-permeable o menor sea la cantidad de membranas, mayor la reactancia. Generalmente, valores altos de reactancia en una medición impedanciométrica indican mejor salud e integridad de la membrana celular. Idealmente la reactancia se expresa en una capacitancia a una frecuencia dada.

La capacitancia es independiente de la frecuencia y define indirectamente el volumen de la membrana celular. Como sabemos, un capacitor consiste de dos placas paralelas conductoras separadas una de otra por un material no conductor llamado dieléctrico. La cantidad de carga que el capacitor tendrá se determina por la ecuación:

$$C = \frac{Q}{E} = \frac{W^2}{E^2}$$

Con

Q= cantidad de electricidad

C=Capacitance (farads)

E=Voltaje aplicado (volts)

W=Energía en Joules

En un cuerpo sano, una membrana celular consiste en una capa de material lípido no conductor emparedado entre dos capas de moléculas conductoras de material proteínico. La estructura de las membranas celulares las hace comportarse como capacitores cuando se exponen a corriente alterna. Biológicamente, la membrana celular funciona como una barrera permeable selectiva que separa el fluido intra y extracelular. Protege al interior de la célula al permitir el paso de ciertos materiales para los cuales es permeable.

La reactancia es una medida del volumen de la capacitancia de la membrana celular y una medida indirecta del volumen intracelular. Mientras que la grasa corporal, agua total del cuerpo y agua extracelular ofrecen resistencia a la corriente eléctrica, sólo las membranas celulares ofrecen reactancia capacitiva. Dado que las células del tejido graso no están rodeadas por las membranas de las células, la reactancia no es afectada por la cantidad de grasa corporal. Obviamente, toda medición de reactancia viene dada del ángulo de fase.

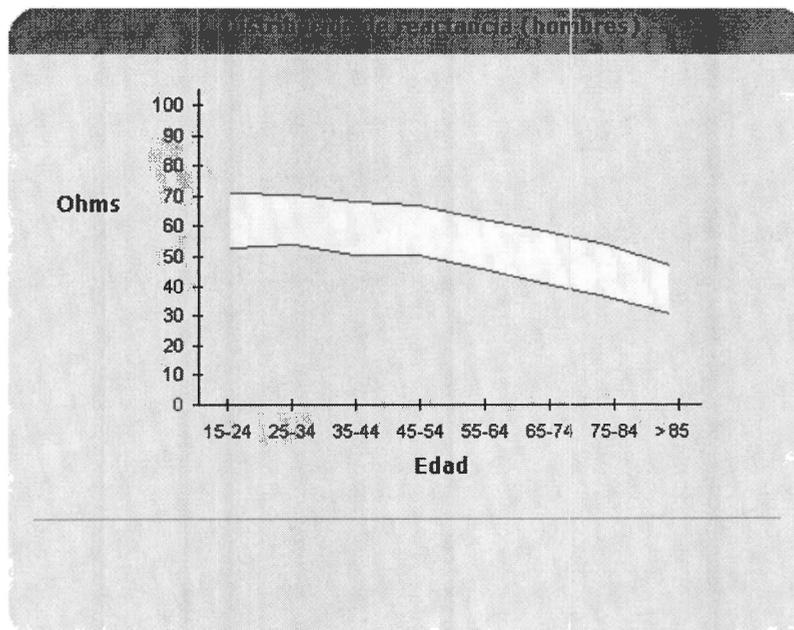


Figura ⁵

⁵ <http://www.biodyncorp.com/>

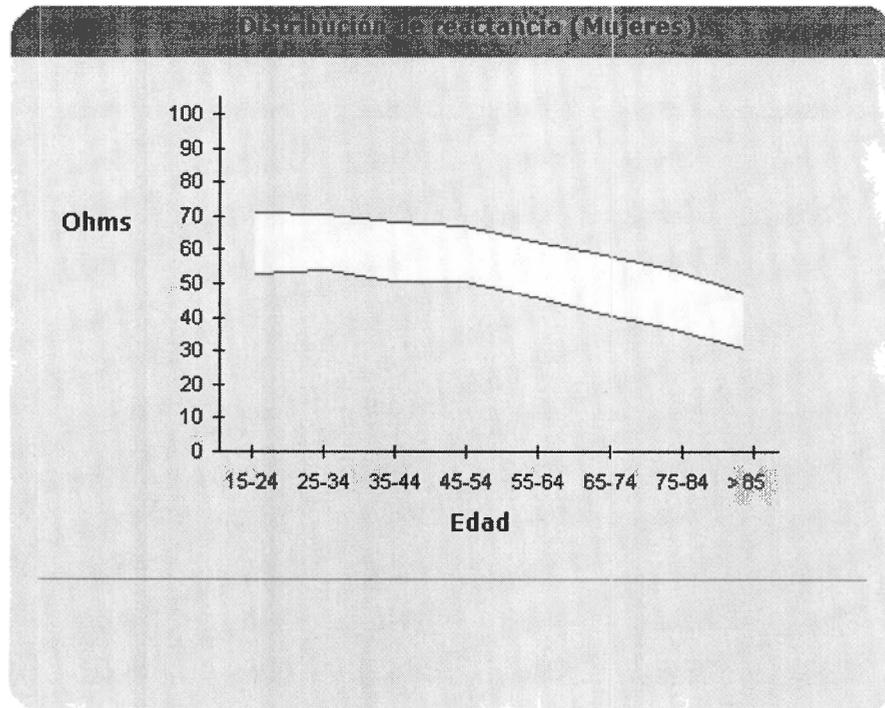


Figura ⁶

2.1.2.3 Angulo de fase

El ángulo de fase es un método lineal de medir la relación entre resistencia y reactancia en circuitos serie o paralelo. El ángulo de fase puede variar de 0 a 90 grados; 0 grados si e circuito es exclusivamente resistivo y 90 grados si el circuito es sólo capacitivo. Un ángulo de fase de 45 grados obviamente reflejaría un circuito (o cuerpo) con una misma cantidad de reactancia capacitiva y resistencia.

⁶<http://www.biodyncorp.com/>

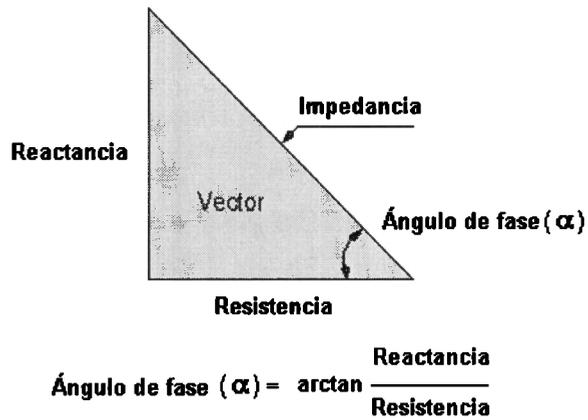


Figura 7

El ángulo de fase promedio para un individuo sano es aproximadamente de 3 a 9 grados, dependiendo del género. Atletas de medio-alto rendimiento presentan ángulos de fase mayores. Ángulos de fase menores vienen de una baja reactancia y muerte celular o fallas en la permeabilidad de la membrana celular.

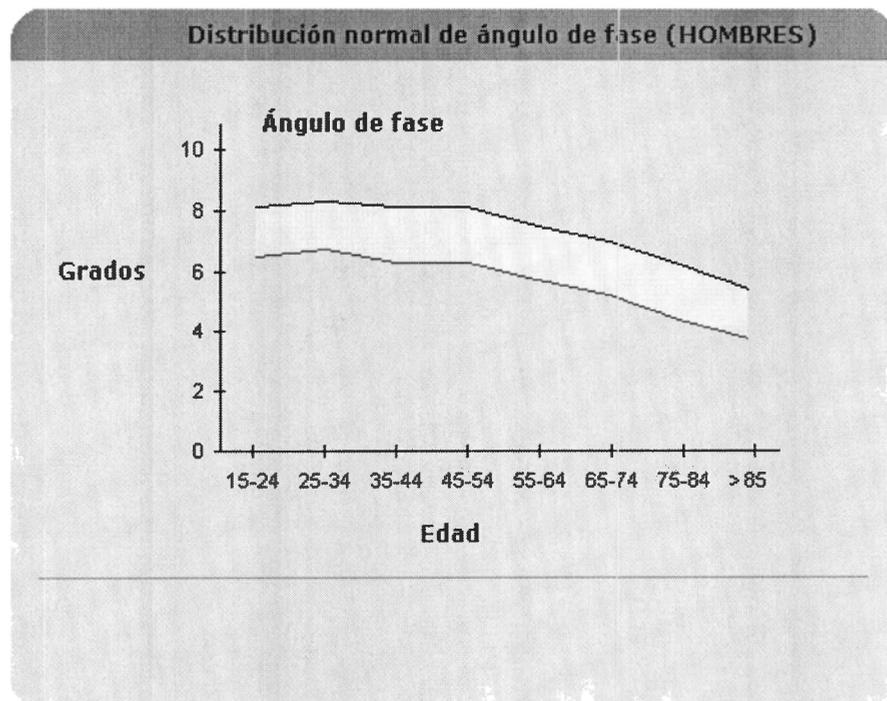


Figura 8

⁷ <http://www.rjlsystems.com/>

⁸ <http://www.biodyncorp.com/>

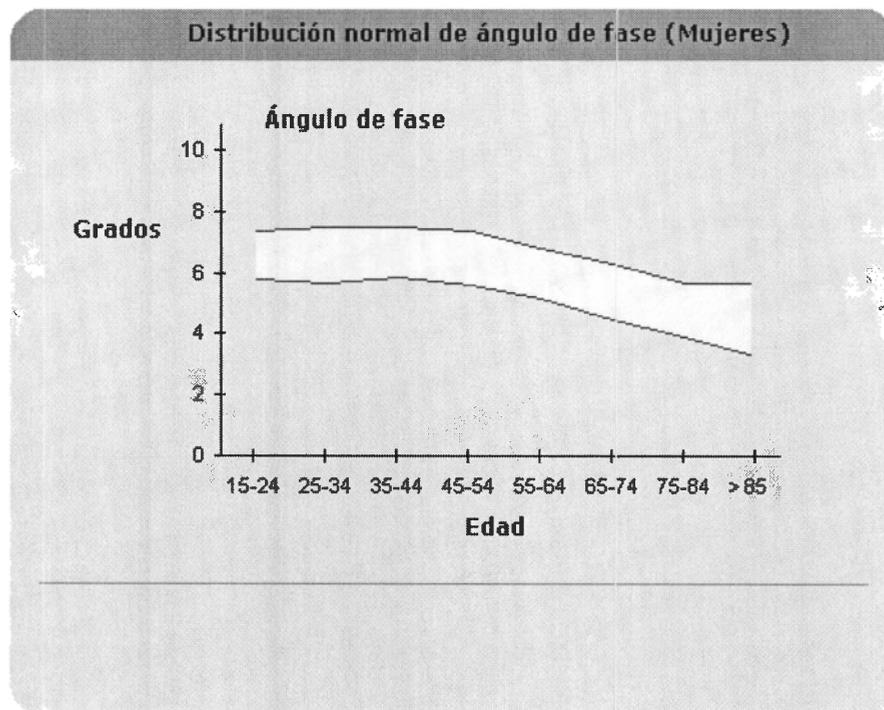


Figura ⁹

2.1.3 Mediciones totales de la impedancia del cuerpo

La medición de la impedancia total del cuerpo (resistencia y reactancia) se puede definir como la suma de los vectores de la resistencia y de la reactancia en las extremidades y en el torso. Las extremidades presentan la mayor parte de la impedancia del cuerpo debido a su pequeña circunferencia y gran longitud. La impedancia del torso se encuentra generalmente entre los 15 y los 30 ohms dependiendo de la talla física del sujeto. Esto representa aproximadamente 5.5 % del total del cuerpo cuando lo comparamos con una impedancia típica de 450 ohms para los hombres.

La medición de la impedancia o resistencia compleja se realiza mediante la resistencia, la reactancia y el ángulo de fase desarrollado entre la corriente alterna que circula a través del cuerpo y el voltaje generado a través del cuerpo.

⁹ <http://www.biodyncorp.com/>

2.1.4 Técnica de medición

La impedancia eléctrica del cuerpo se mide mediante la inyección de una pequeña corriente alterna constante (I) a través del cuerpo y midiendo el voltaje generado como producto de $R \times I$. Debido a que la corriente que inyectamos es constante, V es directamente proporcional a R . Un desfaseamiento entre la corriente y el voltaje generado también será medido para el cálculo de la impedancia.

La impedancia de la piel varía en un rango entre 300 y un millón de ohm/cm^2 . Para hacer una medición confiable, la impedancia de la piel debe de ser evitada usando la técnica de dos o cuatro electrodos.

La técnica de los dos electrodos consiste, como su nombre lo indica, en usar dos electrodos para inyectar la corriente y con estos mismos electrodos realizar la medición del voltaje generado. Los resultados de esta técnica muchas veces son irreproducibles debido a la excesiva interferencia que se genera en los electrodos. Es por esto que se considera a esta una técnica con muchas limitaciones.

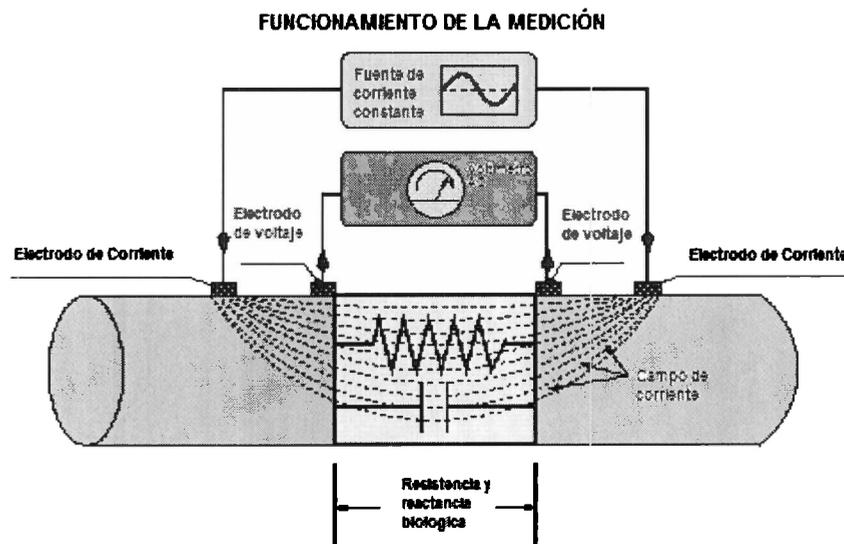


Figura ¹⁰

¹⁰ <http://www.rjlsystems.com/>

La técnica de los cuatro electrodos consiste en hacer pasar una corriente por los dos electrodos externos y medir el voltaje generado en el par de electrodos internos. Esta técnica no presenta las alteraciones en la medición que presenta la técnica de los dos electrodos.

Los cuatro electrodos de superficie como se puede observar en la imagen que se muestra a continuación se colocan en la mano y en el pie derecho, dos electrodos en cada extremidad.

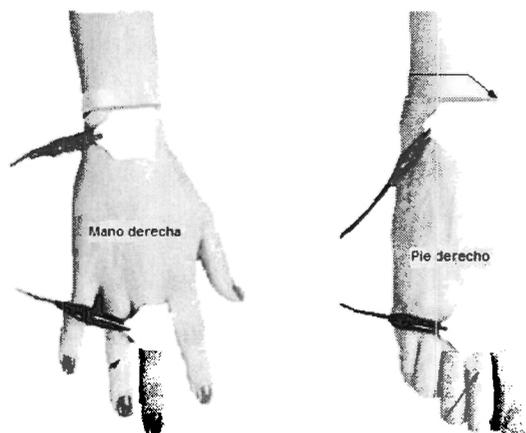


Figura ¹¹

Por los dos electrodos externos se hará fluir una corriente de 800 μ A a una frecuencia de 50KHz. Por los dos electrodos internos se leerá el voltaje generado con la ayuda de un amplificador de alta impedancia de entrada.

2.1.5 Seguridad

La seguridad en esta medición se basa en la relación que existe entre la corriente y frecuencia para hacer de la señal a inyectar algo seguro e indoloro. A frecuencias entre 50 y 60 Hz los nervios y las células de los músculos son estimuladas. El umbral de sensación es de unos cuantos μ A mientras que el dolor y contracciones involuntarias

¹¹ <http://www.rjlsystems.com/>

ocurren con corrientes mucho mayores. Debido a la gran magnitud de la capacitancia de la membrana de la célula, los umbrales de sensación y dolor se incrementan cuando la magnitud y la frecuencia de la señal se incrementan.

Se ha determinado que el umbral de dolor a la frecuencia de 50 KHz es de 40 mA. La medición de la impedancia se realizará con una corriente de 800 uA a una frecuencia de 50 KHz por lo cual se puede observar que la magnitud de la corriente a utilizar es 50 veces menor a la que se requeriría para sentir dolor.

2.1.6 Conclusiones parciales

Mediante la técnica de impedanciometría se realizará la medición de las características eléctricas del cuerpo (resistencia y reactancia) las cuales se encuentran relacionadas directamente con la distribución de fluidos corporales.

Se usará la técnica de cuatro electrodos para evitar la impedancia de la piel la cual es muy grande y también para evitar la interferencia que se genera por el uso de solo dos electrodos.

La amplitud de la corriente senoidal que se inyecta es de 800 uA con una frecuencia de 50 KHz lo cual hace de esta una técnica segura pues la amplitud del umbral de sensación a esta frecuencia es de 40 mA.

2.2 Condiciones del sujeto para realizar la prueba

Para que la lectura de la impedancia del cuerpo sea lo más exacta posible se deben de tener en consideración ciertas condiciones que el sujeto debe cumplir antes de que la prueba se lleve a cabo.

2.2.1 Preparación del sujeto

- El sujeto no debe de hacer ejercicio o tomar un sauna por lo menos 8 horas antes de el estudio.
- El sujeto debe abstenerse de ingerir alcohol por lo menos 12 horas antes de el estudio.

- Se debe de tener una medición exacta del peso y altura del sujeto.
- El sujeto debe recostarse y permanecer quieto durante toda la prueba.
- El sujeto no debe de estar mojado. El sudor debe de evitarse antes de realizar la prueba.
- El sujeto de no debe de tener fiebre o estar conmocionado.
- Se debe explicar el procedimiento de la prueba al sujeto.

2.2.2 Procedimiento de prueba

- El sujeto se debe quitar el zapato derecho y el calcetín (generalmente el estudio se lleva a cabo en la parte derecha del cuerpo). El lado del cuerpo donde se realice el estudio (derecho o izquierdo) debe de ser el mismo para pruebas posteriores.
- El sujeto debe recostarse con los brazos a 30° del cuerpo y con las piernas separadas para evitar que se toquen. Se deben remover las joyas del lado del cuerpo donde se realice la prueba.
- Los sitios donde se colocan los electrodos deben de ser limpiados con alcohol, sobretodo si la piel esta seca o cubierta con loción.
- Asegurarse de que los electrodos estén adheridos al sujeto como se muestra en la ilustración.
- Realizar la prueba y asegurarse de que el sujeto permanezca inmóvil durante la duración de la misma.
- Remover los electrodos y cables del sujeto teniendo cuidado de no lastimar su piel.

2.2.3 Conclusiones parciales

Se han establecido las condiciones en las que el sujeto debe presentarse a la prueba para que esta sea lo mas exacta y confiable posible así como también el procedimiento para que la realización de la prueba.

2.3 Fórmulas para el cálculo de los parámetros corporales

Los aparatos comerciales usan ecuaciones para calcular los parámetros corporales para los cuales están acondicionados. Estas ecuaciones son sacadas a través de investigación. Un número de sujetos son analizados por medio de sustancias que indican el parámetro a investigar, por ejemplo, para el agua total corporal se usa deuterio.

Entonces, el peso, género, estatura, edad, resistencia y reactancia son introducidos a una computadora que se encarga de generar una ecuación que describa la relación que existe entre los parámetros dados anteriormente.

El impedanciómetro de la compañía BiodynCorp, el *BIA 450 Bioimpedance analyzer* proporciona una fórmula para el cálculo de la masa libre de grasa:

$$\text{Masa libre de grasa (kg)} = 0.61 * \text{ALTURA}^2 \text{ (cm)} / R + 0.25 * \text{PESO (kg)} + 1.31$$

Tomando en cuenta esto, haremos una breve descripción de la masa libre de grasa considerando el siguiente modelo del cuerpo:

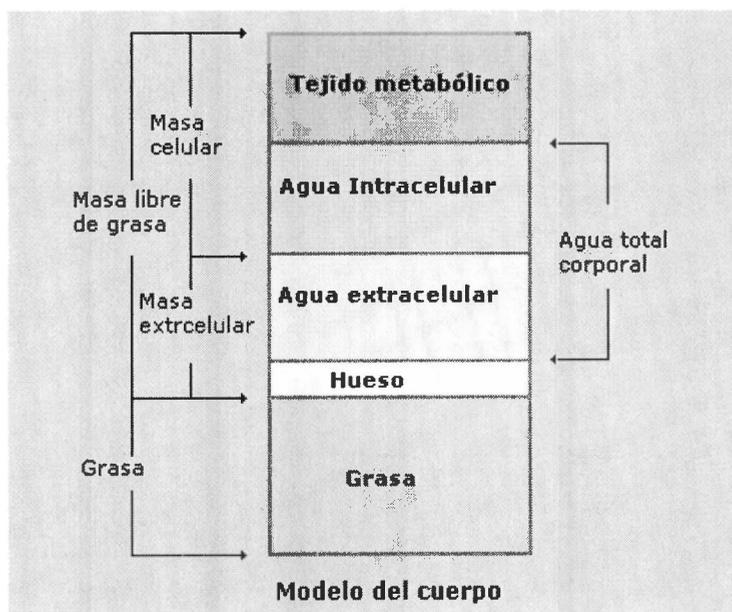


Figura ¹²

¹² <http://www.biodynCorp.com/>

Grasa

La totalidad de lípidos existentes en el cuerpo , que consiste en:

- Grasa subcutánea: localizada directamente bajo la piel. Sirve como reserva de energía y de protección para el frío externo
- Grasa visceral: Localizada más adentro del cuerpo, sirve como reserva de energía y colchón entre los órganos.

Masa libre de grasa

La masa libre de grasa es la totalidad de tejidos sin grasa del cuerpo. Consiste en aproximadamente 73% de agua, 20 proteínas, 6% minerales y 1% de diversos compuestos.

La masa libre de grasa se divide en masa celular y masa extracelular.

- Masa celular: contiene todos los tejidos con actividad metabólica, células del cuerpo, órganos, sangre etc. También contiene el agua contenida dentro de estas células.
- Masa extracelular: contiene todas las partes carentes de actividad metabólica en el cuerpo, como minerales del hueso y partes de la sangre como el plasma. Contiene también el agua extracelular.

CAPÍTULO III

CAPÍTULO III

3.1 Diagrama de Bloques del Sistema

El siguiente diagrama es el que se ha propuesto para implementar el llamado impedanciómetro y que debe contar con las características antes mencionadas como lo son la fuente de corriente alterna y constante de 800 uA.

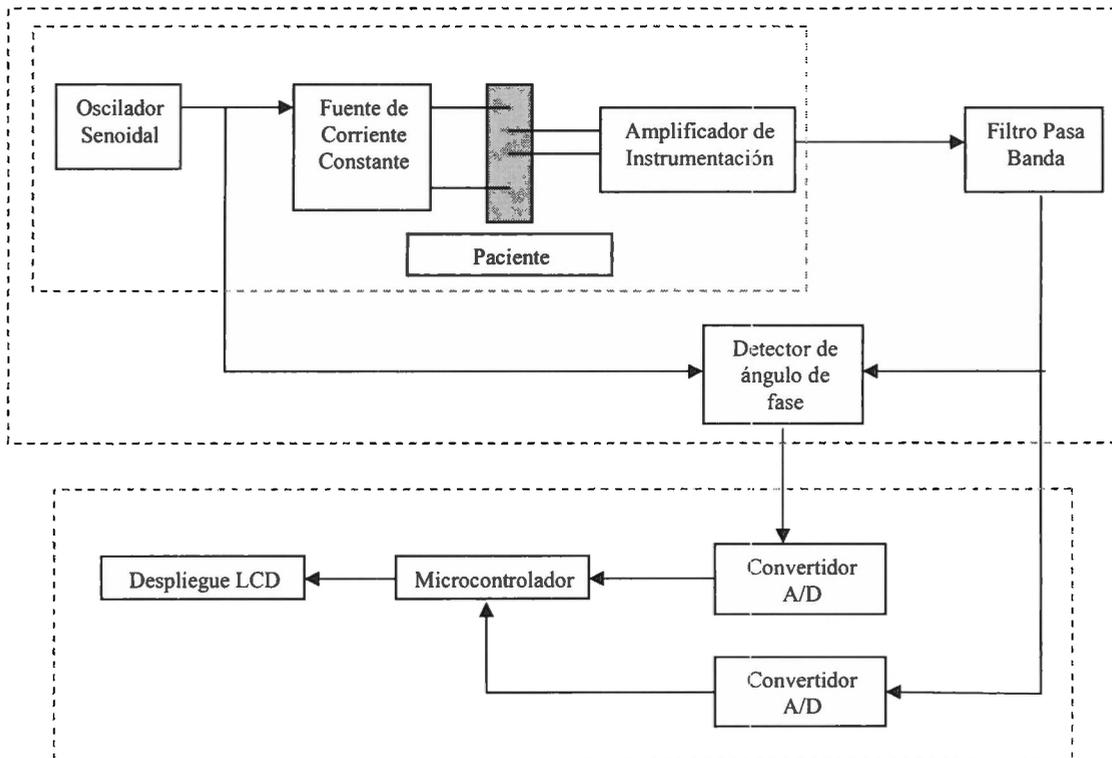


Figura 13

3.1.1 Etapa Analógica

La etapa analógica del diagrama de bloques comprende la parte encerrada por el recuadro grande superior, que consiste en el generador de señal senoidal, la fuente de corriente, el amplificador de instrumentación, el filtro pasabanda y el detector de fase.

Cada una de estas partes se investigaron por separado y se obtuvieron aproximaciones de los circuitos que se fueron poniendo a punto o simplemente se sustituyeron por nuevos circuitos a lo largo del semestre. Hubo varios circuitos propuestos recomendados por el Ingeniero Enrique Hernández Matos y el M. en C Francisco Cruz. También hemos consultamos en repetidas ocasiones al M en C José Castillo para recomendaciones posteriores como es el uso del amplificador de instrumentación INA 128 de Texas Instruments y recomendaciones en la detección de la fase.

3.1.1.1 Generador de onda

Se utilizó el circuito integrado ICL8038 para generar una señal senoidal constante de 50KHz.

El generador de onda ICL 8038 es un circuito integrado monolítico capaz de producir ondas senoidales de alta precisión. Con este circuito integrado se pueden generar frecuencias desde 0.001Hz hasta mas de 300KHz con un mínimo de componentes, solamente resistencias y capacitores.

El ICL 8038 tiene la ventaja de ser un generador muy estable respecto a variaciones de temperatura y de suministro de voltaje (ver anexo)

Para obtener una frecuencia de 50KHz se utilizó $R_A=R_B=4.7K\Omega$ para tener el mismo ciclo de trabajo 50% y un capacitor de 2nF para cumplir la siguiente fórmula

$$f = \frac{0.33}{RC}$$

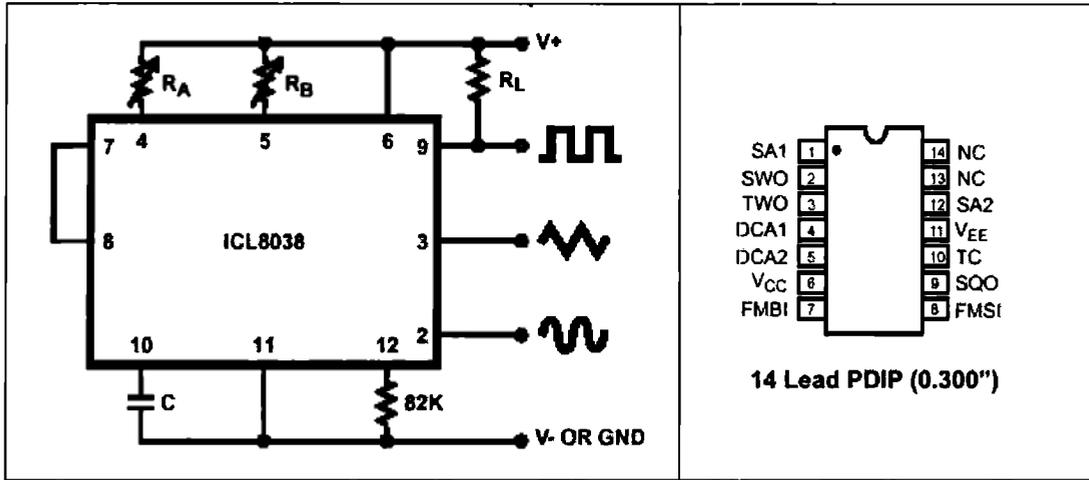


Figura 14

Una vez obtenida la señal senoidal a la salida del ICL8038, ésta es inyectada a un convertidor de corriente - voltaje que va a ser el encargado de suministrar la corriente al paciente.

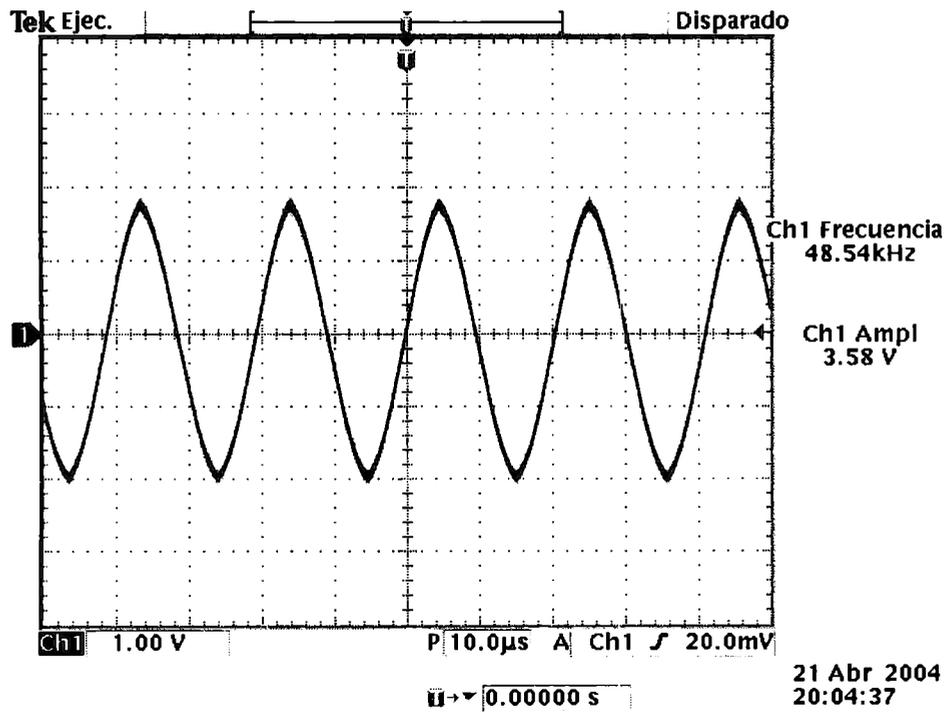


Figura 15

Salida del generador de onda senoidal ICL8038

3.1.1.2 Fuente de Corriente.

Convertidores de Voltaje-corriente

Un convertidor de voltaje a corriente es también conocido como amplificador de transconductancia. Acepta un voltaje de entrada V_i y saca una corriente del tipo $I_o = A V_i$. Donde A es la ganancia o sensibilidad del circuito en Amperes por Volt.

3.1.1.2.1 Convertidor con carga flotada

La fuente de corriente se fue modificando a lo largo del desarrollo del proyecto, primero se propuso una fuente con 3 op-amps que básicamente consistía de un seguidor de tensión, un amplificador con una ganancia $A_v = 2.2$, un capacitor de desacoplamiento y un potenciómetro que regula la corriente que pasa a través del cuerpo mediante la retroalimentación negativa del último op-amp. La configuración del último op-amp es la de un convertidor de voltaje corriente con carga flotada a manera de que el cuerpo se comporte como una carga flotada.

El circuito propuesto anteriormente (ver Pasquetti. A. Medidor de Composición Corporal) en su diagrama esquemático es el siguiente:

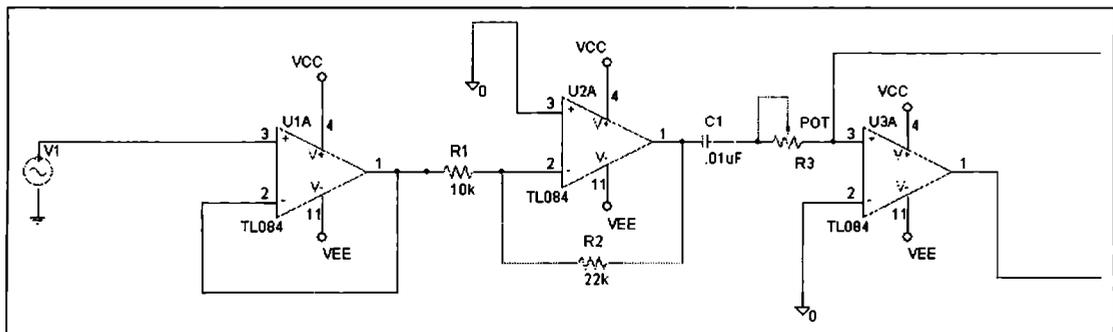


Figura 16

En el esquemático, (figura 16) para efectos de fácil simulación el generador de funciones XR8038 fue sustituido directamente por una fuente senoidal. La corriente que tenemos entre los extremos de la fuente está relacionada con el voltaje existente en

la pata 3 del amplificador con etiqueta UA1 dividido por la resistencia del potenciómetro R3.

Esta fuente de corriente presentó ciertos problemas en su funcionamiento, uno de ellos era que la corriente cambiaba al cambiar una resistencia eléctrica (500Ω) equivalente a la del cuerpo humano, por el paciente a medir. Es decir había problemas al probar con el cuerpo y probar con una resistencia. Otro de los problemas que nos llevó a cambiar de fuente fue que no era tan fácil medir la corriente real que estaba pasando a través del cuerpo, ya que no se tenía un punto de referencia en el cuerpo. Al cambiar a un convertidor de corriente voltaje con carga aterrizada esto se resolvió.

3.1.1.2.2 Convertidor con carga aterrizada

Para hacer mas sencillas las mediciones y debido a los problemas presentados ya en la práctica por la fuente de corriente anteriormente seleccionada, se propone el estudio de fuentes de corriente con cargas aterrizadas a tierra. En el proyecto se utilizó una fuente de corriente tipo Howland cuyo circuito base es el siguiente:

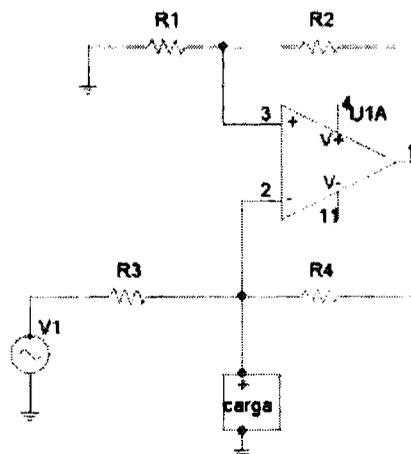


Figura 17

En este caso la salida es la corriente por la carga , I_0 , y R_4 se conecta al a salida del amplificador operacional. El circuito emplea tanto retroalimentación positiva via R_4 y retroalimentación negativa via R_2 . El propósito de la retroalimentación negativa es el

elevar la impedancia de salida efectiva del circuito, e idealmente, hacerla infinita, como se requiere para un comportamiento verdadero de fuente de corriente.

Determinamos la relación entre I_0 y V_i

$$I_0 = \frac{V_i - V_L}{R_3} + \frac{V_0 - V_L}{R_4} \quad (1)$$

Con V_0 denotando la salida del op amp. Nos interesa I_0 no V_0 y para “eliminarlo” observamos que el op amp actúa como amplificador no inversor con respecto a V_L

$$V_0 = \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) V_L \quad (2)$$

Eliminando V_0 y reorganizando se puede poner I_0 de forma:

$$I_0 = \frac{V_i}{R_3} - \frac{V_L}{R_0} \quad (3) \quad \text{donde} \quad R_0 = \frac{R_4}{R_4/R_3 - R_2/R_1} \quad (4)$$

Para un verdadero comportamiento de fuente de corriente I_0 debe ser independiente de V_L esto es R_0 debe de ser infinito. Entonces, para alcanzar que $R_0 =$ infinito se debe hacer $R_4/R_3 - R_2/R_1 = 0$ esto es $\frac{R_4}{R_3} = \frac{R_2}{R_1}$ hace que se simplifique la ecuación 3 a

$$I_0 = \left(\frac{1}{R_3}\right) V_i \quad (5)$$

Esto es, la corriente de salida se vuelve independiente del voltaje en la carga, obviamente cosa necesaria para una verdadera fuente de corriente. La ganancia de la fuente es $1/R_3$. Con V_i en el rango de volts, con R_3 en el rango de los kohms kO tendremos corrientes de salida del orden de los mA, y escogiendo R_3 en el rango de MO tendremos corrientes de salida del orden de los μ A.

Dependiendo de las condiciones del diseño, el circuito propuesto anteriormente puede ser un poco gastador en términos de poder. Por ejemplo, consideremos en la ecuación 5 a $V_i=1$ V, $R_1=R_3=1$ KO y $R_2=R_4=100$ O, y suponemos que la carga es tal que $V_L=10$ V. De acuerdo a esta ecuación (5) $I_0 = 1$ mA. Hay que observar que $I_{R3} = (V_L - V_i)/R_3 = (10-1)/1=9$ mA, indicando que el op amp esencialmente tiene que desperdiciar 9mA a través de R_3 sólo para entregar 1 mA a la carga bajo ciertas condiciones. Este ineficiente uso de potencia puede ser evitado con la modificación propuesta donde la resistencia R_4 se reemplaza por unas resistencias $R_{4A}+R_{4B}$ donde la corriente de salida se deriva del nodo donde las dos resistencias se encuentran

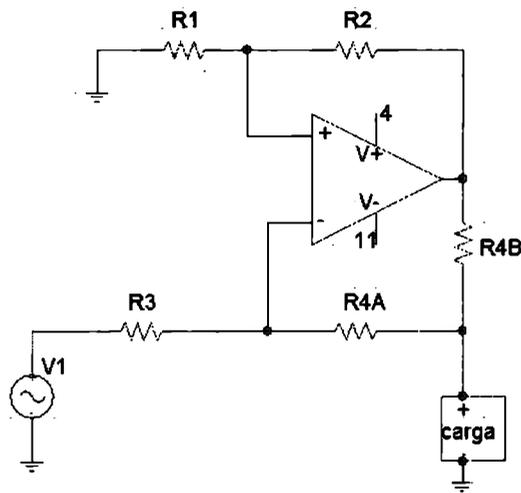


Figura 18

Si es que $\frac{R_{4A} + R_{4B}}{R_3} = \frac{R_2}{R_1}$ el circuito tendrá el siguiente comportamiento

$$I_0 = \left(\frac{R_2}{R_1} \frac{1}{R_{4B}} \right) V_i$$

Los valores calculados con los cuales se obtuvo una corriente de 800uA fueron:
 $R_1=R_3=4.7$ K y $R_2=R_4=2.2$ K

La corriente es inyectada al paciente por medio de dos electodos en la forma

equivalente a la figura 4. De esta forma la corriente pasará a través del cuerpo y pasaremos a la siguiente etapa que es la recuperación del voltaje generado.

3.1.1.3 Amplificador de Instrumentación

El amplificador de instrumentación permite obtener la medición del voltaje generado en los electrodos interiores del paciente de acuerdo a la medición tetrapolar (ver figura 4). En el semestre se probaron diferentes configuraciones básicas de tres amplificadores de instrumentación, finalmente se obtuvo el amplificador de instrumentación integrado INA 128 de Texas Instruments.

El INA 128 es un amplificador de instrumentación despropósito general, baja potencia y ofrece bastante precisión. Su diseño está constituido de 3 op-amps y su pequeño tamaño lo hace ideal para una gran variedad de aplicaciones. Su diseño lo permite operar a un amplio rango de frecuencias conservando una buena ganancia (200KHz G=100). Con una sola resistencia podemos ajustar la ganancia del amplificador desde 1, hasta 10 000.

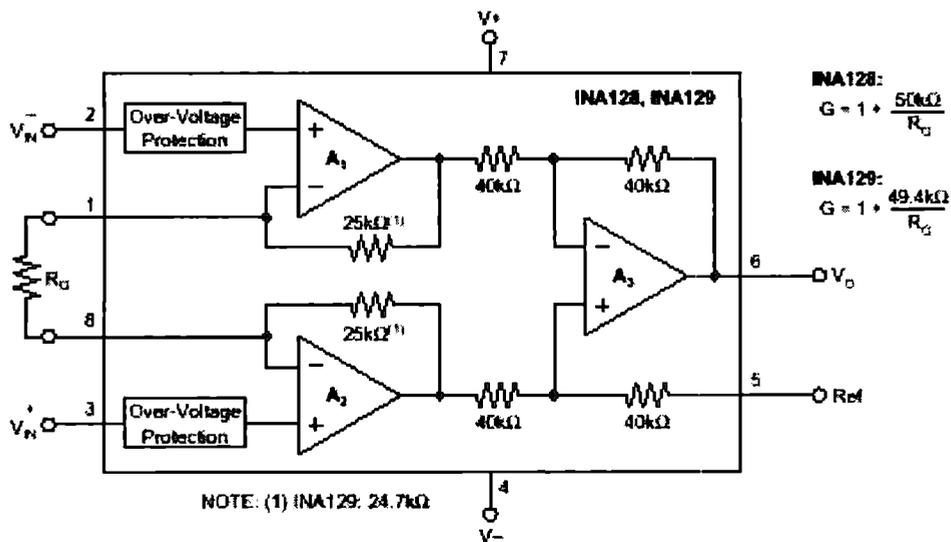


Figura 19
Amplificador de Instrumentación INA 128

En el proyecto, se ajustó el amplificador de instrumentación para obtener una ganancia G=9. De esta manera el voltaje a medir en los electrodos del paciente de

alrededor de 450mV se amplificaba a un valor de aproximadamente 4 volts. Así como amplificamos el voltaje obtenido, éste se amplifica con el ruido, por lo que en la siguiente etapa filtramos el ruido. En la salida del amplificador de instrumentación obtenemos la siguiente señal.

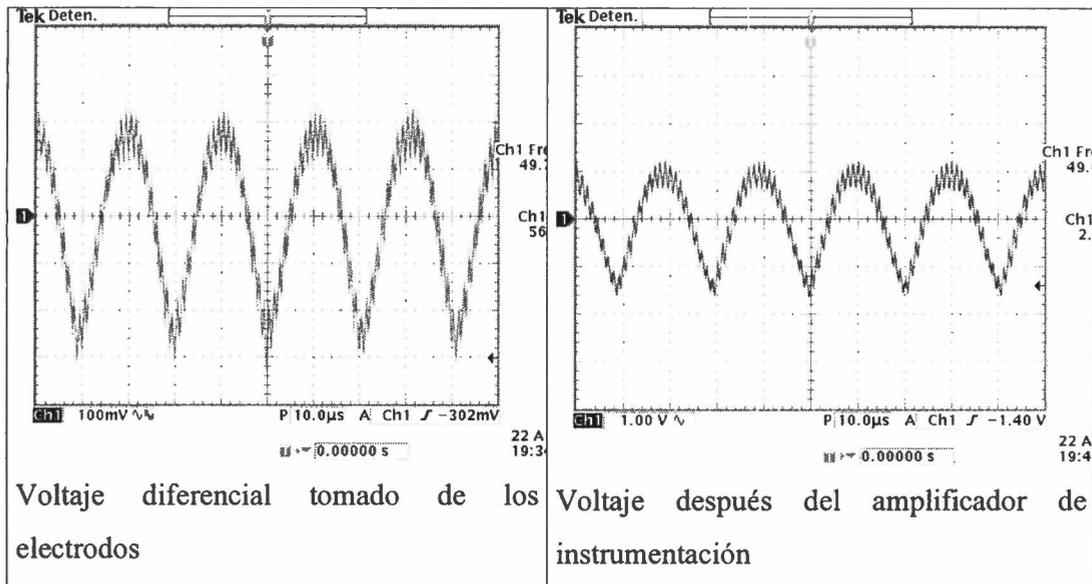


Figura 20

3.1.1.4 Filtro pasabajos

A la salida del amplificador de instrumentación, la señal senoidal la pasamos por un filtro pasabajos con frecuencia de corte de 50KHz, de esta forma limpiamos la señal para poder mandarla al convertidor analógico-digital

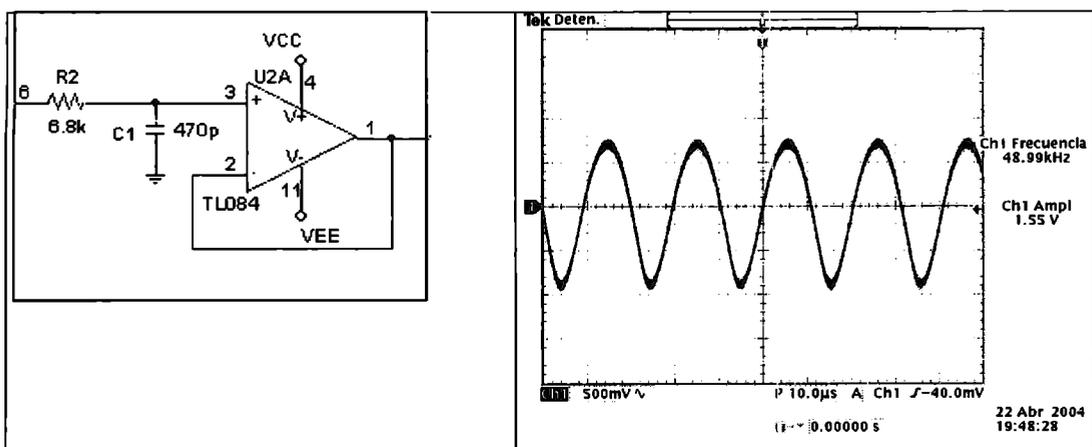


Figura 21

La configuración del filtro y la señal a su salida las podemos ver en las dos figuras anteriores. El nivel de la señal de salida no es el óptimo por lo que lo ajustamos con otro amplificador con ganancia $A_v=2$, esto es debido a que para sensar la señal, la pasamos por un puente de diodos y tomamos su valor directamente en DC en el convertidor analógico digital.

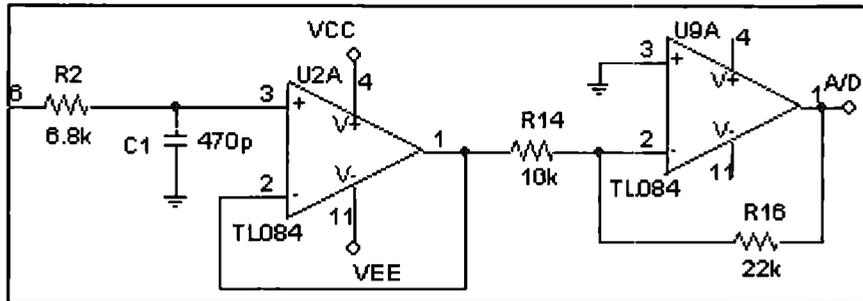


Figura 22

3.1.1.5 Detección de Fase

Al ser obtenida la magnitud del voltaje generado por el cuerpo al pasar a través de él una corriente, la otra parte de la medición consiste en obtener el ángulo de defasamiento entre el voltaje y la corriente. Para esto utilizamos un comparador LM311 cuya entrada es directamente la onda senoidal producida por nuestro generador el XR8038. El comparador correspondiente pondrá la señal senoidal en cuadratura.

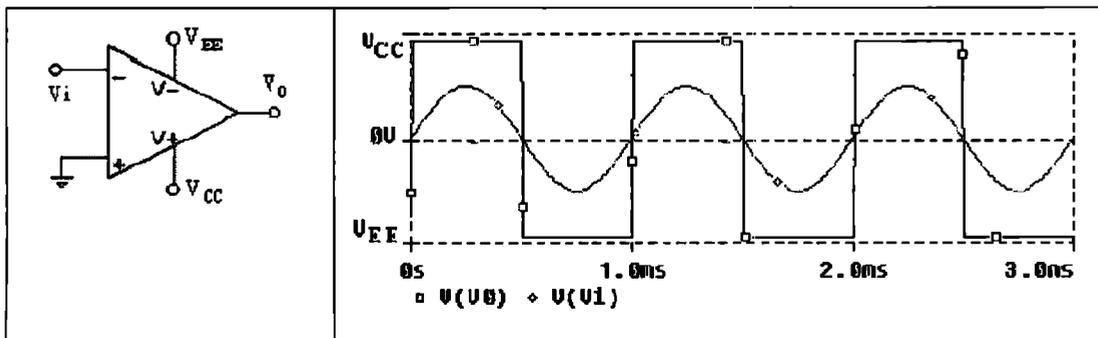


Figura 23

Para conocer el defasamiento del voltaje utilizamos un comparador con histéresis cuya ventana es de 200mV. Esta ventana de histéresis nos ayuda a eliminar el ruido que viene con la señal obtenida de los electrodos de voltaje en la medición tetrapolar. La topología del comparador con histéresis es la siguiente

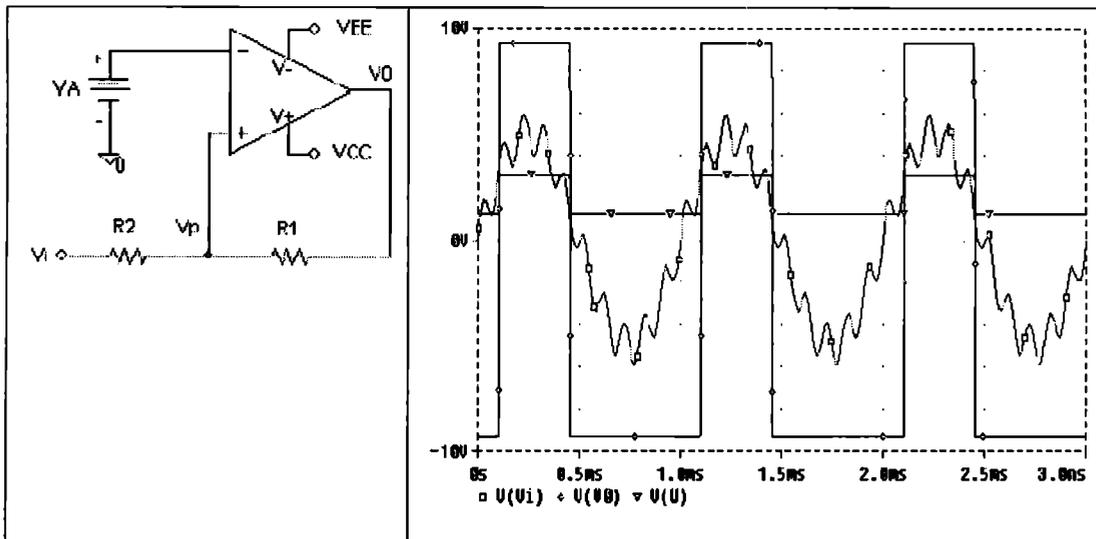


Figura 24

En las topologías de los comparadores, la salida debe de tener una resistencia de pull-up ya que se utilizaron comparadores LM311. Es necesario acondicionar la señal a niveles TTL porque en la siguiente etapa, las salidas en cuadratura se inyectan a una compuerta XOR para realizar una modulación en PWM que nos permitirá obtener un voltaje equivalente al defasamiento de las dos señales. Se seleccionó una resistencia de pull-up de $1K\Omega$ conectada a 5V y a la salida de cada uno de los comparadores.

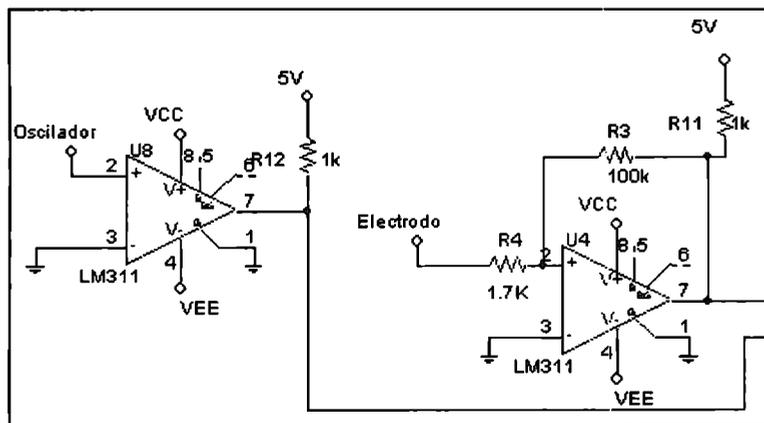


Figura 25

Ya que la señal es inyectada a la compuerta XOR, la salida de la compuerta nos da una forma de onda en PWM que podemos convertir a un valor de DC equivalente mediante un filtro pasabajos.

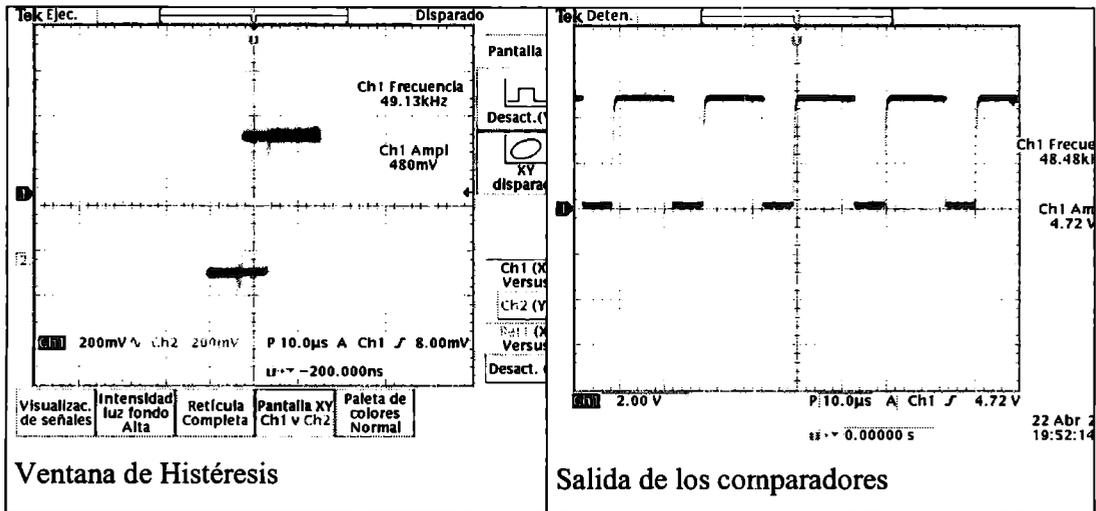


Figura 26

Cuando obtenemos la forma de onda en la salida de la compuerta XOR, debemos recordar que la frecuencia con la que estamos trabajando es de 50KHz y como necesitamos la componente de DC de dicha señal, lo que hacemos es pasarla por un filtro pasabajos con una frecuencia de corte de 1KHz. De esta manera obtenemos la componente de DC de la señal.

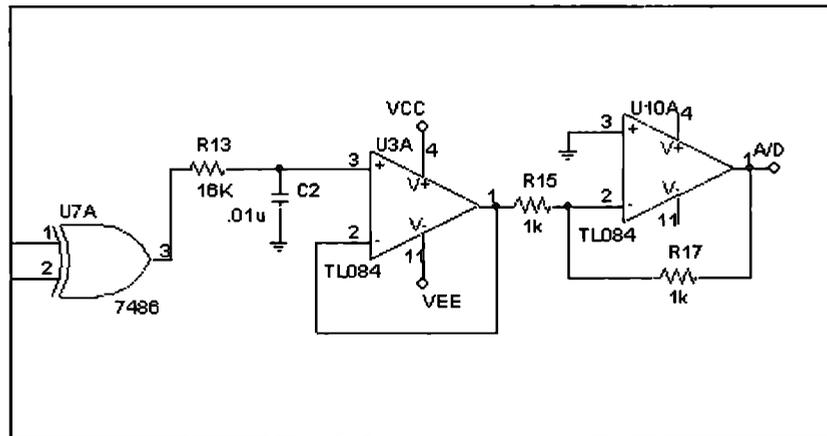


Figura 27

Una vez que tenemos la amplitud equivalente al defasamiento medido en la impedancia presentada por el paciente, amplificamos esta magnitud con el fin de situar la señal en los niveles de DC necesarios para el convertidor analógico digital.

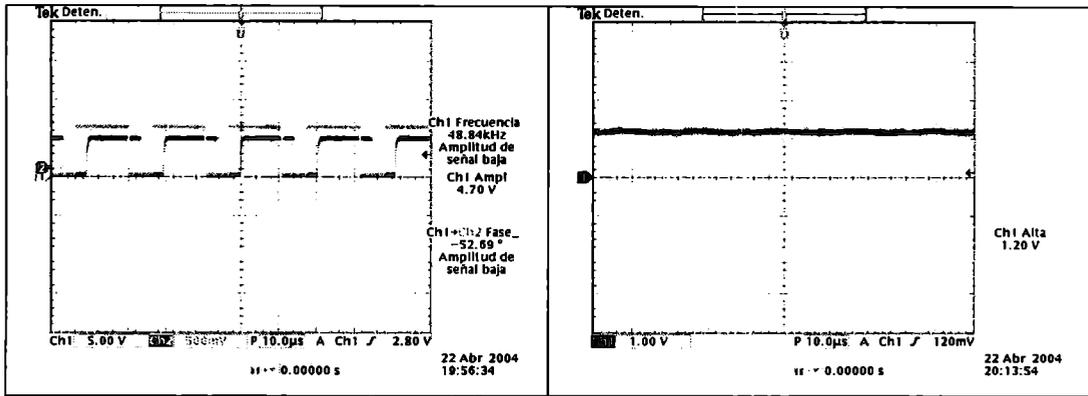


Figura 28

Una vez explicados cada parte de la etapa analógica, el diagrama completo es el siguiente:

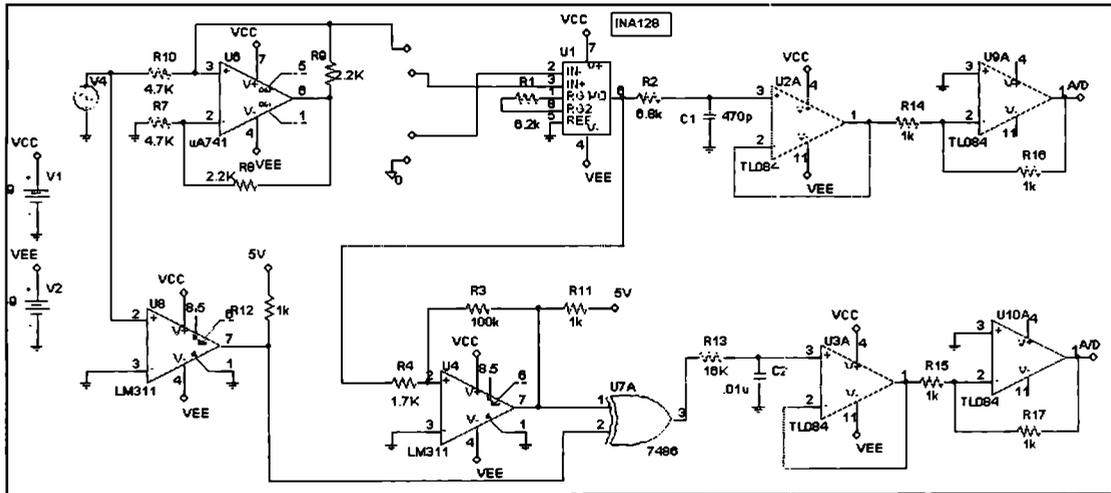


Figura 29

3.1.2 Etapa Digital

La etapa digital del proyecto consiste en muestrear los valores de voltaje producidos por el cuerpo, así como también el ángulo de desfase que se produce entre las señales de voltaje y de corriente (efecto capacitivo de las membranas celulares). Estos valores junto con otros datos del paciente (edad, estatura, sexo, etc) son ingresados en un microcontrolador para poder calcular mediante una fórmula valores característicos del cuerpo tales como distribución de fluidos intra y extracelulares o masa libre de grasa, por mencionar solo algunos.

Los datos del paciente (edad, estatura, sexo, etc.) son ingresados al micro por medio de un teclado matricial 4 X 4. Estos datos y el resultado de la prueba son mostrados a través de un display de pantalla líquida.

Todos estos dispositivos así como también los necesarios para que estas funciones correctamente serán explicados uno por uno dentro de este capítulo.

3.1.2.1 Microcontrolador 89C52

El microcontrolador que se empleó para este proyecto es el 89C52 de Atmel. Las principales características de este microcontrolador son las siguientes:

- Memoria Flash reprogramable de 8 KBytes.
- Memoria interna RAM 256 Bytes.
- 32 líneas I/O programables
- 3 Timers/contadores de 16 bits
- 8 fuentes de interrupción
- Canal serial programable

Elegimos este dispositivo al ser de la familia del 8051, el cual es con el que estamos familiarizados y hemos acumulado cierta experiencia al trabajar con él. El microcontrolador es el encargado de calcular datos como distribución de fluidos intra y extracelulares o FFM por medio de datos del paciente y de la impedancia del mismo. Esta es su principal función pero también se encarga de controlar los dispositivos que se

comunican con el usuario como lo son el display y el teclado. El código del programa de este dispositivo será incluido como el anexo E al final de este documento.

3.1.2.2 Teclado Matricial

El teclado matricial empleado es de 4 X 4 (4 filas y cuatro columnas para un total de 16 teclas). Mediante este dispositivo el usuario ingresará los datos del paciente para poder realizar el cálculo de ciertas características del cuerpo. Para que el microcontrolador sepa que tecla se ha oprimido, se utilizó un decodificador de teclado, el 74C922. Este decodificador elimina el rebote de la tecla y nos entrega el número de la tecla que se oprimió en un formato digital de 4 bits. También tiene un bit que nos indica si una tecla esta siendo oprimida o si ninguna tecla se está oprimiendo. Este bit se conecta directamente al microcontrolador para poder hacer una lectura del teclado más eficiente.

1	2	3	4
5	6	7	8
9	0		

Figura 30

De las 16 teclas disponibles solo se hará uso de 11. 10 dígitos y un enter. En caso de error al ingresar los datos se deberá de volver a empezar dando un reset. La tecla de reset es una tecla que se encuentra aparte.

3.1.2.3 Display

El display es el encargado junto con el teclado de interactuar con el usuario. En el display se mostrarán una serie de preguntas sobre el peso y estatura del paciente para que dichos datos sean ingresados mediante el teclado matricial. El display que se utilizó es un display de cristal líquido (LCD).

El LCD tiene un aspecto físico como el mostrado en la figura 1. Está constituido por un circuito impreso en el que están integrados los controladores del display y los pines para la conexión del display. Sobre el circuito impreso se encuentra el LCD en sí, rodeado por una estructura metálica que lo protege. En total se pueden visualizar 2 líneas de 16 caracteres cada una, es decir, $2 \times 16 = 32$ caracteres, como se muestra en la figura 2.

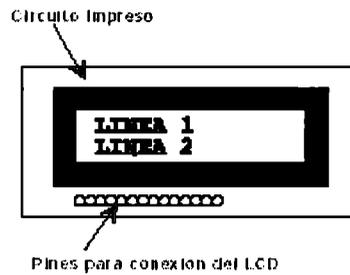


Figura 31



Figura 31

La tensión nominal de alimentación es de 5V, con un consumo menor de 5mA. El LCD dispone de una matriz de 5x8 puntos para representar cada carácter. En total se pueden representar 256 caracteres diferentes. 240 caracteres están grabados dentro del LCD y representan las letras mayúsculas, minúsculas, signos de puntuación, números, etc... Existen 8 caracteres que pueden ser definidos por el usuario. En la figura 3 se muestra gráficamente cómo es la matriz de representación de los caracteres. Se ha dibujado el carácter A y un carácter definido por el usuario.

3.1.2.4 ADC

Una parte elemental del proyecto son los convertidores analógicos digitales los cuales van a censar los voltajes (generados por la impedancia del cuerpo y la corriente que hacemos circular a través de él) y el desfaseamiento entre nuestra señal de voltaje y

la corriente inyectada en el cuerpo. La lectura del voltaje viene precedida de un puente de diodos para convertir la señal.

Para realizar esta tarea se seleccionó el convertidor **TLC0820AC** de TI, el cual nos da las siguientes características:

- Resolución de 8 bits
- Interfaz en paralelo para μ
- Tiempo de conversión 2.5 μ s
- Alimentación de 5 V

La conexión del dispositivo se realizó de acuerdo al siguiente diagrama de conexión de los pines del ADC:

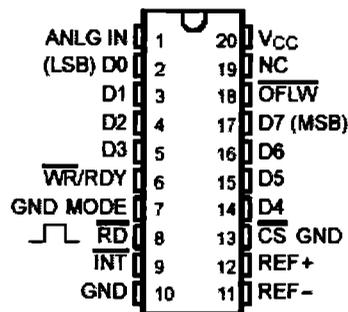


Figura 33

PIN	NOMBRE	CONEXION
1	Entrada Analógica	Señal de voltaje o fase
2	D0	Microcontrolador
3	D1	Microcontrolador
4	D2	Microcontrolador
5	D3	Microcontrolador
6	WR / RDY	Sin conexión
7	MODE	5 V
8	RD	Microcontrolador
9	INT	Microcontrolador

10	GND	GND
11	REF -	GND
12	REF +	5 V
13	CS	GND
14	D4	Microcontrolador
15	D5	Microcontrolador
16	D6	Microcontrolador
17	D7	Microcontrolador
19	OFLW	Sin conexión
19	NC	Sin conexión
20	VCC	5 V

El dispositivo opera en dos modos, modo de lectura (solamente) y modo de escritura-lectura. En nuestro caso trabajaremos con el modo de escritura-lectura por ser el que mejor se adecua a nuestras necesidades.

3.2.2.5 Software

El código del programa utilizado para este proyecto se encuentra anexo a este documento. En este apartado se explicará mediante un diagrama de flujo los pasos que sigue el programa para calcular la masa libre de grasa (FFM).

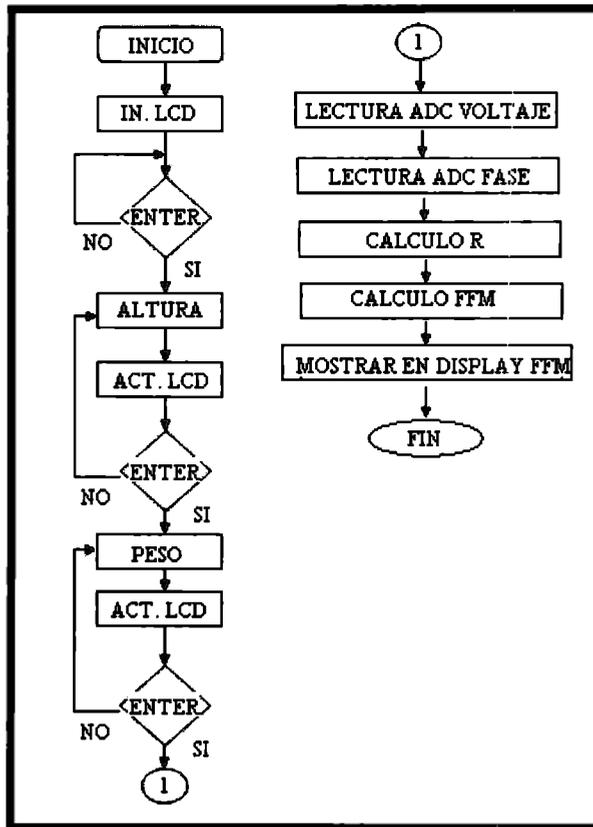


Figura 34

Cuando el micro es alimentado lo primero que hace es inicializar el display para poder tener comunicación con el usuario. Inmediatamente se pone en espera de recibir un enter proveniente del teclado. Cuando recibe el enter pide al usuario que ingrese la altura del individuo que va a ser evaluado en ese momento y nuevamente se pone en espera de otro enter. Cuando recibe un segundo enter pregunta ahora por el valor del peso del paciente y espera por un tercer enter. Cuando este último enter es recibido automáticamente realiza la lectura del ADC equivalente al voltaje producido por el cuerpo del paciente y realiza una nueva lectura que es la del desfase entre la señal de voltaje y la de corriente. Cuando recibe estos datos calcula la resistencia del cuerpo e ingresa los datos recibidos (altura, peso y resistencia) en una fórmula para determinar la FFM.

3.2 Validación del dispositivo.

Para hacer la validación del aparato realizado se toman en cuenta las mediciones realizadas en la Unidad de Investigación Médica en Enfermedades Nefrológicas del Centro Médico Nacional Siglo XXI. Observamos los resultados de 4 pacientes y observamos el porcentaje de peso magro encontrado. En este caso tenemos el resultado de Erik Ortiz

Nombre: Erik Ortiz

Fecha: 20-04-04

Edad: 22

Medida cintura (cm): 82

Medida cadera (cm): 92

Actividad Física: media

RESULTADO	IDEAL
PESO(KG): 62	61-66
TALLA (CM): 172	
IMC(%): 21	20-25
% GRASA: 13.1	12-18%
PESO GRASA (KG): 8.1	8-12
PESO MAGRO (KG): 53.9	52-56
AGUA TOTAL CORPORAL (%): 61.6	55-65%
AGUA INTRACEL (L): 21.5	
AGUA EXTRACEL (L): 16.1	
INDICE IMPEDANCIA .79	
MASA CELULAR: 30.7	

La validación consiste en comparar el resultado de PESO MAGRO (KG) con el que se obtiene en el dispositivo.

Los datos que se le piden al paciente usando el dispositivo del Centro Médico son: peso, estatura, edad, medida cintura (cm) medida cadera (cm) y actividad física: baja, media y alta.

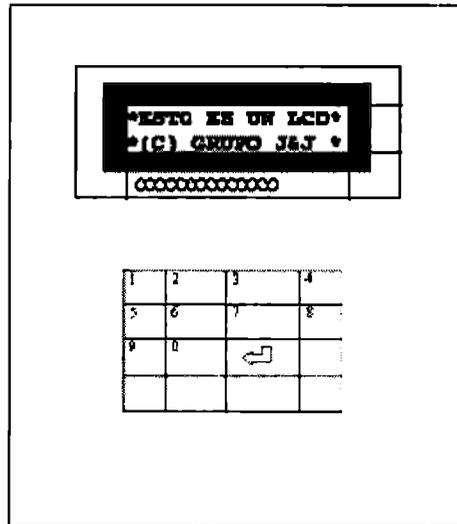
3.3 Conclusiones

- Se tomaron en consideración y sirvieron para el desarrollo del proyecto las entrevistas con los especialistas en bioimpedancia.
- El Doctor Paniagua y la Licenciada en Nutrición Dubraika Sánchez proporcionaron suficiente retroalimentación en cuanto a las ventajas y diferencias de los equipos actuales que se distribuyen en México, lo cual nos ayudó para decidir la incorporación del teclado matricial.
- El Ingeniero Enrique Hernández Matos nos proporcionó información relevante en cuanto al funcionamiento de los aparatos para medir bioimpedancia, gracias a sus publicaciones ya que con anterioridad había hecho un prototipo, el cual nos comentó que no tenía la parte digital necesaria para automatizar el impedanciómetro y hacer los cálculos necesarios. La incorporación de la parte digital a nuestro modelo permite automatizar los cálculos y desplegar en pantalla resultados finales.
- En la bioimpedancia encontramos que hay métodos que incorporan diferentes frecuencias de medición simultáneamente, nuestro modelo fue diseñado para trabajar con una sola frecuencia, por lo que para futuros proyectos se puede valorar opciones para un barrido multifrecuencia.
- Sin duda que la obtención de las fórmulas fue uno de los factores que más detuvo el alcance del proyecto debido a que son la base para entregar los cálculos del paciente. Lo difícil es la obtención, ya que teniéndolas se puede modificar el programa y pedir los parámetros necesarios para realizar la medición. Esto es porque el equipo realizado es capaz de medir un voltaje del cuerpo (impedancia al dividir entre la corriente) y detectar el desfaseamiento entre las dos señales encontradas en el cuerpo (corriente y voltaje).

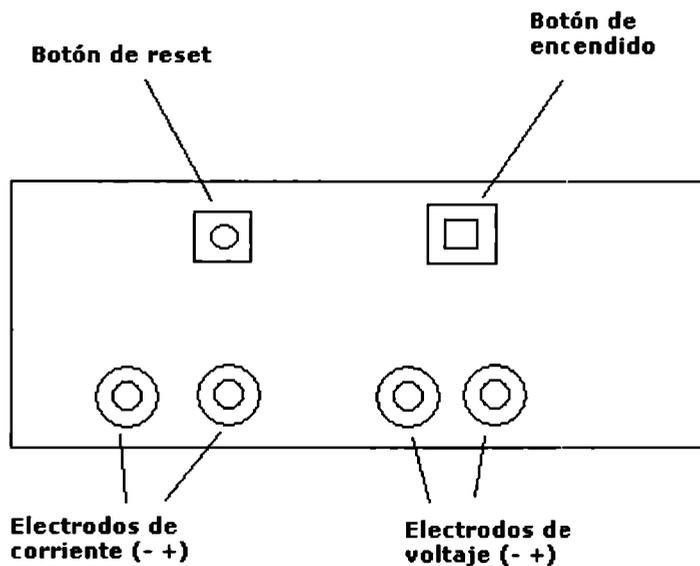
- Creemos que el desarrollo de un proyecto de ingeniería es muy importante para llevar a cabo todo lo aprendido en la carrera. Las habilidades necesarias para definir, planear y realizar un proyecto fueron desarrolladas en la medida de lo posible. Nos hicimos consciente de nuestro potencial así como de las limitaciones.

ANEXO A: Manual de usuario

El dispositivo cuenta con un display y un teclado para comunicación con el usuario:



Vista superior del dispositivo.



Vista frontal del dispositivo.

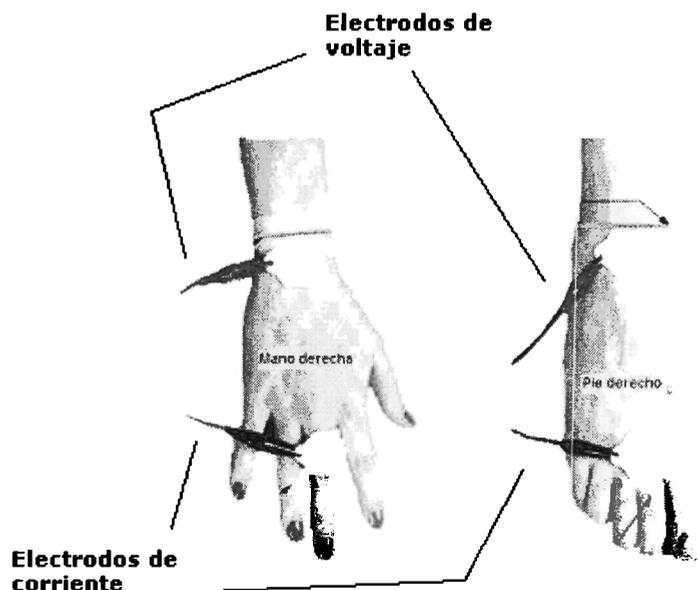
Pasos a seguir para un buen funcionamiento del impedanciómetro

1- Condiciones para el individuo

- El sujeto se debe quitar el zapato derecho y el calcetín (generalmente el estudio se lleva a cabo en la parte derecha del cuerpo). El lado del cuerpo donde se realice el estudio (derecho o izquierdo) debe de ser el mismo para pruebas posteriores.

- El sujeto debe recostarse con los brazos a 30° del cuerpo y con las piernas separadas para evitar que se toquen. Se deben remover las joyas del lado del cuerpo donde se realice la prueba.
- Los sitios donde se colocan los electrodos deben de ser limpiados con alcohol, sobretodo si la piel esta seca o cubierta con loción.
- Asegurarse de que los electrodos estén adheridos al sujeto como se muestra en la ilustración.
- Realizar la prueba y asegurarse de que el sujeto permanezca inmóvil durante la duración de la misma.
- Remover los electrodos y cables del sujeto teniendo cuidado de no lastimar su piel.

2-Colocar los cables banana-caimán conforme muestra el esquema en su vista frontal, a su vez colocando los electrodos como se muestra en la figura



El electrodo de voltaje – va al pie. El electrodo de corriente – va al pie.

3- Encienda el dispositivo

4- Pulse el botón de reset

5- Por medio del display se le pedirá el peso del paciente. Introduzca el peso del paciente y posteriormente pulse el botón de enter, el cual será el botón A

5- Por medio del display se le pedirá la altura del paciente. Introduzca la altura del paciente y posteriormente pulse el botón de enter, el cual será el botón A

6- Finalmente por el display aparecerá la masa libre de grasa del paciente. Si requiere hacer una nueva medición sólo pulse el botón de reset

Anexo B

Entrevista con el doctor Paniagua

El Viernes 3 de Octubre a las 11:00 hrs nos entrevistamos en compañía de nuestro asesor Francisco Cruz con el Doctor Paniagua, especialista en padecimientos renales del Centro de Investigación del Centro Médico Siglo XXI

En la entrevista le platicamos al Doctor acerca del proyecto, que es realizar un impedanciómetro para la medición de la composición corporal pero se necesitaba saber exactamente qué datos eran los mas útiles para la aplicación en afecciones renales. Ya se sabía que los aparatos actuales dan información de los porcentajes de grasa, de lo que es masa magra, de los que es magro seco y del porcentaje de agua.

El Doctor explicó lo que es la impedanciometría, el principio de funcionamiento. Lo que es la Bioimpedancia y que existe una relación con el peso, género y medidas del paciente aplicables en fórmulas desarrolladas para conocer la composición Corporal. También habló de otros métodos que existen para conocer la composición corporal de los pacientes como es la dilución de isótopos radioactivos en el cuerpo o la técnica de inmersión en fluidos.

Fue cuestionado acerca de las aplicaciones que tienen los resultados de BIA (Bioelectrical Impedance Analysis), para qué lo usan en el Centro Médico en el estudio de afecciones renales y exactamente qué variables son las importantes. El Doctor respondió que la variable de interés en el estudio de las afecciones renales es el agua extracelular en el cuerpo humano ECW (extra cellular water) ya que con esta medida se puede saber si el paciente está eliminando correctamente el agua de si cuerpo o la está acumulando de manera indebida.

Si el paciente acumula más del 10% requerido de agua extracelular en su cuerpo y se forma un edema, entonces el paciente tiene insuficiencia renal. Ésta acumulación

de agua extracelular le causa problemas graves al paciente que lo dejan al límite en su salud.

La acumulación excesiva de agua extracelular hace que los pacientes desarrollen insuficiencia renal, insuficiencia cardiaca porque se vuelven obesos y por lo tanto afecta a todo el organismo. Los pacientes con este padecimiento se atienden con tratamientos como diálisis peritoneal, donde el paciente es dializado por medio de un catéter conectado directamente a la parte peritoneal. El paciente se conecta bolsas que contienen agua de alta pureza y elementos como glucosa al 1.5%, Sodio, Calcio, Potasio, Magnesio y diferentes cantidades según el paciente y están amortizadas con lactato y acetato.

Se le preguntó al doctor acerca de los aparatos actuales, las limitaciones que presenten, las mejoras que se les pueden hacer y la calidad de sus resultados. El Doctor parecía estar muy satisfecho con los equipos actuales, en el Centro Médico cuentan con un modelo 4000 de la marca BodyStat® que costo alrededor de \$60 000 pesos. Mencionó que existen otros modelos pero que esa marca (BodyStat®) es la mejor en cuanto a calidad y precisión de los resultados y que es la más comercial del mercado. Le preguntamos acerca de otros aparatos como los de marca Tanita® y nos comentó que no eran tan buenos como BodyStat®, principalmente porque son mas orientados a análisis nutricional, debido a que son también básculas y la técnica BIA es realizada con una aproximación que no le parecía cien por ciento confiable, ya que solamente sacan la impedancia entre dos piernas o la parte inferior del cuerpo y aproximan el resto.

El Doctor Paniagua nos comentó que para enriquecer el proyecto podríamos agregarle la integración de una fórmula para aproximar la composición corporal de la población mexicana, para esto sería necesario llevar a cabo un estudio con diferentes pacientes y personas sanas mexicanas. Con un proceso alternativo que no sea la BIA, puede ser mediante la disolución de isótopos radiactivos y después aplicar mínimos cuadrados o un método numérico para obtener una nueva fórmula. Nos comentó que sólo hacen falta fondos para llevar a cabo el estudio pero que podríamos plantear el proyecto al CONACYT o a la Fundación Carlos Slim. Lo anterior lo comentamos con nuestros asesores de proyecto y nos dijeron que si podemos, calendarizemos ésta actividad en el proyecto actual, de lo contrario nos saldríamos del objetivo y se nos

puede pasar el tiempo sin llegar a nada concreto, por lo que esto no es una ruta crítica para el proyecto.

El Doctor Paniagua también nos habló de otro proyecto que consiste en el monitoreo de pacientes en diálisis, ya que a los pacientes se les mandan las dotaciones de bolsas para dializarse en sus casas pero que sospechan que no lo están haciendo las veces necesarias ya que no muestran avances, y en lugar de utilizar el cien por ciento de la dotación, sólo acupan algunas y el resto las venden, esto ocasiona un mercado negro importante ya que las bolsas no son baratas y también ocasiona el agravamiento de la salud del paciente. Esto nos resultó muy interesante para otro proyecto que pudiera realizar en algún otro semestre otro equipo.

Al final de la entrevista el Doctor Paniagua nos brindó todo el apoyo que nos pudiera dar en el desarrollo de nuestro proyecto y nos dijo que él podría validar si el aparato sirve o no sirve. También nos mandó al laboratorio donde tenían el aparato del Centro Médico, el BodyStat 4000 y le preguntamos a las personas que lo operan que nos comentaran acerca de su funcionamiento y sus limitaciones. Curiosamente nos comentaron que utilizan electrodos diferentes a los que vienen originalmente con el aparato pero que verificaron alrededor de diez veces los resultados utilizando ambos electrodos, nos dijeron que los resultados eran iguales, no variaban de la utilización de unos electrodos a otros. Nos dijeron que sería bueno que se pudieran ingresar los datos por teclado y que también pudiera funcionar con luz eléctrica ya que sólo funciona con baterías. Las conclusiones o puntos importantes después de la plática fueron los siguientes.

- La necesidad del desarrollo de una fórmula para la población mexicana. Este punto será discutido y si es posible calendarizado.
- Conocimos una aplicación a fondo de lo que es la impedanciometría aplicada a pacientes con problemas de insuficiencia renal (diálisis).
- Observamos el funcionamiento del BodyStat® modelo QUAD SCAN 4000

- Analizamos las limitaciones comentadas por la encargada de realizar los exámenes. Entre sus limitaciones nos comentó la falta de teclado para ingresar los datos, y la imposibilidad de utilizar el equipo directamente conectado a la energía eléctrica para ahorro de baterías.
- Se comentaron otros posibles proyectos.
- El doctor nos ofreció su colaboración para probar nuestro diseño una vez terminado, comparándolo con su equipo actual.

ANEXO C

Plática con la Nutrióloga Dubraika Sánchez Pichardo

El Jueves 9 de Octubre del 2003 platicamos con la Licenciada en Nutrición Dubraika Sánchez Pichardo, la cual nos mostró un impedanciómetro que utiliza para analizar la composición corporal de sus pacientes y con base en los resultados asignarles una dieta.

El equipo que tenía era un impedanciómetro de la marca BodyStat® modelo 1500 MDD, el cual nos comentó tuvo un costo de aproximadamente \$70 000.00 pesos. Durante la sesión para conocer el funcionamiento del aparato aplicó un examen de composición corporal a Pedro Meléndez y se utilizó la forma de medición tetrapolar con unos electrodos especiales de gel que vienen incluidos con el equipo.

En cuanto al uso de los electrodos nos comentó que tienen unos electrodos metálicos mas grandes para hacer las mediciones y que han probado el funcionamiento con los electrodos metálicos y los proporcionados con el equipo BodyStat® y los resultados no son diferentes, por lo que optaron realizar las mediciones con los electrodos metálicos ya que no son desechables.

Recalcó la importancia de estar acostado, quieto y tranquilo mientras se realiza la medición, la cual no se siente en lo absolutos y no dura mas que unos segundos. Acerca de las limitaciones que tiene con su equipo es que no se puede recargar y no se puede utilizar directamente conectado a la energía eléctrica, que no tiene un teclado para ingresar fácilmente los datos del paciente y que trae un software muy difícil de instalar y utilizar. Nuestro proyecto no tiene contemplado la creación de un software adicional cuando fue definido inicialmente pero si existe la posibilidad de crearlo debe ser muchos más fácil de usar y amigable que el que utiliza la marca Body Stat®. También nos comentó que en ocasiones arroja datos o mediciones incorrectas y tiene que repetir una y otra vez la prueba. De la plática obtuvimos algunos puntos importantes:

- Necesidad de incorporar un teclado matricial para el ingreso de datos a nuestro diseño.

- Capacidad de funcionamiento con energía eléctrica (esto lo discutimos pero analizando las implicaciones de seguridad no se hará).
- El equipo BodyStat® utiliza la medición tetrapolar y también utiliza 4 frecuencias diferentes de medición.
- El software integrado con el equipo BodyStat® presenta muchas dificultades para los usuarios
- El precio al cual el distribuidor en México vende los equipos BodyStat® es muy elevado. Éste equipo costó alrededor de setenta mil pesos.
- Las mediciones del equipo son muy precisas pero en ocasiones hay errores en la medición, esto puede ser debido a que no se usa exactamente como es debido o debido a que simplemente el equipo tiene limitaciones en su forma de medición.

ANEXO D

Entrevista con el Ing. Enrique Hernández Matos

El Viernes 7 de Noviembre del 2003, visitamos a Enrique Hernández Matos dentro de lo que consiste la calendarización y el avance del proyecto en cuanto las entrevistas con especialistas.

Enrique Hernández Matos es profesor de la Universidad Autónoma Metropolitana unidad Iztapalapa UAM-I en la carrera de Ingeniería Biomédica. Una de sus áreas de interés es la Impedanciometría.

En la plática que tuvimos le comentamos el propósito de nuestra visita y de lo que consistía la materia de proyectos. Desde el principio, el profesor Enrique fue muy accesible y nos proporcionó información valiosa para el desarrollo del proyecto. Las conclusiones a las que se llegaron fueron las siguientes.

- Todas las fórmulas que existen para calcular la composición corporal son empíricas, es decir, que los desarrollos de las fórmulas son hechas para grupos de personas en particular y siempre se obtiene una aproximación. Actualmente no existe una fórmula desarrollada para población mexicana y fisiológicamente la población americana y la latinoamericana son diferentes. Esto también nos lo mencionó el Doctor Paniagua.
- Con la plática con el profesor Enrique Hernández Matos conocimos más aplicaciones de la bioimpedancia que no solo aplican para medir la composición corporal, algunas de estas aplicaciones corresponden a la medición de circulación en diferentes partes del cuerpo para detectar si hay problemas circulatorios. Análisis rectal para pacientes que tengan infecciones en el intestino grueso y tejido necrosado
- Nos sugirió diseños para la etapa analógica, como es la fuente de corriente, el amplificador de instrumentación y el detector de fase. Éstos diseños se han simulado y se han discutido con el profesor José Castillo, quien nos dio opciones

de mejora y reemplazo, como por ejemplo reemplazar la etapa del amplificador de instrumentación a base de amplificadores operacionales (TL084), por un circuito integrado de instrumentación INA 101 de Texas Instruments. Este amplificador será pedido a la compañía ya que el profesor Castillo nos dijo que esto era mas recomendable.

- Es importante controlar el cambio de fase ocasionado por la etapa del amplificador de instrumentación y el filtro pasa banda de 50KHz para que la medición del detector de fase sea realizada correctamente.

ANEXO E

Resultados

UNIDAD DE INVESTIGACIÓN MÉDICA ^{IMPSEKX)}
 EN TERMI DADES NEFROLÓGICAS 3042-669
 H E C M N S X I IMSS 100 632
 COMPOSICIÓN CORPORAL 200 201
 NOMBRE CINTIA MENEZES
 FECHA 20-04-04

325

RESULTADO	IDEAL
PESO (Kg) 57 kg	53-57
TALLA (cm) 165	
IMC (%) 20.9	20-25
% GRASA (%) 26.3%	20-26%
PESO GRASA (Kg) 15	11-14
PESO MAGRO (Kg) 42	41-44
AGUA CORP. TOTAL (%) 52.5	50-60
AGUA INTRACEL (L) 15.8	
AGUA EXTRACEL (L) 13.9	

PESO 55 57

CINIFCADO = .81

% GRASA = 23.3%

20 26 %

PESO GRASA = 13.3 Kg

11-16 Kg

PESO MAGRO % 76.7

74-80

kg 43.7 kg

42-46 Kg

AGUA CORP. TOTAL (%) 53.3%

50-60%

AGUA INTRAC. (L) 16

AGUA EXTRAC (L) 14.1 LITROS

MAGRO 43.7 Kg

42 46 Kg

MAGRO SECO 13.3 Kg

AGUA LITROS 30.4

29-34 LITROS

AGUA EXTRAC % 24.7%

20%

AGUA INTRAC % 28.1%

30%

MASA CELULAR 22.9 Kg

44 AÑOS
 UNIDAD DE INVESTIGACIÓN MÉDICA EN ENFERMEDADES NEFROLÓGICAS
 H E C M N S XXI IMSS
 COMPOSICIÓN CORPORAL
 NOMBRE ANGELICA GARCÍA-CIESA
 FECHA 20-04-04

RESULTADO	IDEAL
PESO (Kg) 65.2	52-57
TALLA (cm) 155	
IMC (%) 27.1	20-25
% GRASA (%) 32.2%	22-28
PESO GRASA (Kg) 24.2	12-15
PESO MAGRO (Kg) 40.8	40-43
AGUA CORP. TOTAL (%) 48.9	50-60
AGUA INTRACEL (L) 17.3	
AGUA EXTRACEL (L) 14.9	

MAGRO 62.8% 72-78%
 MAGRO SECO 9.0Kg
 AGUA LITROS 31.8 33-39
 AGUA EXTRAC. l. 22.9% 20%
 AGUA INTRAC. l. 26.6% 30%
 MASA CÉLULAR 24.7Kg
 3^{er} ESPACIO - 0.4 LITROS
 NUTRILION 0.46 0.40
 ÍNDICE IMPEDANCIA 0.78

525 UNIDAD DE INVESTIGACIÓN MÉDICA C: 62
 EN ENFERMEDADES NEFROLÓGICAS
 526 H.E.C.M.N.S XXI IMSS C: 92
 COMPOSICIÓN CORPORAL
 NOMBRE ERIC ORTIZ
 FECHA 20.04.04
 EDAD 22

RESULTADO	IDEAL
PESO (kg) 62.5	61-66
TALLA (cm) 172	
IMC (%) 21	20-25
% GRASA (%) 13.1	12-18%
PESO GRASA (kg) 8.1	8-12
PESO MAGRO (kg) 53.7	52-56
AGUA CORP TOTAL (%) 66.6	55-65%
AGUA INTRACEL (L) 21.5	
AGUA EXTRACEL (L) 16.1	

MAGRO % = 86.9%

82-88%

MAGRO SECO = 15.7 Kg

AGUA LITROS = 38.2

37 40

AGUA EXTRAC. % = 26%

26%

AGUA INTRAC. % = 34.7%

34%

MASA CELULAR = 30.7

24 ESPACIO = 0.6 LITROS

NUTRICION = 0.43

0.43

INDICE IMPERMEABILIDAD = 0.79

REL. PESO/AGUA EXTRAC = 0.260

REL. PESO/AGUA INTRAC. = 0.347

UNIDAD DE INVESTIGACION MEDICA C 90
 EN ENFERMEDADES NEFROLOGICAS
 H.E.C.M.N. S XXI IMSS C=89
 COMPOSICIÓN CORPORAL
 NOMBRE FRANCISCO CRUZ
 FECHA 20-09-04

35 AÑOS

RESULTADO	IDEAL
PESO (Kg) 65	65-70
TALLA (cm) 173	
IMC (%) 22.7	20-25
% GRASA (%) 17.2	13-19%
PESO GRASA (Kg) 11.7	9-13
PESO MAGRO (Kg) 56.3	55-59
AGUA CORP TOTAL (%) 59.3%	55-65%
AGUA INTRACEL (L) 23	
AGUA EXTRACEL (L) 17	

MAGRO% 82.8% 81-87%
 MAGRO SECO (Kg) 16Kg
 AGUA LITROS 40.8 37-44 LITROS
 AGUA EXTRACEL % 25 26%
 AGUA INTRACEL % 33.8 34
 MASA CELULAR 32.9
 3^{er} ESPACIO .3 LITROS
 NUTRICION .43 .43
 INDICE IMPEDANCIA : .78
 REL. PESO/AGUA EXTRACEL .250
 REL. PESO/AGUA INTRACEL .338

ANEXO F

Programa del microcontrolador

ORG 0

BCD_MSB	EQU 43h
BCD_LSB	EQU 42h
BIN_MSB	EQU 41h
BIN_LSB	EQU 40h
ALTURA	EQU 45H
ALTURACUAD_MSB	EQU 46H
ALTURACUAD_LSB	EQU 47H
PESO	EQU 48H
Kaltura	EQU 49H
Kpeso	EQU 4AH
Kind	EQU 4BH
R_LSB	EQU 4CH
R_MSB	EQU 4DH
RESTA1_LSB	EQU 4EH
RESTA1_MSB	EQU 4FH
RES_LSB	EQU 50H
RES_MSB	EQU 51H
RESTA2_LSB	EQU 52H
RESTA2_MSB	EQU 53H
MULTI6_LSB	EQU 54H
MULTI6_MSB	EQU 55H
MULTI6TEMP_LSB	EQU 56H
MULTI6TEMP_MSB	EQU 57H
SUMA2	EQU 58H
D	EQU 59H
FFM1	EQU 5AH
FFM2	EQU 5BH
EN	EQU P3.7
RS	EQU P3.6

RW EQU P3.5
TEC EQU P3.4
CODIGO EQU P0
DATO EQU P1

MOV R1,#20H ;PUNTERO DE MEMORIA PARA PESO Y ESTATURA

MOV R2,#0 ;PUNTERO PARA NUMERO DE DIGITOS EN PESO

MOV 20H,#0

MOV 21H,#0

MOV 22H,#0

MOV 23H,#0 ;MEMORIA PARA PESO Y ESTATURA

MOV 24H,#0

MOV 25H,#0

MOV 26H,#0 ;ENTER

LCALL INIT_LCD ;INICIALIZACIÓN DEL LCD

LCALL CLEAR_LCD

SETB EN

CLR RS

CLR RW

MOV DATO,#080H

CLR EN

LCALL WAIT_LCD

SETB EN

CLR RS

CLR RW

MOV DATO,#06h

CLR EN

LCALL WAIT_LCD

**MOV A,#49H
CALL WRITE_TEXT**

**MOV A,#4DH
CALL WRITE_TEXT**

**MOV A,#50H
CALL WRITE_TEXT**

**MOV A,#45H ;PRIMER LETRERO DEL LCD:
IMPEDANCIOMETRIA**

CALL WRITE_TEXT

**MOV A,#44H
CALL WRITE_TEXT**

**MOV A,#41H
CALL WRITE_TEXT**

**MOV A,#4EH
CALL WRITE_TEXT**

**MOV A,#43H
CALL WRITE_TEXT**

**MOV A,#49H
CALL WRITE_TEXT**

**MOV A,#4FH
CALL WRITE_TEXT**

**MOV A,#4DH
CALL WRITE_TEXT**

MOV A,#45H
CALL WRITE_TEXT

MOV A,#54H
CALL WRITE_TEXT

MOV A,#52H
CALL WRITE_TEXT

MOV A,#49H
CALL WRITE_TEXT

MOV A,#41H
CALL WRITE_TEXT

ESPERAENTER:

JNB TEC,\$

JB TEC,\$

CALL SUPERTECLADO ;PRIMER ENTER PARA

ADQUISICIÓN DE DATOS

MOV A,#0

MOV A, 26H

CJNE A,#10000001b,ESPERAENTER

LCALL CLEAR_LCD

SETB EN

CLR RS

CLR RW

MOV DATO,#080H

CLR EN

LCALL WAIT_LCD

SETB EN

```

CLR RS
CLR RW
MOV DATO,#06h
CLR EN
LCALL WAIT_LCD

MOV A,#50H
CALL WRITE_TEXT

MOV A,#45H
CALL WRITE_TEXT

MOV A,#53H
CALL WRITE_TEXT

MOV A,#4FH
CALL WRITE_TEXT

MOV A,#20H
CALL WRITE_TEXT

MOV A,#28H
CALL WRITE_TEXT

MOV A,#4BH
CALL WRITE_TEXT

MOV A,#47H
CALL WRITE_TEXT

MOV A,#29H
CALL WRITE_TEXT

```

USUARIO

;PREGUNTA

PESO

MOV A,#3AH
CALL WRITE_TEXT

MOV A,#20H
CALL WRITE_TEXT

MOV A,#0
MOV 26H,#0
MOV R1,#20H ;PUNTERO DE MEMORIA PARA PESO Y
ESTATURA
MOV R2,#0 ;PUNTERO PARA NUMERO DE DIGITOS
EN PESO

ENTER:

JNB TEC,\$
JB TEC,\$
CALL SUPERTECLADO
INC R2
MOV A,26H
CJNE A,#1000001b,ENTER

CJNE R2,#4,AJUSTEDATOS EN MEMORIA
MOV 30H,#0
MOV 31H,20H ;AJUSTES PARA PASAR EL DATO
DE BCD A BINARIO
MOV 32H,21H
MOV 33H,22H

jmp brincasiguientebloque

AJUSTEDATOS EN MEMORIA:

MOV 30H,#0
MOV 31H,#0

MOV 32H,20H
MOV 33H,21H

brincasiguientebloque:

MOV A,#0
CALL BCDBINARIO
Mov 27H,A ; Peso en binario

LCALL CLEAR_LCD

SETB EN
CLR RS
CLR RW
MOV DATO,#080H
CLR EN
LCALL WAIT_LCD

SETB EN
CLR RS
CLR RW
MOV DATO,#06h
CLR EN
LCALL WAIT_LCD

MOV A,#41H
CALL WRITE_TEXT

MOV A,#4CH
CALL WRITE_TEXT

MOV A,#54H
CALL WRITE_TEXT

MOV A,#55H

CALL WRITE_TEXT

MOV A,#52H

CALL WRITE_TEXT

MOV A,#41H

CALL WRITE_TEXT

;PREGUNTA PARA

ADQUISICIÓN DE ALTURA DEL PACIENTE

MOV A,#20H

CALL WRITE_TEXT

MOV A,#28H

CALL WRITE_TEXT

MOV A,#6DH

CALL WRITE_TEXT

MOV A,#29H

CALL WRITE_TEXT

MOV A,#3AH

CALL WRITE_TEXT

MOV A,#20H

CALL WRITE_TEXT

MOV A,#0

MOV 26H,#0

MOV R1,#20H

;PUNTERO DE MEMORIA PARA PESO Y

ESTATURA

MOV R2,#0

;PUNTERO PARA NUMERO DE DIGITOS

EN ALTURA

ENTER2:

**JNB TEC,\$
JB TEC,\$
CALL SUPERTECLADO
INC R2
MOV A,26H
CJNE A,#1000001b,ENTER2**

**CJNE R2,#4,AJUSTEDATOS EN MEMORIA ALTA
MOV 30H,#0
MOV 31H,20H
MOV 32H,21H
MOV 33H,22H**

jmp brincasiguientebloquealtura

AJUSTEDATOS EN MEMORIA ALTA:

**MOV 30H,#0 ;AJUSTES PARA PASAR EL DATO DE
BCD A BINARIO
MOV 31H,#0
MOV 32H,20H
MOV 33H,21H**

brincasiguientebloquealtura:

**MOV A,#0
CALL BCDBINARIO
MOV 28H,A ; Estatura en binario**

CLR P3.2

CLR P3.3

CLR P3.3
SETB P3.3
SETB P3.3
SETB P3.3
CLR P3.3
CLR P3.3

MOV D,P2 ; ADQUISICIÓN DE DATO CORRESPONDIENTE
A VOLTAJE

MOV A,D
CLR C
SUBB A,#53
JNC BUSCALEBUSCALE
MOV R_MSB,#0
JMP EEEESOESTODOAMIGOS

BUSCALEBUSCALE:
MOV A,D
CLR C
SUBB A,#105
JNC BUSCALEBUSCALE1
MOV R_MSB,#1
JMP EEEESOESTODOAMIGOS

BUSCALEBUSCALE1:
MOV A,D
CLR C
SUBB A,#157
JNC BUSCALEBUSCALE2
MOV R_MSB,#2
JMP EEEESOESTODOAMIGOS

BUSCALEBUSCALE2:
MOV A,D

CLR C
SUBB A,#209
JNC BUSCALEBUSCALE3
MOV R_MSB,#3
JMP EEEESOESTODOAMIGOS

BUSCALEBUSCALE3:
MOV R_MSB,#4

EEESOESTODOAMIGOS:
MOV A,D
MOV DPTR,#1770H
MOVC A,@A+DPTR ;AQUI YA TENGO LA IMPEDANCIA
MOV R_LSB,A

SETB P3.2

CLR P3.3
CLR P3.3
SETB P3.3
SETB P3.3
SETB P3.3
CLR P3.3
CLR P3.3

MOV 5CH,P2
MOV ALTURA, 28H
MOV PESO,27H

MOV A,ALTURA
MOV B,ALTURA
MUL AB
MOV ALTURACUAD_LSB,A

MOV ALTURACUAD_MSB,B

MOV RESTA1_LSB,ALTURACUAD_LSB

MOV RESTA1_MSB,ALTURACUAD_MSB

MOV RESTA2_LSB,R_LSB

MOV RESTA2_MSB,R_MSB

CALL DIVISION16BITS

MOV MULTI6_LSB,R5

MOV MULTI6_MSB,R6

CALL MUL6

MOV RESTA1_LSB,MULTI6TEMP_LSB

MOV RESTA1_MSB,MULTI6TEMP_MSB

MOV RESTA2_LSB,#10

MOV RESTA2_MSB,#0

CALL DIVISION16BITS

MOV A,PESO

MOV B,#4

DIV AB

MOV SUMA2,A

INC SUMA2

MOV A,SUMA2

ADD A,R5 ;YA TENGO FFM EN EL ACUMULADOR

MOV BIN_MSB,#0

MOV BIN_LSB,A

CALL BIN_BCD

MOV A,32H

ORL A,#30H
MOV FFM1,A

MOV A,33H
ORL A,#30H
MOV FFM2,A

LCALL CLEAR_LCD

SETB EN
CLR RS
CLR RW
MOV DATO,#080H
CLR EN
LCALL WAIT_LCD

SETB EN
CLR RS
CLR RW
MOV DATO,#06h
CLR EN
LCALL WAIT_LCD

MOV A,#46H
CALL WRITE_TEXT

MOV A,#46H
CALL WRITE_TEXT

MOV A,#4DH
CALL WRITE_TEXT

MOV A,#20H
CALL WRITE_TEXT

```
MOV A,#28H
CALL WRITE_TEXT    ;FFM
```

```
MOV A,#4BH
CALL WRITE_TEXT
```

```
MOV A,#47H
CALL WRITE_TEXT
```

```
MOV A,#29H
CALL WRITE_TEXT
```

```
MOV A,#3AH
CALL WRITE_TEXT
```

```
MOV A,#20H
CALL WRITE_TEXT
```

```
MOV A,FFM1
CALL WRITE_TEXT
```

```
MOV A,FFM2
CALL WRITE_TEXT
```

```
    jmp $
```

```
WAIT_LCD:
```

```
    SETB EN
    CLR RS
    SETB RW
    MOV DATO,#0FFh
    MOV A,DATO
```

```
JB ACC.7, WAIT_LCD
CLR EN
CLR RW
RET
```

INIT_LCD:

```
SETB EN
CLR RS
MOV DATO, #38h
CLR EN
LCALL WAIT_LCD
SETB EN
CLR RS
MOV DATO, #0Eh
CLR EN
LCALL WAIT_LCD
SETB EN
CLR RS
MOV DATO, #06h
CLR EN
LCALL WAIT_LCD
RET
```

CLEAR_LCD:

```
SETB EN
CLR RS
MOV DATO, #01h
CLR EN
LCALL WAIT_LCD
RET
```

WRITE_TEXT:

```
SETB EN
SETB RS
MOV DATO, A
CLR EN
```

LCALL WAIT_LCD
RET

BIN_BCD:

MOV 30H,#0
MOV 31H,#0
MOV 32H,#0
MOV 33H,#0
OTRAAA:
MOV A,#0
CJNE A,BIN_LSB,SEGUIRRR
CJNE A,BIN_MSB,SEGUIRRR
RET

SEGUIRRR:

INC 33H
MOV A,33H
CJNE A, #10,FINALLL
MOV 33H,#0
INC 32H
MOV A,32H
CJNE A, #10,FINALLL
MOV 32H,#0
INC 31H
MOV A,31H
CJNE A, #10,FINALLL
MOV 31H,#0
INC 30H
MOV A,30H
CJNE A, #10,FINALLL
MOV 30H,#0
FINALLL:
DEC BIN_LSB
MOV A,#0FFH

CJNE A,BIN_LSB,OTRAAA

DEC BIN_MSB

JMP OTRAAA

BCDBINARIO:

Call Compactar

Mov R0,#BCD_MSB

Mov R1,#BIN_MSB

Mov R3,#16

Loop: Mov R2,#2

Clr C

Otro: Mov A,@R0

RRC A

Push Psw

CLR C

JB Acc.7,Cor1

Segue: JB Acc.3,Cor2

OTRO2: Mov @R0,A

DEC R0

Pop PSW

DJNZ R2,otro

Mov R2,#2

Despig: Mov A,@R1

RRC A

Mov @R1,A

DEC R1

DJNZ R2,Despig

Inc R1

Inc R1

Inc R0

Inc R0

DJNZ R3,Loop

MOV A,BIN_LSB

RET

Cor1:

SubB A,#30h
Jmp Sigue

Cor2:

SubB A,#03h
Jmp OTRO2

COMPACTAR:

MOV A,30H
SWAP A
ADD A,31H
MOV BCD_MSB,A
MOV A,32H
SWAP A
ADD A,33H
MOV BCD_LSB,A
RET

SUPERTECLADO:

MOV A, CODIGO
ORL A, #0F0H

CJNE A,#0F0H,BATMAN
MOV A, #30H
CALL WRITE_TEXT
MOV @R1, #0H
INC R1
JMP VAMONOSSALIENDO

BATMAN:
CJNE A,#0F1H,BATMAN1
MOV A, #31H
CALL WRITE_TEXT
MOV @R1, #1H
INC R1
JMP VAMONOSSALIENDO

BATMAN1:
CJNE A,#0F2H,BATMAN2
MOV A, #32H
CALL WRITE_TEXT
MOV @R1, #2H
INC R1
JMP VAMONOSSALIENDO

BATMAN2:
CJNE A,#0F3H,BATMAN3
MOV A, #33H
CALL WRITE_TEXT
MOV @R1, #3H
INC R1
JMP VAMONOSSALIENDO

BATMAN3:
CJNE A,#0F4H,BATMAN4
MOV A, #34H
CALL WRITE_TEXT
MOV @R1, #4H
INC R1
JMP VAMONOSSALIENDO

BATMAN4:
CJNE A,#0F5H,BATMAN5

```
MOV A, #35H
CALL WRITE_TEXT
MOV @R1, #5H
INC R1
JMP VAMONOSSALIENDO
```

```
BATMAN5:
CJNE A,#0F6H,BATMAN6
MOV A, #36H
CALL WRITE_TEXT
MOV @R1, #6H
INC R1
JMP VAMONOSSALIENDO
```

```
BATMAN6:
CJNE A,#0F7H,BATMAN7
MOV A, #37H
CALL WRITE_TEXT
MOV @R1, #7H
INC R1
JMP VAMONOSSALIENDO
```

```
BATMAN7:
CJNE A,#0F8H,BATMAN8
MOV A, #38H
CALL WRITE_TEXT
MOV @R1, #8H
INC R1
JMP VAMONOSSALIENDO
```

```
BATMAN8:
CJNE A,#0F9H,BATMAN9
MOV A, #39H
CALL WRITE_TEXT
```

MOV @R1, #9H
INC R1
JMP VAMONOSSALIENDO

BATMAN9:
CJNE A,#0FAH,VAMONOSSALIENDO
MOV 26H, #1000001b
JMP VAMONOSSALIENDO

VAMONOSSALIENDO:
RET

DIVISION16BITS:

MOV R5,#0
MOV R6,#0

SIGUEDIVIDIENDO:

MOV A,RESTA1_LSB
CLR C
SUBB A,RESTA2_LSB
MOV RESTA1_LSB,A

MOV A,RESTA1_MSB
SUBB A,RESTA2_MSB
MOV RESTA1_MSB,A

INC R5
MOV 20H.0,C
CJNE R5,#255,NOMEHAGASCASO
MOV R5,#0
INC R6

NOMEHAGASCASO:
MOV C,20H.0
JNC SIGUEDIVIDIENDO
DEC R5
RET

MUL6:
MOV R7,#6
MOV MULTI6TEMP_LSB,#0
MOV MULTI6TEMP_MSB,#0
TERMINA:
CLR C
MOV A,MULTI6TEMP_LSB
ADD A,MULTI6_LSB
MOV MULTI6TEMP_LSB,A
MOV A,MULTI6TEMP_MSB
ADDC A,MULTI6_MSB
MOV MULTI6TEMP_MSB,A
DJNZ R7,TERMINA
RET

ORG 1770H
DB
0H,5H,0AH,0FH,14H,19H,1DH,22H,27H,2CH,31H,36H,3BH,40H,45H,4AH,4EH,5
3H,58H,5DH,62H,67H,6CH,71H,76H,7BH,7FH,84H,89H,8EH,93H,98H,9DH,0A2
H,0A7H,0ACH,0B0H,0B5H,0BAH,0BFH,0C4H,0C9H,0CEH,0D3H,0D8H,0DDH,0
E1H,0E6H,0EBH,0F0H,0F5H,0FAH,0FFH,04H,09H,0EH,13H,17H,1CH,21H,26H,
2BH,30H,35H,3AH,3FH,44H,48H,4DH,52H,57H,5CH,61H,66H,6BH,70H,75H,79H
,7EH,83H,88H,8DH,92H,97H,9CH,0A1H,0A6H,0AAH,0AFH,0B4H,0B9H,0BEH,0
C3H,0C8H,0CDH,0D2H,0D7H,0DBH,0E0H,0E5H,0EAH,0EFH,0F4H,0F9H,0FEH
,03H,08H,0DH,11H,16H,1BH,20H,25H,2AH,2FH,34H,39H,3EH

ORG 17E6H

DB

**42H,47H,4CH,51H,56H,5BH,60H,65H,6AH,6FH,73H,78H,7DH,82H,87H,8CH,91H
,96H,9BH,0A0H,0A4H,0A9H,0AEH,0B3H,0B8H,0BDH,0C2H,0C7H,0CCH,0D1H,
0D5H,0DAH,0DFH,0E4H,0E9H,0EEH,0F3H,0F8H,0FDH,02H,07H,0BH,10H,15H,
1AH,1FH,24H,29H,2EH,33H,38H,3CH,41H,46H,4BH,50H,55H,5AH,5FH,64H,69
H,6DH,72H,77H,7CH,81H,86H,8BH,90H,95H,9AH,9EH,0A3H,0A8H,0ADH,0B2H
,0B7H,0BCH,0C1H,0C6H,0CBH,0CFH,0D4H,0D9H,0DEH,0E3H,0E8H,0EDH,0F
2H,0F7H,0FCH,01H,05H,0AH,0FH,14H,19H,1EH,23H,28H,2DH,32H,36H,3BH,40
H,45H,4AH,4FH,54H,59H,5EH,63H,67H,6CH,71H,76H,7BH,80H**

ORG 185CH

DB

**85H,8AH,8FH,94H,98H,9DH,0A2H,0A7H,0ACH,0B1H,0B6H,0BBH,0C0H,0C5H,
0C9H,0CEH,0D3H,0D8H,0DDH,0E2H**

END

Referencias.

Libros.

- Hernández Matos Enrique, Muñoz Gamboa Caupolicán, Cadena Méndez Miguel, Sacristán Rock Emilio
Fundamentos de la instrumentación biomédica
Universidad Autónoma Metropolitana Unidad Iztapalapa
2001
- Cromwell Leslie, Weibell J. Fred, Pfeiffer A Erich
Biomedical Instrumentation and Measurements
Segunda Edición
1980

Bases de Datos

- **IEEE transactions on bio-medical engineering [computer file] / Bio-medical Engineering Group; New York, N.Y. : Institute of Electrical and Electronics**
- **The American Physiological Society**
- **Journal of Applied Physiology**
- **American Journal of Clinical Nutrition**
- **Physiological Reviews**

Publicaciones

- Hernández Matos * E. Cadena Méndez M. * Bautista L.M.A * Suárez F.A * Pasquetti A

Medidor de Composición Corporal por Impedancia

Laboratorio de Instrumentación Médica UAM-I

Instituto Nacional de Nutrición

México

- Christian Boulay, Robert Guardo and Michel Bertrand

Instrumentation for electrical impedance measurements in biological media

Canada

1988

- R. Schmukler

Electrical impedance of living cells: a modified four electrode approach

E.U.

2001

- W. A. CERTH, L. D. MONTGOMERY AND Y. C. WU

A computer-based bioelectrical impedance spectroscopic system for on invasive assesment of compartmental fluid redistribution

Third Annual IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems

- Lee E. Baker

Applications of the impedance technique to the respiratory system

IEEE Engineering n Medicine and Boilogy Magazine

E.U

1989

• Mary Horlick, Stephen M Arpadi, James Bethel, Jack Wang, Jack Moye Jr, Patricia Cuff, Richard N Pierson Jr, and Donald Kotler

Bioelectrical impedance analysis models for prediction of total body water and fat-free mass in healthy and HIV-infected children and adolescents¹⁻³

American Journal of Clinical Nutrition

E.U.

2002

• Robert Patterson

Body fluid determinations using multiple impedance measurements

IEEE Engineering in medicine and biology magazine

E.U.

1989

• D. A. Schoeller and R. F Kushner

Determination of body fluids by the impedance technique

Clinical Nutrition Research Center

E.U

1989

• K Yokoi; H C Lukaski; E O Uthus; F H Nielsen

Use of bioimpedance spectroscopy to estimate body water distribution in rats.

The Journal of Nutrition

E.U.

2001

• Fansan Zhu; Schneditz, D.; Wang, E.; Levin, N.W

Continuous measurement of segmental and whole body bio-impedance

E.U.

1997

- Daniel B. Stroud

What does Bioimpedance Measure?

Australia

1998

- Kenneth J Ellis, Roman J Shypailo, and William W Wong

Measurement of body water by multifrequency bioelectrical impedance spectroscopy in a multiethnic pediatric population 1–4

American Journal of Clinical Nutrition

E.U.

1999

- M. A. Kahled, M. Kathun, M. Haque, I. Kabir and D. Mahanalabis

Single, Dual and Multi-frequency Bioimpedance to measure human body composition

Bangladesh

1995

Internet

- **Texas Instruments**

<http://www.ti.com/>

- **EXAR Corporation**

<http://www.exar.com/>

- **Fotoarte (Distribuidores de impedanciómetros en México)**

<http://www.efotoarte.com/>

- **TANITA**

<http://www.tanita.com/>

- **BodyStat**

<http://www.bodystat.com/>

- **RJL Systems**

<http://www.rjlsystems.com/>

- **Biodyncorp**

<http://www.biodyncorp.com/>