

UNIVERSIDAD AUTONOMA METROPOLITANA-IZTAPALAPA.

/ CBI

✓ MAESTRIA EN ING. BIOMEDICA

✓ DISEÑO, CONSTRUCCION Y EVALUACION DE UN ME
DIDOR DE GASTO CARDIACO BASADO EN LA IMPE
DANCIMETRIA TRANSTORACICA.

✓ ING. SONIA CHARLESTON VILLALOBOS

✓ JULIO 1987.

DEPARTAMENTO DE INGENIERIA ELECTRICA.

AREA DE INGENIERIA BIOMEDICA.

ASESOR: - Men C. Miguel Cadena Mendez

SINODALES:

M. EN C. MIGUEL CADENA MENDEZ.

DR. JOSE ESQUIVEL AVILA.

M. EN. CAUPOLICAN MUNOZ GAMBOA.

AGRADECIMIENTOS

Se agradece la colaboración incondicional del Instituto Nacional de Cardiología "Dr Ignacio Chavez", en especial al servicio de Eco y Fonocardiografía, representado por el Dr Jose Esquivel Avila para el desarrollo de este -- trabajo.

Se agradece también, a los grupos de trabajo de los Laboratorios de Investigación en Computación y Procesamiento de señales y el de Instrumentación del área de Ingeniería Biomédica del departamento de Ingeniería Eléctrica por su apoyo.

A la Ing.M. Candelaria Gálvez por su colaboración para la adquisición y procesamiento de las señales de cambio de impedancia.

En especial, a mi asesor de tesis, M. en C. Miguel Cadena M.

RESUMEN

La pletismografía impedancimétrica transtorácica es una técnica de medición no invasiva que permite conocer el valor de gasto cardíaco de un sujeto.

En esta tesis se presenta el desarrollo de un prototipo de impedancimetría que cumple con los criterios de diseño y seguridad desarrollados en base al estudio de experiencias similares e investigaciones relacionadas. También se presentan los procedimientos para la validación y primera evaluación del prototipo diseñado.

En la validación se incluyen como resultados la relación temporal entre la señal de cambio de impedancia y el electrocardiograma, el rango de frecuencias contenido en la señal de cambio de impedancia obtenida y la calibración, en ohms, que se maneja para la misma.

La calibración del prototipo, en términos del volumen de eyección, se lleva a cabo tomando como patrón de calibración a los valores de gasto cardíaco obtenidos por las técnicas de ultrasonido diagnóstico. Para lo cual se dividió la población bajo estudio en dos grandes grupos -- uno de control conformado por sujetos sanos (20 pacientes) y otro de pacientes los cuales sufrían diferentes cardiopatías (40 pacientes).

En los resultados de esta primera evaluación (calibración) se presenta una buena correlación entre los valores de índice cardíaco y la amplitud de la señal de cambio de impedancia ($r = 0.8$). Estos resultados sugieren que la señal de cambio de impedancia es un buen indicador del índice cardíaco de un individuo.

Es "sano" y necesario plantear otro protocolo de calibración que permita obtener mayor información de la señal de cambio de impedancia en relación al gasto cardíaco.

INDICE

I.- INTRODUCCION	1
1.1.-Objetivos y metas	6
II.-ANTECEDENTES	8
2.1.-Naturaleza del gasto cardíaco	8
2.2.-Impedancimetría transtorácica para la medición del gasto cardíaco	15
2.3.-Estado del arte en la medición del gasto cardíaco por impedancimetría	20
2.4.-Criterios de diseño	38
2.5.-Ultrasonido diagnóstico para la medición del gasto cardíaco.....	46
III.-DESCRIPCION DEL SISTEMA DE MEDICION	53
3.1.-Impedancímetro	55
3.2.-Sistema de adquisición y análisis.....	65
IV.-VALORACION DEL SISTEMA DE MEDICION	71
4.1.-Metodología	75
4.2.-Resultados	80
V.-DISCUSION Y CONCLUSIONES	105
Apéndice A	115
Apéndice B	118
VI.-BIBLIOGRAFIA	126

I.- INTRODUCCION.

En la medicina, desde hace varios años, el corazón humano ha sido objeto de innumerables estudios que tratan de conocer a fondo su funcionamiento e influencia sobre el resto del organismo.

VARIABLES fisiológicas tales como frecuencia cardíaca, volumen de eyección, grado de contractibilidad, presión sanguínea, y de especial interés para los propósitos de esta tesis el gasto cardíaco, se han estudiado para establecer que factores influyen en los cambios de las mismas y como afectan estos al resto del organismo(1)*.

De las variables fisiológicas mencionadas, el gasto cardíaco, definido como el volumen de eyección en litros por minuto, que el corazón expulsa hacia el resto del organismo es el que se ve afectado siempre en mayor o menor grado por las demás.

Para entender la importancia clínica de esta variable, textualmente se cita el siguiente punto de vista médico:

* Los números en paréntesis indican referencias bibliográficas.

"Si tenemos en cuenta que el gasto cardíaco es de importancia primordial para la vida, se comprenderá como en presencia de alguna enfermedad cardíaca, la tendencia a la disminución del gasto cardíaco de inmediato se intentará normalizar, a expensas de mecanismos compensadores que provocarán síntomas (insuficiencia cardíaca), y cuando a pesar de utilizar todos los mecanismos de compensación no se logra mantener el gasto cardíaco, estaremos en el grado extremo de insuficiencia cardíaca (choque cardiogénico) que terminará inexorablemente con la vida del paciente" (2).

Así, el gasto cardíaco tiene una utilidad vital en el monitoreo de pacientes en las unidades de cuidado coronario y de terapia intensiva; en el manejo de enfermos con infarto del miocardio, insuficiencia cardíaca, embolia pulmonar, y en aquellos que requieren de la vigilancia hemodinámica para el uso de medicamentos tales como digitálicos, diuréticos, vasodilatadores, etc. Así también, es muy importante en la valoración de enfermos con estenosis mitral y aórtica, cálculos de cordones intracardíacos, arteriovenosos, venoarteriales, etc.

Por otra parte, el gasto cardíaco también se puede utilizar en trabajos de investigación, como pueden ser: para conocer los efectos directos e indirectos que tiene diversos fármacos bajo estudio (2), y de manera idónea utilizarlo para valorar a sujetos sometidos al ejercicio (3).

De lo anterior, se observa que el gasto cardíaco es probablemente una de las variables fisiológicas más frecuentemente deseadas a medir, puesto que sin lugar a dudas, es uno de los principales indicadores en la valoración de la función cardíaca.

Es importante notar el hecho de que por el avance de los estudios clínicos y de investigación en la fisiología del corazón se ha generado una fuerte sofisticación tecnológica en las técnicas de medición; siempre con el propósito de obtener datos cada vez más confiables, y sobre todo que involucren procedimientos menos traumáticos e invasivos para los pacientes y sujetos en estudio.

Ejemplos de esta sofisticación para el caso del gasto cardíaco es el de efectuar la medición del mismo sometiendo algún paciente a una carga de ejercicio dada y observar la respuesta dinámica de su corazón a tal esfuerzo. Esto con el objeto de pronosticar y dosificar el grado de actividad física que le será posible realizar sin ningún riesgo (4).

Actualmente existen diferentes formas de medir el gasto cardíaco. En una forma general e independiente de la sofisticación tecnológica se les puede dividir en técnicas invasivas y no invasivas.

Dentro de las técnicas invasivas principalmente se pueden mencionar a las de infusión continua de una sustancia indicadora (método de Fick) (5), a las de infusión rápida, que también utiliza un indicador (termodilución) (6) y a los flujómetros magnéticos (6).

La principal desventaja en el uso de estas técnicas es que someten al paciente a una serie de traumatismos, como pueden ser: punciones arteriales y venosas para poder introducir la sustancia indicadora o como en el caso de dilución (uso de indicadores colorantes o radioactivos), donde hay que tomar además precauciones respecto a la toxicidad del indicador y a su rapidez de eliminación.

En contraste, las técnicas no invasivas permiten de manera no-traumática la medición del gasto cardíaco, donde generalmente el elemento transductor se coloca en forma superficial sin ocasionar daño alguno al cuerpo humano.

Entre estas técnicas principalmente se encuentran las de ultrasonido efecto doppler (7), las de ultrasonido diagnóstico (8) y las de pletismografía del tórax (9).

Por otra parte, se observa que conforme avanza la tecnología y el "estado del arte" en los procesos de medición, las técnicas no invasivas han tenido una mayor demanda y aceptación en el campo clínico. Probablemente debido a la reducción de costos de los equipos, a la mayor confiabilidad y facilidad en la toma de mediciones, y a la poca o nula agresividad implícita en las mismas.

Particularmente, de las técnicas no invasivas arriba mencionadas la pletismografía transtorácica ofrece varias ventajas; a saber: (a) es de fácil aplicación a sujetos sometidos a ejercicio, donde la libertad de movimiento es un objetivo primordial; (b) no re

quiere de transductores especiales o sofisticados, es factible construir instrumentos médicos empleando esta técnica a bajos costos.

La técnica de pletismografía impedancimétrica ha sido estudiada desde 1937.

Los primeros estudios lograron relacionar los cambios de impedancia en los dedos con eventos vasculares en los miembros (9). Después en la década de los sesentas, la literatura reporta un auge de los trabajos relacionados con la aplicación de esta técnica. Probablemente motivados por los programas de exploración espacial, donde ofrecía la ventaja de una amplia libertad de movimiento para los astronautas en observación (10).

Desde entonces hasta nuestros días han existido una serie de investigaciones que han dirigido sus esfuerzos a sustentar un modelo matemático y fisiológico que explique el origen de las señales eléctricas obtenidas así como mejorar la correlación que presentan los datos medidos con los de las técnicas invasivas tradicionales (11,12). Sin embargo, hasta la fecha existe una fuerte controversia en cuanto a la validez de esta técnica (13,14) y sus resultados, lo que ha provocado escepticismo para utilizarla ampliamente en el campo clínico.

Con el propósito de ganar experiencia y de aumentar la aceptación de esta técnica es que se plantea el siguiente objetivo de esta tesis:

1.1.-Objetivo y metas.

Diseñar y construir un medidor de gasto cardíaco, basado en la técnica de impedancimetría transtorácica, validado y calibrado por la técnica de ultrasonido diagnóstico.

Para lograr este objetivo se plantean las siguientes metas:

a) en base al "estado del arte" y de la tecnología disponible, el medidor debe de cumplir con las siguientes características:

- utilizar una corriente de excitación menor o igual a 350 microamperes a una frecuencia mínima de 50 kilohertz.
- capaz de proporcionar una resolución en la medición de la variación de impedancia de 0.1 ohm, sobre un rango de impedancias basales de 20-40 ohms.

b) utilizar una computadora personal para realizar varios procesamientos digitales de la señal impedancimétrica, tales como:

filtrado

promediación

reducción de datos

generación de archivos, etc.

y así facilitar el procesamiento y archivo de datos.

- c) por medio de las diferentes técnicas de ultrasonido diagnóstico medir el gasto cardíaco en diferentes sujetos, sanos y cardiopatas, para formar-- archivos de señal que puedan ser utilizados para el proceso de validación.
- d) realizar un análisis preliminar cualitativo y cuantitativo de algunos parámetros de las señales impedancimétricas con el propósito de correlacionarlos con los valores de gasto cardíaco obtenidos por -- las técnicas de ultrasonido diagnóstico.

II.- ANTECEDENTES.

2.1.- Naturaleza del gasto cardíaco.

En todo momento debe mantenerse un flujo sanguíneo adecuado a través de los órganos del cuerpo humano. Los órganos vitales, como son el cerebro y el corazón, pueden sufrir daños irreversibles a los pocos minutos (tres minutos en el caso del cerebro) de la disminución del riego sanguíneo.

Por otro lado, el tracto gastrointestinal, el riñón, el músculo esquelético y la piel pueden soportar reducciones moderadas de -- flujo sanguíneo por períodos mayores de tiempo y aún reducciones graves con tal de que duren solo unos pocos minutos (15).

La cantidad de sangre "bombeada" por los ventrículos del corazón, hacia los circuitos sistémico y pulmonar, en una unidad de tiempo, se conoce como gasto cardíaco y sus dimensiones son litros/minuto. El gasto cardíaco sistémico se distribuye entre los órganos anteriormente mencionados, de acuerdo a la tabla uno.

El asegurar un gasto cardíaco y por lo tanto, un flujo sanguíneo a todos los órganos del cuerpo depende del estado funcional del corazón.

Las variaciones en el gasto cardíaco pueden producirse por los cambios en la frecuencia cardíaca, la precarga y la postcarga

los cuales afectan al volumen latido) y por el estado del miocardio.

	reposo (ml/min)	ejercicio (ml/min)
Gasto cardíaco	5,900	24,000
Flujo sanguíneo a:		
Corazón	250	1,000
Encéfalo	750	750
Músculo esquelético	650	20,850
Piel	500	500
Riñon, hígado, aparato digestivo, etc.	3,100	600

TABLA 1

La frecuencia cardíaca esta controlada principalmente por la - inervación del corazón, incrementándola la estimulación simpática y decrementándola la parasimpática.

El volumen latido esta determinado, en parte, por la dotación neural, produciendo los estímulos simpáticos que las fibras musculares miocárdicas se contraigan con mayor fuerza a cualquier longitud dada y los parasimpáticos, con los efectos opuestos.

La fuerza de contracción del músculo cardíaco, depende también, - de la carga previa (precarga) y de la carga tardía (postcarga).

La precarga, es la extensión en la cual el miocardio se dilata - antes de contraerse (mecanismo de Frank-Starling) y la postcarga

es la resistencia contra la cual la sangre es expulsada, siendo la resistencia aórtica mayor que la que presenta la arteria pulmonar.

La cantidad de sangre "bombeada" en cada ventrículo por latido, es decir el volumen latido, es cerca de 80 mililitros en un hombre de tamaño mediano, en reposo y en posición supina, con un gasto cardíaco promedio aproximado de 5.5 l/min (80ml X 69 latidos/min).

Los efectos que sobre el gasto cardíaco tienen diversas condiciones, se muestran en la tabla dos.

cambios	condición o factor
no cambia con	sueño cambios moderados en la temperatura ambiente.
aumenta con	ansiedad y excitación (50-100%) comida (30%) ejercicio (700%) temperatura ambiente <u>al</u> ta. embarazo tardío.
disminuye con	sentarse o levantarse de la posición supina (20-30%) arritmias rápidas enfermedades cardíacas (deficiencia cardíaca congestiva)

TABLA 2.

Es interesante observar los diferentes efectos que se producen en el ejercicio (figura 1) para tratar de mantener una actividad muscular, que requiere un gran aumento en el flujo sanguíneo a fin de lograr el oxígeno y nutrientes requeridos para el consumo, y la remoción del bióxido de carbono y calor producidos. Así pues, el gasto cardíaco puede ascender de un valor de reposo de 5 hasta valores máximos de 35 l/min, alcanzados por atletas entrenados (15).

El aumento de gasto cardíaco se asocia, durante el ejercicio, a una mayor actividad simpática y a una reducción de la actividad parasimpática.

Así pues, se eleva la frecuencia cardíaca y el volumen latido, causando un aumento en el gasto cardíaco. Sin embargo, hay que notar que el gasto cardíaco no podría elevarse a menos que se facilitara simultáneamente, en el mismo grado el retorno venoso al corazón, porque de otra manera el volumen diastólico final decaería por lo que disminuiría el volumen latido (por razón de la ley de Frank-Starling).

Por otra parte, en los pacientes que sufren de alguna enfermedad cardíaca pueden presentar en una situación de reposo una anomalía de poca gravedad. Sin embargo, en estas personas resulta menguada la capacidad de realizar algún ejercicio, como se puede notar por la cortedad de la respiración y por la fatiga inmediata.

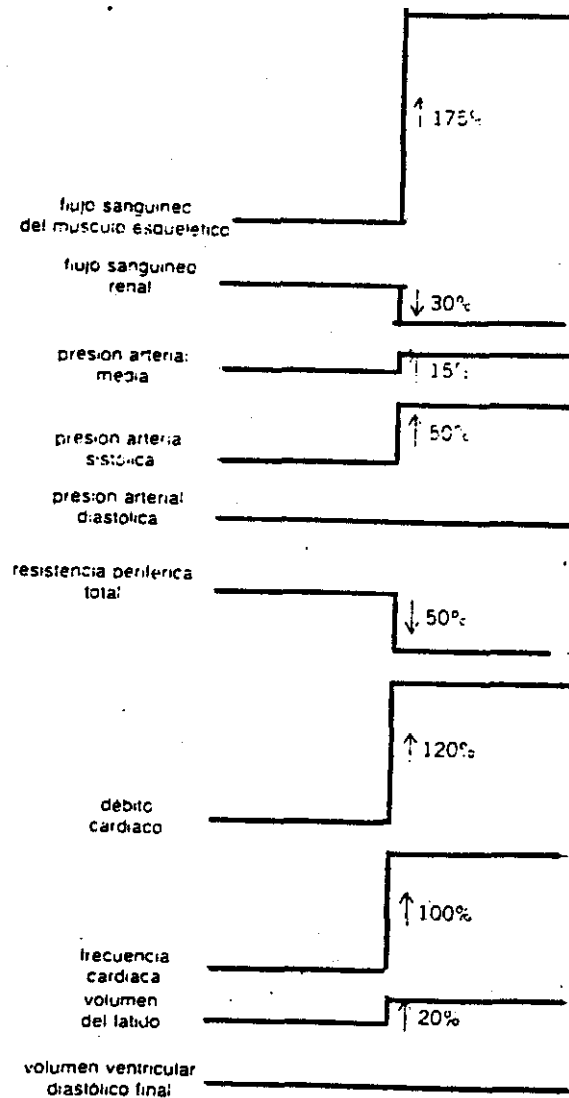


FIGURA 1

Cambios vasculares que ocurren durante el ejercicio.

En algunos casos, esta incapacidad de aumentar el gasto cardíaco puede ser tan aguda que el paciente queda reducido al lecho. Se dice entonces, que el corazón presenta una serie de indicios y síntomas que pueden agruparse en lo que se conoce como deficiencia cardíaca congestiva. El defecto básico en esta, es la re-

ducción de la contractibilidad del corazón. El corazón deficiente decae hacia una curva de Frank-Starling inferior (figura 2).

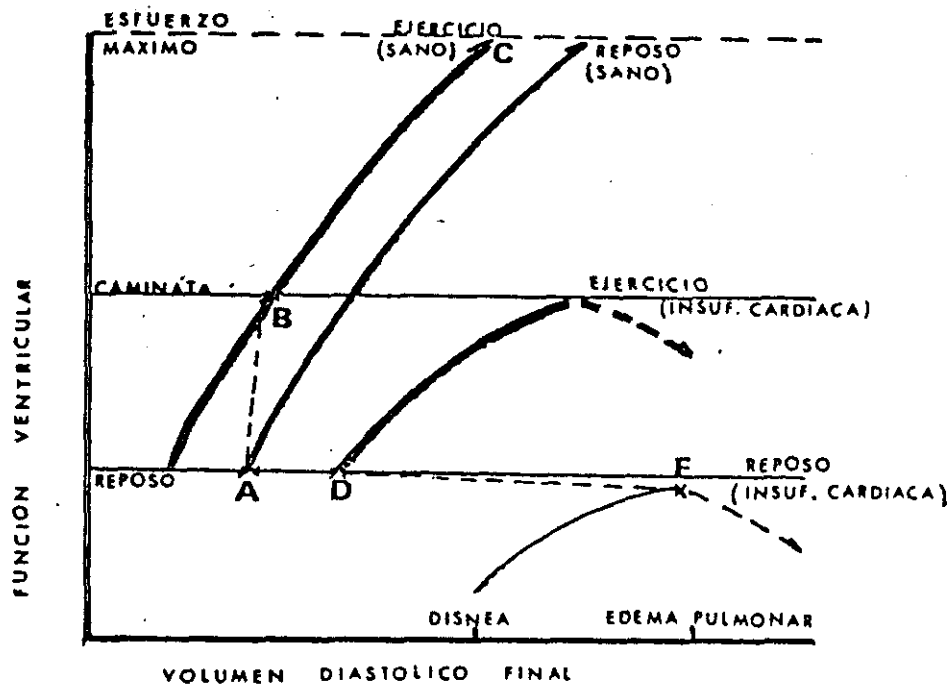


FIGURA 2

Curvas de función ventricular.

Existen ciertos mecanismos compensatorios, como lo sería el aumento de la estimulación simpática, para ayudar a contrarrestar este debilitamiento del corazón.

Es necesario entonces, en este tipo de pacientes, contar con valores de gasto cardíaco e índices cardíacos (relación de gasto cardíaco a superficie corporal), que ayuden a valorar la cardiopatía existente. Sin embargo, "la caída del gasto cardíaco cuando se debe a una cardiopatía, constituirá siempre un evento tardío y traducirá en enfermedad avanzada" (2).

El cálculo del gasto cardíaco es vital en casos agudos en los que la terapéutica a seguir depende esencialmente de las cifras de gasto cardíaco y de parámetros relacionados con él (resistencias periféricas, volumen sanguíneo, presión arterial).

Problemas de tipo de cortocircuitos intracardiacos, arteriovenosos (C.I.A, C.I.V, P.C.A, etc), venoarteriales (tetralogía y trilogía de Fallot, etc) o mixtas (transportación de grandes vasos, etc) pueden calcularse a partir de las cifras de gasto cardíaco.

Otro parámetro importante, que depende del gasto cardíaco, es la fracción de expulsión ($F.E. = G.C. / Vd$, donde Vd es el volumen diastólico), que ayuda en la valoración de insuficiencias mitrales y aórticas.

2.2.-Impedancimetría transtorácica para la medición del gasto cardíaco.

La necesidad de medir el gasto cardíaco, así como el avance tecnológico, han generado una serie de técnicas y procedimientos de medición para dicha variable fisiológica. Cada día, estas técnicas tienden a ser menos cruentas e invasivas, aumentando la facilidad de aplicación y su utilización, la repetibilidad de las mediciones y la precisión de las mismas.

Sin embargo, estas técnicas de medición llamadas no invasivas, también presentan fuertes limitaciones como probablemente lo sería el costo de la tecnología utilizada; ejemplo de esto lo representan las técnicas ultrasónicas, y las limitaciones propias de su aplicación. Algunas de ellas, quedan restringidas a utilizarse solo en pacientes que se encuentran en reposo.

La técnica de pletismografía impedancimétrica se incluye dentro de las técnicas de medición de gasto cardíaco no invasivas.

Esta es una técnica de medición comparativamente de menor costo y aplicable en el ejercicio. En este sentido, se espera que esta técnica se llegue a utilizar para pronosticar el grado de esfuerzo que un paciente con problemas cardíacos le es posible desarrollar(4). Sin embargo, un cuidadoso estudio de los resultados hasta ahora obtenidos con esta técnica, demuestran que no ha rebasado la etapa de investigación y valoración clínica, a pesar de los atributos mencionados (13).

Lo anterior, demanda un mayor esfuerzo por parte de los investigadores para llegar a una conclusión que ratifique o sustente los resultados obtenidos.

Un sistema básico de medición en esta técnica es el mostrado en la figura 3.

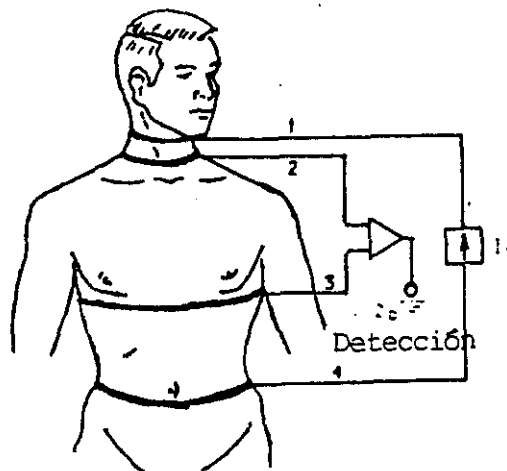


FIGURA 3
Sistema básico de medición por
impedancimetría.

Se colocan cuatro electrodos metálicos, dos en el cuello y dos en el tórax, sujetos con cinta adhesiva, uno a nivel del apéndice xifóides y otro, por lo menos cuatro centímetros abajo del primero.

A través de los electrodos externos se hace circular una corriente sinusoidal constante, y por medio de los electrodos internos se detectan las variaciones de voltaje, que en principio se asumen que son proporcionales a la corriente multiplicada por la

magnitud de la impedancia entre estos electrodos.

El valor promedio de la impedancia basal (Z_0), reportado en la literatura, es del orden de 25 ohms. En condiciones de reposo, este valor se decrementa en un 0.1 a 0.15 ohms (ΔZ), durante el ciclo cardíaco (12).

En la figura 4 se muestra la relación temporal entre el cambio de impedancia (ΔZ), la derivada del cambio de impedancia (dZ/dt), los ruidos cardíacos y el electrocardiograma (10)

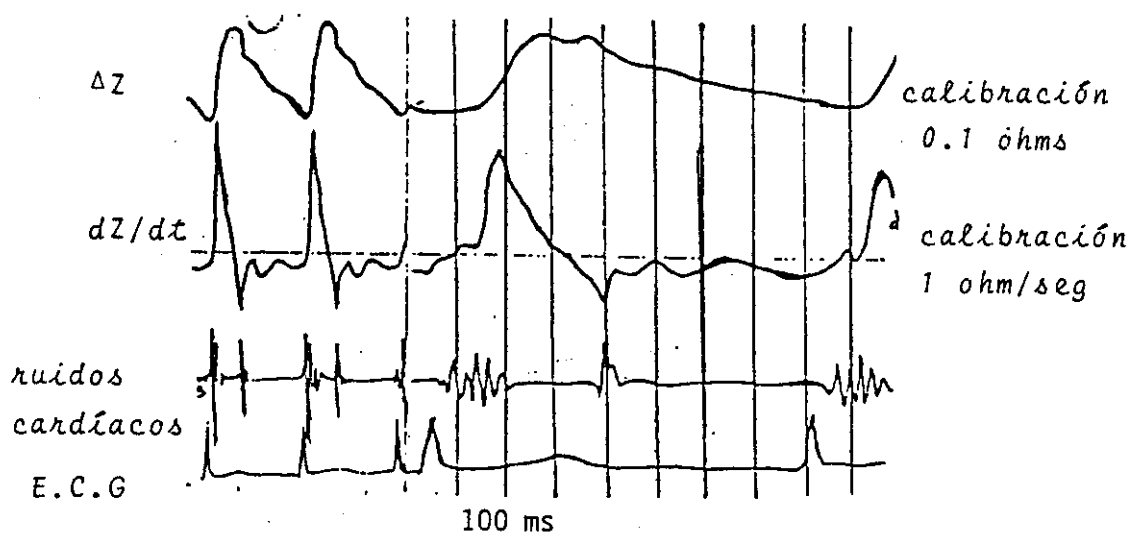


FIGURA 4

Relación temporal entre la señal de cambio de impedancia y diversas señales del ciclo cardíaco.

Es importante observar, que la señal de cambio impedancimétrica ocurre en la fase de eyección ventricular, como lo muestra la relación temporal que existe entre la señal de variación de impedancia y los ruidos cardíacos.

Para una mayor sensibilidad en la detección de la señal de cambio de impedancia, se ha utilizado frecuentemente la derivada de esta señal, la cual indica la rapidez de cambio de la señal impedancimétrica. Esta rapidez de cambio es mayor entre el primero y el segundo ruido cardíaco. Se presenta aproximadamente 0.1 segundos después de la ocurrencia de la onda "R" del electrocardiograma, es decir en la etapa sistólica.

El cálculo del gasto cardíaco, por medio de esta técnica y frecuentemente reportado en la literatura, se ha realizado bajo la suposición de que el tórax es eléctricamente equivalente a un cilindro homogéneo y con una distribución de densidad de corriente uniforme, al cual se le suministra una corriente constante.

La resistencia que presenta el tórax esta dada teóricamente por $R = \rho L / A$, donde ρ es la resistividad de la sangre (ohms-cm), L es la longitud del cilindro (cm) y A es el área de sección transversal (cm^2).

También se asume que, el diámetro del cilindro se incrementa uniformemente con la expulsión de sangre del corazón durante la sistole (12), La expresión anterior puede manipularse (ver apéndice A) para obtener:

$$\Delta V = - \frac{\rho L^2}{Z_0^2} \frac{dZ}{dt} T_e$$

Donde ΔV representa el volumen de eyección en mililitros, Z_0 el valor de la impedancia basal del tórax (valor tomado al final de la diástole), dZ/dt , representa la máxima razón de cambio de la onda de impedancia (ΔZ), T_e es el tiempo de eyección del ven

trículo izquierdo, L es la longitud entre los electrodos de registro (figura 3) y la resistividad de la sangre en ohms-cm. El gasto cardíaco puede calcularse a partir de:

Gasto cardíaco = volumen de eyección \times frecuencia cardíaca.

Las discrepancias entre los resultados obtenidos con esta técnica y los obtenidos con los métodos invasivos tradicionales se discutirán más adelante (sección 2.3)

2.3.-Estado del arte en la medición del gasto cardíaco por impedancimetría.

El uso de la corriente eléctrica para detectar cambios de volumen en diferentes regiones corporales se ha utilizado desde--- 1937.

En 1950, Nyboer (16), aplicando la técnica de pletismografía impedancimétrica, reporta la relación de los cambios de impedancia (radiocardiogramas) con el E.C.G (Electrocardiograma) y los ruidos cardíacos. Así también, desarrolla la expresión matemática - en base a la cual se calcula el volumen de sangre que entra en un segmento del cuerpo (extremidades superiores o inferiores), utilizando desde entonces las ventajas de la distribución tetrapolar de electrodos.

En 1952, Bonjer (17), describe los experimentos que indican cual es el origen de los cambios de impedancia durante el ciclo cardíaco. En él, se aíslan eléctricamente el corazón o los pulmones de un animal, en bolsas de plástico. Posteriormente, mediante el uso de una bomba activan las diferentes regiones del tórax, ventrículos, arteria pulmonar, aorta, circulación mayor y menor.

La conclusión, indica que la señal de cambio de impedancia depende principalmente del fluido (sangre) que contiene el lecho vascular entre los electrodos de detección.

En 1968, Harley (18), realizó estudios comparativos entre el método de dilución del indicador (indocianina) y el de impedanciometría en pacientes sanos (13 pacientes) y con diferentes cardiopatías (24 pacientes en total). Entre estas se encuentran -- estenosis mitral (3 pacientes estudiados), insuficiencia mitral (2 pacientes), estenosis aórtica (3 pacientes), insuficiencia aórtica (2 pacientes), hipertensos (5 pacientes), enfermedad crónica de los pulmones (3 pacientes), fibrilación atrial ideopática (1 paciente), hipertrofia miocárdica ideopática (1 paciente), enfermedad isquémica (1 paciente).

Reporta que los sujetos sanos y la mayoría de los pacientes -- presentan morfologías parecidas en la curva de cambio de impedancia. Sin embargo, en algunos pacientes con enfermedad valvular se presentaron cambios, especialmente en el tamaño de la forma de onda de ΔZ en la etapa diastólica.

En el caso de los pacientes, no se reporta el grado de severidad (leve, moderada o grave) de las cardiopatías que sufrían.

Se obtuvo un factor de correlación pobre entre ambos métodos en sujetos sanos ($r = 0.68$) y peor aún en sujetos con diferentes enfermedades ($r = 0.26$).

Judy y Baker (11), reportan en 1969, el estudio comparativo que realizaron en 17 pacientes sanos entre la técnica impedancimétrica y el método de dilución, en este caso con radioisótopos. Se observa, que los valores absolutos de gasto cardíaco (sujetos antes y después del ejercicio) calculados con la primera técnica fueron

1.31 veces mayores que los calculados con la segunda técnica. Sin embargo, los cambios relativos que se presentaron en el gasto cardíaco, fueron detectados en forma similar en ambas técnicas. (Ya en 1966, Kubicek (19) había realizado un estudio, en donde introdujo un factor de corrección para los valores absolutos de gasto cardíaco entre la técnica de impedancimetría y la de dilución. Por otra parte, también se observó la reproducibilidad de los datos; estos fueron:

técnica de dilución $\pm 11\%$ para el 68% de confianza ($\pm \sigma$)
 $\pm 23\%$ para el 95% de confianza ($\pm \sigma$)

técnica impedancimétrica

$\pm 6\%$ para el 68% de confianza ($\pm \sigma$)
 $\pm 12\%$ para el 95% de confianza ($\pm \sigma$)

Esto implica, concluye el trabajo, que es mayor la reproducibilidad en la técnica impedancimétrica que en la de dilución, así también se confirma el hecho de que los cambios relativos de gasto cardíaco eran reflejados en forma semejante por ambas técnicas).

La década de los setenta comienza con un estudio realizado por Smith y colaboradores (20) en donde se presentan dos objetivos principales:

- a) corroborar la validez de la técnica impedancimétrica en la medición del gasto cardíaco.
- b) determinar su utilidad al estudiar la respuesta del sistema cardiovascular a diferentes posiciones corporales.

Para llevar a cabo lo anterior, se compararon los resultados con los obtenidos por el método de dilución (sujetos sanos entre 20-26 años). El factor de correlación fué de $r=0.83$ entre ambos métodos. Posteriormente se utilizaron valores corregidos individualmente, obteniendo esta vez un factor de correlación de 0.94.

Otro estudio similar lo realiza Baker, Judy y Geddes en 1971 (12), donde la técnica impedancimétrica se compara con el método de dilución por radioisótopos (17 sujetos sanos), el método de dilución por colorantes (10 sujetos sanos) y con el método de flujómetro-electromagnético en perros, obteniéndose los siguientes factores de correlación 0.58, 0.68 y 0.92. De donde se observa que existe una mejor correlación con un método de medición en el cual se obtiene información latido a latido (flujómetro magnético), que con aquellos que lo dan sobre un intervalo de tiempo (dilución).

Lo anterior, concluye el trabajo, enfatiza el hecho de efectuar -- comparaciones entre dos métodos o técnicas instantáneas.

En 1972, Cooley (21) publica un artículo, en el que critica el desarrollo matemático, realizado por Kubicek, para obtener la fórmula con la cual se calcula el gasto cardíaco a partir del cambio de impedancia. Menciona que esta fórmula es básicamente la misma que desarrolló Nyboer para determinar el flujo sanguíneo en una extremidad. Sin embargo, este desarrollo se hizo bajo la suposición de una densidad de corriente uniforme. La fórmula expresa la relación entre el cambio de impedancia y cambio neto en el volumen de la extremidad, causada por una acumulación transiente de san--

gre. En el caso del tórax la situación es diferente, el volumen de eyección no representa un incremento neto en el volumen del tórax, sino un desplazamiento de sangre dentro de él. Por lo que, según Cooley, el trabajo teórico de Nyboer no se aplica aquí. Concluye que, dado que es difícil determinar el origen de la señal de cambio de impedancia (ΔZ), parece ilógico desarrollar fórmulas específicas basadas en la teoría aplicadas "a la buena de Dios".

Sugiere continuar con la investigación empírica de la relación entre el cambio de impedancia (ΔZ) y el gasto cardíaco. Remarca que encontrar una fórmula precisa para calcular el gasto cardíaco todavía no puede derivarse, dadas las complicadas estructuras en observación.

En 1976, Denniston (22) lleva a cabo experimentos para medir el gasto cardíaco en sujetos sanos (10 en total), en reposo y en ejercicio, utilizando el método de dilución y el de impedancimetría. Los resultados que obtuvo apoyan el hecho de que la técnica impedancimétrica es un método válido no invasivo en la medición del gasto cardíaco. El factor de correlación entre ambos métodos fue de 0.90, utilizando el valor más pequeño de L (longitud entre los electrodos de detección) en la línea media del esternon (apéndice A), más que el valor promedio de L en la fórmula de Kubicek. Sin embargo, se presentaron problemas en la etapa de someter a los sujetos a ejercicio, ya que los artefactos de movimiento y respiratorios deformaban las señales adquiridas.

Kubicek en 1978(23), regresa al estudio del origen de la señal de cambio de impedancia, con experimentos en donde se controla los cambios de volumen en diferentes regiones del tórax. Sus resultados mostraron que la sensibilidad de la señal de cambio de impedancia a los cambios de volumen en los ventrículos fué menor que para cualquier otra región.

Esto fué consistente con los trabajos de Geddes y Baker (9), en 1972, en los que se inyectaron solución salina hipertónica en los ventrículos durante la diástole y mostraron que existía un cambio muy pequeño en la señal de cambio de impedancia hasta que la solución salina era enviada del corazón hacia el resto del organismo. Esto confirma el hecho de que la señal de cambio de impedancia se decrementa durante la sístole.

Otra conclusión importante de los experimentos de Kubicek, fué que la contribución del volumen aórtico a la señal de cambio de impedancia es solo de un 10% a un 27%. Sus resultados apoyan el hecho de que los lechos vasculares pulmonares y aurícula (izquierda) son los mayores contribuyentes a la señal de cambio de impedancia. Sin embargo, menciona que existen otros factores que podrían considerarse contribuyentes mayoritarios como son la forma y la posición de las diferentes cámaras y vasos sanguíneos dentro del tórax, debido a que están presentes diferentes resistividades.

En 1981 Miyamoto y colaboradores(24), plantean el uso de la técnica de promediación para la eliminación de los artefactos de movimiento y respiratorios durante el ejercicio. Efectuaron comparaciones entre el método impedancimétrico y el indirecto de Fick por -

CO₂, utilizando para la primera técnica el menor valor de L y calcularon el valor de p de acuerdo al hematocrito del paciente. El factor de correlación fué de 0.91.

Fué difícil determinar el número de sumas para obtener un valor exacto sin disminuir la resolución. En general, se necesitan de 20 a 30 ciclos en sujetos sometidos a ejercicio y solo 10 ciclos en reposo.

En 1986, Palcko T (25), reporta el uso de la reocardiografía para obtener valores de gasto sistémico y pulmonar. Sin embargo, no utiliza la técnica tetrapolar normal (figura 3). Coloca cuatro electrodos en forma de banda para suministrar la señal (figura 5). Mediante electrodos en el cuello y cintura suministra la corriente necesaria (1 mA a 21 Khz) para detectar la señal correspondiente al flujo sistémico y detecta a través de electrodos puntuales (discretos) colocados en la base del cuello y a nivel del apéndice xifoides.

Para el flujo pulmonar, suministra una señal de corriente (1 mA a 16 Khz) en forma transversal al tórax, a nivel de la arteria pulmonar, por medio de electrodos (bandas) colocados en las manos o en la línea media axilar.

Los electrodos puntuales de detección se colocan en el segundo espacio intercostal uno, cerca del esternon, y el otro en la línea axilar derecha.

Los cálculos de gasto cardíaco se hacen en base a la fórmula de Kubicek (apéndice A) y los resultados (10 personas sanas) se com

pararon con los obtenidos mediante el método de termodilución. Para evaluar los resultados se utiliza el parámetro W:

$$W = \frac{\text{flujo de la arteria pulmonar}}{\text{flujo sistémico}}$$

En personas sanas $W = 0.54 \pm 0.08$ (promedio). En pacientes con el síndrome de Fallot $W = 0.25 \pm 0.10$ y en aquellos con comunicación interatrial $W = 0.74 \pm 0.15$.

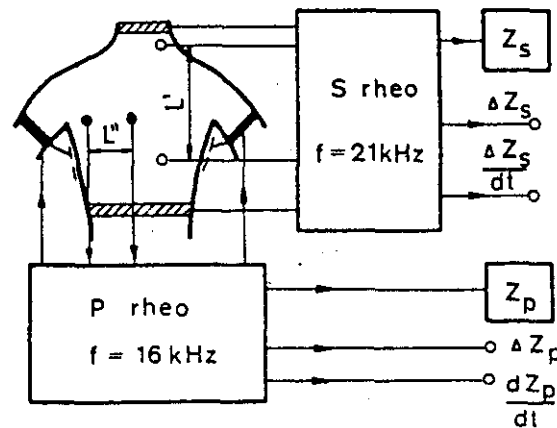
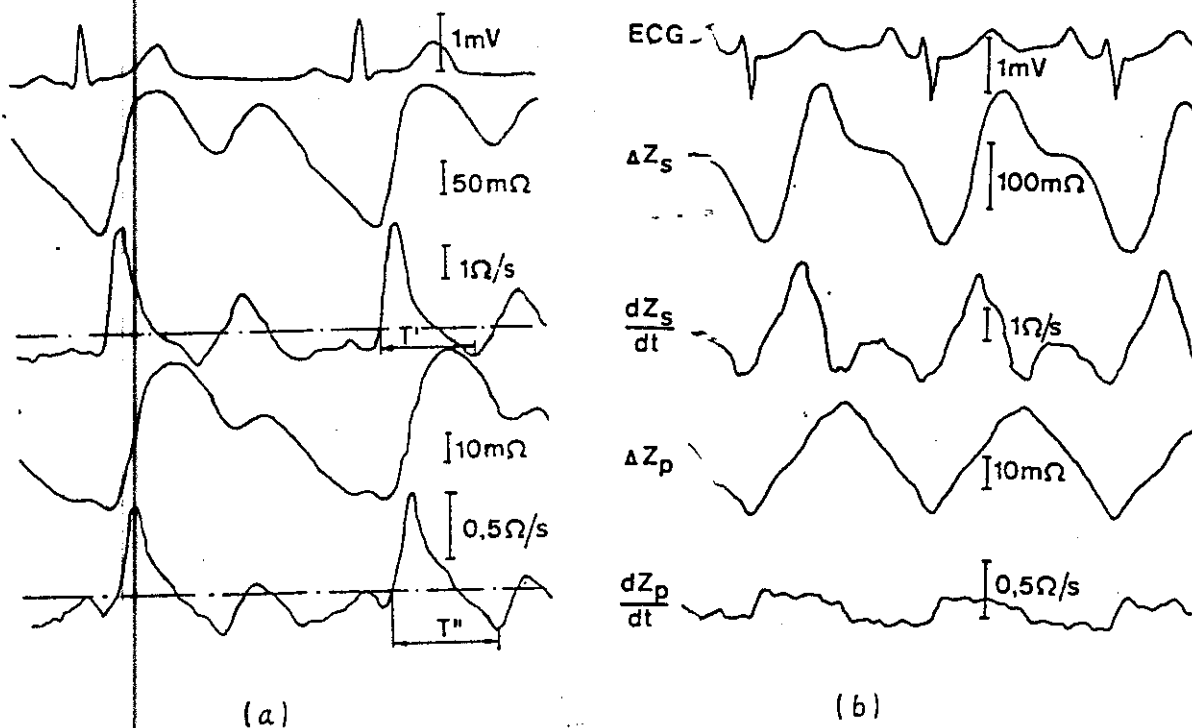


FIGURA 5

Arreglo de electrodos utilizado por T. Palko (25).

En la figura 6 se presentan señales de sujetos sanos y con los padecimientos mencionados. Según los autores el análisis de estas formas de onda permiten reconocer problemas del tipo de estenosis de la arteria pulmonar, fallas cardíacas y la eficiencia de la

cirugía.



(a)

(b)

FIGURA 6

Señales de pacientes con diferentes pa-
decimientos reportados por T. Palko (25)
(a) normal, (b) síndrome de Fallot.

Resumen de las principales características de los instrumentos utilizados en la medición del gasto cardíaco por impedancimetría.

En las páginas siguientes se presenta un resumen de las características más importantes de los instrumentos utilizados en la adquisición de las señales de variación de impedancia en los trabajos anteriormente mencionados.

Las características incluidas son: frecuencia y corriente empleadas para la detección de la señal de cambio de impedancia, tipo de pacientes estudiados, tipo de estudios realizados y resultados obtenidos.

La tendencia en el diseño y desarrollo de los instrumentos utilizados pueden visualizarse aquí de una manera más fácil.

AÑO	AUTOR	CORRIENTE EMPLEADA (mA)	FRECUENCIA (KHz)	PACIENTES		TIPO DE ESTUDIO	Observaciones
				SANOS	CARDIOPATAS		
1966	Kubicek	6	100	10	-----	Comparativo entre el método de dilución e impedancia. + 12% para el 95% de con fianza para el método im pedancimétrico. Introducen factor de corrección (1.18) para valores absolutos de gasto cardíaco.	reportan la exactitud de los cambios relativos: + 12% para el 95% de con fianza para el método im pedancimétrico. Introducen factor de corrección (1.18) para valores absolutos de gasto cardíaco.
1968	Harley	-----	100	13	21	Comparativo entre dilución del indicador (indocianina) y el de impedancimetría. Arreglo de electrodos:tetrapolar.	Factores de correlación: sanos = 0.68 cardiopatas= 0.26
1969	Judy, Baker	6	100	17	-----	Comparativo entre el método de dilución por radioisótopos y el de impedancimetría. Sujetos sometidos al ejercicio. Arreglo de electrodos:tetrapolar.	Valores absolutos mayores (1.31) por el método de im pedancimetría que por el método de dilución. Cambios relativos registrados de igual manera.

AÑO	AUTOR	CORRIENTE EMPLEADA (mA)	FRECUENCIA (KHz)	PACIENTES		TIPO DE ESTUDIO	RESULTADOS
				SANOS	CARDIOPATAS		
1970	Smith	6	100	8	-----	Comparativo entre dilución del <u>indio</u> 0.83	Factor de correlación: cador e impedancia- metría.
		Cardiógrafo:Minnesota modelo 202.				Arreglo de electro- dos:tetrapolar.	
1971	Baker, Judy y Geddes.	4	100	17	-----	Comparativo entre: dilución (isótopos) e impedancia- metría.	Factores de correlación: 0.58
				10	-----	Comparativo entre: dilución (colorantes) e impedancia- metría.	0.68
						Flujómetros magnéticos e impedancia- metría.	0.92
					perros	Arreglo de electro- dos:tetrapolar.	
1976	Denniston	4	100	10	-----	Comparativo entre: dilución e impedancia- metría en reposo y ejercicio.	Factor de correlación: 0.9 en reposo.
		Cardiógrafo :Minnesota modelo 304A				Arreglo de electro- dos:tetrapolar.	Se presentan problemas en el ejercicio por artefactos de movimiento.

AÑO	AUTOR	CORRIENTE EMPLEADA (mA)	FRECUENCIA (KHz)	PACIENTES SANOS	PACIENTES CARDIOPATAS	TIPO DE ESTUDIO	RESULTADOS
1981	Miyamoto	0.350 Cardiógrafo:Nihon Koden PCA-5	50	6	-----	Comparativo entre: Factor de correlación: Indirecto de Fick 0.9. por CO ₂ e impedan_ Se aplica técnica de pro- cimetría en reposo mediación para la elimina_ y ejercicio. ción de artefactos de mo- Arreglo tetrapolar vimientos y respiratorios.	
1986	P.Tadevsz	1	21	10	- - -	Comparativo entre: Factor W; termodilución e Sanos: 0.54 + 0.08 impedancimetría	
1986	Charleston y col.	.350	50	20	40	Arreglo de electro- dos: ver figura 6). Empleo de la técni_ Sensibilidad del prototipo ca ultrasónica pa- diseñado: ra la calibración del sistema de me- dición de cambios de impedancia,	

La técnica de impedancimetría y sus resultados continúan en la etapa de investigación y valoración clínica. El reto aún-- continúan siendo problemas de investigación básica. ¿Cual es el modelo fisiológico? y ¿como deben de interpretarse las señales impedancimétricas? son las preguntas de interés. Es probable, -- que una de las razones que justifique este lento avance es la falta de conocimiento de los mecanismos biológicos que contribuyen al cambio de impedancia. Esto se complica, debido a que en el tórax existen diferentes estructuras y factores tales como cambios en el volumen del corazón, en el volumen pulmonar, movimientos relativos del corazón, etc, afectan la toma de mediciones.

Varios investigadores han realizado experimentos con el afán de encontrar el origen de la señal de cambio de impedancia. Estos van desde estudios con volúmenes controlados en diferentes estructuras cardiovasculares (23) hasta modelos que involucran la teoría electromagnética de Maxwell, en donde tratan de explicar como es la distribución de potenciales en el tórax y que estructuras modifican en mayor grado estas líneas, con lo que se obtiene la mayor contribución a la señal de cambio de impedancia (26). Algunos de los resultados ya se mencionaron.

Sakamoto en 1979 (13), indica que las formas de onda obtenidas (frontal y dorsal) registran no solamente los cambios de volumen en aorta, sino que también del corazón y pulmones. Sugiere que se puede obtener información valiosa de la circulación de cierta porción del tórax si se escoge el arreglo de electrodos

apropiado.

Patterson (1985) por su parte indica (26), que los pulmones contribuyeron con un 61% a la forma de onda de cambio de impedancia, las grandes arterias con un 21% y el músculo esquelético-- con un 13%, utilizando un volumen de eyección de 80 ml. Estos resultados sugieren que diversas fuentes afectan a la señal de cambio impedancimétrica .

El arreglo de electrodos no solo es el problema a solucionar. El tamaño (ancho) y separación de los mismos (los de suministro de corriente de los de detección de señal) es otro punto de -- discusión. En un estudio (27), mediante un modelo de tórax humano con 27 capas que incluía músculo (resistividad $\rho=400$ ohms-cm), hueso ($\rho= 2000$ ohms-cm), vasos sanguíneos ($\rho=150$ ohms-cm), pulmón ($\rho=1200$ ohms-cm), grasa ($\rho = 1000$ ohms-cm), intestino ($\rho = 800$ ohms-cm), músculo cardíaco ($\rho= 450$ ohms-cm) y pared torácica ($\rho=600$ ohms-cm) se encontró que:

- 1) el cambiar el ancho del electrodo de corriente abdominal (0.6 cm de cambio) no es crítico en la detección de los valores de impedancia basal y cambio de impedancia.
- 2) el disminuir el ancho de los electrodos de detección (0.35 cm de reducción) decrementa los valores de impedancia basal (Z_0) y de cambio de impedancia (ΔZ). Parece ser, que entre más angostos sean los electrodos de detección se comportan menos sensibles al cambio de impedancia en compara-

ción con los anchos (0.7 cm en el modelo).

Por lo que sugieren determinar el ancho óptimo de estos electrodos tomando en cuenta aspectos como los anteriormente mencionados, así como la interfase electrodo-piel y la modificación de las líneas de potencial en el tórax.

3) la disminución de la longitud del cuello (de 4.5 cm a 2.5 cm en el modelo) tiene un efecto despreciable sobre los valores de impedancia basal y cambios de impedancia comparándolos con los obtenidos en condiciones normales.

4) se aumentó la distancia entre el electrodo de corriente, situado en el abdomen y el de detección de 2 hasta más de 10 cm, permaneciendo fijos los electrodos de detección. El valor de la impedancia basal se fué decreciendo mientras el valor de la derivada del cambio de impedancia con respecto al tiempo (dZ/dt) permanecía constante.

Basándose en estas observaciones y dado que se provee de una distribución de corriente más uniforme es preferible tener la mayor distancia entre los electrodos de detección y de corriente en el abdomen.

Ahora bien, el rango de frecuencias utilizado va desde 20 hasta 100 KHz, con magnitudes desde 4 hasta 0.350 mA .

Quizas, el instrumento más reportado en la detección de estas señales es el cardiógrafo Minnesota, del cual se muestra su diagrama a bloques (figura 7). Sin embargo, existen otros instrumentos--

como el Nihon Koden PCA-5 y muchos de diseño particular.

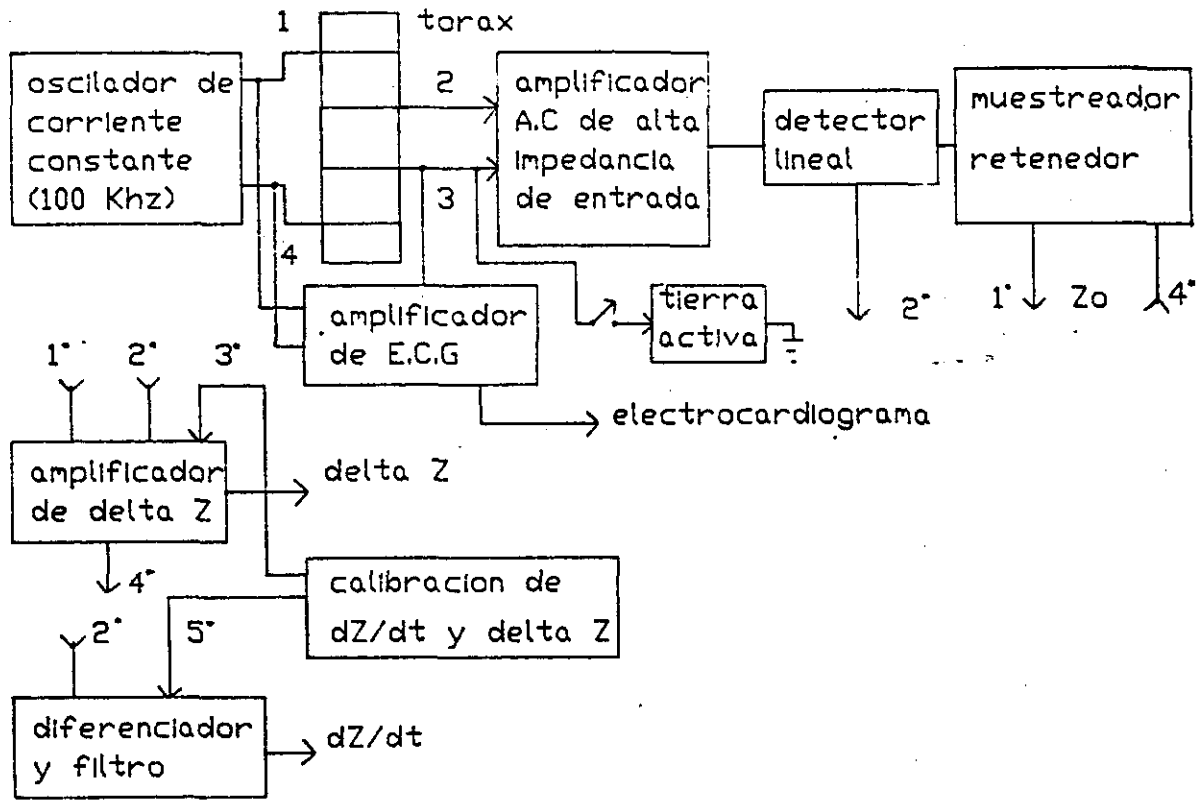


FIGURA 7
Diagrama a bloques del cardiógrafo
Minnesota.

Otro problema importante en la adquisición de las señales de cambio impedancimétricas es la interferencia de la señal de respiración, la cual es más importante al someter a un sujeto a ejercicio.

En 1986, J.Xie y colaboradores (28) reportan el uso de un algoritmo que corrige, señal a señal, en tiempo real, el desplazamiento de la señal impedancimétrica causado por la respiración, utilizan

do para ello un sistema basado en un microprocesador. Presentan (figura 8) sus resultados antes y después de aplicar su procesamiento. Como se observa, es claro la reducción del desplazamiento de la línea de base de la señal.

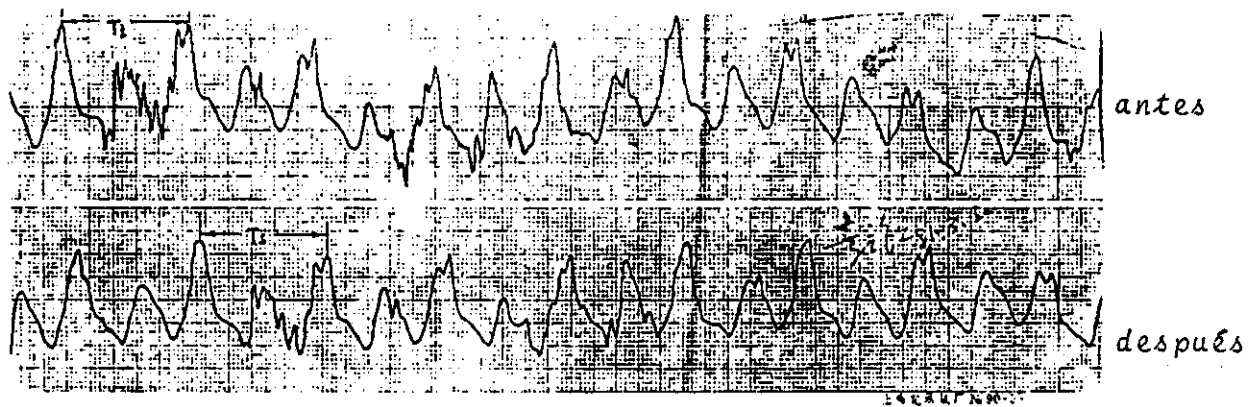


FIGURA 8

Resultados presentados por J.Xie para la eliminación por programa del artefacto respiratorio.

2.4.- Criterios de diseño.

Existen varios criterios involucrados en la medición de cualquier variable fisiológica y que deben tomarse en cuenta al diseñarse un instrumento de medición médico.

Estos criterios pueden dividirse en cuatro grandes categorías: criterios de señal, médicos, ambientales y económicos. Como ejemplos del primero se puede mencionar el rango dinámico de la señal, amplificación, etc. Del segundo, importa si la medición es de tipo invasiva o no, la seguridad (eléctrica y mecánica) del paciente, etc. La forma y tamaño del gabinete son ejemplos del tercer criterio. En cuanto al último, se puede mencionar el costo de fabricación, la viabilidad y su análisis de costo-beneficio (5).

En el caso particular del medidor de gasto cardíaco descrito en esta tesis, principalmente se consideraron en el diseño del mismo los criterios de señal y médicos; básicamente por tratarse de un prototipo sujeto a modificaciones. Sin embargo, es justo mencionar que se han tomado en cuenta los otros dos criterios porque serán estos los que permitirán una comercialización y por consecuencia la utilización real de esta tecnología.

Los criterios de señal y médicos, aquí utilizados se pueden resumir en los siguientes puntos:

- * capacidad para detectar señales de cambio de impedancia del orden de 0.1 ohm sobre impedancias basales de 20-30 ohms.
- * utilizar la técnica tetrapolar de electrodos para efectuar la medición.
- * utilizar una señal senoidal de frecuencia de 50 Khz y -- corriente constante de 350 microamperes.
- * condiciones de aislamiento para el paciente mediante el uso de pilas recargables.
- * capacidad de promediación de la señal obtenida.
- * capacidad de despliegue de la señal para estudios posteriores.

Desde los primeros trabajos reportados en la literatura la señal de cambio impedancimétrica (que corresponde a los cambios de voltaje detectados en la superficie torácica) se calibraron y cuantificaron en términos de cambios resistivos. Principalmente porque se requería de un valor numérico que se utilizará en la fórmula desarrollada por Nyboer y aplicada por Kubicek al tórax (apéndice A) para el cálculo del gasto cardíaco.

Es importante notar, que el concepto impedancia involucra dos términos, la parte real (resistiva) y la parte compleja (capacitiva o inductiva) (29). Se han realizado estudios (29) en los que separan ambos términos y tratan de determinar cual es el que presenta mayor sensibilidad en la detección del volumen de eyección.

Se concluye de los trabajos dos observaciones que valen la pena mencionar:

- a) la amplitud del fenómeno complejo (puramente capacitivo a las frecuencias empleadas) exhibe una mejor correlación con el volumen de eyección.
- b) la señal capacitiva es menos sensible a los artefactos de movimiento.

Sin embargo, Geddes menciona (9), que aún es muy "pronto" para evaluar los registros de la parte reactiva de la señal de cambio de impedancia y existe el problema de seleccionar la técnica-- que se utilizará para calibrar este registro en términos del volumen de eyección.

La literatura reporta (12, 30), que los cambios de voltaje que se detectan corresponden a cambios de impedancia del orden de 0.1 ohms, así como el valor del voltaje directo detectado al final de la diástole, lo que se denomina impedancia basal, presenta valores de 20-30 ohms.

Es este el rango de cambio de impedancia e impedancia basal que debe detectar el prototipo diseñado.

Como se mencionó, uno de los problemas en la técnica impedancimétrica es el arreglo de electrodos que va a utilizarse.

Puesto que no existe ninguna normalización al respecto, la mayoría de los investigadores han utilizado el arreglo tetrapolar de electrodos en la configuración propuesta por Kubicek (figura 3), con algunas variantes. Los electrodos en forma de banda son de

6 mm de ancho, con la colocación dada en secciones anteriores (sección 2.2).

Ultimamente se ha desarrollado y estudiado cada vez más el registro por secciones (del tórax) de la señal de cambio de impedancia, mediante electrodos puntuales (25).

Los arreglos básicos de electrodos son el bipolar y el tetrapolar. En el primero, los electrodos de suministro de corriente y los de detección de señal son los mismos. El principal problema en este arreglo es la falta de uniformidad de la densidad de corriente eléctrica, ya que esta es mayor en la zona cercana a los electrodos, con lo que la contribución al cambio de impedancia será mayor para esta región que para zonas más alejadas.

Desde 1884 se implemento la técnica tetrapolar, la cual se utiliza en el desarrollo de este proyecto. su ventaja, es que en teoría, -- en un medio homogéneo las líneas de densidad de corriente son uniformes para la región en el que se encuentran localizados los -- electrodos de detección (figura 9). Hay que tomar en cuenta los apuntes hechos en cuanto a la distribución de densidad de corriente en un medio no homogéneo como lo es el tórax humano.

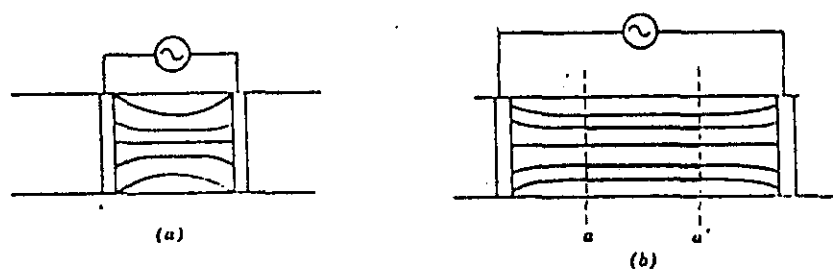


FIGURA 9

Líneas de distribución de densidad de corriente en un medio homogéneo. (a) técnica bipolar, (b) técnica tetrapolar.

Entre los efectos que provoca la circulación de corriente en el cuerpo humano se encuentran la sensación de cosquilleo, calentamiento, contracción sostenida de los músculos respiratorios y -- quemaduras de los tejidos.

Un parámetro importante de la corriente eléctrica suministrada al cuerpo, es su frecuencia. Se ha observado que entre mayor sea esta, es mayor la intensidad de la corriente que se puede suministrar al cuerpo humano, sin que el individuo reporte sensación alguna.

El calentamiento de los tejidos se debe a grandes intensidades -- de corriente eléctrica (3 Amperes a 1 Mhz). Este efecto se ha aplicado en lo que se conoce como diatermias.

En la figura 10 se observa la relación entre la intensidad y la frecuencia de la corriente al aplicarla al tórax humano en forma transversal y longitudinal (9).

En la detección de los eventos biológicos por impedancimetría se utilizan corrientes eléctricas a frecuencias superiores a los -- 20 Khz. Valores inferiores pueden estimular tejidos que presentan valores de cronaxia del orden de 0.080 milisegundos (músculo flexor de los brazos), que corresponden a frecuencias del orden de -- 12.5 Khz (9).

A la frecuencia propuesta en este proyecto, se pueden suministrar hasta 20 miliamperes antes de que el sujeto reporte alguna sensación, por lo que una intensidad de corriente de 350 microamperes es menos del 2% de la corriente total que se puede suministrar a esa frecuencia. Se tiene entonces un gran margen de seguridad para no estimular a los tejidos que se encuentran en la región del --

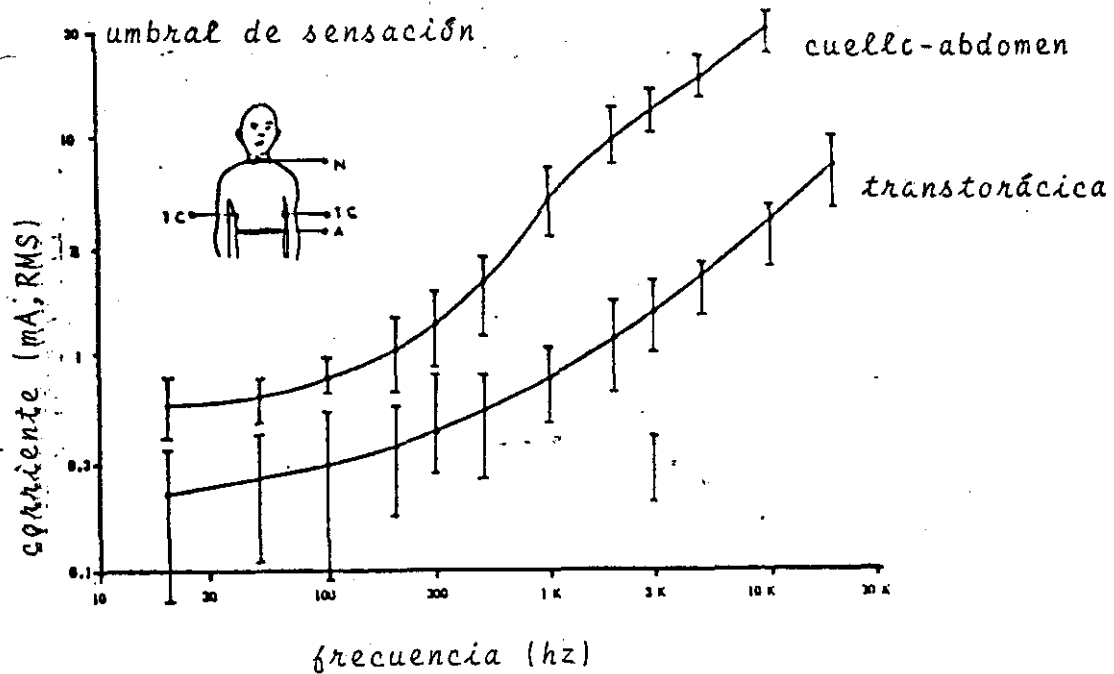


FIGURA 10
Niveles de sensación para la corriente eléctrica a diferentes frecuencias.

tórax.

Dos aspectos importantes a considerar en el uso de pilas recargables para la alimentación eléctrica del prototipo, son la seguridad eléctrica del paciente, aspecto que fué tratado anteriormente, y la facilidad de transporte (portátil) y uso en condiciones adversas en el suministro de corriente eléctrica.

El "corto circuito" de elementos eléctricos en el instrumento de medición, provocan un aumento sensible en la corriente suministrada en la alimentación eléctrica de estos elementos. Esta se encuentra limitada a 75 miliamperes-hora mediante el uso de pi-

las recargables de Ni-Ca (níquel-cadmio), no así, si la alimentación se efectúa en alguna forma, utilizando la línea de suministro de corriente eléctrica comercial.

Dicha corriente puede circular a través del paciente y sobrepasar la corriente límite a la frecuencia de 50 KHz, ya que éste -- forma parte de una fuente de corriente constante (lo cual se explicará más adelante sección 3.1) para llevar a cabo las mediciones de la señal de cambio de impedancia.

El movimiento del tórax y miembros superiores durante el ejercicio afectan la morfología de la señal de cambio de impedancia, debido a los cambios de posición de los electrodos de detección sobre el tórax y al de los tejidos de unos con respecto a otros. El tipo de "artefactos de movimiento" se presentan de manera aleatoria durante la adquisición de las señales de cambio de impedancia.

Para disminuir su amplitud en relación a la señal de interés, es decir, aumentar la relación señal a ruido, se ha empleado la técnica de promediación.

Esta técnica requiere modelar a la señal de interés como una señal de tipo determinístico (ΔZ), la cual se presenta después de cada estímulo (onda "R" del E.C.G) más un ruido (espigas de voltaje en la morfología de ΔZ , además de variaciones súbitas de la línea de base debido al movimiento), el que como toda muestra de un proceso aleatorio se asume que tiende a una función de distribución de probabilidad de tipo gaussiano, con media igual a cero y desviación estandar igual a σ (31).

La señal compuesta se puede describir en forma matemática como:

$$r(t) = s(t) + n(t)$$

donde $s(t)$ representa la señal de cambio de impedancia y $n(t)$ el ruido asociado a la señal.

La relación señal a ruido presente después de la promediación es N veces (número de promediaciones) superior a la relación existente sin el proceso (31).

Para aplicar la técnica de promediación es necesario una señal - que sincronice la toma de N muestras de la señal de ΔZ . Esta señal de disparo es la onda "R" del E.C.G, ya que esto asegura incluir en la promediación toda la señal de cambio de impedancia (observar relación temporal entre la señal de cambio de impedancia y el electrocardiograma, figura 4, sección 2.2)

En el análisis de las señales de cambio de impedancia, es necesario clasificarlas en base al defecto cardíaco que se presenta, - además del grado de severidad del mismo y compararlas con las señales adquiridas de pacientes normales o sanos.

Se requiere desplegar por lo tanto, varias veces la señal adquirida para observar cambios en morfología y amplitud que ayuden a mejorar las clasificaciones de cada una de las cardiopatías.

2.5.-Ultrasonido diagnóstico para la medición del gasto cardíaco.

De acuerdo a los objetivos planteados en esta tesis se propone a las técnicas de ultrasonido diagnóstico para medir el gasto cardíaco como un patrón primario en el proceso de calibración. Al utilizar diferentes sujetos, sanos y cardiopatas, se genera una base de datos que permite correlacionar archivos de señales impedancimétricas con valores de gasto cardíaco tipificados por cardiopatías mediante la técnica de ultrasonido.

Existen varias razones por las cuales se seleccionó la técnica ultrasónica como técnica patrón en la medición del gasto cardíaco.

Entre las más importantes se pueden mencionar las siguientes:

(a) la técnica es no invasiva y tiene un alto grado de aceptación clínica (34); (b) permite el cálculo del gasto cardíaco la tido a latido evitando la desventaja de los valores medios., como sucede en las técnicas de infusión (continuas o rápidas de un indicador), por el método de Fick.

(c) es relativamente fácil de aplicar, esto contrasta de una forma importante con los estudios hemodinámicos como los realizados por los métodos invasivos. Esto último, implica que la técnica de ultrasonido no altera la variable a medir.

(d) Para obtener un panorama completo del estado funcional del corazón, es posible aplicar simultáneamente además de la técnica

doppler otras dos modalidades de gran uso en el diagnóstico médico, el ultrasonido modo M y el bidimensional.

Estas dos modalidades permiten, como en el caso del ultrasonido doppler, el cálculo del gasto cardíaco, en base a los parámetros obtenidos en sus diversas imágenes cardíacas.

(e) diferentes trabajos en la literatura reportan índices de correlación excelentes con los métodos considerados convencionales como son el de dilución (32, 33, 34).

A continuación se describen algunas particularidades de las técnicas ultrasónicas de diagnóstico que sirvieron de soporte en este trabajo. Para entender las bases teóricas y el "estado del arte" en este campo se recomienda al lector consultar las referencias (2, 3, 35).

El paciente se coloca en posición decúbito dorsal para obtener las imágenes y flujos cardíacos en las diversas modalidades ultrasónicas. El transductor ultrasónico se maneja de tal manera que se obtienen diferentes imágenes: la llamada posición dos, en modo M, en la que el transductor se coloca entre el tercero y quinto espacio intercostal izquierdo y la línea media parasternal; las imágenes parasternales, apicales y subcostales, en ecocardiografía bidimensional, con sus planos longitudinal o eje largo, transversal o eje corto y el plano de cuatro cavidades, ver figura 11 (3).

Las imágenes de los cambios de diámetro ventricular izquierdo se obtienen en modo M (posición dos), figura 12, los diámetros anti-

cos y la funcionalidad de la válvula mitral se logra con la imágen parasternal en eje largo, el diámetro de la válvula mitral en imágen parasternal en eje corto.

Las imágenes de dos y cuatro cámaras (aurículas y ventrículos), - figura 13, se obtienen gracias a las imágenes apicales, en el plano de cuatro cavidades.

Un procedimiento similar se sigue con el transductor efecto doppler, en donde es posible registrar la velocidad máxima de flujo y el tiempo de expulsión o apertura de los aparatos valvulares, ver -- figura 14.

El ultrasonido diagnóstico en sus diversas modalidades, permite por diferentes métodos obtener valores del gasto cardíaco que se pueden correlacionar con la señal de cambio de impedancia.

Así se tiene que en el cálculo de los volúmenes ventriculares a partir de la técnica modo M se aplica la fórmula del cubo (35), para corazones no dilatados y la de Teichholz (35) para corazones dilatados, tomando en cuenta los diámetros ventriculares sistólicos y diastólicos del ventrículo izquierdo (figura 12).

En el caso de la técnica bidimensional se aplica el método de Simpson (36) en el plano de dos cavidades (aurícula y ventrículo izquierdo) para cuantificar el gasto cardíaco (figura 13); modelando al ventrículo izquierdo como un cilindro y un cono.

Aquí es importante mencionar que a pesar de que la ecocardiografía convencional (modo M y bidimensional) cuantifica los volúmenes ventriculares y el gasto cardíaco, en general se considera

que estas determinaciones no son confiables cuando existe deformidad en la cavidad ventricular izquierda (35). En estos casos el estudio se apoya en la técnica de ultrasonido efecto doppler, que es menos sensible a deformaciones anatómicas.

Así el cálculo del volumen latido o de eyección por ultrasonido efecto doppler se efectúa a partir de la siguiente relación:

$$\text{volumen latido} = \frac{v_m \times A \times (R-R)}{\cos \theta}$$

donde v_m es la velocidad media, A el área de la sección vascular o valvular, $(R-R)$ el intervalo en segundos entre onda R y R del E.C.G y $\cos \theta$ el ángulo que forma el haz ultrasónico con el flujo sanguíneo (35).

De aquí el gasto cardíaco se cuantifica de la siguiente manera:

$$\text{gasto cardíaco} = \text{volumen latido} \times \text{frecuencia cardíaca}$$

En resumen, puede decirse que la ecocardiografía es una técnica de diagnóstico y medición de gran uso en el estudio no invasivo de las diferentes patologías del corazón (2, 3, 35); que presenta un alto índice de correlación con los métodos convencionales invasivos para la medición del gasto cardíaco; a tal grado que esta técnica puede considerarse, para los propósitos de este trabajo, como técnica patrón.

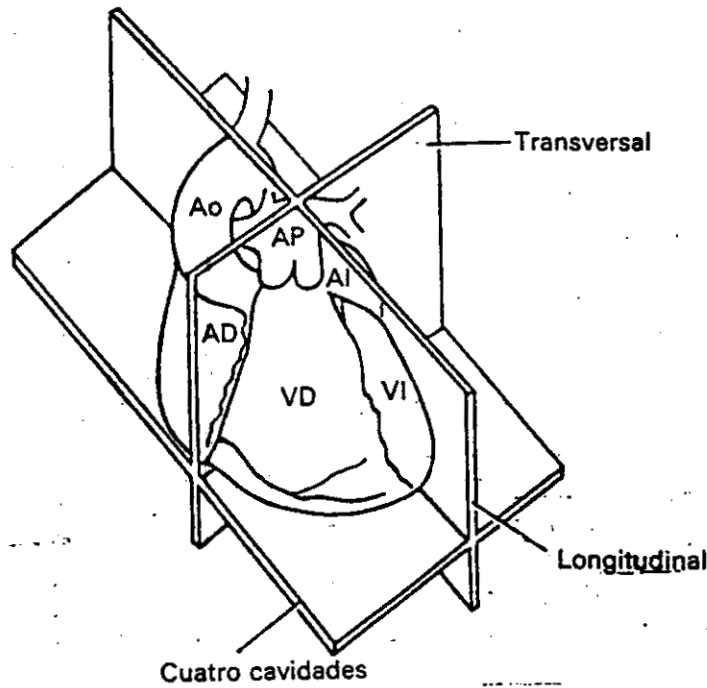


FIGURA 11

Esquema de los tres principales planos empleados en ecocardiografía

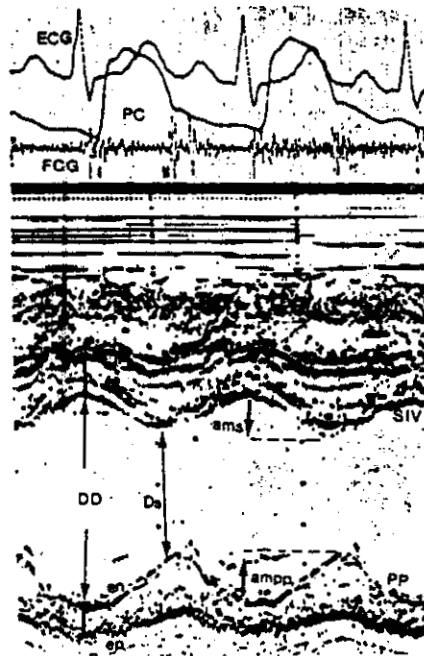
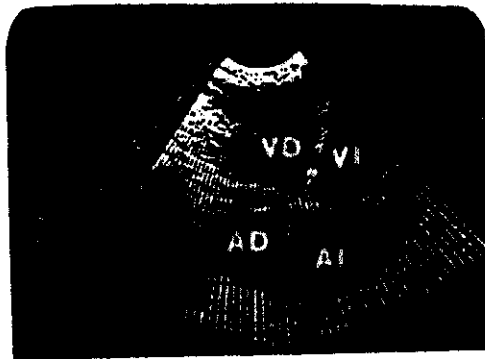


FIGURA 12

Estudio ecocardiográfico de la función ventricular modo M. DD=diámetro diastólico, Ds=diámetro sistólico, PP=pared posterior del ventrículo izquierdo, E.C.G=electrocardiograma, F.C.G=fonocardiograma, PC=pulso carotídeo.

(b)



(a)



FIGURA 13

Imágen apical de cuatro cámaras a apexecardiografía. (a) pieza anatómica que muestra las estructuras cardíacas observadas. (b) AI=aurícula izquierda, AD=aurícula derecha, VI=centrículo izquierdo, VD=ventrículo derecho.

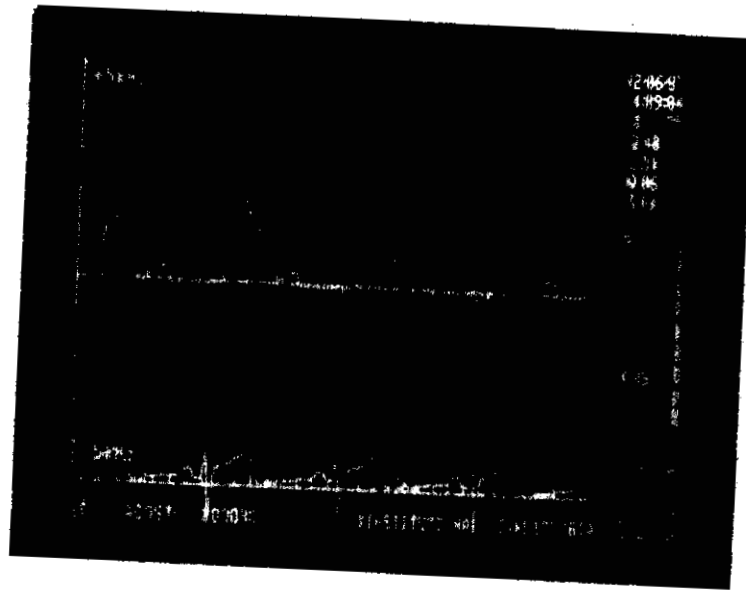


FIGURA 14
Imágenes ultrasónicas efecto doppler. Flujos
(cm/seg) en los diferentes aparatos valvula
res (aorta en la figura).

III.-DESCRIPCION DEL SISTEMA DE MEDICION.

Un sistema de medición para el registro de las señales de cambio de impedancia, que cumple con los objetivos planteados en esta tesis, se muestra a manera de bloques en la figura 15.

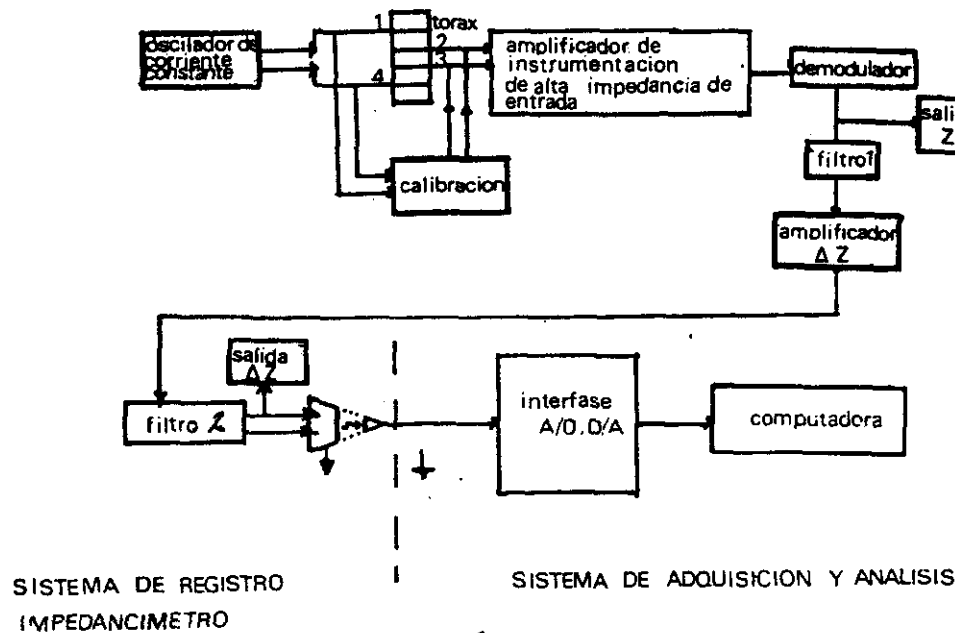


FIGURA 15
Sistema de medición

En el diagrama de bloques es importante observar la división de los bloques que forman parte del impedancímetro de aquellos que forman el sistema de adquisición y análisis. Estas dos partes se detallarán por separado en las siguientes secciones.

En la conformación de este sistema de medición siempre se tuvo en mente las dos situaciones siguientes:

Primeramente el sistema de medición debía de cumplir además de los objetivos planteados como impedancímetro, el de responder a los problemas que se presentaron en la valoración y calibración del mismo. En segundo lugar, también el sistema de medición debería de ofrecer además de una alta confiabilidad en la operación la suficiente flexibilidad para iniciar, al concluir la primera parte, un estudio de las señales impedancimétricas y de las aplicaciones clínicas derivadas de las mismas.

Así en lo referente al proceso de valoración del impedancímetro se requirió desde simples procedimientos de visualización de las diferentes morfologías de las señales impedancimétricas hasta la formación de archivos de señal con atributos del sujeto en observación para facilitar la correlación con la técnica patrón aquí utilizada. Siendo más específico, este sistema de medición permitió, como se observa en el capítulo de resultados, la exploración de las señales impedancimétricas por medio de algoritmos de procesamiento digital de señales. Así se obtuvo para las señales impedancimétricas la promediación de las mismas sincronizadas con la onda "R" del E.C.G, filtrado digital, la estimación de la densidad espectral y otros procesamientos que servirán para trabajos futuros. Se recomienda al lector consultar las referencias que describen la implementación de algoritmos de procesamientos compatibles con este sistema de adquisición y análisis (37).

3.1.-Impedancímetro.

Con el propósito de cumplir las características de diseño especificadas en los objetivos de esta tesis, para la construcción de un primer prototipo de impedancimetría, se implementó una circuitería dividida en cinco etapas básicas; como se puede observar en forma general en la figura 16.

- a) etapa de suministro de corriente constante formada por las secciones A1 y A2.
- b) etapa de amplificación de la señal modulada por el cambio de impedancia e impedancia basal; sección A3.
- c) etapa de demodulación; sección A4 y A5.
- d) etapa de filtrado; sección A6 y A8.
- e) etapa de alimentación.

Es importante notar que la estructura aquí propuesta ya ha sido reportada en la literatura (3). Es por esta razón que la descripción de los circuitos adopta por un lado un nivel general y por el otro se enfatiza el detalle de las modificaciones a la circuitería original que condujeron a la fabricación de un prototipo. Se recomienda al lector referirse a (3) y al apéndice B en donde se encontrará una lista de partes y el manual de operación del prototipo aquí utilizado.

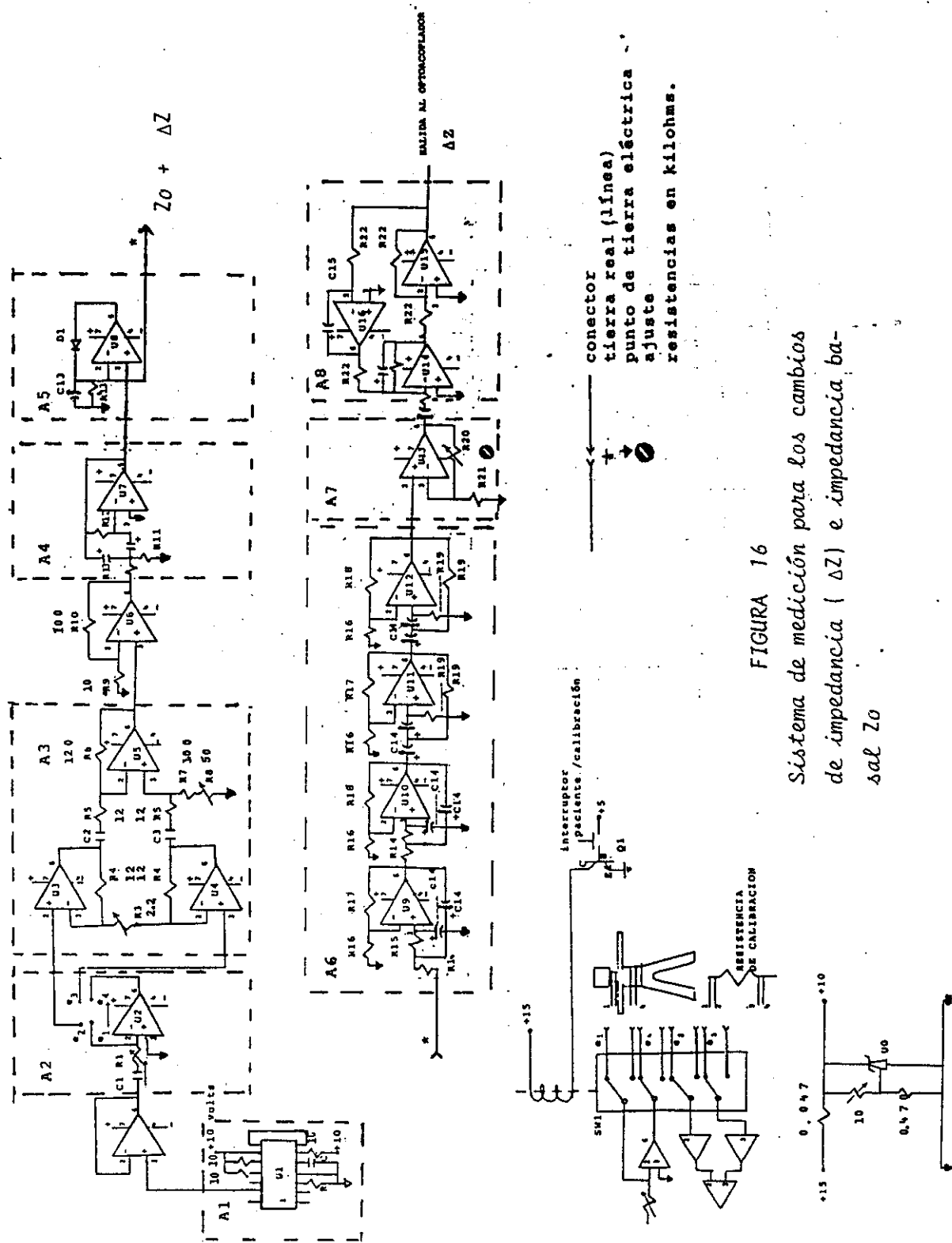


FIGURA 16

Sistema de medición para los cambios de impedancia (ΔZ) e impedancia basal Z_0

a) Etapa de suministro de corriente constante. (A1, A2).

El propósito de esta etapa es mantener una corriente de excitación (350 microamperes) constante a través del tórax del paciente al realizar las mediciones de las señales impedancimétricas. Se asume que la diferencia de potencial registrada por los electrodos internos (figura 3) es proporcional a la corriente de excitación multiplicada por el cambio de impedancia. Por conveniencia se requiere una corriente de tipo senoidal, para lo cual es necesario generar primero una señal de voltaje con características de amplitud y frecuencias fijas (2.5 volts pico a pico a 50 KHz).

El circuito integrado U1 es un generador de funciones que mediante los valores de R y C de la configuración permiten fijar la frecuencia de la señal de salida ($f=0.3/RC$).

Para asegurar la estabilidad de la señal de voltaje de salida de este circuito integrado, se regula su alimentación por medio de una fuente de referencia formada por el integrado U0.

La señal de salida se envía a un amplificador operacional (U2) - cuya configuración es una fuente de corriente constante al paciente.

El valor de esta corriente de excitación esta dada por:

$$I1 \text{ (corriente de excitación)} = V_{p-p}/R1$$

donde V_{p-p} es el voltaje senoidal de salida de U1.

Es importante notar que por la magnitud seleccionada de la corrien

te y por los valores externos de la impedancia que presenta el paciente, no existe el riesgo de saturar el rango dinámico del-operacional U2. Como ejemplo de esto, obsérvese lo siguiente:

$$\begin{aligned} V_o &= (Z_o) (I \text{ de excitación}) \\ &= (30 \text{ ohms})(350 \text{ microamperes}) = 0.01 \text{ volt.} \end{aligned}$$

Es de observarse que el paciente o la resistencia de calibración forman el lazo de retroalimentación de esta configuración. Para realizar la conmutación de una u otra se utiliza un relevador (SW1) de cuatro polos dos tiros, activado por un pulso de cinco volts, gobernado por el transistor Q1.

La selección se efectúa mediante un control manual denominado "paciente/calibración".

b) Etapa de amplificación de la señal modulada por el cambio de impedancia e impedancia basal (A3).

Esta etapa esta formada por un amplificador de instrumentación (U3, U4, U5).

El voltaje de entrada para este amplificador lo forma la diferencia de potencial registrada en la superficie del tórax por medio de los electrodos metálicos internos 2 y 3 (ver figura 3), una vez que la señal de corriente de excitación se suministra al cuerpo del paciente.

Se asume que los potenciales de media celda generados por los electrodos y sus impedancias propias son despreciables para la frecuencia de la corriente de excitación (38).

La relación de rechazo de modo común (CMRR) establecida contra señales de 60 Hz para el amplificador diferencial es de 70 dB determinada por la relación entre R_6 y R_7+R_8 . La ganancia que presenta es de 100 (de acuerdo a la relación $(1+2R_4/R_3)(R_6/R_5)$), con una amplificación posterior de 10 (U6).

c) Etapa de demodulación (A4, A5)

Se utiliza un filtro pasabanda de segundo orden centrado en 50Khz formado por U7 para procesar únicamente la frecuencia de la señal portadora y su señal modulante (ΔZ), con un factor de calidad de 1.25, ganancia unitaria ($G=R_{12}/2R_{13}$) y pendiente de corte de -40 dB/década.

Es importante enfatizar, que al emplear una modulación en amplitud, la señal de voltaje a la salida del amplificador de instrumentación es una señal de 50 Khz que contiene en su amplitud pico a pico la información referente a la impedancia basal y al cambio de impedancia.

Así, el procesamiento de señal asume que la variación de impedancia e impedancia basal modulan la amplitud de la señal portadora de la siguiente manera:

$$V_o = I(Z_o + \Delta Z) \text{sen } 2\pi(50 \text{ Khz})t$$

Ahora bien, para obtener la información relevante, la señal de voltaje de salida del amplificador se envía a un demodulador formado por U8, que es en si un rectificador de media onda, con un componente (C13) que permite almacenar los valores pico de esta señal de voltaje. La constante de tiempo de la configuración es de 100

milisegundos ($\tau = R13C13$).

d) Etapa de filtrado (A6, A8).

Esta etapa se diseñó tomando en cuenta el ancho de banda más frecuentemente utilizado en las técnicas pletismográficas. Este en general varía de dc a 50 hz, dependiendo del órgano bajo estudio (5).

Mediante el uso de filtros tipo Butterworth (U9, U10, U11, U12) - de cuarto orden pasa banda, con ganancia de 6, se obtuvo un ancho de banda de 0.1 a 50 hz, con un factor de calidad de 1 aproximadamente y pendiente de corte de -80 dB/década.

La conveniencia del ancho de banda seleccionado se pudo comprobar sometiendo a la señal de cambio de impedancia a un análisis en el dominio de la frecuencia. Para esto se aplicó un sistema de análisis de señales marca Tektronix, modelo 1220, que mediante la transformada de Fourier obtuvo el ancho de banda en el que se encontraba la energía de la señal de ΔZ . Este definitivamente fue menor al seleccionado (ver capítulo de resultados).

Así, por estimarlo conveniente se limitó nuevamente la banda a las frecuencias en donde la señal mostraba mayor energía (2-10 Hz) mediante el uso de un segundo filtro tipo Biquad (U14, U15, U16) con ganancia de 2 ($G = -R22/R23$).

Hay que resaltar el hecho de que el ancho de banda obtenido por el sistema de análisis Tektronix es de d.c a 10Hz, sin embargo este valor de d.c se puede atribuir a la señal de impe-

dancimetría correspondiente a la respiración. Es por esto, que para no adquirir en cierto grado esta señal, el límite inferior del filtro Biquad se fijó en 2 Hz. Sin embargo, el ancho de banda de la señal de respiración es de 0.1 a 10 Hz, lo que implica cierta interferencia de la señal de respiración en la adquisición de la señal de cambio de impedancia cardíaca.

e) Etapa de alimentación (ver diagrama en el apéndice B).

Esta etapa se configuró en base a pilas recargables de Ni-Ca, con un voltaje nominal de 7.5 volts. El tiempo de carga de las mismas es de 10 horas y se realiza mediante un circuito que permite la carga de las pilas en paralelo y la operación en serie (mediante el uso de diodos de propósito general) para obtener un voltaje de trabajo de + 15 volts.

El tiempo de operación es de 1 hora aproximadamente, a una corriente de 70 miliamperes.

Mejoras y modificaciones.

A continuación se resumen las mejoras y modificaciones respecto al diseño propuesto en (3) que finalmente condujeron a la construcción de un prototipo posible de evaluar. Se describen con el propósito de mejorar el "estado del arte" en el diseño de este tipo de instrumentos.

(1) Se prescindió del uso de interruptores analógicos (CMOS-4066) para la conmutación del paciente o la resistencia de calibración como carga para la fuente de corriente (U2). Esto se debió a que la resistencia de encendido ($R_{on}=80$ ohms) es mayor que la impedancia basal y el cambio de impedancia que presenta el paciente.

En su lugar, se utilizó un relevador mecánico (SW1) con resistencia de encendido menor a 1 ohm.

(2) Los capacitores de 10 nanofaradios utilizados en el lazo de retroalimentación de la fuente de corriente por la misma razón fueron desechados.

(3) La etapa de aislamiento, para seguridad del paciente por medio de un optoacoplador fue reubicada a la salida de la sección A8 (ver figura 11). La razón para este cambio es que se observó la limitación en respuesta a la frecuencia que presentan estos dispositivos.

Al colocarla después del filtro en la etapa A8, trabaja con un

ancho de banda de 10 hz que no compromete dicha respuesta.

(4) Los amplificadores operacionales TL070, de bajo ruido se reemplazaron por los amplificadores operacionales TL081.

Se observó por una parte, que estos últimos no requieren la compensación en frecuencia y por otra que el ruido inherente del amplificador no afecta la calidad de la señal a procesar; facilitando así el diseño y no haciendolo dependiente de componentes especiales.

(5) La constante de tiempo del demodulador (U8 sección A5) se modificó de 10 milisegundos a 100 milisegundos, mejorando la relación señal a ruido en la salida de esta etapa.

(6) La fuente de alimentación a base de baterías recargables de la mayoría de los circuitos activos permitió una importante mejora en la calidad del procesamiento de la señal. Además de garantizar aislamiento para el paciente, permitió librarse de interferencia de 60 hz por lazos de tierra o inducción. Ciertamente la operación del prototipo se limitó a la carga de las baterías con una duración aproximada de 1 hora. Sin embargo, se estimó que este tiempo es más que suficiente para realizar cinco estudios continuos.

(7) Para el acoplamiento y calibración de la señal de ΔZ con el rango dinámico del sistema de conversión analógico-digital fue necesario aumentar la ganancia de salida total mediante la configuración no inversora A7, en donde la ganancia es variable ($G=R20/R21$). Operando manualmente esta ganancia se puede calibrar el impedancímetro en la pantalla de la computadora,

estableciendo la relación de cambio de voltaje de 1, 2, 3, 4 o 5 volts correspondientes por cada 0.1 ohm de cambio de impedancia.

(8) Finalmente, se refiere al lector al apéndice B, donde se da una lista de partes, el circuito eléctrico y el diagrama del circuito impreso.

3.2.-Sistema de adquisición y análisis.

El sistema de adquisición y análisis aquí empleado lleva a cabo las tareas de adquisición, procesamiento digital y despliegue de las señales de impedancimetría(37).

Algunas de las características de este sistema se dan a continuación:

sistema basado en una computadora personal de tipo "PC compatible".

No de canales de adquisición	4 (expandible a 8)
No de bits de resolución	10
Niveles de conversión	1024
Velocidad de conversión	12 μ segundos (bipolar) 6 " (monopolar)
Amplitud de la señal de salida	\pm 5 volts (bipolar) 0-10 volts (monopolar)
Frecuencia de muestreo	seleccionable por programa hasta 1 KHz.

Para mayores detalles sobre los criterios de diseño, circuitos y capacidad de procesamiento digital se refiere al lector a los trabajos originales (37) que condujeron a la fabricación de este sistema.

A continuación se presenta una descripción breve de su utiliza-

ción, haciendo énfasis en aquellas facilidades que permitieron la captura, almacenamiento y procesamiento de las señales impedancimétricas.

El programa del sistema de conversión permite escoger uno de los siguientes procedimientos (pantallas correspondientes en las páginas siguientes):

- (A)dquirir
- (D)esplegar
- (P)romediar
- (E)ntero
- (C)alibrar
- (T)erminar

La primera y tercera opción preguntan por el número de canales a procesar, por la frecuencia de muestreo, si se almacena la señal en disco o no y por el número de promediaciones. Para promediar espera la señal de sincronía, como puede ser la onda R del E.C.G.

El procedimiento de despliegue permite colocar en la pantalla una señal ya almacenada en disco (en forma de texto) describiéndola por el nombre del registro más alguna extensión. Además es posible obtener una gráfica en papel.

Para el análisis numérico de la señal es necesario pasarlo de texto a valores enteros. Para esto basta transferir los datos del archivo de texto y depositarlos en otros, el cual está definido como archivo de enteros.

Una vez realizada la adquisición se puede terminar el procedi-

miento simplemente regresando a nivel del sistema operativo. El programa principal entra directamente a la computadora por medio de un programa autoejecutable, el cual va adquiriendo--subsecuentemente los programas necesarios para la operación del convertidor analógico-digital. Lo anterior permite que el programa que maneja la entrada directa a la operación del convertidor sea también accesado por separado, como lo muestra la siguiente pantalla:

```
A>type b:autoexec.bat
ECHO OFF
GRAPHICS.COM
CLS
TYPE LETINI.BAT
DESPLI.COM
CLS
TYPE LETFIN.BAT
ECHO ON

A>
```

A continuación se presenta el conjunto de pantallas que permiten la adquisición y el procesamiento de las señales impedancimétricas.

La primera pantalla requiere establecer la fecha en la que se hace uso del sistema de conversión, para posteriormente escoger uno de los procedimientos arriba mencionados.

Primera pantalla:

SISTEMA DE ADQUISICION DE DATOS

FECHA:25-JUN-87

Segunda pantalla:

SISTEMA DE ADQUISICION DE DATOS

Opciones:

A(adquirir)
D(espigar)
P(romediacion)
C(alibrar)
E(entero)
T(terminar)

Opcion:

Otras pantallas:

PROCEDIMIENTO DE ADQUISICION

Desea sincronizar la adquisicion
El modo de conversion, Unipolar o Bipolar, depende de la posicion
de el interruptor INTI.

Numero de Muestras para cada Canal. Maximo 2048:

Numero de Canales que desea Muestrear. Maximo 1

Opciones: 0,1,2,3.

canal [1]=

0

Frecuencia de la senal a adquirir:

Frecuencia de Muestreo

Frecuencia Maxima de Muestreo=1 KHz:

500

Escala de la Pantalla. Escala Normal=1:

Escala de Tiempo. Escala Normal=1:

Otro? S o N

PROCEDIMIENTO DE DESPLIEGUE

Desea Leer los datos de Disco? 1(Si), 2(No).
Nombre del Archivo: TOMAS.DA

PROCEDIMIENTO DE ADQUISICION Y PROMEDIACION

El modo de conversion. Unipolar o Bipolar, depende de la posicion de el interruptor INT1.

Numero de Muestras para cada Canal. Maximo Total 2048:
Numero de Canales que desea Muestrear. Maximo 2: 1
Opciones: 0,,2,3. canal [1]= 0

Frecuencia de la senal a adquirir:
Frecuencia de Muestreo
Frecuencia Maxima de Muestreo=1 KHz: 500

Escala de la Pantalla. Escala Normal=1:
Escala de Tiempo. Escala Normal=1:

Otro? S o N

Cuantas promediaciones desea?
5

Procedimiento de calibración:

Que Convertidor desea calibrar?. A(nalógico), D(digital)

Para calibrar en modo Unipolar:

- 1.-Entrada +4.9mV, ajustar AR1 hasta que todos los bits sean 0
- 2.-Entrada +9.9985V, ajustar AR2 hasta que todos los bits sean 1

Para calibrar en modo Bipolar:

- 1.-Entrada +4.9mV, ajustar AR1 para obtener MSB=1, y todos los otros bits 0
- 2.-Entrada -4.995V, ajustar AR2 hasta que todos los bits sean 0

Presione una tecla para continuar

Que Convertidor desea calibrar?. A(nalógico), D(digital)

Seleccione el Modo a calibrar por medio de los interruptores INT2, INT3, INT4.

Para calibrar en modo Unipolar:

- 1.-Se apagan todos los bits, ajuste BR1, la salida debe ser 0.00V
- 2.-Se prenden todos los bits, ajuste BR2, la salida debe ser +9.9976V

Para calibrar en modo Bipolar:

- 1.-Se apagan todos los bits, ajuste BR3, la salida sera -5.000V
 - 2.-Se prenden todos los bits, ajuste BR4, la salida a leer es +4.9976V
- Presione una tecla para continuar)

Procedimiento Entero;

Desea (1) Almacenar como enteros, (2) Sacar como entero o (3) Sacar de texto los d
atos del Disco ?
Nombre del Archivo: TOMAS.DAT



IV.-VALORACION DEL SISTEMA DE MEDICION.

Valorar un sistema o instrumento, de medición significa obtener sus características estáticas y dinámicas (39). Características tales como exactitud, precisión, sensibilidad, linealidad, tiempo de respuesta, ancho de banda, etc, permiten normar criterio sobre que tan bien, o más específicamente con que error, se mide alguna variable susceptible de medir.

Cuando por medio de un proceso de calibración se logra conocer la relación entrada-salida de un instrumento, es hasta entonces cuando prácticamente se esta en condiciones de utilizarlo y no antes.

Desafortunadamente implementar un proceso de calibración en el caso de instrumentos médicos no siempre es fácil. Probablemente porque siempre se utilizan técnicas indirectas de medición como patrones primarios, aún en el caso de métodos invasivos, y queda en cuestionamiento la validez de los mismos.

Esta situación puede ser aún más difícil cuando se desea validar un instrumento en el campo clínico. Debe ser claro que obtener "buenos resultados" en condiciones ideales (por ejemplo en vitro) o en sujetos de experimentación diferentes a seres humanos no garantiza la aceptación de un instrumento de medición por las personas que intervienen en el ejercicio de la medicina.

La validación de instrumentos para la medición del gasto cardíaco presentan típicamente la situación arriba expuesta.

En el caso particular de la impedancimetría transtorácica diferentes trabajos reportan su validación por medio de técnicas invasivas aplicando métodos de infusión y de Fick; tratando de correlacionar datos de gasto cardíaco obtenidos con estas técnicas con los valores calculados indirectamente mediante la fórmula propuesta por Nyboer y aplicada por Kubicek.

A partir de aquí es importante notar claramente la diferencia que existe entre la forma en que se ha tratado y abordado la técnica de impedancimetría por otros autores y la forma como se plantea en este trabajo.

Por una parte, los trabajos hasta ahora consultados han tratado, tomando como referencia un modelo fisiológico y matemático, de correlacionar la validez del mismo por las técnicas invasivas ya mencionadas.

Obsérvese que hasta hoy en día no se ha llegado a establecer un proceso de calibración, donde las premisas fundamentales a manejar serían:

(a) aceptar algunos de los métodos, utilizados en la clínica, como un método o sistema de medición patrón, y

(b) aceptar específicamente que las señales de impedancimetría si están correlacionadas con la variable fisiológica llamada gasto cardíaco; esto último varios investigadores lo han sometido a tela de juicio (13,14).

Para los propósitos de este trabajo las dos premisas anteriores quedan justificadas con los siguientes argumentos:

En el caso de (b) basta con pensar en los diferentes trabajos que han encontrado índices de correlación mayores a 0.7 con -- métodos clásicos de medición del gasto cardíaco. En ciertas patologías cardíacas estos índices llegan a ser muy bajos y es -- lo que ha hecho desconfiar de este método de medición.

Por otra parte, en el caso de la premisa (a) han sido bien establecidas la confiabilidad de algunas técnicas clásicas como la de Fick y para los propósitos de este trabajo, la confiabilidad de las técnicas de ultrasonido diagnóstico.

Particularmente, las técnicas de ultrasonido diagnóstico además de presentar la gran ventaja de no ser invasivas, ofrecen la oportunidad de establecer una valoración anatómica y funcional del corazón. Permitiendo no solo conocer el gasto cardíaco sino establecer "criterios de inclusión" y selección del tipo de pacientes bajo estudio.

En resumen, al valorar el sistema de impedancimetría transtorácica de una forma inicial aquí descrito se buscarán las siguientes metas:

- 1.- Comprobar que mediante la resolución propuesta (0.1 ohm) -- si es posible detectar diferentes morfologías de las señales impedancimétricas en diferentes tipos de pacientes.

- 2.- Teniendo en mente que la naturaleza de las señales impedancimétricas es aleatoria se procuró encontrar alguna o algunas características en las mismas que permitieran correlacionarlas con diferentes valores de gasto cardíaco.
- 3.- Explorar los criterios para la generación de una base de datos que conduzca a tratar las señales impedancimétricas desde un punto de vista estadístico; pensando que es posible llegar a generar un "experto" computacional para que en base a dichas señales calcule por diferentes algoritmos los gastos cardíacos.
- 4.- Probar que la elección de las técnicas de ultrasonido diagnóstico como una técnica patrón, si puede facilitar la clasificación, captura y reproducibilidad en la medición de gastos cardíacos que sean utilizados en un proceso de calibración.
- 5.- Por último, y de vital importancia para llegar a establecer la aceptación clínica de esta técnica, se buscó en la valoración del primer prototipo, además de su confiabilidad la facilidad de manejo y reproducibilidad en los criterios de diseño.

4.1 .- Metodología.

Como se mencionó, una de las metas en la validación del sistema de impedancimetría es obtener una correlación entre los cambios de impedancia y el volumen de eyección de sujetos bajo estudio. Esto originó el siguiente protocolo de trabajo para la validación y calibración del sistema de medición de gasto cardíaco por impedancimetría.

El Instituto Nacional de Cardiología "Ignacio Chavez", por medio de su servicio de Eco y Fonocardiografía, facilitó sus instalaciones para llevar a cabo dicho protocolo.

El protocolo establecía realizar mediciones de cambio de impedancia en dos grandes grupos: uno control conformado por sujetos sanos y otro por sujetos cardiopatas de la consulta externa del servicio de Eco y Fonocardiografía del instituto.

El instituto planteó la selección de los pacientes por padecimientos, los cuales se encuentran bien identificados dada la historia clínica y los estudios anteriores a los que se han sometido.

Los padecimientos seleccionados, provocan el manejo de grandes volúmenes en las cavidades del corazón como son: insuficiencia mitral y aórtica, comunicaciones interauriculares e interventriculares y persistencia del conducto arterioso.

Esta selección permite, dado el manejo de grandes volúmenes, observar la repercusión (sensibilidad) que sobre la señal de cambio -

de impedancia tienen este tipo de cardiopatías.

Los criterios clínicos principales para la selección de estas cardiopatías son:

Insuficiencia aórtica:

- a) presencia de soplo diastólico aórtico
- b) disminución de la tensión arterial diastólica.
- c) detección de sobrecarga diastólica por electrocardiograma (ventrículo izquierdo)
- d) detección de la dilatación ventricular izquierda por ecocardiografía.
- e) presencia del aleteo de la válvula mitral
- f) detección por efecto doppler del regurgitamiento aórtico.
- g) resultados de la angiocardiografía.

Insuficiencia mitral

- a) presencia del soplo de insuficiencia mitral
- b) detección del crecimiento auricular izquierdo por E.C.G.
- c) detección de la sobrecarga diastólica del ventrículo izquierdo por E.C.G
- d) detección de la dilatación ventricular izquierda por ecocardiografía.
- e) detección de alteraciones de la válvula mitral por ecocardiografía.
- f) presencia de regurgitamiento mitral en la señal de doppler
- g) resultados de la angicardiografía.

persistencia del conducto arterioso

- a) presencia de soplo continuo de Giffson.
- b) presencia de hiperflujo pulmonar
- c) detección por E.C.G de sobrecarga diastólica del ventrículo izquierdo.
- d) detección por ecocardiografía de la dilatación ventricular izquierda
- e) detección del soplo continuo por efecto doppler
- f) gasometrías.

Comunicación interventricular

- a) presencia del soplo sistólico regurgitante mesocárdico.
- b) hiperflujo pulmonar
- c) detección por E.C.G de sobrecarga diastólica del ventrículo izquierdo
- e) detección de la dilatación del ventrículo izquierdo por ecocardiografía.
- f) gasometrías.

La población estudiada consistió de los siguientes grupos: veinte sujetos sanos, con edad, estatura y peso promedio de 30 años, 1.70 m y 70 Kg respectivamente; seis pacientes con comunicación interventricular (6-22 años); cuatro con comunicación interatrial (10-33 años); tres con persistencia del conducto

arterioso (5-24 años); catorce con insuficiencia mitral (12-53 años) y cinco con insuficiencia aórtica (22-69 años).

El protocolo de trabajo proponía realizar los estudios, el de la técnica de impedancimetría y el de ultrasonido, en forma simultánea.

Para la adquisición y registro de las señales de cambio impedancimétrico se utilizó el prototipo ya descrito y con las características mencionadas, además de una computadora personal (con el convertidor analógico-digital integrado) y un electrocardiógrafo (para el procedimiento de promediación).

Los electrodos metálicos (del uno al cuatro en la figura 3) se colocaron de acuerdo a la configuración propuesta por Kubicek, dos en el cuello, uno en la base del mismo y dos en el tórax, uno a nivel del apéndice xifoides y otro por lo menos cuatro centímetros abajo, con un ancho de electrodos de seis centímetros aproximadamente.

Se procedía a calibrar el instrumento de impedancimetría, normalizando los cambios de impedancia simulados (0.1 ohms) a cambios de voltaje de 4 volts en la pantalla de la computadora. Posteriormente, se entraba en el procedimiento de adquisición del sistema de conversión de la computadora para hacer tres registros a diferentes frecuencias de muestreo que permitirán la visualización de varios ciclos (tres por lo menos) de las señales de cambio de impedancia, un solo ciclo y medio ciclo (etapa sistólica de ΔZ).

Para el registro simultáneo del volumen de eyección por ultrasoni

do, se utilizó un equipo comercial (marca siemens, modelo sololine) el cual está equipado con los siguientes elementos transductores:

- a) aplicaciones cardíacas: 3.5 Mhz tres cristales giratorios
5 Mhz
- b) aplicaciones modo M : 2.25 Mhz
5 Mhz
- c) aplicaciones doppler : 3.5 Mhz explorador anular

El paciente se coloca en posición decúbito dorsal, como se muestra en la figura 17, una vez instalados los electrodos para la detección de la señal de cambio de impedancia.



FIGURA 17

Posición decúbito dorsal para los estudios de ultrasonido e impedanciometría.

4.2.- Resultados

En la figura 18 se presenta la señal originada por el impedancímetro mediante un cambio de impedancia simulado de 0,1 ohm. Es posible obtener cambios de 1,2,3,4 y 5 volts por cada 0.1 ohm. de cambio de impedancia dependiendo del ajuste del sistema de medición. Esta facilidad es importante para compensar las diferentes magnitudes de la señal de cambio de impedancia de los sujetos bajo estudio.

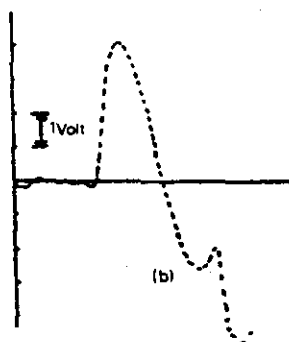


FIGURA 18

Cambio de impedancia simulado correspondiente a 0.1 ohm.

La relación temporal entre la señal de cambio de impedancia y el electrocardiograma (electrocardiógrafo H.P., modelo 8811A) se presenta en la figura 19.

La escala vertical es de 1 volt/división y la horizontal de 0.1 segundos/división para la señal de cambio de impedancia y de -- 0.1 milivolts/división (escala vertical) y de 0.1 segundos/divi-

sión (escala horizontal) para el electrocardiograma.

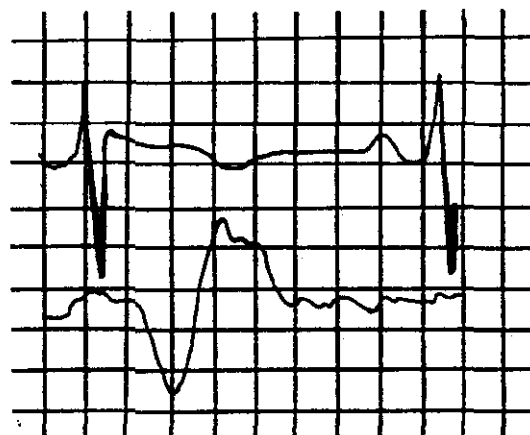
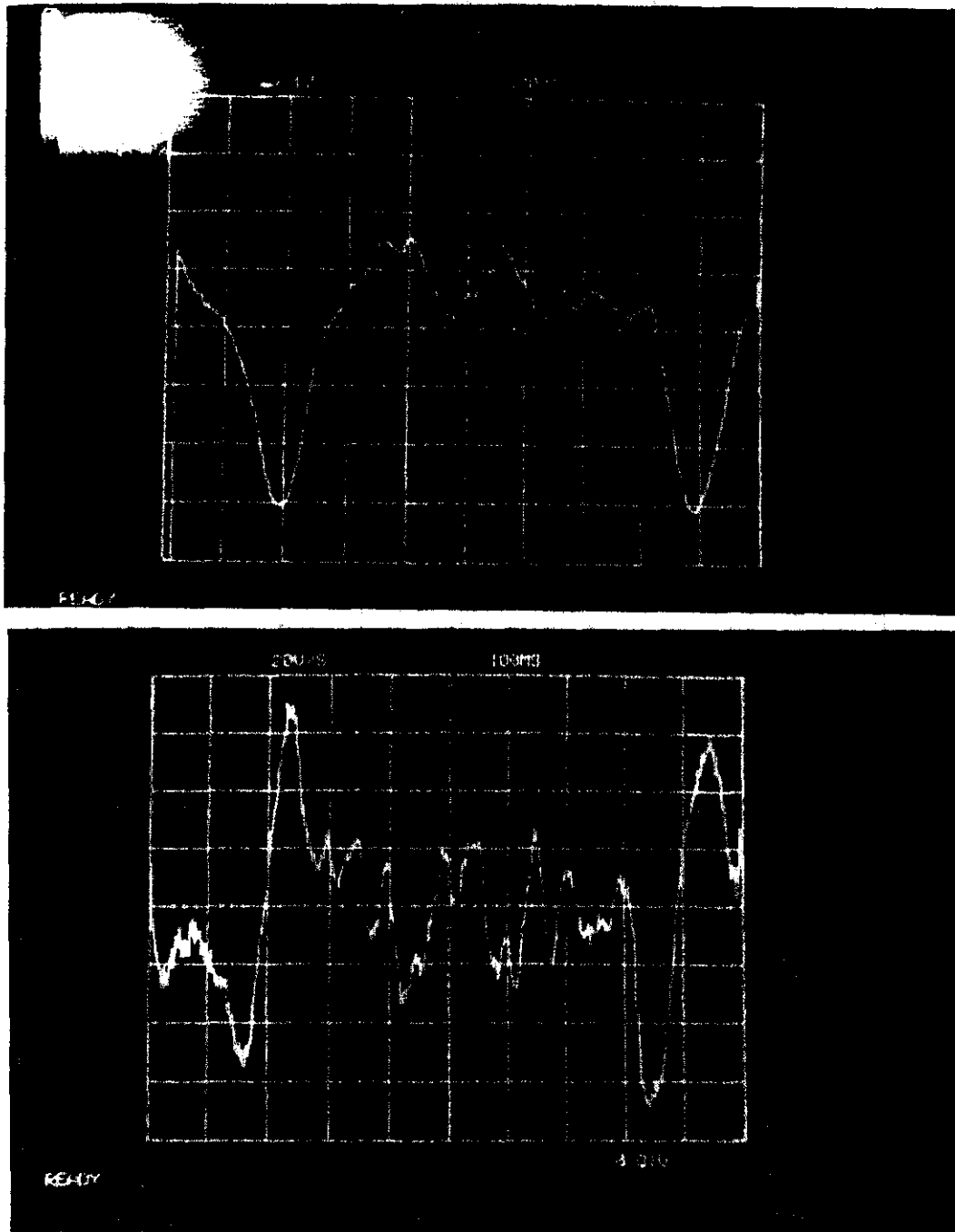


FIGURA 19

Relación temporal entre la señal de cambio de impedancia y el electrocardiograma.

En la figura se observa como la señal de cambio de impedancia aparece 0.1 segundos después de la onda "R" del E.C.G.

La señal de cambio de impedancia (escala vertical 1 volt/división, escala horizontal 100 milisegundos/división) y su derivada (escala vertical 20 volt/s/división, escala horizontal 100 milisegundos/división) se presentan en la figura 20.. Se observa que la derivada del cambio de impedancia presenta una mayor escala vertical y una menor escala horizontal que la señal de cambio de impedancia, con lo que se observa que es la señal de cambio de impedancia lo que se registra y no su derivada.



(a)

(b)

FIGURA 20

- (a) señal de cambio de impedancia
- (b) derivada de la señal de cambio de impedancia.

En la figura 21 se presenta el contenido en frecuencias de la se
ñal de cambio de impedancia, obtenido por medio de una microcompu
tadora tektronix modelo 2212. Obsérvese el ancho de banda resultan
te.

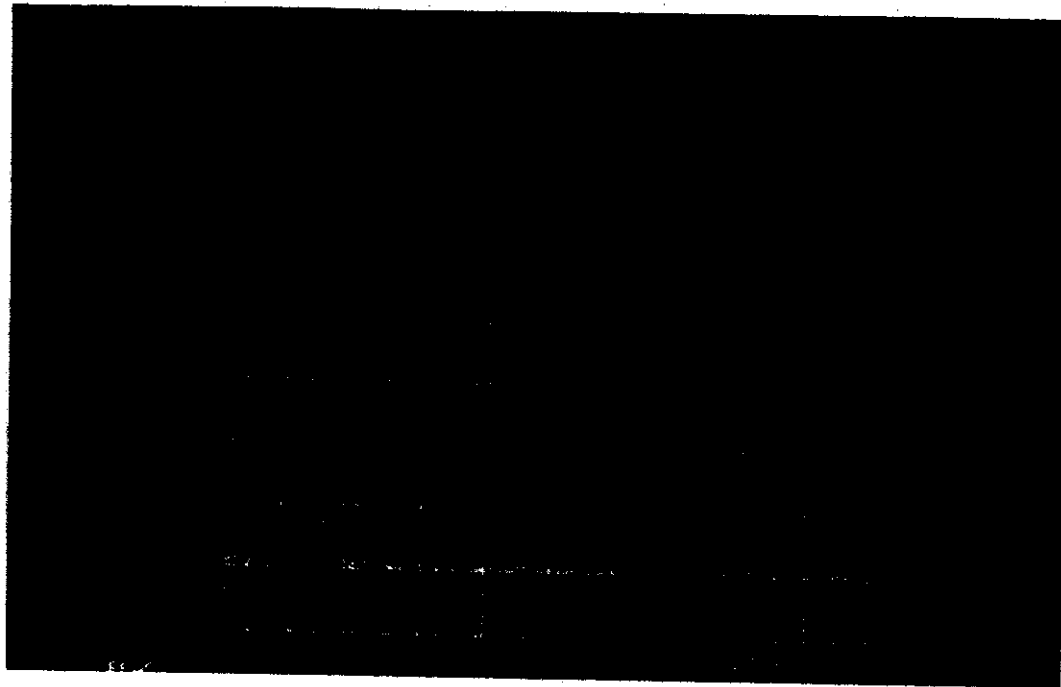


FIGURA 21

Contenido en frecuencias de la
señal de cambio de impedancia.

En la tabla III se dan los resultados de los sujetos sometidos a estudio para la valoración y calibración del sistema de medición. Se cuenta con siete sujetos sanos y seis pacientes con *insuficiencia mitral* con datos completos*, los cuales se presentan en la figura 22, en donde se establece la relación entre el *índice latido* ($\text{volumen latido} / \text{superficie corporal}$) y la señal de -- cambio de impedancia (en volts pico -pico). En la gráfica de la figura 23 se presenta la relación entre el *índice cardíaco* ($(\text{volumen latido} \times \text{frecuencia cardíaca}) / \text{superficie corporal}$) y la señal de cambio de impedancia.

Las señales de cambio de impedancia de sujetos sanos con y sin datos completos* se presentan en la figura 24. Así mismo, en la

*pacientes con datos completos son aquellos que presentan valores de gasto cardíaco por ultrasonido modo M, bidimensional y doppler.

PACIENTE	INDICE CARDIACO DOPPLER (ml/min*m ²)	INDICE CARDIACO SIMPSON (ml/min*m ²)	INDICE CARDIACO MODO M (ml/min*m ²)	CAMBIO DE IMPEDANCIA (volts-p)
Δano	3044	3010	2883	4
"	2784	2749.7	2731	3.8
"	2567	2541.8	2556	4.6
"	2811	2692.3	2558	4.2
"	3396	3345	3396	6.4
"	2968	2991.9	3015	4.8
"	2574	2634.9	2922	4.2
<i>insuficiencia mitral</i>	3095	4069	4516	5.4
"	2338	4623	4711	6.6*
"	3190	5693	6592	4
"	3570	4144	4181	6.4
"	3403	3833	3844	6
"	1760	3563	4249	2.4
<i>insuficiencia aórtica</i>	3638	3595	5869	4.8*

* datos que se presentan fuera de la recta de regresión lineal.

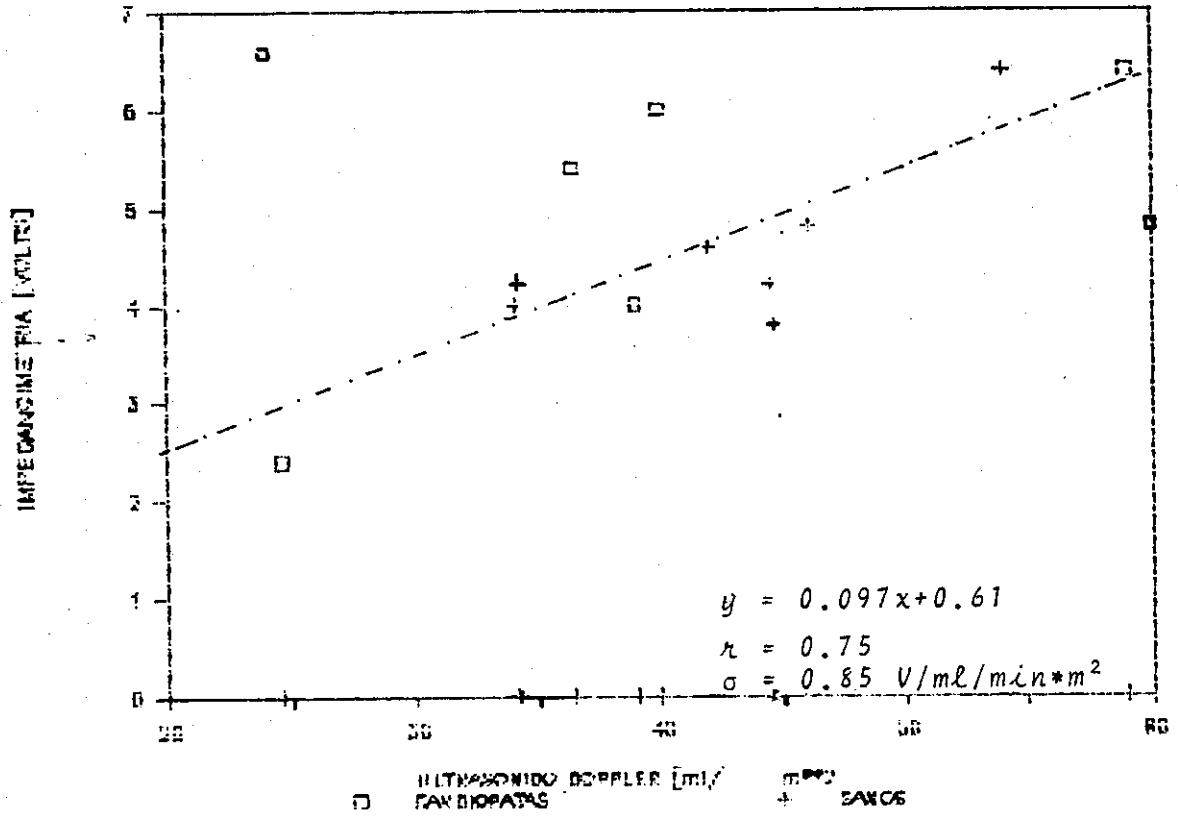


FIGURA 22
Relación entre el índice latido (ml/m²)
y la señal de cambio de impedancia (volts p-p)

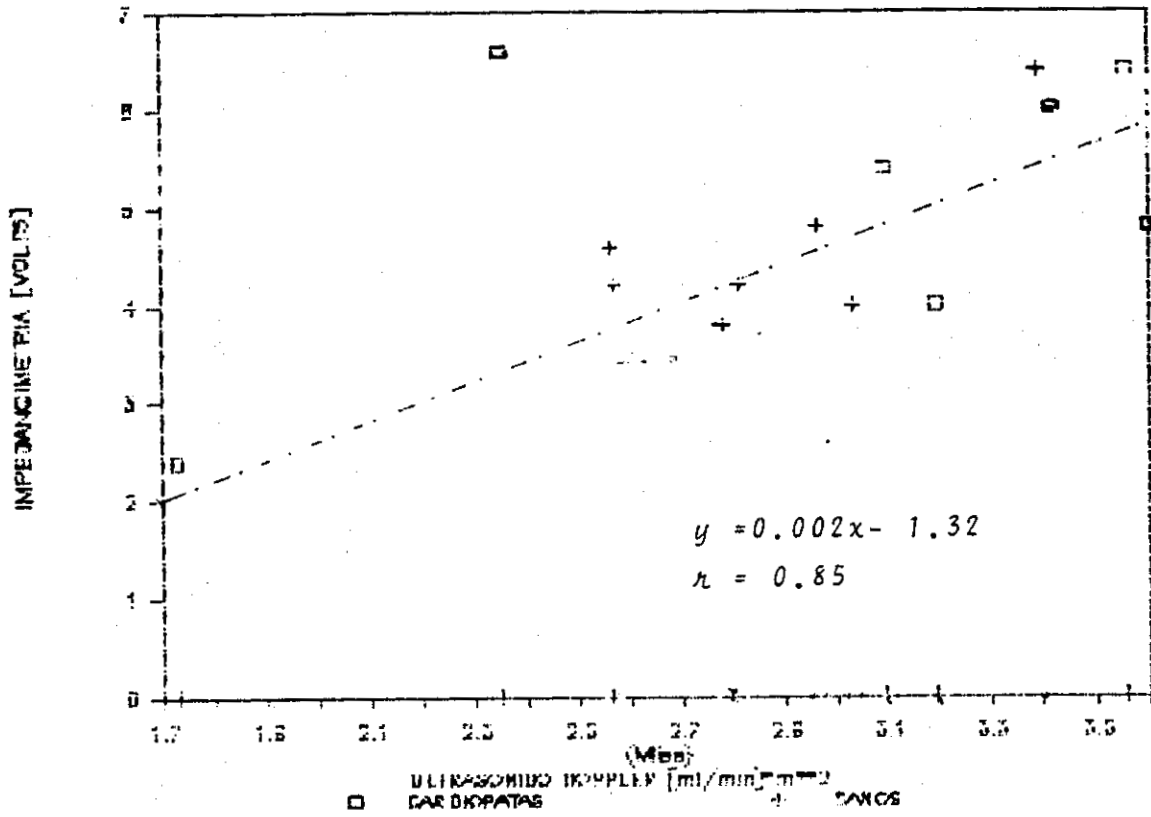
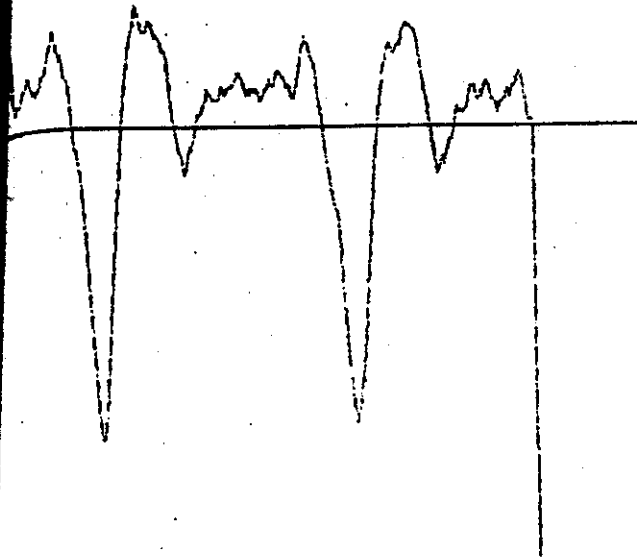


FIGURA 23
Relación entre el índice cardíaco (ml/min*m²)
y la señal de cambio de impedancia (V_{p-p})

figura 25, se dan las señales de cambio de impedancia de las diferentes cardiopatías con sus respectivos datos.

En la figura 26, se presenta el caso de una paciente con insuficiencia mitral severa y su registro de cambio de impedancia en contraste con la registrada un mes después de tratamiento médico, en la que se observa como la señal de impedancia registra o detecta el aumento del volumen latido. Dado los resultados de los medicamentos en esta paciente, se le cita a consulta médica hasta tres meses después de realizado este estudio.



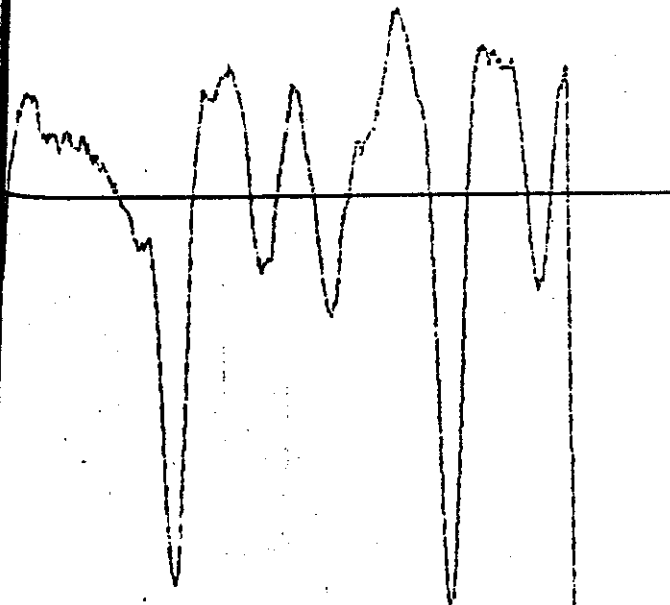
Paciente: sano

frecuencia cardíaca = 64 latidos/min

$\Delta Z = 4.8$

Indice cardíaco doppler = 2968 ml/min

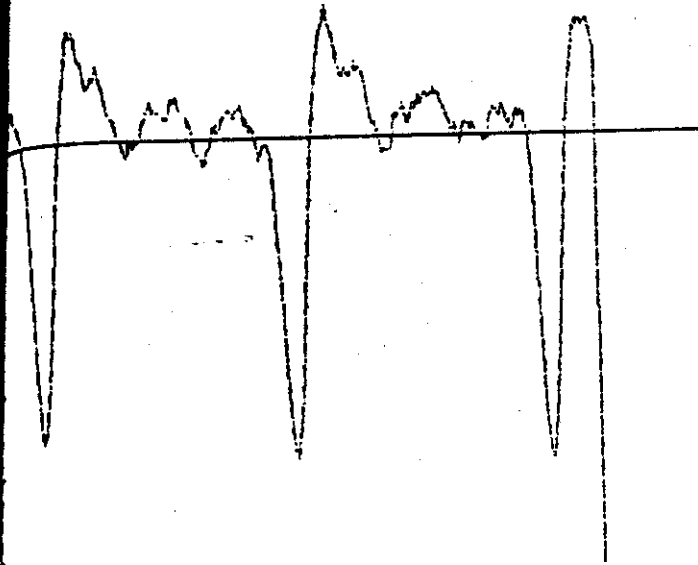
calibración: 4 volts/0.1 ohm



Paciente: sano

sin datos

calibración: 4 volts/0.1 ohm



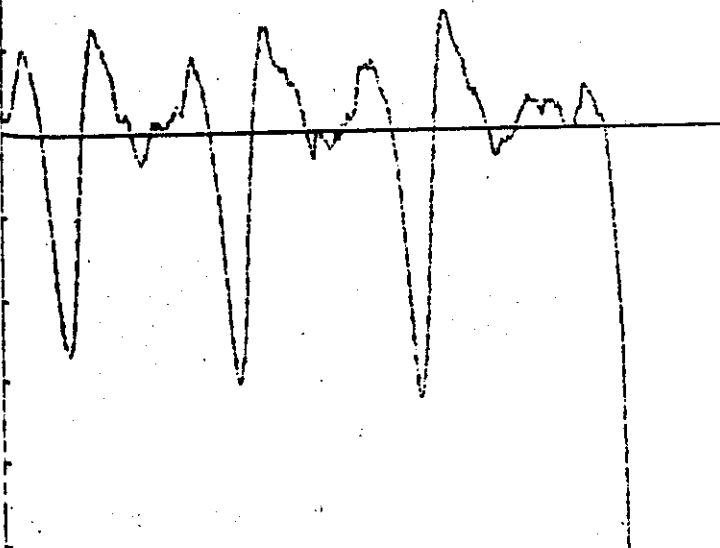
Paciente: sano

Frecuencia cardíaca = 60 latidos /

$\Delta Z = 3.8$

Indice cardíaco = 2784 ml/min * m²

calibración: 4 volts / 0.1 ohm



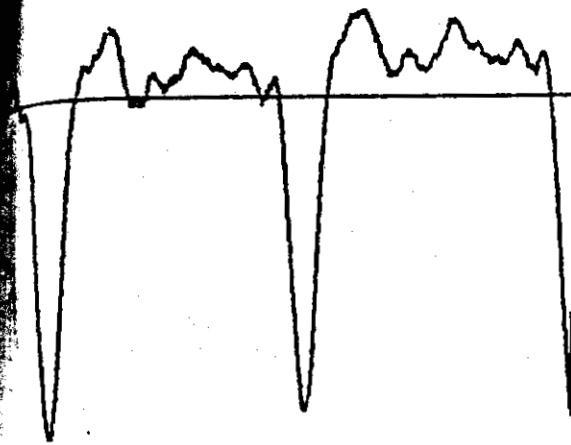
Paciente: sano

Frecuencia cardíaca = 88 latidos / mi

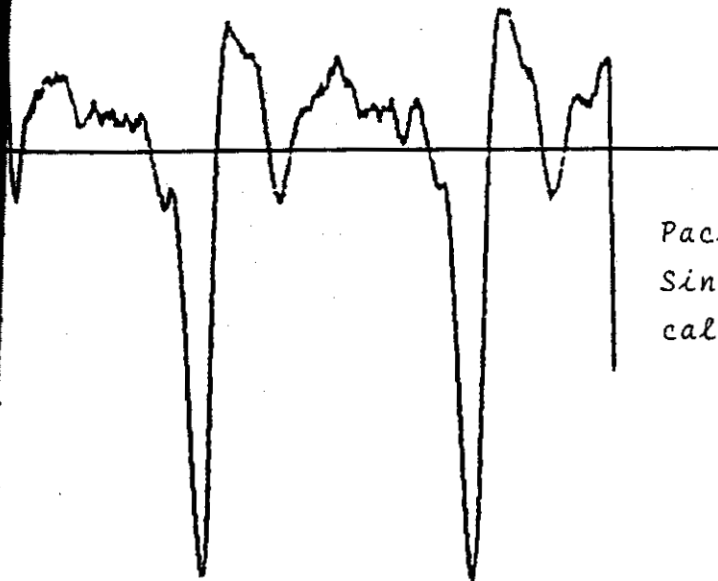
$\Delta Z = 4$

Indice cardíaco = 3044 ml/min * m²

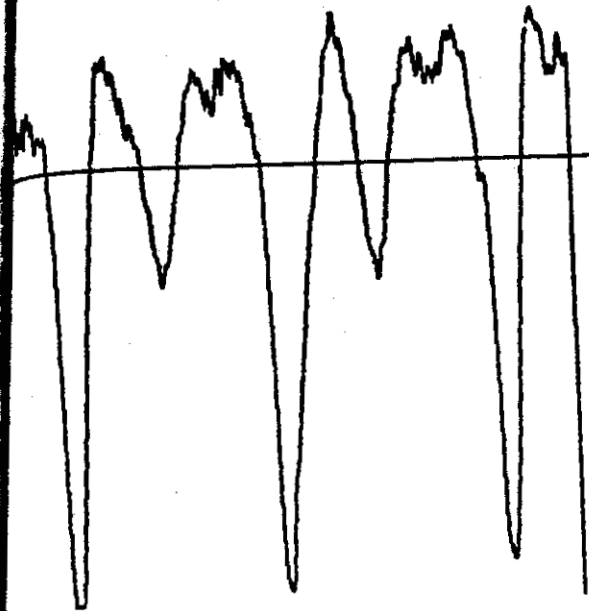
calibración: 4 volts / 0.1 ohm



Paciente: sano
Sin datos
calibración; 4 volts/0,1 ohm



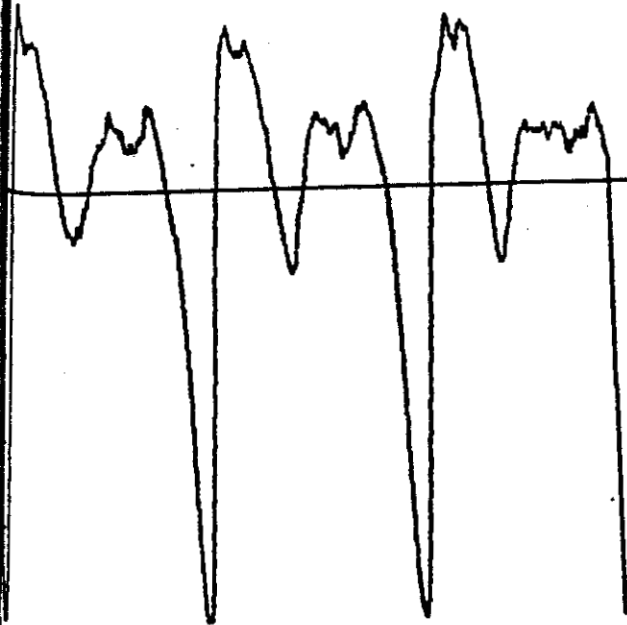
Paciente: sano
Sin datos
calibración: 3 volts/0.1 ohm



Paciente: sano

Sin datos

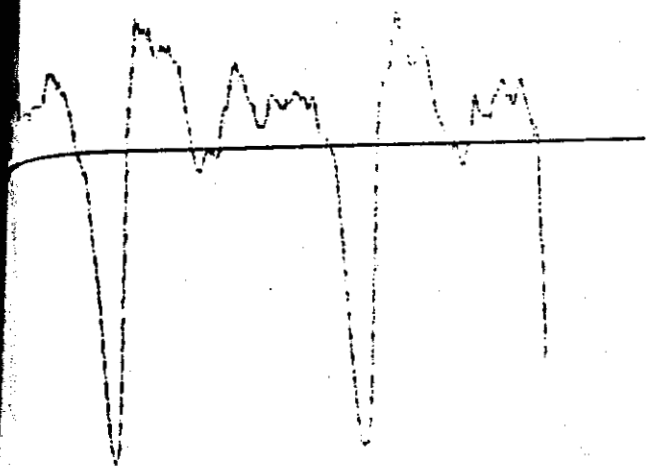
Calibración: 4 volts/0.1 ohm



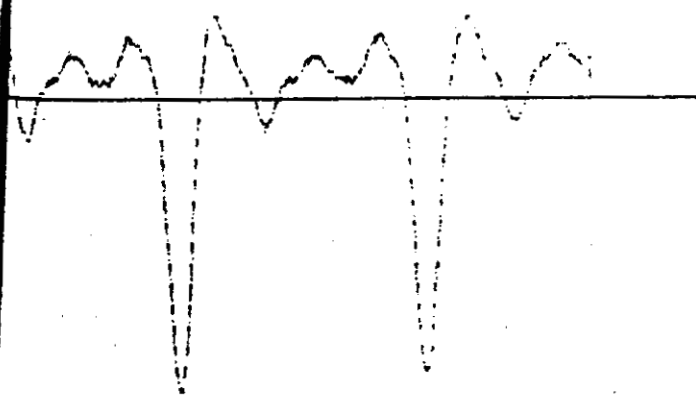
Paciente: sano

Sin datos

Calibración: 4 volts/0.1 ohm

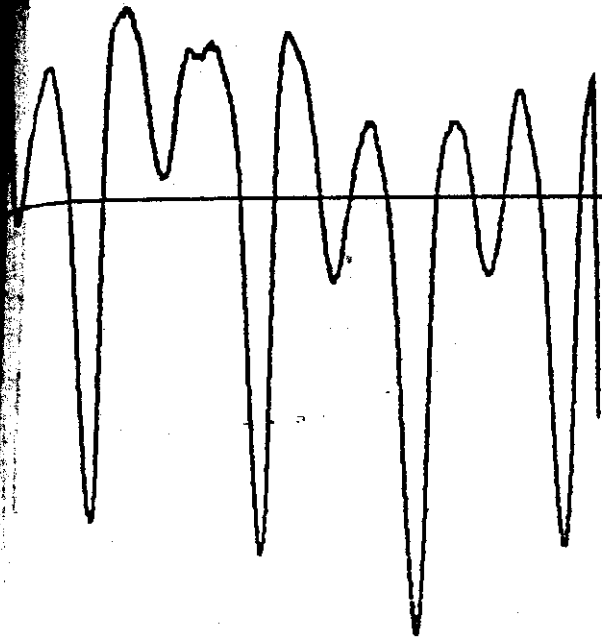


Paciente: sano
 Frecuencia cardíaca: 60 latidos/min
 $\Delta Z = 4.6$
 Índice cardíaco doppler = 2567 ml/min*
 Calibración: 4 volts/0.1 ohm



Paciente: sano
 Frecuencia cardíaca: 60 latidos/m.
 $\Delta Z = 4.2$
 Índice cardíaco coppler = 2811 ml/min
 Calibración = 4 volts/0.1 ohm

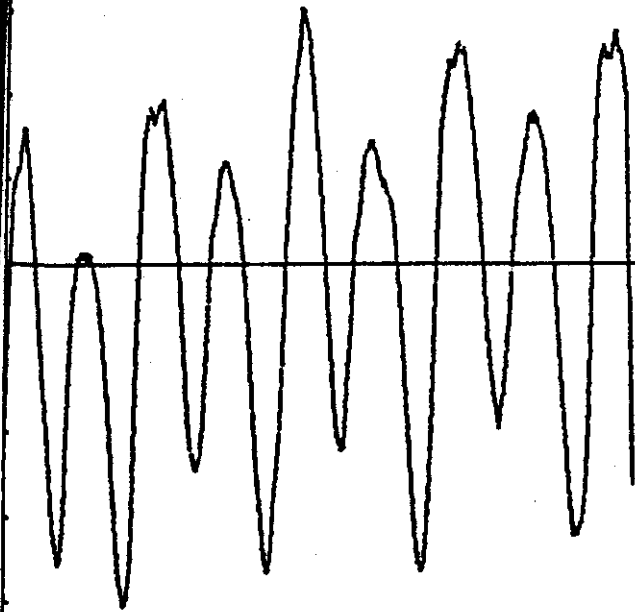
FIGURA 24
 Pacientes sanos con y sin datos
 completos



Paciente: comunicacion interven-
tricular

Sin datos

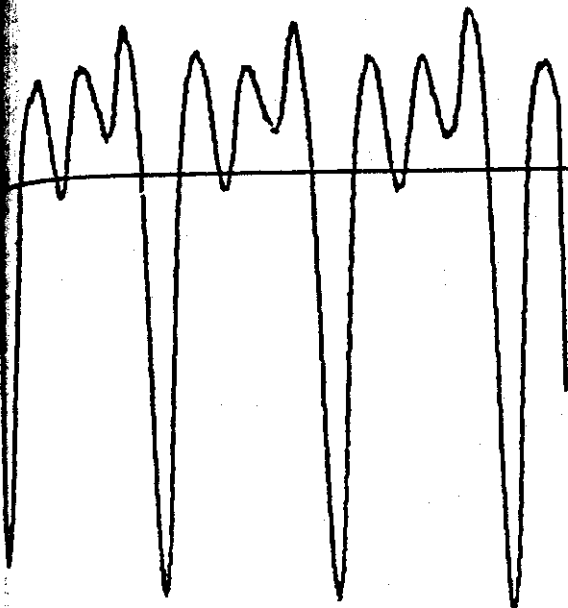
Calibración: 2 volts/0.1 ohm



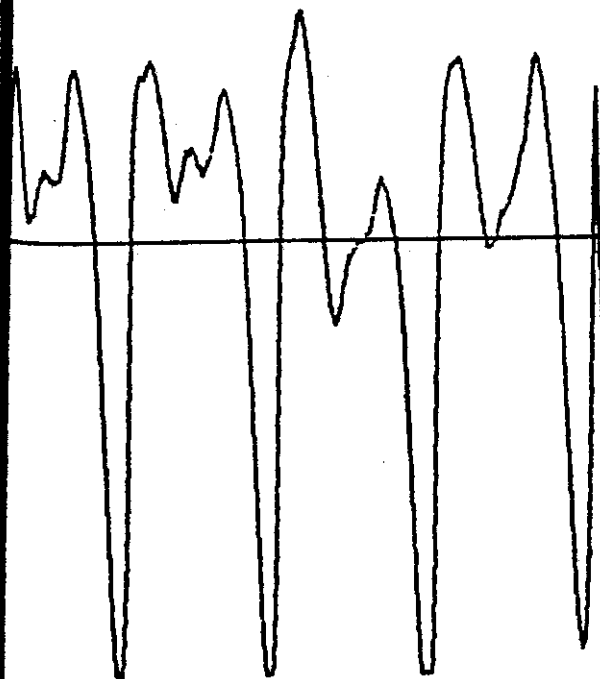
Paciente: comunicacion interven-
tricular.

Sin datos

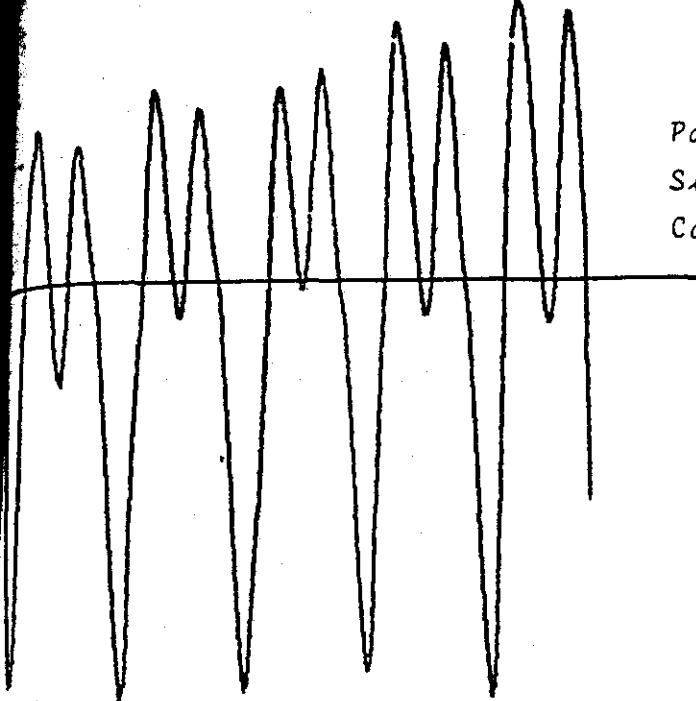
Calibración: 4 volts/0.1 ohm



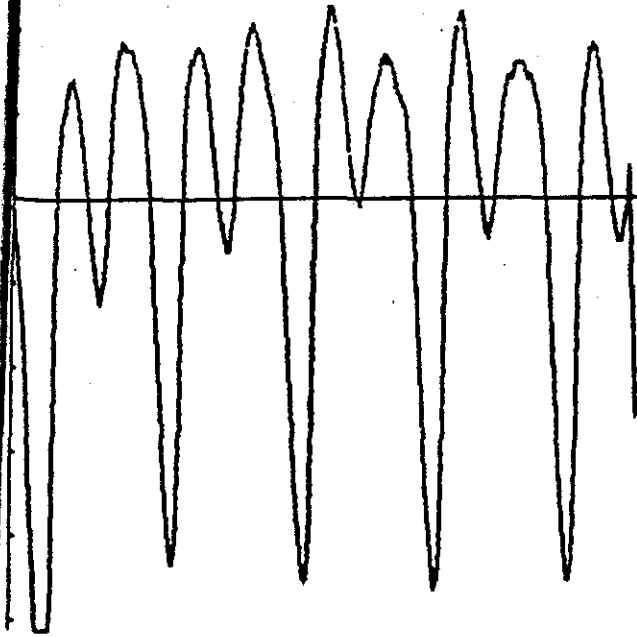
Paciente: comunicación interatrial
Sin datos
Calibración: 3 volts/0.1 ohm



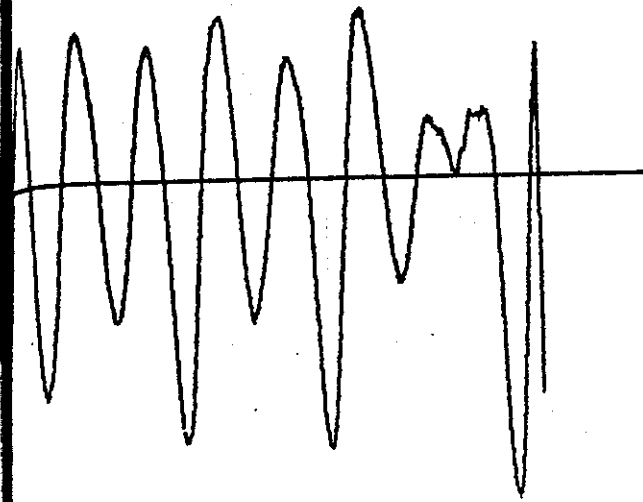
Paciente: persistencia del con-
ducto arterioso
Sin datos
Calibración: 3 volts/0.1 ohm



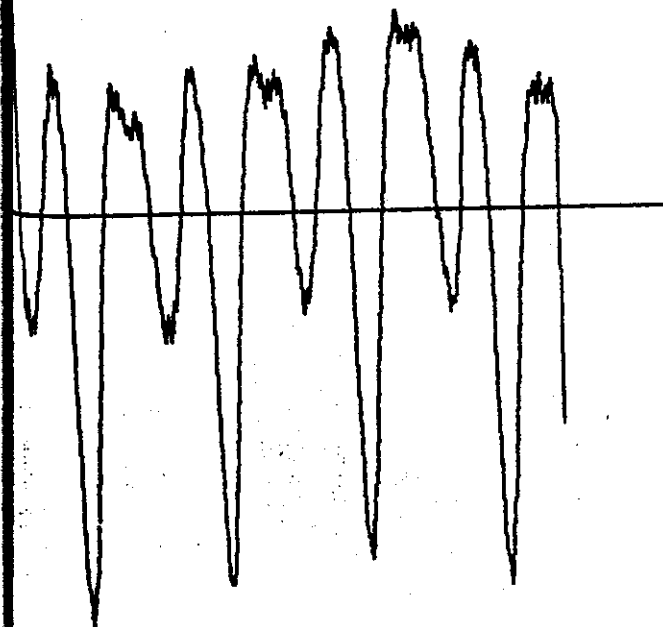
Paciente: comunicación interatrial
Sin datos
Calibración: 4 volts/0.1 ohm



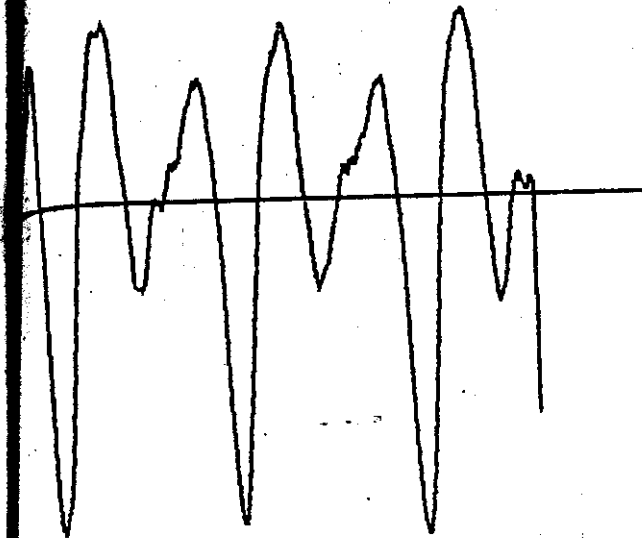
Paciente: comunicación interatrial
Sin datos
Calibración: 3 volts/0.1 ohm



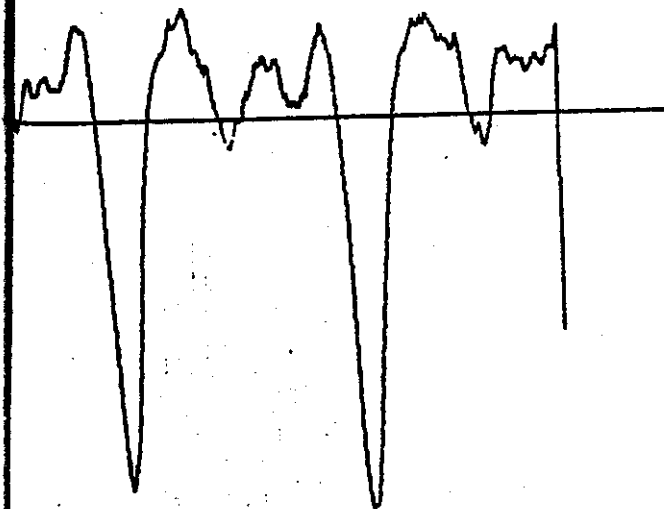
Paciente: insuficiencia mitral
Sin datos
Calibración: 4 volts/0.1 ohm



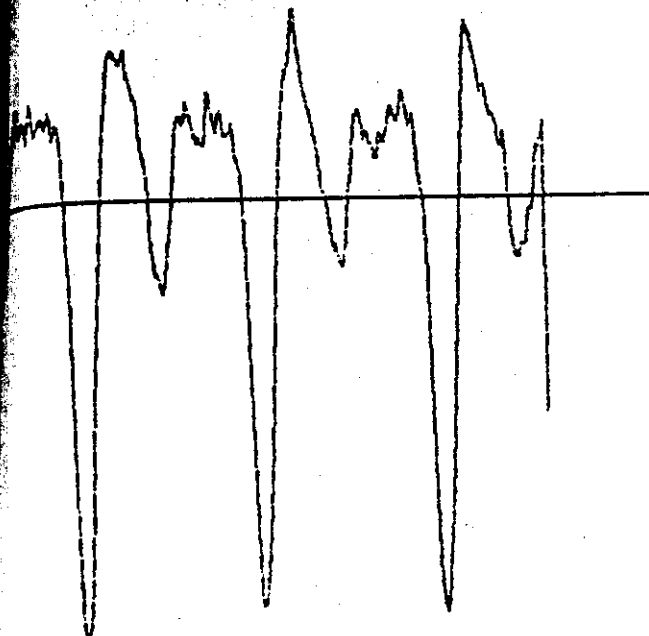
Paciente: insuficiencia mitral
Sin datos
Calibración: 4 volts/0.1 ohm



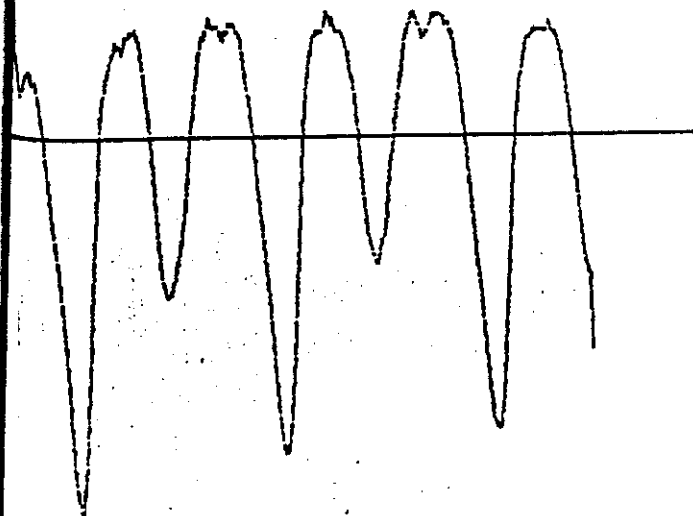
Paciente: insuficiencia mitral*
Sin datos
Calibración: 4 volts/0.1 ohms



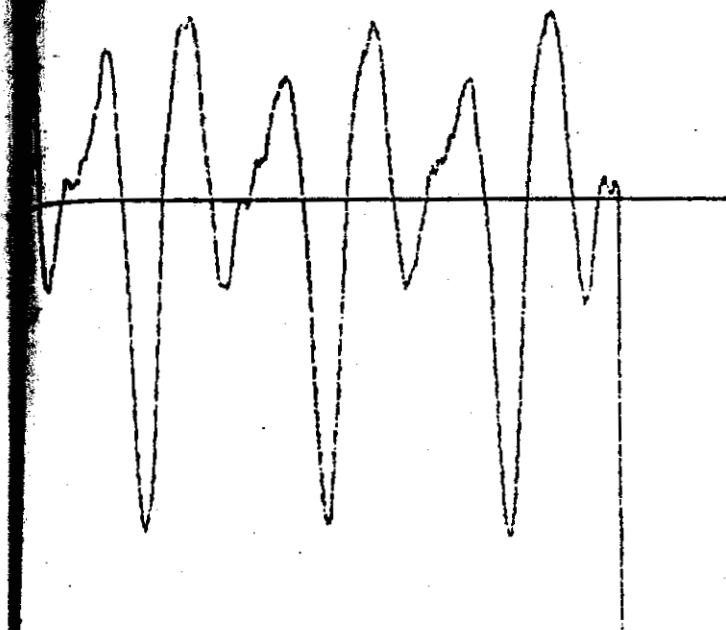
Paciente: comunicación interven-
tricular
Sin datos
Calibración: 4 volts /0.1 ohm



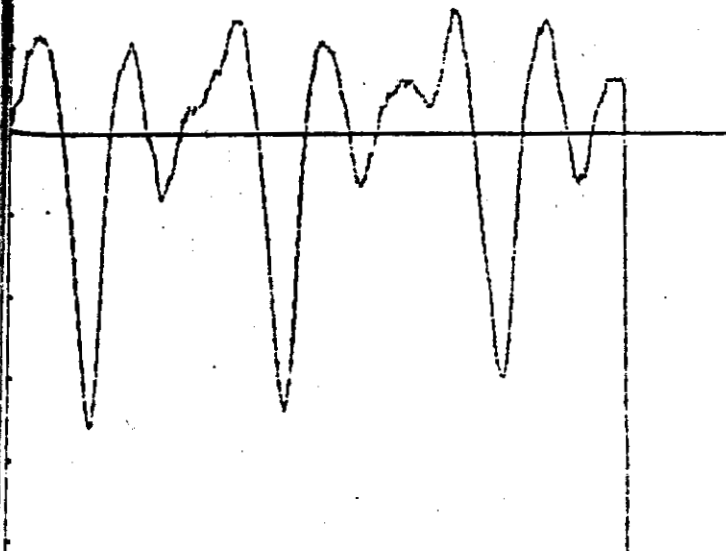
Paciente: insuficiencia mitral
Frecuencia cardíaca; 84 latidos/min
 $\Delta Z = 6$ volts
Indice cardíaco doppler = 3403 ml/min.
Calibración: 4 volts/0.1 ohm



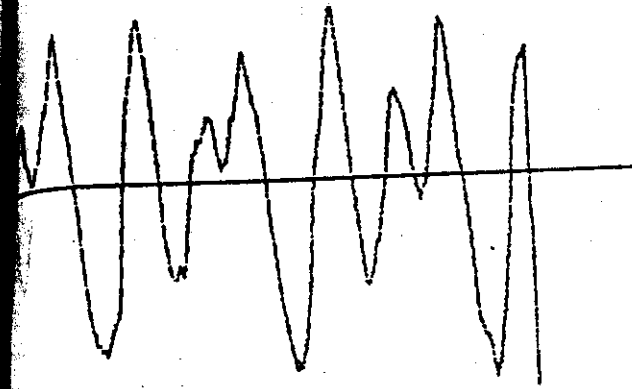
Paciente: insuficiencia mitral
Frecuencia cardíaca = 68 latidos/min
 $\Delta Z = 5$
Volumen ventricular (modo M) por
minuto: 8900 ml/min
Calibración: 4 volts/0.1 ohm



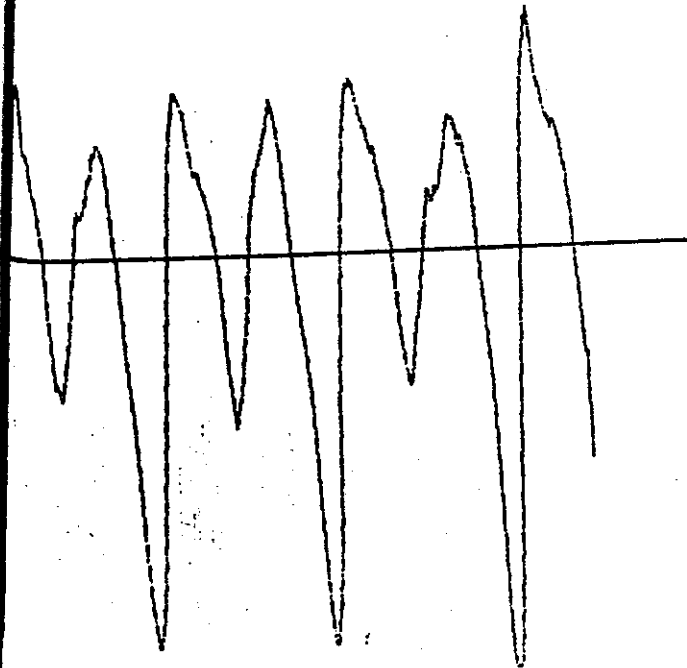
Paciente: insuficiencia mitral
Sin datos
calibración: 4 volts/0.1 ohms



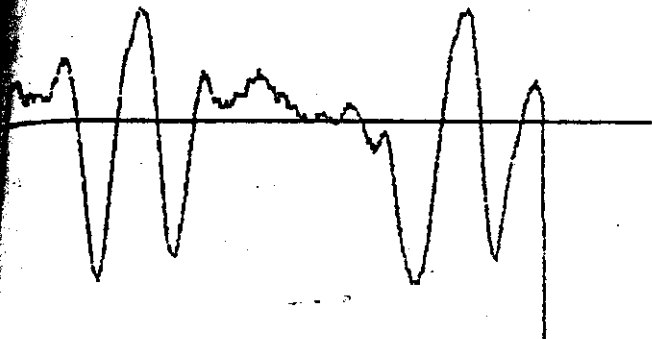
Paciente: insuficiencia mitral
Frecuencia cardíaca; 76 latidos/min
 $\Delta Z = 4.8$
Indice cardíaco doppler: 2385.9 ml/
Calibración: 4 volts/0.1 ohm



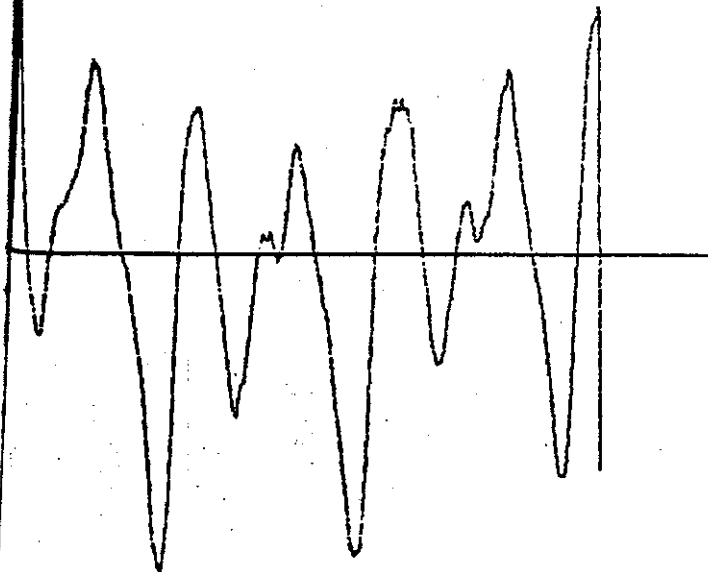
Paciente: insuficiencia mitral
Frecuencia cardíaca: 80 latidos/min
 $\Delta Z = 4$ volts
Indice cardíaco doppler: 3190 ml/min
Calibración: 4 volts/0.1 ohm



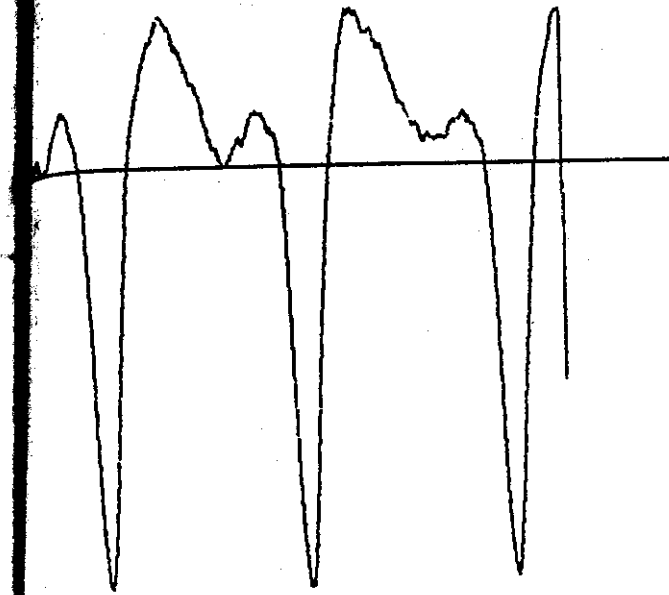
Paciente: insuficiencia mitral
Frecuencia cardíaca: 96 latidos/min
 $\Delta Z = 6.6$
Indice cardíaco doppler = 2338 ml/min
Calibración = 4 volts/0.1 ohm



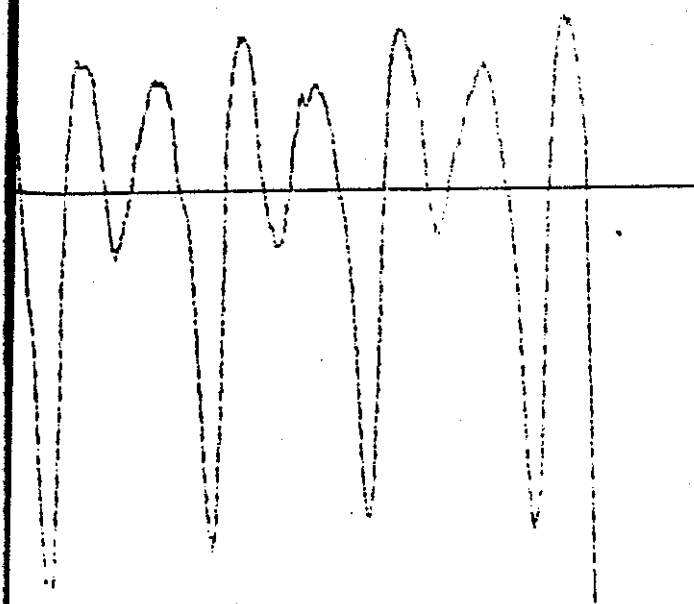
Paciente: insuficiencia mitral
Frecuencia cardíaca: 79 latidos/mi
 $\Delta Z = 2.4$ volts
Indice cardíaco doppler = 1760 ml/mi
Calibración: 4 volts/0.1 ohm



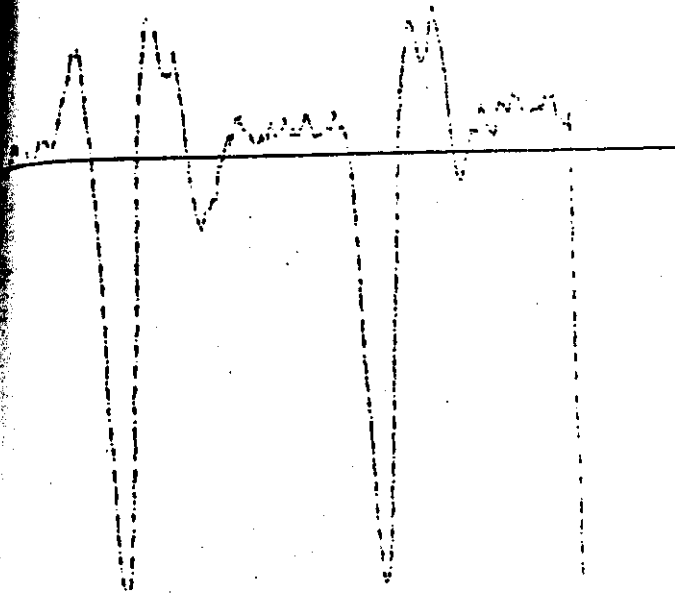
Paciente: insuficiencia mitral
Frecuencia cardíaca: 80 latidos/mi
 $\Delta Z = 4.8$ volts
Indice cardíaco doppler; 1779 ml/mi
Calibración: 4 volts/0.1 ohm



Paciente: insuficiencia aórtica
Sin datos
Calibración = 3 volts / 0.1 ohm



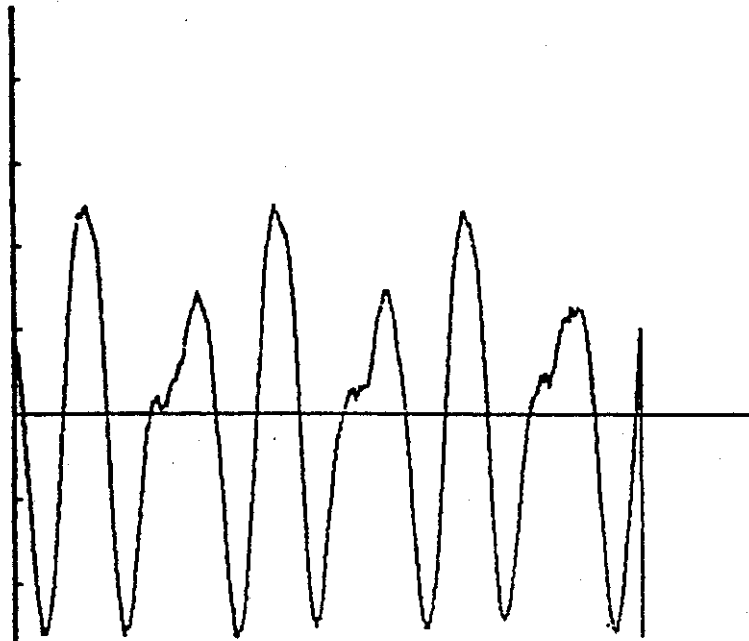
Paciente: insuficiencia mitral
Frecuencia cardíaca: 83 latidos/mi
 $\Delta Z = 5.4$
Índice cardíaco doppler: 3095 ml/m.
Calibración: 4 volts / 0.1 ohm



Paciente: insuficiencia mitral
Frecuencia cardíaca: 60 latidos/min.
 $\Delta Z = 6.4$ volts
Indice cardíaco = $3570 \text{ ml/min} \cdot \text{m}^2$
Calibración: 4 volts / 0.1 ohm

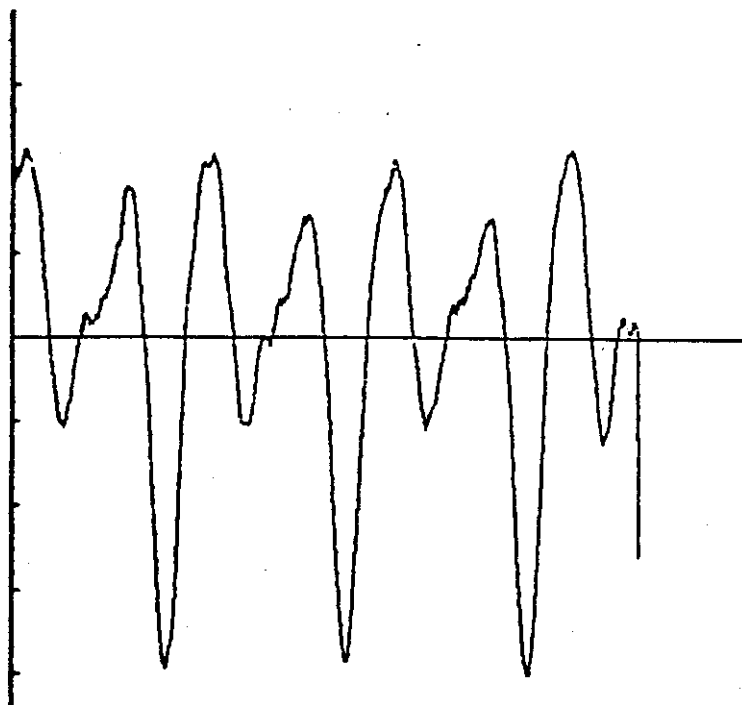
FIGURA 25.

Sujetos con diferentes cardiopatías
con y sin datos completos.



(a) antes

Cardiopatía: insuficiencia mitral



(b) después

FIGURA 26

Señales de impedancimetría antes y después
de un mes de tratamiento

V.-DISCUSION Y CONCLUSIONES

A pesar de la cantidad y variedad de las investigaciones realizadas en relación con la técnica impedancimétrica y sus resultados (sección 2.3), los equipos utilizados no se han evaluado en términos de los parámetros de medición, como son, por ejemplo, la magnitud de la corriente y frecuencia empleada.

Preguntas como: ¿la magnitud de la corriente empleada y su frecuencia son correctas?, ¿un aumento en la corriente y/o frecuencia producen un aumento en la sensibilidad (cambios de diferencia de potencial registrados/cambios de impedancia) del instrumento?, ¿que medidas de seguridad para el paciente, aparte de la magnitud de la corriente y frecuencia utilizada, se han empleado?, ¿que tipo de filtros son adecuados para el procesamiento de la señal de cambio de impedancia?, ¿el ancho de banda es correcto?, etc, no se han contestado en la mayoría de las investigaciones estudiadas.

Las investigaciones se avocan principalmente a uno de los siguientes cuatro tópicos:

- 1) Estudios comparativos, para los valores de gasto cardíaco, entre la técnica de impedancimetría y otras técnicas invasivas

- 2) Análisis de la distribución de las líneas de densidad de corriente en la región del tórax.
- 3) Estudios al respecto de los electrodos de corriente y de detección empleados (ancho, colocación, etc).
- 4) Técnicas para la eliminación o disminución de artefactos de movimiento o respiratorios que afectan la morfología de la señal de cambio de impedancia y su derivada

El diseño de los equipos son, generalmente, la parte "obscura" de estos trabajos de investigación.

El equipo que más se utiliza y describe es el cardiógrafo ---- Minnesota, desarrollado por Kubicek. Sin embargo, en los modelos -- empleados (202 y 304A) se ha disminuido la magnitud de la corriente utilizada, no así la frecuencia, sin existir alguna indicación de la conveniencia de este hecho. Lo anterior ha provocado la falta de estandarización en los instrumentos diseñados, así como en la magnitud y la frecuencia de la corriente empleada.

En cuanto al prototipo propuesto en esta tesis, su diseño se ha -- basado no solamente en los criterios mencionados en los objeti-- vos (sección 2.4), sino que también presenta una similitud con -- el propuesto por Kubicek (19). Sin embargo, es posible efectuar -- algunas mejoras que harían del sistema de medición un instrumento más confiable y versátil.

Las etapas principales a mejorar serían:

La que corresponde al circuito de carga y operación de baterías. En los estudios realizados para la valoración del instrumento, - un voltaje de alimentación disminuido no fué problema, ya que so lo se realizaba un estudio por día, lo que permitía un tiempo de carga completa (12 horas) y un tiempo de operación mínimo (10 minutos).

Las etapas de filtrado analógico activo pueden modificarse e integrarse para formar parte del procesamiento de la señal, el cual esta apoyado en el trabajo realizado por la computadora. Es decir, hacer uso de filtros digitales, aumentaría la confiabilidad y versatilidad del prototipo, ya que en el caso de los filtros activos analógicos es necesario contar con elementos de precisión (resistencias y condensadores) para obtener las características deseadas (frecuencias y pendientes de corte, etc)

En cuanto a la pregunta con que se abrió esta discusión:

¿la magnitud de la corriente empleada y frecuencia en este prototipo (se añadiría ahora) son las correctas?, solo se cuenta como -- respuesta la obtención de una señal de cambio de impedancia cuyo valor de calibración en ohms, relación temporal en el ciclo car--díaco y morfología (ver sección de resultados) son similares a las reportadas en los artículos de investigación estudiados.

Al comparar los resultados de esta tesis con los obtenidos en -- otras investigaciones, se observa el hecho de que la calibración,

en términos de ohms, es la misma. Hay que notar, que ninguna de las investigaciones estudiadas presentan el cambio de impedancia en términos de volts que se obtuvieron. Lo que sugiere que, probablemente la magnitud y la frecuencia de la corriente empleada en -- impedancimetría no afecta las características en cuanto a amplitud y morfología de la señal de cambio de impedancia. La mayoría de los investigadores no reportan este tipo de análisis y se dedican básicamente a los tópicos mencionados.

Ahora bien, en cuanto a los estudios realizados para la valoración y calibración del sistema de medición se cuenta con pocos sujetos con datos completos* que puedan correlacionarse al cambio de impedancia, como se muestra en la gráfica de la figura 22. Sin embargo, en esta gráfica se observa que existe un comportamiento -- que indica que la premisa u objetivo inicial de esta tesis se -- comprueba, es decir, un aumento del índice latido se refleja en un aumento de la señal de cambio de impedancia (en volts pico a pico). También se observa en la misma gráfica, que existe un mismo valor de índice latido para dos valores de cambio de impedancia:

Índice latido (ml/m ²)	cambios de impedancia (volts p-p)
44.8	3.8
"	4.2

Esto pudiera indicar que existe una muestra de valores de cambio de impedancia alrededor de cada valor de índice latido y que a partir de ello es posible determinar un valor medio de impedan-

cia y una dispersión correspondiente a cada valor de índice latido.

Por otro lado, se observa también que dos valores diferentes de índice latido corresponden a un mismo cambio de impedancia:

índice latido (ml/m ²)	cambios de impedancia (vots _{p-p})
54.7	6.4
58.4	6.4
34.2	4
39.87	4
34.67	4.2
44.8	4.2

Estos resultados pueden comprometer la sensibilidad del sistema de medición, ya que registra un mismo cambio de impedancia para valores de índice latido tan diferentes como 10.3 ml/m². Sin embargo, hay que tomar en cuenta la dispersión o precisión existente de los valores de volumen de eyección por ultrasonido efecto doppler. Comparando los resultados de esta técnica de medición con los obtenidos con otras técnicas de medición invasivas, como son Fick y termodilución (factores de correlación de 0.9 y 0.96, respectivamente) (32, 33, 34), el error estándar que se maneja es del orden de 0.7 l/min en ambas comparaciones, lo que afecta la precisión de las mediciones por ultrasonido efecto doppler.

A pesar de los problemas que presenta la técnica patrón (doppler), como son la cuantificación de la velocidad media y el área de la sección vascular o valvular, se reportan buenos factores de

correlación en sujetos sanos, sin embargo, se tiene una precisión baja al realizar estudios comparativos entre esta técnica y las invasivas.

El comportamiento descrito por la señal de cambio impedancimétrica en la gráfica de la figura 22 se acentúa más si se toma en cuenta la frecuencia cardíaca de los sujetos sometidos al estudio. Esto se observa en la gráfica de la figura 23, en donde se relaciona el índice cardíaco y la señal de ΔZ .

La sensibilidad estática obtenida a partir del análisis de regresión, para la primera gráfica es de $0.097 V_{p-p}/(ml/m^2)$ con $r=0.75$ y para la segunda gráfica es de $0.002 V_{p-p}/(ml/min \cdot m^2)$ con $r=0.85$. El factor de correlación indica en este caso la exactitud con que la recta de regresión se ajusta a la distribución de las observaciones (40).

En sujetos sanos fué posible contar con una "regla de desición" que permitiera conocer con certidumbre el valor del volumen latido correspondiente al cambio de impedancia registrado. Esta regla toma en cuenta que el volumen ventricular (volumen diastólico menos volumen sistólico) por modo M, el volumen bidimensional (método de Simpson) y el volumen por ultrasonido aórtico deben ser iguales.

Sin embargo en los pacientes con insuficiencia (el tipo mitral representa la mayoría de las cardiopatías estudiadas), esto no se cumple dado el volumen de regurgitación, el cual es difícil cuantificar aún con técnicas invasivas (35).

Esto implicaba que los valores de índice latido e índice cardíaco por ultrasonido efecto doppler no tenían forma de corroborarse. Hay que observar, que en sujetos sanos se aplicaba un método de triple ciego (modo M, bidimensional y doppler) para el cálculo del gasto cardíaco e índices cardíacos.

Por otro lado, la técnica ultrasónica doppler presenta ciertos problemas para cuantificar el volumen latido aórtico en pacientes cuya válvula aórtica es anormal y en pacientes con regurgitación mitral (41) Parte de estos problemas se originan en la medición de las áreas de los diferentes aparatos valvulares.

Se observa, sin embargo, que en aquellos pacientes cuya insuficiencia mitral es leve (de acuerdo con el criterio médico) presentan un comportamiento similar al de los sujetos sanos, es decir, a mayor índice latido es mayor el cambio de impedancia correspondiente.

En pacientes cardiopatas severos, este comportamiento no se mantuvo. En las gráficas de las figuras 22 y 23 se presentan dos casos, uno de insuficiencia mitral y otro de insuficiencia aórtica.

Sin embargo, las técnicas doppler y las de ultrasonido diagnóstico permiten un estudio bastante completo del estado funcional del corazón sin lastimar al paciente. Esto no se consigue fácilmente con técnicas invasivas, enfatizando el hecho de que llevar a cabo un estudio similar como al realizado en este trabajo obligaría al investigador a localizarse en medios más difíciles para trabajar, como lo es una unidad de cuidados intensivos, en donde la mayoría de los pacientes en estado crítico están

cateterizados.

Se sugiere retomar la técnica doppler como técnica patrón en la calibración del sistema de medición por impedancimetría, tomando en cuenta los factores que influyeron (velocidad media y área del aparato valvular) en este trabajo, sobre todo en pacientes cardiopatas. Existen trabajos de investigación (41) que dan soluciones con respecto de la medición de los factores mencionados. Dichas soluciones pueden implementarse en un protocolo posterior.

El futuro protocolo podría aplicarse solamente en sujetos sanos, en donde la técnica doppler no presenta problemas, ya que se requiere contar con un valor para cada cambio de impedancia registrado.

Este cambio de impedancia, debe generarse en forma similar en sujetos cardiopatas (etapa sistólica de la señal de cambio de impedancia) si corresponden al mismo volumen de eyección. De esta manera se evitan los problemas de la técnica doppler en pacientes cardiopatas, la selección de estas por cardiopatías "puras" y la evaluación del volumen de regurgitación.

Por otro lado, las gráficas de cambio de impedancia mostradas en las figuras 24 y 25, sugieren que existe un patrón, en cuanto a morfología, para diferenciar sujetos sanos de los que no lo son. Así también, la figura 26 da una evidencia de como la señal de cambio de impedancia puede detectar mejoras en cuanto a la contractibilidad del corazón, reflejado este por un aumento del volumen de eyección.

En cuanto a los problemas en la adquisición de la señal de ΔZ , esta se ve afectada principalmente por la respiración del paciente. En los primeros trabajos de investigación (22), se le pedía al paciente que mantuviera la respiración mientras se adquiría. Posteriormente, se hizo uso de la técnica de promediación (24), cuya finalidad principal consistía en eliminar aquellos artefactos causados por el movimiento del paciente al realizar un ejercicio dado. Se considera el hecho de que estos artefactos de movimiento se presentan de manera aleatoria durante la adquisición. La señal de respiración no podría clasificarse de la misma manera con respecto a la señal de cambio de impedancia.

Los resultados en esta tesis presentan el hecho de que una promediación de n eventos a partir de la onda "R" del E.C.G no eliminan completamente la señal de respiración, menos aún cuando esta no es tranquila. Es por esto, que actualmente se han desarrollado algoritmos computacionales que corrigen en tiempo real la línea de base de la señal de cambio de impedancia (28).

En cuanto al tipo de procesamiento de las señales adquiridas, este ha sido completamente determinístico (apéndice A). Aún cuando se sabe que la mayoría de las señales registradas en el cuerpo humano rara vez son determinísticas. Muchas de las mediciones clínicas varían enormemente aún entre pacientes normales y en condiciones similares. Las grandes tolerancias impuestas a las mediciones fisiológicas se deben en parte a las interacciones de muchos sistemas fisiológicos.

Existen varios "lazos de retroalimentación" entre estos sistemas y muchas interacciones se desconocen .

Rara vez, se puede controlar o neutralizar los efectos de estos otros sistemas sobre la variable a medir. La forma más común de tratar esta variabilidad es asumir un comportamiento estadístico y utilizar funciones de distribución probabilísticas.

Estos conceptos serán manejados en trabajos de investigación posteriores para cuantificar la señal de cambio de impedancia en cuanto a su morfología y amplitud, y a los cambios que esta presenta.

Se puede resumir, que este trabajo representa un esfuerzo más (y una experiencia) que contribuirá al "estado del arte" de la técnica impedancimétrica.

APENDICE A

Relación teórica entre los cambios de impedancia y los cambios de volumen.

El desarrollo teórico que aquí se presenta fue propuesto por Nyboer en 1950 para aplicarla en una extremidad del cuerpo humano. Kubicek la aplicó al tórax para el cálculo del gasto cardíaco en 1960.

El desarrollo supone a la extremidad como un cilindro homogéneo de sección transversal A_0 , longitud L y resistividad uniforme ρ .

El volumen de este cilindro se incrementa uniformemente (ΔV) cambiando su área de sección transversal de A_0 a A_1 , sin cambio en su longitud. Obsérvese la figura 1A.

FIGURA 1A

Cilindro de material homogéneo.

La resistencia del cilindro con dimensiones originales es:

$$R_0 = \rho L/A \dots\dots\dots(1)$$

El cambio de volumen (ΔV) en el cilindro provoca cambios en su área de sección transversal y en su resistencia:

$$R_1 = \rho L/A_1 \dots\dots\dots(2)$$

La diferencia o el cambio en la resistencia es:

$$\Delta R = R_1 - R_0 = \rho L/A_0 - \rho L/A_1 = \rho L \cdot (1/A_0 - 1/A_1) \dots(3)$$

Ahora bien, si se quiere introducir la variable volumen (variable de interés), se presenta la siguiente relación:

$$V_0 = LA_0 ; V_1 = LA_1 \dots\dots\dots(4)$$

Sustituyendo (4) en (3) se tiene:

$$\Delta R = \rho L^2(1/V_1 - 1/V_0) = -\rho L^2(V_1 - V_0/V_1 V_0)$$

Si el volumen agregado $\Delta V = V_1 - V_0$ es pequeño, entonces:

$$\Delta R = -\rho L^2 \Delta V/V_0 \dots\dots\dots(5)$$

Ahora bien, si la expresión (1) la multiplicamos por L se obtiene:

$$R_0 = \rho L^2/A_0 L = \rho L^2/V_0 \dots\dots\dots(6)$$

$$V_0 = \rho L^2/R_0 \dots\dots\dots(7)$$

sustituyendo (7) en (5)

$$\Delta R = -R_0^2 \Delta V/\rho L^2 \dots\dots\dots(8)$$

despejando la variable de interés:

$$\Delta V = -\rho L^2 \Delta R/R_0^2 \dots\dots\dots(9)$$

Sustituyendo R por un término general como lo es la impedancia se obtiene:

$$\Delta V = -\rho L^2 \Delta Z / Z_0^2 \dots\dots\dots (10)$$

Se hace incapié en el hecho de manejar corrientes constantes con densidad uniforme a través del cilindro con material homogéneo.

APENDICE B

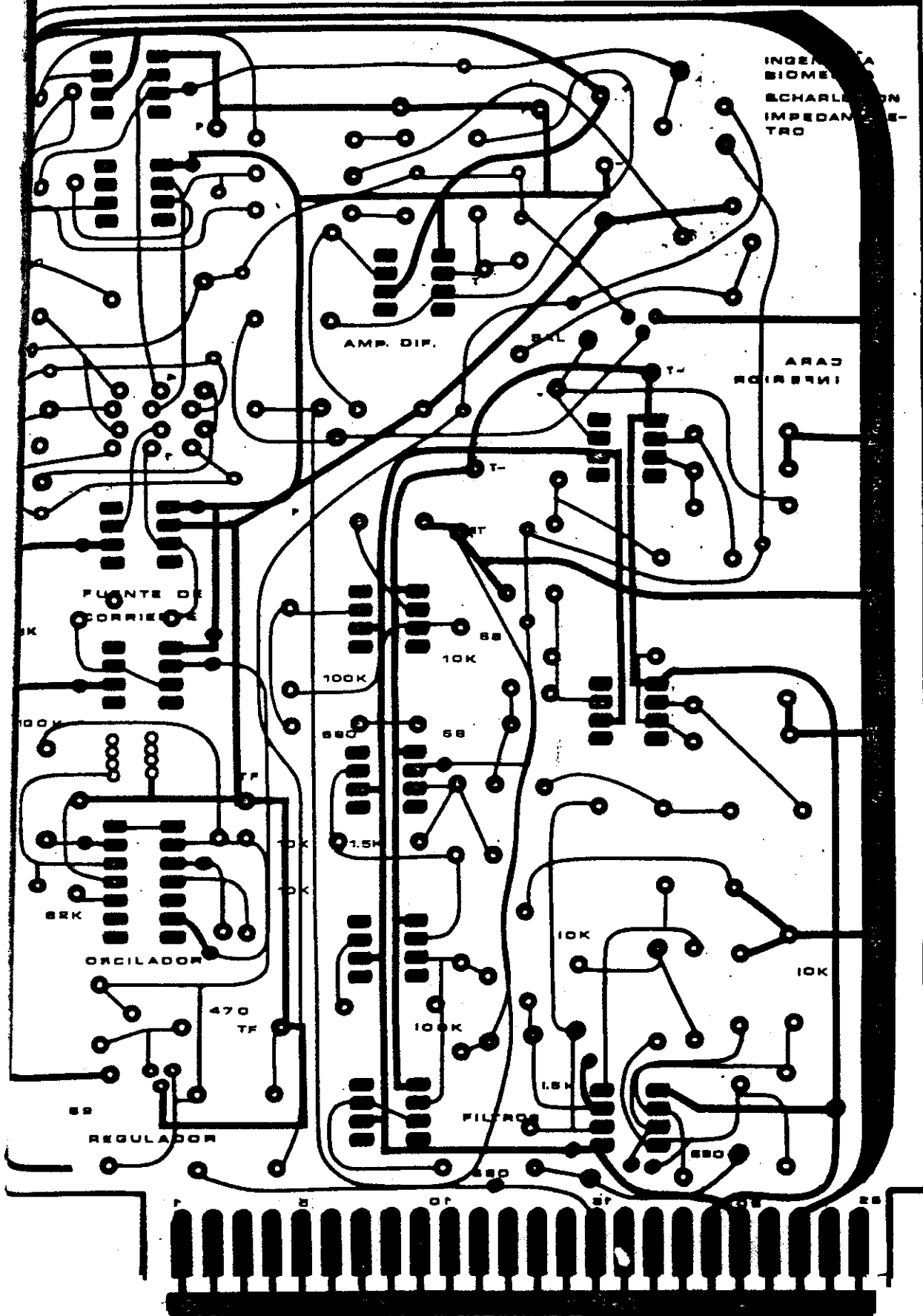
Lista de partes. (1)

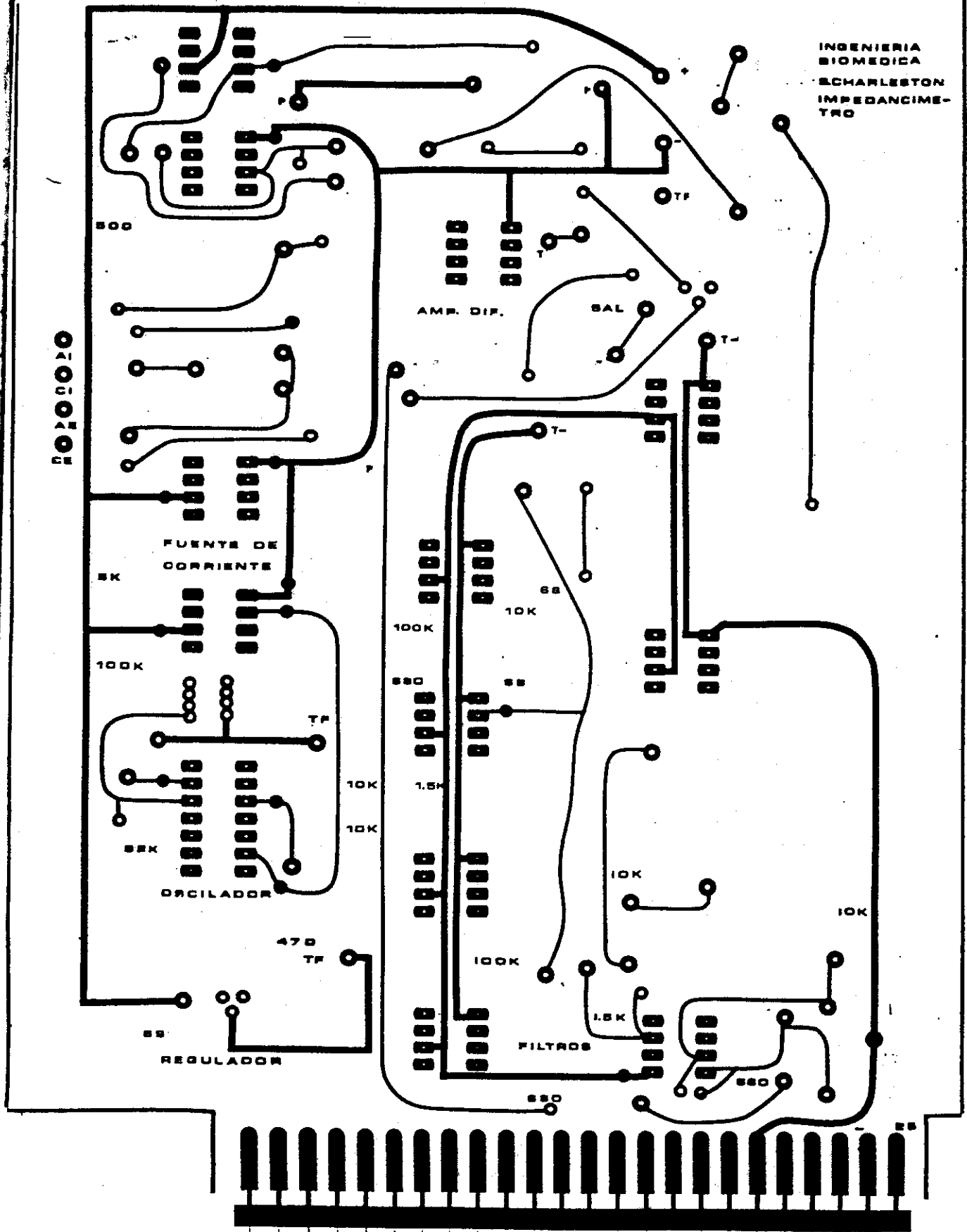
Referencia	Descripción	Cantidad
R	Resistencia, carbón, 82K, 1/4W, + 5%	1
R1	Trimpót, alambre, 5K, 1/4W	1
R3	Resistencia, carbón, 2.2K, 1/4W, +5%	1
R4, R5	" " 12K, " "	4
R6	" " 120K, " "	1
R7	" " 100K, " "	1
R8	" " 50 K, " "	1
R9	" " 10 K " "	1
R10	" " 100K " "	1
R11	" " 0.068K " "	1
R12	" " 1.5K " "	1
R13	" " 0.748K " "	1
R'13	" " 100K " "	1
R14	" " 0.680K " "	2
R15	" " 0.680K " "	2
R16	" " 10K " "	4
R17	" " 12K " "	2
R18	" " 1.5K " "	2
R19	" " 330K " "	2
R20	potenciómetro " 2 M "	1
R21	resistencia, carbón, 10K , 1/4W, +5%	1
R22	" " 3.18M " "	5
C	condensador, cerámica, 0.6nF	1
C1	" / " 10nF	1
C2	" " 10nF	1
C3	" " 10NE	1
C13	" " 1UF	1
C14	" bote 4.7UF	6
C15	" cerámica 0.01UF	2
U0	regulador de voltaje TL430	1

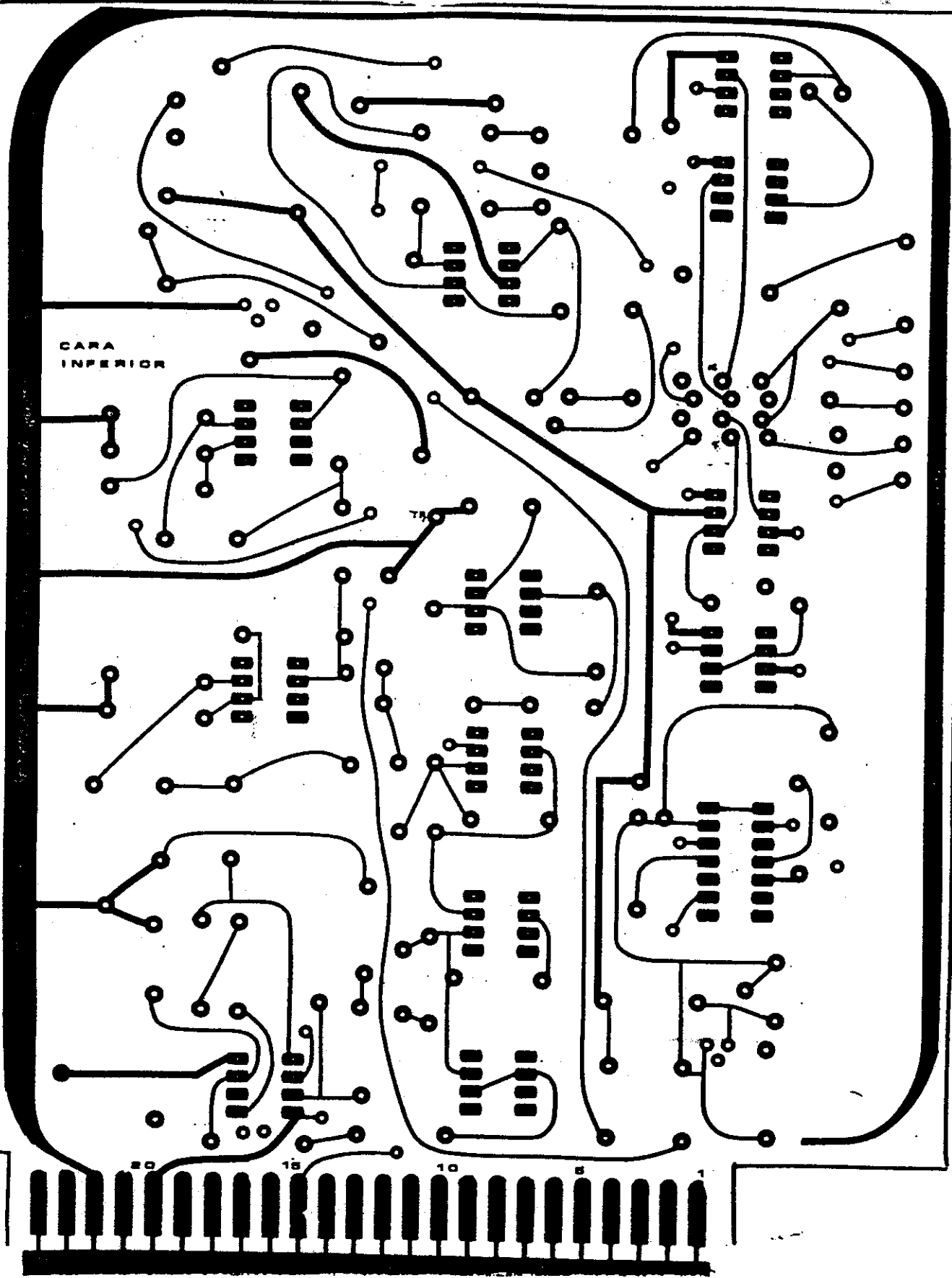
Lista de partes (2)

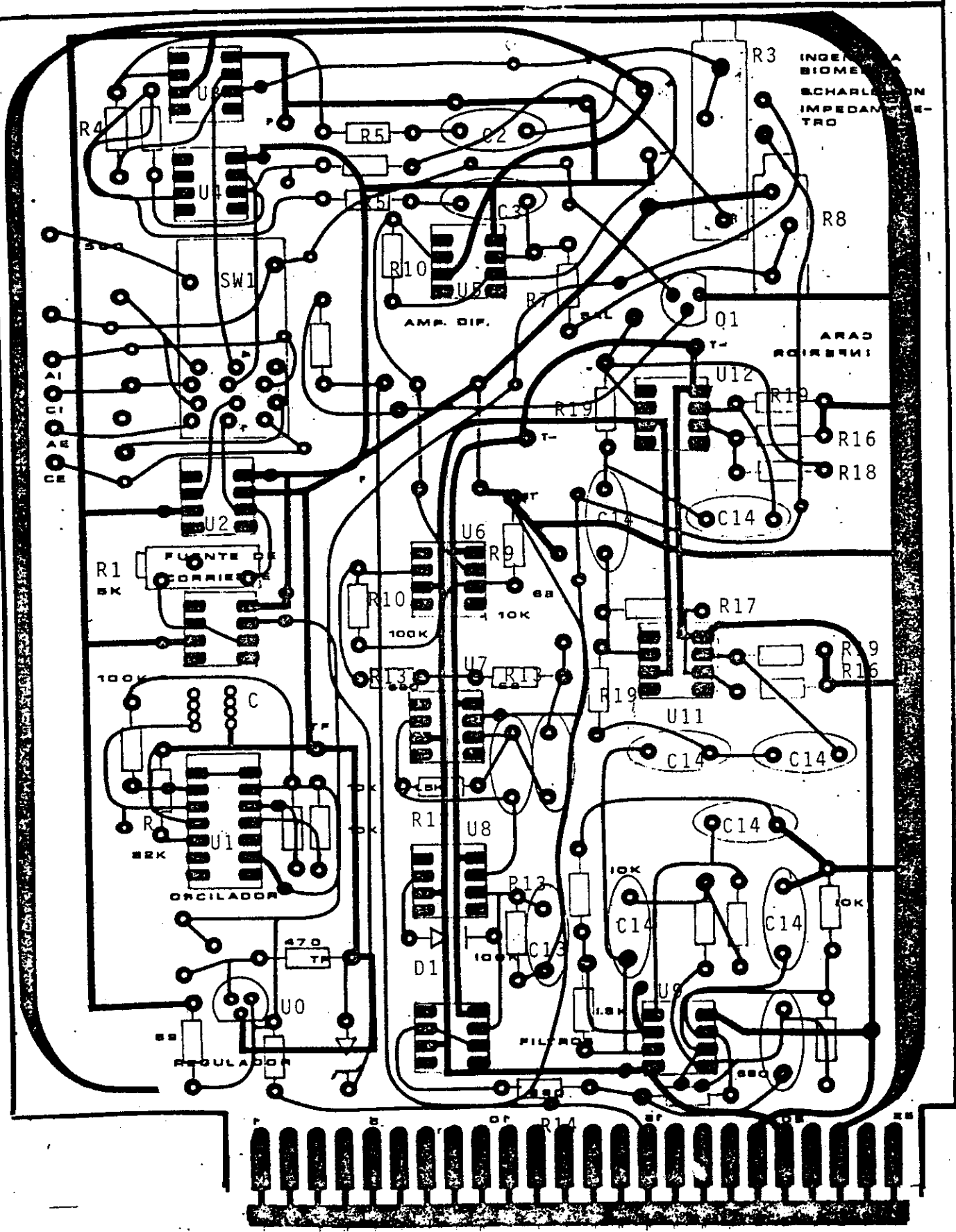
Referencia	Descripción	Cantidad
U1	circuito integrado 8038Exar	1
U2.....U15	amplificadores operacionales TL081	16
Q1	Transistor NPN, 2N2222A	1
D1	Diodo de propósito general, 1N914	1

INGENIERIA BIOMEDICA
ECHARLETON
IMPEDANCIAS
ELECTRO





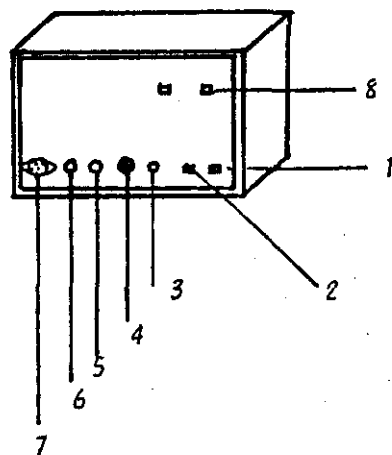




Características eléctricas del prototipo

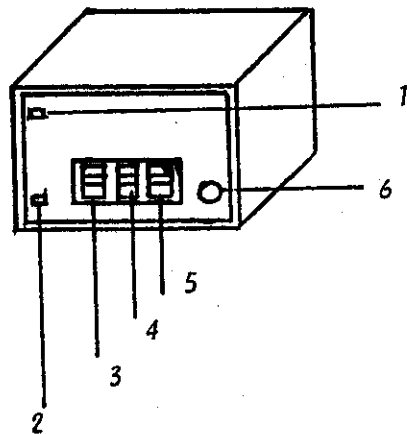
Voltaje de alimentación	+ 15 volts
Consumo de corriente	70 mA
Tipo de operación	baterías
Tiempo de operación	1 hora
Tiempo de carga	10 horas

DESCRIPCION FISICA



Descripción frontal

- 1 Encendido (posición superior) - apagado (posición inferior)
- 2 Calibración (posición inferior) - paciente (posición superior)
- 3 Conexión para computadora (cambio de impedancia)
- 4 Ajuste de ganancia para la señal de ΔZ .
- 5 Conexión para computadora (impedancia basal)
- 6 Conector BCN hembra para osciloscopio (señal de cambio de impedancia)
- 7 Conector para cable de paciente
- 8 Indicadores luminosos de carga y operación.



Descripción posterior

- 1 Cambios de impedancia simulados por medio de un cambio de 0.1 ohm.
- 2 Cable de alimentación
- 3, 4, 5 Interruptores de dos posiciones para operación a baterías (posición inferior, secuencia 3, 4, 5) y operación carga (posición superior, secuencia 5, 4, 3)
- 6 Fusible

VI.-BIBLIOGRAFIA

- 1.-A.C.guyton:Tratado de Fisiología Médica.
Interamericana.Sexta edición,1984.
- 2.-J.F.Guadalajara:Cardiología.
Francisco Mendez Cervantes.Segunda edición,1981
- 3.-L Vargas,S Carrasco,M Cadena:"Sistema de medición de gasto cardíaco durante el ejercicio basado en la técnica de ple-tismografía impedancimétrica y un microporcesador".
Tesis de licenciatura en Ingeniería Biomédica.Universidad Autónoma Metropolitana Iztapalapa,1983.
- 4.-W.G.Kubicek:"The Minnesota impedance cardiograph-theory and applications".
Bio.Med.Eng.410-417,Septiembre 1974.
- 5.-J.Webster:Medical Instrumentation
Houghton Mifflin Co,USA,1978.
- 6.-R.Cobbold:Transducer for Biomedical Measurement.
John Wiley,1978.
- 7.-P.Wells:Biomedical Ultrasonics.
Academic Press,1977.
- 8.-W.N.McDicken:Diagnostic Ultrasonic.
John Wiley,1981
- 9.-L.A.Geddes:Principles of applied biomedical Instrumentation.
John Wiley,1975.
- 10.-W.G.Kubicek:"Impedance cardiography as a noninvasive method of monitoring cardiac function and other parameters of cardiovascular system".
ANN.NY.Acad.Sci.170:724-731,1970.
- 11.-W,V.Judy:"Comparative evaluation of the thoracic impedance and isotope dilution methods for measuring cardiac output".
Aerosp.MED.40:532-536,1969.

- 12.-L.E.Baker:"The measurement of cardiac output by means of electrical impedance".
Cardiovasc.Res.Center Bull 9:135-145,1971.
- 13.-K.Sakamoto:"Problems of impedance cardiography".
Med&Biol Eng.&Comput.17:697-709,1979.
- 14.-R.V.Hill:"Electrical impedance pletismography:a critical analysis".
J.Appl. Physiology.22,161,1967.
- 15.-W.F.Ganong:Manual de fisiología Médica.
El manual moderno,1978.
- 16.-J.Nyboer:"Electrical impedance pletismography".
Circulation,vol II,Diciembre 1950.
- 17.-F.H. Bonjer:"The origin of the variation of body impedance occurring during cardiac cycle".
Circulation,vol VI,Septiembre de 1952.
- 18.-A.HARley:"Determination of cardiac output in man by means of impedance pletismography".
Aerospace Medicine.Marzo 1968.
- 19.-W.G.Kubicek:"Development & evaluation an impedance cardiac output system".
Aerospace Medicine,1966.
- 20.-J.J.Smith:"Application of impedance cardiography to study to postural stress".
J,Applied Physiology,vol29,No 1,Julio 1970.
- 21.-W.Cooley:"The calculation of cardiac stroke volume from variations in transthoracic electrical impedance".
Bio-medical Eng.Agosto 1972.
- 22.-J.C.Denniston:"Measurement of cardiac output by electrical impedance at rest and during exercise".
J.Appl.Physiol.40(1):91-95,1976.
- 23.-W,G.Kubicek:"Studies of the effect of controlled volume change on the thoracic electrical impedance".
Med&biol Eng&Comput.16:531-536,1978
- 24.-Y Miyamoto:"Continuous determination of cardiac output during exercise by the use of impedance pletismography".
Med&Biol ENG&Comput.19:638-644,1981.

25. -T. Palko: "Systemic and pulmonary blood flow assessment by rheocardiography".
Proceeding of the eight annual conference of the IEEE Eng. in Med. and Biol. Society. Vol 1 al 3, Noviembre 1986.
26. -R. P. Patterson: "Sources of the thoracic cardiogenic electrical impedance signal as determined by a model".
Med&Biol Eng&Comput. 23:411-417, 1985.
27. -D. Kim: "Electrode configurations of impedance cardiography by 3DFEM".
Proceeding of the eight annual conference of the IEE Eng. in Med. and Biol. Society. Vol 1 al 3, noviembre 1986.
28. -J. Xie: "Real -time elimination of respiratory artefact in ICB".
Proceeding of the eight annual conference of the IEEE Eng. in Med. and Biol. Society. Vol 1 al 3, noviembre 1986.
29. -R. Namon: "The cardiac electrical impedance pulse".
Annals New York Academy of Sciences. 1970.
30. -M. Muzi: "Computer-automated impedance derived cardiac indexes".
IEEE transactions on Biomed. Eng. vol BME 33, No1, Enero 1986.
31. -J. Auñon: "Signal processing of event related brain potential".
Copyright 1981, Universidad de Purdue. West Lafayette, Indiana. USA.
32. -R. Nishimura: "Noninvasive measurement of cardiac output by continuous-wave doppler echocardiography: initial experience and review of literature."
Clin Proc 59:484-489, 1984.
33. -A. Loepky: "Comparison of noninvasive pulsed doppler and Fick measurements of stroke volume in cardiac patients".
Am Heart J 107:339, 1984
34. -H Ihlen: "Determination of cardiac output by doppler echocardiography".
Br Heart J 1984; 51:54-60
35. -J. Esquivel: "La información hemodinámica que aporta la ecocardiografía".
Arch Inst Cardiol Mex. 53:285-289, 1983.
36. -R Omoto: "Echocardiography evaluation of left ventricular size, shape and function".
Japanese Circulation J. Vol 46, Octubre 1982.

- 37.-Galvez M.C.: Proyecto para acreditar la materia de seminario de proyecto II. "Sistema de adquisición". Universidad Autónoma Metropolitana, Mayo 1986.
- 38.-J. Webster: "Errors in four electrode impedance pletismography". Med&Biol Eng.&Comput. 21, 674-680, 1983.
- 39.-Doebelin E: Measurement Systems. McGraw Hill, 1976.
- 40.-T Yamane : Estadística. Harla 1974.