

PROBADOR PARA SISTEMAS DE MEDICION DE LA PRESION SANGUINEA

HERNANDEZ LOPEZ V., BAUTISTA LEON M.A. Y HERNANDEZ MATOS E.

Lab. Instrum. Médica, Area Ing. Biomédica, Dpto. Ing. Electrica
UNIVERSIDAD AUTONOMA METROPOLITANA, UNIDAD IZTAPALA

RESUMEN

En el presente artículo se describe el diseño de un equipo de prueba para monitores de presión sanguínea que realiza verificaciones en forma estática y dinámica.

El equipo está dotado de dos funciones básicas:

- 1.- Un probador del sistema que incluye al transductor.
 - 2.- Un probador del circuito electrónico.
-

INTRODUCCION:

Para valorar un sistema de medición de presión sanguínea es necesario verificarlo en forma estática y dinámica, para lo cual se determinó el diseñar y construir un probador que cumpla con tres objetivos básicos para pruebas de funcionamiento de monitores fisiológicos en general:

- 1.- Verificar que el monitor fisiológico provea información clínica útil.
- 2.- Facilitar los procedimientos de prueba en el medio clínico.

3.- Implementar rutinas de prueba de funcionamiento del equipo.

Basándose en los puntos anteriores, se desea un dispositivo de prueba que realice dos funciones:

1.- Un probador del sistema que incluye al transductor.

2.- Un probador del sistema electrónico

A continuación será descrito el diseño de ambos dispositivos, los cuales conforman el "Probador MPS" (probador de sistemas de Medición de Presión Sanguínea).

1.-PROBADOR DEL SISTEMA QUE INCLUYE AL TRANSDUCTOR.

El equipo propuesto debe ser capaz de generar una presión real en una gama de frecuencias que vaya desde 1 Hz hasta cerca de 200 Hz, y, de este modo puedan ser determinadas las características en frecuencia del sistema completo (ver diagrama a bloques de la fig. 1). Estas características deben ser conocidas ya que de ellas depende el obtener un registro sin distorsión, lo cual implica que tanto el transductor como el resto del circuito electrónico (incluyendo el sistema de registro) sean capaces de procesar señales con un número alto de armónicas sin alterar su amplitud o fase.

Para mediciones clínicas de presión sanguínea son suficientes 10 armónicas, para propósitos de investigación son necesarias hasta 20 armónicas, por lo tanto un sistema que responda linealmente dentro de un ancho de banda de 1 Hz

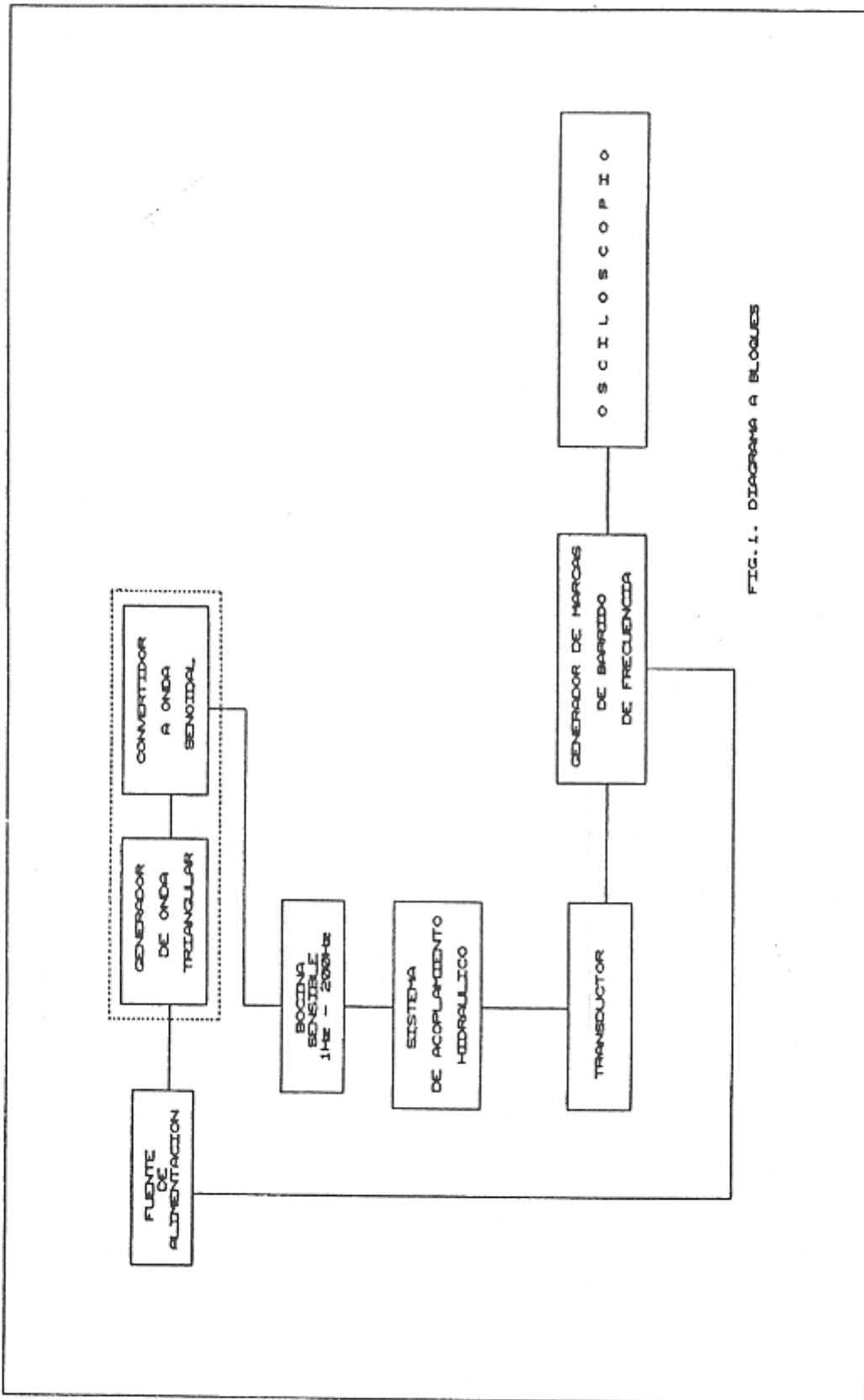


FIG.1. DIAGRAMA A BLOQUES

a 200 Hz (en general solo hasta aproximadamente 100 Hz) se considerará un sistema aceptable.[2]

En la fig. 1, se puede observar que se emplea un generador senoidal de bajas frecuencias (1Hz a 200 Hz) para excitar una bocina, quien a su vez produce variaciones lentas en la presión de la solución salina contenida en un dispositivo diseñado para tal fin; estas variaciones son captadas por el transductor y catéter a prueba, además de estar siendo procesadas por el sistema electrónico.

Variando la frecuencia del generador se obtiene la amplitud y frecuencia de la señal de salida, la cual es analizada por medio de un circuito "marcador de barrido de frecuencia" (1), el cual mide el período entre los cruces sucesivos por cero de la señal de entrada y cuya salida registra un pulso marcador de eventos cada tiempo del período convenientemente cortado a $1/F_m$ segundos para una cierta F_m (marca de frecuencia). Este circuito responde al barrido de frecuencias desde 1 Hz siguiendo cualquier frecuencia incluso hasta 200 Hz.

A continuación se presentan las características de cada uno de los circuitos que conforman el dispositivo:

FUENTE DE ALIMENTACION

Se determinó que el voltaje de alimentación de los circuitos fuera de ± 15 V, utilizando para ello reguladores de voltaje (7815 y 7915) que pueden entregar incluso 1 A. de corriente (fig. 2); con una regulación a la carga de 10 mV y con protección en caso de corto circuito momentáneo.

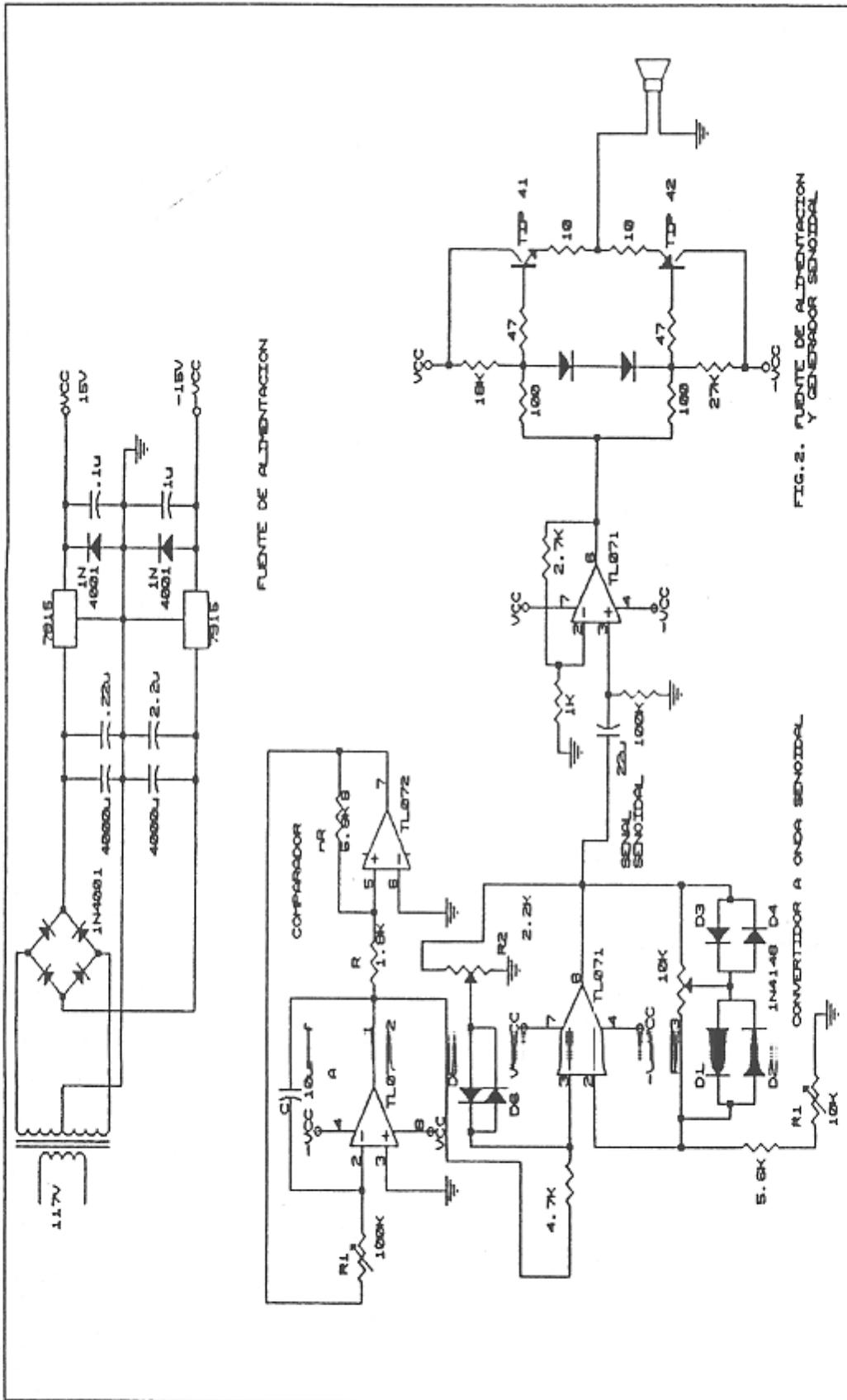


FIG.2. FUENTE DE ALIMENTACION Y GENERADOR SENOIDAL

GENERADOR DE ONDA SENOIDAL.

Este generador fué implementado con amplificadores operacionales y consta de dos etapas, una que es un generador de onda triangular y otra que es un convertidor a onda senoidal (este diseño se eligió por facilidad).

Para implementar el generador de onda triangular es necesario un comparador para generar una onda cuadrada, la cual se integra para obtener las pendientes que conforman la onda triangular, como la salida del integrador es a la vez la entrada al comparador, se tiene una oscilación continua.

Analizando el circuito se tiene que:

$$V(\text{neg})_p = - (V_{\text{sat}+})/n$$

$$V(\text{pos})_p = - (V_{\text{sat}-})/n$$

donde la amplitud estará dada por:

$$((V_{\text{sat}+}) - (V_{\text{sat}-}))/n$$

además la frecuencia está dada por:

$$f = n/(4R_iC)$$

por lo que si $n = 4$, entonces:

$$f = 1/R_iC$$

como nuestro generador debe ser de frecuencia variable, hacemos $C = 10 \mu\text{f}$ y para obtener el ancho de banda de 1 Hz hasta 200 Hz, es necesario un potenciómetro de 100 K Ω . Los valores de este circuito son por lo tanto

$$C = 10 \mu\text{f}$$

R_i potenciómetro de 100 Kohms

$$R = 1.8 \text{ Kohms}$$

$$nR = 6.8 \text{ Kohms}$$

Una vez que se tiene el generador de onda triangular, se utiliza un convertidor a onda senoidal, que es un amplificador cuya ganancia varía en forma inversa con la amplitud del voltaje de salida.

Las resistencias R1 y R3 establecen la pendiente de Vo a bajas amplitudes cerca de los cruces por cero. Conforme el voltaje de Vo va aumentando, polariza a los diodos D1 y D3 para la salida positiva y a los diodos D2 y D4 para salida negativa; cuando estos diodos conducen hacen que R3 quede en paralelo con una resistencia muy pequeña y por lo tanto la ganancia se ve disminuida con lo cual se conforma la onda senoidal. La resistencia R2 y los diodos D5 y D6 sirven para ajustar la ganancia a cero en los picos de Vo.

Al tener conformado el oscilador senoidal, éste fué acoplado a una bocina sensible a bajas frecuencias y se observó que debido a sus características necesita una etapa de potencia para lograr una amplitud capaz de excitar al sistemas hidráulico para que éste a su vez excite al transductor de presión. Se decidió entonces amplificar primero en voltaje la salida del oscilador con una amplificador operacional en configuración de amplificador no inversor, cuya ganancia está dada por:

$$A = (1 + R_f/R_i)$$

donde:

$$R_i = 1 \text{ K}\Omega$$

$$R_f = 2.7 \text{ K}\Omega$$

a la salida de esta etapa se amplificó en corriente mediante un amplificador push-pull como el utilizado en el circuito del módulo transductor de presión sanguínea.

SISTEMA HIDRAULICO DE ACOPLAMIENTO

Para que el transductor sence una presión real aplicada y además no en forma estática sino dinámica, se diseñó un sistema hidráulico, en el cual la bocina, oscilando a bajas frecuencias, tiene la función de una especie de pistón que golpea una membrana, la cual sella un pequeño recipiente que contiene solución salina y se conecta mediante el catéter al transductor.

La señal eléctrica que genera el transductor es procesada por el circuito electrónico y analizada por el circuito "marcador de barrido de frecuencias".

CIRCUITO MARCADOR DE BARRIDO DE FRECUENCIAS

En este circuito la señal de entrada, que debe de ser de 10 mV mínimo, se aplica a un detector de cruce por cero cuya salida son pulsos de 2 μ seg. cada cruce; el pulso de salida pasa a través de la compuerta de salida (si puede) y dispara al generador de pulsos de salida cuya duración de pulso es controlada por el interruptor de longitud de pulso para ser proporcional a la frecuencia detectada. La compuerta de salida puede prevenir el pulso de salida del generador de pulsos por dos diferentes mecanismos:

- 1.- El inicio esté en la posición de reset.
- 2.- El nivel prioritario esté bloqueado.

Para inicializar se restablece el circuito directamente e inmediatamente se bloquea el pulso de inicio, para dejar pasar el pulso de $2\mu\text{seg}$ a través de la compuerta de salida y bloquea el nivel prioritario para prevenir el siguiente pulso de salida.

El circuito debe ser inicializado con el barrido de frecuencia en 1 Hz, si esto no ocurre, entonces una marca se genera cada cruce con cero hasta que el circuito "atrapa" la frecuencia del generador coincidente con la frecuencia de la señal de entrada, después de lo cual opera normalmente.

Las marcas (pulsos de salida de este circuito) se pueden observar fácilmente en el osciloscopio de modo que si al barrer el ancho de banda del oscilador senoidal siempre que se generen marcas en este circuito se podrá conocer la respuesta en frecuencia de nuestro sistema. El diagrama de este circuito se muestra en la fig. 3.

2.-PROBADOR DEL SISTEMA ELECTRONICO

(SIMULADOR ELECTRONICO DE ONDA DE PRESION).

Este circuito es necesario ya que nuestro sistema también debe tener una calibración eléctrica, para garantizar un monitoreo libre de errores. Este circuito tiene como objetivo el generar una señal eléctrica análoga a la señal que genera el transductor al sensar una presión sanguínea; la salida de este circuito se conecta en vez del transductor en el sistema medidor de presión sanguínea y se observa a través de los diferentes circuitos que conforman

el sistema; de esta forma se conoce el desempeño de dicho sistema.

Para realizar este simulador, se comenzó el diseño en base al simulador fisiológico propuesto por Barry Altman en el artículo del mismo nombre publicado en el Journal of Clinical Engineering (Jul-Sep 1983), sin embargo el problema es que en realidad mediante este circuito sólo se obtenía una onda cuadrada de valor proporcional al valor de la presión arterial (120/80 mmHg), por lo tanto, como no solo nos interesa valorar el funcionamiento del sistema en base a valores estáticos, se tomó la decisión de implementar otro diseño que permitiese obtener una señal cuya forma de onda sea lo más parecida a la forma de onda de la señal de salida del transductor, resultante de las variaciones de la presión sanguínea. Se optó por una red resistiva que convirtiera una onda senoidal en una onda periódica cuyas características de forma y contenido de armónicas coincidieran con la señal de salida del transductor al estar sensando la presión sanguínea a nivel de la aorta.

Este circuito es una sencilla red atenuadora, la cual está alimentada por una onda senoidal asimétrica, de manera que se conforma una salida diferencial que entra al amplificador de instrumentación, el cual hace aún más evidente la asimetría de la onda y al diferenciar las señales de entrada produce la forma de onda deseada.

El circuito electrónico del simulador de onda de presión se muestra en la fig. 4. Este simulador no solo

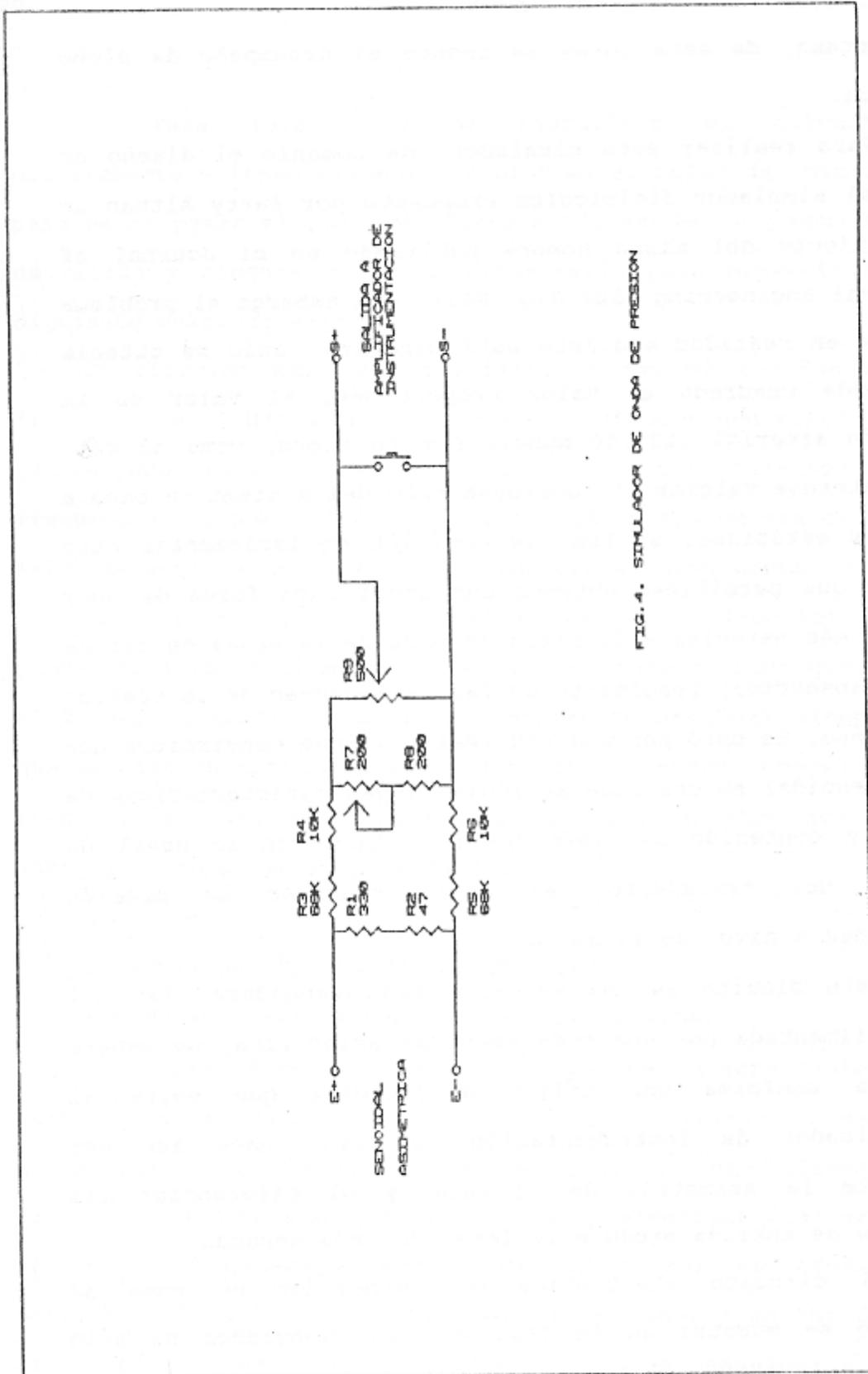
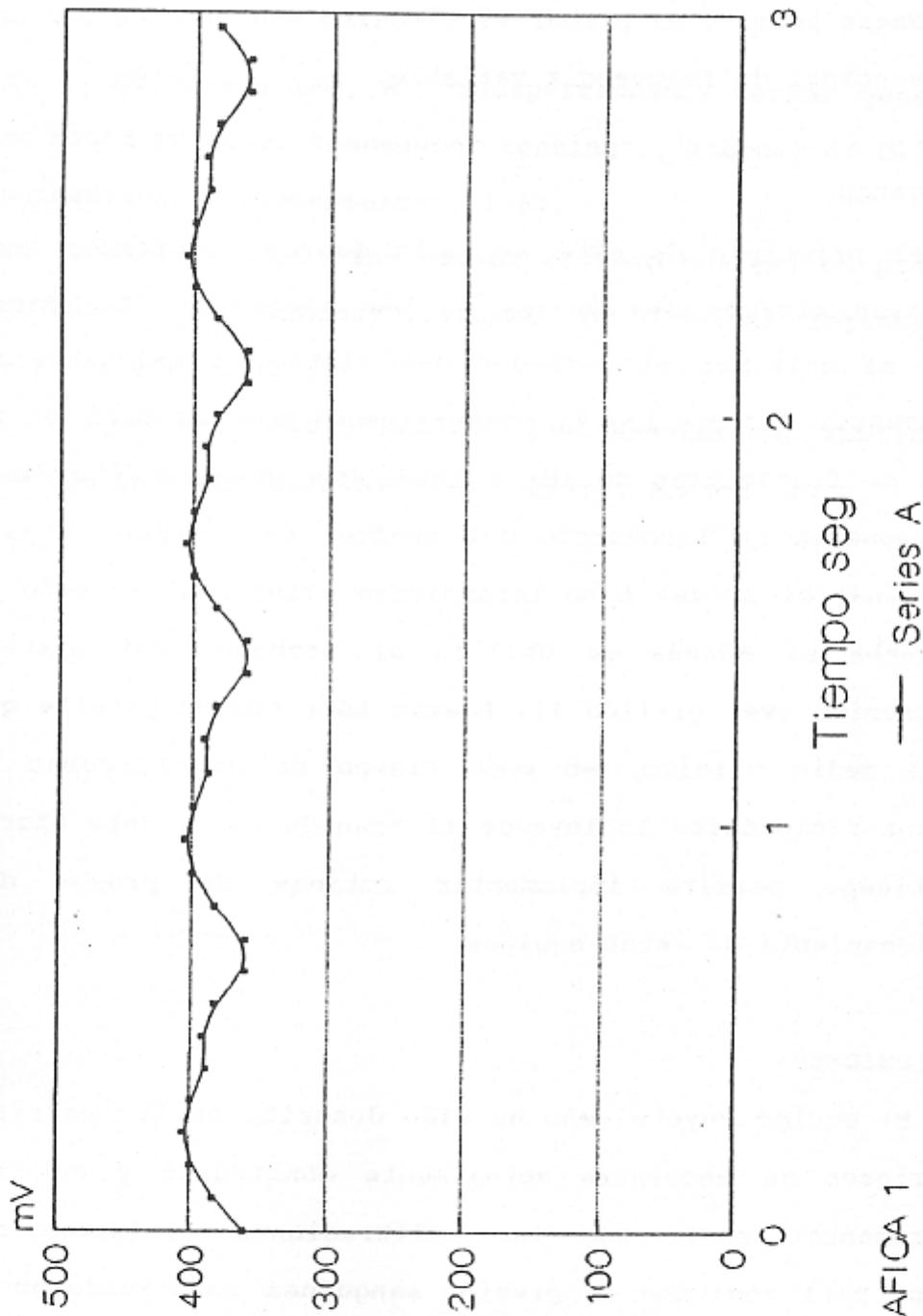


FIG.4. SIMULADOR DE ONDA DE PRESION

SIMULACION DE ONDA DE PRESION



GRAFICA 1

permite hacer pruebas con la forma de onda de presión, sino que además permite el probar el circuito electrónico con una onda senoidal de frecuencia variable.

RESULTADOS:

Al principio de este artículo fueron planteados tres objetivos básicos los cuales se han alcanzado. En primer lugar al utilizar el probador del sistema que incluye al transductor, se ha logrado generar una presión dada en un rango de frecuencias de 1Hz a 150Hz que permite determinar la respuesta en frecuencia del monitor de presión, y así, determinar si provee o no información clínica útil; esto se comprueba si además se utiliza el probador del sistema electrónico (ver gráfica 1). Además este equipo permite que en el medio clínico, en poco tiempo se pueda probar un monitor fisiológico incluyendo al transductor y este ahorro de tiempo permite implementar rutinas de prueba del funcionamiento de estos equipos.

CONCLUSIONES:

El equipo cuyo diseño ha sido descrito en los párrafos anteriores se encuentra actualmente construido y en fase experimental realizando las calibraciones dinámicas del equipo para medición de presión sanguínea construido en el Laboratorio de Instrumentación Médica.

REFERENCIAS.

- [1] .. St. James Lee, A. "Sweep-Frecuency marker generator for blood pressure transducer testing"., Journal of Clinical Engineering. July-September, 1983.
- [2] .. Wallace J.E. "The effect of zero changes on pressure transducers performance"., Journal of Clinical Enginnering. July-September, 1983.
- [3] .. Webster, J.G. "Medical Instrumentation, application and design". Houghton Mifflin Company. Boston, 1978.



M.D. (Harry Sternberg)