

MODULOS DE PRESION SANGUINEA Y FUENTE DE AISLAMIENTO DE UN SISTEMA DE ADQUISICION, PROCESAMIENTO Y REGISTRO DE SEÑALES FISIOLÓGICAS.

Hernández López V., Bautista León M. A., Hernández Matos E.

Laboratorio de Instrumentación Médica. Area de Ingeniería Biomédica. Departamento de Ingeniería Eléctrica. Universidad Autónoma Metropolitana. Unidad Iztapalapa. México, D. F.

R E S U M E N

-----  
Se presentan los resultados logrados en el diseño y construcción de un sistema de adquisición, procesamiento y registro de señales fisiológicas (APR), en particular los que se refieren al módulo de medición de la presión sanguínea por el método directo y a la fuente de poder de aislamiento del sistema completo.

Se analizan los problemas encontrados durante el proceso de calibración estático y dinámico del sistema. Se incluyen además, algunos criterios constructivos utilizados en el diseño de las tablas de circuito impreso.

Al presentar los resultados obtenidos, se puede comprobar como cumplen estos módulos con las normas internacionales para estos equipos.

Finalmente se describen los módulos que completan el sistema APR.  
-----

ANTECEDENTES.

El objetivo original del sistema APR era el de diseñar y construir un fisiógrafo multicanal (figura 1), para apoyar experimentalmente los cursos en Ingeniería Biomédica a nivel licenciatura y maestría. El proyecto contó con el apoyo de la SEP (PRONAES) y durante esa etapa se implementó el módulo electrocardiográfico [2].

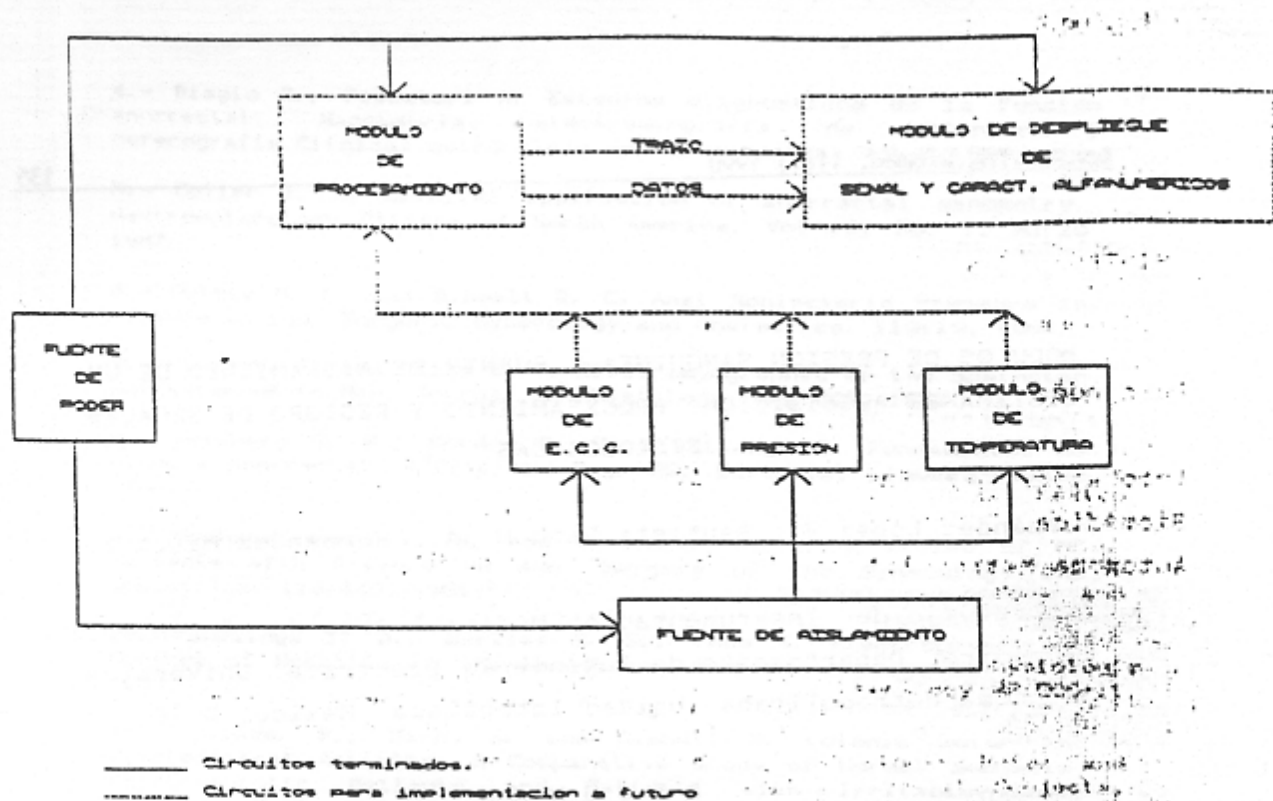


Fig.1. Diagrama a bloques del Sistema APR.

El laboratorio de Instrumentación Médica se ha reestructurado recientemente y como uno de sus primeros objetivos se planteó la conclusión de este proyecto, por lo que en este trabajo se describen los módulos de presión sanguínea y la fuente de aislamiento.

#### MODULO PARA LA MEDICION DE PRESION SANGUINEA.

Se trata de un equipo para el monitoreo continuo de presión sanguínea, ya sea arterial o venosa, siendo ésta medida directamente en corazón, vena cava o arterias pulmonar o aorta, lo que permite observar las variaciones en la forma de onda (mediciones dinámicas) así como los valores de presión sistólica y presión diastólica.[6]

Para satisfacer estos requerimientos, el equipo diseñado procesa analógicamente la señal obtenida de un transductor comercial de tipo desechable.

La figura 2 muestra la conformación del sistema.

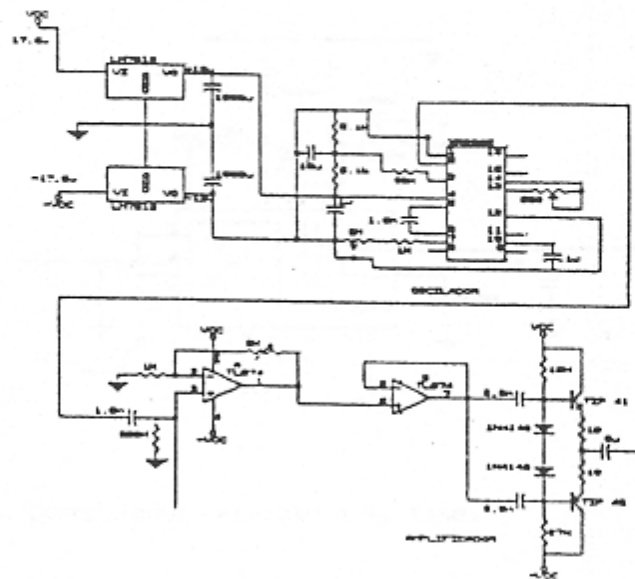


Fig. 3 Circuito de excitación del transductor

La señal diferencial modulada en amplitud que produce el transductor es aplicada a la entrada de un amplificador de instrumentación construido en base al circuito LF352 de alta estabilidad, baja desviación térmica, alta ganancia y alta CMRR; la ganancia puede ser ajustada por una red resistiva asociada (figura 4). [5].

El circuito demodulador sensible a la fase fué implementado con el XR2208, conformado como un circuito demodulador síncrono de AM. La señal de salida así obtenida es proporcional a las variaciones de la presión sanguínea y es capaz de detectar si se trata de presiones positivas o de presiones negativas (dentro de un rango de -50 mmHg a 300 mmHg), (figura 5).

El cálculo de las presiones sistólica ( $P_s$ ) y diastólica ( $P_d$ ) se realiza en dos circuitos detectores de picos cuya función es la de obtener los valores máximos y mínimos de la señal respectivamente.

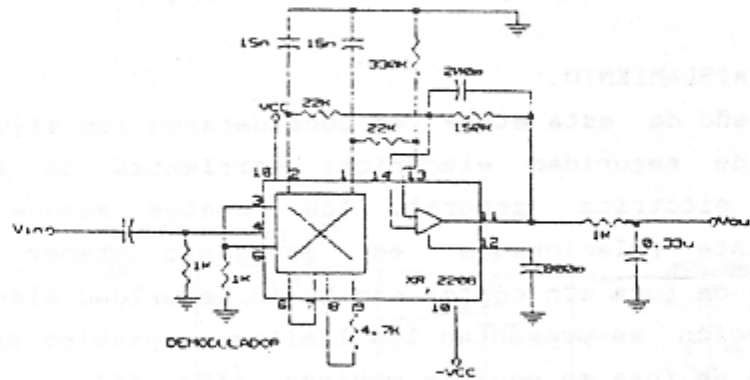


Fig. 5. Demodulador sensible a la fase.

El cálculo de la presión media ( $P_m$ ) se realiza mediante un filtro pasabajas, con una frecuencia de corte de 200 Hz. [4].

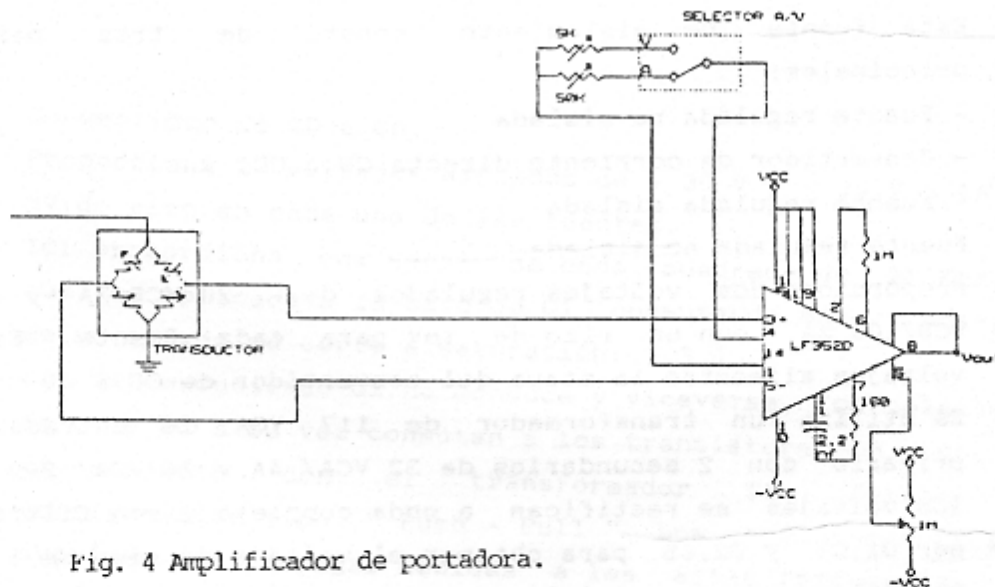


Fig. 4 Amplificador de portadora.

El módulo cuenta con un sistema de calibración electrónica mediante un interruptor de "cero", el cual cortocircuita la salida del transductor, y un potenciómetro para ajustar la señal de salida a cero volts; cuenta además con un interruptor de "ganancia" que permite colocar a la entrada

del amplificador de instrumentación una señal de calibración modulada en amplitud proporcional a 250 mmHg.

#### FUENTE DE AISLAMIENTO.

En el diseño de esta etapa se consideraron los siguientes aspectos de seguridad eléctrica: corrientes de fuga y seguridad eléctrica general, los cuales aunque están estrechamente relacionados es imposible tener bajas corrientes de fuga sin contar con buena seguridad eléctrica. A continuación se presentan los límites aceptables para las corrientes de fuga en equipos médicos. [10],[11]

PRUEBA	DC [ $\mu$ A]			AC [ $\mu$ A]		
	AMI	FPA	UL	AMI	NEPA	UL
QUISIS A TIERRA	50	100	14	50	100	10
ELECTRODOS DE PACIENTE A TIERRA.	10	50	7	10	10	5

Tabla 1 Normas internacionales para corrientes de fuga.

Esta fuente de aislamiento consta de tres partes principales:

- Fuente regulada no aislada
- Convertidor de corriente directa CD a CD, y
- Fuente regulada aislada

Fuente regulada no aislada.

Proporciona dos voltajes regulados de - 20 VCD/3A y + 15 VCD/100 mA, con un rizo de 1mV para cada fuente. Estos voltajes alimentan la etapa del convertidor de CD a CD.

Se utiliza un transformador de 117 VCA de entrada al primario, con 2 secundarios de 32 VCA/ 4A y 24 VCA/ 200 mA, los voltajes se rectifican a onda completa y son filtrados por D1,C1 y D2,C5. para obtener el voltaje de rizo de 1 mV, se implementa un multiplicador de capacitancias en cada una de las fuentes por medio de Q1,R1,C2,Q2,R4 y C6, mediante R3 se ajusta IC1 para proporcionar los voltajes antes mencionados. (figura 6).

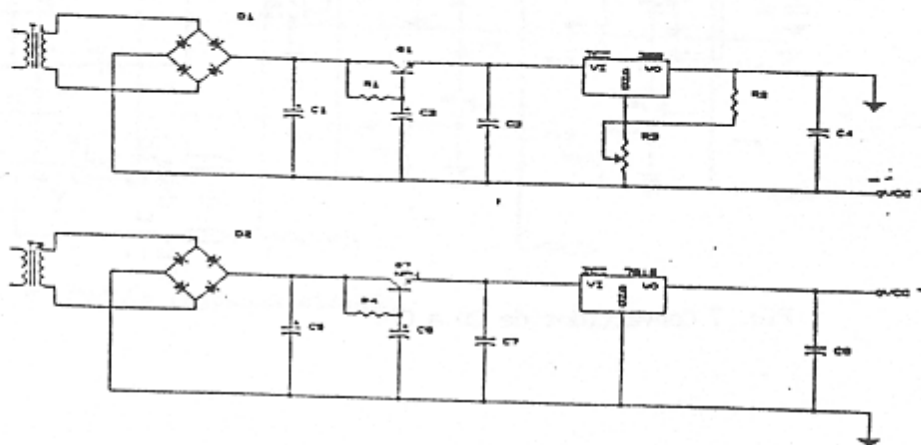


Fig. 6 Fuente regulada no aislada.

Convertidor de CD a CD.  
 Proporciona 2 voltajes aislados de + 30 V y - 30 V a 1A y 5 mV de rizo en cada una de las fuentes.  
 IC1 proporciona una señal de onda cuadrada de 21 Khz, la cual es aplicada a la base de Q1, conmutando este transistor de un estado de corte a saturación. [ 3 ]  
 Con Q1 conduciendo Q2 no conduce y viceversa, los colectores de Q1 y Q2 a su vez conmutan a los transistores Q3 y Q4, que en conjunto con el transformador T1, forman una configuración tipo " Push - Pull ". Los capacitores C6 y C7 suprimen las espigas debidas a las altas frecuencias. La salida de T1 se rectifica a onda completa a través de D3 obteniendose un voltaje positivo y otro negativo, ambos aislados eléctricamente de la fuente regulada de alimentación general. Los voltajes se filtran mediante filtros pasabajos implementados por L1,C10 y L2,C11 respectivamente. ( Figura 7 )



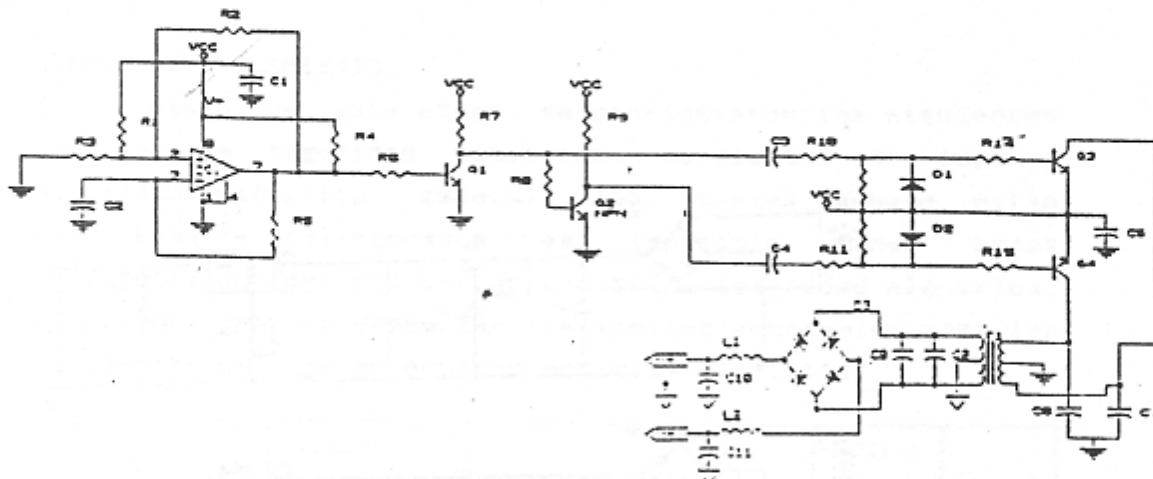


Fig. 7 Convertidor de CD a CD.

Fuente regulada aislada.

Proporciona los voltajes aislados de + 17.5 V, + 9 V y + 6 V. Utiliza 2 reguladores de voltaje ajustables, uno positivo y otro negativo, que por medio de R1 y R9 se ajustan a + 17.5 V y - 17.5 V. La salida de estos alimenta a dos etapas reguladoras implementadas con transistores. Los transistores Q1, Q2, Q5 y Q7 actúan como un seguidor de emisor y el voltaje de salida se retroalimenta a la base de Q3, Q4, Q6 y Q8 respectivamente, resultando una corriente proporcional al voltaje de salida. La corriente que circula por las bases de los transistores que actúan como seguidor de emisor se mantiene constante a los cambios que hubiese en el voltaje de entrada (figura 8).

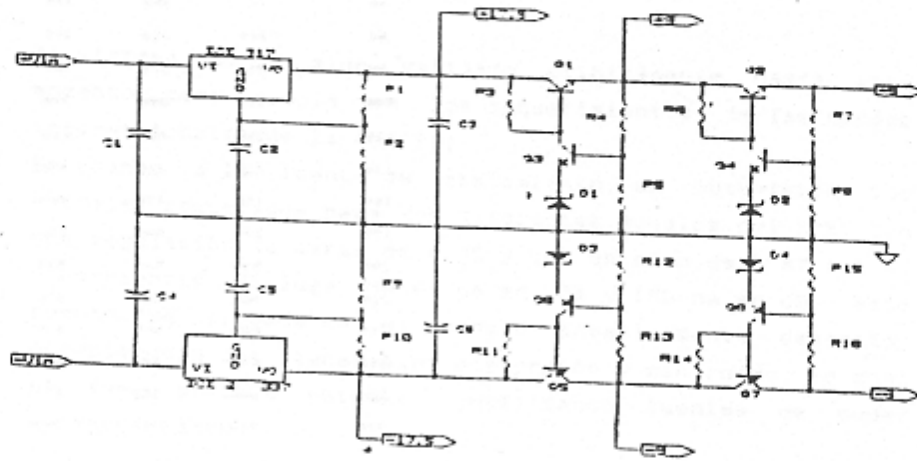


Fig. 8 Fuente regulada aislada.

## CONSTRUCCION.

La tablilla de circuito impreso del módulo de presión fue realizada considerando el tamaño de los gabinetes ya existentes para integrar el equipo APR; utiliza un conector tipo peine para la inserción en la tablilla maestra. (ver Apéndice).

La tablilla de la fuente de poder regulada se conecta mediante el conector J1 a la tablilla de aislamiento, en esta última, el lado que corresponde a los componentes se encuentra blindado para minimizar la interferencia debida a la RF, acoplada por el transformador de aislamiento. Esta tablilla se conecta a la tablilla maestra por medio de J2 y J3, y es en esta última donde se conectan los módulos mediante conectores tipo peine de 13 pins por lado. (ver apéndice)

## RESULTADOS.

Utilizando un probador de monitores de presión se observó que el módulo de presión tiene respuesta en frecuencia de 1 a 150 Hz y un rango de -50 a 300 mmHg. Para la prueba de la circuitería electrónica se utilizó un simulador electrónico de onda de presión, obteniéndose una señal no distorsionada.



En cuanto a linealidad e histéresis fueron aplicadas diferentes presiones de aire y se obtuvieron los siguientes resultados: [7],[9]

PRESIÓN APLICADA (mmHg)	A	VOLTAJE B	(mV) C	D
20	320	340	330	340
40	-	350	330	-
60	340	360	340	350
80	350	370	360	370
100	370	390	390	390
120	390	410	410	410
140	420	440	430	430
160	450	470	460	460
180	490	500	500	500
200	530	530	530	530
220	560	560	570	560
240	600	600	600	600
260	640	640	640	630
280	660	660	670	660
300	710	710	710	700

Tabla 2 Voltage a salida del bloque amplificador a diferentes presiones aplicadas.

Las columnas A,B,C,D indican las lecturas obtenidas de voltaje para una misma presión aplicada. El análisis matemático llevado a cabo sobre estos datos fué un análisis de regresión lineal, obteniéndose la siguiente ecuación de recta:

$$y = 0.98x + 90$$

con un coeficiente de correlación de 0.98, una sensibilidad de 0.98 mmHg y un desbalance de cero de 90 mmHg. (figura 9).

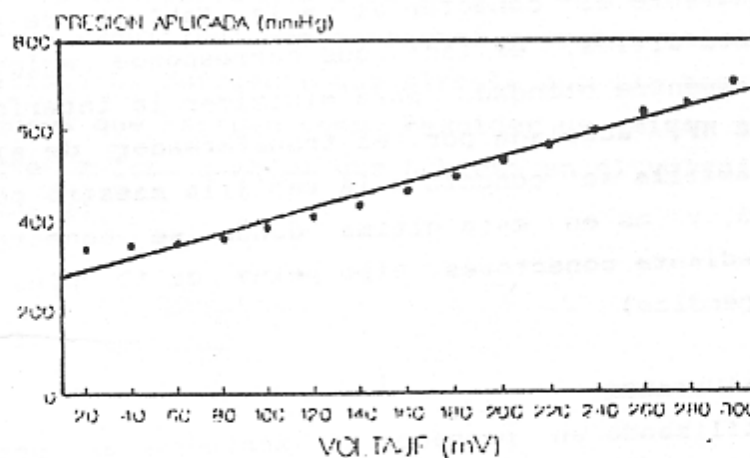


Fig. 9 Curva de calibración estática

El sistema no ha sido validado clínicamente hasta este momento, pero cumple con los requerimientos de las normas internacionales de la ANS. [1]

En cuanto a la fuente de aislamiento, se obtuvieron los voltajes requeridos para los diferentes módulos del APP, con una regulación de carga de 0.3% y con un rizo de 5 mV a 1 A, y corrientes de fuga de 6  $\mu$ A en CA y 100 nA en CD; esta fuente fue probada en el módulo anteriormente descrito, obteniéndose una señal sin distorsión y sin ruido, lo cual no fue posible obtener, utilizando fuentes de poder convencionales.

#### REFERENCIAS.

- [1] .. "American National Standard for interchangeability and performance of resistive bridge type blood pressure transducers". Association for the Advancement of Medical Instrumentation.
- [2].. Antonio, A.M.A., Villa B.J.C.; Carbajal C.V.M., Módulo Electrocardiográfico. Congreso de la ANIAC XIV 400 - 404 Guanajuato, Gto. 1988.
- [3].. Chetty P.R.K. "Switch - mode power supply design." Tab professional books, Penn. 1988
- [4].. Coughlin R; Driscoll F. Circuitos integrados lineales y amplificadores operacionales. Prentice Hall. México 1987.
- [5].. Diefenderfer, J. Instrumentación Electrónica, 2a. Edición Interamericana, México, D.F. 1984.
- [6].. Hill, D.W. Dolan A.M. "Intensive Care Instrumentation" Grune and Stratton. New York. 1976.
- [7].. St. James Lee, A. "Sweep - Frequency marker generator for blood pressure transducer testing ", Journal of Clinical Engineering. July - September. 1983.
- [8].. Vaughn, M. " IC Voltage Regulator Source Book " Tab. Book Ing. Pennsylvania 1983.
- [9].. Wallace J. E. " The effect of zero changes on pressure transducers performance " Journal of Clinical Engineering July - September. 1983.
- [10].. Webster, J.G. " Medical Instrumentation, application and design " Houghton Mifflin Company. Boston 1978.
- [11].. Azpiroz L. J. Seguridad Eléctrica en el medio ambiente hospitalario. Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica. Septiembre-Diciembre 1980.