

MONITOR NEONATAL DE FRECUENCIA CARDIACA Y RESPIRATORIA

García González M.T.*

Higuera Zazueta O.S.*

Rebolledo Díaz H.**

* Area Ing. Biomédica-Dpto. Ing. Elec.-U.A.M.-U. Iztapalapa

** Dpto. Electromedicina-Inst. Nac. Perinatología

RESUMEN

Se describe el diseño de un monitor neonatal para medir la frecuencia cardíaca y respiratoria; contando además con alarma de apneas seleccionable entre 15-30 segundos.

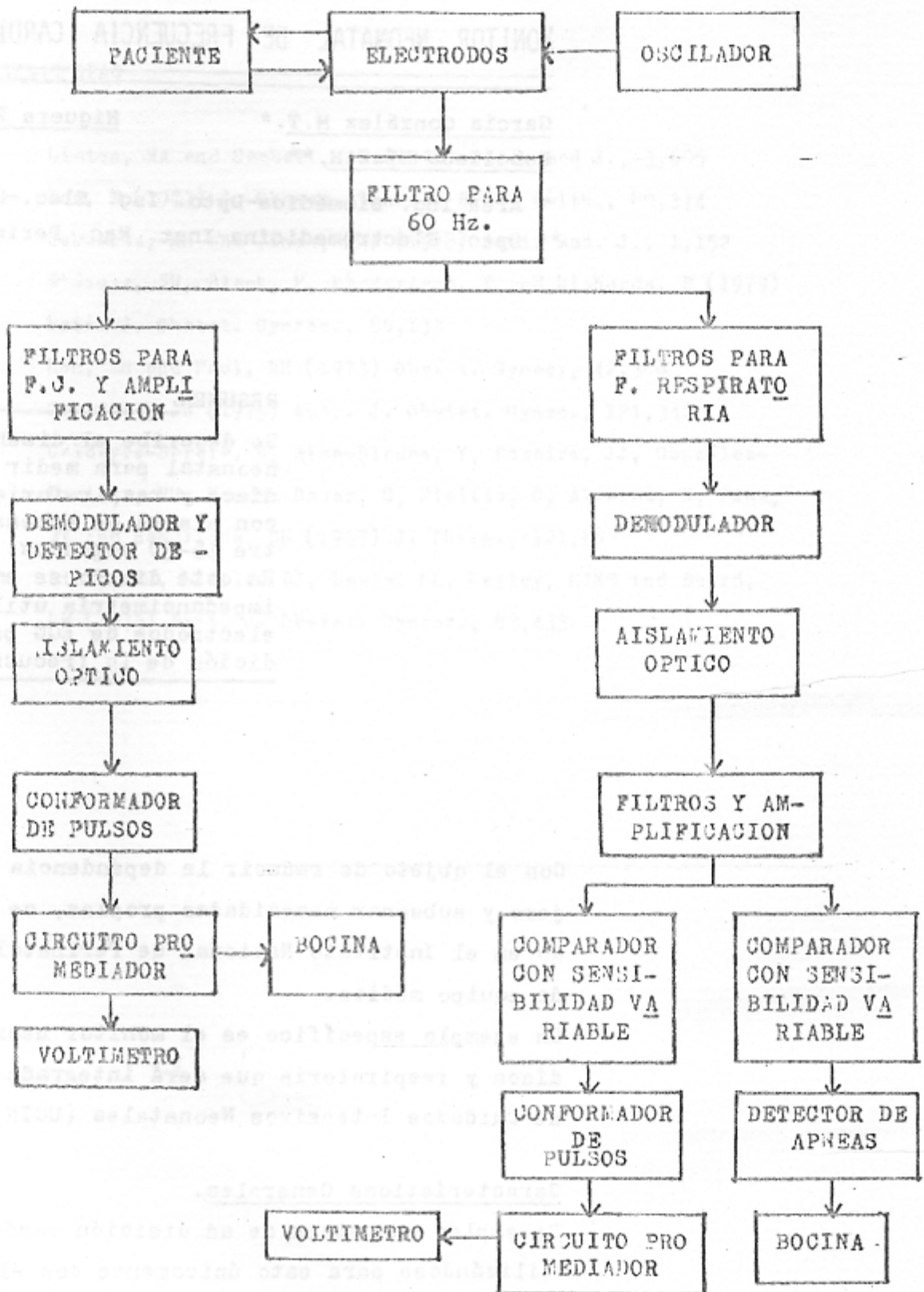
En este diseño se empleó el método de impedancimetría utilizando los mismos electrodos de ECG para efectuar la medición de la frecuencia respiratoria.

Con el objeto de reducir la dependencia tecnológica del extranjero y subsanar necesidades propias, se han venido desarrollando en el Instituto Nacional de Perinatología diferentes tipos de equipo médico.

Un ejemplo específico es el monitor neonatal de frecuencia cardíaca y respiratoria que será integrado al equipo de la Unidad de Cuidados Intensivos Neonatales (UCIN) de dicho instituto.

Características Generales.

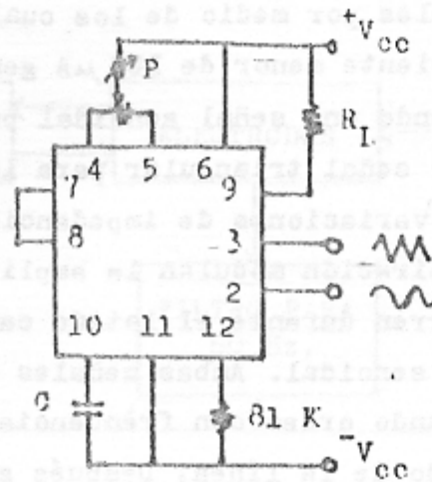
Se emplea una etapa de adquisición común por impedancimetría utilizándose para esto únicamente dos electrodos neonatales



chables por medio de los cuales se suministra al paciente una corriente menor de $100 \mu\text{A}$ generada por un oscilador XR8038; empleando una señal senoidal para la etapa de frecuencia cardíaca y la señal triangular para la de frecuencia respiratoria. Las variaciones de impedancia que ocurren en el tórax durante la respiración modulan la amplitud de la señal triangular; y las que ocurren durante el latido cardíaco modulan la amplitud de la señal senoidal. Ambas señales son pasadas por un filtro activo de segundo orden con frecuencia central de 60 Hz para eliminar el ruido de la línea. Después son sometidas a un filtraje (con filtros activos de segundo orden) para obtener por separado cada una de las señales y a partir de aquí procesarlas en forma individual para llevar a cabo el promedio de la frecuencia de cada una y desplegar en forma digital su valor correspondiente. Se cuenta también con señales visuales y auditivas de dichas variables y alarma de apneas seleccionable entre 15-30 segundos. Además la señal de respiración cuenta con un dispositivo para variar la sensibilidad del muestreo de la señal. La alimentación del equipo se hace por medio de una fuente aislada y una aterrizada. La primera alimenta la parte de adquisición y filtrado, la segunda la parte de procesamiento de las señales. La fuente aislada se implementó por medio del acoplamiento de dos transformadores con una relación 1:2. Con esto se complementa el aislamiento al paciente, ya que se cuenta también con un aislamiento óptico para el cual se utilizó el circuito integrado 4N31.

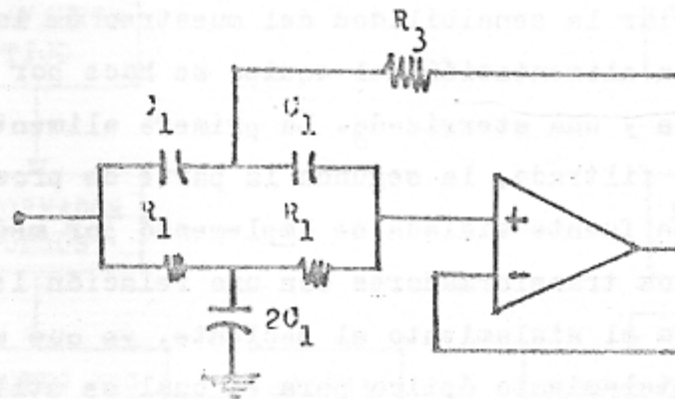
Oscilador.

Se utilizó el circuito integrado XR8033 con la siguiente configuración; de la cual se empleó la señal senoidal y la triangular a una frecuencia de 50 KHz, con una corriente menor de 100 A. El circuito es alimentado por la fuente aislada para protección del paciente.



Filtro para 60 Hz.

Este filtro fue implementado con la configuración de un filtro rechaza banda fuente de tensión controlada por tensión de segundo orden (ver figure siguiente), con una frecuencia central de 60 Hz y un factor de calidad de 10.



Filtros para frecuencia cardíaca.

Se emplearon en este diseño filtros pasa banda de segundo orden retroalimentación múltiple, con una f_0 igual a 30 Hz, un factor de calidad de 10 y ganancia unitaria.

La conformación de los pulsos se realizó con un monoestable (555), los pulsos entran al circuito promediador y a una bocina para obtener la señal audible de la frecuencia cardíaca.

Voltímetro.

El voltímetro está constituido por el circuito integrado Intersil 7107, como parte integral de un Kit empleado para obtener el despliegue digital de la señal analógica correspondiente a la frecuencia cardíaca.

Filtros para frecuencia respiratoria.

Al igual que para la frecuencia cardíaca, se utilizaron filtros pasa banda de segundo orden retro múltiple, pero con diferente frecuencia central apropiada para la señal de respiración. (ver figura correspondiente).

Demodulador.

Un transistor de efecto de campo sirvió para llevar a cabo la demodulación de la señal respiratoria.

Después del proceso anterior, se vuelve a filtrar la señal con filtros pasa banda a la vez que se amplifica, entra la señal filtrada a un comparador con histéresis y con sensibilidad variable, posteriormente pasa a un monoestable (555) y al circuito promediador implementado con un transistor bipolar y para el despliegue digital de la frecuencia respiratoria se usa un voltímetro igual al utilizado para la frecuencia cardíaca. (Intersil 7107).

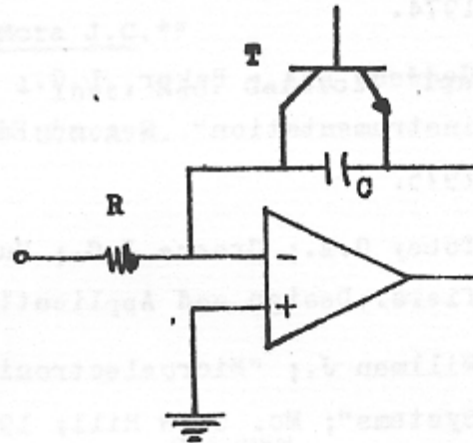
Detector de apneas.

Después del último filtrado y amplificación, se hace pasar a la señal a un comparador con sensibilidad variable entre 15-30 se-

gundos y que también cuenta con histéresis.

El dispositivo para seleccionar la sensibilidad para la apnea no es accesible en forma directa desde el panel al usuario.

Posterior al comparador se encuentra el detector de apneas en sí, formado por un amplificador operacional y un transistor bipolar en la siguiente configuración:



Alarma de apneas.

Al alcanzar el capacitor del detector de apneas un voltaje umbral, se dispara un flip-flop JK (7473), el cual a su vez acciona un monoestable para obtener en esta forma la señal de alarma (en una bocina), que sólo podrá ser desactivada por el usuario.

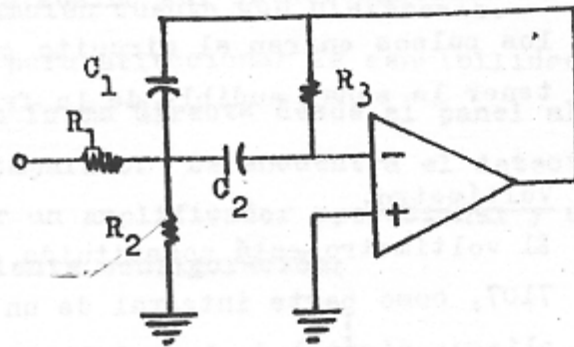
CONCLUSIONES.

Actualmente se terminó la implementación de un segundo prototipo habiendo realizado pruebas del equipo sólo en personas adultas, obteniendo resultados altamente satisfactorios.

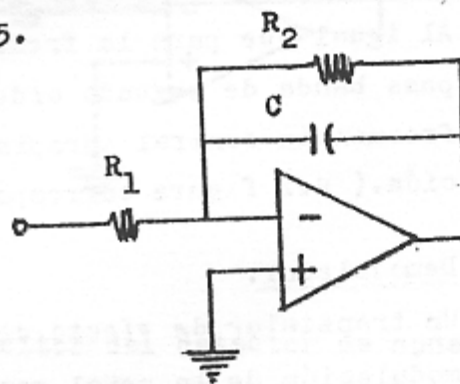
Próximamente se empezarán las pruebas de evaluación clínica en neonatos para en un futuro próximo integrar este monitor al equipo de la UCIN de Instituto Nacional de Perinatología.

REFERENCIAS.

- 1.- Webster, J.G.; "Medical Instrumentation. Application and design"; Houghton Mifflin Company; Boston; 1979.
- 2.- Cobbold, R.S.C.; "Transducers for biomedical measurements. Principles and Applications"; John Wiley and Sons; New York 1974.
- 3.- Geddes, L.A.; Baker, L.G.; "Principles of applied biomedical instrumentation". Second Edition; Jhon Wiley & Sons. New York 1975.
- 4.- Tobey G.E.; Graeme J.G.; Huelsman L.P.; "Operational Amplifiers. Design and Applications"; Mc. Graw Hill; 1981.
- 5.- Millman J.; "Microelectronics. Digital and Analog Circuits & Systems"; Mc. Graw Hill; 1979.



Para amplificación de la señal se empleó un filtro pasa alta con una ganancia de 55.



Demodulador y detector de picos.

En esta etapa se usó la siguiente configuración, logrando así demodulación de la señal y a la vez detectando los picos del complejo QRS.

