

ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL
FACULTAD DE INGENIERIA EN ELECTRICIDAD Y COMPUTACION
TOPICO DE ELECTRONICA MEDICA

TITULO: Controlador de Respiración Neonatal

AUTORES: Julieta Aracely Delgado Santana, Ingeniera Electrónica 2001
Janeth Lourdes Torres Villacis, Ingeniera Electrónica 2001

DIRECTOR DE TESIS: Ing. Miguel Yapur, Ingeniero Electrónico, Escuela Superior Politécnica del Litoral, 1983, Post-grado en Ciencias de la Ingeniería Biomédica, Universidad De Texas en Arlington EEUU, 1986, Profesor de la ESPOL desde 1983.

RESUMEN

La respiración de un lactante (menos de un año), aparentemente sano, puede ser alterada repentinamente mientras duerme, sin haber explicación alguna, produciéndose su muerte.

El sensor permite vigilar electrónicamente la respiración del bebe, durante sus largas horas de sueño, para prevenir su muerte repentina e inesperada.

Si los movimientos de respiración paran por un periodo que exceda 15 segundos, una alarma de pulsación ruidosa acompañada por una luz roja (alerta), es activada automáticamente. La alarma audible puede ser desactivada por la enfermera o los padres cuando son alertados al escucharla.

Estos movimientos respiratorios son detectados por dos electrodos. Un primer electrodo es colocado en una almohada bajo el bebe y otro se coloca sobre el bebe sin darse ningún contacto con la piel.

En condiciones normales, las respiraciones del recién nacido son abdominales y oscilan entre 40 y 50 por minuto. Los ruidos respiratorios son ásperos, pero deben auscultarse por igual en todo el tórax. La frecuencia respiratoria del bebe es mostrada por medio de visualizadores.

INTRODUCCION

Debido a la alta mortalidad y a las secuelas que se observan en neonatos, la asfixia sigue constituyendo uno de los principales problemas en neonatología, a pesar de los grandes esfuerzos efectuados en su prevención.

La muerte ocurre en cualquier lugar donde duerma el niño: cuna, corral, silla para el automóvil, etc. No existen signos de alarma que puedan predecir la muerte inesperada.

Lo expuesto sirvió de motivación para realizar el diseño y construcción de un sistema que cense la respiración de un bebe mientras duerme, ya que la mayoría de las anomalías aparecen durante el sueño tranquilo (primera etapa de sueño en los neonatos).

La tesis trata sobre la fisiología de la respiración, las alteraciones que producen los ruidos externos y orgánicos en la obtención de la señal de respiración, detalles del material utilizado en la elaboración del sistema y además la descripción de cada uno de los bloques que constituyen el instrumento diseñado.

DISEÑO DEL CONTROLADOR DE RESPIRACION NEONATAL

El objetivo es diseñar y construir un sistema que cense la respiración y mida la frecuencia respiratoria de los neonatos, tomando muy en cuenta la seguridad, comodidad y tranquilidad del paciente. Desde el punto de vista del operador, la utilización del dispositivo debe ser fácil.

Este proyecto consta de dos etapas, una que comprende la realización de la parte electrónica que la constituye el sensor de respiración y otra elaborada digitalmente que se encarga de medir y visualizar la frecuencia respiratoria como también de activar una alarma. Esta alarma es accionada por el sensor de respiración en el momento que éste no detecte la respiración del paciente evaluado.

El diseño electrónico del sensor de respiración esta basado en el principio de la variación de la capacitancia que presenta el tórax al momento de realizar la actividad pulmonar.

Actualmente existen diferentes diseños de transductores utilizados en la medición de la respiración, aunque solamente unos pocos son fabricados o realizados.

Es importante que en el diseño se considere la seguridad, comodidad y tranquilidad al paciente. Desde el punto de vista del operador, la utilización del dispositivo debe ser fácil.

DESCRIPCION GENERAL DEL PROYECTO

Durante años de investigación se ha tratado de diseñar y construir equipos que midan la respiración pulmonar y que ofrezcan simplicidad,

confiabilidad y que no alteren la tranquilidad del paciente, el Spirómetro es uno de estos dispositivos que son empleados para este objetivo, es decir, proporciona información cuantitativa.

Otros dispositivos llamados Pneumógrafos obtiene información solamente sobre la velocidad de cambio y la existencia de la capacidad pulmonar, no proporciona información cuantitativa.

Nuestro proyecto es similar a una Pneumógrafo de impedancia capacitiva, basada en que la impedancia a través de la cavidad torácica cambia a medida que la respiración ocurre.

El medidor de respiración diseñado nos permite hacer un análisis cualitativo de la onda de respiración, la cual al ser normal genera una onda semejante a una onda seno de baja frecuencia.

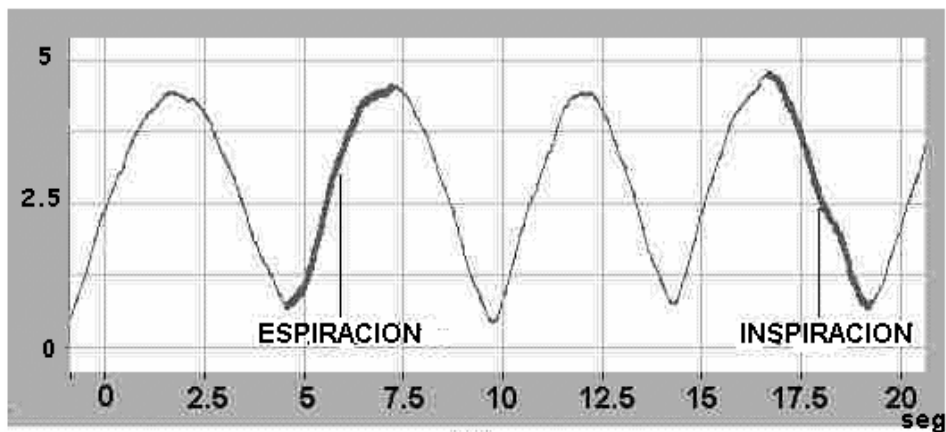


Figura 1. Onda de respiración

FUNCIONAMIENTO DEL CONTROLADOR DE RESPIRACION.

Como ya se mencionó anteriormente el dispositivo consta de dos circuitos: sensor de respiración y el medidor de frecuencia respiratoria.

DESCRIPCION GENERAL DEL DIAGRAMA DE BLOQUES DEL SENSOR DE RESPIRACION.

El diagrama de bloques del sensor de respiración, consta de:

1. Oscilador.
2. Red Capacitiva.
3. Buffer.
4. Demodulador AM.
5. Filtro Pasa Bajo.
6. Circuito Aislador.
7. Filtro Pasa Alto.
8. Amplificador no Inversor.
9. Filtro Pasa Bajo.

El circuito de respiración está provisto de un generador senoidal aplicada a la red capacitiva.

La actividad respiratoria produce cambios en la impedancia del cuerpo, como ya se explicó, estos cambios generan una variación en el voltaje que van a los amplificadores operacionales.

El amplificador operacional con una configuración seguidor unitario recibe un voltaje creado por la red capacitiva. Este Buffer sirve como acoplador de impedancia y también para que no haya fuga de corriente del oscilador, por lo tanto idealmente toda la corriente fluirá por los capacitores en serie.

La envolvente obtenida por el demodulador refleja la onda de respiración que es semejante a una onda seno de muy baja frecuencia.

Se utilizó otro seguidor unitario para conseguir un aislamiento entre el filtro pasa bajo y el filtro pasa alto, cuya función es de eliminar el ruido y el nivel DC respectivamente. Finalmente tenemos un amplificador no inversor cuya ganancia es de Av. y un filtro pasa-bajo para eliminar el ruido.

DESCRIPCION GENERAL DEL DIAGRAMA DE BLOQUES DEL CONTADOR DE FRECUENCIA RESPIRATORIA

Un contador de frecuencia es un circuito que puede medir y exhibir de manera visual la frecuencia de una señal.

El diagrama de bloques del contador de frecuencia respiratoria consta de:

1. Comparador analógico.
2. Flip Flop de Sincronización.
3. Contador de ocho bits.
4. Comparador de ocho bits.
5. Registro de ocho bits.
6. Circuito Combinatorial.
7. EPROM de 8 Kbytes.
8. Visualizadores.
9. Alarma.

El comparador analógico es para convertir la onda de respiración en una onda cuadrada, con niveles digitales de voltaje.

El flip flop de sincronización sirve para sincronizar la señal de entrada de manera que las señales de control de los contadores se encuentran estables al recibir un pulso de reloj.

El contador de 8 bits da en tiempo en del cual la onda de respiración esta en la parte baja del ciclo.

El comparador de 8 bits no permite tomar en cuenta valores bajos del contador.

El registro de 8 bits almacena el conteo realizado durante la parte baja del ciclo de la señal (V_{ro}).

El circuito combinatorial envía señales apropiadas de control a los contadores y a los registros.

La EPROM convierte el periodo en frecuencia. Los visualizadores muestran el valor medido de la frecuencia respiratorio.

La alarma, tanto audible como visual es activada cuando el paciente deja de respirar.

CONCLUSIONES

SENSOR DE RESPIRACION

Para el cálculo de las frecuencias de corte de los filtros, se tomó como referencia la frecuencia de respiración medida experimentalmente que es de 0.3 Hz aproximadamente

El filtro pasa alto sirve para eliminar el nivel DC de señal. La frecuencia de corte del filtro pasa alto no debe ser ni tan pequeña ni tan grande, pues si es muy pequeña se demora mucho en eliminar el voltaje DC, en cambio si es muy grande la señal variable se atenúa demasiado.

Se eliminó el voltaje DC para evitar que el amplificador se sature.

Se utilizó los amplificadores no inversores (seguidores unitarios) pues estos por tener una impedancia de entrada mayor comparados con los amplificadores inversores, permiten un mejor acoplamiento entre etapas.

MEDIDOR DE FRECUENCIA RESPIRATORIA

Como las frecuencias a medir son de rango bajo utilizamos contadores para medir el periodo de la onda.

Si las frecuencias son de rango alto, mas bien utilizaríamos contadores para medir el numero de ciclos de la onda en un tiempo dado.

En el primer caso estamos midiendo periodos, en el segundo caso frecuencia.

Cuando medimos periodo, lo transformamos en frecuencia utilizando una memoria EPROM.

REFERENCIAS:

Tesis

J. Delgado, J. Torres. "Controlador de Respiración neonatal" (Tesis de grado, Facultad de Ingeniería en Electricidad y Computación, Escuela Superior Politécnica del Ecuador, 2001).

Libros

1. Dr. Hans Hauser, Manual de la Enfermera Moderna.
2. Brunner Suddarth, Enfermera Medicoquirúrgica, Tercera edición.

3. Sharon R. Reeder, Luigi Mastroianni Jr, Leonide L. Martin, Elise Fitzpatrick, Enfermería Materno Infantil, Primera edición en español.
4. Snoog/Leary, Análisis Instrumental.
5. M. Morris Mano, Diseño Digital.
6. Wedlack, Componentes Electrónicos y Mediciones.
7. Ronald Tocci, Sistemas Digitales.
8. Raymond A. Serway, Física, Tomo II
9. Frederick S. Driscoll, Amplificadores Operacionales y Circuitos Integrados Lineales.
10. Océano Mosby, Diccionario de Medicina (Océano MCMXCIV, Usa, 1994).