



NOMBRE	AÑO	HOJA
GARCIA MOMPERÚ, GENTA, MANZONI, ZIEHLKE	2004	1

“MONITOREO DIGITAL DE LA RESPIRACION”

OBJETIVO GENERAL:

El siguiente trabajo tiene como objetivo la detección de “apnea”.

Se denomina apnea a la falta o suspensión temporal de la respiración, lo cual requiere de parte nuestra un circuito exacto y preciso en la medición de los tiempos, ésto último es lo más difícil de lograr debido a que los tiempos entre dos inspiraciones consecutivas pueden variar entre un paciente y otro, dependiendo de su edad, condición física, estado fisiológico de los pulmones, si es o no un toxicómano, etc.

Hay diferentes causas que pueden producir apnea, lo cual escapa un poco de éste trabajo, por lo que hemos elegido una metodología sin tener en cuenta éste aspecto, ya que puede no ser aconsejable en algunas ocasiones.

OBJETIVOS PARTICULARES:

- Realizar el cálculo de la frecuencia de respiración por minuto(con un máx. de 99) y mostrarla en dos displays.
- Detectar la cantidad de veces que se produce la apnea en el paciente en un período de 30 min. mostrar éste dato en tres displays (con un máx. de 999-valor que no se alcanzará ya que el máx. oscila en no más de 200 veces-) conjuntamente con el período al que pertenece, contando desde que se ha instalado el dispositivo en el paciente (ej: en el primer período tuvo 5 apneas, en el segundo período tuvo 17, etc), el max. es de 99 periodos-aprox. 2 dias-.
- Facilitar la acción de un pulsador para que se pueda tener acceso al período que me interesa, esto es de gran utilidad ya que nos permite obtener la secuencia que siguió la señal RR en el paciente, de forma dinámica.
- Se almacenará cada uno de los datos descriptos en una memoria que se direcciona con el pulsador.
- La detección de la apnea se toma en cuenta con 8 seg. sin detectar una inspiración
- Implementaremos una señal de alarma en el momento en que se detecta apnea.
- En caso de que los médicos no lleguen a prisa dispondremos de un pulso que manejará una señal de potencia (totalmente aislada del microcontrolador) para dar al paciente un electroshock de 100 volts.
- Por último se coloca un reset maestro para limpiar la memoria y los displays para cuando se requiera instalar el equipo en otro paciente o iniciar el monitoreo por otros dos días.



NOMBRE	AÑO	HOJA
GARCIA MOMPERÚ, GENTA, MANZONI, ZIEHLKE	2004	2

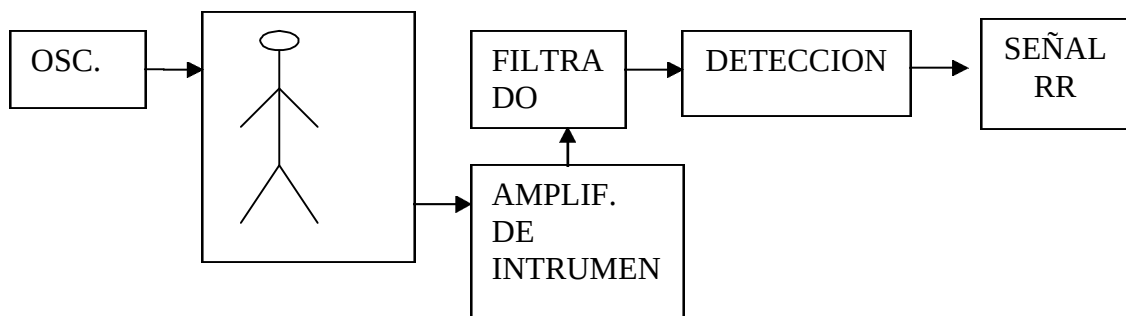
METODOLOGIA

Se dispuso en ésta ocasión de adoptar como método, la medición de la impedancia transtoraxica del paciente, haciendo recorrer a través del mismo una corriente senoidal constante de aproximadamente 400 uA inyectándose mediante dos electrodos plata-carbón debajo de las axilas.

Nos vamos a detener un poco en éste punto porque la interfase electrodo-piel no es algo de despreciar ya que se pueden generar grandes potenciales en éstas uniones si es que no se tratan debidamente. Para esto hemos dispuesto de la conexión de dos resistencias de alto valor en cada uno de los electrodos, colocando además en éstos últimos un gel para favorecer la conductividad entre electrodo y piel.

Otro aspecto a tener en cuenta es la puesta a tierra del paciente, lo que se logra con un tercer electrodo, ya que sin ella nuestro circuito será muy susceptible a los ruidos del ambiente.

DIAGRAMA DE BLOQUES





NOMBRE

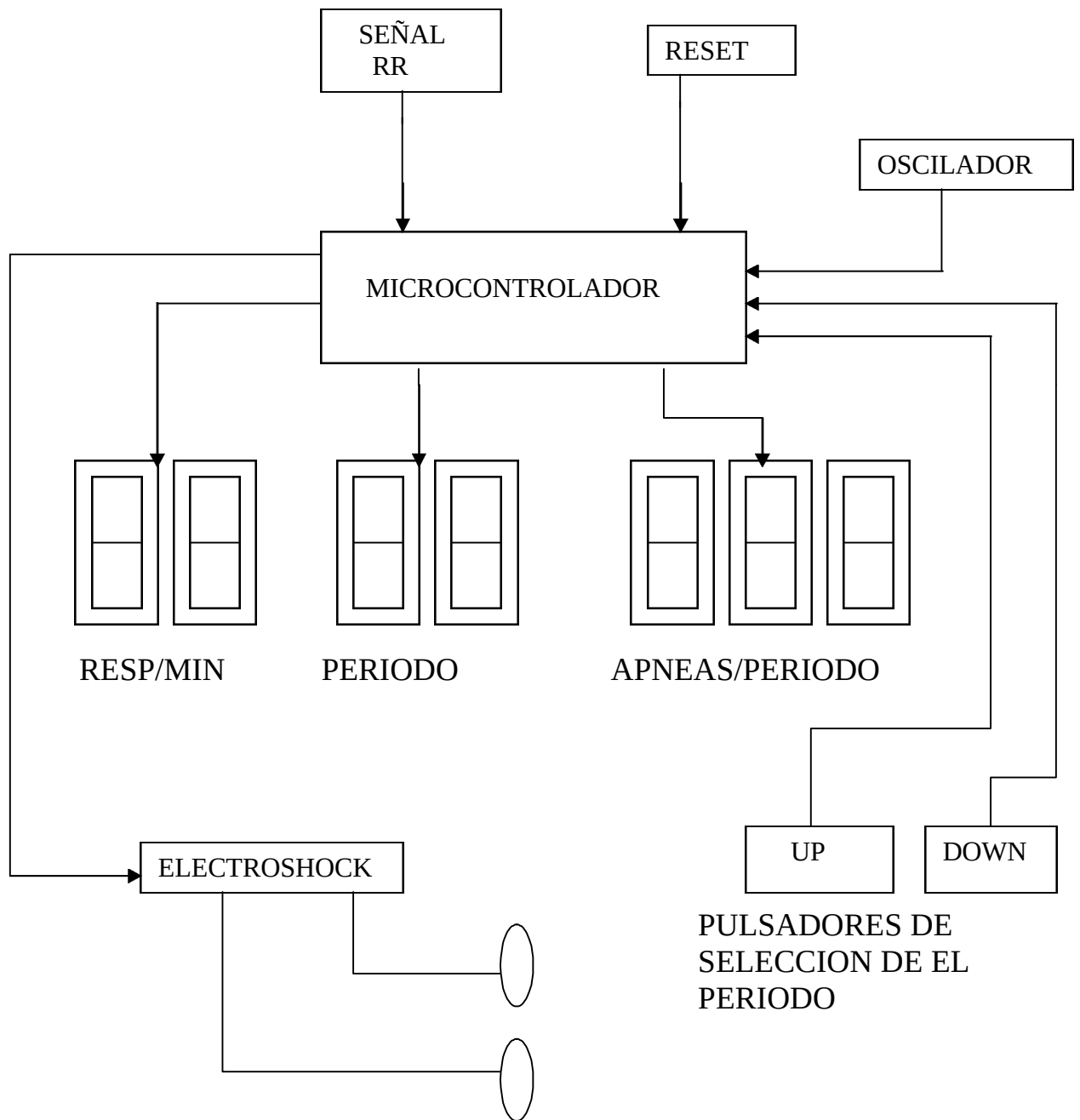
GARCIA MOMPERÚ, GENTA, MANZONI, ZIEHLKE

AÑO

2004

HOJA

3





NOMBRE	AÑO	HOJA
GARCIA MOMPERÚ, GENTA, MANZONI, ZIEHLKE	2004	4

DESCRIPCION DE FUNCIONAMIENTO

Este dispositivo realiza un análisis completo de la respiración pudiendo determinar la cantidad de respiraciones por minuto y llevar un control de la cantidad de apneas durante períodos de media hora.

Para explicar un poco el funcionamiento comenzaremos por el oscilador, la ganancia del amplificador debe ser tal que compense la atenuación introducida por los demás componentes. En nuestro caso hemos optado por el "oscilador puente de Wien" debido a la sencillez de su montaje.

Para lograr la transmisión de ésta señal a través del cuerpo es necesario que la frecuencia esté en un rango entre 50 a 100 kHz.

En el circuito oscilador vimos que genera una tensión de salida de amplitud y frecuencia constante, pero esto nos haría variar indeseablemente la señal ya que estaría variando la tensión y la impedancia torácica al mismo tiempo, por lo que se decide que nuestro generador debe ser de corriente constante, entonces de ésta manera conociendo el valor de la intensidad, al variar la impedancia se obtendrá una diferencia de potencial a bornes del amplificador de instrumentación haciendo el proceso como si fuera una modulación en A.M.

Para el amplificador de instrumentación se efectuaron los cálculos para que el polo donde comienza la atenuación esté por encima de los 85 khz.

El A.I. es el corazón del circuito y debe diseñarse con la mayor ganancia posible para minimizar los ruidos y con el máximo rechazo al modo común, sin lo cual se dispararía todo el tiempo indicando un resultado erróneo.

La detección de la envolvente de nuestra portadora se realiza con un filtro pasa bajo de segundo orden (estructura de Rauch).

Debido a la gran cantidad de ruidos se decidió colocar un discriminador de ancho de pulsos, teniendo en la primera red RC el ancho máximo del pulso a rechazar y en la segunda el ancho máximo del pulso pasante.

Además consta de un PIC16F877 que funciona a una frecuencia de 4MHz, fuente regulada a 5V, 7 displays de visualización, simulador de señal RR, reset, teclas de incremento y decremento de posición de memoria, indicadores de alarma y reanimación.

La señal de respiración es tomada a través del microcontrolador acumulándose en un registro; se coloca un cristal de 32KHz cuya frecuencia es dividida por 4 lo que produce un desbordamiento del contador en 8seg.; una vez cumplido este período se actualiza la información en los displays (respiraciones por minuto, período y apneas por período). En caso de producirse una apnea se activa la señal de alarma, y en el caso que no respirese por 16 seg. se activa el pulso de reanimación.

Una vez cumplido el período (media hora) se graba la cantidad de apneas en la memoria y se comienza un nuevo período.

Una vez finalizado el monitoreo puede consultarse la información almacenada mediante las teclas Up y Down recorriendo los diferentes períodos grabados.

Finalmente puede resetearse el dispositivo, mediante la tecla Reset, para comenzar un nuevo monitoreo.



NOMBRE

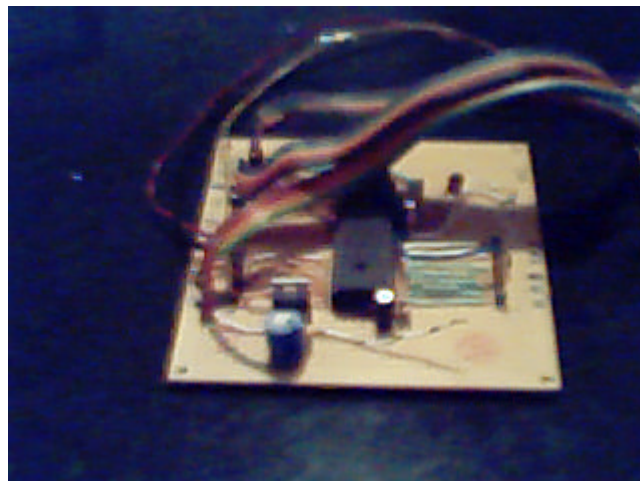
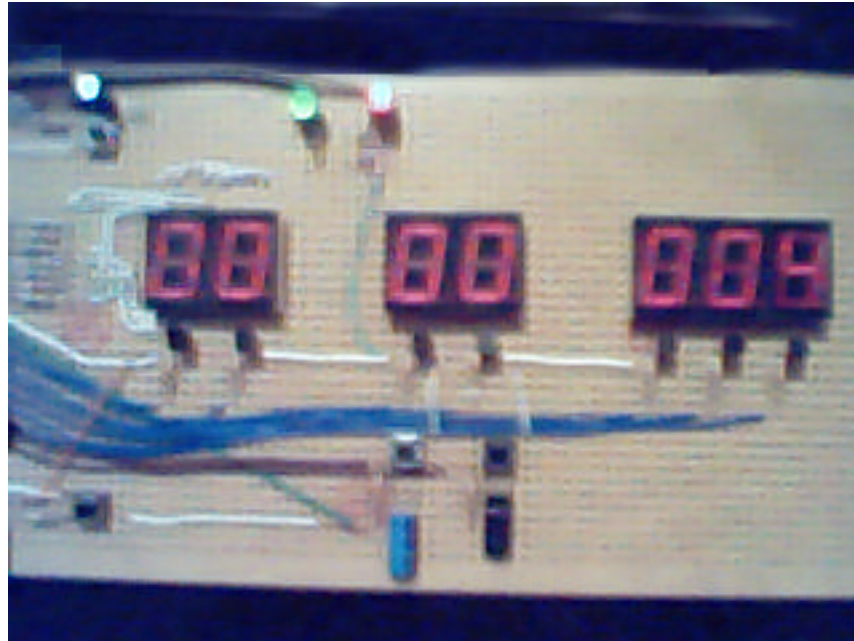
GARCIA MOMPERÚ, GENTA, MANZONI, ZIEHLKE

AÑO

2004

HOJA

5





CONCLUSIONES

- Se han cumplido todos los objetivos planteados, obteniendo un dispositivo de gran utilidad para el médico, ya que brinda información sobre el desarrollo de la enfermedad sin requerir la presencia del mismo en forma casi permanente al lado del paciente.
- El circuito diseñado ha respondido de forma óptima a nuestras exigencias tanto con el simulador como con un cuerpo humano.
- Para lograr el máximo nivel en su funcionamiento se descubrió que es imprescindible la conexión del electrodo de guarda como así también la puesta a tierra del circuito.
- Todos los amplificadores operacionales deben ser con entradas MOSFET ya que los bipolares no podían ser excitados, por necesitar grandes niveles de corriente de entrada.
- Siempre que montemos éste circuito en un cuerpo humano debe utilizarse el gel conductor para amalgamar las impedancias y favorecer la conductividad.
- La máxima respuesta del circuito se logró al detectar una variación de 3 ohm sobre una base estática de 500 ohm de impedancia torácica.
- Se ha demostrado que la frecuencia utilizada no produce efectos colaterales, tales como desfibrilaciones, alteración del pulso cardíaco o alguna otra patología.
- En éste trabajo no se analizó a fondo la incidencia de los ruidos en los conductores externos, lo cual podría minimizarse con cables especiales.
- Es muy importante tener en cuenta el consumo del amplificador de instrumentación a la hora de hacer el cálculo de la corriente constante
- Se puede mejorar la performance del equipo, en cuanto a ganancia e inmunidad al ruido, colocando una realimentación positiva entre las primeras etapas del A.I.
- El dispositivo utiliza baterías, pero pueden reemplazarse por una fuente partida aislada para que el paciente no corra riesgos.
- El diseño fue planteado en protoboard, y luego en circuito impreso, subdividiendo éste último en bloques para un mejor seguimiento mostrando amplias diferencias entre ambos procedimientos.
- Es de gran importancia la colocación de un circuito "Power on - Reset" de 50ms; el cual brinda mayor estabilidad al dispositivo durante el arranque



NOMBRE	AÑO	HOJA
GARCIA MOMPERÚ, GENTA, MANZONI, ZIEHLKE	2004	7

- Se plantea a futuro agregar una interfaz a la PC con tratamiento de señales mediante Labview.

Realizado por:

Garcia Momperú, Fernando

fernandojaviernm@yahoo.com.ar

Genta, Gabriel

gabriel_genta@netizen.com.ar

Manzoni, Francisco

fmanzoni@argentina.com

Ziehlke, Mauro

mauro_ziehlke@yahoo.com.ar