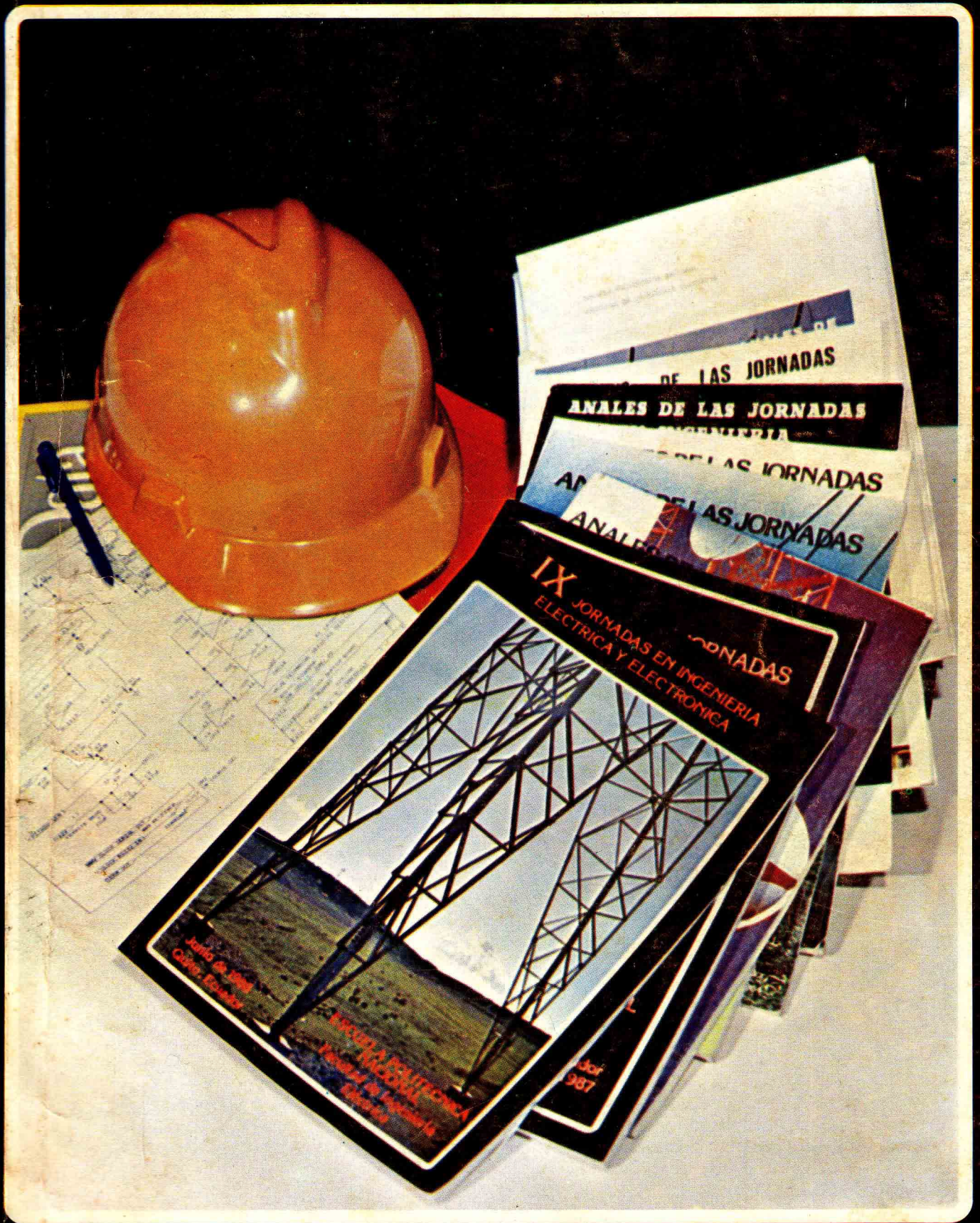




# ANALES DE LAS JORNADAS EN INGENIERIA ELECTRICA Y ELECTRONICA



ESCUELA POLITECNICA NACIONAL  
Facultad de Ingeniería Eléctrica  
Junio 27-Julio 1 de 1989 Quito - Ecuador

DESARROLLO DE UN TRANSDUCTOR CAPACITIVO PARA MEDIR  
LA RESPIRACION PULMONAR

YAPUR, MIGUEL ING.  
ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL

RESUMEN

El presente trabajo tiene por finalidad diseñar un transductor de respiración que sea confiable, simple de construcción y no invasivo, a diferencia de los equipos existentes hoy en día y de uso comercial, los cuales en cierta forma alteran la tranquilidad del paciente y son de tipo invasivo.

Se ha tomado como punto de partida el deseo de cambiar el diseño de ciertos equipos no invasivos que únicamente detectan la respiración, y de otros que se usan exclusivamente con fines de telemetría, los que además no brindan una medición de los parámetros respiratorios. El trabajo aquí presentado está basado en el principio de variación de la capacitancia que exhibe el tórax humano al momento de realizar la respiración pulmonar, y persigue además la construcción de un dispositivo que sea realmente confiable en la medición de algunos parámetros importantes para el uso clínico.

ABSTRACT

The goal of this paper is the development of a reliable and non-invasive transducer for the measurement of human respiration, which is intended to be different from commercial devices used in hospitals nowadays; these devices have the disadvantage of being invasive ones and also perturb the calm of the patient under test.

This design will be different from those which are also non-invasive but used only for detection of the pulmonary respiration and for telemetric purposes. This paper shows the design of a transducer based on the principle of capacitance changes that the human thorax exhibits when respiration occurs. During the development and construction of this device reliability will be kept in mind.

INTRODUCCION

Durante años de continua 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.

Entre los dispositivos que han sido empleados para dicho uso se encuentra el espirómetro, el cual ha ocupado un sitio preponderante. Existen otros dispositivos basados en diferentes principios, como aquellos que utilizan la técnica electromecánica, o aquellos basados en los cambios de impedancia eléctrica, los cuales son de uso más reciente.

A comienzos de la década de los sesenta se comenzó a diseñar dispositivos capaces de detectar la respiración pulmonar basados en los cambios de capacitancia que el tórax humano exhibe (1). El principio de su operación se basa en considerar al tórax humano como un material dieléctrico al cual se le acoplan 2 placas, una en el pecho y la otra en la espalda. Básicamente, al respirar varían tanto el dieléctrico que son los pulmones como la separación de las placas, y de esta forma se produce el cambio de capacitancia.

El trabajo que se presenta persigue 3 objetivos; primero, diseñar un transductor de respiración basado en el efecto capacitivo; segundo, desarrollarlo de tal forma que su construcción sea simple, de uso fácil y no invasivo; y tercero, además de detectar la respiración humana, verificar que puede ser capaz de medir cuantitativamente y en forma confiable los parámetros respiratorios.

CONSIDERACIONES TEORICAS

La evaluación de la función pulmonar puede ser dividida en 2 grupos. El primero, que trata los aspectos puramente mecánicos de la función pulmonar, los cuales afectan al transporte masivo del gas desde y hacia los pulmones. El segundo, que se refiere al intercambio de gases y su difusión en los alvéolos pulmonares (2). La capacidad del sistema pulmonar para mover el aire e intercambiar oxígeno y dióxido de carbono es afectada por los varios componentes de las vías respiratorias, el diafragma y la cavidad torácica con sus respectivos músculos, y las características propias del tejido pulmonar.

Se han realizado muchas pruebas para realizar mediciones en el sistema pulmonar y de esta forma obtener parámetros de referencia que evalúen la función pulmonar; entre las diferentes pruebas realizadas se encuentra la que determina los volúmenes y las capacidades del sistema respiratorio. Estos parámetros se encuentran en la fig. 1.

DISEÑO DEL TRANSDUCTOR DE RESPIRACION

Tomando como punto de partida el considerar al tórax humano como un material dieléctrico, y el usar las 2 placas (una sobre el pecho y otra sobre la espalda) como las placas del "capacitor humano", se producirá una acción combinada de cambio en el dieléctrico del tórax y de cambio en la separación de las dos placas del capacitor como consecuencia de la respiración.

Recordando la definición de capacitancia:

$$C = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{A}{d} \quad (1)$$

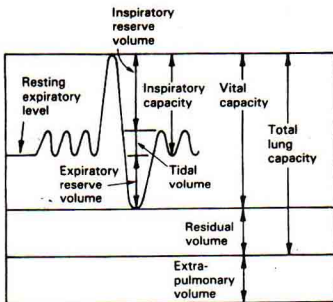
donde,  $\epsilon_0$ : permitividad dieléctrica del aire  
 $\epsilon_r$ : permitividad dieléctrica del medio  
A: área de las placas  
d: separación de las placas

Vemos claramente que el efecto de incrementar  $\epsilon_r$  producirá un incremento de la capacitancia. Así mismo, un incremento en d producirá un decremento en C.

Este diseño comienza con el uso de un puente de Wheatstone en el cual solamente un brazo es activo. El motivo por el cual usamos esta configuración se debe a la alta sensibilidad que puede ser obtenida cuando se realiza una medición. Este arreglo se lo presenta en la fig. 2.

Para poder medir los cambios de capacitancia, se debe excitar al puente con una señal alterna; la señal

que hemos elegido es de 14 Vp a 100 KHz. La ventaja de usar una señal de esta frecuencia se basa en que el cuerpo humano y en especial los órganos que se encuentran en el tórax no responden a frecuencias mayores que 20 KHz. Debido a que la cronaxia de algunas partes del cuerpo como los nervios, músculos, etc. es menor que ese límite, la frecuencia de 100 KHz garantiza que ninguna parte del cuerpo puede ser estimulada o alguna función fisiológica puede ser alterada cuando este transductor se lo aplique al tórax.



**Volúmenes del pulmón:**

- 1.-Tidal volume (TV): El volumen tidal es la cantidad de aire inspirado y expirado en cada ciclo de respiración. (está en los 600 ml - 10%)
- 2.-Inspiratory reserve volume (IRV): El volumen de reserva inspiratoria es la máxima cantidad de aire que puede ser inspirado más allá del volumen tidal normal. (3000 ml - 50%)
- 3.-Expiratory reserve volume (ERV): El volumen de reserva expiratoria se refiere a la cantidad de aire expirado al forzar la expiración luego del volumen tidal normal. (1200 ml - 20%)
- 4.-Residual volume (RV): El volumen residual es la cantidad de aire que permanece en los pulmones después de una expiración forzada. (1200 ml - 20%)

**Capacidades del pulmón:**

- 1.-Vital capacity (VC): La capacidad vital es el máximo volumen de aire que puede ser expulsado de los pulmones por esfuerzo forzado después de la inspiración. (4800 ml - 80%)  
 $VC = IRV + ERV + TV$
- 2.-Total lung capacity (TLC): La capacidad total de los pulmones es la cantidad de aire contenida en los pulmones después de una máxima inspiración. (6000 ml - 100%)  
 $TLC = VC + IRV$
- 3.-Inspiratory capacity (IC): La capacidad inspiratoria es la cantidad máxima de aire que puede ser inspirado después de alcanzar el nivel final respiratorio. (3600 ml - 60%)  
 $IC = TV + IRV$
- 4.-Functional residual capacity (FRC): La capacidad residual funcional se refiere a la cantidad de aire que permanece después de una expiración normal. (2400 ml - 40%)  
 $FRC = ERV + RV$

Fig. 1.- Relación entre los volúmenes y las capacidades del pulmón. Tomado de Feinberg (2).

Bajo estas premisas y observando la fig. 2, podemos obtener las siguientes expresiones:

$$V_o = V_a - V_b \tag{2}$$

$$V_a = V_e * (X_c / (X_c + X_f)) \tag{3}$$

$$V_b = V_e * (X_h / (X_h + X_f)) \tag{4}$$

$$V_o = V_e * X_f * (X_c - X_h) / ((X_c + X_f) * (X_h + X_f)) \tag{5}$$

donde,  $V_o$ : voltaje de salida del puente

$V_a$ : voltaje en el punto a del puente

$V_b$ : voltaje en el punto b del puente

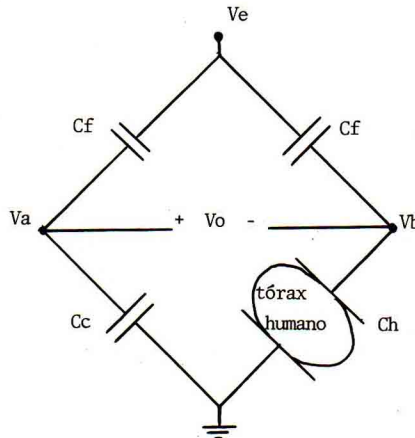
$V_e$ : voltaje de excitación

$X_f$ : reactancia capacitiva debida al capacitor fijo  $C_b$

$X_c$ : reactancia capacitiva debida al capacitor ajustable  $C_a$

$X_h$ : reactancia capacitiva debida a la capacitancia del cuerpo humano  $C_h$  cuando están las 2 placas colocadas.

De la ecuación 5, fácilmente podemos visualizar que cuando  $X_c = X_h$ , obtenemos  $V_o = 0$ ; así, este diseño será capaz de medir la diferencia en los voltajes de los extremos del puente, los cuales variarán cuando la persona que esté siendo evaluada esté respirando



**Definiciones:**

$C_f$ : Valor fijo de capacitancia

$C_c$ : Capacitor ajustable

$C_h$ : Capacitancia debida al tórax

$V_e$ : Voltaje de excitación

$V_o$ : Voltaje de salida del puente

Fig. 2.- Configuración en puente de Wheatstone para el transductor de respiración.

De la ecuación 5, fácilmente podemos visualizar que cuando  $X_c=X_h$ , obtenemos  $V_o=0$ ; así, este diseño será capaz de medir la diferencia en los voltajes de los extremos del puente, los cuales variarán cuando la persona que esté siendo evaluada esté respirando. Este voltaje  $V_o$  es la entrada al circuito amplificador que se muestra en la fig. 3.

De acuerdo con Webster (3), cualquier persona presenta una capacitancia  $C_b$  entre su cuerpo y la tierra, la cual se encuentra normalmente en el rango de los 200 pF; esta capacitancia podría ser vista como un factor importante a ser considerado en el diseño ya que es una propiedad del cuerpo humano. Así, si queremos deshacernos de esta capacitancia debemos cambiar la referencia del puente y del circuito; de esta forma elegimos una tierra flotante como referencia.

El siguiente paso consiste en elegir los valores apropiados de los elementos del puente. Como lo que estamos midiendo es un evento variable con el tiempo (inspiración y expiración), debemos considerar que la capacitancia va a estar variando alrededor de un valor constante, razón por la cual el voltaje  $V_b$  estará fluctuando alrededor de un valor constante, el cual es teóricamente igual a  $V_a$ . Por esta razón los voltajes  $V_a$  y  $V_b$  en reposo deberían ser elegidos como  $V_e/2$ .

$$X_h=X_f=X_c \quad (6)$$

De la ecuación 6,  $X_c$  y  $X_f$  deben ser ajustados para que igualen al valor de  $X_h$ . El primer parámetro a ser considerado es el tamaño de las placas; debido a que las placas deben ser puestas sobre el pecho y la espalda del paciente, y como el tórax humano no presenta superficies planas, el tamaño de las mismas deberá ser tal que mantengan un contacto total con la piel. Después de muchos intentos y de realizar experimentos con diferentes tamaños de placas, tales como  $6.9 \times 9.5 \text{ cm}^2$ ,  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ ,  $1.5 \times 1.5 \text{ cm}^2$ , encontramos que a menor tamaño de las placas, la cantidad de artefacto por falso contacto es menor, pero encontramos al mismo tiempo que la sensibilidad del dispositivo es menor también, ya que la capacitancia es pequeña. Encontramos un compromiso entre el tamaño de las placas y el valor de la capacitancia, y experimentalmente encontramos que las dimensiones convenientes para las placas eran  $3.5 \times 3.5 \text{ cm}^2$ , ya que presentaban un valor aceptable de capacitancia y además proveían un buen contacto, de tal forma que las placas estarían paralelas una con la otra y no existiría artefacto por mal contacto.

Cuando las placas son colocadas sobre el tórax humano una serie de capacitancias se presenta:

- entre una placa y la ropa (2 capacitancias)
- entre la ropa y la piel (2 capacitancias)
- entre la piel y los pulmones
- dentro de los pulmones

Debido a que todas las capacitancias están en serie, la de menor valor será la que prevalezca sobre las otras. La distancia entre las placas es el parámetro más influyente en determinar cual capacitancia prima entre todas. Si analizamos el efecto de este parámetro en todos los casos presentados arriba, encontramos que la distancia entre las placas es muy pequeña para los 3 primeros casos, y consecuentemente las capacitancias serán demasiado grandes, lo cual hará que a 100 KHz ellas presenten una impedancia cercana al valor de cero. En base a esto podemos despreciarlas en el diseño.

Considerando el ancho de los pulmones un poco más pequeño que la profundidad del pecho, podemos fácilmente deducir que este valor de capacitancia es el único que influirá en el diseño. Así, podemos ahora encontrar su valor.

Dimensiones:

- profundidad del pecho de una persona promedio 23 cm
- ancho de los pulmones estimado: 15 cm
- área de las placas:  $3.5 \times 3.5 \text{ cm}^2$
- permitividad del aire: 1.00059

De la ecuación 1:

$$C_h=(8.85*10^{**(-14)})*(1.00059)*(3.5)$$

De la ecuación 1:

$$C_h=(8.85*10^{**(-14)})*(1.00059)*(3.5)*(3.5)/(15)$$

$$C_h= 0.072 \text{ pF}$$

$$X_h=(-j)/(2*\pi*f*C_h) \quad (7)$$

$$X_h=(-j)/((2)*(\pi)*(10^{**5})*(0.072*10^{**(-12)}))$$

$$X_h=-j22.1 \text{ Mohm}$$

De acuerdo a la ecuación 6, deberíamos tener  $X_f$  y  $X_c$  iguales a  $X_h$ , ó lo que es lo mismo,  $C_f$  y  $C_c$  iguales a  $C_h$ . Considerando primero que capacitores del valor obtenido para  $C_h$  no son fácilmente encontrados y que el más cercano es el de 1 pF, procedimos a colocar 2 capacitores de 1 pF en serie para conseguir el valor de  $C_f= 0.5 \text{ pF}$  y  $X_f=-j3.18 \text{ Mohm}$ .

Con estos valores no estamos trabajando a  $V_e/2$  como se pensó al comienzo del diseño, pero podemos tomarlo como una buena aproximación. La selección apropiada de  $C_c$  proveerá un balance a la salida del puente. De la ecuación 5, vemos que cuando  $X_c=X_h$ ,  $V_o=0$ .

El siguiente paso es computar el valor del voltaje de salida  $V_o$  para un pequeño desplazamiento  $dd$ ; éste puede ser interpretado como la sensibilidad del dispositivo. Considerando el arreglo de la fig. 2 nuevamente, pero haciendo esta vez que  $C_h$  sea  $C_h'$  (el valor de la capacitancia del tórax humano cuando ocurre un pequeño desplazamiento), tenemos:

$$C_h'=(8.85*10^{**(-14)})*(1.00059)*(3.5*3.5)/(15-dd)$$

$$C_h'=1.08/(15-dd) \text{ pF} \quad (8)$$

$$X_h'=-j1.47*(15-dd) \text{ Mohm} \quad (9)$$

y, considerando:

$$X_c=-j22.1 \text{ Mohm}$$

$$X_f=-j3.18 \text{ Mohm}$$

todos estos valores pueden ser reemplazados en la ecuación 5 y la sensibilidad del transductor será computada.

$$V_o=V_e*((7.02*10^{**13})-(4.68*10^{**12})*(15-dd))/((8.04*10^{**13})+(3.72*10^{**13})*(15-dd))$$

Claramente vemos que cuando  $dd=0$ ,  $V_o=0$ .

Esta última ecuación nos da la relación entre  $V_o$  y  $dd$ , y ésta es la sensibilidad del transductor. Para un desplazamiento  $dd=1 \text{ mm}$ , tomando  $V_e= 14 \text{ Vp}$ , tendremos:  $V_o=10 \text{ mVp}$

La salida del puente de Wheatstone ( $V_o=V_a-V_b$ ) pasa a 2 amplificadores de aislamiento con alta impedancia de entrada y luego por 2 filtros pasa-altos con frecuencia de corte inferior en 50 Hz, para impedir el paso de señales de 60 Hz. Debido a que las señales que vienen de  $V_a$  y  $V_b$  están moduladas a 100 KHz, la tarea siguiente es demodularlas y para ese fin usa

mos el circuito integrado AD630J el cual es un modulador/demodulador balanceado. Con el fin de reconstruir la señal de baja frecuencia que trae la información de la respiración, colocamos un filtro pasabajos con frecuencia de corte de superior de 20 Hz. Este circuito, cuyo diseño consta en la fig. 3, se adaptó de un trabajo de G. Kondraske (4).

Finalmente, la señal de respiración puede ser acoplada a un osciloscopio ó un graficador x-y, para que pueda ser analizada y/o registrada.

#### FUNCIONAMIENTO DEL SISTEMA

Se verificó que la sensibilidad del sensor es dependiente del valor  $X_h$ . Para diferentes personas (diferentes dimensiones de tórax) se deberá ajustar el nivel de voltaje offset del circuito amplificador antes de realizar cada medición de los parámetros respiratorios.

Una vez diseñado el sistema, se realizaron varias mediciones las cuales fueron registradas y algunas de ellas se las puede observar en la fig. 4. De estas gráficas se puede extraer que las ondas respiratorias presentan un patrón común para los volúmenes tidal y de reserva inspiratoria. También vemos que el sistema responde fielmente a los movimientos del tórax durante la respiración normal (tidal), y durante la inspiración forzada.

El sistema expresa estos parámetros en unidades de voltaje, así para obtener una relación entre el volumen de aire inspirado y los movimientos del tórax expresados en voltios, se deberá calibrar apropiadamente el dispositivo. Una forma de calibrarlo, y es la que utilizamos, es con un espirómetro.

Aunque el patrón de la señal de respiración que se obtiene es casi el mismo para personas con respiración normal, se encontró que las amplitudes varían acorde con las dimensiones del tórax. La fig. 5 muestra los registros de las señales de respiración de 2 personas, una delgada y otra obesa. Esta diferencia puede ser interpretada como una relación entre movimiento de aire y movimiento de la masa del tórax. Además, se puede observar que siendo el patrón de respiración una señal periódica, se puede medir la frecuencia de respiración directamente.

La fig. 6 muestra las señales que se obtuvieron de un mismo paciente en diferentes días. Esto nos dio la pauta para realizar una prueba con 5 pacientes a quienes se les registraron sus señales respiratorias en diferentes días, pero sin variar las condiciones existentes al momento de la medición. Los resultados de esta prueba de confiabilidad se los puede observar en la tabla 1; así mismo, se puede ver el coeficiente de correlación, el cual determina cuan cercanos a una línea recta se encuentran los datos. De

acuerdo con los resultados de la tabla 1, podemos decir que el sistema presenta un grado de repetibilidad aceptable.

#### CONCLUSIONES

El sistema desarrollado, como se ha descrito, permite obtener varios parámetros cuando se registran las señales de respiración, los cuales son de mucha utilidad cuando se realizan exámenes clínicos. Los parámetros que se obtienen son el patrón de la forma de onda de la respiración, la frecuencia de respiración (RR), el volumen tidal (TV), el volumen de reserva inspiratoria (IRV), y usando estos dos últimos parámetros se puede encontrar la capacidad inspiratoria.

Así mismo, el movimiento relativo del tórax con respecto a sus dimensiones puede ser detectado, y cualquier funcionamiento anormal de los pulmones puede ser encontrado analizando la forma de onda. El volumen de reserva expiratoria no puede ser obtenido confiablemente porque cuando una persona produce una expiración forzada, el tórax no reduce su volumen en una relación proporcional debido a la presencia de otros elementos.

Debido a que el paciente no está en contacto directo con partes metálicas, ni está sujeto a situaciones de incomodidad cuando está siendo usado este transductor, podemos concluir que este sistema es no invasivo.

La sensibilidad del transductor es bastante alta, y cuando se colocan las placas sobre el lado izquierdo del tórax, a nivel del corazón, se puede registrar la acción de bombeo del corazón junto con la respiratoria.

Un inconveniente de usar este sistema se debe exclusivamente a la posición de las placas; ellas tienen que ser colocadas apropiadamente sobre el pecho y la espalda para poder obtener señales de magnitud considerable, ya que al colocarlas sobre estructuras óseas como las costillas, la señal que se registra sale bastante atenuada.

Del análisis de los resultados de la tabla 1, podríamos decir que la precisión del sistema es excelente ya que el grado de reproducibilidad de los resultados es bastante alto.

Como nota curiosa, en todas las pruebas realizadas y registradas hasta el momento de esta publicación, no se probó el sistema con personas del sexo femenino.

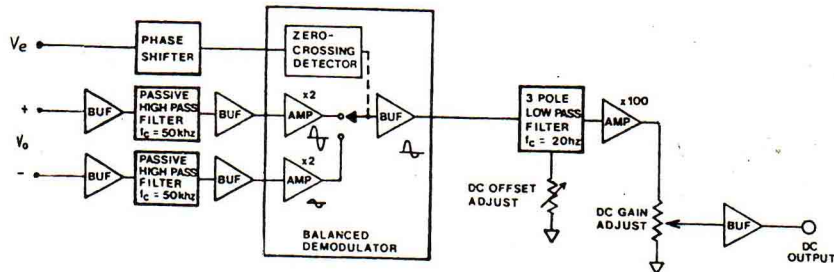


Fig. 3.- Circuito amplificador. Tomado del trabajo de Kondraske (4)

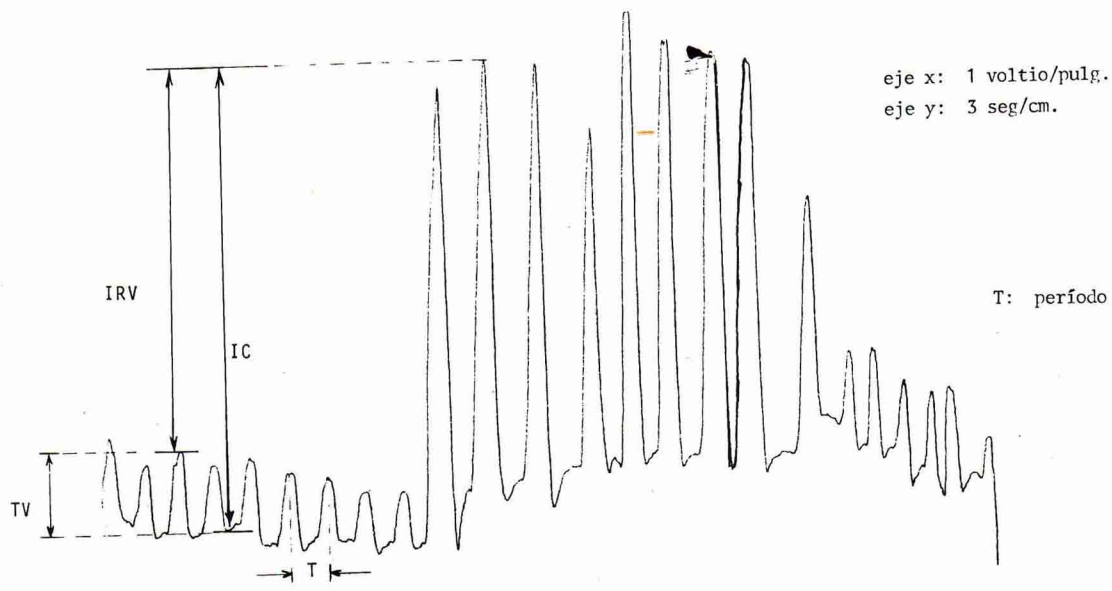
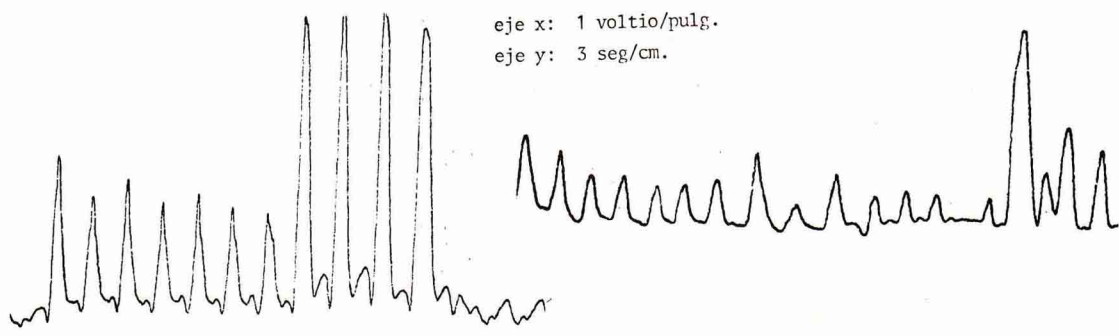


Fig. 4.- Patrón de la onda de respiración que se obtiene del transductor.



5.a.-Registro de una persona delgada.

5.b.-Registro de una persona obesa.

Fig. 5.- Comparación de las formas de onda de 2 personas con diferentes dimensiones de tórax.

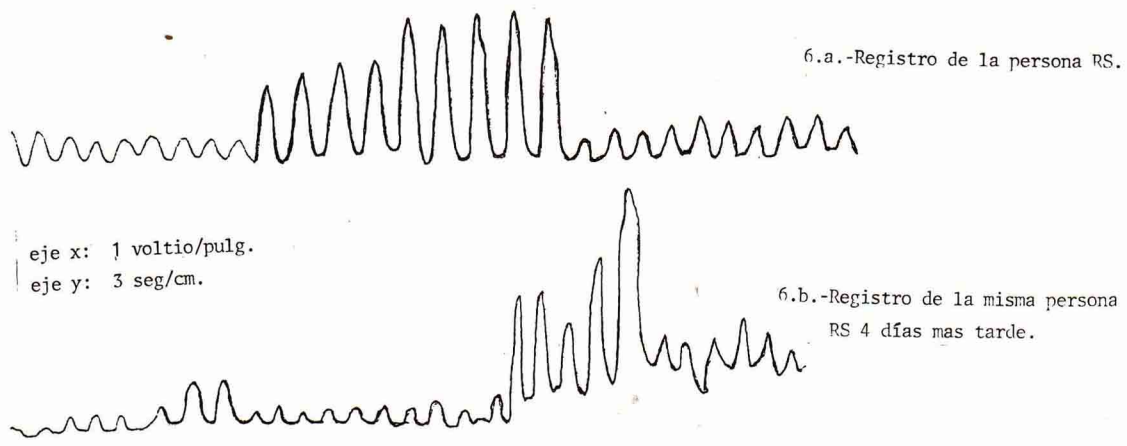


Fig. 6.- Prueba de confiabilidad.

Tabla 1.- Prueba de confiabilidad.

persona	Prueba Inicial			Prueba después de 4 días		
	IC	TV	RR	IC	TV	RR
JC	1.25	0.16	13.8	1.37	0.19	14.4
RD	1.32	0.19	16.8	1.33	0.19	12.6
IW	1.56	0.31	18.8	1.47	0.24	18.8
RS	1.56	0.19	25.2	1.37	0.22	21.4
MY	1.25	0.19	13.8	1.25	0.16	14.4
R	0.66	0.71	0.86			

Leyenda: IC: capacidad inspiratoria  
 TV: volumen tidal  
 RR: frecuencia respiratoria  
 R: coeficiente de correlación

REFERENCIAS

- (1) Feinberg, Barry N., "Applied clinical engineering", pp 183-192, Prentice Hall, N.J., 1986.
- (2) Tomberg, Victor T., "Device and a new method of measuring pulmonary respiration", Engineering in Medicine and Biology, Proceedings, pp 88, 1964.
- (3) Webster, John G., y otros, "Driven right-leg-circuit design", IEEE Transactions in Biomedical Engineering, vol. 30, pp 62-65, 1983.
- (4) Kondraske, George V., y otros, "A computer based-system for automated quantitation of neurologic function", IEEE Transactions in Biomedical Engineering, vol. 31, pp 401-413, 1984.



VAPUR, MIGUEL. Nació en Guayaquil en Septiembre 1 de 1957. Obtuvo el título de Ingeniero Electrónico en 1983, luego de estudiar en la Escuela Superior Politécnica del Litoral (ESPOL). Realizó estudios de Post-Grado en el Estado de Texas, Estados Unidos. Obtuvo el título de Master en Ciencias de la Ingeniería Biomédica en 1986, después de estudiar en la Universidad de Texas en Arlington y en el Centro de Ciencias de la Salud de la Universidad de Texas en Dallas, conjuntamente. En 1987 obtuvo el Certificado de Ingeniero Clínico después de estudiar en la Universidad de Texas en Arlington y de trabajar como interno en el Departamento de Ingeniería Clínica del Hospital Harris de Fort Worth. Desde 1983 trabaja como Profesor de la Facultad de Ingeniería Eléctrica de la ESPOL. Es miembro del IEEE, de la BMES y del CRIEEL.