

# Estimación de la masa corporal y obtención de la frecuencia cardiaca utilizando un sensor capacitivo

H. Matla-Valdivia<sup>1</sup>, P. S. Luna-Lozano<sup>1</sup>, V. Barros-Mendoza, C. Alvarado-Serrano<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Facultad de Instrumentación Electrónica, Programa Educativo de Ingeniería en Instrumentación Electrónica, Universidad Veracruzana, Xalapa, Ver., México

<sup>2</sup>Sección Bioelectrónica, Departamento de Ingeniería Eléctrica, CINVESTAV-IPN, Ciudad de México, México

**Resumen**— La obesidad es un problema grave que está presente en todo el mundo. En México más de la mitad de la población sufre sobrepeso y obesidad. Por ello, la Organización Mundial de la Salud ha elaborado estrategias que intentan reducir estos índices. Estas estrategias incluyen la actividad física, alimentación saludable y revisiones médicas periódicas. Durante la visita de los pacientes al consultorio médico, estos pasan gran parte del tiempo sentados antes de ser atendidos o durante la revisión. En este trabajo se propone aprovechar esta posición para medir el peso corporal con un sensor capacitivo colocado en el asiento de una silla. También, se propone detectar las fuerzas de reacción del cuerpo ante la expulsión de sangre del corazón y su recorrido por las principales arterias para obtener la frecuencia cardiaca. Los resultados han demostrado una incertidumbre del 10% en la estimación del peso corporal y se ha logrado una señal cuyos picos periódicos coinciden con la actividad cardiaca y a partir de la cual podría extraerse la frecuencia cardiaca.

**Palabras clave**—Sensor capacitivo, frecuencia cardiaca, medidas no invasivas

## I. INTRODUCCIÓN

La carga rápidamente creciente de enfermedades crónicas es un determinante clave de la salud pública mundial. Un 79% de las defunciones atribuibles a enfermedades crónicas se dan ya en los países en desarrollo, sobre todo entre los hombres de mediana edad [1]. La evidencia de que los riesgos de sufrir enfermedades crónicas empiezan en la vida fetal y persisten hasta la vejez es cada vez mayor [2], [3].

Una de las medidas que permiten observar la relación entre la creciente carga de las enfermedades crónicas se encuentra relacionada con la cantidad de masa corporal [4], que junto con la talla se utilizan frecuentemente para identificar el sobrepeso y la obesidad. No es por ello casualidad que, en 2014, alrededor del 13% de la población adulta mundial (un 11% de los hombres y un 15% de las mujeres) eran obesos [4].

Por lo anterior, es importante la incursión de sistemas y dispositivos electrónicos en el amplio cuidado de la salud humana. Ello permite conocer, almacenar y relacionar datos y medidas que pueden aportar mayor información hacia el personal médico y emprender con ello estrategias preventivas o correctivas.

El análisis de las señales bioeléctricas en el cuerpo humano es de gran importancia para el diagnóstico médico, el monitoreo de signos vitales durante ciertas actividades

físicas y en aplicaciones biónicas, entre otras. Estas señales proporcionan información del funcionamiento de parámetros fisiológicos que interpretadas por un especialista se convierten en una poderosa fuente de información del estado de salud de un individuo. Estas señales deben captarse por medios no invasivos para no provocar molestias o daños, así como para simplificar el proceso de adquisición, lo cual se refleja en sistemas más simples y económicos y por lo tanto accesibles a un mayor número de personas.

Actualmente se encuentran disponibles equipos electrónicos terminados y propuestas en desarrollo para registrar signos vitales. Sin embargo, como se mencionó anteriormente, el peso o masa corporal es un dato primordial en los diagnósticos médicos. La inclusión de la tecnología y de la electrónica en el campo biomédico permite diseñar nuevos instrumentos de manera rápida, en presentaciones más reducidas y con un tiempo de vida mucho más alto que la de los instrumentos mecánicos.

En este trabajo se propone un sistema para estimar la masa corporal y obtener la frecuencia cardiaca sin que el usuario realice ninguna acción específica más que permanecer sentado en reposo.

## II. SENSOR CAPACITIVO Y SISTEMA DE MEDIDA

El método propuesto consiste en medir las variaciones de distancia que sufre un condensador de placas paralelas cuando un sujeto se encuentra sentado sobre él.

### A. Sensor capacitivo

Los condensadores son componentes electrónicos capaces de almacenar carga eléctrica. Un condensador de placas paralelas consta de dos superficies metálicas conductoras enfrentadas a poca distancia y aisladas una de la otra. Las superficies metálicas conductoras se denominan electrodos o armaduras, la capa aislante recibe el nombre de dieléctrico que puede ser sólido, líquido, gaseoso o el vacío. La relación entre la carga eléctrica ( $Q$ ) y la diferencia de potencial entre las placas ( $V$ ) se denomina capacidad o capacitancia y está representada por (1).

$$C = \frac{Q}{V} \quad (1)$$

La capacidad descrita en (1) también depende de la geometría del condensador y del material dieléctrico dispuesto entre las placas, tal como se describe en (2), donde  $\epsilon_0 = 8.85 \text{ pF/m}$  es la constante dieléctrica del vacío,  $\epsilon_r$  es la

constante dieléctrica relativa del material aislante,  $A$  es el área de las placas y  $d$  es la distancia entre ellas.

$$C = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{A}{d} \quad (2)$$

Cualquier fenómeno o magnitud que produzca una variación en  $\epsilon_r$ ,  $d$  o  $A$ , provocará un cambio en la capacidad, y este puede ser considerado para la detección de la variable que provoca el cambio. El cambio en  $d$  podría ser provocado, por ejemplo, cuando una persona se sienta sobre el condensador. En este caso, la capacidad estará dada por (3), donde  $x$  representa la variación de distancia entre las placas, a partir de la distancia inicial (sin aplicar peso sobre el sensor)  $d$  y  $C_0$  representa la capacidad en esa situación.

$$C = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{A}{d(1-x)} = C_0 \frac{1}{1-x} \quad (3)$$

En este trabajo se construyó un condensador de placas paralelas, que consta de dos placas de cobre de 30 cm × 30 cm cada una y separadas por un material aislante compresible (hule de neopreno) con un espesor de 3 mm, para el cual  $\epsilon_r = 6.70$  [5] a una temperatura de 20 °C.

#### B. Acondicionamiento de la señal

Las variaciones de distancia de las placas del sensor capacitivo se pueden medir con un amplificador de transimpedancia, como el que se muestra en la Fig. 1, en el cual  $C_x$  es el sensor capacitivo, cuya capacidad está dada por (3) y  $C$  es un condensador fijo con valor conocido de capacidad. La tensión de salida del amplificador es una relación de las capacidades como se describe en (4).

$$V_o = -\frac{C}{C_x} V_i \quad (4)$$

Sustituyendo (3) en (4), se tiene que la tensión de salida estará dada por (5).

$$V_o = -(1-x) \frac{C}{C_0} V_i \quad (5)$$

Obteniendo una relación lineal proporcional entre el peso aplicado al sensor y la tensión eléctrica obtenida.

#### C. Estimación del peso corporal

Para estimar el peso corporal se puede establecer, en

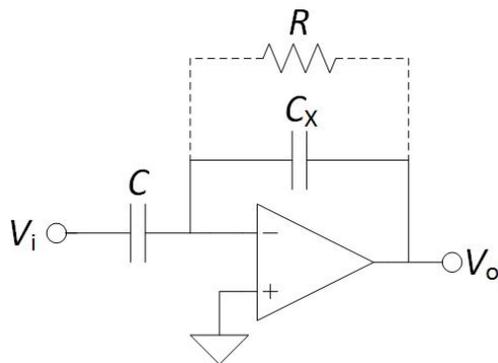


Fig. 1. Amplificador de transimpedancia para detectar cambios en el valor de la capacidad de  $C_x$ .

(5), que  $C = C_0$ . A partir de esto, el peso aplicado al sensor podría estimarse midiendo directamente la tensión de salida del amplificador de transimpedancia. Para esto, sería necesario que los cambios en la distancia de las placas sean notorios. Esto requiere un material dieléctrico blando para permitir una compresión notoria pero suficientemente rígido para que la deformación sea proporcional al peso aplicado.

Si se utiliza este método, la incertidumbre en la medida de la tensión de salida, provoca que la tabla de valores para realizar la interpolación tenga muchos errores, llegando a un coeficiente de determinación máximo de 0.7 [6].

Otra forma de estimar el peso corporal es, en lugar de medir directamente la diferencia de tensión, considerar que la salida del amplificador de transimpedancia estará modulada por los cambios en la distancia de las placas. Para este caso, el material dieléctrico debe ser rígido pero aun así permitir cierta compresión.

La Fig. 2 muestra el esquema del sistema utilizado. Los cambios en la distancia de las placas modularán en amplitud a la señal aplicada. La señal se desmodula y se amplifica. La componente constante corresponderá a la masa aplicada al sensor.

#### D. Estimación de la frecuencia cardiaca

Con cada latido, el corazón expulsa una determinada cantidad de sangre por ambos ventrículos. Para hacerlo, debe ejercer una fuerza de compresión tal que permita al volumen sanguíneo superar la presión ejercida por las arterias. Esta presión dentro de los ventrículos se llama presión isométrica [7]. Una vez que se supera la presión de las arterias, las válvulas ventriculares se abren y permiten el flujo de sangre.

La fuerza ejercida por la sangre para abrir las válvulas y para circular por el tramo inicial de las arterias, provoca una fuerza de reacción en el cuerpo de acuerdo con la tercera ley de Newton. El registro de estas fuerzas de reacción se conoce como balistocardiograma (BCG) [8].

El BCG se ha obtenido anteriormente en personas sentadas en reposo [9] midiendo, con sensores piezoeléctricos, la deformación que sufren las superficies en contacto con el cuerpo con cada latido.

En este trabajo se propone obtener el BCG a partir de los cambios de distancia entre las placas del condensador debidos al latido cardiaco.

La Fig. 3 muestra el diagrama esquemático del sistema para obtener la frecuencia cardiaca a partir de los cambios de distancia entre las placas del condensador. La salida de la estimación del peso corporal ( $V_{o1}$  en la Fig. 1) se filtra para

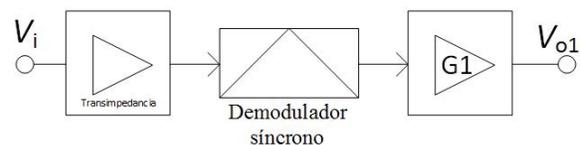


Fig. 2. Esquema de medida para estimar el peso corporal con un sensor capacitivo.

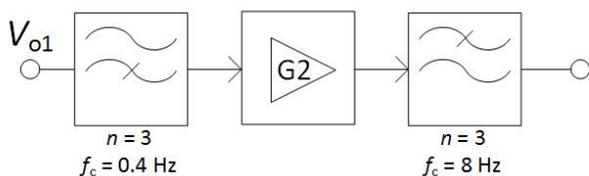


Fig. 3. Esquema para obtener la frecuencia cardiaca a partir de los cambios de distancia en las placas de un sensor capacitivo.

eliminar la componente constante (correspondiente al peso) y se amplifica la componente variable, la cual corresponderá a la actividad cardiaca, antes de limitar el ancho de banda con un filtro pasa bajas.

### III. RESULTADOS EXPERIMENTALES Y DISCUSIÓN

Una vez construido el sensor y para evitar el acoplamiento de interferencias electromagnéticas, se cubrió con un material conductor y éste fue puesto a la tensión de referencia.

#### A. Sensor capacitivo

Para estimar la capacidad del sensor se utilizó un método descrito en [6] en el que se construye un amplificador inversor con ganancia unitaria con el sensor capacitivo en paralelo con la resistencia de retroalimentación, como se muestra en la Fig. 4. La salida de este circuito está dada por (6).

$$V_o = -\frac{f_c}{f_c + jf} V_i \quad (6)$$

Donde

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC_X} \quad (7)$$

El método consiste en hacer un barrido de frecuencias en  $V_i$  para encontrar  $V_o = 0.7V_i$ . En ese punto se habrá encontrado  $f_c$  y se puede encontrar el valor de la capacidad despejando  $C_X$  de (7).

Con el método descrito se encontró que el sensor construido tenía una capacidad en reposo de 420 pF. Este valor es muy diferente al valor teórico calculado con (3), lo cual puede deberse a que la constante dieléctrica encontrada en la bibliografía no corresponde al material empleado.

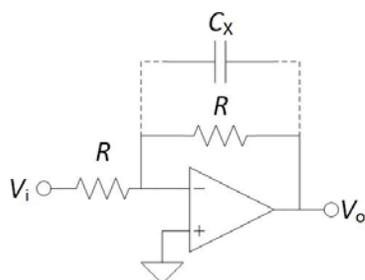


Fig. 4. Amplificador utilizado para encontrar el valor de  $C_x$ .

#### B. Acondicionamiento de la señal y estimación del peso corporal

Se midió el peso corporal en diez voluntarios hombres, con edades entre 18 y 22 años. A cada uno se le pidió pararse sobre una báscula electrónica (joycare®), que tiene una resolución de 100 g, se le registró el peso y posteriormente se pidió que se sentara cómodamente sobre el sensor y que permaneciera en reposo sin moverse durante la medida. El asiento sobre el que estaba colocado el sensor era lo suficientemente alto como para que los voluntarios no apoyaran los pies en el suelo. Una vez que pasaban los transitorios debidos a la colocación del peso sobre el sensor se tomaba el registro de la tensión de salida (en cd) del demodulador con un multímetro de mano de 4 ½ dígitos.

El valor de C en la Fig. 1 se fijó a 1 nF, por lo que la tensión de salida estaba dada por  $V_o = (x-1)2.4V_i$ .

Para el circuito demodulador se utilizó un circuito integrado (AD630). La salida se amplificó por ( $G1 =$ ) 3 y se limitó el ancho de banda a 8 Hz. La ganancia está limitada por la amplitud de la señal (constante) medida.

Para obtener la ecuación de interpolación se aplicó peso estático sobre el sensor capacitivo, desde 4.5 kg hasta 33.68 kg con intervalos de 2.25 kg. La Fig. 5 muestra la relación entre el peso aplicado y la tensión medida a la salida de G1. Para esta relación se obtiene un coeficiente de determinación de 0.99, lo cual indica que podría aplicarse para estimar el peso corporal.

La Fig. 6 muestra una gráfica de la tensión de salida del demodulador (línea horizontal) y de las variaciones de tensión presumiblemente debidas a la actividad cardiaca (línea variable). Se observa que se obtiene una tensión constante durante toda la duración del registro (30 s). Este comportamiento se repitió para todos los voluntarios, sin embargo, también se encontró que para el mismo sujeto no se repetían los valores medidos de tensión entre una medida y otra. Esto puede ser debido a que el material dieléctrico que se utilizó tenga algún efecto de memoria al aplicar el peso, o a que al momento de construir el sensor pudieron haber quedado colchones de aire entre el dieléctrico y las placas del sensor.

La poca repetitividad de los resultados para los mismos voluntarios, se reflejó en una respuesta no proporcional para diferentes pesos aplicados ya que, como se muestra en la

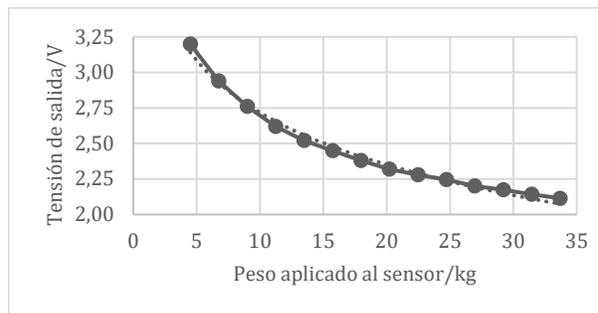


Fig. 5. Respuesta del sensor capacitivo cuando se le aplicó peso estático.

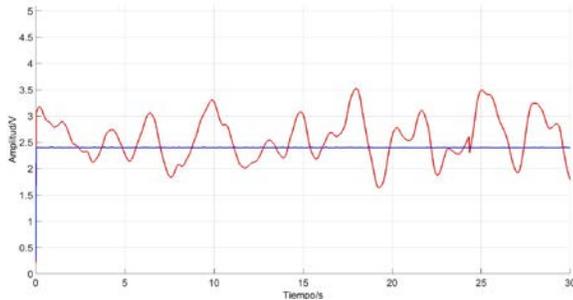


Fig. 6. Línea recta: Salida del sistema de estimación del peso corporal. Línea variable: Salud del sistema de detección de la frecuencia cardíaca.

Tabla I, para algunos voluntarios con mayor peso la tensión de salida aumenta en lugar de disminuir (ver voluntarios 4 y 6). Para los resultados mostrados en la Tabla I la incertidumbre en la estimación del peso corporal era del 10%. Estos resultados son los que mejor comportamiento presentaron de todas las series de medida que se realizaron.

La poca concordancia en los resultados de la estimación del peso corporal puede deberse también, en primer lugar, al área que ocupaba el voluntario sobre el sensor y, en segundo lugar, a que el método de medida no permite mayor resolución porque la ganancia está limitada por la tensión de alimentación del circuito.

Para mejorar la respuesta del sistema se probaron sensores de diferente tamaño, pero, por comodidad de los voluntarios se encontró que el que arrojaba mejores resultados era el que se reporta en este trabajo. Actualmente se está trabajando en mejorar el sistema de medida para obtener una mayor resolución y en realizar estudios estadísticos para definir la precisión del instrumento.

### C. Obtención de la frecuencia cardíaca

La actividad cardíaca se obtuvo en dos voluntarios hombres de 19 y 53 años de edad respectivamente. Se les pidió que se sentaran sobre el sensor capacitivo y permanecieran en reposo durante la medición.

La señal del peso corporal (G1 en la Fig. 1) se filtró entre 0.4 Hz y 8 Hz con sendos filtros pasivos de tercer orden y se amplificó 100 mil veces.

La Fig. 6 muestra la salida de este sistema para un voluntario. Se observa unos picos periódicos que

Tabla I. Respuesta del sensor capacitivo con voluntarios de distinta masa corporal

n	Peso del voluntario (kg)	Tensión de salida (V)
1	47.62	1.017
2	51.07	1.014
3	54.70	1.008
4	55.88	1.009
5	58.35	0.990
6	60.69	1.010
7	63.95	0.972
8	67.04	0.967
9	72.57	0.959
10	91.62	0.927

corresponden con la actividad cardíaca, según se comprobó con la detección manual del pulso carotídeo.

Aunque en la Fig. 6 no es muy clara la actividad cardíaca, se está trabajando para mejorar la calidad y poder hacer la medición de la frecuencia cardíaca de forma automática.

### V. CONCLUSIÓN

Se ha descrito la construcción de un sistema para estimar el peso corporal y obtener la frecuencia cardíaca de una persona sentada en reposo. La estimación del peso depende de muchos factores para su correcto funcionamiento. Los resultados presentados aquí demuestran que, hasta hoy, podría estimarse el peso corporal con una incertidumbre del 10%.

También se ha obtenido una señal con picos periódicos que corresponden con la actividad cardíaca.

Actualmente se está trabajando para mejorar los resultados de la estimación del peso corporal y posteriormente se desarrollará un software para la detección automática de la frecuencia cardíaca.

El desarrollo de estos elementos podría hacer una contribución importante para el cuidado de la salud en casa y en centros de atención médica y con ello mejorar la gestión de recursos en ellos.

### RECONOCIMIENTO

Los autores agradecen a los voluntarios por su paciencia y cooperación.

H. Matla-Valdivia es estudiante de quinto semestre de la licenciatura de Ingeniería en Instrumentación Electrónica y cuenta con una beca como auxiliar de investigación por parte de la Universidad Veracruzana.

### BIBLIOGRAFÍA

- [1] Organización Mundial de la Salud, "Régimen alimentario, actividad física y salud," Ginebra, A55/16 y Corr.1, 2002.
- [2] D. J. P. Barker, C. Osmond, P. D. Winter, B. Margetts and S. J. Simmonds, "Weight in infancy and death from ischaemic heart disease," *Lancet*, vol. 334, no. 8663, pp.577-580, 1989.
- [3] D. J. P. Barker, T. Forsén, A. Uutela, C. Osmond, J. G. Eriksson, "Size at birth and resilience to effects of poor living conditions in adult life: longitudinal study," *British Medical Journal*, vol. 323, no. 7324, pp. 1273-1277.
- [4] Organización Mundial de la Salud, "Obesidad y sobrepeso", 2015
- [5] H. D. Young and R. A. Freedman, Física Universitaria, México DF: Pearson education, 2009, vol. 2, 2009, p. 829.
- [6] V. Barros-Mendoza, "Sistema de Monitoreo de Parámetros Fisiológicos en Personas Sentadas," Tesis de licenciatura, Ing. Instrumentación Electrónica, Universidad Veracruzana, Xalapa, Veracruz, México, 2014.
- [7] A. C. Guyton and J. E. Hall, Tratado de fisiología médica, México DF: McGraw Hill interamericana, 2001, pp. 115-128.
- [8] N. Ty Smith, "Ballistocardiography," en *Noninvasive cardiology*, A. M. Weissler, New York: Ed. Grune & Stratton, pp. 39 – 148, 1974.
- [9] P. S. Luna, R. Pallas, "Automatic Concealed Heart Rate Detection from the BCG in Seated Position," *IEEE Latin America Transactions*, vol. 13, no. 3, pp. 583-588, 2015.