

VIII

CONGRESO
NACIONAL DE
TECNOLOGÍA
APLICADA A
CIENCIAS DE
LA SALUD15-17
JUNIO, 2017"GENERACIÓN DE NUEVAS TÉCNICAS
DE DIAGNÓSTICO Y TRATAMIENTO"Auditorio Polivalente de la Facultad de Medicina, UANL
Monterrey, Nuevo León

IMPLEMENTACIÓN DE SENSORES CAPACITIVOS DE ALTA SENSIBILIDAD PARA LA CARACTERIZACIÓN ELÉCTRICA DE PROCESOS BIOLÓGICOS

J. A. Uc-Martin^a, A. Guadarrama-Santana^a, D. Martínez-Gutiérrez^b, F. Montaño-Cuahuilaz^c

^aCentro de Ciencias Aplicadas y Desarrollo Tecnológico UNAM, Sensores, Cd. México,
allstar.ghost@gmail.com,

^bDepartamento de Ingeniería de Control F. I. UNAM, Cd. México

^cInstituto de Geología UNAM, Cd. México

RESUMEN

En este trabajo presentamos una metodología para el diseño e implementación de sensores capacitivos con electrodos coplanarios sobre sustratos dieléctricos (vidrio) que forman parte de un sistema de medición de bajo ruido; con el fin de mejorar significativamente la sensibilidad a cambios temporales de propiedades eléctricas de procesos biológicos (coagulación de sangre), material biológico a nivel multicelular como órganos, tejidos o células en medios de cultivo. Los sensores se acoplan a un sistema de medición de bajo ruido formado por una fuente de alimentación, una etapa de acondicionamiento electrónico, una etapa de Amplificación Lock-in y un osciloscopio. El sistema realiza mediciones diferenciales utilizando un sensor de referencia y otro de sensado. Es posible recuperar señales eléctricas del orden de decenas de pico amperios inmersas en ruido miles de veces mayor para el caso de medición en corriente y micro voltios para el caso de medición en voltaje presentando además una alta resolución la cual es función del ruido base de la salida del sistema. El sistema puede registrar las componentes reales y complejas de las señales eléctricas, los valores de capacitancia diferenciales se pueden obtener con la componente compleja de la corriente obtenida y realizando un análisis de admitancias del circuito equivalente de la etapa de sensado. Una de las características principales de los sensores propuestos es el diseño modular el cual presenta la ventaja de intercambiar los sensores. De esta forma es posible utilizar la misma etapa de acondicionamiento electrónico lo que permite realizar mediciones de forma versátil. Se propone una metodología de medición para caracterizar su respuesta y desempeño utilizando volúmenes de hasta 3 μ l de líquidos solventes usando geometrías de electrodos coplanarios en espirales.

1. INTRODUCCIÓN

La caracterización de señales bioeléctricas en tejidos biológicos es de interés en el campo de la biología, medicina, bioquímica. Los sensores de campo eléctrico permiten detectar cambios de potenciales y corrientes eléctricas presentes en muestras biológicas *in vivo* lo cual es muy conveniente para realizar estudios de caracterización de su respuesta eléctrica temporal en diferentes condiciones de estudio. Estos sensores también son sensibles a cambios de señales eléctricas debido a la función dieléctrica de la muestra biológica la cual se manifiesta en la propiedad eléctrica capacitiva presente en el sensor.

El principio de funcionamiento de los sensores capacitivos coplanarios depositados sobre un sustrato dieléctrico, se basa en el de un condensador común de placas paralelas en DC, donde el electrodo conectado a la terminal (+) de un potencial eléctrico se denomina "conductor" y el electrodo conectado a la terminal (-) se denomina "sensor". El campo eléctrico que se genera al aplicar este diferencial de potencial entre los ellos, tiene una distribución uniforme, si se desprecian los efectos de borde. Si estos electrodos se abren en un plano, el campo eléctrico ya no se encontrara confinado entre las placas, si no que se expandirá desde la periferia del electrodo

VIII

CONGRESO NACIONAL DE TECNOLOGÍA APLICADA A CIENCIAS DE LA SALUD

15-17
JUNIO, 2017

“GENERACIÓN DE NUEVAS TÉCNICAS DE DIAGNÓSTICO Y TRATAMIENTO”

Auditorio Polivalente de la Facultad de Medicina, UANL
Monterrey, Nuevo León



conductor al electrodo sensor pasando por el medio exterior. Este arreglo coplanar, nos proporciona la facilidad de utilizar la superficie para aplicaciones de sensado. El campo eléctrico que emana de la superficie de los electrodos nos permite medir variaciones de capacitancia debido a cambios en las propiedades dieléctricas en la superficie^[1].

En este trabajo se describe una metodología de diseño y fabricación de un arreglo de sensores capacitivos coplanarios para monitorizar señales eléctricas temporales de muestras biológicas de tejido vivo (sangre)^[9]. Se utiliza un sistema de medición de bajo ruido, donde se acoplan los sensores por medio de una tarjeta de acondicionamiento electrónico y una etapa de amplificación Lock-in para reducir el ruido base de la señal temporal al máximo.

2. TEORÍA

De acuerdo a las necesidades de diseño de los sensores capacitivos, fue necesario realizar simulaciones 3D para predecir el comportamiento de los mismos. El paquete CAD utilizado fue COMSOL Multi-physics, el cual nos proporciona una potente herramienta en un entorno interactivo para resolver problemas basados en ecuaciones diferenciales parciales con el Método de Elemento Finito (MEF), y que es ampliamente utilizado para diversas aplicaciones de física e ingeniería^[2].

Las simulaciones realizadas nos permiten visualizar el comportamiento de las propiedades eléctricas e interacción con alguna muestra de estudio. Además nos permite mejorar el diseño de la geometría de sus electrodos para obtener el máximo desempeño posible del sensor. Uno de los objetivos de interés, se basa en visualizar la distribución de las líneas de campo eléctrico, la distribución del potencial eléctrico, distribución superficial de carga eléctrica y cálculo de capacitancia. Empleando la física electrostática en el módulo AC/DC, la interfaz física resuelve la Ley de Gauss para el campo eléctrico utilizando el potencial eléctrico escalar como variable dependiente.

Ley de Gauss

La ley de Gauss nos permite determinar la intensidad del campo eléctrico \vec{E} de las distribuciones de carga, suponiendo que la componente normal de la intensidad del campo eléctrico es constante sobre la superficie. Se presenta de forma diferencial debido a que conduce a ecuaciones diferenciales que el MEF puede resolver^[3]:

$$\nabla \cdot \vec{E} = \frac{\rho_v}{\epsilon_0} \quad (1)$$

Donde ϵ_0 es la permitividad en el vacío, y ρ_v la densidad de carga volumétrica total.

Potencial Eléctrico Escalar

En condiciones estáticas, si definimos un potencial V , entonces podemos determinar \vec{E} como:

$$\vec{E} = -\nabla V \quad (2)$$

Medios polarizables

Debido a que un material dieléctrico sometido a un campo eléctrico externo da lugar a la generación de dipolos (densidad de carga volumétrica ρ_p ligada) que inducen un campo eléctrico denominado campo de polarización, donde la intensidad de este campo difiere de la del espacio libre. La ecuación 1 queda como:

$$\nabla \cdot \vec{E} = \frac{1}{\epsilon_0} (\rho_l + \rho_p) \quad (3)$$

Donde ρ_l , es la densidad de carga del espacio libre o de conducción. La contribución de ρ_p se relaciona con la carga a partir de:

VIII CONGRESO NACIONAL DE TECNOLOGÍA APLICADA A CIENCIAS DE LA SALUD

15-17 JUNIO, 2017

“GENERACIÓN DE NUEVAS TÉCNICAS DE DIAGNÓSTICO Y TRATAMIENTO”

Auditorio Polivalente de la Facultad de Medicina, UANL
Monterrey, Nuevo León



$$\rho_p = -\nabla \cdot \vec{P} \quad (4)$$

Donde \vec{P} es el campo de polarización eléctrica que describe la contribución neta de todos los dipolos que conforman el material. Sustituyendo (4) en (3):

$$\nabla \cdot \vec{E} = \frac{1}{\epsilon_0} (\rho_l - \nabla \cdot \vec{P}) \quad \Rightarrow \quad \nabla \cdot (\epsilon_0 \vec{E} + \vec{P}) = \rho_l \quad (5)$$

Entonces se define la densidad de flujo eléctrico o desplazamiento eléctrico como:

$$\vec{D} = \epsilon_0 \vec{E} + \vec{P} \quad (6)$$

La ecuación (5), nos permite relacionar la ecuación (1) y la distribución de cargas libres en cualquier medio sin la necesidad de tratar explícitamente con el vector de polarización \vec{P} o la densidad de carga de polarización ρ_p . Combinando las ecuaciones (5) y (6) tenemos que la ley de Gauss adquiere la siguiente forma:

$$\nabla \cdot \vec{D} = \rho_l \quad (7)$$

La ecuación (7) es una de las ecuaciones fundamentales en electrostática para cualquier medio. Cuando las propiedades dieléctricas del medio son lineales e isotrópicas, el campo de polarización es directamente proporcional a \vec{E} y se expresa como:

$$\vec{P} = \epsilon_0 \chi_e \vec{E} \quad (8)$$

Donde χ_e es una cantidad adimensional y es la polarización por unidad de campo eléctrico denominada susceptibilidad eléctrica del material. Sustituyendo la ecuación (8) en (6):

$$\vec{D} = \epsilon_0 \vec{E} (1 + \chi_e) = \epsilon_0 \epsilon_r \vec{E} = \epsilon \vec{E} \quad (9)$$

Donde ϵ_r es una cantidad conocida como permitividad relativa o constante dieléctrica del medio. El coeficiente ϵ se denomina permitividad absoluta o simplemente permitividad del medio y es medida en (F/m).

Ecuación de Poisson

Podemos reescribir la Ley de Gauss como una variante de la ecuación de Poisson con la relación de \vec{E} y \vec{D} como:

$$-\nabla \cdot (\epsilon_0 \nabla V - \vec{P}) = \rho_l \quad (10)$$

El MEF resuelve la ecuación anterior.

Condiciones de frontera

Las condiciones de frontera especifican como se relacionan los componentes de campo eléctrico de un medio 1, con los componentes de campo de un medio 2 a través de sus fronteras. Se define:

$$\hat{n} \cdot (\vec{D}_1 - \vec{D}_2) = \rho_s \quad (11)$$

Donde \hat{n} es el vector unitario normal a la interfaz que apunta desde el medio 2 al medio 1. La ecuación (11) indica que el componente normal del campo \vec{D} es discontinuo o cambia abruptamente a través de dos medios diferentes donde existe una densidad de carga superficial, siendo la cantidad de discontinuidad igual a la densidad de carga superficial^[4]. El ΔV aplicado entre los electrodos es de $1V_{rms}$, es decir, el potencial de un electrodo se fija a $1V_{rms}$ y del otro electrodo fijado a un potencial de $0V$.

Para el cálculo de la capacitancia, primero convertimos en forma integral la ley de Gauss:

VIII CONGRESO NACIONAL DE TECNOLOGÍA APLICADA A CIENCIAS DE LA SALUD

15-17 JUNIO, 2017

“GENERACIÓN DE NUEVAS TÉCNICAS DE DIAGNÓSTICO Y TRATAMIENTO”

Auditorio Polivalente de la Facultad de Medicina, UANL
Monterrey, Nuevo León



$$\int_V \nabla \cdot \vec{D} \cdot dv = \int_V \rho_v \cdot dv = Q \quad (12)$$

Donde Q es la carga total encerrada. Aplicando el teorema de la divergencia:

$$\int_V \nabla \cdot \vec{D} \cdot dv = \oint_S \vec{D} \cdot ds \quad (13)$$

Comparando las ecuaciones (12) y (13)

$$\oint_S \vec{D} \cdot ds = Q \quad (14)$$

Y finalmente tenemos:

$$C = \frac{Q}{V} \quad (15)$$

La capacitancia es una propiedad física entre dos o más arreglos de conductores, que depende de la geometría de los conductores y de la permitividad del medio entre ellos.

Resultado de la simulación

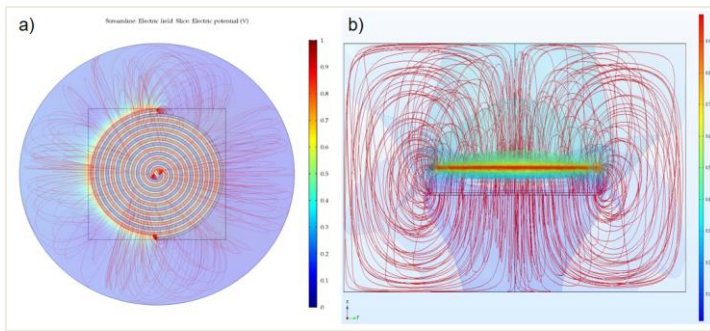


Fig. 1.- Resultado de la simulación. a) Vista en planta, observamos una distribución de campo eléctrico uniforme. b) Vista lateral, el plano de tierra “atrapando” las líneas de campo eléctrico.

El resultado gráfico de la simulación en 3D se muestra en la figura 1. En el grafico se puede observar distribuciones relativamente uniformes de las líneas de campo eléctrico y las superficies equipotenciales en toda la geometría del sensor, encerrada dentro de un cilindro de 10 cm^3 que representa el medio exterior (aire). Una distribución de esta forma nos permitirá que al momento de depositar una muestra sobre el área de sensado, se tenga la misma

contribución en cada región de la superficie. Se utiliza un plano de tierra por debajo y por encima, esto con el fin de poder “atrapar” las líneas de campo en un volumen más definido para que estas

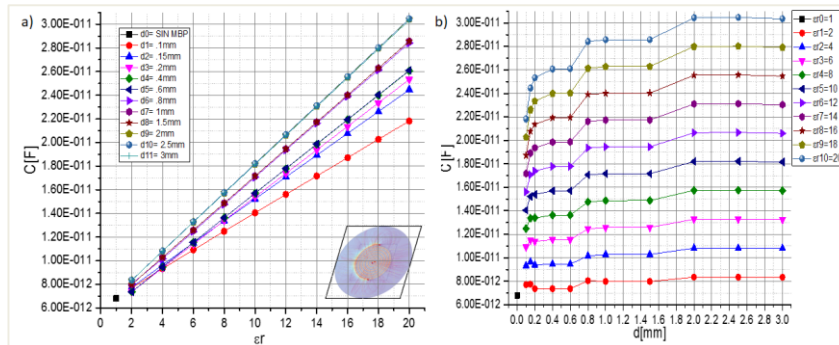


Fig. 2.- Grafica de los resultados obtenidos variando el d y ϵ_r . a) Relación grafica al variar el d con ϵ_r fijo. b) Relación grafica al variar ϵ_r , con d fijo.

no se extiendan por todo el medio exterior, y de esta manera mantener constantes las contribuciones parasitas. La intensidad de las líneas de campo eléctrico son suficientes para interactuar con una muestra^[8]. El cálculo de la capacitancia con estas

condiciones fue de 6.27 pF . En la práctica, los

sensores se encontraran aislados por una capa dieléctrica, además de utilizar sustratos de vidrio para protegerlos. Con el fin de observar el desempeño de los sensores con estas condiciones, se

VIII CONGRESO NACIONAL DE TECNOLOGÍA APLICADA A CIENCIAS DE LA SALUD

15-17 JUNIO, 2017

“GENERACIÓN DE NUEVAS TÉCNICAS DE DIAGNÓSTICO Y TRATAMIENTO”

Auditorio Polivalente de la Facultad de Medicina, UANL
Monterrey, Nuevo León



realizaron simulaciones puntuales donde se variaron los valores de espesor d así como la permitividad relativa ϵ_r de una capa. El objetivo fue obtener la respuesta de $C(\epsilon_r, d)$ en un rango de 1 a 20 y de 0.1mm a 3mm respectivamente. El resultado se muestra en la figura 2, como podemos ver en, a) tenemos que mientras mayor es ϵ_r y d , se tiene un mayor rango de valores de capacitancia. También observamos una posible saturación para valores grandes de ϵ_r y d , es decir, el valor de la capacitancia tiende a no presentar cambios. En b) vemos los cambios en capacitancia al variar el espesor manteniendo la ϵ_r fija. Para d pequeños con mayores permitividades se tienen cambios mayores de capacitancia, también se observa una saturación en el valor de la capacitancia para espesores mayores a 2mm. Los resultados obtenidos nos permiten obtener parámetros eléctricos de medición como la sensibilidad y rango dinámico a diferentes espesores y permitividades relativas de sustratos dieléctricos. De esta forma, es posible elegir el sustrato más conveniente para caracterizar una muestra en estudio.

3. FABRICACIÓN

Diseño geométrico del sensor

El diseño de los sensores comienza con el dimensionamiento de las geometrías propuestas del arreglo de electrodos que forman el sensor coplanario. Se propuso un arreglo de electrodos con geometría evolvente entrepuestos 180° denominado “tipo espiral”, con una superficie sensitiva de alrededor de 1cm^2 . La geometría propuesta consistió básicamente en la construcción y unión de

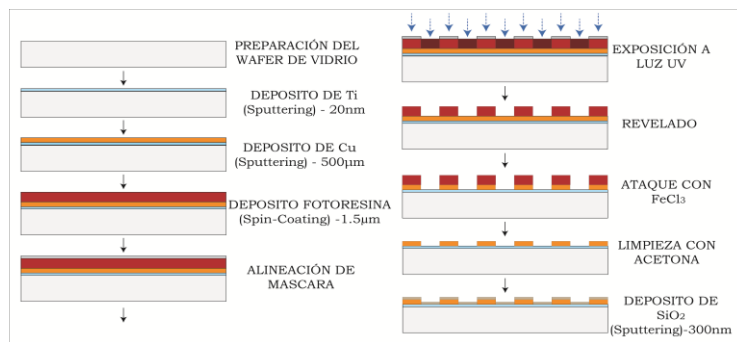


Fig. 3.- Procedimiento paso a paso de micro fabricación utilizado para depositar los sensores sobre un sustrato de vidrio.

semicírculos de diferentes diámetros para cada electrodo, hasta cubrir el área antes mencionada, con la ayuda de herramientas digitales de diseño CAD. Las dimensiones propuestas del Sensor Capacitivo con Electrodo tipo Espiral fueron de $200\mu\text{m}$ de ancho y separación entre electrodos.

Procedimiento de micro fabricación

Es necesario generar una máscara de diseño para realizar el grabado

del arreglo geométrico sobre un sustrato de vidrio previamente preparado, con dimensiones de 2.5cm (ancho) x 7.5cm (longitud) x 0.1cm (espesor), con un recubrimiento de cobre de 500nm de espesor por las caras inferior y superior. El proceso de fotolitografía para realizar el grabado, se representa en la figura 3^[5]. Una película de óxido de silicio cubre la superficie donde se encuentran los sensores

con el fin de aislar eléctricamente los electrodos. En la figura 4 se muestran los sensores coplanarios en espiral, una vez finalizado el proceso de micro fabricación.

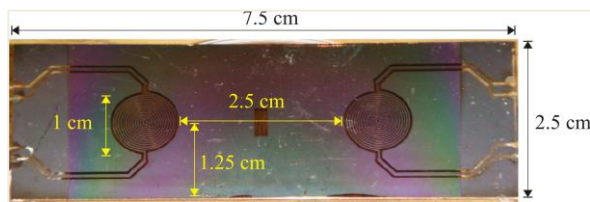


Fig. 4.- Resultado final del proceso de micro fabricación. Se puede observar la película dieléctrica de SiO_2 que aísla eléctricamente los electrodos.

4. PARTE EXPERIMENTAL

Condiciones experimentales

VIII CONGRESO NACIONAL DE TECNOLOGÍA APLICADA A CIENCIAS DE LA SALUD

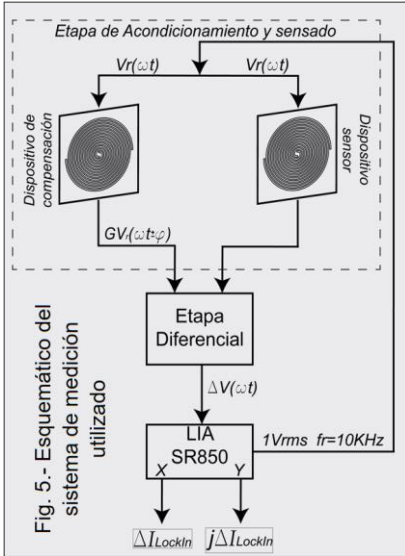
15-17 JUNIO, 2017

“GENERACIÓN DE NUEVAS TÉCNICAS DE DIAGNÓSTICO Y TRATAMIENTO”

Auditorio Polivalente de la Facultad de Medicina, UANL
Monterrey, Nuevo León



Las mediciones experimentales se realizaron con un sistema de medición de bajo ruido formado por una etapa de amplificación Lock-in (ALI), una etapa de acondicionamiento electrónico y una



etapa de sensado capacitivo, como se muestra en el diagrama de bloques de la figura 5. Como se observa en el diagrama, el ALI marca Stanford Research SR 850, genera una señal senoidal de referencia $V_r(\omega t) = \text{sen}(\omega t)$ a una frecuencia $f_r = 10 \text{ kHz}$ y amplitud de $1V_{rms}$ ^[6]. La señal $V_r(\omega t)$ alimenta a dos sensores capacitivos con las mismas dimensiones geométricas, un sensor se utiliza para compensar capacitancias parásitas denominado “dispositivo de compensación”, y el otro sensor denominado como “dispositivo de sensado” el cual detecta las perturbaciones de campo eléctrico. La señal de salida de cada uno se direcciona a una etapa diferencial con el fin de reducir al máximo las corrientes parásitas en tiempo real debidas a conectividad, electrónica y ruido externo los cuales se presentan como offset en la señal diferencial resultante $\Delta V(\omega t)$. Esta señal diferencial entra al ALI para disminuir al máximo señales indeseables alrededor de la frecuencia central f_r . La señal de salida $Im\{j\Delta I_{LOCKIN}(\omega t)\}$ del ALI, componente imaginaria, está en función de los parámetros de una etapa de filtrado paso bajas con un ancho

de banda $AB=1.2\text{Hz}$, constante de tiempo $\tau=100\text{ms}$ y 12db de decaimiento^[7].

Metodología de medición.

Antes de realizar las mediciones experimentales se realiza la interconexión entre el ALI, etapas de acondicionamiento electrónico y sensado. Se configuran los parámetros iniciales mencionados anteriormente en el ALI. Se colocan un par de sustratos de vidrio uno sobre el otro en cada sensor con fin de realizar un ajuste de mínimo offset para compensar las capacitancias parásitas en función de la fase ϕ y amplitud G de $V_r(\omega t)$ en el dispositivo de referencia. Esta configuración nos permite obtener las líneas base sin una muestra de sangre entera y determinar el ruido RMS presente en las mediciones. La muestra de sangre de aproximadamente $4\mu\text{l}$ se coloca entre dos sustratos de vidrio de $150\mu\text{m}$ de espesor cada uno con el fin de expandirla sobre el área sensitiva del dispositivo sensor. El tiempo de monitorización para cada proceso fue de $t=1200\text{s}$, las mediciones se realizaron en condiciones ambientales de laboratorio no controladas a una presión atmosférica $P_{atm}= 772\text{mb}$, temperatura ambiente $T_a=27^\circ\text{C}$ y humedad relativa $H_r=30\%$. Los datos experimentales de $Im\{\Delta I_{LOCKIN}\}$ y $\Delta T_s(t)$ del tiempo de monitorización con la muestra de sangre entera tejido vivo se guardaron, para posteriormente obtener las gráficas resultantes y realizar un análisis de estas^[6]. El cambio de capacitancia ΔC cuando está presente la muestra de sangre en el sensor, se obtiene a partir del incremento de la parte imaginaria de la corriente que entra en el LIA^[7]:

$$\Delta C = \frac{Im\{\Delta I_{LOCKIN}\}}{\omega V} = \frac{Im\{\Delta I_{LOCKIN}\}}{2\pi f V} \quad (16)$$

5. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La grafica resultante de $\Delta C(t)$ se muestra en la figura 6, en dónde se representan los eventos de ajuste de línea base con mínimo ruido RMS , preparación y colocación de sustratos de vidrio, sin y con muestra de sangre, y monitorización temporal de hasta 20 minutos. Se analizaron estos por separado despreciando los rangos de tiempo de preparación y colocación de la muestra de sangre.

VIII

CONGRESO NACIONAL DE TECNOLOGÍA APLICADA A CIENCIAS DE LA SALUD

15-17 JUNIO, 2017

“GENERACIÓN DE NUEVAS TÉCNICAS DE DIAGNÓSTICO Y TRATAMIENTO”

Auditorio Polivalente de la Facultad de Medicina, UANL Monterrey, Nuevo León

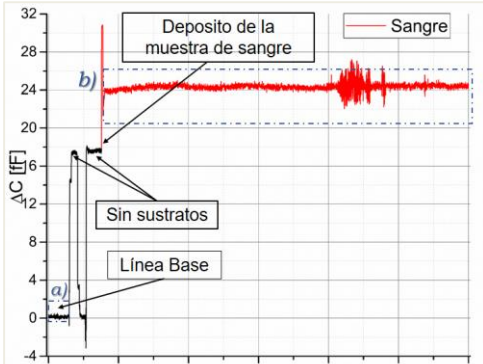


Fig. 6. Proceso completo de monitorización de la sangre. a) Línea base. b) Muestra de sangre.

En la figura 7a se muestra el período de tiempo de 0s a 60s, aquí se representa la señal de ruido base R_b obtenido en el proceso de ajuste.

La figura 7b muestra $\Delta C(t)$ en un período de 160s a 1200s, esta grafica representa el proceso biológico debido a los componentes de la muestra de sangre entera contenida entre los sustratos de vidrio, podemos observar una amplitud máxima de 26fF, la cual nos da una relación señal a ruido S/R de 280. Igual se puede apreciar que existen algunas variaciones mayores de las décimas de fF antes del término del tiempo de monitorización.

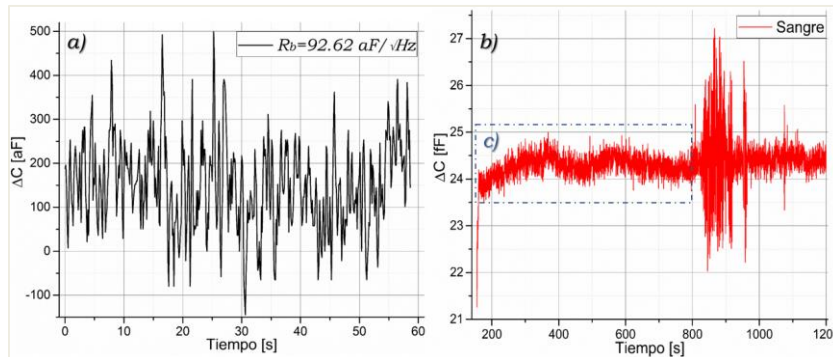


Fig. 7. a) Ruido base obtenido. b) Proceso debido a la muestra de sangre.

Por último, analizando el período de 160s a 800s se puede apreciar que las variaciones de $\Delta C(t)$ se encuentran en el rango de 1fF, las cuales son apreciables en la figura 8.

6. CONCLUSIONES

La metodología propuesta de diseño y fabricación de sensores capacitivos coplanarios es aplicable para diferentes geometrías como las de espiral. En este caso el diseño está basado en una distribución más uniforme del campo y potencial eléctrico entre los electrodos que abarcan la superficie sensitiva del sensor, la cual se puede observar con las simulaciones realizadas con el MEF. Es posible reducir las dimensiones del sensor sin embargo dependerá de la resolución de los equipos con que se cuenten para realizar el proceso de fabricación mencionado anteriormente. Los sensores se diseñaron para utilizarse con un sistema diferencial de bajo ruido con el que se obtuvo una señal base mínima de ruido RMS $R_b = 92.62 \text{ aF} / \sqrt{\text{Hz}}$. Se obtuvo una amplitud máxima de hasta 26fF, equivalente a una relación señal a ruido de hasta 280 con muestras de sangre entera entre dos sustratos de vidrio. Las variaciones

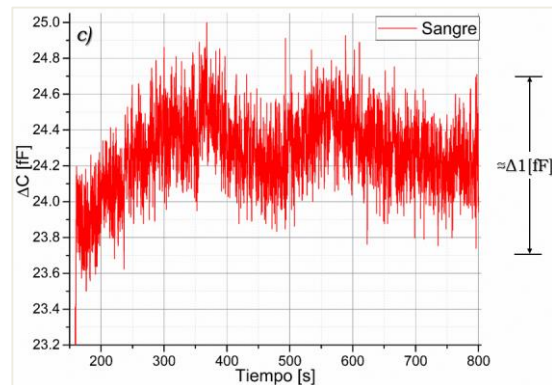


Fig. 8. Variación debido a la muestra de sangre

VIII

CONGRESO
NACIONAL DE
TECNOLOGÍA
APLICADA A
CIENCIAS DE
LA SALUD15-17
JUNIO, 2017"GENERACIÓN DE NUEVAS TÉCNICAS
DE DIAGNÓSTICO Y TRATAMIENTO"Auditorio Polivalente de la Facultad de Medicina, UANL
Monterrey, Nuevo León

propias del proceso biológico en el período de tiempo de 160s a 800s fueron de hasta 1f las cuales se apreciaron gracias al mínimo ruido base obtenido con los sensores. Las pruebas con sangre no se realizaron con el fin de llevar a cabo un estudio biológico propio en sangre, más bien para mostrar que es posible detectar variaciones de señales eléctricas muy pequeñas de muestras biológicas y la viabilidad de diseñar sensores capacitivos para aplicaciones biológicas. La interpretación de los datos obtenidos sugiere una actividad celular de la muestra de sangre para realizar el proceso de coagulación, sin embargo al encontrarse en un medio diferente al biológico este proceso no se realiza por completo y por consecuencia termina con la muerte celular de la muestra de sangre. Una aplicación con estos sensores podría ser la comparación de dos o más muestras de sangre con alguna patología en estudio contra una muestra de sangre sana. Otro aspecto importante de mencionar es de interés didáctico, puesto que la metodología de medición propuesta con el sistema de medición ha sido de gran utilidad para mostrar a los alumnos de licenciatura y posgrado los conceptos de instrumentación aplicada al estudio de procesos físico-químicos y biológicos con sensores de campo eléctrico, desarrollando diferentes arreglos experimentales basados en el sistema de medición de bajo ruido propuesto.

AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen a la DGAPA-UNAM por el apoyo al proyecto PAPIME PE-110916, a la unidad de películas delgadas del CCADET, al M.C. Alejandro Esparza, al Dr. Daniel Matatagui, al M.I. Cristian Rodríguez Reyes por el apoyo y asesoría en el proceso de fabricación de los sensores.

BIBLIOGRAFÍA

1. Xiaohui Hu and Wuqiang Yang. Planar capacitive sensor-design and applications. Sensor Review, 30/1 (2010). pp 24-39.
2. G. Narmadha, B.S. Sreeja, B. Bindu and M.C. John Wiselin. Capacitive Fringing Field Sensor Design for Moisture Measurement. Asian Journal of Science and Applied Technology Vol.1 No.2 July - December 2012.
3. D.K. Cheng. Field and Wave Electromagnetics, Addison-Wesley, Reading, Massachusetts, 1989.
4. J. Jin. The Finite Element Method in Electromagnetics, John Wiley & Sons, New York, 1993.
5. W. Jing, L.Chen, Fan Zhou, Z. Jiang, L. Niu, B. Wang, H. Qi. Fabrication and characterization of Pt Archimedean-Spiral interdigitated microelectrodes with containing trenches. IEEE, ISBN: 978-1-4799-1657-3, 2013.
6. Guadarrama Santana A., Acebedo Barrera A., Uc Martin J. A. Caracterización del proceso de volatilización de solventes líquidos con sensores de campo eléctrico. Aplicaciones de las ciencias, primera edición. ISBN: 978-607-28-0912-3, 2016, pp 94-100.
7. Guadarrama-Santana, A. García-Valenzuela F. Pérez-Jiménez and L. Polo-Parada. "Interdigitated capacitance sensors in the mm scale with sub-femtoFarad resolution suitable for monitoring processes in liquid films", Instrumentación, Revista Mexicana de Física 60(2014) 451-459.
8. A. R. Mohd Syaifudin, S. C. Mukhopadhyay, P. L. Yu. Modelling and fabrication of optimum structure of novel interdigital sensors for food inspection. Int. J. Numer. Model. 2012; 25:64-81.
9. G. S. Asur and P. M. Miguel A. Virtual Instrumentation for biological process monitoring based on electric field perturbations. Memorias del Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica XXXVIII CNIB2015, ISSN: 2395-8928, pp 144-148.