

Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica

Volumen **26**
Volume

Número **1**
Number

Marzo **2005**
March

Artículo:

Sensores de campo magnético débil y su aplicación en magnetocardiografía

Derechos reservados, Copyright © 2005:
Sociedad Mexicana de Ingeniería Biomédica, AC

Otras secciones de este sitio:

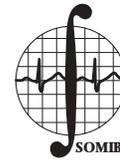
-  [Índice de este número](#)
-  [Más revistas](#)
-  [Búsqueda](#)

Others sections in this web site:

-  [Contents of this number](#)
-  [More journals](#)
-  [Search](#)



www.Medigraphic.com



Sensores de campo magnético débil y su aplicación en magnetocardiografía

E. Rodríguez-Rodríguez,*
R. Godínez-Fernández,**
R. Barrales-Guadarrama,*
E. Vázquez-Cerón*

* UAM-A.
** UAM-I.

Universidad Autónoma Metropolitana

Correspondencia:
R. Godínez Fernández
Universidad Autónoma
Metropolitana - Iztapalapa
Ingeniería Eléctrica, Área de
Ingeniería Biomédica.
Av. San Rafael Atlixco 186,
Col. Vicentina, México, D.F.
e-mail: gfrj@xanum.uam.mx

RESUMEN

En los últimos años, se ha incrementado la utilización de la magnetocardiografía como una herramienta complementaria a los estudios electrocardiográficos tradicionales con el fin de incrementar la precisión en el diagnóstico de patologías cardiacas. La magnetocardiografía requiere de una tecnología con la que cuentan únicamente los países desarrollados. Se presenta en este trabajo, el avance del proyecto que tiene como objetivo implementar la tecnología e infraestructura para la medición de las señales magnéticas cardiacas. La parte crítica del proyecto es el desarrollo de un sensor que permita la detección de campos magnéticos débiles con el fin de registrar la actividad magnética del corazón utilizando métodos de interferometría. El campo magnético se detecta como función de la interferencia que ocurre entre las corrientes de alimentación e inducidas en el sensor conocido como SQUID (Superconductor Quantum Interferente Device), que consiste de dos uniones Josephson conectadas en paralelo. Aunque en algunos países esta técnica ya se utiliza de manera complementaria a los estudios de ECG, en México aún no se ha desarrollado. Presentamos la fabricación y caracterización de películas delgadas superconductoras como un avance en la construcción de un sensor SQUID para lo cual se diseñó y construyó una cámara de ablación, además, se exploró la deposición del superconductor sobre un sustrato de Cu para obtener películas delgadas de bajo costo.

Palabras clave:

Magnetocardiografía, películas delgadas, SQUID's.

ABSTRACT

In the last years, the Magnetocardiography has been increased has a complementary tool in traditional electrocardiography studies, with the purpose of increasing the precision in the diagnosis of heart pathologies. Magnetocardiography requires technology that only count developed countries. In this work we show the advance of the project whose objective is apply technology and physical infrastructure in order to obtain magnetic heart signals. The critical part of the project is the develop of the magnetic sensor that can sense weak magnetic field in order to detect heart magnetic activity using interferometric methods.

In this sensor the magnetic field is detected as function of the interference that happens among the feeding currents and induced currents in the well-known sensor as SQUID (Superconductor Quan-

tum Interference Device), that consist of two Josephson junction connected in parallel.

Although some countries this technique is already use as complementary information of ECG, in Mexico not yet has been developed. We show fabrication and characterization of superconductor thin film like an advance to the construction of a SQUID sensor, in order to this we design and build an ablation system and we explore with a low cost Cu substrate to obtain the thin film.

Key Words:

Magnetocardiography, Thin films, SQUID's.

INTRODUCCIÓN

Las técnicas electrofisiológicas a nivel celular, han permitido establecer que la actividad eléctrica que presenta la fibra muscular cardíaca en forma de potenciales de acción, es producto de la apertura de canales iónicos localizados en la membrana celular de la fibra cardíaca. La apertura de las diferentes poblaciones de canales iónicos de la fibra muscular cardíaca, genera corrientes eléctricas mediadas por diferentes especies iónicas⁷.

Electrocardiografía

El acople eléctrico que existe entre las fibras musculares cardíacas, permite que los potenciales de acción se propaguen por el tejido muscular cardíaco. La señal eléctrica del miocardio, producto de la sumatoria de los potenciales de acción de las fibras musculares, se propaga de manera pasiva y difusa por el cuerpo. Debido a la propagación pasiva sólo una parte pequeña de la señal eléctrica llega hasta la superficie del cuerpo, la cual puede ser medida con electrodos de superficie y un electrocardiógrafo para la obtención del electrocardiograma (ECG). En el ECG los voltajes de la señal dependen de la manera en que se colocan los electrodos a la superficie del cuerpo y de la proximidad de los mismos al corazón⁷.

Magnetocardiografía

Como se mencionó, la actividad eléctrica del miocardio es producto de las corrientes iónicas transmembranales que suceden en las fibras musculares cardíacas. Pero de acuerdo a la ley de Biot-Savart, que establece que el flujo de carga induce un campo magnético, las corrientes iónicas en las fibras musculares cardíacas generan

un campo magnético. La medición y registro de tales señales magnéticas constituyen el magnetocardiograma (MCG).

En resumen, la actividad eléctrica del corazón producto de las corrientes iónicas transmembranales generan un campo bioeléctrico detectado como ECG y un campo biomagnético detectado como MCG.

La instrumentación necesaria para la obtención del MCG es más compleja que la que se utiliza para el ECG¹. Debido a esta complejidad se ha desarrollado trabajo teórico y experimental con la pregunta fundamental: ¿El MCG contiene más información que el ECG? o simplemente evita la colocación de electrodos de superficie.

De acuerdo al teorema de Helmholtz el ECG y el MCG son matemáticamente independientes; por lo cual, se esperaría que con el MCG se obtendría una gran cantidad de información nueva, no observada con el ECG. En la práctica, las señales eléctricas y magnéticas detectadas son parcialmente independientes, lo cual reduce la cantidad de información nueva que pueda brindar el MCG¹².

Sin embargo, esta información nueva obtenida con el MCG es importante. La información del ECG y del MCG son complementarias y actualmente se emplean para aumentar la probabilidad de un diagnóstico preciso^{8,15}. Cuando se utiliza la información del ECG y del MCG, los errores en el diagnóstico de patologías cardíacas se reducen a la mitad con respecto al uso del ECG únicamente¹³.

Asimismo, la utilidad del MCG ha sido validada en pacientes con diferentes anomalías cardíacas como en casos de isquemia, cardiomiopatías, arritmias atrial y ventricular, etc. También se han desarrollado protocolos para la obtención del MCG en pruebas de esfuerzo similares a las que se realizan con el ECG⁵.

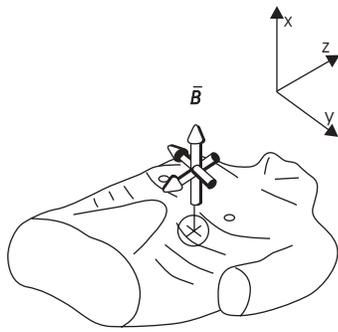


Figura 1. Componentes del campo magnético cardíaco.

Registro del vector magnético cardíaco

Como se muestra en la Figura 1, el MCG obedece a una relación vectorial, por lo cual se puede tener un registro en tres dimensiones de la actividad magnética cardíaca, generalmente se toma la componente perpendicular al tórax^{9,10,12}. A diferencia del ECG, el MCG tiene poca interacción con la piel y además no es necesario tener una referencia.

Análogamente a las derivaciones propuestas por Eithoven en electrocardiografía, Malmivuo, Saarinen y Siltanen propusieron una malla de 6 x 6 la cual constituye el estándar en magnetocardiografía desde 1981.

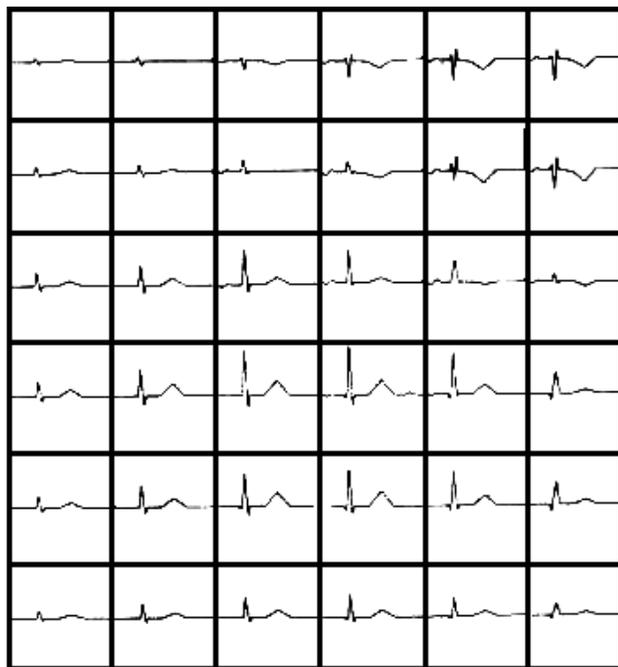


Figura 2. El MCG normal, las mediciones mostradas son las componentes del campo magnético perpendicular al plano frontal de acuerdo a la malla propuesta por Malmivuo et al.

En la Figura 2 se muestran los registros de mediciones magnetocardiográficas de la región anterior del tórax tomadas con un sensor SQUID16.

Medición del campo magnético

La técnica más apropiada para realizar mediciones magnéticas de campos extremadamente débiles, como las de origen cardíaco, es utilizando el SQUID. Éste es el dispositivo más sensible que existe^{3,16}. El SQUID es un transductor que convierte flujo magnético a voltaje. El voltaje de salida es periódico con el flujo magnético, con un periodo de oscilación de un cuanto de flujo magnético $\Phi_0 = h/2e \approx 2.07 \text{ fWb}$. De esta forma es posible detectar señales correspondientes a un cambio en el flujo menores que Φ_0^6 . Para su funcionamiento el SQUID combina dos fenómenos físicos: cuantización del flujo magnético; el flujo magnético Φ en un circuito superconductor cerrado está cuantizado en unidades de Φ_0 y el efecto túnel de Josephson. El SQUID DC consiste de dos uniones Josephson conectadas en paralelo en un circuito superconductor, se le llama así porque opera con una corriente de DC¹⁴. A continuación se describe su funcionamiento.

EL SQUID DC

Este transductor es como el que se muestra en la Figura 3, consta de dos uniones Josephson conectadas en paralelo para formar una especie de arandela.

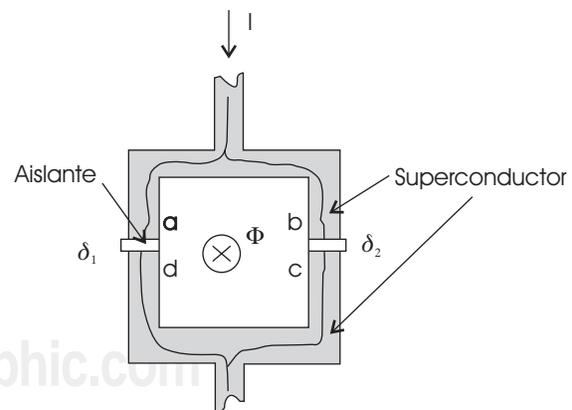


Figura 3. Uniones Josephson conectadas en paralelo. I es la corriente de alimentación, Φ es el flujo magnético externo, δ_1 y δ_2 son las diferencias de fase de la corriente a través de las uniones.

En el arreglo mostrado existe una función de onda de los pares electrónicos común, tanto en la parte superior como inferior del arreglo. Para un arreglo simétrico, y en ausencia de un campo magnético externo, las diferencias de fase son las mismas a través de las uniones. Cuando un campo magnético es aplicado perpendicularmente al plano del arreglo aparece una diferencia de fase entre las uniones.

Si las corrientes críticas I_{c1} e I_{c2} son iguales, se puede derivar la siguiente expresión¹².

$$I = 2I_{c1} \cos\left(\frac{\pi\Phi_{ext}}{\Phi_0}\right)$$

La constante $\Phi_0 = h/2e = 2.07 \text{ fWb}$ corresponde al cuanto de flujo magnético. Si alimentamos el SQUID con una corriente constante y aplicamos un flujo magnético uniforme al interior del circuito de la Figura 3, el voltaje a través del SQUID oscila con un periodo dado por $n\Phi_0$ (con $n = 0, 1, 2, \dots$), si el campo externo se incrementa lentamente, da como resultado un voltaje cuyo periodo, es múltiplo de $n\Phi_0$ lo que permite medir campos magnéticos menores que un cuanto de flujo magnético. En la Figura 4 se muestra un sensor SQUID proporcionado por el Dr. John Clarke de la UC Berkeley de quien se ha recibido apoyo técnico para el avance de nuestro proyecto.

A pesar de las ventajas mencionadas, el empleo masivo en la clínica del MCG (como en el caso del ECG) ha sido limitado por ser un tema de investigación en desarrollo y por aspectos tecnológicos². La medición de señales magnéticas débiles, como las inducidas por la actividad eléctrica del corazón, requiere de una tecnología que sólo se ha realizado en países desarrollados. Para cubrir este hueco en México, planteamos como

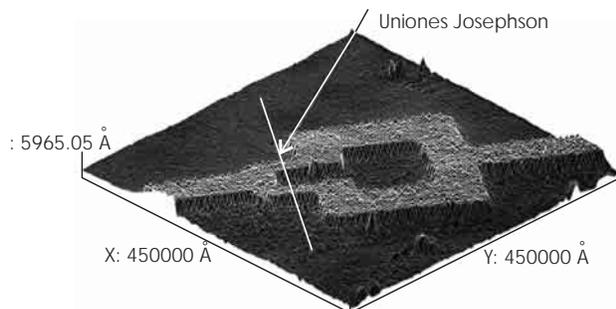


Figura 4. Figura obtenida con un microscopio de fuerza atómica de un sensor SQUID.

tema de investigación el de la magnetocardiografía. Una parte crítica para la obtención del sensor, es la elaboración de películas delgadas superconductoras apropiadas¹¹. En este trabajo se reporta el desarrollo y caracterización de películas delgadas superconductoras como un avance en la construcción de un sensor de campos magnéticos débiles (SQUID). Para el crecimiento de las películas delgadas se diseñó y construyó una cámara de ablación. Además, se ensayó con un sustrato de bajo costo.

MATERIAL Y MÉTODOS

Obtención de las películas delgadas y construcción de la cámara de ablación

Utilizando el método PLD se crecieron películas sobre sustratos de cobre electrolítico laminado (pureza de 99.9%), las dimensiones de éstas fueron de 3 x 3 cm y 1 mm de espesor. Este material es adecuado para crecer este tipo de material pues el óxido de cobre tiene estructura monoclinica y parámetros de red a, b muy semejantes al YBaCuO. Esto evita que la película sufra esfuerzos que puedan ocasionar su destrucción, pues las capas atómicas que se depositan se ajustan adecuadamente a la base del óxido de cobre. Para el crecimiento de las películas el sustrato y el blanco se colocaron en los soportes de la cámara de ablación la cual fue diseñada y construida en el laboratorio, la distancia entre blanco y sustrato fue de 3 cm. El vacío de la cámara se realizó utilizando una bomba turbomolecular, cuya velocidad de bombeo es de 151 litros por segundo. Después de alcanzar un vacío de 10-4 mBares y calentar el sustrato a 650°C, se aplicó el láser NdYAG durante 15 minutos creándose un plasma que se depositó sobre el sustrato de Cu, la frecuencia del pulso del láser fue de 10 Hz con un ancho de pulso de 5-7 ns y una $\lambda = 1,060 \text{ nm}$. Posteriormente una de las películas se sometió a un recocido en una atmósfera de oxígeno a 700°C por 4 horas, y la otra a 800°C por 4 h⁴.

Caracterización de la película delgada

Para observar la morfología de la superficie de la película se obtuvieron imágenes de microscopía electrónica de barrido y de fuerza atómica. Además, se realizó un estudio de difracción de rayos X para conocer la estequiometría del material

depositado. Para conocer la T_c (Temperatura crítica) y DT (ancho de la transición) de las películas superconductoras crecidas se obtuvieron gráficas de susceptibilidad magnética-temperatura utilizando un criostato de ciclo cerrado.

La observación de la microestructura y los análisis químicos elementales, se realizaron en un microscopio electrónico de barrido marca LEO 440 con una capacidad de 40 keV, acondicionado con un detector de estado sólido de SiLi con 1,024 canales y rango de 20 keV. Las micrografías fueron obtenidas a un voltaje de aceleración de 20 keV y una densidad de corriente de 200 pA, mediante un detector de electrones secundarios. Los análisis químicos fueron obtenidos por difracción de rayos X con aplicación a dispersión de energía

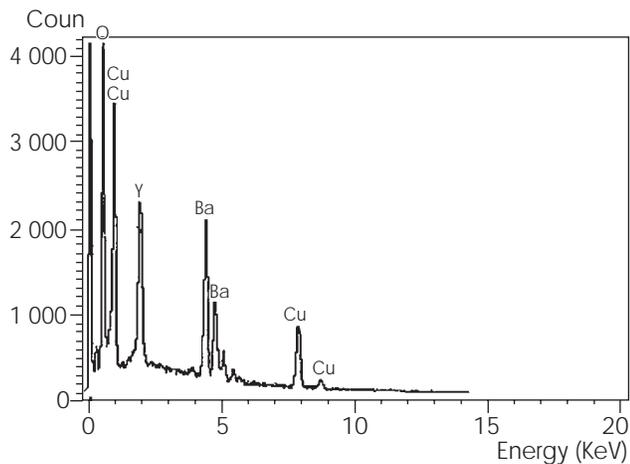


Figura 5. Gráfica de difracción de rayos X de una película delgada.

(EDS), se realizaron análisis puntuales con un voltaje de aceleración de 20 keV, y densidad de corriente de 1 nA, el tiempo de adquisición para cada espectro fue de 60 segundos en tiempo real. Se detectaron todos los elementos que generan R-X, a partir del berilio. El cálculo de las semicuantificaciones se realizó utilizando el factor de corrección ZAF (efecto del número atómico, absorción y fluorescencia de la muestra procesada) y los resultados se normalizaron.

RESULTADOS

A continuación se muestra el resultado del análisis químico obtenido por difracción de rayos X. En la Figura 5 puede verse que están presentes los elementos constituyentes del superconductor Y, Ba, O y Cu; la presencia de dos picos de Ba y Cu son debidos a la ionización.

La proporción de abundancia de los elementos es proporcional al área bajo la curva.

Para observar la rugosidad del material se obtuvieron imágenes con el microscopio electrónico de barrido. En la Figura 6 se muestra una imagen de una muestra sin recocido.

En la imagen de la Figura 6(a), la muestra sin recocer presenta una distribución granular «difusa». Una muestra apropiada sería una con un tamaño de grano mayor, ya que esto facilita el transporte electrónico al disminuir el número de uniones débiles. Cuando la muestra es recocida, la superficie se modifica notablemente aumentando el tamaño de grano. La imagen de la muestra recocida a 700 °C se muestra en la Figura 6(b). Para investigar las propiedades superconductoras a di-

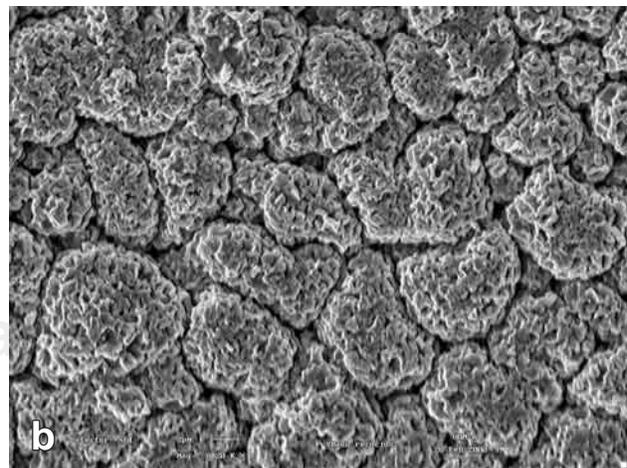
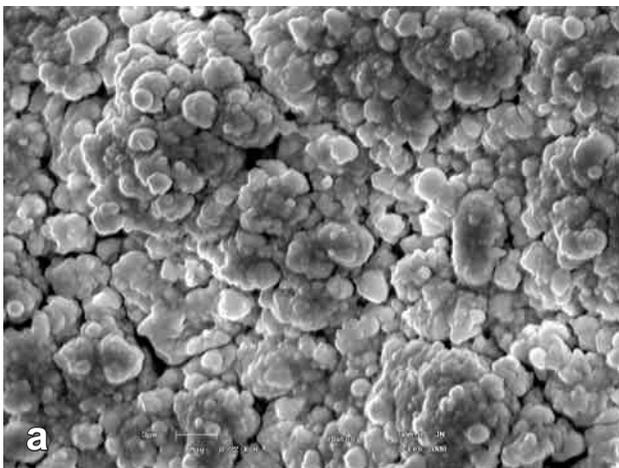


Figura 6. Imágenes de una película delgada utilizando microscopía electrónica de barrido (8 KX).

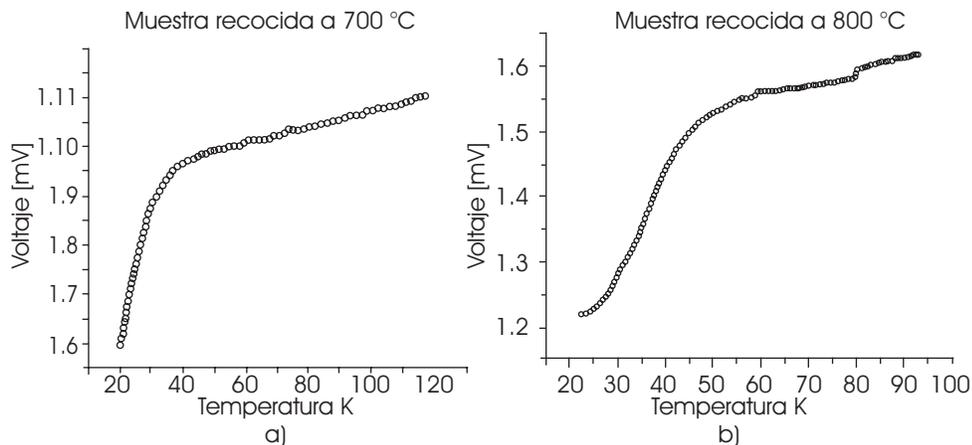


Figura 7. Gráfica de voltaje contra temperatura para una película delgada utilizando susceptibilidad magnética. Películas recocidas a diferentes temperaturas.

ferentes valores de campo magnético del material recocido se hicieron mediciones de susceptibilidad magnética. Esto se hizo utilizando un criostato de ciclo cerrado, un Lock-in, amplificadores y una computadora para la obtención de los datos, en la Figura 7 se muestran las gráficas obtenidas.

Como puede observarse, el material exhibe propiedades superconductoras, la temperatura de transición se encuentra cerca de los 40 K. Estas películas a pesar de tener un ancho de transición bastante grande son un buen resultado dado que el recocido se realizó *in vitro*.

En la Figura 7b se muestran resultados de susceptibilidad magnética de la película delgada con un proceso de recocido a 800°C. En la gráfica se aprecia que la temperatura de transición ha aumentado a 50 K aproximadamente, casi 10 grados de diferencia con respecto a la primera.

DISCUSIÓN

A pesar de la mayor complejidad instrumental de la magnetocardiografía con respecto a la electrocardiografía, ésta se ha desarrollado como una técnica complementaria valiosa a las empleadas normalmente por el fisiólogo y el cardiólogo. Debido a su gran potencial como herramienta en el estudio de la fisiología cardíaca y en el diagnóstico de cardiopatías, es un tema de investigación en la actualidad. Además, el desarrollo y empleo de los sensores no se ha limitado a la detección de la actividad cardíaca, un tema de investigación en pleno desarrollo es su utilización en la magnetoencefalografía.

La construcción de un magnetocardiógrafo requiere de cuantiosos recursos tanto económicos como de personal, lo cual ha limitado su empleo e investigación en países en vías de desarrollo como el nuestro. La utilización de tales recursos está justificada en la medida que el MCG incrementa la posibilidad de un diagnóstico más preciso y oportuno de cardiopatías, las cuales representan una de las principales causas de muerte en el adulto.

En este proyecto, se ha diseñado y creado la infraestructura indispensable para el crecimiento de películas delgadas de material superconductor con características apropiadas para la fabricación del sensor de campos magnéticos débiles. Consideramos éste un paso importante para la producción del SQUID, y a su vez, en la construcción de un magnetocardiógrafo.

Normalmente, el crecimiento de las películas delgadas superconductoras se realiza sobre sustratos de titanato de estroncio¹⁴. Uno de los resultados importantes del presente trabajo, fue crecer películas delgadas de material superconductor utilizando sustratos de cobre, que permitirá abatir el costo del sensor SQUID, ya que el sustrato de titanato de estroncio es hasta 100 veces más caro en comparación con el de cobre. Los resultados indican que las películas presentan buenas características superconductoras, lo que significa que es posible construir sensores magnéticos de buena calidad. Sin embargo, antes de construir el sensor, aún es posible realizar algunas mejoras a las películas. La realización práctica del sensor requiere de técnicas de crecimiento de películas delgadas así como técnicas fotolitográficas¹¹. Por lo anterior, se pretende disminuir aún

más la rugosidad del material para que el proceso fotolitográfico se realice en condiciones óptimas y de esta manera, obtener la geometría adecuada del SQUID.

La siguiente etapa del proyecto, consistirá en aumentar la temperatura crítica y la disminución de la rugosidad. Para estos propósitos, actualmente se trabaja en el proceso de crecimiento de películas delgadas en un ambiente controlado de oxígeno implementando un sistema de adición de este gas al sistema de ablación.

BIBLIOGRAFÍA

1. Baule GM, McFee R. Detection of the magnetic field of the heart. *Amer Heart J* 1963; 66: 95-96.
2. Bercy C, Duret D, Karp P, Teszner D. Installation of a biomagnetic measurement facility in a hospital environment. *Biomagnetism*, Walter de Gruyter & Co., Berlin. 1981.
3. Clarke J. Principles and Applications of SQUIDs. *Proceedings of the IEEE*, 1989; 77(8).
4. Dantsker E. High Transition-Temperature SQUID Magnetometer and Practical Application. Doctor of Philosophy thesis, University of California at Berkeley. 1995.
5. Fenici R, Brisinda D, Meloni AM, Fenici P. First 36-Channel System for Clinical Magnetocardiography in Unshielded Hospital Laboratory for Cardiac Electrophysiology. *International Journal of Bioelectromagnetism* 2003; 5(1): 80-83.
6. Geselowitz DB. Magnetocardiography: An overview. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 1979; BME-26(9).
7. Guyton AC, Hall JE. *Tratado de Fisiología Médica*. 9a edición. Edit. Interamericana, McGraw-Hill. 1997.
8. Kwon HC, Lee YH, Kim JM, Kim MS, Young TJ, Cho MC. Sequential changes of magnetocardiogram in rat models of experimental myocardial infarction. *J Japan Biomagn Bioelectromag Soc* 2001; 13(2): 67-72.
9. Lee YH, Kwon HC, Kim JM, Park YK, Park JC. A 40-channel double relaxation oscillation SQUID system for biomagnetic applications. *Inst Phys Conf Ser* 2000; (167): 545-548.
10. Lehto M, Koskinen R, Väänänen H, Rantonen J, Montonen J, Mäkijärvi M, Lehtonen L, Voipio-Pulkki LM, Toivonen L. Reproducibility of Atrial Electromagnetic Signal Analysis with Multichannel Magnetocardiography. *International Journal of Bioelectromagnetism* 2003; 5(1): 87.
11. Lim HR, Kim IS, Park YK, Kim DH. Noise Properties of YBa₂Cu₃O₇ step-edge junction dc SQUID magnetometers prepared on sapphire substrates. *IEEE Trans Appl Supercon* 2001; 11: 1355-1358.
12. Malmivuo J, Plonsey R. *Bioelectromagnetism. Principles and Applications of Bioelectromagnetic Fields*. Oxford University Press, New York. 1995.
13. Malmivuo J, Nousiainen J. Clinical Application of Magnetocardiography. *International Journal of Bioelectromagnetism* 2003; 5(1): 1-4.
14. Miklich AH, Kington JJ, Wellstood FC, Clarke J. Sensitive YBa₂Cu₃O_{7-x} thin film magnetometer. *Appl Phys Lett* 1991; 59(8).
15. Plonsey R. Capability and Limitations of Electrocardiography and Magnetocardiography. *IEEE transactions on Biomedical Engineering*. 1972; BME-19(3).
16. Saarinen M, Siltanen P, Karp PJ, Katila TE. The normal Magnetocardiogram morphology. *Ann Clin Res* 1978; 10(Suppl. 21).