

MAESTRIA EN INGENIERIA BIOMÉDICA

**"OBTENCIÓN DE PELÍCULAS DELGADAS POR PLD
PARA LA FABRICACIÓN DE SENSORES DE
INTERFERENCIA CUÁNTICA PARA LA MEDICIÓN
DE CAMPOS MAGNÉTICOS CARDIACOS"**

EZEQUIEL RODRÍGUEZ RODRÍGUEZ



UNIDAD IZTAPALAPA

MAESTRÍA EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

**"OBTENCIÓN DE PELÍCULAS DELGADAS POR PLD PARA LA
FABRICACIÓN DE SENSORES DE INTERFERENCIA CUÁNTICA
PARA LA MEDICIÓN DE CAMPOS MAGNÉTICOS CARDIACOS"**

EZEQUIEL RODRÍGUEZ RODRÍGUEZ

**ASESOR: M. EN C. RAFAEL GODINEZ FERNÁNDEZ
COASESOR: M. EN C. ROGELIO BARRALES GUADARRAMA**

Julio de 2000

ÍNDICE

1 ANTECEDENTES	1
2 OBJETIVOS	5
3 INTRODUCCIÓN	
3.1 Propiedades eléctricas de las células excitables.	6
3.2 Generación y detección de ECG y MCG.	13
3.3 Magnetocardiografía.	18
3.4 Medición de campo magnético.	23
4 MATERIAL Y MÉTODO	
4.1 Construcción de la cámara de ablación.	28
4.2 Squid dc de película delgada	33
4.3 Técnica de ablación láser para la obtención de películas delgadas superconductoras.	36
5 RESULTADOS	
5.1 Obtención de películas delgadas de YBaCuO por el método PLD.	39
5.2 Caracterización de la película delgada.	39
6 DISCUSIÓN	46
7 REFERENCIAS	48
8 GLOSARIO	50

AGRADECIMIENTOS

A todas las personas que directa o indirectamente hicieron posible la realización del presente trabajo

En especial a los Profres. Rafael Godinez y Rogelio Barrales a quienes con sus ideas y consejos supieron mantener el entusiasmo en el proyecto, al Dr. Rafael Quintero por el invaluable apoyo que me brindó, al Dr. John Clarke de la UC en Berkeley por la oportunidad de visitar su laboratorio y conocer su sistema de ablación láser, al Dr. Emilio Sacristán por su apoyo durante el viaje a la Universidad de California en Berkeley, al Prof. Alejandro Kunold a Joaquina y al Dr. Rubio por su apoyo en la realización de las caracterizaciones.

1 ANTECEDENTES

El biomagnetismo es una disciplina que se encarga de medir campos magnéticos debidos a corrientes bioeléctricas o a la magnetización de tejido biológico y de interpretar dichos registros que resultan de estas mediciones con el fin de detectar algunas patologías. Para detectar estos campos se utiliza tecnología que originalmente fue desarrollada en física para la medición de campos magnéticos extremadamente débiles[1]. La primer medición de campos biomagnéticos fue realizada por Baule y McFee en 1963[2] utilizando dos bobinas conectadas en serie con un millón de espiras de alambre cada una, de esta forma ellos pudieron observar por primera vez el campo magnético generado por el corazón humano. Debido a la baja relación señal-ruido estas mediciones no fueron muy prometedoras en comparación con las mediciones electrocardiográficas así que el avance en este tipo de mediciones fue muy lento debido principalmente al sensor utilizado.

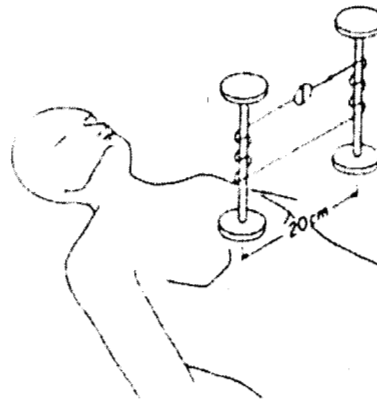


Figura 1.1 Arreglo de bobinas utilizado por Baule y McFee para la detección de un MCG (1963)

Un avance importante en la detección de campos magnéticos débiles fue la introducción de un nuevo sensor de campo magnético, el SQUID (Superconductor Quantum Interference Device). Este consiste de dos uniones Josephson (Unión de dos superconductores separados por un material aislante) conectadas en paralelo que acopladas a un sistema de medición por retroalimentación[3] permite detectar flujos magnéticos del orden de un quantum de flujo magnético(un quantum de flujo es $2.07 \times 10^{-15} \text{ T/m}^2$).

Los SQUIDS son increíblemente versátiles pues son capaces de medir cualquier cantidad física que pueda ser convertida a flujo magnético, por ejemplo: campo magnético, gradiente de campo magnético,

corriente, voltaje etc. Debido a esto sus aplicaciones son muy amplias y van desde la detección de campos magnéticos débiles generados por el cerebro humano, medición de fluctuaciones de campo magnético en áreas remotas, construcción de microscopios de fuerza magnética, hasta la detección de ondas gravitacionales y la observación de ruido de spin en un ensamble de núcleos magnéticos.

Aunque el fenómeno de la superconductividad fue descubierto desde 1911 por H. Kamerlingh Onnes, su utilización como sensor de campo magnético fue bastante limitada, en un principio los dispositivos de interferencia cuántica se construían utilizando plomo o niobio cuya temperatura crítica es cercana a la temperatura del helio líquido (3.4 K). Como se sabe, el helio líquido es bastante caro y debido a su baja temperatura de licuefacción hace que su evaporación sea muy rápida. Esto hizo que el desarrollo de estos sensores estuviera limitado a su utilización en ciencia básica, hasta que en 1986 Bednorz y Muller encontraron que el superconductor $Y_1Ba_2Cu_3O_{7-x}$ ($x \approx 0.1$) tenía una temperatura crítica de aproximadamente 90 K (T_c), se le llama temperatura crítica a la temperatura a la cual el material cambia del estado normal (resistencia $\neq 0 \Omega$) al estado superconductor (resistencia = 0Ω), existe también un campo magnético crítico H_c así como una corriente crítica I_c . A esa temperatura crítica los dispositivos superconductores se podían enfriar utilizando nitrógeno líquido, que es mucho mas barato y de mas fácil manejo que el helio líquido. A partir de este hecho en varios laboratorios se incrementó la investigación y aplicación de los materiales superconductores para instrumentación hechos a base del nuevo material superconductor.

En 1970 Cohen, Edelsack y Zimmerman[4] utilizaron un SQUID dentro de un cuarto aislado magnéticamente para mostrar el campo magnético espontaneo del cerebro. En 1980 Wisko[5] *et. al.* reportaron observaciones de campos magnéticos resultado de la corriente en la membrana celular asociado con la actividad eléctrica del axón. Los resultados de Wisko fueron consistentes con los conceptos teóricos propuestos por Plonsey en relación a que los campos magnéticos originados en el sistema nervioso resultan de corrientes transmembranales.

Debido a la alta sensibilidad del SQUID, las mediciones biomagnéticas se realizan en cuartos aislados magnéticamente utilizando varias capas de metal μ , además de aluminio, el aislamiento magnético es necesario para evitar las fuentes de ruido eléctrico externas, que por lo general existen en el ambiente de laboratorio u hospitalario, de esta manera la relación señal-ruido se incrementa, pues por ejemplo la intensidad del campo magnético de la tierra es un millón de veces mas fuerte que la

generada por el corazón (~ 50 pT)[6]. La construcción de este equipo es sumamente costoso pues debe de fabricarse utilizando metal mu el cual posteriormente debe de someterse a un tratamiento térmico para lograr el aislamiento adecuado, Kelha *et al.* en 1980 construyeron en Helsinki una cámara fabricada con tres placas de metal mu de alta permeabilidad con placas de aluminio entre ellas. La atenuación alcanzada fue entre 90 y 110 dB a bajas frecuencias. El campo magnético dentro de la cámara fue de 5 nT. En la figura siguiente se muestra la cámara de aislamiento magnético de Kelha *et al.*

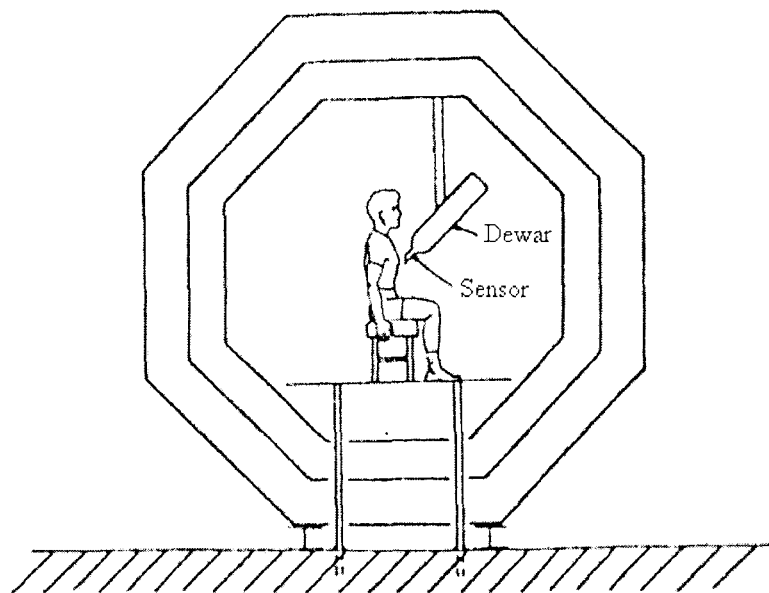


Figura 1.2 Cámara de aislamiento magnético.

Actualmente en varios laboratorios se utiliza el gradiómetro, que consiste de un arreglo de un SQUID y dos bobinas superconductoras colocadas en oposición. Este esta basado en el principio de las bobinas de Helmholtz, esta técnica permite obtener mediciones con una alta relación señal-ruido sin tener que utilizar un cuarto aislado magnéticamente pues la construcción de este resulta bastante cara.

Para la construcción del SQUID es necesario tener uniones Josephson de alta calidad, pues además del circuito del SQUID es necesario construir un transformador superconductor que sirve para el acoplamiento inductivo y como transformador de subida entre el flujo magnético externo y el SQUID. Las películas delgadas superconductoras necesarias para construir estos elementos se pueden obtener con la técnica de deposición PLD (Pulse Laser Deposition) o con Sputtering, la técnica que ofrece

mejores resultados es la PLD y será explicada en detalle mas adelante. Posteriormente estas películas se someten a un proceso fotolitográfico para proporcionarle la geometría adecuada tanto al circuito del SQUID como al transformador de acoplamiento. El SQUID y el transformador de subida o de acoplamiento algunas veces se fabrican en una misma película o bien en películas diferentes y posteriormente se acoplan mecánicamente[7][8]. La señal de salida del sensor se envía posteriormente a un amplificador lock-in y un integrador y finalmente a un sistema de adquisición de datos. La parte mas complicada es la elaboración de la película delgada pues existen muchos parámetros que se deben de controlar tales como el vacío de la cámara, la temperatura, el tipo de sustrato, la pureza del blanco (blanco se le llama al superconductor en forma de pastilla al cual se le incide el láser) y el tiempo de ablación con el láser. Adicionalmente a esto se debe de construir un contenedor Dewar para introducir el SQUID para enfriarlo y de esta forma poder utilizarlo.

Como se mencionó al principio este sensor tiene una gran variedad de aplicaciones, una de ellas es la medición de la actividad magnética cardíaca, actualmente se utiliza también en la construcción de microscopios de fuerza magnética[9], mediciones de susceptibilidad, entre muchas otras aplicaciones. Para las aplicaciones anteriores el material superconductor que se utiliza es por lo general el YBaCuO con estequiometría 123, llamado también YBCO, cuya temperatura de transición es de aproximadamente 90 K.

2 OBJETIVOS

El objetivo de este trabajo es la fabricación e implementación de la infraestructura necesaria para el crecimiento de películas delgadas superconductoras con la finalidad de construir un magnetómetro que se utilizará para la medición de campos magnéticos generados por el corazón. Los puntos principales que se realizan se enumeran a continuación:

1. Revisión del origen y métodos de medición de señales bioeléctricas y biomagnéticas.
2. Diseño y construcción de una cámara de vacío
3. Obtención de películas delgadas superconductoras
4. Caracterización de las películas delgadas superconductoras

Uno de los elementos mas importantes lo constituye la fabricación del sistema para efectuar los crecimientos del material superconductor y depositarlo sobre un substrato adecuado, en nuestro caso se utiliza como substrato cobre de alta pureza. El superconductor utilizado es el YBCO el cual se deposita sobre cobre electrolítico de pureza 99.9 %. La cámara de acero inoxidable es diseñada y construida en la UAM-A utilizando un diseño propio. Los elementos necesarios para su funcionamiento tales como el sistema de vacío, sensores para vacío, sensores de temperatura, motores para la rotación del substrato etc. son acoplados a la cámara. Posteriormente esta cámara es caracterizada y probada, obteniendo películas de material superconductor.

Con el fin de conocer las características morfológicas de dichas películas se obtienen imágenes de microscopía de barrido, fuerza atómica y se realizan estudios de difracción de rayos X para determinar los elementos presentes en la película crecida.

La obtención de las curvas de voltaje-temperatura para saber la calidad del superconductor se realizan utilizando un sistema de susceptibilidad magnética implementado en un crióstato de ciclo cerrado del laboratorio de superconductividad de la UAM-A. Los instrumentos que se utilizan tanto para el crecimiento de las películas delgadas superconductoras como para su caracterización se encuentran en la UAM-A y el CINVESTAV, la mayor parte del equipo se obtuvo de financiamiento de CONACYT a través de proyectos conjuntos entre la UAM-A y el CINVESTAV, así como del apoyo incondicional del jefe del departamento de electrónica de la UAM-A Dr. Rafael Quintero Torres.

3 INTRODUCCIÓN

En esta sección se explican brevemente las propiedades eléctricas de las células, la generación y transmisión de potenciales de acción que es la base para la comprensión de las funciones que realizan algunos órganos como el corazón cuya actividad magnética se desea registrar. Esta técnica propone el registro de la actividad magnética del corazón que de acuerdo a diversas investigaciones[10], complementa la información que proporciona el ECG.

3.1 Propiedades eléctricas de las células excitables[11]

Generación de impulsos eléctricos celulares

La unidad básica del tejido vivo es la célula, una importante característica de ésta es que exhibe un voltaje a través de la membrana celular. Existen células nerviosas y musculares, ambas son excitables, es decir, son capaces de responder a un impulso eléctrico. En las células musculares este fenómeno está asociado con la contracción. El origen del voltaje o potencial de membrana, se debe principalmente a corrientes iónicas que tienen lugar a nivel de la membrana celular. Las funciones de los diferentes aparatos y sistemas que componen a los seres vivos son controlados por la generación de impulsos eléctricos debidos a corrientes iónicas. La medición de dichos eventos eléctricos es muy importante pues en base a su estudio es posible detectar algunas patologías, estos registros también nos pueden servir para entender el comportamiento celular ante diferentes estímulos.

Transporte de iones y moléculas a través de la membrana celular

Básicamente las células están compuestas por una bicapa lipídica y proteínas. La bicapa lipídica impide el paso de átomos o moléculas, que presentan una carga eléctrica neta como es el caso de los iones; únicamente las sustancias hidrófobas o liposolubles pueden atravesar la membrana celular. Para el paso de átomos o moléculas con carga neta, las proteínas de la membrana celular actúan como acarreadores o transportadores pasando iones de un lado a otro de la membrana; por ejemplo, existen acarreadores para el paso de glucosa, aminoácidos, iones de sodio, iones de potasio etc. Existen en la membrana otro grupo de proteínas que actúan como canales que permiten el paso de átomos con carga como el sodio (Na^+), potasio (K^+), calcio (Ca^{++}), cloro (Cl^-) y protones (H^+) por lo cual se les denomina canales iónicos. En la *figura 3.1* se muestra un esquema de la membrana celular

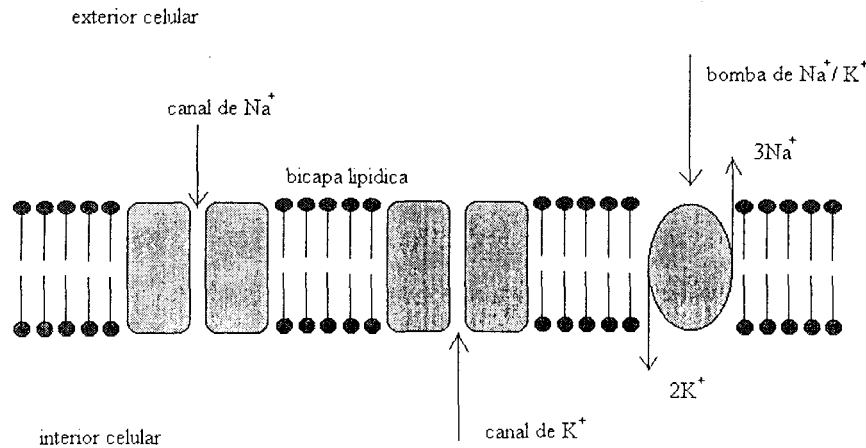


Figura 3.1 Estructura de la membrana celular

Las células excitables y no excitables presentan una diferencia de potencial a través de la membrana celular denominado *potencial de membrana*. Al potencial de membrana que exhiben las células excitables cuando no generan actividad eléctrica se le llama *potencial de reposo*. Las células excitables, a diferencia de las no excitables, ante un estímulo adecuado pueden modificar bruscamente su potencial de membrana; a estos cambios del potencial de membrana se le llama *potenciales de acción*. Existen una gran diversidad de tejidos excitables cuyas células son capaces de generar potenciales de acción como son: el tejido nervioso; los tejidos musculares liso, cardíaco y esquelético. Cada uno de estos tipos de células presenta potenciales de acción diferentes y son característicos del tipo celular. La actividad eléctrica induce y regula las respuestas celulares, por ejemplo, en las fibras musculares induce la respuesta contractil, en las células glandulares promueve la liberación de hormonas. La recepción y procesamiento de la información llevadas a cabo por el sistema nervioso así como las respuestas de este, son posibles gracias a la actividad eléctrica de las neuronas.

Potencial de reposo

El potencial de reposo es originado por la permeabilidad selectiva a los iones de K^+ . Los canales de K^+ , denominados de rectificador entrante, son los responsables en diferentes tipos celulares de que las membranas celulares se comporten como membranas semipermeables, cediendo el paso a los iones

de K^+ a través de la membrana celular, los canales de rectificador entrante presentan la propiedad de encontrarse en estado abierto a potenciales de membrana de reposo. El potencial de reposo, el cual se alcanza cuando hay un equilibrio entre el gradiente de concentración y el potencial eléctrico, se puede calcular utilizando la ecuación de Nernst, para un ion monovalente a la temperatura corporal normal de 37°C . El potencial se puede calcular con la ecuación

$$FEM = \pm 61 \log \frac{\text{conc. interior}}{\text{conc. exterior}}$$

Los valores medidos experimentalmente son de -90 mV que es aproximadamente igual al valor calculado con la ecuación de Nernst.

Para calcular el potencial cuando están implicados los iones Na^+ , K^+ y Cl^- se utiliza la ecuación de *Goldman- Hodgkin-Katz* cuya expresión se muestra a continuación, donde C_x indica la concentración iónica y P_x indica la permeabilidad de la membrana al ion.

$$FEM = -61 \log \frac{C_{\text{Na}^+i} P_{\text{Na}^+} + C_{\text{K}^+i} P_{\text{K}^+} + C_{\text{Cl}^-e} P_{\text{Cl}^-}}{C_{\text{Na}^+e} P_{\text{Na}^+} + C_{\text{K}^+e} P_{\text{K}^+} + C_{\text{Cl}^-i} P_{\text{Cl}^-}}$$

Las propiedades eléctricas pasivas de las células pueden ser modeladas mediante un circuito RC en paralelo, los medios extracelular e intracelular se comportan como las dos placas conductoras del capacitor, la bicapa lipídica que se encuentra entre ambos medios electrolíticos, actúa como un dieléctrico y los canales iónicos representan la parte resistiva.

Propiedades no lineales de las células excitables

Las propiedades eléctricas pasivas o lineales de las membranas celulares se presentan en todas las células. Sin embargo, las propiedades no lineales son exclusivas de las células excitables las cuales son capaces de generar potenciales de acción y potenciales postsinápticos. Al inyectar corriente despolarizante a una célula, el cambio en el voltaje está gobernado por las propiedades pasivas, pero cuando la magnitud de la despolarización alcanza un valor umbral, se dispara un potencial de acción regido por las propiedades no lineales de la membrana celular.

Los potenciales de acción son el producto del comportamiento de los canales iónicos localizados en la membrana celular, por lo que han sido objeto de intenso estudio desde hace varias décadas, dicho potencial de acción se genera por la apertura o activación de los canales iónicos de la membrana celular. El estudio detallado de los canales iónicos que dan origen al potencial de acción fue realizado por Hodgking y Huxley en el axón gigante de calamar. Las poblaciones de canales iónicos que participan en el potencial de acción son dos, un canal de Na^+ y un canal de K^+ ; cuando se abren sus compuertas generan las corrientes iónicas transmembranales de Na^+ y K^+ respectivamente. Los canales de Na^+ y K^+ son canales iónicos que abren sus compuertas o se activan por la despolarización de la membrana y por tal motivo se les denomina voltaje dependientes. A las poblaciones de canales que producen las corrientes de Na^+ y K^+ se les denomina canal rápido de Na^+ y rectificador tardío respectivamente. Existe otra corriente de pequeña magnitud que es constante, la corriente de fuga, cuyas bases iónicas son indeterminadas y es independiente del voltaje.

Potencial de acción en el músculo cardiaco

En el músculo cardiaco el potencial de acción es de mucho mayor duración (algunos cientos de milisegundos) que en el axón y el músculo esquelético (varios milisegundos). Además, a diferencia de estos, el potencial de acción se propaga hacia células vecinas con las que hace contacto eléctrico a nivel de los discos intercalares, comportándose el tejido cardiaco como un sinsitio. Las corrientes iónicas que dan origen al potencial de acción se ilustran en la siguiente figura.

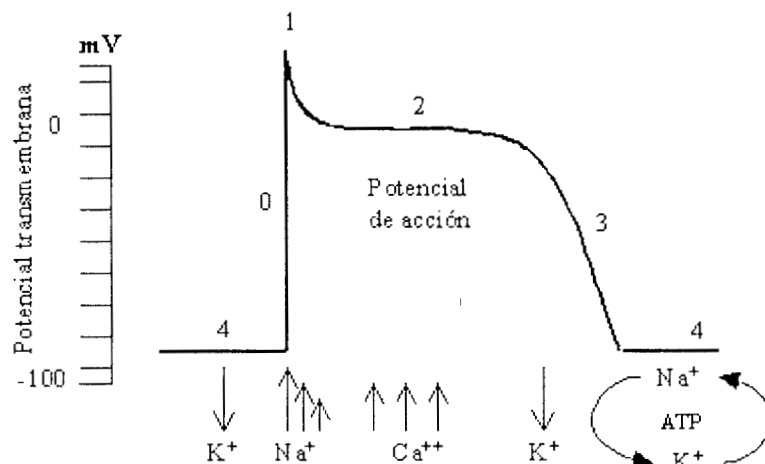


Figura 3.2 Gráfica del potencial de acción de la célula contractil miocárdica ventricular. Las flechas indican la entrada y salida de iones a través de la membrana celular.

El potencial de reposo en las células cardíacas es de aproximadamente -90 mV, al despolarizarse a cerca de -70 mV se genera un potencial de acción, que es ocasionado por la apertura del canal rápido de Na^+ de manera análoga al músculo esquelético. La apertura de canales de Na^+ torna muy permeable a la membrana celular cardíaca a los iones de Na^+ provocando que el potencial de membrana se acerque al potencial de equilibrio del Na^+ . La despolarización mediada por la corriente de Na^+ alcanza un valor de +30 mV. Debido a que los canales de Na^+ se inactivan con la despolarización sostenida, inmediatamente inicia la repolarización, la cual se interrumpe por la presencia de otra corriente entrante despolarizante, la corriente de Ca^{++} ; dando origen a la meseta típica en la morfología del potencial de acción. La repolarización sucede por la inactivación de los canales de Ca^{++} y la apertura de canales de K^+ . En la *figura 3.2* se describe el curso temporal del potencial de acción cardíaco, este se divide en las fases 0,1,2,3,4. La fase de elevación rápida, de aproximadamente 2 mseg. de duración, se denomina fase 0 y es ocasionada por la apertura del canal rápido de Na^+ que ocasiona una corriente de Na^+ ; el comportamiento del canal de Na^+ es semejante al del axón. No todas las fibras cardíacas presentan corriente de Na^+ como es el caso de los nodos SA (seno auricular) y AV (seno auriculo-ventricular). En la fase 1 comienza inmediatamente la repolarización por la inactivación de los canales de Na^+ y por la presencia de una corriente de K^+ transitoria, que también presenta inactivación ante la despolarización sostenida por lo cual su presencia en la fase 2 o de meseta es mínima. En la fase 2 la repolarización se interrumpe por una corriente despolarizante y es ocasionada por la apertura de canales de Ca^{++} , esta corriente de Ca^{++} es la responsable, al menos parcialmente, del mantenimiento de la meseta del potencial de acción. El Ca^{++} que penetra en la célula durante la fase 2 juega un papel importante en la contracción ya que constituye la fuente de Ca^{++} intracelular de la cual depende la contracción. Durante la fase 3 se repolariza la membrana celular por la apertura de canales de K^+ y la inactivación de los canales de Ca^{++} . El intervalo entre los potenciales de acción constituye la fase 4 (diastólica) la cual es constante, a diferencia, de las fibras que presentan automatismo.

Los potenciales de acción en el músculo auricular son similares a los del tejido ventricular excepto que la fase 2 es de menor duración en las aurículas. La actividad eléctrica del nodo SA, que inicia la excitabilidad cardíaca, se conoce como actividad marcapaso. En este tipo de células musculares no existe propiamente un potencial de reposo, ya que durante la repolarización que sigue a un potencial de acción, que es de aproximadamente -60 a -70 mV, inicia una despolarización lenta

(prepotencial) espontanea que da lugar al automatismo. Cuando el prepotencial alcanza un valor de -40 a -50 mV la velocidad de despolarización aumenta bruscamente ocasionando un potencial de acción que alcanza los +10 mV de amplitud. En este tipo de fibras musculares las fases del potencial de acción son diferentes a las de las fibras contractiles: la fase 0 es mas lenta y la amplitud del potencial es menor, en la fase 1 la repolarización es menor, las fases 1, 2 y 3 se fusionan de tal manera que no hay una meseta neta y como se mencionó, en la fase 4 no existe un potencial de reposo. Además el potencial de acción no es bloqueado por TTX pero si por bloqueadores de canales de Ca^{++} como el verapamil; por lo que se piensa, entre otros datos, que la fase de despolarización es ocasionada por la corriente I_{si} ya mencionada y no por la corriente de Na^+ ocasionada por la apertura del canal rápido de Na^+ . La fase 4 en las fibras de Purkinje y en las fibras musculares de los nodos SA y AV, presentan características que les da la propiedad de generar actividad eléctrica espontanea y actuar como células marcapaso. En estas fibras musculares, la fase 4 del prepotencial se piensa que es ocasionada por una disminución a la conductancia al K^+ concomitante a la presencia de una corriente lenta de Na^+ y Ca^{++} . A pesar de que existen fibras musculares marcapaso en el nodo AV y las fibras de Purkinje, el tiempo entre los potenciales de acción en el nodo SA es menor (prepotenciales de menor duración) superando a las otras células marcapaso, a tal fenómeno se le denomina supresión por superación, y por lo tanto, el nodo SA es el que comanda la actividad eléctrica del corazón. Los potenciales de acción en las fibras del nodo AV es similar al de las fibras del nodo SA pero las despolarizaciones son mas lentas. En las fibras de Purkinje, los potenciales de acción son parecidos a los del tejido contractil ventricular, excepto que la fase 2 de la meseta es de mayor duración por la contribución de una corriente lenta de Na^+ que es sensible a TTX. Cuando el nodo SA descarga normalmente, en las fibras de Purkinje no se observa una despolarización espontanea en la fase 4; sin embargo, si se elimina la descarga del nodo, aparece una despolarización lenta en la fase 4 que le confiere la propiedad marcapaso.

La actividad eléctrica del nodo SA viaja al nodo AV a una velocidad de 50 a 60 m/seg. En el nodo AV la conducción se hace mas lenta, hasta de 0.001 m/seg al atravesar la parte media del mismo. El retraso en la propagación del potencial de acción a nivel del nodo AV, da tiempo para un vaciamiento mas completo de las aurículas hacia los ventrículos. Posteriormente, la velocidad de propagación aumenta hasta 1 a 1.5 m/seg cuando el potencial de acción abandona el nodo AV y alcanza las fibras de Purkinje. En las fibras de Purkinje y el haz de His la velocidad de propagación alcanza los 3 a 4 m/seg.

Automatismo y sistema específico de conducción

En el corazón normal, el impulso eléctrico que dispara el inicio de la contracción cardiaca, se genera en un pequeño grupo celular específico conocido como nodo SA o nódulo de Keith-Flack. Este se localiza en la parte superior de la aurícula derecha junto a la desembocadura de la vena cava superior. La razón electrofisiológica por la que este grupo celular es el principal marcapasos del corazón, deriva de la facultad que el nodo SA tiene para producir mas que ningún otro centro, un mayor número de despolarizaciones por minuto. Su longitud aproximada es de 15 a 30 mm y su ancho de 2 a 3 mm. La actividad del sistema vegetativo (simpático y parasimpático) sobre el nodo SA es importante, lo cual determina un decisivo comando del sistema nervioso autónomo sobre el automatismo cardiaco.

La despolarización se expande por todo el miocardio auricular, semejante a cuando se derrama un liquido sobre un cuerpo esférico, lo que corresponde con la primera inscripción gráfica del ECG y que recibe el nombre de onda P. Posteriormente dicho estímulo alcanza la unión atrio-ventricular (AV) a través de 3 tractos interatriales principales. La unión AV esta a su vez conformada por tejido especializado para el automatismo (nodo AV o de Aschoff-Tawara) y para la conducción (haz de His). Desde este punto surgen dos ramas a izquierda y derecha respectivamente, desde donde el estímulo eléctrico se distribuye por ambos ventrículos a través del sistema específico de Purkinje. La rama izquierda a poco de nacer se divide en dos, una que discurre pegada a la pared anterior y otra sobre la pared posterior. La rama derecha posee un trayecto mas largo que la izquierda y además no se ramifica tan rápidamente.

Una vez que el estímulo ha alcanzado el nodo AV sufre un retraso fisiológico que tarda entre 120 y 220 mseg (intervalo PR del ECG) para posteriormente despolarizar ambos ventrículos a través de la red de Purkinje en un tiempo que varia entre 60 y 100 mseg. La despolarización ventricular, denominado comúnmente QRS, se reconoce en el ECG como la inscripción de mayor voltaje. Todas las fases que componen la estimulación cardiaca global, están marcadas por unos tiempos de inscripción y unas características morfológicas que serán decisivas en el análisis electrocardiográfico de conjunto.

Para mantener integro el sistema de automatismo y conducción, los vasos coronarios aportan una rica irrigación a todos los elementos. La coronaria derecha es la responsable de la irrigación del nodo SA en un 70 % de los casos, y en un 90 % de casos de la irrigación del nodo AV, el fascículo de His y de la casi totalidad de la rama derecha. La rama izquierda irriga en un 30 % y un 10 % el NS y el nodo AV

respectivamente y la rama izquierda de conducción. La isquemia miocárdica es la principal responsable de la mayoría de los trastornos electrocardiográficos que afectan el sistema automático y de conducción del corazón.

3.2 Generación y detección de ECG (Electrocardiograma) y MCG (Magnetocardiograma).

El Electrocardiograma normal

Cuando ocurre la despolarización en el músculo cardíaco, los potenciales eléctricos se propagan a los tejidos que le rodean y una pequeña parte de ellos se extiende difusamente por todas las partes hasta llegar a la superficie del cuerpo. El registro de estos potenciales se realiza a través de la colocación de electrodos en el cuerpo, a este registro se le conoce como electrocardiograma (ECG). A continuación se muestra una gráfica de un ECG normal.

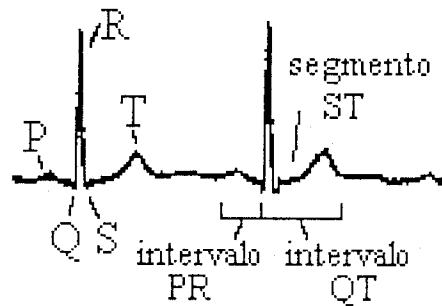


Figura 3.3 Trazo de un electrocardiograma normal

El electrocardiograma está formado por una onda P, un complejo QRS y una onda T, en ocasiones aparece una onda U. La onda P se debe a los potenciales eléctricos que tienen lugar cuando se despolarizan las aurículas precediendo siempre a la contracción muscular. El complejo QRS se debe a los potenciales que se generan cuando ocurre la despolarización de los ventrículos. La onda T se debe a los potenciales que se generan al repolarizarse los ventrículos.

El electrocardiograma está formado por ondas de despolarización y ondas de repolarización, los principios básicos de la despolarización y repolarización se explican enseguida.

Ondas de despolarización y ondas de repolarización.

En la figura siguiente se representa una fibra muscular cardiaca en sus cuatro fases de despolarización y repolarización.

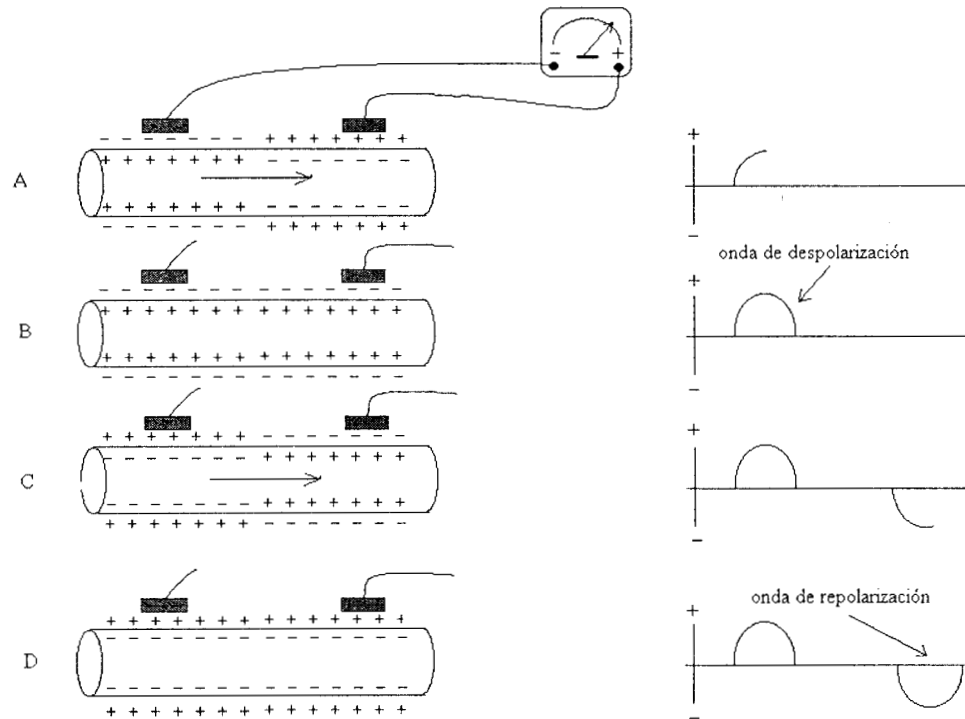


Figura 3.4 Ondas de despolarización y repolarización en una fibra muscular cardiaca.

Durante la despolarización se pierde el potencial negativo normal del interior de la fibra y el potencial de membrana se invierte, o sea se vuelve ligeramente negativo en el exterior. En la *figura 3.4 A* la onda de despolarización, representada gráficamente por las cargas positivas, se desplaza de izquierda a derecha, despolarizando la primera mitad de la fibra, mientras que la otra mitad permanece polarizada. Por tanto, el electrodo situado a la izquierda de la fibra está en una zona negativa en el punto de contacto exterior de la fibra, y el electrodo situado a la derecha se encuentra en una zona positiva; esto hace que el aparato de medida inscriba un trazo positivo. A la derecha de la fibra muscular se observa un trazo del potencial existente entre los electrodos. En la *figura 3.4 B*, la despolarización se ha extendido a toda la fibra muscular, y el trazo situado a la derecha ha vuelto a la línea base, porque los dos electrodos están ahora en zonas del mismo potencial. En la *figura 3.4 C* se observa la

repolarización de la fibra muscular, recuperándose la positividad en el exterior de la fibra; la despolarización ha recorrido la mitad del camino a lo largo de la fibra, de izquierda a derecha. En ese momento, el electrodo de la izquierda esta en una zona positiva, y el electrodo de la derecha se halla en una zona negativa. Esta polaridad es la opuesta a la de *la figura 3.4 A*. Por eso, el trazo, como se ve a la derecha es negativo.

En la *figura 3.4 D*, la fibra muscular se ha repolarizado por completo y los dos electrodos se encuentran ahora en una zona positiva, con lo cual no se registra ningún potencial entre ellos. De ahí que, en el trazo de la derecha, el potencial vuelva una vez mas al nivel cero. Esta onda negativa es una onda de repolarización.

Las corrientes de despolarización y repolarización, además de ser responsables de la generación del voltaje que se detecta en el electrocardiograma, provoca la generación de campo magnético, que es susceptible de ser medido utilizando la instrumentación adecuada. En el corazón antes de que pueda producirse la contracción muscular, la despolarización debe propagarse a través del músculo para que empiecen los procesos químicos de la contracción. Por lo tanto, la onda P aparece al comienzo de la contracción de las aurículas, y la onda QRS se produce al comenzar la contracción de los ventrículos. Los ventrículos permanecen contraídos durante unos milisegundos después de haberse producido la repolarización, o sea, hasta después del final de la onda T. La onda de repolarización ventricular es la onda T del electrocardiograma normal. Generalmente, algunas fibras del músculo ventricular comienzan a repolarizarse unos 0.20 seg después del comienzo de la onda de despolarización, pero muchas otras no lo hacen hasta los 0.35 seg así pues el proceso de repolarización dura unos 0.15 seg. Por esa razón, la onda T del electrocardiograma normal es una onda prolongada, aunque el voltaje de la misma es considerablemente menor que el voltaje del complejo QRS, cosa que en parte se debe a su larga duración.

Las aurículas se repolarizan en alrededor de 0.15 a 0.20 seg después de la onda P. Esto ocurre exactamente en el instante en que la onda QRS se esta registrando en el electrocardiograma. Por eso, la onda de repolarización auricular, conocida como onda T auricular, suele quedar enmascarada por el voltaje de la onda QRS, que es de mayor voltaje. Por ese motivo, rara vez se observa una onda T auricular en el electrocardiograma.

En el electrocardiograma normal, los voltajes de las ondas dependen de la manera en que se colocan los electrodos a la superficie del cuerpo y de la proximidad de los mismos al corazón. Cuando se coloca un electrodo directamente sobre el corazón y se sitúa un segundo electrodo en cualquier parte del cuerpo, el voltaje del complejo QRS puede ser de hasta 3 a 4 milivolts. Este voltaje es pequeño comparado con el potencial de acción monofásico de 110 milivolts que se registra directamente en el interior de la célula del músculo cardíaco. Cuando el electrocardiograma se registra con los electrodos colocados en ambos brazos, o en una pierna y un brazo, el voltaje del complejo QRS suele ser de 1 milivolts aproximadamente si se mide desde el máximo de la onda R hasta el punto mas bajo de la onda S; el voltaje de la onda P es de 0.1 a 0.3 milivolts; y el de la onda T, de 0.2 a 0.3 milivolts.

Derivaciones electrocardiográficas

Derivaciones bipolares de los miembros

En la *figura 3.5* se muestran las conexiones eléctricas que se colocan en los miembros del paciente y el electrocardiógrafo para obtener el registro electrocardiográfico de las llamadas derivaciones estándar o bipolares de los miembros. El termino bipolar significa que el electrocardiograma es registrado por dos electrodos aplicados al cuerpo, en este caso, a los miembros. Por tanto, una derivación no es un solo cable conectado al cuerpo sino una combinación de dos cables y sus electrodos que junto con el electrocardiógrafo forman un circuito completo

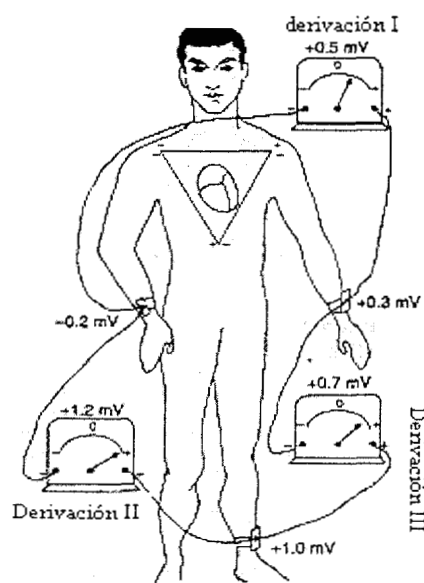


Figura 3.5 Derivaciones utilizadas en electrocardiografía

Como los registros de todas las derivaciones bipolares de los miembros se parecen entre sí, no importa la derivación que se utilice para diagnosticar las diversas arritmias cardiacas, porque ese diagnóstico depende principalmente de las relaciones temporales que existen entre las distintas ondas que existen en el ciclo cardiaco.

Si lo que se desea es diagnosticar lesiones del músculo ventricular o auricular, o del sistema de conducción, entonces, la derivación que se registra es importante porque las alteraciones de las ondas P, T y complejo QRST se modifican notablemente en el trazo del electrocardiograma en algunas derivaciones, en cambio, pueden no afectar a otras.

Derivaciones precordiales

Con frecuencia, los electrocardiogramas se registran colocando un electrodo en la superficie anterior del tórax, encima del corazón, en uno de los seis puntos que se muestran en la *figura 3.6*. Este electrodo se conecta al polo positivo del electrocardiógrafo, mientras que el electrodo negativo, llamado electrodo indiferente, esta conectado normalmente mediante resistencias eléctricas al brazo derecho, al brazo izquierdo y a la pierna izquierda. Por lo general se registran seis derivaciones en la pared anterior del tórax, que se obtienen colocando respectivamente el electrodo torácico en los seis puntos señalados en la *figura 3.6*.

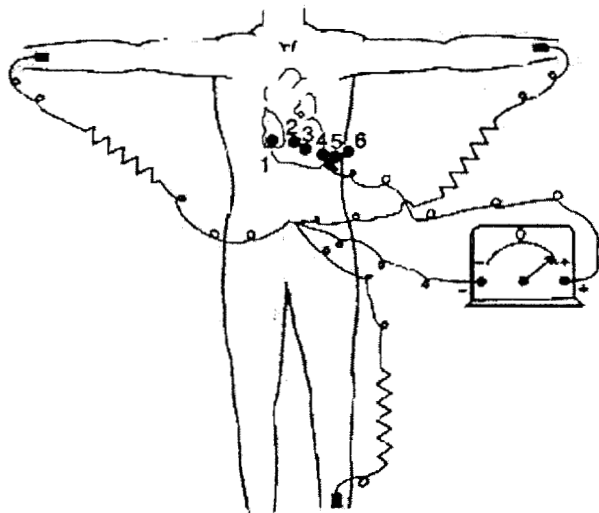


Figura 3.6 Derivaciones precordiales

Derivaciones unipolares de los miembros

Otro sistema de derivación que se utiliza con frecuencia es la derivación unipolar de los miembros ampliadas. En este tipo de registros, hay dos miembros conectados, mediante resistencias eléctricas, al polo negativo del electrocardiógrafo, y el tercer miembro está unido al polo positivo. Cuando el polo positivo está en el brazo derecho, la derivación se llama aV_R ; cuando está en el brazo izquierdo, se denomina derivación aV_L , y cuando se sitúa en la pierna izquierda, se conoce como derivación aV_F .

Derivaciones monopolares de los miembros

En este se registran las variaciones de potencial de un punto con respecto a otro que se considera con actividad eléctrica 0. Se denominan aVR , aVL y aVF , por: a que significa aumento y se obtiene al eliminar el electrodo negativo dentro del propio aparato de registro, V por Vector y R (*right*), L (*left*) y F (*foot*) según el lugar donde se coloque el electrodo positivo, brazo derecho, brazo izquierdo o pierna izquierda.

3.3 Magnetocardiografía[12]

Otra forma de obtener el registro de la actividad cardiaca es a través de la detección del campo magnético producido por las corrientes iónicas que dan como resultado la generación del electrocardiograma. Este campo magnético puede ser detectado utilizando la tecnología adecuada; la instrumentación necesaria para la obtención de este registro es tecnológicamente mas compleja que la que se utiliza para la toma de un ECG. Sin embargo de acuerdo a diversos artículos publicados, estos registros contienen mayor información y sirven como complemento del ECG[10], en lo que se refiere al incremento de la probabilidad de un buen diagnóstico utilizando estas dos técnicas, esta se incrementa, pues de acuerdo al teorema de Helmholtz las derivaciones del ECG y del MCG son matemáticamente independientes. Como se muestra en la *figura 3.7* el MCG obedece a una relación vectorial, por lo cual se puede tener un registro en tres dimensiones de la actividad cardiaca, generalmente se toma la componente perpendicular al tórax. A diferencia del ECG el MCG tiene poca interacción con la piel y además no es necesario tener una referencia.

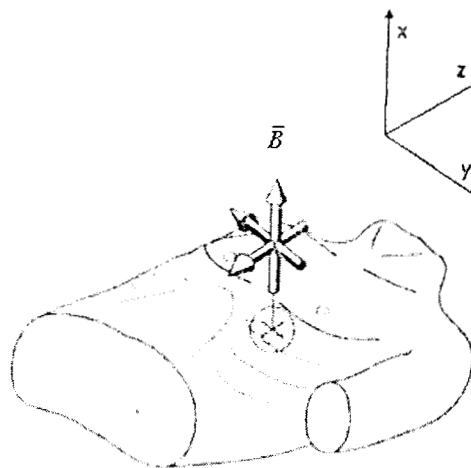


Figura 3.7 Componentes del campo magnético cardíaco

Análogamente al electrocardiograma la generación del MCG puede explicarse proponiendo un modelo dipolar magnético. Análogamente a las derivaciones utilizadas en electrocardiografía, para la toma de magnetocardiogramas el tórax se divide en una malla de 6 X 6 mediciones (propuesta por *Malmivuo, Saarinen y Siltanen*)[13] localizadas sobre la pared torácica anterior, esta malla constituye el estándar en magnetocardiografía desde 1981. En la *figura 3.8* se muestra una gráfica de las divisiones descritas.

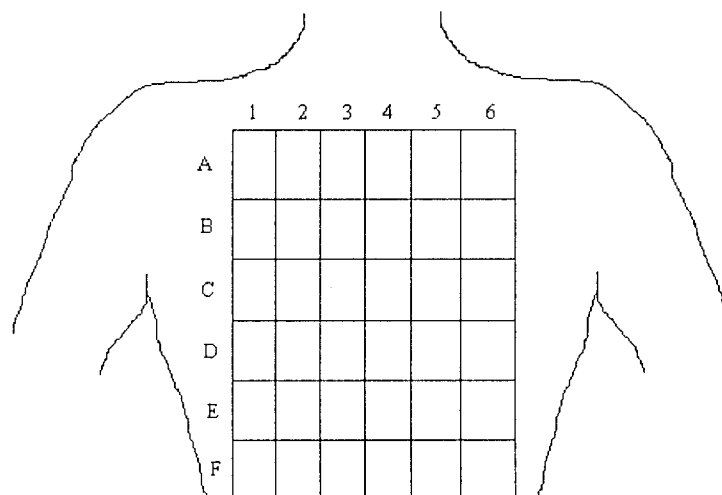


Figura 3.8 División del tórax para las mediciones magnetocardiográficas

Asimismo se muestran en la figura siguiente, mediciones magnetocardiográficas de la región anterior del torax.

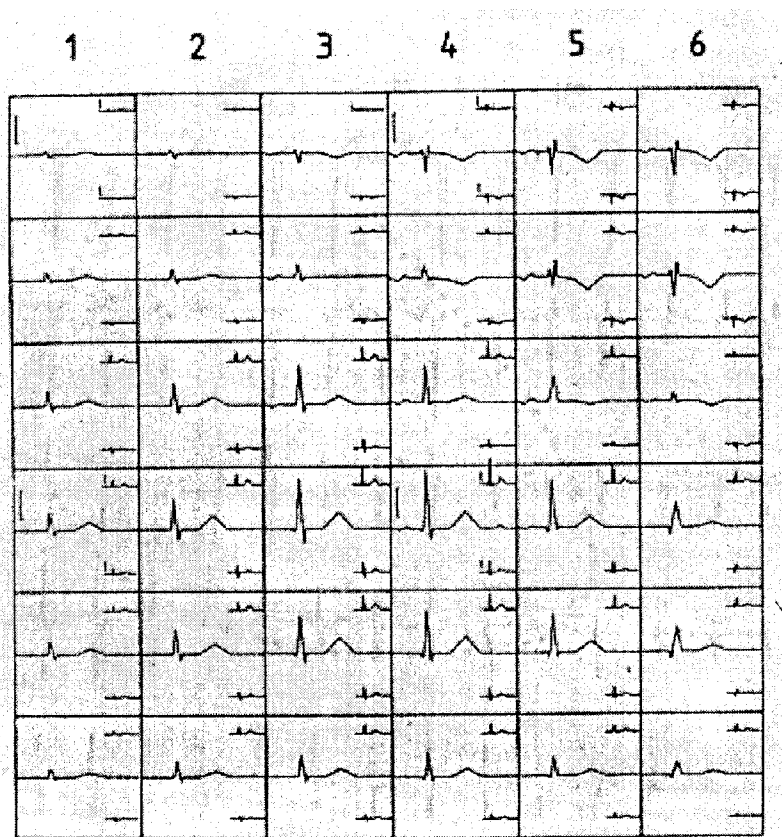


Figura 3.9 El MCG normal, las mediciones mostradas son las componentes del campo magnético perpendicular al plano frontal.

En la figura 3.10 se muestra un magnetocardiograma tomado con un SQUID de película delgada.

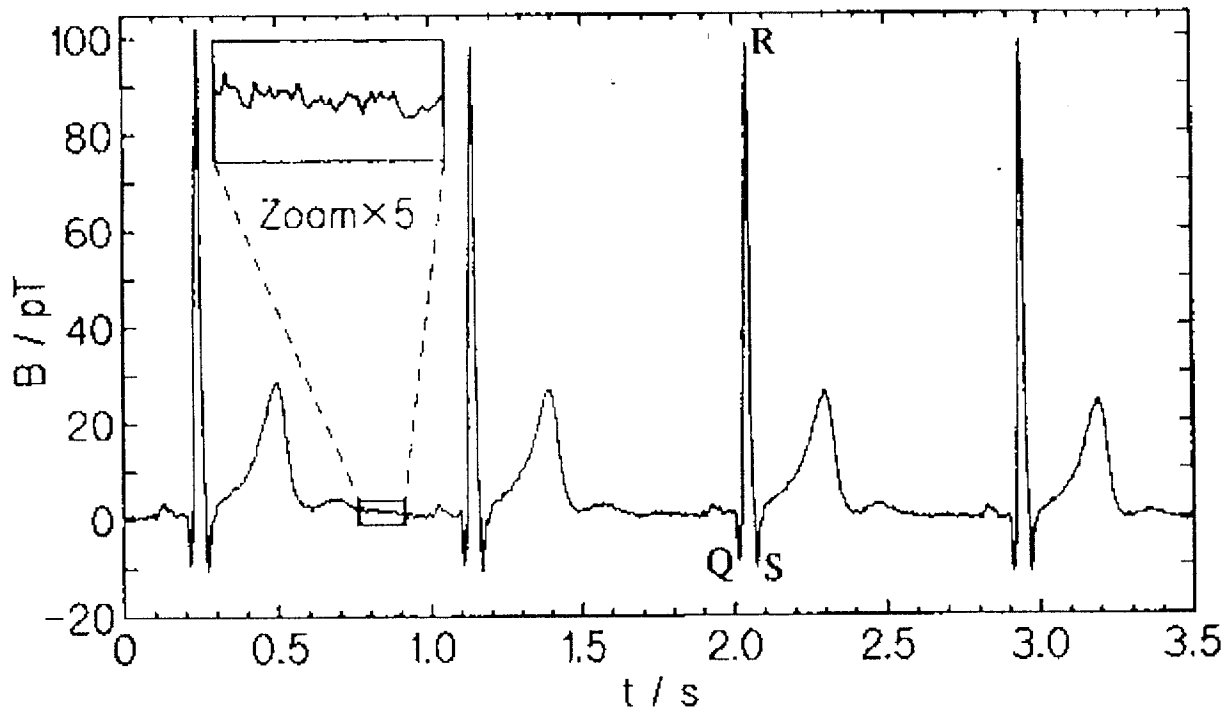


Figura 3.10 Magnetocardiograma

Aplicaciones clínicas de la magnetocardiografía[14]

El músculo cardíaco es controlado por un elaborado sistema eléctrico el cual dispara y regula la duración y secuencia de las contracciones. La inhomogeneidad en el tejido provocado por una isquemia u otro tipo de daño (cicatrices) en el músculo cardíaco es una bien conocida fuente de irregularidades eléctricas que provocan desequilibrios en el latido cardíaco o arritmias. Dichas irregularidades son producidas cuando las señales eléctricas en el corazón son propagadas con diferente velocidad dependiendo de la ruta.

Para localizar y destruir un sitio arritmogénico, el procedimiento normal consiste en la inserción de un catéter en el corazón, bajo monitoreo continuo de rayos X para la localización de la fuente de arritmia y su subsecuente extirpación del tejido dentro del corazón. Generalmente la extirpación es hecha utilizando un pulso de radio frecuencia de alta potencia entregado a través del catéter al área dañada.

Este procedimiento por lo general toma varias horas y requiere de un grupo de médicos y varios asistentes, además de una significativa exposición de rayos X, tanto del paciente como del grupo de médicos, con la mayor parte del tiempo consumido en la localización de la fuente. Utilizando el MCG es posible reducir significativamente la exposición a los rayos X mientras se direcciona el procedimiento de extirpación, pues debido a su naturaleza puntual es posible saber el sitio exacto del tejido dañado.

Un tipo particularmente peligroso de arritmia, la taquiarritmia ventricular, es causante de uno de los mas serios problemas de salud, llamado muerte cardiaca súbita la cual es responsable de alrededor de 400 000 muertes anuales en los Estados Unidos. Es posible desarrollar criterios basados en MCG para identificación de riesgos de aparición de esta enfermedad.

Una ventaja de esta técnica es que la permeabilidad magnética del tejido es similar a la del espacio libre, esto hace que la sensibilidad del MCG no se vea afectada por la alta resistividad de la piel o del tejido pulmonar. Esto hace posible obtener registros de regiones posteriores del tórax que son difíciles de realizar utilizando el ECG. Otra importante aplicación de esta técnica es la obtención de MCG fetales pues los ECG fetales son difíciles de obtener debido a la interferencia de la señal materna que es de mayor magnitud que la del feto.

Otra ventaja de esta técnica es que el sensor no se pone en contacto con el sujeto, por lo tanto, no se necesita ninguna preparación de la piel, esto lo hace muy útil para pacientes con quemaduras, por ejemplo. El magnetómetro (SQUID) también es capaz de detectar señales de dc, que están asociadas con el desfaseamiento del segmento S-T en infartos al miocardio. Tales señales pueden también ser obtenidas con el ECG pero con cierta dificultad, su valor clínico aun no ha sido plenamente demostrado, debido a la dificultad técnica en la obtención de las mediciones eléctricas. Por este hecho han sido pocas las investigaciones sobre potenciales de dc, lo que abre un campo de aplicación bastante interesante para el magnetocardiógrafo.

3.4 Medición de campo magnético

Técnicas de medición de campo magnético

Existen varias técnicas para medir el campo magnético, una de ellas es utilizando la inducción de corriente en una bobina. Dicho fenómeno ocurre cuando se acerca una bobina a un campo magnético variable en el tiempo. El voltaje inducido en la bobina está dado por la ley de Faraday $V = -n d\phi/dt$ donde ϕ es el flujo magnético a través de una superficie cualquiera A y n es el número de espiras de la bobina utilizada como sensor, con esta técnica se realizaron los primeros registros magnetocardiográficos que se mencionaron al principio, una desventaja de esta técnica es que es necesario un gran número de espiras así como la necesidad de varias etapas de filtrado.

La técnica más apropiada para realizar mediciones magnéticas como las cardíacas se realizan actualmente utilizando el SQUID (Superconducting Quantum Interference Device) este es el dispositivo más sensible que existe para detectar campos magnéticos extremadamente débiles. Un SQUID es un transductor que convierte flujo magnético a voltaje. La salida de dicho transductor es un voltaje, el cual es periódico con el flujo magnético con un periodo de oscilación de un quantum 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 .

Para su funcionamiento el SQUID combina dos fenómenos físicos, cuantización del flujo magnético, el hecho de que el flujo magnético Φ en un circuito superconductor cerrado está cuantizado en unidades de Φ_0 y el efecto túnel de Josephson. Existen dos clases de SQUID, el SQUID dc y el SQUID rf, 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 dc. El SQUID rf se hace con sólo una unión Josephson y opera utilizando señales de alta frecuencia, este tipo de arreglo fue muy popular en la década de los 70's, posteriormente se demostró que el SQUID dc era más sensible. A continuación se describe el funcionamiento de este último.

El SQUID dc [15][16][17]

El magnetocardiógrafo que se pretende construir y del cual se presenta el avance en este trabajo, será del tipo dc. A continuación se tiene un diagrama donde se muestran dos uniones Josephson conectadas en paralelo para formar un SQUID dc.

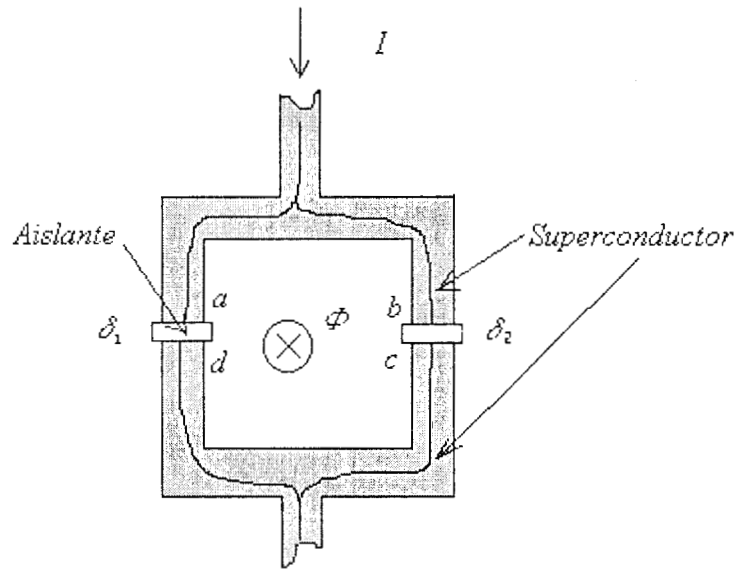


Figura 3.12 Uniones Josephson conectadas en paralelo. Aquí I es la corriente de alimentación, Φ es el flujo magnético externo y δ_1 y δ_2 son las diferencias de fase de la corriente a través de las uniones.

En el arreglo mostrado en la figura 3.12 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.

Podemos escribir la relación entre la diferencia de fase y el potencial vectorial de la siguiente forma

$$\delta_2 = \delta_1 + \frac{2e}{\hbar} \int A \cdot dl$$

donde

$\delta_1 = \theta_a - \theta_d$ y $\delta_2 = \theta_b - \theta_c$ son los cambios de fase en las uniones mostradas en la figura 3.12

Si sustituimos en la ecuación de Josephson para la corriente $I = I_c \sin \delta$ el cambio de fase entre las uniones se tiene

$$I = I_{c1} \sin \delta_1 + I_{c2} \sin \delta_2$$

Aquí I_{c1} y I_{c2} son las corrientes críticas a través de las ramas que conectan a las uniones

Sustituyendo a δ_2 en la ecuación anterior se tiene

$$I = I_{c1} \sin \delta_1 + I_{c2} \sin \left(\delta_1 + \frac{2e}{\hbar} \int A \cdot dl \right)$$

Si derivamos la expresión anterior con respecto de δ_1 después de elevarla al cuadrado, tenemos

$$I = [(I_{c1} - I_{c2})^2 + 4I_{c1}I_{c2} \cos^2(\pi\Phi_{ext}/\Phi_0)]^{1/2}$$

$$\text{Aquí } \int A \cdot dl = \Phi$$

Donde se ha supuesto que la unión Josephson es de dimensiones tales que no almacena ningún campo magnético y el flujo magnético Φ es debido completamente al campo magnético externo perpendicular al SQUID.

Si las corrientes críticas I_{c1} e I_{c2} son iguales, la expresión anterior queda como

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

La constante $\Phi_0 = h/2e = 2.07 \text{ fWb}$ corresponde al quantum de flujo magnético. Si alimentamos el SQUID con una corriente constante y aplicamos un flujo magnético uniforme al interior del circuito de la *figura 3.12*, 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, como se dijo anteriormente, es múltiplo de $n\Phi_0$ lo que permite medir campos magnéticos menores que un quantum de flujo magnético.

A continuación se muestran algunas mediciones de voltaje vs. campo magnético utilizando un SQUID.

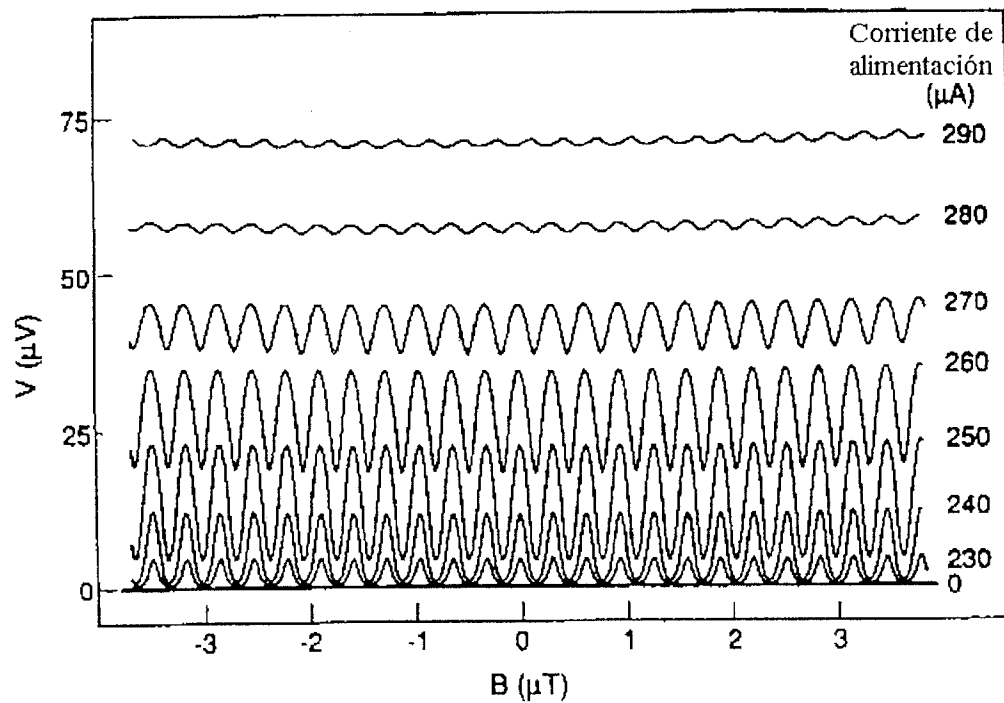


Figura 3.13 Voltaje vs. Campo magnético en un SQUID dc, a la derecha se muestran los valores de las corrientes de alimentación.

Como se mencionó la realización práctica de este sensor requiere de técnicas de crecimiento de películas delgadas así como técnicas fotolitográficas, pues sus dimensiones son del orden de micrómetros, en el siguiente capítulo se explican las técnicas que se utilizan para la obtención de películas delgadas en particular la técnica PLD que es con la que se fabricarán las películas delgadas superconductores para la realización del magnetocardiografo. Una imagen de este sensor tomada con el microscopio de fuerza atómica METRIS 2000 del laboratorio de superconductividad de la UAM-A se muestra en la figura siguiente.

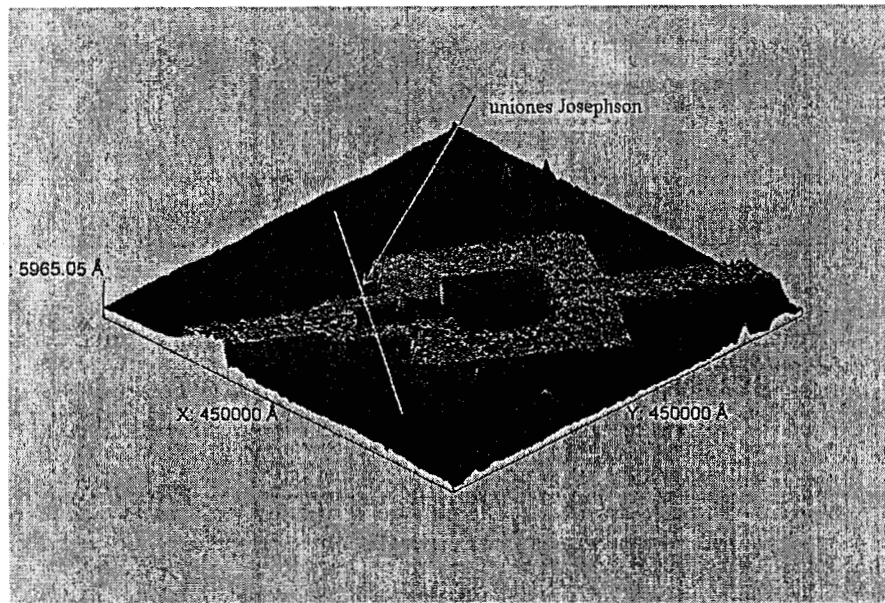


Figura 3.14 SQUID dc, la línea indica la localización de las uniones Josephson (SQUID proporcionado por el Dr. John Clarke de la UC Berkeley)

4 MATERIAL Y METODOS

En esta parte se describe el diseño y construcción del sistema de ablación láser para la obtención de películas delgadas superconductoras. Se describen también los requerimientos para la obtención del transductor, la estructura utilizada comúnmente en la disposición de las uniones Josephson, así como el método que se utilizará para la obtención de las películas delgadas superconductoras y las características que deben tener.

4.1 Construcción de la cámara de ablación

Un componente muy importante en la obtención de películas delgadas por la técnica de ablación lo constituye el sistema de crecimiento pues gracias a este es posible obtener películas con buenas propiedades eléctricas y magnéticas. El sistema de crecimiento consta básicamente de la cámara metálica, sistema de alto vacío y láser, la función principal de la cámara es aislar los materiales de crecimiento y sustrato de una probable contaminación durante la obtención de las películas, además de permitir mantener una atmósfera con una presión y composición deseada.

El material utilizado en la construcción de la cámara fue acero inoxidable cuya composición se describe en la siguiente tabla.

Tabla I Tipo de acero AISI 304L					
COMPOSICION QUIMICA NOMINAL					
C MAX	Mn	Si	Cr	Ni	Mo
.03	.75	1.25	19.5	9.0	--

Este material es el adecuado para este tipo de aplicaciones pues todos los aceros inoxidables contienen un mínimo de 12% de Cr, lo que permite la formación de una delgada capa protectora de óxido de cromo cuando el acero se expone a ambientes oxidantes, como es el caso del crecimiento en ambiente de oxígeno. Otra ventaja de este material es que permite aplicarle un acabado con electropulido, esto hace que las fugas virtuales disminuyan, las fugas virtuales son debidas a partículas que quedan adheridas en las grietas que se forman en el material cuando el acabado no es muy fino, cuando se hace el vacío puede ser que repentinamente estas partículas se desprendan provocando que se pierda el vacío realizado.

La cámara tiene geometría cilíndrica con un diámetro de 40 X 20 cm de alto, el espesor del acero es de 1/4". La cámara tiene tres ventanas fabricadas también de acero inoxidable con un diámetro interno de

4", dos son para observación (longitud = 12 cm) y una para entrada del rayo láser, la ventana por donde penetra el rayo láser es mas larga que las demás (longitud = 24 cm), para evitar que sobre esta se deposite parte del material que se evapora, y es la única que tiene colocada una ventana de cuarzo a diferencia de las otras que tienen solamente vidrio. El cuarzo permite el libre paso del rayo láser sin que absorba energía de él.

En la figura 4.1 se muestra un esquema de la cámara así como la disposición de los elementos descritos.

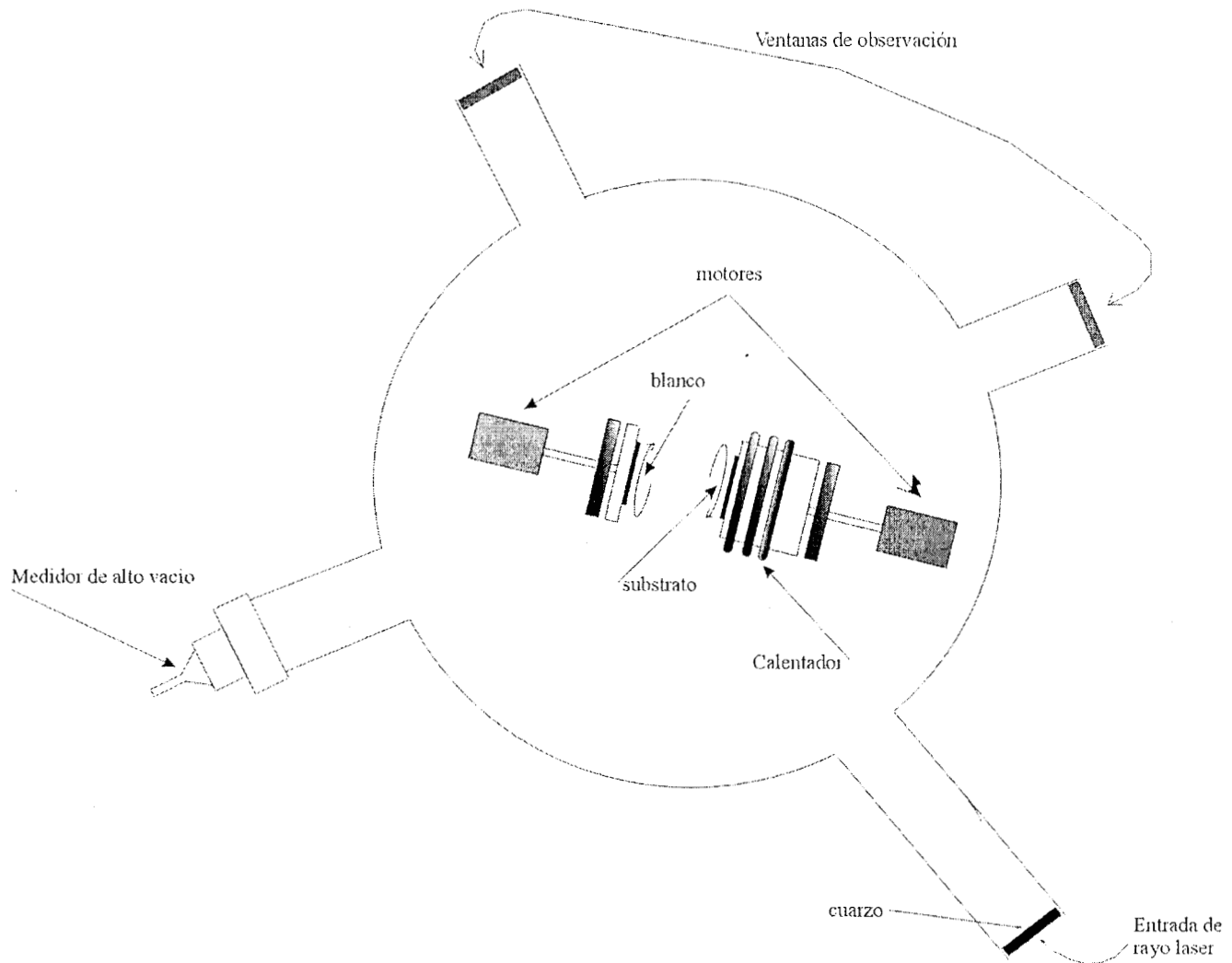


Fig. 4.1 Diagrama de la cámara de ablación

Los soportes donde se colocan el blanco y el sustrato están montados sobre un motor que puede girar con rapidez variable. La colocación del motor dentro de la cámara debe hacerse con cuidado pues las

partes lubricadas del motor deben de sustituirse con un lubricante que tenga alta presión de vapor pues de lo contrario al bajar la presión el lubricante se evaporará provocando que nunca se alcancen altos vacíos, además de provocar contaminación a los elementos utilizados en la ablación como el sustrato o los blancos. Para remediar este problema el lubricante se sustituyó por un lubricante para alto vacío. A continuación se muestra el interior de la cámara metálica así como los motores y soporte del blanco y el sustrato.

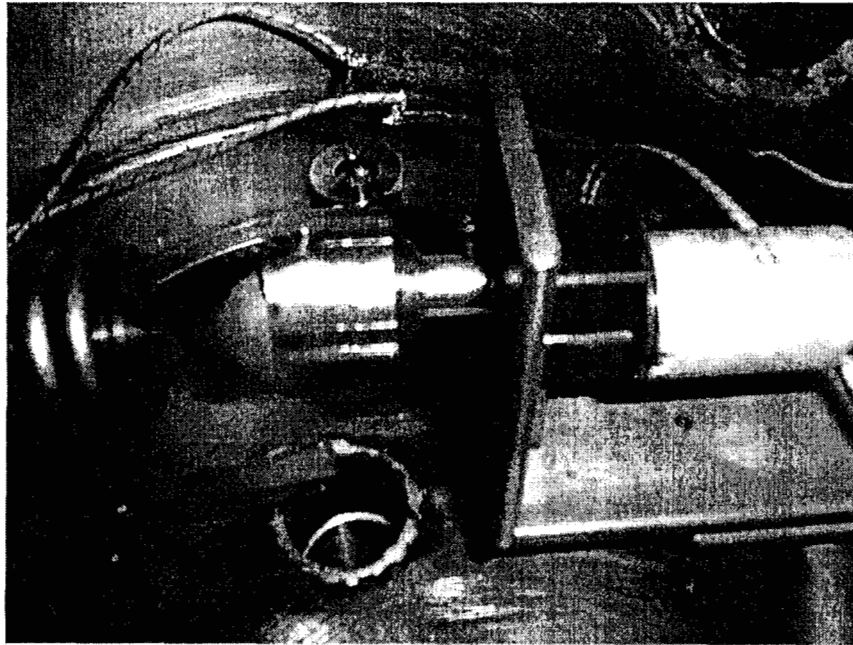


Figura 4.2 Soportes del blanco y sustrato en la cámara de ablación

Este accesorio se agregó con el fin de utilizar mayor área del blanco y para que la película resultante sea uniforme en su composición, pues la estequiometría del blanco cambia con la profundidad conforme el material es ablacionado. Este fenómeno se observó al hacerle estudios de difracción de rayos X al blanco utilizado. Las gráficas donde se muestra el efecto de la ablación sobre el blanco así como los cambios en la estequiometría en diferentes áreas se muestra a continuación.

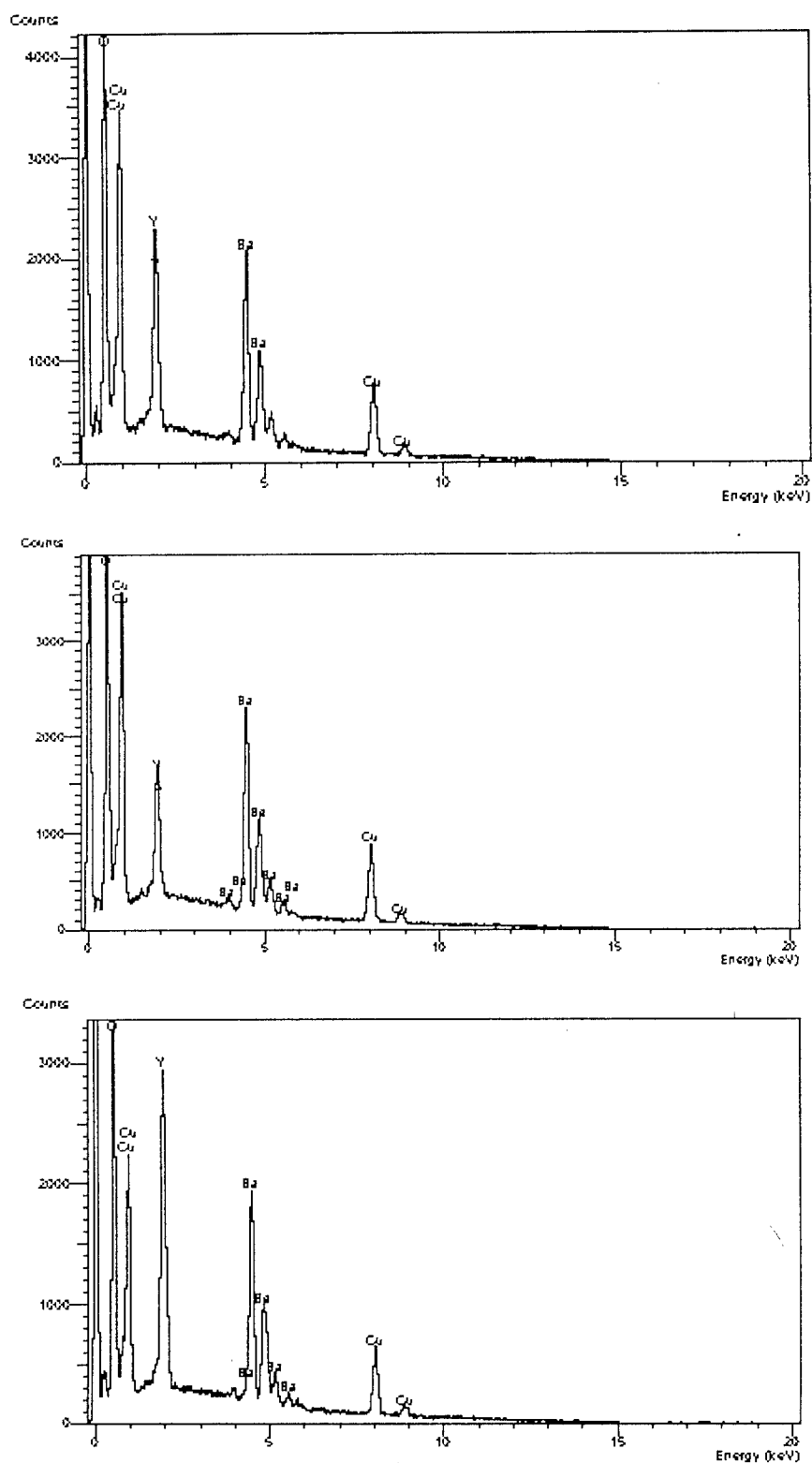


Figura 4.5 Estequiometría de la región ablacionada, la primera gráfica muestra la composición en una región más externa del blanco y la última, de arriba abajo, la región mas profunda.

Como se puede ver de los espectros anteriores, en la región de menor profundidad la cantidad de Cu disminuye, en el caso del Ba permanece constante y el Y aumenta con la profundidad del material. Para eliminar este problema se rota el blanco pues esto permite uniformizar la región de impacto. Los gradientes de temperatura sobre el blanco son grandes de tal modo que la interdifusión volumétrica es importante y es por eso que se observan cambios en la estequiometría del blanco. El diámetro de los blancos utilizados fue de 8 mm de diámetro por 4 mm de espesor. En algunos sistemas se mueve el laser para aumentar el área de barrido pero esto resulta mas complejo.

Para lograr que el superconductor depositado sobre el sustrato tenga la misma estequiometría del blanco, este debe someterse a un tratamiento térmico de por lo menos 650 °C en una atmósfera de oxígeno, esto con el fin de ajustar la estequiometría y de que el compuesto deseado se forme, para esto se colocó dentro de la cámara una resistencia de 500 W y se alimentó con un Variac a un voltaje de 50 Volts y 5 Amp. Para medir la temperatura se utilizó un termopar tipo K la lectura de la temperatura se hizo a través de un multímetro digital. La introducción de la corriente para alimentar la resistencia así como para la salida de la lectura del termopar y la entrada de corriente para los motores se hizo a través de dos atravezadores uno con capacidad de 15 Amperes y otro de instrumentación respectivamente, estos se colocaron en la base de la cámara.

Con el fin de proporcionar un mayor grado de libertad en la posición de los motores que soportan tanto al blanco como al sustrato, estos están montados sobre bases rectangulares de cobre que permiten un movimiento en X, Y y Z, dichos rectángulos a su vez están montados sobre un riel circular lo que permite el ajuste de los módulos en cualquier posición dentro de la cámara. Este sistema de movimientos es un diseño propio pues en otros sistemas el soporte del blanco y el sustrato son fijos y solamente permiten un movimiento de acercamiento o alejamiento.

4.2 Squid dc de película delgada[18]

En la figura 4.6 se muestra la estructura del SQUID y su acoplamiento a un transformador de flujo magnético.

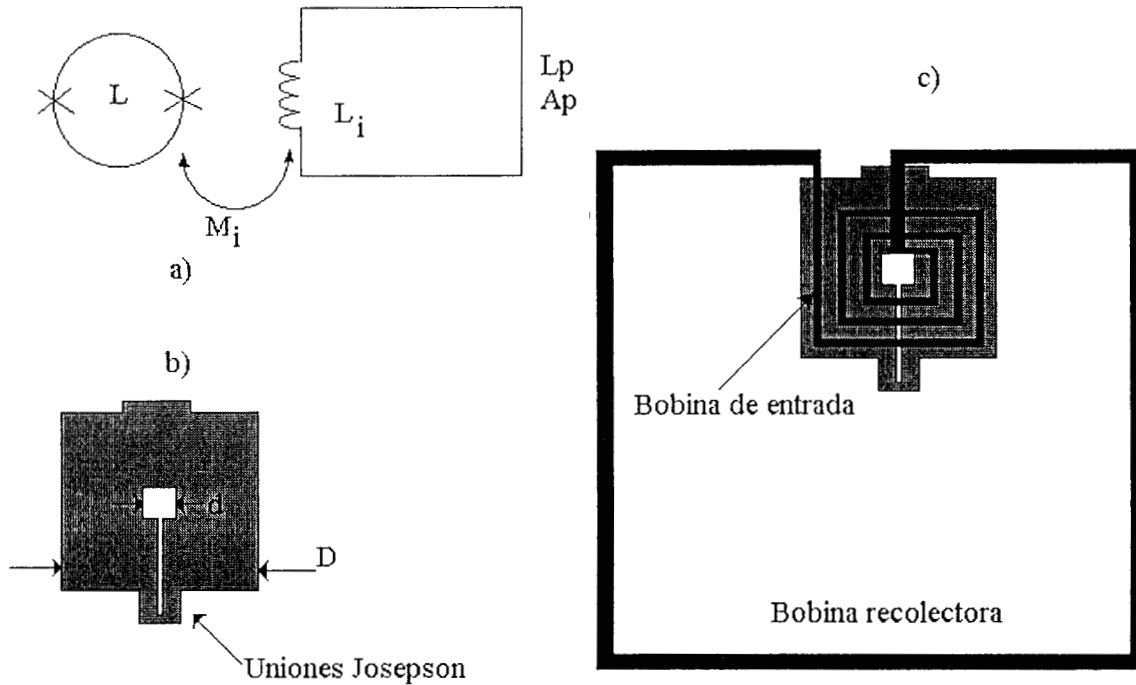


Figura 4.6 a) Representación esquemática del acoplamiento del SQUID al transformador de flujo b) Un SQUID de película delgada de estructura plana, d y D son las dimensiones del SQUID, Ketchen y Jaycox mostraron que para este tipo de sensor los parámetros d y D se relacionan con la inductancia de acuerdo a la relación $L \approx 1.25\mu_0 d$, en el limite $d \approx D/3$, [19][20]. c) Un transformador de flujo acoplado inductivamente a un SQUID plano.

Para su funcionamiento el SQUID es acoplado al campo magnético externo mediante un transformador de flujo cuya función principal es captar un gran número de líneas de flujo magnético, el acoplamiento entre el SQUID y este transformador es inductivo, como se muestra en la figura 4.6a. Aquí, L es la inductancia del SQUID, M_i es la inductancia mutua, L_i es la inductancia de la bobina de acoplamiento, L_p es la inductancia y A es el área de la bobina recolectora. El SQUID y el transformador pueden ser crecidos en una misma oblea uno después del otro o bien en sustratos separados, la disposición de estos elementos se muestran en la figura 4.7.

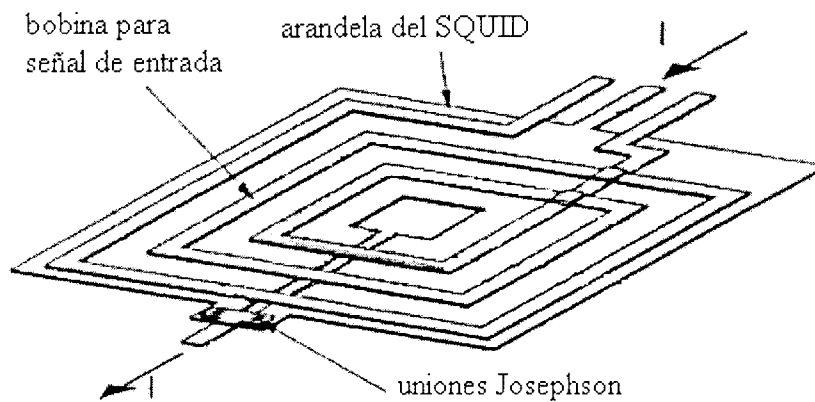


Figura 4.7 Disposición de las uniones Josephson y el transformador de acoplamiento.

El elemento básico para lograr un magnetómetro de buena calidad, capaz de detectar campos magnéticos biológicos, es una película delgada de alta calidad hecha de un superconductor de alta T_c . Por razones tecnológicas y debido a su estabilidad en el rango de su temperatura de transición, el superconductor YBCO es el material mas ampliamente utilizado en la fabricación de este sensor, en parte debido al enorme esfuerzo realizado en la investigación de sus propiedades. Debido a la anisotropía del transporte eléctrico en las propiedades del YBCO, las películas delgadas deben ser crecidas con el eje c orientado normalmente a la superficie, esto con el fin de permitir una alta circulación de corriente en los planos cristalinos. La estructura cristalina del YBCO y del oxido de cobre se muestra en la figura 4.8.

El oxígeno juega un papel muy importante en la obtención de la fase superconductora en YBCO. Por lo tanto las películas deben ser crecidas en presencia de oxígeno (*in situ*) o bien después del crecimiento debe hacerse un recocido (*in vitro*) en un ambiente de oxígeno. Una de las técnicas más comunes para el crecimiento de películas delgadas de YBCO es la deposición por láser pulsado (PLD). El sustrato sobre el cual se realiza el crecimiento debe ser elegido cuidadosamente, pues de ello depende en gran parte el éxito en la obtención de una buena película. Idealmente el sustrato debe tener el mismo parámetro de red a y b del YBCO, en algunos casos se han utilizado algunos materiales tales como SrTiO_3 (STO), LaAlO_3 , NdGaO_3 así como MgO , también se han utilizado zafiro, ytrio estabilizado con zirconia y cobre. De estos, el STO ha sido el mejor para el YBCO pues los demás sustratos requieren de una capa "buffer" para facilitar un buen crecimiento. En una "buena" película la densidad de

corriente eléctrica deberá ser tan alta como sea posible. Para lograr esto se requiere que la película este libre de defectos, fronteras de grano y que haya sido crecida con el eje c perpendicular al substrato, ver figura 4.8.

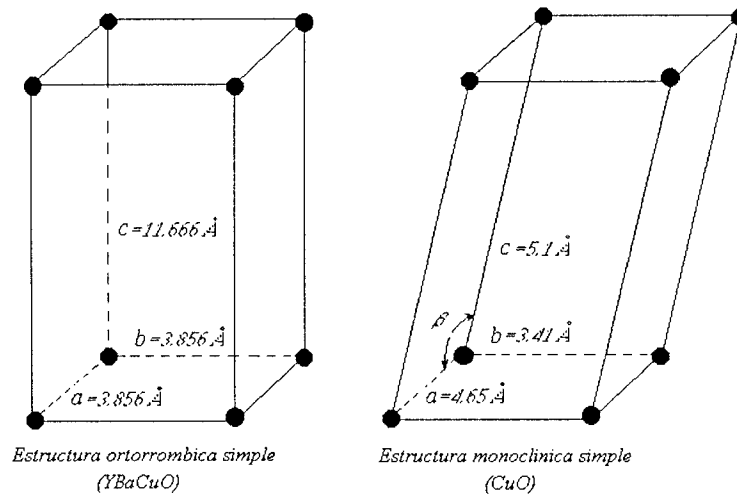


Figura 4.8 Estructura cristalina del superconductor YBaCuO y del CuO.

A continuación se citan algunas características que debe reunir una película delgada superconductora para la construcción de un SQUID dc.

- Alta T_c , por lo general la temperatura crítica en el YBCO es de 90 K.
- Pequeño ΔT ; esto se refiere al intervalo de temperatura en el que comienza la disminución de la resistencia y en la que se alcanza totalmente el estado superconductor un buen valor es $\Delta T < 1 \text{ K}/\text{\AA}$.
- La película debe tener alta J_c (densidad de corriente crítica) $> 10^5 \text{ A/cm}^2$ a 77 K
- La superficie de la película donde se construirá el sensor debe ser poco rugosa $< 10 \text{ nm}$, esta característica se observa con el microscopio de fuerza atómica.

Algunas veces los defectos críticos son los bordes, así como las fronteras de grano que pueden formarse y propagarse hacia la superficie del YBCO, debido a que el efecto de interferencia cuántica se observa en dos uniones, mas de dos uniones en la película, debido a las fronteras de grano, puede ocasionar que el efecto se aniquile debido a interferencia destructiva provocada por la existencia de muchas uniones Josephson en el material. Por lo que respecta a los contactos, necesarios para la alimentación de corriente de dc en el SQUID, un requerimiento obvio es lograr que puedan transportar

una alta densidad de corriente, (contactos óhmicos) por lo general estos se hacen evaporando oro en los extremos del circuito superconductor que une las uniones Josephson.

4.3 Técnica de ablación láser para la obtención de películas delgadas superconductoras.

Esta técnica consiste en hacer incidir un láser exímero (o YAG) pulsado sobre un blanco con estequiometría apropiada, bajo condiciones adecuadas de densidad de energía del láser, presión parcial de oxígeno, temperatura de sustrato, y ángulo de incidencia del láser se forma un plasma (generalmente conocido como pluma) el cual se deposita sobre un sustrato. Los parámetros de crecimiento relevantes se listan en la Tabla II.

Tabla II. Parámetros de Deposición Láser	
Estequiometría blanco	$\text{Y}_1\text{B}_2\text{aCu}_3\text{O}_{7-x}$
Magnitud del diámetro del “spot”	~3 mm
Densidad de energía	1 a 2 J/cm ²
Longitud de onda	248 nm
Duración del pulso	30 a 40 ns
Razón de repetición	1 a 2 Hz
Razón de deposición	~0.1 a 3 nm/pulso
Presión parcial de oxígeno	100 a 200 mTorr
Distancia sustrato – fuente	~4 cm
Rotación del blanco	10 Hz

La ventaja notable de la técnica de láser pulsado es que conserva la estequiometría del material utilizado como fuente, hasta en un 90%, y en gran parte por ello, se obtienen películas superconductoras de alta calidad.

Una buena película se logra haciendo variar parámetros tales como: distancia blanco-sustrato, blanco se le llama al material que será evaporado por el láser. Se puede variar también la velocidad de rotación del blanco y del sustrato, el vacío de la cámara, la presión de oxígeno, el tiempo de deposición del material, la energía del láser así como su frecuencia.

Con este método se obtienen películas de diferentes calidades de superficie y reproducibilidad de propiedades eléctricas.

Las ventajas que esta técnica presenta se describen a continuación

- El crecimiento del material superconductor por PLD puede ser obtenido a bajas temperaturas de sustrato ($\sim 750^\circ\text{C}$), en el caso en que la ablación se lleve a cabo en un adecuado ambiente de oxígeno. Con este proceso se obtienen *in situ* películas de composición, fase, cristalinidad y estequiometría de oxígeno correctas; buenas propiedades eléctricas y morfología superficial de buena calidad para aplicaciones, además de ser reproducible.
- El procedimiento a baja temperatura, limita que la interface entre la película en formación y el sustrato reaccionen. Y con esto se obtienen espesores de interface mucho más delgados, comparados con los de otras técnicas.
- Presiones altas de O_2 o N_2O , durante el crecimiento, tienen la ventaja de prevenir la exodifusión desde la película crecida.
- Con esta técnica se puede controlar bastante bien el espesor de las películas delgadas.
- Existe una buena adherencia entre los compuestos depositados (YBaCuO) y los sustratos utilizados (SrTiO_3 , MgO).
- Las densidades de corriente que se obtienen, están en el rango de 1×10^6 a $5 \times 10^6 \text{ A/cm}^2$ a 77 K.
- El proceso es rápido, eficiente y relativamente barato.

Las dos limitaciones más importantes de esta técnica son:

- La incidencia de la energía sobre la superficie del material del blanco controla colectivamente la razón de ablación, la variedad y la energía de las especies “extirpadas”. Partículas de diferentes tamaños se forman durante el proceso de ablación, las cuales pueden degradar la calidad de las películas crecidas, sin ser este un problema insuperable.
- Probablemente la limitación más grande del sistema PLD, en comparación con las actuales tecnologías, es que el área de las películas que pueden ser producidas se ve limitada por el área que el haz tiene disponible para barrer.

En lo que se refiere al tratamiento térmico de las películas, a continuación se muestran algunas técnicas que han sido realizadas en varios laboratorios[21]

- *Depósito a baja temperatura seguida de un recocido externo a baja temperatura.* Las películas son depositadas a una temperatura de sustrato de 650 a 700 $^\circ\text{C}$ a unos pocos mTorr de presión de oxígeno. Posteriormente las muestras se exponen a recocidos externos por 3 hrs. a 450 $^\circ\text{C}$ en un ambiente de oxígeno a presión atmosférica

- *Deposito a baja temperatura seguida por un recocido externo a alta temperatura.* Las películas son depositadas de 650 a 675 °C en un ambiente de oxígeno de 5 mTorr. Enseguida, las muestras son removidas del sistema de crecimiento y expuestas a un recocido, en ambiente de oxígeno a presión atmosférica, por 1 hr. a 900 °C.
- *Proceso a baja temperatura con recocido in situ.* En esta técnica, la película es depositada a una temperatura de sustrato de 650 a 675 °C con una presión de oxígeno de 100 mTorr, después es recocida *in situ*, y entonces es enfriada lentamente hasta la temperatura ambiente. Esta técnica produce películas delgadas superconductoras de alta calidad con excelente fiabilidad y reproducibilidad en sus características superconductoras.

Un aumento de la oxidación en la fase gaseosa de la “pluma”, producida por el láser, parece ayudar en la formación de películas delgadas de alta calidad[22]. En la siguiente sección se muestran los resultados obtenidos utilizando esta técnica de crecimiento.

5 RESULTADOS

5.1 Obtención de películas delgadas superconductoras de YBaCuO por el método PLD

Utilizando el método de ablación láser se crecieron películas sobre sustratos de cobre electrolítico laminado (pureza de 99.9 %), las dimensiones de estas fueron de 3 X 3 cm y 1 mm de espesor, como se mencionó en la sección anterior, 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. El sustrato (CuO) fue pulido y posteriormente lavado utilizando las siguientes sustancias:

Xileno (3 minutos)

Acetona (3 minutos)

Metanol (3 minutos)

Agua (3 minutos varios enjuagues)

N₂ para secado.

Posteriormente el sustrato se introdujo en ácido clorhídrico al 10% por un minuto.

Para el crecimiento de las películas el sustrato y el blanco se colocaron en los soportes de la cámara, la distancia entre blanco y sustrato fue de 3 cm. El vacío de la cámara se realizó utilizando una bomba turbomolecular Leybold, modelo PT151 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 $\lambda = 1060$ 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 hrs.

5.2 Caracterización de la película delgada.

Para observar la morfología de la superficie de la película se obtuvieron imágenes del microscopio electrónico de barrido, de fuerza atómica y se realizó un estudio de difracción de rayos X para saber la estequiometría del material depositado. Para conocer la T_c y ΔT (ancho de la transición)

de las películas superconductoras crecidas se obtuvieron espectros de susceptibilidad magnética vs temperatura utilizando un crióstato de ciclo cerrado.

La observación microestructural 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 1024 canales y rango de 20 keV de marca OXFORD. 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 (EDS), se realizaron análisis puntuales con un voltaje de aceleración de 20 keV, y densidad de corriente de 1nA, 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 numero atómico, absorción y fluorescencia de la muestra procesada) y los resultados se normalizaron. A continuación se muestra el resultado del análisis químico obtenido por difracción de rayos X.

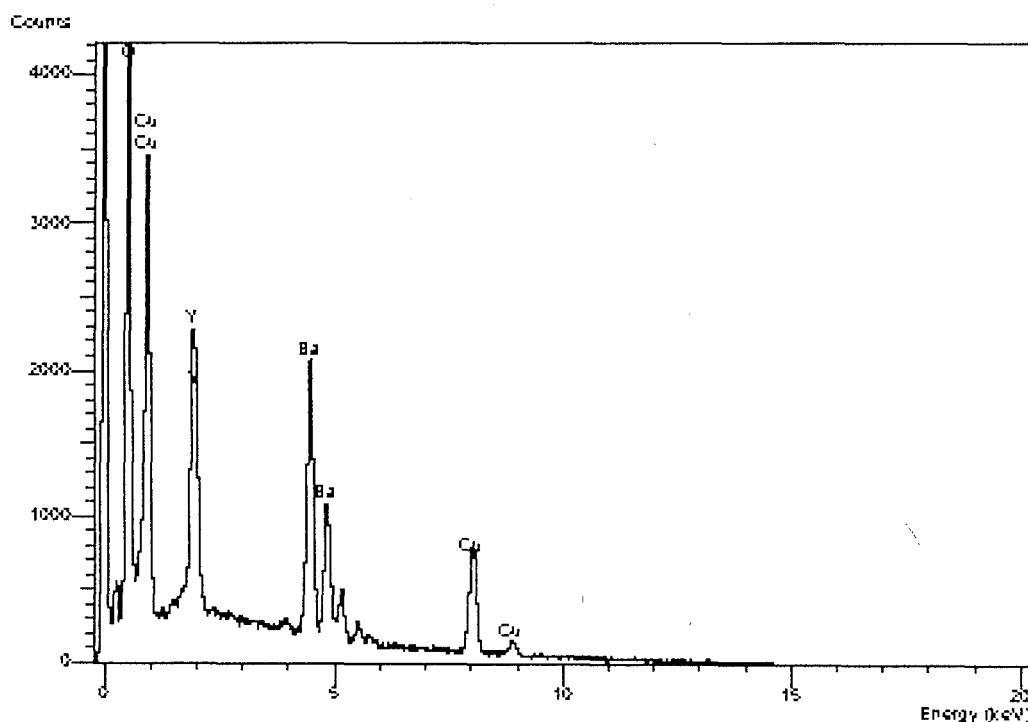


Figura 5.1 Gráfica de difracción de Rayos X de una película delgada

En la figura 5.1 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. A continuación se muestra una imagen de una muestra sin recocido.

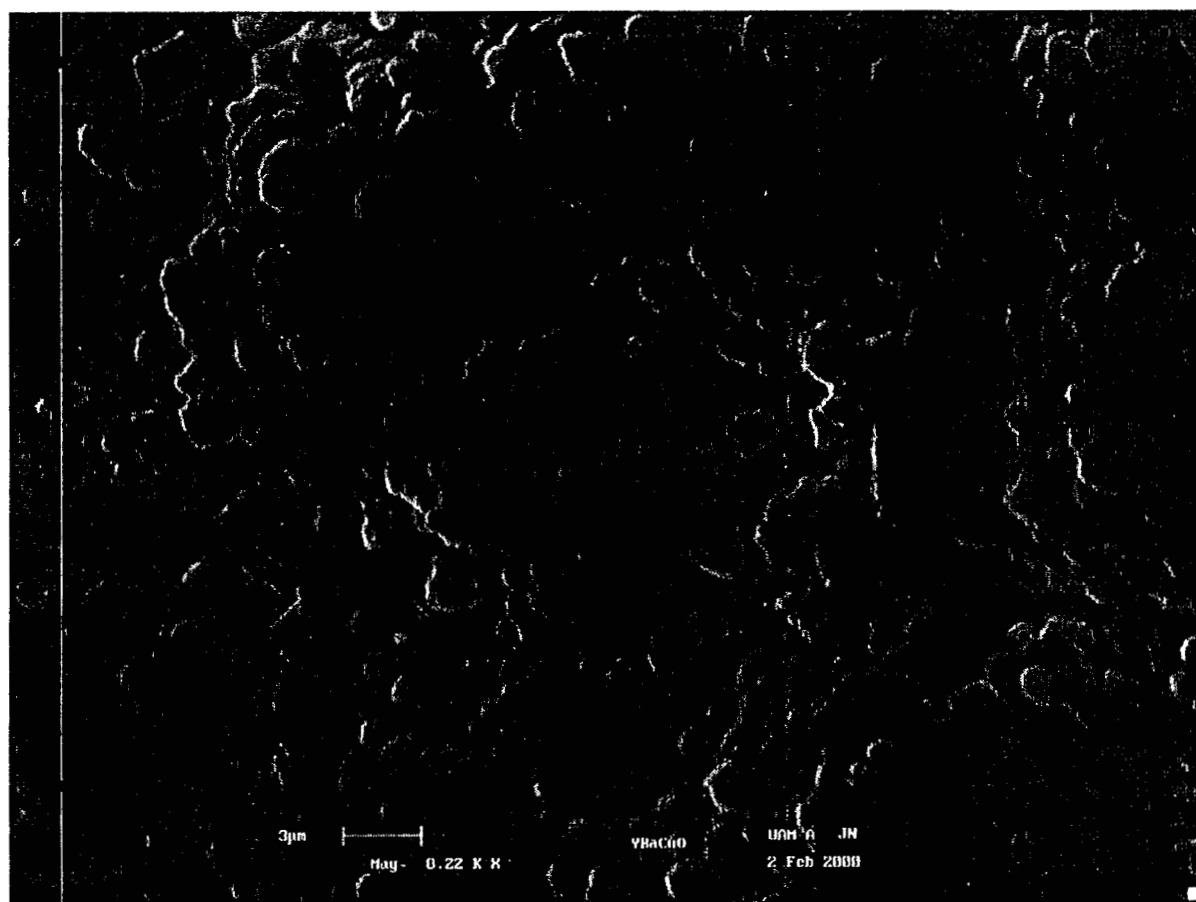


Figura 5.2 Imagen de una película delgada utilizando microscopía de barrido, muestra sin recocer.

En la imagen de la figura 5.2 de la muestra sin recocer puede observarse que hay una distribución granular "difusa", esta superficie se modifica notablemente cuando la muestra es recocida. Lo que nos indica cualitativamente que ha aumentado el tamaño de grano debido al recocido, esto facilita el transporte electrónico debido a que disminuye el número de uniones débiles. La imagen de la muestra recocida a 700 °C se muestra en la figura 5.3

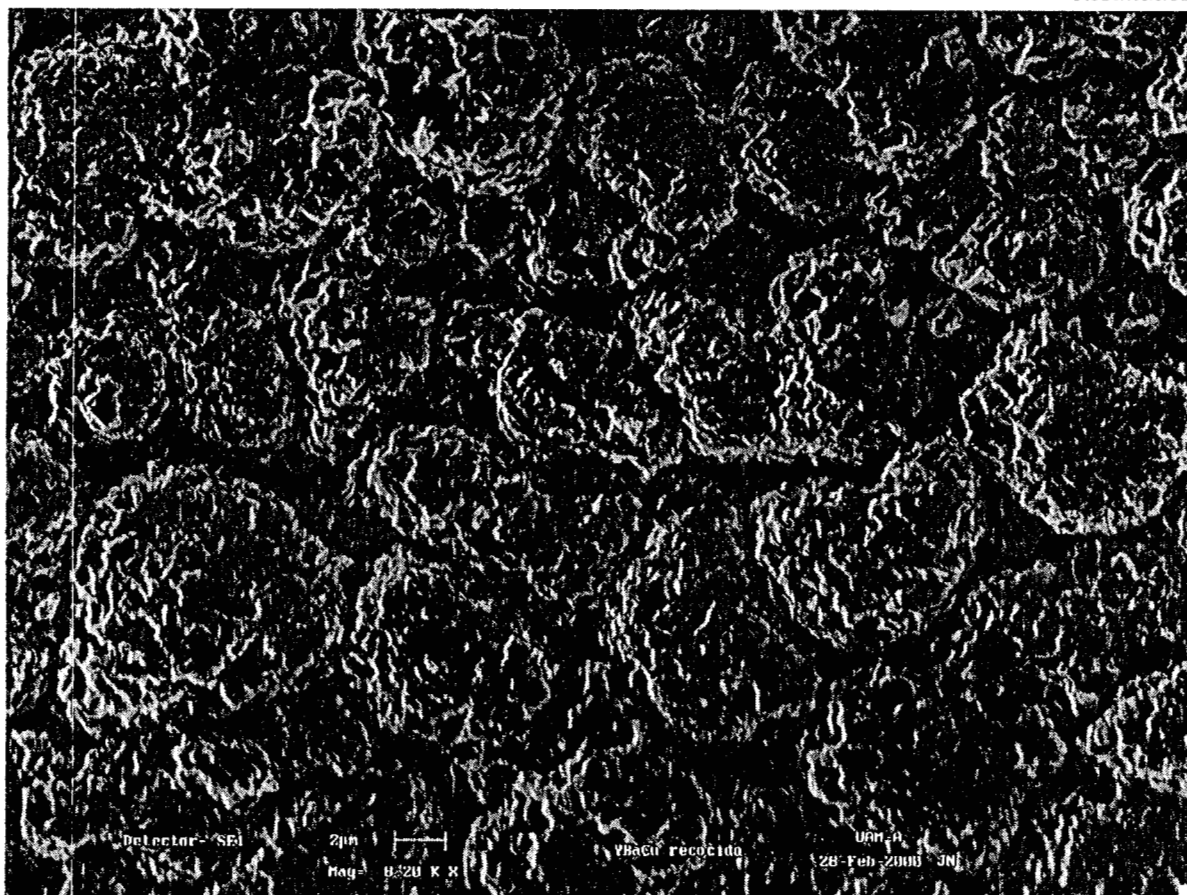


Figura 5.3 Imagen de una película delgada utilizando microscopía de barrido, muestra recocida a 700°C con flujo de oxígeno.

Para observar el perfil de la película crecida se obtuvieron imágenes utilizando microscopía de fuerza atómica. Esta imagen se obtuvo con un microscopio AFM marca Digital en la UAM-Azcapotzalco. En la figura 5.4 se muestra una imagen obtenida, en ella puede verse un perfil de la superficie de la película, la distancia entre valle y cresta es de 0.0386 μm .

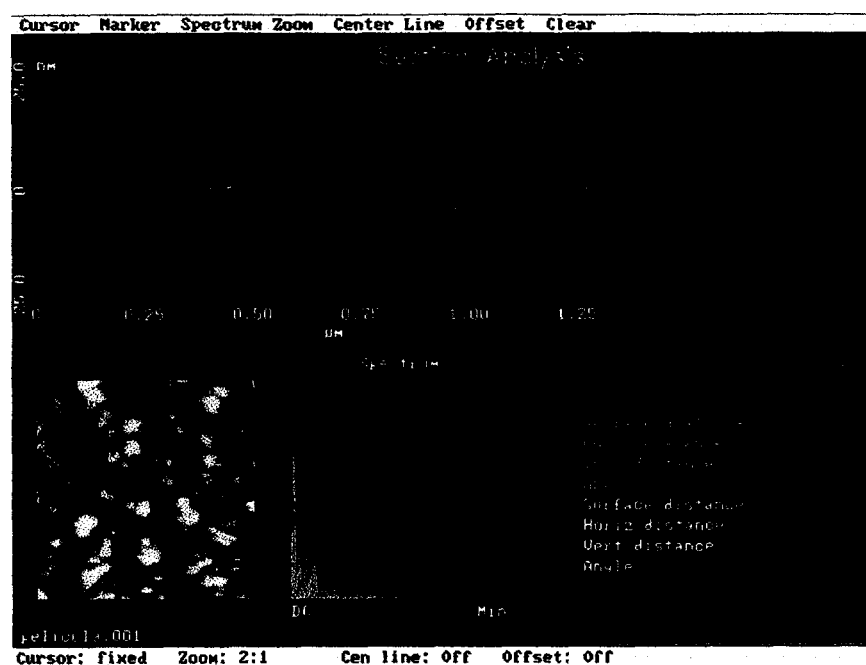


Figura 5.4 Gráfica obtenida utilizando microscopía de fuerza atómica de una película delgada sin recocer.

A continuación se muestra otra imagen obtenida con el mismo microscopio, de la película recocida a una temperatura de 700°C en un ambiente de oxígeno.

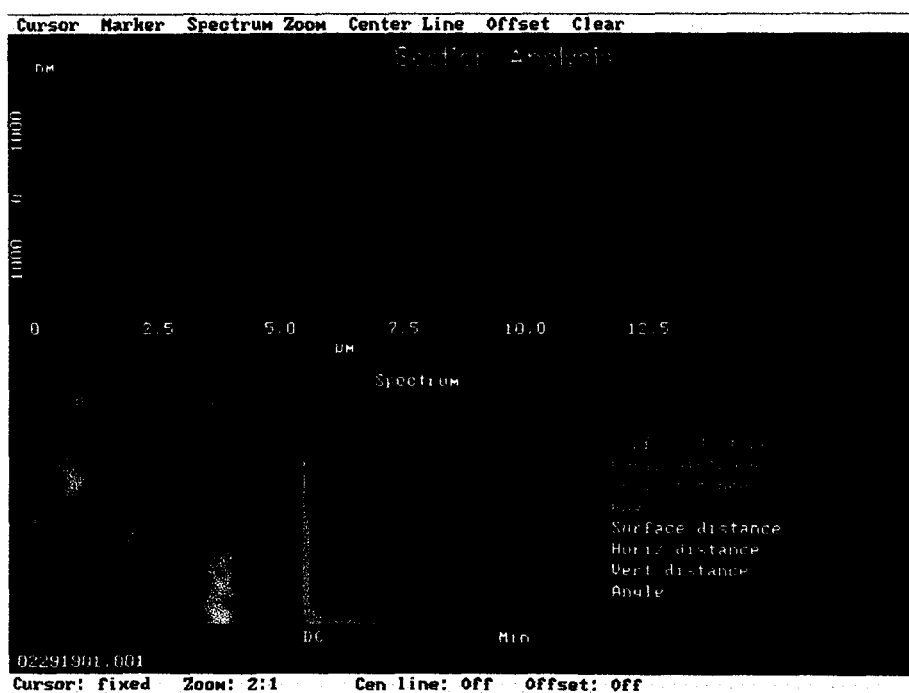


Figura 5.5 Gráfica obtenida utilizando microscopía de fuerza atómica de la película delgada recocida.

Como puede observarse la rugosidad del material es aun superior a la recomendada (la óptima debe estar en menos de 10 nm) para poder realizar el proceso fotolitográfico y así obtener la geometría adecuada para el SQUID. Si se hiciera el proceso fotolitográfico, al aplicar la resina se colaría por los huecos provocando un perfil no uniforme en el SQUID.

Para investigar las propiedades superconductoras a diferentes valores de campo magnético del material recocido se hicieron mediciones de susceptibilidad magnética. Esto se hizo utilizando un crióstato de ciclo cerrado, un Lock-in, amplificadores y una computadora para la obtención de los datos, a continuación se muestra la gráfica obtenida.

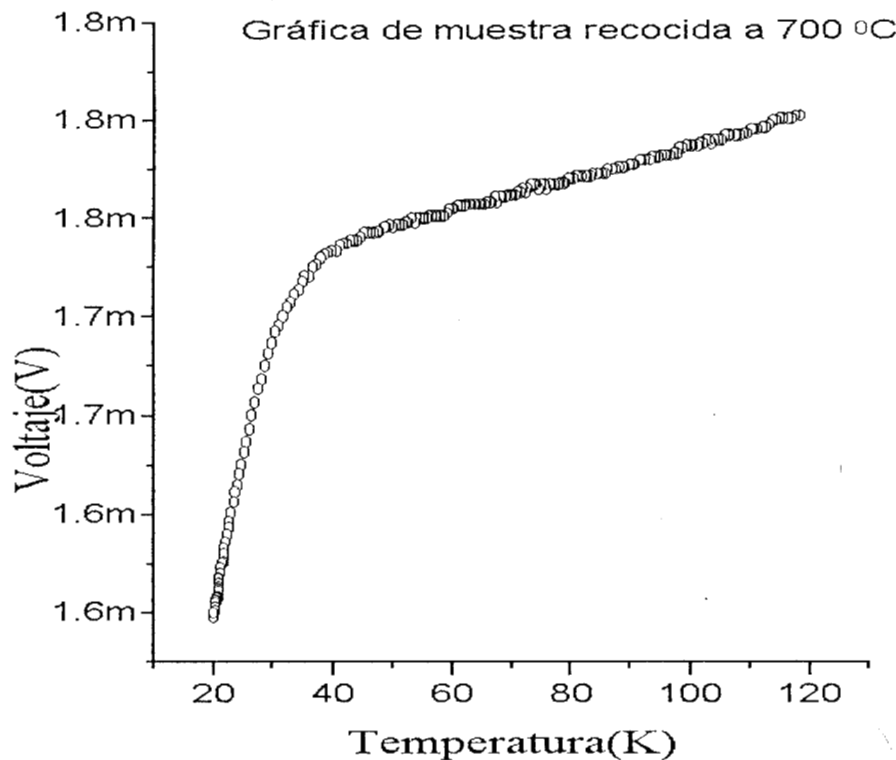


Figura 5.6 Gráfica de Voltaje contra Temperatura para una película delgada utilizando susceptibilidad magnética.

Como puede verse de la gráfica 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.

A continuación se muestran resultados de susceptibilidad magnética de la película con un recocido de 800 °C.

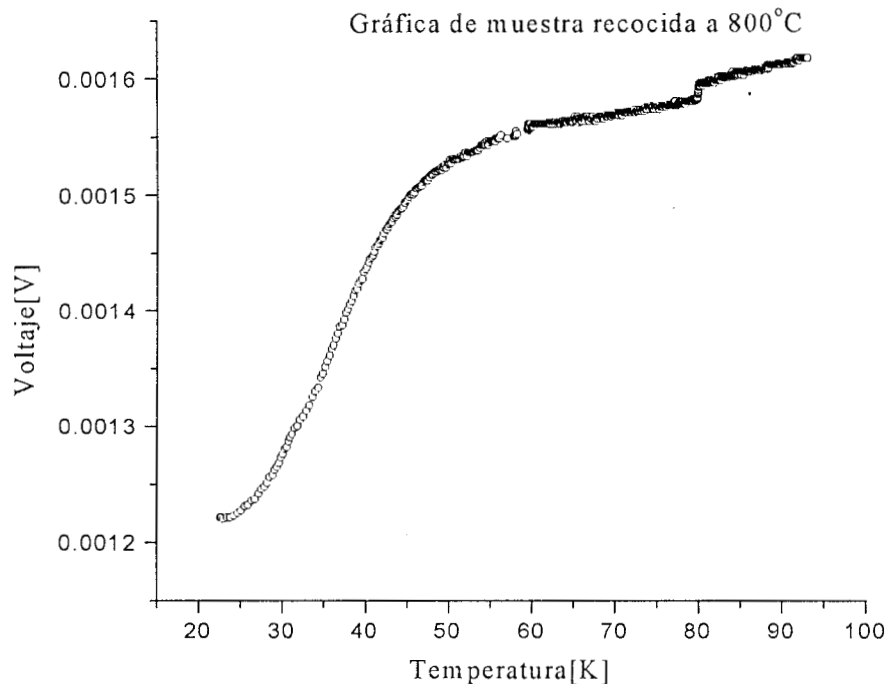


Figura 5.7 Gráfica de Voltaje contra Temperatura para una película delgada utilizando susceptibilidad magnética.

Como puede observarse de la gráfica la temperatura de transición ha aumentado a casi 50 K casi 10 grados de diferencia con respecto a la primera. Aunque aun esta lejos de la temperatura del nitrógeno líquido ha habido un progreso con respecto a la primera. En trabajos subsecuentes se buscará mejorar la calidad de las películas principalmente en lo que respecta al aumento de la temperatura crítica y la disminución de la rugosidad, parámetro de singular importancia para poder realizar el proceso fotolitográfico con éxito.

6 DISCUSIÓN

Durante la construcción del sistema de ablación uno de los principales problemas al que nos enfrentamos fue la disposición de los elementos de soporte tanto del blanco como del sustrato, para esto se realizó un estudio exhaustivo de otras cámaras revisando tanto literatura como otras cámaras como la del laboratorio de óptica de la UAM-I y de la Universidad de California en Berkeley, a diferencia de estas la nuestra permite la rotación tanto del blanco como del sustrato esto permite que la estequiometría no tenga muchas variaciones pues como se mencionó en capítulos anteriores la estequiometría del blanco cambia con la profundidad, por consiguiente la película crecida no tendrá una composición uniforme alterando las propiedades dicha película. El diseño realizado también permite una mayor libertad en la colocación de los elementos que soportan tanto al sustrato como al blanco pues como están colocados en una guía circular esta permite un movimiento casi en cualquier lugar de la cámara.

Durante la caracterización de la cámara la primera prueba que se realizó fue la de vacío, al principio se tuvieron muchos problemas con este pues ciertas partes soldadas tenían fugas y el vacío obtenido no sobrepasaba los milibares. Para poder detectar las fugas se aplicó aire a presión y el líquido snoop, unas veces localizadas estas se procedió a resoldar la cámara con soldadura eléctrica, después de esto se obtuvo un vacío de 10^{-4} mBares. En el caso de las fugas virtuales estas no se pudieron eliminar totalmente debido a que no se cuenta con una máquina de electropulido así que el acabado se realizó utilizando lijas de diferentes granos, el acabado final se realizó utilizando lija de agua de grano 400.

Cabe mencionar que a esta cámara no se le realizó la detección de fugas utilizando helio.

Después de limpiar la cámara con agua, acetona y xileno, se creció la primera película con los parámetros de crecimiento que se listaron en la sección de resultados.

Un fenómeno que se observó al obtener la estequiometría del blanco, es que la estequiometría cambia para diferentes áreas ablacionadas. Esto revela una limitación que resulta en este fenómeno, pues estas variaciones se ven reflejadas en la película obtenida. Una solución es disminuir el diámetro del spot utilizando elementos ópticos, otra es haciendo rotar tanto el blanco como el sustrato utilizando motores, en esta cámara se optó por esta última.

Al obtener imágenes con el microscopio de barrido se puede observar que las películas presentan una rugosidad de micrómetros lo que aun no es adecuado para realizar proceso fotolitográfico pues la

resina penetraría por las partes que no quedarían cubiertas por esta provocando que el perfil no fuera uniforme. Para solucionar esto se crecerán varias películas y se someterán a distintas temperaturas de recocido asimismo se implementará un sistema de alimentación de oxígeno a la cámara para realizar el recocido *in situ*.

De las gráficas de susceptibilidad magnética se puede observar que la temperatura crítica es aún baja, esto se atribuye principalmente al hecho de que el recocido se realiza *in vitro*, es decir, posterior al crecimiento, y también a que el ambiente de oxígeno no se aplica durante el momento del crecimiento.

Otra opción también podría ser aumentar la temperatura de recocido a 900 °C para así aumentar la temperatura crítica del material, la temperatura crítica debe superar los 77 K para así poder enfriar el superconductor utilizando nitrógeno líquido que es mas barato que el helio líquido.

REFERENCIAS

- [1] Magnetocardiography: An overview David B. Geselowitz, *IEEE transations on biomedical engineering*, Vol BME-26, No. 9 Sept 1979.
- [2] G. M. Baule and R. McFee, "Detection of the magnetic field of the heart", *Amer. Heart J.*, Vol.66, pp 95-96, 1963.
- [3] John Clarke, "Principles and Applications of SQUIDS", *Proceedings of the IEEE*, vol. 77, No. 8 August 1989.
- [4] D. Cohen, E. A. Edelsack, and J.E. Zimmerman, "Magnetocardiograms taken inside a shielded room with a superconducting point-contact magnetometer." *Appl. Phys. Lett.*, 16:278-280, 1970.
- [5] J. P. Wisko, Jr., J. P Barach, and J. A. Freeman, "Magnetic field of a nerve impulse: First measurements", *Science*, 208:53-55, 1980.
- [6] C. Bercy, D. Duret, P. Karp and D. Teszner, " Instalation of a biomagnetic measurement facility in a hospital enviroment", *Biomagnetism*, Walter de Gruyter & Co., Berlin, 1981.
- [7] A. H. Miklich, J.J. Kinston, F. C. Wellstood, John Clarke M. S. Colclough, K. Char, and G. Zaharchuk. Sensitive YBCO thin-film magnetometer. *Appl. Phys. Lett.*, 59:988,91
- [8] R. F. Kromann, J. J. Kingston, A. H. Miklich, L. T. Sagdal, and John Clarke. Integrated YBCO SQUID magnetometers with only two superconducting layers. *Appl. Phys. Lett.*, 63:599, 1993.
- [9] Thomas S. Lee, Eugene Dantster, and John Clarke, "High-Transition Temperature Superconducting Quantum Interference Device Microscope", *Rev. Sci. Instrum.* 67(12), December 1996.
- [10] Robert Plonsey, "Capability and Limitations of Electrocardiography and Magnetocardiography", *IEEE transations on Biomedical Engineering*, Vol. BME-19, No. 3 May 1972.
- [11] Arthur C. Guyton, John E. Hall, *Tratado de Fisiología Médica*, 9ª edición, Edit. Interamericana -McGraw-Hill 1997.
- [12] Jaakko Malmivuo and Robert Plonsey, *Bioelectromagnetism, Principles and Aplications of Bioelectromagnetic Fields*, Oxford University Press, New York, 1995
- [13] M. Saarinen, P. Siltanen, P.J. Karp, and T. E. Katila, "The normal magnetocardiogram. Morphology." *Ann. Clin. Res.*, 10(Suppl. 21):1-43,1978.

- [14] J. Lant, G. Stroink, B. Ten Voorde, M. Horachek, and T.J. Montague, "Complementary nature of electrocardiographic and magnetocardiographic data in patients with ischemic heart disease", *J. Electrocardiography*, vol.23, pp.315-322, 1990.
 - [15] A. H. Miklich, J. J. Kington, F. C. Wellstood, and John Clarke, Sensitive $\text{YBa}_2\text{Cu}_3\text{O}_{7-x}$ thin film magnetometer, *Appl. Phys. Lett.* 59(8), 19 August 1991.
 - [16] Matti Hämäläinen, Riita Hari, *et. al.* Magnetoencephalography -Theory, instrumentation, and applications to noninvasive studies of the working human brain. *Review of Modern Physics*, Vol. 65, No. 2, April 1993
 - [17] SQUIDS CONCEPTS AND SYSTEMS, John Clarke, Department of Physics, University of California, NATO ASI Series, Vol. F59 Superconducting Electronics, Edited by Weinstock and M. Nicenoff 1989.
 - [18] Eugene Dantsker, "High Transition-Temperature SQUID Magnetometer and Practical Application", Doctor of Philosophy Thesis, University of California at Berkeley. 1995.
 - [19] J. M. Jaycox and M.B. Ketchen. Planar coupling scheme for ultra low noise dc SQUIDs. *IEEE trans. Mag.*, MAG-17:400, 1981.
 - [20] M.B. Ketchen and J.M. Jaycox. Ultra-Low noise tunnel junction dc SQUID with tightly coupled planar input coil. *Appl. Phys. Lett.*, 40:736, 1982.
 - [21] B. Dutta, X.D. Wu, *et. al.* *Solid Estate Technology*, pp. 106 - 109, February 1989.
 - [22] X.D. Wu, *et al.*, *ibid.*, vol. 54, p. 2 (1989).
- <http://python.swan.ac.uk/medical/magmain.html>
- <http://krissol.kriss.re.kr/quantum/supercon/bio.html>

8 GLOSARIO DE TÉRMINOS

$\hbar$	Constante de Planck
Φ_0	Quantum de flujo magnético equivalente a 2.07 <i>femtoTeslas</i> .
Φ	Flujo de campo magnético
Ablación	Estirpamiento de material
Blanco	Elemento sobre el cual se aplica el láser, es la fuente que proporciona el material para la formación de una película delgada.
PLD	Pulse Laser Deposition (Técnica de deposición de películas delgadas utilizando un láser de alta energía)
SQUID	Superconductor Quantum Interference Device (Sensor de campos magnéticos extremadamente débiles cuyo principio de funcionamiento se basa en el fenómeno de interferencia cuántica que ocurre al unir en paralelo dos uniones Josephson y aplicar un campo magnético)
TTX	Fármaco utilizado para inhibir un tipo de canales iónicos.
Atravezador	Dispositivo que permite introducir corriente al sistema de vacío.
Estequiometría	Parte de la química que trata acerca de la cantidad de especies presentes en un compuesto químico
Metal mu	Material ferromagnético utilizado para blindajes electromagnéticos
fWb	femtowebers unidad de flujo magnético correspondiente a 10^{-15} Teslas x metro ²
T_c	Temperatura crítica, es la temperatura a la cual el material cambia del estado normal al estado superconductor.
I_c	Corriente crítica
B_c	Campo magnético crítico