

Diseño y fabricación de microinductor planar para microválvula activa para el tratamiento de glaucoma utilizando tecnología MEMS

M.C. Pérez^{1,2}, F.L. Sasseti^{1,2} y F.A. Guarnieri^{1,2}

¹ Cimec, Intec (UNL-Conicet) PTLC, Santa Fe, Argentina

² Facultad de Ingeniería, UNER, Oro Verde, Argentina

Abstract—This paper presents the modeling, design and characterization of planar microinductor, to be used in telemetry systems that supply energy to miniaturized implants. First, a model for the electrical characteristics of planar coils will be discussed. Parasitic electrical effects that may become important at AC-frequencies of several MHz are evaluated. The fabrication process and electrical characterization of planar microcoils will be described. Different configurations of planar microinductor were made with the use of micromachining technologies such as thin film deposition, standard photolithography processes and electroplating. With this technology small coils are relatively easy to fabricate reproducibly. The parameters and performance of fabricated inductor will be evaluated by electrical measurements. Measurements show a good agreement between calculated and measured values.

Palabras claves— Microinductor planar, microválvula para glaucoma, MEMs, microfabricación, electroplateado.

I. INTRODUCCIÓN

El glaucoma es un grupo de patologías asociadas al daño progresivo del nervio óptico conduciendo a la ceguera. Una característica frecuente de este grupo de patologías es el aumento de la presión intraocular debida al aumento de la resistencia hidráulica en los drenajes del humor acuoso de la cámara anterior del ojo a los tejidos periféricos. En los pacientes con glaucoma el objetivo es reducir la presión intraocular, como primera opción con fármacos, intervenciones quirúrgicas para aumentar el drenaje y como última opción se implantan válvulas. Las válvulas comerciales permiten regular la presión en rangos pequeños de presión, presentando problemas de hipotonía ocular en el post-operatorio temprano e hipertensión ocular pasado los seis meses del implante. Con el desarrollo de nuevos materiales y tecnologías de microfabricación es posible desarrollar implantes activos que permitan contemplar la variabilidad de cada paciente [1].

En esta aplicación el uso de una batería no siempre es posible o conveniente a causa de su tamaño y limitaciones de vida útil. Una alternativa es la transmisión de energía a través de un acoplamiento inductivo entre dos bobinas, una bobina transmisora y una bobina receptora implantada en el cuerpo humano. La bobina receptora para este tipo de

aplicación debe ser de un tamaño muy pequeño y una alta eficiencia en la transferencia de energía.

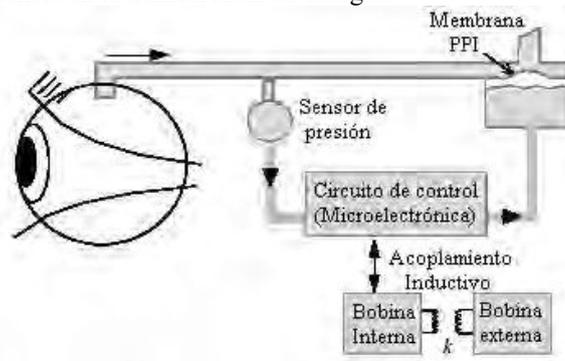


Fig. 1 Microválvula para glaucoma

El pequeño tamaño de la bobina receptora podría dar lugar a la necesidad de un campo magnético denso, con el fin de transferir una cantidad suficiente de energía. Sin embargo, como el campo induce corrientes de Foucault en un material conductor, esto provoca calentamiento por resistencia o una activación de los nervios. Se ha informado de que este calentamiento puede causar daño a los tejidos humanos. Así que, en general, los campos magnéticos de alta intensidad no son deseables. Con el fin de ser capaces de transferir energía suficiente con una intensidad de campo magnético adecuada, el diseño de la bobina receptora debe ser optimizado [2].

En este artículo se presenta el diseño, fabricación y caracterización de un microinductor planar para la transferencia de energía en una microválvula inalámbrica para el control de la presión intraocular. Se utiliza un modelo eléctrico para el diseño y análisis de un microinductor planar que evalúa los efectos parásitos de la microbobina, los cuales se vuelven importantes al trabajar a altas frecuencias. Se presenta el proceso de fabricación y caracterización de bobinas de cobre depositadas en un sustrato aislante de vidrio, utilizando técnicas microfabricación y electrodeposición para mejorar la eficiencia y el factor de calidad. Con estas tecnologías las bobinas pequeñas son relativamente fáciles de fabricar de forma reproducible.

II. MODELO ELÉCTRICO

A. Generalidades

En esta sección se discute un modelo eléctrico de las características intrínsecas de una microbobina plana. Esto permite comprender la influencia de los efectos parásitos permitiendo optimizar el diseño de la bobina para maximizar la transferencia de energía. El circuito eléctrico equivalente simplificado de la microbobina se muestra en la Figura 2.

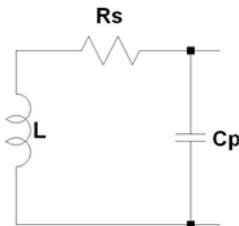
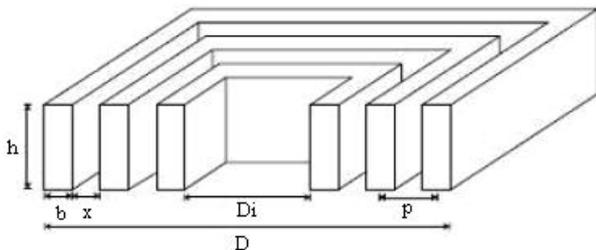


Fig. 2 Modelo eléctrico de la microbobina

Debido a las imperfecciones en los conductores, las bobinas tienen una resistencia en serie R_s . Esta resistencia disipa la energía en forma de calor reduciendo la eficiencia de la microbobina. La energía disipada es directamente influenciada por la resistencia en serie, que depende de los factores geométricos (ver Figura 3) y de la frecuencia. La energía recibida depende principalmente de la autoinducción, que también depende de las dimensiones de la bobina [3].



- D: Diámetro de la bobina
- Di: Diámetro interno de la bobina
- b: Ancho de la espira
- h: Altura de la espira
- x: Distancia entre espiras adyacentes
- p: Pitch ($p=x+b$)
- N: Número de vueltas ($N=(D-D_i)/2p$)
- alfa: Relación diámetros (D_i/D)

Fig. 3 Factores geométricos de la microbobina

A. Autoinductancia

La autoinductancia de una bobina se define como la relación del flujo magnético generado por unidad de corriente que circula a través de ella. Por otra parte, se define como dos veces la energía almacenada en el campo magnético dividido por el cuadrado de la corriente.

La autoinductancia es un parámetro que depende de los factores geométricos de la misma, principalmente de su longitud total y en menor medida de su área de sección transversal. Para bajas frecuencias, la autoinductancia en bobinas cuadradas con $N > 10$ se puede determinar como

$$L = \frac{\mu N^2 A}{l} \quad (1)$$

donde μ es la permeabilidad del aire [3].

B. Resistencia serie

La resistencia serie de una bobina puede ser dividida en dos partes, una independiente y la otra dependiente de la frecuencia. La parte independiente de la frecuencia es la resistencia en DC debida a la resistividad del material ρ ($\rho_{Cu} = 1,667 \Omega m$), la cual depende de sus dimensiones geométricas, [2,3]

$$R_s = \frac{\rho l}{A} \quad (2)$$

En corriente continua los portadores de carga se distribuyen uniformemente a través de la sección transversal del conductor. Cuando aumenta la frecuencia, el campo magnético aumenta en el centro del alambre, aumentando también su impedancia. Como resultado, disminuye la densidad de corriente en el centro del conductor y aumenta en los bordes. Este efecto es llamado *skin effect*. La profundidad en la cual la densidad de corriente disminuye a $1/e$ (37%) respecto a la superficie se conoce como *skin depth*, la cual es función de la frecuencia, la permeabilidad y la conductividad del medio. El resultado de este efecto es una disminución del área efectiva de sección transversal del conductor. La *skin depth* se determina como

$$\delta = \sqrt{\frac{2}{\omega \mu \sigma}} \quad (3)$$

donde ω es la frecuencia angular.

Este efecto se vuelve importante cuando la profundidad es pequeña comparada con el diámetro del alambre, y la resistencia serie debe ser corregida debido a la redistribución de corriente en el conductor [4].

$$R_s = \frac{\rho l}{A} \left(1 + \frac{1}{2} \left(\frac{D}{\delta} \right)^2 \right) \quad (4)$$

C. Capacidad parásita

La capacidad parásita está dada por la capacidad entre espiras que para un inductor cuadrado esta dado por

$$C_p = \frac{\epsilon \cdot A}{h} \tag{5}$$

donde ϵ es la permitividad del material. [3]

D. Frecuencia de resonancia y factor de calidad

La transmisión de energía se realiza a través de un acoplamiento inductivo entre la bobina transmisora y la bobina receptora implantada en el cuerpo. El trasmisor envía energía al receptor a través de un campo magnético alterno con una frecuencia fija. De esta forma, cuando sometemos a la bobina receptora a este campo externo, ésta oscila a la frecuencia de resonancia intrínseca ω_i

$$\omega_i = \frac{1}{\sqrt{L \cdot C_p}} \tag{6}$$

La bobina receptora solo captará la energía magnética de dicha frecuencia, mientras que se atenuarán las frecuencias no deseadas, por lo que es muy importante que ambas bobinas estén perfectamente sintonizadas a la misma frecuencia.

El factor de calidad Q mide la eficiencia de la bobina receptora y se obtiene del diagrama de respuesta en frecuencia como la relación entre la frecuencia de resonancia y el ancho de banda del sistema. En función de los parámetros eléctricos del modelo, el factor de calidad intrínseco de la bobina se puede determinar a partir de su frecuencia de resonancia como [2, 3, 4]

$$Q = \frac{\omega_i}{\Delta \omega} \tag{8}$$

III. MICROFABRICACIÓN

En los sistemas de telemetría el mayor requerimiento es la alta transferencia de energía. Esto significa que la bobina receptora debe tener una alta eficiencia Q, una alta autoinductancia y una baja resistencia en serie y capacidad. Al disminuir el tamaño de la bobina aumentamos el Q, pero disminuimos su inductancia. Este efecto se puede compensar con bobinas de un alto número de vueltas, pero esto aumenta tanto la resistencia serie como la capacidad parásita. Es por eso que se utilizan materiales de muy baja resistividad como el cobre. Una forma de

mejorar la eficiencia de una microbobina sin afectar el valor de autoinductancia es aumentando el espesor h de las espiras. Esto mantiene el valor de L, disminuyendo la resistencia serie. Las técnicas de fabricación que se utilizan para microbobinas son la deposición de película fina y el electroplateado. En el caso de esta última es posible fabricar estructuras de mayor espesor [5].

En la Figura 5 se presentan las distintas etapas de la fabricación de las microbobinas que se implementaron en el Laboratorio del Centro Atómico Constituyentes (CNEA PAE 2004).

Se fabricaron bobinas de cobre sobre sustratos de vidrio. La primera etapa en la fabricación es la limpieza del sustrato antes del depósito de las capas de metales en el proceso de sputtering. El proceso de sputtering realizado para el depósito del film de adhesión se realiza en dos etapas 1) Depósito de capa de titanio realizada con un magnetrón de radio frecuencia con una potencia de 100[W] durante 6 minutos en vacío $3 \cdot 10^{-3}$. Resultado: 6,6 nm a 10,2 nm. 2) Depósito de lámina de cobre con DC a 150[W] durante 20 minutos en vacío $3 \cdot 10^{-3}$. Resultado: 100nm a 200 nm de espesor. Equipo ATC Orion. 3) La fotolitografía se realiza utilizando fotoresina positiva AZ 9260. En primer lugar se deposita una película de 8um de espesor con un spinner a 3500 rpm. La exposición de la misma se realiza en un alineador de máscara EVG 620 con las máscaras diseñadas en el software L-Edit y fabricadas en films de transparencias. El proceso litográfico finaliza con la remoción de la fotoresina no revelada.

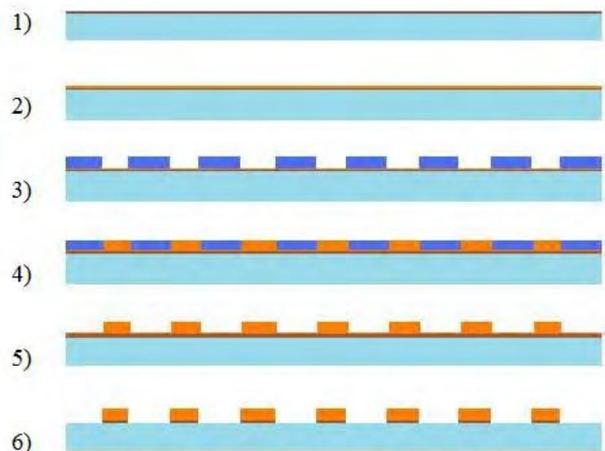


Fig. 5 Etapas del proceso de fabricación. 1) Depósito de capa de adhesión (ti). 2) Depósito de capa de cobre. 3) Fitolitografía. 4) Electroplateado. 5) Remoción de fotoresina. 6) Remoción de capa de adhesión.

4) El proceso de electrodeposición de metales se realiza en una celda electroquímica utilizando una solución acuosa

de sulfato de cobre 0.1 Se utiliza un ánodo de cobre y se coloca el sustrato y el molde construido con la fotoresina al potencial más negativo (cátodo). Para el proceso, se utiliza una densidad de corriente constante de 6 uA/mm² utilizando una fuente de corriente Keithley. El espesor del depósito de cobre depende del tiempo de electroplateado. 5) La fotoresina se remueve con acetona. 6) Por último se remueve el film de Cobre con una solución de ácido acético y la capa de adhesión de titanio con una solución de ácido fluorhídrico. La limpieza final se realiza con agua desionizada.

Las mediciones de los parámetros eléctricos de las microbobinas se realizaron con un Multímetro digital UT70A.

IV. RESULTADOS

Se fabricaron 3 bobinas cuadradas con iguales parámetros constructivos, variando su tamaño y número de vueltas como se muestra en la Tabla 1.

Tabla 1 Parámetros constructivos de las microbobinas

Parámetro constructivo	Bobina Pequeña	Bobina Intermedia	Bobina Grande
b (µm)	100	100	100
h (µm)	6.5	6.5	6.5
p (µm)	200	200	200
D (mm)	11	12	14
Di (mm)	2	2	2
N	22	25	30

Los resultados obtenidos del modelo eléctrico y experimentalmente se muestran en las Tablas 2 y 3

Tabla 2 Parámetros eléctricos obtenidos en el modelo eléctrico.

Parámetro eléctrico	Bobina Pequeña	Bobina Intermedia	Bobina Grande
R (ohm)	15.49	18.53	25.42
L (µH)	3.16	4.10	6.51

Tabla 3 Parámetros eléctricos obtenidos en las mediciones.

Parámetro eléctrico	Bobina Pequeña	Bobina Intermedia	Bobina Grande
R (ohm)	15.3	18.7	23.8
L (µH)	4	5	8

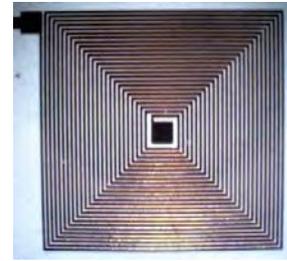


Fig. 6 Microbobina fabricada

En la Figura 6 se muestran las imágenes al microscopio de las microbobinas fabricadas.

V. CONCLUSIONES

En el siguiente trabajo se realiza el diseño y fabricación de un microinductor planar para una microválvula inalámbrica para el control de la presión intraocular. El modelo eléctrico utilizado permite contemplar los efectos parásitos de la bobina. Se fabricaron y caracterizaron distintos tamaños de inductores. En todos los casos los resultados del modelo fueron comparables con los obtenidos en las mediciones, por lo que es posible caracterizar con muy buena exactitud los parámetros eléctricos de la microbobina a través del modelo eléctrico.

RECONOCIEMIENTOS

Los autores agradecen al Consejo Nacional de Investigaciones Científicas y Técnicas (CONICET) y al Laboratorio del Centro Atómico Constituyentes (CNEA).

REFERENCIAS

1. Sasseti F.L., Guarnieri F.A., Interacción Fluido Estructura en una Microválvula para el Control de la Presión Intraocular - Volumen XXVIII. Number 25. Numerical Methods for Simulations and Analysis in Bioengineering (B). 2009.
2. Pérez M.C., Reta J.M., Guarnieri F.A., Diseño y Simulación de un Microinductor Planar para un Sensor Telemétrico de Presión Intraocular - Volume XXVIII. Number 25. Numerical Methods for Simulations and Analysis in Bioengineering (B). 2009.
3. Neagu, C.R., Jansen, H.V., Smith, A., Cardeniers, J.G.E. and Elwenspck, M.C., Characterization of a planar microcoil for implantable microsystems. Sensor and Actuators a physical, 62:599–611, 1997.
4. Lee, Y., Sorrells, P., 2004. MicroID™ 13.56 MHz RFID System Design Guide. [Http://www.microchip.com](http://www.microchip.com)
5. Puers, R., Vandevoorde, G. and De Bruyker, D, Electrodeposited copper inductors for intraocular pressure telemetry. J. Micromech. Microeng, 10:124-129, 2000.