



Estudio del enlace inductivo transcutáneo en el suministro de energía en dispositivos electrónicos implantados

Muñoz R*
Leija L*
Flores J*
Álvarez Ja*
Minor A*
Reyes JL**

Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del IPN.
Av. Instituto Politécnico Nacional 2508,
C.P. 07000, México, D.F.

* Departamento de Ingeniería Eléctrica.

** Departamento de Fisiología, Biofísica y Neurociencias.

Email: rmunoz@mail.cinvestav.mx

Artículo recibido 5/noviembre/2000

Artículo aceptado 4/febrero/2001

RESUMEN

En este artículo se describe el comportamiento de un sistema de enlace inductivo transcutáneo, el cual fue desarrollado para el suministro de energía de un sistema de biotelemedicina implantable.¹¹ El sistema de enlace inductivo se implantó en conejo por un periodo de seis meses, la bobina receptora se cubrió con silicona de grado médico, y los resultados obtenidos muestran que la capa de tejido fibroso formada alrededor del implante, redujo la eficiencia del enlace en un 30 %, además de afectar la tolerancia al desplazamiento lateral entre la bobina externa (transmisora) y la bobina implantada (receptora). Con algunas precauciones, este sistema de enlace inductivo transcutáneo podrá ser utilizado para el suministro de energía a dispositivos electrónicos implantados, evitando el empleo de pilas.

Palabras clave:

Dispositivos implantados, Enlace transcutáneo, Tejido fibroso.

ABSTRACT

The experimental analysis over the performance of a system of transcutaneous inductive link is described in this article, this inductive link was developed to supply energy to an implantable biotelemetry system.¹¹ In order to evaluate in vivo the link efficiency, the receptor coil, covered with silicon of medical degree was implanted in rabbit by a period of six months. The obtained results show that the layer of fibrous tissue formed around the one implants, it reduced the efficiency of the link in 30%, besides affecting the tolerance to the lateral displacement among the external coil (transmitter) and the implanted coil (receptor). With their respective cautions, this system of transcutaneous inductive link can be used for the energy supply to implantable electronic devices, avoiding in this way, the employment of batteries.

Key words:

Implantable devices, Transcutaneous link, Fibrous tissue.

INTRODUCCIÓN

Actualmente, los microsistemas son de gran interés en el campo de la investigación biomédica. Las nuevas microtecnologías permiten desarrollar sistemas electrónicos con reducidas características en volumen y consumo de potencia. Estos microinstrumentos son encapsulados con materiales biocompatibles, lo que da como resultado sistemas que pueden ser implantados en medios biológicos por largos periodos.¹⁻⁴

La fuente de energía que se ha utilizado tradicionalmente en los sistemas implantables es la pila, sin embargo, ésta muestra aún problemas de espacio, peso y de durabilidad, principalmente cuando el sistema es proyectado para permanecer implantado varios meses o años. En los últimos años, a fin de reducir los problemas ocasionados por las baterías en la mayoría de los sistemas implantados, la alimentación se ha suministrado vía RF, utilizando bobinas acopladas magnéticamente, método introducido por Schuder et al.⁵ La bobina primaria, excitada por un transmisor, es externa al medio biológico, y la bobina secundaria receptora es implantada.

Los trabajos relacionados con el acoplamiento magnético transcutáneo para suministro de energía a sistemas implantados reportados en la literatura presentan métodos de análisis y diseño en los cuales el factor más importante, sin descuidar los requisitos de tamaño y forma de la bobina receptora, es el de mantener al valor del coeficiente de acoplamiento k , dentro de un margen que permita la máxima eficiencia en la transferencia de energía del exterior al interior del medio biológico, aun cuando se lleguen a presentar desplazamientos laterales y/o angulares entre el par de bobinas.⁶⁻¹⁰ Sin embargo, en los trabajos hasta ahora reportados no se consideran los efectos en el acoplamiento magnético del material encapsulante y del tejido fibroso que puede producirse alrededor de un sistema con varios meses de implantación.

La capa de tejido fibroso que se forma por encima de la bobina secundaria implantada, podría alterar el medio de transmisión magnética con la bobina exterior, y como esta capa no tiene un espesor uniforme, el valor del coeficiente de acoplamiento dependerá de la posición geométrica entre las dos bobinas.

En este reporte se presentan los resultados experimentales obtenidos con un sistema de enla-

ce inductivo transcutáneo, utilizado para el suministro de energía a un microsistema de biotelemetría implantable diseñado previamente.^{11,12} Antes de ser integrado al microsistema principal, el sistema de enlace inductivo transcutáneo se implantó aisladamente en modelo animal a fin de analizar experimentalmente el efecto del medio biológico en la transmisión de energía.

SISTEMA DE ENLACE INDUCTIVO TRANSCUTÁNEO

En la figura 1 se muestra el esquema eléctrico completo del sistema de enlace inductivo transcutáneo desarrollado. La parte izquierda de la figura, marcada como el medio exterior al medio biológico, contiene un amplificador de potencia clase E con la bobina transmisora; la región central de la figura corresponde al circuito receptor, el cual se localiza físicamente en el interior del medio biológico; y en el lado derecho se presenta un rectificador de onda completa, el cual se conecta al circuito receptor a través de un conector percutáneo. El conector percutáneo fue utilizado para registrar y analizar, desde el exterior del medio biológico, el voltaje inducido en el circuito implantado.

El amplificador de potencia clase E consiste de una red de carga formada por el capacitor de 302 pF y la bobina de 1 mH, y el transistor VN66AFD operado como interruptor a la frecuencia portadora de 12 MHz. La energía se transmite a través del enlace inductivo formado por las dos bobinas acopladas. La cantidad de potencia transmitida y su eficiencia dependen principalmente del factor de acoplamiento k , entre ambas bobinas, el cual a su vez, depende de la geometría y de la orientación de las bobinas.

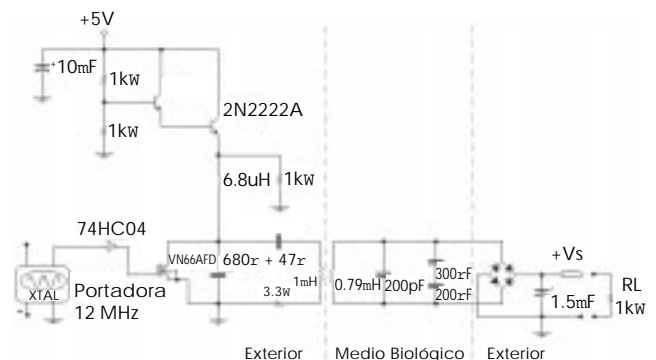


Figura 1. Diagrama eléctrico del sistema enlace inductivo transcutáneo.

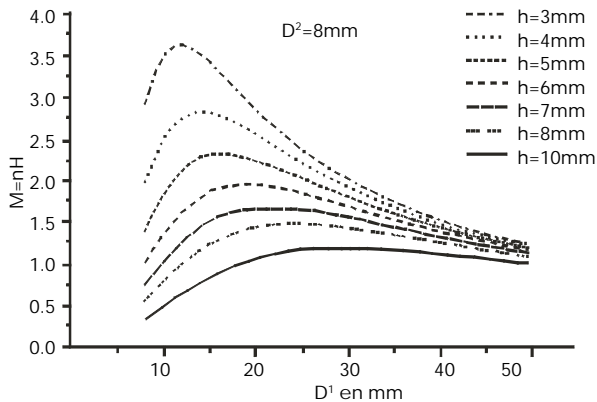


Figura 2. Inductancia mutua para dos bobinas de diferentes diámetros, acopladas y separadas por una distancia h . D_1 y D_2 son los diámetros de la bobina implantada y la externa.

La bobina externa (transmisora) se diseñó tratando de optimizar⁸ la inductancia mutua entre las bobinas, separadas por una distancia de 10 mm y un diámetro de la bobina implantable de 8 mm. La distancia entre las bobinas se propuso considerando el espesor del material encapsulante, del tejido fibroso, del tejido adiposo y de la piel. Como se muestra en la figura 2, un máximo en el acoplamiento se obtiene con una bobina externa de diámetro de 25 mm.

De esta forma, el enlace inductivo transcutáneo se formó con dos bobinas circulares y planas; la bobina implantable con un diámetro de 8 mm y la externa con un diámetro de 27 mm. Mientras la bobina implantada esté por debajo del perímetro de la bobina transmisora, k permanecerá teóricamente constante.¹³

El sistema se probó en tres medios de transmisión diferentes: a) aire entre las dos bobinas, b) con la bobina receptora encapsulada con silicona de grado médico tipo A (Dow Corning), y c) con la bobina receptora encapsulada con silicona e implantada en conejo y, la bobina transmisora, colocada sobre la superficie de la piel. En el primer y segundo caso las pruebas consistieron en medir el valor RMS del voltaje inducido en la bobina receptora variando la distancia entre las dos bobinas (bobinas concéntricas) y, desplazándolas lateralmente. En el tercer caso, la bobina transmisora se desplazó lateralmente sobre la piel del conejo y se registró, a través de un conector percutáneo, el voltaje inducido en la bobina implantada para cada posición. En la figura 3 se muestra la bobina encapsulada con silicona de grado médico y el conector percutáneo.

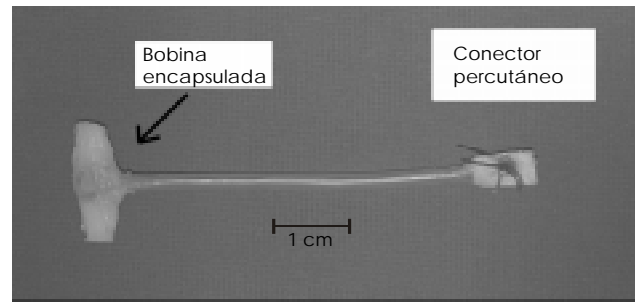


Figura 3. Etapa implantable del sistema de enlace inductivo transcutáneo. Consiste de la bobina receptora, encapsulada con silicona de grado médico tipo A, un conector percutáneo de teflón y tubo de teflón, para proteger los conductores conectados a la bobina.

IMPLANTACION

Para las pruebas in vivo, la bobina receptora se implantó en un conejo de la raza Nueva Zelanda, de aproximadamente 3 meses de edad. Previo a la cirugía, el conejo se anestesió con pentobarbital sódico aplicado a través de la vena auricular caudal. Una vez logrado el efecto de la anestesia se retiró el pelaje de la piel a la altura del músculo trapecio en la zona comprendida entre el tórax y la región cervical, para posteriormente diseccionar (3 cm) la piel. A través de esta disección se separó el tejido graso de la piel, en la dirección del cuello, para introducir la bobina encapsulada (previamente esterilizada). En la parte anterior del cuello, la zona plana del encapsulado se suturó, utilizando hilo quirúrgico de seda, con la cara interna de la piel.

Para colocar el conector percutáneo se realizó una segunda disección hacia un lado y hacia arriba, de donde se fijó el encapsulado, de

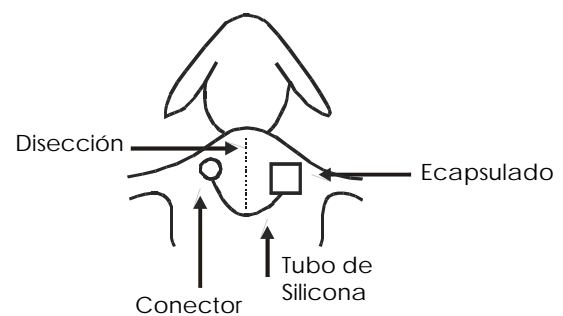


Figura 4. Colocación de la bobina receptora encapsulada y del conector percutáneo en el interior del conejo, utilizado en las pruebas del sistema de enlace inductivo transcutáneo.

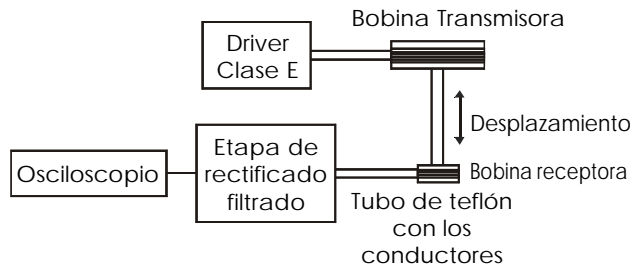


Figura 5. Montaje utilizado para medir el valor RMS del voltaje inducido en la bobina receptora en función de la distancia entre las dos bobinas.

aproximadamente 1 cm abajo del cuello, entre las vértebras cervicales, dejando al descubierto la porción cervical. El conector se pasó por la cavidad para salir en la herida hecha en el cuello y fijarlo a la piel, con 4 puntos de sutura. En la figura 4 se muestra un bosquejo de la colocación de los elementos implantados.

RESULTADOS

Pruebas del sistema sin implantar

Para determinar el efecto del medio biológico en la eficiencia del sistema de enlace inductivo, se hicieron diferentes pruebas de transmisión en un montaje externo controlado y midiendo distancias. Estas pruebas consistieron en medir el valor RMS del voltaje inducido en la bobina receptora (con una resistencia de carga, R_L de 1 kW) y establecer las variaciones ante desplazamientos tanto en el mismo eje (bobinas concéntricas), como laterales. Las mediciones se realizaron con la bobina receptora sin encapsular (s/e) y encapsulada (c/e) con silicona de grado médico.

En las pruebas de desplazamiento con bobinas concéntricas, la bobina receptora se fijó sobre un tubo guía de teflón, con diámetro similar

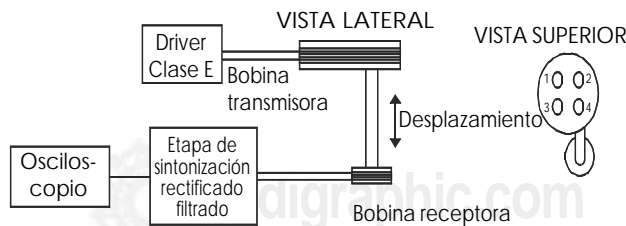


Figura 6. Montaje para registrar el valor RMS del voltaje inducido en la bobina receptora y su variación con desplazamientos laterales entre bobinas.

Distancia entre bobinas (mm)	Voltaje Inducido (Vrms)	
	s/e	c/e
0	17.5	17.3
5	16.2	16.1
10	12.4	12.3
15	7.7	7.4
20	4.7	4.5

Cuadro 1. Valores RMS del voltaje inducido en la bobina receptora, con bobinas concéntricas, a diferentes distancias entre bobinas. Bobina receptora encapsulada (c/e), bobina receptora sin encapsular (s/e).

al de la bobina; en el otro extremo del tubo se colocó empleando un disco de cartón, la bobina transmisora. En la figura 5 se muestra el esquema de este montaje.

En las pruebas con desplazamientos laterales, el montaje utilizado fue similar al anterior, con la diferencia de que las bobinas no se dispusieron concéntricamente; en este caso, el tubo guía se colocó en cuatro posiciones respecto a la bobina transmisora, en cada una de ellas, la bobina receptora estaba por debajo de la periferia de la bobina transmisora. Ver figura 6.

En los cuadros 1 y 2 se muestran los resultados obtenidos para estas dos primeras pruebas.

Pruebas in vivo

El objetivo de esta prueba fue evaluar experimentalmente el comportamiento del sistema de en-

Distancia entre bobinas (mm)	Voltaje inducido (Vrms)							
	Posición 1		Posición 2		Posición 3		Posición 4	
	s/e	c/e	s/e	c/e	s/e	c/e	s/e	c/e
0	17.5	—	17.05	—	17.25	—	17.2	—
5	15.5	15.5	15.7	15.6	15.75	15.7	15.45	15.4
10	10.2	10.1	10.3	10.3	10.18	10.2	10.3	10
15	5.7	5.6	5.8	5.8	5.8	5.6	5.6	5.5
20	3.25	3.2	3.65	3.6	3.5	3.4	3.2	3.2

Cuadro 2. Valores RMS del voltaje inducido en la bobina receptora, con bobinas no concéntricas, a diferentes distancias entre bobinas. Bobina receptora encapsulada (c/e), bobina receptora sin encapsular (s/e).

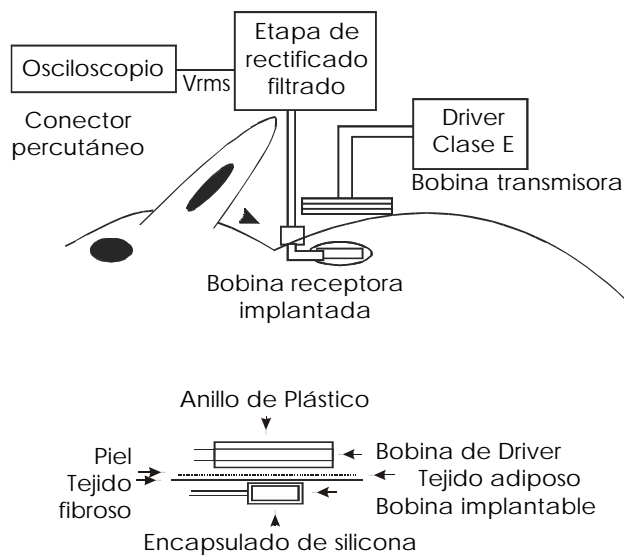


Figura 7. Pruebas in vivo del sistema de enlace inductivo transcutáneo.

lace inductivo transcutáneo ante situaciones reales de funcionamiento, considerando principalmente la no-homogeneidad del medio de transmisión entre las dos bobinas. Este medio de transmisión está constituido por la piel y el tejido subcutáneo, y en implantes crónicos, el tejido fibroso formado alrededor del implante. Nuestra experiencia en el manejo de dispositivos implantables que contienen silicona, nos ha mostrado que el tiempo requerido para la formación de la cápsula fibrosa alrededor de un dispositivo biocompatible es de aproximadamente 2 meses.¹⁴ En el presente trabajo, las pruebas in vivo se realizaron 6 meses después de haber efectuado la implantación, periodo que consideramos suficiente para la formación de la cápsula fibrosa. Las pruebas in vivo tuvieron las siguientes diferencias respecto a las reportadas.

- Los corrimientos entre la bobina implantada y la externa fueron solamente laterales.
- En virtud de que no fue posible determinar la posición concéntrica entre bobinas, el punto de referencia a partir del cual se desplazó la bobina externa fue aquel donde se registró el máximo voltaje inducido en la bobina implantada.
- La distancia entre bobinas, determinada por la capa del tejido fibroso, del tejido subcutáneo y de la piel, se precisó hasta después de sacrificar el conejo y ésta fue aproximadamente de 5 mm en su zona más estrecha.

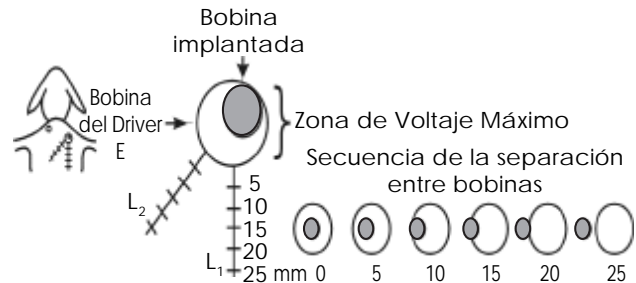


Figura 8. Posición de las líneas L_1 y L_2 marcadas sobre el conejo para las pruebas in vivo del sistema.

En la figura 7 se muestra el montaje para las pruebas in vivo. Con el conejo anestesiado, la bobina receptora implantada se conectó, a través del conector percutáneo, a la etapa de rectificado y filtrado, en esta etapa se conectó una resistencia de carga de 1 kW. La bobina transmisora, excitada por el driver clase E, se colocó sobre la piel, aproximadamente en la zona donde se implantó la bobina receptora, y con suaves movimientos sobre esta zona se detectó y marcó el punto donde se registró el máximo valor de voltaje en la etapa de rectificado y filtrado (valor RMS del voltaje inducido en la bobina implantada).

A partir del punto de máximo voltaje, se trazaron sobre la piel dos líneas graduadas cada 5 mm, una línea en dirección de la porción dorsal central (L_1), y la otra línea en dirección distal lateral derecha (L_2), ver figura 8. Sobre L_1 y L_2 se desplazó cada 5 mm la bobina transmisora, y en cada punto se registró el valor RMS del voltaje

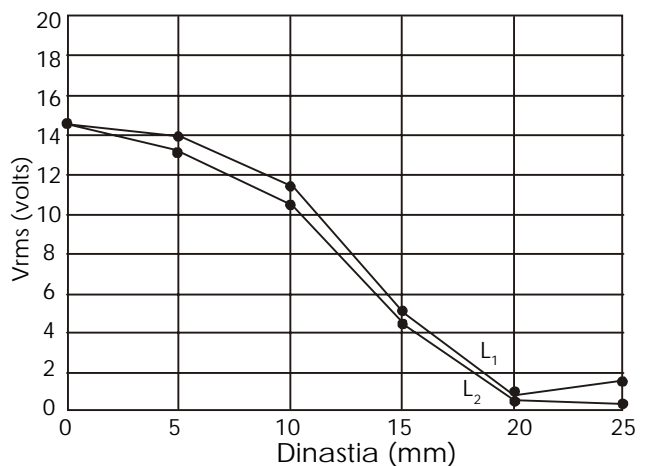


Figura 9. Voltaje inducido en la bobina implantada en función de desplazamientos laterales de la bobina transmisora.

(V_{rms}) inducido en la bobina implantada. En la figura 9 se muestra la gráfica de V_{rms} en función de la distancia para cada una de las líneas.

DISCUSION

Los resultados presentados en el Cuadro 1, obtenidos en las pruebas del sistema sin la influencia del medio biológico, demuestran que la magnitud del voltaje inducido en la bobina receptora no es afectada por la cápsula de silicona, esto es, que se puede considerar despreciable la cantidad de energía magnética absorbida por la silicona utilizada en este trabajo. Además de ser una capa de protección biocompatible, la silicona afecta únicamente al sistema de enlace inductivo agregando una distancia (determinada por el espesor de la capa de silicona) entre las dos bobinas, que en nuestro caso fue menor a 1.5 mm.

Por otra parte, el desplazamiento lateral entre las bobinas no mostró cambios significativos en la eficiencia del sistema de enlace inductivo, siempre y cuando la bobina receptora permaneciera debajo de la periferia de la bobina transmisora; los resultados presentados en el Cuadro 2, muestran que para una distancia de 5 mm entre las bobinas, el voltaje inducido en la bobina receptora sin encapsular fue de 15.6 ± 0.15 voltios, y recubierta con silicona de 15.55 ± 0.13 voltios; mientras que para una distancia de 10 mm, el voltaje inducido fue de 10.25 ± 0.06 voltios y de 10.15 ± 0.13 voltios para la bobina sin recubrimiento y encapsulada, respectivamente.

Inmediatamente después de haber concluido la implantación de la bobina receptora en el conejo, y previo a la inflamación local producida por la agresión quirúrgica realizada, se midió la magnitud del voltaje inducido, siendo éste de 17 voltios. Si se compara este valor con aquellos presentados en el cuadro 1, la distancia de la bobina transmisora a la implantada es de aproximadamente 2 mm, que podría corresponder al grosor de la piel. Sin embargo, en las mediciones efectuadas 6 meses después de la implantación, se presentaron diferencias importantes en la eficiencia del sistema de enlace.

Durante los seis meses que estuvo implantada la bobina receptora en el conejo, la comunicación magnética en el sistema de enlace se modificó paulatinamente; este cambio se debió al crecimiento de una capa irregular de tejido fibroso alrededor del implante, lo cual se

constató sacrificando al animal y revisando cuidadosamente el lecho del implante. Esta capa fibrosa junto con la piel, presentaron un grosor mínimo de 5 mm, ubicado en la zona centro de la bobina, y un máximo de 6.5 mm. Después de separar la piel del tejido, se observó que el espesor de la capa fibrosa era irregular. Previo al sacrificio del conejo, se midió el voltaje inducido en la bobina implantada con diferentes desplazamientos entre las dos bobinas, los valores obtenidos se muestran en la gráfica de la Figura 9. El valor máximo del voltaje inducido fue de 14.5 voltios, que comparado con su correspondiente en posición geométrica, bobinas concéntricas distanciadas 5 mm (Cuadro 1), representa una pérdida del 10 %.

Los desplazamientos de la bobina transmisora por encima de la piel a partir del punto de máximo voltaje, indicados con las líneas L_1 y L_2 en la Figura 9, abarcaron un rango que va desde las bobinas concéntricas hasta donde los ejes perpendiculares de las bobinas estuvieron separados por una distancia mayor al radio de la bobina transmisora. En las distancias de 0, 5 y 10 mm indicados en la Figura 9, la bobina receptora estuvo por debajo de la periferia de la transmisora, sin embargo, el voltaje inducido se redujo hasta un 32 % con respecto a los resultados reportados en el cuadro 2.

La eficiencia del sistema de enlace inductivo se puede representar por el valor del coeficiente de acoplamiento k , establecido por las ecuaciones 1 y 2.

$$L_M = \frac{|V_2|}{2pf|I_1|} \quad (1)$$

$$k = \frac{L_M}{\sqrt{L_T L_R}} \quad (2)$$

Donde:

- L_M es la inductancia mutua del sistema.
- V_2 es el voltaje inducido en la bobina receptora.
- I_1 es la corriente a través de la bobina transmisora.
- L_T es el valor de la inductancia de la bobina transmisora.
- L_R es el valor de la inductancia de la bobina receptora.

Distancia del punto de máximo voltaje (mm)	K Línea 1	K Línea 2
0	0.51	0.51
5	0.49	0.47
10	0.40	0.37
15	0.17	0.14
20	0.03	0.03

Cuadro 3. Valores del coeficiente de acoplamiento k , para diferentes posiciones de la bobina transmisora sobre la piel del conejo.

En las pruebas con la bobina receptora fuera del medio biológico, el valor de k para bobinas concéntricas y con separación de 5 mm fue de 0.57 y para bobinas desplazadas lateralmente y distanciadas 5 mm, el valor fue de 0.54. En el cuadro 3 se muestran los valores de k obtenidos en las pruebas in vivo; los valores corresponden a las diferentes posiciones de la bobina transmisora sobre las líneas L_1 y L_2 marcadas en la piel del conejo.

La diferencia en la eficiencia del sistema entre las pruebas in vivo (Cuadro 3) y las pruebas con la bobina receptora fuera del medio biológico, se puede atribuir a la participación del tejido fibroso como medio de transmisión en el enlace transcutáneo. Su efecto puede ser considerado en dos sentidos:

- La capa de tejido fibroso alrededor de la bobina no tiene un espesor uniforme, por lo cual, la distancia entre las dos bobinas (y por lo tanto, el voltaje inducido en la bobina implantada) depende de su posición geométrica.
- La cantidad de energía magnética absorbida por el tejido fibroso reduce la magnitud del voltaje inducido en la bobina implantada.

CONCLUSIONES

En el presente trabajo se ha probado experimentalmente el sistema de enlace inductivo transcutáneo desarrollado para el suministro de energía a un sistema de telemetría implantable.^{11,12} El sistema de enlace se diseñó empleando técnicas reportadas en la bibliografía, las

cuales aseguran teóricamente un funcionamiento eficiente. La prueba del sistema, sin considerar el medio biológico, respondió a esta expectativa teórica, como se muestra en los respectivos resultados, el enlace se mantuvo estable aun desplazando lateralmente entre sí, la bobina transmisora y la receptora.

Respecto a los resultados obtenidos en las pruebas in vivo, muestran que el tejido vivo, particularmente el fibroso, afectan la eficiencia del sistema reduciéndola hasta en un 30 %. La irregularidad en el grosor de la capa fibrosa y su capacidad para absorber la energía magnética, pueden considerarse como los principales factores que influyen en la reducción de la eficiencia. Sin embargo, cuando las necesidades de suministro de energía para un dispositivo electrónico implantado son cubiertas con un voltaje RMS de 11 voltios, y una corriente máxima de 10 mA, el presente sistema de enlace inductivo transcutáneo puede ser utilizado. Respecto a las características espaciales, el enlace tolera desplazamientos laterales de hasta 1 cm y una distancia máxima de 6 mm entre la bobina transmisora y la implantada.

BIBLIOGRAFÍA

- Cameron T, Liinamaa TL, Loeb GE and Richmond FJ. Long-Term Biocompatibility of a Miniature Stimulator Implanted in Feline Hind Limb Muscles, IEEE Trans. Biomed. Eng, Vol. 45, august. 1998: 1024-1035.
- Sawan M, Duval F, Jin-Sheng Li, Hassaouna M and Elhilali M. A New Bladder Stimulator – Hand-held Controller and Miniaturized Implant: Preliminary Results in Dogs, Biomedical, Instrumentation & Technology, march/april 1993: 143-149.
- Fernald K, Paulos J, Stackhouse B and Heaton R. A Self-Tuning Digital Telemetry IC for Use in a Microprocessor-Based Implantable Instrument, IEEE J. Solid-State Circuits, Vol. 27, december 1992: 1826-1831.
- Smith B, Peckham PH, Keith MW, and Roscoe D. An Externally Powered, Multichannel, Implantable Stimulator for Versatile Control of Paralyzed Muscle, IEEE Trans. Biomed. Eng, Vol. 34, july 1987: 499-508.
- Schuder JC et al. High level electromagnetic energy transfer through a closed chestwall, IER Int. Conv. Rec, Pt. 9, Vol. 9, 1961: 119-126.
- Zierhofer CM and Hochmair ES. High-efficiency coupling-insensitive transcutaneous power and data transmission via an inductive link, IEEE Trans. BME-37, july, 1990: 716-722.
- Galbraith DC, Soma M and White RL. A wideband efficient inductive transdermal power and data link with coupling insensitive gain, IEEE Trans. BME-34, april, 1987: 265-275.
- Soma M, Galbraith DC and White RL. Radio-frequency coils in implantable devices: misalignment analysis and design procedure, IEEE Trans. BME-24, april, 1987: 276-282.

9. Hochmair E. System Optimization for Improved Accuracy in Transcutaneous Signal and Power Transmission, IEEE Trans. BME-31, february, 1984:177-186.
10. Donaldson N and Perkins T A. Analysis of resonant coupled coils in the design of radio frequency transcutaneous links, Med. & Biol. Eng. & Comput., Vol. 21, 1983: 612-627.
11. Parramon J, Doguet P, Marin D, Verleyssen M, Muñoz R, Leija L and Valderrama E. Acid-based batteryless implantable telemetry microsystem for recording purposes, Proceedings-19th International Conference – IEEE/EMBS Chicago, IL. USA oct. 30 – nov. 2, 1997: 2225-2228.
12. Parramon J, Barniol N, Oliver J y Valderrama E. Sistema de biotelemedría implantable alimentado por vía RF, XIV Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica, noviembre, 1996: 221-223.
13. Troyk PR and Schwan MA. Class E driver for transcutaneous power and data link for implanted electronic devices, Med. & Biol. Eng. & Comput, Vol. 30, january, 1992: 69-75.
14. Muñoz R, Leija L, Álvarez Ja, Hernández PR and Reyes JL. Implantable electrode for chronic recording from skeletal muscle, Proceedings-19th International Conference – IEEE/EMBS Chicago, IL. USA oct. 30 – nov. 2, 1997: 2445-2447.