Revisión de los sistemas de carga inalámbrica para marcapasos

Víctor Hueros
Grupo de Sistemas Electrónicos de Potencia
Universidad Carlos III de Madrid
28911 Leganés (España)
vhueros@ing.uc3m.es

Andrés Barrado
Grupo de Sistemas Electrónicos de Potencia
Universidad Carlos III de Madrid
28911 Leganés (España)
andres.barrado@uc3m.es

Antonio Lázaro
Grupo de Sistemas Electrónicos de Potencia
Universidad Carlos III de Madrid
28911 Leganés (España)
alazaro@ing.uc3m.es

Cristina Fernández
Grupo de Sistemas Electrónicos de Potencia
Universidad Carlos III de Madrid
28911 Leganés (España)
cfernand@ing.uc3m.es

***Resumen*— Algunas de las ventajas recogidas del estado de la técnica relacionadas con la tecnología de transferencia de energía sin contacto son la fiabilidad, la seguridad y la adaptabilidad, características idóneas para aplicaciones biomédicas. En los últimos años ha aumentado la implementación de estos sistemas debido a las mejoras tecnológicas y al aumento en su eficiencia. En este artículo, se revisa el estado actual de la transferencia sin contacto para la carga de marcapasos mediante transferencia sin contacto inductiva basadas en el uso de convertidores resonantes. La frecuencia de resonancia, el acoplamiento magnético o las topologías típicas son los conceptos más estudiados por los investigadores en sistemas de carga inalámbrica para marcapasos. La recopilación de autores y conocimientos en este campo ofrece una visión general del estado actual y permite seguir avanzando para hacer viable esta tecnología.**

***Palabras clave*—Transferencia de potencia sin contacto, transferencia inductiva, dispositivos médicos implantables activos, marcapasos, bobinas acopladas.**

I. Introducción

Los productos sanitarios implantables activos (*Active Implantable Medical Devi*ces - AIMD) se insertan quirúrgicamente bajo la piel y estimulan, tratan o controlan órganos disfuncionales. Ejemplos de AIMDs son implantes cocleares, marcapasos, neuroestimuladores, implantes de braquiterapia, monitores de glucosa, implantes de retina, estimuladores gástricos o bombas de infusión implantables [1]–[5]. Los avances en los equipos implantables son constantes, en especial en el método de alimentación de estos dispositivos, que sigue siendo un reto. En la actualidad, la mayoría de las soluciones comerciales utilizan baterías primarias desechables de iones de litio, cuya vida útil es limitada: entre 5 y 15 años [6]–[8].

Existen varios métodos alternativos para alimentar los AIMDs [7]. Uno de los más interesantes es la autorrecarga con métodos basados en la recolección de energía del ambiente o *harvesting* [9]–[11]. Sin embargo, la solución más extendida en los AIMDs es implementar la transferencia sin contacto de energía (*Wireless Power Transfer* - WPT). La vida útil de estos AIMDs se alarga con esta tecnología, lo que evita operaciones quirúrgicas que ponen en riesgo a los pacientes [12], [13].

La carga sin contacto es una tecnología adaptable, fiable y segura para alimentar y cargar equipos. Las ventajas sobre otros métodos de alimentación son la rentabilidad o la seguridad al eliminar el uso de conectores físicos [14]. Dependiendo de la distancia de transferencia, los sistemas WPT pueden ser de campo cercano o de campo lejano. Los primeros pueden basarse en transferencia capacitiva e inductiva y los segundos de microondas, láser, óptica, radiofrecuencia o ultrasonidos [15]–[18]. Algunas de estas técnicas aplicadas en AIMDS se estudian en [3].

La transferencia inductiva (*Inductive Power Transfer* - IPT) es la tecnología WPT más antigua y utilizada. Entre las ventajas del acoplamiento magnético inductivo se encuentran la sencillez, la alta eficacia en distancias cortas y la seguridad [19], [20]. La mayoría de los artículos se centran en sistemas IPT, pero algunos otros utilizan técnicas de ultrasonidos [17] o microondas [21]. El modo de funcionamiento típico de los convertidores IPT es la resonancia (*Magnetic Coupling Resonance* - MCR) [8].

Uno de los AIMDs más utilizados son los marcapasos. Estos se componen por el generador, formado por la batería y el control de los latidos, y las conexiones que llevan los mensajes eléctricos al corazón. Existen dos clasificaciones principales de marcapasos: según el número de cables, pueden ser simples, dobles y biventriculares; y según el modo de funcionamiento, pueden ser de frecuencia fija, "a demanda" y de frecuencia variable [22], [23].

Se han realizado numerosos estudios de convertidores de resonancia IPT en marcapasos e incluso se han implementado en ratones [24]. Los trabajos de investigación aquí recogidos se centran en las particularidades de diseño de los sistemas IPT para AIMD. Los principales factores son la frecuencia de funcionamiento, el tamaño de la bobina, el factor de acoplamiento, el peso o la exposición de las células a la radiación [7], [25]. En este artículo, se recopilan diferentes

Este trabajo ha sido parcialmente financiado por el Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades de España a través del proyecto HIDRON (PID2020-116500RB-I00/AEI / 10.13039/501100011033), y por la Consejería de Ciencia, Universidades e Innovación de la Comunidad de Madrid a través del proyecto DROMADER-CM (Y2020/NMT-6584 / SINERGICOS).

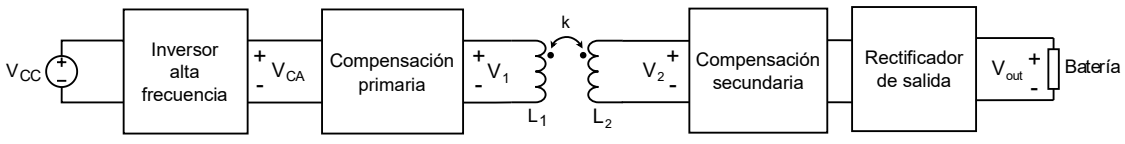

Fig. 1. Bloques fundamentales de un sistema inductivo de transferencia de potencia

análisis de estos factores junto con las diferentes soluciones topológicas que han sido aportadas por la comunidad.

II. Carga de batería sin contacto para marcapasos

Un sistema IPT típico consta de cuatro componentes básicos (Fig. 1): una etapa inversora que genera una corriente alterna periódica; una bobina transmisora que incluye un tanque de resonancia (compensación primaria); una bobina receptora que incluye un tanque de resonancia (compensación secundaria); y un rectificador con filtrado de alta frecuencia [26]. Los principales parámetros que definen estos sistemas son la frecuencia de resonancia, el acoplamiento magnético en las bobinas, la transferencia de comunicación y la batería. Esta sección incluye las características de cada una de estas partes en un sistema de carga de marcapasos.

A. Acoplamiento magnético

El elemento funcional del sistema son las bobinas acopladas. Según la calidad del acoplamiento, medida con el factor k, pueden tener mayor (k>) o menor acoplamiento (k<). La eficacia de la transferencia de potencia depende de la calidad del acoplamiento. Cuanto mayor sea el acoplamiento, mayor será la transferencia de energía, por lo que el objetivo en los sistemas IPT es aumentar la k [15], [18].

Este factor es función de la geometría de las bobinas, su posición y el medio de separación [18], [26]. El acoplamiento k también está relacionado con las autoinductancias L_1 y L_2 y la inductancia mutua M a través de (1). En el caso de los AIMDs y los marcapasos, se ha estudiado la influencia de cada parámetro.

$$k = \frac{M}{\sqrt{L_1 L_2}} \qquad (1)$$

La carcasa del marcapasos se implanta bajo la piel a una distancia máxima de 15 mm [27]. La bobina secundaria se implanta fuera de la carcasa del marcapasos [12], [28] siendo una opción mejor que dentro o en la propia superficie [29]. La distancia entre bobinas es variable debido a la diferente respiración y grosor de los tejidos de cada paciente, pero normalmente oscila entre 8 y 12 mm [30]. La distancia junto con la desalineación afectan al acoplamiento, lo que provoca cambios en el punto de funcionamiento y en la eficiencia de la transferencia de energía [19], [31].

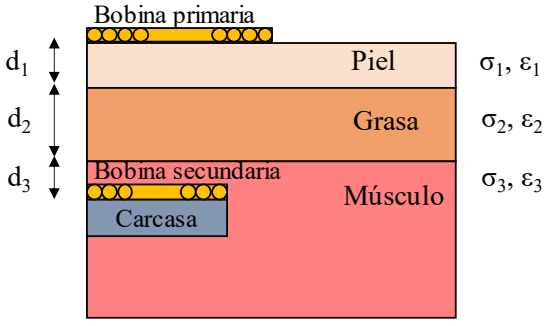

Fig. 2. Modelo tisular simplificado con sus principales parámetros

Otro factor que influye en el acoplamiento es el medio de separación entre las bobinas, que en este caso son tejidos corporales. Los modelos físicos de tejidos, o *phantoms*, se utilizan para la validación experimental de los sistemas transcutáneos. Estos deben representar para una frecuencia concreta la conductividad (σ), la permitividad dieléctrica (ε) y las pérdidas, así como imitar la estructura y la forma del tejido [32]. El modelo adoptado normalmente es de tres capas compuesto por piel, grasa y músculo, como se muestra en la Fig. 2 [33], [34]. Mientras que la bobina primaria está en el aire, fuera del cuerpo, la secundaria está dentro del tejido. Para simular este medio, algunos investigadores utilizan tejido animal como el de cerdo en [34], [35]: 1 mm de piel, 2 mm de grasa y 5 mm de magro. Otro método es un medio líquido que represente el tejido de forma homogénea, como una solución salina de cloruro sódico y agua [30].

En el secundario, la proximidad con la carcasa de titanio del marcapasos induce corrientes parásitas [31]. Para solucionarlo, la superficie de contacto con la bobina puede cubrirse con una fina capa de ferrita de 1 mm de espesor [28], [30]. La ferrita y las placas de aluminio en el lado primario también son adecuadas para dirigir las líneas de campo y aumentar el acoplamiento [27]. Sin embargo, algunos investigadores no recomiendan el uso de ferrita debido a posible problemas de biocompatibilidad [31], [36].

Adicionalmente, se han realizado comparaciones de geometrías de bobinas y la que presenta menor resistencia y mejor acoplamiento es la de tipo espiral planar [31]. Dentro de las bobinas en espiral, en la literatura se han implementado geometrías circulares (Fig. 3) y cuadradas [37].

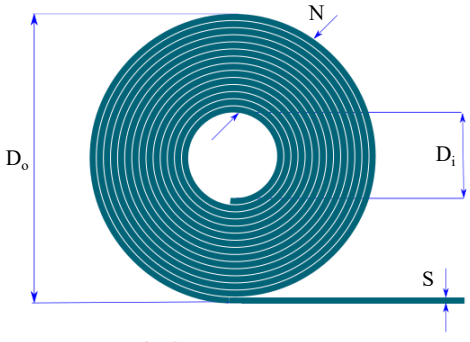

Fig. 3. Parámetros de diseño de la geometría circular en espiral

TABLA I. Revisión de las bobinas en espiral en los sistemas IPT de marcapasos

Aspectos del artículo	d (mm)	Max k	L	Geometría	N	D_o (mm)	D_i (mm)	S (mm^2)
Secundario con escudo magnético [12]	10	0.22	L_1	Circular	8	44	36	0.8
			L_2	Square	5	30	16	0.5
Capas de ferrita y bobina secundaria en PCB [35]	8	0.35	L_1	Elliptical	13	58x 48	0	2.5
			L_2	Elliptical	9	44.5x 30.5	0	1.20 x 0.072
Película de ferrita en ambas bobinas [30]	8	0.33	L_1	Circular	16	80	17	2.5
			L_2	Circular	9	45	15	1.5 x 0.1
Geometría de las bobinas de tela de araña [38]	10	-	L_1	Circular	14	85	60	0.36
			L_2	Circular	4	60	28	0.36
Distintos acoplam. y blindajes [28]	10	0.28	L_1	Circular	10	50	36.6	0.33
			L_2	Circular	4	35.3	30.1	0.33

La parte del primario no tiene restricciones, mientras que el lado secundario debe dimensionarse para adaptarse a la carcasa. La TABLA I muestra las dimensiones de las bobinas diseñadas para marcapasos. El diámetro exterior de la bobina secundaria está fijado para ajustarse a las dimensiones de un marcapasos genérico, mientras que el diámetro interior de la bobina primaria es ligeramente mayor que el diámetro exterior de la bobina secundaria, para que el sistema sea más robusto en caso de desalineación [28].

Cabe mencionar otras estrategias de acoplamiento en los AIMDs que mejoran la transferencia de energía, como los sistemas de cuatro bobinas [39], las topologías sándwich con barras de ferrita [40] o la bobina secundaria multibucle [41].

B. Frecuencia

El inversor es otra parte principal del sistema IPT, ya que genera la frecuencia a la que se produce la resonancia. Dentro de la gama de frecuencias, se utilizan frecuencias bajas de 20 kHz a 200 kHz y frecuencias altas de 300 kHz a 13,56 MHz.

En aplicaciones biomédicas, las frecuencias más bajas se caracterizan por una mejor penetración del campo magnético en el interior del cuerpo, pero en términos de eficiencia y potencia transferida el rendimiento es menor [12], [18], [28]. No obstante, en frecuencias bajas, el cumplimiento de las normas sobre compatibilidad electromagnética (CEM) se ve facilitado por la generación de menos corrientes parásitas [27].

Las frecuencias de transmisión más altas mejoran la eficacia del sistema, pero podrían provocar el calentamiento de los tejidos, pérdidas por corrientes parásitas y problemas de CEM [28]. A pesar de estas limitaciones, se están considerando sistemas operando en el rango de los megahercios (MHz) para bajas potencias [42].

Las frecuencias sin licencia de interés para las aplicaciones WPT de los AIMD son: 133-150 kHz, 6,78 MHz, 13,56 MHz, 27,1 MHz, 40,7 MHz, 868-915 MHz, 2,45 GHz, 5,2 GHz y 5,8 GHz. Las frecuencias 6,78 MHz y 13,56 MHz son comunes por tratarse de bandas reservadas internacionalmente para fines médicos [25], [28].

En la recopilación de la TABLA II sobre topologías de marcapasos, se incluyen las frecuencias utilizadas en diferentes prototipos desarrollados por los investigadores.

C. Batería y potencia

Actualmente, las baterías tradicionales de los marcapasos son baterías primarias no recargables. Este tipo de tecnología puede almacenar una mayor densidad de energía, pero una vez terminada la carga hay que sustituirlas. La batería, de tecnología de iones de litio, suele ser de 2,75-3,0 V y de alrededor de 1 Ah de capacidad, dependiendo del fabricante [23]. Ejemplos de valores de baterías primarias en marcapasos son baterías de 0,92 Ah para marcapasos unicamerales que podrían durar 10,4 años, y baterías de litio de 1,3 Ah para marcapasos bicamerales que podrían durar 11,3 años, ambas con voltajes de 2,8 V [43].

Las baterías secundarias o recargables tienen densidades de energía más bajas, pero estas baterías tienen una vida útil más larga. Además, la principal ventaja de las baterías recargables en los AIMDs es que se evitan las intervenciones quirúrgicas [44]. Sin embargo, la menor densidad de energía significa que la capacidad de la batería es mucho menor para el mismo tamaño. Según la Fig. 4, el tamaño de la batería es la mitad de la caja de titanio del marcapasos tradicional.

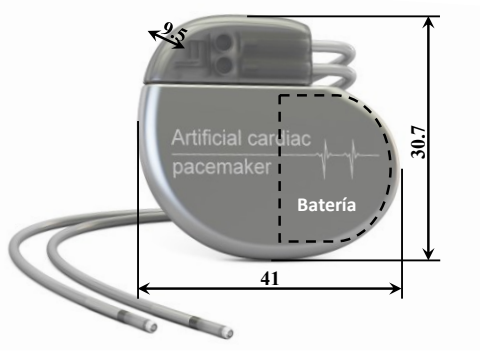

Fig. 4. Tamaño típico de un marcapasos y posición de la batería

El consumo de energía en un marcapasos se compone principalmente de dos tipos de cargas: una carga continua de 10-20 μA y una carga de comunicación durante 30 min cada 6 meses de 200-400 μA, en los marcapasos de nueva generación [45]. Para este consumo y una batería de 3,6 V - 100 mAh, la duración aproximada sin carga sería de un año como máximo según (2). Teniendo en cuenta el tiempo de espera de los pacientes, el proceso de carga suele dimensionarse a 2C (30 minutos de espera) [43]. La potencia de carga en este caso sería de 800 mW, como máximo.

$$t_{descarga} = Q_{bat}/I_{descarga} \tag{2}$$

Al tratarse de un sistema de carga de baterías, la resistencia equivalente cambia en función del estado de la batería porque depende de la tensión y la corriente suministradas (3). Este es un factor a tener en cuenta a la hora de diseñar el sistema IPT. En la sección III se proponen topologías robustas a las variaciones de la resistencia equivalente.

$$R_L = \frac{V_{bat}}{I_{DC}} \tag{3}$$

D. Transmisión de datos

Las soluciones para la comunicación entre la salida y la entrada en los sistemas WPT pueden ser mediante un transceptor dedicado en ambos o utilizando el mismo acoplamiento que para la transferencia de energía

En el caso de utilizar el acoplamiento, la comunicación del primario al secundario o *downlink* puede hacerse directamente modulando la fuente de entrada en amplitud o frecuencia. Sin embargo, la comunicación del secundario al primario o *uplink* se realiza perturbando la señal transmitida por el acoplamiento. Esta perturbación puede ser por modulación de carga llamada *load shift keying* (LSK) o por modulación de frecuencia llamada *frequency shift keying* (FSK) [46], [47].

La comunicación mediante LSK se ha investigado en diferentes implantes biomédicos debido a su bajo consumo de energía, implementación sencilla y robustez. Algunos ejemplos son la monitorización gastroesofágica [48], o los dispositivos biomédicos en general [49], [50].

La otra técnica de comunicación es mediante un dispositivo dedicado. El uso de un transceptor dedicado aísla los canales de alimentación y transmisión de datos, permitiendo que estos dos enlaces se diseñen de forma independiente, como en [51] con módulos de 2,4 GHz. Sin embargo, hay riesgo de interferencias al trabajar en otras bandas de frecuencia y se aumenta el tamaño del secundario.

III. TOPOLOGÍAS TÍPICAS

En esta sección se recogen las topologías más comunes utilizadas para la carga inalámbrica de marcapasos, presentadas en el estado de la técnica. Según las especificaciones de los AIMDs se deben seleccionar las topologías más adecuadas. Además, el sistema debe diseñarse para ser robusto ante las variaciones de acoplamiento y las condiciones de carga. Las topologías de rectificadores no se detallan, aunque las más comunes son topologías en puentes completos, o en medios puentes para reducir el tamaño.

A. Inversores CC/CA

Los cargadores para AIMDs se diseñan con restricciones de espacio, por lo que se intenta operar a frecuencias de resonancia altas ya que permite reducir el tamaño del convertidor y de las bobinas. Las principales topologías de inversores de alta frecuencia son los amplificadores de potencia de clase E y clase D [14]. La Fig. 5 muestra los dos tipos de inversores. El inversor de clase E está formado por un único transistor (Q_1), una bobina de choque (L_{ch}) y un condensador en paralelo (C_{sh}) en resonancia entre sí. El inversor de clase D está formado por un medio puente de transistores (Q_1 y Q_2).

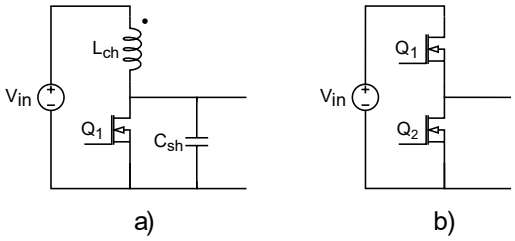

Fig. 5. Inversores a) Clase E y b) Clase D

Los convertidores clase E ofrecen una solución compacta y eficaz para los sistemas WPT de alta frecuencia. La razón es el funcionamiento con conmutación de voltaje cero (*Zero Voltage Switching* – ZVS) de forma natural a determinadas frecuencias. Sin embargo, la dependencia del punto de funcionamiento resonante con las variaciones de carga y con el acoplamiento complica el diseño de este convertidor. El convertidor clase D es más robusto ya que no necesita resonancia para el funcionamiento de la parte inversora, pero cuando funciona a frecuencias muy altas las pérdidas de conmutación pueden llegar a ser inaceptables [42], [52].

En el sector biomédico se han sugerido topologías de amplificadores de clase E y clase D que trabajan a frecuencias de MHz. En [40] se propone un clase E para un sistema de carga de marcapasos de 5 W y se alcanza una eficiencia del 88%. También se proponen sistemas clase E sin batería [53]. En [38], se implementa un convertidor de potencia clase D con ZVS para suministrar 4 W con una eficiencia del 95%.

B. Tanque de compensación

Dentro de los resonantes básicos, las topologías más eficientes son serie-serie (SS) y serie-paralelo (SP). La Fig. 6 muestra los circuitos equivalentes SS y SP con las resistencias parásitas de las bobinas (R_1 y R_2) y la resistencia de salida equivalente (R_{load}). A partir de estos circuitos se puede obtener con (4) la capacidad a la que se produce la resonancia [19].

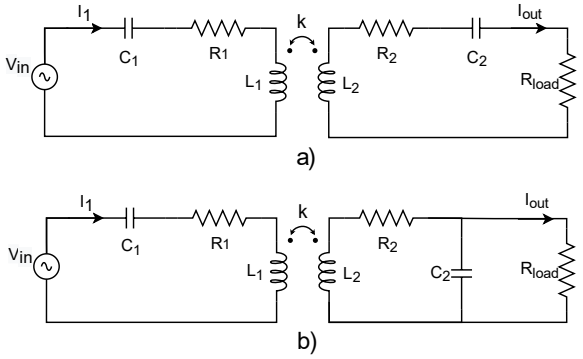

Fig. 6. Tanques de compensación a) Serie - Serie y b) Serie - Paralelo

$$C_1 = \frac{1}{\omega^2 L_1} \qquad C_2 = \frac{1}{\omega^2 L_2} \tag{4}$$

La topología SP es adecuada para potencias más bajas. Además, es robusta frente a las variaciones de carga, [15], [54], y requiere menos inductancia secundaria que la SS. Es especialmente útil en aplicaciones que requieren minimizar el tamaño de la bobina receptora, o cuando se desea una relación de transferencia de tensión constante sin necesidad de control de realimentación, como en aplicaciones biomédicas [29].

Las topologías híbridas mejoran la eficiencia del enlace magnético con respecto a las topologías básicas, pero complican el diseño y aumentan el volumen, el precio y el peso [14]. En [35], el lado primario es un tanque LC con un condensador en serie, y el lado secundario también es un condensador en serie (Fig. 7). Según [30], la topología LC-Serie no tiene el condensador en paralelo del primario y mejores características de corriente de salida que la LCC.

TABLA II. RECOPILACIÓN DE CARACTERÍSTICAS DE PROTOTIPOS EN SISTEMAS DE CARGA IPT PARA MARCAPASOS

Citas	Descripción	Potencia	Eficiencia	Tanques resonantes	Topología inversor	Topología rectificador	Frecuencia	Distancia	k
[35]	Método de adaptación de impedancias para lograr una resonancia estable	3 W	78.4% (sistema)	LCC-C	-	Puente completo	300 kHz	8 mm	0,35
[30]	Topología de compensación LC-S que funciona con ángulo de fase cero	1,9 W	82.39 % (bobinas)	LC-S	-	Puente completo	300 kHz	8 mm	0,33
[12]	Simulación de blindaje magnético para mejorar la eficiencia del enlace	1,5 W	-	SP	-	Puente completo	300 kHz	10 mm	-
[38]	Clase D y bobina con topología tela de araña	4 W	95 % (bobinas)	SP	ZVS clase D	Puente completo	1.78 MHz	10 mm (10-100)	-
[28]	Método para identificar la topología y la frecuencia	-	-	SP menos f	Puente completo	-	300 kHz	10–60 mm	0,28
[28]	Método para identificar la topología y la frecuencia	-	-	SS más f	Puente completo	-	13.56 MHz	10–60 mm	0,24
[40]	Topología en sándwich con ciclo de trabajo controlable	5 W	88% (bobinas)	SS	Clase E	Puente completo	160 kHz	-	0,08

En la TABLA II se presentan las potencias y eficiencias de las diferentes topologías.

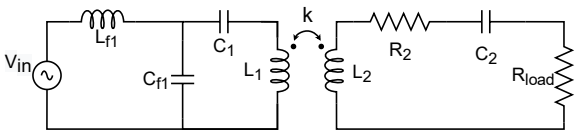

Fig. 7. Topología LCC – C

IV. Consideraciones sobre la exposición a campos electromagnéticos

El diseño del equipo debe cumplir la normativa de seguridad asociada para proteger a los pacientes de posibles daños por la radiación electromagnética. Deben tenerse en cuenta los niveles seguros de potencia absorbida por el tejido, ya que pueden producirse daños por calentamiento tisular. El factor utilizado para medir la exposición máxima permitida en entornos de campos electromagnéticos es la Tasa de Absorción Específica (*Specific Absorption Rate* – SAR) [3].

La norma IEEE Base C95.1 y la ICNIRP definen la limitación SAR, calculando el promedio en una cantidad de masa, para después representarlo por unidad de masa. Según IEEE 1992, el valor SAR máximo debe ser inferior a 1,6 W/kg para 1 g y a 2 W/kg para 10 g [3], [30], [32].

La norma actual utiliza un modelo equivalente para calcular el SAR. La ecuación (5) que permite estimar el SAR se compone de la intensidad del campo eléctrico (E), la densidad (ρ) y la conductividad (σ). También puede estimarse en función del aumento de temperatura (T) durante un tiempo de exposición determinado (t), para puntos de tejido específicos con capacidad calorífica específica (c). La cantidad puede integrarse en un volumen o masa de tejido, cuyos detalles se definen en cada norma SAR [32], [33].

$$SAR = \frac{\sigma \cdot |E|^2}{\rho} = c\frac{\Delta T}{\Delta t} \qquad (5)$$

Algunos de los investigadores de sistemas de carga para marcapasos realizan cálculos de SAR orientados a la evaluación de la seguridad. También es habitual el análisis de simulaciones de elementos finitos 3D [35] en COMSOL [12], [29].

V. Conclusiones

En este trabajo se ha mostrado un estudio de los sistemas de carga inalámbrica de baterías para marcapasos, desde las particularidades del acoplamiento hasta las topologías típicas utilizadas por los investigadores. Se han realizado dos tablas resumen con los principales trabajos en esta tecnología. Por último, se han resumido las consideraciones de exposición electromagnética con los valores límite aplicados en los marcapasos.

Del análisis realizado se puede concluir que la topología más adecuada para la carga sin contacto de marcapasos es el tanque SP por las características de baja potencia y el clase D por ser más robusto ante las condiciones variables del marcapasos. Aunque son necesarios ensayos clínicos y estudios para evaluar la seguridad y eficacia de estos sistemas, los avances en la tecnología sin contacto permiten mejora el escenario de los cargadores sin contacto de marcapasos para alcanzar a la viabilidad.

Referencias

[1] BSI Group, «Active Implantable Medical Devices AIMD Notified Body». https://www.bsigroup.com/en-IN/medical-devices/technologies/active-implantable-medical-devices/ (accedido 17 de enero de 2023).

[2] A. Silvestri y D. Demarchi, «Wireless power transfer for implantable medical devices», 2021. Accedido: 18 de enero de 2023. [En línea]. Disponible en: https://www.semanticscholar.org/paper/POLITECNICO-DI-TORINO-Master%E2%80%99s-Degree-in-Biomedical-Demarchi-Silvestri/511305e14799364a66b23bf747959216c3c3bb24

[3] M. Haerinia y R. Shadid, «Wireless Power Transfer Approaches for Medical Implants: A Review», Signals, vol. 1, n.o 2, pp. 209-229, dic. 2020, doi: 10.3390/signals1020012.

[4] A. N. Khan, Y.-O. Cha, H. Giddens, y Y. Hao, «Recent Advances in Organ Specific Wireless Bioelectronic Devices: Perspective on Biotelemetry and Power Transfer Using Antenna Systems», Engineering, p. S2095809922000042, ene. 2022, doi: 10.1016/j.eng.2021.10.019.

[5] M. A. Hannan, H. A. Hussein, S. Mutashar, S. A. Samad, y A. Hussain, «Automatic Frequency Controller for Power Amplifiers Used in Bio-Implanted Applications: Issues and Challenges», Sensors, vol. 14, n.o 12, pp. 23843-23870, dic. 2014, doi: 10.3390/s141223843.

[6] J. Drews, G. Fehrmann, R. Staub, y R. Wolf, «Primary batteries for implantable pacemakers and defibrillators», J. Power Sources, vol. 97-98, pp. 747-749, jul. 2001, doi: 10.1016/S0378-7753(01)00649-8.

[7] A. Ben Amar, A. B. Kouki, y H. Cao, «Power Approaches for Implantable Medical Devices», Sensors, vol. 15, n.o 11, pp. 28889-28914, nov. 2015, doi: 10.3390/s151128889.

[8] C. Xiao, K. Wei, D. Cheng, y Y. Liu, «Wireless Charging System Considering Eddy Current in Cardiac Pacemaker Shell: Theoretical Modeling, Experiments, and Safety Simulations», IEEE Trans. Ind. Electron., vol. 64, n.o 5, pp. 3978-3988, may 2017, doi: 10.1109/TIE.2016.2645142.

[9] H. Ryu et al., «Self-rechargeable cardiac pacemaker system with triboelectric nanogenerators», Nat. Commun., vol. 12, n.o 1, Art. n.o 1, jul. 2021, doi: 10.1038/s41467-021-24417-w.

[10] S. Rao y J.-C. Chiao, «Body Electric: Wireless Power Transfer for Implant Applications», IEEE Microw. Mag., vol. 16, n.o 2, pp. 54-64, mar. 2015, doi: 10.1109/MMM.2014.2377586.

[11] A. Zurbuchen et al., «Towards Batteryless Cardiac Implantable Electronic Devices—The Swiss Way», IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst., vol. 11, n.o 1, pp. 78-86, feb. 2017, doi: 10.1109/TBCAS.2016.2580658.

[12] S. Cruciani, T. Campi, F. Maradei, y M. Feliziani, «Numerical simulation of Wireless Power Transfer system to recharge the battery of an implanted cardiac pacemaker», en 2014 International Symposium on Electromagnetic Compatibility, sep. 2014, pp. 44-47. doi: 10.1109/EMCEurope.2014.6930874.

[13] X. Q. Liu, Y. H. Li, L. Min, y H. Ping, «The Design and Manufacture of the Wireless Power Transmission System in the Cardiac Pacemaker», Appl. Mech. Mater., vol. 596, pp. 100-103, 2014, doi: 10.4028/www.scientific.net/AMM.596.100.

[14] Lixin Shi, «Advanced Wireless Power Transfer Technologies: Reactance Cancelling and Inverse Coupled Current Doubler Rectifier».

[15] V. Shevchenko, O. Husev, R. Strzelecki, B. Pakhaliuk, N. Poliakov, y N. Strzelecka, «Compensation Topologies in IPT Systems: Standards, Requirements, Classification, Analysis, Comparison and Application», IEEE Access, vol. 7, pp. 120559-120580, 2019, doi: 10.1109/ACCESS.2019.2937891.

[16] K. Goto, T. Nakagawa, O. Nakamura, y S. Kawata, «An implantable power supply with an optically rechargeable lithium battery», IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 48, n.o 7, pp. 830-833, jul. 2001, doi: 10.1109/10.930908.

[17] Z. Yang, D. Zeng, C. Zhao, F. Li, y H. Wang, «Wireless energy transmission using ultrasound for implantable devices», en 2013 Symposium on Piezoelectricity, Acoustic Waves, and Device Applications, oct. 2013, pp. 1-4. doi: 10.1109/SPAWDA.2013.6841073.

[18] K. van Schuylenbergh y R. Puers, Inductive Powering: Basic Theory and Application to Biomedical Systems. Springer Science & Business Media, 2009.

[19] W. Zhang y C. C. Mi, «Compensation Topologies of High-Power Wireless Power Transfer Systems», IEEE Trans. Veh. Technol., vol. 65, n.o 6, pp. 4768-4778, jun. 2016, doi: 10.1109/TVT.2015.2454292.

[20] W. Zhang, S.-C. Wong, C. K. Tse, y Q. Chen, «Analysis and Comparison of Secondary Series- and Parallel-Compensated Inductive Power Transfer Systems Operating for Optimal Efficiency and Load-Independent Voltage-Transfer Ratio», IEEE Trans. Power Electron., vol. 29, n.o 6, pp. 2979-2990, jun. 2014, doi: 10.1109/TPEL.2013.2273364.

[21] J. Payne, K. Song, S. Y. Yang, J. Kim, Y. Park, y S. Choi, «Wireless power transmission for medical applications», SPIE, vol. 7291, mar. 2009, doi: 10.1117/12.816020.

[22] V. Tsibulko, I. Iliev, y I. Jekova, «A Review on Pacemakers: Device Types, Operating Modes and Pacing Pulses. Problems Related to the Pacing Pulses Detection.», p. 13, 2014.

[23] W. F. DeForge, «Cardiac pacemakers: a basic review of the history and current technology», J. Vet. Cardiol., vol. 22, pp. 40-50, abr. 2019, doi: 10.1016/j.jvc.2019.01.001.

[24] J. I. Laughner et al., «A Fully Implantable Pacemaker for the Mouse: From Battery to Wireless Power», PLOS ONE, vol. 8, n.o 10, p. e76291, oct. 2013, doi: 10.1371/journal.pone.0076291.

[25] M. Kavitha, N. S. K. Chakravarthy, y D. M. Reddy, «A Handy Wireless Charging Prototype for Bio-medical Implantable Devices», en 2021 International Conference on Sustainable Energy and Future Electric Transportation (SEFET), Hyderabad, India: IEEE, ene. 2021, pp. 1-6. doi: 10.1109/SeFet48154.2021.9375682.

[26] A. Delgado, N. A. Requena, R. Ramos, J. A. Oliver, P. Alou, y J. A. Cobos, «Design of Inductive Power Transfer System With a Behavior of Voltage Source in Open-Loop Considering Wide Mutual Inductance Variation», IEEE Trans. Power Electron., vol. 35, n.o 11, pp. 11453-11462, nov. 2020, doi: 10.1109/TPEL.2020.2984097.

[27] V. Vulfin, S. Sayfan-Altman, y R. Ianconescu, «Wireless power transfer for a pacemaker application», J. Med. Eng. Technol., vol. 41, n.o 4, pp. 325-332, may 2017, doi: 10.1080/03091902.2017.1299232.

[28] T. Campi, S. Cruciani, F. Palandrani, V. De Santis, A. Hirata, y M. Feliziani, «Wireless Power Transfer Charging System for AIMDs and Pacemakers», IEEE Trans. Microw. Theory Tech., vol. 64, n.o 2, pp. 633-642, feb. 2016, doi: 10.1109/TMTT.2015.2511011.

[29] T. Campi, S. Cruciani, V. De Santis, y M. Feliziani, «EMF Safety and Thermal Aspects in a Pacemaker Equipped With a Wireless Power Transfer System Working at Low Frequency», IEEE Trans. Microw. Theory Tech., vol. 64, n.o 2, pp. 375-382, feb. 2016, doi: 10.1109/TMTT.2015.2514087.

[30] S. Cetin y Y. E. Demirci, «High-efficiency LC-S compensated wireless power transfer charging converter for implantable pacemakers», Int. J. Circuit Theory Appl., vol. 50, n.o 1, pp. 122-134, 2022, doi: 10.1002/cta.3150.

[31] C. Fernandez, O. Garcia, R. Prieto, J. A. Cobos, S. Gabriels, y G. Van Der Borght, «Design issues of a core-less transformer for a contact-less application», en APEC. Seventeenth Annual IEEE Applied Power Electronics Conference and Exposition (Cat. No.02CH37335), Dallas, TX, USA: IEEE, 2002, pp. 339-345. doi: 10.1109/APEC.2002.989268.

[32] K. N. Bocan, M. H. Mickle, y E. Sejdić, «Multi-Disciplinary Challenges in Tissue Modeling for Wireless Electromagnetic Powering: A Review», IEEE Sens. J., vol. 17, n.o 20, pp. 6498-6509, oct. 2017, doi: 10.1109/JSEN.2017.2748338.

[33] R. Shadid, M. Haerinia, S. Roy, y S. Noghanian, «Hybrid inductive power transfer and wireless antenna system for biomedical implanted devices», Prog. Electromagn. Res. C, vol. 88, pp. 77-88, 2018, doi: 10.2528/PIERC18061604.

[34] G. Monti, P. Arcuti, y L. Tarricone, «Resonant Inductive Link for Remote Powering of Pacemakers», IEEE Trans. Microw. Theory Tech., vol. 63, n.o 11, pp. 3814-3822, nov. 2015, doi: 10.1109/TMTT.2015.2481387.

[35] C. Xiao, D. Cheng, y K. Wei, «An LCC-C Compensated Wireless Charging System for Implantable Cardiac Pacemakers: Theory, Experiment, and Safety Evaluation», IEEE Trans. Power Electron., vol. 33, n.o 6, pp. 4894-4905, jun. 2018, doi: 10.1109/TPEL.2017.2735441.

[36] E. Noh, K. H. Ko, y K. Kim, «Transmitter coil system without ferrite in wireless power transfer», Electron. Lett., vol. 52, n.o 5, pp. 392-393, 2016, doi: 10.1049/el.2015.3820.

[37] M. Al-Saadi, S. Valtchev, L. Romba, J. Gonçalves, y A. Craciunescu, «Comparison of Spiral and Square Coil Configurations in Wireless Power Transfer System for Contactless Battery Charging», en 2019 Electric Vehicles International Conference (EV), oct. 2019, pp. 1-5. doi: 10.1109/EV.2019.8892897.

[38] A. I. Mahmood, S. K. Gharghan, M. A. Eldosoky, y A. M. Soliman, «Wireless charging for cardiac pacemakers based on class-D power amplifier and a series–parallel spider-web coil», Int. J. Circuit Theory Appl., vol. n/a, n.o n/a, doi: 10.1002/cta.3420.

[39] A. K. RamRakhyani, S. Mirabbasi, y M. Chiao, «Design and Optimization of Resonance-Based Efficient Wireless Power Delivery Systems for Biomedical Implants», IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst., vol. 5, n.o 1, pp. 48-63, feb. 2011, doi: 10.1109/TBCAS.2010.2072782.

[40] C. Liu, C. Jiang, J. Song, y K. T. Chau, «An Effective Sandwiched Wireless Power Transfer System for Charging Implantable Cardiac Pacemaker», IEEE Trans. Ind. Electron., vol. 66, n.o 5, pp. 4108-4117, may 2019, doi: 10.1109/TIE.2018.2840522.

[41] H. M. Amasha, Z. K. Ghazzawi, y J. I. Al-Nabulsi, «A wireless multi bundle concentric coil for charging the battery of a total artificial heart or a pacemaker», en 2007 Computers in Cardiology, sep. 2007, pp. 201-204. doi: 10.1109/CIC.2007.4745456.

[42] L. Shi, J. C. Rodriguez, M. J. Carrizosa, y P. Alou, «ZVS Tank Optimization for Class-D Amplifiers in High Frequency WPT Applications», en 2021 IEEE Applied Power Electronics Conference and Exposition (APEC), Phoenix, AZ, USA: IEEE, jun. 2021, pp. 1593-1598. doi: 10.1109/APEC42165.2021.9487455.

[43] Q. Xiong, «Wireless Charging Device for Artificial Cardiac Pacemaker», en Proceedings of the 4th International Conference on Information Technology and Management Innovation, Shenzhen, China: Atlantis Press, 2015. doi: 10.2991/icitmi-15.2015.127.

[44] V. S. Mallela, V. Ilankumaran, y N. S. Rao, «Trends in Cardiac Pacemaker Batteries», Indian Pacing Electrophysiol. J., vol. 4, n.o 4, pp. 201-212, oct. 2004.

[45] J. I. Arana, A. Bodegas, y I. Sainz, «Longevidad de los marcapasos», vol. Cuadernos de Estimulación Cardiaca, n.o 11.

[46] G. Yılmaz y C. Dehollain, «Wireless Data Communication», en Wireless Power Transfer and Data Communication for Neural Implants : Case Study: Epilepsy Monitoring, G. Yilmaz y C. Dehollain, Eds., en Analog Circuits and Signal Processing. Cham: Springer International Publishing, 2017, pp. 57-80. doi: 10.1007/978-3-319-49337-4_4.

[47] P. Pérez-Nicoli, F. Silveira, y M. Ghovanloo, «Back Telemetry», en Inductive Links for Wireless Power Transfer: Fundamental Concepts for Designing High-efficiency Wireless Power Transfer Links, P. Pérez-Nicoli, F. Silveira, y M. Ghovanloo, Eds., Cham: Springer International Publishing, 2021, pp. 77-91. doi: 10.1007/978-3-030-65477-1_4.

[48] H. Cao et al., «An Implantable, Batteryless, and Wireless Capsule With Integrated Impedance and pH Sensors for Gastroesophageal Reflux Monitoring», IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 59, n.o 11, pp. 3131-3139, nov. 2012, doi: 10.1109/TBME.2012.2214773.

[49] G. Wang, W. Liu, M. Sivaprakasam, y G. A. Kendir, «Design and analysis of an adaptive transcutaneous power telemetry for biomedical implants», IEEE Trans. Circuits Syst. Regul. Pap., vol. 52, n.o 10, pp. 2109-2117, oct. 2005, doi: 10.1109/TCSI.2005.852923.

[50] M. Karimi, A. M. Sodagar, M. E. Mofrad, y P. Amiri, «Auxiliary-carrier load-shift keying for reverse data telemetry from biomedical implants», en 2012 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS), nov. 2012, pp. 220-223. doi: 10.1109/BioCAS.2012.6418457.

[51] K.-G. Moh et al., «12.9 A fully integrated 6W wireless power receiver operating at 6.78MHz with magnetic resonance coupling», en 2015 IEEE International Solid-State Circuits Conference - (ISSCC) Digest of Technical Papers, feb. 2015, pp. 1-3. doi: 10.1109/ISSCC.2015.7063010.

[52] M. K. Uddin, S. Mekhilef, y G. Ramasamy, «Compact Wireless IPT System Using a Modified Voltage-fed Multi-resonant Class EF2 Inverter», J. Power Electron., vol. 18, n.o 1, pp. 277-288, ene. 2018, doi: 10.6113/JPE.2018.18.1.277.

[53] P. Abiri et al., «Inductively powered wireless pacing via a miniature pacemaker and remote stimulation control system», Sci. Rep., vol. 7, n.o 1, Art. n.o 1, jul. 2017, doi: 10.1038/s41598-017-06493-5.

[54] D. Patil, M. K. McDonough, J. M. Miller, B. Fahimi, y P. T. Balsara, «Wireless Power Transfer for Vehicular Applications: Overview and Challenges», IEEE Trans. Transp. Electrification, vol. 4, n.o 1, pp. 3-37, mar. 2018, doi: 10.1109/TTE.2017.2780627.