



Mecánica Computacional Vol XXXI, págs. 3883-3898 (artículo completo)
Alberto Cardona, Paul H. Kohan, Ricardo D. Quinteros, Mario A. Storti (Eds.)
Salta, Argentina, 13-16 Noviembre 2012

SIMULACIÓN COMPUTACIONAL DE LA INTERACCIÓN CON EL CAMPO ELECTROMAGNÉTICO DEL TEJIDO ADYACENTE UN IMPLANTE OCULAR.

Federico Schaumburg^a, Fabio A. Guarnieri^{a,b}

^a*LabBioMEMS, Facultad de Ingeniería, UNER, Oro Verde, Argentina, schauburg.f@gmail.com*

^b*CIMEC, INTEC (UNL-CONICET), PTLC Santa Fe. Argentina, aguarni@santafe-conicet.gov.ar*

Palabras Clave: Glaucoma, Implante, Exposición, SAR, Densidad de Corriente.

Resumen. Se propone una microválvula activa implantable para el tratamiento de glaucoma, fabricada por tecnología MEMS, compuesta por un diafragma, y por un circuito para controlarlo y alimentarlo externamente por radio frecuencia. Este circuito consta a su vez de una bobina sintonizada en 13.56 MHz, y de un microchip que utiliza la energía de la señal inducida en la bobina para autoalimentarse, y para alimentar al diafragma. Este chip incluye un potencióstato que permite controlar la apertura del actuador.

En este trabajo se simuló la interacción del campo electromagnético de RF con el tejido que circunda al implante. Este último fue modelado como la integración de una microbobina y un microchip montados en un sustrato flexible (kaptón), recubiertos de un polímero biocompatible (PDMS). Se analizó el SAR (Specific absorption rate), la densidad de corriente, y el aumento de temperatura inducidos en el tejido cercano al implante.

1 INTRODUCCIÓN

El glaucoma es una enfermedad cuya prevalencia es del 1.5-2 % en individuos mayores de 40 años y mayor aún en mayores de 60 años. Es la segunda causa de ceguera irreversible en el mundo después de la retinopatía diabética (Alañón Fernández, 2003).

Actualmente, el tratamiento está dirigido a actuar sobre el principal factor de riesgo: la elevada presión intraocular. En estadios tardíos de la enfermedad y cuando ya han fracasado las otras alternativas, se recurre a válvulas implantables (Alañón Fernández, 2003). Estas válvulas suelen presentar ciertos problemas, como la obstrucción del conducto de drenaje, y la formación de capsula fibrosa. La primera está asociada con su característica de pasiva, mientras que la última está relacionada con su tamaño, forma y biocompatibilidad de los materiales. Además, las válvulas pasivas no poseen la capacidad de modificar su impedancia hidráulica. Esto es un aspecto deseable, ya que a medida que la enfermedad avanza, se requiere mayor capacidad de drenaje. Estas complicaciones impactan en la necesidad de re-operar al paciente (Beck et al, 2003; Hau y Barton, 2009; Minckler y Francis, 2008).

Para solucionar estos problemas se propone una válvula activa para el tratamiento del glaucoma fabricada con tecnología MEMS. El aporte externo de energía permitirá el uso de un actuador con gran desplazamiento, disminuyendo el tiempo de actuación y permitiendo el pasaje de moléculas voluminosas. A su vez, poseerá la capacidad de modificar su impedancia, por medio del control del desplazamiento del actuador. Por último su tamaño reducido y el material biocompatible utilizado para su recubrimiento, disminuirán el riesgo de formación de capsula fibrosa.

En el diseño propuesto, el actuador es un diafragma de DBS-PPY alimentado por un potencióstato. Este, junto con el circuito necesario para alimentarlo se hallan implementados en un chip. El bloque de alimentación no cuenta con una batería, sino que adquiere energía de manera inalámbrica, a través del acople entre dos bobinas. Una de ellas está incluida en el implante mismo, y la otra forma parte de un dispositivo externo denominado *Scanner de RF*. Estos componentes, y los conductores de oro que los interconectan, están montados sobre un sustrato flexible de kaptón. El dispositivo se halla recubierto de PDMS, un polímero biocompatible que además hace de aislante eléctrico y le da hermeticidad. Las dimensiones máximas de la microválvula propuesta son 9 mm de radio x 672 μm de alto.

En este trabajo se pretende evaluar la cantidad de radiación que absorbería el tejido interpuesto entre las dos bobinas y el tejido circundante al implante, para tener información certera que indique si se debe limitar la exposición, y en qué medida.

1.1 Ubicación del implante

El implante estará ubicado en el cuadrante temporal superior del ojo (Kim et al, 2003). En la figura 1 se puede observar esta ubicación de una válvula pasiva, que coincide con la ubicación del implante que se considera en este trabajo.

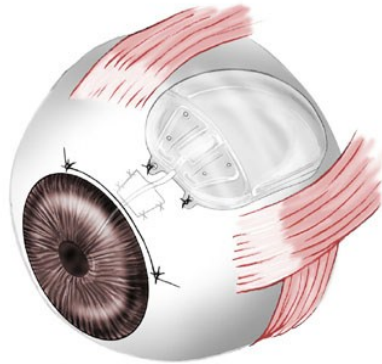


Figura 1: Ubicación del implante. www.oshu.edu

1.2 Características Generales del Implante

El sistema de alimentación del implante, consta de un bloque interno y de otro externo al mismo.

El bloque externo, o Scanner de RF, está compuesto por una bobina plana en espiral de 23 vueltas, sección cuadrada de $50 \mu\text{m} \times 11 \mu\text{m}$ y un pitch de $100 \mu\text{m}$. La impedancia de esta bobina a la frecuencia de trabajo es de $1\text{K}\Omega$. Esta bobina forma parte de un circuito tanque, sintonizado a la frecuencia de trabajo.

Esta bobina es excitada con una señal de 13.56 MHz modulada en amplitud, con un índice de modulación de 30%. El ciclo de trabajo (CT) de la señal de excitación varía entre 0% y 100%, con pasos de 3.57%. La frecuencia de la señal moduladora es 484.28 KHz . La morfología de la señal de excitación para un CT de 50% puede verse en la figura 2. El acople magnético entre ambas bobinas tiene dos propósitos: 1)-dotar al implante de la energía necesaria para actuar, y 2)- indicar de forma externa el grado de actuación del diafragma, a través de la información contenida en el ciclo de trabajo de la señal.

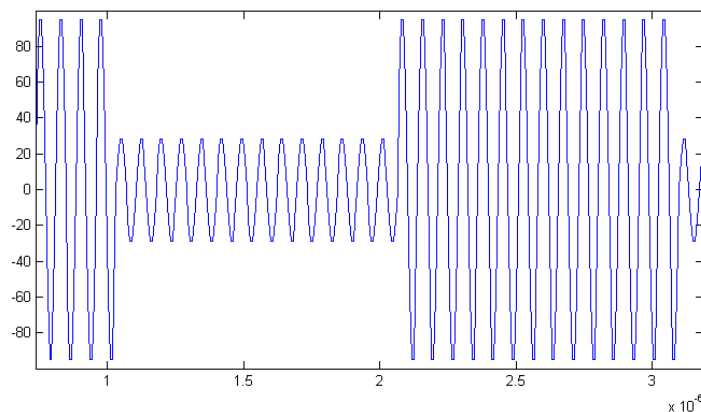


Figura 2: Morfología de la señal de excitación cuando CT = 50%.

El bloque interno del sistema de alimentación está compuesto por una bobina idéntica a la externa. La señal inducida en ese circuito es acondicionada en un chip para alimentar y simultáneamente generar la referencia de tensión del potenciómetro. Esa referencia de tensión es proporcional al grado de actuación del diafragma. La tensión en la bobina interna debe encontrarse en el rango de 5-8 V para garantizar un buen funcionamiento del chip.

1.3 Fundamentos para limitar la exposición

Se pretende conocer el campo electromagnético (EM) presentará algún efecto adverso en el tejido interpuesto entre las dos bobinas, y el tejido circundante al implante. Al respecto, existen diversas cuestiones a tener en cuenta (Ahlbom et al, 1998).

El acople entre los campos EM y el Cuerpo humano puede realizarse por medio de un campo eléctrico variante en el tiempo (que produce corrientes, formación de dipolos eléctricos, y reorientación de los dipolos existentes), por medio de un campo magnético variante en el tiempo (que induce campos eléctricos y corrientes) y mediante la absorción de energía en los tejidos (Ahlbom et al, 1998).

Además, el mecanismo principal de acople y la magnitud del efecto dependen fuertemente de la frecuencia del campo EM. Por este motivo, la cantidad física más apropiada para expresar la restricción a la exposición también es función de la frecuencia (Ahlbom et al, 1998).

Otro aspecto a considerar es que los campos EM pulsados (modulados en amplitud) producen efectos de forma más eficiente en el cuerpo humano, que los no pulsados. Esto se debe principalmente a la existencia de ventanas frecuenciales y de potencia para el estímulo de diferentes estructuras, como la corteza cerebral, nervios, etc. (Ahlbom et al, 1998).

Por último, la interacción con el campo EM nunca debe generar un incremento en la temperatura corporal mayor a 1°C, ya que a partir de este valor se comienza a comprometer la capacidad termoregulatoria (Ahlbom et al, 1998).

1.4 Cantidades Físicas para expresar las restricciones

Como se dijo anteriormente, la cantidad física utilizada para expresar la restricción al campo EM, también es función de la frecuencia. A continuación se nombran las cantidades que resultan de interés para este trabajo: Densidad de corriente J [A/m^2], Incremento de temperatura ΔT [$^{\circ}C$ o $^{\circ}K$], SAR [W/Kg].

El SAR es una medida de la cantidad de energía que absorbe el tejido. Se define de dos formas: Como una medida del aumento de temperatura del tejido:

$$SAR = \frac{C_p \cdot \Delta T}{t} \quad (1)$$

Como una medida de la absorción del campo EM:

$$SAR = \frac{\rho \cdot E^2}{\sigma} \quad (2)$$

Donde C_p , ρ y σ son el calor específico, la densidad y la conductividad del tejido, y t es el tiempo de exposición. Ambas definiciones deberían ser equivalentes. El SAR local o diferencial es el valor puntual del SAR, sin promediar en el espacio. El SAR de cuerpo completo es el promedio de la cantidad definida previamente, en todo el volumen del cuerpo (Ahlbom et al, 1998; Bienkowski y

Trzaska, 2010).

1.5 Restricciones

Basado en esos conceptos, la Comisión Internacional de Protección Frente a Radiaciones No Ionizantes (ICNIRP), elaboró una serie de restricciones en función de la frecuencia del campo EM (Ahlbom et al, 1998). Las que importan para este caso son:

1. Para frecuencias en el rango de 100 kHz–10 MHz, el valor RMS de la densidad de corriente en cabeza y tronco debe ser menor a $f/500$ mA/m², y el SAR de cuerpo completo debe ser menor a 0,08 W/Kg.
2. Para frecuencias en el rango de 10 MHz–10 GHz, el SAR de cuerpo completo debe ser menor a 0.08 W/Kg, y el SAR local menor a 2 W/Kg.
3. En ningún caso, el aumento de temperatura en el cuerpo debe superar 1°C.

Donde f es la frecuencia en Hz. Si el campo EM es pulsátil, con pulsos de duración t_p , entonces f se debe calcular como: $f = 1/(2t_p)$. Además, se debe considerar el valor eficaz de la densidad de corriente, y promediar en un área de 1 cm² perpendicular a la dirección de la densidad de corriente. Todos los valores de SAR se deben promediar en un intervalo de tiempo de 6 minutos. Por último, el SAR localizado se debe promediar en 10 gr de tejido contiguo (Ahlbom et al, 1998).

Para hacer el análisis, las frecuencias que deben considerarse son:

- i. La portadora de la señal de excitación (13.56 MHz): Cuando el CT de esta señal es 0% o 100%, la señal es sinusoidal pura con frecuencia de 13.56 MHz.
- ii. Las frecuencias dadas por $f_{CT} = 1/(2.t_p)$, donde t_p variará con CT. Como los CT son [3.57%-96.43%] a intervalos de 3.57%, entonces $f_{CT} = f_{Moduladora} \cdot 100/(2 \cdot CT) = [251.10\text{KHz} - 6.78\text{MHz}]$.

Para el caso i se aplican las Reglas 2 y 3. Para el caso ii se aplican las reglas 1 y 3. La situación más comprometida es cuando el CT es 96.43%, ya que la amplitud de la señal es máxima durante casi todo el tiempo, y a su vez t_p es máximo, y por lo tanto f es mínima al igual que la restricción. Si se cumple con la restricción que impone la regla i para el caso citado, entonces se cumplirá para el resto de los CT. Concretamente, el valor de J que no se debe superar es cuando $CT = 96.43\%$ es $251100/500 = 502.2$ mA/m².

2 MATERIALES Y MÉTODOS

2.1 Escenario a simular

En las figuras 3 y 4 se puede observar el escenario que se pretende simular. Este consta de un ojo humano y el tejido que lo circunda, el implante colocado en la zona superior del ojo, el parpado, el Scanner de RF y del aire que lo circunda.

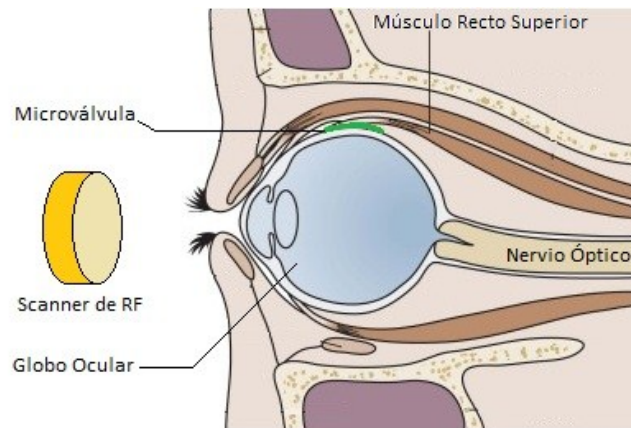


Figura 3: Geometría a modelar, corte sagital. Modificado de www.health-7.com

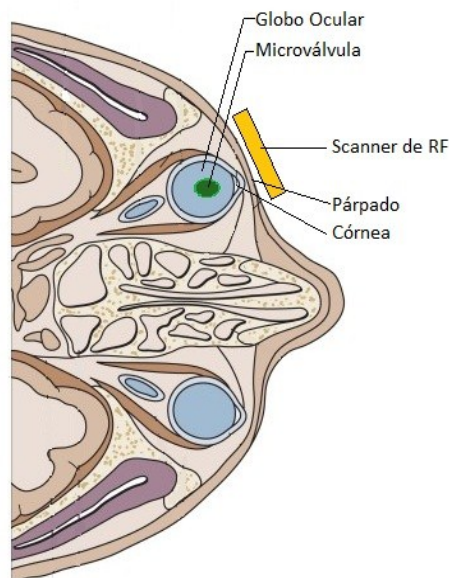


Figura 4: Geometría a modelar, corte horizontal. Modificado de www.health-7.com

La geometría que se modela, no es exactamente la descrita arriba, sino que se hicieron las siguientes simplificaciones y asunciones:

1. Que el ojo de la persona se encuentra apuntando hacia abajo, de manera que el plano de la bobina interna se encuentra paralelo al plano frontal de la persona.
2. Que los planos de las bobinas están dispuestos en paralelo, y que las bobinas estas alineadas. Esto último significa que las proyecciones de ambas bobinas sobre el plano frontal son coincidentes.
3. Que los párpados están cerrados.
4. Que la forma del ojo puede aproximarse a una esfera de radio de 12 mm aplanado en la parte superior (Tasman y Jaeger, 2009).
5. Que las capas de tejido relevantes para el problema son: Piel y músculo del párpado, y esclerótica, retina y humor vítreo del ojo.
6. Que las espiras de las bobinas no están conectadas entre sí, sino que son anillos concéntricos. y que la suma de las tensiones inducidas en cada espira, es igual a la tensión

que se generaría en la bobina en espiral (Cheng, 1991).

7. Que el chip del implante, en lugar de ser un prisma, es un disco.
8. Que a 1 cm de las bobinas, el campo EM no influye de forma significativa.

Estas no constituyen situaciones forzadas, sino que permiten el máximo acople entre las bobinas, permitiendo así la máxima transferencia de energía entre las bobinas, lo que constituye la situación más adversa. Los puntos 1, 2 y 3, podrían incluso formar parte del protocolo que debe seguir el paciente para hacer actuar a la válvula. Además, para garantizar 2, el gabinete del Scanner de RF puede realizarse de forma que siga la curvatura del párpado.

La simplificación 6 está basada en que según la ley de Faraday, la tensión que se induzca en cada espira será proporcional al flujo magnético que atraviese la superficie que delimita la espira (Cheng, 1991). Como a los fines prácticos la superficie original igual a la superficie considerada, también lo son las tensiones inducidas.

Para que el error contraído debido a la aproximación 7 sea por exceso, se consideró el peor de los casos, que sucede cuando el diámetro del disco es igual a la diagonal del prisma. Esto resulta en un volumen de silicio mayor al real que, al tener mayor conductividad que el material que lo rodea, impacta en una mayor densidad de corriente. A la aproximación 8 se llegó de forma iterativa, resolviendo el campo Eléctrico.

Teniendo en cuenta estas consideraciones, la geometría a modelar toma la forma que se observa en la fig. 5. Puede verse que esta posee simetría de revolución respecto de un eje que pasa por el centro de la esfera que representa al ojo, y el centro de las bobinas. La sección de esta geometría puede observarse en 6.

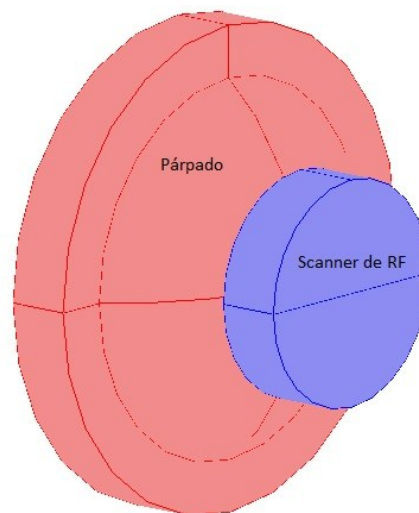


Figura 5: Geometría modelada con simetría de revolución.

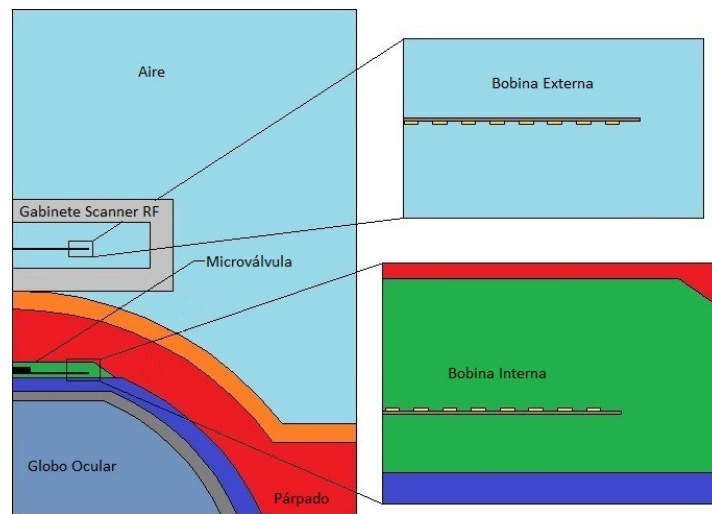


Figura 6: Sección transversal de la geometría modelada.

2.2 Ecuación a resolver

Para poder evaluar si se cumplen las restricciones y en qué caso, se debe conocer el campo eléctrico y el magnético que se generaría en el tejido. Estos campos están descritos por las ecuaciones de Maxwell.

$$\begin{aligned}
 \nabla \times \mathbf{H} &= \mathbf{J} + \frac{\partial \mathbf{D}}{\partial t} \\
 \nabla \times \mathbf{E} &= -\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} \\
 \nabla \cdot \mathbf{D} &= \rho \\
 \nabla \cdot \mathbf{B} &= 0
 \end{aligned}
 \tag{3}$$

En donde \mathbf{H} es el campo magnético, \mathbf{E} de campo eléctrico, \mathbf{D} es la densidad de flujo eléctrico, \mathbf{B} la densidad de flujo magnético, ρ la densidad de carga y \mathbf{J} la de corriente. A este set de ecuaciones se le suman las siguientes relaciones constitutivas:

$$\begin{aligned}
 \mathbf{D} &= \varepsilon \cdot \mathbf{E} \\
 \mathbf{B} &= \mu \cdot \mathbf{H} \\
 \mathbf{J} &= \sigma \cdot \mathbf{E}
 \end{aligned}
 \tag{4}$$

Donde σ es la conductividad eléctrica, ε y μ son la permitividad y la permeabilidad del material. Otras relaciones importantes a tener en cuenta son las definiciones de los potenciales eléctrico y magnético (V y \mathbf{A}):

$$\begin{aligned}
 \mathbf{B} &= \nabla \times \mathbf{A} \\
 \mathbf{E} &= -\nabla V - \frac{\partial \mathbf{A}}{\partial t}
 \end{aligned}
 \tag{5}$$

Para este problema no se resolvieron las ecuaciones de Maxwell puras, sino la siguiente ecuación que deriva de la ley de Amper (La primera de las ec. 3):

$$(j\omega\sigma - \omega^2\varepsilon)\mathbf{A} + \nabla \times \left(\frac{\nabla \times \mathbf{A}}{\mu} \right) - \sigma \mathbf{v} \times (\nabla \times \mathbf{A}) = A_\phi \mathbf{e}_\phi \quad (6)$$

Donde ω y J_ϕ son la frecuencia angular y la densidad de corriente de la fuente de excitación, \mathbf{v} es la velocidad y \mathbf{e}_ϕ es el versor en la dirección ϕ . A esta ecuación se llega reemplazando en la ley de Amper las ecuaciones constitutivas (4) y las definiciones de los potenciales (5), y realizando las siguientes consideraciones.

2.2.1 Análisis Armónico

Cuando la fuente de excitación es una señal sinusoidal, entonces es válido utilizar fasores para describir el fenómeno electromagnético. De esta forma se elimina a la variable tiempo de las ecuaciones.

2.2.2 Análisis Cuasi Estático.

Este análisis permite considerar que el rango de interés y las variaciones temporales de ρ y \mathbf{J} son tan pequeñas que se pueden utilizar las ecuaciones de electrostática y magnetostática para el cálculo de los potenciales Eléctrico y Magnético si se reemplaza ρ por $\rho(t)$ y \mathbf{J} por $\mathbf{J}(t)$. La condición que debe cumplirse para poder utilizar esta aproximación es que $2\pi R/\lambda \ll 1$ (donde R es la máxima distancia relevante en la geometría bajo estudio, y λ la longitud de onda). En este caso $2\pi R/\lambda = 2\pi \cdot 0.02/22.12 = 5.68 \times 10^{-3} \ll 1$ por lo cual se cumple la condición. Esta aproximación permite asumir que $\partial D/\partial t = 0$ (Cheng, 1991).

2.2.3 Simetría y Corrientes Azimutales

La geometría posee simetría de revolución. Además, la fuente de excitación posee componentes no nulas solo en la coordenada cilíndrica ϕ , por lo tanto lo mismo ocurre con el vector potencial magnético \mathbf{A} .

2.3 Cálculo del SAR

Una vez calculado \mathbf{E} , se puede calcular el SAR local o diferencial mediante la ecuación 1. Si bien ICNIRP indica que el resultado local debe promediarse con el SAR local de 10 g de tejido adyacente, como se verá más adelante, esto no fue necesario. Por el mismo motivo no se calculó el SAR de cuerpo completo.

2.4 Calculo de ΔT

El aumento de temperatura en el tejido, se calculó a partir la ecuación 2 y del SAR calculado con

2.5 Calculo de la Densidad de Corriente

La densidad de corriente en el tejido se calculó a partir de la ec. 3 (ley de ohm). Se consideró el valor eficaz, y tampoco hizo falta promediar en un área de 1 cm^2 como indica ICNIRP.

2.6 Propiedades de los subdominios

En la figura 7 se puede ver el material de cada uno de los subdominios en los que está dividida la geometría modelada. La ec. 4 se resolvió en cada uno de esos subdominios, ya que para cada material las constantes que lo definen cambian de valor.

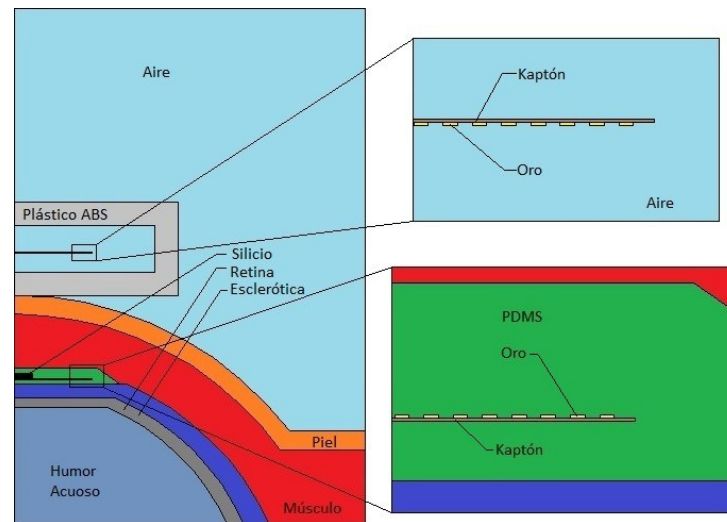


Figura 7: Materiales considerados en cada Subdominio del problema.

2.7 Condiciones de borde

En el perímetro de la geometría, a una distancia lo suficientemente alejada de las bobinas y en el eje respecto del cual la geometría es simétrica, se consideró $A_\phi = 0$. En la interfase entre los subdominios internos de la geometría se planteó la condición de continuidad: $\mathbf{n} \times (\mathbf{H}_1 - \mathbf{H}_2)$ en donde \mathbf{n} es la normal a la superficie que describe la interfase, y \mathbf{H}_1 y \mathbf{H}_2 son los campos magnéticos de cada superficie.

2.8 Modelado con Elementos Finitos

En la figura 8 se observa la malla utilizada. Esta consistió en 117962 elementos triangulares. La malla se refinó en las bobinas y los sustratos, en donde se utilizaron elementos con tamaños menores a $3 \mu\text{m}$. En la zona correspondiente al parpado, se utilizaron elementos de $100 \mu\text{m}$. Para analizar la convergencia de la malla, se disminuyó a la mitad el tamaño de los elementos y se evaluó el SAR, J y ΔT . Se obtuvo un error menor al 0.1%.

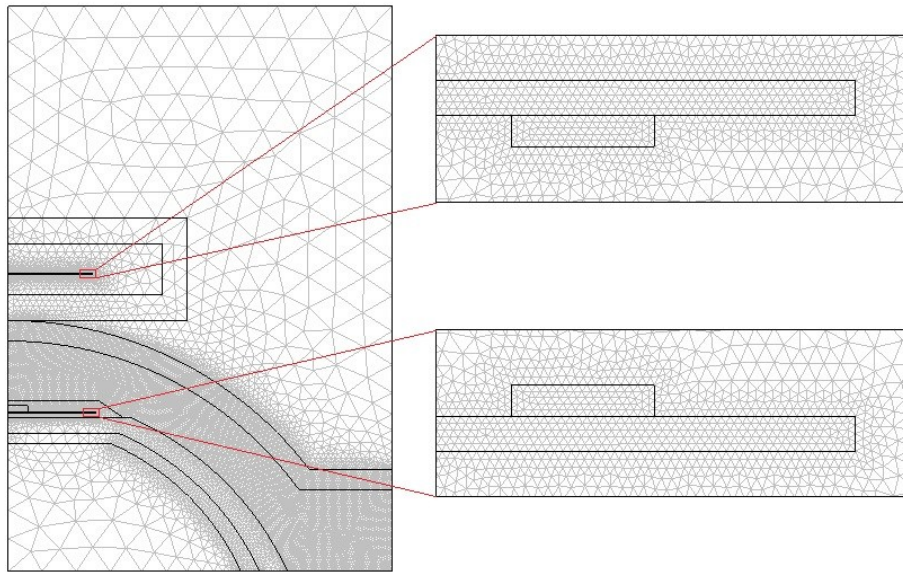


Figura 8: Mallado triangular.

Para la resolución se utilizó un método directo (UMFPACK).

3 RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Antes de evaluar los resultados relativos a la absorción de energía, se verifico que la tensión inducida en la bobina interna se encuentre dentro de los límites de trabajo (5V y 8V). En la figura 9 se puede ver la dependencia de la tensión en la bobina interna cuando la bobina externa es excitada con 900mA. Se puede observar que la variación es muy brusca y que solo en un intervalo muy pequeño la tensión se encuentra en el rango deseado. Se propone como protocolo de uso, que el Scanner de RF deba ser apoyado en el parpado. Esto permitirá 1)-Tener mayor control de la distancia a la que se encuentran las bobinas y de la tensión que se induce, 2)-Reducir la corriente en la bobina externa, y limitando la exposición e impidiendo que se sobrepase el umbral máximo de tensión del chip.

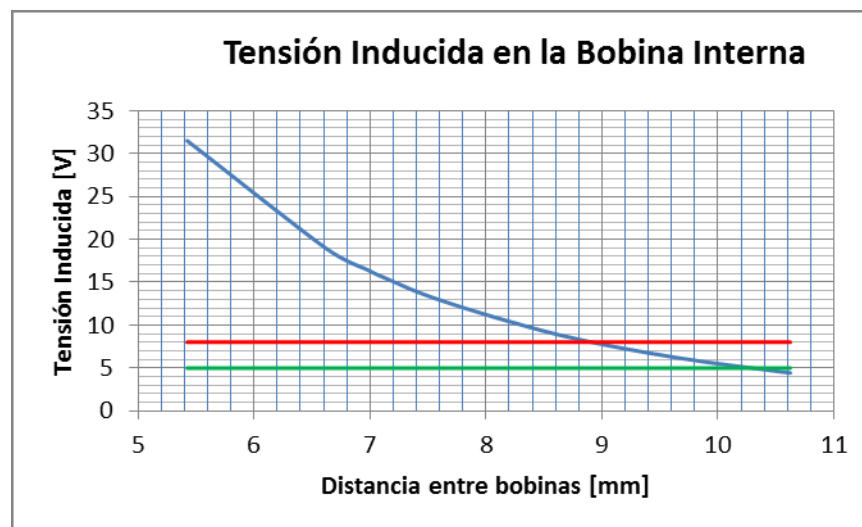


Figura 9: Tensión inducida en la Bobina interna, como función de la distancia entre bobinas.

La condición para que la tensión en la bobina interna sea de 8V cuando el Scanner de RF está apoyado sobre el párpado es que la corriente en la bobina externa sea de 225.7 mA. En la Fig. 10 se observan las tensiones en la bobina interna a medida que el Scanner de RF se aleja del párpado, cuando la fuente de excitación toma el valor calculado previamente. Se ve que nunca se sobrepasa el umbral máximo de tensión, y que el intervalo de tensiones de trabajo solo se alcanza si la bobina está pegada al párpado, o a una distancia de no más de aproximadamente un milímetro.

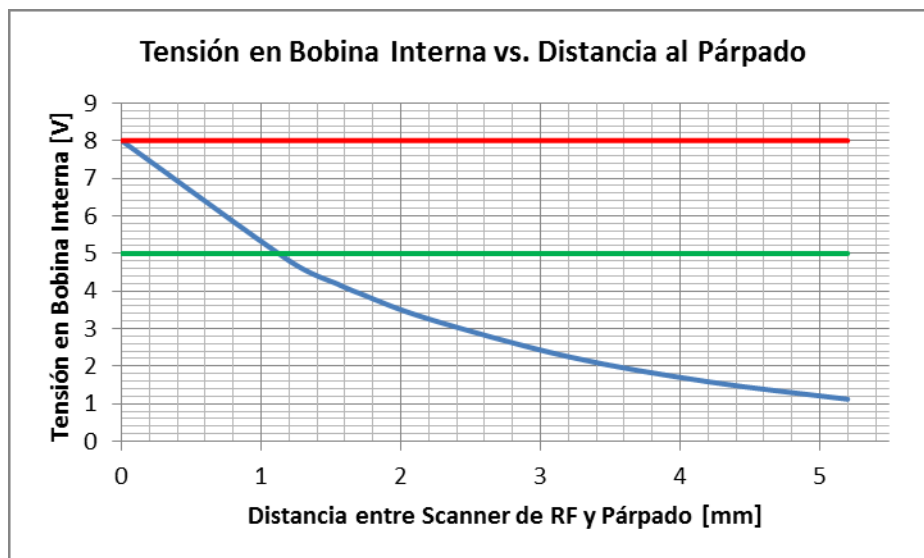


Figura 10: Tensión inducida en la Bobina interna, como función de la distancia al párpado, cuando la corriente de excitación es 225.7 mA.

En las figuras 11, 12 y 13 se observan la distribución local del SAR, de J y de ΔT cuando el Scanner de RF se encuentra en contacto con el párpado y cuando la corriente en la bobina externa es la calculada previamente.

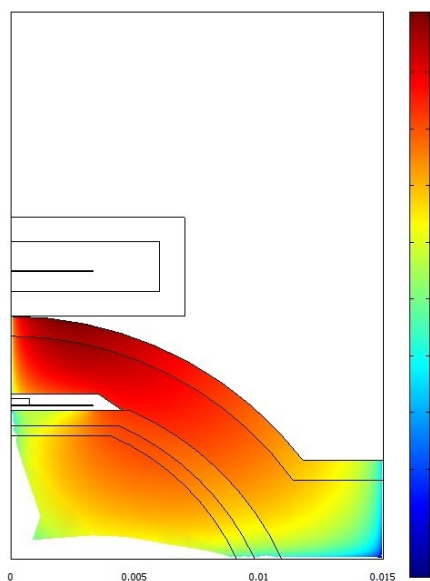


Figura 11: Logaritmo decimal del SAR local, en cada punto del tejido.

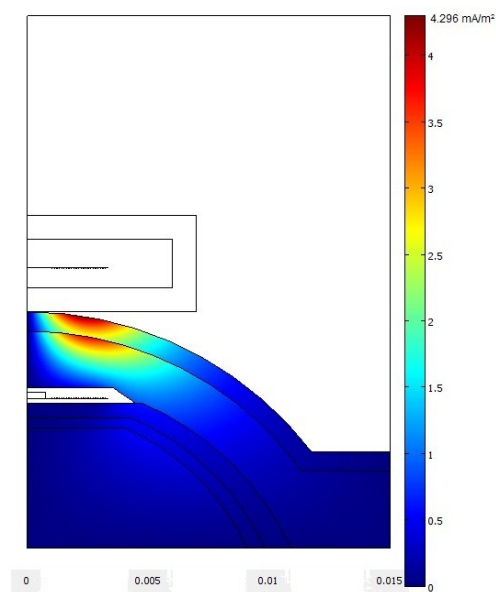


Figura 12: Densidad de corriente (J) local, en cada punto del tejido.

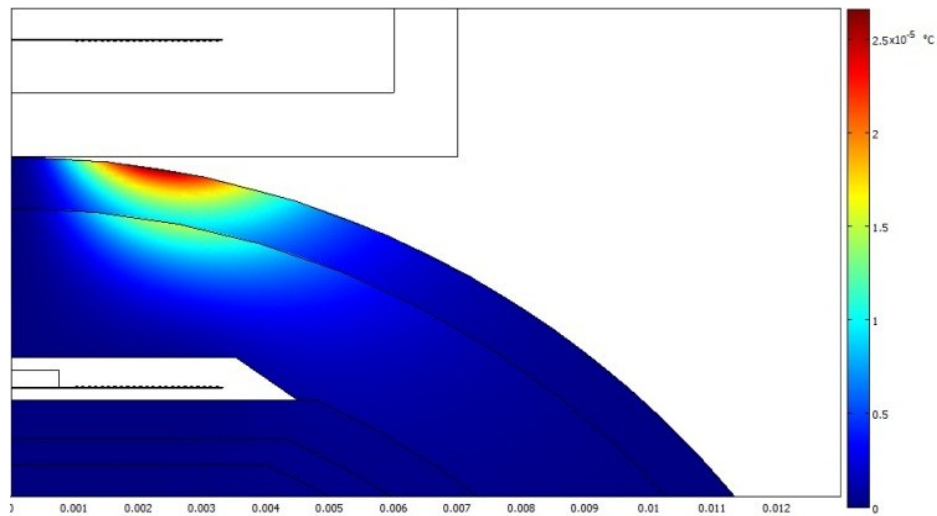


Figura 13: Incremento local de Temperatura (ΔT), en cada punto del tejido.

En las figuras 14, 15 y 16 se puede ver como varia el SAR, J y ΔT a medida que el Scanner de RF se aleja del parpado. Todas las gráficas fueron obtenidas bajo las peores condiciones: El SAR y ΔT fueron calculados teniendo en cuenta un CT = 100%, mientras que la densidad de corriente con CT = 96,43%. Los valores mostrados son el máximo puntual de cada cantidad. Las restricciones de ICNIRP contemplan promedios (en 10 g de tejido para el SAR y en 1 cm² para J) que disminuirían el valor a comparar con la restricción. Como los máximos locales cumplen con los requerimientos, se pasó por alto el paso de calcular el valor exacto sobre el cual aplicar la restricción. Un razonamiento similar se utilizó con el SAR de cuerpo completo.

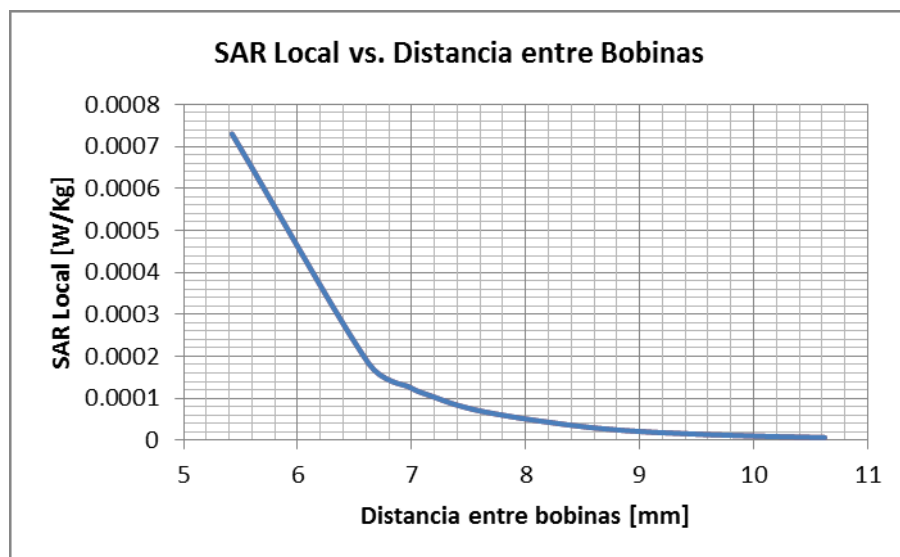


Figura 14: SAR local máximo en función de la distancia entre la bobina interna y externa.

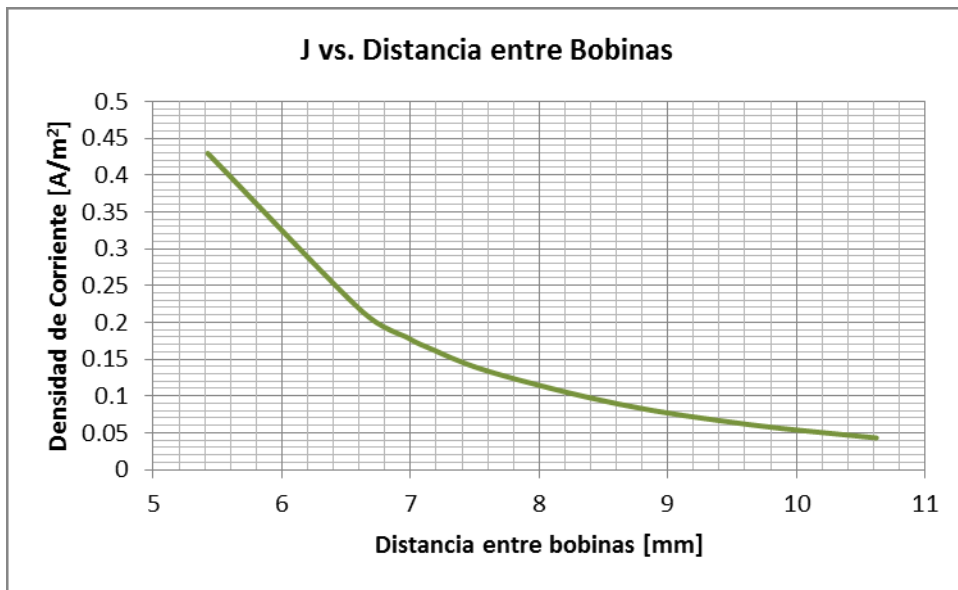


Figura 15: J local máximo en función de la distancia entre la bobina interna y externa.

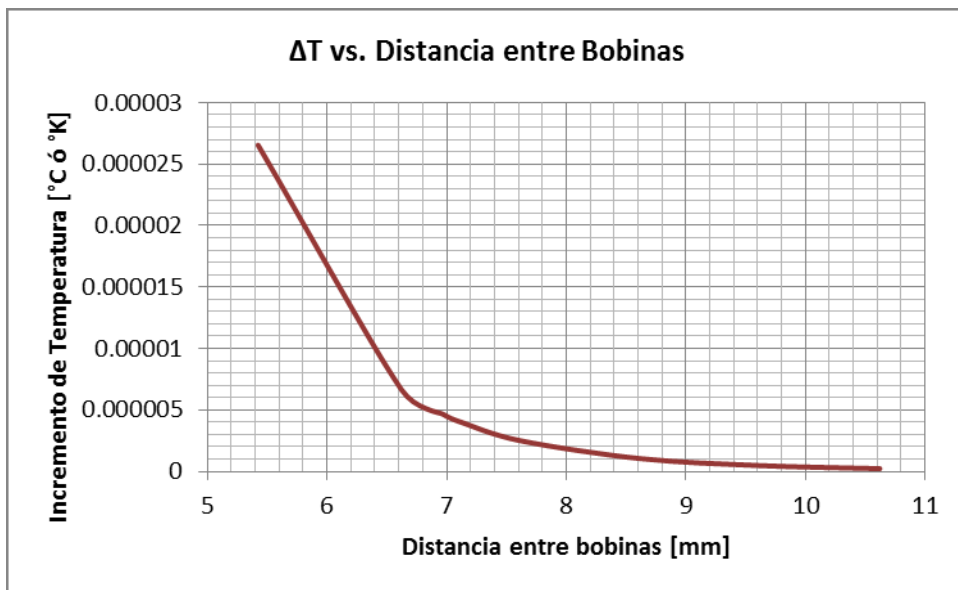


Figura 16: ΔT local máximo en función de la distancia entre la bobina interna y externa.

4 CONCLUSIONES

Se logró exitosamente simular el escenario deseado. Para esto fue necesario realizar algunas simplificaciones y consideraciones. Para darle validez al resultado, las consideraciones y simplificaciones fueron realizadas tomando criterios tales que incrementen el valor de las cantidades sobre las cuales evaluar las restricciones, o tales que el error que introduzcan a los cálculos fuera despreciable.

Respecto de las consideraciones, también permitieron realizar un protocolo de uso del Scanner de RF. Este protocolo consiste en:

1. Cerrar los parpados.
2. Mirar hacia abajo.
3. Apoyar el Scanner de RF en el párpado.
4. Ubicar el Scanner de RF tal que los planos de las bobinas estén dispuestos en paralelo.
5. Encender el Scanner de RF.

Este protocolo permite maximizar la transferencia de energía entre las bobinas, y a su vez permite un mejor control de la tensión que se induce en la bobina interna. Esto último es deseable tanto para impedir que se sobrepase el umbral máximo que soporta el chip, como para garantizar el nivel mínimo. A su vez, el control en la tensión en la bobina interna permite minimizar la exposición.

Los máximos valores para las variables sobre las cuales se expresan las restricciones fueron: $SAR = 729,98 \times 10^{-6} \text{ W/Kg}$, $J = 429,59 \text{ mA/m}^2$ y $\Delta T = 26,55 \times 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}$. Todos los valores fueron calculados utilizando el protocolo de uso de Scanner de RF desarrollado. Las restricciones no fueron sobrepasadas incluso en las peores condiciones (máximo acople entre las bobinas, mínima distancia, $CT = 100\%$ para el SAR y ΔT , y $CT = 96.43\%$ para J). Además, no fue necesario realizar los promedios espaciales y temporales que indica ICNIRP, lo que agrega un margen de seguridad a los resultados.

Por último, se extrajeron criterios de diseño para el Scanner de RF. Estos son:

1. La bobina externa debe excitarse con una corriente de 225,7 mA.
2. La forma del gabinete debe seguir la curvatura del párpado.

REFERENCIAS

- Ahlbom A., Bergqvist U., Bernhardt J.H., Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz). International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection, Health Physics, 74(4):494-522, 1998.
- Alañón Fernández F.J., Oftalmología En Atención Primaria, Formación Alcalá, 2003.
- Beck A.D., Freedman S., Kammer J., Jin J., Aqueous shunt devices compared with trabeculectomy with Mitomycin-C for children in the first two years of life, American Journal of Ophthalmology, 136(6):994-1000, 2003.
- Bienkowski P., Trzaska H., Electromagnetic Measurements in the Near Field, SciTech Publishing, 2010.
- Cheng D.K., Field and Wave Electromagnetics, Addison-Wesley, 1991. (Cheng, 1991)
- Hau S., Barton K., Corneal complications of glaucoma surgery, Current Opinion in Ophthalmology, 20(2): 131-136, 2009.
- Kim C., Kim Y., Choi S., Lee S. y Ahn L., Clinical experience of e-PTFE membrane implant surgery for refractory glaucoma, British Journal of Ophthalmology, 87:63-70, 2003.
- Minckler D.S., Francis B.A. et al, Aqueous Shunts in Glaucoma: A Report by the American Academy of Ophthalmology, Ophthalmology, 115(6): 1089-1098, 2008.
- Tasman W., Jaeger E. A., Duane's Ophthalmology, Lippincott Williams & Wilkins, 2009.