



UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL

SISTEMA DE POSGRADO

MAESTRÍA EN TELECOMUNICACIONES

TEMA:

Diseño y simulación de una antena de resonancia de orden-cero (ZOR) con metamateriales para tratamiento de tumores vía Hipertermia.

AUTORA:

Álvarez Cedeño, Alejandra Isabel

**Trabajo de titulación previo a la obtención del grado de
Magister en Telecomunicaciones**

TUTOR:

MSc. Manuel Romero Paz

Guayaquil, a los 12 días del mes Junio año 2017



UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL

SISTEMA DE POSGRADO
MAESTRÍA EN TELECOMUNICACIONES

CERTIFICACIÓN

Certificamos que el presente trabajo fue realizado en su totalidad por Álvarez Cedeño Alejandra Isabel como requerimiento parcial para la obtención del Título de Magíster en Telecomunicaciones.

TUTOR

MSc. Manuel Romero Paz

DIRECTOR DEL PROGRAMA

MSc. Manuel Romero Paz

Guayaquil, a los 12 días del mes Junio año 2017



UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL

**SISTEMA DE POSGRADO
MAESTRÍA EN TELECOMUNICACIONES**

DECLARACIÓN DE RESPONSABILIDAD

YO, Álvarez Cedeño Alejandra Isabel

DECLARO QUE:

El trabajo de Titulación “**Diseño y simulación de una antena de resonancia de orden-cero (ZOR) con metamateriales para tratamiento de tumores vía Hipertermia**”, previa a la obtención del Título de **Magíster en Telecomunicaciones**, ha sido desarrollado respetando derechos intelectuales de terceros conforme las citas que constan en el documento, cuyas fuentes se incorporan en las referencias o bibliografías. Consecuentemente este trabajo es de mi total autoría.

En virtud de esta declaración, me responsabilizo del contenido, veracidad y alcance del Trabajo de Titulación referido.

Guayaquil, a los 12 días del mes Junio año 2017

LA AUTORA

Álvarez Cedeño Alejandra Isabel



UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL

SISTEMA DE POSGRADO
MAESTRÍA EN TELECOMUNICACIONES

AUTORIZACIÓN

YO, Álvarez Cedeño Alejandra Isabel

Autorizo a la Universidad Católica de Santiago de Guayaquil a la **publicación**, en la biblioteca de la institución del Trabajo de Titulación, “**Diseño y simulación de una antena de resonancia de orden-cero (ZOR) con metamateriales para tratamiento de tumores vía Hipertermia**”, cuyo contenido, ideas y criterios son de mi exclusiva responsabilidad y total autoría.

Guayaquil, a los 12 días del mes Junio año 2017

LA AUTORA

Álvarez Cedeño Alejandra Isabel

REPORTE URKUND

← → ↻ Es seguro | <https://secure.orkund.com/view/28281245-318526-285676#q1bKLvYajijYz0TGzjNVRKs5Mz8tMy0xOzEhOVbly0DMwMjE3HDQ2sTQzA> 🔍 ☆ ⋮

URKUND

Documento Trabajo de Titulación Alejandra Alvarez OK.docx (D28590245)

Presentado 2017-05-22 17:43 (-05:00)

Presentado por orlandophilco_7@hotmail.com

Recibido orlando.philco.ucsg@analysis.orkund.com

Mensaje Fwd: Alejandra [Mostrar el mensaje completo](#)

3% de esta aprox. 29 páginas de documentos largos se componen de texto presente en 1 fuentes.

Lista de fuentes	Bloques
48%	Son éstas: 1. Se desnaturalizan las proteínas nucleares, de membra...
55%	proteínas en la matriz nuclear. 6. Hay acumulación de agregados de...
32%	cánceres secundarios inducidos por el tratamiento a través de los e...
> 45%	los métodos de calentamiento, evaluar la interacción de las ondas e...
+	Torres Gary MET2017.docx
+	Aguilar José MET2017.docx

1 Advertencias. Reiniciar Exportar Compartir

Hoy en día organizaciones y grupos de trabajo efectúan investigaciones en

45% #34 Activo Fuente externa: <http://myslide.es/documents/hipertermia-electromagnet...> 45%

los procesos de calentamiento, valorar la interacción de las señales electromagnéticas en los humanos y sus mecanismos de acción, plantear nuevos aplicadores y métodos de enfriamiento para

los métodos de calentamiento, evaluar la interacción de las ondas electromagnéticas con los seres vivos y sus mecanismos de acción, diseñar nuevos aplicado- res y sistema de enfriamiento para

conseguir más elevación del calor y mejor focalización del campo electromagnético. También se pretende optimizar los programas de simulación aplicando más resolución en 3D y que posibiliten pronosticar con más precisión la distribución del calor en el paciente.

Hasta aquí se han descrito los principales aspectos teóricos y técnicos de las

Urkund Report - Tr...pdf ^ Mostrar todo X

Dedicatoria

El presente trabajo de titulación lo dedico a mi hijo Alejandro, los hijos son la motivación principal para lograr grandes cosas, gracias por ser mi fuerza y templanza, mi motor para levantarme cada día y ser mejor. Solo los que somos padres sabemos lo que implica sacrificar tiempo con los hijos por cumplir con un propósito, muchas bendiciones que de parte de Dios vendrán a nuestras vidas como recompensa de la dedicación y esfuerzo puesto en todo este tiempo.

Agradecimientos

Agradezco a Dios, porque en él todo es posible, a mi familia fuente de apoyo constante que con cariño y esfuerzo me acompañaron en este proceso, a mis maestros y a todas las personas que intervinieron colaborando en la realización de este trabajo de titulación.



**UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL**

**SISTEMA DE POSGRADO
MAESTRÍA EN TELECOMUNICACIONES**

TRIBUNAL DE SUSTENTACIÓN

f. _____

MsC. Manuel de Jesús Romero Paz

TUTOR

f. _____

MSC. Manuel de Jesús Romero Paz

DIRECTOR DE LA MAESTRÍA

f. _____

MSC. Orlando Philco Asqui

REVISOR

f. _____

MSC. Luis Córdova Rivadeneira

REVISOR

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	1
CAPITULO 1 . FUNDAMENTOS TEÓRICOS Y TÉCNICOS DE LAS ANTENAS. 5	
1.1 Definición de antenas.	5
1.2 Parámetros que caracterizan a las antenas.	6
1.2.1 Patrón de radiación.	6
1.2.2 Impedancia de entrada.	8
1.2.3 Directividad.	9
1.2.4 Ganancia.	9
1.2.5 Eficiencia.	10
1.2.6 Resistencia de radiación.	11
1.2.7 Ancho de Banda.	11
1.2.8 Razón de onda estacionaria.	12
1.3 Antenas de Microcintas.	13
1.3.1 Propiedades y características.	14
1.3.2 Ventajas y desventajas de las antenas de microcintas.	15
1.3.3 Topologías de parches.	16
1.3.4 Tipos de alimentación.	17
1.4 Tratamiento por Hipertermia.	21
1.4.1 Tipos de Hipertermia.	21
1.4.2 Mecanismo de acción o calentamiento.	23
1.4.3 Hipertermia por Radio Frecuencia y microondas.	25
1.4.4 Acción oncológica del TH.	28
1.4.5 Perspectivas del TH.	29
CAPITULO 2 . MATERIALES Y MÉTODOS.....	31
2.1 Los metamateriales y las líneas de transmisión.	31
2.2 Resonancia de Orden Cero.	37
2.2.1 Resonadores convencionales (PRH).	37
2.2.2 Resonadores con metamateriales.	39
2.2.3 Características de los resonadores de orden-cero (ZOR).	40
2.3 Capacitor Interdigital.	41
2.4 Bases físicas de la terapéutica por microondas.	43

2.5 Parámetros de medidas de efectos biológicos de radiaciones electromagnéticas.	45
CAPITULO 3 . SIMULACIÓN Y RESULTADOS	47
3.1 Diseño de la antena propuesta.	47
3.2 Simulación de la antena ZOR.	49
3.3 Simulación del tejido.	50
3.4 Simulación de la influencia de los efectos de la antena diseñada sobre el tejido.....	53
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	58
GLOSARIO DE TÉRMINOS	60

ÍNDICE DE TABLAS

TABLA 2.1. COEFICIENTE DE REFLEXIÓN DE LAS MICROONDAS A 2.45 GHZ EN DIFERENTES TEJIDOS. (BAE, 2007).....	44
TABLA 2.2. PARÁMETROS DIELECTRICOS DE LOS MATERIALES QUE INTERFIEREN UN TEJIDO (BAE, 2007).....	45
TABLA 3.1. DIMENSIONES ESTABLECIDAS PARA LA ANTENA DISEÑADA.	48

ÍNDICE DE FIGURAS

FIGURA 1.1. LA ANTENA COMO UN DISPOSITIVO DE TRANSICIÓN.....	5
FIGURA 1.2. LÓBULOS EN EL PATRÓN DE RADIACIÓN	7
FUENTE: (BALANIS, 2005).	7
FIGURA 1.3. ANTENA EN MODO TRANSMISIÓN Y CIRCUITO EQUIVALENTE DE THEVENIN.....	8
FIGURA 1.4. POTENCIA DE ALIMENTACIÓN Y POTENCIA RADIADA DE UNA ANTENA	11
FIGURA 1.5. CURVA DE ROE CONTRA FRECUENCIA	13
FIGURA 1.6. ANTENA DE PARCHE RECTANGULAR.....	14
FIGURA 1.7. PATRÓN DE RADIACIÓN DE UNA ANTENA DE MICROCINTA. A) CAMPO ELÉCTRICO E Y B) CAMPO MAGNÉTICO H	15
FIGURA 1.8. TOPOLOGÍA DE PARCHES	17
FUENTE:	17
FIGURA 1.9. ALIMENTACIÓN POR LÍNEA DE MICROCINTA	18
FIGURA 1.10. ALIMENTACIÓN COAXIAL.....	19
FIGURA 1.11. ALIMENTACIÓN POR APERTURA.....	20
FIGURA 1.12. ALIMENTACIÓN POR PROXIMIDAD	21
FIGURA. 1.13 DIFERENTES APLICADORES DE HT	26
FUENTE:	26
FIGURA 2.1. MEDIOS RH (A) Y LH (B)	32
FUENTE:	32
FIGURA 2.2. CLASIFICACIÓN DE LOS MATERIALES A PARTIR DE LA PERMITIVIDAD Y PERMEABILIDAD.....	33
FIGURA 2.3. ENTRAMADO DE FINOS CABLES METÁLICOS CON E NEGATIVA Y M POSITIVA.....	35
FUENTE:	35
FIGURA 2.4. RESONADOR DE ANILLOS ABIERTOS (SPLIT-RING RESONATOR, SRR) CON E POSITIVO Y M NEGATIVO.	36
FUENTE:	36
FIGURA 2.5. PRIMEROS ENTRAMADOS LH MONODIMENSIONAL Y BIDIMENSIONAL.	36
FUENTE: (CALOZ, 2005).	36
FIGURA 2.6. RESONADOR CONVENCIONAL (PRH). (A) RELACIÓN DE DISPERSIÓN ENTRE LA LÍNEA DE TRANSMISIÓN Y LAS FRECUENCIAS DE RESONANCIAS WM DEL RESONADOR. (B) DISTRIBUCIÓN DE CAMPOS TÍPICA DE LOS MODOS	

RESONANTES; MÁS CONCRETAMENTE, LA DISTRIBUCIÓN DE VOLTAJE PARA EL CASO DE CIRCUITO ABIERTO	38
FUENTE:	38
FIGURA 2.7. RESONADOR CRLH (CASO LÍNEA DE TRANSMISIÓN IDEAL HOMOGÉNEA). (A) RELACIÓN DE DISPERSIÓN ENTRE LA LÍNEA DE TRANSMISIÓN Y LAS FRECUENCIAS DE RESONANCIAS WM DEL RESONADOR. (B) DISTRIBUCIÓN DE CAMPOS TÍPICA DE LOS MODOS RESONANTES; MÁS CONCRETAMENTE, LA DISTRIBUCIÓN DE VOLTAJE PARA EL CASO DE CIRCUITO ABIERTO	39
FUENTE:	39
FIGURA 2.8. (A) CAPACIDAD INTERDIGITAL (IDC). (B) CIRCUITO EQUIVALENTE DE BAJA FRECUENCIA	41
FUENTE:	41
FIGURA 2.9. (A) PARÁMETROS S TÍPICOS DE UN CAPACITOR INTERDIGITAL (IDC). (B) DISTRIBUCIÓN DE CORRIENTES EN EL IDC A FRECUENCIAS SIN RESONANCIA Y A LAS FRECUENCIAS DE LAS RESONANCIAS TRANSVERSALES F1 Y F2.....	42
FUENTE:	43
FIGURA 3.1. DISEÑO DE LA ANTENA ZOR PARA EL TRATAMIENTO POR HIPERTERMIA.	47
FIGURA 3.2. ESTRUCTURA DE LA ANTENA DISEÑADA EN CST MICROWAVE STUDIO.	49
FIGURA 3.3 COEFICIENTE DE REFLEXIÓN DE LA ANTENA SIMULADA.	49
FIGURA 3.4 DIRECTIVIDAD DE LA ANTENA SIMULADA.....	50
FIGURA 3.5 ESTRUCTURA DEL TEJIDO ELABORADO.	51
FIGURA 3.6 CONDUCTIVIDAD VS FRECUENCIA.....	51
FIGURA 3.7 PERMITIVIDAD RELATIVA VS FRECUENCIA.	52
FIGURA 3.8 PARÁMETROS DE LA LISTA DE DISPERSIÓN PARA LA ELABORACIÓN DEL TEJIDO.....	53
FIGURA 3.9 ESTRUCTURA DE LA ANTENA Y EL TEJIDO.....	53
FIGURA 3.10 CÁLCULO DE LA TASA DE ABSORCIÓN ESPECÍFICA (SAR).	54

RESUMEN

En el presente trabajo se realizó el diseño una antena de resonancia de orden cero (ZOR) con metamateriales utilizando capacitores interdigitales para el tratamiento de tumores vía hipertermia a la frecuencia de 2.45 GHz. La antena diseñada presenta un buen acople de impedancias, con pérdidas de retorno en el orden de los -53 dB con una directividad de 3,5 dB a la frecuencia de operación. Se realizó un análisis de la influencia de los campos electromagnéticos generados por la antena dentro de un tejido, permitiendo determinar con gran precisión las condiciones de radiación para tratar efectivamente tumores causantes de tanta muerte en la actualidad. De esta manera se determinó una Tasa de Absorción Específica (SAR) de 499,7 W/Kg en 10g de tejido. Este trabajo se realizó primero aplicando el método exploratorio para analizar la bibliografía existente acerca de las antenas, sus características de radiación y las herramientas computacionales, para su aplicación en tratamiento de tumores vía hipertermia. Después se usó el método descriptivo para usar los datos obtenidos para diseñar una antena de resonancia de orden cero (ZOR) con metamateriales para su aplicación en tratamientos de tumores vía hipertermia a la frecuencia de 2.45 GHz. Se aplicó el paradigma Empírico-Analítico con enfoque Cuantitativo aplicando cálculos matemáticos para establecer los parámetros correspondientes al diseño electrónico a realizarse. El diseño de la investigación es Experimental pues se manipulan los parámetros del diseño electrónico para optimizar sus resultados.

Palabras clave: Hipertermia, metamateriales, ZOR, capacitor interdigital, SAR.

ABSTRACT

In this paper an antenna resonant with zero-order (ZOR) was designed with metamaterials using interdigital capacitors for the treatment of tumors via hyperthermia at the frequency of 2.45 GHz. The designed antenna presents good impedance coupling, with return losses in the order of -53 dB with 3.5 dB directivity at the operating frequency. An analysis of the influence of electromagnetic fields generated by the antenna within a tissue was performed, allowing to accurately determine effectively the radiation conditions to treat tumors that cause so much death today. A Specific Absorption Rate (SAR) of 499.7 W / kg in 10g of tissue was obtained. This work was carried out first applying the exploratory method to analyze the existing bibliography about the antennas, their radiation characteristics and the computational tools, for their application in treatment of tumors via hyperthermia. Then the descriptive method was used to use the data obtained to design a zero order resonance antenna (ZOR) with metamaterials for its application in tumor treatments via hyperthermia at the frequency of 2.45 GHz. The Empirical-Analytical paradigm with focus Quantitative by applying mathematical calculations to establish the parameters corresponding to the electronic design to be made. The design of the research is Experimental as the parameters of the electronic design are manipulated to optimize its results.

Keywords: Hyperthermia, metamaterials, Alvarez Cedeño Alejandra Isabel ZOR, interdigital capacitor, SAR.

INTRODUCCIÓN

Hoy en día se observa una lucha globalizada contra el cáncer para su curación y prevención, por ser una de las causas importantes de muerte en numerosos países entre ellos Ecuador. Según la clase de cáncer se establece el tratamiento apropiado, también se considera el avance de la enfermedad, la edad del paciente y su estado de salud (Déas, Gilart, & Raizar, 2011).

De acuerdo a los parámetros mencionados en el párrafo anterior, es posible aplicar tratamientos tales como cirugía, quimioterapia y radioterapia, los mismos que no permiten alcanzar sanar completamente al paciente en la mayoría de los casos, debido a lo que ha sido necesario agregar nuevos tratamientos no tradicionales como la terapia dirigida o drogas, inmunoterapia, terapia antiangiogénica, hipertermia, trasplante de células madres, terapia génica, terapia fotodinámica, láser, electroterapia, etc. (Balanis, 2005), (Tomasi, 2003), (Déas, Gilart, & Raizar, 2011).

Los métodos indicados según la clase y su extensión, pueden causar efectos secundarios por el perjuicio producido en células y tejidos sanos. Estos perjuicios pueden ser diferentes en cada paciente al realizar el tratamiento, incluso los efectos es posible que varíen de una consulta del tratamiento a otra. Determinadas géneros de cáncer responden mejor a una sola clase de procedimiento y otros a una mezcla de ellos. La hipertermia se emplea en pacientes con cáncer en combinación con otros tratamientos como quimioterapia y radioterapia (Tomasi, 2003), (Déas, Gilart, & Raizar, 2011).

La hipertermia es un método de terapia que no está disponible para los pacientes de numerosos países y es empleado únicamente en los países del primer mundo (Déas, Gilart, & Raizar, 2011).

Antecedentes del problema

La mayoría de las antenas de microondas para el tratamiento de tumores mediante hipertermia directa son de banda estrecha. Con el fin de tratar eficazmente los

tumores profundos, las antenas deben ser lo suficientemente pequeñas para trabajar en espacios intersticiales, como también para el tratamiento intracavitario.

Hay muchos problemas técnicos en el diseño de pequeñas antenas para este tipo de aplicación biomédica. Dado que las antenas se encuentran localizadas dentro y alrededor del cuerpo humano, cuyos efectos sobre las características de la antena también deben ser considerados.

Las dimensiones de la antena se basan en la eficacia de la longitud de onda en el tejido. Esta cantidad depende en gran medida de la permitividad relativa del medio, pero las propiedades dieléctricas de los tejidos son muy dispersivas y cambian con el tipo de tejido, el contenido de agua y la temperatura.

En el acoplamiento de energía electromagnética en sistemas biológicos, los campos cercanos son a menudo más importantes que los campos lejanos, en contraste con otras aplicaciones. Como los sistemas biológicos por lo general tienen altas constantes dieléctricas, la antena para el acoplamiento dentro de ellos, debe ser diseñada de manera diferente de aquellas que son radiadas en el espacio libre.

La localización de los campos es muy importante a fin de realizar una mínima invasión y un tratamiento más efectivo. Esto significa que el campo debe cubrir la zona de lesión únicamente.

Las antenas deben ser diseñadas de tal manera que se produzca la mínima cantidad de fugas de radiación fuera del tumor. La concentración de los campos, sin embargo, equivale a tener estrechos haces de radiación, lo que requiere una gran apertura eléctrica.

Para restringir las aperturas al tamaño físico conveniente para el uso con pacientes, y poder obtener un haz de radiación estrecho, frecuencias de operación más altas son viables. Sin embargo, a bajas frecuencias, las radiaciones deben ser a menudo eléctricamente pequeñas, resultando un perfil de radiación similar a la de una fuente puntual, lo cual significa que la concentración de los campos en una pequeña región en el interior del cuerpo (como en un tumor) sería muy difícil.

Definición del Problema

La carencia de parámetros físicos y de emisión, de antenas basadas en resonadores de orden cero para radiar pulsos intensos del campo electromagnético dentro del tejido humano con menor daño corporal y psicológico en pacientes.

Objeto de estudio

Sistemas de Radiocomunicaciones.

Objetivos

Determinar los parámetros físicos y de emisión para diseñar una antena basadas en resonadores de orden cero para el tratamiento de tumores vía hipertermia a la frecuencia de 2.45 GHz.

Objetivos específicos

- I. Caracterizar los principales parámetros para el funcionamiento de antenas utilizadas para el tratamiento de tumores vía hipertermia.
- II. Establecer los parámetros para el diseño de una antena basada en resonadores de orden cero utilizando metamateriales con una frecuencia de operación de 2.45 GHz.
- III. Realizar la simulación de la antena diseñada mediante el software CST Microwave Studio para determinar sus parámetros de radiación.
- IV. Obtener las variaciones de las propiedades dieléctricas de un tejido tumoral frente a variaciones de frecuencia.
- V. Simular el tejido tumoral ante la influencia de la antena diseñada mediante la herramienta computacional CST Microwave Studio para obtener las características de la Tasa de Absorción Específica (SAR).

Hipótesis.

El establecimiento de un diseño adecuado con parámetros de emisión del dispositivo, probados con la simulación dentro de los rangos permisibles que caracterizan a las antenas utilizadas para el tratamiento de tumores vía hipertermia, se podrá de manera efectiva obtener un buen diseño para aplicaciones de este tipo.

Metodología a aplicarse en este trabajo de investigación

Este trabajo en su primera parte se realizó aplicando el método exploratorio, analizando la bibliografía existente en el campo de las antenas, sus características de radiación y las herramientas computacionales, para su aplicación en tratamiento de tumores vía hipertermia.

Posteriormente se aplicó el método descriptivo para utilizar los datos obtenidos en el diseño de una antena de resonancia de orden cero (ZOR) con metamateriales para el tratamiento de tumores vía hipertermia a la frecuencia de 2.45 GHz.

En el trabajo se aplicó el paradigma Empírico-Analítico con enfoque Cuantitativo empleando cálculos matemáticos para determinar los parámetros correspondientes al diseño electrónico a realizarse. El diseño de la investigación es Experimental pues se manipulan los parámetros del diseño electrónico para optimizar sus resultados.

A continuación, en el capítulo 1 se analizarán los fundamentos teóricos y técnicos de las antenas para determinar el diseño óptimo a aplicarse en este trabajo.

CAPITULO 1. FUNDAMENTOS TEÓRICOS Y TÉCNICOS DE LAS ANTENAS.

1.1 Definición de antenas.

El Instituto de Ingeniería Eléctrica y Electrónica (IEEE) define una antena como aquella parte de un sistema transmisor o receptor diseñado específicamente para radiar o recibir ondas electromagnéticas (IEEE, 1983).

Si bien sus formas son muy variadas, todas las antenas tienen en común el ser una región de transición entre una zona donde existe una onda electromagnética guiada y una onda en el espacio libre, a la que se puede además asignar un carácter direccional (Balanis, 2005), (Tomasi, 2003). La radiación de una antena está representada en la figura 1.1, donde se muestra una fuente de voltaje conectada a una línea de transmisión compuesta por dos cables.

Cuando una señal sinusoidal, debido a la creación de líneas de fuerza tangenciales al campo eléctrico, depende de lo agrupadas que estén las líneas de fuerza eléctrica, los electrones libres en los conductores se desplazan forzosamente por las líneas de fuerza eléctrica y el movimiento de estas cargas provoca un flujo de corriente que a su vez induce la creación del campo magnético (Balanis, 2005).

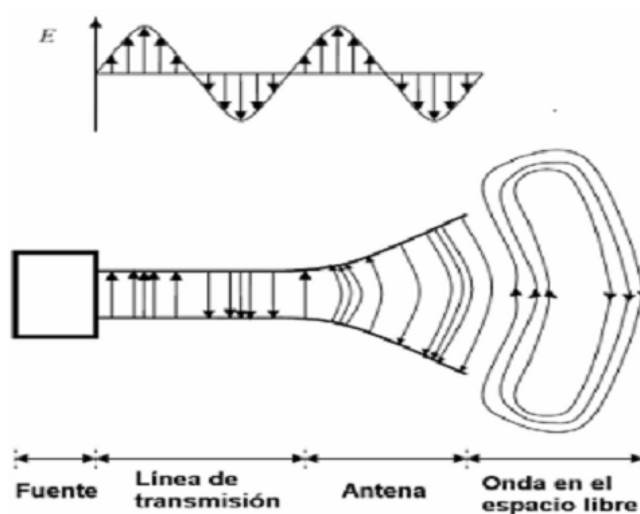


Figura 1.1. La antena como un dispositivo de transición
Fuente: (Balanis, 2005)

Debido a la variación de los campos eléctrico y magnético en el tiempo, se forman las ondas electromagnéticas que viajan entre los conductores. Cuando estas ondas se van aproximando al espacio abierto, se generan señales espaciales en los terminales abiertos de las líneas eléctricas. Dentro de la línea de transmisión y la antena, las ondas electromagnéticas existen debido al movimiento de las cargas en los conductores, pero cuando entran al espacio libre, se forman lazos cerrados y se irradian (Pozar, 1989).

Una antena tiene como principal función la radiación de una potencia suministrada en una dirección determinada. Dependiendo del sistema para la que esté diseñada, la antena radiará en todas las direcciones (antena omnidireccional) como las usadas en los sistemas de radiodifusión, o en una dirección (antena directiva) como en los radioenlaces.

Las características de las antenas dependen de la relación entre sus dimensiones y la longitud de onda de la señal de radiofrecuencia transmitida o recibida. Una buena antena se caracterizará por tener un buen rendimiento de radiación, por estar bien adaptada a la línea de transmisión a la que se conecta y por poseer un diagrama de radiación adecuado. Cada aplicación impondrá las condiciones particulares sobre la direccionalidad de la antena, los niveles de potencia que debe soportar, la frecuencia de trabajo y otros parámetros.

1.2 Parámetros que caracterizan a las antenas.

Antes de diseñar una antena es necesario conocer las características particulares para la aplicación deseada. Su buen funcionamiento va a depender de los parámetros que la caracterizan y su utilización.

1.2.1 Patrón de radiación.

El patrón de radiación es una representación gráfica de las propiedades de radiación de la antena en función de las diferentes direcciones del espacio (sistema de coordenadas esférico) a una distancia fija. Con la antena situada en el origen y manteniendo constante la distancia, expresa el campo eléctrico en función de las

variables angulares θ y ϕ . El patrón de radiación cobra relevancia en la zona de los campos lejanos, es decir, donde la forma del diagrama es invariante en función de la distancia (Balanis, 2005).

Como el campo magnético se deriva directamente del campo eléctrico, la representación podría realizarse a partir de cualquiera de los dos, siendo norma habitual que los diagramas se refieran al campo eléctrico.

Los patrones de radiación de las antenas, generalmente no son uniformes, ya que en una dirección se incrementa su radiación y en otras se anula (Tomasi, 2003). La figura 1.2 muestra los principales lóbulos del patrón de radiación. Los lóbulos se clasifican por sus dimensiones y posición en:

- Lóbulo principal: es el que contiene la región de máxima radiación.
- Lóbulos secundarios: incluyen todos los lóbulos de radiación de una antena excepto el principal.
- Lóbulos laterales: son aquellos lóbulos secundarios con su radiación máxima a los lados del principal.
- Lóbulo trasero: es el lóbulo secundario situado en dirección opuesta a la del principal.

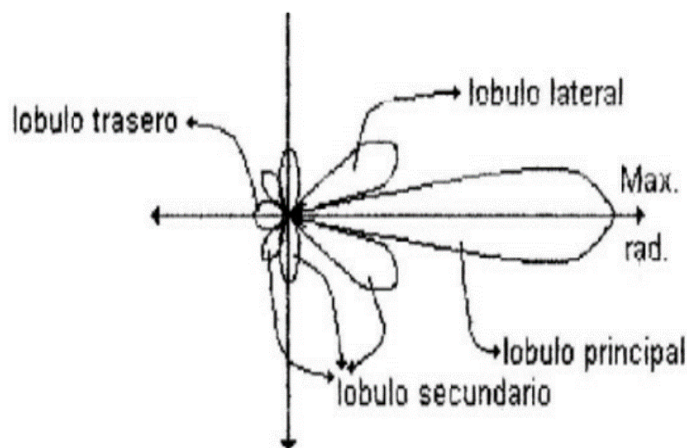


Figura 1.2. Lóbulos en el patrón de radiación
Fuente: (Balanis, 2005).

Del patrón de radiación como parámetro primario también se pueden definir otros secundarios como:

- Ancho del lóbulo principal: es el ángulo que existe entre los puntos de radiación de media potencia.
- Ancho del lóbulo principal entre nulos: se define como el ángulo entre las direcciones de los nulos vecinos del lóbulo principal.

1.2.2 Impedancia de entrada.

La impedancia de entrada de una antena se define como la relación entre la tensión y la corriente en sus terminales de entrada. Dicha impedancia es en general compleja. La parte real $R_A(w)$ se denomina resistencia de la antena y la parte imaginaria $X_A(w)$, reactancia de la antena (Anguera, 2013). En la figura 1.3 se puede observar la antena en modo transmisión.

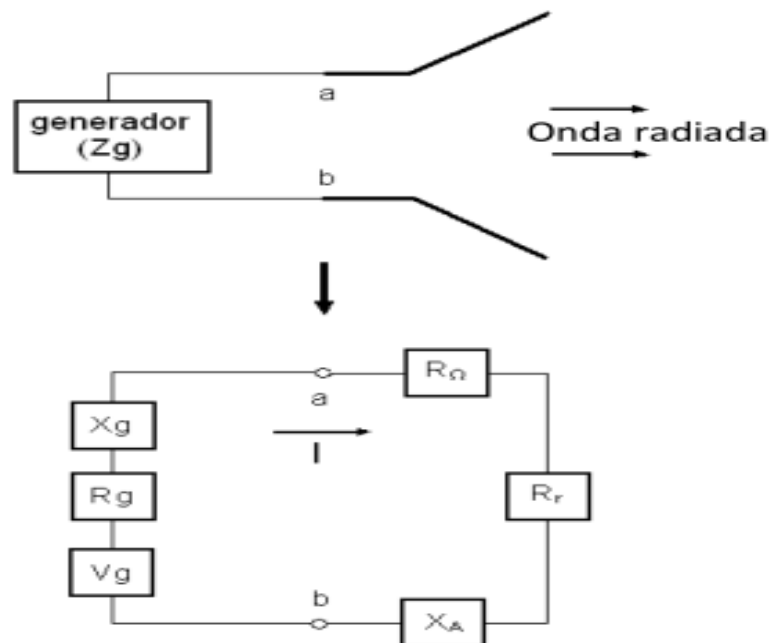


Figura 1.3. Antena en modo transmisión y circuito equivalente de Thevenin
Fuente: (Balanis, 2005)

$$Z_A = R_A(w) + jX_A(w) \quad (1.1)$$

La parte real se puede descomponer como $R_A(w) = R_r + R_l$ siendo R_r la resistencia de radiación y R_l la resistencia de pérdidas óhmicas. De esta manera, se puede distinguir entre potencia radiada por la antena y potencia disipada en calor:

$$P_r = \frac{1}{2} |I_0|^2 R_r \text{ y } P_l = \frac{1}{2} |I_0|^2 R_l \quad (1.2)$$

Donde I_0 es el valor de la corriente de entrada de la antena.

1.2.3 Directividad.

La directividad es un parámetro secundario de las antenas ya que depende de la forma del patrón de radiación. Es uno de los parámetros eléctricos que contribuye a la cuantificación de las propiedades direccionales que poseen todas las antenas. (Anguera, 2013)

Se define como la relación que existe entre la densidad de potencia máxima radiada por la antena bajo prueba y la densidad de potencia máxima radiada por otra tomada como referencia, siempre y cuando ambas radien la misma potencia total. O sea:

$$D = \frac{P_{max}}{P_0} \Big] W_r = W_0 \quad (1.3)$$

Dónde:

P_{max} : Densidad de potencia máxima de la antena.

P_0 : Densidad de potencia máxima de la antena de referencia.

W_r : Potencia total radiada por la antena.

W_0 : Potencia total radiada por la antena de referencia.

El significado físico corresponde a cuantas veces mayor es la densidad de potencia máxima radiada por una antena respecto a la de referencia para igual potencia total radiada (Cardama, 2002). Este parámetro generalmente se expresa en dB y el rango teórico de la variación de la directividad está comprendido entre $1 \leq D \leq \infty$. La menor directividad corresponde a la fuente isotrópica.

1.2.4 Ganancia.

La ganancia es un parámetro secundario de las antenas. Se define como la relación que existe entre la densidad de potencia máxima radiada por la antena bajo prueba y la densidad de potencia máxima radiada por otra tomada como referencia, siempre y cuando ambas tengan la misma potencia de alimentación (Anguera, 2013) :

$$D = \frac{P_{max}}{P_0} \Big] W_0 = W_a \quad (1.4)$$

Dónde:

P_{max} : Densidad de potencia máxima de la antena.

P_0 : Densidad de potencia máxima de la antena de referencia.

W_0 : Potencia total con que se alimenta la antena de referencia.

W_a : Potencia total con que se alimenta la antena bajo prueba.

La directividad y la ganancia están relacionadas entre sí por la eficiencia:

$$G = \xi D \quad (1.5)$$

En general siempre la ganancia debe ser menor que la directividad, ya que la eficiencia siempre es menor que 1.

1.2.5 Eficiencia.

La eficiencia de una antena es un parámetro primario, pues no depende de ningún otro parámetro primario o secundario, y se define como la relación entre la potencia radiada y la de alimentación de la antena, tal como se muestra en la figura 1.4. (Anguera, 2013).

$$\xi = \frac{W_r}{W_a} \quad (1.6)$$

Dónde:

W_r : Potencia total radiada por la antena en todas direcciones.

W_a : Potencia total con que se alimenta la antena.

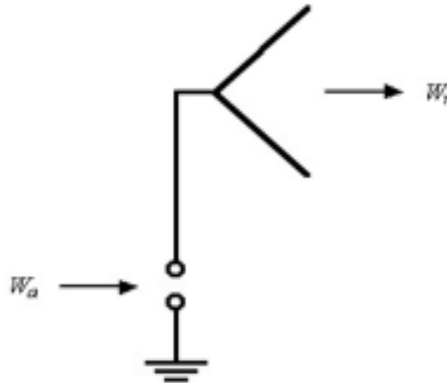


Figura 1.4. Potencia de alimentación y potencia radiada de una antena
Elaborada por la autora

1.2.6 Resistencia de radiación.

Esta característica se puede analizar como un parámetro equivalente a una resistencia óhmica que consumiría en calor por efecto Joule, la misma cantidad de potencia que la antena radia al medio circundante en forma de ondas electromagnéticas, cuando la corriente de alimentación es la misma. Realmente esa resistencia de radiación no existe físicamente, pero dicho concepto es muy útil y se emplea mucho en el análisis de cualquier antena. El valor matemático de esta resistencia se puede encontrar con la siguiente expresión:

$$R_r = \frac{W_r}{I_a^2} = \frac{\oint \overline{R_r} * \overline{d_s}}{I_a^2} \quad (1.7)$$

Dónde:

R_r : Resistencia de radiación.

W_r : Potencia de radiación.

I_a : Corriente que toma la antena en su punto de alimentación.

P_r : Es el vector de Poynting sobre la esfera de observación.

1.2.7 Ancho de Banda.

Todas las antenas, debido a su geometría finita, están limitadas a operar satisfactoriamente en una banda o margen de frecuencias. Este rango de frecuencias, en que una característica específica de un dispositivo no supera ciertos márgenes definidos, se conoce como ancho de banda (Anguera, 2013).

Se define como un parámetro secundario en las antenas, pues depende a su vez de los valores extremos que pueden tomar otros parámetros (primarios o secundarios). Cualquiera de los parámetros de una antena en un sistema de radio puede definir el ancho de banda, pero existe uno solo de ellos que marca el límite en bajas frecuencias y otro (o el mismo) en las altas.

El ancho de banda (BW) se puede especificar como la relación entre el margen de frecuencias en que se cumplen las especificaciones y la central. Dicha relación se suele expresar en forma de porcentaje (Pozar, 1989).

$$BW = \frac{f_h - f_l}{f_0} \quad (1.8)$$

De acuerdo al ancho de banda, las antenas se pueden clasificar en:

- Antenas de banda estrecha: son aquellas que su ancho de banda es menor del 10% de su frecuencia nominal.
- Antenas de banda ancha: son aquellas que su ancho de banda va desde el 10% hasta el 120% de su portadora central.
- Antenas independientes de frecuencia: son aquellas que poseen anchos de banda de trabajo muy grandes, mayores de 1:4.

1.2.8 Razón de onda estacionaria.

La razón de onda estacionaria (ROE) se define como la relación entre el mínimo y el máximo de voltaje de la onda estacionaria de tensión o de corriente que se forma a la salida del generador (Gómez, 2013), tal como se muestra en la figura 1.5. Es un número real que puede variar entre uno e infinito.

$$ROE = \frac{V_{max}}{V_{min}} = \frac{I_{max}}{I_{min}} = \frac{1 + |\Gamma|}{1 - |\Gamma|} \quad (1.9)$$

Dónde:

Γ : Coeficiente de reflexión.

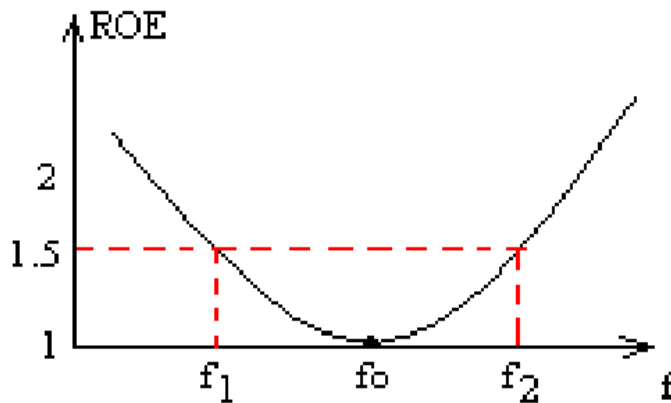


Figura 1.5. Curva de ROE contra frecuencia
Fuente: La autora

Un ROE muy alto puede dañar al transmisor. Se considera que un ROE máximo de 1,5 es un límite de seguridad aceptable para transmisores modernos; los transmisores a válvulas podían aceptar un ROE algo mayor sin peligro para el transmisor.

1.3 Antenas de Microcintas.

Las antenas de microcintas consisten en un parche situado encima de un plano de tierra, el cual es diseñado para obtener un patrón de radiación máximo normal al mismo. El parche y el plano a tierra son separados por una lámina de material dieléctrico (referido como un substrato). Dichas antenas, livianas y de pequeñas dimensiones, son ideales para aplicaciones aeroespaciales y móviles. Debido a su capacidad para manejar bajas potencias, también se utilizan en aplicaciones de transmisión y recepción con similares requerimientos de energía. Por lo general, una antena de microcinta posee una ganancia de entre 5 y 6dB y presenta una apertura de haz de 3dB, entre 70° y 90°.

1.3.1 Propiedades y características.

Una antena de microcinta consiste en un parche radiador de largo L , ancho W y grosor t . El parche se encuentra situado en la parte superior de un substrato dieléctrico, el cual tiene un espesor h . En la parte inferior del substrato se tiene un plano referenciado a tierra (Pozar, 1989) (Lepock, 2003). En la figura 1.6 se muestra la estructura de una antena de microcinta.

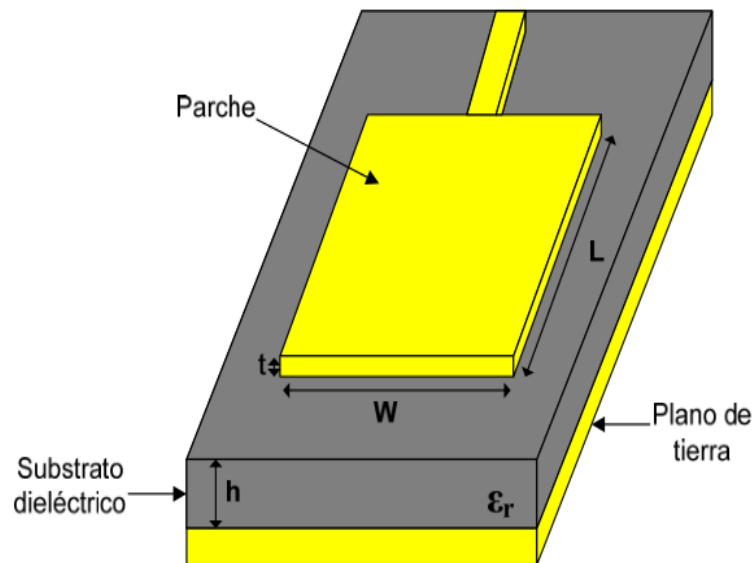


Figura 1.6. Antena de parche rectangular
Fuente: (Pozar, 1989).

Las líneas de transmisión requieren que la constante dieléctrica sea alta y el substrato sea delgado, al contrario en el caso de las antenas, ya que estas requieren de un substrato dieléctrico grueso con una constante dieléctrica lo más pequeña posible para que la radiación de la antena sea mayor.

Los rangos y características de los parámetros W , L , t y h son los siguientes:

- El valor de $t \ll \lambda_0$ (λ_0 es la longitud de onda en el espacio libre).
- El valor de L puede variar dependiendo de la forma utilizada. Para un parche rectangular se tiene los siguientes rangos: $\lambda_0/3 < L < \lambda_0/2$.
- El ancho del substrato debe ser grueso y por lo cual se considera: $h \ll \lambda_0$.

- La permitividad eléctrica del substrato dieléctrico por lo general se encuentra en el rango de $2.2 \leq \epsilon_0 \leq 12$, se debe buscar la permitividad más baja posible para lograr una mejor eficiencia de la antena.

Típicamente un solo parche puede presentar un ancho del haz a 3dB entre 70° y 90° y una ganancia alrededor de 3 a 7dB, aproximadamente. (Balanis, 2005)

El patrón de radiación de una antena de parche es omnidireccional aunque la potencia radiada es emitida solamente hacia la parte superior de la antena en su forma ideal debido a que se considera un plano de tierra finito, el cual bloquea la radiación hacia la parte inferior de la antena. (Balanis, 2005)

En la realidad se puede presentar una radiación hacia la parte inferior de la antena, sin embargo los lóbulos posteriores son pequeños en comparación al lóbulo principal, por lo tanto son despreciables.

En la Figura 1.7 se muestra el patrón de radiación de una antena de microcinta.

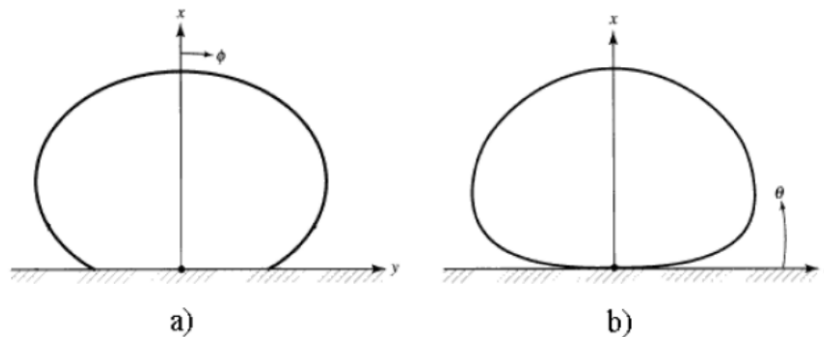


Figura 1.7. Patrón de radiación de una antena de microcinta. a) Campo eléctrico E y b) campo magnético H. Fuente: (Balanis, 2005)

1.3.2 Ventajas y desventajas de las antenas de microcintas.

Las antenas de microcintas han incrementado su popularidad por ser usadas en aplicaciones inalámbricas debido a que son estructuras de bajo perfil, lo que las hace extremadamente compatibles para ser antenas incrustadas en dispositivos inalámbricos portátiles como teléfonos celulares.

Además de aplicarse en aeronáutica, aviación, aplicaciones en misiles, telemetría, comunicaciones inalámbricas y aplicaciones biomédicas. Además son usadas en frecuencias elevadas principalmente en los rangos de microondas y ondas milimétricas. A continuación se presentan algunas de sus principales ventajas (Balanis, 2005), (Anguera, 2013).

- Son livianas y ocupan poco volumen
- Tienen un perfil plano lo cual las vuelve fáciles de adaptar a distintas superficies.
- Bajo costo de fabricación y facilidad para fabricarlas en serie.
- Soporta tanto polarización lineal como polarización circular.
- No requieren de estructura de soporte.
- Las líneas de alimentación e integración a otros circuitos pueden fabricarse simultáneamente y coexistir en la misma estructura.
- Pueden crearse fácilmente arreglos simples.

Las antenas de microcintas presentan algunas desventajas en comparación a las antenas convencionales (Balanis, 2005), (Anguera, 2013):

- Son de pequeño ancho de banda.
- Manifiestan problemas de tolerancia.
- Baja eficiencia.
- Poca ganancia.
- Requieren substratos de alta calidad y buena tolerancia a temperaturas extremas.
- Existencia de radiación no deseada, proveniente de los alimentadores.
- Pureza de polarización difícil de lograr.

1.3.3 Topologías de parches.

Las antenas de microcintas dependen principalmente de sus parámetros físicos, a diferencia de las antenas convencionales de microonda, y pueden ser prácticamente de cualquier forma: rectangulares, cuadradas, circulares, triangulares, elípticas, etc., pues se usan diversas formas de parche para mejorar ciertas características especiales. En la figura 1.8 se muestran algunas configuraciones típicas. Los parches cuadrado y rectangular son los más empleados, pues son mucho más fáciles de analizar y diseñar por su geometría simple.

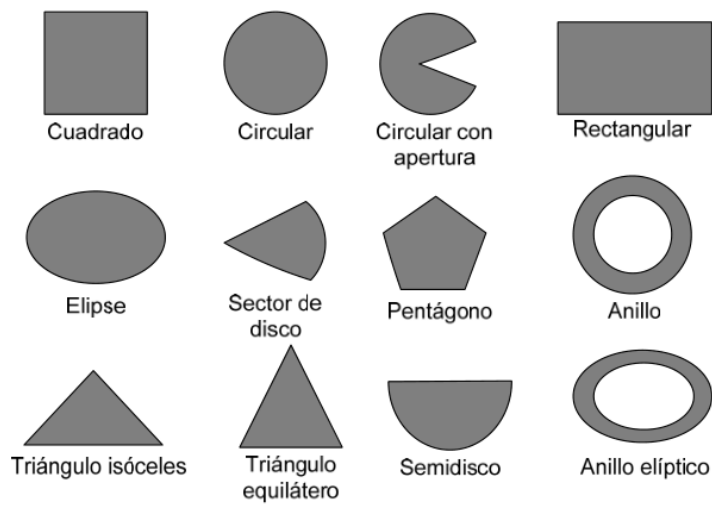


Figura 1.8. Topología de parches

Fuente: (Balanis, 2005)

1.3.4 Tipos de alimentación.

Un gran número de nuevas técnicas de alimentación se han desarrollado, dividiéndose en dos grupos: alimentación por contacto y alimentación sin contacto. En los métodos por contacto, la potencia de RF es transferida directamente al parche mediante elementos conectivos, entre los cuales los más comunes son la alimentación por acoplamiento coaxial y por línea de microcinta. Por otra parte, el segundo grupo se compone de la alimentación por acoplamiento de proximidad y por acoplamiento de apertura.

Alimentación por línea de microcinta.

Una cinta conductora se conecta directamente al borde del parche radiador como se muestra en la Figura 1.9. La línea es más angosta comparada con el parche y se tiene la ventaja de que la línea puede grabarse sobre el mismo sustrato (estructura planar).

La impedancia presentada en el extremo del parche, debe acoplarse a una impedancia característica de 50Ω por medio de un transformador de impedancias.

La alimentación puede estar centrada o descentrada a lo largo del ancho W , y dependiendo de la ubicación del punto de alimentación, se determina el modo electromagnético.

La introducción de la alimentación provoca un desplazamiento en la frecuencia de resonancia pero el patrón de radiación permanece inalterado. Este método tiene la desventaja de que si se usa un dieléctrico delgado, aumenta fuertemente la cantidad de onda superficial y la polarización de alimentación puede tener componentes no deseadas. Además su ancho de banda es bajo 2-5% (Garg, 2001) (Mailloux, 1981).

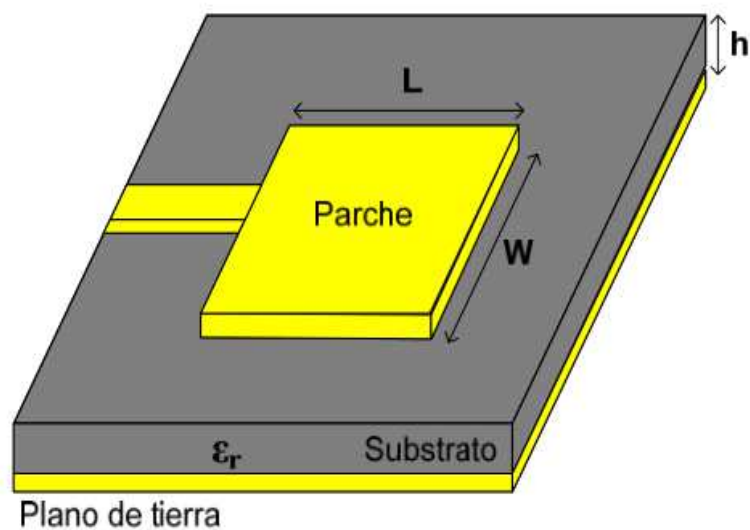


Figura 1.9. Alimentación por línea de microcinta

Fuente: (Pozar, 1989).

Alimentación por coaxial.

En esta técnica, la punta del conector coaxial se extiende a través del dieléctrico y es soldada al parche, mientras que el conductor exterior del coaxial es conectado al plano tierra, como lo muestra la Figura 1.10. La mayor ventaja de este tipo de alimentación, es que la punta del coaxial puede ser colocada en cualquier parte del parche, logrando un acoplamiento adecuado con la impedancia de entrada.

Además, es relativamente fácil de fabricar y presenta bajas perturbaciones por radiación no deseada en comparación al método anterior. Entre sus desventajas, se

encuentra la dificultad de ser modelado y el estrecho ancho de banda que provee este método 2-5% (Pozar, 1989).

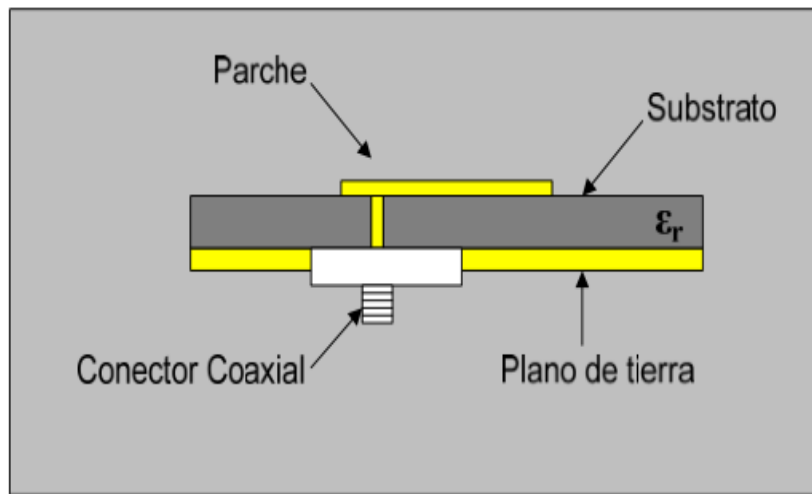


Figura 1.10. Alimentación coaxial

Fuente: (Pozar, 1989)

Alimentación por apertura.

En este tipo de técnica, el parche radiador y la línea de alimentación por microcinta están separados por un plano de tierra tal y como se muestra en la Figura 1.11. El acoplamiento entre el parche y la línea de alimentación se obtiene a través de una ranura o apertura en el plano de tierra. El nivel de acoplamiento de la línea de alimentación al parche se determina por la forma, tamaño y localización de apertura. Dado que el plano de tierra separa al parche y a la línea de alimentación, se minimizan las radiaciones espurias. Por lo general, un material dieléctrico de alta permitividad se utiliza como el sustrato inferior, y un material dieléctrico grueso y de baja permitividad como el sustrato superior para optimizar la radiación del parche.

La mayor desventaja de esta técnica de alimentación es que las capas multiplex incrementan el espesor de la antena. Por otro lado, no se requiere efectuar perforaciones en los sustratos dieléctricos ni tampoco se necesita soldar. Otra característica es que provee un ancho de banda angosto. (Balanis, 2005)

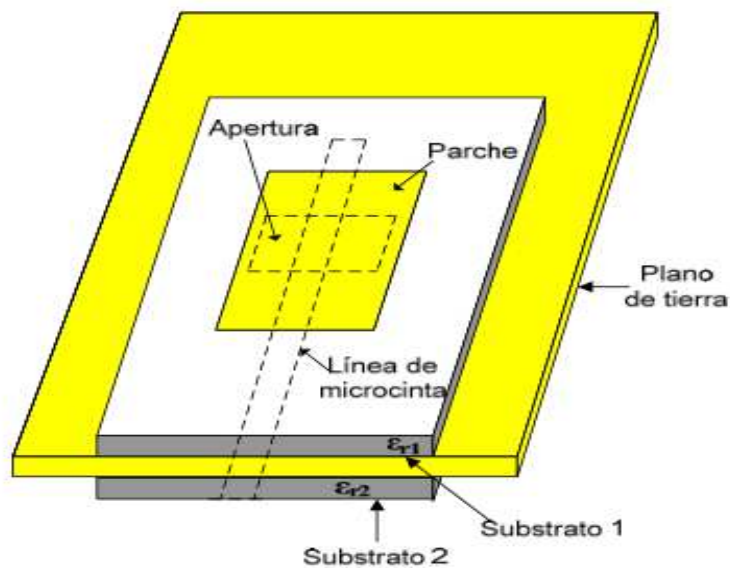


Figura 1.11. Alimentación por apertura

Fuente: (Pozar, 1989)

Alimentación por proximidad.

En la alimentación por acoplamiento electromagnético se utilizan dos sustratos dieléctricos, de tal manera que la línea de alimentación se encuentre entre los dos dieléctricos sólidos, y el parche radiante sobre el sustrato superior, tal y como se muestra en la Figura 1.12. Este tipo de alimentación provee un buen acoplamiento entre el alimentador y el parche y un buen aislamiento entre el alimentador y el plano de tierra. La mayor ventaja de esta técnica es que elimina la alimentación de radiaciones espurias, proporciona un ancho de banda muy grande debido al incremento del espesor de la antena y también es posible alimentar un arreglo de parches. El acoplamiento se puede lograr controlando el largo y ancho de la línea de alimentación. Finalmente, su principal desventaja radica en la dificultad de construcción, debido a que es multicapa, lo cual a su vez trae aparejado un aumento de grosor de la antena. (Balanis, 2005)

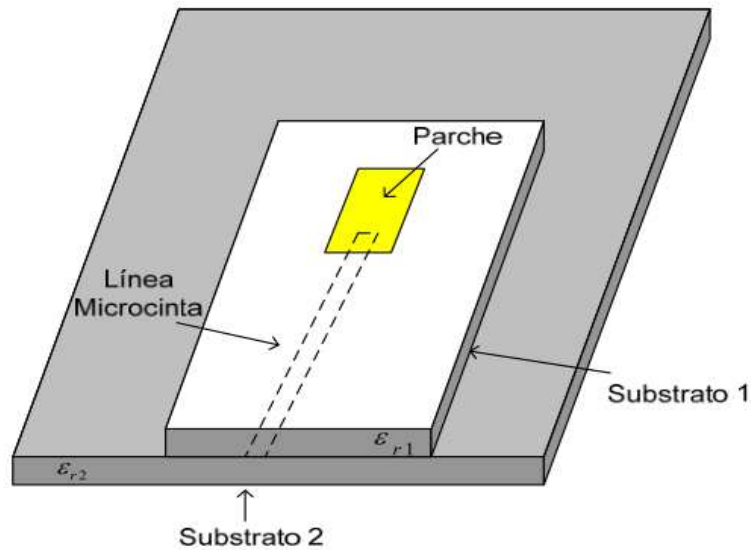


Figura 1.12. Alimentación por proximidad

Fuente: (Pozar, 1989).

1.4 Tratamiento por Hipertermia.

La hipertermia (HT), también llamada terapia térmica o termoterapia, es un tipo de tratamiento para el cáncer en el que los tejidos son expuestos a altas temperaturas (hasta 45°C). La investigación ha demostrado que las altas temperaturas pueden destruir las células cancerosas causando por lo general un daño mínimo en los tejidos sanos. A través de la HT se pueden reducir los tumores destruyendo las células cancerosas así como dañando la estructura de las proteínas en las células tumorales (Déas, Gilart, & Raizar, 2011).

La idea de usar el calor para tratar el cáncer ya tiene algún tiempo, pero tuvo sus limitaciones en sus inicios. Hoy, las más nuevas herramientas permiten un mejor control y la entrega más precisa de calor. La hipertermia puede conseguirse principalmente exponiendo los tejidos del cuerpo a fuentes de calor conductivo o a radiaciones no ionizantes, por ejemplo a ultrasonidos, a radiofrecuencias (RF) o microondas.

1.4.1 Tipos de Hipertermia.

La clasificación realizada por el Instituto Nacional del Cáncer de Estados Unidos, según la ubicación, profundidad y situación del tumor, se presenta ahora (Déas, Gilart, & Raizar, 2011) (Lepock, 2003):

Hipertermia local: si el calor es aplicado en una zona pequeña, según el sitio del tumor pueden presentarse las siguientes posibilidades (Déas, Gilart, & Raizar, 2011):

- Aproximación externa: En los tratamientos de tumores en la piel o debajo de ella (Déas, Gilart, & Raizar, 2011).
- Vía intraluminal: implantando una sonda mediante un tubo entre la boca y el esófago o endocavitaria metiéndola por el ano o vagina. Es empleada especialmente en tumores de esófago, útero o recto (Déas, Gilart, & Raizar, 2011).
- Mediante técnicas intersticiales: Empleadas en tumores profundos, cerebrales por ejemplo (Déas, Gilart, & Raizar, 2011).

Hipertermia regional: Empleada para calentar amplias zonas de tejidos, como alguna cavidad del cuerpo, órgano o extremidad. Es una de las más investigadas al aplicarse con Radioterapia y Quimioterapia (Déas, Gilart, & Raizar, 2011). Hay algunas técnicas:

- Hipertermia de tejidos profundos: Utilizada para tratar el cáncer en el interior del cuerpo como el cervical o el cáncer de vejiga. Los aplicadores externos se sitúan en torno a la cavidad corporal u órgano a tratar y la energía de radiofrecuencia o ultrasonidos se centra en la zona para elevar su temperatura.
- Técnicas de perfusión regional: Usadas para tratar el cáncer en brazos y piernas, como el melanoma, o los de órganos, como el hígado y el pulmón. En este procedimiento parte de la sangre del paciente se retira, se calienta y a continuación se perfunde (bombea) en la extremidad u órgano.
- Técnica de perfusión peritoneal hipertérmica continua (CHPP): Se utiliza para tratar tumores en la cavidad peritoneal, el espacio abdominal en el que se hallan el hígado, el estómago y los intestinos. Las drogas anticancerígenas se

llevan hacia la cavidad peritoneal procurando que la temperatura llegue a 41-42 °C.

Hipertermia de cuerpo entero: Se utiliza para tratar las metástasis. Se trata de elevar la temperatura de todo el cuerpo a 41-42 °C. Puede hacerse con cámaras térmicas, similares a las grandes incubadoras, con mantas de agua caliente o con Oxitermia. El calentamiento se consigue mediante la emisión de rayos de luz infrarroja del tipo A filtrados por agua.

1.4.2 Mecanismo de acción o calentamiento.

Los tejidos biológicos son medios dieléctricos con pérdidas, y por tanto, absorben energía electromagnética. Además son medios no homogéneos con propiedades dispersivas, o sea los valores de permitividad y conductividad eléctrica generalmente varían mucho con la frecuencia, atendiendo al tipo de tejido.

Con buena aproximación, los tejidos biológicos son considerados medios lineales e isótropos, en los que las características eléctricas no varían con el valor de los campos electromagnéticos y con su dirección de propagación.

Son conocidos tres mecanismos que explican el calentamiento de los tejidos biológicos a través de ondas electromagnéticas para diferentes frecuencias (Déas, Gilart, & Raizar, 2011), estos son:

- Oscilaciones de moléculas polares, que será debido a la tentativa de orientación de sus dipolos eléctricos de acuerdo con la variación del campo electromagnético. Esto ocurre principalmente para el agua, que constituyen la mayor parte de los tejidos biológicos. Al oscilar las moléculas polares, encuentran resistencia con las moléculas vecinas, produciendo calentamiento debido a la fricción.
- Las moléculas polares, al intentar alinearse con el campo electromagnético, sufren el efecto de un torque pasando por estados vibracionales y rotacionales (relajación dieléctrica), contribuyendo al calentamiento del medio.

- Surgimiento de corrientes iónicas debido a la presencia de electrones libres e iones biológicos, como sodio (Na^+), potasio (K^+), calcio (Ca^+) y cloro (Cl^-). El calor es generado por la resistencia ofrecida por el medio al pasar la corriente.

En las frecuencias usuales para HT el factor preponderante en la producción de calor es la oscilación de las moléculas polares, los demás factores no son significativos. El contenido de agua en los tejidos es responsable, en gran parte, de los diferentes niveles de absorción de energía para iguales condiciones de exposición a ondas electromagnética. A mayor cantidad de molécula de agua en el tejido mayor será su capacidad de absorción de energía y como consecuencia mayor será el calentamiento.

La penetración de la energía electromagnética en el tejido (δ), está relacionada básicamente con la frecuencia de la onda electromagnética incidente (ω) y es mayor para menores valores de frecuencia según (Déas, Gilart, & Raizar, 2011) a través de la ecuación 1.10:

$$\delta = 1/\alpha$$

$$\alpha = \omega \sqrt{\frac{\mu\varepsilon}{2} \left(\sqrt{1 + \left(\frac{\sigma}{\omega\varepsilon}\right)^2} - 1 \right)} \quad (1.10)$$

Dónde es posible observar su dependencia de las características dieléctricas del entorno: conductividad (σ), permitividad eléctrica (ε) y permeabilidad magnética (μ); que son sensibles a los cambios de temperatura, pues al incrementarse ésta en el tejido biológico obedece a la energía puesta y la respuesta fisiológica del paciente (Déas, Gilart, & Raizar, 2011).

Al emplear ondas electromagnéticas la disipación de energía es una función compleja de la frecuencia, de la intensidad y polarización de los campos aplicados, de la geometría y tamaño del aplicador así como de la profundidad del tumor (Lepock, 2003) (Déas, Gilart, & Raizar, 2011).

1.4.3 Hipertermia por Radio Frecuencia y microondas.

Hay empresas que distribuyen dispositivos para tratamiento por hipertermia como *BSD, INDIBA, Radarmed, Curapuls e Hypermed*, con numerosas aplicaciones en medicina de rehabilitación y en oncología (Déas, Gilart, & Raizar, 2011).

Con el desarrollo de la electrónica ha sido posible perfeccionar los dispositivos médicos para TH, los cuales generalmente generan ondas electromagnéticas con valores de frecuencias de 13.56 MHz, 27.12 MHz, 40.68 MHz, 433 MHz, 915 MHz y 2450 MHz, siendo estas frecuencias permitidas para uso industrial, científico y médico por la Comisión Federal de Telecomunicaciones (FCC).

Existen un gran número de publicaciones en las cuales se evidencia la necesidad de continuar evaluando en dependencia del tumor a ser tratado, su interacción con el tejido biológico circundante y los campos electromagnéticos producidos por los diferentes aplicadores para TH.

Estos aplicadores pueden variar su geometría y formas de utilización, así como la frecuencia de la onda electromagnética. Entre los cuales se pueden citar: antenas dipolo, antenas tipo corneta, microcinta, sistemas capacitivos, sistemas inductivos, aplicadores intersticiales y endocavitáneos, entre otros.

En la Figura 1.13 se pueden observar de forma esquemática los diferentes tipos de sistemas electromagnéticos y aplicadores empleados en TH.

Un método muy utilizado en tratamiento por hipertermia regional profunda consiste en un conjunto de antenas, por ejemplo con antenas dipolo, monopolos o microcintas (Déas, Gilart, & Raizar, 2011).

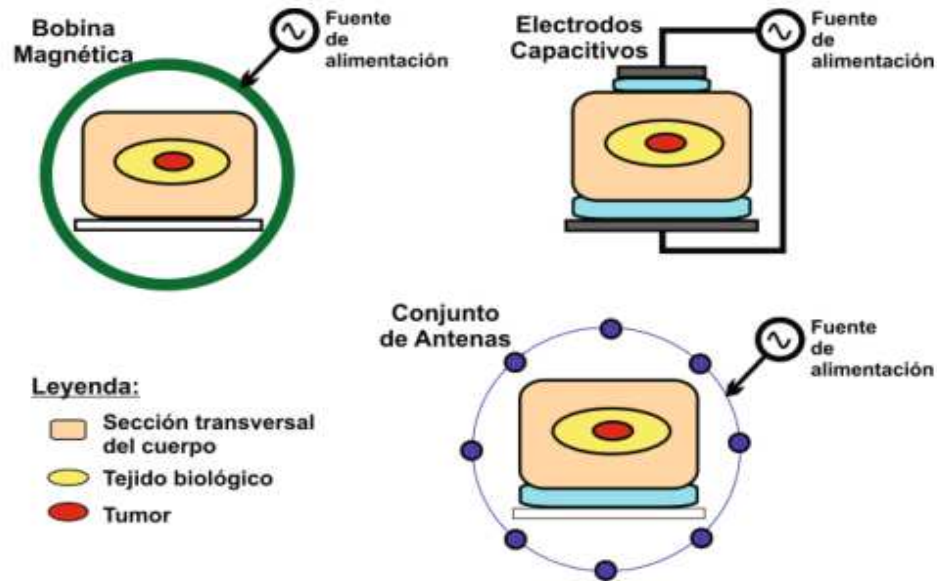


Figura. 1.13 Diferentes aplicadores de HT

Fuente: (Déas, Gilart, & Raizar, 2011).

En estos sistemas es importante considerar el uso de sistemas de enfriamiento con agua, para evitar el calentamiento superficial en piel y tejidos superficiales del paciente que recibe el tratamiento; lo cual se conoce en inglés con el nombre de *water bolus*.

Para cuantificar la energía absorbida por un medio biológico debido a la incidencia de ondas electromagnéticas de RF, ha sido adoptado internacionalmente una medida dosimétrica denominada tasa de absorción específica o por sus siglas en inglés *Specific Absorption Ratio* (SAR), la cual se define como la derivada en el tiempo del aumento de la energía “ ∂W ” absorbida o disipada en un elemento de masa “ ∂m ” contenida en un elemento de volumen “ ∂V ” cuya masa específica es “ ρ ” (Déas, Gilart, & Raizar, 2011). O sea:

$$SAR = \frac{\partial}{\partial t} \left(\frac{\partial W}{\partial m} \right) = \frac{\partial}{\partial t} \left(\frac{\partial W}{\rho \partial v} \right) \quad \text{W/kg} \quad (1.11)$$

Usando el teorema del vector de Poynting para campos electromagnéticos variables sinusoidales la ecuación anterior se puede expresar en función del valor pico del campo eléctrico en el interior del tejido “E” como:

$$SAR = \frac{\sigma/E^2}{2\rho} \quad \text{W/kg} \quad (1.12)$$

Donde σ es la conductividad eléctrica de la muestra, E es la media cuadrática del campo eléctrico y ρ es la densidad de la muestra.

Para el cálculo del SAR se han definido límites de seguridad para la exposición máxima de la energía de radiofrecuencia en el tejido, destinados a evitar hipotéticos daños relacionados con el incremento de temperatura que esa deposición de potencia pudiera provocar.

El SAR tiene que ser igual o inferior a 1,6 vatios por Kilogramo (W/Kg) medidos en un volumen de 1 gramo de tejido, así como 2 W/Kg promediados en 10 gramos de tejido. Como límite de exposición para el cuerpo entero, se ha fijado un tope de 0,08 W/Kg promediado en toda la masa corporal.

Al mismo tiempo el SAR es proporcional a la tasa de incremento local de la temperatura en los tejidos biológicos y se expresa como:

$$\frac{\partial T}{\partial t} = \frac{SAR}{c} \quad \text{°C/s} \quad (1.13)$$

Donde “T” es la temperatura, y “c” es la capacidad específica de calor en el tejido expresada en J/kg °C.

Por último es posible determinar de forma precisa la razón de cambio de la temperatura relacionada con el SAR a través de la ecuación de biocalor según (Déas, Gilart, & Raizar, 2011) como:

$$\frac{\partial T}{\partial t} = \frac{SAR + P_m - P_c - P_b}{c} \quad \text{°C/s} \quad (1.14)$$

Donde P_m es la tasa de calentamiento metabólico, P_c es la tasa de pérdida de calor por unidad de volumen debido a conducción térmica, y P_b es la tasa de pérdida de calor por unidad de volumen debido al flujo sanguíneo.

En la mayoría de los trabajos de modelación y simulación que evalúan la interacción de las ondas electromagnéticas con los tejidos biológicos, independientemente del método numérico empleado para la obtención de los resultados, se utilizan las ecuaciones anteriormente presentadas o acepciones de las mismas.

En los tratamientos por hipertermia, su eficacia depende de la temperatura y del tiempo de calentamiento. Hay investigaciones para determinar la duración y la secuencia óptima de tratamiento, a nivel de ensayos pre clínicos con animales de laboratorio y ensayos clínicos en humanos (Déas, Gilart, & Raizar, 2011).

1.4.4 Acción oncológica del TH.

En la convención de la Sociedad Europea de Radiología Terapéutica y Oncología (ESTRO) en Leipzig en 2006, se manifestaron las ocho causas por las que el incremento de la temperatura de un tumor sobre los 42,5° C destruye las células cancerosas (Lepock, 2003), (Kapp, 2000), (Déas, Gilart, & Raizar, 2011). Estas son:

1. Se alteran las proteínas nucleares, de membrana y citoplasmáticas.
2. Se generan cambios en la distribución del citoesqueleto (andamio tridimensional de proteínas que brinda el apoyo interior para las células, asegura las armazones internas de ella y participa en los procesos de movimiento celular y en su segmentación).
3. Reduce la síntesis del ácido ribonucleico y del ácido desoxirribonucleico.
4. Reduce la síntesis de proteínas.
5. Se produce incorporación de proteínas en la matriz nuclear.
6. Se presenta acopio de complementos de proteínas tóxicas.
7. Se genera peroxidación lipídica.
8. Se inhabilitan las enzimas de reparación celular (Déas, Gilart, & Raizar, 2011).

Estudios adicionales desarrollados han determinado que la causa fundamental de que la célula tumoral sea perturbada por la temperatura es el deterioro producido en el ácido desoxirribonucleico debido a que obstaculiza su habilidad de enfrentar a la radiación. En procedimientos combinados de hipertermia-quimioterapia e hipertermia-radioterapia se producen mejores resultados. En resumen (Déas, Gilart, & Raizar, 2011):

1. La temperatura reproduce la citotoxicidad de varios elementos quimioterápicos.
2. El procedimiento combinado de Quimioterapia e Hipertermia puede ser favorable para tratar cánceres y además puede implicar menos peligro de cánceres secundarios generados por el procedimiento por los efectos inmunogénicos inherentes a las drogas suministradas.
3. La Hipertermia mejora la impregnación de las medicinas dirigidas al tejido tumoral sin perturbar la toxicidad sistémica.
4. La TH parcial corporal (PBH) proporciona paralelamente temperatura y control de la fisiología del tumor (Déas, Gilart, & Raizar, 2011).

1.4.5 Perspectivas del TH.

Hoy en día organizaciones y grupos de trabajo efectúan investigaciones en Hipertermia para optimizar los procesos de calentamiento, valorar la interacción de las señales electromagnéticas en los humanos y sus mecanismos de acción, plantear nuevos aplicadores y métodos de enfriamiento para conseguir más elevación del calor y mejor focalización del campo electromagnético. También se pretende optimizar los programas de simulación aplicando más resolución en 3D y que posibiliten pronosticar con más precisión la distribución del calor en el paciente.

Hasta aquí se han descrito los principales aspectos teóricos y técnicos de las antenas. Se realizó un profundo análisis de los fundamentos físicos del tratamiento de tumores utilizando hipertermia, así como de los aspectos más significativos del análisis de antenas para este tipo de aplicaciones.

En el siguiente capítulo se detallarán los materiales y métodos a aplicarse en el diseño.

CAPITULO 2 . MATERIALES Y MÉTODOS

En este capítulo se realiza un profundo estudio sobre los métodos y materiales utilizados en la realización de la antena de resonancia de orden-cero (ZOR, *Zeroth Order Resonance*) para el tratamiento por hipertermia.

Se analizan las propiedades de las líneas de transmisión metamateriales basadas en resonadores de anillos abiertos (SRR, *Split-ring Resonator*), las características de la resonancia de orden-cero y del capacitor interdigital, así como las propiedades dieléctricas de los tejidos.

2.1 Los metamateriales y las líneas de transmisión.

No hay una definición completamente reconocida de los metamateriales, pero se puede considerar a éstos como estructuras periódicas o cuasi-periódicas fabricadas de manera artificial con características electromagnéticas que pueden controlarse y que son distintas a las de los elementos con que se integran, además, muchas veces estos elementos no se encuentran en la naturaleza. (Rodríguez, 2010)

Las particularidades descritas han sido ampliamente investigadas en los últimos años, alcanzándose el desarrollo de nuevos dispositivos y aplicaciones en medicina, telecomunicaciones y en campos más específicos como el de la industria militar y aeroespacial.

Estos materiales presentan dimensiones o período de repetición mucho menor que la longitud de onda (λ) en la frecuencia de operación. Las características electromagnéticas de estas estructuras son inusuales, y se definen por la propagación de los campos eléctrico y magnético de una onda en el medio de transmisión, y se establecen por la permitividad dieléctrica (ϵ) y la permeabilidad magnética (μ) de dicho medio, estas características diferencian a estos materiales de los demás. (Rodríguez, 2010)

De manera teórica el físico soviético Viktor Veselago en 1967 describió los metamateriales y sus propiedades, formando cuatro grupos de materiales de acuerdo a los signos que ϵ y μ tengan:

De acuerdo a lo indicado, denominó a los materiales con permeabilidad y permitividad negativas, *left-handed* (LH) o zurdos y cuando el vector de campo eléctrico, magnético y de onda, determinan una tríada zurda, son materiales naturales y los denomina *right-handed* (RH) o diestros, en éstos la difusión de la señal ocurre en dirección contraria al flujo de energía y se representa mediante el vector de Poynting. (Veselago, 1968)

A continuación, en la Figura 2.1 se muestra la tríada de los metamateriales RH, observándose que el vector de onda y el de Poynting van en la misma dirección y en consecuencia la difusión de la señal ocurre en igual dirección que el flujo de energía, es decir apartándose de la fuente. En la misma figura se presenta también la tríada de los materiales zurdos.

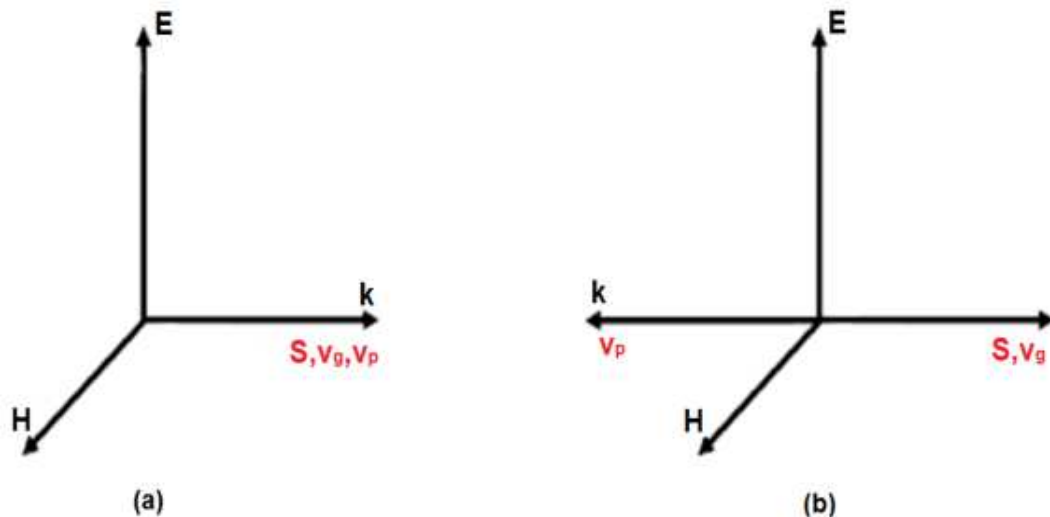


Figura 2.1. Medios RH (a) y LH (b)

Fuente: (Veselago, 1968)

Veselago también habló acerca de las características de estos materiales: las alteraciones de la ley de Snell porque las señales van en sentido contrario al que

regularmente adoptan al pasar de un material a otro y del efecto Doppler, en estos materiales ocurre que la frecuencia detectada es mayor que la emitida para un receptor que se aleja del transmisor, inversamente de lo que ocurre en medios tradicionales.

A continuación se presenta la clasificación ya indicada de los metamateriales de acuerdo a la permitividad eléctrica “ ϵ ”, permeabilidad magnética “ μ ” y “ n ” el índice de refracción (figura 2.2).

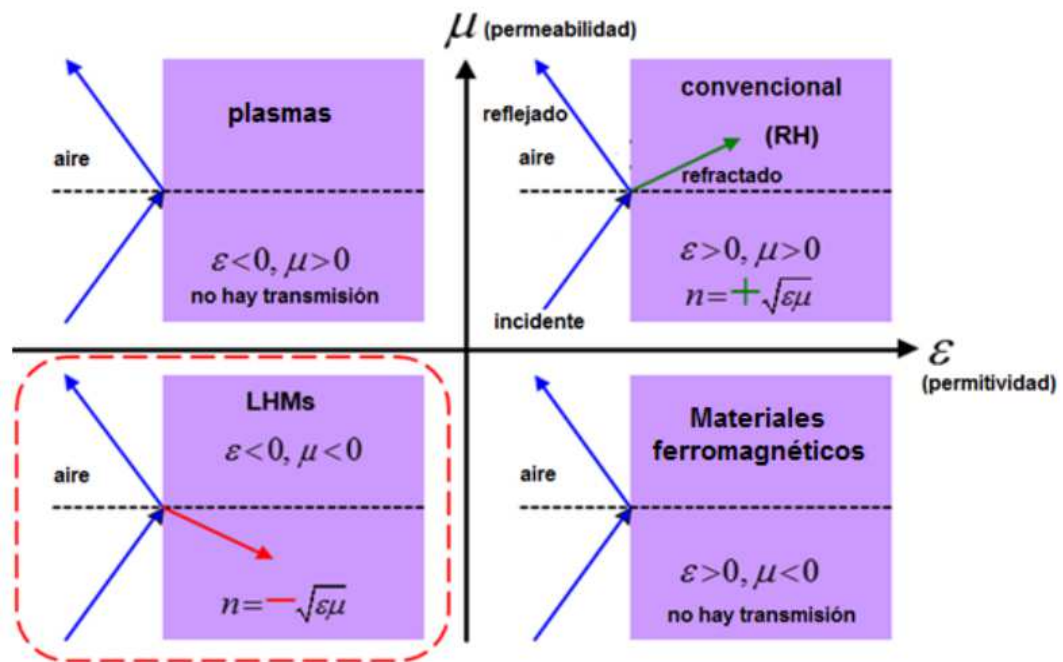


Figura 2.2. Clasificación de los materiales a partir de la permitividad y permeabilidad.

Fuente: (Veselago, 1968)

En esta figura puede observarse que el primer cuadrante corresponde a los materiales con ϵ y μ positivas, que corresponden los dieléctricos tradicionales. En este caso el índice de refracción también es positivo y real, por lo tanto la dirección de refracción de la onda que viaja a través de este material cumple la Ley de Snell. (Veselago, 1968)

De acuerdo al índice de refracción se establece una constante de propagación positiva y real (ecuación 2.1), que posibilita la emisión de ondas progresivas en estos materiales.

$$\beta = \frac{\omega\sqrt{\epsilon_r\mu_r}}{c} \quad (2.1)$$

En la figura 2.2 también se observa que la permitividad y la permeabilidad son negativas en el segundo y cuarto cuadrante, produciéndose un índice de refracción y constante de propagación complejos, por lo tanto se generan ondas evanescentes y no se produce propagación de las ondas.

Se denominan “plasmas” a los materiales comprendidos en el segundo cuadrante con permitividad negativa a frecuencias en el orden de los THz. En cambio se denominan ferromagnéticos a los del cuarto cuadrante, los cuales presentan permeabilidad negativa a frecuencias superiores a las de las microondas. (Veselago, 1968).

Finalmente, los materiales del tercer cuadrante presentan permeabilidad y permitividad negativas, siendo también el índice de refracción negativo, esto produce que la refracción de la onda al pasar el material ocurra en dirección contraria a lo que establece la Ley de Snell. β también es real y negativa, generándose una propagación de ondas regresivas (Veselago, 1968).

En base a lo indicado, Veselago definió el comportamiento de los campos eléctrico y magnético, así como el del vector de propagación, indicando que establecerían una norma de mano zurda contraria a la de mano derecha adecuada a un entorno tradicional.

A pesar de lo detallado en los párrafos anteriores, el físico Veselago no logró detallar una estructura con estas propiedades y únicamente indicó que los plasmas muestran permitividad negativa y teorizó en el sentido de que una sustancia magnética (no hallada en el ambiente) tendría permeabilidad negativa.

Posteriormente Smith con un grupo de investigadores, crearon experimentalmente un metamaterial desplegando un conjunto de celdas compuestas por dos anillos con entramados ϵ -negativos/ μ -positivos y ϵ -positivos/ μ -negativos, el primer eslabón incluye otro semejante al primero, pero con pequeñas aberturas adosadas en sus extremos. La estructura formada por finos cables metálicos con ϵ negativa y μ positiva se muestra en la figuras 2.3, mientras que un resonador de anillos abiertos (Split-ring Resonator, SRR) con una ϵ positiva y una μ negativa es presentado en la figura 2.4. (Caloz, 2005).

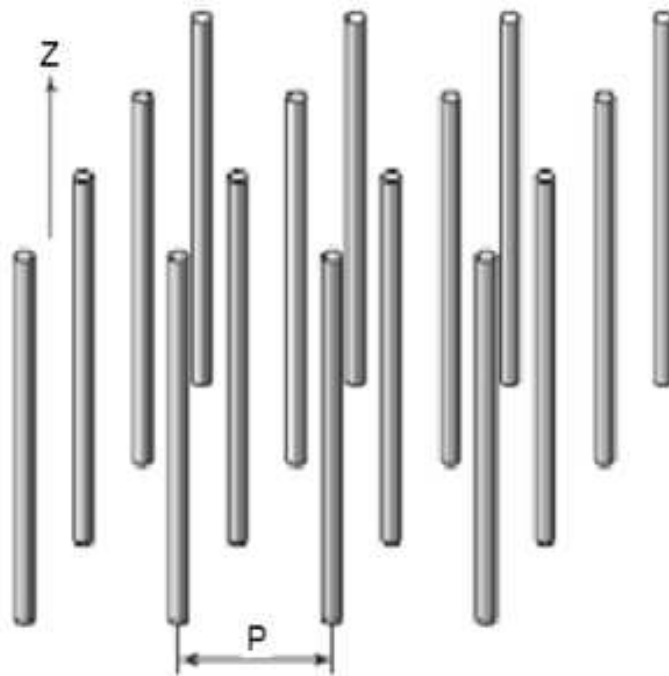


Figura 2.3. Entramado de finos cables metálicos con ϵ negativa y μ positiva.

Fuente: (Caloz, 2005)

La síntesis de medios LHM es posible resolverla mediante la superposición de materiales con algún parámetro negativo a valores de frecuencias específico con otro material con el otro parámetro negativo en esas frecuencias, así se obtendría las propiedades del medio LHM.

Con este propósito se tienen topologías que brindan la capacidad de controlar sus parámetros efectivos, así sería factible lograr que a determinadas frecuencias presentasen permitividad o permeabilidad negativas.

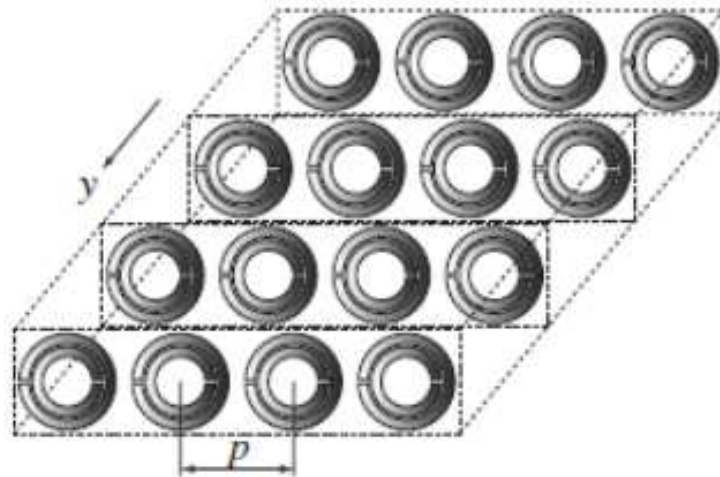


Figura 2.4. Resonador de anillos abiertos (Split-ring Resonator, SRR) con ϵ positivo y μ negativo.

Fuente: (Caloz, 2005)

En la figura 2.5 se presenta las primeras estructuras LH, las cuales se formaron por el solapamiento de las estructuras mostradas en las figuras anteriores permitieron alcanzar ϵ y μ conjuntamente negativos.

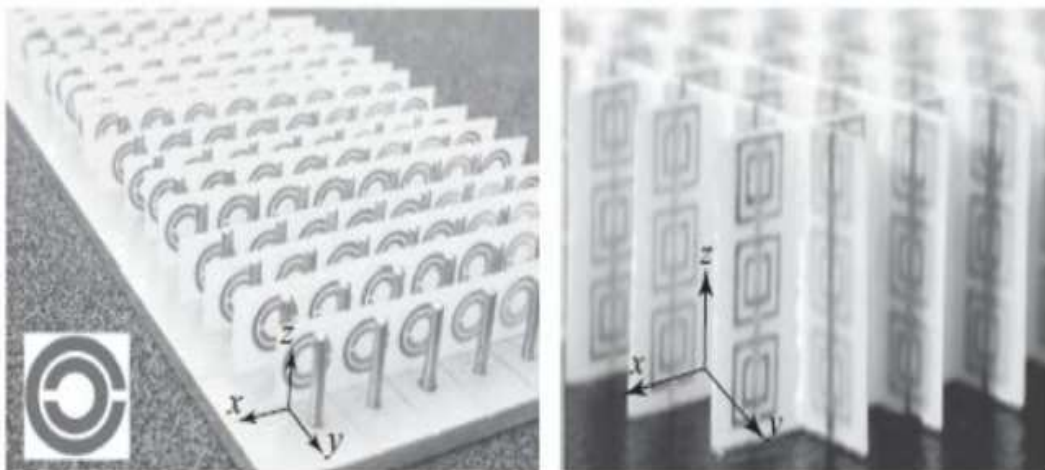


Figura 2.5. Primeros entramados LH monodimensional y bidimensional.

Fuente: (Caloz, 2005).

A partir de este resultado, muchos investigadores se dedicaron a profundizar en el conocimiento de los metamateriales basados en SRR, sus propiedades y aplicaciones.

Aunque estas estructuras resonantes constituyen la base de los materiales LH, presentan muchas desventajas: son voluminosas, generan grandes pérdidas, brindan anchos de banda reducidos y no son compatibles con procesos tecnológicos planares, esto las hace inconvenientes para operar en el rango de las microondas, razones por las cuales fue imperioso hallar otra manera de desarrollar metamateriales con mejores prestaciones, es decir mediante líneas de transmisión.

Los metamateriales se presentan con características distintas, así se tiene aquellos compuestos de cristales electromagnéticos con periodicidad semejante a la longitud de onda de la frecuencia de operación, los denominados medios efectivos, con un tamaño menor al de la longitud de onda de la frecuencia de operación, siendo éstos últimos los que más se han desarrollado, debido a que sus características no se encuentran en la naturaleza. En esta tipología están los constituidos con elementos resonantes, con un tamaño mucho menor a la longitud de onda, debido a que su resultado no proviene de una interferencia sino de uno cuasi-estático (Sanada, 2003).

2.2 Resonancia de Orden Cero.

En vez de acoplar la línea de transmisión, denominada *composite left-handed transmission line* (CRLH TL) a elementos externos, se deja en circuito abierto o corto-circuito, por lo que las ondas se quedan resonando en la estructura, y se convierte en un resonador.

2.2.1 Resonadores convencionales (PRH).

Las frecuencias de resonancia w_m , en un resonador convencional, se dan cuando la longitud física l de la estructura es un múltiplo de $\frac{\lambda}{2}$, o lo que es lo mismo, la longitud eléctrica, $\theta = \beta l$ es múltiplo de π . Como se puede observar en la ecuación 2.2, (Sanada, 2003):

$$l = m \frac{\lambda}{2}, \quad \theta_m = \beta_m l = \left(\frac{2\pi}{\lambda}\right) \left(\frac{m\lambda}{2}\right) = m\pi \quad (2.2)$$

Con $m = +1, +2, \dots + \infty$

Tal como se puede apreciar en la figura 2.6.

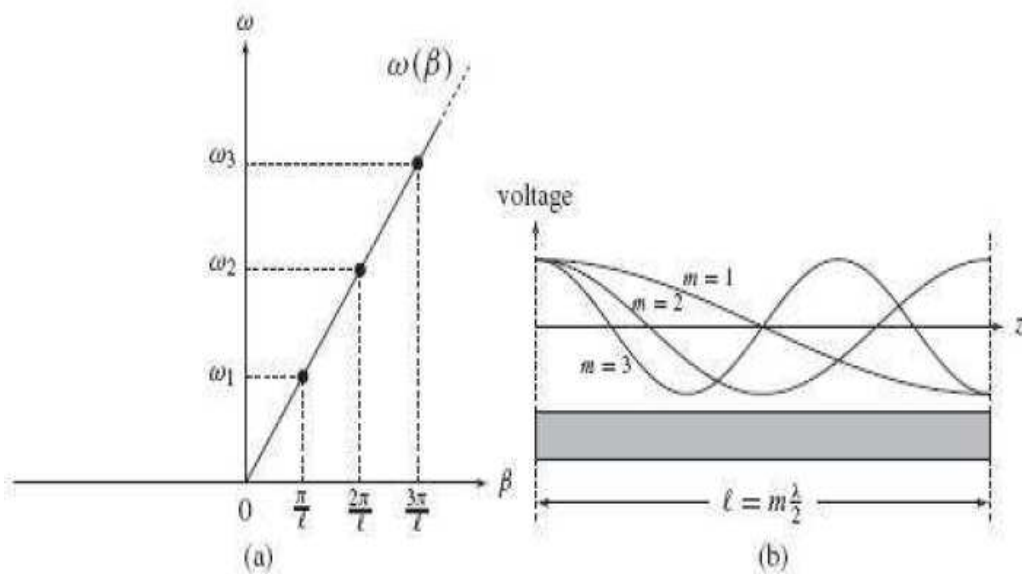


Figura 2.6. Resonador convencional (PRH). (a) Relación de dispersión entre la línea de transmisión y las frecuencias de resonancias w_m del resonador. (b) Distribución de campos típica de los modos resonantes; más concretamente, la distribución de voltaje para el caso de circuito abierto

Fuente: (Sanada, 2003).

Las frecuencias de resonancia se obtienen mediante la curva de dispersión

$$w = w(\beta_{PRH}), \text{ donde } \beta_{PRH} = \sqrt{L_R C_R}.$$

En una línea de transmisión ideal existe un número infinito de resonancias, las cuales toman valores desde $w = 0$ a $w = \infty$. Como la longitud eléctrica de una línea PRH solo puede ser positiva, solo se producen resonancias diferentes de cero y positivas (ver ecuación 2.2), y como la curva de dispersión de una línea PRH es

lineal, las resonancias en este tipo de líneas son armónicos de la fundamental w_1 , esto significa que: $w_m = mw_1$.

2.2.2 Resonadores con metamateriales.

Las características de un resonador CRLH (caso balanceado) se pueden observar en la figura 2.7.

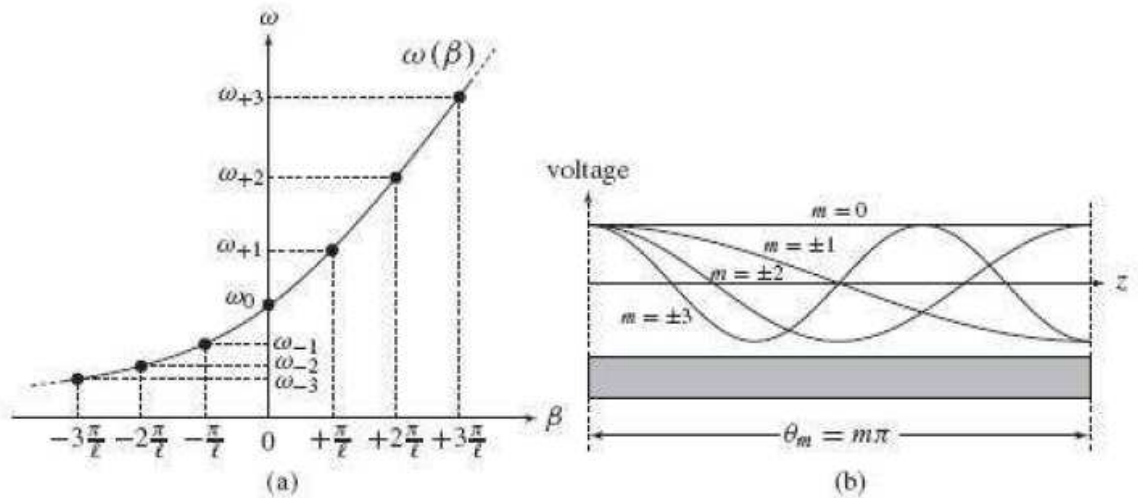


Figura 2.7. Resonador CRLH (caso línea de transmisión ideal homogénea). (a) Relación de dispersión entre la línea de transmisión y las frecuencias de resonancias w_m del resonador. (b) Distribución de campos típica de los modos resonantes; más concretamente, la distribución de voltaje para el caso de circuito abierto

Fuente: (Sanada, 2003)

A diferencia del caso PRH, la frecuencia de transición puede ser cero ($\beta = 0$) y debido al rango de LH, aparecen $\beta < 0$. Como consecuencia, la longitud eléctrica ($\theta = \beta l$) puede ser cero y negativa, lo que conduce a una simetría en el índice de resonancia m alrededor de $m = 0$. En este caso se obtiene la siguiente ecuación siguiente:

$$l = |m| \frac{\lambda}{2}, \quad \theta_m = \beta_m l = \left(\frac{2\pi}{\lambda}\right) \left(\frac{m\lambda}{2}\right) = m\pi \quad (2.3)$$

Con $m = \pm 1, \pm 2, \dots \pm \infty$

Obteniéndose un número infinito de resonancias. Los metamateriales permiten obtener resonancias negativas $m < 0$ y $m = 0$, en conjunto con las resonancias positivas convencionales $m > 0$. Cada modo m tiene su opuesto correspondiente $-m$ con idéntica distribución de campo, excepto para el modo $m = 0$, que no tiene simétrico, ocupando la posición central.

El modo $m = 0$ corresponde a una distribución de campo llana (sin gradiente de voltaje), siendo la frecuencia independiente de la longitud eléctrica de la línea de transmisión, lo que permite miniaturizar el circuito sin alterar la frecuencia de resonancia (Sanada, 2003).

2.2.3 Características de los resonadores de orden-cero (ZOR).

Cuando un resonador de orden-cero (ZOR), está en corto circuito o en circuito abierto, la frecuencia de resonancia depende únicamente de los valores $\frac{L_R}{C_L}$ o, $\frac{L_L}{C_R}$ de la celda unidad y no de la longitud física del resonador. Por lo que un resonador ZOR puede ser indiscriminadamente pequeño, hasta el límite que marquen los componentes LC (Sanada, 2003).

En el caso de circuito abierto, hay una sola frecuencia de resonancia, como muestra la ecuación 2.4:

$$w_{res}^{open} = w_{sh} = \frac{1}{\sqrt{L_L C_R}} \quad (2.4)$$

Y la frecuencia de resonancia para $w_{se} = \frac{1}{\sqrt{L_R C_L}}$ no existe.

En el caso de corto circuito, la frecuencia de resonancia existente es la que se muestra en la ecuación 2.5:

$$w_{res}^{short} = w_{se} = \frac{1}{\sqrt{L_L C_R}} \quad (2.5)$$

Por lo que no existe resonancia para $w_{sh} = \frac{1}{\sqrt{L_R C_L}}$.

2.3 Capacitor Interdigital.

Cuando se tiene la línea de transmisión incluyendo un capacitor interdigital cargado, ésta brinda una resonancia en serie (Casares, 2005), cuyo modelo se puede ver en la figura 2.8, formado por dos líneas de transmisión simétricas conectadas mediante una capacitancia en serie.

Por las dimensiones de la celda unitaria, la cual es menor que λ , la línea de transmisión es posible modelarla a través de un circuito equivalente que presenta una inductancia en serie y una capacitancia en derivación.

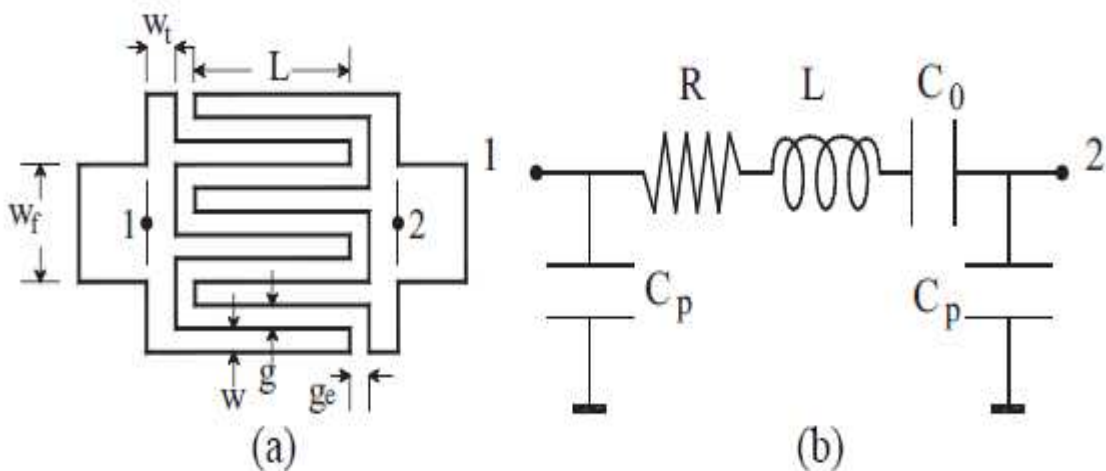


Figura 2.8. (a) Capacidad interdigital (IDC). (b) Circuito equivalente de baja frecuencia
Fuente: (Casares, 2005).

El valor de la capacidad para el capacitor interdigital depende básicamente de tres parámetros de forma directa: del número de ‘dedos’, de la longitud de los ‘dedos’ y de la permitividad relativa del dieléctrico que se emplee como sustrato. Aumentar el valor de cualquiera de estos parámetros da lugar a problemas diversos que aparecen en forma de resonancias en su respuesta en frecuencia (Casares, 2005).

En la dirección transversal, el capacitor interdigital puede ser considerado como una estructura periódica, la cual presenta bandas de paso y de rechazo. La figura 2.9 muestra los parámetros de dispersión típicos de un capacitor interdigital, así como la distribución de corrientes en el capacitor a frecuencias sin resonancia y a las frecuencias de las resonancias transversales f_1 y f_2 .

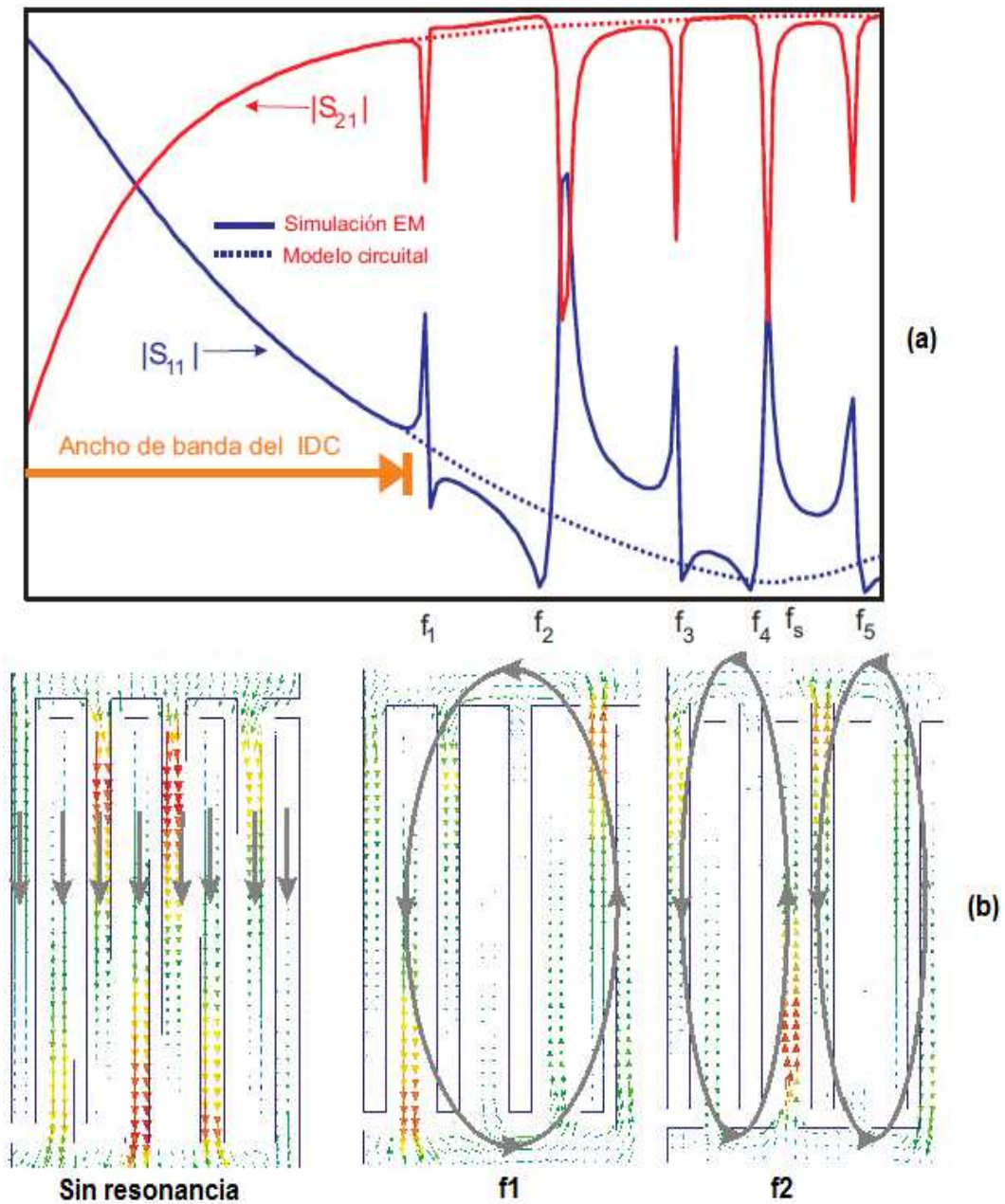


Figura 2.9. (a) Parámetros S típicos de un capacitor interdigital (IDC). (b) Distribución de corrientes en el IDC a frecuencias sin resonancia y a las frecuencias de las resonancias transversales f_1 y f_2 .

2.4 Bases físicas de la terapéutica por microondas.

Las microondas al encontrarse cercanas en el espectro a las ondas lumínicas comparten muchas de sus propiedades, en especial la propagación en línea recta y sus propiedades de reflexión, refracción, difracción y absorción (Bae, 2007).

La propagación del haz de microondas se produce en línea recta y la intensidad del haz de radiación va disminuyendo según se aleja del foco emisor, por dos razones fundamentalmente:

- En primer lugar por la divergencia del haz. Las microondas salen del aplicador en forma de haz cónico, de manera que se ensancha según se aleja. Esta dispersión está en relación inversa al radio del reflector y directa con la longitud de onda.
- En segundo lugar por la absorción de la energía electromagnética al atravesar el material.

La absorción de las microondas en el tejido biológico va a depender fundamentalmente de tres factores:

- La longitud de onda. Cuanta menor longitud de onda, mayor absorción.
- Las propiedades electromagnéticas del tejido biológico: la permitividad y la conductividad.
 - La conductividad del absorbente refleja la facilidad con que los iones se desplazan por el medio impulsados por el campo eléctrico. Cuanta mayor conductividad eléctrica del tejido, mayor absorción, es decir, la absorción de la microonda es muy superior en los tejidos con alto contenido en agua (vasos sanguíneos, músculo, piel húmeda, ojos y órganos internos), respecto a los tejidos grasos y el hueso. Los valores para la conductividad del tejido determinados experimentalmente no son reproducibles debido probablemente a las diferentes formas y técnicas empleadas en su cálculo (Bae, 2007).

- Para el espesor de grasa subcutánea, a mayor grosor del tejido graso, mayor penetración de la microonda.

La principal característica del tratamiento por este tipo de ondas electromagnéticas es que produce un calentamiento profundo, ya que las microondas atraviesan la piel y el tejido graso de escasa absorción y ceden su energía a las capas musculares subyacentes de gran poder de absorción.

Teniendo en cuenta que existe una pérdida de energía por la reflexión del rayo a su paso por los diversos medios e interfaces. El coeficiente de reflexión refleja la relación entre la intensidad incidente y la reflejada para cada tejido.

La tabla 2.1 deja implícito el coeficiente de reflexión de las microondas a 2.45 GHz para diferentes interfaces. Estos valores muestran que se puede reflejar una cantidad importante de energía en la superficie de la piel, así como en otras interfaces. Esta energía reflejada puede provocar áreas de calentamiento excesivo en tejidos adyacentes con consecuentes quemaduras. Para frecuencias más bajas, como a 915 MHz, el coeficiente de reflexión se verá reducido, con lo que mejorará la cantidad de energía que llega al tejido y la profundidad de penetración (Bae, 2007).

La profundidad de penetración del haz de microonda varía dependiendo fundamentalmente de las características del tejido y de la frecuencia de la radiación. Las microondas de 2,45 GHz penetran aproximadamente 1.7 cm en músculo y piel, y 11,2 cm en grasa y hueso; mientras que a 915 MHz, estos valores se incrementan a 3,04 cm y 17,7 cm respectivamente.

Tabla 2.1. Coeficiente de reflexión de las microondas a 2.45 GHz en diferentes tejidos. (Bae, 2007)

	Aire	Piel	Musculo	Grasa
Piel	0.56			
Musculo	0.59	0.001		
Grasa	0.23	0.18	0.21	
Hueso	0.27	0.14	0.17	0.04

Elaborada por la autora

Los parámetros dieléctricos del tejido varían con la frecuencia. En la tabla 2.2 se muestran los valores de permitividad relativa y conductividad correspondientes a los diferentes materiales que pueden conformar un tejido.

Tabla 2.2. Parámetros dieléctricos de los materiales que interfieren un tejido (Bae, 2007).

Material	Permitividad relativa	Conductividad (S/m)
Piel	42.85	1.59
Músculo	53	1.81
Grasa	4.39	0.08

Elaborada por la autora

2.5 Parámetros de medidas de efectos biológicos de radiaciones electromagnéticas.

La medición del SAR es muy útil para determinar los posibles efectos biológicos de la exposición a radiaciones electromagnéticas, y se emplea como marcador de los límites recomendados de exposición a radiofrecuencia en los estándares internacionales (Belyaev, 2006).

La medición de los campos eléctricos inducidos y la determinación de las temperaturas dentro de los tejidos vivos no resultan sencillas. Aunque es posible monitorizar de forma práctica el valor del SAR promediado para un cuerpo entero, no ocurre lo mismo para el cálculo del SAR específico para un tejido.

Para la determinación experimental del SAR se han desarrollado varios métodos e instrumentos, dentro de los que se encuentran:

- **Medida de la tasa de absorción promediada (SARp):** Se emplean sistemas de medida del gradiente de temperatura antes y después de la exposición en phantom y cadáveres de animales. Un phantom es una materia sintética que posee propiedades eléctricas equivalentes a las del tejido biológico real, objeto de estudio.

- **Medida de la tasa de absorción específica local:** La determinación del SAR local se realiza mediante mediciones a través de sondas de campo eléctrico; o bien, de sondas térmicas capaces de medir el gradiente de temperatura en tejidos o cultivos de células in vitro.

Para la estimación del SAR en el laboratorio se utilizan métodos computacionales muy sofisticados entre los que destaca el sistema FDTD (*Finite-Difference-Time-Domain*).

Hasta aquí se han analizado las principales propiedades de las líneas de transmisión metamateriales basadas en resonadores de anillos abiertos, las características de la resonancia de orden-cero y del capacitor interdigital, así como las propiedades dieléctricas en diferentes tejidos biológicos y los principales parámetros de medidas de los efectos biológicos de las radiaciones electromagnéticas. A continuación se realizará la simulación y se analizarán los resultados obtenidos.

CAPITULO 3 . SIMULACIÓN Y RESULTADOS

A continuación se presenta el diseño y simulación para la antena ZOR con metamateriales para tratamiento de tumores vía hipertermia, trabajando a 2.45GHz., y los resultados de la simulación de la antena incluyendo el tejido biológico examinado, aplicando el software CST studio, presentando resultados positivos en el cálculo de la Tasa de Absorción Específica (SAR) en el tejido.

3.1 Diseño de la antena propuesta.

El diseño de la antena de resonancia de orden-cero propuesto en esta investigación se presenta en la siguiente figura 3.1, en cuyo diseño se tuvo en cuenta los parámetros más importantes para el tratamiento de tumores malignos vía hipertermia. Se supuso que el tumor a tratar se encuentra a poca profundidad de la superficie de la piel, por lo que se utilizó una frecuencia de 2.45 GHz, debido a que a esta frecuencia se obtienen valores de penetración de las ondas electromagnéticas adecuados teniendo en cuenta las características del tejido escogido.

Las dimensiones para este diseño fueron calculadas mediante las ecuaciones establecidas para la elaboración de capacitores interdigitales.

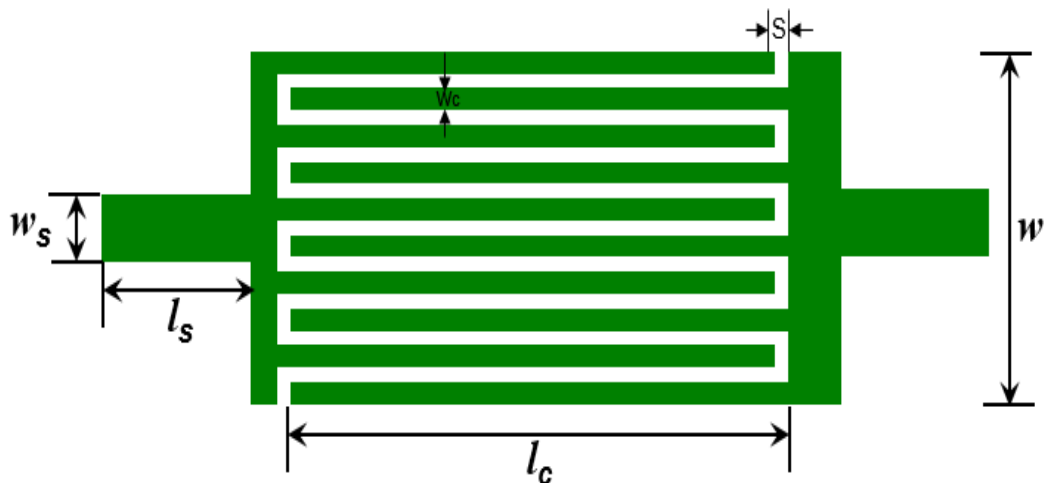


Figura 3.1. Diseño de la antena ZOR para el tratamiento por hipertermia.

Elaborada por la autora

El ancho de las entradas (w_s) se tuvo en cuenta que es aproximadamente el 20% del ancho de la antena (w). El espacio entre dedos (S) y la longitud de las entradas (l_s) se determinaron por las ecuaciones 3.1 y 3.2 respectivamente, mientras la longitud (l_c) y el ancho de los dedos (w_c) se calcularon mediante las ecuaciones 3.3 y 3.4 respectivamente.

$$S = 2 \frac{w_c}{3} \quad (3.1)$$

$$l_s \approx 2w \quad (3.2)$$

$$w_c \approx \frac{w}{\left(\frac{5N}{3} - \frac{2}{3}\right)} \quad (3.3)$$

$$l_c \approx \frac{\lambda_g}{8} \approx \frac{c_0}{8f_0 \sqrt{\epsilon_r}} \quad (3.4)$$

Luego de realizar los cálculos correspondientes las dimensiones de la antena diseñada quedaron conforme a como se muestran en la tabla 3.1.

Tabla 3.1. Dimensiones establecidas para la antena diseñada.

Variables		Cálculo inicial	Designación final
Longitud de las entradas	l_s	9.6 mm	10,65 mm
Ancho de las entradas	w_s	1.00 mm	1.00 mm
Longitud de los dedos	l_c	10.5 mm	10.3 mm
Ancho de los dedos	w_c	0.30 mm	0.30 mm
Espacio entre dedos	S	0.20 mm	0.20 mm
Ancho de la antena	w	4.8 mm	4.8mm
Ancho del sustrato	h	1.57 mm	1.57 mm
Permitividad del sustrato	ϵ_r	2.2	2.2

Elaborada por la autora

3.2 Simulación de la antena ZOR.

Para la simulación de la antena utilizando CST Microwave Studio, tal como se muestra en figura 3.2 se tuvo en cuenta los parámetros de diseños calculados anteriormente. Se utilizó como sustrato el Rogers Duroid 5880 con una permitividad 2.2. La alimentación de la antena se garantizó por los puertos ubicados en los extremos de la misma, con una impedancia de entrada de 50Ω .

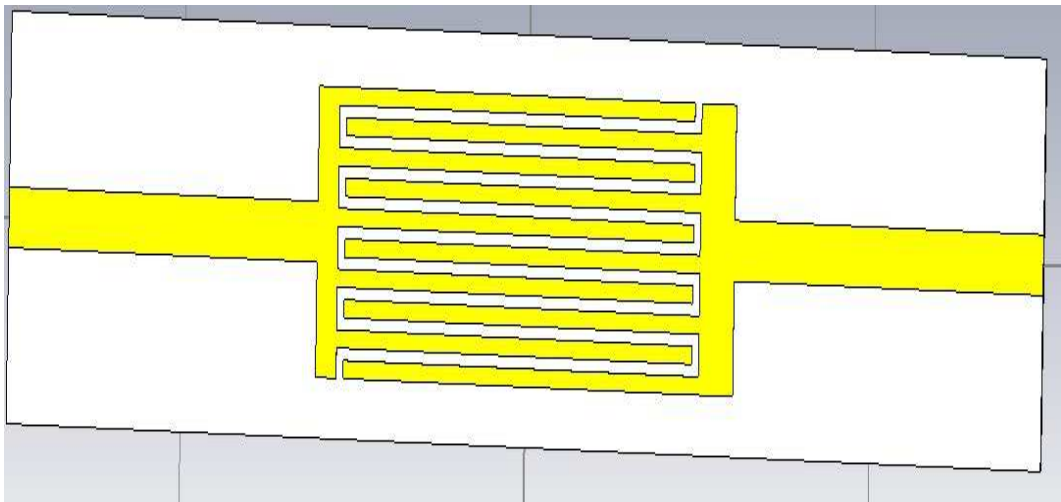


Figura 3.2. Estructura de la antena diseñada en CST Microwave Studio.

Elaborada por la autora

La antena se simuló para un rango de frecuencias entre los 100 MHz a 5 GHz. El coeficiente de reflexión y la directividad de la antena simulada se muestran en las figuras 3.3 y 3.4 respectivamente.

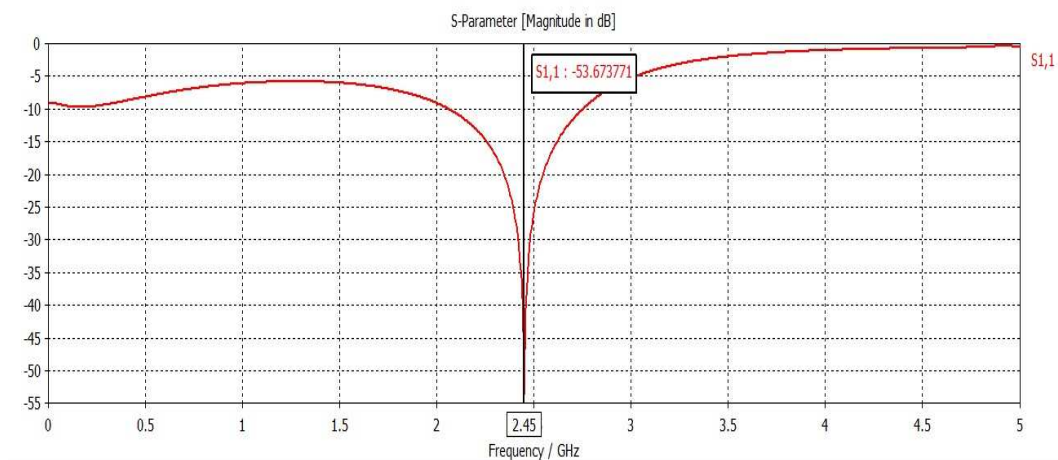


Figura 3.3 Coeficiente de reflexión de la antena simulada.

Elaborada por la autora

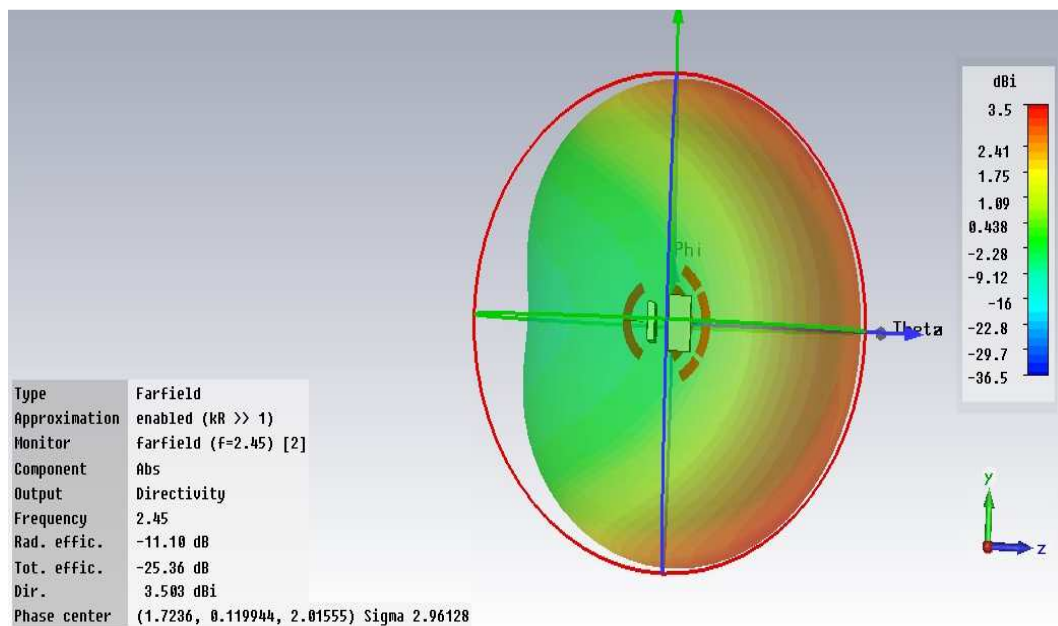


Figura 3.4 Directividad de la antenna simulada.

Elaborada por la autora

En las figuras anteriores, se puede observar que la antenna presenta resonancia a 2.45 GHz (frecuencia de diseño), y una pérdida de retorno de $-53,7$ dB, es decir que a 2.45 GHz la antenna alcanza su mejor rendimiento.

Por otra parte en la figura 3.4 se muestra el diagrama de radiación en tres dimensiones, donde se observa que la directividad de la antenna presenta un procedimiento direccional, es decir con la mayor concentración de emisión en un solo plano.

3.3 Simulación del tejido.

Para la simulación del tejido se tuvo en cuenta las propiedades dieléctricas de un tumor cancerígeno con permitividad relativa igual a 44, 5 y conductividad 1.625 S/m, como se muestra en la figura 3.5. Donde para el cual se realizó un análisis de las propiedades dieléctricas contra variaciones de frecuencias, tal como se muestra en las figuras 3.6 y 3.7 respectivamente.

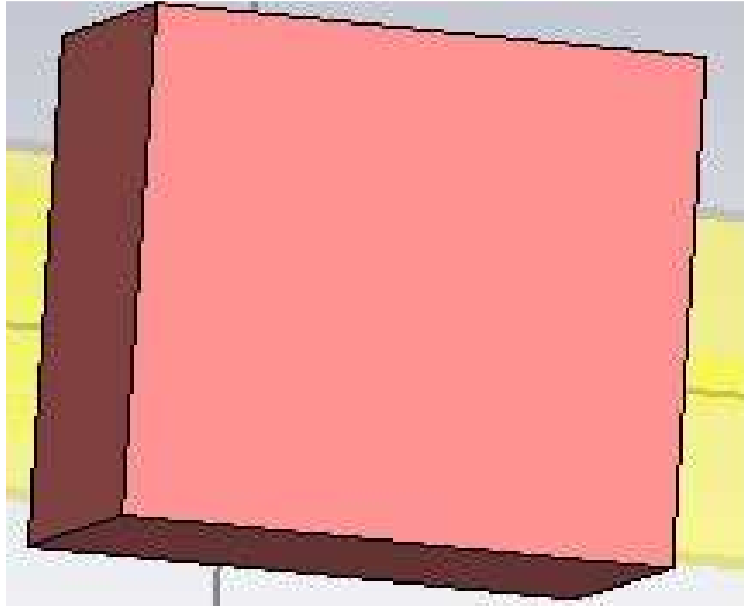
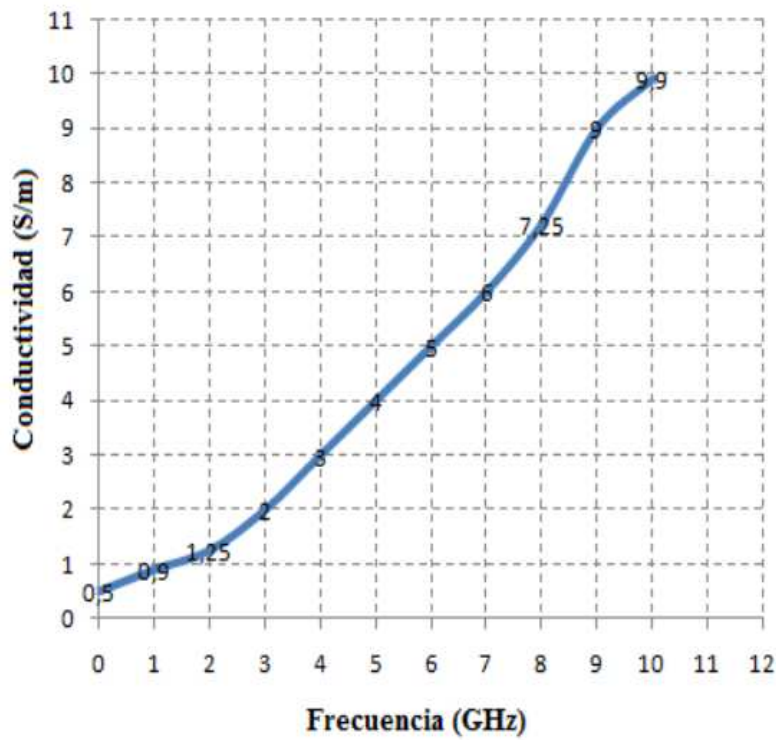
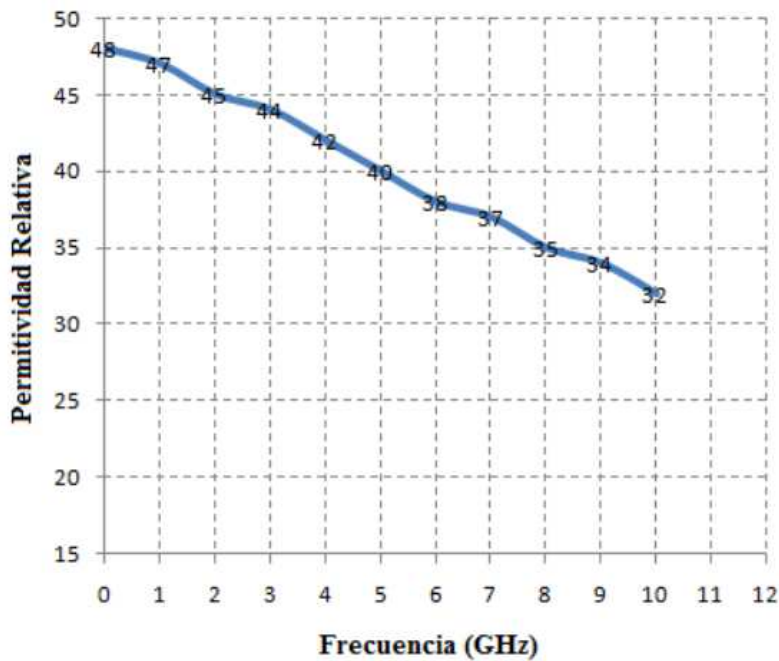


Figura 3.5 Estructura del tejido elaborado.
Elaborada por la autora



f	Eps'
0	0,5
1	0,9
2	1,25
3	2
4	3
5	4

Figura 3.6 Conductividad vs frecuencia.
Elaborada por la autora



f	Eps'
0	48
1	47
2	45
3	44
4	42
5	40

Figura 3.7 Permitividad relativa vs frecuencia.

Elaborada por la autora

Para la simulación del tejido fue necesario crear un nuevo material teniendo en cuenta la lista de dispersión, el cual ofrece la posibilidad de definir una curva de dispersión del material específico, que es automáticamente instalado en el modelo del material especificado.

Para crear esta lista de dispersión se utilizó la ecuación 3.5 de permitividad (E'') que depende de la conductividad del tejido (σ), la frecuencia angular (w) y la permitividad del vacío (E_0), quedando conformada como se muestra en la figura 3.8.

$$E'' = \frac{\sigma}{wE_0} \quad (3.5)$$

$$w = 2\pi F \quad (3.6)$$

$$E_0 = 8.85 * 10^{-12} \text{ F/m} \quad (3.7)$$

Freq. [GHz]	Eps'	Eps''	Weight
1	47	1,619E+01	1.0
2	45	1,124E+01	1.0
3	44	1,199E+01	1.0
4	42	1,349E+01	1.0
5	40	1,439E+01	1.0

Figura 3.8 Parámetros de la lista de dispersión para la elaboración del tejido.

Elaborada por la autora

3.4 Simulación de la influencia de los efectos de la antena diseñada sobre el tejido.

Luego de diseñar y elaborar la antena y el tejido respectivamente tal como se muestra en la figura 3.9, es importante conocer el comportamiento de la Tasa de Absorción Especifica (SAR) en el tejido ante la influencia de los campos electromagnéticos generados por la antena, lo cual se puede observar en la figura 3.10. Se tuvo en cuenta 10 g de tejidos para el cálculo de este parámetro.

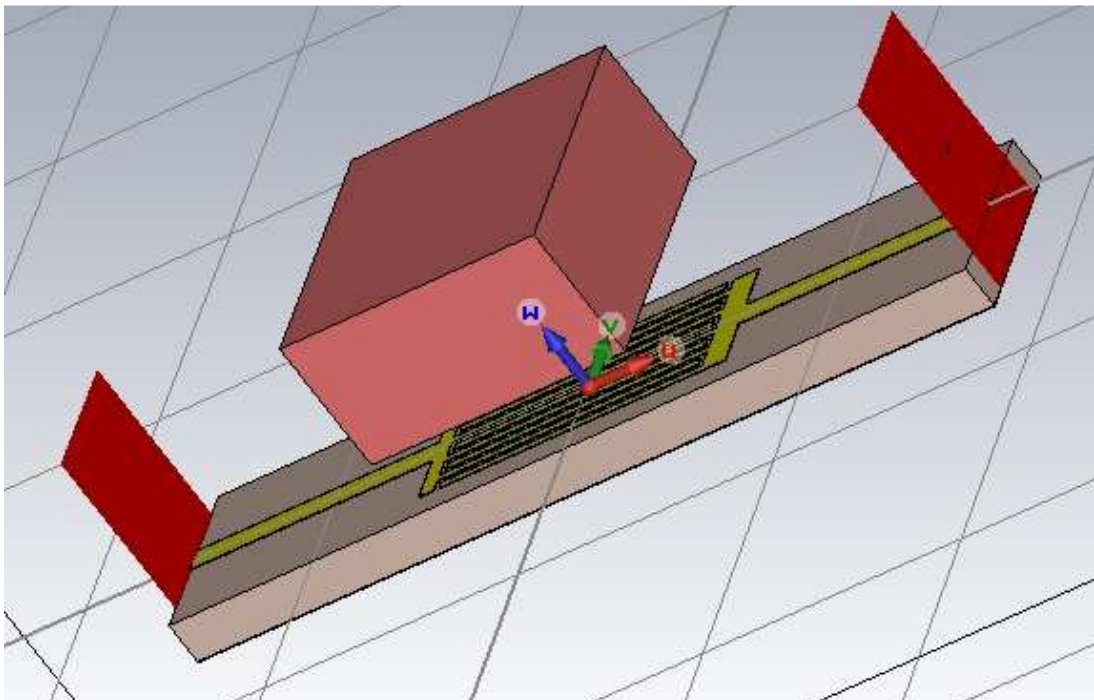


Figura 3.9 Estructura de la antena y el tejido.

Elaborada por la autora

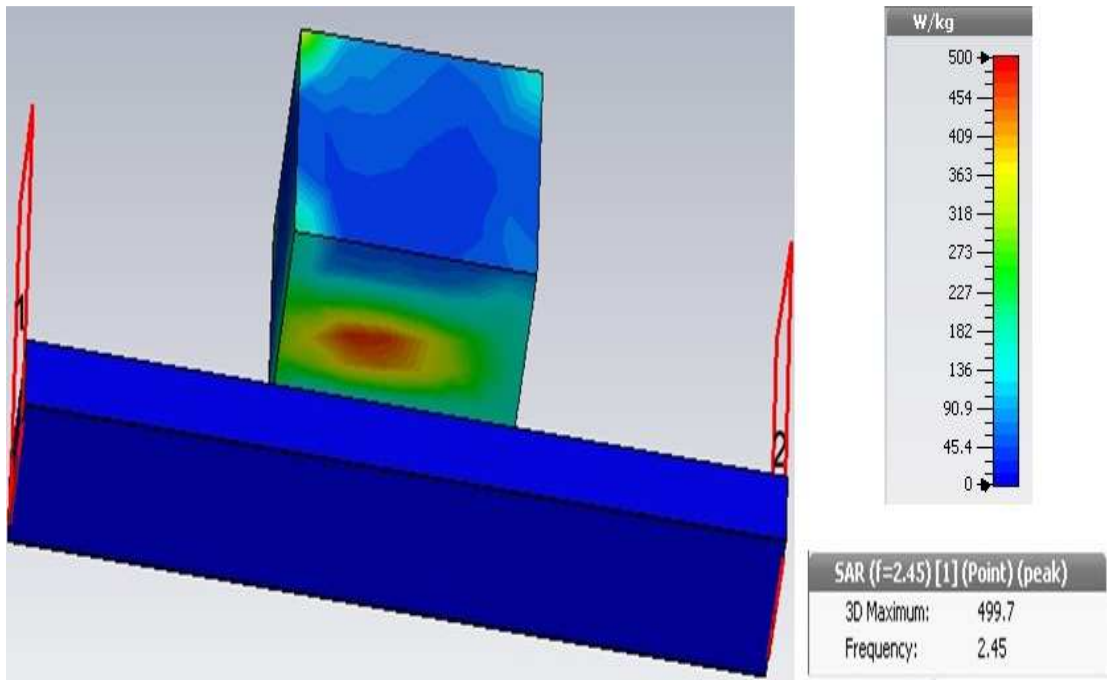


Figura 3.10 Cálculo de la Tasa de Absorción Específica (SAR).

Elaborada por la autora

En la figura anterior se puede observar que el valor máximo del SAR es de 499.7 W/Kg para un volumen de tejido de 10 g como se mencionó anteriormente, siendo este valor superior a los 2 W/Kg requeridos para este volumen de tejido. Esto significa que esta deposición de potencia aumenta la temperatura local produciendo un daño concentrado en el centro del tejido escogido, lo cual es significativo para el tratamiento de tumores con estas características.

CONCLUSIONES

En el capítulo 1 se caracterizó los principales parámetros que gobiernan el funcionamiento de las antenas utilizadas para el tratamiento de tumores vía hipertermia.

Se diseñó la antena de resonancia de orden-cero (ZOR) con metamateriales a la frecuencia de 2.45 GHz con una directividad de 3.5 dB.

Se simuló la antena de resonancia de orden cero (ZOR) con metamateriales a la frecuencia de 2.45 GHz diseñada usando un modelo electromagnético asimétrico implementado con la herramienta computacional CST Microwave Studio, para obtener sus características de radiación, determinándose la distribución de la Tasa de Absorción Específica (SAR). Este modelo es ideal para el análisis de los patrones del SAR lográndose un valor de este de 499 W/Kg para 10g de tejidos, comprendido entre los valores admisibles para este tipo de cálculo, lo que permitió aumentar la temperatura local en el tejido tratado.

Se realizó un análisis de las variaciones de las propiedades dieléctricas del tejido tumoral contra variaciones de frecuencia, comprobándose que los valores de conductividad aumentan con el aumento de la frecuencia y por el contrario los valores de permitividad relativa disminuyen con el aumento de la frecuencia, los cuales son resultados válidos para el análisis de aplicaciones de este tipo.

Se simuló el tejido tumoral ante la influencia de la antena diseñada mediante la herramienta computacional CST Microwave Studio para obtener las características de la Tasa de Absorción Específica (SAR). Se debe tener un cuidado especial con la creación y definición de la malla y condiciones de borde, ya que estas permiten el uso económico de recursos computacionales, disminuyendo considerablemente el tiempo de simulación. La radiación de energía a la frecuencia de 2,45 GHz para la extirpación del tejido maligno son resultados válidos para investigaciones posteriores.

Las conclusiones anteriores indican el cumplimiento de los objetivos específicos planteados para este trabajo de investigación y por consiguiente permiten concluir que se ha cumplido con el objetivo general, esto es la realización del diseño y simulación de una antena de resonancia de orden cero (ZOR) con metamateriales para el tratamiento de tumores vía hipertermia a la frecuencia de 2.45 GHz.

RECOMENDACIONES

1. Realizar el análisis del SAR empleando un *water bolus* para el tejido tumoral.
2. Hacer el análisis de la distribución de Temperatura, para observar hasta que temperatura es calentado el tejido, variando la distancia de la antena.
3. Realizar un arreglo de antenas de este tipo a la frecuencia de 915 MHz.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

- Anguera, J. . (2013). Teoria de Antenas. En J. Anguera, *Teoria de antenas*. Ingeniería La Salle.
- Bae, B. D. (2007). Procedure of rectal temperature measurement affects brain, muscle, skin and body temperatures and modulates the effects of intravenous cocaine. *Brain Research*, 1154, 61-70.
- Balanis. (2005). *Antenna Theory, Analysis and Design*. New Jersey: Jhon Wiley & Sons.
- Belyaev, I. K.-L. (2006). Exposure of rat brain to 915 MHz GSM microwaves induces changes in gene expression but not double stranded DNA breaks or effects on chromatin conformation. *Bioelect*.
- C.Autores. (2007). *Redes inalámbricas en los países en desarrollo*. Limehouse Book Sprint Team.
- Caloz, C. I. (2005). Electromagnetic Metamaterials. Piscataway-Hoboken,. En C. I. Caloz, *Electromagnetic Metamaterials. Piscataway-Hoboken*. NJ: Wiley-IEEE Press.
- Cardama, J. R. (2002). *Antenas*. Ediciones UPC.
- Casares, F. O. (2005). Wire bonded interdigital capacitor. *Submitted to IEEE Microwave and Wireless Components Letters*.
- Déas, D., Gilart, F., & Raizar, A. (2011). *Hipertermia Electromagnética para el tratamiento del cáncer*. Obtenido de V latin American Congress on Biomedical Engineering, CLAIB 2011: <http://myslide.es/documents/hipertermia-electromagnetica-para-el-tratamiento-del-cancer.html>
- Garg, B. I. (2001). Microstrip antenna design handbook. En P. B. Ramesh Garg. Boston: Artech house .
- Gómez. (2013). *SciELO - Scientific Electronic Library Online*. Obtenido de Ingeniería Electrónica, Automática y Comunicaciones: http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1815-59282013000100003
- González, F. (2008). *Diseño de antenas impresas de banda ancha y polarización circular para sistemas WiMax*. Universidad Autónoma de Madrid.

- IEEE. (1983). *145-1983 - IEEE Standard Definitions of Terms for Antennas*.
Obtenido de <https://standards.ieee.org/findstds/standard/145-1983.html>
- Kapp, D. S. (2000). *Principles of Hyperthermia*. Ontario: Cancer Medicine e.5. 5th ed. Hamilton, Ontario: B.C. Decker Inc.
- Lepock, J. (2003). *Cellular effects of hyperthermia: relevance to the minimum dose for thermal damage*. .
- Ma, H. F. (2006). Zeroth-order resonators using novel compact meta-structures, Int.Symposium on Biophotonics, Nanophotonics and Metamaterials.
- Mailloux, R. (1981). “Microstrip Antenna Technology”. Second Edition. Artech House,London.
- Paz, H. (2009). *Conferencias de antenas*. Santiago de Cuba.
- Pozar, D. (1989). *Analysis and design considerations for printed phased-array antennas*. New Jersey: John Wiley & Sons.
- Rodríguez, A. (6 de 04 de 2010). *Síntesis de Líneas de Transmisión Metamateriales con Mapeado Espacial Agresivo*. Obtenido de Grupo de Aplicaciones de Microondas del iTEAM : https://riunet.upv.es/bitstream/handle/10251/27148/Sintesis_Lineas_Txon_Metamateriales_Tesina.pdf?sequence=1
- Sampieri, R. H., Collado, C. F., & Lucio, P. B. (2006). *Metodología de la Investigación*. Istadalapa: Mc Graw Hill.
- Sanada, A. C. (2003). Zeroth-order resonance in composite right/left-handed transmission line resonators. *Asia Pacific Microwave Conference, vol. 3*, 1588–1592.
- Sandoval, F. A. (2007). Antenas microcinta o patch: Métodos de alimentación. . En F. A. Sandoval, (2007). .
- Tomasi, W. (2003). *Sistemas de Comunicaciones Electrónicas*. México: Pearson Educación.
- Veselago, V. (1968). The electrodynamics of substances with simultaneously negative values of ϵ and μ . *Soviet Physics Uspekhi, vol. 10, no. 4*, 509–514,.

GLOSARIO DE TÉRMINOS

- LH:** Left - handed, materiales zurdos.
- LT:** Línea de transmisión.
- RF:** Radio frecuencia.
- RH:** Right – handed, materiales diestros.
- ROE:** Razón de Onda Estacionaria
- SAR:** Specific Absorption Rate, tasa de absorción específica.
- SRR:** Split-ring Resonator, Resonador de anillos abiertos.
- TH:** Tratamiento por hipertermia.
- ZOR:** Zeroth Order Resonance, Resonador de orden cero.

DECLARACIÓN Y AUTORIZACIÓN

Yo, **Álvarez Cedeño Alejandra Isabel**, con C.C: # **1721597886** autor/a del trabajo de titulación: **Diseño y simulación de una antena de resonancia de orden-cero (ZOR) con metamateriales para tratamiento de tumores vía Hipertermia** previo a la obtención del título de **Magíster en Telecomunicaciones** en la Universidad Católica de Santiago de Guayaquil.

1.- Declaro tener pleno conocimiento de la obligación que tienen las instituciones de educación superior, de conformidad con el Artículo 144 de la Ley Orgánica de Educación Superior, de entregar a la SENESCYT en formato digital una copia del referido trabajo de titulación para que sea integrado al Sistema Nacional de Información de la Educación Superior del Ecuador para su difusión pública respetando los derechos de autor.

2.- Autorizo a la SENESCYT a tener una copia del referido trabajo de titulación, con el propósito de generar un repositorio que democratice la información, respetando las políticas de propiedad intelectual vigentes.

Guayaquil, 12 de **junio** de **2017**

f. _____

Nombre: **Álvarez Cedeño Alejandra Isabel**

C.C: **1721597886**



REPOSITORIO NACIONAL EN CIENCIA Y TECNOLOGÍA			
FICHA DE REGISTRO DE TESIS/TRABAJO DE TITULACIÓN			
TÍTULO Y SUBTÍTULO:	Diseño y simulación de una antena de resonancia de orden-cero (ZOR) con metamateriales para tratamiento de tumores vía Hipertermia		
AUTOR(ES)	Álvarez Cedeño Alejandra Isabel		
REVISOR(ES)/TUTOR	MSc. Orlando Philco Asqui; MSc. Luis Córdova Rivadeneira / MSc. Manuel Romero Paz		
INSTITUCIÓN:	Universidad Católica de Santiago de Guayaquil		
FACULTAD:	Sistema de Posgrado		
PROGRAMA:	Maestría en Telecomunicaciones		
TÍTULO OBTENIDO:	Magister en Telecomunicaciones		
FECHA DE PUBLICACIÓN:	12 de junio del 2017	No. DE PÁGINAS:	60
ÁREAS TEMÁTICAS:	Hipertermia, metamateriales, Resonador de orden cero, capacitor interdigital, Tasa de absorción específica, Resonador de anillos abiertos.		
PALABRAS CLAVES/ KEYWORDS:	Hipertermia, metamateriales, ZOR, capacitor interdigital, SAR, SRR		
RESUMEN/ABSTRACT:	<p>En el presente trabajo se realizó el diseño una antena de resonancia de orden cero (ZOR) con metamateriales utilizando capacitores interdigitales para el tratamiento de tumores vía hipertermia a la frecuencia de 2.45 GHz. La antena diseñada presenta un buen acople de impedancias, con pérdidas de retorno en el orden de los -53 dB con una directividad de 3,5 dB a la frecuencia de operación. Se realizó un análisis de la influencia de los campos electromagnéticos generados por la antena dentro de un tejido, permitiendo determinar con gran precisión las condiciones de radiación para tratar efectivamente tumores causantes de tanta muerte en la actualidad. De esta manera se determinó una Tasa de Absorción Específica (SAR) de 499,7 W/Kg en 10g de tejido. Este trabajo se realizó primero aplicando el método exploratorio para analizar la bibliografía existente acerca de las antenas, sus características de radiación y las herramientas computacionales, para su aplicación en tratamiento de tumores vía hipertermia. Después se usó el método descriptivo para usar los datos obtenidos para diseñar una antena de resonancia de orden cero (ZOR) con metamateriales para su aplicación en tratamientos de tumores vía hipertermia a la frecuencia de 2.45 GHz. Se aplicó el paradigma Empírico-Analítico con enfoque Cuantitativo aplicando cálculos matemáticos para establecer los parámetros correspondientes al diseño electrónico a realizarse. El diseño de la investigación es Experimental pues se manipulan los parámetros del diseño electrónico para optimizar sus resultados.</p>		
ADJUNTO PDF:	<input checked="" type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO	
CONTACTO CON AUTOR/ES:	Teléfono: +593-980283403	E-mail: Alejandra_alvarezc@hotmail.com	
CONTACTO CON LA INSTITUCIÓN (COORDINADOR DEL PROCESO UTE)::	Nombre: Romero Paz Manuel de Jesús		
	Teléfono: +593-994606932		
	E-mail: manuel.romero@cu.ucsg.edu.ec		
SECCIÓN PARA USO DE BIBLIOTECA			
Nº. DE REGISTRO (en base a datos):			
Nº. DE CLASIFICACIÓN:			
DIRECCIÓN URL (tesis en la web):			