



UNIVERSIDAD CATÓLICA  
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL

## **SISTEMA DE POSGRADO**

### **MAESTRÍA EN TELECOMUNICACIONES**

#### **TEMA:**

**Diseño y simulación de una antena espiral para dispositivos  
médicos implantables.**

#### **AUTOR:**

**Núñez del Arco Villegas, Jorge Ricardo**

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

#### **TUTOR:**

**MSc. Manuel Romero Paz**

Guayaquil, a los 20 días del mes Julio 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 Núñez del Arco Villegas, Jorge Ricardo 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 20 días del mes Julio año 2017



UNIVERSIDAD CATÓLICA  
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL

**SISTEMA DE POSGRADO  
MAESTRÍA EN TELECOMUNICACIONES**

DECLARACIÓN DE RESPONSABILIDAD

YO, Núñez del Arco, Villegas Jorge Ricardo

DECLARO QUE:

El trabajo de Titulación “**Diseño y simulación de una antena espiral para dispositivos médicos implantables.**”, 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 20 días del mes Julio año 2017

EL AUTOR

---

Núñez del Arco, Villegas Jorge Ricardo



UNIVERSIDAD CATÓLICA  
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL

**SISTEMA DE POSGRADO  
MAESTRÍA EN TELECOMUNICACIONES**

AUTORIZACIÓN

YO, Núñez del Arco, Villegas Jorge Ricardo

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 espiral para dispositivos médicos implantables.**”, cuyo contenido, ideas y criterios son de mi exclusiva responsabilidad y total autoría.

Guayaquil, a los 20 días del mes Julio año 2017

EL AUTOR

---

Núñez del Arco, Villegas Jorge Ricardo

## REPORTE URKUND

The screenshot displays the URKUND web interface. At the top, the browser address bar shows the URL: <https://secure.orkund.com/view/27992949-433306-634576#q1bKLVayirY00E01rE0idVrKs5Mz8tMy0xOzEtOVblyODMwNLIwMLSON>. The page header includes the URKUND logo and navigation tabs for 'Lista de fuentes' and 'Bloques'.

**Documento:** Trabajo de Titulación Ricardo Núñez del Arco-16-May.docx (D28288505)  
**Presentado:** 2017-05-16 19:46 (-05:00)  
**Presentado por:** orlandophilco\_7@hotmail.com  
**Recibido:** orlando.philco.ucsg@analysis.orkund.com  
**Mensaje:** Análisis Urkund-Ricardo Núñez [Mostrar el mensaje completo](#)

2% de esta aprox. 26 páginas de documentos largos se componen de texto presente en 1 fuentes.

**Lista de fuentes:**

- [https://www.researchgate.net/profile/Sandra\\_Rodriguez/publication/23...](https://www.researchgate.net/profile/Sandra_Rodriguez/publication/23...)
- <http://repositorio.utp.edu.co/dspace/bitstream/handle/11059/7283...>
- [TT.Cifuentes.docx](#)
- [http://www.scielo.org.ve/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0255-...](http://www.scielo.org.ve/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0255-...)
- [Amaya\\_Final\\_MET2016.docx](#)
- [http://www.eduardodediegolucas.es/download\\_pfc.php](http://www.eduardodediegolucas.es/download_pfc.php)

**Fuentes alternativas:**

1 Advertencias. Reiniciar. Exportar. Compartir.

**47%** #1 Activo **Archivo de registro Urkund: Universidad Católica de Santiago de Guayaqu... 47%**

Documento	Fuente
SISTEMA DE POSGRADO	SISTEMA DE POSGRADO
MAESTRÍA EN TELECOMUNICACIONES	MAESTRÍA EN TELECOMUNICACIONES
TEMA:	TEMA:
Diseño y simulación de una antena espiral para dispositivos médicos implantables.	Desarrollo
AUTOR: Núñez del Arco Villegas, Jorge Ricardo	escenarios de simulación de protocolos de enrutamiento reactivos para redes inalámbricas mallas
Trabajo de titulación previo a la obtención del grado de Magister en Telecomunicaciones	AUTOR: Amaya Fariño, Luis Miguel
TUTOR: MSc. Manuel Romero Paz	Trabajo de Titulación previo a la obtención del Grado Académico de Magister en Telecomunicaciones
Guayaquil, a los 25 días del mes Mayo año 2017	

Reporte Urkund del Trabajo de Titulación del Ing. Ricardo Núñez del Arco, al 2% de coincidencias.

## DEDICATORIA

Dedico este trabajo a nuestro creador como parte fundamental en mi vida y quien en los momentos más duros me ha dado fuerzas para levantarme con humildad y fe, a mi madre Rocío quien ha sido la base de inspiración para todos los objetivos trazados y que con sus consejos y una clara demostración de amor ha sabido guiarme a largo de mi vida profesional.

A mi hermano Max que siempre ha estado junto a mí brindándome su apoyo, muchas veces poniéndose en el papel de padre.

A mi padre Ivan el hombre que me dio la vida, el cual con su sabiduría ha estado siempre guiándome y aconsejándome.

A mi esposa Paola y mi hijo Ricardo André quienes han sido mi motor y motivación en estos últimos años, donde hemos pasado muchos momentos alegres y también llenos de sacrificio para cumplir todos los objetivos, por eso dedico este trabajo con un sabor especial para ellos.

## AGRADECIMIENTOS

Agradezco a Dios infinitamente por permitirme cumplir un objetivo más en mi carrera profesional, a mi madre que con tanta dedicación y gratos consejos basados en amor y ternura ha sido un impulso en mi desarrollo.

A mi padre quien siempre con su sabiduría ejemplar inculcó y orientó mis pasos por el camino correcto.

Agradezco a mi hermano quien con su granito de arena ha apoyado y confiado en mis capacidades, hoy retribuyo esa confianza con este trabajo de titulación.

Gracias a mi amada esposa e hijo quienes han sido testigos de largas y arduas noches de trabajo para culminar una meta más.

A Patricia y Nancy Villavicencio quienes han permitido que este objetivo se cumpla, gracias a sus muestras de cariño y apoyo he podido culminar una etapa más en vida.

A mis grandes amigos, Cesar Rosado y Victor Zurita con quienes he compartido desde mi infancia y que con su apoyo y buenos consejos me han demostrado que siempre puedo contar con ellos.

Finalmente, un especial agradecimiento a mi tutor el Ing. Manuel Romero Paz quien a lo largo de mi vida estudiantil ha brindado un desinteresado e incondicional apoyo.



**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. Orlando Philco Asqui**  
REVISOR

f. \_\_\_\_\_

**MSC. Luis Córdova Rivadeneira**  
REVISOR

f. \_\_\_\_\_

**MSC. Manuel de Jesús Romero Paz**  
DIRECTOR DEL PROGRAMA



## RESUMEN

En el presente trabajo se realizó un estudio sobre la importancia actual de los Dispositivos Médicos Implantables (IMD), reflejando ejemplos de aplicaciones de estos. Se hizo un análisis de los fundamentos teóricos del diseño de las antenas más utilizadas en los IMD. Se diseñó y simuló una antena con geometría en forma de espiral alimentada mediante un conector coaxial determinándose sus características de radiación e impedancia de entrada a la frecuencia de 403 MHz, utilizando el programa de Simulación de Estructuras de Alta Frecuencia (*HFSS*). Se realizó la miniaturización de la antena mediante la técnica de inserción de pin y se obtuvieron valores adecuados de la Tasa de Absorción Específica (SAR). Esta investigación aplica en la primera fase el método exploratorio, estudiando la bibliografía de la tecnología de las antenas de microcintas y los Dispositivos Médicos Implantables (IMD), para elaborar el estado del arte de estas técnicas, después se aplica el método descriptivo para examinar la información y utilizarla para diseñar una antena de microcintas con geometría en espiral a la frecuencia de 403 MHz. Se aplica el paradigma Empírico-Analítico y un enfoque Cuantitativo utilizando operaciones matemáticas para caracterizar las tecnologías ya mencionadas. El diseño es Experimental pues se manejan los parámetros de trabajo para optimizar los resultados.

**Palabras clave:** Antenas, Dispositivos Médicos Implantables, Biocompatibilidad

## **ABSTRACT**

*This paper presents a study of actual importance of Implantable Medical Devices with emphasis on the parameters of the implantable antennas. Microstrip antenna with geometry in spiral is designed at frequency 403 MHz and its simulation is presented in the software Ansoft HFSSv15.0.2, achieving a coupling impedance suitable for biomedical applications telemetry. Miniaturization of simulated antenna is achieved by inserting a pin and an appropriate value of specific absorption rate is obtained. This research applies in the first phase the exploratory method, studying the bibliography of the technology of antennas of micrometres and the Medical Devices Implantable (IMD), to elaborate the state of the art of these techniques, after which the descriptive method is applied to examine the Information and use it to design a microwell antenna with spiral geometry at the frequency of 403 MHz. The Empirical-Analytical paradigm is applied and a quantitative approach using mathematical operations to characterize the technologies already mentioned. The design is Experimental because the working parameters are managed to optimize the results.*

**Keywords:** *Antennas, Implantable Medical Devices, Biocompatibility.*

# ÍNDICE

INTRODUCCIÓN.....	1
CAPITULO 1 . Dispositivos Médicos Implantables.....	6
1.1 Introducción a los dispositivos implantables .....	6
1.2 Aplicación de los dispositivos implantables .....	7
1.3 Antenas implantables.....	13
1.4 Análisis de la tasa de absorción específica (SAR) .....	15
1.5 Geometrías típicas de antenas implantables.....	18
1.5.1 Antenas de parche.....	18
1.5.2 Antena Planar F-Invertida (PIFA).....	19
1.5.3 Antenas de Lazo .....	20
1.6 Alimentación de las antenas de microcintas .....	21
1.6.1 Alimentación directa.....	21
1.6.2 Alimentación por proximidad .....	23
1.6.3 Alimentación por apertura .....	24
1.7 Bandas de frecuencias empleadas por los IMD.....	24
1.8 Propiedades Biológicas de los Tejidos .....	25
1.9 Biocompatibilidad y Biomateriales .....	26
1.9.1 Clasificación de los biomateriales.....	27
1.9.2 Biomateriales utilizados para dispositivos médicos implantables ..	29
Elaborada por el Autor.....	31
1.10 Técnicas para la miniaturización de las antenas implantables.....	31
1.11 Ciclo de vida de un IMD .....	32
1.12 Interoperabilidad de los dispositivos médicos.....	34
CAPITULO 2 . Diseño y Simulación de una Antena Implantable.....	36
2.1 Análisis de la antena implantable.....	36
2.2 Diseño y geometría de la antena.....	37
2.3 Simulación y resultados .....	40
CONCLUSIONES.....	49
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	51
GLOSARIO DE TÉRMINOS.....	53

## ÍNDICE DE TABLAS

TABLA 1.1: PROPIEDADES BIOLÓGICAS DE LOS TEJIDOS A 403 MHZ.	26
TABLA 1.2: MATERIALES BIOCOMPATIBLES Y PROPIEDADES. ....	31
TABLA 2.1. DIMENSIONES DE LA ANTENA IMPLANTABLE.....	39
TABLA 2.2. DIMENSIONES DE LA ANTENA IMPLANTABLE OPTIMIZADA.....	42
TABLA 2.3. VALORES OPTIMIZADOS DE LAS DIMENSIONES DE LA ANTENA IMPLANTADA CON PIN ADICIONADO.....	44

## ÍNDICE DE FIGURAS

FIGURA 1.1. MARCAPASOS CARDIACO.....	7
FIGURA 1.2. IMPLANTE COCLEAR.....	8
FIGURA 1.3.SISTEMA DE TELEMETRÍA BIOMÉDICO.....	9
FIGURA 1.4.SISTEMA DE TELEMETRÍA BIOMÉDICO.....	9
FIGURA 1.5.CONTROL DE GLUCOSA EN SANGRE. ....	12
FIGURA 1.6. ESQUEMA BÁSICO DE COMUNICACIÓN ENTRE ANTENA IMPLANTABLE Y ANTENA EXTERIOR.....	12
FIGURA 1.7. ANTENA DE PARCHE. ....	19
FIGURA 1.8. ANTENA DE PIFA. ....	20
FIGURA 1.9. ANTENA DE LAZO. ....	21
FIGURA 1.10. EJEMPLO DE ANTENA CON ALIMENTACIÓN MICROSTRIP. IZQUIERDA: CONEXIÓN DIRECTA AL BORDE DE LA ANTENA. DERECHA: CONEXIÓN CON INSERCIONES. ....	22
FIGURA 1.11. ALIMENTACIÓN POR CABLE COAXIAL.....	23
FIGURA 1.12. ESTRUCTURA EJEMPLO DE ALIMENTACIÓN POR PROXIMIDAD.....	23
FIGURA 1.13. ESTRUCTURA EJEMPLO DE ALIMENTACIÓN POR APERTURA. ....	24
FIGURA 1.14. BANDAS DE FRECUENCIA USADAS PARA LA COMUNICACIÓN DE IMD.....	25
FIGURA 2.1. DIMENSIONES TÍPICAS DE UN MARCAPASO .....	37
FIGURA 2.2. A) VISTA DE PERFIL DE LA ANTENA IMPLANTABLE.....	37
FIGURA 2.2. B) VISTA SUPERIOR DE LA ANTENA IMPLANTABLE. ....	37
FIGURA 2.3. FRECUENCIA DE RESONANCIA Y PÉRDIDAS DE RETORNO DE LA ANTENA IMPLANTABLE. ....	40
FIGURA 2.4. IMPEDANCIA DE ENTRADA DE LA ANTENA IMPLANTABLE. ....	41
FIGURA 2.5. RAZÓN DE ONDA ESTACIONARIA DE LA ANTENA IMPLANTABLE. ....	41
FIGURA 2.6. FRECUENCIA DE RESONANCIA Y PÉRDIDAS DE RETORNO DE LA ANTENA IMPLANTABLE. ....	42

FIGURA 2.7. IMPEDANCIA DE ENTRADA DE LA ANTENA IMPLANTABLE. ....	43
FIGURA 2.8. RAZÓN DE ONDA ESTACIONARIA DE LA ANTENA IMPLANTABLE. ....	43
FIGURA 2.9. ANTENA IMPLANTABLE CON PIN ADICIONADO.....	44
FIGURA 2.10. PÉRDIDAS DE RETORNO DE LA ANTENA IMPLANTABLE CON PIN ADICIONADO.....	44
FIGURA 2.11. ANTENA DISEÑADA EN EL SOFTWARE HFSS. ....	45
FIGURA 2.12. FRECUENCIA DE RESONANCIA Y PÉRDIDAS DE RETORNO DE LA ANTENA IMPLANTABLE. ....	46
FIGURA 2.13. IMPEDANCIA DE ENTRADA DE LA ANTENA IMPLANTABLE. ....	46
FIGURA 2.14. RAZÓN DE ONDA ESTACIONARIA DE LA ANTENA IMPLANTABLE. ....	47
FIGURA 2.15. DISTRIBUCIÓN SAR SOBRE EL PLANO X-Y CON POTENCIA DE ALIMENTACIÓN DE 20 MW. ....	47
FIGURA 2.16. DISTRIBUCIÓN SAR SOBRE EL PLANO X-Y CON POTENCIA DE ALIMENTACIÓN DE 5 MW. ....	48

# INTRODUCCIÓN

En el proceso de diseño de un producto se debe tener claramente especificado su propósito, campos de aplicación, riesgos asociados y beneficios que brindará durante su uso.

También se debe determinar su forma de uso y el cuidado que se le debe proporcionar para garantizar su adecuado funcionamiento. En el caso de los dispositivos médicos, por la heterogeneidad de productos que abarca, se debe usar como referencia la definición y alcance del término “dispositivo medico” conforme a lo establecido por las autoridades reguladoras. Esta definición agrupa los productos usados en la prevención, diagnóstico, tratamiento y rehabilitación de pacientes. Los dispositivos pueden ser usados para intervenciones *en-vivo en-vitro*.

El grupo de los dispositivos médicos ha incluido los desarrollos en el campo de ciencias de la computación, ya sea como programas independientes para el apoyo diagnóstico, sistemas inteligentes para toma de decisiones o programas para el monitoreo de parámetros vitales en plataformas móviles como es el caso de las aplicaciones para los teléfonos inteligentes.

Contempla además los programas o algoritmos directamente incorporados en microprocesadores para controlar el funcionamiento de los equipos. También se incluyen los diferentes mecanismos utilizados para permitir la conectividad y la comunicación alámbrica o inalámbrica de los equipos. La razón fundamental de la incorporación de estos desarrollos en el campo de los dispositivos médicos, además de los aspectos de seguridad del paciente, son la integridad, seguridad y privacidad de la información que manejan.

La finalidad de un dispositivo médico es proveer a los usuarios, generalmente personal clínico, con productos que faciliten la toma de decisión y los procedimientos en las intervenciones en salud. Se incluyen el manejo y transferencia de información y la realización de intervenciones clínicas a distancia. Se puede resaltar la tendencia creciente hacia el uso de dispositivos médicos en

ambientes no clínicos como son el uso en el hogar y en otros ambientes no controlados por las autoridades sanitarias.

Estos cambios en la modalidad de atención en salud, centrada en el paciente y apoyada por el avance tecnológico, principalmente por la convergencia de las tecnologías de la información y las comunicaciones (TIC), su incorporación con tecnologías sanitarias están abriendo oportunidades para el diseño y producción de un nueva gama de dispositivos que facilitan el autocuidado de la salud de las personas (monitoreo personal) y la atención o cuidado domiciliario mediante el monitoreo a distancia.

Con la convergencia de las TIC con las tecnologías sanitarias, se está avanzando rápidamente en el diseño y fabricación de productos. Es importante resaltar que en el campo de los dispositivos médicos, más que grandes y novedosas invenciones de productos, la tendencia general es la mejora gradual de los productos existentes apoyados en el avance de la tecnología.

Esta mejora gradual de productos se está dando al mover los equipos de plataformas análogas a plataformas digitales. Estos aspectos diferencian los dispositivos médicos del campo de los productos farmacéuticos y biotecnológicos, que se caracterizan por el descubrimiento de nuevos productos que posteriormente no cambian.

Siguiendo el proceso, la idea o concepto del equipo se concreta en el diseño y construcción de un prototipo. En la etapa experimental, y mediante pruebas en laboratorio y ensayos preclínicos, se verifica su funcionamiento y la efectividad de la función para la que se diseñó. En esta parte del proceso se incluye el cumplimiento de los estándares de seguridad, calidad y conectividad o interoperabilidad. Mediante las pruebas y ajuste de diseño del prototipo se determina la viabilidad del producto en su parte clínica y en su parte económica. Se establecen las especificaciones técnicas del producto, se validan los algoritmos en



los programas de computación y se define la necesidad de accesorios o partes consumibles.

Se especifican las características físicas de los materiales usados para la construcción del dispositivo y se determina la biocompatibilidad de los materiales si son productos o componentes que estarán en contacto o se insertan en el cuerpo. Al definir las especificaciones de los materiales usados en la fabricación, se debe considerar si los dispositivos van a estar en contacto con agentes químicos generalmente usados en la limpieza, desinfección, esterilización y reprocesamiento en general.

Actualmente la mayor parte de este proceso se hace mediante simulación por computador. La simulación permite acortar los tiempos de diseño, prueba y fabricación de los productos. También mediante simulación se analiza la usabilidad del producto durante su ciclo de vida, lo que permite realizar ajustes y correcciones, obtener información para el proceso de fabricación y en un aspecto más amplio, determinar potenciales problemas durante su uso (Malmivuo, 1995).

Las antenas son estructuras de transición en que las ondas de radio pasan de la propagación guiadas por una línea de transmisión a la propagación en el espacio libre o viceversa. Son dispositivos direccionales, receptores y emisores de energía electromagnética. Dentro de estas se encuentra un grupo que actualmente han alcanzado un gran auge en el desarrollo de sistemas inalámbricos y sistemas biomédicos por las grandes prestaciones y ventajas que brindan, son las antenas de microcintas.

El desarrollo de estas antenas y de los circuitos integrados en los últimos 35 años ha facilitado la evolución de dispositivos médicos complejos y altamente integrados. El incremento de la demanda de operaciones quirúrgicas no invasivas ha hecho del uso de los Dispositivos Médicos Implantables (IMD) una parte altamente atractiva en los procedimientos médicos. Consecuentemente los

procedimientos quirúrgicos invasivos para extraer datos biológicos y psicológicos pueden ser evitados empleando dispositivos implantables.

### **Problema a resolver**

La necesidad de desarrollar antenas para dispositivos médicos implantables, que permitan realizar estudios y pruebas con el fin de encontrar soluciones económicas y simplicidad tecnológica.

### **Objeto de estudio**

Sistemas de Telemetría

### **Objetivos**

Realizar el diseño y simulación de una antena espiral para dispositivos médicos implantables empleando la herramienta computacional Ansoft HFSSv15.0.2.

### **Objetivos específicos**

- Evaluar los parámetros básicos de las antenas implantables.
- Diseñar una antena de microcintas con geometría en espiral a la frecuencia de 403 MHz.
- Simular una antena de microcintas con geometría en espiral a 403 MHz en el software Ansoft HFSSv15.0.2.
- Determinar el diseño adecuado para miniaturizar la antena simulada.

### **Hipótesis**

Si se realiza el diseño y simulación de una antena espiral para dispositivos médicos implantables empleando la herramienta computacional Ansoft HFSSv15.0.2, se contaría con diseños de este tipo de antenas, lo que permitiría realizar estudios y pruebas con el fin de encontrar soluciones económicas y simplicidad tecnológica.

## **Metodología a emplearse en la investigación**

Esta investigación se efectuó en la primera fase con el método exploratorio, estudiando la bibliografía de la tecnología de las antenas de microcintas y los Dispositivos Médicos Implantables (IMD), construyendo así el estado del arte de estas técnicas.

Con estos antecedentes se empleó el método descriptivo para examinar la información y utilizarla para diseñar una antena de microcintas con geometría en espiral a la frecuencia de 403 MHz.

Se aplica el paradigma Empírico-Analítico con enfoque Cuantitativo utilizando operaciones matemáticas para caracterizar las tecnologías ya mencionadas.

El diseño es Experimental pues se manejan los parámetros de trabajo para optimizar los resultados.

A continuación, en el capítulo 1 se analizarán los Dispositivos Médicos Implantables en base a los datos obtenidos de la revisión bibliográfica realizada y se presentará un análisis de los parámetros técnicos que deben considerarse dentro del diseño de las antenas.

## **CAPITULO 1. Dispositivos Médicos Implantables**

En este primer capítulo se indaga sobre el estado actual de la tecnología en dispositivos médicos implantables. El elemento esencial de los dispositivos implantables son las antenas las cuales posibilitan el cambio de datos entre dispositivos implantables y el ambiente externo. El propósito de este proyecto es realizar el diseño de una antena implantable así como lograr su optimización para su posterior uso en aplicaciones médicas.

### **1.1 Introducción a los dispositivos implantables**

En los últimos años, los sistemas de telemetría para aplicaciones médicas han crecido significativamente sobre todo en el diagnóstico y en la monitorización de, por ejemplo, la glucosa, la presión de la sangre, la temperatura, el ritmo cardíaco. La incorporación de dispositivos médicos implantados amplía el rango de aplicaciones en medicina y proporciona una mejora de calidad de vida para el usuario.

Millones de personas alrededor del mundo dependen de los dispositivos médicos implantables para sostener una calidad de vida adecuada. Los IMD ya son utilizados en una gran variedad de aplicaciones de acuerdo con sus funciones, clasificadas de la siguiente manera:

- La primera categoría incluye todos los dispositivos utilizados para diagnosticar diversas enfermedades. Estos IMD adicionados con sus sistemas de comunicaciones con ambiente externo, incluyen algunos sensores para interactuar con el cuerpo humano para medir los datos fisiológicos. Esta categoría incluye microsistemas implantables dentro del cuerpo humano (monitores de temperatura, electrocardiogramas, sensores de sangre para medir glucosa, etc.) para monitorear bio señales importantes.
- La segunda categoría incluye dispositivos implantables usados como estimuladores. Los estimuladores reciben información desde una unidad externa

(usualmente manejada por los doctores) y estimulan (irritan) nervios específicos. Estos dispositivos son marcapasos y desfibriladores cardiovasculares, estimuladores eléctricos funcionales (FES) e implantes cocleares y de retina.

Estos son unos pocos ejemplos de aplicaciones médicas que toman ventaja del monitoreo remoto y el control de las unidades implantables. Como la tecnología continúa evolucionando nuevos dispositivos médicos implantables están siendo desarrollados y se espera que se encuentren rápidamente en el mercado para uso de los pacientes. (Blanos, 2013).

## 1.2 Aplicación de los dispositivos implantables

Los dispositivos médicos implantables poseen una gran variedad de aplicaciones, entre ellas se encuentran las siguientes:

- Marcapasos - es un dispositivo médico implantable, que incluye una pequeña batería, este se coloca en el pecho debajo del tejido epidérmico. Su propósito es estimular los músculos del corazón por vía de pulsos eléctricos para asegurar el funcionamiento tranquilo del corazón, como se muestra en la Figura 1.1.

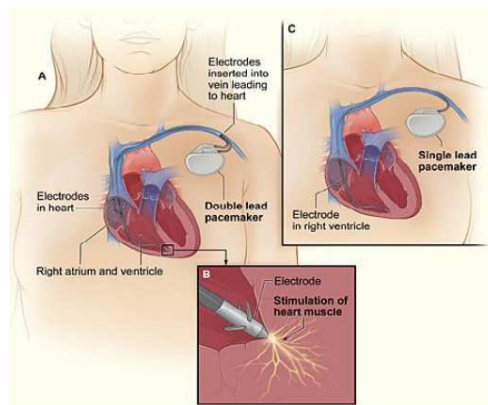


Figura 1.1. Marcapasos cardiaco.

Fuente: (Blanos, 2013)

- Sistema intracraneal de sensor de presión, ICP- es un sistema que es utilizado como monitor de presión intracraneal (corto o largo plazo) de la presión intracraneal. La necesidad de monitorear la presión intracraneal está relacionada con una lesión en la cabeza o una deformidad genética. El dispositivo implantable está accionado por un acoplador inductivo de una unidad de control externo.
- El implante coclear - (un dispositivo electrónico que convierte la energía de los sonidos mecánicos en señales que puedan alcanzar el nervio coclear empleando electrodos y simulando ondas sonoras, ver Figura 1.2.

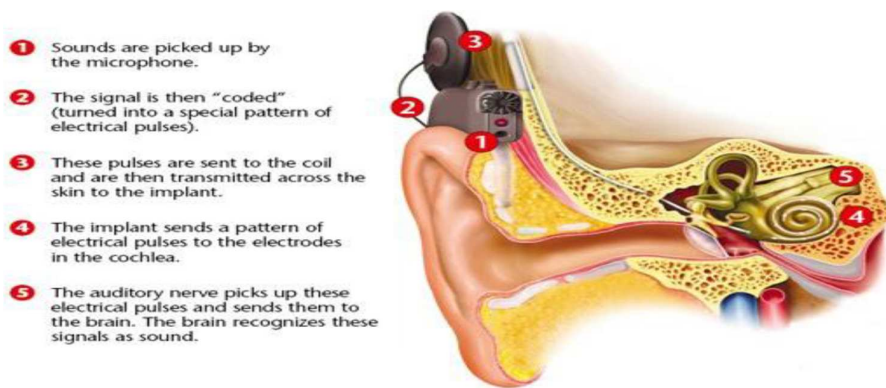


Figura 1.2. Implante coclear.

Fuente: (Blanos, 2013)

- Sistema de telemetría biomédico - Los sistemas de telemetría permiten el intercambio de información entre los dispositivos externos y los dispositivos internos. Los Dispositivos Médicos Implantables con funcionalidades de telemetría inalámbrica en el rango de Radio Frecuencias (RF) son de gran interés y atractivo científico para la prevención médica, diagnóstico y terapia. En la figura 3 se muestran los componentes típicos de un sistema de telemetría biomédico. En la figura 4 se puede observar como las señales captadas desde el IMD pueden ser mostradas en diversas estaciones de control y monitoreo (ver Figuras 1.3 y 1.4).

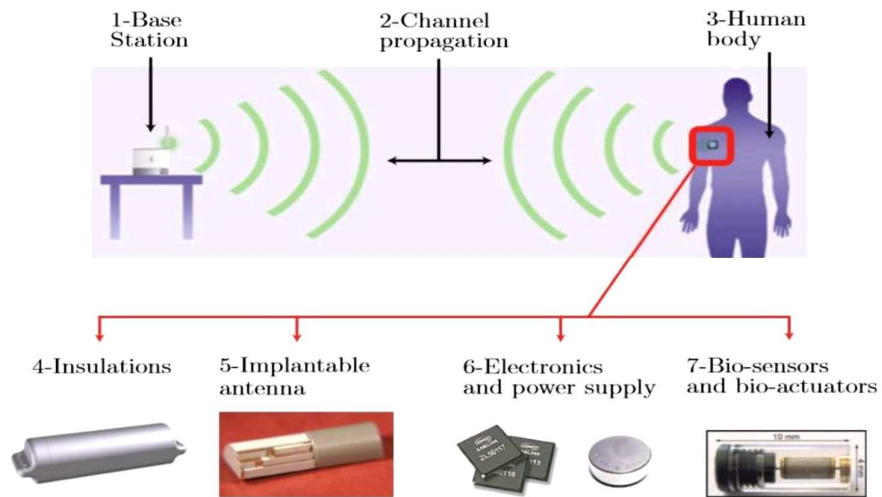


Figura 1.3.Sistema de telemetría biomédico.

Fuente: (Blanos, 2013)

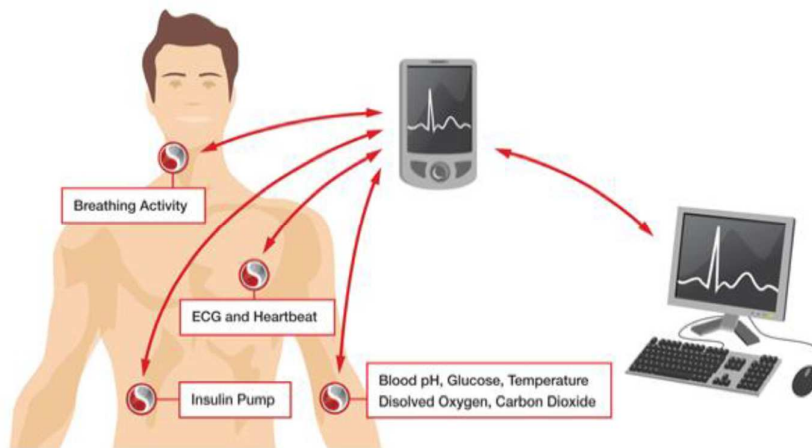


Figura 1.4.Sistema de telemetría biomédico.

Fuente: (Blanos, 2013)

Un sistema biomédico exitoso de telemetría debe considerar una multitud de factores separados que vendrán conjuntamente para entregar los resultados deseados. La siguiente división esboza los componentes de un sistema biomédico inalámbrico típico de telemetría:

- Estación base (o teléfono inteligente) – una estación base típica consta de varios subsistemas:
  - a) Un controlador para conducir el sistema entero y almacenar las medidas;
  - b) Un aparato receptor que incluye antenas;
  - c) Un conector para los datos coleccionados del sistema.

La sensibilidad del receptor, la actuación de sus antenas (en términos de directividad, eficiencia, la polarización, etc.) y su portabilidad son de fundamental importancia para la realización de un sistema que apunta a las aplicaciones reales de la vida.

- Canal de propagación.

El análisis de la propagación Electromagnética (EM) del dispositivo implantado hacia la Estación Base es otro aspecto importante. Como los dispositivos implantables principalmente apuntan a aplicaciones en interiores, el estudio de la propagación multicamino de las ondas electromagnéticas radiadas y el desparramamiento por objetos cercanos es necesario. Este análisis, conjuntamente con el diseño de antenas para la EB, puede mejorar la actuación del sistema entero.

- Cuerpo humano

Las características del cuerpo humano afectan el análisis, diseño, realización y la caracterización de antenas implantables, así como las conexiones inalámbricas del sistema entero.

- Aisladores

Para cualquier dispositivo implantable, el aislador biocompatible es necesario para evitar cualquier reacción indeseable con los tejidos vivos. Desde el punto de vista de la antena, tal aislador es realmente importante, ya que el cuerpo humano no es un ambiente hospitalario para la radiación de Radio Frecuencia (RF). Adicionalmente colocando un aislador alrededor de la antena o en la superficie de la piel humana, se puede realizar la transmisión EM de un radiador implantable para la EB.

- Antenas implantables



Uno de los aspectos más importantes del diseño de un IMD es el transmisor, las especificaciones determinan si podrá funcionar en una red inalámbrica en el cuerpo (WBAN) que está típicamente dentro de un rango de pocos metros para el cuerpo humano. Los factores que deben ser tomados en consideración son; la eficiencia de radiación, las características de ancho de banda, la compatibilidad entre estas y el material biológico utilizado. En general la meta de una antena implantable es ocupar la cantidad mínima de espacio posible y promover unificación de las otras partes del dispositivo.

- Electrónica y fuente de alimentación.

Los componentes electrónicos de un dispositivo implantable permiten el funcionamiento del sistema, proveen comunicación de datos y el procesamiento de señales. Así define las capacidades globales del dispositivo mismo. Varias soluciones como la energía almacenada, fuentes de potencia internas, o la transferencia inalámbrica de potencia son posibles.

- Bio-sensores y Bio-accionadores

Estos dispositivos determinan la aplicación de un dispositivo implantable y su colocación en el cuerpo humano. Monitoreando dispositivos (midiendo temperatura, pH, glucosa, etc.) o el sistema activo (el aparato de entrega de droga) están siendo investigados para aplicaciones implantables.

- La Caracterización y Experimentos

Cada componente que constituye el sistema de monitoreo para el cuidado de la salud debe ser caracterizado para validar su funcionamiento correcto, y la conformidad con seguridad y los requisitos reguladores, por estas razones es necesario experimentar con animales vivos antes de pasar a la implementación con seres humanos.

La Figura 1.5 muestra un ejemplo de aplicación con antena implantada para el control de la glucosa en sangre de los diabéticos.

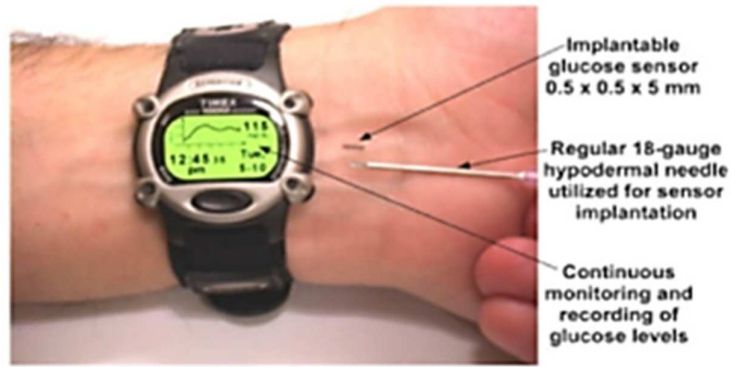


Figura 1.5. Control de glucosa en sangre.

Fuente: (Blanos, 2013)

En estos sistemas la antena implantada es el principal factor para conseguir un buen enlace de comunicación entre el dispositivo implantado y la estación base (figura 1.6), este es uno de los retos a que se enfrentan cuando se diseña un IMD unido además a la condición de que la antena debe tener unas prestaciones suficientes de adaptación de impedancia y de ganancia, de manera que contrarreste las altas pérdidas que presenta el cuerpo humano, además de ser compatible.

Por lo tanto, es de gran interés conocer qué comportamiento ofrecen diferentes tipos de antenas cuando son sometidas a condiciones similares a las que tendrán en dispositivos implantados. (Blanos, 2013)



Figura 1.6. Esquema básico de comunicación entre antena implantable y antena exterior.

Fuente: (Blanos, 2013)

### 1.3 Antenas implantables

Las antenas implantables son antenas eléctricamente pequeñas, parecidas a las antenas típicas usadas para aplicaciones inalámbricas comunes como teléfonos móviles, pero con la complicación adicional que el implante estará localizado en un medio con pérdida complicado. La mayor parte de la investigación en antenas implantables para los propósitos médicos se han enfocado en aplicaciones terapéuticas como hipertermia, angioplastia, entre otras.

En ambos casos, los trabajos de antenas en su campo cercano y la propagación sobre una cierta distancia no es un asunto importante. En aplicaciones Biomédicas de Telemetría por otra parte, el sistema tiene poca probabilidad de estar en el campo cercano por eso debería tener la aptitud para transmitir datos sobre una distancia más larga.

En este caso, las características como la eficiencia de radiación y el ancho de banda son esenciales para proveer transmisión sobre un rango bastante grande con una tasa de datos lo suficientemente alta para poder funcionar en ambientes más amplios como se experimenta en la vida cotidiana.

Actualmente, la aplicación de la antena implantable para construir un enlace de comunicación entre los dispositivos implantados y fuera del cuerpo humano está recibiendo mayor atención. Como ya se ha mencionado, la antena implantable integrada es un componente crucial y crítico de dispositivos médicos implantables vinculados a RF, que posibilita comunicación bidireccional con el equipo exterior de monitoreo /control.

Las antenas Bio-implantables son en muchas formas parecidas a antenas pequeñas para comunicaciones inalámbricas en general. Sin embargo existen diferencias que deben ser tomadas en cuenta cuando se quiere diseñar una antena eficiente.

- La antena de un bio-implante radia en un ambiente de pérdidas complicado (el cuerpo) en vez de en espacio libre.

- El ambiente rodeando el implante es desconocido, puede diferenciarse en un individuo u otro.
- El implante tiene que estar revestido por un material biocompatible. La lista de materiales que pueden ser usados para este fin es limitada, especialmente los materiales conductores no están permitidos por razones obvias.
- La tasa de datos requeridos para ser transmitidos usualmente está por debajo que las usadas por dispositivos móviles para comunicación estándar.
- La distancia entre el implante y la estación base es mucho más corta que las distancias dirigidas a sectores específicos en comunicaciones móviles: El estado actual de la tecnología permite alrededor de 1 a 2 metros, de 10 a 15 metros serían más que adecuados para aplicaciones IMD.

Estas diferencias tienen un mayor impacto en la estrategia del diseño de antenas implantables en comparación con el diseño de antenas pequeñas para comunicaciones móviles. El punto crucial en el diseño de una antena implantada es la optimización de la energía transmitida por la antena implantada fuera del cuerpo anfitrión para la estación base, o inversamente, la maximización de la potencia recibida por la antena implantada de la estación base toma en cuenta al cuerpo anfitrión y el propósito de la estructura implantada entera.

La antena es aislada por un sustrato de material biocompatible de baja pérdida, e implantada más o menos profundamente en un medio con pérdida no homogéneo. El cuerpo anfitrión es usualmente una estructura multi capas que puede ser hecha de varios estratos de piel, grasa y los músculos según la posición deseada del dispositivo (por ejemplo el torso y las membranas) o la piel, huesos, la materia blanca y materia gris (por ejemplo la calavera).

Para el diseño de las antenas implantables es necesario enfrentarse a retos como miniaturización, biocompatibilidad, acoplamiento de impedancia, patrón de radiación y cumplimiento con los estándares internacionales de seguridad para la Tasa de Absorción Específica (SAR). También es necesario proteger el cuerpo humano del calor, daño físico o el cortocircuitado de la antena.

La necesidad de dispositivos implantables de telecomunicación dedicados a aplicaciones médicas se ha ido incrementando a nivel mundial en los últimos 10 años. Las principales aplicaciones de estos dispositivos pueden ser terapéuticas o de diagnóstico permitiendo el intercambio de datos entre el implante y la estación de control.

Por otro lado, en aplicaciones de telemetría, es necesario considerar que los datos serán transmitidos a cierta distancia. Para estos casos, tópicos como eficiencia de radiación y ancho de banda son esenciales para proveer una transmisión en un rango suficientemente largo con una tasa de datos adecuadamente alta.

Las antenas implantables deben ser biocompatibles para preservar la seguridad del paciente y prevenir el rechazo al implante. El tejido humano es conductor, y hará cortocircuito a la antena implantable si ésta estuviera en contacto directo. Biocompatibilidad y prevención de cortocircuitos indeseables son especialmente cruciales en el caso de las antenas con la intención de ser implantadas a largo plazo (Blanos, 2013).

#### **1.4 Análisis de la tasa de absorción específica (SAR)**

Para realizar un correcto diseño de la antena se analiza esta medida que se define como la derivada con respecto al tiempo de la variación de energía  $dW$ , absorbida o disipada por una masa incremental  $dm$  con una densidad dada por  $\rho$ , contenida en un volumen  $dV$ , esto es:

$$SAR = \frac{d\left(\frac{dW}{dm}\right)}{dt} = \frac{d\left(\frac{dW}{\rho dV}\right)}{dt} \quad (1.1)$$

La SAR está expresada en unidades de watts por kilogramo (W/kg).

Sobre los tejidos biológicos, la SAR es proporcional al cuadrado de la intensidad del campo eléctrico y está dada por la siguiente ecuación:

$$SAR = (E_{LOCAL})^2 \cdot \frac{\sigma_{eff}}{\rho} \quad (1.2)$$

En donde  $E_{LOCAL}$  es el valor RMS del campo eléctrico en el organismo en el punto de interés expresado en V/m,  $\sigma_{eff}$  es la conductividad efectiva en Siemens/m y  $\rho$  es la densidad de la masa local en  $kg/m^3$ .

La SAR depende principalmente de los siguientes factores:

- Los parámetros del campo incidente, tales como la frecuencia, la intensidad, la polarización, la posición del objeto con respecto a la fuente.
- Las características del objeto expuesto. Su tamaño, la geometría externa e interna y las propiedades dieléctricas del material.
- Efectos generados por reflexiones causados por algún otro objeto presente en el campo cercano.

En el caso en el cual el eje principal que se puede trazar sobre el cuerpo humano (de los pies a la cabeza), es paralelo al vector de campo eléctrico, y si este cuerpo está sometido a una exposición de ondas EM planas, se considera que la SAR alcanza su valor máximo.

Basados en las características de absorción del cuerpo humano, el intervalo de frecuencias de RF puede ser dividido en 4 regiones: (Kiourti, A Review of Implantable Patch Antennas for Biomedical Telemetry: Challenges and Solutions, 2012)

- La región de sub-resonancia (menos de 30 MHz), en donde la energía absorbida se incrementa rápidamente con la frecuencia.
- La región de resonancia, comprendida en un intervalo de frecuencias desde los 30 MHz hasta los 300 MHz para el cuerpo humano completo. Es posible que el cuerpo entre parcialmente en resonancia para frecuencias mayores.

- La región Intervalo. Banda de frecuencias donde el cuerpo puede absorber energía de manera localizada, esta absorción decrece con la frecuencia. Se extiende desde los 400 MHz hasta los 2 GHz.
- Intervalo de absorción superficial en donde la absorción se incrementa superficialmente y el aumento de temperatura es localizado en la superficie del cuerpo ocurre para frecuencias superiores a 10 GHz.

Actualmente la SAR es estimada utilizando tres métodos diferentes:

- Micro-antenas. Antenas muy pequeñas son utilizadas para determinar la intensidad del campo eléctrico en el tejido y teniendo en cuenta que se conoce previamente valor de la conductividad efectiva se calcula la SAR de la siguiente forma:

$$SAR = \sigma \frac{|E|^2}{\rho} \quad (1.3)$$

En donde  $\rho$  es la densidad de masa ( $kg/m^3$ ),  $\sigma$  es la conductividad efectiva del tejido (S/m) y E es la magnitud del campo eléctrico (V/m).

- Pruebas térmicas en miniatura. En este caso se toma como base que la radiación RF causa calentamiento en el tejido. Para determinar el valor de la SAR se realizan pruebas de temperaturas. En un medio espacialmente homogéneo la SAR se calcula utilizando la siguiente relación:

$$SAR = c \frac{dT}{dt} \quad (1.4)$$

En donde c es el calor específico medido a presión constante en J/ (kg.K) y  $dT$  es el incremento en la temperatura en un intervalo de tiempo  $dt$ .

- Modelado numérico. Se conoce como el método FDTD (*finite-difference time-domain*). En este método, dados como parámetros un organismo y una región geométrica irradiada bien caracterizada, se pueden realizar simulaciones por computadora para modelar y calcular la SAR. El método

FDTD es utilizado para calcular las corrientes y las SAR inducida dentro de la cabeza humana debida a los campos electromagnéticos producidos por un teléfono celular.

## **Límites de la SAR**

El límite de SAR recomendado por el Consejo de la Unión Europea es de 2,0 W/kg de media sobre 10 gramos de tejido corporal (4,0 W/kg de media sobre 10 gramos de tejido de las extremidades, manos, muñecas, tobillos y pies). Las pruebas de SAR se llevan a cabo utilizando las posiciones de funcionamiento estándar especificadas por el Consejo de la Unión Europea, mientras el navegador transmite a su máxima potencia certificada en todas las bandas de frecuencia probadas.

### **1.5 Geometrías típicas de antenas implantables**

Existen múltiples configuraciones de antenas, pero solo algunas de estas son utilizadas para los IMD, las configuraciones comúnmente usadas son: ( (Kiourti, A Review of Implantable Patch Antennas for Biomedical Telemetry: Challenges and Solutions, 2012)

#### **1.5.1 Antenas de parche**

Las antenas de microcintas (figura 1.7), también llamadas antenas de parche, son de perfil bajo, confortables para planos y superficies planas mecánicamente robustas estando montado en superficies rígidas, compatible con diseños MMIC (Circuitos Monolíticos Integrados de Microondas). Las antenas de microcintas tienen un número de ventajas sobre otras antenas; son baratas, ligeras y fáciles para integrarse con electrónica acompañante.

En el área de comunicaciones inalámbricas, las antenas de microcintas son de interés para aplicaciones implantables por su flexibilidad en diseño, conformidad y formas. Además, cuando la forma particular del parche y modo son seleccionados



son muy versátiles en términos de la frecuencia resonante, polarización, patrón e impedancia.

En el centro del parche, el campo eléctrico es cero, máximo (el positivo) en un lado, y mínimo (el negativo) en el lado opuesto. Debería ser mencionado que el mínimo y el máximo continuamente cambian de lado según la fase instantánea de la señal aplicada.

El campo eléctrico no para bruscamente en el borde exterior del parche como en una cavidad; más bien, los campos extienden la periferia exterior hasta cierto punto. Como consecuencia, estas extensiones del campo, conocido como márgenes de los campos, causan que el parche radie. Sin embargo, hay métodos, tales como aumentar la altura del sustrato, que pueden usarse para prolongar la eficiencia y el ancho de banda.

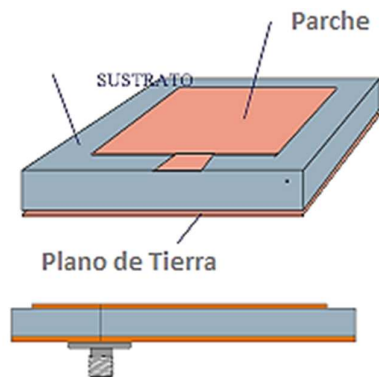


Figura 1.7. Antena de Parche

Fuente: (Asimina Kiourti, 2012)

### 1.5.2 Antena Planar F-Invertida (PIFA)

Los diseñadores de antenas andan siempre buscando formas creativas para mejorar su funcionamiento. Un método usado en el diseño de la antena de parche es introducir un pin (en el plano de tierra del parche) en posiciones diversas en la PIFA.

La PIFA es progresivamente usada en las aplicaciones de dispositivos implantables. La antena es resonante en un cuarto de la longitud (reduciendo el espacio requerido para el implante), y típicamente tiene buenas propiedades SAR. Esta antena se parece a una F invertida, lo cual explica el nombre PIFA, esta es popular porque tiene un bajo perfil y un patrón omnidireccional. La PIFA es mostrada en la Figura 1.8.

Los márgenes de los campos que son responsables de la radiación son puestos en cortocircuito en el extremo más alejado, pero solo los campos próximos a la línea de transmisión radian. Consecuentemente, la ganancia disminuye, pero la antena de parche mantiene las mismas propiedades básicas como la mitad de la longitud de onda, pero es reducida en tamaño 50 %.

Al final la PIFA es resonante en un cuarto de la longitud debido al pin. La posición de la alimentación controla la impedancia de entrada, si está cercana al pin entonces la impedancia decrece, ésta puede ser aumentada ampliando ésta distancia.



Figura 1.8. Antena de PIFA.  
Fuente: (Asimina Kiourti, 2012)

### 1.5.3 Antenas de Lazo

Otro tipo simple, barato y muy versátil es la antena de lazo (Figura 1.9) que se refiere a un elemento radiante hecho de una bobina de una o más vueltas. Las antenas de núcleo de aire o ferrita son comúnmente usadas en aplicaciones RF. En la actualidad las antenas de lazo también han sido adoptadas para comunicaciones inalámbricas.

La característica principal que la hace interesante como una antena implantable es que las vueltas tienen una dominación magnética cerca del campo y así el parámetro importante del material circundante sería la permeabilidad en lugar de la permitividad. Esto podría ayudar a disminuir el efecto de los tejidos biológicos alrededor de la antena.



Figura 1.9. Antena de Lazo.

Fuente: (Asimina Kiourti, 2012)

## **1.6 Alimentación de las antenas de microcintas**

Otro de los aspectos importantes del diseño de antenas, es el modelo de alimentación que tienen. Una antena con un mal diseño de alimentación puede llevar a un mal funcionamiento de la misma. A través de un correcto acoplamiento de impedancias, se puede conseguir que la antena radie en la banda de frecuencias deseada. Los métodos más utilizados son: alimentación directa, alimentación por proximidad y alimentación por apertura (Gonzales, 2012).

### **1.6.1 Alimentación directa**

Este método de alimentación necesita que tanto la estructura de alimentación como el parche radiante estén unidos o en contacto. La principal desventaja de este método es que a la hora de diseñar, existe un compromiso muy estrecho entre las características de radiación de la antena y las características propias del modelo de alimentación. Ambas no se pueden optimizar por separado al estar unidas, ya que ambos se encuentran en una misma capa de sustrato en la mayoría de diseños.

Dentro de esta misma categoría de alimentación se encuentran con dos tipos diferentes: la alimentación por *microstrip* y la alimentación por coaxial.

- Alimentación por línea de transmisión

La alimentación por *microstrip* o por línea de transmisión, consiste simplemente en alimentar al parche radiante por medio de una línea o tira *microstrip* con una impedancia diseñada con anterioridad. Este modelo es muy fácil de diseñar y fabricar pero conlleva no obstante una pérdida notoria en ancho de banda, acoplamiento y eficiencia. Las dos formas más comunes de alimentar una antena por una tira de *microstrip* son conectando ésta directamente en un borde de la antena o alimentando la tira a través de inserciones en la antena. El acoplamiento de impedancia dependerá de la posición de la línea con el parche radiante en el primer caso y en el segundo dependerá de la longitud de la inserción. Este método se aprecia en la Figura 1.10.

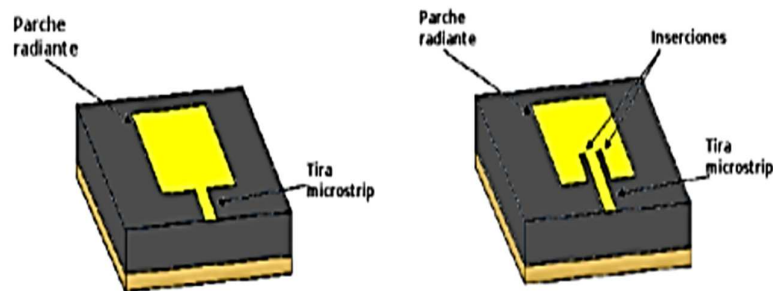


Figura 1.10. Ejemplo de antena con alimentación microstrip. Izquierda: conexión directa al borde de la antena. Derecha: conexión con inserciones.

Fuente: (Balanis, 2005)

- Alimentación por coaxial

La alimentación por coaxial se basa en colocar el pin del cable coaxial directamente al parche radiante y la parte negativa del pin a la capa de tierra o masa de la antena. Se tendrá una impedancia u otra dependiendo de cómo se coloque el coaxial con respecto a la antena y al parche radiante. Este método es uno de los más utilizados, pero su construcción es difícil ya que el pin del cable debe atravesar el sustrato y

a la vez estar soldado a la propia antena para su correcto funcionamiento. En la Figura 1.11 se puede ver un ejemplo de esta estructura.

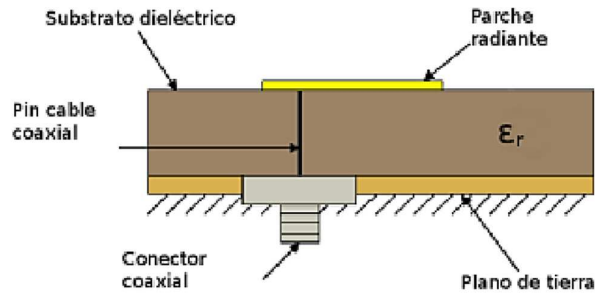


Figura 1.11. Alimentación por cable coaxial.

Fuente: (Balanis, 2005)

### 1.6.2 Alimentación por proximidad

La alimentación por proximidad ocurre por medio de un acoplamiento electromagnético. Consiste en separar la estructura del parche radiante de la estructura de alimentación para optimizar por separado cada parte. Lo más normal es colocar el parche radiante en un sustrato con una constante de permitividad relativa baja; debajo de este la tira microstrip con un sustrato con permitividad relativa alta y debajo de todas estas capas el plano de masa o tierra. La Figura 1.12 representa un ejemplo de la estructura de alimentación por proximidad.

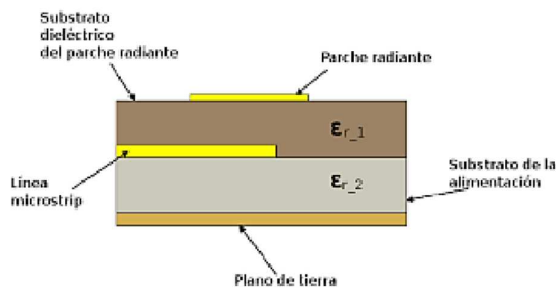


Figura 1.12. Estructura ejemplo de alimentación por proximidad.

Fuente: (Balanis, C. A.)

### 1.6.3 Alimentación por apertura

El método de alimentación por apertura consiste en diseñar una antena con estas capas: un parche radiante sobre un substrato dieléctrico, los cuales están encima de un plano de tierra compartido por otro substrato dieléctrico que tiene por debajo una línea microstrip de alimentación. Tiene muchas similitudes con el método de alimentación por proximidad, pero en este caso, el plano de tierra, que es común, tiene una apertura o agujero cuya posición y dimensiones participan directamente en el valor de la impedancia y por lo tanto, en el acoplamiento de la antena.

Una ventaja a destacar con respecto a la alimentación por proximidad es que al estar más separadas las estructuras radiante y de alimentación, la radiación de esta última no influye en la dirección de propagación de la onda resultante; evita además la aparición de interferencias y polarizaciones. Una estructura ejemplo se puede apreciar en la Figura 1.13 (Gonzales, 2012).

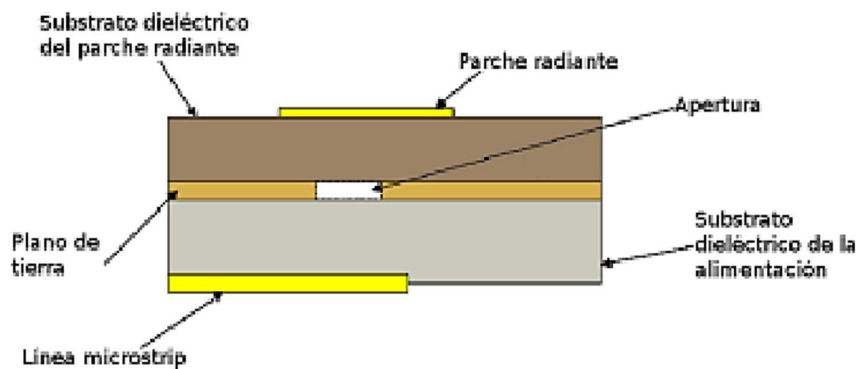


Figura 1.13. Estructura ejemplo de alimentación por apertura.

Fuente: (Balanis, 2005)

## 1.7 Bandas de frecuencias empleadas por los IMD

El sistema biomédico de implante está experimentando un rápido auge para muchas aplicaciones. La banda de frecuencia (402~405 MHz) fue reservada para el sistema de comunicación de implantes médicos por el FCC (Comisión Federal de Comunicación) y recomendada por la ITU-R, esta parece atractiva porque hay poca absorción por el cuerpo a estas frecuencias comparadas con otras frecuencias. La fijación de esta banda permite el uso de enlaces inalámbricos de alta velocidad.

La Figura 1.14 demuestra la mayor parte de frecuencias comunes cubiertas en aplicaciones inalámbricas biomédicas. Sin embargo, la frecuencia utilizada para dispositivos transcutáneos de telemetría es la banda de las microondas, la cual es compartida con otras aplicaciones inalámbricas.

Otras aplicaciones usan la banda de frecuencia de las microondas (2.45 GHz-5.8 GHz), por ejemplo la telemetría satelital para rastreo de animales y la tomografía para el análisis de imágenes médicas y los dispositivos ampliamente usados como RFID, Bluetooth, las alarmas del coche, hornos de microondas y teléfonos inalámbricos de la casa, los cuáles son operados a 2.45 GHz, pueden causar efectos de interferencia para varios dispositivos implantables.

Las desventajas de usar la frecuencia de las microondas en el cuerpo humano, conciernen ciertas frecuencias que tienen efectos biológicos como daño térmico o recalentamiento de la sangre o el tejido. Inversamente, la frecuencia de portadora seleccionada es más importante para diseñar el sistema de implante electrónico. (Balanis, 2005)

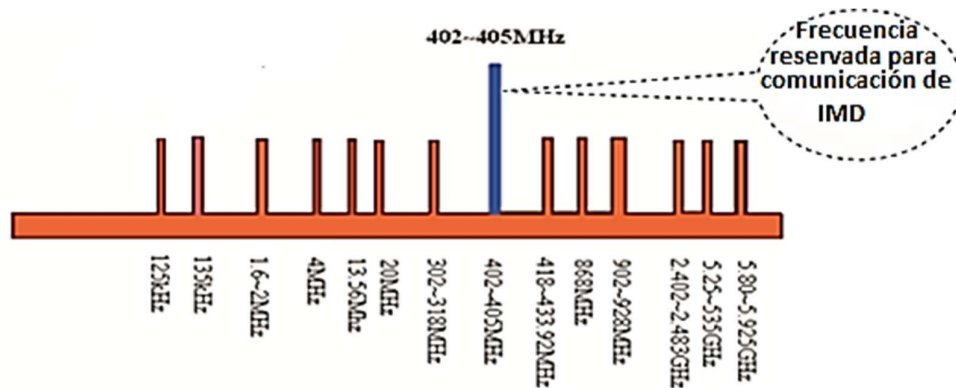


Figura 1.14. Bandas de frecuencia usadas para la comunicación de IMD.

Fuente: (Balanis, 2005)

## 1.8 Propiedades Biológicas de los Tejidos

Uno de los parámetros más críticos que se tendrán en cuenta en esta investigación es la implantación de la antena en el tejido humano. Las antenas implantables están obligadas a funcionar dentro de un ambiente biológico complicado y este rasgo diferencia significativamente el diseño de estas con las utilizadas en el espacio libre, es necesario, por consiguiente, el análisis del ambiente biológico por adelantado, para evaluar todos los parámetros que conducirán a un diseño correcto dándole a la antena las características deseadas.

En la tabla 1.1 se pueden observar las propiedades biológicas de los tejidos a 403 MHz. (Blanos, 2013)

Tabla 1.1: Propiedades biológicas de los tejidos a 403 MHz.

<b>Tejidos Biológicos</b>	<b>Permitividad (<math>\epsilon_r</math>)</b>	<b>Conductividad <math>\sigma</math>(s/m)</b>	<b>Densidad de masa <math>\rho</math>(g/cm<sup>3</sup>)</b>
Cerebro	49.7	0.59	1.04
Piel	46.7	0.69	1.01
Grasa	11.6	0.08	0.92
Sangre	64.2	1.35	1.06
Hueso	13.1	0.09	1.81
Músculo	58.8	0.84	1.04

Elaborada por: El Autor

## 1.9 Biocompatibilidad y Biomateriales

El conocimiento de los biomateriales se ha desarrollado con el tiempo, según los requerimientos y la comprensión alcanzada de la interacción el material y el tejido vivo. Originalmente este tipo de materiales se especificaban como materiales biológicamente inertes y se empleaban para implantes en sistemas vivos con la finalidad de sustituir o rehabilitar una función, estando en contacto continuo o interrumpido con fluidos corporales (Quintero, 2016), (Rodil, 2009).

Hace algunos años se consideraba a los biomateriales como materiales industriales elegidos bajo el criterio de ser biológicamente tolerables o no tóxicos y eran conocidos como biomateriales de primera generación (Rodil, 2009).



En la actualidad los biomateriales se diseñan, se sintetizan y se procesan de acuerdo a la aplicación médica en la que se usarán, de esta manera estos materiales deben ser bio-funcionales asimismo como inertes, así la funcionalidad se orienta a la habilidad del implante para ejercer la función para la que se diseñó. De lo indicado se deduce que las necesidades de estos biomateriales de segunda generación son mayores, incluyendo: biocompatibilidad, ser admitido por el organismo sin causar rechazo, no ser tóxico, ni carcinogénico, ser químicamente estable e inerte, con aceptables propiedades mecánicas, como resistencia, dureza, etc (Rodil, 2009).

Los biomateriales deben presentar aceptable resistencia a la fatiga en relación al tiempo de vida proyectado para el implante, con una densidad y peso adecuado y diseñados apropiadamente y tener adaptabilidad (Rodil, 2009).

En cambio, en los de tercera generación que está en fase de investigación, se trata de que la biocompatibilidad no sea solo equivalente a no-toxicidad, así, en vez de materiales inertes, se diseñarán materiales bio-funcionales y bio-activos (Rodil, 2009).

Un material bio-activo es el que se mezcla con las moléculas o células y regenera el tejido o que puede responder a señales provenientes del medio fisiológico provocando una respuesta determinada del tejido biológico circundante (Sandoval, 2007), (Rodil, 2009).

### **1.9.1 Clasificación de los biomateriales**

Todo material genera alguna forma de respuesta al ponerse en contacto con tejidos orgánicos y según esa respuesta, se clasifican así (Quintero, 2016):

Tóxico: si el tejido circundante muere. Es fundamental que ningún material implantado cause este tipo de respuesta que mate las células de los tejidos circundantes o que libere químicos que causen un daño sistemático a los tejidos (Quintero, 2016).

No-tóxico y biológicamente inactivo: inerte. La mayor parte de los materiales inertes tienen esta propiedad porque al poner el implante en contacto con el cuerpo humano, se origina una cápsula de tejido fibroso no adherente de espesor variable alrededor del material de implante, la cual es un mecanismo de protección que aísla al implante del tejido circundante (Rodil, 2009).

Los metales, los cerámicos y la mayor parte de los polímeros biocompatibles se clasifican como “casi inertes”. En las aleaciones de titanio, alúmina o circonio la capa fibrosa que se forma es comúnmente muy delgada, en cambio en materiales más reactivos, como las aleaciones Co-Cr o el acero inoxidable se forman capas de mayor espesor (Rodil, 2009).

Lo indicado se debe a la reactividad superficial, la cual al ser mayor le toma más tiempo a la capa fibrosa lograr un equilibrio químico con la superficie del implante y el tejido circundante. El espesor de la capa fibrosa también depende del movimiento interfacial y este a su vez de que tan anclado se encuentre el implante (Rodil, 2009).

Cuando el movimiento interfacial tejido-implante se minimiza, la respuesta fagocítica es transitoria y la capa es más delgada. En cambio, cuando hay movimiento interfacial, se produce una cápsula completa con espesores que alcanzan cientos de micrómetros (Rodil, 2009).

A mayor espesor de la cápsula fibrosa, es más probable que a largo plazo el implante se debilite, pudiendo causar fractura del hueso en la región adyacente al implante (Rodil, 2009).

Biodegradable: es un material no-tóxico y se disuelve al ponerlo en el medio biológico. Su composición debe ser tal que pueda ser disuelto químicamente por los fluidos fisiológicos, o consumido por los macrófagos (Rodil, 2009).

Tales materiales se diseñan para degradarse progresivamente con el tiempo y ser sustituidos por tejidos naturales. Se emplean para provocar la regeneración

del tejido en vez de reemplazar al órgano, la rapidez de re-absorción debe calcularse e igualarse a las velocidades de regeneración del tejido. Como ejemplos se tienen los polímeros y aleaciones de magnesio (Balanis, 2005), (Rodil, 2009).

### **1.9.2 Biomateriales utilizados para dispositivos médicos implantables**

A continuación se caracterizan algunos biomateriales que se emplean en los dispositivos médicos implantables

- **Biomateriales Metálicos**

Reiner Erdle y Charles Orange unieron sus conocimientos de odontólogo y metalurgia, en la década de 1920, para elaborar la aleación Vitallium, el primer biomaterial metálico aleado con propiedades mecánicas de biocompatibilidad y de resistencia a la corrosión, admisible para uso en prótesis quirúrgicas (Neli, 2014).

La aleación es de cobalto (65% Co, 30% Cr y 5% Mo), originó estudios multidisciplinarios para desarrollar nuevas aplicaciones ortopédicas, tales como clavos, tornillos y fijadores de huesos fracturados, también varios tipos de implantes de sustitución articular, tales como caderas, rodillas, hombros, codos, etc. (Neli, 2014).

Posteriormente, en la siguiente década se produce el acero inoxidable grado quirúrgico 316LQ, con bajo contenido de carbono, 18% Cr, 8% Ni, y 2% Mo. Otras importantes aleaciones en aplicaciones médicas para implantes quirúrgicos, son en base de titanio, como la aleación Ti6Al4V, con ventajas superiores en peso, características mecánicas y resistentes a la corrosión respecto a aleaciones con base de cobalto y acero inoxidable, pero presenta baja resistencia al desgaste, y alto costo. Esta aleación se ha modificada, reemplazando el Vanadio por el Niobio, mejorando el índice de biocompatibilidad (Neli, 2014).

Para aumentar la resistencia al desgaste, se utilizan recubrimientos duros en cabezas femorales, empleados con técnicas de deposición en fase de vapor (Physical Vapor

Deposition, PVD), además de utilizar materiales cerámicos como alúmina ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) o circonio ( $\text{ZrO}_2$ ) (Neli, 2014).

- Biomateriales poliméricos

Existe una gran variedad de polímeros biocompatibles: los polímeros naturales, como por ejemplo la celulosa, glucosalina, etcétera, y polímeros sintéticos, como, por ejemplo, polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE), PVC, nylon, silicona, etcétera. La evolución de los biopolímeros aplicada a prótesis faciales, partes de prótesis de oído, aplicaciones dentales; marcapasos, riñones, hígado y pulmones (quimiodonto, 2013).

Se emplean láminas delgadas y capas de PVC en bolsas de almacenamiento y empaquetamiento quirúrgico de sangre y otras soluciones como partes de esófago, segmentos de arterias, suturas biodegradables, partes de implantes articulares en dedos, acetábulo de cadera y rodilla, etc. (quimiodonto, 2013).

- Biomateriales cerámicos

Estos biocerámicos son compuestos químicos complejos que incluyen elementos metálicos y no metálicos, por sus enlaces iónicos o covalentes, son habitualmente rígidos y quebradizos. Poseen alto punto de fusión y baja conductividad térmica y eléctrica, además los cerámicos se consideran resistentes al desgaste. Entre los principales biocerámicos se tiene alúmina, zirconia, hidroxyapatita, porcelanas, vidrios bioactivos, entre otros. Se emplean en el sistema óseo, con implantes y recubrimientos en prótesis articulares; además se emplean en aplicaciones odontológicas, válvulas artificiales, cirugía de la espina dorsal y reparaciones craneales (quimiodonto, 2013).

El diseño y construcción de una antena implantable deben prepararse para evitar diferentes efectos secundarios después de la implantación en el cuerpo humano, que entra en contacto con un objeto extraño.

La Biocompatibilidad es definida como la propiedad de algunos materiales de no causar efectos, lesiones o reacciones tóxicas en el cuerpo humano. Esto quiere decir

que el anfitrión, el cuerpo humano y su sistema inmunológico, no rechaza este material.

Acerca de los IMD, para mejorar la biocompatibilidad de los dispositivos, y evitar la aparición de efectos indeseables estos se fabrican de materiales biocompatibles específicos como metales, polímeros o cerámica.

Para el diseño de la antena implantable simulada en este trabajo se escogió el material Roger RT/duroid 6010. En la tabla 1.2 se muestran las propiedades de algunos materiales biocompatibles utilizados en la construcción de los IMD. (Blanos, 2013)

Tabla 1.2: Materiales biocompatibles y propiedades.

<b>Materiales Biocompatibles</b>	<b>Permitividad Relativa</b>	<b>Tangente de Pérdida Dieléctrica</b>
Silicona	11.9	0
Roger RO3210	10.2	0.003
Alumina 92-pct	9.2	0.008
FR4 Epoxy	4.4	0.02
Roger RT/duroid 6010	10.2	0.0023

Elaborada por el Autor

### **1.10 Técnicas para la miniaturización de las antenas implantables**

Tomando la ventaja de que el tejido humano exhibe relativamente alta permitividad, o equivalentemente, reducida velocidad de propagación de onda, la miniaturización del tamaño físico de la antena es factible.

Sin embargo, debería notarse que cuando una capa biocompatible de baja permitividad es insertada alrededor de la antena, el valor de la permitividad efectiva decrece y la miniaturización lograda por el material de tejido de alta permitividad es degradada.

No tiene importancia para reducir el tamaño de la antena en una frecuencia operativa dada, mientras mantenga una adecuada actuación electromagnética.

Las técnicas de miniaturización para antenas implantables incluyen:

- El uso de materiales dieléctricos de alta permitividad: son usados dentro de las capas del supersustrato, son seleccionados para antenas implantables de parche porque acortan la longitud de onda efectiva y resulta en las frecuencias inferiores de resonancia, así ayudan en la miniaturización de la antena.
- El alargamiento del camino del flujo de corriente en la superficie del parche: El camino del flujo de corriente efectivo más largo excitado por la radiación del parche puede reducir la frecuencia de resonancia, y puede lograr un tamaño más compacto para la antena implantable.
- La adición de un pin: Insertar un pin entre la tierra y el parche incrementa el tamaño efectivo de la antena, y, a su vez, reduce las dimensiones físicas requeridas, dado un panorama de frecuencia operativa específica.
- Parche apilado: Dos parches radiantes apilados verticalmente reducen el tamaño de la antena aumentando (casi el doble) el largo del camino del flujo de corriente. (Sandoval, 2007)

### **1.11 Ciclo de vida de un IMD**

Como en todo producto, en los dispositivos médicos se debe considerar el ciclo de vida, desde el concepto o idea inicial hasta su retiro y disposición final por obsolescencia, ya sea esta por razones físicas, tecnológicas, de seguridad o económicas. El ciclo de vida del dispositivo debe ser establecido desde la etapa de diseño para poder determinar la viabilidad clínica y comercial del producto.

La Agencia Federal de Alimentos y Medicamentos de los Estados Unidos de América (FDA) ha desarrollado un modelo de ciclo regulatorio que va acompañando en paralelo al ciclo de vida de dispositivo, para facilitar el proceso de diseño, comercialización y uso de los dispositivos y a la vez permitir la vigilancia y trazabilidad de los productos e intervenir en el caso que se presenten y reporten

incidentes con los dispositivos. El modelo puede ayudar a los emprendedores a considerar los pasos relevantes para transformar una idea en un producto comercial.

El paso inicial es la generación de la idea o concepto del producto. Esta es una etapa de investigación en la que se detecta una necesidad o un proceso que se puede mejorar o beneficiar mediante un dispositivo o la innovación de un producto existente. La finalidad de la investigación es determinar la factibilidad del producto, su contribución en facilitar o mejorar la intervención en salud y su potencial de hacerlo en forma segura. La fuente de la idea del producto puede provenir de una solicitud de profesionales clínicos o de la aplicación de nuevos y novedosos desarrollos tecnológicos.

Otro aspecto durante la etapa de comercialización del producto está relacionado con la información y publicidad que se hace de los productos. Este aspecto es parte del sistema de vigilancia de la autoridad reguladora competente, llamada a garantizar que el dispositivo se esté publicitando de acuerdo con las características y funciones descritas en el proceso de registro.

La última etapa del ciclo de vida del dispositivo es su retiro del mercado. Múltiples factores intervienen en el retiro de un producto del mercado, siendo el más relevante la obsolescencia del equipo. Ello se debe a múltiples causas como son:

- Cambio en las normas, generalmente relacionadas con cambios en los parámetros o niveles de seguridad que convierten automáticamente a los equipos en instrumentos potencialmente peligrosos.
- Incorporación al mercado de nuevos equipos algunas veces de más precisión en sus resultados, de menor tamaño y mayor capacidad de producción.
- Estudios de Evaluación de Tecnologías Sanitarias (ETES) que cuestionan o demuestran la falta de eficacia del equipo.
- Desarrollo de nuevas tecnologías sanitarias que permiten realizar los procedimientos de forma más eficaz y a más bajo costo.
- Altos costos de operación del equipo. Una relación costo beneficio muy baja.

- Dificultad en la obtención de partes y repuestos.

Para el retiro de un dispositivo del mercado, o su dada de baja en un establecimiento de salud, se debe tener una normatividad, de carácter nacional y obligatorio, con indicaciones para discontinuar su comercialización y con protocolos que indiquen la forma en que se realiza su disposición final o destrucción. Por sus características, uso y materiales de fabricación, una parte significativa de los dispositivos médicos son clasificados como residuos tóxicos o peligrosos y otros pueden estar contaminados, esto hace que su disposición final sea un proceso controlado.

En el caso de las fuentes radioactivas, los controles son más estrictos y monitoreados. En resumen, es necesario realizar una disposición final apropiada para proteger a las personas y proteger al ambiente.

Desde la perspectiva de la regulación de dispositivos médicos, todo lo descrito en el componente de incorporación al mercado, uso y retiro es denominado como la etapa “pos-mercado” de un producto. (Kim, 2006)

### **1.12 Interoperabilidad de los dispositivos médicos**

El proceso de convergencia de las TIC con las Tecnologías Sanitarias ha abierto un horizonte que facilita el procesamiento de información y la comunicación e intercambio de información. Ambos desarrollos aplicados a los dispositivos médicos, están marcados por dos grandes vertientes:

- La primera vertiente es la conexión de equipos en redes. Cada vez es mayor la cantidad de equipos que tiene incorporado algún mecanismo y protocolo que permite su conexión o comunicación en red, ya sea mediante conexión física (alámbrica) o mediante conexión inalámbrica. Esta facilidad de comunicación y procesamiento de información ha permitido que la atención en salud salga de los establecimientos de salud y ha dado origen a la telemedicina y en general a la tele salud. Por otra parte, se estima que hay una disminución en el diseño y fabricación de equipos para funcionar en forma aislada o independiente. También se da una tendencia creciente en el diseño y fabricación de módulos para ser conectados a computadores



personales o a plataformas móviles, como los teléfonos inteligentes, para la captación y manejo de parámetros biológicos.

- La segunda vertiente es el desarrollo de sistemas de información clínicos para el manejo de la información en salud de pacientes. Estos sistemas tienen como puerta de entrada el “registro electrónico médico” y son componente fundamental para el éxito de programas integrados de telemedicina.

El siguiente paso lógico en este proceso es la convergencia de las dos vertientes, para permitir la integración y comunicación de los equipos, o las redes de equipos, con los sistemas de información sin la intermediación de personas. Esta forma de manejo de la información en forma automática es más rápida, eficiente y segura. Permite también la disminución de errores introducidos por los usuarios de los sistemas o los equipos. Este proceso de convergencia, integración e interoperabilidad de los sistemas y redes de dispositivos médicos permite disponer de información en tiempo real, accesible en cualquier punto y plataforma en forma eficiente y segura. (Kim, 2006)

## **CAPITULO 2. Diseño y Simulación de una Antena Implantable.**

En este capítulo se presenta el diseño y simulación de una antena implantable para dispositivos como los marcapasos y desfibriladores, a la frecuencia 403 MHz. En su elaboración se empleó el dieléctrico Rogers RT/duroid 6010 para el sustrato y supersustrato, el cual tiene una permitividad dieléctrica relativa ( $\xi_r = 10.2$ ), se utilizó la alimentación por cable coaxial y el programa de simulación Ansoft HFSSv15.0.2.

### **2.1 Análisis de la antena implantable**

La antena implantable debe ser compacta, ligera y capaz de descargar información sobre la salud del paciente del dispositivo implantado, así como también enviar parámetros diversos a un dispositivo externo. También hay que proteger el cuerpo humano del calor, daño físico, o cortocircuito de la antena.

Debe ser diseñada para operar en el rango de 402-405 MHz como es requerido por La Comisión Federal de Comunicación (FCC) para Los Servicios de Comunicaciones Medicas Implantables (MICS). El tamaño de la antena es también importante.

Las dimensiones típicas de un marcapasos cardíaco son  $30.7 \times 41 \times 9.5$  mm cúbicos, como se muestra en la Figura 2.1. El tamaño y el peso de un marcapasos cardíaco se han vuelto más ligero y pequeño debido a los avances de la tecnología de los dispositivos electrónicos Implantables, por consiguiente, uno de los más grandes cambios en el diseño de los sistemas implantables es la miniaturización de las antenas.

Las antenas de microcintas son excelentes candidatas porque son flexibles en diseño y forma. También hay muchas técnicas de miniaturización disponibles para ellas.

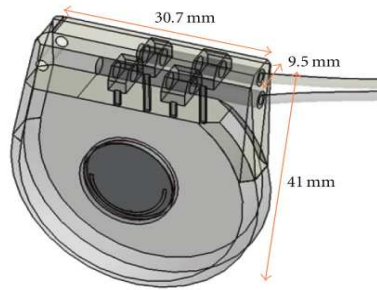


Figura 2.1. Dimensiones Típicas de un Marcapaso.  
Fuente: (Kim, 2006)

## 2.2 Diseño y geometría de la antena

Una de las geometrías más populares dentro de las antenas de microcintas implantables, es la configuración en espiral. En la Figura 2.2 se ilustra la geometría de la antena implementada.

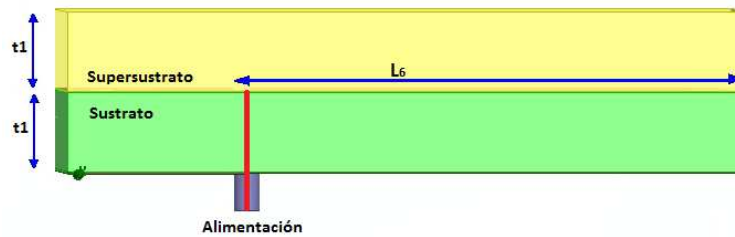


Figura 2.2. a) Vista de perfil de la Antena Implantable.  
Elaborada por el Autor

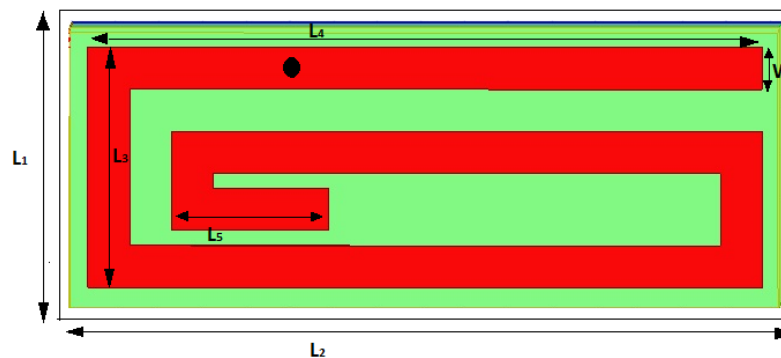


Figura 2.2. b) Vista superior de la Antena Implantable.  
Elaborada por el Autor

Para su diseño se tuvo en cuenta la frecuencia de trabajo, los parámetros coeficiente de reflexión e impedancia de entrada de la antena.

1. Cálculo de la longitud total de la espiral ( $L_T$ ).

$$L_T = \frac{c}{2f_r\sqrt{\xi_r}} = 116.1mm \quad (2.1)$$

Dónde:

$f_r$ : Frecuencia de resonancia,  $f_r = 0.403 \text{ GHz}$ .

$\xi_r$ : Permitividad dieléctrica relativa,  $\xi_r = 10.2$ .

$c$ : Velocidad de la luz en el espacio libre,  $c = 3 \times 10^8 \text{ m/s}$ .

Luego de realizar el cálculo de  $L_T$  se procede a determinar el resto de las dimensiones de la antena en espiral.

2. Cálculo del ancho ( $W$ )

Como se conoce que  $Z_0 = 50\Omega$ , se emplearán las siguientes fórmulas:

$$\frac{W}{d} = \begin{cases} \frac{8e^A}{e^{2A}-2} & , \text{si } \frac{W}{d} < 2 \\ \frac{2}{\pi} \left[ B - 1 - \ln(2B - 1) + \frac{\epsilon_r - 1}{2\epsilon_r} \left\{ \ln(B - 1) + 0.39 - \frac{0.61}{\epsilon_r} \right\} \right] & , \text{si } \frac{W}{d} > 2 \end{cases} \quad (2.2)$$

Dónde:

$$A = \frac{z_0}{60} \sqrt{\frac{\epsilon_r + 1}{2}} + \frac{\epsilon_r - 1}{\epsilon_r + 1} \left( 0.23 + \frac{0.11}{\epsilon_r} \right) \quad (2.3)$$

$$B = \frac{377\pi}{2z_0\sqrt{\epsilon_r}} \quad (2.4)$$

Empleando las ecuaciones 2.2 y 2.3 se obtuvo como resultado  $W = 2.8 \text{ mm}$ .

3. Cálculo de la longitud  $L_4$

$$L_4 = \frac{L_T}{4} = 29 \text{ mm} \quad (2.5)$$

4. Cálculo de la longitud  $L_1$

$$L_1 = \frac{L_T}{6} = 19.4 \text{ mm} \quad (2.6)$$

Para realizar la alimentación de la antena se emplea un cable coaxial de  $50 \Omega$  de impedancia. En la Tabla 2.1 se presentan las dimensiones de la antena.

Tabla 2.1. Dimensiones de la antena implantable.

Dimensiones	Valores (mm)
$L_1$	19.4
$L_2$	29.8
$L_3$	18.5
$L_4$	29
$L_5$	3.6
$L_6$	14.5
$t_1$	1.9
$t_2$	1.9
$W$	1.8

Elaborada por el Autor

### 2.3 Simulación y resultados

Para realizar la simulación de la antena implantable se utilizó la herramienta computacional Ansoft HFSSv15.0.2. La antena es simulada dentro de un bloque de 2/3 de músculo humano, el cual posee una permitividad dieléctrica relativa ( $\xi_r = 42.807$ ), y una conductividad ( $\sigma=0.6463$  S/m) a 403 MHz. Aquí es usado un bloque de 2/3 de músculo humano porque el tejido no solo contiene músculos sino también fluidos corporales.

Primeramente, se simuló la antena con los datos de la Tabla 2.1. Luego de realizada la simulación de la antena implantable se observan los resultados que se muestran en las Figuras 2.3, 2.4 y 2.5.

En la Figura 2.3 se puede observar como las pérdidas de retorno para la frecuencia central, son superiores a los -10 dB lo que da una medida que esta no tiene un buen acoplamiento de impedancias. Este valor es de aproximadamente -2 dB. Además se puede constatar que la antena implantable no resuena a la frecuencia de diseño sino a una frecuencia inferior, por lo que para corregir este error debe ocurrir una disminución en sus dimensiones.

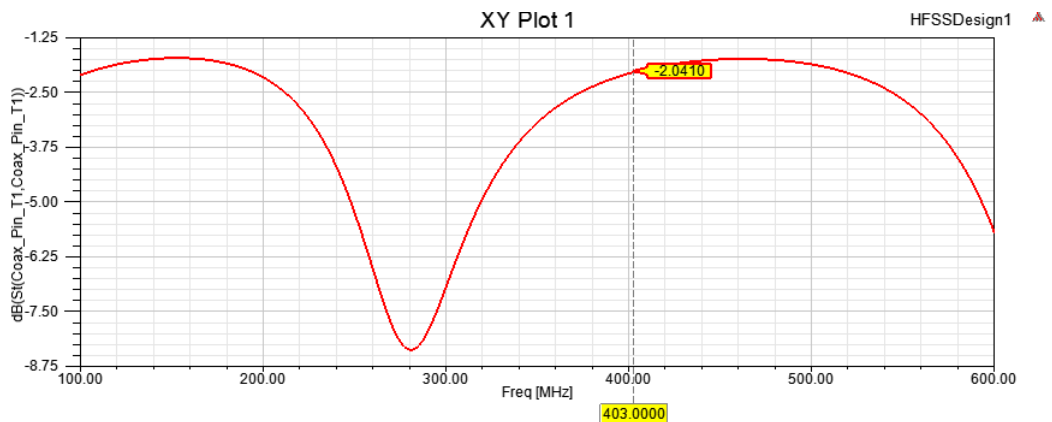


Figura 2.3. Frecuencia de resonancia y pérdidas de retorno de la antena implantable.  
Elaborada por el Autor

El valor de impedancia mostrado en la Figura 2.4 se tomó a la frecuencia de diseño, obteniéndose  $Z_{in} = 6.5115 - j16.7178 \Omega$ . Este comportamiento permite

caracterizar el acoplamiento de la antena. Nótese que existe un desacoplamiento con el puerto de alimentación, el cual tiene una impedancia de  $50 \Omega$ . Esto ocurre debido a que la antena está corrida en frecuencia.

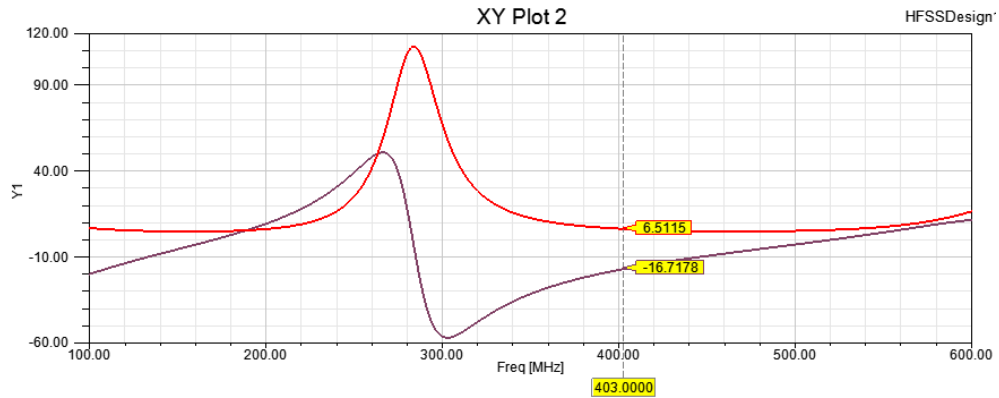


Figura 2.4. Impedancia de entrada de la antena implantable.  
Elaborada por el Autor

El valor de la Razón de Onda Estacionaria mostrada en la Figura 2.5 es de aproximadamente 8.6. Este resultado no es adecuado pues no está entre 1 y 2, que es el límite definido para que no haya necesidad de realizar un acoplamiento de impedancias.

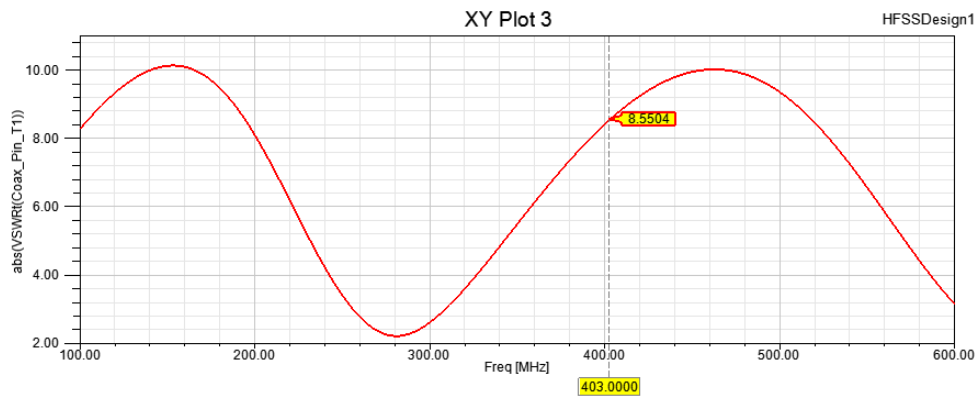


Figura 2.5. Razón de onda estacionaria de la antena implantable.  
Elaborada por el Autor

Para mejorar estos valores y obtener mejores resultados en el diseño de la antena implantable se acudió a la optimización. Los parámetros optimizados fueron la

longitud de la antena implantable y la posición del conector coaxial. Los resultados se muestran en la Tabla 2.2.

Tabla 2.2. Dimensiones de la antena implantable optimizada.

Dimensiones	Valores (mm)
$L_1$	11.5
$L_2$	26.33
$L_3$	10.6
$L_4$	25.53
$L_5$	3.6
$L_6$	23.45
$t_1$	1.9
$t_2$	1.9
$W$	1.8

Elaborada por el Autor

Como se puede observar en la Figura 2.6 las pérdidas de retorno para la frecuencia central, son inferior a los -10 dB lo que da una medida que esta tiene un buen acoplamiento de impedancias. Este valor es de aproximadamente -31.7 dB.

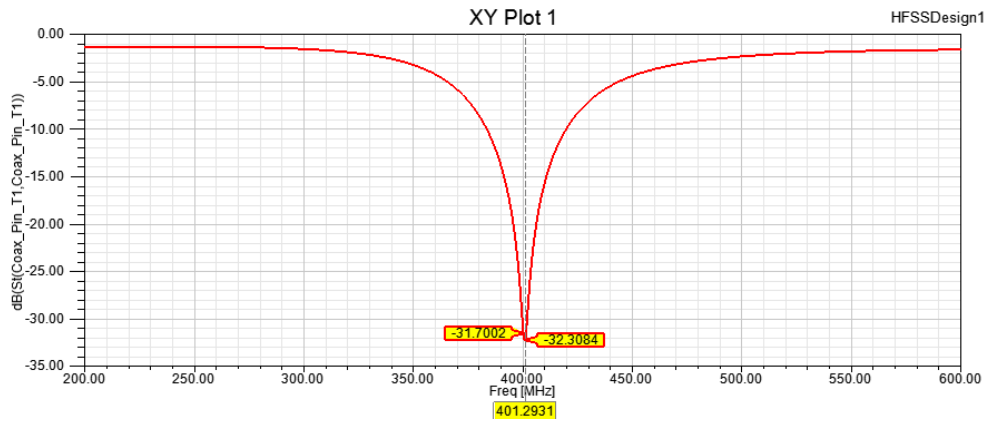


Figura 2.6. Frecuencia de resonancia y pérdidas de retorno de la antena implantable.  
Elaborada por el Autor

El valor de impedancia mostrado en la Figura 2.7 se tomó a la frecuencia donde se encuentra la máxima resonancia, obteniéndose  $Z_{in} = 52.5126 - j0.6429 \Omega$ . Este



comportamiento permite caracterizar el acoplamiento de la antena. Nótese como a pesar de que la impedancia de entrada en la antena es compleja, existe buen acoplamiento con el puerto de alimentación, el cual tiene una impedancia de  $50 \Omega$ . Esto ocurre debido a que la parte reactiva es muy pequeña con respecto a la resistencia de resonancia.

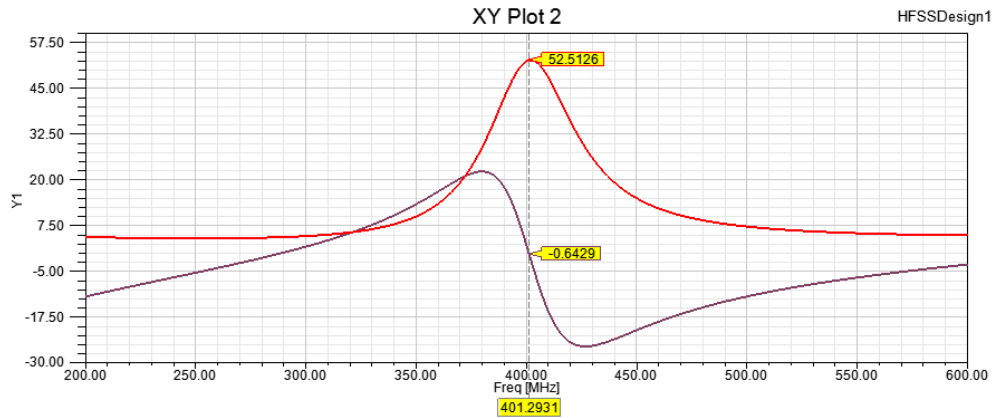


Figura 2.7. Impedancia de entrada de la antena implantable.  
Elaborada por el Autor

El valor de la Razón de Onda Estacionaria mostrado en la Figura 2.8 es de aproximadamente 1.0524. Este resultado es adecuado pues está entre 1 y 2, que es el límite definido sin necesidad de realizar un acoplamiento de impedancias.



Figura 2.8. Razón de onda estacionaria de la antena implantable.  
Elaborada por el Autor

Una de las premisas que deben cumplir las antenas implantables es que deben ser de un tamaño reducido, para esto es necesario miniaturizar la antena, en este caso

se realizará mediante la técnica de adición de un pin localizado a ( $L_7$ ) 3.4 mm de la cabecera de la espiral, el cual actúa como un factor adicional para la parte imaginaria de la impedancia de entrada. Ver Figura 2.9.

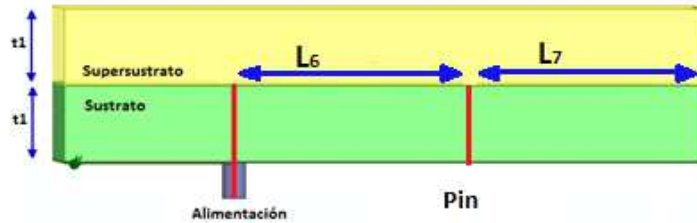


Figura 2.9. Antena implantable con pin adicionado.  
Elaborada por el Autor

En la Figura 2.10 se puede observar como la antena está desplazada en frecuencias, por lo que para corregir este defecto será necesario disminuir las dimensiones de la antena implantable (la longitud total va a ser inversamente proporcional a la frecuencia).

Para mejorar estos resultados se optimizaron los valores mostrados en la Tabla 2.2. En la optimización se obtuvieron los resultados de ancho, largo y posición del cable coaxial mostrados en la Tabla 2.3. En la Figura 2.11 se puede observar la antena.

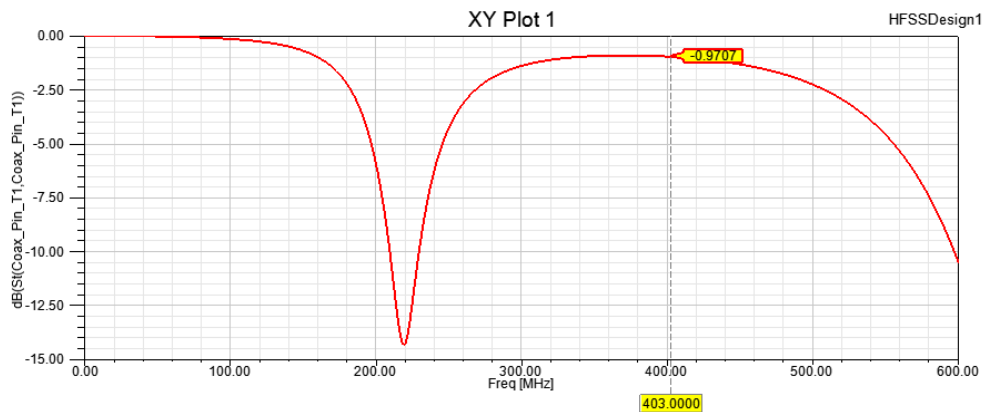


Figura 2.10. Pérdidas de retorno de la antena implantable con pin adicionado.  
Elaborada por el Autor

Tabla 2.3. Valores optimizados de las dimensiones de la antena implantada con pin adicionado.

Dimensiones	Valores (mm)
$L_1$	6.4
$L_2$	16.26
$L_3$	5.5
$L_4$	15.46
$L_5$	3.6
$L_6$	9.36
$L_7$	1.47
$t_1$	1.9
$t_2$	1.9
$W$	0.96

Elaborada por el Autor

Los resultados anteriores demuestran que ocurrió una reducción del 67%, aproximadamente, en las dimensiones de la antena implantable original.

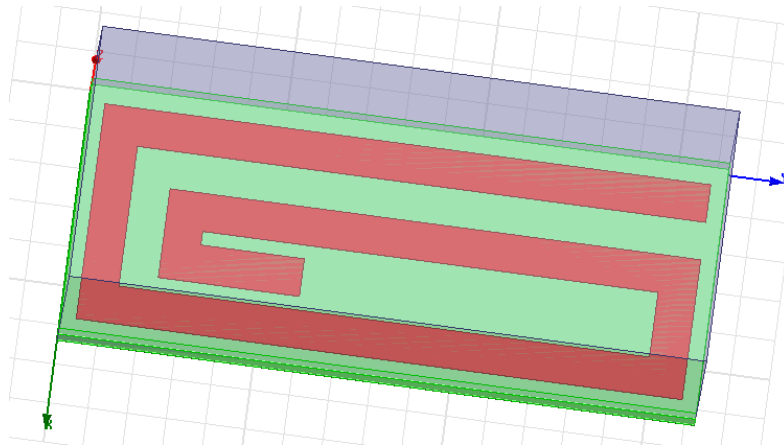


Figura 2.11. Antena diseñada en el software HFSS.  
Elaborada por el Autor

A continuación, las figuras 2.12, 2.13 y 2.14 presentan los efectos de la antena implantable con pin adicionado.

Como se puede observar en la Figura 2.12 las pérdidas de retorno para la frecuencia central es inferior a los -10 dB, lo que da una medida que esta tiene un buen acoplamiento de impedancias. Este valor es de aproximadamente -27.5 dB.

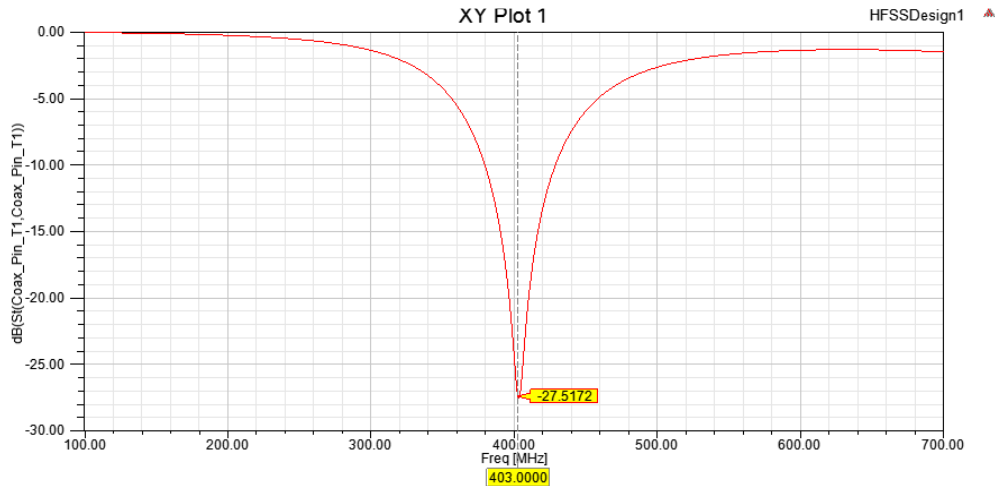


Figura 2.12. Frecuencia de resonancia y pérdidas de retorno de la antena implantable.  
Elaborada por el Autor

Como se puede observar en la Figura 2.13 el valor de la impedancia de entrada de la antena de microcintas es de  $Z_{in} = 46.5406 + j1.7828 \Omega$ . Este valor es apropiado para la aplicación requerida pues como se observa su parte real se aproxima a los  $50 \Omega$  del cable coaxial mientras que su parte imaginaria a 0.

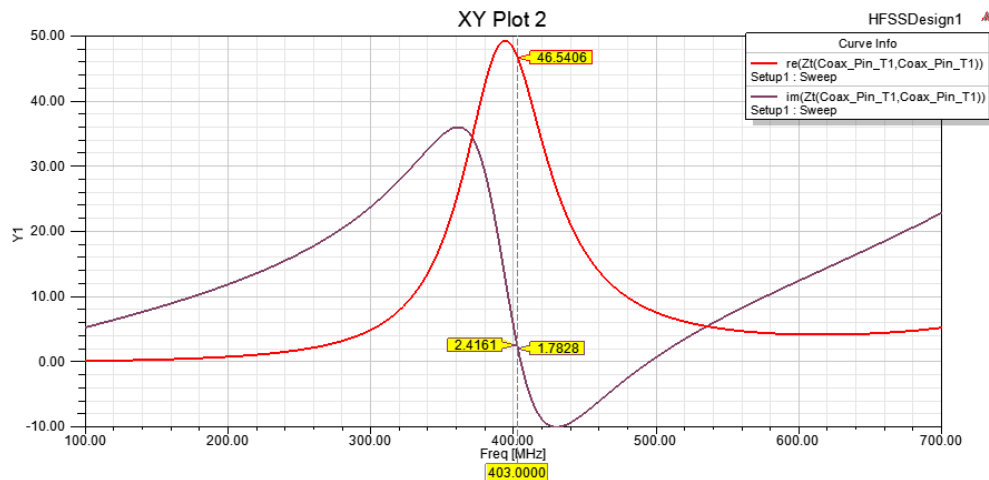


Figura 2.13. Impedancia de entrada de la antena implantable.  
Elaborada por el Autor

Como se puede observar en la Figura 2.14 el valor de la Razón de Onda Estacionaria es de 1.0879 a la frecuencia de resonancia de la antena. Este valor es adecuado pues está entre 1 y 2, que es el límite definido para que no haya necesidad de realizar un acoplamiento de impedancias.

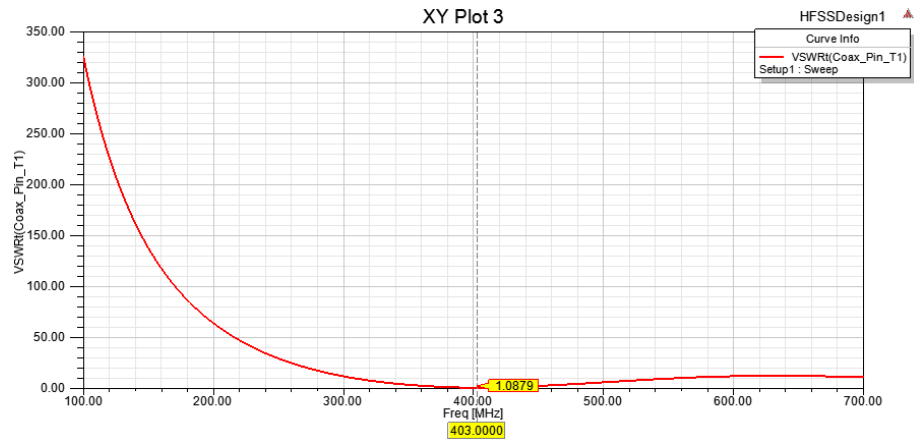


Figura 2.14. Razón de Onda Estacionaria de la antena implantable.  
Elaborada por el Autor

La antena está alimentada con 20 mW de potencia. La distribución promedio de la tasa de absorción específica (SAR) sobre el plano x-y (z es la interface entre el super sustrato de la antena y el bloque de 2/3 de músculo humano), es mostrada en la Figura 2.15, se puede observar que el pico del SAR es de 6.34 W/Kg. Por lo que no se cumple con el límite regulado por el estándar IEEE C95.1-2005 que es de 1,6 W/kg (IEEE, 2006).

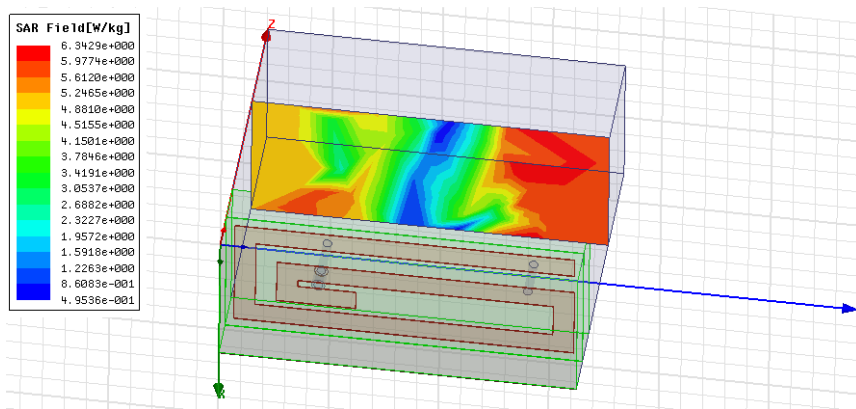


Figura 2.15. Distribución SAR sobre el plano x-y con potencia de alimentación de 20 mW.  
Elaborada por el Autor

Para resolver esta situación se decidió bajar la potencia de alimentación a 5 mW, la distribución del SAR para esta potencia incidente se muestra en la Figura 2.16. Se puede observar que el valor de la tasa de absorción específica debida a esta potencia es de 0.396 W/kg, por lo que se cumple con el límite regulado por el estándar IEEE C95.1-2005 (IEEE, 2006).

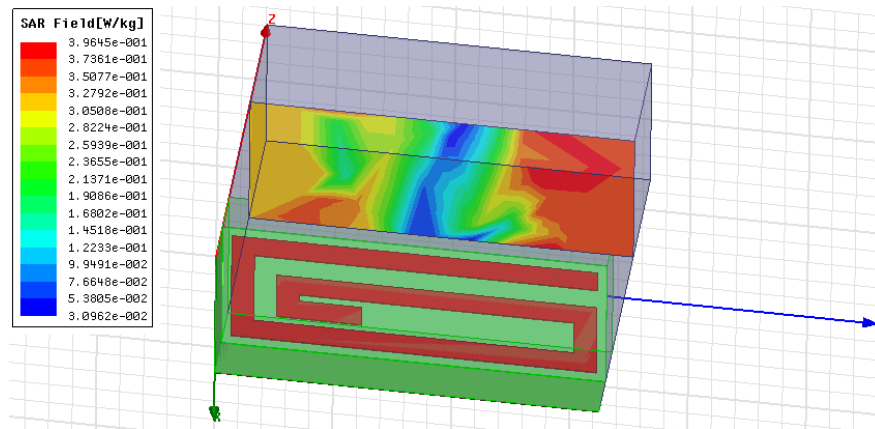


Figura 2.16. Distribución SAR sobre el plano x-y con potencia de alimentación de 5 mW.

Elaborada por el Autor

## CONCLUSIONES

1. En el capítulo 1 se realizó un análisis de los dispositivos médicos implantables, haciendo énfasis en la evaluación de los parámetros de las antenas implantables.
2. Con la información obtenida se procedió al diseño una antena de microcintas con geometría en espiral a la frecuencia de 403 MHz.
3. El diseño elaborado se simuló y como resultado se optimizó una antena de microcintas con geometría en espiral a 403 MHz en el software Ansoft HFSSv15.0.2, lográndose un acoplamiento de impedancia apropiado para aplicaciones de telemetría biomédica.
4. Se logró la miniaturización de la antena simulada, mediante la inserción de un pin, alcanzándose una reducción de 67%, aproximadamente, con respecto a las dimensiones originales. Se obtuvo un valor de la tasa de absorción específica (SAR) por debajo del límite establecido por el estándar IEEE C95.1-2005 para este rango de frecuencias (IEEE, 2006).
5. De acuerdo a las conclusiones anotadas se desprende que se ha cumplido con el objetivo general de esta investigación, es decir realizar el diseño y simulación de una antena espiral para dispositivos médicos implantables empleando la herramienta computacional Ansoft HFSSv15.0.2

## **Recomendaciones**

1. Implementar la antena implantable diseñada para comprobar los resultados obtenidos en la simulación realizada.
2. Probar otras geometrías para comparar el comportamiento de estas con la antena diseñada.
3. Probar otras frecuencias para observar el comportamiento de las antenas
4. Profundizar los estudios de estos dispositivos para optimizar la miniaturización de los mismos.



## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Asimina Kiourti, K. S. (2012). *Meandered versus Spiral Novel Miniature PIFAs Implanted in the Human Head: Tuning and Performance*. Institute for Computer Sciences, Social Informatics and Telecommunications Engineering.
- Balanis, C. (2005). *Antenna Theory, Analysis and Design*. New Jersey: Jhon Wiley & Sons.
- Blanos, P. (2013). *Miniaturization of Implantable Antennas for Medical Applications*, .
- Gonzales, C. (2012). *Análisis y diseño de antenas dipolo y parche para aplicaciones implantadas en el cuerpo humano*. Universidad de Barcelona.
- IEEE. (2006). *IEEE Standard for safety levels with respect to human exposure to radio frequency electromagnetic fields, 3 KHz to 300 GHz*. New York: IEEE International Committee on Electromagnetic Safety (SCC39).
- Ito, K. S. (2007). Small Antennas for Medical Applications. *IEEE proc. International Workshop on Antenna Technology: Small and Smart Antennas Metamaterials and Application*.
- Kim, Y. R.-S. (2006). SAR reduction of implanted planar inverted F antennas with non-uniform width radiator. *IEEE proc. International Symposium on Antennas and Propagation Society*.
- Kiourti, A. (2012). A Review of Implantable Patch Antennas for Biomedical Telemetry: Challenges and Solutions. *IEEE Antennas and Propagation Magazine*, 54(3).
- Kiourti, A. (2012). *Meandered versus Spiral Novel Miniature PIFAs Implanted in the Human Head: Tuning and Performance*,. Institute for Computer Sciences, Social Informatics and Telecommunications Engineering.
- Kwak, K. (2005). *Ultra-wide band Spiral shaped small Antenna for the Biomedical Telemetry*,. IEEE proc. 17th Asia Pacific Microwave Conference (APMC2005).
- Kwak, S. C. (2005). Ultra-wide band Spiral shaped small Antenna for the Biomedical Telemetry. *IEEE proc. 17th Asia Pacific Microwave Conference (APMC2005)*.

- Malmivuo, P. R. (1995). *Bioelectromagnetism. Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*. OXFORD University Press.
- Neli, A. (1 de Diciembre de 2014). *Plan De Indagacion*. Obtenido de Club Ensayos: <https://www.clubensayos.com/Ciencia/Plan-De-Indagacion/2238275.html>
- Panagiotis, B. (2013). Miniaturization of Implantable Antennas for Medical Applications. A Dissertation submitted in partial fulfilment of the requirements for the degree of Master of Science in Biomedical Engineering.
- quimiodonto. (18 de Mayo de 2013). *Biomateriales*. Obtenido de quimiodonto. A topnotch WordPress.com site: <https://quimiodonto.wordpress.com/2013/05/18/biomateriales/>
- Quintero, P. (2016). *Caracterización en cámara de niebla salina de los biomateriales Ti6Al4V Y 316L*. Pereira: Universidad Tecnológica de Pereira.
- Rodil, S. (2009). Modificación superficial de biomateriales metálicos. *Revista Latinoamericana de Metalurgia y Materiales*, 67-83.
- Sánchez, H. (2009). *Conferencias de antenas*. Santiago de Cuba: Universidad de Oriente.
- Sandoval, F. (2007). *Antenas de microcintas o patch: métodos de alimentación*.

## GLOSARIO DE TÉRMINOS

<b>Abreviatura</b>	<b>Significado en Español</b>
IMD	Dispositivo Médico Implantable
TIC	Tecnología de la Información y las Comunicaciones
ETES	Estudio de Evaluación de Tecnologías Sanitarias
ETSI	Instituto Europeo de Estándares de Telecomunicaciones
IEEE	Instituto de Ingenieros Eléctricos Y Electrónicos
FCC	Comisión Federal de Comunicación
HFSS	Simulador de Estructuras a Altas Frecuencias

## DECLARACIÓN Y AUTORIZACIÓN

Yo, **Núñez del Arco Villegas Jorge Ricardo**, con C.C: # **0920161759** autor/a del trabajo de titulación: **Diseño y simulación de una antena espiral para dispositivos médicos implantables** 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, 20 de julio de 2017

f. \_\_\_\_\_

Nombre: **Núñez del Arco Villegas Jorge Ricardo**

C.C: **0920161759**

## **REPOSITORIO NACIONAL EN CIENCIA Y TECNOLOGÍA**

### **FICHA DE REGISTRO DE TESIS/TRABAJO DE GRADUACIÓN**

<b>TÍTULO Y SUBTÍTULO:</b>	Diseño y simulación de una antena espiral para dispositivos médicos implantables		
<b>AUTOR(ES) (apellidos/nombres):</b>	Núñez del Arco Villegas Jorge Ricardo		
<b>REVISOR(ES)/TUTOR(ES) (apellidos/nombres):</b>	MSc. Orlando Philco Asqui; MSc. Luis Córdova Rivadeneira / MSc. Manuel Romero Paz		
<b>INSTITUCIÓN:</b>	Universidad Católica de Santiago de Guayaquil		
<b>FACULTAD:</b>	Sistema de Posgrado		
<b>PROGRAMA</b>	Maestría en Telecomunicaciones		
<b>TÍTULO OBTENIDO:</b>	Magister en Telecomunicaciones		
<b>FECHA DE PUBLICACIÓN:</b>	20 de julio del 2017	<b>No. DE PÁGINAS:</b>	68
<b>ÁREAS TEMÁTICAS:</b>	Antenas, Dispositivos Médicos Implantables, Biocompatibilidad, Tasa de absorción específica, Antena Planar F-Invertida, Biomateriales		
<b>PALABRAS CLAVES/ KEYWORDS:</b>	Antenas, IMD, Biocompatibilidad, SAR, PIFA, Biomateriales		
<b>RESUMEN/ABSTRACT (150-250 palabras):</b>	<p>En el presente trabajo se realizó un estudio sobre la importancia actual de los Dispositivos Médicos Implantables (IMD), reflejando ejemplos de aplicaciones de estos. Se hizo un análisis de los fundamentos teóricos del diseño de las antenas más utilizadas en los IMD. Se diseñó y simuló una antena con geometría en forma de espiral alimentada mediante un conector coaxial determinándose sus características de radiación e impedancia de entrada a la frecuencia de 403 MHz, utilizando el programa de Simulación de Estructuras de Alta Frecuencia (HFSS). Se realizó la miniaturización de la antena mediante la técnica de inserción de pin y se obtuvieron valores adecuados de la Tasa de Absorción Específica (SAR). Esta investigación aplica en la primera fase el método exploratorio, estudiando la bibliografía de la tecnología de las antenas de microcintas y los Dispositivos Médicos Implantables (IMD), para elaborar el estado del arte de estas técnicas, después se aplica el método descriptivo para examinar la información y utilizarla para diseñar una antena de microcintas con geometría en espiral a la frecuencia de 403 MHz. Se aplica el paradigma Empírico-Analítico y un enfoque Cuantitativo utilizando operaciones matemáticas para caracterizar las tecnologías ya mencionadas. El diseño es Experimental pues se manejan los parámetros de trabajo para optimizar los resultados.</p>		
<b>ADJUNTO PDF:</b>	<input checked="" type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO	
<b>CONTACTO CON AUTOR/ES:</b>	<b>Teléfono:</b> +593-996556856	ricardogaucho10@hotmail.com	
<b>CONTACTO CON LA INSTITUCIÓN:</b>	<b>Nombre:</b> Romero Paz Manuel de Jesús		
	<b>Teléfono:</b> +593-994606932		
	<b>E-mail:</b> manuel.romero@cu.ucsg.edu.ec		

#### **SECCIÓN PARA USO DE BIBLIOTECA**

<b>Nº. DE REGISTRO (en base a datos):</b>	
<b>Nº. DE CLASIFICACIÓN:</b>	
<b>DIRECCIÓN URL (tesis en la web):</b>	