

**PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ**  
**FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA**



Tasa de absorción específica (SAR) de tejidos biológicos bajo distintas condiciones de exposición a radiaciones no ionizantes (RNI).

Tesis para optar el Título de Ingeniero de las Telecomunicaciones, que presenta el bachiller:

**Manuel Alejandro Macedo Lazo**

ASESOR: Dr. Manuel Augusto Yarlequé Medina

**Lima, Setiembre del 2012**

## ***Resumen***

El proyecto de tesis trata sobre el desarrollo de simulación de la tasa de absorción específica (SAR) bajo distintas condiciones de exposición a radiaciones no ionizantes.

El primer capítulo presenta la definición del problema, en él se explican los motivos de elección del presente trabajo, considerando el incremento de estaciones base y el uso de dispositivos inalámbricos. Posteriormente, se justifica la importancia de dar solución al problema mediante este proyecto de investigación.

El segundo capítulo muestra el estado del arte, en el cual se detallan los estudios de investigación y técnicas desarrolladas a la fecha. Luego se presenta el marco teórico, donde se han resumido conceptos básicos de la radiación electromagnética; esta información será de gran importancia para poder entender lo desarrollado y expuesto en los resultados del trabajo.

El tercer capítulo consiste en el análisis de diferentes modelos realizados para la región pélvica y la zona de la cadera, luego de una exhaustiva investigación. Asimismo, se detallan los parámetros y propiedades a considerar en la elaboración del modelo de la zona de interés. Posteriormente se desarrolla el modelo de siete capas para la región pélvica y la zona de la cadera utilizando el programa EMPro Agilent.

El cuarto capítulo presenta los resultados de Tasa de Absorción Específica (SAR) W/Kg para los diferentes casos de exposición a radiaciones no ionizantes. El desarrollo de este capítulo permite determinar y explicar el valor de SAR por medio del programa EMPro Agilent, dentro del cual se simula que un elemento radiante emite energía sobre la estructura de la región pélvica y cadera.

Por último, se destacan las conclusiones y recomendaciones del presente trabajo, luego de haber revisado los estándares de la ICNIRP y haber considerado experiencias previas. Además, se proponen algunos trabajos futuros de acuerdo al análisis de los resultados obtenidos, de modo que se puedan evaluar nuevos alcances no incluidos en el presente trabajo, así como utilizar los resultados para la realización de nuevos proyectos.

**TEMA DE TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO  
DE INGENIERO DE LAS TELECOMUNICACIONES**

Título : Tasa de absorción específica (SAR) de tejidos biológicos bajo distintas condiciones de exposición a radiaciones no ionizantes (RNI).

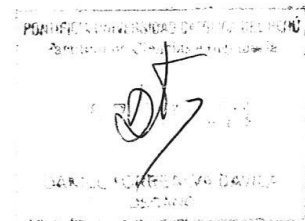
Área : Radiaciones no Ionizantes # 137

Asesor : Manuel Augusto Yarlequé Medina

Alumno : Manuel Alejandro Macedo Lazo

Código : 20060223

Fecha : 14 de Julio de 2011



**Descripción y Objetivos:**

Esta tesis permitirá realizar un modelamiento de la zona de la cadera y región pélvica para un posterior análisis en el que se pueda hallar el valor dosimétrico de SAR bajo distintas condiciones de exposición a RNI, mediante la solución de magnitudes electromagnéticas en software de simulación 3D.

**Objetivos:**

1. Realizar un análisis sobre los fenómenos de radiación electromagnética
2. Evaluar las propiedades del tejido humano conductividad eléctrica y permitividad eléctrica
3. Analizar la interacción que presentan los tejidos biológicos respecto a los campos electromagnéticos
4. Investigar sobre los métodos numéricos aplicados al cálculo de magnitudes electromagnéticas en tejidos biológicos
5. Desarrollo del modelamiento de la cadera en programa EMPro Agilent
6. Realizar la secuencia de tareas para lograr la simulación de la Tasa de absorción Específica en EMPro Agilent
7. Evaluación de los riesgos y protección a la exposición de RNI

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ  
Especialidad de Ingeniería de las Telecomunicaciones  
  
Ing. LUIS ANGELO VELARDE CRIADO  
Coordinador



**TEMA DE TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO  
DE INGENIERO DE LAS TELECOMUNICACIONES**

Título : Cálculo de tasa de absorción específica (SAR) de tejidos biológicos bajo distintas condiciones de exposición a radiaciones no ionizantes.

**Índice:**

Introducción

1. Descripción del Problema
2. Estado del Arte y Marco Teórico
3. Modelamiento de la zona de la cadera y región pélvica utilizando software de simulación en 3D
4. Desarrollo de Simulación para el Cálculo de la Tasa de Absorción Específica

Conclusiones

Recomendaciones

Trabajos Futuros

Bibliografía

Anexos

*Máximo: 100 páginas*

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ  
Especialidad de Ingeniería de las Telecomunicaciones

  
-----  
Luis ANGELO VELARDE CRIADO  
Coordinador



## ***Dedicatoria***

*A mis padres, a aquella estrellita que siempre cuidará de mí, mi Mamu eterna  
y a Kinny quien está a mi lado.  
Gracias siempre por existir.*

## ***Agradecimientos***

En primer lugar, quisiera agradecer a mi familia por confiar en mí y permitirme estudiar en esta universidad prestigiosa, en la que siempre pude salir adelante.

También considero que mi asesor de tesis, el Dr. Manuel Yarlequé fue un gran apoyo desde la primera vez que fue mi profesor, siendo esta vez mi guía para poder culminar mi trabajo de tesis.

Agradezco a la profesora Sayda Mujica, quien dedicó su tiempo y mostró interés por el trabajo presentado.

Finalmente debo mencionar a mi compañera Carmen, quien estuvo a mi lado en las buenas, en las malas y durante este trabajo.

# Índice

<b>Resumen</b> .....	ii
<b>Índice</b> .....	vii
<b>Lista de Figuras</b> .....	x
<b>Lista de Tablas</b> .....	xii
<b>Introducción</b> .....	14
<b>Capítulo 1 Descripción del Problema</b> .....	16
1.1 Marco Problemático .....	16
1.2 Definición del Problema.....	17
1.3 Justificación del Problema .....	18
<b>Capítulo 2 Estado del Arte y Marco Teórico</b> .....	20
2.1 Estado del Arte .....	20
2.1.1 ICNIRP: Comisión internacional para la protección contra las radiaciones no ionizantes .....	20
2.1.2 Restricciones Básicas y Niveles de Referencia .....	22
2.1.2.1 Restricciones Básicas.....	22
2.1.2.2 Magnitudes de campos electromagnéticos para determinar los niveles de referencia.....	23
2.1.3 Límites de exposición.....	24
2.1.3.1 La exposición ocupacional.....	24
2.1.3.2 La exposición poblacional.....	25
2.1.4 Mediciones de SAR realizadas .....	26
2.1.4.1 Sondas eléctricas en fantomas .....	26
2.1.4.2 Sondas de Temperatura.....	27
2.1.4.3 Técnicas .....	28
2.1.4.4 SAR promediada.....	28
2.1.5 Simulación de SAR realizado para la cabeza (fantoma) utilizando HFSS Ansoft.....	29
2.2 Marco Teórico .....	31
2.2.1 Aspectos teóricos sobre la Radiación Electromagnética 31	
2.2.1.1 La onda plana uniforme .....	31
2.2.1.1.1 Propagación de la onda en espacio libre.....	31
2.2.1.1.2 Propagación de la onda en dieléctrico.....	33
2.2.1.1.3 Propagación de la onda en conductor .....	34
2.2.1.1.4 Efecto piel (en buenos conductores) .....	34
2.2.1.2 Incidencia de ondas planas .....	35
2.2.1.2.1 Coeficiente de Reflexión .....	35
2.2.1.2.2 Reflexión de ondas sobre interfaces múltiples .....	36
2.2.2 Propiedades eléctricas en tejidos .....	37
2.2.2.1 Características de la conductividad eléctrica .....	37
2.2.2.1.1 Para bajas frecuencias (menor a 0,1MHz).....	37
2.2.2.1.2 Para frecuencias entre 0,1 y 100MHz.....	37
2.2.2.1.3 Para frecuencias mayores a 100MHz.....	38
2.2.2.2 Características de la permitividad eléctrica .....	38
2.2.3 Interacción de campo EM con tejidos biológicos .....	38
2.2.3.1 Nivel DC y baja frecuencia.....	38
2.2.3.2 Radiofrecuencia y Microondas.....	39
2.2.4 Métodos numéricos aplicados el cálculo de magnitudes EM en tejidos biológicos. ....	40
2.2.4.1 Método de los momentos (MoM).....	40

2.2.4.2	Método de elementos finitos (FEM) .....	40
2.2.4.3	Diferencias finitas en el dominio del tiempo (FDTD) ...	41
2.2.4.4	Matriz de líneas de transmisión (TLM).....	41
<b>Capítulo 3 Modelamiento de la zona de la cadera y región pélvica</b>		
<b>utilizando software de simulación en 3D.....</b>		
3.1	Análisis sobre la zona de la cadera y región pélvica .....	43
3.1.1	Consideraciones de modelamiento.....	43
3.1.1.1	Modelos previos .....	43
3.1.1.2	Consideraciones finales para la presente tesis.....	48
3.1.2	Propiedades de los tejidos biológicos pertenecientes a la región pélvica y zona de la cadera .....	49
3.1.2.1	Propiedades eléctricas de cada tejido.....	49
3.1.2.2	Propiedades morfológicas y densidades de cada tejido .....	50
3.2	Modelamiento de región pélvica y zona de la cadera.....	52
3.2.1	Estructura básica para modelo anatómico.....	52
3.2.2	Modelamiento de región pélvica y zona de la cadera en EMPro Agilent.....	55
3.2.2.1	Caso Masculino .....	55
3.2.2.2	Caso Femenino .....	56
<b>Capítulo 4 Desarrollo de Simulación para el Cálculo de la Tasa de</b>		
<b>Absorción Específica .....</b>		
4.1	Fuentes de Radiación .....	58
4.1.1	Monopolo de Cuarto de Onda.....	58
4.1.2	Dipolo de Media Onda .....	59
4.2	Casos de Radiación (a distintas frecuencias).....	61
4.2.1	Telefonía Celular .....	61
4.2.1.1	Telefonía Celular – Banda 900MHz.....	61
4.2.1.1.1	Análisis de resultados a 900MHz – Caso Masculino .....	62
4.2.1.1.2	Análisis de resultados a 900MHz – Caso Femenino.....	64
4.2.1.2	Telefonía Celular – Banda 1800MHz.....	65
4.2.1.2.1	Análisis de resultados a 1800MHz – Caso Masculino ....	66
4.2.1.2.2	Análisis de resultados a 1800MHz – Caso Femenino.....	68
4.2.2	Wireless LAN (Wi-Fi) y Bluetooth .....	69
4.2.2.1	Análisis de resultados Wi-Fi – Caso Masculino.....	70
4.2.2.2	Análisis de resultados Wi-Fi – Caso Femenino .....	72
4.2.2.3	Análisis de resultados Bluetooth – Caso Masculino..	73
4.2.2.4	Análisis de resultados Bluetooth – Caso Femenino ..	74
4.2.3	Equipos Two-Way Radio (Walkie-Talkies) .....	75
4.2.3.1	Banda VHF 150MHz .....	75
4.2.3.1.1	Análisis de resultados Banda VHF - Caso Masculino ....	76
4.2.3.1.2	Análisis de resultados Banda VHF - Caso Femenino.....	77
4.2.3.2	Banda UHF 450MHz.....	79
4.2.3.2.1	Análisis de resultados Banda UHF - Caso Masculino....	80
4.2.3.2.2	Análisis de resultados Banda UHF - Caso Femenino ....	81
4.3	Resultados Finales.....	83
<b>Conclusiones, Recomendaciones y Trabajos Futuros.....</b>		
•	Conclusiones .....	84
•	Recomendaciones .....	86
•	Trabajos Futuros .....	86
<b>Bibliografía .....</b>		
<b>88</b>		



<b>ANEXOS.....</b>	<b>91</b>
--------------------	-----------

## ***Lista de Figuras***

FIGURA 1-1: SIMULACIÓN DE RADIACIÓN DE TELÉFONO MÓVIL.....	16
FIGURA 1-2: SIMULACIÓN DE RADIACIÓN EN LA CABEZA.....	17
FIGURA 1-3: PERSONA UTILIZANDO SERVICIO HANDS FREE .....	18
FIGURA 1-4: FANTOMAS .....	18
FIGURA 2-1: PARAMETROS DE CONFIGURACION DE ANTENA .....	29
FIGURA 2-2: ANTENA DIPOLO .....	30
FIGURA 2-3: FANTOMA MODELADO PARA LA CABEZA.....	30
FIGURA 2-4: RESULTADOS DE SIMULACION DE SAR .....	31
FIGURA 2-5: PROPAGACION DE LA ONDA EN EL VACIO .....	32
FIGURA 2-6: INCIDENCIA PLANA.....	35
FIGURA 2-7: INCIDENCIA EN INTERFASES MULTIPLES .....	36
FIGURA 2-8: CONDUCTIVIDAD Y PERMITIVIDAD RELATIVA VS. FRECUENCIA.....	37
FIGURA 3-1 CASO 1: MODELO DE 3 CAPAS (PIEL – TEJIDO ADIPOSO – TEJIDO MUSCULAR).....	44
FIGURA 3-2 CASO 2: MODELO DE 3 CAPAS (TEJIDO ADIPOSO – TEJIDO MUSCULAR – FLUJO SANGUÍNEO).....	45
FIGURA 3-3 CASO 3: MODELO DE 4 CAPAS (TEJIDO ADIPOSO – TEJIDO MUSCULAR – TEJIDO ÓSEO – TEJIDO MUSCULAR).....	46
FIGURA 3-4 CASO 4: RADIACIÓN HACIA CUERPO COMPLETO (PÚBLICO EN GENERAL).....	47
FIGURA 3-5 MODELO ELÍPTICO PARA LA ZONA DE LA CADERA Y REGIÓN PÉLVICA.....	51
FIGURA 3-6: MODELO ANATÓMICO MASCULINO DE PELVIS Y PERINEO .....	53
FIGURA 3-7: MODELO ANATÓMICO MASCULINO DE PELVIS Y PERINEO .....	53
FIGURA 3-8: MODELO ANATÓMICO FEMENINO DE PELVIS Y PERINEO .....	54
FIGURA 3-9: MODELO ANATÓMICO FEMENINO DE PELVIS Y PERINEO .....	54
FIGURA 3-10: MODELO MASCULINO DISEÑADO EN EMPRO AGILENT	55
FIGURA 3-11: MODELO FEMENINO DISEÑADO EN EMPRO AGILENT..	56
FIGURA 4-1: ANTENA MONOPOLO CON BASE CONDUCTORA.....	59
FIGURA 4-2: PUERTO DE EXCITACIÓN DE ANTENA MONOPOLO .....	59
FIGURA 4-3: ANTENA DIPOLO DE MEDIA ONDA.....	60
FIGURA 4-4: PUERTO DE EXCITACIÓN DE ANTENA DIPOLO.....	60
FIGURA 4-5: GRÁFICA DE S11 PARA 900MHz.....	62
FIGURA 4-6: DISTRIBUCIÓN DE SAR (W/kg) PARA 900MHz.....	63
FIGURA 4-7: GRÁFICA DE S11 PARA 1800MHz.....	66
FIGURA 4-8: DISTRIBUCIÓN DE SAR (W/kg) PARA 1800MHz.....	67
FIGURA 4-9: GRÁFICA DE S11 PARA 2.4GHz .....	70
FIGURA 4-10: DISTRIBUCIÓN DE SAR (W/kg) PARA 2.4GHz – TECNOLOGÍA WI-FI.....	71
FIGURA 4-11: GRÁFICA DE S11 PARA 150 MHz .....	76
FIGURA 4-12: DISTRIBUCIÓN DE SAR (W/kg) PARA 150 MHz – BANDA VHF.....	78
FIGURA 4-13: GRÁFICA DE S11 PARA 450 MHz – BANDA UHF .....	79

FIGURA 4-14: DISTRIBUCIÓN DE SAR (W/kg) PARA 450 MHz – BANDA UHF .....	81
--	----

## Lista de Tablas

TABLA 2-1: MECANISMOS DE INTERACCIÓN EN DIFERENTES ZONAS DEL ESPECTRO ELECTROMAGNÉTICO.....	21
TABLA 2-2: LÍMITES BÁSICOS PARA EXPOSICIONES A CAMPOS ELÉCTRICOS Y MAGNÉTICOS DE HASTA 300GHZ .....	24
TABLA 2-3: LÍMITES DE EXPOSICIÓN OCUPACIONAL .....	25
TABLA 2-4: LÍMITES DE EXPOSICIÓN POBLACIONAL .....	26
TABLA 3-1: DENSIDADES Y CARACTERÍSTICAS ELÉCTRICAS DE LOS TEJIDOS BIOLÓGICOS .....	48
TABLA 3-2: PROPIEDADES ELÉCTRICAS DE LOS TEJIDOS BIOLÓGICOS .....	50
TABLA 3-3: GROSOR POR CADA CAPA DE TEJIDOS BIOLÓGICOS [POL1996].....	51
TABLA 3-4: DENSIDADES DE LOS TEJIDOS BIOLÓGICOS [MAR2005]..	52
TABLA 4-1: RESULTADOS (S11, Coef. Reflexión, VSWR) CASO MASCULINO A 900MHZ .....	63
TABLA 4-2: RESULTADOS SAR (W/kg) CASO MASCULINO A 900MHZ..	64
TABLA 4-3: RESULTADOS (S11, Coef. Reflexión, VSWR) CASO FEMENINO A 900MHZ.....	64
TABLA 4-4: RESULTADOS SAR (W/kg) CASO FEMENINO A 900MHZ ....	65
TABLA 4-5: RESULTADOS (S11, Coef. Reflexión, VSWR) CASO MASCULINO A 1800MHZ .....	66
TABLA 4-6: RESULTADOS SAR (W/kg) CASO MASCULINO A 1800MHZ	67
TABLA 4-7: RESULTADOS (S11, Coef. Reflexión, VSWR) CASO FEMENINO A 1800MHZ.....	68
TABLA 4-8: RESULTADOS SAR (W/kg) CASO FEMENINO A 1800MHZ ..	69
TABLA 4-9: RESULTADOS (S11, Coef. Reflexión, VSWR) CASO MASCULINO A 2.4GHZ – TECNOLOGÍA WI-FI.....	70
TABLA 4-10: RESULTADOS SAR (W/kg) CASO MASCULINO A 2.4GHZ – TECNOLOGÍA WI-FI.....	71
TABLA 4-11: RESULTADOS (S11, Coef. Reflexión, VSWR) CASO FEMENINO A 2.4GHZ – TECNOLOGÍA WI-FI.....	72
TABLA 4-12: RESULTADOS SAR (W/kg) CASO FEMENINO A 2.4GHZ – TECNOLOGÍA WI-FI.....	72
TABLA 4-13: RESULTADOS (S11, Coef. Reflexión, VSWR) CASO MASCULINO A 2.4GHZ – TECNOLOGÍA BLUETOOTH .....	73
TABLA 4-14: RESULTADOS SAR (W/kg) CASO MASCULINO A 2.4GHZ – TECNOLOGÍA BLUETOOTH.....	73
TABLA 4-15: RESULTADOS (S11, Coef. Reflexión, VSWR) CASO FEMENINO A 2.4GHZ – TECNOLOGÍA BLUETOOTH.....	74
TABLA 4-16: RESULTADOS SAR (W/kg) CASO FEMENINO A 2.4GHZ – TECNOLOGÍA BLUETOOTH.....	74
TABLA 4-17: RESULTADOS (S11, Coef. Reflexión, VSWR) CASO MASCULINO A 150 MHZ – BANDA VHF .....	76
TABLA 4-18: RESULTADOS SAR (W/kg) CASO MASCULINO A 150 MHZ – BANDA VHF .....	77
TABLA 4-19: RESULTADOS (S11, Coef. Reflexión, VSWR) CASO FEMENINO A 150 MHZ – BANDA VHF .....	77

TABLA 4-20: RESULTADOS SAR (W/kg) CASO FEMENINO A 150 MHZ – BANDA VHF .....	79
TABLA 4-21: RESULTADOS (S11, Coef. Reflexión, VSWR) CASO MASCULINO A 450 MHZ – BANDA UHF .....	80
TABLA 4-22: RESULTADOS SAR (W/kg) CASO MASCULINO A 450 MHZ – BANDA UHF .....	80
TABLA 4-23: RESULTADOS (S11, Coef. Reflexión, VSWR) CASO FEMENINO A 450 MHZ – BANDA UHF .....	82
TABLA 4-24: RESULTADOS SAR (W/kg) CASO FEMENINO A 450 MHZ – BANDA UHF .....	82
TABLA 4-25: RESULTADOS FINALES .....	83

## ***Introducción***

Las radiaciones no ionizantes engloban todas las radiaciones y los campos del espectro electromagnético que no tienen suficiente energía para ionizar la materia. Al igual que cualquier forma de energía, la energía RNI tiene el potencial necesario para interactuar con los sistemas biológicos, y las consecuencias pueden ser irrelevantes, perjudiciales en diferentes grados o beneficiosas. “El intervalo de frecuencias de 0Hz hasta 300GHz presenta un caso peculiar: en la parte baja de este intervalo, las longitudes de onda son mucho mayores que las dimensiones de la estructura atómica o molecular de los tejidos y en la parte alta suelen ser menores que las dimensiones de los órganos y entidades biológicos. Cada una de estas circunstancias permite simplificar el cálculo de los campos mediante aproximaciones” [SEB2006].

En el caso de la radiofrecuencia (RF) y la radiación de microondas, el principal mecanismo de interacción es el calentamiento, pero en la región de baja frecuencia del espectro, los campos de alta intensidad pueden inducir corrientes en el cuerpo y por ello resultar peligrosos. No obstante, se desconocen los mecanismos de interacción de las intensidades de los campos de bajo nivel. De este modo, es necesario evaluar el fenómeno de incidencia en tejidos biológicos, por lo tanto se deben considerar diversas magnitudes electromagnéticas para poder analizar los límites de exposición.

El punto de partida para estudiar la interacción entre la radiación y el objeto biológico debe ser la determinación de la energía absorbida por un cuerpo expuesto a los campos eléctrico y magnético que componen una señal RF: la dosimetría. Esta energía absorbida está directamente relacionada con los campos “internos”, es decir los campos eléctrico y magnético dentro del ser vivo. El indicador más utilizado es la tasa de absorción específica (SAR, medida en watts por kilogramo). La SAR de un organismo biológico depende de parámetros de exposición tales como la frecuencia de la radiación, la intensidad, la polarización, la configuración de la fuente radiante, las superficies de reflexión, tamaño, forma y propiedades eléctricas del cuerpo [KNA2001].

Esta tesis lo que permite es lograr el cálculo de SAR para la zona de la cadera a través de un software de simulación. Es necesario este software, ya que el cálculo

de SAR no es tan sencillo; se deben utilizar métodos matemáticos complejos para su solución. Para esto, se sabe que la SAR es directamente proporcional al cuadrado de la intensidad de campo eléctrico que sería el parámetro a medir luego de lograr la simulación. Sin embargo, existen programas que pueden determinar el cálculo de SAR al colocar los parámetros necesarios y estableciendo la zona de interés. Conociendo entonces la distribución de capas de tejidos biológicos en la zona de la cadera, será posible tener las simulaciones ante diversos casos de exposición a radiación electromagnética.

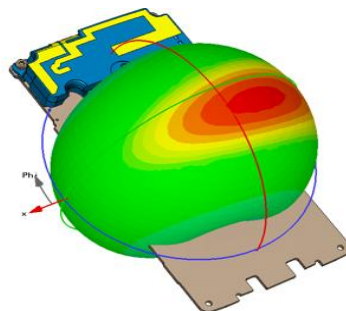
De este modo se llegará a concluir el objetivo de la tesis, siendo probable que las investigaciones realizadas en esta tesis sean motivo de trabajos futuros e investigaciones mucho más detalladas.

## Capítulo 1

### Descripción del Problema

#### 1.1 Marco Problemático

El uso de teléfonos móviles está aumentando rápidamente, con el aumento consiguiente del número de estaciones base [ITU2011], a menudo situadas en zonas públicas. No obstante, la exposición del público a estas estaciones es baja. Normalmente los sistemas funcionan a frecuencias cercanas a los 900 MHz o 1,8 GHz y utilizan tecnología analógica o digital, aún así la radiación que se tiene para ambos casos de tecnología son motivos de análisis. Se ha logrado realizar simulaciones sobre la radiación de la antena del teléfono móvil, indicando su patrón de radiación como lo muestra la figura 1-1, en el que se observa el patrón de radiación de un terminal móvil que trabaja a 1.8GHz en la red GSM [SIM2008].

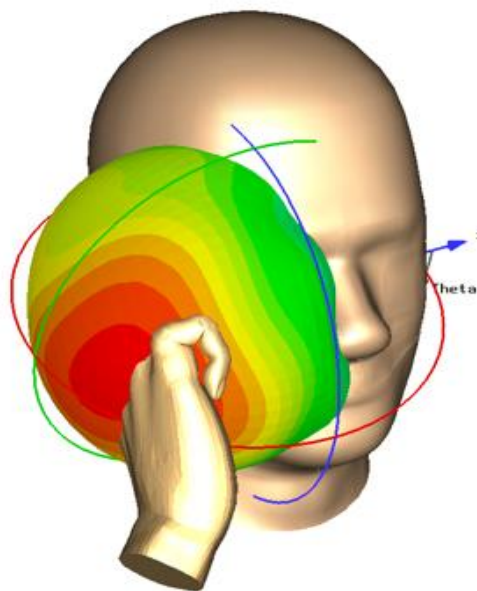


**FIGURA 1-1: SIMULACIÓN DE RADIACIÓN DE TELÉFONO MÓVIL**

Fuente: "Simulation of Mobile phone antenna performance" [SIM2008]



Basándose en las exposiciones a teléfonos celulares, en décadas anteriores solamente se tenía un estudio de SAR a nivel de la cabeza, siendo de gran utilidad esta simulación para poder indicar el nivel máximo de potencia que debe radiar el terminal móvil, con la finalidad de prevenir que la radiación impacte en órganos vitales dentro de la cabeza. Se encontraron, para los límites de SAR en la cabeza, los valores de 10W/kg para trabajadores ocupacionales y 2W/kg para trabajadores no ocupacionales [SAR2010]. En la figura 1-2 se aprecia la distribución de campo eléctrico y magnético luego de haber incidencia, siendo la primera zona de impacto el oído, luego será posible analizar en la simulación la intensidad de campo presente en cada capa de la cabeza.



**FIGURA 1-2: SIMULACIÓN DE RADIACIÓN EN LA CABEZA**

Fuente: "Simulation of Mobile phone antenna performance" [SIM2008]

## 1.2 Definición del Problema

Hoy en día se utilizan dispositivos de "manos libres" que permiten establecer la comunicación sin necesidad de tener el teléfono celular cerca de la cabeza. Esta innovación a simple vista parece ser una solución en el caso en el que se necesite tener las manos ocupadas, y al mismo tiempo entablar conversaciones por medio del teléfono móvil. La figura 1-3 representa a una persona manejando su auto y además utilizando los servicios de telefonía móvil.



**FIGURA 1-3: PERSONA UTILIZANDO SERVICIO HANDS FREE**

Fuente: "Look Ma, no hands!" [LMN2007]

Generalmente se tienen los teléfonos celulares guardados en los bolsillos de la zona superior de la pierna, por lo que una inminente radiación impactaría en órganos vitales y otros tejidos que se encuentren alrededor de la cadera. De esta manera nace la necesidad de tener un estudio en dichas zonas, por lo que se tendría que realizar una simulación que evalúe el comportamiento de esos tejidos a exposiciones de radiaciones no ionizantes.

### **1.3 Justificación del Problema**

Un conocimiento más preciso de las propiedades eléctricas de los tejidos permitirá el desarrollo de fantomas más realistas y unas mejores simulaciones teóricas para el cálculo de SAR [SEB2006]. De esta forma se lograría implementar fantomas como los que se muestran en la figura 1-4, tanto para la cabeza como para otras zonas del cuerpo en donde exista exposición a radiaciones no ionizantes. Para el caso de este proyecto, será motivo de realizar también fantomas para la zona de la cadera y región pélvica. Es necesario que estas simulaciones se apoyen en métodos matemáticos, por lo que en esta tesis se utilizará un software que permita analizar la interacción de las radiaciones no ionizantes con tejidos biológicos.



**FIGURA 1-4: FANTOMAS**

**Izquierda: Fantoma Antropomórfico. Derecha: Fantoma Numérico.**

Fuente: "Medición de radiaciones en seres vivos" [SEB2006]

Será fundamental desarrollar una simulación para la zona de la cadera en el que se analice la interacción de campos electromagnéticos según las características que presenten las distintas fuentes de radiación: dispositivos electrónicos, terminales móviles, etc.

Para poder lograr la simulación, será necesario hallar los valores de tasa de absorción específica, puesto que es importante en el tema de evaluación sobre los riesgos de las radiaciones no ionizantes, ya que permite analizar los límites de exposición en el rango de 100KHz a 10GHz [RAD2009]. De este modo, se podría realizar una investigación inicial en el área para el ámbito local, pues no hay mucho desarrollo sobre este tema en nuestro país.

## **Capítulo 2**

### ***Estado del Arte y Marco Teórico***

#### **2.1 Estado del Arte**

Se presentará el estado del arte sobre las radiaciones no ionizantes y además los avances que se han logrado desarrollar en torno al presente trabajo, es decir las mediciones y simulaciones obtenidas para la tasa de absorción específica.

##### **2.1.1 ICNIRP: Comisión internacional para la protección contra las radiaciones no ionizantes**

En el año 1974, la Asociación Internacional para la Protección contra la Radiación (IRPA) formó un grupo de trabajo para Radiaciones No Ionizantes. Luego en el congreso de la IRPA en París en 1977, este grupo de trabajo se convirtió en el Comité Internacional para las Radiaciones No Ionizantes (INIRC). En 1992 durante el octavo congreso internacional de la IRPA que se dio a cabo en Montreal, se estableció una nueva organización científica independiente: La Comisión Internacional para la Protección contra las Radiaciones No Ionizantes (ICNIRP) como sucesora de la IRPA/INIRC [ICN1998].

ICNIRP es un grupo independiente de expertos que permitirán evaluar el estado del conocimiento acerca de los efectos de la RNI en la salud y el bienestar humano, para proporcionar información sobre protección contra la radiación no ionizante.

Las recomendaciones de exposición desarrolladas por ICNIRP están orientadas a proteger a las personas de los efectos negativos a la exposición a las RNI. Debido a que las consecuencias adversas de exposición a RNI pueden ser desde insignificantes hasta llegar a amenazar la vida, se requiere un juicio equilibrado antes de decidir sobre las recomendaciones de exposición.

**TABLA 2-1: MECANISMOS DE INTERACCIÓN EN DIFERENTES ZONAS DEL ESPECTRO ELECTROMAGNÉTICO**

<b>Zona del espectro RNI</b>	<b>Mecanismos relevantes de interacción</b>	<b>Efectos adversos</b>	<b>Cantidades físicas biológicamente efectivas</b>	<b>Exposición, niveles de referencia</b>
Campos eléctricos estáticos	Cargas eléctricas superficiales	Molestia de los efectos superficiales, shock	Intensidad de campo eléctrico externo	Intensidad de campo eléctrico
Campos magnéticos estáticos	Inducción de campos eléctricos en fluidos en movimiento y tejidos	Efectos en el sistema cardiovascular y sistema nervioso central	Densidad de flujo magnético externo	Densidad de flujo magnético
Campos eléctricos variables en el tiempo (hasta 10MHz)	Cargas eléctricas superficiales. Inducción de campos eléctricos y corrientes	Molestia de los efectos superficiales, electro-shock y quemaduras.  Estimulación de células nerviosas y musculares.	Intensidad de campo eléctrico externo.  Intensidad de campo eléctrico o densidad de corriente.	Intensidad de campo eléctrico.  Intensidad de campo eléctrico
Campos magnéticos variables en el tiempo (hasta 10MHz)	Inducción de campos eléctricos y corrientes	Estimulación de las células nerviosas y musculares	Tejido expuesto a intensidad de campo eléctrico o densidad de corriente.	Densidad de flujo magnético
Campos electromagnéticos (100KHz a 300GHz)	Inducción de campos eléctricos y corrientes; absorción de energía dentro del cuerpo	Excesivo calentamiento, electroshock y quemaduras.	Tasa de absorción específica de energía. Densidad de potencia	Intensidad de campo eléctrico; intensidad de campo magnético; densidad de potencia

Fuente: "Radiaciones No Ionizantes" [RAD2009]

Un agente físico tiene que interactuar con el tejido blanco para inducir un efecto biológico. El agente externo al cuerpo y los criterios de valoración biológicos son directamente mensurables, pero la interacción decisiva al objetivo normalmente no lo es. Por lo tanto, la cantidad biológicamente efectiva que representa la eficacia con la cual un cierto efecto biológico es inducido, necesita vincularse cuantitativamente con los campos o la radiación externa asociada (ver tabla 2-1).

En líneas generales, el proceso de evaluación usado por ICNIRP consiste de tres pasos:

- Evaluar estudios individuales en términos de su relevancia en los efectos de la salud y la calidad de los métodos usados.
- Para cada efecto de salud evaluado, se requiere una revisión de toda la información relevante.
- Finalmente, los resultados de estos pasos necesitan ser combinados en una evaluación global incluyendo una evaluación de consistencia de datos en seres humanos, datos en animales y datos in-vitro.

Esto quiere decir que la estrategia general de ICNIRP es definir una restricción básica en términos de la cantidad biológicamente efectiva, y luego, si es necesario, relacionar ésta a los niveles de referencia expresados en términos de una exposición extensa mensurable, como la intensidad de campo. El uso de niveles de referencia asegura el cumplimiento de las restricciones básicas en la exposición, dado que las relaciones entre ellos se han desarrollado para situaciones de máxima absorción o condiciones de acoplamiento entre la radiación externa o campo y la persona expuesta (el peor de los casos). Es necesario entonces, hacer una investigación más detallada. El uso de este procedimiento tiene varias ventajas [RAD2009]:

- Las restricciones básicas (en términos de cantidades biológicamente efectivas) se relacionan estrechamente a los mecanismos biológicos.
- Los niveles de referencia son más fáciles de evaluar y, a través de más evaluaciones técnicas, más fácilmente relacionados a los niveles de emisión de las fuentes.

## **2.1.2 Restricciones Básicas y Niveles de Referencia**

Es necesario mencionar las restricciones básicas para poder establecer los límites de exposición. Se debe indicar que dichas restricciones proveen un adecuado nivel de protección de la exposición a campos electromagnéticos variables en el tiempo.

### **2.1.2.1 Restricciones Básicas**

Son las restricciones a la exposición a campos electromagnéticos variables en el tiempo que están basadas directamente en los efectos en la salud bien

establecidos. Dependiendo de la frecuencia del campo, las cantidades físicas usadas para especificar estas restricciones son la densidad de corriente (J), la tasa de absorción específica (SAR) y la densidad de potencia (S) [ICN1998].

Para esta tesis, solamente se analizará la tasa de absorción específica, que está dada por la energía absorbida por unidad de tiempo (potencia) expresada en vatios (W) por unidad de masa corporal en kilogramos (W/kg). La tasa de absorción específica (SAR) es la unidad dosimétrica empleada para cuantificar el grado de incidencia que se presenta en un sistema biológico, además de definir los límites de exposición. Se limitará el rango de frecuencias desde 100KHz hasta 10Ghz.

### **2.1.2.2 Magnitudes de campos electromagnéticos para determinar los niveles de referencia**

Los niveles de referencia son proporcionados para propósitos de evaluar en forma práctica las exposiciones y determinar si es probable que las restricciones básicas sean excedidas.

Las cantidades derivadas son la intensidad de campo eléctrico (E), expresada en voltios por metro (V/m), la intensidad de campo magnético (H), medida en amperios por metro (A/m) y la densidad de flujo magnético (B), medida en teslas (T). El flujo de energía de la onda electromagnética, conocido como densidad de potencia (S), se propaga transversalmente a estos dos componentes (E y H) y se cuantifica mediante el vector de Poynting [SKV2006].

“Respetar los niveles de referencia asegurará que se respeten las restricciones básicas relevantes. Si los valores medidos o calculados exceden los niveles de referencia, no necesariamente son excedidas las restricciones básicas. Sin embargo, siempre que un nivel de referencia sea excedido, es necesario evaluar el cumplimiento de la restricción básica relevante y determinar si son necesarias medidas de protección adicionales” [RAD2009].

### 2.1.3 Límites de exposición

Las restricciones básicas para densidades de corriente, SAR de cuerpo entero promedio, SAR localizado y densidad de potencia para frecuencias hasta 300GHz son presentadas en la siguiente tabla:

**TABLA 2-2: LÍMITES BÁSICOS PARA EXPOSICIONES A CAMPOS ELÉCTRICOS Y MAGNÉTICOS DE HASTA 300GHZ**

Características de la exposición	Rango de Frecuencias	Densidad de Corriente para cabeza y tronco ( $\text{mA}\cdot\text{m}^{-2}$ ) (rms)	SAR promedio en todo el cuerpo ( $\text{Wkg}^{-1}$ )	SAR localizado en cabeza y tronco ( $\text{Wkg}^{-1}$ )	SAR localizado en extremidades ( $\text{Wkg}^{-1}$ )	Densidad de potencia ( $\text{Wm}^{-2}$ )
Exposición Ocupacional	Hasta 1Hz	40	-	-	-	-
	1 - 4Hz	40/f	-	-	-	-
	4Hz – 1KHz	10	-	-	-	-
	1KHz - 100KHz	f/100	-	-	-	-
	100KHz – 10 MHz	f/100	0,4	10	20	-
	10MHz – 10GHz	-	0,4	10	20	-
	10GHz – 300GHz	-	-	-	-	50
Exposición al público en general	Hasta 1Hz	8	-	-	-	-
	1 - 4Hz	8/f	-	-	-	-
	4Hz – 1KHz	2	-	-	-	-
	1KHz – 100KHz	f/500	-	-	-	-
	100KHz – 10 MHz	f/500	0,08	2	4	-
	10MHz – 10GHz	-	0,08	2	4	-
	10GHz – 300GHz	-	-	-	-	10

Fuente: “Radiaciones No Ionizantes” [RAD2009]

Se observan los valores de Tasa de Absorción Específica a partir de 100KHz y se detallan los límites para todo el cuerpo y para diferentes zonas localizadas.

#### 2.1.3.1 La exposición ocupacional

El criterio empleado para determinar el límite de exposición para las personas expuestas a radiaciones por razones de trabajo se basó en una jornada laboral de 40 horas semanales durante 50 semanas al año. Los límites de exposición



ocupacional se aplican en dependencia a la frecuencia que existe exposición de cuerpo completo.

Estos límites de exposición equivalen aproximadamente a la densidad de potencia de una onda plana incidente necesaria para producir una SAR promedio de 0.4 W/kg para el cuerpo completo. A continuación se presenta una tabla donde se detallan los límites de exposición:

**TABLA 2-3: LÍMITES DE EXPOSICIÓN OCUPACIONAL**

Rango de Frecuencias	Intensidad de Campo Eléctrico (Vm <sup>-1</sup> )	Intensidad de Campo Magnético (Am <sup>-1</sup> )	Densidad de Flujo Magnético (uT)	Densidad de potencia (Wm <sup>-2</sup> )
Hasta 1Hz	-	1,63 x 10 <sup>5</sup>	2 x 10 <sup>5</sup>	-
1 – 8Hz	20 000	1,63 x 10 <sup>5</sup> / f <sup>2</sup>	2 x 10 <sup>5</sup> / f <sup>2</sup>	-
8Hz – 25Hz	20 000	2 x 10 <sup>4</sup> / f	2,5 x 10 <sup>4</sup> / f	-
25Hz – 820Hz	500/f	20/f	25/f	-
820Hz – 65KHz	610	24,4	30,7	-
65KHz – 1MHz	610	1,6/f	2/f	-
1MHz – 10MHz	610/f	1,6/f	2/f	-
10MHz – 400MHz	61	0,16	0,2	10
400MHz – 2GHz	3 x f <sup>0,5</sup>	0,008 x f <sup>0,5</sup>	0,01 x f <sup>0,5</sup>	f/40
2GHz – 300GHz	137	0,36	0,45	50

Fuente: “Radiaciones No Ionizantes” [RAD2009]

### 2.1.3.2 La exposición poblacional

La población en general, que obviamente es mayor a la población expuesta a radiaciones por razones laborales, puede correr riesgos que por lo general no se pueden controlar individualmente. Por ellos se establece que los valores límite de exposición de la población en general deben ser la quinta parte de los valores aceptados para la exposición ocupacional en la mayor parte del espectro (de 10MHz a 300GHz). De este modo la densidad de potencia de una onda plana incidente debe ser capaz de producir una tasa de absorción específica promedio de hasta 0.08 W/kg para el cuerpo completo. La siguiente tabla presenta los límites de exposición en detalle:

**TABLA 2-4: LÍMITES DE EXPOSICIÓN POBLACIONAL**

Rango de Frecuencias	Intensidad de Campo Eléctrico (Vm <sup>-1</sup> )	Intensidad de Campo Magnético (Am <sup>-1</sup> )	Densidad de Flujo Magnético (uT)	Densidad de potencia (Wm <sup>-2</sup> )
Hasta 1Hz	-	3,2 x 10 <sup>4</sup>	4 x 10 <sup>4</sup>	-
1 – 8Hz	10 000	3,2 x 10 <sup>4</sup> / f <sup>2</sup>	4 x 10 <sup>4</sup> / f <sup>2</sup>	-
8Hz – 25Hz	10 000	4000/ f	5000/ f	-
25Hz – 800Hz	250/f	4/f	5/f	-
800Hz – 3KHz	250/f	5	6,25	-
3KHz – 150KHz	87	5	6,25	-
150KHz – 1MHz	87	0,73/f	0,92/f	-
1MHz – 10MHz	87 / f <sup>0,5</sup>	0,73/f	0,92/f	-
10MHz – 400MHz	28	0,073	0,092	2
400MHz – 2GHz	1,375 x f <sup>0,5</sup>	0,0037 x f <sup>0,5</sup>	0,0046 x f <sup>0,5</sup>	f/200
2GHz – 300GHz	61	0,16	0,2	10

Fuente: “Radiaciones No Ionizantes” [RAD2009]

## 2.1.4 Mediciones de SAR realizadas

En esta sección se describirán las mediciones que se llevaron a cabo en los últimos años, indicando sus características.

### 2.1.4.1 Sondas eléctricas en fantomas

Un fantoma es un material sintético que tiene, a las frecuencias de interés, unas propiedades eléctricas equivalentes a las del tejido biológico real en el que se quiere medir. El valor de SAR está especificado una vez que se conocen el valor del campo eléctrico, conductividad eléctrica y la densidad del tejido. Para determinar la intensidad de campo eléctrico se utiliza una sonda en miniatura o una sonda térmica implantada en el fantoma. La lectura de datos se realiza por medio de fibra óptica. Una sonda eléctrica está formada por tres hilos metálicos denominados dipolos, situados en las tres direcciones del espacio (x, y, z) para obtener medidas isotrópicas. La longitud de estos hilos es muy importante, puesto que la sensibilidad de la sonda es proporcional a su longitud, mientras su resolución espacial es inversamente proporcional a su longitud. La sensibilidad en unidades de SAR para un dipolo de 5mm de longitud es de menos de 0,2 W/kg [SEB2006].

Cuando se hacen medidas a bajas frecuencias, se tienen señales espurias que son captadas por los cables de baja impedancia. Es por esto que se prefiere hacer las

mediciones con sondas eléctricas a partir de 150MHz. El límite de frecuencia superior está delimitado por la longitud de onda de la radiación en el fantoma y la longitud de dipolo de la sonda.

#### **2.1.4.2 Sondass de Temperatura**

Se ha tenido un gran auge con el desarrollo de la sondass de temperatura, puesto que con los sistemas actuales de alta resolución pueden determinar con exactitud cambios de temperatura de tan solo 0,01°C en tejidos biológicos expuestos a radiaciones intensas. Se pueden realizar medidas de SAR a partir de estas mediciones de temperatura, ya que la temperatura crece linealmente luego de que un tejido ha sido expuesto a radiaciones intensas. Sin embargo, la conductividad del tejido aumenta con la temperatura, por lo que se tiene mayor absorción de energía [SEB2006].

El valor de SAR es proporcional al calor específico del tejido y al incremento de temperatura, e inversamente proporcional al tiempo de exposición. De este modo, la radiación en el fantoma debe realizarse con una señal de RF intensa y durante un tiempo corto. Se debe garantizar que no haya pérdidas térmicas apreciables, sino el valor de SAR obtenido será muy inferior al valor correcto.

Sin embargo, existen limitaciones como los sensores basados en termopares que perturban la distribución original del campo de RF, por lo que no sería una herramienta adecuada para obtener mediciones de SAR.

La estructura de una sonda de temperatura moderna consiste de una fibra óptica con diámetro inferior a 1mm, teniendo su extremo recubierto por una fina película de fósforo que actúa como sensor. La ventaja de utilizar fibra óptica se basa en su inmunidad a las interferencias en el espectro de RF.

Para los trabajos experimentales se hicieron modelos de la cabeza y del cuerpo humano, para que luego exponerlos a radiaciones muy intensas. Se encontró que para poder obtener medidas precisas de SAR mediante una sonda de temperatura es necesario que existan puntos en el objeto biológico con valores de SAR de al menos 20 W/kg. En caso se utilicen fuentes de radiación de baja potencia, es muy difícil hacer medidas precisas. Además, la sensibilidad de las sondass térmicas es

inferior a 0,2 mW/kg [SEB2006]. Este valor de sensibilidad es menor que el de sondas eléctricas.

### **2.1.4.3 Técnicas**

Las técnicas que se detallarán son capaces de determinar la distribución de SAR en un plano dentro de un volumen tridimensional.

La técnica de cristal líquido proporciona una visualización cualitativa de la distribución de temperatura. La lámina se introduce en un corte previamente realizado en el objeto y se deja ahí hasta finalizada la exposición a la radiación. Su utilidad está limitada por el carácter cualitativo de los resultados que proporciona.

También se desarrolló la técnica termográfica, en las que se utilizan fantomas o animales. Estos deben ser diseccionados en el punto de interés. Después de la exposición a radiación de alta intensidad durante un pequeño intervalo de tiempo, se procede a separar rápidamente las dos partes y se explora la cara interior de una de ellas utilizando la cámara termográfica de infrarrojos. Luego se comparan las temperaturas antes y después de la exposición. La precisión de esta técnica depende del tamaño del modelo.

La técnica de imágenes por resonancia magnética proporciona una distribución de la temperatura y es la única técnica no invasiva. Sin embargo, su costo es muy elevado y es poco práctico en muchas aplicaciones.

Por último existe la técnica de obtención de imágenes por luminiscencia, que permite obtener mapas de distribución de SAR en objetos idealmente transparentes. El principio físico consiste en el cambio de la intensidad de la luz emitida por el compuesto químico-luminiscente durante la exposición a la radiación.

### **2.1.4.4 SAR promediada**

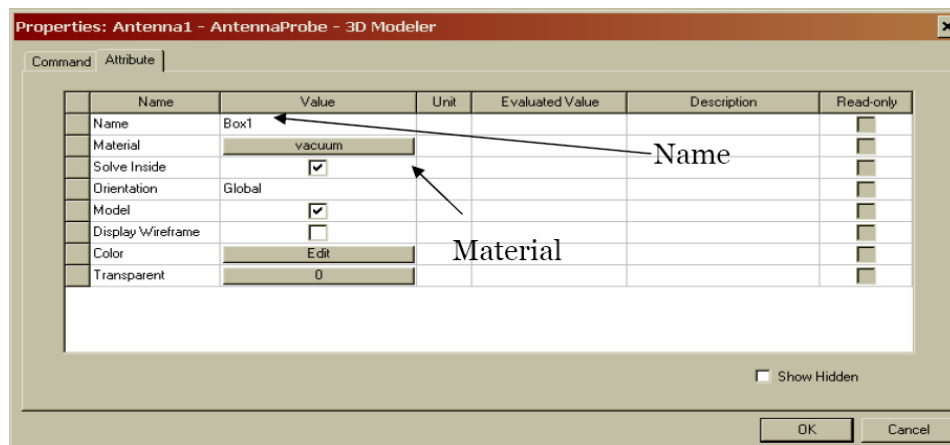
El valor de SAR promediada puede obtenerse en fantomas y cadáveres de animales; a diferencia de las mediciones locales, en este caso se utilizan técnicas calorimétricas. La técnica más sencilla y económica utiliza un vaso Dewar (una especie de "termo") y el tiempo que tiene que transcurrir para obtener el valor de SAR no resulta muy largo (unos 30 minutos para un ratón) [SEB2006].

Existe otra técnica que es mucho más utilizada llamada calorímetro de doble vaso. Este método resulta práctico sobre todo con muestras biológicas pequeñas. Para la medida de SAR se utilizan dos cadáveres de animales o fantasmas de igual peso y en equilibrio térmico. Se debe exponer uno de los cuerpos a una radiación de RF y luego introducir cada uno de ellos en un vaso del calorímetro. El valor de SAR promediado se determina a partir de la diferencia en el calor transferido a una cierta cantidad de agua en el calorímetro [SEB2006].

Sin embargo esta última técnica presenta dificultades y limitaciones al momento de intentar medir el valor de SAR en fantasmas o animales grandes. Es probable que deba esperarse varios días, y en caso de cadáveres, esto sería un problema ya que la descomposición del cuerpo introduce errores en el valor de SAR.

### 2.1.5 Simulación de SAR realizado para la cabeza (fantoma) utilizando HFSS Ansoft

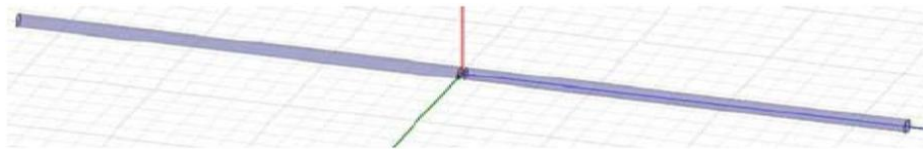
En este caso se creó una antena dipolo como fuente de radiación electromagnética. En la simulación hallada [FIN2006] se creó primero un brazo del dipolo configurando los siguientes parámetros mostrados en la figura 2-1:



**FIGURA 2-1: PARAMETROS DE CONFIGURACION DE ANTENA**

Fuente: "Finite Element tutorial in Electromagnetics" [FIN2006]

Para el otro brazo de la antena dipolo se utilizó la opción "Mirror" y se obtuvo el otro brazo del dipolo. Luego se seleccionaron ambos brazos y se pudo utilizar la opción "Unite" para agrupar ambos brazos y puedan conformar una sola antena. Luego de realizar ese procedimiento se obtuvo lo siguiente en la grilla del HFSS Ansoft:

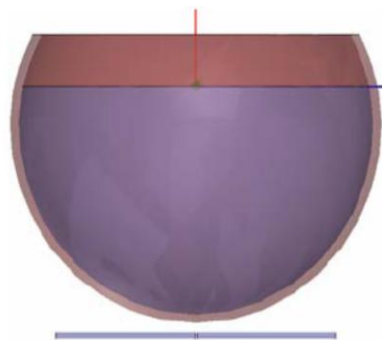


**FIGURA 2-2: ANTENA DIPOLO**

Fuente: "Finite Element tutorial in Electromagnetics" [FIN2006]

Luego fue posible darle parámetros de impedancia a la antena, después de esto se definió un "lumped port" en el que se requirió de calibración. Finalmente el "port solver" determinó el patrón de radiación de la onda viajera, utilizando las ecuaciones de Maxwell.

Luego de que se contara con la fuente de radiación, se modeló el fantoma para la sección de la cabeza. Para esta simulación solo se ha modelado la cabeza y el fluido que compone el cerebro como se muestra en la figura 2-3. Para la cabeza se consideró una constante dieléctrica de 4,6 mientras para el fluido se consideró una constante dieléctrica de 42,9 y conductividad de 0,9. Se han truncaron ambas esferas para poder analizar mejor lo que sucede con la distribución de campos electromagnéticos dentro del fantoma.



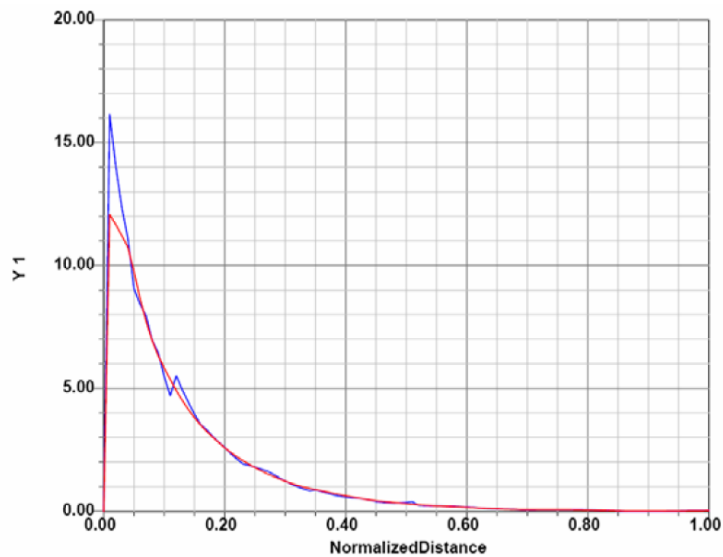
**FIGURA 2-3: FANTOMA MODELADO PARA LA CABEZA**

Fuente: "Finite Element tutorial in Electromagnetics" [FIN2006]

Después de realizar los modelos, se procedió con la creación de una línea para el cálculo de SAR, para esto se utilizó una caja transparente rellena de aire.

Además se utilizó la configuración de la radiación en la frontera y en campo lejano. Para la configuración del análisis se eligió la frecuencia de 835MHz, utilizado para telefonía celular. Luego de analizar la convergencia se pudo crear reportes en el menú "Results". Primero se realizó un reporte sobre el Return Loss utilizando el

parámetro S11, después de esto se creó un reporte para la Tasa de Absorción específica mostrado en la figura 2-4 (Y1 es “Local\_SAR y Average\_SAR”) en el que se haya el valor de SAR según la distancia normalizada.



**FIGURA 2-4: RESULTADOS DE SIMULACION DE SAR**

Fuente: “Finite Element tutorial in Electromagnetics” [FIN2006]

## 2.2 Marco Teórico

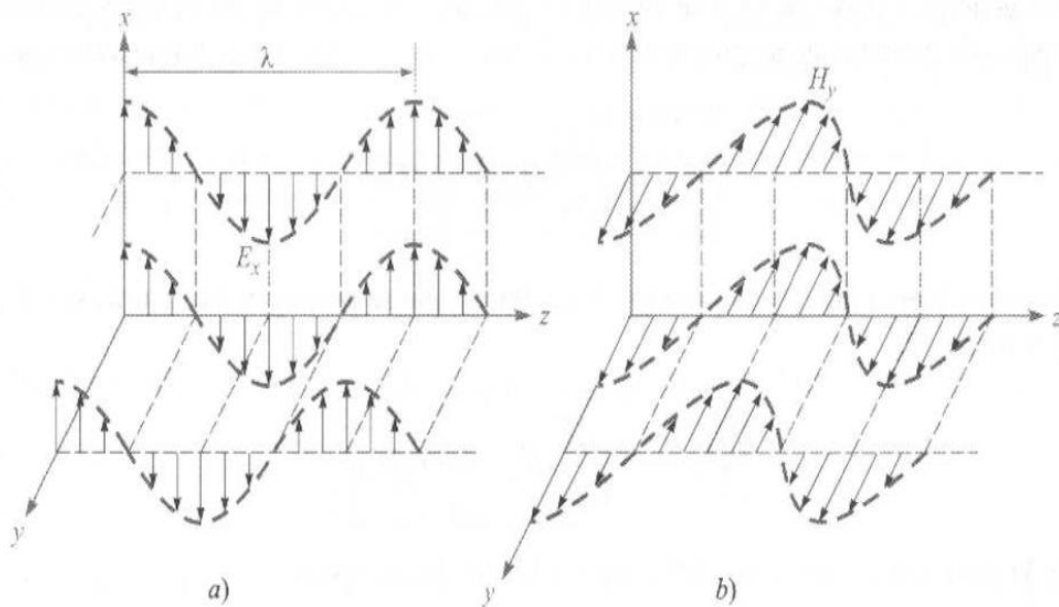
Se dará una base teórica necesaria para el entendimiento y desarrollo de la tesis propuesta.

### 2.2.1 Aspectos teóricos sobre la Radiación Electromagnética

#### 2.2.1.1 La onda plana uniforme

##### 2.2.1.1.1 Propagación de la onda en espacio libre

En el espacio libre los campos no están encerrados por ninguna estructura, por lo que pueden tener cualquier magnitud y dirección, las cuales están determinadas por la fuente generadora (por ejemplo, una antena). Luego de analizar las ecuaciones de Maxwell, se determina que el campo eléctrico (E) y magnético (H) se encuentran en el plano transversal, es decir ambos son perpendiculares a la dirección de propagación como se muestra en la figura 2-5 [HAY2006]:



**FIGURA 2-5: PROPAGACION DE LA ONDA EN EL VACIO**

**a) Campo Eléctrico**

**b) Campo Magnético**

Fuente: “Teoría Electromagnética” [HAY2006]

La longitud de onda perteneciente a la onda EM se define por:

$$\lambda_o = \frac{c}{f} \quad \text{.....(1)}$$

donde  $c = 3 \times 10^8$  m/s es la velocidad de la luz y  $f$  es la frecuencia de la onda.

Además luego de desarrollar las ecuaciones de Maxwell, se tiene la siguiente ecuación llamada ecuación vectorial de Helmholtz en el espacio libre, donde  $k_o$  es la constante de propagación [HAY2006] y  $E_{xs}$  es el valor de intensidad de campo eléctrico que se distribuye para un tiempo determinado ( $t=0$ ).

$$\nabla^2 E_{xs} = -k_o^2 E_{xs} \quad \text{.....(2)}$$

Además se sabe que:

$$k_o = \frac{2\pi}{\lambda} = \frac{2\pi f}{c} = 2\pi f \sqrt{\mu_o \epsilon_o} \quad \text{.....(3)}$$

donde  $\epsilon_o$  es la permitividad eléctrica en el vacío y  $\mu_o$  es la permeabilidad magnética en el vacío. Otro parámetro importante es la polarización, cuya dirección está dada por el vector de campo eléctrico. Es importante, ya que el campo eléctrico determina la absorción de la onda en cuerpos biológicos. El campo eléctrico en el



vacío se define por, en el cual  $z$  es la distancia a la que se desea medir la intensidad de campo eléctrico:

$$\vec{E}_{xs} = E_{xs}^+ \cos(\omega t - k_o z) \quad \text{.....(4)}$$

La densidad de potencia transportada por una onda EM está dada por su dirección de propagación, que es el vector de Poynting ( $S$ ).

$$S = E \times H \quad \text{W/m}^2 \quad \text{.....(5)}$$

Este vector  $S$  indica la dirección del flujo de potencia instantáneo. Además los vectores  $E$  y  $H$  están relacionados por el valor de la impedancia intrínseca del medio. Para el vacío:

$$\eta_o = \frac{E}{H} = 377\Omega \quad \text{.....(6)}$$

Hasta aquí se han analizado las ondas en el vacío, pero en una situación de incidencia, la radiación de las ondas EM se propagará a través de la materia y, por tanto cambiará su velocidad de propagación. Es por esto que se detallarán los distintos materiales

### 2.2.1.1.2 Propagación de la onda en dieléctrico

En este caso luego de desarrollar la ecuación de Helmholtz para un medio dieléctrico se tiene que la constante de propagación ahora puede tomar valores complejos por lo que se tiene la siguiente solución para la ecuación de Helmholtz [HAY2006]:

$$jk = \alpha + j\beta \quad \text{.....(7)}$$

El efecto de tener una constante de propagación compleja es que cambia su amplitud por la distancia. Por lo general el valor de  $\alpha$  es positivo, por lo que tiene un efecto atenuador y es llamada coeficiente de atenuación.  $\beta$  es la constante de fase, que define además la velocidad de propagación. El campo eléctrico ahora se define por:

$$\vec{E}_{xs} = E_{xs}^+ e^{-\alpha z} \cos(\omega t - \beta z) \quad \text{.....(8)}$$

Las formas en que los procesos físicos en un material pueden afectar el campo eléctrico de la onda están descritas por la permitividad compleja:

$$\epsilon = \epsilon' - j\epsilon'' = \epsilon_o (\epsilon_r' - j\epsilon_r'') \quad \text{.....(9)}$$

Las pérdidas magnéticas se despreciarán ya que en la mayoría de materiales u objetos se tiene  $\mu=\mu_0$ . Entonces ahora la constante de propagación tendrá la forma de:

$$k = 2\pi f \sqrt{\mu(\varepsilon' - j\varepsilon'')} = 2\pi f \sqrt{\mu\varepsilon'} \sqrt{1 - j \frac{\varepsilon''}{\varepsilon'}} \quad \text{.....(10)}$$

Se define ahora la tangente de pérdidas como la relación entre  $\varepsilon''/\varepsilon'$ . En caso esta tangente sea nula o despreciable, entonces se tendrá una constante de propagación real. La impedancia intrínseca ahora será  $\eta = \frac{\eta_0}{\sqrt{\varepsilon_r'}}$  y la longitud de

onda será  $\lambda = \frac{\lambda_0}{\sqrt{\varepsilon_r'}}$

### 2.2.1.1.3 Propagación de la onda en conductor

Las corrientes se forman por el movimiento de los electrones libres y huecos, y se tiene que  $\sigma$  es la conductividad del material. Con una conductividad muy alta, la onda pierde potencia debido al calentamiento resistivo del material.

Luego de realizar la comparación con la solución en un medio dieléctrico se tiene que:

$$\varepsilon'' = \frac{\sigma}{2\pi f} \quad \text{.....(11)}$$

y la tangente de pérdidas se convierte en  $\sigma/(2\pi f\varepsilon')$ .

Entonces como se mencionó anteriormente, si se tiene una constante de conductividad muy alta, entonces la tangente de pérdidas será alta y entonces la constante de propagación será compleja, por lo que la constante de atenuación afectará a la onda.

### 2.2.1.1.4 Efecto piel (en buenos conductores)

En este caso en el que la conductividad es muy alta, se pueden hacer aproximaciones y determinar para la constante de propagación que [HAY2006]:

$$\alpha = \beta = \sqrt{\pi f \mu \sigma} \quad \text{.....(12)}$$

La distancia para la cual la intensidad de campo eléctrico se atenúa un factor de  $e^{-1} = 0,368$  está definido por:

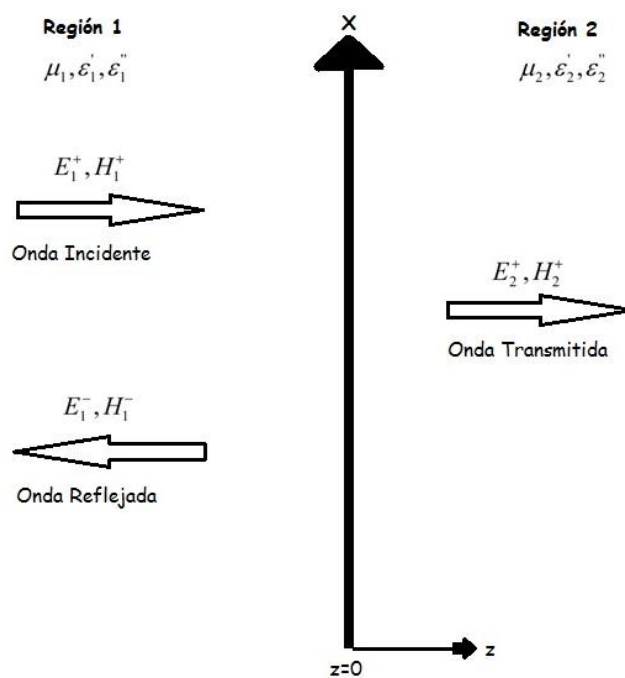
$$z = \delta = \frac{1}{\sqrt{\pi f \mu \sigma}} \quad \dots\dots(13)$$

Esta distancia se denomina profundidad de penetración o profundidad de piel y es una característica importante en la descripción del comportamiento de un conductor sometido a campos electromagnéticos.

## 2.2.1.2 Incidencia de ondas planas

### 2.2.1.2.1 Coeficiente de Reflexión

El fenómeno de reflexión se considera cuando una onda plana uniforme incide en la frontera entre las regiones que se componen dos materiales diferentes.



**FIGURA 2-6: INCIDENCIA PLANA**

Fuente: "Creación Propia"

Por la figura 2-6 se puede definir el coeficiente de reflexión como la relación entre la amplitud de la onda reflejada entre la onda incidente, entonces se tiene:

$$\Gamma = \frac{E_{x1}^-}{E_{x1}^+} = \frac{\eta_2 - \eta_1}{\eta_2 + \eta_1} \quad \dots\dots(14)$$

### 2.2.1.2.2 Reflexión de ondas sobre interfaces múltiples

Se analizará el estado estable, en el que la fuente se mantiene constante, esto quiere decir que la onda incidente es la misma y solo se fragmenta por cada interfaz que atraviesa.

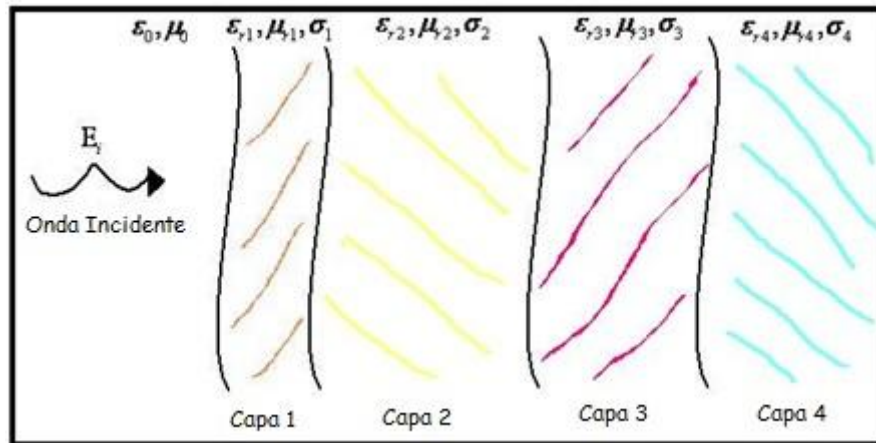


FIGURA 2-7: INCIDENCIA EN INTERFASES MÚLTIPLES

Fuente: "Creación Propia"

En el caso de la figura anterior, para el estado estable se tendrían cinco ondas. La onda incidente y reflejada en la región 1, dos ondas que se propagan en direcciones opuestas en la región 2 y la onda transmitida neta en la región 3.

Para su hallar la onda reflejada en la región 1, primero se debe hallar el coeficiente de reflexión en la región 2, en el que se refleja la onda que incide en la región 3.

$$\Gamma_{23} = \frac{E_{x2}^-}{E_{x2}^+} = \frac{\eta_3 - \eta_2}{\eta_3 + \eta_2} \quad \dots(15)$$

Ahora se define la impedancia de la onda  $\eta_w$  como la razón dependiente de la posición  $z$  del campo eléctrico total y el campo magnético total. Para la región 2, resolviendo en la posición  $z = -l$  se obtiene:

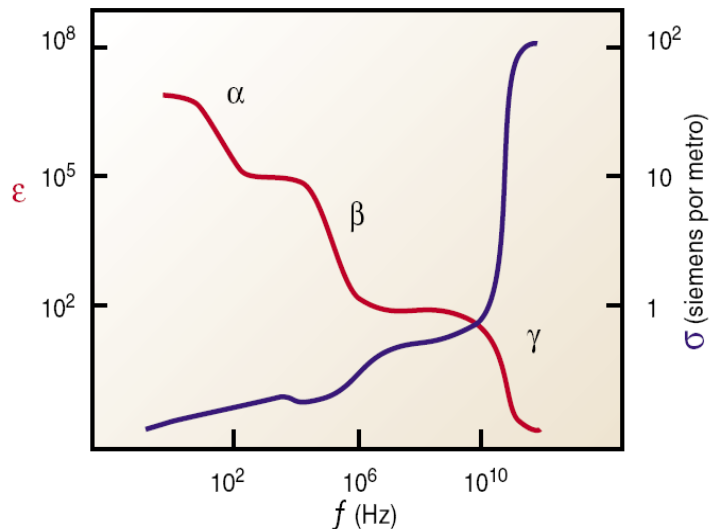
$$\eta_{ent} = \eta_w(z = -l) = \eta_2 \frac{\eta_3 \cos(\beta_2 l) + j\eta_2 \text{sen}(\beta_2 l)}{\eta_2 \cos(\beta_2 l) + j\eta_3 \text{sen}(\beta_2 l)} \quad \dots(17)$$

De este modo es posible hallar la impedancia de la onda en la interfaz y por consiguiente hallar el coeficiente de reflexión para el medio 1 [HAY2006]:

$$\Gamma_{ent} = \frac{E_{x1}^-}{E_{x1}^+} = \frac{\eta_{ent} - \eta_1}{\eta_{ent} + \eta_1} \quad \dots(18)$$

## 2.2.2 Propiedades eléctricas en tejidos

La figura 2-8 muestra el comportamiento de las propiedades eléctricas según la frecuencia. Se detallarán cada una de las características en los siguientes incisos.



**FIGURA 2-8: CONDUCTIVIDAD Y PERMITIVIDAD RELATIVA VS. FRECUENCIA**

Fuente: "Medición de radiaciones en seres vivos" [SEB2006]

### 2.2.2.1 Características de la conductividad eléctrica

#### 2.2.2.1.1 Para bajas frecuencias (menor a 0,1MHz)

La conductividad del tejido es dominada por la conducción de los electrolitos, por lo que la corriente que atraviesa la membrana celular es muy pobre a comparación de los electrolitos en el espacio extracelular. Asumiendo una fracción típica del fluido extracelular en el tejido de 0,1 entonces se tiene un valor de conductividad de 2 S/m. Para el nivel DC se tiene una conductividad de 0,14 S/m. La conductividad a bajas frecuencias depende bastante de la fracción que ocupa el fluido extracelular en los tejidos. En la gráfica 2-8 se aprecia que el incremento de conductividad no es muy notable [POL1996].

#### 2.2.2.1.2 Para frecuencias entre 0,1 y 100MHz

En el rango de 0,1 a 10 MHz se exhibe en los tejidos una dispersión  $\beta$  (en la figura 2-8), debido al proceso de carga que sufren las membranas celulares a través del medio extracelular e intracelular [POL1996]. Luego de esto existe una relajación en el rango de 10 a 100MHz, en el que las membranas celulares tienen una impedancia despreciable.

### **2.2.2.1.3 Para frecuencias mayores a 100MHz**

Se presentan tres efectos importantes en la conductividad [POL1996]:

- Se tiene distintas propiedades en los tejidos y en los electrolitos, por lo que se tiene una dispersión en los tejidos en la magnitud de cientos de MHz.
- Las moléculas proteicas sufren una relajación a frecuencias menores a 1GHZ, y se tiene un aumento proporcional de la conductividad con respecto a la frecuencia.
- La dispersión acuosa y centrada a 20GHz debido a la relajación rotacional de tejidos acuoso. En este caso se aprecia (en la figura 2-8) que a partir de 10GHz se tiene un aumento drástico de conductividad.

### **2.2.2.2 Características de la permitividad eléctrica**

El incremento de conductividad con la frecuencia está asociado a un decremento de permitividad. En la figura 2-8 pueden verse las tres regiones de dispersión  $\alpha$ ,  $\beta$ , y  $\gamma$  [SEB2006].

La dispersión  $\alpha$  en bajas frecuencias se debe a varios procesos físicos, como la polarización de los contornos cerca de los tejidos, además de la polarización en estructuras de enlaces de membrana celular. A bajas frecuencias se tiene un valor de permitividad relativa en los tejidos del orden de los 10 millones.

La dispersión  $\beta$ , así como en la conductividad, es notable para el rango de frecuencias de 0,1 a 10MHz y se tiene un valor de permitividad relativa. La relajación se observa en la gráfica a la frecuencia de 3MHz.

La dispersión  $\gamma$  ocurre a la frecuencia de 25GHz a temperatura corporal, en el que el agua se distribuye en el 80% del volumen de la mayoría de los tejidos. En este rango existe un decremento en la permitividad relativa de un factor de 50.

## **2.2.3 Interacción de campo EM con tejidos biológicos**

### **2.2.3.1 Nivel DC y baja frecuencia**

Los fluidos biológicos contienen un gran número de componentes, como iones, moléculas como agua, proteínas, hormonas, etc. Algunos objetos que ocasionan radiación son las líneas de alta tensión, las subestaciones, los marcapasos,

refrigeradores, tren eléctrico, etc. La interacción de campo eléctrico a bajas frecuencias permite relacionarlo con la densidad de corriente, mientras que las líneas de campo magnético forman círculos alrededor del conductor, por lo que la única que determina la densidad del flujo magnético es la cantidad de corriente. Se encuentran valores de restricción de densidad de corriente de 0,01 A/m<sup>2</sup> y campo eléctrico de 10V/m [POL1996].

### 2.2.3.2 Radiofrecuencia y Microondas

Para la Radiofrecuencia se tienen como fuentes de exposición al calentamiento por inducción, así como las comunicaciones por radio AM, FM y televisión. En el caso de las Microondas, existen fuentes de exposición como la telefonía móvil en la banda de 900MHz y 1,8GHz, además de la tecnología Wi-Fi a 2,4GHz para el despliegue de los puntos de acceso.

Ahora se define la Tasa de Absorción específica como [POL1996]:

$$SAR = \frac{\sigma}{2\rho} |E_{tiss}|^2 = \frac{2\pi f \epsilon_0 \epsilon''}{2\rho} |E_{tiss}|^2 \quad \dots(19)$$

donde  $\rho$  es la densidad de volumen y  $E_i$  es el valor pico del campo eléctrico presente en esa porción de tejido. Las unidades de SAR entonces son watts por kilogramo (W/kg). El concepto de SAR es muy útil para cuantificar la interacción que tienen las radiaciones RF sobre tejidos vivos y se extiende hasta los 10GHz. La ecuación antes listada determina el SAR local. Para el cálculo de la SAR promedio en un determinado volumen se tiene la siguiente ecuación:

$$AverageSAR = \frac{(\int SAR dv)}{V} \quad \dots(20)$$

Donde  $V$  es el volumen del modelo y  $dv$  es el volumen de cada celda. La integral puede ser calculada sobre todo el objeto en exposición sobre muestras de 1 o 10 gramos, de este modo se calcula el volumen de cada celda dependiendo de la densidad de cada tejido.

Para RF el valor máximo de SAR se da aproximadamente en 70MHz y a unos 30MHz cuando la persona se encuentra de pie y en contacto con la tierra de RF. Se ha observado que existen efectos térmicos a menos de 1W/kg, pero no se han podido determinar umbrales de temperatura ya que debe tenerse en cuenta la relación tiempo-temperatura. Algunos de los principales efectos ocurren en la vista

al dañar la cornea, pero esto sucede para un tiempo prolongado de exposición. Se ha limitado un valor básico de SAR a 4W/kg, por encima de la cual habría efectos adversos a la salud [RRF2009].

Para las microondas, se ha determinado que ni en las peores condiciones de uso de teléfonos móviles se superan los niveles de referencia. Tampoco se han aportado evidencia de incrementos de riesgos de enfermedades como cáncer para personas que habitan cerca de estaciones base. Rara vez las microondas logran penetrar más allá del músculo, solamente se alcanza una profundidad de 2 cm, desde que se tiene la incidencia con la piel. Lo que si existe son efectos auditivos en el caso en el que se presenten campos pulsomodulados [RMW2009].

## **2.2.4 Métodos numéricos aplicados el cálculo de magnitudes EM en tejidos biológicos.**

### **2.2.4.1 Método de los momentos (MoM)**

Es un método integral basado en las funciones de Green y es también conocido como Método de Elemento de Límite (BEM). Este método permite la discretización de la radiación, como las corrientes dentro de conductores o campos en las fronteras. La matriz obtenida luego de discretizar las ecuaciones es más pequeña que la obtenida por el método FEM aunque no significa que sea escasa ni insignificante. Este método puede funcionar totalmente para 3D, solamente en el caso que la superficie del objeto no sea totalmente plano [COM2005].

Clasificación de tipos MoM:

- No limitada (abierta)
- Limitada o Parcialmente limitada (cerrada)

### **2.2.4.2 Método de elementos finitos (FEM)**

Uno de los métodos más importantes en el cálculo del campo electromagnético es el método de elementos finitos. En este caso, la discretización real de la geometría es la esencia del método, ya que permite resolver las ecuaciones diferenciales de Maxwell. Además cada parte del dominio discretizado será llamado elemento finito y la cantidad de elementos determinará los requerimientos computacionales.



Cada uno de los elementos finitos se considera que tiene propiedades constantes en el interior, mientras las variables tendrán un comportamiento bien definido que dependerá de los parámetros a ser determinados. Así, el método de elementos finitos es una técnica de aproximación para discretizar el área geométrica o el volumen de un problema físico en pequeños elementos, reduciendo la cantidad de operaciones. Es necesario establecer condiciones de frontera para que estas fronteras sean transparentes al campo dispersado [COM2005].

El FEM se utiliza generalmente en dominio de la frecuencia y cada solución de la matriz del sistema da la solución para una frecuencia. Un programa basado en FEM es el HFSS Ansoft, así como EMPro Agilent.

#### **2.2.4.3 Diferencias finitas en el dominio del tiempo (FDTD)**

En este caso las ecuaciones de Maxwell son discretizadas por ecuaciones diferenciales finitas. La solución es hallada paso a paso en la grilla discretizada. Se deben dar valores de permitividad y conductividad a cada celda de la grilla [COM2005].

Esto quiere decir que el campo eléctrico se soluciona en un instante dado para una celda resolviendo la ley de Ampere en curvas de nivel H, después el campo magnético se soluciona en el instante próximo resolviendo la ley de Faraday por Inducción, y el proceso se repite para cada celda.

Los requerimientos computacionales y el tiempo de simulación dependen del número de celdas. El método FDTD se ha convertido en el método numérico más utilizado para simulaciones sobre interacción electromagnética. Un programa que utiliza este método es el CST Microwave Studio, así como el EMPro Agilent siendo éste método numérico el único que soporta el cálculo de SAR en dicho programa.

#### **2.2.4.4 Matriz de líneas de transmisión (TLM)**

En muchos aspectos similares a FDTD. Una de las ventajas de estos dos métodos es que sus algoritmos básicos son muy directos y en el caso de la TLM tiene una interpretación física basada en la teoría de líneas de transmisión. Las líneas de la grilla en el caso TLM representan las pequeñas líneas de transmisión que se intersectan. Las ondas se transmiten en las líneas y se dispersan en cada

intersección. Al igual que en FDTD cada paso de tiempo se puede dividir en dos sub-pasos, y para TLM que son: la dispersión y la conexión [COM2005].

Durante la dispersión, las ondas incidentes al nodo se dispersan para producir una nueva serie de ondas a la salida. Durante la conexión, las ondas se transmiten a los nodos adyacentes. Es posible combinar ambos procesos juntos, pero es más sencillo para examinar por separado. Un programa basado en TLM es el CST Microstripes.

## **Capítulo 3**

### ***Modelamiento de la zona de la cadera y región pélvica utilizando software de simulación en 3D***

#### **3.1 Análisis sobre la zona de la cadera y región pélvica**

En esta etapa se realizarán consideraciones sobre el modelo en cuanto a las capas de tejido que conforman la zona pélvica y la región de la cadera del cuerpo humano, tanto para el hombre como para la mujer.

##### **3.1.1 Consideraciones de modelamiento**

###### **3.1.1.1 Modelos previos**

En esta sección del presente capítulo se evaluarán diferentes modelos de la región pélvica. En el primero caso, se tiene un modelo de 3 capas que representa una sección del cuerpo humano, que a su vez toma la forma de un cilindro con base elíptica. La figura 3-1 hace referencia al modelo antes mencionado:

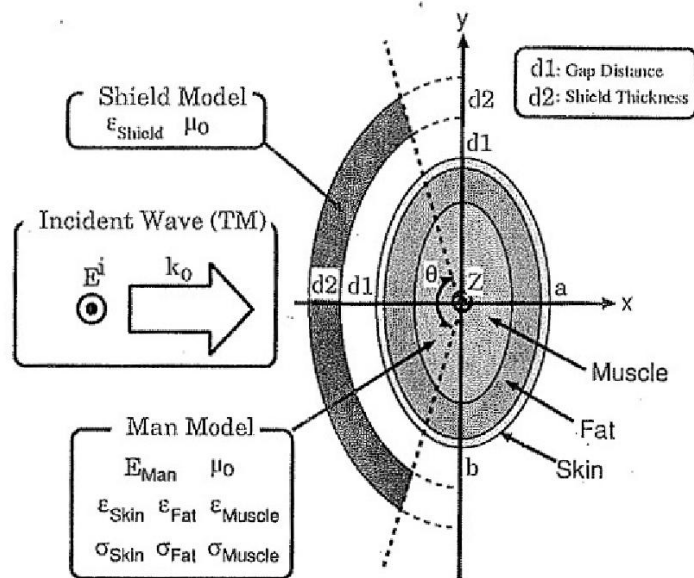


Fig. 1. Analysis model.

### FIGURA 3-1 CASO 1: MODELO DE 3 CAPAS (PIEL – TEJIDO ADIPOSEO – TEJIDO MUSCULAR)

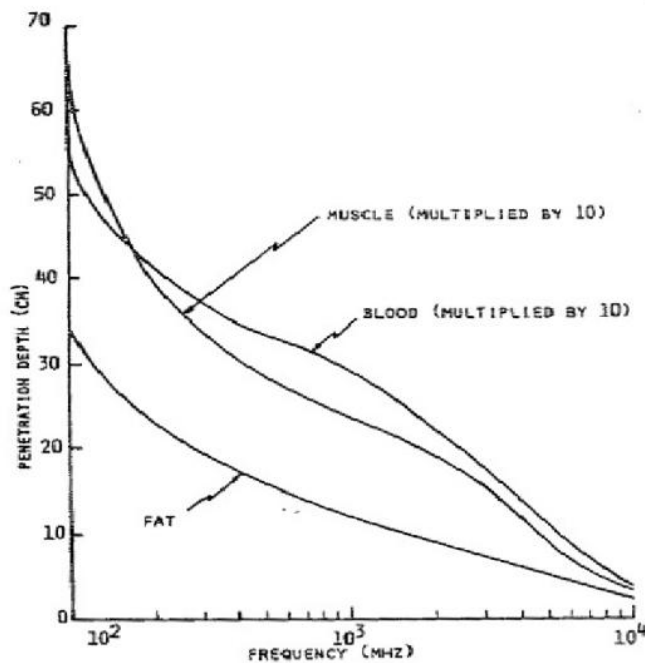
Fuente: "Effectiveness Analysis of Lossy Dielectric Shields for a Three-Layered Human Model" [IEE1999]

Para este modelo se ha considerado una estructura cilíndrica de base elíptica cuyas dimensiones de  $a$  y  $b$  son 0.889m y 1.42m, las cuales no serán consideradas para el modelo en la presente tesis, puesto que se pretende realizar un modelo bastante aproximado (en cuanto a tamaño) al de una persona normal, cuya contextura se encuentre dentro del promedio. Sin embargo, la proporción que se ha tomado en la base elíptica es considerada "como una aproximación real a la sección transversal del cuerpo humano", cuyo valor de  $b/a$  equivale 1.6 [IEE1999].

En el caso mencionado anteriormente se ha muestra además una estructura metálica, que sirve como escudo ante una onda electromagnética incidente [IEE1999], pero para el presente trabajo, este tipo de escudos podrán considerarse como una aplicación a detallar en la sección final de este proyecto que concierne a Trabajos Futuros.

El segundo caso en cuestión trata sobre un estudio de interfases múltiples aplicado en tejidos biológicos que fue analizado bajo métodos computacionales [POL1996]. En este caso se evalúan los parámetros de profundidad de penetración (ver figura 3-2) para el tejido adiposo, tejido muscular y flujo sanguíneo. Como análisis inicial no se ha considerado la ropa, así como en otros trabajos [POL1996, IEE1999,

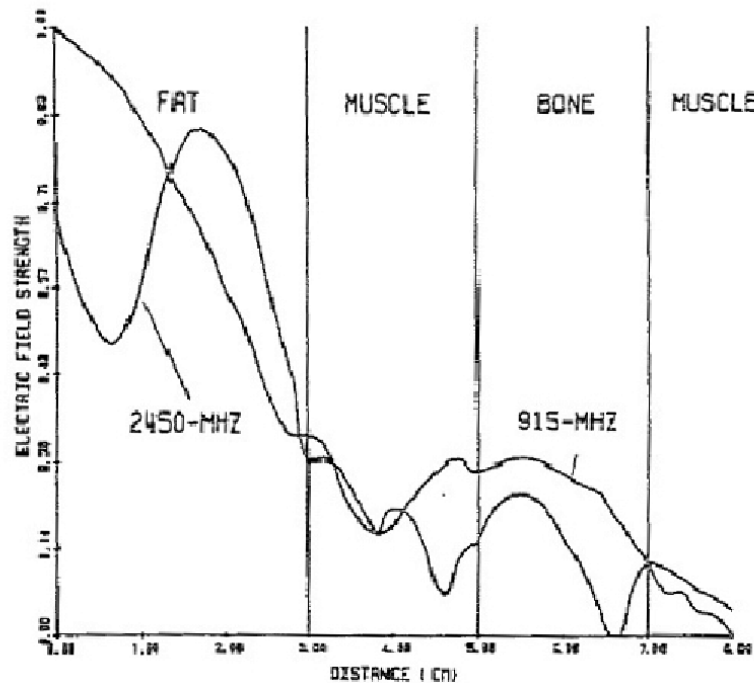
MAR2005]. Como puede verse en la figura, se presenta una profundidad de penetración mayor en el tejido adiposo que en los otros tejidos. Esto sucede por las características que presenta este tipo de tejido a comparación del tejido muscular y tejido sanguíneo. Además se tiene la tendencia a que el parámetro de profundidad de penetración disminuya al aumentar la frecuencia de la fuente de radiación externa, siendo este un efecto esperado al incrementarse la frecuencia, ya que las ondas se atenúan para una menor distancia, a comparación de las radiaciones de bajas frecuencias que tienen mayor alcance (mayor profundidad de penetración).



**FIGURA 3-2 CASO 2: MODELO DE 3 CAPAS (TEJIDO ADIPOSO – TEJIDO MUSCULAR – FLUJO SANGUÍNEO)**

Fuente: "Handbook of Biological Effects of Electromagnetic Fields" [POL1996]

En la misma referencia [POL1996], se ha considerado otro caso, en el que se intenta desplegar los tejidos multi-capas en forma plana. En este tercer caso se realizó un análisis sobre los tejidos biológicos comparando dos fuentes que trabajan a distintas frecuencias, en este caso 915 MHz y 2450 MHz. El gráfico mostrado a continuación (ver figura 3-3), presenta la tendencia que tiene la onda conforme penetra las capas compuestas por diferentes tejidos. En este caso se ha obtenido el valor de intensidad de campo eléctrico en un modelo de cuatro capas en el que se consideran tejido adiposo, tejido muscular, tejido óseo y tejido muscular nuevamente.

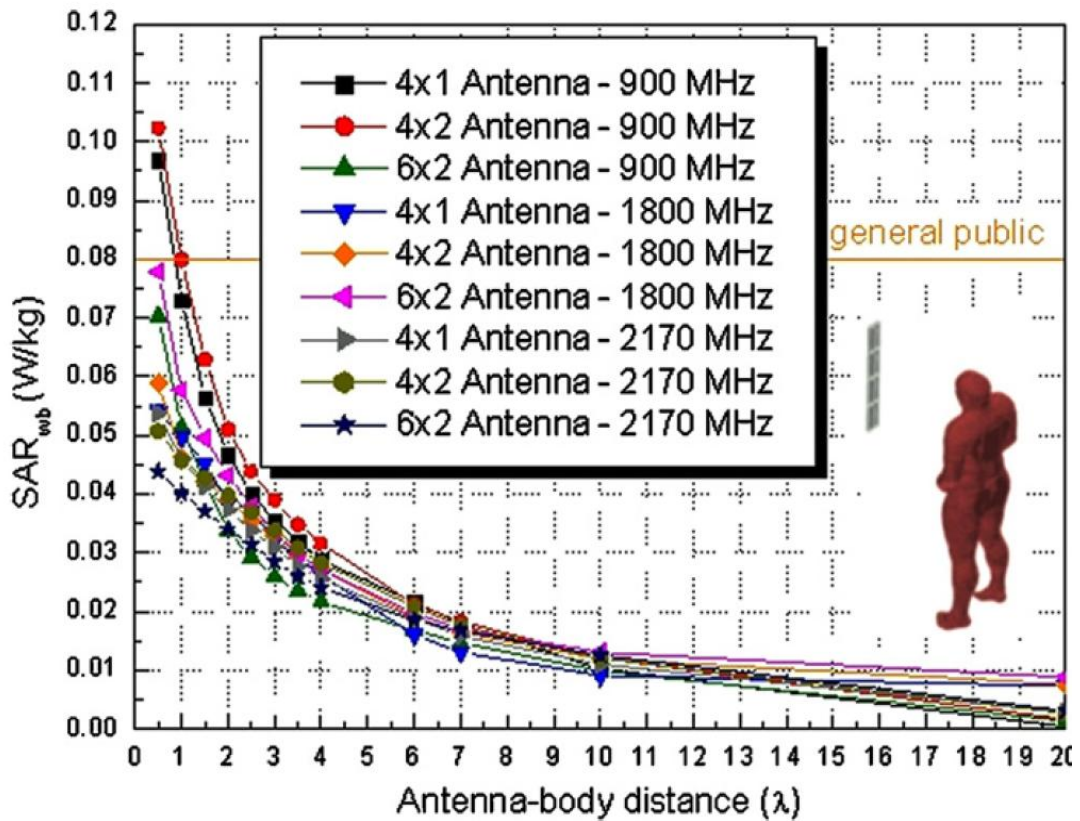


Distribution of electric field strength in planar layer of fat-muscle-bone-muscle tissue

**FIGURA 3-3 CASO 3: MODELO DE 4 CAPAS (TEJIDO ADIPOSITO – TEJIDO MUSCULAR – TEJIDO ÓSEO – TEJIDO MUSCULAR)**

Fuente: "Handbook of Biological Effects of Electromagnetic Fields" [POL1996]

Por último se considerará un último caso en el que se presentan valores de densidades para los diferentes tejidos biológicos. En este cuarto caso, los resultados obtenidos tuvieron motivo a radiaciones de estaciones base, cuyo PIRE fue considerado de 30W. En la figura 3-4 se aprecia la magnitud de la tasa de absorción específica promediada para todo el cuerpo humano a distintas frecuencias y con distintas consideraciones de diseño de antena. Este tipo de fuente no se utilizará en el análisis del presente trabajo, ya que se desea obtener un valor de SAR para la región pélvica y zona de la cadera y no promediada para todo el cuerpo humano.



**FIGURA 3-4 CASO 4: RADIACIÓN HACIA CUERPO COMPLETO (PÚBLICO EN GENERAL)**

Fuente: "On the safety assessment of human exposure in the proximity of cellular communications base-station antennas at 900, 1800 and 2170 MHz" [MAR2005]

Se ha presentado este caso, puesto que se muestran los parámetros considerados de densidad para cada tejido biológico. En la tabla 3-1 se listan los valores de densidad considerados para cada tejido, y además las propiedades eléctricas que varían según la frecuencia. La densidad de cada tejido es considerada constante a pesar de que se tenga radiación de diferentes fuentes que trabajen a distintas frecuencias. Los parámetros eléctricos serán profundizados en la siguiente sección del presente capítulo de la tesis.

**TABLA 3-1: DENSIDADES Y CARACTERÍSTICAS ELÉCTRICAS DE LOS TEJIDOS BIOLÓGICOS**

Tissue	$\rho$ (kg m <sup>-3</sup> )	900 MHz		1800 MHz		2170 MHz	
		$\epsilon_r$	S (S m <sup>-1</sup> )	$\epsilon_r$	S (S m <sup>-1</sup> )	$\epsilon_r$	S (S n)
Skin	1125	36.59	0.693	38.40	0.999	37.87	1.175
Tendon	1151	46.72	0.951	45.23	1.367	44.53	1.613
Fat/yellow marrow	943	4.786	0.053	4.507	0.067	4.483	0.077
Cortical bone	1850	12.61	0.172	11.93	0.302	11.78	0.366
Cancellous bone	1080	18.62	0.308	17.79	0.469	17.61	0.544
Blood	1057	55.48	1.868	54.18	2.283	53.62	2.523
Muscle	1059	60.73	1.198	57.03	1.840	56.36	2.140
Grey matter	1035.5	52.80	1.009	47.79	1.525	47.22	1.842
White matter	1027.4	37.77	0.665	36.58	1.081	36.10	1.235
Cerebrospinal fluid	1000	68.29	2.426	67.39	2.842	67.02	3.064
Sclera/cornea	1151	51.79	1.192	52.69	1.683	52.14	1.933
Vitreous humour	1000	67.90	1.686	67.19	2.092	66.91	2.323
Bladder	1132	17.22	0.362	16.64	0.504	16.50	0.574
Nerve	1112	33.36	0.606	32.09	0.868	31.81	1.006
Cartilage	1171	40.62	0.828	38.24	1.241	37.59	1.435
Gall bladder bile	928	74.57	1.784	71.51	2.320	67.80	2.598
Thyroid	1035.5	57.29	1.041	57.39	1.599	56.79	1.889
Stomach/oesophagus	1126	71.78	1.301	68.75	2.044	68.28	2.340
Lung	563	50.96	0.880	49.07	1.343	48.55	1.591
Kidney	1147	53.90	1.349	53.38	1.785	52.74	2.046
Testis	1158	62.60	1.341	60.22	1.914	59.58	2.216
Lens	1163	51.48	0.908	49.47	1.342	48.90	1.573
Small intestine	1153	67.77	2.398	59.15	2.960	57.98	3.285

Fuente: "On the safety assessment of human exposure in the proximity of cellular communications base-station antennas at 900, 1800 and 2170 MHz" [MAR2005]

Se tomará en cuenta los casos mostrados anteriormente para realizar un informe sobre las consideraciones finales que serán la base para el desarrollo del modelo de la zona de la cadera y región pélvica.

### 3.1.1.2 Consideraciones finales para la presente tesis

El propósito de la tesis no es limitarse a utilizar solamente un análisis superficial, más bien se trata de considerar la mayor cantidad posible de tejidos biológicos, de modo que exista variedad al momento de hallar la Tasa de absorción específica (SAR), puesto que se pretende hallar la capa donde ocurra la máxima absorción, de modo que de acuerdo al tamaño de cada capa, puede determinarse la cantidad de potencia disipada, esto dependería del tamaño y de las propiedades de cada tejido. Para esto, se desarrollará un análisis específico de los modelos previos mostrados en las secciones anteriores, con el fin de determinar el modelo que se utilizará para realizar el cálculo de SAR.



En esta sección de la tesis se limitará a realizarse las consideraciones en cuanto a tamaño, forma y los diversos tejidos biológicos que se tomarán en cuenta al realizar el modelo de la cadera y región pélvica, postergando el análisis que se tendrá respecto a los órganos que se encuentren dentro de la región pélvica

En un primer lugar se considerarán cinco tejidos, entre los cuales se tendrán el tejido epitelial (piel), tejido adiposo (grasa), tejido muscular, tejido óseo (hueso) y tejido nervioso. Además se pretende utilizar los fluidos sanguíneos y los fluidos corporales (de características parecidas al agua) de modo que se tenga una estructura similar tanto para el hombre como para la mujer.

### **3.1.2 Propiedades de los tejidos biológicos pertenecientes a la región pélvica y zona de la cadera**

En esta sección del documento se detallará lo concerniente a las propiedades eléctricas y también a la forma que se ha tomado para el modelo, además del parámetro de densidad que cada tejido posee.

#### **3.1.2.1 Propiedades eléctricas de cada tejido**

Como se indicó en el segundo capítulo 2 del documento, las propiedades eléctricas de los tejidos son dependientes de la frecuencia. Estos parámetros nos determinarán cómo se comporta la onda dentro de cada interfaz. De estos parámetros eléctricos dependen otros como la longitud de onda dentro del tejido, así como la impedancia característica del medio y definitivamente la velocidad de fase presente en cada interfaz.

Para el caso del presente análisis se tomarán en cuenta diversas frecuencias a las cuales trabajan las fuentes de radiación, indicando los motivos de su elección en el siguiente capítulo. En la siguiente tabla se presenta la información recogida de la FCC sobre la conductividad (S/m) y la permitividad relativa para cada tejido del cuerpo humano [GAB1996], cuyos valores serán utilizados en cada una de las simulaciones a realizarse [IFA2007].

**TABLA 3-2: PROPIEDADES ELÉCTRICAS DE LOS TEJIDOS BIOLÓGICOS**

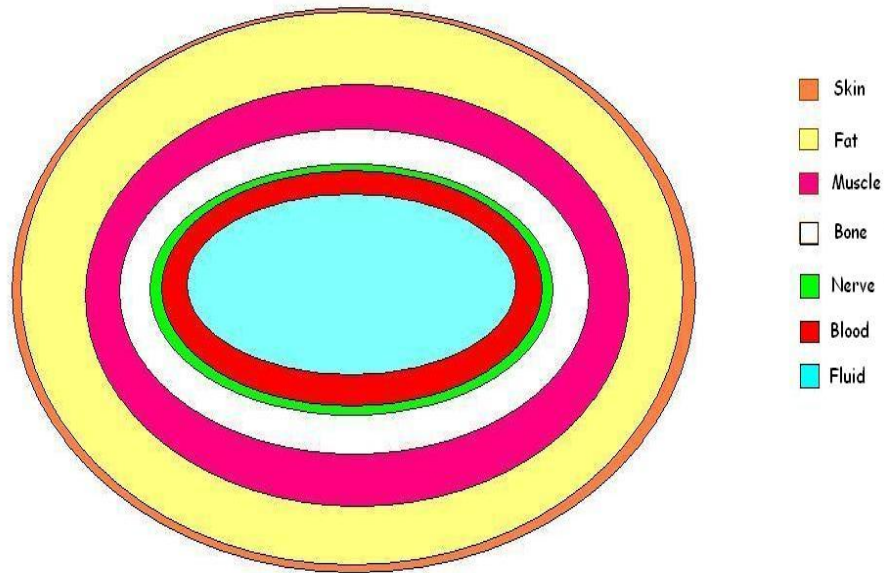
Frequency	900MHz		1800MHz		2.4GHz		150MHz		450MHz	
	Conductivity [S/m]	Relative permittivity	Conductivity [S/m]	Relative permittivity	Conductivity [S/m]	Relative permittivity	Conductivity [S/m]	Relative permittivity	Conductivity [S/m]	Relative permittivity
Air	0	1	0	1	0	1	0	1	0	1
Bladder	0.38308	18.936	0.53516	18.341	0.67265	18.026	0.30085	21.432	0.3316	19.58
Blood	1.5379	61.36	2.0435	59.372	2.5024	58.347	1.2592	71.252	1.3664	63.675
Fluid	1.6362	68.902	2.0325	68.573	2.4392	68.24	1.5064	69.052	1.5363	68.993
Bone	0.14331	12.454	0.27522	11.781	0.38459	11.41	0.069522	14.412	0.095834	13.039
Colon	1.0799	57.94	1.5762	55.148	1.9997	53.969	0.7223	73.753	0.88023	61.748
Fat	0.051043	5.462	0.078388	5.3494	0.10235	5.2853	0.037263	5.8453	0.041938	5.5606
Kidney	1.3921	58.675	1.9495	54.426	2.3901	52.856	0.88053	85.002	1.1274	65.001
Muscle	0.94294	55.032	1.341	53.549	1.705	52.791	0.72719	62.179	0.80926	56.754
Nerve	0.57369	32.531	0.8429	30.867	1.0681	30.196	0.36439	42.33	0.45992	34.882
Ovary	1.2904	50.471	1.8178	46.396	2.2277	44.817	0.81639	74.815	1.0424	56.279
Prostate	1.2096	60.553	1.6915	58.605	2.1273	57.629	0.93698	70.301	1.0434	62.871
SkinWet	0.84465	46.08	1.232	43.85	1.5618	42.923	0.55841	59.22	0.68689	49.196
Testis	1.2096	60.553	1.6915	58.605	2.1273	57.629	0.93698	70.301	1.0434	62.871
Uterus	1.2699	61.115	1.7641	58.937	2.2058	57.897	0.97343	73.081	1.0934	63.855

Fuente: "Calculation of the Dielectric Properties of Body Tissues" [GAB1996]

### 3.1.2.2 Propiedades morfológicas y densidades de cada tejido

En la sección anterior se han indicado los parámetros que son dependientes a la frecuencia. Ahora corresponde explicar sobre los parámetros de modelo que no dependerán de la frecuencia, a esto me refiero con la forma y tamaño de cada una de las capas que se pretenden considerar para la realización del modelo y a una propiedad indispensable para el cálculo de SAR (W/kg), cuyo valor depende de la masa que ocupa un tejido en determinado volumen, en otras palabras se detallará el valor de densidad que posee cada tejido.

Según los casos analizados y comentados anteriormente, se ha decidido realizar el modelo utilizando una estructura cilíndrica de base elíptica con una proporción entre diámetros de 1.6 tanto para el modelo masculino como femenino tal y como lo muestran las siguientes figuras:



**FIGURA 3-5 MODELO ELÍPTICO PARA LA ZONA DE LA CADERA Y REGIÓN PÉLVICA**

Para el caso masculino, se utilizará un modelo de 40 cm por 25 cm, cumpliendo con la relación de 1.6 entre ambos diámetros, mientras para el caso femenino se utilizará un modelo de 35 cm por 22 cm. Los tamaños que se considerarán para la simulación en cada capa (grosor) se detallan en la siguiente tabla:

**TABLA 3-3: GROSOR POR CADA CAPA DE TEJIDOS BIOLÓGICOS [POL1996]**

	Male	Female
Tissue	Thickness (mm)	Thickness (mm)
Skin	2	2
Fat	25	20
Muscle	15	10
Bone	15	15
Nerve	3	3
Blood	10	10

	Male		Female
Organ Tissue	Diameter (mm)	Organ Tissue	Diameter (mm)
Colon	110	Colon	80
Bladder	65	Bladder	65
Kidney	40	Kidney	30
Prostate	20	Uterus	80
Testis	30	Ovaries	16

Asimismo, los valores de densidades de estos tejidos que se utilizarán en la simulación son los mostrados en la siguiente tabla:

**TABLA 3-4: DENSIDADES DE LOS TEJIDOS BIOLÓGICOS [MAR2005]**

Tissue	Density (Kg/m <sup>3</sup> )
Skin	1125
Fat	943
Muscle	1059
Bone	1850
Nerve	1112
Blood	1057
Fluid	1000
Bladder	1132
Kidney	1147
Testis	1158

### **3.2 Modelamiento de región pélvica y zona de la cadera**

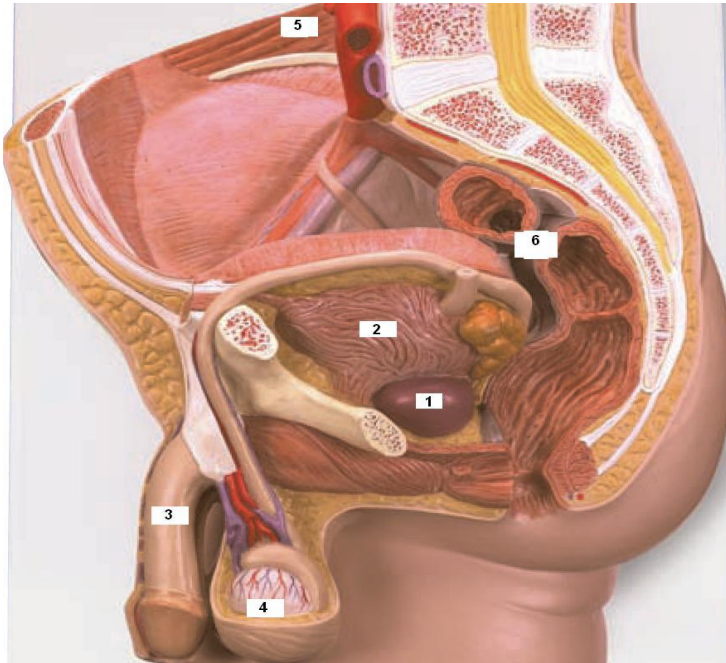
Para esta etapa se presentará el modelo de la zona conformada por la región pélvica y cadera del cuerpo humano, tanto para el hombre como para la mujer.

#### **3.2.1 Estructura básica para modelo anatómico**

Como fue mencionado anteriormente, en el presente trabajo no se realizará solamente un análisis superficial, más bien se trata de considerar los órganos principales de los diversos sistemas funcionales del cuerpo humano. Para esto, se desarrollará un análisis específico de los modelos previos mostrados en las secciones anteriores.

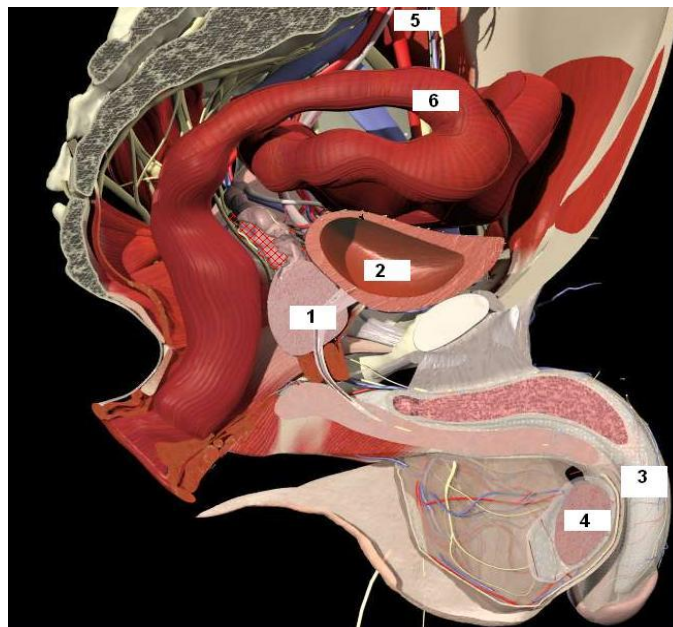
Se considerará una estructura básica para el modelo, esto quiere decir que se tomará en cuenta las características indispensables para obtener los resultados de Tasa de Absorción específica (permitividad, conductividad, densidad de volumen), mientras que no se entrará en detalles con respecto a lo que comprende la forma exacta de cada componente.

Para el caso masculino se considerará un modelo de 7 capas, entre las que se consideran a la piel (incluyendo al pene) – tejido adiposo – tejido muscular – tejido óseo – sistema nervioso – sangre – fluido corporal. Además se consideran los siguientes órganos: vejiga, colon, riñón, próstata, testículos, tal y como se muestran en las siguientes figuras, según modelo anatómico europeo [GER1999]:



**FIGURA 3-6: MODELO ANATÓMICO MASCULINO DE PELVIS Y PERINEO**  
 1)Próstata - 2)Vejiga – 3)Pene – 4)Testículo – 5) Riñón (encima de Arteria Renal) – 6)  
 Colon

Fuente: 3B Scientific Products [GER1999]

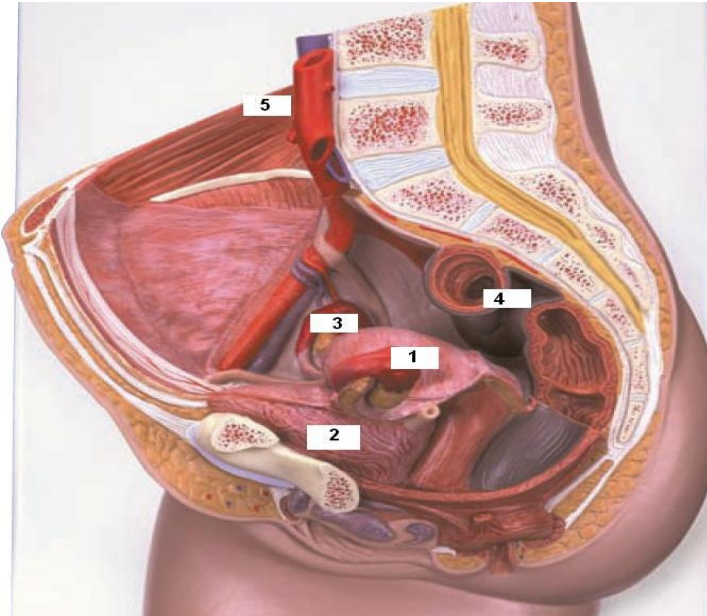


**FIGURA 3-7: MODELO ANATÓMICO MASCULINO DE PELVIS Y PERINEO**  
 1)Próstata - 2)Vejiga – 3)Pene – 4)Testículo – 5) Riñón (encima de Arteria Renal) – 6)  
 Colon

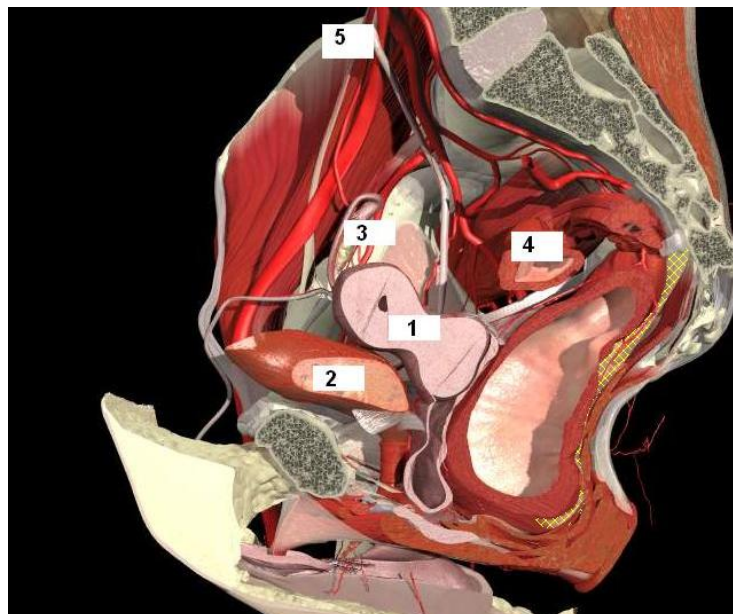
Fuente: Interactive Pelvis and Perineum (Anexo 2)



Para el caso femenino se considerará un modelo de 7 capas, entre las que se consideran a la piel – tejido adiposo – tejido muscular – tejido óseo – sistema nervioso – sangre – fluido corporal. Además se consideran los siguientes órganos: vejiga, colon, riñón, útero, y ovarios, tal y como se muestran en las siguientes figuras:



**FIGURA 3-8: MODELO ANATÓMICO FEMENINO DE PELVIS Y PERINEO**  
1)Útero - 2)Vejiga – 3)Ovario – 4)Colon – 5) Riñón (encima de Arteria Renal)  
Fuente: 3B Scientific Products [GER1999]



**FIGURA 3-9: MODELO ANATÓMICO FEMENINO DE PELVIS Y PERINEO**  
1)Útero - 2)Vejiga – 3)Ovario – 4)Colon – 5) Riñón (encima de Arteria Renal)  
Fuente: Interactive Pelvis and Perineum (Anexo 2)

### 3.2.2 Modelamiento de región pélvica y zona de la cadera en EMPro Agilent

Utilizando el programa EMPro Agilent, se realizó el modelo de la región pélvica y cadera, tanto para el caso masculino como femenino. Para ambos casos se optó por realizar un corte transversal a la figura, con el fin de disminuir el tamaño de la estructura y realizar un análisis más óptimo y eficiente, puesto que si la grilla total comprende mayor tamaño, entonces necesitará más recursos computacionales. Luego de haber obtenido dichos modelos, se determinó que la grilla sería de 1.3mm, de este modo la simulación requeriría de un poco más de 1GB de memoria RAM disponible. Las características de la estación de trabajo donde se realizó la simulación fue de memoria RAM de 3GB, procesador Intel Core i2, tarjeta gráfica Intel.

#### 3.2.2.1 Caso Masculino

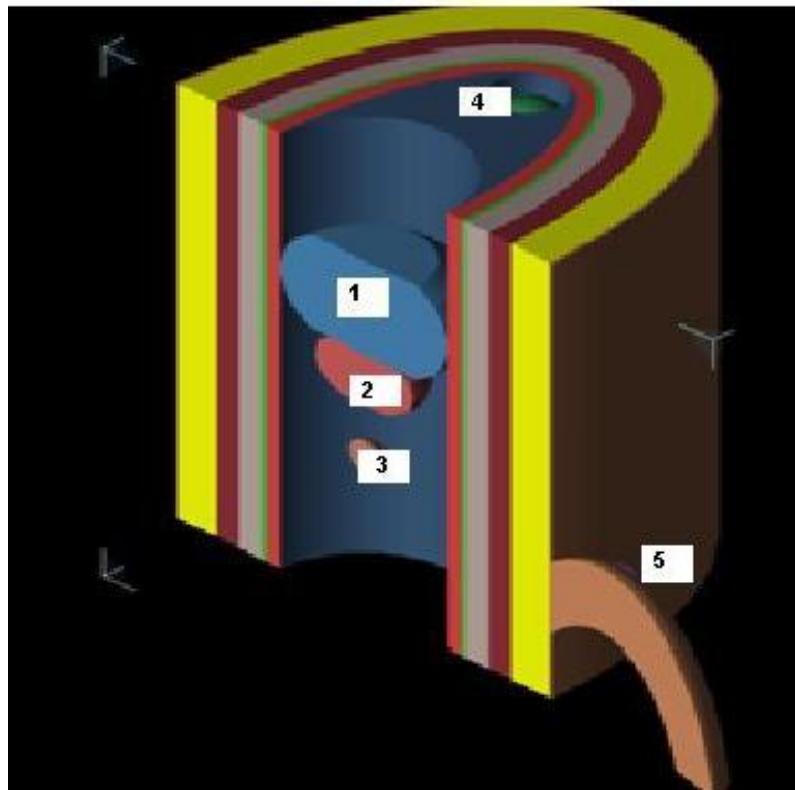


FIGURA 3-10: MODELO MASCULINO DISEÑADO EN EMPro AGILENT

1)Colon - 2)Vejiga – 3)Próstata – 4)Riñón – 5) Testículo

Fuente: Simulaciones en EMPro Agilent (Anexo 1)

Para el caso de los órganos utilizados en el modelo realizado en el programa de simulación, se considerarán tamaños estándar e incluso por debajo del tamaño promedio [Anexo 2], puesto que se ha utilizado un modelo cilíndrico que no simboliza a una persona de contextura grande.

Para los valores de densidad, se considerará a la próstata y al colon con las mismas propiedades que el músculo, al tener características parecidas en lo que concierne a las propiedades de los tejidos [MAR2003]. Sin embargo, las propiedades eléctricas de cada órgano serán los mismos valores que fueron mostrados en la tabla 3-2 del presente documento.

### 3.2.2.2 Caso Femenino

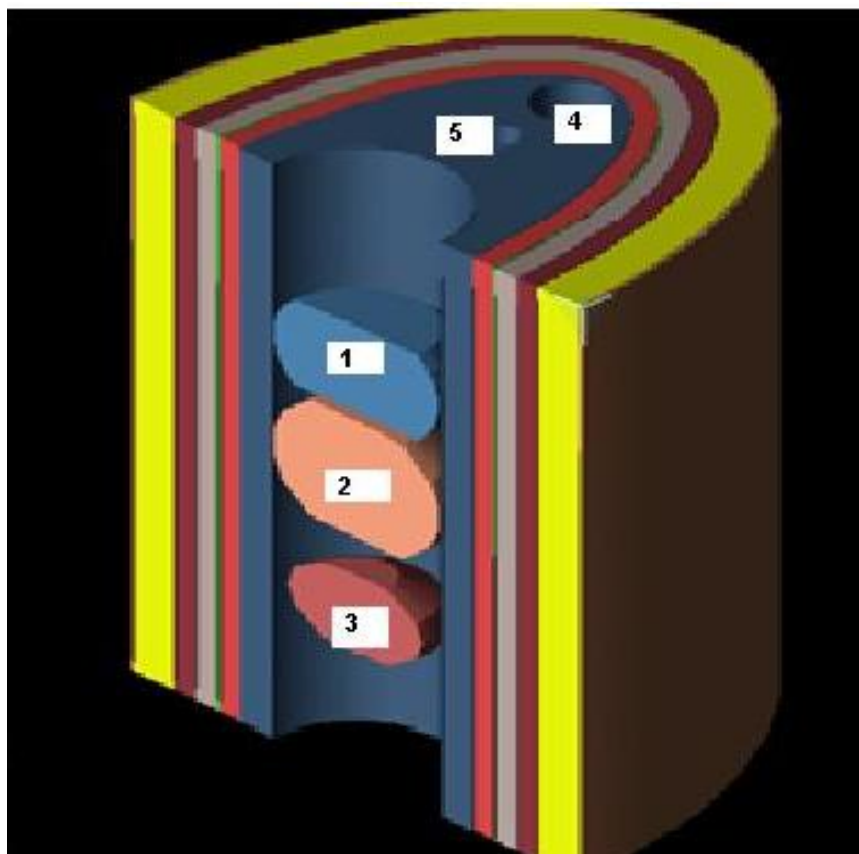


FIGURA 3-11: MODELO FEMENINO DISEÑADO EN EMPro AGILENT

1)Colon - 2)Útero - 3)Vejiga - 4)Riñón - 5) Ovario

Fuente: Simulaciones en EMPro Agilent (Anexo 1)



Para el modelo del modelo femenino, las dimensiones de cada órgano a utilizar serán menores al de una persona estándar (no embarazada), esto con el fin de que todos los órganos cumplan con esta premisa, y pueda encajar todo bien dentro de la capa que corresponde a los fluidos. Para el caso de los órganos como colon, útero, y ovario se considerará un valor de densidad de volumen similar al del tejido muscular, al igual que se consideró para los órganos del caso masculino.

## **Capítulo 4**

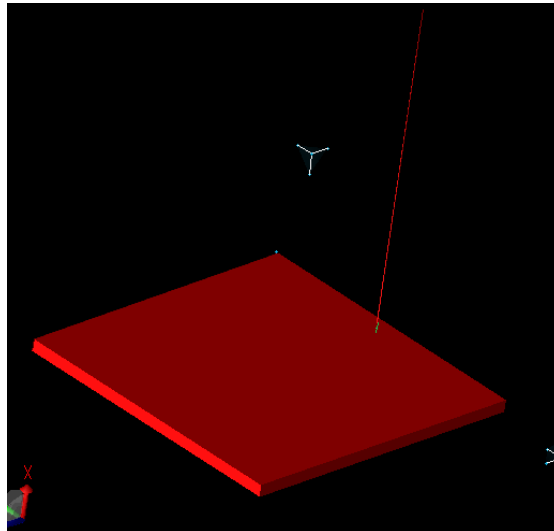
### ***Desarrollo de Simulación para el Cálculo de la Tasa de Absorción Específica***

#### **4.1 Fuentes de Radiación**

Además del modelo considerado para la región pélvica y zona de la cadera, se utilizará el concepto de Monopolo de Cuarto de Onda y de Dipolo de Media Onda para la configuración de las antenas transmisoras de los dispositivos que emitirán radiaciones no ionizantes.

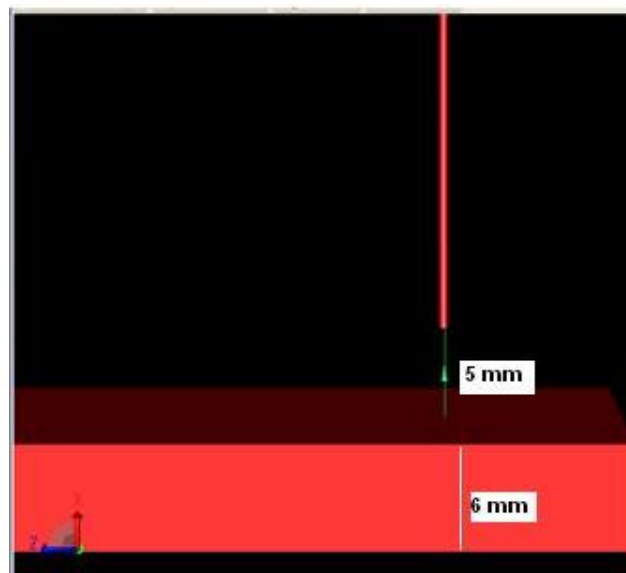
##### **4.1.1 Monopolo de Cuarto de Onda**

El diseño de esta antena consiste en una base conductora (que hará las veces de tierra) y un cilindro metálico de diámetro pequeño, cuya longitud será la cuarta parte de la longitud de onda. En la siguiente figura se muestra una toma de la antena monopolo, en donde se observa que el cilindro no se encuentra a la mitad de la placa conductora, esto se debe a que al colocar el cilindro al centro de la placa conductora, éste se encontraría a una mayor distancia de la estructura a la que se desea analizar los casos de radiación. Además realizando las pruebas correspondientes en el software de simulación EMPro Agilent, se obtuvo un mejor comportamiento del S11 a la frecuencia de interés, según el diseño mostrado en la siguiente figura:



**FIGURA 4-1: ANTENA MONOPOLO CON BASE CONDUCTORA**  
Fuente: Simulaciones en EMPro Agilent (Anexo 1)

Según el diseño básico realizado, entre la base conductora y el cilindro delgado existirá una porción de aire (que hará las veces de dieléctrico), en el que se colocará el puerto de excitación, tal y como lo muestra la siguiente figura:

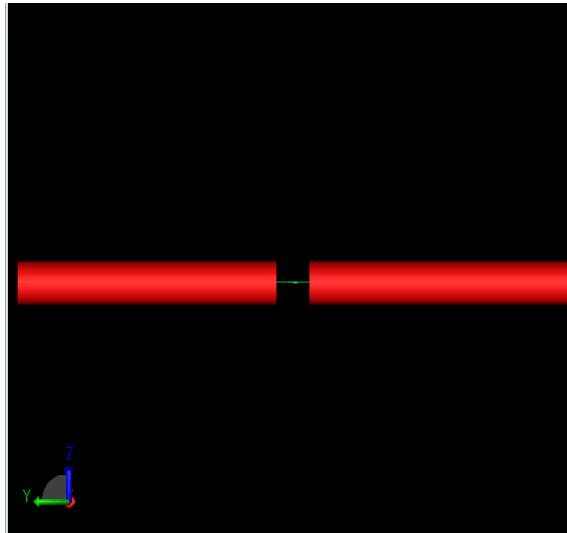


**FIGURA 4-2: PUERTO DE EXCITACIÓN DE ANTENA MONOPOLO**  
Fuente: Simulaciones en EMPro Agilent (Anexo 1)

#### 4.1.2 Dipolo de Media Onda

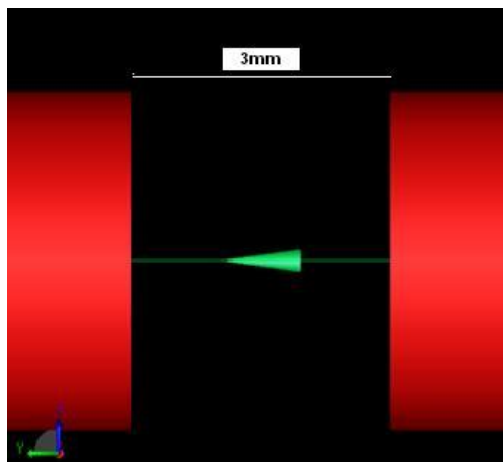
El diseño de esta antena consiste en realizar un cilindro conductor cuya longitud será la mitad de la longitud de onda. En este caso, el funcionamiento de esta

antena dipolo-cilindro va a depender del grosor del mismo, ya que para mejorar la calidad del dipolo será necesario considerar un diámetro mayor a los utilizados en el caso de la antena monopolo, descrita anteriormente. Sin embargo es de mayor relevancia la longitud de la antena (ambos cilindros) de modo que se consiga la resonancia a la frecuencia deseada.



**FIGURA 4-3: ANTENA DIPOLO DE MEDIA ONDA**  
Fuente: Simulaciones en EMPro Agilent (Anexo 1)

Para este diseño, será necesario colocar el puerto de excitación al centro de dicho cilindro, por lo que será necesario dividirlo y colocar un pequeño espacio de aire, tal y como lo muestra la figura:



**FIGURA 4-4: PUERTO DE EXCITACIÓN DE ANTENA DIPOLO**  
Fuente: Simulaciones en EMPro Agilent (Anexo 1)

## **4.2 Casos de Radiación (a distintas frecuencias)**

Para esta etapa se considerarán las bandas de frecuencia de 900MHz y 1800 MHz que son las bandas GSM utilizadas hoy en día. Además se realizará el análisis para la frecuencia de 2.4GHz en la que se desarrolla la tecnología Wi-Fi, así como la tecnología Bluetooth. Por último, se considerarán los equipos two way radio (walkie-talkies), que puede trabajar a dos bandas de frecuencia. Para este caso de radiación se utilizará la frecuencia de 150MHz (UHF) y 450MHz (VHF), siendo de interesante análisis que en ambos casos se vaya a utilizar mayor potencia que en los casos descritos anteriormente.

### **4.2.1 Telefonía Celular**

Para ambos casos se utilizarán antenas monopolo a 900MHz y 1800 MHz. Se utilizará el concepto de monopolo de cuarto de onda, teniendo un modelo distinto para cada frecuencia, de modo que la antena pueda estar adaptada para cada frecuencia y conseguir su mayor capacidad de transmisión, minimizando las pérdidas.

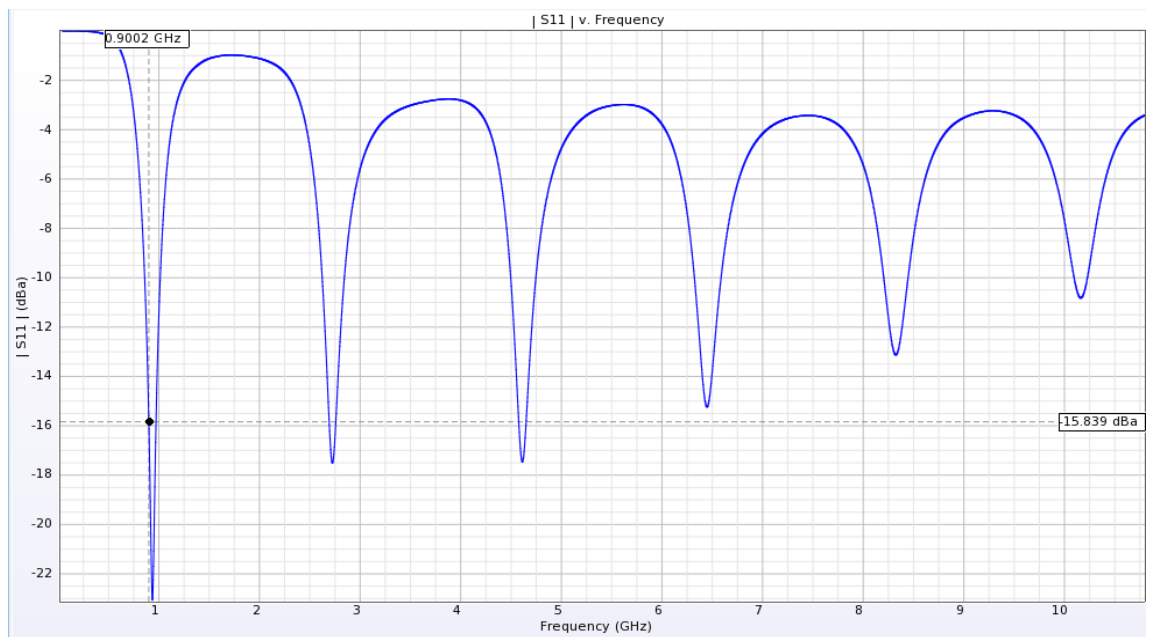
“La energía máxima que se permite transmitir a los teléfonos GSM de acuerdo a las normas vigentes es de 2W (900 MHz) y 1W (1800 MHz). Sin embargo, la energía promedio transmitida por un teléfono no es nunca más de un octavo de estos valores máximos (0.25 W y 0.125 W respectivamente)” [RFC2000].

Según la premisa antes citada, se ha considerado realizar las pruebas en la simulación con la energía promedio transmitida por el teléfono celular, una vez la llamada se ha establecido. Es decir 0.25W para 900MHz y 0.125W para 1800MHz.

#### **4.2.1.1 Telefonía Celular – Banda 900MHz**

Para la construcción de la antena monopolo se obtuvo una longitud de onda de 33.33 cm, por lo que la longitud teórica del cilindro del monopolo fue de 83,33 mm. Se buscó optimizar resultados por lo que la longitud final del cilindro considerada para la simulación fue de 74 mm, de modo que la distancia entre el centro de la placa conductora y la parte superior del cilindro monopolo fue de 82 mm, siendo semejante al valor teórico de la cuarta parte de la longitud de onda a dicha frecuencia.

Para el puerto de excitación se consideró una fuente de voltaje de 10V con una resistencia en serie de 50Ohms. Para estos valores se obtuvo la gráfica de S11 que muestra el nivel de las reflexiones para un determinado rango de frecuencias.



**FIGURA 4-5: GRÁFICA DE S11 PARA 900MHz**  
**Fuente: Simulaciones en EMPro Agilent (Anexo 1)**

Como puede verse en la figura anterior, se ha obtenido la resonancia a la frecuencia de 900MHz, por lo que el diseño de la antena monopolo tendrá pocas pérdidas. Esta fuente, fue considerada para ambos casos de análisis, es decir tanto como para el modelo masculino como el femenino. Sin embargo, los resultados variaron un poco, debido a que un modelo era más grande que el otro, siendo estos mostrados a continuación:

#### **4.2.1.1.1 Análisis de resultados a 900MHz – Caso Masculino**

Los resultados obtenidos serán presentados en tablas, las cuales fueron capturadas tras haber finalizado la simulación. Estos valores fueron:

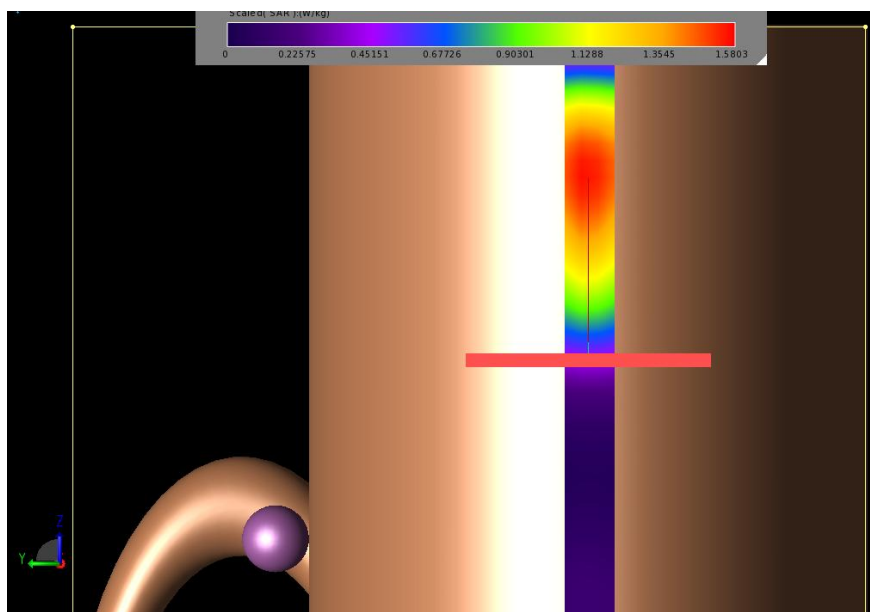
**TABLA 4-1: RESULTADOS (S11, Coef. Reflexión, VSWR) CASO MASCULINO A 900MHZ**

Steady-State Results for:	
Project Name:	TesisCilindroMale900
Simulation:	FDTD, Discrete Source(s), collect S-Params for 1 feed, SS data at user-spec'd freqs
Run Number:	1
Component:	Component
<input checked="" type="checkbox"/> Show Scaled Values (Click on a value in the table to scale.)	
Quantity	0.9 GHz
⊕ Voltage (V)	4.704 V
⊕ Current (I)	0.108 A
⊕ Impedance	(41.72 - 12.529 j) ohm
⊕ S-Parameters	-15.797 dB
⊕ Input Power	0.2433 W
⊕ Available Power	0.25 W
⊕ Reflection Coefficient	0.1622
⊕ VSWR	1.387

**Fuente: Simulaciones en EMPro Agilent (Anexo 1)**

Siendo los parámetros de interés el S11 (S-Parameters) así como la potencia de entrada, que será de 0.243 W cumpliendo con lo antes estipulado. [RFC2000]

Ahora que se han obtenido los resultados de la simulación, también puede verse la distribución de la Tasa de Absorción Específica dentro del cilindro que modela a la región pélvica, siendo su valor máximo ubicado en la piel, puesto que luego de esta interfaz, la absorción será menor al tener menor energía transmitida en las capas posteriores a la piel.



**FIGURA 4-6: DISTRIBUCIÓN DE SAR (W/kg) PARA 900MHz**

**Fuente: Simulaciones en EMPro Agilent (Anexo 1)**

**TABLA 4-2: RESULTADOS SAR (W/kg) CASO MASCULINO A 900MHZ**

AR Statistics for:		Run Details
Project Name:	TesisCilindroMale900	
Simulation:	FDTD, Discrete Source(s), collect S-Params for 1 feed, SS data at user-spec'd freqs	
Run Number:	1	
<input type="checkbox"/> Show Scaled Values (Click on a value in the table to scale.)		
Quantity	0.9 GHz	
<input type="checkbox"/> SAR Sensor ( Raw )		
Maximum SAR Value	1.101 W/kg	
Max Value Location	(-198.464 mm, 0.1041 mm, 188.404 mm )	
Avg SAR in Exposed Object	0.006338 W/kg	
<input type="checkbox"/> SAR Averaging Sensor (10g Average)		
Maximum SAR Value	0.1777 W/kg	
Max Value Location	(-189.476 mm, -10.386 mm, 189.903 mm )	
<input type="checkbox"/> SAR Averaging Sensor (1g Average)		
Maximum SAR Value	0.3632 W/kg	
Max Value Location	(-199.963 mm, 0.1041 mm, 188.404 mm )	

**Fuente: Simulaciones en EMPro Agilent (Anexo 1)**

Según esta tabla, el valor de SAR máximo es de 1.1 W/kg y corresponde a la interfaz de la piel. Además, utilizando el criterio de SAR promediada considerando muestras de 10 gramos se tuvo valor máximo de SAR de 0.177. Este valor es importante ya que los estándares que maneja la ICNIRP mostrados en la tabla se basan también en el SAR promedio de 10 gramos.

#### 4.2.1.1.2 Análisis de resultados a 900MHz – Caso Femenino

Para el caso Femenino, se obtuvieron resultados parecidos al Caso Masculino:

**TABLA 4-3: RESULTADOS (S11, Coef. Reflexión, VSWR) CASO FEMENINO A 900MHZ**

Steady-State Results for:		Run Details
Project Name:	Female900KUL	
Simulation:	FDTD, Discrete Source(s), collect S-Params for 1 feed, SS data at user-spec'd freqs	
Run Number:	1	
Component:	Component	
<input checked="" type="checkbox"/> Show Scaled Values (Click on a value in the table to scale.)		
Quantity	0.9 GHz	
<input type="checkbox"/> Voltage (V)	4.887 V	
<input type="checkbox"/> Current (I)	0.1044 A	
<input type="checkbox"/> Impedance	(44.755 - 13.668 j) ohm	
<input type="checkbox"/> S-Parameters	-16.311 dB	
<input type="checkbox"/> Input Power	0.244 W	
Available Power	0.25 W	
<input type="checkbox"/> Reflection Coefficient	0.1529	
VSWR	1.361	

**Fuente: Simulaciones en EMPro Agilent (Anexo 1)**

Según los resultados de la tabla antes mostrada, se observa que el coeficiente de reflexión es menor que en el caso masculino. Esto corresponde a la diferencia de tamaños de todo el objeto en exposición, en lo que consiste una cuestión del



tamaño del modelo, al tener la misma fuente construida y colocada a una misma distancia con respecto a la primera capa externa (3 cms. de distancia).

**TABLA 4-4: RESULTADOS SAR (W/kg) CASO FEMENINO A 900MHZ**

SAR Statistics for:		Run Details
Project Name:	Female900KJL	
Simulation:	FDTD, Discrete Source(s), collect S-Params for 1 feed, SS data at user-spec'd freqs	
Run Number:	1	
<input checked="" type="checkbox"/> Show Scaled Values (Click on a value in the table to scale.)		
Quantity	0.9 GHz	
[-] SAR Sensor ( Raw )		
[-] Maximum SAR Value	1.277 W/kg	
[-] Max Value Location	(-174.359 mm, 0.6476 mm, 188.967 mm )	
[-] Avg SAR in Exposed Object	0.009517 W/kg	
[-] SAR Averaging Sensor (10g Average)		
[-] Maximum SAR Value	0.2389 W/kg	
[-] Max Value Location	(-163.984 mm, -3.238 mm, 190.266 mm )	
[-] SAR Averaging Sensor (1g Average)		
[-] Maximum SAR Value	0.4309 W/kg	
[-] Max Value Location	(-169.171 mm, 0.6476 mm, 190.266 mm )	

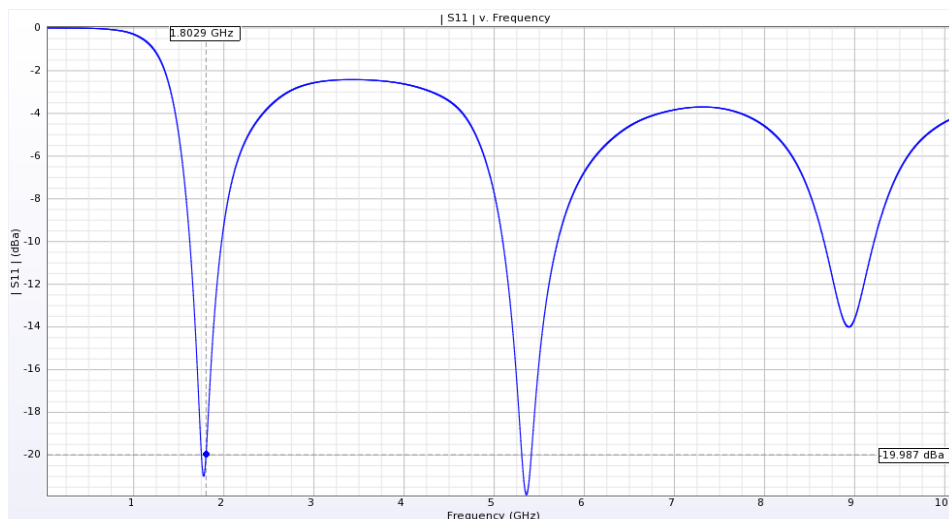
**Fuente: Simulaciones en EMPro Agilent (Anexo 1)**

De la tabla mostrada, se observan que los valores obtenidos se asemejan a los mostrados en el caso masculino. Teniendo el valor de SAR máximo en la interfaz que corresponde a la piel, logrando la máxima absorción para dicha capa, por lo que esto conlleva a la disipación de potencia por las propiedades de la piel (alta permitividad relativa). También se debe considerar el valor de SAR promediado a 10 gramos que equivale a 0.2389 W/Kg, que se encuentra por debajo de los estándares delimitados en la tabla 2-2.

#### 4.2.1.2 Telefonía Celular – Banda 1800MHz

Para la construcción de la antena monopolo se obtuvo una longitud de onda de 16.66 cm, por lo que la longitud teórica del cilindro del monopolo fue de 41.66 mm. Se buscó optimizar resultados por lo que la longitud final del cilindro considerada para la simulación fue de 32.7 mm, de modo que la distancia entre el centro de la placa conductora y la parte superior del cilindro monopolo fue de 40.7 mm.

Para el puerto de excitación se consideró una fuente de voltaje de 7V con una resistencia en serie de 50 Ohms. Para estos valores se obtuvo la gráfica de S11 que muestra el nivel de las reflexiones para un determinado rango de frecuencias.



**FIGURA 4-7: GRÁFICA DE S11 PARA 1800MHz**  
**Fuente: Simulaciones en EMPro Agilent (Anexo 1)**

Para el diseño elaborado de la antena monopolo a la frecuencia de operación de 1800MHz también se ha podido conseguir la resonancia. A partir de este resultado se pueden considerar pequeñas pérdidas, lo que será bastante favorable para los resultados analizados a continuación.

#### 4.2.1.2.1 Análisis de resultados a 1800MHz – Caso Masculino

En la tabla siguiente se muestra la cantidad de potencia emitida por la antena, siendo en este caso de 125mW tal y como se indicó al explicar el caso de radiación de telefonía celular [RFC2000]. Se obtuvo un valor de S11 bastante aceptable, este valor supera 20dB y en este caso la antena se encuentra sintonizada a la frecuencia de interés con pocas pérdidas.

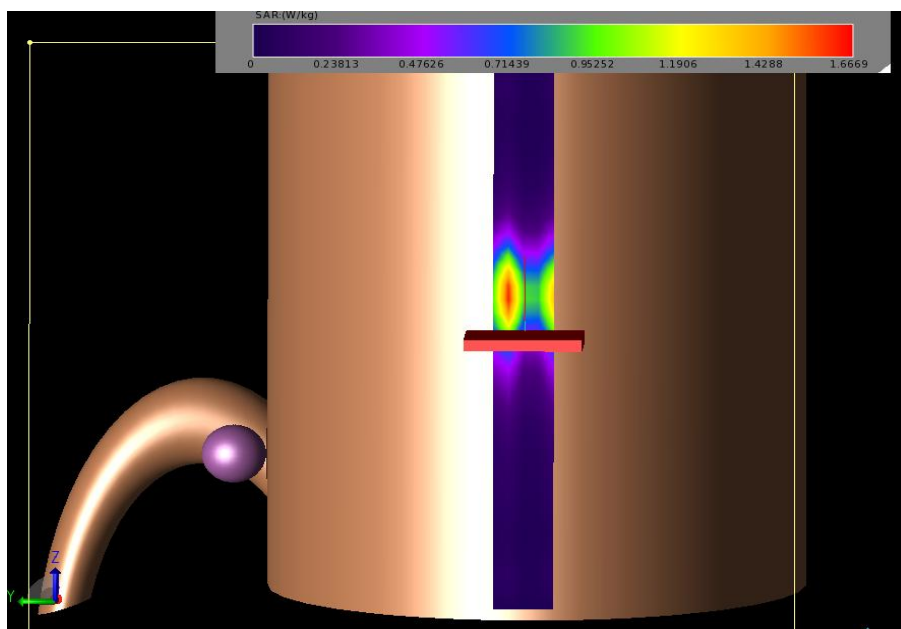
**TABLA 4-5: RESULTADOS (S11, Coef. Reflexión, VSWR) CASO MASCULINO A 1800MHZ**

Steady-State Results for:	
Project Name:	Male1800KUL
Simulation:	FDTD, Discrete Source(s), collect S-Params for 1 feed, SS data at user-spec'd freqs
Run Number:	1
Component:	Component
<input checked="" type="checkbox"/> Show Scaled Values (Click on a value in the table to scale.)	
Quantity	1.8 GHz
Voltage (V)	3.339 V
Current (I)	0.07546 A
Impedance	(43.728 + 6.749 j) ohm
S-Parameters	-20.172 dB
Input Power	0.1245 W
Available Power	0.1256 W
Reflection Coefficient	0.09804
VSWR	1.217

**Fuente: Simulaciones en EMPro Agilent (Anexo 1)**

Siendo los parámetros de interés el S11 (S-Parameters) así como la potencia de entrada que será de 0.1245 W cumpliendo con lo antes estipulado [RFC2000].

Ahora que se han obtenido los resultados de la simulación, también puede verse la distribución de la Tasa de Absorción Específica dentro del cilindro que modela a la región pélvica. Según esta figura, puede verse como se atenúa con mayor rapidez la onda, esta premisa conlleva a que la profundidad de penetración en cada capa sea menor que en el caso de 900MHz, lo que es correcto. Sin embargo la absorción existe y es mayor en la interfaz que corresponde al tejido adiposo (grasa).



**FIGURA 4-8: DISTRIBUCIÓN DE SAR (W/kg) PARA 1800MHZ**  
**Fuente: Simulaciones en EMPro Agilent (Anexo 1)**

**TABLA 4-6: RESULTADOS SAR (W/kg) CASO MASCULINO A 1800MHZ**

SAR Statistics for:		Run Details
Project Name:	Male1800KUL	
Simulation:	FDTD, Discrete Source(s), collect S-Params for 1 feed, SS data at user-spec'd freqs	
Run Number:	1	
<input checked="" type="checkbox"/> Show Scaled Values (Click on a value in the table to scale.)		
Quantity	1.8 GHz	
- SAR Sensor ( Raw )		
Maximum SAR Value	0.4549 W/kg	
Max Value Location	(-196.29 mm, 5.309 mm, 169.821 mm)	
Avg SAR in Exposed Object	0.001142 W/kg	
- SAR Averaging Sensor (10g Average)		
Maximum SAR Value	0.07718 W/kg	
Max Value Location	(-188.513 mm, 0.1201 mm, 169.821 mm)	
- SAR Averaging Sensor (1g Average)		
Maximum SAR Value	0.1387 W/kg	
Max Value Location	(-193.698 mm, -10.257 mm, 168.525 mm)	

**Fuente: Simulaciones en EMPro Agilent (Anexo 1)**

Los resultados mostrados en la tabla anterior, indican que se obtiene un valor máximo en la capa que corresponde al tejido adiposo. Este resultado se interpreta por el aumento de la frecuencia respecto al caso de radiación en la banda de 900MHz. Las características de permitividad y conductividad han variado para la piel, teniendo mayor conductividad aunque menor permitividad relativa, por lo que para este caso logra atenuar la onda, sin embargo no se obtiene la máxima absorción en dicha interfaz. Esto se interpreta a que la onda ha tomado su valor máximo al ingresar a la interfaz del tejido adiposo, para luego cumplir su ciclo de onda y posteriormente atenuarse.

#### 4.2.1.2.2 Análisis de resultados a 1800MHz – Caso Femenino

Para el caso femenino, se obtuvieron resultados parecidos al caso masculino :

**TABLA 4-7: RESULTADOS (S11, Coef. Reflexión, VSWR) CASO FEMENINO A 1800MHZ**

Quantity	1.8 GHz
Voltage (V)	3.176 V
Current (I)	0.07652 A
Impedance	(41.462 - 1.775 j) ohm
S-Parameters	-20.416 dB
Input Power	0.1214 W
Available Power	0.1225 W
Reflection Coefficient	0.09532
VSWR	1.211

**Fuente: Simulaciones en EMPro Agilent (Anexo 1)**

El valor obtenido de S11 es aceptable, y se observa que varía en poco más de 4 dB respecto al caso masculino, ya que la distancia de la fuente hacia la estructura de la región pélvica no necesariamente fue la misma. Sin embargo el valor de potencia de entrada (0124 W) es aceptable y cumple con lo estipulado [RFC2000].

**TABLA 4-8: RESULTADOS SAR (W/kg) CASO FEMENINO A 1800MHZ**

SAR Statistics for:		Run Details
Project Name:	Female1800KUL	
Simulation:	FDTD, Discrete Source(s), collect S-Params for 1 feed, SS data at user-spec'd freqs	
Run Number:	1	
<input checked="" type="checkbox"/> Show Scaled Values (Click on a value in the table to scale.)		
Quantity	1.8 GHz	
[-] SAR Sensor ( Raw )		
Maximum SAR Value	0.5636 W/kg	
Max Value Location	(-171.777 mm, 0 mm, 170.19 mm )	
Avg SAR in Exposed Object	0.00143 W/kg	
[-] SAR Averaging Sensor (10g Average)		
Maximum SAR Value	0.08672 W/kg	
Max Value Location	(-163.691 mm, 0 mm, 168.844 mm )	
[-] SAR Averaging Sensor (1g Average)		
Maximum SAR Value	0.1849 W/kg	
Max Value Location	(-169.082 mm, 0 mm, 168.844 mm )	

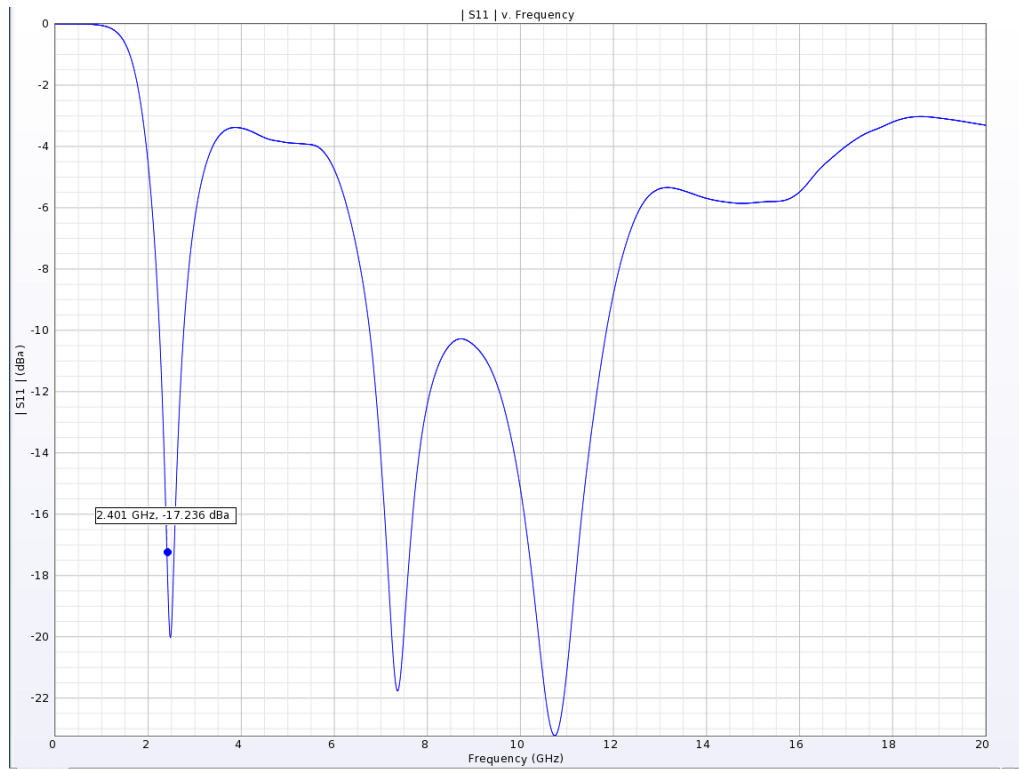
**Fuente: Simulaciones en EMPro Agilent (Anexo 1)**

En la tabla mostrada sucede lo mismo que en el caso masculino, obteniendo la absorción máxima en la capa del tejido adiposo (grasa). Además el valor de SAR promediado es de 0.087 W/kg siendo este al menos 3 veces menor al valor que se halló en la banda de 900MHz, esto sucede porque en la banda de 1800MHz la onda se atenúa mucho más al pasar por varias interfaces. Es decir la tasa de absorción específica en los órganos es muy pequeña comparada a los valores presentes en la banda de 900MHz y es por eso que se obtiene este resultado de SAR promediado.

#### 4.2.2 Wireless LAN (Wi-Fi) y Bluetooth

Para el diseño de la fuente de radiación se utilizará esta vez una antena dipolo, cuya frecuencia de operación será a 2.4GHz. Para esto, fue necesario realizar la configuración de la misma al utilizar el concepto de dipolo de media onda, tal y como fue explicado anteriormente.

A la frecuencia de interés, se tiene una longitud de onda de 125mm, por lo que el tamaño del cilindro del dipolo será 62.5 mm. Para optimizar resultados, se realizaron ajustes sobre el tamaño del dipolo, considerando que el tamaño total del mismo sea de 54 mm. De esta manera se consiguió la resonancia a 2.4GHz y pudo obtenerse el siguiente gráfico de S11:



**FIGURA 4-9: GRÁFICA DE S11 PARA 2.4GHZ**

#### 4.2.2.1 Análisis de resultados Wi-Fi – Caso Masculino

**TABLA 4-9: RESULTADOS (S11, Coef. Reflexión, VSWR) CASO MASCULINO A 2.4GHZ – TECNOLOGÍA WI-FI**

**Steady-State Results for:**

Project Name: TesisCilindroMale2400  
Simulation: FDTD, Discrete Source(s), collect S-Params for 1 feed, SS data at u  
Run Number: 1  
Component: Component

Show Scaled Values (Click on a value in the table to scale.)

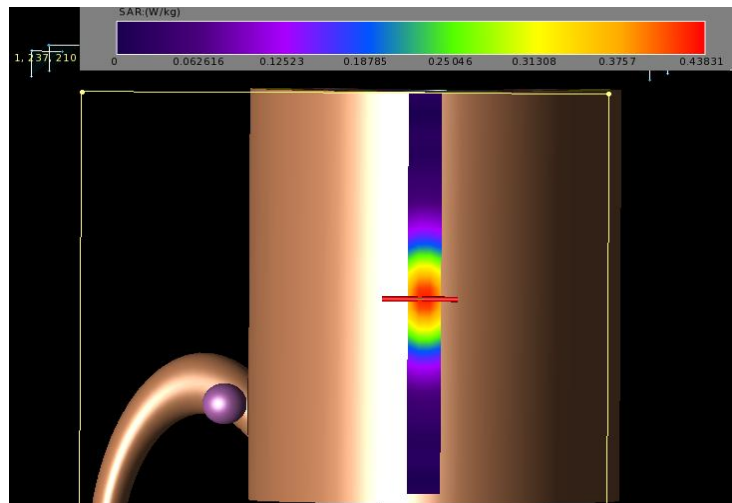
Quantity	2.4 GHz
Voltage (V)	7.192 V
Current (I)	0.1282 A
Impedance	(54.376 - 13.892 j) ohm
S-Parameters	-17.182 dB
Input Power	0.4465 W
Available Power	0.4556 W
Reflection Coefficient	0.1383

**Fuente: Simulaciones en EMPro Agilent (Anexo 1)**

La potencia que emite la antena transmisora es de 440mW aproximadamente, siendo 600mW el valor de potencia máximo que emiten los modem Wi-Fi empresariales o puntos de acceso corporativos (Anexo 4). Mientras que para los

modem Wi-Fi caseros se tiene una potencia de 100mW hasta 200mW como máximo. [WKP2010]

La distribución de SAR que genera el dipolo de media onda se aprecia en la siguiente figura. Como se observa, es diferente a la radiación que emite la antena monopolo, puesto que para este diseño de antena, el puerto de excitación se encuentra entre los brazos cilíndricos de la antena dipolo y la distribución de SAR máximo se encuentra justo al centro de la estructura.



**FIGURA 4-10: DISTRIBUCIÓN DE SAR (W/kg) PARA 2.4GHZ – TECNOLOGÍA WI-FI**  
**Fuente: Simulaciones en EMPro Agilent (Anexo 1)**

**TABLA 4-10: RESULTADOS SAR (W/kg) CASO MASCULINO A 2.4GHZ – TECNOLOGÍA WI-FI**

SAR Statistics for:	
Project Name:	TesisCilindroMale2400
Simulation:	FDTD, Discrete Source(s), collect S-Params for 1 feed, SS data at user-spec'd freqs
Run Number:	1
<input checked="" type="checkbox"/> Show Scaled Values (Click on a value in the table to scale.)	
Quantity	2.4 GHz
[-] SAR Sensor ( Raw )	
Maximum SAR Value	0.4383 W/kg
Max Value Location	( -198.395 mm, -1.395 mm, 149.447 mm )
Avg SAR in Exposed Object	0.003311 W/kg
[-] SAR Averaging Sensor (10g Average)	
Maximum SAR Value	0.1096 W/kg
Max Value Location	( -189.409 mm, -1.395 mm, 149.447 mm )
[-] SAR Averaging Sensor (1g Average)	
Maximum SAR Value	0.1606 W/kg
Max Value Location	( -199.893 mm, 0.1041 mm, 149.447 mm )

**Fuente: Simulaciones en EMPro Agilent (Anexo 1)**

En este caso se consigue la máxima absorción en la capa de la piel, ya que en este caso, al ser una frecuencia mayor es posible atenuar la onda incidente en gran

medida, obteniendo los valores máximos de la onda en dicha interfaz. El valor máximo de SAR en toda la estructura es de 0.4383 W/kg, además el valor máximo de SAR promediado a 10 gramos es 0.109 W/Kg siendo este valor un buen resultado al ser menor a los estándares que propone la ICNIRP tanto para el caso poblacional como ocupacional. Del mismo modo el valor de SAR promedio distribuido en toda la estructura es muy pequeño, esto se debe a que a altas frecuencias existe poca penetración de la onda.

#### 4.2.2.2 Análisis de resultados Wi-Fi – Caso Femenino

Lo mismo sucede para el caso femenino, en la que se tiene la misma potencia incidente.

**TABLA 4-11: RESULTADOS (S11, Coef. Reflexión, VSWR) CASO FEMENINO A 2.4GHZ – TECNOLOGÍA WI-FI**

Steady-State Results for:	
Project Name:	TesisCilindroFemale2400
Simulation:	FDTD, Discrete Source(s), collect S-Params for 1 feed, SS data at user-spec'd
Run Number:	1
Component:	Component
<input checked="" type="checkbox"/> Show Scaled Values (Click on a value in the table to scale.)	
Quantity	2.4 GHz
⊕ Voltage (V)	7.071 V
⊕ Current (I)	0.1297 A
⊕ Impedance	(53.558 - 10.214 j) ohm
⊕ S-Parameters	-19.665 dB
⊕ Input Power	0.4504 W
Available Power	0.4556 W
⊕ Reflection Coefficient	0.1039
VSWR	1.232

Fuente: Simulaciones en EMPro Agilent (Anexo 1)

**TABLA 4-12: RESULTADOS SAR (W/kg) CASO FEMENINO A 2.4GHZ – TECNOLOGÍA WI-FI**

SAR Statistics for:	
Project Name:	TesisCilindroFemale2400
Simulation:	FDTD, Discrete Source(s), collect S-Params for 1 feed, SS data at user-spec'd freqs
Run Number:	1
<input checked="" type="checkbox"/> Show Scaled Values (Click on a value in the table to scale.)	
Quantity	2.4 GHz
⊖ SAR Sensor ( Raw )	
Maximum SAR Value	0.4958 W/kg
Max Value Location	( -174.101 mm, 1.943 mm, 150 mm )
Avg SAR in Exposed Object	0.003457 W/kg
⊖ SAR Averaging Sensor (10g Average)	
Maximum SAR Value	0.0798 W/kg
Max Value Location	( -163.74 mm, 8.419 mm, 150 mm )
⊖ SAR Averaging Sensor (1g Average)	
Maximum SAR Value	0.135 W/kg
Max Value Location	( -168.921 mm, 14.895 mm, 150 mm )

Fuente: Simulaciones en EMPro Agilent (Anexo 1)



Del mismo modo que en el caso masculino, se tiene la máxima absorción en la capa de la piel. Se tiene un valor de SAR máximo de 0.4958 W/kg que es parecido al valor hallado en el caso masculino, asimismo el valor de SAR promediada a 10gr es 0.0798 W/Kg menor al límite que propone la ICNIRP. Sin embargo se tiene una pequeña variación al haber cambiado también la estructura en exposición, es decir las dimensiones de la región pélvica para este caso fue menor que para el caso masculino.

#### 4.2.2.3 Análisis de resultados Bluetooth – Caso Masculino

Para el caso de la radiación por Bluetooth se tiene un rango de potencias permitidas. La clase menor emite potencia de 1mW mientras la tecnología Bluetooth de primera clase emite hasta 100mW de potencia [WKP2010].

**TABLA 4-13: RESULTADOS (S11, Coef. Reflexión, VSWR) CASO MASCULINO A 2.4GHZ – TECNOLOGÍA BLUETOOTH**

Steady-State Results for:	
Project Name:	TesisCilindroMale2400mW
Simulation:	FDTD, Discrete Source(s), collect S-Params for 1 feed, SS data at user-spec'd freqs
Run Number:	1
Component:	Component
<input checked="" type="checkbox"/> Show Scaled Values (Click on a value in the table to scale.)	
Quantity	2.4 GHz
⊕ Voltage (V)	3.729 V
⊕ Current (I)	0.06645 A
⊕ Impedance	(54.38 - 13.899 j) ohm
⊕ S-Parameters	-17.178 dB
⊕ Input Power	0.12 W
Available Power	0.1225 W
⊕ Reflection Coefficient	0.1384
VSWR	1.321

**TABLA 4-14: RESULTADOS SAR (W/kg) CASO MASCULINO A 2.4GHZ – TECNOLOGÍA BLUETOOTH**

SAR Statistics for:	
Project Name:	TesisCilindroMale2400mW
Simulation:	FDTD, Discrete Source(s), collect S-Params for 1 feed, SS data at user-spec'd freqs
Run Number:	1
<input checked="" type="checkbox"/> Show Scaled Values (Click on a value in the table to scale.)	
Quantity	2.4 GHz
⊖ SAR Sensor ( Raw )	
Maximum SAR Value	0.1178 W/kg
Max Value Location	( -198.395 mm, -1.395 mm, 149.447 mm )
Avg SAR in Exposed Object	0.0008897 W/kg
⊖ SAR Averaging Sensor (10g Average)	
Maximum SAR Value	0.02945 W/kg
Max Value Location	( -189.409 mm, -1.395 mm, 149.447 mm )
⊖ SAR Averaging Sensor (1g Average)	
Maximum SAR Value	0.04316 W/kg
Max Value Location	( -199.893 mm, 0.1041 mm, 149.447 mm )
Power Scaling Factor	1

En esta tabla se observa que el valor de SAR máximo disminuye puesto que ahora la potencia emitida por la antena es la cuarta parte que en el caso de Wi-Fi. Más aún, el valor de SAR promediado es mucho menor.

#### 4.2.2.4 Análisis de resultados Bluetooth – Caso Femenino

Para este caso el valor de S11 mejora respecto al caso Masculino en -2dB, por lo que se tiene mayor potencia entregada.

**TABLA 4-15: RESULTADOS (S11, Coef. Reflexión, VSWR) CASO FEMENINO A 2.4GHZ – TECNOLOGÍA BLUETOOTH**

Steady-State Results for:	
Project Name:	TesisCilindroFemale2400mW
Simulation:	FDTD, Discrete Source(s), collect S-Params for 1 feed, S5 data at user-spec'd freqs
Run Number:	1
Component:	Component
<input checked="" type="checkbox"/> Show Scaled Values (Click on a value in the table to scale.)	
Quantity	2.4 GHz
⊕ Voltage (V)	3.667 V
⊕ Current (I)	0.06725 A
⊕ Impedance	(53.557 - 10.206 j) ohm
⊕ S-Parameters	-19.670 dB
⊕ Input Power	0.1211 W
Available Power	0.1225 W
⊕ Reflection Coefficient	0.1039
VSWR	1.232

Fuente: Simulaciones en EMPro Agilent (Anexo 1)

Sin embargo, como en el caso mostrado anteriormente, la Tasa de Absorción específica es muy baja en comparación a los otros niveles de potencia utilizados para distintas frecuencias.

**TABLA 4-16: RESULTADOS SAR (W/kg) CASO FEMENINO A 2.4GHZ – TECNOLOGÍA BLUETOOTH**

SAR Statistics for:	
Project Name:	TesisCilindroFemale2400mW
Simulation:	FDTD, Discrete Source(s), collect S-Params for 1 feed, S5 data at user-spec'd freqs
Run Number:	1
<input checked="" type="checkbox"/> Show Scaled Values (Click on a value in the table to scale.)	
Quantity	2.4 GHz
⊖ SAR Sensor ( Raw )	
Maximum SAR Value	0.1336 W/kg
Max Value Location	( -174.101 mm, 1.943 mm, 150 mm )
Avg SAR in Exposed Object	0.0009304 W/kg
⊖ SAR Averaging Sensor (10g Average)	
Maximum SAR Value	0.02148 W/kg
Max Value Location	( -163.74 mm, 8.419 mm, 150 mm )
⊖ SAR Averaging Sensor (1g Average)	
Maximum SAR Value	0.03643 W/kg
Max Value Location	( -168.921 mm, 14.895 mm, 150 mm )

Fuente: Simulaciones en EMPro Agilent (Anexo 1)

En esta tabla se observa que el valor de SAR máximo disminuye puesto que ahora la potencia emitida por la antena es la cuarta parte que en el caso de Wi-Fi. Más aún, el valor de SAR promediado es mucho menor.

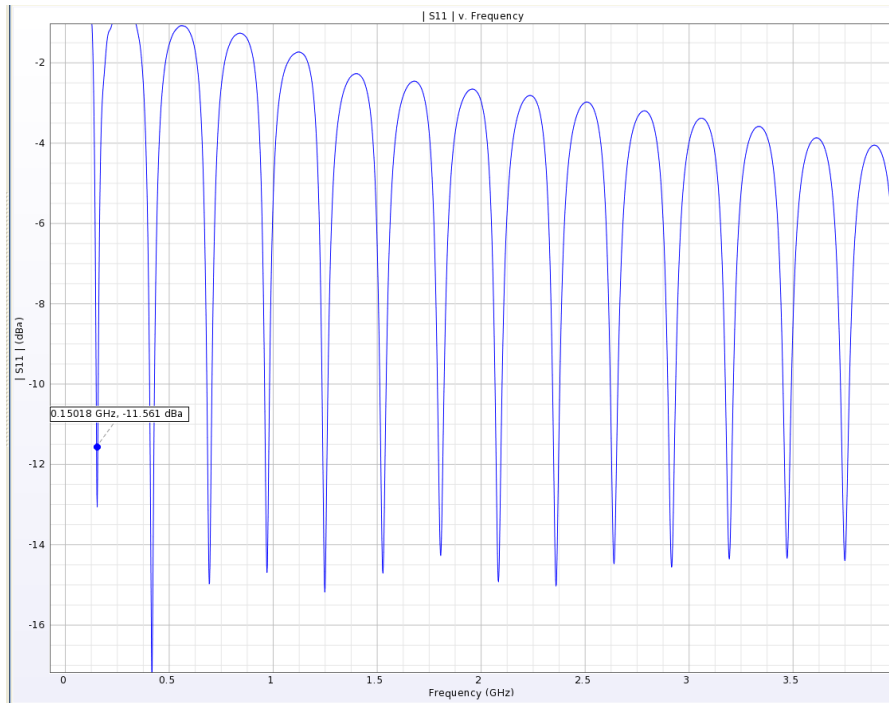
### **4.2.3 Equipos Two-Way Radio (Walkie-Talkies)**

Por último, se analizarán los casos de radiación para las frecuencias bajas, siendo una de ellas en el rango del espectro electromagnético que pertenece a VHF, a 150 MHz. La otra banda a la que trabaja este dispositivo es en la banda de 410 – 450MHz (UHF), siendo utilizada la frecuencia de 450MHz para el análisis de radiación.

Para el diseño de la fuente de radiación se realizó la elaboración de una antena monopolo, puesto que son mayormente utilizados en los equipos walkie-talkie. Sin embargo el diseño de esta antena será complicado a bajas frecuencias, puesto que se debe utilizar una antena de mayor tamaño.

#### **4.2.3.1 Banda VHF 150MHz**

Para el diseño de esta antena, a la frecuencia de 150MHz se tiene una longitud de onda de 2m, por lo que la longitud del monopolo debió estar alrededor de 50cm, siendo elegido el valor de 52 cm que garantiza la resonancia a la frecuencia de interés. Esto puede observarse en el gráfico de S11 que se obtuvo como resultado al diseñar dicha antena.



**FIGURA 4-11: GRÁFICA DE S11 PARA 150 MHz**

#### 4.2.3.1.1 Análisis de resultados Banda VHF - Caso Masculino

El rango de potencias que se requiere es de 4 – 5 W (ver Anexo 3). Para este caso, el valor de S11 estuvo prácticamente en el umbral de ser un valor aceptable para realizar capturas y medidas. En este caso la configuración de la antena monopolo y su posterior simulación requirió de mayor capacidad computacional para poder procesar toda la grilla, que en este caso fue muy superior respecto a las anteriores frecuencias de análisis.

**TABLA 4-17: RESULTADOS (S11, Coef. Reflexión, VSWR) CASO MASCULINO A 150 MHz – BANDA VHF**

Steady-State Results for:	
Project Name:	TesisCilindroMale150
Simulation:	FDTD, Discrete Source(s), collect S-Params for 1 feed, SS data at user-spec'd freqs
Run Number:	1
Component:	Component
<input checked="" type="checkbox"/> Show Scaled Values (Click on a value in the table to scale.)	
Quantity	0.15 GHz
Voltage (V)	15.599 V
Current (I)	0.5242 A
Impedance	(28.971 - 6.804 j) ohm
S-Parameters	-11.093 dB
Input Power	3.98 W
Available Power	4.316 W
Reflection Coefficient	0.2788
VSWR	1.773

**Fuente: Simulaciones en EMPro Agilent (Anexo 1)**

**TABLA 4-18: RESULTADOS SAR (W/kg) CASO MASCULINO A 150 MHZ – BANDA VHF**

Quantity	0.15 GHz
[-] SAR Sensor ( Raw )	
Maximum SAR Value	0.37 W/kg
Max Value Location	( -199.11 mm, 2.346 mm, 192.113 mm )
Avg SAR in Exposed Object	0.02263 W/kg
[-] SAR Averaging Sensor (10g Average)	
Maximum SAR Value	0.1849 W/kg
Max Value Location	( -166.16 mm, -0.6516 mm, 195.11 mm )
[-] SAR Averaging Sensor (1g Average)	
Maximum SAR Value	0.2598 W/kg
Max Value Location	( -166.16 mm, -0.6516 mm, 195.11 mm )

**Fuente: Simulaciones en EMPro Agilent (Anexo 1)**

Según la tabla en la que se detalla la tasa de absorción específica, se obtiene el valor máximo para la interfaz que corresponde a la piel. Este valor se encuentra por debajo de los límites de exposición, por lo que se determina que el valor máximo de la onda se obtuvo en la interfaz que corresponde a la piel, lográndose atenuar en mayor cantidad al lograrse la máxima absorción en dicha interfaz.

#### 4.2.3.1.2 Análisis de resultados Banda VHF - Caso Femenino

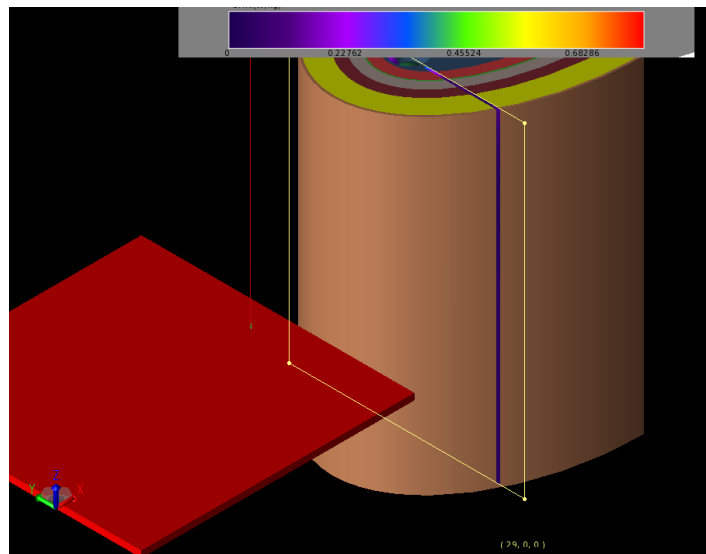
En este caso de simulación, se obtuvo también un S11 aceptable, muy cerca al valor del umbral (-10dB). Para este caso se consideró mayor voltaje en el puerto de excitación para poder obtener mayor potencia entregada a la antena, y posteriormente esta misma potencia es la que se transmite al objeto en exposición.

**TABLA 4-19: RESULTADOS (S11, Coef. Reflexión, VSWR) CASO FEMENINO A 150 MHZ – BANDA VHF**

Quantity	0.15 GHz
[+] Voltage (V)	16.047 V
[+] Current (I)	0.5166 A
[+] Impedance	(29.979 - 8.14 j) ohm
[+] S-Parameters	-11.410 dB
[+] Input Power	4 W
Available Power	4.312 W
[+] Reflection Coefficient	0.2688
VSWR	1.735

**Fuente: Simulaciones en EMPro Agilent (Anexo 1)**

En la siguiente figura puede observarse, que para este único caso se encuentra la mayor cantidad de absorción, cuyas coordenadas pertenecen a un órgano, identificado como el riñón.



**FIGURA 4-12: DISTRIBUCIÓN DE SAR (W/kg) PARA 150 MHz – BANDA VHF**  
**Fuente: Simulaciones en EMPro Agilent (Anexo 1)**

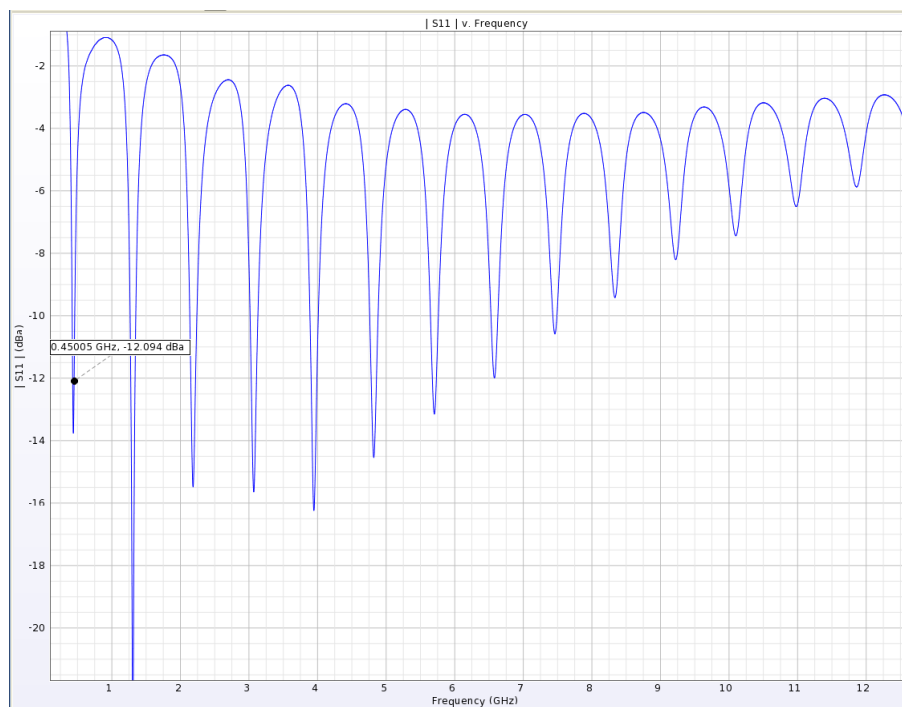
A pesar de que la absorción máxima se encuentre en dicho tejido, su valor no es lo suficientemente alto como para suponer que es posible que tenga un efecto negativo. Sin embargo el tiempo de exposición si es un factor que podría afectar a cualquier tipo de tejido. Aunque si la potencia emitida no se incrementa, pues no habría ningún tipo de ionización, esto es porque se tratan de radiaciones no ionizantes. Para este caso, puede haber surgido esta eventualidad al haber colocado la antena muy cerca a la estructura, o simplemente el tamaño de la estructura permitió que sucediera este caso de radiación. Definitivamente la longitud de onda a 150MHz es mayor a la estructura de simulación, por lo que quizá, las interfaces correspondientes a la piel, tejido adiposo, músculo, hueso y demás, no pudo atenuar de la misma manera como ocurrió en casos anteriores. Los valores de conductividad y permitividad varían y esto también ha influenciado para obtener este tipo de resultado.

**TABLA 4-20: RESULTADOS SAR (W/kg) CASO FEMENINO A 150 MHZ – BANDA VHF**

SAR Statistics for:		Run Details
Project Name:	TesisCilindroFemale 150	
Simulation:	FDTD, Discrete Source(s), collect S-Params for 1 feed, SS data at user-spec'd freqs	
Run Number:	1	
<input checked="" type="checkbox"/> Show Scaled Values (Click on a value in the table to scale.)		Simulation ID: 000002
Quantity	0.15 GHz	
<input type="checkbox"/> SAR Sensor ( Raw )		
Maximum SAR Value	0.6786 W/kg	
Max Value Location	(-106.654 mm, 0 mm, 260.265 mm )	
Avg SAR in Exposed Object	0.03211 W/kg	
<input type="checkbox"/> SAR Averaging Sensor (10g Average)		
Maximum SAR Value	0.2915 W/kg	
Max Value Location	(-118.132 mm, 0 mm, 214.382 mm )	
<input type="checkbox"/> SAR Averaging Sensor (1g Average)		
Maximum SAR Value	0.3532 W/kg	
Max Value Location	(-147.974 mm, 0 mm, 212.088 mm )	

#### 4.2.3.2 Banda UHF 450MHz

Para el diseño de esta antena, a la frecuencia de 450MHz se tiene una longitud de onda de 66.66 cm, por lo que la longitud del monopolo debió estar alrededor de 166.66mm, siendo elegido el valor de 160.66 cm que garantiza la resonancia a la frecuencia de interés. Esto puede observarse en el gráfico de S11 que se obtuvo como resultado al diseñar dicha antena.



**FIGURA 4-13: GRÁFICA DE S11 PARA 450 MHz – BANDA UHF**

A dicha frecuencia, en el peor de los casos de nuestro análisis se obtuvo un S11 de -12dB, un valor aceptable al trabajar a bajas frecuencias. Sin embargo la gráfica de S11 nos indica que se logró la resonancia a dicha frecuencia.

#### 4.2.3.2.1 Análisis de resultados Banda UHF - Caso Masculino

La simulación el para caso masculino presenta los siguientes resultados:

**TABLA 4-21: RESULTADOS (S11, Coef. Reflexión, VSWR) CASO MASCULINO A 450 MHZ – BANDA UHF**

Steady-State Results for:	
Project Name:	TesisCilindroMale450v12
Simulation:	FDTD, Discrete Source(s), collect S-Params for 1 feed, SS data at user-spec'd freqs
Run Number:	1
Component:	Component
<input checked="" type="checkbox"/> Show Scaled Values (Click on a value in the table to scale.)	
Quantity	0.45 GHz
Voltage (V)	17.374 V
Current (I)	0.3454 A
Impedance	(50.288 + 1.055 j) ohm
S-Parameters	-39.251 dB
Input Power	3 W
Available Power	3 W
Reflection Coefficient	0.0109
VSWR	1.022

Fuente: Simulaciones en EMPro Agilent (Anexo 1)

Según la tabla detallada anteriormente se ha conseguido la transferencia máxima para esta configuración. El valor de S11 es mucho más que aceptable y ha permitido poder obtener los siguientes valores de Tasa de Absorción Específica.

**TABLA 4-22: RESULTADOS SAR (W/kg) CASO MASCULINO A 450 MHZ – BANDA UHF**

SAR Statistics for:	
Project Name:	TesisCilindroMale450v12
Simulation:	FDTD, Discrete Source(s), collect S-Params for 1 feed, SS data at user-spec'd freqs
Run Number:	1
<input checked="" type="checkbox"/> Show Scaled Values (Click on a value in the table to scale.)	
Quantity	0.45 GHz
SAR Sensor ( Raw )	
Maximum SAR Value	0.7978 W/kg
Max Value Location	( -199.11 mm, -0.6516 mm, 209.202 mm )
Avg SAR in Exposed Object	0.02541 W/kg
SAR Averaging Sensor (10g Average)	
Maximum SAR Value	0.2791 W/kg
Max Value Location	( -166.16 mm, -0.6516 mm, 221.151 mm )
SAR Averaging Sensor (1g Average)	
Maximum SAR Value	0.387 W/kg
Max Value Location	( -166.16 mm, -0.6516 mm, 224.139 mm )

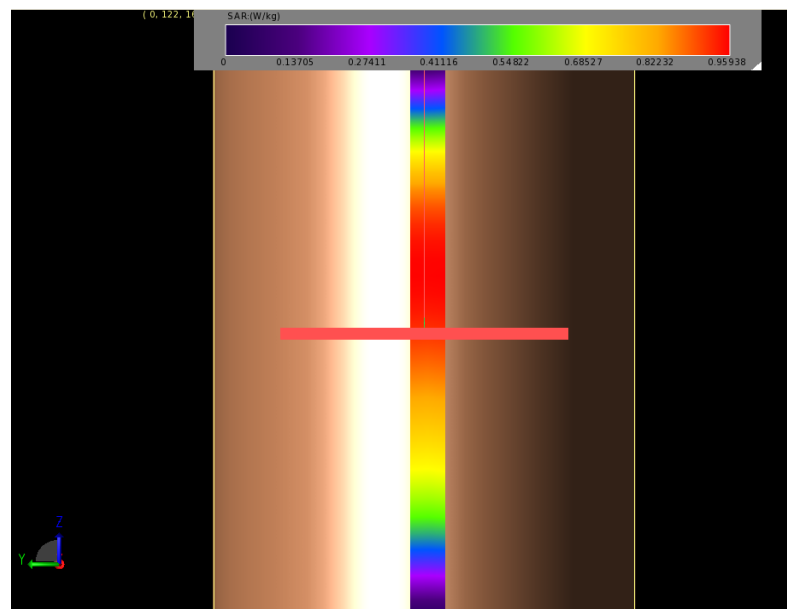
Fuente: Simulaciones en EMPro Agilent (Anexo 1)



El valor de Tasa de Absorción Específica obtenido para este caso es mayor al caso de 150MHz, y esto es porque se tiene menos pérdidas en la transmisión, así como las propiedades eléctricas de los tejidos varían con respecto a la frecuencia. Sin embargo, con una potencia de 3W se obtuvo como absorción máxima el valor de 0.798 W/kg y según las consideraciones de la ICNIRP con el criterio de 10 gramos se obtuvo el valor de 0.2791, aún por debajo de los límites de exposición. Este valor de absorción se obtuvo en la interfaz correspondiente a la piel, de este modo se determina que en dicha interfaz se consumió un alto nivel de potencia, y fue atenuándose por las demás capas.

#### 4.2.3.2.2 Análisis de resultados Banda UHF - Caso Femenino

Los resultados obtenidos para este caso fueron muy similares al caso masculino, del mismo modo se utilizó la potencia de 3W para la transmisión de la antena del walkie-talkie. En la figura mostrada a continuación se observa la distribución de SAR (W/kg).



**FIGURA 4-14: DISTRIBUCIÓN DE SAR (W/kg) PARA 450 MHz – BANDA UHF**  
**Fuente: Simulaciones en EMPro Agilent (Anexo 1)**

En la tabla detallada debajo se observa un valor de S11 que es aceptable, aunque su valor difiere bastante del valor de S11 obtenido para el caso masculino. Esta diferencia se debe al tamaño de la grilla considerado para ambos casos y además a

la distancia entre la antena y la estructura que pudo haber sido distinta al caso anterior.

**TABLA 4-23: RESULTADOS (S11, Coef. Reflexión, VSWR) CASO FEMENINO A 450 MHZ – BANDA UHF**

Quantity	0.45 GHz
Voltage (V)	16.57 V
Current (I)	0.3998 A
Impedance	(37.286 + 18.094 j) ohm
S-Parameters	-12.108 dB
Input Power	2.98 W
Available Power	3.174 W
Reflection Coefficient	0.2481
VSWR	1.66

**Fuente: Simulaciones en EMPro Agilent (Anexo 1)**

Aunque la potencia emitida por la antena fue igual que en el caso anterior, se tuvieron mayores pérdidas en la transmisión. Sin embargo el valor máximo de SAR no fue superior al caso mostrado anteriormente, aunque se mantuvo en la misma interfaz que en el caso anterior. Por lo consiguiente, este valor de SAR se encuentra permitido por los estándares de ICNIRP, teniendo en cuenta que el tiempo de exposición no debe ser muy alto.

**TABLA 4-24: RESULTADOS SAR (W/kg) CASO FEMENINO A 450 MHZ – BANDA UHF**

Quantity	0.45 GHz
SAR Sensor ( Raw )	
Maximum SAR Value	0.6014 W/kg
Max Value Location	( -173.7 mm, 10.748 mm, 181.73 mm )
Avg SAR in Exposed Object	0.03506 W/kg
SAR Averaging Sensor (10g Average)	
Maximum SAR Value	0.2039 W/kg
Max Value Location	( -150.3 mm, 0 mm, 179.938 mm )
SAR Averaging Sensor (1g Average)	
Maximum SAR Value	0.3622 W/kg
Max Value Location	( -146.7 mm, 0 mm, 179.938 mm )
Power Scaling Factor	0.626914

### 4.3 Resultados Finales

Por último, se presentará un resumen de los resultados obtenidos para todos los casos evaluados.

**TABLA 4-25: RESULTADOS FINALES**

Radiation Emitter	Frequency (MHz)	Transm. Power (W)	Type	SAR(W/kg) max	Location	SAR(W/kg) aver.	SAR(W/kg) 10gr.	SAR(W/kg) 1gr.
Antenna GSM	900	0.243	Male	1.101	Skin	0.006	0.177	0.363
Antenna GSM	900	0.244	Female	1.277	Skin	0.009	0.238	0.431
Antenna GSM	1800	0.124	Male	0.455	Fat	0.001	0.077	0.1387
Antenna GSM	1800	0.121	Female	0.563	Fat	0.001	0.086	0.185
Antenna Wi-Fi	2400	0.446	Male	0.438	Skin	0.003	0.109	0.161
Antenna Wi-Fi	2400	0.45	Female	0.496	Skin	0.003	0.079	0.135
Antenna Bluetooth	2400	0.12	Male	0.118	Skin	0.0008	0.02945	0.043
Antenna Bluetooth	2400	0.121	Female	0.113	Skin	0.0009	0.02148	0.036
Two-Way Radio VHF	150	3.98	Male	0.37	Skin	0.022	0.185	0.26
Two-Way Radio VHF	150	4	Female	0.678	Kidney	0.032	0.292	0.353
Two-Way Radio UHF	450	3	Male	0.798	Skin	0.025	0.28	0.387
Two-Way Radio UHF	450	2.98	Female	0.601	Skin	0.035	0.204	0.362

## ***Conclusiones, Recomendaciones y Trabajos Futuros***

- **Conclusiones**

- Los resultados obtenidos de la Tasa de Absorción específica (SAR) promedio para la zona de la cadera es menor al valor difundido en los estándares, mencionados en el primer y segundo capítulo de esta tesis. Así como el valor máximo de absorción siempre fue menor al valor límite de exposición que exige la ICNIRP.
- El valor de SAR aumenta conforme se incrementa la potencia que emite la antena transmisora. Estos resultados se obtuvieron al realizar el análisis de la antena Bluetooth y la antena WI-FI, que trabajan a la misma frecuencia.
- Al realizar la simulación de la presente tesis, se ha encontrado dificultades en el caso de las frecuencias de 150 MHz y 450MHz, esto debido al tamaño de las antenas monopolo que eran más grande que la estructura de la región pélvica. El software exigía mayor capacidad

de memoria para poder darle solución a la simulación, por lo que fue necesario aumentar el tamaño de la grilla.

- En el caso de bajas frecuencias (150MHz y 450MHz) la posición de la fuente monopolo es fundamental en el resultado SAR, puesto que su valor máximo se podría encontrar en otra capa de la estructura que no sea la piel y el tejido adiposo como en la mayoría de los casos. Esto sucede a que la longitud de onda para ambos casos es mayor a la estructura a la que se desea realizar el análisis.
- Al haber mayor cantidad de capas, se ha conseguido tener un análisis más real ya que se consideraron las propiedades eléctricas de cada tejido biológico para cada frecuencia, respecto a los fantasmas simulados anteriormente en el que utilizan otro tipo de materiales.
- De acuerdo a los resultados, se ha logrado verificar que no existe una absorción significativa en los órganos, pues las capas de los tejidos que corresponden a la piel, la grasa, los músculos y huesos permiten atenuar las ondas incidentes, ya que en ningún momento se superó el valor de 2W/kg que exige como límite la ICNIRP. El análisis se efectuó para un tiempo instantáneo y se consideraron los resultados de SAR bajo dicho criterio de simulación.
- Los resultados de SAR para caso masculino como femenino son similares, esto es debido a que tienen una distribución de capas homogénea, sin embargo para los casos de altas frecuencias, se obtiene una ligera diferencia en el valor de absorción para el modelo femenino, siendo el valor de SAR ligeramente superior para dicho modelo.
- La gráfica de S11 varía conforme se modifique la distancia entre la antena transmisora y el objetivo a analizar. Así como también, la estructura sea mayor o menor.
- La simulación el programa EMPro permite tener un análisis más real en cuanto a la eficiencia de transmisión de la antena, ya que en todo momento existieron pérdidas, cabe resaltar que las antenas diseñadas fueron de un modelo básico (tanto monopolo como dipolo)

a diferencia de las antenas GSM, bluetooth que presentan mejor adaptación para cada frecuencia.

- **Recomendaciones**

- Se recomienda utilizar los dispositivos hands-free, o utilizar el altavoz de modo que el equipo se encuentre lo más alejado posible del equipo, en especial de la cabeza ya que por los datos comparados, absorbe mayor energía que cuando el teléfono móvil u otro dispositivo se encuentre cerca de otra zona del cuerpo (en este caso la cadera).
- Limitar el nivel de potencia. Algunas empresas consideran al valor de SAR dentro de sus especificaciones y hojas técnicas. Este valor debería ser difundido entre todas las organizaciones para poder limitar la potencia de transmisión de la mayoría de dispositivos electrónicos.
- El tiempo de exposición también influye al analizar el valor de SAR, esto porque la radiación se transforma en calor y esta variación de temperatura depende del tiempo de exposición. Se recomienda también minimizar el tiempo de exposición a los dispositivos que emitan radiación con alto nivel de potencia. Es el caso del horno microondas, que utiliza más potencia que los demás dispositivos y es por eso que continúa en investigación sobre sus posibles efectos dañinos.

- **Trabajos Futuros**

- Realizar un modelo más exacto en comparación a los fantomas utilizados actualmente. Aunque las características eléctricas de cada tejido dependen de la frecuencia, encontrar la manera de construir dichos modelos (de diferentes tamaños) para las bandas de frecuencia en las que exista radiación constante (teléfonos móviles, Wi-Fi)

- Utilizar algún tipo de carcasa o funda (cuyas propiedades serán halladas experimentalmente) en los teléfonos móviles de modo que atenúe el nivel de radiación para las bandas de frecuencia en las que opere dicho dispositivo.
- Realizar pruebas en materiales de propiedades parecidas al de los tejidos biológicos en las que pueda medirse la temperatura. Esto con el fin de medir el tiempo que se demora hasta poder variar en 1 °C. Adicionalmente realizar investigación de otros efectos sobre la salud en función de vibraciones moleculares de tejidos.
- Realizar una simulación que consista en calcular la tasa de absorción específica dentro de cada tejido y para distintos tiempos de exposición.

## **Bibliografía**

- [GAB1996] GABRIEL, C. "Compilation of the dielectric properties of body tissues at RF and microwave frequencies", Report N.AL/OE-TR-1996-0037, Occupational and environmental health directorate, Radiofrequency Radiation Division, *Brooks Air Force Base*, Texas (USA), June 1996.
- [HAY2006] HAYT, WILLIAM; BUCK, JOHN. "Teoría Electromagnética". Sétima edición, *McGraw Hill*. 2006.
- [ICN1998] ICNIRP. "Recomendaciones para limitar la exposición a campos eléctricos, magnéticos y electromagnéticos". 1998.
- [IEE1999] NISHIZAWA, SHINICHIRO; HASHIMOTO OSAMU. "Effectiveness Analysis of Lossy Dielectric Shields for a Three-Layered Human Model". *IEEE Transactions on Microwave theory and techniques* VOL 47, Nº 3. 1999.
- [KNA2001] KNAVE, BENGT. "Radiaciones No Ionizantes". Enciclopedia de Salud y Seguridad en el Trabajo. 2001.
- [MAR2003] MARTÍNEZ-BÚRDALO, MARTÍN, ANGUIANO. "On the safety assessment of human exposure in the proximity of cellular communications base-station antennas at 900, 1800 and 2170 MHz". *Physics in Medicine and Biology*. 2003.
- [POL1996] POLK, CHARLES; POSTOW, ELLIOT. "Handbook of Biological Effects of Electromagnetic Fields". 2da edición, *CRC Press*. 1996
- [SEB2006] SEBASTIÁN, JOSÉ; MUÑOZ, SAGRARIO; SANCHO, MIGUEL; MIRANDA, JOSÉ. Artículo: "Medición de Radiaciones en Seres Vivos". *Investigación y Ciencia*. Madrid, número 353, pp 46-55. 2006.
- URL: [http://www.acceso.com/display\\_release.html?id=36929](http://www.acceso.com/display_release.html?id=36929)
- Fecha de Consulta: 30 de Agosto de 2010.
- [SKV2006] SKVARCA, JORGE; AGUIRRE, ANIBAL. "Normas y estándares aplicables a los campos electromagnéticos de radiofrecuencias en América Latina: guía para los límites de exposición y los



protocolos de medición” *Rev Panam Salud Pública*. 20(2/3), pp. 205-212. 2006.

- [COM2005] “Computational electromagnetics numerical methods”  
URL: <http://martov.com/methods.html>  
Fecha de Consulta: 12 de diciembre de 2010.
- [FCC2010] “Body Tissue Dielectric Parameters”  
URL:<http://transition.fcc.gov/oet/rfsafety/dielectric.html>  
Fecha de Consulta: 15 de Junio de 2011.
- [FIN2006] “Finite Element tutorial in Electromagnetics”  
URL:[http://www1.pacific.edu/~abrown/ASEE/sub7/EM\\_FEM-2\\_10Sept2006\\_DRAFT.pdf](http://www1.pacific.edu/~abrown/ASEE/sub7/EM_FEM-2_10Sept2006_DRAFT.pdf)  
Fecha de Consulta: 12 de diciembre de 2010.
- [GER1999] “3B Scientific Products”  
URL: [http://www.3bscientific.com/product-manual/H10\\_H11.pdf](http://www.3bscientific.com/product-manual/H10_H11.pdf)  
Fecha de Consulta: 15 de Abril de 2011.
- [IFA2007] “Calculation of the Dielectric Properties of Body Tissues”  
URL: <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/htmlclie/htmlclie.htm#stsftag>  
Fecha de Consulta: 20 de Junio de 2011-
- [ITU2011] “Propuesta de plan nacional para el desarrollo de la banda ancha en el Perú”  
URL:  
[http://www.itu.int/ITU-D/finance/work-cost-tariffs/events/tariff-seminars/elsalvador/pdf/Sesion13\\_Banda\\_ancha\\_Peru\\_Luis\\_Pacheco-es.pdf](http://www.itu.int/ITU-D/finance/work-cost-tariffs/events/tariff-seminars/elsalvador/pdf/Sesion13_Banda_ancha_Peru_Luis_Pacheco-es.pdf)  
Fecha de Consulta: 06 de Setiembre de 2012.
- [LMN2008] “Look Ma, no hands!”. IINC Outlines Affordable Options for New Hands-Free Cell Phone Law  
URL:  
<http://www.iinc.org/articles/260/1/Look-Ma-No-Hands/Page1.html>  
Fecha de Consulta: 11 de diciembre de 2010.
- [RAD2009] “Radiaciones No Ionizantes - Unidad 2: Normativa y Dosimetría”  
URL:  
<http://www.bioingenieria.edu.ar/academica/catedras/radiaciones/Descargas/Unidad2.pdf>

Fecha de Consulta: 10 de octubre de 2010.

[RRF2009] “Radiaciones No Ionizantes - Unidad 3: Ondas de muy baja frecuencia y radio frecuencia”

URL:

<http://www.bioingenieria.edu.ar/academica/catedras/radiaciones/Descargas/Unidad3.pdf>

Fecha de Consulta: 10 de octubre de 2010.

[RMW2009] “Radiaciones No Ionizantes - Unidad 4: Microondas”

URL:

<http://www.bioingenieria.edu.ar/academica/catedras/radiaciones/Descargas/Unidad4.pdf>

Fecha de Consulta: 10 de octubre de 2010.

[RFC2000] “Preguntas y Respuestas”

URL: <http://www.rfcom.ca/faq/answerssp.shtml>

Fecha de Consulta: 03 de Julio de 2011.

[SAR2010] “Specific Absorption Rate”

URL: <http://www.pardell.es/sar.html>

Fecha de Consulta: 04 de diciembre de 2010.

[SIM2008] Simulation of Mobile Phone Antenna Performance.

URL: <http://imw.mwhrf.com/Supesite/html/06/t-11706.html>

Fecha de Consulta: 02 de diciembre de 2010.

[WKP2010] “dBm”

URL: <http://es.wikipedia.org/wiki/DBm>

Fecha de Consulta: 01 de Julio de 2011.

## **ANEXOS**

ANEXO 1: SIMULACIONES EN EMPRO AGILENT

ANEXO 2: SOFTWARE 3D INTERACTIVE PELVIS AND PERINEUM

ANEXO 3: ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DE EQUIPO MOTOROLA  
TWO-WAY RADIO

ANEXO 4: ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DE EQUIPO CISCO WI-FI