



UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA DE
TELECOMUNICACIONES
DEPARTAMENTO DE
ELECTROMAGNETISMO Y RADIACIÓN



**DISEÑO COMPUTACIONAL DE UN ARREGLO ÓPTIMO DE
EXCITACIÓN ELECTROMAGNÉTICA PARA LA IRRADIACIÓN EN
GLÁNDULAS MAMARIAS EN TRATAMIENTOS DE HIPERTERMIA**

EDUARDO FLORES
ROXANA RODRÍGUEZ

Bárbula, 12 de mayo del 2016



UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA DE
TELECOMUNICACIONES
DEPARTAMENTO DE
ELECTROMAGNETISMO Y RADIACIÓN



**DISEÑO COMPUTACIONAL DE UN ARREGLO ÓPTIMO DE
EXCITACIÓN ELECTROMAGNÉTICA PARA LA IRRADIACIÓN EN
GLÁNDULAS MAMARIAS EN TRATAMIENTOS DE HIPERTERMIA**

TRABAJO ESPECIAL DE GRADO PRESENTADO ANTE LA ILUSTRE UNIVERSIDAD DE
CARABOBO PARA OPTAR AL TÍTULO DE INGENIERO DE TELECOMUNICACIONES

EDUARDO FLORES
ROXANA RODRÍGUEZ

Bárbula, 12 de mayo del 2016



UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA DE
TELECOMUNICACIONES
DEPARTAMENTO DE
ELECTROMAGNETISMO Y RADIACIÓN



CERTIFICADO DE APROBACIÓN

Los abajo firmantes miembros del jurado asignado para evaluar el trabajo especial de grado titulado «DISEÑO COMPUTACIONAL DE UN ARREGLO ÓPTIMO DE EXCITACIÓN ELECTROMAGNÉTICA PARA LA IRRADIACIÓN EN GLÁNDULAS MAMARIAS EN TRATAMIENTOS DE HIPERtermIA», realizado por los bachilleres EDUARDO FLORES, cédula de identidad 20.245.575, ROXANA RODRÍGUEZ, cédula de identidad 20.760.647, hemos decidido otorgar la máxima calificación y la mención honorífica al presente trabajo, con base a los siguientes motivos:

- 1) Los autores han demostrado profundo dominio conceptual de métodos y algoritmos novedosos para la síntesis de arreglos de antenas para enfoque de haz cercano en tejidos biológicos, obteniendo resultados de gran relevancia en la simulación de tratamientos de hipertermia en cáncer de mamas.
- 2) Por la profundidad de análisis y la impecable ejecución metodológica empleada por los autores para alcanzar todos los objetivos relacionados con el problema planteado.
- 3) La extraordinaria calidad que se evidencia en el producto académico resultante de este trabajo de grado.

Firma

Prof. PAULINO DEL PINO

TUTOR

Firma

Prof. RAFAEL ALBORNOZ

JURADO

Firma

Prof. CÉSAR RUIZ

JURADO

Bárbula, 12 de mayo del 2016

Dedicatoria

*A mis padres, mi mayor premio es su felicidad
A mi Venezuela, por un mejor futuro para la investigación en nuestro país
A todas las personas que han sido víctimas del cáncer de mama y a sus familiares*

EDUARDO FLORES

*A Dios, por darme la voluntad y paciencia para alcanzar mis metas
A mis padres y hermanos por nunca dudar de mí
A todas las mujeres que padecieron o que actualmente sufren de cáncer de mama,
al igual que a todos sus familiares, para que logren mantener las esperanzas y la fe
en Dios*

ROXANA RODRÍGUEZ

Agradecimientos

Primeramente a Dios, aunque a veces no comprendamos las cosas que nos suceden, cuando lo vemos con otra perspectiva entendemos que todo tiene su momento y su razón de ser.

A mi madre, Mirian Hernández, a mi padre, Jesús Flores, por su apoyo incondicional, quienes han vivido todos y cada uno de los días de mi vida para que simplemente no me falte nada y pueda alcanzar las metas y los sueños que ellos anhelan para mí, tanto como yo, más que un logro para mí, el logro es de ellos. A mis hermanos Jesús Flores y Blaymar Flores, quienes siempre han estado pendiente de mí y mi bienestar. A mi abuelo Teotiste Lorca, aunque no esté físicamente fue parte de toda mi carrera y siempre era la primera cara que veía al despertar antes de irme a la universidad todas las madrugadas y siempre me alegraba el día con sus cuentos. A mi abuela Fidelina Hernández que siempre ha sido una alegría para nuestras vidas, que Dios la siga llenando de vida y salud. A toda mi familia, que han estado siempre a mi lado, apoyándome y me han ayudado a seguir adelante y alcanzar mis metas.

A Yerlín Rodríguez, por siempre hacer que creyera en mí, con palabras sabias y oportunas.

A Roxana Rodríguez, quien más que una amiga es como una hermana, a quien siempre he admirado por su gran perseverancia y dedicación, un ejemplo a seguir, no pude haber escogido a alguien mejor que ella para este resto, fue difícil, pero lo logramos. Hoy más que nunca estoy y estaré eternamente agradecido por tanto. A Ricardo Piñero, por ser un gran apoyo durante toda la carrera, por ser parte de los tres mosqueteros, donde siempre hemos estado todos para uno y uno para todos.

A mis amigos de la UC, dicen que es mejor calidad que cantidad, pero que genial es cuando tienes la suerte de tener ambos, en lo personal, considero que tengo a los mejores, compartiendo las tristezas y las alegrías. Agradezco las enseñanzas, porque cada uno ha aportado algo para mejorar mi vida. En especial a los que estuvieron involucrados y fueron un gran apoyo durante este trabajo.

A la familia Rodríguez, por todo el apoyo brindado durante toda la carrera, por hacerme parte de su familia, por el techo, la comida, los dulces, las salidas, pero por sobre todas las cosas, el cariño. En especial a Luisana Rodríguez, quién siempre nos consentía.

EDUARDO FLORES

A Dios, porque gracias a él fui capaz de superar todos los obstáculos que se me atravesaron en mi camino como estudiante universitaria, dándome fuerzas para seguir adelante. A mis padres Luis Enrique y Ana de Fátima por brindarme todo su apoyo y amor incondicional desde el día que llegué a sus vidas. A mis hermanos, Carlos Eduardo, por siempre estar pendiente de mis logros, José Gregorio, por ser mi ejemplo de superación y por sus consejos que nunca dejaron de ser útiles y Luisana por ser la persona que más me consiente en la vida, y por su peculiar forma de ser que me anima día a día.

A mis amigas María Almeida, María Hoyle y Bianny Dimuccio, por ser tan cariñosas y brindarme sus palabras de aliento cuando fueron necesarias, sin importar que no pudiésemos vernos a menudo siempre estuvieron presentes.

A mis amigos de la Universidad de Carabobo, quienes estuvieron conmigo desde el primer día de esta etapa de mi vida, donde nos dimos apoyo mutuo y nos acompañamos sin importar las circunstancias. A Eduardo Flores, por ser como un hermano para mí, además de por su gran dedicación y perseverancia en esta última etapa del proyecto de grado, donde solo él y nuestros más allegados comprendieron el gran sacrificio que requirió esto, Ricardo Piñero, Gineth Peña y Miguel De Gouveia, quienes siempre estuvieron para mí cuando necesitaba sus consejos, Luis Mendez, Miriam Rodríguez, Kevin Henriquez, Jorge De Castro, Enmanuel Rodríguez, Luis Ortega y todos aquellos que de igual manera me brindaron su cariño. A Gerardo Quirós por ser uno de mis pilares de apoyo a lo largo de este proyecto de grado, por compartir todos sus conocimientos y consejos conmigo, al igual que demostrarme su amor y comprensión en todo momento.

ROXANA RODRÍGUEZ

A los profesores de la Universidad de Carabobo por ser nuestros guías en el crecimiento del conocimiento y valores humano, sobre todo a los profesores de la Escuela de Telecomunicaciones, por su gran labor de mantener y proyectar superación a dicha escuela, además de generar un ambiente familiar para todos sus estudiantes más allá del aula de clase.

Sobre todo queremos agradecer a los profesores Paulino Del Pino y Rafael Albornoz por su dedicación y perseverancia a lo largo de nuestro proyecto de grado.

A Claudia Villamizar, por siempre estar a la disposición para brindarnos sus conocimientos y ayudarnos durante esta investigación.

Al Instituto de Matemática y Cálculo Aplicado (IMYCA), por facilitar el uso del cluster para la ejecución de las simulaciones. En especial a Gustavo Jiménez, por ser diligente ante cualquier inconveniente que se presentó.

Y a todas las personas que estuvieron al pendiente de nuestro proyecto y siempre nos daban ánimos para que no nos rindiéramos.

Índice general

Índice de Figuras	XI
Índice de Tablas	XV
Acrónimos	XVII
Constantes Físicas	XIX
Símbolos	XXI
Resumen	XXIII
I. Introducción	1
1.1. Motivación	1
1.2. Objetivos	4
1.2.1. Objetivo General	4
1.2.2. Objetivos específicos	4
1.3. Alcance	5
II. Marco conceptual	7
2.1. Hipertermia	7
2.1.1. Tipos de hipertermia	8
2.1.2. Hipertermia por microondas aplicada al cáncer de mama	9
2.2. Método de las Diferencias Finitas en el Dominio del Tiempo (FDTD)	10
2.2.1. Diferencias finitas	11
2.2.2. Notación	13
2.2.3. Algoritmo de Yee	13
2.2.4. Ecuaciones de Maxwell	15
2.3. Dominio computacional	20
2.4. Medios dispersivos	20
2.5. Medios heterogéneos	22
2.6. Arreglos enfocados de antenas de microondas	23
2.7. Antena base del arreglo enfocado	24

2.7.1.	Geometría de la antena base	24
2.7.2.	Excitación de la antena base	26
2.7.3.	Arreglo de Antenas	27
2.7.4.	Excitación del arreglo de antenas	28
2.7.4.1.	Método de compensación de Guo	28
2.7.4.2.	Método de compensación de Guo modificado	31
2.7.4.3.	Método de formación de haz de radiación de campo cercano	33
2.7.5.	Potencia radiada por un arreglo de antenas	41
2.8.	SAR	43
2.9.	Estimación de temperatura en tejidos biológicos	43
2.9.1.	Condiciones de borde	44
2.9.1.1.	Condición de borde de temperatura específica	45
2.9.1.2.	Condición de borde de flujo específico de calor	45
2.9.1.3.	Condición de borde de convección:	45
III. Procedimientos de la investigación		47
3.1.	Descripción general	47
3.1.1.	ETAPA 1: Revisión bibliográfica	47
3.1.2.	ETAPA 2: Arreglo de antenas	48
3.1.3.	ETAPA 3: Diseño del algoritmo	51
3.1.3.1.	Adaptación del modelo computacional	51
3.1.3.2.	Simulación electromagnética	60
3.1.3.3.	Simulación térmica	79
3.1.3.4.	Herramientas utilizadas	83
IV. Análisis, interpretación y presentación de los resultados		91
4.1.	Introducción	91
4.2.	Estudio de arreglos de antenas y excitación electromagnética para la irradiación de glándulas mamarias en tratamientos de hipertermia	93
4.2.1.	Método de compensación de Guo	93
4.2.2.	Método de compensación de Guo modificado	97
4.2.3.	Método de formación de haz de radiación de campo cercano	110
V. Conclusiones y recomendaciones		135
5.1.	Conclusiones	135
5.2.	Recomendaciones	137
Referencias Bibliográficas		139

Índice de figuras

2.1. Posiciones del campo E y H en una celda de Yee	11
2.2. Esquema temporal del algoritmo de salto de rana.	11
2.3. Modelado del dipolo con FDTD.	26
2.4. Geometría de un arreglo genérico.	29
2.5. Geometría para un elemento del arreglo.	29
2.6. Cálculo de la potencia radiada según el Teorema de Poynting	42
3.1. Arreglo Circular.	49
3.2. Arreglo Planar.	50
3.3. Arreglo Cilíndrico.	50
3.4. Distribución espacial del número de medio, archivo <code>mtype.txt</code>	53
3.5. Distribución espacial del valor "p", archivo <code>pval.txt</code>	54
3.6. Cuadrante supero-externo de la mama	58
3.7. Características físicas del tumor seleccionado	58
3.8. Corte en el plano $X = x_t$	59
3.9. Corte en el plano $Y = y_t$	59
3.10. Corte en el plano $Z = z_t$	59
3.11. Diagrama de flujo de la simulación electromagnética. Método de Guo y Guo modificado	61
3.12. Diagrama de flujo de la simulación electromagnética. Método de formación de haz de radiación de campo cercano	62
3.13. Simulación en espacio libre utilizando el método de Guo como excitación para el arreglo de antenas.	66
3.14. Simulación en espacio libre utilizando el método de Guo modificado como excitación para el arreglo de antenas.	66
3.15. Campo eléctrico deseado para una función $\text{Sinc}(x)$	70
3.16. Campo eléctrico deseado para una función $\text{Sinc}^2(x)$	71
3.17. Campo eléctrico deseado para una función gaussiana	72
3.18. Celda E con las componentes de campo eléctrico a considerar para la aproximación	79
3.19. Diagrama de flujo de la simulación térmica	80
4.1. Disposición del sistema de coordenadas en las simulaciones	92

4.2. Distribución normalizada de Q_v . Método de Guo, arreglo de 5 elementos	94
4.3. Distribución de temperatura, método de Guo, arreglo de 5 elementos	94
4.4. Distribución normalizada de Q_v . Método de Guo, arreglo de 12 elementos	95
4.5. Distribución de temperatura, método de Guo, arreglo de 12 elementos	96
4.6. Distribución normalizada de Q_v . Método de Guo modificado, arreglo de 5 elementos, $X = x_t$	97
4.7. Distribución normalizada de Q_v , acercamiento. Método de Guo modificado, arreglo de 5 elementos, $X = x_t$	98
4.8. Distribución de temperatura. Método de Guo modificado, arreglo de 5 elementos, $X = x_t$	98
4.9. Distribución normalizada de Q_v . Método de Guo modificado, arreglo de 5 elementos, $Y = y_t$	99
4.10. Distribución normalizada de Q_v , acercamiento. Método de Guo modificado, arreglo de 5 elementos, $Y = y_t$	99
4.11. Distribución de temperatura. Método de Guo modificado, arreglo de 5 elementos, $Y = y_t$	100
4.12. Distribución normalizada de Q_v . Método de Guo modificado, arreglo de 5 elementos, $Z = z_t$	100
4.13. Distribución normalizada de Q_v , acercamiento. Método de Guo modificado, arreglo de 5 elementos, $Z = z_t$	101
4.14. Distribución de temperatura. Método de Guo modificado, arreglo de 5 elementos, $Z = z_t$	101
4.15. Distribución normalizada de Q_v . Método de Guo modificado, arreglo de 12 elementos, $X = x_t$	104
4.16. Distribución normalizada de Q_v , acercamiento. Método de Guo modificado, arreglo de 12 elementos, $X = x_t$	105
4.17. Distribución de temperatura. Método de Guo modificado, arreglo de 12 elementos, $X = x_t$	105
4.18. Distribución normalizada de Q_v . Método de Guo modificado, arreglo de 12 elementos, $Y = y_t$	106
4.19. Distribución normalizada de Q_v , acercamiento. Método de Guo modificado, arreglo de 12 elementos, $Y = y_t$	106
4.20. Distribución de temperatura. Método de Guo modificado, arreglo de 12 elementos, $Y = y_t$	107
4.21. Distribución normalizada de Q_v . Método de Guo modificado, arreglo de 12 elementos, $Z = z_t$	107
4.22. Distribución normalizada de Q_v , acercamiento método de Guo modificado, arreglo de 12 elementos, $Z = z_t$	108
4.23. Distribución de temperatura. Método de Guo modificado, arreglo de 12 elementos, $Z = z_t$	108

4.24. Distribución normalizada de Q_v . Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 1. 5 dipolos, $X = x_t$	111
4.25. Distribución normalizada de Q_v , acercamiento. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 1. 5 dipolos, $X = x_t$	111
4.26. Distribución de temperatura. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 1. 5 dipolos, $X = x_t$	112
4.27. Distribución normalizada de Q_v . Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 1. 5 dipolos, $Y = y_t$	112
4.28. Distribución normalizada de Q_v , acercamiento. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 1. 5 dipolos, $Y = y_t$	113
4.29. Distribución de temperatura. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 1. 5 dipolos, $Y = y_t$	113
4.30. Distribución normalizada de Q_v . Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 1. 5 dipolos, $Z = z_t$	114
4.31. Distribución normalizada de Q_v , acercamiento. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 1. 5 dipolos, $Z = z_t$	114
4.32. Distribución de temperatura. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 1. 5 dipolos, $Z = z_t$	115
4.33. Distribución normalizada de Q_v . Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 1. 12 dipolos, $X = x_t$	117
4.34. Distribución normalizada de Q_v , acercamiento. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 1. 12 dipolos, $X = x_t$	117
4.35. Distribución de temperatura. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 1. 12 dipolos, $X = x_t$	118
4.36. Distribución normalizada de Q_v . Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 1. 12 dipolos, $Y = y_t$	118
4.37. Distribución normalizada de Q_v , acercamiento. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 1. 12 dipolos, $Y = y_t$	119
4.38. Distribución de temperatura. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 1. 12 dipolos, $Y = y_t$	119
4.39. Distribución normalizada de Q_v . Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 1. 12 dipolos, $Z = z_t$	120
4.40. Distribución normalizada de Q_v , acercamiento. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 1. 12 dipolos, $Z = z_t$	120
4.41. Resultados: método de formación de haz de radiación, N° 1. 12 dipolos, $Z = z_t$	121
4.42. Distribución normalizada de Q_v . Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 2. 12 dipolos, $X = x_t$	123
4.43. Distribución normalizada de Q_v , acercamiento. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 2. 12 dipolos, $X = x_t$	123
4.44. Distribución de temperatura. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 2. 12 dipolos, $X = x_t$	124

4.45. Distribución normalizada de Q_v . Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 2. 12 dipolos, $Y = y_t$	124
4.46. Distribución normalizada de Q_v , acercamiento. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 2. 12 dipolos, $Y = y_t$.	125
4.47. Distribución de temperatura. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 2. 12 dipolos, $Y = y_t$	125
4.48. Distribución normalizada de Q_v . Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 2. 12 dipolos, $Z = z_t$	126
4.49. Distribución normalizada de Q_v , acercamiento. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 2. 12 dipolos, $Z = z_t$.	126
4.50. Distribución de temperatura. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 2. 12 dipolos, $Z = z_t$	127
4.51. Distribución normalizada de Q_v . Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 3. 12 dipolos, $X = x_t$	129
4.52. Distribución normalizada de Q_v , acercamiento. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 3. 12 dipolos, $X = x_t$.	129
4.53. Distribución de temperatura. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 3. 12 dipolos, $X = x_t$	130
4.54. Distribución normalizada de Q_v . Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 3. 12 dipolos, $Y = y_t$	130
4.55. Distribución normalizada de Q_v , acercamiento. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 3. 12 dipolos, $Y = y_t$.	131
4.56. Distribución de temperatura. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 3. 12 dipolos, $Y = y_t$	131
4.57. Distribución normalizada de Q_v . Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 3. 12 dipolos, $Z = z_t$	132
4.58. Distribución normalizada de Q_v , acercamiento. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 3. 12 dipolos, $Z = z_t$.	132
4.59. Distribución de temperatura. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 3. 12 dipolos, $Z = z_t$	133

Indice de tablas

3.1. Tipos de tejidos presentes en el modelo de la mama	53
3.2. Tipos de tejidos presentes en el modelo de la mama	55
3.3. Parámetros de Debye para el agua desionizada	57
3.4. Parámetros de Debye para el tumor	58
3.5. Parámetros generales de la simulación	64
3.6. Parámetros para GMIPML	65
3.7. Parámetros para una $\text{Sinc}(x)$	71
3.8. Parámetros para una $\text{Sinc}^2(x)$	72
3.9. Parámetros para una gaussiana	72
3.10. Excitación de arreglo de 5 elementos. Método de compensación de Guo	73
3.11. Excitación de arreglo de 12 elementos. Método de compensación de Guo	74
3.12. Excitación de arreglo de 5 elementos. Método de compensación de Guo modificado	74
3.13. Excitación de arreglo de 12 elementos. Método de compensación de Guo modificado	75
3.14. Excitación de arreglo de 5 elementos. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, campo deseado N° 1	75
3.15. Excitación de arreglo de 12 elementos. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, campo deseado N° 1	76
3.16. Excitación de arreglo de 12 elementos. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, campo deseado N° 2	76
3.17. Excitación de arreglo de 12 elementos. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, campo deseado N° 3	77
3.18. Ubicación de arreglo de antenas de 5 elementos	77
3.19. Ubicación de arreglo de antenas de 12 elementos	78
3.20. Características térmicas de los medios en la simulación	81
3.21. Temperaturas iniciales en los tejidos	83
3.22. Resumen de requerimientos computacionales	88
4.1. Resumen de resultados. Método de Guo modificado, 5 elementos	103
4.2. Resumen de resultados. Método de Guo modificado, 12 elementos	109

4.3. Resumen de resultados. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, campo deseado N° 1, 5 elementos	116
4.4. Resumen de resultados. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, campo deseado N° 1, 12 elementos	122
4.5. Resumen de resultados. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, campo deseado N° 2, 12 elementos	128
4.6. Resumen de resultados. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, campo deseado N° 3, 12 elementos	134

Acrónimos

BHE	Bio-Heat Equation
FCC	Federal Communications Commission
FDTD	Finite-Difference Time-Domain Method
GMIPML	Generalized Media Independent Perfectly Matched Layer
SAR	Specific Absorption Rate
UC	Universidad de Carabobo
UV	Ultra Violeta
UWB	UltraWide-Band

Constantes Físicas

Velocidad de la luz	c	$=$	$2,997\,924\,58 \times 10^8 \text{ ms}^{-1}$
Permitividad eléctrica (Vacío)	ϵ_0	$=$	$8,854 \dots \times 10^{-12} \text{ Fm}^{-1}$
Permeabilidad magnética (Vacío)	μ_0	$=$	$4\pi \times 10^{-7} \text{ NA}^{-2}$

Símbolos

E	Campo eléctrico	V/m
H	Campo magnético	A/m
S	Constante de Courant	
I	Corriente	A
J	Densidad de corriente eléctrica	A/m ²
M	Densidad de corriente magnética	A/m ²
D	Densidad de flujo eléctrico	C/m ²
B	Densidad de flujo magnético	W b/m ²
C_n	Factor de conjugación de fase y amplitud	
F	Frecuencia	Hz
p	Momento dipolar eléctrico	C/m
P	Potencia	W (Js ⁻¹)
T	Temperatura	°C
S	Vector de Poynting	W/m ²
A	Vector potencial magnético	N/A
$\Delta\epsilon_p$	Cambio en la permitividad relativa debido al polo	
σ	Conductividad eléctrica	S/m
γ	Constante de propagación	m ⁻¹
α	Constante de atenuación	m ⁻¹
β	Constante de fase	m ⁻¹
ρ_v	Densidad volumétrica de carga libre	C/m ³
ρ	Densidad del tejido	Kg/m ³
ω	Frecuencia angular	rads ⁻¹

λ	Longitud de onda	m
Δ	Paso espacial uniforme de la grilla	m
Δt	Paso temporal de la simulación	m
ε	Permitividad eléctrica del medio	F/m
ε_r	Permitividad eléctrica relativa	
ε_0	Permitividad eléctrica en el vacío	F/m
μ	Permeabilidad magnética del medio	H/m
μ_r	Permeabilidad magnética relativa	
μ_0	Permeabilidad magnética en el vacío	H/m
σ^*	Perdida magnética equivalente	Ohm/m
$\varepsilon_{s,p}$	Permitividad relativa estática o de frecuencia cero	
$\varepsilon_{\infty,p}$	Permitividad relativa a frecuencia infinita	
τ_p	Tiempo de relajación del polo	s
κ	Vector de onda	m^{-1}

DISEÑO COMPUTACIONAL DE UN ARREGLO ÓPTIMO DE EXCITACIÓN ELECTROMAGNÉTICA PARA LA IRRADIACIÓN EN GLÁNDULAS MAMARIAS EN TRATAMIENTOS DE HIPERTERMIA

por

EDUARDO FLORES y ROXANA RODRÍGUEZ

Presentado en el Departamento de Electromagnetismo y Radiación
de la Escuela de Ingeniería en Telecomunicaciones
el 12 de mayo del 2016 para optar al Título de
Ingeniero de Telecomunicaciones

RESUMEN

La hipertermia es un tratamiento alternativo para el cáncer que aun no ha sido aprobado como tratamiento fijo y del cual se siguen realizando experimentos. La radiación de energía electromagnética a frecuencias de microondas es uno de los métodos de aplicación de hipertermia, con el fin de que el tejido maligno se caliente por medio de la absorción de energía.

En el presente trabajo se evalúa la influencia que poseen los métodos de excitación electromagnética y geometría de un arreglo de antenas en la respuesta térmica de los tejidos de glándulas mamarias, en aplicaciones de hipertermia para el tratamiento del cáncer de mama. Se diseña un arreglo de antenas capaz de emitir

su energía electromagnética de forma enfocada a cualquier región especificada con anterioridad, evitando causar daño por calentamiento excesivo en los tejidos sanos de la mama. Por medio de esto se evalúa el comportamiento de la distribución de SAR y se estiman los cambios de temperatura de los tejidos. . . .

Palabras Claves: Cáncer de mama, Hipertermia, FDTD, Arreglos de antenas, Energía electromagnética enfocada, Haz dirigido, Campo cercano

Tutor: PAULINO DEL PINO

Profesor del Departamento de Electromagnetismo y Radiación

Escuela de Telecomunicaciones. Facultad de Ingeniería

Co-Tutor: RAFAEL ALBORNOZ

Profesor del Departamento de Electromagnetismo y Radiación

Escuela de Telecomunicaciones. Facultad de Ingeniería

Capítulo I

Introducción

1.1. Motivación

En la actualidad, uno de los cánceres de mayor incidencia a nivel mundial es el de mama (representando un 25 % en relación a todos los cánceres). Siendo el tipo de cáncer más frecuente entre las mujeres, con un estimado de 1.67 millones de diagnósticos realizados en el año 2012, información provista de la Agencia Internacional para la Investigación sobre el Cáncer (IARC, por sus siglas en inglés) [1].

Los tratamientos utilizados para combatir esta enfermedad son: cirugía, radioterapia, quimioterapia y terapias de hormonas; los cuales suelen traer peligrosos efectos secundarios.

La hipertermia es un tratamiento alternativo contra el cáncer, el cual se aplica casi siempre junto con otros métodos de terapia para el cáncer, como la radioterapia y la quimioterapia. La hipertermia puede aumentar la sensibilidad de algunas células cancerosas a la radiación o dañar otras células cancerosas que la radiación no puede destruir. Cuando se combina la hipertermia con la radioterapia a menudo se administran con una hora de diferencia. La hipertermia también puede mejorar los efectos de ciertos medicamentos contra el cáncer [2].

La hipertermia se encarga de exponer el tejido del cuerpo a altas temperaturas (entre 40 y 44 °C). Las investigaciones han demostrado que las altas temperaturas pueden dañar y destruir células cancerosas, generalmente causando lesiones mínimas a los tejidos normales [3]. La mayoría de los tejidos normales no se dañan durante la hipertermia si la temperatura permanece por debajo de 43,8 °C. Sin embargo, debido a las cambiantes características del tejido heterogéneo, es posible que se registren temperaturas más elevadas en ciertos puntos. Esto puede tener como consecuencia quemaduras, ampollas, molestias o dolor [2].

La hipertermia puede ser aplicada por varios métodos: hipertermia local por fuentes de energía externas o internas, la hipertermia regional por perfusión de órganos o miembros y la hipertermia de cuerpo completo [3]. Entre las fuentes de energía utilizadas para la hipertermia local se encuentra la radiación por microondas [2].

Existen numerosas investigaciones vinculadas a la observación de los cambios de gradiente de temperatura y SAR, al aplicar campo electromagnético en un tejido del cuerpo humano que presenta una célula cancerígena, con el fin de verificar si en la región del tumor es posible llegar a las temperaturas propias de un tratamiento de hipertermia (véase por ejemplo [4]), donde por medio de fuentes puntuales, utilizando el método de las Diferencias Finitas en el Dominio del Tiempo, el cual es un método ideal para su desarrollo por la facilidad que ofrece al simular la propagación de onda electromagnéticas en distintos tipos de medios en un mismo dominio y poder modelar medios dispersivos. Se confirma que por medio de la radiación electromagnética no ionizante es posible cumplir con lo antes descrito.

Para realizar el estudio mencionado anteriormente no es necesario tomar en cuenta un diseño de antena adecuado [5], ya que solo se desea observar el comportamiento en temperatura y SAR de los diferentes tejidos que componen el dominio bajo estudio. Ahora, al analizar el problema de una forma mas realista, esto se vuelve algo ineficiente, ya que algunas zonas de tejido sano también presentan grandes elevaciones de temperatura, lo cual causa daño indeseado al paciente.

Para evitar esto, conviene realizar pruebas en la búsqueda de evaluar diferentes

técnicas de excitación que eviten la dispersión de la potencia emitida desde el arreglo, pudiendo obtener una concentración de energía en el punto deseado y un mínimo daño colateral en tejido sano; lo cual demanda alta exigencia en la precisión del sistema.

Es interesante como los arreglos de antenas pueden ofrecer flexibilidad y muchos grados de libertad para los diseñadores de sistemas de arreglos enfocados. La geometría, el espaciamiento entre elementos y la excitación aplicada a los elementos del arreglo han sido utilizados por los diseñadores para optimizar la realización del arreglo enfocado [6].

Considerando la relevancia del tema y que se dispone de las herramientas necesarias para estudiarlo. Al ya contar con una investigación previa sobre el comportamiento térmico en el tejido de la mama al aplicar radiación de microondas, del cual se posee total libertad del uso de su dominio computacional, y estando el mismo resuelto por el método de las Diferencias Finitas en el Dominio del Tiempo [5]. Se plantea desarrollar una investigación para lograr que las microondas se transmitan desde un número de antenas que radian hacia la mama, y realizar modificaciones necesarias con respecto a la geometría y excitación de cada una, a modo de lograr el incremento de temperatura deseado en el tumor sin perjudicar el tejido sano circundante.

Aun cuando la hipertermia no ha sido aprobado como tratamiento genérico para combatir el cáncer en la actualidad. A nivel mundial se han realizado numerosos estudios clínicos aleatorios que han expuesto los beneficios que aporta la hipertermia cuando es alternada con tratamientos de radioterapia y quimioterapia [3].

En la actualidad existen clínicas que proveen de tratamientos de hipertermia contra el cáncer, por ejemplo, el CMH (Centro Medico Hilu) realiza tratamientos de oncometría; definiendo a dicho tratamiento como una versión mejorada de hipertermia (hipertermia oncológica profunda) [7].

La gran variedad existente en forma, tamaño y posición que puede disponer el tumor, sumado a las graves consecuencias que se presentan al radiar tejido del

cuerpo humano sin la debida precaución, como: quemaduras, ampollas o enrojecimiento cutáneo; justifican la realización de un estudio de los métodos de excitación y geometría adecuados para diseñar un arreglo de antenas adaptable a la condición de cada paciente, que sin importar la forma y posición del tumor sea capaz de enfocar la mayor parte de energía en dicho tejido maligno, evitando al mismo tiempo el incremento excesivo de temperatura en los tejidos circundantes.

Por último, este estudio dará las herramientas necesarias para que las líneas de investigación de la Universidad de Carabobo, específicamente de la Escuela de Ingeniería de Telecomunicaciones continúen desarrollando proyectos en el área del electromagnetismo y radiación.

1.2. Objetivos

1.2.1. Objetivo General

Diseñar de forma computacional mediante simulación numérica utilizando FDTD, un arreglo óptimo de excitación electromagnética, para producir energía electromagnética enfocada en las regiones enfermas de glándulas mamarias con mínimo calentamiento de los tejidos periféricos.

1.2.2. Objetivos específicos

1. Realizar un estudio bibliográfico extensivo para identificar las alternativas de irradiación de energía electromagnética en la aplicación de tratamientos de hipertermia.
2. Diseñar un arreglo de fuentes (antenas) de excitación electromagnética que enfoquen la energía producida en una determinada región con un impacto marginal en el resto del espacio circundante.

3. Diseñar una estrategia de control de haz que permita enfocar la energía del arreglo anterior en diferentes direcciones según la posición del tejido enfermo.
4. Implementar un algoritmo, utilizando FDTD, y escritura del código correspondiente, para la simulación de los resultados en un Phantom numérico de glándulas mamarias para evaluar la respuesta térmica de los tejidos a la estrategia de radiación electromagnética elaborada.
5. Hacer las recomendaciones pertinentes sobre la mejor estrategia de radiación electromagnética para los fines previstos.

1.3. Alcance

El trabajo descrito se realizará a nivel computacional, es decir realizando simulación numérica utilizando FDTD, no está previsto realizar mediciones comprobatorias de los resultados. Se utilizarán modelos numéricos de glándulas mamarias ya desarrollados y facilitados para esta investigación por la UWCEM. Los valores de frecuencia que sean seleccionados para realizar las simulaciones estarán en el rango de 3,1 a 10,6 GHz, que es la banda de frecuencias definida por la Comisión Federal de Comunicaciones (FCC, por sus siglas en inglés) para aplicaciones médicas de banda ancha. En el modelo térmico que se empleará para determinar las distribuciones de temperatura en la mama, se considera que el intercambio de calor con la sangre toma lugar únicamente vía perfusión capilar y se ignora el intercambio con los vasos sanguíneos de mayor dimensión.

Capítulo II

Marco conceptual

2.1. Hipertermia

La Hipertermia puede ser definida como el aumento de la temperatura parcial o completa del cuerpo humano sobre la normal durante un periodo de tiempo definido (por lo general, entre 10 y 60 minutos). El incremento de la temperatura asociada con la hipertermia es de unos pocos grados con valores comprendidos entre 41 y 44 °C [8].

La hipertermia es un tratamiento contra el cáncer en el cual el tejido del cuerpo afectado por células malignas es expuesto a altas temperaturas, usando dispositivos de calentamiento interno o externo [9]. Cuando las células están expuestas a estas temperaturas son más propensas a ser afectadas por tratamientos como la radioterapia o quimioterapia, si las temperaturas son muy altas se puede llegar a matar las células cancerosas directamente, pero también pueden lesionar o matar células y tejidos sanos [10].

No existe distinción entre la sensibilidad de las células normales y las cancerígenas a la hipertermia, hablando en términos generales [11]. El daño que se produce en los tumores a altas temperaturas es debido a sus características fisiológicas. La estructura del sistema vascular en los tumores sólidos es caótica y esto resulta en regiones con hipoxia y bajo pH, lo que los hace más sensibles a la hipertermia. La

muerte celular se puede deber principalmente a la desnaturalización proteica, que conlleva a, entre otras cosas, anomalías en estructuras multimoleculares como el citoesqueleto y membranas, y a cambios en complejos enzimáticos para la regulación de ADN [5].

2.1.1. Tipos de hipertermia

En la aplicación clínica de la hipertermia, se pueden distinguir tres métodos:

- **Hipertermia local:**

La hipertermia local, trabaja con temperaturas altas, el objetivo es incrementar principalmente la temperatura del tumor, hasta que los tejidos a su alrededor lo permitan. La hipertermia local puede ser aplicada por métodos externos, intraluminales o intersticiales. La energía electromagnética o ultrasonido se dirige al volumen en tratamiento, el cual puede ser calentado dependiendo de las características físicas de la fuente de energía y del tipo de aplicador (arreglo) [12]. Una ventaja es que el bajo flujo sanguíneo en los tumores permite que se caliente con mayor rapidez.

- **Hipertermia regional:**

La hipertermia regional es aplicada por perfusión de un miembro, órgano o cavidad del cuerpo con fluidos calientes, también por medio de aplicadores externos que usan energía de microondas o radiofrecuencia que son colocados alrededor de una cavidad del cuerpo u órgano a ser tratado [9]. El propósito de este método es potenciar el efecto de otras terapias, por lo que las temperaturas no son tan elevadas como en la hipertermia local.

- **Hipertermia de cuerpo completo:**

Se lleva a cabo con tecnologías ya sean de calor radiante o extracorpóreo, eleva la temperatura de todo el cuerpo al menos 41 °C. Existen varias técnicas de calentamiento sistemáticamente. La inmersión en un baño de agua caliente

con temperatura controlada y el calor radiante de los rayos UV son las técnicas habituales para este método. El método es similar a la hipertermia regional, con la diferencia de que no está enfocado en un lugar específico sino en todo el cuerpo [9]. Está orientada a casos de metástasis [10].

2.1.2. Hipertermia por microondas aplicada al cáncer de mama

Los tumores en la mama son de poca profundidad con respecto a la superficie cutánea, entre 2 y 5 cm [13], por lo que la hipertermia local es ideal para el tratamiento de cáncer de mama. Este método puede ser aplicado por medio de la radiación de energía electromagnética a frecuencias de microondas. Los tejidos absorben esta energía, lo que produce los incrementos de temperatura requeridos por el tratamiento. Este tratamiento está siendo aplicado de forma complementaria a otros tratamientos ya mencionados como radioterapia y quimioterapia.

La efectividad del tratamiento, haciendo referencia a los niveles adecuados de temperatura, dependerá de muchos factores: las características de la mama, el tipo de antena utilizada, potencia radiada, la frecuencia de la onda, la polarización, entre otros [5].

Una mala selección de estos parámetros podría anular el efecto del tratamiento o producir efectos secundarios tales como infecciones, quemaduras, inflamación, ampollas o daños a la piel, músculos y/o nervios del área tratada [10].

Usar frecuencias de microondas para este tratamiento ofrece muchas ventajas como son: calentar grandes volúmenes, evitar que aparezcan puntos calientes sobre el tejido sano, debido a que la longitud de onda que se emplea en la excitación es pequeña comparada con las dimensiones de los volúmenes que serán radiados [14], también se han desarrollado antenas especializadas para radiar zonas específicas del cuerpo [3].

Las principales desventajas son: una profundidad de penetración menor, difícil medición de la temperatura que se alcanza en los tejidos sin que los instrumentos se vean afectados por los campos radiados, entre otras [3].

2.2. Método de las Diferencias Finitas en el Dominio del Tiempo (FDTD)

El método de las Diferencias Finitas en el Dominio del Tiempo (FDTD, por sus siglas en inglés) es una de las técnicas más populares para la solución a los problemas electromagnéticos. Es una técnica muy simple que fue propuesta por K. Yee en 1966 [15]. La solución a los problemas electromagnéticos, reside en la discretización temporal y espacial de las ecuaciones de Maxwell en su forma diferencial con aproximaciones de diferencias finitas centrales con segundo orden de precisión, que permiten resolver los campos eléctrico (\mathbf{E}) y magnético (\mathbf{H}) [16].

Por medio de este método se puede modelar una gran variedad de medios y estructuras, sin importar su nivel de heterogeneidad y dispersividad.

Entre las principales características del método se encuentran las siguientes [17]:

- Resuelve los campos \mathbf{E} y \mathbf{H} simultáneamente, en vez de resolver solo uno a partir de la ecuación de onda.
- Como se puede apreciar en la figura 2.1. Los campos \mathbf{E} y \mathbf{H} están centrados en un espacio tridimensional de tal forma que, toda componente de campo \mathbf{E} está rodeada por cuatro componentes circulantes de campo \mathbf{H} y cada componente de campo \mathbf{H} es rodeada por cuatro componentes circulantes de campo \mathbf{E} .
- El algoritmo también centra sus componentes \mathbf{E} y \mathbf{H} en tiempo en lo que se denomina un arreglo de salto de rana. Lo que permite calcular las componentes del campo \mathbf{E} en el espacio modelado en un instante de tiempo a partir de las componentes de campo \mathbf{H} previamente almacenadas en memoria. Entonces todo el cálculo de las componentes del campo \mathbf{H} en el espacio son actualizadas usando el campo \mathbf{E} recién calculado. Se mantiene realizando este ciclo hasta que el tiempo de simulación concluya.

Este método ha sido aplicado exitosamente en una amplia variedad de problemas, tales como dispersión de objetos metálicos y dieléctricos, antenas, circuitos de

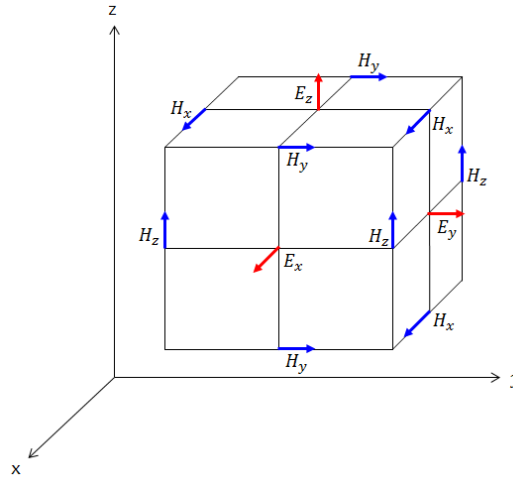


Figura 2.1: Posiciones del campo **E** y **H** en una celda de Yee

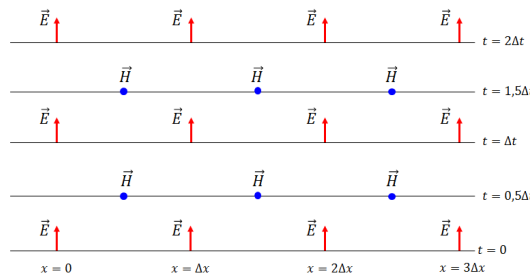


Figura 2.2: Esquema temporal del algoritmo de salto de rana.

microcinta, absorción electromagnética en el cuerpo humano expuesto a radiación [18]. Esto es posible debido a la robustez que ofrece el método, que logra representar las ecuaciones de Maxwell en su forma diferencial e integral, forzando de forma natural las leyes de Gauss y permite modelar una gran variedad de tipos de medios y estructuras [5].

2.2.1. Diferencias finitas

Para solucionar las ecuaciones de Maxwell en forma diferencial por medio de diferencias centrales, se debe aplicar una expansión de Taylor [17].

De manera general y sencilla, la expansión de Taylor de la función $u(x, t_n)$ alrededor del punto x_i hacia el punto en el espacio $x_i + \Delta x$, durante el tiempo t_n se

presenta como:

$$u(x_i + \Delta x)|_{t_n} = u|_{x_i, t_n} + \Delta x \frac{\partial u}{\partial x}|_{x_i, t_n} + \frac{\Delta x^2}{2} \frac{\partial^2 u}{\partial x^2}|_{x_i, t_n} + \frac{\Delta x^3}{6} \frac{\partial^3 u}{\partial x^3}|_{x_i, t_n} + \frac{\Delta x^4}{24} \frac{\partial^4 u}{\partial x^4}|_{\varepsilon_1, t_n} \quad (2.1)$$

El último término en 2.1 es conocido como el error, donde ε_1 es un punto localizado dentro del intervalo $(x_i, x_i + \Delta x)$

De igual forma, hacia el punto en el espacio $x_i - \Delta x$, durante el tiempo t_n se obtiene:

$$u(x_i - \Delta x)|_{t_n} = u|_{x_i, t_n} - \Delta x \frac{\partial u}{\partial x}|_{x_i, t_n} + \frac{\Delta x^2}{2} \frac{\partial^2 u}{\partial x^2}|_{x_i, t_n} - \frac{\Delta x^3}{6} \frac{\partial^3 u}{\partial x^3}|_{x_i, t_n} + \frac{\Delta x^4}{24} \frac{\partial^4 u}{\partial x^4}|_{\varepsilon_2, t_n} \quad (2.2)$$

Donde ε_2 es un punto localizado dentro del intervalo $(x_i, x_i - \Delta x)$.

Sumando las expresiones 2.1 y 2.2, se tiene como resultado:

$$u(x_i + \Delta x)|_{t_n} + u(x_i - \Delta x)|_{t_n} = 2u|_{x_i, t_n} + \Delta x^2 \frac{\partial^2 u}{\partial x^2}|_{x_i, t_n} + \frac{\Delta x^4}{12} \frac{\partial^4 u}{\partial x^4}|_{\varepsilon_3, t_n} \quad (2.3)$$

Por teorema del valor medio ε_3 es un punto ubicado dentro del intervalo $(x_i - \Delta x, x_i + \Delta x)$

Reordenando los términos en 2.3 y tomando por conveniencia el subíndice i par indicar la posición espacial y subíndice n para el punto de observación en el tiempo, se obtiene:

$$\frac{\partial^2 u}{\partial x^2}|_{x_i, t_n} = \frac{u_{i+1}^n - 2u_i^n + u_{i-1}^n}{\Delta x^2} + O[\Delta x^2] \quad (2.4)$$

Donde $O[\Delta x^2]$ representa el error, el cual tiende a ser cero con el incremento al cuadrado de Δx .

De forma similar obtenemos la derivada temporal, pero fijando la posición en el espacio x_i .

$$\frac{\partial^2 u}{\partial t^2} \Big|_{x_i, t_n} = \frac{u_i^{n+1} - 2u_i^n + u_i^{n-1}}{\Delta x^2} + O[\Delta t^2] \quad (2.5)$$

Las expresiones 2.4 y 2.5 son la aproximación por diferencias finitas centrales de las derivadas de segundo orden con respecto al espacio y al tiempo respectivamente

2.2.2. Notación

La representación de un punto genérico en una grilla de tres dimensiones espaciales es el siguiente:

$$(i, j, k) = (i\Delta x, j\Delta y, k\Delta z) \quad (2.6)$$

Donde Δx , Δy y Δz son los incrementos espaciales en las direcciones x , y y z respectivamente, sí $\Delta x = \Delta y = \Delta z$ entonces, se hace referencia a una grilla uniforme.

Por otra parte, cualquier función u dependiente del tiempo y espacio, evaluada en un punto discreto tanto temporal como espacial de la grilla, viene dada por:

$$u_{i,j,k}^n = u(i\Delta x, j\Delta y, k\Delta z, n\Delta t) \quad (2.7)$$

Donde Δt es el incremento temporal y tanto n como i , j y k son valores enteros.

2.2.3. Algoritmo de Yee

Para las derivadas espaciales y temporales Yee utilizó diferencias finitas centrales de segundo orden [15, 17], por ende, la aproximación de segundo orden de una

función u , en dirección x y en el instante de tiempo $n\Delta t$ se puede escribir de la siguiente forma:

$$\frac{\partial}{\partial x}(i\Delta x, j\Delta y, k\Delta z, n\Delta t) = \frac{u_{i+\frac{1}{2},j,k}^n - u_{i-\frac{1}{2},j,k}^n}{\Delta x} + O[\Delta x^2] \quad (2.8)$$

Para obtener la expresión 2.8, Yee realiza la sustracción de 2.1 y 2.2, con el fin de obtener la primera derivada, de igual manera Δx es sustituido por $\frac{\Delta x}{2}$, a modo de realizar pasos de dicha longitud, de esta forma, es posible observar las variaciones espaciales de $\pm\frac{1}{2}$ en el subíndice i . Esta disminución se realiza con el propósito de obtener tanto el campo \mathbf{E} como \mathbf{H} en una misma celda, intercaladas espacialmente a dicho intervalo. De manera similar se puede obtener las derivadas parciales en las direcciones de y y z , realizando el incremento de $\pm\frac{1}{2}$ en los subíndices j y k respectivamente. Del mismo modo, la primera derivada parcial temporal de u se representa como:

$$\frac{\partial}{\partial t}(i\Delta x, j\Delta y, k\Delta z, n\Delta t) = \frac{u_{i,j,k}^{n+\frac{1}{2}} - u_{i,j,k}^{n-\frac{1}{2}}}{\Delta t} + O[\Delta t^2] \quad (2.9)$$

Con lo cual se observa que la variación antes mencionada de $\pm\frac{1}{2}$ ahora se encuentra en el subíndice n , debido a la separación temporal existente entre los campos \mathbf{E} y \mathbf{H} en intervalos de $\pm\frac{\Delta x}{2}$ para realizar el algoritmo de salto de rana.

Además del salto temporal y espacial existe otro parámetro muy importante involucrado en las simulaciones que manejan el método de FDTD. Este parámetro es la constante de estabilidad de Courant (S), el cual, como lo indica su nombre, es quien se encarga de mantener la estabilidad numérica en la simulación. Este parámetro relaciona el paso temporal y espacial con el fin de que no se creen indeterminaciones por incrementos artificiales e indeseables en los campos electromagnéticos implicados en la simulación. Dicha relación se expresa de la siguiente manera:

$$\Delta t \leq S \frac{\Delta}{c} \quad (2.10)$$

Donde, para una grilla de tres dimensiones, como límite se tiene un $S \leq \frac{1}{\sqrt{3}}$. El asignarle un valor mayor a este implicaría que los campos viajan a una velocidad mayor a la velocidad de la luz, lo cual sin lugar a dudas traerá inestabilidad numérica al algoritmo.

2.2.4. Ecuaciones de Maxwell

En un medio constituido por materia simple, las Ecuaciones de Maxwell en su forma diferencial, expresadas en el sistema cartesiano son las siguientes:

Ley de Faraday

$$\nabla \times \bar{\mathbf{E}} = -\frac{\partial \bar{\mathbf{B}}}{\partial t} - \bar{\mathbf{M}}_i \quad (2.11)$$

Ley de Ampere

$$\nabla \times \bar{\mathbf{H}} = -\frac{\partial \bar{\mathbf{D}}}{\partial t} + \bar{\mathbf{J}} \quad (2.12)$$

Ley de Gauss

$$\nabla \cdot \bar{\mathbf{D}} = \rho_v \quad (2.13)$$

$$\nabla \cdot \bar{\mathbf{B}} = 0 \quad (2.14)$$

Siendo,

$\bar{\mathbf{E}}$: Campo eléctrico, medido en $[\frac{V}{m}]$

$\bar{\mathbf{D}}$: Densidad de flujo eléctrico, medido en $[\frac{C}{m^2}]$

$\bar{\mathbf{B}}$: Densidad de flujo magnético, medida en $[\frac{Wb}{m^2}]$

$\bar{\mathbf{H}}$: Campo magnético, medido en $[\frac{A}{m}]$

$\bar{\mathbf{J}}$: Densidad de corriente eléctrica, medida en $[\frac{A}{m^2}]$

$\bar{\mathbf{M}}$: Densidad de corriente magnética, medida en $[\frac{A}{m^2}]$

ρ_v : Densidad volumétrica de carga libre, medida en $[\frac{C}{m^3}]$

En materiales lineales, isotrópicos y no dispersivos, se pueden relacionar los campos de la siguiente forma:

$$\bar{\mathbf{D}} = \epsilon \bar{\mathbf{E}} = \epsilon_r \epsilon_0 \bar{\mathbf{E}} \quad (2.15)$$

$$\bar{\mathbf{B}} = \mu \bar{\mathbf{H}} = \mu_r \mu_0 \bar{\mathbf{H}} \quad (2.16)$$

Donde:

ϵ : Permitividad eléctrica del medio, medida en $[\frac{F}{m}]$

ϵ_r : Permitividad eléctrica relativa [adimensional]

ϵ_0 : Permitividad eléctrica en el vacío, medida en $[\frac{F}{m}]$

μ : Permeabilidad magnética del medio, medida en $[\frac{H}{m}]$

μ_r : Permeabilidad magnética relativa [adimensional]

μ_0 : Permeabilidad magnética en el vacío, medida en $[\frac{H}{m}]$

Por otra parte las densidades de corrientes eléctricas y magnéticas vienen dadas por:

$$\bar{\mathbf{J}} = \bar{\mathbf{J}}_{source} + \sigma \bar{\mathbf{E}} \quad (2.17)$$

$$\bar{\mathbf{M}} = \bar{\mathbf{M}}_{source} + \sigma^* \bar{\mathbf{H}} \quad (2.18)$$

Siendo,

σ : Conductividad eléctrica, medida en $[\frac{S}{m}]$

σ^* : Perdida magnética equivalente $[\frac{Ohm}{m}]$

Sustituyendo las expresiones 2.17 y 2.18 en 2.11 y 2.12, y considerando un medio libre de fuentes ($\bar{\mathbf{J}}_{\text{source}} = \bar{\mathbf{M}}_{\text{source}} = 0$) y pérdidas magnéticas ($\sigma^* = 0$), se obtiene:

$$\frac{\partial \bar{\mathbf{H}}}{\partial t} = -\frac{1}{\mu} \nabla \times \bar{\mathbf{E}} \quad (2.19)$$

$$\frac{\partial \bar{\mathbf{E}}}{\partial t} = \frac{1}{\varepsilon} \nabla \times \bar{\mathbf{H}} + \sigma \bar{\mathbf{E}} \quad (2.20)$$

Descomponiendo las expresiones 2.19 y 2.20 en sus componentes en coordenadas cartesianas, dan como resultado:

$$\frac{\partial H_x}{\partial t} = \frac{1}{\mu} \left[\frac{\partial E_y}{\partial z} - \frac{\partial E_z}{\partial y} \right] \quad (2.21)$$

$$\frac{\partial H_y}{\partial t} = \frac{1}{\mu} \left[\frac{\partial E_z}{\partial x} - \frac{\partial E_x}{\partial z} \right] \quad (2.22)$$

$$\frac{\partial H_z}{\partial t} = \frac{1}{\mu} \left[\frac{\partial E_x}{\partial y} - \frac{\partial E_y}{\partial x} \right] \quad (2.23)$$

$$\frac{\partial E_x}{\partial t} = \frac{1}{\varepsilon} \left[\frac{\partial H_z}{\partial y} - \frac{\partial H_y}{\partial z} - \sigma E_x \right] \quad (2.24)$$

$$\frac{\partial E_y}{\partial t} = \frac{1}{\varepsilon} \left[\frac{\partial H_x}{\partial z} - \frac{\partial H_z}{\partial x} - \sigma E_y \right] \quad (2.25)$$

$$\frac{\partial E_z}{\partial t} = \frac{1}{\varepsilon} \left[\frac{\partial H_y}{\partial x} - \frac{\partial H_x}{\partial y} - \sigma E_z \right] \quad (2.26)$$

El sistema de seis ecuaciones diferenciales acopladas 2.21-2.26 forman la base del algoritmo numérico de FDTD para la interacción de ondas electromagnéticas con objetos generales de tres dimensiones.

Tomando en consideración las expresiones 2.8 y 2.9 para el desarrollo de las seis ecuaciones de campo obtenidas 2.21-2.26, se obtienen las seis ecuaciones de actualización de campos.

Para celdas H se presenta campo magnético en las aristas de la celda y campo eléctrico en el centro de las caras de la misma. El desarrollo de la derivada de la componente x del campo magnético 2.21, se procede de la siguiente forma:

$$\frac{H_x|_{i+\frac{1}{2},j,k}^{n+1} + H_x|_{i+\frac{1}{2},j,k}^n}{\Delta t} = \frac{1}{\mu_{i+\frac{1}{2},j+1,k+1}} \left(\frac{E_y|_{i+\frac{1}{2},j,k+\frac{1}{2}}^{n+\frac{1}{2}} - E_y|_{i+\frac{1}{2},j,k-\frac{1}{2}}^{n+\frac{1}{2}}}{\Delta z} - \frac{E_z|_{i+\frac{1}{2},j+\frac{1}{2},k}^{n+\frac{1}{2}} - E_z|_{i+\frac{1}{2},j-\frac{1}{2},k}^{n+\frac{1}{2}}}{\Delta y} \right) \quad (2.27)$$

Despejando

$$H_x|_{i+\frac{1}{2},j,k}^{n+1} = H_x|_{i+\frac{1}{2},j,k}^n + \frac{\Delta t}{\mu_{i+\frac{1}{2},j+1,k+1}} \left(\frac{E_y|_{i+\frac{1}{2},j,k+\frac{1}{2}}^{n+\frac{1}{2}} - E_y|_{i+\frac{1}{2},j,k-\frac{1}{2}}^{n+\frac{1}{2}}}{\Delta z} - \frac{E_z|_{i+\frac{1}{2},j+\frac{1}{2},k}^{n+\frac{1}{2}} - E_z|_{i+\frac{1}{2},j-\frac{1}{2},k}^{n+\frac{1}{2}}}{\Delta y} \right) \quad (2.28)$$

De igual manera se realiza para las cinco ecuaciones de campo restante, obteniendo las siguientes actualizaciones de campo.

$$H_y|_{i,j+\frac{1}{2},k+1}^{n+1} = H_y|_{i,j+\frac{1}{2},k+1}^n + \frac{\Delta t}{\mu_{i,j+\frac{1}{2},k+1}} \left(\frac{E_z|_{i+\frac{1}{2},j+\frac{1}{2},k+1}^{n+\frac{1}{2}} - E_z|_{i-\frac{1}{2},j+\frac{1}{2},k+1}^{n+\frac{1}{2}}}{\Delta x} - \frac{E_x|_{i,j+\frac{1}{2},k+\frac{3}{2}}^{n+\frac{1}{2}} - E_x|_{i,j+\frac{1}{2},k+\frac{1}{2}}^{n+\frac{1}{2}}}{\Delta z} \right) \quad (2.29)$$

$$H_z|_{i,j+1,k+\frac{1}{2}}^{n+1} = H_z|_{i,j+1,k+\frac{1}{2}}^n + \frac{\Delta t}{\mu_{i,j+1,k+\frac{1}{2}}} \left(\frac{E_x|_{i,j+\frac{3}{2},k+\frac{1}{2}}^{n+\frac{1}{2}} - E_x|_{i,j+\frac{1}{2},k+\frac{1}{2}}^{n+\frac{1}{2}}}{\Delta y} - \frac{E_y|_{i+\frac{1}{2},j+1,k+\frac{1}{2}}^{n+\frac{1}{2}} - E_y|_{i-\frac{1}{2},j+1,k+\frac{1}{2}}^{n+\frac{1}{2}}}{\Delta x} \right) \quad (2.30)$$

$$E_x|_{i,j+\frac{1}{2},k+\frac{1}{2}}^{n+\frac{1}{2}} = \left(\frac{1 - \frac{\sigma_{i,j+\frac{1}{2},k+\frac{1}{2}} \Delta t}{2\varepsilon_{i,j+\frac{1}{2},k+\frac{1}{2}}}}{1 + \frac{\sigma_{i,j+\frac{1}{2},k+\frac{1}{2}} \Delta t}{2\varepsilon_{i,j+\frac{1}{2},k+\frac{1}{2}}}} \right) E_x|_{i,j+\frac{1}{2},k+\frac{1}{2}}^{n-\frac{1}{2}} + \frac{\frac{\sigma_{i,j+\frac{1}{2},k+\frac{1}{2}} \Delta t}{\varepsilon_{i,j+\frac{1}{2},k+\frac{1}{2}}}}{1 + \frac{\sigma_{i,j+\frac{1}{2},k+\frac{1}{2}} \Delta t}{2\varepsilon_{i,j+\frac{1}{2},k+\frac{1}{2}}}} \left(\frac{H_z|_{i,j+1,k+\frac{1}{2}}^n - H_z|_{i,j,k+\frac{1}{2}}^n}{\Delta y} - \frac{H_y|_{i,j+\frac{1}{2},k+1}^n - H_y|_{i,j+\frac{1}{2},k}^n}{\Delta z} \right) \quad (2.31)$$

$$E_y|_{i+\frac{1}{2},j,k+\frac{1}{2}}^{n+\frac{1}{2}} = \left(\frac{1 - \frac{\sigma_{i+\frac{1}{2},j,k+\frac{1}{2}} \Delta t}{2\varepsilon_{i+\frac{1}{2},j,k+\frac{1}{2}}}}{1 + \frac{\sigma_{i+\frac{1}{2},j,k+\frac{1}{2}} \Delta t}{2\varepsilon_{i+\frac{1}{2},j,k+\frac{1}{2}}}} \right) E_y|_{i+\frac{1}{2},j,k+\frac{1}{2}}^{n-\frac{1}{2}} + \frac{\frac{\sigma_{i+\frac{1}{2},j,k+\frac{1}{2}} \Delta t}{\varepsilon_{i+\frac{1}{2},j,k+\frac{1}{2}}}}{1 + \frac{\sigma_{i+\frac{1}{2},j,k+\frac{1}{2}} \Delta t}{2\varepsilon_{i+\frac{1}{2},j,k+\frac{1}{2}}}} \left(\frac{H_x|_{i+\frac{1}{2},j,k+1}^n - H_x|_{i+\frac{1}{2},j,k}^n}{\Delta z} - \frac{H_z|_{i+1,j,k+\frac{1}{2}}^n - H_z|_{i,j,k+\frac{1}{2}}^n}{\Delta x} \right) \quad (2.32)$$

$$E_z|_{i+\frac{1}{2},j+\frac{1}{2},k}^{n+\frac{1}{2}} = \left(\frac{1 - \frac{\sigma_{i+\frac{1}{2},j+\frac{1}{2},k} \Delta t}{2\varepsilon_{i+\frac{1}{2},j+\frac{1}{2},k}}}{1 + \frac{\sigma_{i+\frac{1}{2},j+\frac{1}{2},k} \Delta t}{2\varepsilon_{i+\frac{1}{2},j+\frac{1}{2},k}}}} \right) E_z|_{i+\frac{1}{2},j+\frac{1}{2},k}^{n-\frac{1}{2}} + \frac{\frac{\sigma_{i+\frac{1}{2},j+\frac{1}{2},k} \Delta t}{\varepsilon_{i+\frac{1}{2},j+\frac{1}{2},k}}}{1 + \frac{\sigma_{i+\frac{1}{2},j+\frac{1}{2},k} \Delta t}{2\varepsilon_{i+\frac{1}{2},j+\frac{1}{2},k}}}} \left(\frac{H_y|_{i+1,j+\frac{1}{2},k}^n - H_y|_{i,j+\frac{1}{2},k}^n}{\Delta x} - \frac{H_x|_{i+\frac{1}{2},j+1,k}^n - H_x|_{i+\frac{1}{2},j,k}^n}{\Delta y} \right) \quad (2.33)$$

Como se puede observar, para cada cálculo del campo en un instante de tiempo es necesario tener almacenado dicho campo en un instante de tiempo previo. De manera similar se pueden desarrollar las ecuaciones para celdas E, en ese caso son las componentes del campo E las que se encuentran en las aristas y del campo H en el centro de las caras de la celda.

2.3. Dominio computacional

Antes de proceder con el método óptimo de excitación para un arreglo de antenas enfocado, es necesario saber cómo está constituido el dominio computacional y las aproximaciones que se utilizan para representar dicho dominio en el algoritmo matemático de FDTD, ya que dicho conocimiento será necesario para ajustar el método de excitación.

Los tejidos biológicos, en su mayoría, están constituidos por materiales heterogéneos y dispersivos, por lo cual, es necesario mencionar las consideraciones a tomar en cuenta para obtener simulaciones que se asemejen a la realidad. Todo este estudio ya fue realizado con anterioridad [5], las simulaciones serán realizadas bajo el mismo dominio de estudio ahí descrito.

2.4. Medios dispersivos

Un medio dispersivo lineal tiene la particularidad de presentar permitividad y permeabilidad variante con la frecuencia.

Diferentes estudios se han realizado sobre este tema, y se han logrado desarrollar diferentes modelos de aproximación que ajustan estas características dispersivas con el fin de poder ser usadas en el algoritmo de FDTD, entre estos modelos se pueden mencionar, el modelo de Lorentz, Cole Cole y Debye, de los cuales será utilizado el último de estos por su facilidad al acoplarse con los datos numéricos usados. Todo esto para un modelo de un solo polo. [5].

Para la actualización de campos en medios dispersivos no solo se definen los campos tradicionales \mathbf{E} , \mathbf{H} y \mathbf{D} , sino también, dos campos auxiliares \mathbf{S} e \mathbf{I} . La expresión temporal de estos campos depende de los parámetros obtenidos del modelo de Debye, los cuales ya han sido desarrollados [5], presentando el siguiente comportamiento:

$$E_{i,j,k}^n = \frac{\frac{D_{i,j,k}^n}{\epsilon_0} - I_{i,j,k}^{n-1} - e^{-\frac{\Delta t}{\tau_p}} S_{i,j,k}^{n-1}}{\epsilon_\infty + \Delta\epsilon_p \left(\frac{\Delta t}{\tau_p}\right) + \frac{\sigma\Delta t}{\epsilon_0}} \quad (2.34)$$

$$I_{i,j,k}^n = I_{i,j,k}^{n-1} + \left(\frac{\sigma\Delta t}{\epsilon_0}\right) E_{i,j,k}^n \quad (2.35)$$

$$S_{i,j,k}^n = e^{-\frac{\Delta t}{\tau_p}} S_{i,j,k}^{n-1} + \Delta\epsilon_p \left(\frac{\Delta t}{\tau_p}\right) E_{i,j,k}^n \quad (2.36)$$

Donde

$\Delta\epsilon_p$: Cambio en la permitividad relativa debido al polo ($\epsilon_{s,p} - \epsilon_{\infty,p}$)

$\epsilon_{s,p}$: Permitividad relativa estática o de frecuencia cero.

$\epsilon_{\infty,p}$: Permitividad relativa a frecuencia infinita.

τ_p : Tiempo de relajación del polo.

Las ecuaciones para la actualización del campo \mathbf{D} se obtienen partiendo directamente de la expresión discreta de la ley de Ampere:

$$\frac{\bar{D}^{n+\frac{1}{2}} - \bar{D}^{n-\frac{1}{2}}}{\Delta t} = \nabla \times \bar{H}^n \quad (2.37)$$

Luego se aplica el mismo procedimiento utilizado para llegar a las expresiones 2.28 – 2.30. Las tres ecuaciones obtenidas son comparables con las ecuaciones del

campo \mathbf{E} (2.31 - 2.33), con su única diferencia en los factores que escalan los campos que lo constituyen. Por esta razón solo será descrito el campo D_x

$$D_x|_{i,j+\frac{1}{2},k+\frac{1}{2}}^{n+\frac{1}{2}} = D_x|_{i,j+\frac{1}{2},k+\frac{1}{2}}^{n-\frac{1}{2}} + \Delta t \left(\frac{H_z|_{i,j+1,k+\frac{1}{2}}^n - H_z|_{i,j,k+\frac{1}{2}}^n}{\Delta y} - \frac{H_y|_{i,j+\frac{1}{2},k+1}^n - H_y|_{i,j+\frac{1}{2},k}^n}{\Delta z} \right) \quad (2.38)$$

2.5. Medios heterogéneos

El medio bajo estudio solo presenta heterogeneidad al nivel del campo eléctrico, variando solo así la permitividad y conductividad eléctrica del mismo, por lo cual, se puede asegurar que el campo magnético se propagará sin ningún problema, ya que para este el material no presenta cambio alguno.

En general, el hecho de que sea un medio heterogéneo no debe afectar el buen funcionamiento del algoritmo de FDTD, siempre y cuando la interfaz entre los distintos medios sea paralelo a algún eje de coordenada, ya que los campos tangenciales en los bordes de la celda mantienen su continuidad, sin embargo, para el dominio bajo estudio no siempre se cumple esto, por ende es necesario forzar las condiciones de frontera y luego definir la permitividad y conductividad efectiva. Todo este desarrollo ya se ha realizado en trabajos anteriores [5], por lo cual solo se escribirán las condiciones de fronteras y las propiedades eléctricas del medio resultantes.

Condiciones de fronteras:

$$(\mathbf{D}_2 - \mathbf{D}_1) \cdot \mathbf{a}_n = \rho_s \quad (2.39)$$

$$\mathbf{a}_n \times (\mathbf{E}_2 - \mathbf{E}_1) = 0 \quad (2.40)$$

Propiedades eléctricas del medio:

$$\varepsilon_{\infty\text{eff}} = \frac{1}{4}(\varepsilon_1 + \varepsilon_2 + \varepsilon_3 + \varepsilon_4) \quad (2.41)$$

$$\sigma_{\infty\text{eff}} = \frac{1}{4}(\sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3 + \sigma_4) \quad (2.42)$$

$$\varepsilon_{\text{reff}} = \varepsilon_{\infty\text{eff}} + \frac{1}{4} \left(\frac{\Delta\varepsilon_{p1}}{1 + j\omega\tau_{p1}} + \frac{\Delta\varepsilon_{p2}}{1 + j\omega\tau_{p2}} + \frac{\Delta\varepsilon_{p3}}{1 + j\omega\tau_{p3}} + \frac{\Delta\varepsilon_{p4}}{1 + j\omega\tau_{p4}} \right) \quad (2.43)$$

2.6. Arreglos enfocados de antenas de microondas

Se conoce como un arreglo el formar un conjunto de elementos radiantes en una configuración eléctrica y geométrica. Donde los elementos pueden tener cualquier forma (alambres, aperturas, entre otros).

Si todos los elementos del arreglo son idénticos, puede hablarse de una antena base, la cual representa uno de estos elementos del arreglo.

El campo total producido por un arreglo en un determinado punto, viene dado por la suma vectorial de los campos radiados por cada elemento del arreglo en dicho punto. Para producir patrones muy directivos, es necesario que los campos de los elementos del arreglo interfieran constructivamente (sumar en fase) en la dirección deseada e interfiera destructivamente (sumar en contra fase) en el resto del espacio [19].

La configuración geométrica del arreglo (lineal, circular, rectangular, esférica, entre otras), el espaciamiento entre elementos, el tipo de elemento o antena (dipolos, aperturas, loops, microstrips, horns, reflectores, entre otros) y la excitación aplicada a los elementos del arreglo, son los parámetros que definen a un arreglo de antenas (geometría y excitación). La influencia de cada uno estos parámetros en

las características de radiación ofrecen una gran flexibilidad y muchos grados de libertad para el diseñar y optimizar sistemas de arreglos enfocados [6, 19-21].

Las características de un sistema de arreglo enfocado pueden ser diferentes para varias aplicaciones. En aplicaciones de hipertermia local, la máxima deposición de potencia es requerida a través del tejido del tumor sin calentar los tejidos saludables adyacentes. El nivel del campo en la piel es de gran preocupación, y no debe exceder los límites seguros permitidos. Con arreglos enfocados esto puede ser fácilmente logrado en lugar de usar antenas simples [6].

2.7. Antena base del arreglo enfocado

La antena base escogida para el arreglo de antenas enfocado es el dipolo de $\frac{\lambda}{2}$, ya que este es fácil de modelar en el algoritmo de FDTD.

Una antena base, al igual que el arreglo de antenas viene definida por su geometría y excitación. Esta debe ser implementada correctamente en el algoritmo de FDTD para obtener resultados apegados a la realidad.

2.7.1. Geometría de la antena base

Existen estudios realizados sobre la implementación de un dipolo de $\frac{\lambda}{2}$ en el algoritmo de FDTD [5], este estudio es necesario, ya que existe influencia en las actualizaciones del campo al estar presente las antenas en el dominio computacional, lo cual asemeja los resultados a la realidad. La geometría de la antena base será modelada con los mismos criterios tomados en dicho estudio de [5].

La geometría del dipolo consiste en dos elementos conductores de igual longitud separados una distancia infinitesimal.

Para modelar dicho dipolo se presentan dos opciones:

- Asignar un valor muy alto de conductividad eléctrica a las celdas que constituyen el cuerpo del dipolo.

- Asumir que el dipolo es un conductor perfecto, para esto se anulan las componentes tangenciales del campo eléctrico a la superficie del mismo.

El problema al modelar la estructura del dipolo de esta manera sin considerar ningún otro aspecto, es que el diámetro de dicho dipolo, como mínimo, será del tamaño de una celda de la grilla, lo cual es grande y por ende afecta a los resultados obtenidos, debido a que la impedancia y acoplamiento de la antena dependen del diámetro del dipolo antes mencionado.

El diámetro del conductor debe ser mucho menor que el resto de las dimensiones y detalles de la estructura del dominio. Reducir el tamaño de las celdas con el fin de modelar al dipolo como se había mencionado no es factible en términos de recursos computacionales, debido que al tener una mayor resolución en la grilla, es decir, celdas más pequeñas, se debe aumentar el número de celdas para modelar el mismo dominio. Lo cual trae como consecuencia un dominio de dimensiones más grande (con respecto a la cantidad de celdas) y por ende requiere un mayor tiempo de cómputo.

Para resolver estos problemas se ha desarrollado aproximaciones que ajustan de manera valida los efectos de un conductor de diámetro menor a las dimensiones de las celdas de una grilla de FDTD [5].

En este estudio se afirma que puede asumirse que el campo eléctrico normal total y el campo magnético circunferencial adyacente al conductor tiene dependencia de $\frac{1}{r}$, donde r es la distancia radial desde el centro del conductor.

Estas aproximaciones llevan a forzar el campo adyacente al conductor de la siguiente forma:

Para el campo H_y :

$$H_y|_{i,j,k}^{n+\frac{1}{2}} = H_y|_{i,j,k}^{n-\frac{1}{2}} + \frac{\Delta t}{\mu\Delta z} \left[E_x|_{i,j,k}^n - E_x|_{i,j,k+1}^n + \frac{2\Delta t}{\mu\Delta x \ln\left(\frac{\Delta x}{r_0}\right)} E_z|_{i+1,j,k}^n \right] \quad (2.44)$$

Luego de tener todas las actualizaciones de las componentes del campo magnético que rodea al campo $E_z(i, j, k)$, se procede a realizar las actualizaciones de dicho campo:

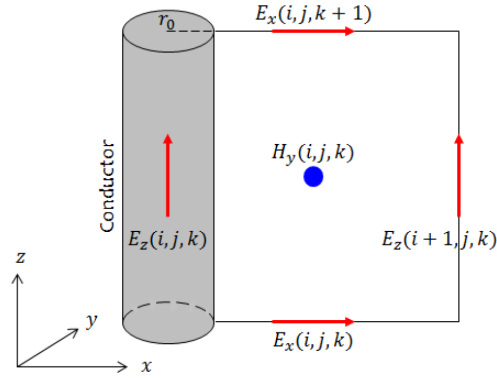


Figura 2.3: Modelado del dipolo con FDTD.

2.7.2. Excitación de la antena base

Una forma común de definir la alimentación de un dipolo es descrita en [5]. La fuente para la antena se define por la componente del campo eléctrico ubicada en la abertura del conductor, cuyo tamaño coincide con el paso espacial en la dirección en que se orienta el dipolo. Ya que la grilla presenta celdas cubicas $\Delta x = \Delta y = \Delta z$, sin importar la orientación de la antena, el campo ubicado en dicha abertura viene dado por:

$$E(\text{apertura}) = \frac{-V}{\Delta z} \quad (2.45)$$

Donde V es el voltaje de entrada a la antena (en función del tiempo)

La dependencia del campo eléctrico de la abertura con el paso espacial de la grilla genera errores cuando su longitud real no es la misma del paso temporal, y estos errores varían cuando lo hace el paso espacial.

Para resolver esto se propone un modelo con abertura infinitesimal, por lo que se modela esta abertura con la función impulso.

$$E(\text{apertura}) = -V\delta(z) \quad (2.46)$$

Con esto se puede aproximar que los campos que lo rodean de igual manera tendrán una dependencia de $\frac{1}{r}$, con la diferencia de que $E_z(i, j, k) \neq 0$

2.7.3. Arreglo de Antenas

El disponer de una sola antena, por lo general, proporciona un patrón de radiación o un ancho de haz relativamente amplio y por consecuencia valores de directividad (ganancia) reducidos. Cuando se ha de requerir una alta directividad es necesario el aumento de la longitud eléctrica de la antena, lo cual, para una sola antena, dicha longitud es comparable con la longitud de onda.

Si bien teóricamente puede obtenerse cualquier diagrama de radiación diseñando una distribución de corriente cuya transformada de Fourier sea el diagrama deseado, en la práctica no es posible lograr cualquier distribución de corriente en una antena determinada. Por ejemplo, las ecuaciones de Maxwell más las condiciones de contorno imponen a un dipolo una distribución de corriente aproximadamente sinusoidal. Si para una aplicación dada se deseara obtener un haz omnidireccional de ancho a -3db igual a 6° , sería necesaria una distribución lineal uniforme de longitud del orden de 10λ , lo cual no es posible con un solo dipolo.

El aumentar las dimensiones del elemento radiante a menudo conduce a obtener mayor directividad, pero no siempre es lo más eficaz para una aplicación dada. Una alternativa para dicho aumento de la dimensión es la formación de un conjunto de elementos en una configuración geométrica y eléctrica radiante. Esta formación es conocida como un arreglo de antenas, donde la disposición de cada elemento y la variación entre sus excitaciones en fase y amplitud logran proporcionar un patrón de radiación deseado por la interferencia constructiva o destructiva de los campos radiados [19, 22].

2.7.4. Excitación del arreglo de antenas

2.7.4.1. Método de compensación de Guo

Existen diferentes métodos para el diseño de un arreglo de antenas enfocado. Este método de compensación se enfoca en el estudio de campo local de un arreglo de antenas de microondas sumergido en agua para imágenes médicas y terapia desarrollado por Guo en 1984 [21].

Para este estudio se debe tener presente que la dimensión longitudinal y transversal de cada elemento del arreglo con respecto al punto de observación, debe ser mucho más pequeño que la distancia desde el centro de cada elemento a dicho punto. De igual manera se debe tener presente que todos los elementos del arreglo son idénticos.

Para desarrollar la teoría a utilizar se presenta el esquema de la figura 2.4, donde se observa la geometría de un arreglo genérico y los vectores espaciales que lo ubican, de igual manera se observa la ubicación del foco.

Por otra parte, en la figura 2.5 se puede observar un acercamiento del arreglo antes descrito, con el fin de observar descomposiciones vectoriales necesarios para desarrollar el método utilizado [21].

Además de las consideraciones tomadas con respecto a la distancia, para este estudio se deben tener presentes dos aspectos adicionales con respecto al acoplamiento. Primero, el efecto de todo acoplamiento se asume idéntico para cualquier elemento, por ende, la diferencia con respecto al acoplamiento mutuo entre elementos periféricos y los internos es despreciable. Segundo, el acoplamiento mutuo entre los elementos radiantes es lineal con respecto a la fase y la amplitud de la potencia de entrada [21].

Sabiendo todo esto, se puede expresar los campos medidos en el foco de interés

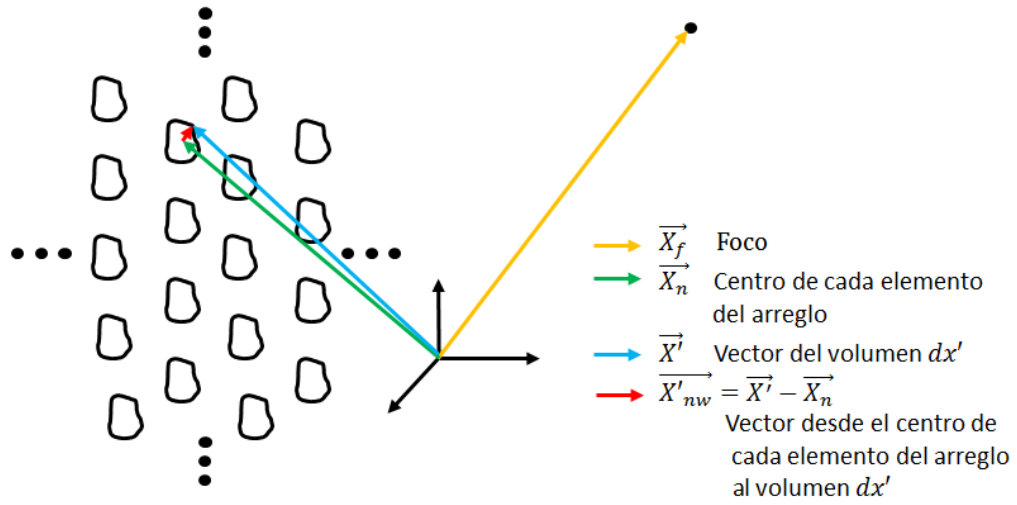


Figura 2.4: Geometría de un arreglo genérico.

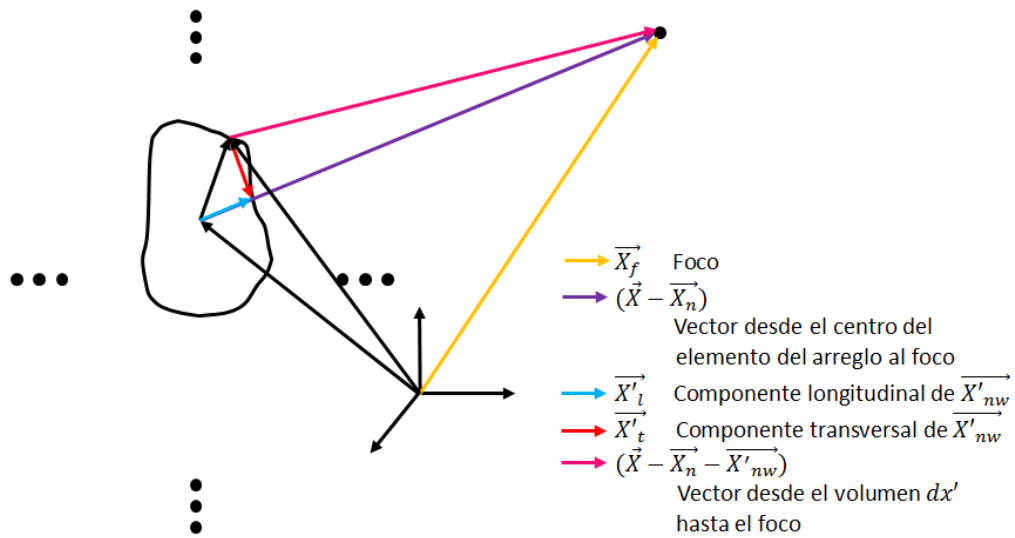


Figura 2.5: Geometría para un elemento del arreglo.

de la siguiente manera:

$$\vec{A}(\vec{X}) = -j\kappa\vec{p} \sum_{n=1}^N I_n C_n \frac{e^{-j\kappa|\vec{X}-\vec{X}_n|}}{|\vec{X}-\vec{X}_n|} \quad (2.47)$$

Para obtener los campos $\vec{\mathbf{B}}$ y $\vec{\mathbf{E}}$

$$\vec{\mathbf{B}}(\vec{\mathbf{X}}) = \nabla_{\mathbf{x}} \vec{\mathbf{A}}(\vec{\mathbf{X}}) \quad (2.48)$$

$$\vec{\mathbf{E}}(\vec{\mathbf{X}}) = \frac{1}{\kappa} \nabla_{\mathbf{x}} \vec{\mathbf{B}}(\vec{\mathbf{X}}) \quad (2.49)$$

Obteniendo lo siguiente:

$$\vec{\mathbf{B}}(\vec{\mathbf{X}}) = -\kappa^2 \vec{\mathbf{p}}_{\mathbf{x}} \sum_{n=1}^N I_n C_n \frac{\vec{\mathbf{X}} - \vec{\mathbf{X}}_n}{|\vec{\mathbf{X}} - \vec{\mathbf{X}}_n|} \frac{e^{-jk|\vec{\mathbf{X}} - \vec{\mathbf{X}}_n|}}{|\vec{\mathbf{X}} - \vec{\mathbf{X}}_n|} \quad (2.50)$$

$$\vec{\mathbf{E}}(\vec{\mathbf{X}}) = -\kappa^2 \sum_{n=1}^N I_n C_n \left(\vec{\mathbf{p}}_{\mathbf{x}} \frac{\vec{\mathbf{X}} - \vec{\mathbf{X}}_n}{|\vec{\mathbf{X}} - \vec{\mathbf{X}}_n|} \right) \times \frac{\vec{\mathbf{X}} - \vec{\mathbf{X}}_n}{|\vec{\mathbf{X}} - \vec{\mathbf{X}}_n|} \frac{e^{-jk|\vec{\mathbf{X}} - \vec{\mathbf{X}}_n|}}{|\vec{\mathbf{X}} - \vec{\mathbf{X}}_n|} \quad (2.51)$$

Donde C_n es escogida de tal manera de compensar las pérdidas que se presentan en la propagación de la señal por amplitud y fase. Por ende, C_n viene dada de la siguiente manera:

$$C_n = |\vec{\mathbf{X}}_f - \vec{\mathbf{X}}_n| e^{jk|\vec{\mathbf{X}}_f - \vec{\mathbf{X}}_n|} \quad (2.52)$$

Donde:

$\vec{\mathbf{A}}(\vec{\mathbf{X}})$: Vector potencial magnético

$\vec{\mathbf{B}}(\vec{\mathbf{X}})$: Campo magnético

$\vec{\mathbf{E}}(\vec{\mathbf{X}})$: Campo eléctrico

κ : Vector de onda

$\vec{\mathbf{p}}$: Momento dipolar

C_n : Factor de conjugación de fase y amplitud para el enésimo elemento

I_n : Factor de iluminación o factor de control de haz (señal de excitación)

Este campo eléctrico antes mencionado es la respuesta del medio al ser excitado un arreglo de antenas mediante el método descrito anteriormente. Donde se puede observar que este es directamente proporcional a al factor C_n para cada una de las antenas presentes, y del mismo modo este último es directamente proporcional a la distancia que existe entre el centro de cada uno de los elementos del arreglo al punto a enfocar.

2.7.4.2. Método de compensación de Guo modificado

Analizando el estudio de Beamforming de tiempo y espacio en una banda de microonda ultra ancha (UWB) para tratamiento de hipertermia de cáncer de mama realizado Mark Converse [23], se puede destacar un modelo de propagación que se implementa para caracterizar el medio por el cual se transmite un pulso en la banda de microondas ultra ancho. Este modelo asume que existen dos medios dieléctricos uniformes: un medio de acoplamiento (agua desionizada) y tejido normal de la mama. No incluye la piel ni el tumor en el modelo de propagación. A continuación se describe el método.

Para cualquier posición r en la región de la mama, se supone que la distancia de la señal que viaja en la mama, $d_{bl}(r)$, es dada por la distancia desde la l -ésima antena a la posición r menos la distancia del medio de acoplamiento d_{cl} .

$$d_{bl}(r) = |r - r_l| - d_{cl} \quad (2.53)$$

donde r_l es la posición de la l -ésima antena.

La respuesta de frecuencia monoestática $S_l(\omega, r)$ incorpora los efectos de propagación dependientes de la frecuencia en el medio de acoplamiento y el tejido

normal de la mama, explícitamente mostrado por el producto de dos cantidades en la siguiente ecuación:

$$S_l(\omega, r) = \left[\frac{1}{\sqrt{d_{cl}}} e^{(-\alpha_c(\omega) d_{cl})} e^{(-j\beta_c(\omega) d_{cl})} \right] * \left[\frac{1}{\sqrt{d_{bl}(r)}} e^{(-\alpha_b(\omega) d_{bl}(r))} e^{(-j\beta_b(\omega) d_{bl}(r))} \right] \quad (2.54)$$

donde $\alpha_c(\omega)$ y $\alpha_b(\omega)$ son las constantes de atenuación dependientes de la frecuencia en el medio de acoplamiento y la mama respectivamente, y $\beta_c(\omega)$ y $\beta_b(\omega)$ son las constantes de fase dependientes de la frecuencia en el medio de acoplamiento y la mama respectivamente.

Como se mencionó anteriormente, la ecuación 2.54 describe la respuesta del medio bajo estudio para un estudio en ultra banda ancha. Teniendo en consideración que este proyecto se desarrolla para una frecuencia constante de 6 GHz y fijando r como la posición del centro del tumor en la mama se puede reescribir la función de la siguiente forma:

$$S_n = \left[\frac{1}{\sqrt{d_{cn}}} \frac{1}{\sqrt{d_{bn}}} e^{-(\alpha_c d_{cn} + \alpha_b d_{bn})} e^{-j(\beta_c d_{cn} + \beta_b d_{bn})} \right] \quad (2.55)$$

Donde el subíndice n indica el n ésimo elemento. d_{cn} es la distancia entre el n ésimo elemento y la superficie de la mama. $d_{bn} = |X_f - X_n| - d_{cn}$ siendo la distancia entre la superficie de la mama y el punto de enfoque. Mientras que $\alpha + j\beta$ conforman la constante de propagación de cada medio.

Comparando la respuesta del medio obtenida para este método con respecto a la respuesta obtenida para el método de Guo, se puede observar que ambas presentan las mismas características, salvo con la única diferencia que entre las ecuaciones 2.51 y 2.55 se presentan amplitudes diferentes, debido que para el método de Guo la amplitud del factor C_n viene dada por la distancia entre el n ésimo elemento y el punto de enfoque, mientras que para el método de beamforming antes descrito,

la amplitud del factor de S_n viene dado por la inversa de la media geométrica de cada distancia descrita (las distancias que delimitan cada medio existente entre la n -ésima antena y el punto del foco).

De esta forma se decidió realizar pruebas utilizando como método de excitación para cada una de las antenas del arreglo, el factor C_n , con la única diferencia de que se reemplaza la compensación de amplitud que se le define, por la amplitud presente en el método de beamforming antes mencionado. Es por este motivo por el cual a este método se le denomina "Método de Guo modificado".

2.7.4.3. Método de formación de haz de radiación de campo cercano

Otros métodos utilizados para la excitación de un arreglo de antenas se basan en el aporte que realiza cada elemento del arreglo de forma independiente al dominio bajo estudio. En el Laboratorio de Antenas y Radiación de la Facultad de Ingeniería de la Universidad de Carabobo se han desarrollado estos métodos que permiten la caracterización de un medio heterogéneo utilizando técnicas de formación de haz de radiación en zonas cercanas y de esta forma determinar las excitaciones del arreglo realizando una serie de operaciones matriciales descritas por Rafael Albornoz [24]. A continuación, se explica el método detalladamente.

Teniendo en cuenta que las ecuaciones de Maxwell son válidas en los tejidos biológicos, los cuales están representados por medios lineales, isotrópicos, heterogéneos y dispersivos. Se puede afirmar lo siguiente: Si se desea realizar un estudio del dominio bajo prueba y para esto se utiliza un arreglo de antenas, una forma de realizarlo es excitando un solo elemento (con las demás antenas presentes en el dominio computacional, pero apagadas) y analizar la respuesta del medio, luego, ir realizando dicho procedimiento para cada una de las antenas del arreglo. Al excitar un elemento con una amplitud unitaria y sin fase alguna ($1\angle 0$) se obtiene una función $\bar{f}_i(x, y, z)$, donde (x, y, z) corresponden a las coordenadas de un punto genérico y donde $\bar{f}_i(x, y, z)$ es una solución única (cumple con el teorema de unicidad) que caracteriza al medio y es producida por la excitación del elemento i -ésimo

del arreglo. Realizar el estudio mediante estas funciones $\overline{f}_i(x, y, z)$ genera grandes ventajas, principalmente porque estas presentan tres características importantes:

- Satisfacen todas las condiciones de borde externas (piel-agua, tejido de la glándula mamaria-musculo, entre otros).
- Satisfacen todas las condiciones de borde internas (existente entre los diversos materiales que constituyen a la glándula mamaria).
- Toma en cuenta la dispersión generada por el choque de las ondas a las antenas pasivas (apagadas).

Por otra parte, gracias a que el medio es lineal, se puede afirmar que $E_1(P) = I_1 \overline{f}_1(P)$, donde $E_1(P)$ representa el campo producido por la antena 1 en el punto P, al excitarse con una corriente I_1 . Sabiendo todo esto se puede expresar que:

$E_T(P) = \sum I_n \overline{f}_n(P)$, donde $E_T(P)$ es el campo total en el punto P. Este comportamiento es posible gracias a que el medio es lineal y al teorema de superposición de campos. La expresión antes descrita se puede abordar de dos formas:

- Para análisis: El cual se comporta como un método exacto, con el cual es posible ir variando las excitaciones y estudiar el comportamiento del dominio.
- Para síntesis: El cual se comporta como un método de aproximación de serie truncada, donde la función base de la expansión es $\overline{f}_n(P)$

Si luego de realizar estos procedimientos, se divide todo el dominio computacional en una grilla (dominio el cual ya poseemos para celdas cúbicas) se puede afirmar que una celda de dicha grilla es equivalente al punto P genérico antes mencionado, sabiendo esto, se pueden escribir para cada punto bajo estudio las siguientes expresiones:

$$E_{\text{total}}(P1) = I_1 E_1(P1) + I_2 E_2(P1) + I_3 E_3(P1) + \dots + I_N E_N(P1) \quad (2.56)$$

$$E_{\text{total}}(P2) = I_1 E_1(P2) + I_2 E_2(P2) + I_3 E_3(P2) + \dots + I_N E_N(P2) \quad (2.57)$$

$$\vdots$$

$$E_{\text{total}}(PM) = I_1 E_1(PM) + I_2 E_2(PM) + I_3 E_3(PM) + \dots + I_N E_N(PM) \quad (2.58)$$

Donde:

N: es el número de antenas del arreglo.

M: es el número de puntos a observar (entre estos el Foco).

P_1, P_2, \dots, P_M : representan los puntos a los cuales se le forzará un campo deseado.

I_x : representa la excitación de la antena x .

$E_x(P_i)$: es un factor de campo en el punto P_i cuando solo se excita la antena x .

$E_{\text{total}}(P_i)$: es el campo eléctrico total en el punto P_i (el campo deseado que se forzará en dicho punto).

Los $E_1(P_i), E_2(P_i), \dots, E_N(P_i)$, como ya se mencionó con anterioridad son factores de campo, y estos se calculan de la siguiente forma:

$$E_1(P_i) = E_{1(p_i)}/I_1 \quad (2.59)$$

$$E_2(P_i) = E_{2(p_i)}/I_2 \quad (2.60)$$

$$\vdots$$

$$E_N(P_i) = E_{N(p_i)}/I_N \quad (2.61)$$

Donde

$E_{1(p_i)}$ es el campo observado en el punto P_i cuando solo se encuentra encendida la excitación I_1 , con I_2, \dots, I_N apagadas.

$E_{2(p_i)}$ es el campo observado en el punto P_i cuando solo se encuentra encendida la excitación I_2 , con I_1, \dots, I_N apagadas.

Y así sucesivamente.

Reorganizando las ecuaciones (2.56-2.58) de forma matricial:

$$\begin{bmatrix} E_1(P1) & E_2(P1) & E_3(P1) & \dots & E_N(P1) \\ E_1(P2) & E_2(P2) & E_3(P2) & \dots & E_N(P2) \\ E_1(P3) & E_2(P3) & E_3(P3) & \dots & E_N(P3) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \dots & \vdots \\ E_1(PM) & E_2(PM) & E_3(PM) & \dots & E_N(PM) \end{bmatrix}_{M \times N} \begin{bmatrix} I_1 \\ I_2 \\ I_3 \\ \vdots \\ I_N \end{bmatrix}_{N \times 1} = \begin{bmatrix} E_1 \\ E_2 \\ E_3 \\ \vdots \\ E_M \end{bmatrix}_{M \times 1} \quad (2.62)$$

Donde $E_1, E_2, E_3, \dots, E_M$ son los campos totales de las ecuaciones (2.56-2.58).

Estos campos totales deben ser ajustados según lo deseado. Para el objetivo de este proyecto se deben ajustar los campos de modo que exista un valor máximo en la zona de enfoque y valores mínimos en el resto del dominio. Con el fin de no realizar este proceso de manera manual, se puede asignar a este vector de campos deseados una función que cumpla con el objetivo planteado, sin embargo, es necesario tener presente dos puntos importantes.

- Los valores asignados a los campos no pueden variar de forma brusca de celda a celda, es necesario colocar funciones de comportamiento suave y continuo.
- No se puede asignar un valor constante de campo a una zona relativamente grande (no es conveniente colocar un valor de cero para todos los puntos diferentes al foco o tumor).

No tomar en cuenta alguno de estos dos puntos puede traer inestabilidad en los resultados con relación a lo esperado, presentándose propagaciones de campos de una forma aleatoria o poco controlada, distinta al comportamiento establecido por el campo deseado. Forzar un cambio brusco de campo a una distancia de una celda incurre en tener valores de campos totalmente diferentes a una distancia de 0.5mm, lo cual comparado a una longitud de onda de 50mm es difícilmente posible, en consecuencia, no se generará el comportamiento correcto del campo deseado. De igual manera ocurre en el caso de querer indicar que una cantidad grande de celdas continuas poseen el mismo valor de campo, es algo que físicamente no puede ocurrir.

Recordando que M es el número de puntos observados y N el número de antenas utilizadas, se debe mantener que $M \geq N$.

Los valores desconocidos son los de la excitación, por lo cual se procede a despejar dicho vector. Para esto es necesario generar la inversa de la matriz de factores de campo, pero como se observa en la ecuación (2.62), esta matriz no es cuadrada y por ende no tiene inversa, siendo necesario multiplicar ambos lados de la ecuación por la transpuesta de la misma, recortando que:

$$[A]^T_{N \times M} [A]_{M \times N} = [A]_{N \times N} \quad (2.63)$$

Se puede generar una matriz cuadrada que siempre y cuando sea una matriz no singular, podrá ser hallada su matriz inversa.

Se procede a simplificar la ecuación con la asignación de variable

$$[E]_{M \times N} = \begin{bmatrix} E_1(P1) & E_2(P1) & E_3(P1) & \dots & E_N(P1) \\ E_1(P2) & E_2(P2) & E_3(P2) & \dots & E_N(P2) \\ E_1(P3) & E_2(P3) & E_3(P3) & \dots & E_N(P3) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \dots & \vdots \\ E_1(PM) & E_2(PM) & E_3(PM) & \dots & E_N(PM) \end{bmatrix}_{M \times N} \quad (2.64)$$

Aplicando lo observado en la ecuación (2.63 y 2.64) a la ecuación (2.62), se obtiene:

$$[E]^T_{N \times M} [E]_{M \times N} \begin{bmatrix} I_1 \\ I_2 \\ \vdots \\ I_N \end{bmatrix}_{N \times 1} = [E]^T_{N \times M} \begin{bmatrix} E_1 \\ E_2 \\ \vdots \\ E_M \end{bmatrix}_{M \times 1} \quad (2.65)$$

Despejando:

$$\begin{bmatrix} I_1 \\ I_2 \\ \vdots \\ I_N \end{bmatrix}_{N \times 1} = \left[[E]^T_{N \times M} [E]_{M \times N} \right]^{-1} [E]^T_{N \times M} \begin{bmatrix} E_1 \\ E_2 \\ \vdots \\ E_M \end{bmatrix}_{M \times 1} \quad (2.66)$$

Este representa el desarrollo para una aproximación simple de la corriente.

Existen muchas formas de representar la corriente (para todos los casos su representación es compleja, pudiendo ser presentadas con módulo y fase). Se puede indicar que las corrientes son dependientes de coordenadas (x, y, z) debido a que estas son calculadas al forzar intensidades de campos en diferentes puntos del dominio bajo prueba. Al resolver las ecuaciones descritas anteriormente se puede observar que cada una de las excitaciones I_n serán calculadas mediante una función que depende de cada uno de los puntos a los cuales se les forzó un campo.

Sabiendo esto es posible indicar que dichas excitaciones se pueden expresar mediante diferentes grados de aproximaciones de la siguiente forma:

1. Aproximación simple.

$$I_n = a_{n0} \quad (2.67)$$

2. Aproximación lineal.

$$I_n = a_{ni} + b_{ni}x + c_{ni}y + d_{ni}z \quad (2.68)$$

3. Aproximación cuadrática.

$$I_n = a_{ni} + b_{ni}x + c_{ni}y + d_{ni}z + e_{ni}xy + f_{ni}xz + g_{ni}yz + h_{ni}x^2 + i_{ni}y^2 + j_{ni}z^2 \quad (2.69)$$

Donde:

n : indica la antena que se está excitando.

i : representa el punto P_i observado.

x, y y z son las coordenadas del foco (donde se quiere el mayor enfoque de energía).

Si se requiriese una mayor aproximación es posible continuar con la serie.

Si se desea implementar una aproximación lineal como se indica en la ecuación 2.68, se debe reescribir las ecuaciones (2.56-2.66) de la siguiente manera:

Sustituyendo la ecuación 2.66 en 2.56 se obtiene la siguiente expresión:

$$E_{total}(P1) = (a_{11} + b_{11}x + c_{11}y + d_{11}z)E_1(P1) + (a_{21} + b_{21}x + c_{21}y + d_{21}z)E_2(P1) + \dots + (a_{N1} + b_{N1}x + c_{N1}y + d_{N1}z)E_N(P1) \quad (2.70)$$

Donde el primer subíndice de los coeficientes representa la antena que se está excitando y el segundo subíndice el punto de observación. Del mismo modo x, y y z representan las coordenadas del punto bajo estudio (en la ecuación 2.70 representan las coordenadas del punto $P1$).

De forma matricial se representa de la siguiente forma:

$$\begin{bmatrix} E_1(P1) & X_1 E_1(P1) & Y_1 E_1(P1) & Z_1 E_1(P1) & E_2(P1) & X_1 E_2(P1) & \dots & Z_1 E_N(P1) \\ E_1(P2) & X_2 E_1(P2) & Y_2 E_1(P2) & Z_2 E_1(P2) & E_2(P2) & X_2 E_2(P2) & \dots & Z_2 E_N(P2) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \dots & \vdots \\ E_1(PM) & X_M E_1(PM) & Y_M E_1(PM) & Z_M E_1(PM) & E_2(PM) & X_M E_2(PM) & \dots & Z_M E_N(PM) \end{bmatrix}_{M \times 4N}$$

$$\begin{bmatrix} a_{11} \\ b_{11} \\ c_{11} \\ d_{11} \\ a_{21} \\ b_{21} \\ c_{21} \\ \vdots \\ d_{NM} \end{bmatrix}_{4N \times 1} = \begin{bmatrix} E_1 \\ E_2 \\ \vdots \\ E_M \end{bmatrix}_{M \times 1} \quad (2.71)$$

Las incógnitas son los coeficientes $a_{11}, b_{11}, c_{11}, d_{11} \dots d_{NM}$, estas se hallan aplicando la propiedad descrita en la ecuación 2.63, donde

$$\begin{bmatrix} E_1(P1) & X_1 E_1(P1) & Y_1 E_1(P1) & Z_1 E_1(P1) & E_2(P1) & X_1 E_2(P1) & \dots & Z_1 E_N(P1) \\ E_1(P2) & X_2 E_1(P2) & Y_2 E_1(P2) & Z_2 E_1(P2) & E_2(P2) & X_2 E_2(P2) & \dots & Z_2 E_N(P2) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \dots & \vdots \\ E_1(PM) & X_M E_1(PM) & Y_M E_1(PM) & Z_M E_1(PM) & E_2(PM) & X_M E_2(PM) & \dots & Z_M E_N(PM) \end{bmatrix}_{M \times 4N} = [E]_{M \times 4N} \quad (2.72)$$

Obteniendo:

$$\begin{bmatrix} a_{11} \\ b_{11} \\ c_{11} \\ d_{11} \\ a_{21} \\ b_{21} \\ c_{21} \\ \vdots \\ d_{NM} \end{bmatrix}_{4N \times 1} = \left[[E]^T_{4N \times M} [E]_{M \times 4N} \right]^{-1} [E]^T_{N \times M} \begin{bmatrix} E_1 \\ E_2 \\ \vdots \\ E_M \end{bmatrix}_{M \times 1} \quad (2.73)$$

Luego de hallar los coeficientes, estos deben ser sustituidos en la ecuación 2.68, siguiente a esto, se procede a evaluar dicha ecuación en el punto del foco para obtener la excitación de cada antena.

Para la aproximación cuadrática o superior se realizan los mismos procedimientos.

2.7.5. Potencia radiada por un arreglo de antenas

El cálculo de la potencia radiada se realizó siguiendo el Teorema de Poynting, se evalúa el flujo del vector de Poynting a través de una superficie cerrada que contiene al arreglo en su interior. Escrito como ecuación, esto es [5]:

$$p(t) = \oint_{S(V)} \mathbf{S} \cdot d\mathbf{s} = \oint_{S(V)} [\mathbf{E}(r, t) \times \mathbf{H}(r, t)] \cdot d\mathbf{s} \quad (2.74)$$

donde \mathbf{S} es el vector de Poynting y $S(V)$ hace referencia a una superficie S que encierra al volumen V .

Esta ecuación se resolvió ubicando la antena en un medio con las características electromagnéticas del vacío y no en el agua desionizada que es donde se utilizará para las pruebas. Se hizo de esta manera debido a que el agua desionizada es un medio absorbente y en ese caso el resultado de la integral depende de la superficie seleccionada y no mide realmente la potencia radiada por el arreglo sino la diferencia que no ha sido absorbida por el medio.

Como las celdas empleadas en la simulación son cúbicas, la superficie más conveniente para evaluar el flujo del vector de Poynting era una rectangular (2.6a). Sobre cada una de sus seis caras es necesario calcular una única componente del vector de Poynting debido a que solo una dará un resultado no nulo tras realizar el producto escalar con el diferencial de superficie.

La discretización de la estructura para poder evaluar la integral se hizo según la división que naturalmente ofrece el conjunto de celdas de la grilla involucradas

en el volumen. Se calculó el campo eléctrico y magnético en el centro de cada diferencial de superficie a través de aproximaciones lineales, considerando que la separación entre las componentes de los campos es pequeña respecto a las longitudes de onda contempladas para las simulaciones. En la figura 2.6b puede notarse que, para cada celda, es necesario promediar cuatro componentes de campo E y ocho componentes de campo H.

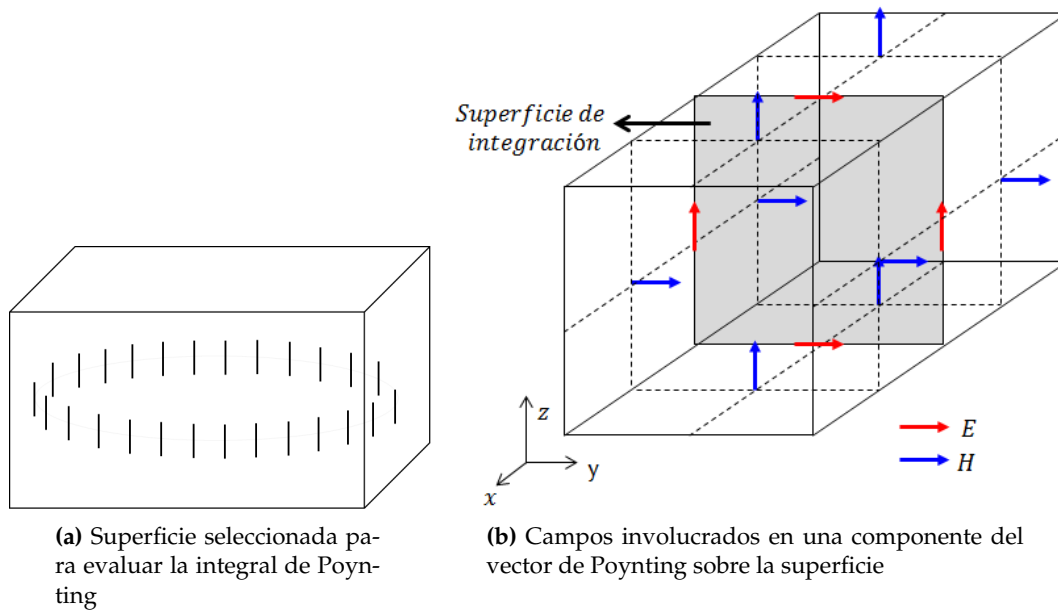


Figura 2.6: Cálculo de la potencia radiada según el Teorema de Poynting

La forma descrita de la ecuación 2.75 se escribe, para cada una de las caras, de la siguiente manera:

$$p_{\zeta_3}(t) = \sum_{S(V)} (E_{\zeta_1} H_{\zeta_2} - E_{\zeta_2} H_{\zeta_1}) \Delta^2 \quad (2.75)$$

y el resultado final se obtiene al sumar los obtenidos para las seis caras, teniendo en cuenta el signo producto de la dirección normal al diferencial de superficie.

Ahora, el teorema de Poynting permite calcular la potencia instantánea que abandona la superficie de integración seleccionada, pero el valor que realmente

interesa obtener para el objetivo de la investigación es el promedio de la potencia radiada por cada período de la señal.

Para esto basta simplemente con promediar sobre un período a la función $p(t)$, lo que en forma discreta será:

$$p(t) = \frac{1}{T} \sum_{n, T} p(n)\Delta t \quad (2.76)$$

2.8. SAR

La Rata de Absorción Específica (SAR, por sus siglas en inglés) indica la tasa a la cual la energía es absorbida por unidad de masa del tejido biológico expuesto. Los estándares más reconocidos de radio frecuencia (RF) adoptan la tasa de absorción específica como el parámetro básico para establecer la seguridad de la exposición humana en la radiación electromagnética [25]. Este parámetro viene dado por la siguiente expresión:

$$SAR_{i,j,k}^n = \frac{(\sigma_{i,j,k} + \omega \epsilon_0 \epsilon_{r|i,j,k}'') |E_{i,j,k}^n|^2}{\rho_{i,j,k}} \quad (2.77)$$

Donde

ρ : Densidad del tejido (Kg/m^3)

SAR es un parámetro importante para el estudio de temperatura, ya que con este puede conectarse los problemas electromagnéticos con el térmico [5].

2.9. Estimación de temperatura en tejidos biológicos

La transferencia de calor en los tejidos biológicos es un proceso complicado porque implica una combinación de conducción térmica en los tejidos, la convección y la perfusión de la sangre, y la producción metabólica de calor [5]. Para observar

el comportamiento térmico en el tejido se utilizará el modelo biotérmico descrito en [5], el cual fue propuesto por Pennes en 1948 y se fundamenta en la siguiente expresión:

$$\nabla \cdot (K(r)\nabla T) + A(r, T) + Q_v(r) - R_L(r) - B(r, T)(T - T_B) = C(r)\rho(r) \frac{\partial T}{\partial t} \quad (2.78)$$

Donde cada término representa algún fenómeno térmico presente en el tejido biológico:

$\nabla \cdot (K(r)\nabla T)$: Transferencia de calor por conductividad interna, donde K es la conductividad térmica del tejido, medido en $(\frac{W}{mC})$.

A : Producción metabólica de calor, medido en $(\frac{W}{m^3})$

Q_v : Deposición de energía electromagnética, medido en $(\frac{W}{m^3})$

R_L : Pérdidas de calor respiratorias en los pulmones $(\frac{W}{m^3})$

$B(r, T)(T - T_B)$: Intercambio de calor debido a la perfusión de la sangre en capilares, el cual es proporcional al flujo de sangre (simbolizado por el parámetro B , medido en $(\frac{W}{m^3})$ y a la diferencia entre la temperatura de la sangre (T_B) y del tejido

$C(r)\rho(r) \frac{\partial T}{\partial t}$: Incremento (o decremento) de la temperatura por unidad de tiempo, donde C es el calor específico medido en $(\frac{J}{kgC})$, ρ la densidad medido en $(\frac{kg}{m^3})$ y el producto de ambos $(C(r)\rho(r))$

2.9.1. Condiciones de borde

Se emplean tres tipos de condiciones de borde, las cuales han sido expresadas y modeladas en [5], ya que el modelo térmico requiere la definición de condiciones de borde para los extremos del dominio computacional y el intercambio de calor entre la piel (superficie del cuerpo) y el ambiente exterior, dichas condiciones son:

2.9.1.1. Condición de borde de temperatura específica

Para la frontera constituida por la pared muscular de la mama, la condición se expresa de la siguiente forma:

$$T(x_{\max}, i, j, k) = 37 \quad (2.79)$$

2.9.1.2. Condición de borde de flujo específico de calor

Esta condición es utilizada en los extremos laterales de la mama (en la grilla: $y = 0, y = y_{\max}, z = 0, z = z_{\max}$). Para $y = 0$ la condición se expresa como:

$$K \frac{\partial T(i, 0, k, t)}{\partial y} = 0 \quad (2.80)$$

Pudiendo deducir las otras tres expresiones.

2.9.1.3. Condición de borde de convección:

Con el fin de evitar quemaduras o lesiones en la superficie del dominio bajo estudio (la piel de la glándula mamaria), se rellena el exterior de este con agua desionizada a temperatura constante, lo cual enfriará la piel.

Esta condición de borde es requerida por la condición del fluido a temperatura constante, al imponer la continuidad del flujo de calor perpendicular a la superficie del cuerpo, resulta en:

$$-K(\mathbf{r})(\nabla T \cdot \mathbf{n}_0)_S = H(T_S - T_A) + SW(T) \quad (2.81)$$

Donde:

H: Es el coeficiente de convección, medido en $(\frac{WC}{m^2})$

S: Superficie del cuerpo

n_0 : Vector normal a la superficie del cuerpo

SW: Pérdidas de calor por sudoración (será despreciado)

Para evaluar la respuesta térmica de los tejidos al exponerse a radiación electromagnética, se requiere un cálculo previo de SAR. El término asociado a la deposición de energía electromagnética Q_v en la ecuación de modelo de Pennes tiene una relación con el SAR, dada por:

$$Q_v = \rho \text{SAR} \quad (2.82)$$

Con esto se logra que el problema electromagnético y problema térmico a resolver sean tratados de forma independiente el uno del otro. Esto se puede realizar bajo condiciones que han sido debidamente analizados en [5].

Capítulo III

Procedimientos de la investigación

3.1. Descripción general

El presente trabajo de investigación se fundamenta en tres etapas elementales que incluyen proceso de aprendizaje, diseño y simulación.

3.1.1. ETAPA 1: Revisión bibliográfica

Objetivo: realizar un estudio bibliográfico extensivo para identificar las alternativas de irradiación de energía electromagnética en la aplicación de tratamientos de hipertermia.

Esta etapa se basó en la adquisición de conocimientos necesarios para el desarrollo de la investigación, dicha etapa más que cualquier otra se contempla a lo largo de todo el proyecto, sin embargo, es al principio del mismo en el cual se observa mayor presencia de este.

Los temas esenciales que se consultan son los siguientes:

- Teoría fundamental de antenas básicas y arreglos de antenas, de igual manera, la teoría que envuelve las diferentes geometrías y excitaciones utilizadas con más frecuencia (en su mayoría zona lejana).

- Las geometrías de arreglos de antenas más utilizadas en el área del bioelectromagnetismo para los tratamientos de hipertermia.
- La teoría que comprenden los diferentes tipos de excitaciones de arreglos de antenas existentes para enfocar la radiación en un solo punto en zona cercana, sin perjudicar zonas adyacentes.
- Lenguaje FORTRAN.
- El método de diferencias finitas en el dominio del tiempo (FDTD).
- Implementación de antenas en FDTD.

3.1.2. ETAPA 2: Arreglo de antenas

Objetivos:

- Diseñar un arreglo de fuentes (antenas) de excitación electromagnética que enfoque la energía producida en una determinada región con un impacto marginal en el resto del espacio circundante.
- Diseñar una estrategia de control de haz que permita enfocar la energía del arreglo anterior en diferentes direcciones según la posición del tejido enfermo.

En esta etapa se procedió a escoger la geometría y la excitación del arreglo de antenas a utilizar a lo largo del trabajo de investigación, de igual manera se observaron algunas alternativas que se pueden aplicar con dichos arreglos, como el utilizar tres arreglos circulares.

Por lo general, los distintos métodos para el diseño de un arreglo de antenas permiten controlar el haz por medio de variaciones en la excitación, obteniendo así un enfoque de la energía electromagnética en un punto o dirección deseada, que para fines de este proyecto es en la ubicación del tumor.

Existen diferentes estudios que hacen énfasis en la geometría y excitación de un arreglo de antenas capaz de enfocar la energía electromagnética en el punto deseado, algunos de estos, con el fin de aplicar un tratamiento de hipertermia para combatir el cáncer, y otros, sin ningún objetivo adicional más allá de observar el comportamiento de dicho arreglo y su capacidad de enfocar energía electromagnética en un punto específico.

Las geometrías que se estudiaron a lo largo del proyecto son: El arreglo de antenas circular y el arreglo de antenas planar, por ser los arreglos comúnmente utilizados en artículos destinados al tratamiento de hipertermia por radiación electromagnética.

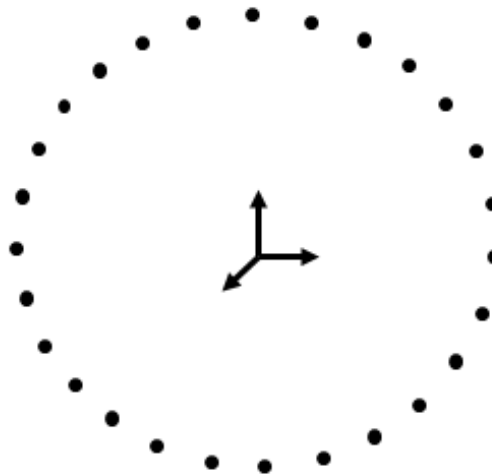


Figura 3.1: Arreglo Circular.

En las figuras 3.1 y 3.2 se observa un arreglo circular y un arreglo planar de antenas puntuales, dicha antena base fue escogida solo como representación gráfica de los arreglos. Las etapas de simulaciones del presente estudio son realizadas con dipolos de $\lambda/2$.

En la figura 3.3 se observa un arreglo conformado por tres arreglos circulares de fuentes puntuales, de igual manera esta antena base fue escogida solo a modo representativo del arreglo. Las etapas de simulaciones son realizadas con dipolos de $\lambda/2$.

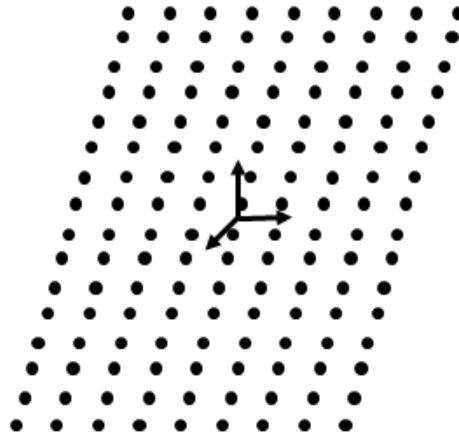


Figura 3.2: Arreglo Planar.

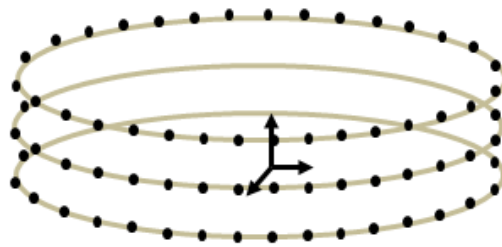


Figura 3.3: Arreglo Cilíndrico.

La geometría que se empleó en el desarrollo del proyecto es el arreglo circular de antenas, el principal motivo de esto fue que el dominio a radiar posee aproximadamente una forma cilíndrica, lo cual para un plano dado de este volumen se obtiene un área circular en el cual se ubica el arreglo de antenas. Al tener un arreglo que encierre el dominio bajo estudio es más sencillo anular o disminuir el campo en los tejidos periféricos al tumor por la disposición de las antenas igualmente espaciadas entre sí alrededor de la mama. Al tener antenas opuestas a cada una de ellas con respecto al centro del arreglo, es posible (mediante la excitación de las mismas) generar campos parcial o completamente constructivos (de forma óptima con igual fase) en un punto deseado y campos parcial o completamente destructivos (de forma óptima en contra fase) en los puntos donde se desee dicha anulación de los campos.

El radio del arreglo es de 5 cm, lo que equivale a 100 celdas del dominio compu-

tacional. Las antenas se encuentran igualmente espaciadas, por lo que al nivel computacional se utilizó la ecuación de una circunferencia para ubicar los dipolos de $\lambda/2$ en el plano $x = x_t$ (siendo x_t la coordenada x del tumor), para la ecuación de la circunferencia se tuvo en cuenta el radio deseado y el número de antenas dispuestas para el arreglo. Se realizaron varias simulaciones en las cuales se varió el número de elementos arreglo de antena circular, seleccionando así dos arreglos de ellos, uno de 5 elementos y otro de 12 elementos.

No se realizaron simulaciones con arreglos de antenas de mayor cantidad de elementos debido a las grandes limitaciones que se tenían a nivel de recursos computacionales en comparación a la demanda que exigían las simulaciones. Todo esto será desarrollado detalladamente más adelante.

3.1.3. ETAPA 3: Diseño del algoritmo

Objetivo: Implementar un algoritmo, utilizando FDTD, y escritura del código correspondiente, para la simulación de los resultados en un Phantom numérico de glándulas mamarias para evaluar la respuesta térmica de los tejidos a la estrategia de radiación electromagnética elaborada.

3.1.3.1. Adaptación del modelo computacional

Phantoms

Existen modelos de mama de características anatómicas realistas, conocidos en inglés como *phantoms*, que incluyen la heterogeneidad típica de la estructura de los tejidos en mamas junto a sus propiedades eléctricas dispersivas, que pueden utilizarse en simulaciones de electromagnetismo computacional basadas en métodos tales como el de FDTD.

En la página web de la UWCEM se encuentra disponible una base de datos [26], que ofrece *phantoms* para frecuencias en el rango de 0,5 a 20GHz. Estos modelos

tienen una resolución y detalle tal que el nivel de complejidad de su composición es grande. Este *phantom* consta de tres archivos [27].

BreastInfo.txt – contiene información básica sobre el *phantom*: un identificador interno de la Universidad de Winsconsin, las dimensiones de la grilla en número de celdas, y la clasificación de la mama según su composición. Esta clasificación se hace de acuerdo la densidad radiográfica y está definida por el Colegio Americano de Radiología.

mtype.txt – proporciona la información que identifica el tipo de tejido de cada celda perteneciente a la grilla, esto lo hace con un número comprendido entre -1 y 3,3.

pval.txt – aporta información sobre las propiedades dieléctricas de las celdas en el interior de la mama. Cada una tiene asociado un valor “p” que va de 0 a 1 y que se combina con otras constantes para dar los valores de la permitividad y conductividad eléctrica de los tejidos.

En la tabla 3.1 se muestran los tipos de tejidos que componen el *phantom* y el valor numérico con el que se representa en el archivo mtype.txt.

El número que identifica el medio de inmersión es asignado a todas las celdas externas a la mama y el límite entre ambas regiones está definido por una capa de piel de 1,5mm de espesor.

En la base de la mama se incluye una capa de tejido graso subcutáneo de 1,5cm de grosor y, bajo ella, una capa final de 0,5cm de grosor de tejido muscular que constituye la pared torácica.

El interior de la mama es conformado por siete tipos de tejidos que se distinguen por su contenido de agua. El fibroconectivo/glandular es el de mayor contenido de agua y es también quien presenta las propiedades dieléctricas de mayor magnitud. El extremo opuesto es ocupado por el tejido graso.

Se puede observar de manera gráfica la distribución espacial del número de medios del archivo mtype.txt

Tipo de tejido	Número del medio
Medio de inmersión	-1
Piel	-2
Músculo	-4
Fibroconectivo/glandular-1	1.1
Fibroconectivo/glandular-2	1.2
Fibroconectivo/glandular-3	1.3
Transicional	2
Grasa-1	3.1
Grasa-2	3.2
Grasa-3	3.3

Tabla 3.1: Tipos de tejidos presentes en el modelo de la mama

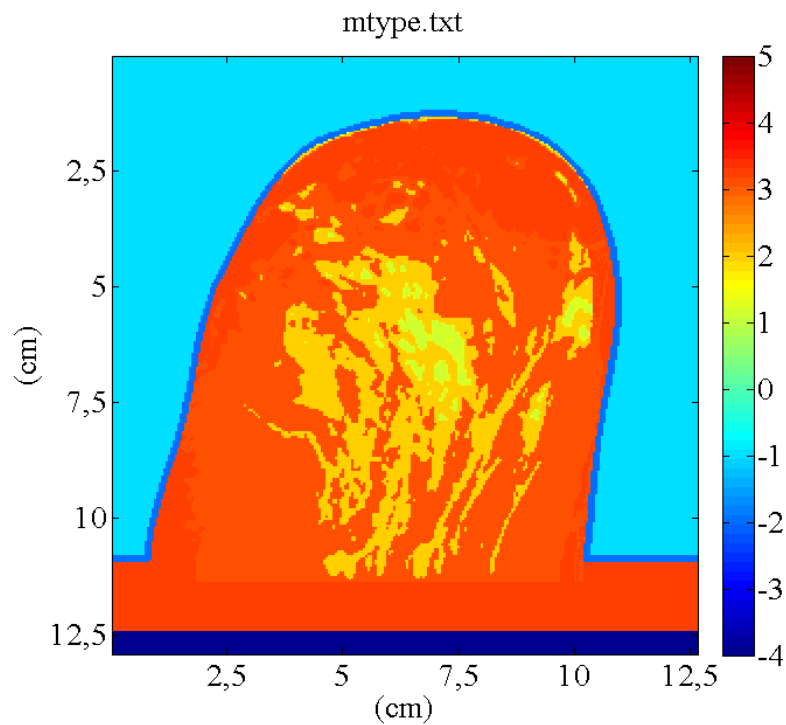


Figura 3.4: Distribución espacial del número de medio, archivo mtype.txt

Cada phantom se presenta como una grilla 3D de celdas cúbicas de lado 0,5mm, su gran heterogeneidad depende de los diferentes medios que se encuentran en su interior y del valor de probabilidad p que se presente en un punto específico del dominio, este valor de probabilidad varía en toda la mama y no depende del material (diferentes puntos del dominio con el mismo material pueden presentar dis-

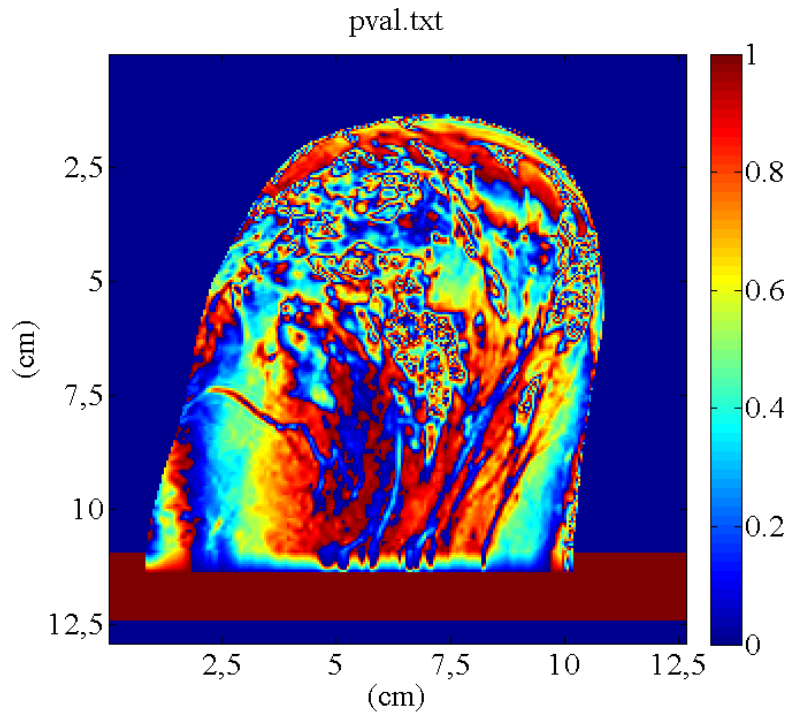


Figura 3.5: Distribución espacial del valor "p", archivo pval.txt

tintos valores de p), por ende en un mismo medio no se presentan necesariamente las mismas propiedades electromagnéticas, estas pueden variar de celda a celda, obteniendo un dominio extremadamente exacto y complejo de procesar.

Se puede observar de manera gráfica la distribución de la probabilidad en la mama en la figura 3.5.

Para utilizar la información del *phantom* es necesario tener los parámetros de algún modelo de aproximación para representar la dispersión del medio, estos parámetros son proporcionados por el manual del *phantom* para el modelo de Cole-Cole y de Debye para un polo simple (lo cual es suficiente para la representación del dominio de la mama), el modelo que se utiliza para representar el comportamiento dispersivo de los tejidos en este proyecto es el de Debye porque puede incorporarse con mayor facilidad a las simulaciones con el modelo de FDTD. El rango de frecuencias para los cuales son válidos sus parámetros es de 3-10 GHz. Este rango es el destinado por la Comisión Federal de Comunicaciones (FCC) para aplicaciones médicas de banda ancha.

Los parámetros proporcionados para el modelo de aproximación de Debye para un rango de 3-10 GHz son los siguientes:

	ϵ_{∞}	$\Delta\epsilon$	$\tau(\text{ps})$	$\sigma_s(\text{S/m})$
minimum	2.309	0.092	13.00	0.005
group3-low	2.848	1.104	13.00	0.005
group3-median	3.116	1.592	13.00	0.050
group3-high	3.987	3.545	13.00	0.080
group1-low	12.99	24.40	13.00	0.397
group1-median	13.81	35.55	13.00	0.738
group1-high	14.20	40.49	13.00	0.824
maximum	23.20	46.05	13.00	1.306
skin	15.93	23.83	13.00	0.831
muscle	21.66	33.24	13.00	0.886

Tabla 3.2: Tipos de tejidos presentes en el modelo de la mama

Los datos registrados en la tabla 3.2 desde el *minimum* al *maximum* representan los límites de cada tipo de tejido de la mama. El tejido fibroconectivo/glandular-1 se encuentra entre el *maximum* y el *group1-high*, el tejido fibroconectivo/glandular-2 entre el *group1-high* y el *group1-median*, el tejido fibroconectivo/glandular-3 entre el *group1-median* y el *group1-low*, el tejido transicional entre el *group1-low* y el *group3-high*, el tejido grasa-1 entre el *group3-high* y el *group3-median*, el tejido grasa-2 entre el *group3-median* y el *group3-low* y el tejido grasa-3 entre el *group3-low* y el *minimum*, el medio de inmersión, la piel y el musculo no poseen límites como los tejidos anteriores, sus propiedades son constantes y se encuentran registradas en la tabla anterior.

Por medio de todo esto se calculan las propiedades dieléctricas dependientes de la frecuencia como un promedio ponderado de los datos de las curvas superiores e inferiores. Esta teoría es explicada detalladamente en [27].

$$cc_{\text{selected}} = p * cc_{\text{upper}} + (1 - p) * cc_{\text{lower}} \quad (3.1)$$

Donde:

cc_{upper} es igual al valor de la constante dieléctrica (o conductividad) del delimitador superior de un tejido dado a una frecuencia de estudio.

cc_{lower} es igual al valor de la constante dieléctrica (o conductividad) del delimitador inferior de un tejido dado a la misma frecuencia de estudio.

p representa la probabilidad que se obtiene del archivo pval.txt y el cual varía por cada celda de la mama.

A todos los tejidos se les asignó el mismo tiempo de relajación (13ps).

De la base de datos se dispone nueve modelos divididos en cuatro subgrupos según la distribución interna de los tejidos en: Mayormente Grasa (< 25 % tejido glandular), Fibroglandular Esparcida (25 – 50 % glandular), Heterogéneamente Densa (51 – 75 % glandular) y Muy Densa (> 75 % glandular). Para nuestro estudio tomamos la mama Fibroglandular Esparcida elegida por Claudia en su trabajo [5], esta es una de las más comunes.

Medio de inmersión

El medio de inmersión seleccionado fue el agua desionizada, por las siguientes razones:

1. Desde el punto de vista electromagnético, sirve como medio de acoplamiento.
2. Desde el punto de vista térmico, previene posibles lesiones en la piel debido al aumento excesivo de su temperatura (sobre 44 °C).

Para que el medio sea agua desionizada solo basta con asociar las características electromagnéticas adecuadas al número en el archivo mtype.txt que lo identifica.

Luego de un procedimiento realizado en [5] para hacer un ajuste de curvas y fijar el tiempo de relajación el 13ps, los parámetros de Debye asignados al agua desionizada son los mostrados en la tabla 3.3:

ϵ_{∞}	$\Delta\epsilon$	$\tau(\text{ps})$	$\sigma_s(\text{S/m})$
32.55	48.56	13.00	0.0002

Tabla 3.3: Parámetros de Debye para el agua desionizada

Inserción del tumor

Los *phantoms* proporcionados corresponden a mamas sanas (sin tejido canceroso), esto implica que es necesario insertar el tumor utilizando herramientas computacionales. Entre las principales características que se tomaron en cuenta para esta inserción se encuentran [5]:

La forma del tumor es irregular, resulta de la multiplicación anormal y descontrolada de las células malignas y no toma una forma definida o predecible.

Su ubicación más frecuente es en el cuadrante supero-externo (ver figura 3.6), que es donde más tejido mamario hay. Allí, su profundidad típica va de entre 2 y 5 cm con respecto a la superficie cutánea.

Dependiendo de la etapa del cáncer se esperan diferentes dimensiones para el tumor. En la etapa I el diámetro mayor no excede los 2 cm, en la etapa II puede ser menor a 2 cm o encontrarse entre 2 cm y 5 cm y a partir de la etapa III su diámetro mayor es de cualquier tamaño de 5 cm en adelante.

Las características físicas del tumor seleccionado para insertar en los *phantoms* se detallan en la figura 3.7. Su forma se obtiene de la unión de un cilindro y dos esferas, cuyos centros se ubican sobre las tapas superior e inferior del cilindro. Los radios de las tres figuras coinciden y son de 0,65 cm, mientras que la altura del cilindro es de 0,35 cm. En conjunto forman un tumor cuyo diámetro mayor es de 1,65 cm.

Para efectos del estudio, la posición del tumor no es relevante, solo se realiza la inserción de tumor para tener las características de los tejidos cancerosos.

Al igual que para el medio de inmersión, se realizó un ajuste de curvas para obtener los parámetros de Debye deseados [5], se muestran en la tabla 3.4:

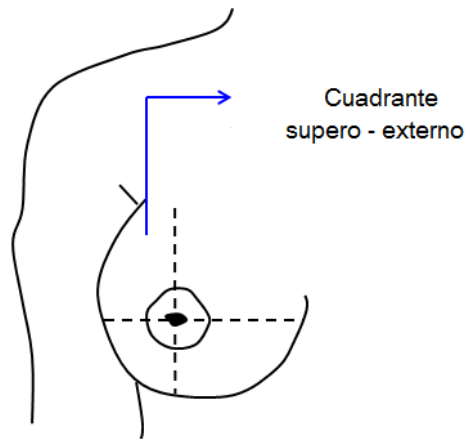


Figura 3.6: Cuadrante supero-externo de la mama

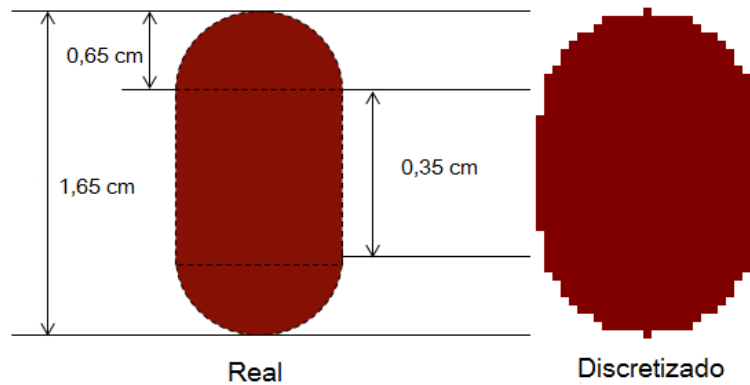


Figura 3.7: Características físicas del tumor seleccionado

ε_{∞}	$\Delta\varepsilon$	$\tau(\text{ps})$	$\sigma_s(\text{S/m})$
23.99	33.01	13.00	0.79

Tabla 3.4: Parámetros de Debye para el tumor

Modelos computacionales completos

El *phantom* utilizado en el proyecto fue seleccionado del grupo de mamas Fibroglandular Esparcida, escogiendo la número 3. En celdas, sus dimensiones son: 258x253x251, los cuales corresponden a los ejes x , y , z . Las figuras 3.8-3.10 muestra cortes de la mama en los planos $x = x_t$, $y = y_t$ y $z = z_t$, siendo (x_t, y_t, z_t) el punto en que se encuentra ubicado el centro del tumor.

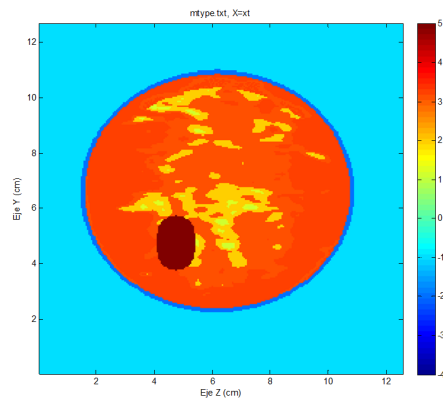


Figura 3.8: Corte en el plano $X = x_t$

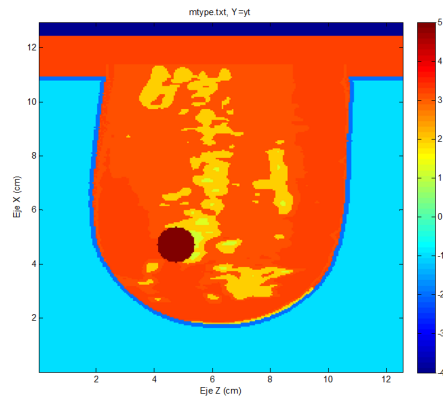


Figura 3.9: Corte en el plano $Y = y_t$

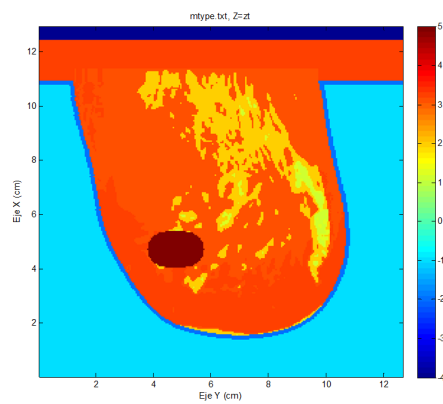


Figura 3.10: Corte en el plano $Z = z_t$

3.1.3.2. Simulación electromagnética

Según el método que se implemente puede variar el diagrama de flujo para la simulación electromagnética, diferenciándose en algunos puntos. En la figura 3.11 se muestra el diagrama de flujo para el método de compensación de Guo y el de Guo modificado, en la figura 3.12 se muestra el diagrama de flujo de la simulación electromagnética para el método de formación de haz de radiación de campo cercano .

Para cualquier método que se elija el programa realiza la lectura del modelo computacional ya adaptado para la simulación e inicializa todos los arreglos y constantes necesarias, siendo éstas: las matrices para almacenar el valor de los campos electromagnéticos y el SAR, las constantes generales de toda simulación de FDTD y las necesarias para la actualización de los campos (según el método de Transformada Z, la GMIPML, los dipolos).

Luego, para los métodos de Guo y de Guo modificado se realiza una estimación de los parámetros electromagnéticos, donde el método de Guo implementa un promedio de las propiedades de los tejidos presentes en la mama y el método de Guo modificado toma en cuenta cada uno de los tejidos presentes en la línea de vista entre cada elemento del arreglo y el tumor. Partiendo de esta información se procede a calcular las excitaciones para los elementos del arreglo de antenas.

A esto continúan los tres ciclos temporales de actualización de los campos, cuyas duraciones y funciones son [5]:

1. Primer ciclo: se realiza la actualización con un número definido de iteraciones. Se deja un tiempo prudencial para la propagación de los campos y la respuesta de la mama antes de comenzar a verificar continuamente si se alcanzó el régimen permanente.
2. Segundo ciclo: dura mientras no se alcance régimen permanente o se supere un límite máximo de iteraciones que se fijó para evitar ciclos infinitos. En él se realiza la actualización de los campos y se va verificando, en intervalos de

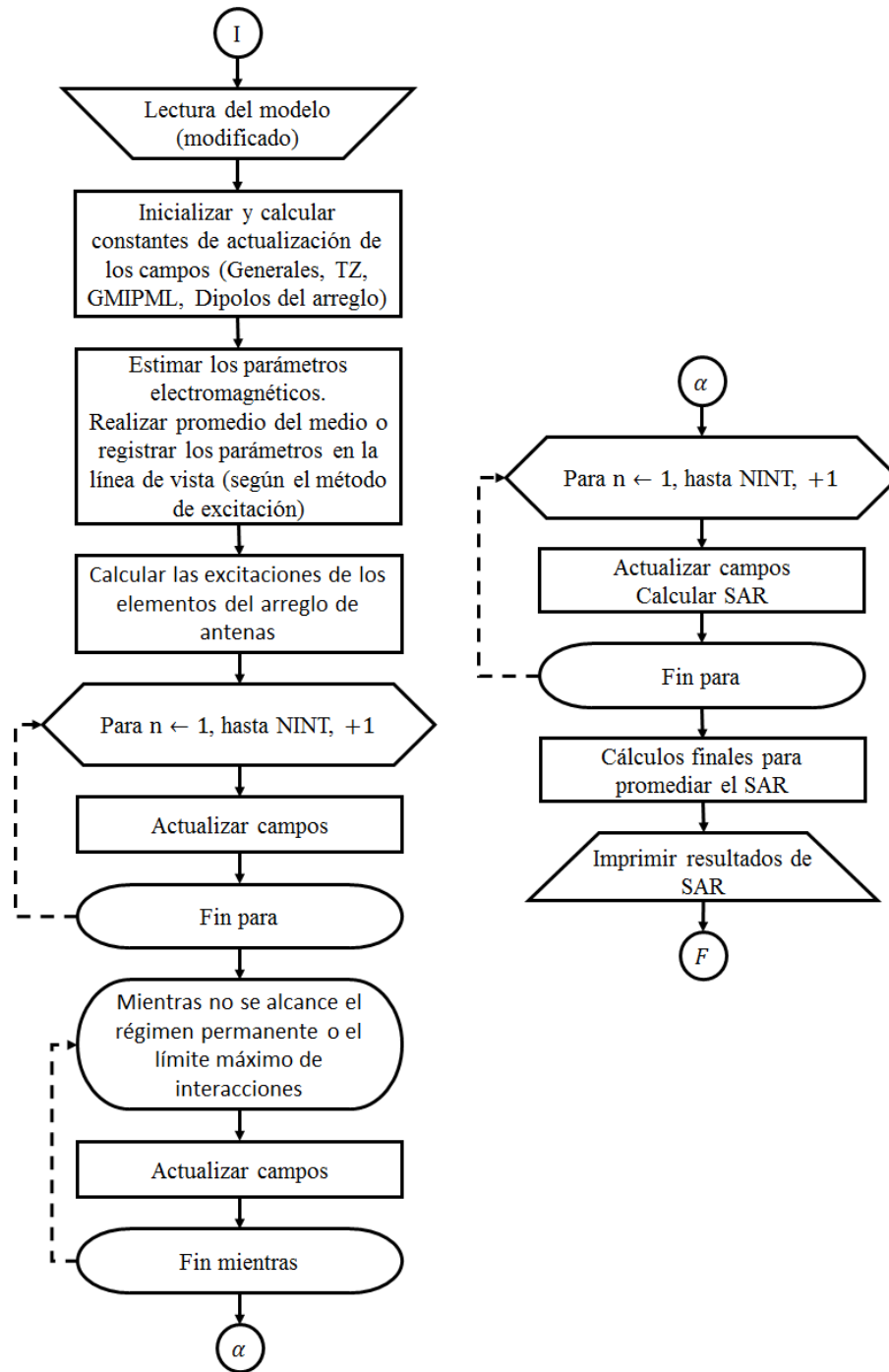


Figura 3.11: Diagrama de flujo de la simulación electromagnética. Método de Guo y Guo modificado

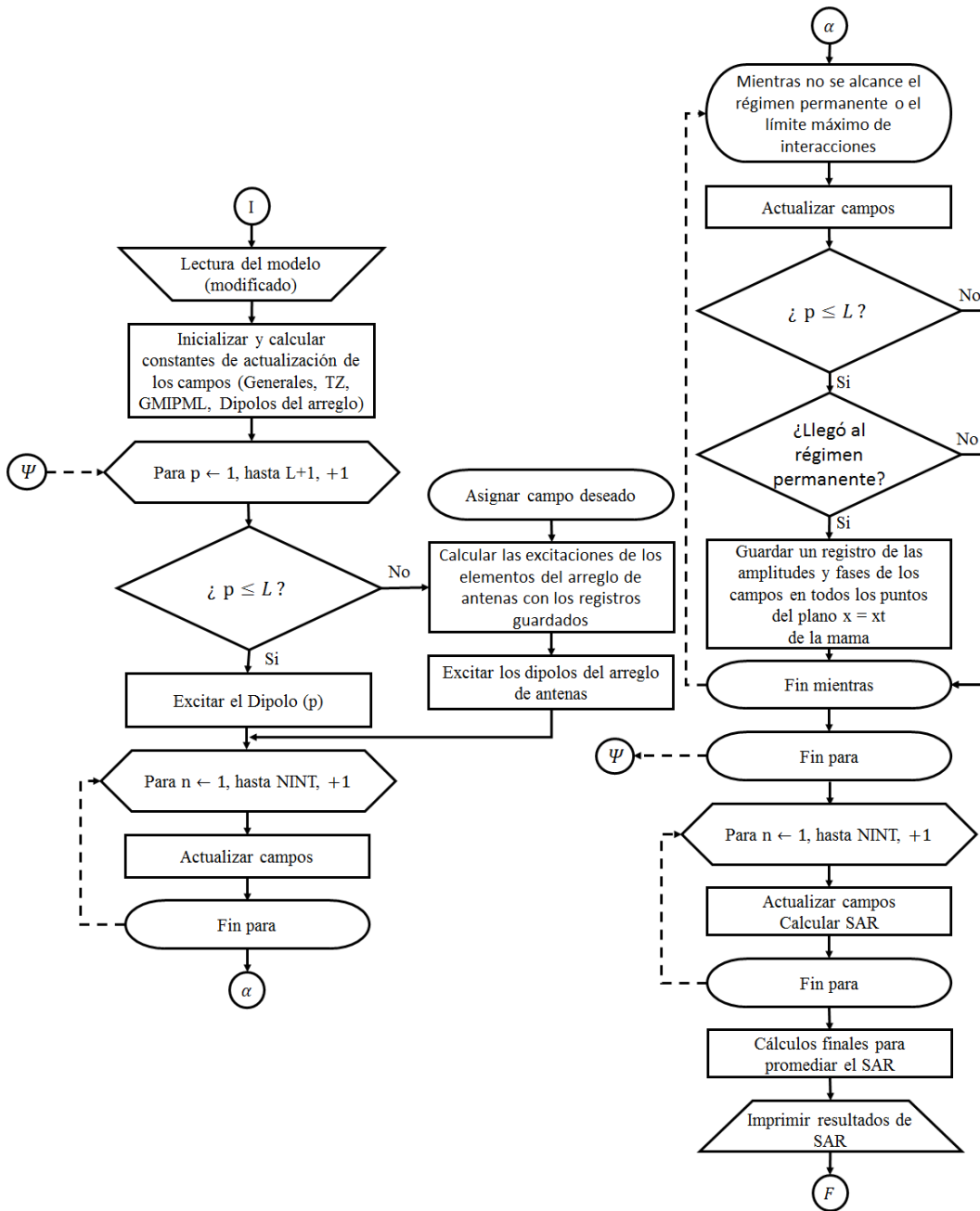


Figura 3.12: Diagrama de flujo de la simulación electromagnética. Método de formación de haz de radiación de campo cercano

tiempo equivalentes a un período de la señal de excitación, si ya se alcanzó el régimen permanente.

3. Tercer ciclo: éste tiene un número de iteraciones equivalente a un período de

la señal de excitación. Una vez verificado que se alcanzó régimen permanente entonces se realiza el cálculo de SAR, acumulando su valor para obtener el promedio temporal de la distribución.

En cambio, para el método de formación de haz de radiación de campo cercano se realiza un proceso similar al descrito para los otros métodos, pero con la diferencia de que los ciclos temporales deben realizarse para cada uno de los elementos, excitando el elemento en estudio y apagando el resto de las antenas del arreglo, así sucesivamente hasta completar todos los elementos del arreglo.

En el tercer ciclo temporal, cuando se detecta el régimen permanente se procede a calcular la diferencia en amplitud y fase de cada punto en el dominio que compone el plano $x = x_t$ de la mama con respecto a la señal de excitación del elemento que se encuentra encendido. Para este método no se calcula el SAR en esta etapa.

Luego se asigna una función que defina el campo deseado para el plano en estudio, junto a los datos de amplitud y fase registrados se hace el cálculo de las excitaciones para cada uno de los dipolos del arreglo de antenas por medio de operaciones matriciales.

Cuando se tienen las excitaciones se corren de nuevo los tres ciclos temporales descritos para los métodos anteriores, excitando todos los elementos del arreglo, y desde este punto el proceso es el mismo descrito en la sección anterior [3.1.3.2](#).

Finalizados estos tres ciclos temporales, se imprimen los resultados de SAR y almacenan para utilizarlos en la simulación térmica.

Parámetros generales de simulación

Para llevar a cabo las simulaciones usando el método de FDTD fueron requeridos tres parámetros generales: el paso temporal, el paso espacial y la constante de estabilidad de Courant.

Generalmente, lo primero que se define es el paso espacial, este es regido por las dimensiones y longitud de onda de la excitación de la estructura a modelar, luego

de esto se define el valor de la constante de Courant, con lo cual se puede obtener el paso temporal por medio de la relación definida en la ecuación 2.10 evitando así una inestabilidad numérica.

Para este estudio, el paso espacial viene predefinido por el *phantom*, teniendo un valor de $\Delta = 0,0005\text{m}$, donde se cumple que $\Delta \ll \lambda$ esto implica que es un valor adecuado para la frecuencia de estudio. En la tabla 3.5 se indican el resto de los parámetros obtenidos.

Δ	c	S	Δt
0,0005m	299792458(m/s)	$1/\sqrt{3}$	0,963ps

Tabla 3.5: Parámetros generales de la simulación

Medios dispersivos y heterogéneos

Luego de aplicar el promedio de las propiedades electromagnéticas de los medios a las ecuaciones 2.34-2.36 y al tener en cuenta que los diferentes medios tienen la misma constante de relajación (un polo en la misma ubicación) se obtienen las siguientes expresiones [5]:

$$E(z) = \frac{\frac{4D(z)}{\epsilon_0} - z^{-1}I(z) - e^{-\frac{\Delta t}{\tau_p}} z^{-1}S(z)}{\epsilon_{\infty eff} + \Delta t \left(\frac{\Delta \epsilon_{p eff}}{\tau_p} \right) + \frac{\sigma_{eff} \Delta t}{\epsilon_0}} \quad (3.2)$$

$$S(z) = \frac{\Delta \epsilon_{p eff} \left(\frac{\Delta t}{\tau_p} \right)}{1 - e^{-\frac{\Delta t}{\tau_p}} z^{-1}} E(z) \quad (3.3)$$

donde $\Delta \epsilon_{p eff} = 1/4(\Delta \epsilon_{p1} + \Delta \epsilon_{p2} + \Delta \epsilon_{p3} + \Delta \epsilon_{p3})$.

Condiciones de borde absorbentes GMIPML

Se necesitan de tres parámetros para implementar la GMIPML: la profundidad, el grado del polinomio y el valor máximo que alcanzará la conductividad.

En la tabla 3.6 se muestran los valores usados para este estudio, los cuales fueron tomados del trabajo previo de C. Villamizar [5] ya que cumplen con los requerimientos de las simulaciones y han sido previamente estudiados y validados.

d(mm)	m	σ_{max}
6	4	$1,15 \times 10^{12}$

Tabla 3.6: Parámetros para GMIPML

Diseño y simulación de los métodos de excitación

Antes de realizar las simulaciones de las excitaciones de Guo y Guo modificado para el dominio bajo prueba, el cual presenta gran heterogeneidad y dispersividad, se procedió a realizar simulaciones en espacio libre con el fin de verificar que ambos método logran enfocar un punto deseado.

Para dichas simulaciones solo se observó la propagación del campo eléctrico. Para este estudio no se realizó estimación de SAR ni se observó el campo temperatura que se produce por irradiación electromagnética en ningún medio. Para un arreglo de antenas de 12 elementos simulados como fuentes puntuales en el espacio libre, se obtuvo los siguientes resultados:

- Para el método de Guo:

Como se puede observar en la figura 3.13, el arreglo de antenas excitado por medio de este método enfoca su haz de energía directo al foco deseado, siendo las antenas más alejadas del foco las que mayor contribución aportan a dicho enfoque de energía

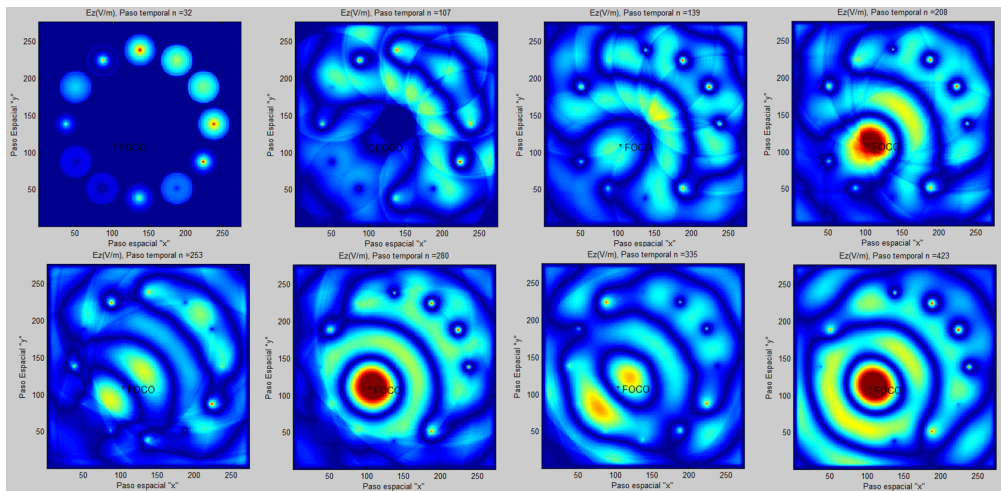


Figura 3.13: Simulación en espacio libre utilizando el método de Guo como excitación para el arreglo de antenas.

- Para el método de Guo modificado:

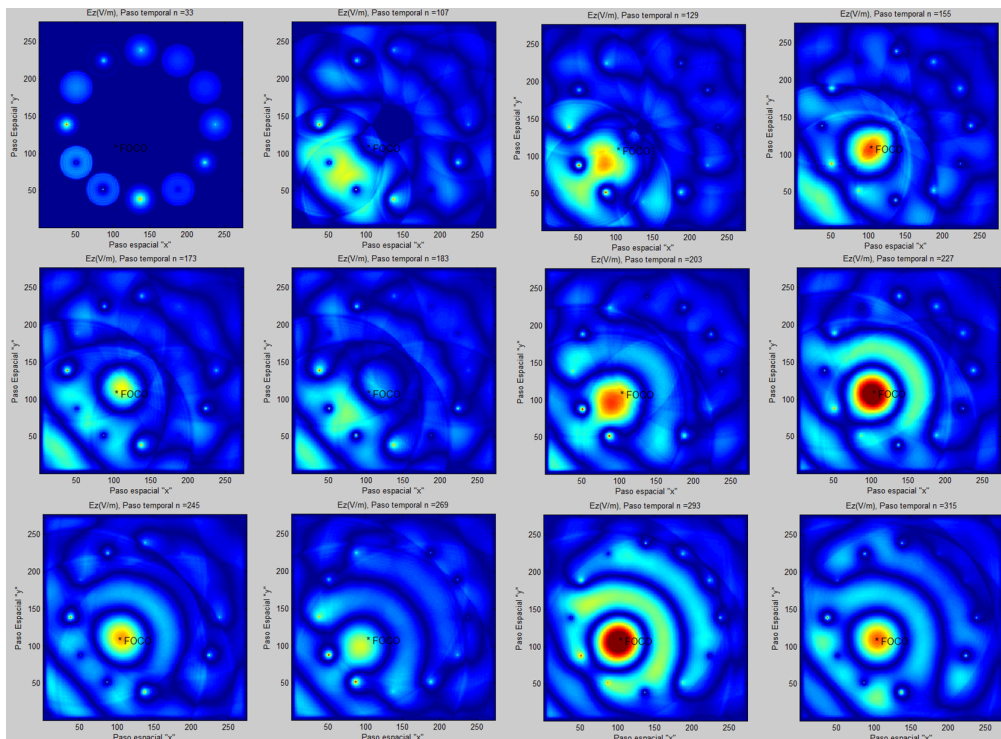


Figura 3.14: Simulación en espacio libre utilizando el método de Guo modificado como excitación para el arreglo de antenas.

Como se puede observar en la figura 3.14, de igual manera que para el método

anterior, se logró un enfoque de la propagación del campo en el punto deseado, sin embargo, con este método de excitación las antenas que mayor aporte proveen a dicho enfoque son los elementos más cercanos al punto focal.

Para el diseño del algoritmo, el arreglo de antenas está ubicado en el plano $x = x_t$. Se realizan tres algoritmos diferentes de excitación (uno por cada método).

Para el primer método de compensación de Guo y el segundo método de compensación de Guo modificado. Esta etapa se divide en dos subetapas, donde el primer paso es registrar los parámetros de cada celda en las líneas de vistas desde cada una de las antenas al tumor, de esta manera se obtiene la excitación del arreglo de antenas. Para esto se diseñó un código similar para ambos métodos, donde se realiza una simulación electromagnética en el dominio computacional, en el cual, como fuente de excitación se presentan cada uno de los elementos del arreglo de antenas (dipolos de $\lambda/2$) siendo excitados al mismo tiempo por diferentes funciones, las cuales, son descritas en cada uno de los métodos. A cada antena se le proporciona una amplitud generada por los cálculos del método correspondiente, la cual es multiplicada por una función, que en el caso de las simulaciones realizadas se trata de una función cosenoidal a la cual se le introduce una fase, que de igual manera es calculada por el método correspondiente. Estos dos métodos cumplen con un mismo patrón, el cual consta de realizar una compensación fase, sin embargo, el valor de la amplitud varía según el método a utilizar. Al conocer los parámetros electromagnéticos que componen al dominio bajo estudio como se muestra en las ecuaciones: para el método de Guo [2.52](#) y para el método de Guo modificado [2.55](#).

Por la gran heterogeneidad del medio no es posible escoger un valor específico para cada uno de los parámetros electromagnéticos que se especifican en las ecuaciones (no existe un único valor de κ o de γ para todo el dominio). Por lo cual se analizaron diferentes alternativas para solucionar dicho problema.

Primeramente se realizaron simulaciones donde dichos parámetros se comportaran de manera constante, con un valor que equivalía a un promedio de los parámetros electromagnéticos presentes en el dominio computacional, pero esto no arrojó el resultado esperado debido a la heterogeneidad antes mencionada, ya que

los tejidos pueden ser muy distintos entre dos trayectorias de un elemento radiante y el tumor y otro elemento radiante y el tumor, de igual manera se realizó un promedio de los parámetros electromagnéticos presentes solo en el plano del arreglo, pero de igual manera no presentó buen resultado. En consecuencia, se enfocó el método en realizar un análisis más exacto en el cual se mantuviera la heterogeneidad del medio, para esto, se realizó una línea de vista desde cada una de las antenas hasta el tumor, la cual fue recorrida para registrar los valores de los parámetros electromagnéticos presente por cada celda, los cuales varían de celda a celda en el dominio de la mama y en el agua se mantiene constante. Luego se realizó una sumatoria del producto de la constante de propagación, por la distancia de una celda, hasta lograr recorrer por completo la línea de vista. A continuación se muestra la expresión para el método de Guo modificado 3.4:

$$\sum_{n=1}^{|y_f - y_i|} \Delta(\gamma_n) + \sum_{n=1}^{|z_f - z_i|} \Delta(\gamma_n) \quad (3.4)$$

Donde,

γ_n es la constante de propagación.

$\Delta = \Delta_x = \Delta_y = \Delta_z$ es paso espacial.

y_f y z_f son coordenadas del punto de foco (centro del tumor).

y_i y z_i indican las coordenadas iésimo elemento del arreglo.

Las sumatorias indican el recorrido de la distancia desde una antena hasta el foco en el eje Y y el eje Z respectivamente.

Para poder registrar el valor de κ_n o γ_n se creó una recta conociendo dos puntos (la ubicación de la antena en el plano del arreglo y la ubicación del foco en el mismo plano), luego se recorrió desde la antena incrementando de celda en celda variando Δ_y y se evaluó en la recta para conocer Δ_z , realizando así uno de los recorridos, luego se realizó el segundo recorrido variando Δ_z y evaluando en la recta para conocer Δ_y . Estos valores obtenidos por evaluar en la recta se redondean para

poder obtener puntos específicos del dominio (por lo cual es posible que se pierda la celda exacta por la cual pasa la recta y por ende el valor electromagnético verdadero), luego con estas coordenadas se procede a registrar el valor electromagnético de la celda, para poder aplicar las ecuaciones 3.4 . Se realizan ambos recorridos (en Y y en Z), evitando que se limite el método por tomar pocas muestras de la recta. Si un punto se repite se descarta.

Esta simulación electromagnética se realizó para obtener la distribución de SAR de la mama con presencia de un tumor.

Luego de realizar la simulación electromagnética se realizó el segundo paso que constaba de una simulación térmica para observar el incremento de temperatura que se produce por la absorción de energía electromagnética en el tumor y en el tejido periférico.

Para el tercer método, denotado como método de formación de haz de radiación de campo cercano [24], se utilizó la aproximación simple observada en las ecuaciones 2.56-2.66, no se utilizó una aproximación más exacta debido a las limitaciones de recurso computacional.

Esta etapa se divide en cuatro subetapas, donde el primer paso consistió en realizar una simulación electromagnética individual por cada uno de los elementos del arreglo, para esto se excitó un elemento del arreglo mientras los demás se encontraban apagados, y se fue realizando este procedimiento para cada uno de los elementos, lo cual implica realizar n simulaciones (siendo n el número de antenas en el arreglo), permitiendo recopilar una base de datos del campo electromagnético medido en cada uno de los puntos del plano donde se encuentra el tumor, producido por la excitación de cada una de las antenas (todo esto sin importar el tipo de tejido), obteniendo así el campo E en módulo y fase.

En el segundo paso, esta data se procesó según lo indica el método, por medio de una serie de operaciones matriciales (como se observa en la ecuación 2.66) donde se tomó en cuenta la data base obtenida en la primera subetapa y el campo deseado en el plano donde se encuentra el tumor, cabe destacar que este campo deseado es propuesto por quien está desarrollando el método, por lo cual es posible ajustar

los máximos y mínimos de campos en la ubicación deseada, para el desarrollo del proyecto se realizaron diferentes pruebas de campo deseados ajustando el máximo del campo en el punto central del tumor. De esta manera se obtuvo la excitación del arreglo de antenas.

Los campos deseados utilizados para esta etapa se pueden observar en las figuras 3.15, 3.16 y 3.17.

Campo deseado N° 1

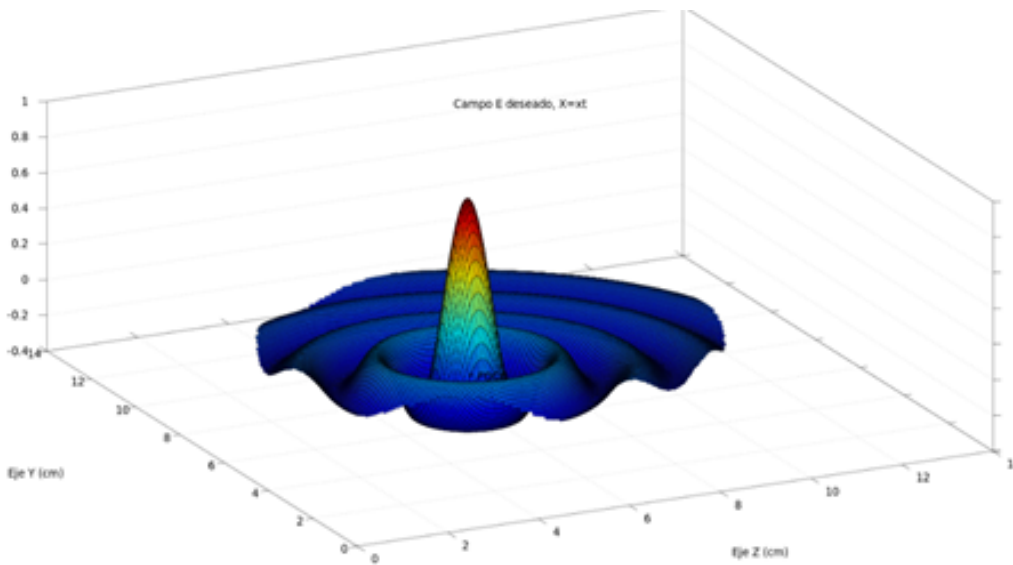


Figura 3.15: Campo eléctrico deseado para una función Sinc(x)

En la ecuación 3.5 se observa la expresión para la función seno cardinal (Sinc(x)) mostrada en la figura 3.15:

$$E_{des}(y, z) = A \frac{\sin\left(\frac{\pi\sqrt{(y-y_t)^2+(z-z_t)^2}}{b}\right)}{\frac{\pi\sqrt{(y-y_t)^2+(z-z_t)^2}}{b}} \quad (3.5)$$

donde "A" es la amplitud de la función y "b" representa el ancho donde la función cruza por cero. y_t y z_t corresponden al centro del tumor en el plano $x = x_t$.

A las variables antes descritas del campo deseado se les asignó los siguientes valores:

A	b (celdas)
40.000	15

Tabla 3.7: Parámetros para una Sinc(x)

Campo deseado N° 2

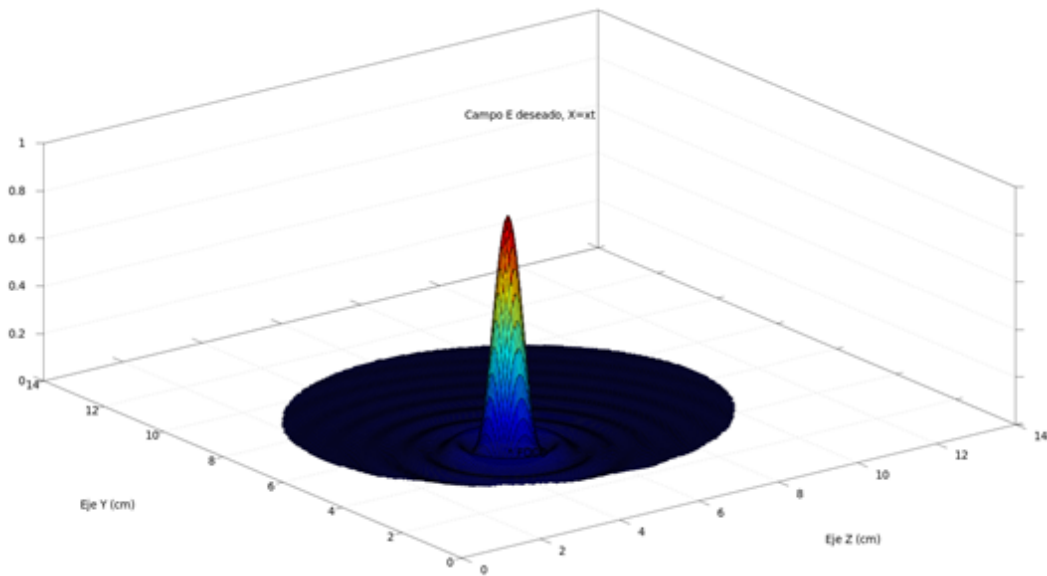


Figura 3.16: Campo eléctrico deseado para una función $\text{Sinc}^2(x)$

En la figura 3.16 se observa la representación de la función seno cardinal al cuadrado ($\text{Sinc}^2(x)$), que tiene una expresión similar a 3.5:

$$E_{des}(y, z) = A \frac{\sin\left(\frac{\pi\sqrt{(y-y_t)^2+(z-z_t)^2}}{b}\right)}{\frac{\pi\sqrt{(y-y_t)^2+(z-z_t)^2}}{b}} \quad (3.6)$$

donde "A", "b", y_t y z_t representan los mismos parámetros para la función anterior.

A las variables antes descritas del campo deseado se les asignó los siguientes valores:

Campo deseado N° 3

A	b (celdas)
40.000	15

Tabla 3.8: Parámetros para una $\text{Sinc}^2(x)$

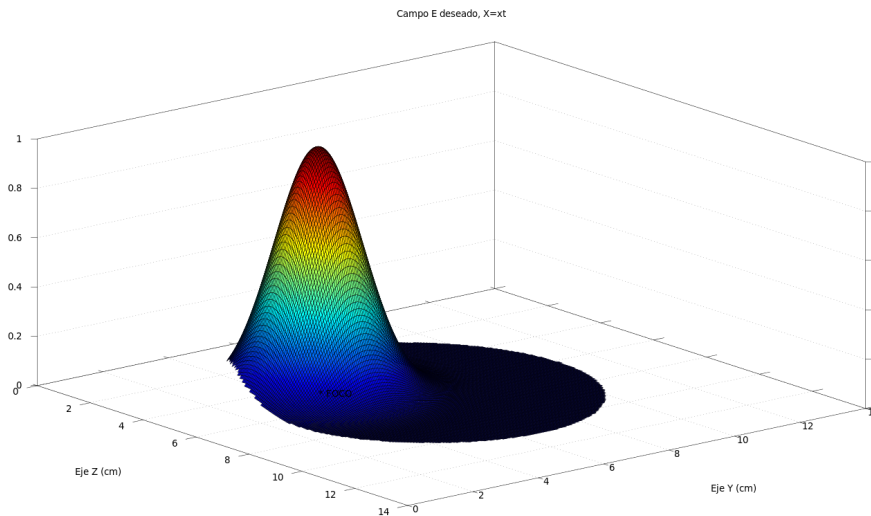


Figura 3.17: Campo eléctrico deseado para una función gaussiana

En la figura 3.17 se muestra la función que define un pulso gaussiano que está representado por la ecuación 3.7:

$$E_{des} = Ae^{-\frac{\left(\sqrt{(y - y_t)^2 + (z - z_t)^2}\right)^2}{2c^2}} \quad (3.7)$$

donde “A” es la amplitud de la función y “c” representa el ancho donde la función cae 3 dB de la potencia. y_t y z_t corresponden al centro del tumor en el plano $x = x_t$.

A	b (celdas)
40.000	21

Tabla 3.9: Parámetros para una gaussiana

En la tercera subetapa se realizó una nueva simulación electromagnética pero

tomando en cuenta todos los elementos del arreglo con su respectiva excitación previamente calculadas, esto con la finalidad de obtener la distribución de SAR en la mama con el tumor, producto de radiarla con un arreglo de dipolos de longitud $\lambda/2$.

Por último se procedió a realizar una simulación térmica para estimar el incremento de temperatura que se produce por la absorción de energía electromagnética.

Excitación del modelo

Las simulaciones electromagnéticas se realizaron a una frecuencia de 6 GHz, excitando las antenas mediante la componente E_x del campo eléctrico en el gap de cada dipolo. La función excitante para cada elemento es un coseno como se muestra en la ecuación 3.8, el cual tiene la amplitud y la fase calculada por el método de excitación correspondiente para cada caso en estudio.

$$f(t) = A \cos(2\pi(6 \times 10^9)t + \text{fase}) \quad (3.8)$$

Cada una de las excitaciones de cada elemento del arreglo fue hallada usando los métodos descritos en la sección anterior.

En la tabla 3.10 se muestran las excitaciones obtenidas por medio del método de compensación de Guo (2.52) para un arreglo circular de 5 elementos. El arreglo radía con una potencia de 225 mW.

Elemento	Amplitud (mA/mm ²)	Fase (radianes)
1	137,2242	-0,9822
2	148,1492	-0,4928
3	51,86942	-1,0331
4	22,19102	1,3529
5	98,21794	-2,4155

Tabla 3.10: Excitación de arreglo de 5 elementos. Método de compensación de Guo

Las excitaciones obtenidas por medio del método de compensación de Guo (2.52) para un arreglo circular de 12 elementos se presentan en la tabla 3.11. Para este arreglo la potencia radiada fue de 754,8 mW.

Elemento	Amplitud (mA/mm ²)	Fase (radianes)
1	137,2242	-0,9822
2	159,9076	0,0279
3	159,4025	0,0044
4	145,3634	-0,5857
5	86,73668	2,2534
6	49,23662	-1,2864
7	26,78531	1,5555
8	22,44203	1,2901
9	30,86982	-2,7193
10	65,2569	1,5599
11	117,962	-1,4248
12	146,9498	-0,3276

Tabla 3.11: Excitación de arreglo de 12 elementos. Método de compensación de Guo

En la tabla 3.12 se muestran las excitaciones obtenidas por medio del método de compensación de Guo modificado (2.55) para un arreglo circular de 5 dipolos. La potencia radiada por el arreglo fue de 1,46 W.

Elemento	Amplitud (mA/mm ²)	Fase (radianes)
1	1,0774663	-1,1529
2	2,0445931	-1,7319
3	10,29661913	-1,2363
4	700,1793182	-0,4149
5	117,7504838	-1,4609

Tabla 3.12: Excitación de arreglo de 5 elementos. Método de compensación de Guo modificado

Las excitaciones obtenidas por medio del método de compensación de Guo modificado (2.55) para un arreglo circular de 12 dipolos se presentan en la tabla 3.13. El arreglo radía con una potencia de 13,15 W.

La tabla 3.14 presenta las excitaciones para cada elemento de un arreglo de 5

Elemento	Amplitud (mA/mm ²)	Fase (radianes)
1	0,9188663	-1,1529
2	0,2593801	-1,3601
3	0,7218856	-1,6948
4	3,9641124	1,979
5	15,3893229	-0,4992
6	10,8906323	-2,0306
7	27,5639587	-0,7897
8	1.025,274675	1,4523
9	159,3669039	2,0043
10	89,1193596	-0,3617
11	160,0234939	1,8032
12	696,884536	1,9359

Tabla 3.13: Excitación de arreglo de 12 elementos. Método de compensación de Guo modificado

dipolos, calculadas a partir del método de formación de haz de radiación de campo cercano de un seno cardinal definido en 3.5 con los parámetros mostrados en la tabla 3.7. La potencia radiada por el arreglo fue de 7,29 W.

Elemento	Amplitud (mA/mm ²)	Fase (radianes)
1	17,9758535	-0,302438
2	118,4645457	-1,178904
3	40,5004081	0,876017
4	903,9386746	0,779836
5	1.034,013015	-1,346912

Tabla 3.14: Excitación de arreglo de 5 elementos. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, campo deseado N° 1

La tabla 3.15 muestra las excitaciones calculadas para cada elemento de un arreglo de 12 dipolos, basado en el método de formación de haz de radiación de campo cercano de un seno cardinal definido en 3.5 con los parámetros mostrados en la tabla 3.7. Con una potencia radiada de 25 W.

En la tabla 3.16 se muestran las excitaciones para cada elemento de un arreglo de 12 dipolos, calculadas mediante el método de formación de haz de radiación de campo cercano de un seno cardinal al cuadrado definido en 3.6 con los parámetros

Elemento	Amplitud (mA/mm ²)	Fase (radianes)
1	11,0604467	-0,265906
2	29,9813289	-0,649347
3	52,3500874	-1,114198
4	25,6499563	-0,615601
5	15,9641696	2,123053
6	12,5355534	1,694473
7	65,0541175	-0,652369
8	170,0011897	1,234278
9	1.004,110309	-0,336369
10	1.154,745908	2,391782
11	81,8890083	-1,801475
12	58,95976522	2,122776

Tabla 3.15: Excitación de arreglo de 12 elementos. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, campo deseado N° 1

mostrados en la tabla 3.8. El cálculo de la potencia radiada para el arreglo fue de 17,06 W.

Elemento	Amplitud (mA/mm ²)	Fase (radianes)
1	23,2972703	0,235324
2	12,1160366	-0,049338
3	10,6000717	0,374275
4	16,6617099	0,298740
5	20,9703329	0,029921
6	15,9371924	0,149180
7	42,04653028	0,046212
8	261,2218918	0,297005
9	1.122,576044	0,193853
10	788,0922078	0,481241
11	347,6616125	0,061870
12	81,788405	-0,154451

Tabla 3.16: Excitación de arreglo de 12 elementos. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, campo deseado N° 2

En la tabla 3.17 se presentan las excitaciones para cada elemento de un arreglo de 12 dipolos, calculadas mediante el método de formación de haz de radiación de campo cercano de una función gaussiana definido en 3.7 con los parámetros mostrados en la tabla 3.9. Para el campo deseado en estudio la potencia radia por

el arreglo fue de 18,67 W.

Elemento	Amplitud (mA/mm ²)	Fase (radianes)
1	12,4288988	0,407264
2	5,7744143	0,217909
3	6,9301209	0,841837
4	10,9121123	0,417058
5	15,30311059	0,069910
6	13,2697411	0,118780
7	38,3646117	0,349387
8	288,8328011	0,519869
9	1.312,839206	0,031621
10	804,6450443	0,848066
11	252,3973977	0,113009
12	65,58482822	-0,287139

Tabla 3.17: Excitación de arreglo de 12 elementos. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, campo deseado N° 3

Ubicación de las antenas

La posición exacta de las antenas para los arreglos de 5 y 12 elementos se pueden observar en las tablas 3.18 y 3.19 respectivamente, para estas coordenadas en la simulación en electromagnética se incluyen 12 celdas de la región de GMIPML. El arreglo circular se ubicó en el plano $X = x_t$ para cada uno de los caso.

Elemento	X (celdas)	Y (celdas)	Z (celdas)
1	107	138	237
2	107	233	168
3	107	197	56
4	107	79	56
5	107	43	168

Tabla 3.18: Ubicación de arreglo de antenas de 5 elementos

Los elementos de ambos arreglos de antenas están orientados hacia el eje X.

Elemento	X (celdas)	Y (celdas)	Z (celdas)
1	107	138	237
2	107	188	224
3	107	225	187
4	107	238	137
5	107	225	87
6	107	188	50
7	107	138	37
8	107	88	50
9	107	51	87
10	107	38	137
11	107	51	187
12	107	88	224

Tabla 3.19: Ubicación de arreglo de antenas de 12 elementos

Calculo de SAR

Para el cálculo de SAR se tuvo presente el dominio computacional utilizado en la simulación térmica, el cual no incluye las celdas de la GMIPML. A cada una de las celdas que conformaban este dominio se les realizó el cálculo de SAR por medio de la ecuación 2.77, todo esto debido a que los cambios de temperatura se analizaron a una frecuencia electromagnética constante, si esto no hubiese sido así (se hubiese utilizado una excitación de banda ancha), se requeriría de otra ecuación [5].

El cálculo de SAR se realizó en el centro de las celdas con el fin de obtener un valor específico por cada una de ellas. Para llevar a cabo esto fue necesario realizar una aproximación lineal y así poder obtener el campo eléctrico en el centro de las celdas (el cual era desconocido), mediante los campos en las aristas de cada celda (obtenidos en la simulación original). Cada celda posee cuatro valores por componente del campo (x,y,z), ver figura 3.18, por ende, la aproximación para cada una de esta viene dado por:

$$E_C = 1/4(E_{C1} + E_{C2} + E_{C3} + E_C) \quad (3.9)$$

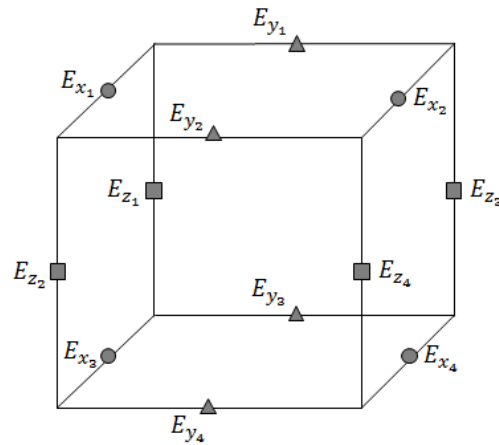


Figura 3.18: Celda E con las componentes de campo eléctrico a considerar para la aproximación

Todo esto es posible debido a que las celdas son pequeñas con respecto a la longitud de onda presente en la simulación.

El término Q_v en la BHE se asignó como una constante cuyo valor se calcula utilizando el SAR promediado en el tiempo, mediante la expresión:

$$\overline{\text{SAR}} = \frac{1}{T} \sum_{n,T} \text{SAR}^n \Delta t \quad (3.10)$$

Esto debido a la independencia de la simulación térmica y electromagnética, además de la gran diferencia entre los tiempos de respuesta de cada modelo.

Este cálculo de SAR está previamente validado en [5].

3.1.3.3. Simulación térmica

Una vez que se obtiene la distribución del SAR, entonces puede realizarse la estimación de los cambios de temperatura en la mama. El flujo de esta etapa es bastante similar al de la simulación electromagnética: se realiza la lectura de los datos, se inicializan los arreglos y se calculan las constantes, y luego se alcanzan los ciclos temporales, donde [5]:

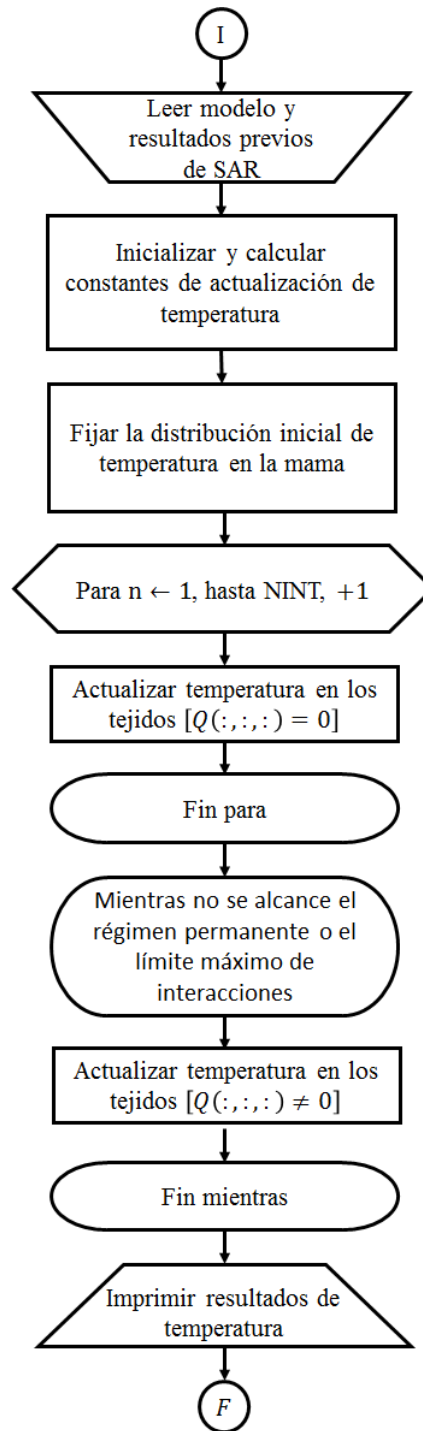


Figura 3.19: Diagrama de flujo de la simulación térmica

1. En el primero el valor de Q es nulo en toda la mama, solo se asume que ésta es sumergida en el agua desionizada. Tiene una duración equivalente a 1 minuto.
2. En el segundo se incorpora el valor de Q a la actualización de la temperatura (lo que significa que se comienza a radiar el tejido). Este ciclo se mantiene mientras no se alcance régimen permanente o se supere un número máximo de iteraciones definido. Al finalizar, inmediatamente se imprimen los resultados necesarios para la investigación.

La figura 3.19 presenta el diagrama de flujo de la etapa de simulación térmica.

Modelo térmico de la mama

El comportamiento térmico específico de cada uno de los medios presentes en el dominio computacional de la simulación electromagnética no se encuentra definido en la base de datos proporcionada por la UWCEM. En [5] se presentan los valores de todos estos parámetros, los cuales para ser incluidos en la simulación se asociaron dichas características al número del medio que les corresponde en el archivo mtype.txt.

Las características térmicas de cada uno de los medios pueden observarse en la tabla 3.20.

Medios	$k \left(\frac{J}{m \cdot s \cdot ^\circ C} \right)$	$C \left(\frac{J}{kg \cdot ^\circ C} \right)$	$\left(\rho \frac{kg}{m^3} \right)$	$A \left(\frac{W}{m^3} \right)$	$B \left(\frac{J}{m^3 \cdot s \cdot ^\circ C} \right)$
Mama	0,306	2279	1069	350	2229
Piel	0,397	3765	1085	1620	5929
Tumor	0,496	3049	1182	5500	5350
Músculo	0,5	3600	1040	4080	2700
Agua desionizada	0,6	4186	1000	0	0

Tabla 3.20: Características térmicas de los medios en la simulación

Parámetros generales de simulación

De forma similar a la simulación electromagnética, la simulación térmica requiere de un valor límite para el cual no se pierde la estabilidad en los resultados por medio de la actualización de la temperatura, todo esto se evalúa mediante el paso temporal, el cual debe cumplir que:

$$\Delta t \leq \frac{1}{N_{\text{int}} \left(\frac{k}{C\rho\Delta^2} \right) + N_{\text{ext}} \left(\frac{H}{C\rho\Delta} \right) + \frac{B}{C\rho}} \quad (3.11)$$

En el cual ya se tiene previamente el paso espacial.

Cumpliendo con este criterio y siguiendo las especificaciones descritas en [5], se realizó las simulaciones térmicas con un paso temporal de 0.2s.

Condiciones iniciales

Para realizar la simulación térmica es necesario especificar la distribución de temperatura inicial en cada uno de los medios del dominio computacional, para esto se tomó en cuenta los criterios señalados en [5]:

- La temperatura de la piel bajo condiciones normales es de entre 32 y 34°C, y es menor a la de los tejidos internos.
- La temperatura interna del cuerpo, dígame en su núcleo, se mantiene bastante estable alrededor de los 37°C. Se aproxima a este valor a medida que se adentra en profundidad hasta el centro del cuerpo.
- La temperatura en el tejido mamario sano se ubica alrededor de los 33–35°C. La diferencia de temperatura entre cada cuadrante tiende a ser de 0,1 a 0,3°C.
- La temperatura alrededor del tejido canceroso es más alta que en el sano. Valores típicos están entre los 35 y 37°C.

- Los cambios de temperatura no se realizan de forma brusca de un tejido a otro, se realizan gradientes de temperatura para llegar a estos.

Las temperaturas iniciales por tejido es el especificado en la tabla 3.21:

Medios	Temperatura (°C)
Mama	34
Piel	33
Tumor	35,5 - 37,5 (gradiente)
Músculo	36 - 37 (gradiente)

Tabla 3.21: Temperaturas iniciales en los tejidos

Condiciones de frontera

Se ajustó un coeficiente de convección y la temperatura para el medio de inmersión.

La temperatura del agua desionizada se colocó a 18°C con el fin de regular la temperatura más externa de la mama al igual que los tejidos adyacentes. Mientras que para el medio de convección se utilizó 300((W°C)/m²). Todo esto siguiendo las especificaciones del modelo computacional utilizado en [5]. El código de temperatura fue probado y validado en el trabajo de investigación citado por medio de un experimento y la posterior comparación con resultados obtenidos en artículos que se especializan en el tema.

3.1.3.4. Herramientas utilizadas

Todos los algoritmos se implementaron utilizando el lenguaje Fortran, cuyas letras comprimen las palabras Formula Translator System. En la actualidad su uso está dedicado al cálculo científico y de ingeniería y es uno de los más recomendados para escribir programas que utilicen FDTD [17, 28].

La eficiencia de este lenguaje para los cálculos requeridos supera en creces a otros más populares como Python y Java; que son lenguajes interpretados y no

compilados. Con Fortran se realizaron todos los cálculos y se obtuvieron todos los resultados, pero para su lectura y posterior gráfica se utilizó MATLAB, que posee buenas herramientas para ello y es de fácil uso.

Los programas se ejecutaron en el cluster del Instituto de Matemática y Cálculo Aplicado (IMYCA), en la Facultad de Ingeniería de la Universidad de Carabobo.

El servidor del IMYCA cuenta con las siguientes especificaciones:

- Sistema Operativo de 32 bits.
- Memoria RAM: 32 X 4 GB = 128 GB.
- Disco Duro: 3 X 1 TB = 3 TB.
- Procesador: 4 X 8 núcleos = 32 GHz.

Las simulaciones demandaban muchos recursos, esto debido a la gran densidad de datos y procesos que se deben ejecutar para llevar a cabo la actualización espacial y temporal de los campos electromagnéticos. Vamos a ilustrar un poco el proceso que se debe realizar para el ciclo principal de la simulación electromagnética para el método de formación de haz de radiación de campo cercano descrito en la sección 3.1.3.2. Luego de realizar todas las inicializaciones de variables y arreglos, los cálculos de constantes y parámetros generales de la simulación, el procedimiento es el siguiente:

El primer paso es actualizar el campo magnético, el cual tiene 3 componentes principales H_x , H_y y H_z , se actualizan a partir de las componentes del campo eléctrico E_x , E_y y E_z , cada componente es un arreglo de 3 dimensiones con una longitud total de $282 \times 277 \times 275 = 21.481.350$, a su vez cada componente principal utiliza 3 componentes auxiliares para actualizar las GMIPML, en el caso de H_x sus componentes son H_{xx} , H_{xy} y H_{xz} , donde cada una de estas componentes son arreglos de 4 dimensiones que varían según la componente, H_{xx} posee una dimensión de $24 \times 277 \times 275 \times 2 = 3.656.400$ en total. Cada una de estas componentes se va actualizando una a una, recorriendo cada posición del arreglo para realizar el recorrido

espacial. Son un total de 12 arreglos de grandes dimensiones más los tres arreglos de campo eléctrico, solo para actualizar el campo magnético.

El segundo paso es corregir el campo magnético debido a los dipolos, donde se recorre cada uno de los elementos radiantes en toda su longitud y se corrige el campo producto de la excitación de los dipolos.

El tercer paso consiste en actualizar el campo eléctrico, éste al igual que el campo magnético posee componentes principales y auxiliares, por ejemplo, se parte de un campo D_x , siendo un arreglo de 3 dimensiones, que requiere 3 componentes auxiliares D_{xx} , D_{xy} y D_{xz} , donde cada una es un arreglo de 4 dimensiones, para luego obtener el campo E_x que es un arreglo de 3 dimensiones, donde cada componente de campo eléctrico necesita 2 campos auxiliares I_x y S_x , son arreglos de 3 dimensiones. Las dimensiones de todos estos arreglos son similares a las mencionadas en el primer paso. Este proceso es uno de los más demandantes de la simulación por la cantidad de procesos que debe realizar. Con un total de 21 arreglos más los tres arreglos de campo magnético se logran actualizar el campo eléctrico.

La excitación del elemento radiante con la función deseada junto a la anulación de las celdas de cada dipolo para simular un PEC es el cuarto paso y último paso.

Todo este proceso es necesario para actualizar espacialmente la simulación de FDTD para un paso temporal, este proceso debe repetirse en el primer ciclo temporal 15.000 veces. Luego de este primer ciclo se procede a buscar el régimen permanente de la simulación, estableciendo un tiempo límite de 3.500 pasos temporales, donde se repite el proceso descrito anteriormente pero al final de cada proceso se realiza una comprobación de régimen permanente, que consiste en medir el campo en un punto y compararlo con el medido en el periodo anterior hasta conseguir que se cumpla un comportamiento constante en la simulación.

Cuando se logra el régimen permanente se realiza la actualización de los campos durante 3 periodos de la señal, donde se va almacenando la función que excita al dipolo y el campo eléctrico en un plano, luego de almacenar estas variables se procede al cálculo de la base de datos necesaria para caracterizar la mama como lo

es la diferencia en amplitud y fase de cada punto del plano con respecto a la señal excitante del elemento radiante.

Luego de realizar estos procedimientos, solo se ha logrado calcular la data para el primer dipolo, debe repetirse para el N número de elementos más uno, donde la última simulación incluye a todos los elementos alimentados con las excitaciones calculadas para el campo deseado.

Para la simulación térmica no se necesitan tantos procesos, sin embargo, la demanda de recursos sigue siendo elevada.

Se realizó una estimación de los recursos computacionales y tiempo de cómputo que la simulación requiere, se muestra a continuación:

Memoria RAM

Matrices de tres dimensiones para almacenar las constantes de actualización y los campos principales E y H. La dimensión de los campos puede variar en una celda según la componente.

27 matrices $\times 282 \times 277 \times 275 \times 32$ bits (4 bytes) $\approx 2,32$ GB.

Matrices de tres dimensiones para guardar la información del *phantom* y el cálculo de Q_v .

5 matrices $\times 258 \times 253 \times 251 \times 32$ bits (4 bytes) ≈ 328 MB.

Matrices de cuatro dimensiones que almacenan los campos auxiliares para la actualización en las regiones de GMIPML. Las dimensiones pueden variar según la componente del campo, pero mantienen dimensiones similares.

18 matrices $\times 282 \times 277 \times 2 \times 24 \times 32$ bits (4 bytes) ≈ 270 MB.

Matrices de dos dimensiones que guardan la data correspondiente a la amplitud y la fase medida en el plano del tumor $x = x_t$.

12 matrices $\times 25861 \times 12 \times 32$ bits (4 bytes) ≈ 12 MB.

Vectores que almacenan las constantes para la actualización en la región de GMIPML.

12 vectores x 282 x 32 bits (4 bytes) \approx 13,5 KB.

Variables de uso general, como constantes físicas, temporales, auxiliares, entre otras.

60 variables x 32 bits (4 bytes) \approx 240 bytes.

Total \approx 2,93 GB.

Disco Duro

3,1 GB en resultados. Donde se almacenan los archivos correspondientes a la amplitud y fase del campo eléctrico, la deposición de energía, la distribución de temperatura.

Procesador

FORTRAN posee una función que permite determinar cuánto fue el tiempo de CPU de una simulación, por este medio se determinó el tiempo que tardó la simulación para un elemento, a partir de ese tiempo se calcula el tiempo total de la simulación electromagnética.

Para un elemento:

Tiempo de CPU x 1 elemento \approx 34 horas \approx 1 día y 10 horas.

Para 5 elementos:

Tiempo de CPU x 5 elementos \approx 170 horas \approx 7 días y 2 horas. Tiempo de CPU total = Tiempo de CPU x (N+1) elementos \approx 8 días y 12 horas.

Para 12 elementos:

Tiempo de CPU total = Tiempo de CPU x (N+1) \approx 442 horas \approx 18 días y 10 horas.

Para 30 elementos:

Tiempo de CPU total \approx 43 días y 22 horas.

Para la simulación térmica se mantiene un tiempo constante sin importar el número de elementos del arreglo.

Tiempo de CPU total \approx 4 horas y 30 minutos.

Todos estos tiempos son sin incluir el tiempo de transferencias desde y hacia el servidor.

Característica	Uso
Memoria RAM	2,93 GB
Disco Duro	3,1 GB
Tiempo de CPU x 1 dipolo	34 horas
Tiempo de CPU x 5 dipolos	8 días y 12 horas
Tiempo de CPU x 12 dipolos	18 días y 10 horas
Tiempo de CPU x temperatura	4,5 horas

Tabla 3.22: Resumen de requerimientos computacionales

Ahora bien, ¿qué pasaría si aumentamos la velocidad del procesador al doble?

Por ejemplo, para un arreglo de 12 elementos. Usando la ecuación descrita en [29].

Tiempo de CPU = N°de instrucciones x N°de ciclos de reloj por instrucción x Período del reloj

Sustituyendo Factor instrucción = N°de instrucciones x N°de ciclos de reloj por instrucción

Si despejamos Factor instrucción, nos queda:

Factor instrucción = Tiempo de CPU / Período del reloj

Sustituyendo

Factor instrucción = 1.591.200 segundos / $3,125 \times 10^{-11}$ segundos = $5,09184 \times 10^{16}$

Ahora si aumentamos a 64 GHz la frecuencia del procesador,

Tiempo de CPU = $5,09184 \times 10^{16} \times 1/64$ GHz = 795.600 segundos = 221 horas = 9 días y 5 horas.

Se logra reducir a la mitad el tiempo de simulación. Con esto comprobamos que si se aumenta la velocidad del procesador se puede mejorar el tiempo de simulación, sin embargo, sigue siendo alta la demanda de recursos computacionales de procesamiento.

Capítulo IV

Análisis, interpretación y presentación de los resultados

4.1. Introducción

En este capítulo se presentan los resultados obtenidos al realizar la estimación de temperatura para tratamiento de hipertermia mediante el diseño computacional de distintos arreglos de excitación electromagnética para la irradiación de glándulas mamarias. Para una correcta lectura de los resultados se debe tener presente lo siguiente:

- El *phantom* define un sistema rectangular de coordenadas donde, el eje y es paralelo al eje vertical del cuerpo y el eje z paralelo a la línea de los hombros. El eje x , perpendicular a ambos, se orienta hacia el interior del cuerpo humano (ver figura 4.1).
- Se utiliza el valor de Q_v en lugar de SAR para referirse a la absorción de energía en los tejidos ya que el primero es más representativo del efecto térmico y es este el valor que se incluye a la BHE.

- Para todas las simulaciones los dipolos se ubicaron según lo descrito en la sección 3.1.3.2 para el caso de 5 elementos y 12 elementos respectivamente. Además, la orientación tampoco cambia. Por lo que no se hace mayor referencia al respecto.
- La posición del centro del tumor se indica utilizando un marcador (\blacklozenge FOCO) en cada uno de los cortes de la mama en los distintos planos $x = x_t, y = y_t, z = z_t$. El subíndice t indica que es la coordenada del centro del tumor.
- Todos los resultados que presentan distribuciones de Q_v se normalizaron con respecto al valor medido en el centro del tumor. Esto permite observar mejor la relación entre los niveles de Q_v en los tejidos sanos y el tumor de la mama. Debido a que los niveles de Q_v en la piel son elevados no se incluyen en las gráficas, pero si en la estimación de temperatura en los tejidos, esto permite hacer una mejor lectura de la relación entre los valores en los tejidos sanos y el tumor. El agua desionizada compensa los incrementos de temperatura provocados por estos niveles de Q_v , por lo que no se hace énfasis en su valor en la piel. La temperatura de la piel si se muestra en los distintos cortes de la mama para demostrar lo antes mencionado.

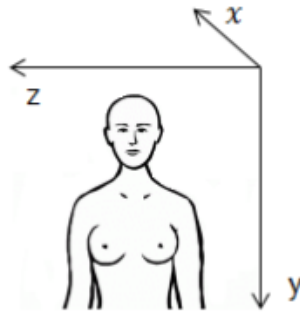


Figura 4.1: Disposición del sistema de coordenadas en las simulaciones

4.2. Estudio de arreglos de antenas y excitación electromagnética para la irradiación de glándulas mamarias en tratamientos de hipertermia

Para cada uno de los métodos se probó una geometría de arreglo circular de antenas con 5 y 12 elementos.

- Método de compensación de Guo.
- Método de compensación de Guo modificado.
- Método de formación de haz de radiación de campo cercano .

A continuación, se presentan los resultados obtenidos.

4.2.1. Método de compensación de Guo

Arreglo circular de 5 elementos

La figura 4.2 muestra la distribución de Q_v y en la figura 4.3 la distribución de temperatura en la mama correspondiente a cortes en el plano $x = x_t$ para un arreglo de 5 elementos ubicado en este mismo plano.

Observando la distribución Q_v en régimen permanente se puede apreciar que la deposición de energía se dirige hacia el punto de enfoque, pero resulta que no es suficiente acumulación en el volumen de tumor para calentarlo, esto es debido a que toda la energía es absorbida por los tejidos sanos que se encuentran previo al tumor, sobre todo en las regiones circundantes a los dipolos que están más distantes del punto de foco deseado. Hay una diferencia de hasta 30 dB con respecto a los niveles de Q_v presentes en el centro del tumor. En la distribución de temperatura se percibe como la temperatura en el tumor no logra incrementarse y en cambio, en los puntos más distantes del tumor es donde se consiguen las temperaturas más elevadas (75 °C).

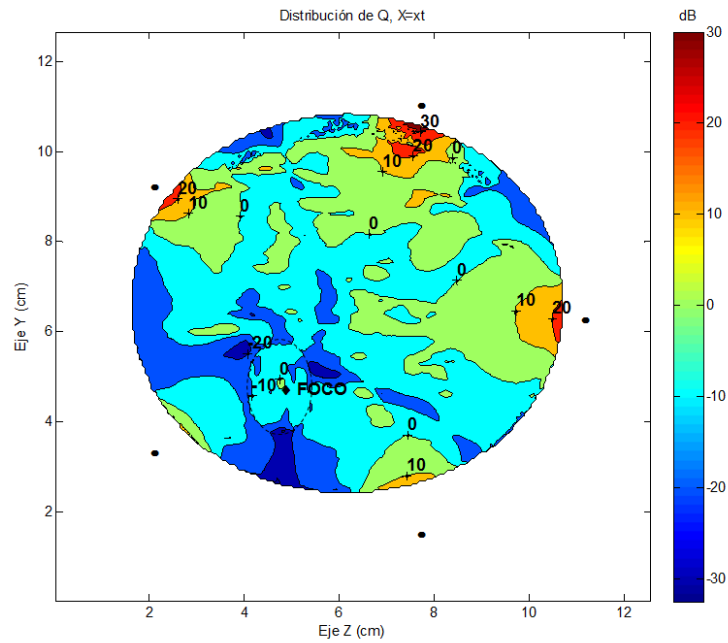


Figura 4.2: Distribución normalizada de Q_v . Método de Guo, arreglo de 5 elementos

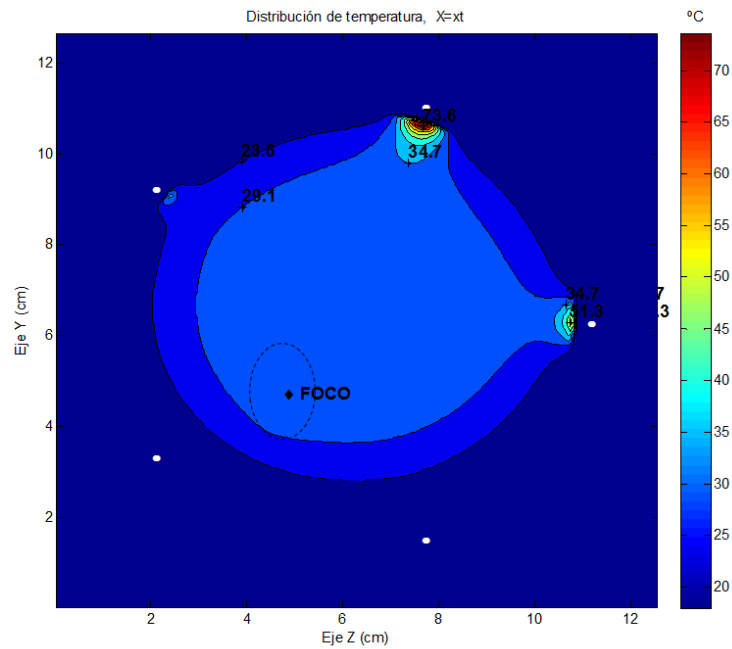


Figura 4.3: Distribución de temperatura, método de Guo, arreglo de 5 elementos

Arreglo circular de 12 elementos

La figura 4.4 muestra la distribución de Q_v y en la 4.5 la distribución de temperatura en la mama correspondiente a cortes en el plano $x = x_t$ para un arreglo circular de 12 dipolos de media longitud de onda ubicado en este mismo plano.

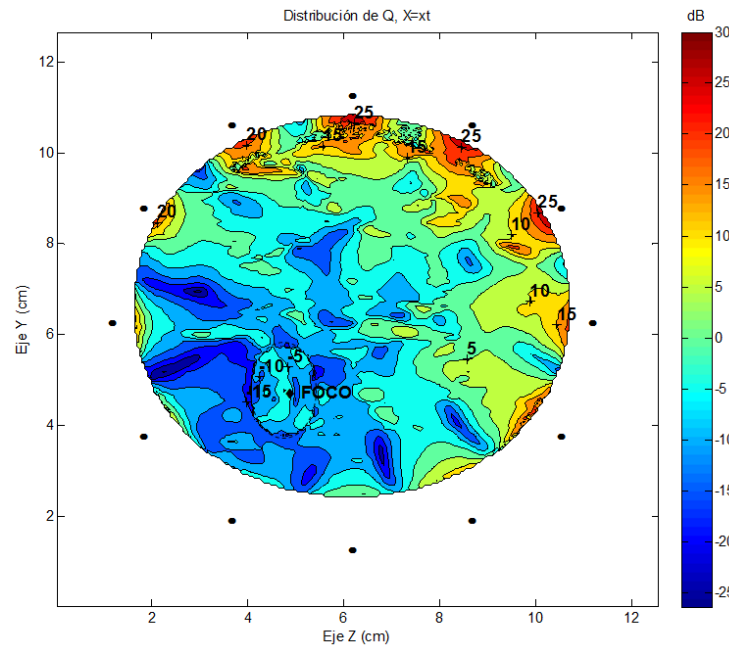


Figura 4.4: Distribución normalizada de Q_v . Método de Guo, arreglo de 12 elementos

En la distribución de Q_v mostrada en la figura 4.4 se puede apreciar la gran diferencia de niveles de deposición de energía electromagnética que existe en la superficie del tumor con respecto al tejido sano que se encuentra en el lado opuesto de la ubicación del tumor en el plano, alcanzando niveles de hasta 25 dB por encima del Q_v obtenido en el tumor.

De igual manera se puede observar en la figura 4.5 la respuesta térmica, donde en las zonas más distantes del tumor se obtienen temperaturas excesivamente altas mientras que en dicho tumor la temperatura no se logra incrementar, todo lo contrario, disminuye su temperatura debido al agua desionizada que enfría el resto de la mama.

Esto podía predecirse a partir de la distribución de Q_v en la mama. A pesar

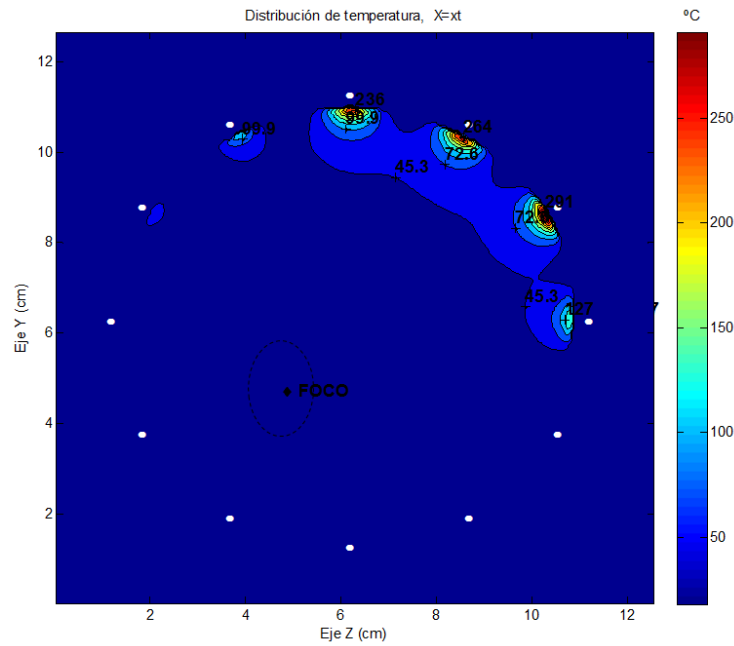


Figura 4.5: Distribución de temperatura, método de Guo, arreglo de 12 elementos

de que la superficie del tumor resalta sutilmente entre el resto de los tejidos adyacente a este, no hay suficiente deposición de energía en el volumen del tumor, lo que se traduce en que los niveles de Q_v no son suficientemente altos y constantes para lograr elevar la temperatura del tumor y la mayor absorción de energía ocurre muy lejos de la zona de interés provocando calentamiento no deseado para el tratamiento de hipertermia.

Comparando con los resultados obtenidos para un arreglo de 5 elementos se aprecia claramente que la deposición de energía es mayor para un arreglo de 12 elementos, pero sigue sin lograrse un enfoque en la región del tumor.

Si bien este es un método utilizado para enfocar energía electromagnética en un punto deseado, la forma en que este realiza el cálculo de las excitaciones de los elementos radiantes resulta poco favorable para implementar en tratamientos de hipertermia. El método realiza una compensación en amplitud y fase, sin embargo, por el tipo de compensación realizada en amplitud (2.52) si un elemento del arreglo está muy distante del punto de interés este se excitará con una mayor amplitud con el fin de que su contribución de energía se presente en el punto de enfoque y en

cambio los que están más cerca tienen menor amplitud debido a que la distancia es menor. En consecuencia, ocurre una mayor concentración de energía antes de llegar al punto de interés y esto se traduce en incremento de la temperatura.

Hay que tener en cuenta que la composición de la mama es muy heterogénea y realista, el promedio de estos tejidos puede influir en que la aproximación no sea buena y no se logre una correcta compensación.

4.2.2. Método de compensación de Guo modificado

Arreglo circular de 5 elementos

Para esta prueba se usó un arreglo de 5 elementos, en la figura 4.6 se presenta la distribución en régimen permanente de Q_v para el corte en el plano $x = x_t$ en la mama, y a su vez se muestra una vista más detallada de este plano (??). Y en la figura 4.8 se muestra la respuesta térmica de la mama para el mismo plano. Este arreglo se excitó con los valores descritos en la tabla 3.12.

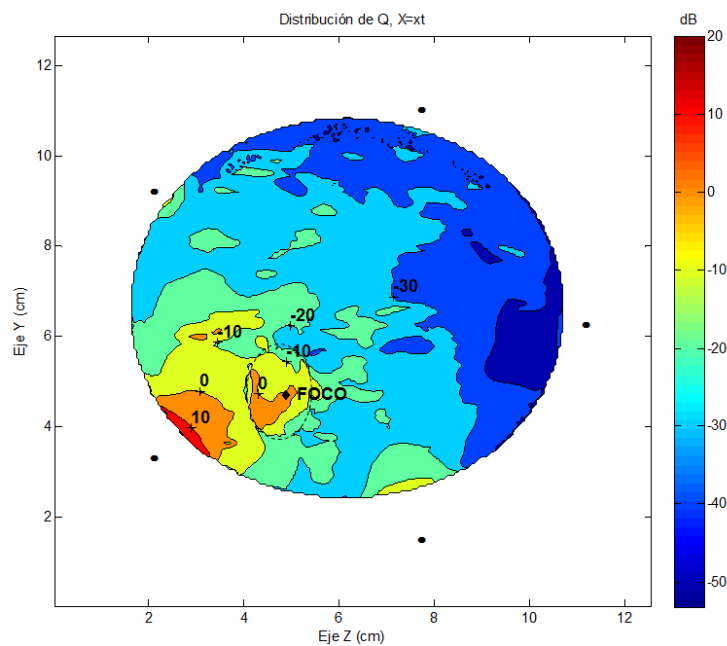


Figura 4.6: Distribución normalizada de Q_v . Método de Guo modificado, arreglo de 5 elementos, $X = x_t$

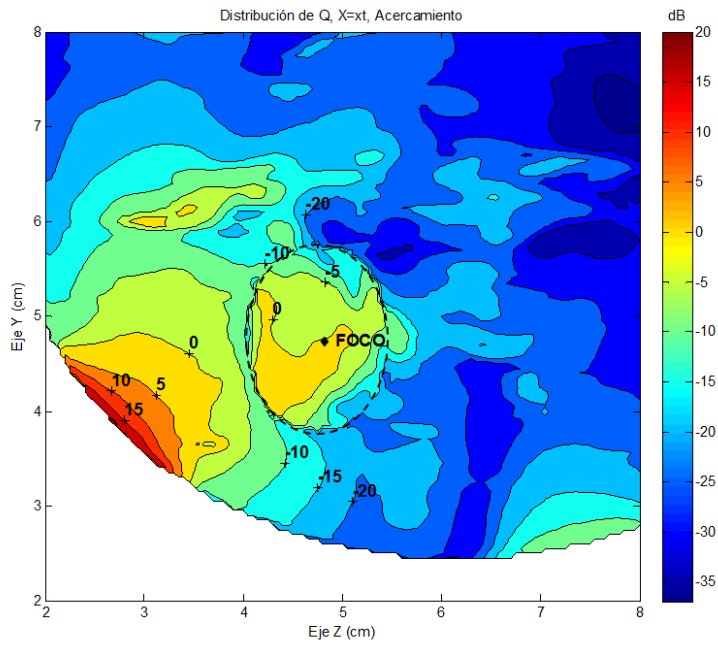


Figura 4.7: Distribución normalizada de Q_v , acercamiento. Método de Guo modificado, arreglo de 5 elementos, $X = x_t$

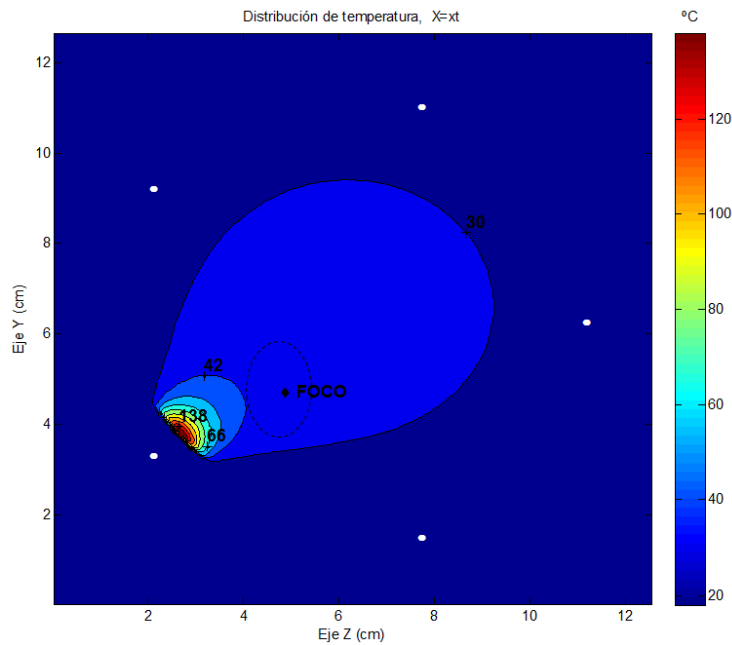


Figura 4.8: Distribución de temperatura. Método de Guo modificado, arreglo de 5 elementos, $X = x_t$

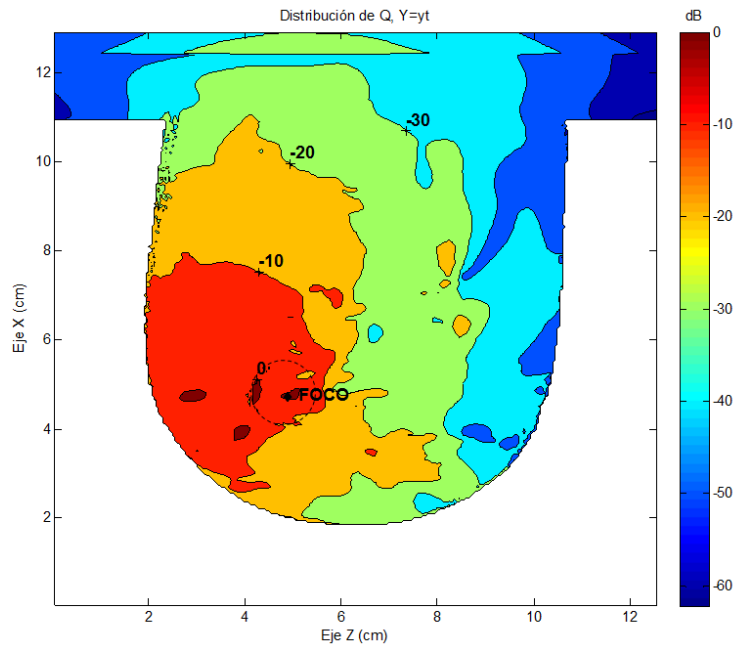


Figura 4.9: Distribución normalizada de Q_v . Método de Guo modificado, arreglo de 5 elementos, $Y = y_t$

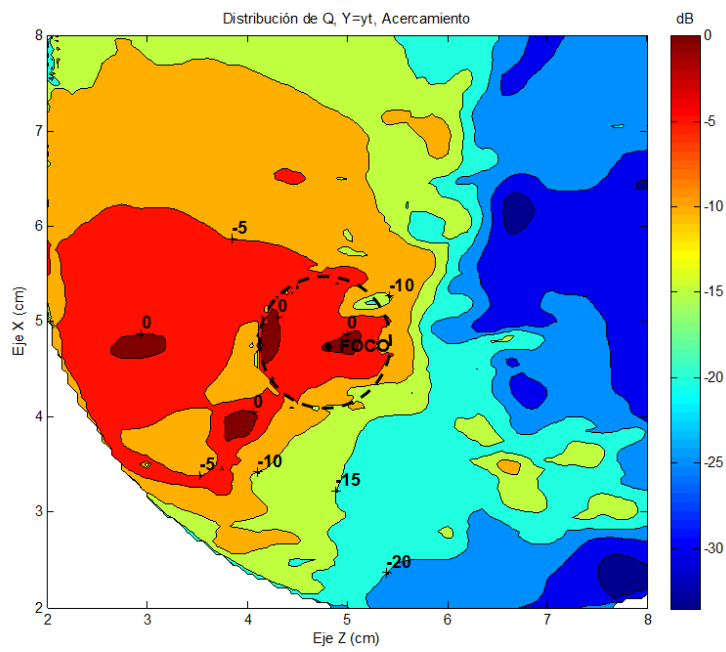


Figura 4.10: Distribución normalizada de Q_v , acercamiento. Método de Guo modificado, arreglo de 5 elementos, $Y = y_t$

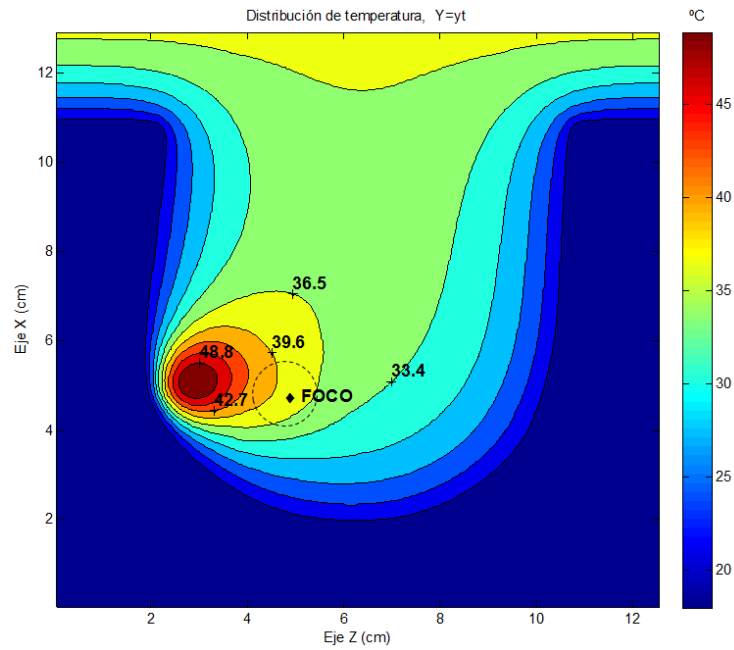


Figura 4.11: Distribución de temperatura. Método de Guo modificado, arreglo de 5 elementos, $Y = y_t$

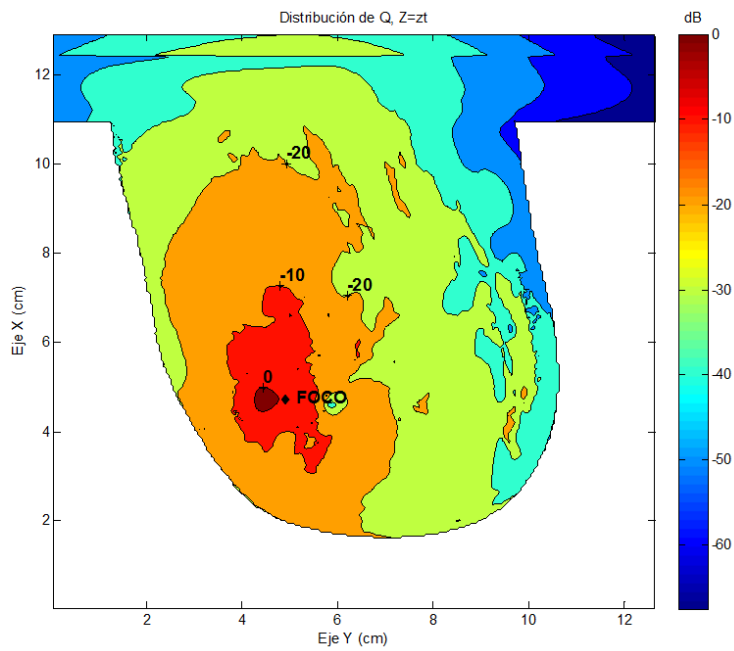


Figura 4.12: Distribución normalizada de Q_v . Método de Guo modificado, arreglo de 5 elementos, $Z = z_t$

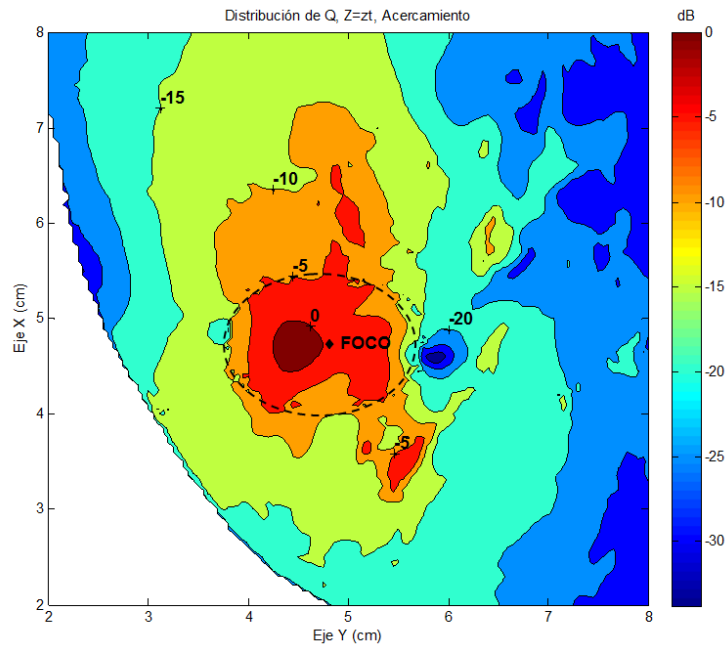


Figura 4.13: Distribución normalizada de Q_v , acercamiento. Método de Guo modificado, arreglo de 5 elementos, $Z = z_t$

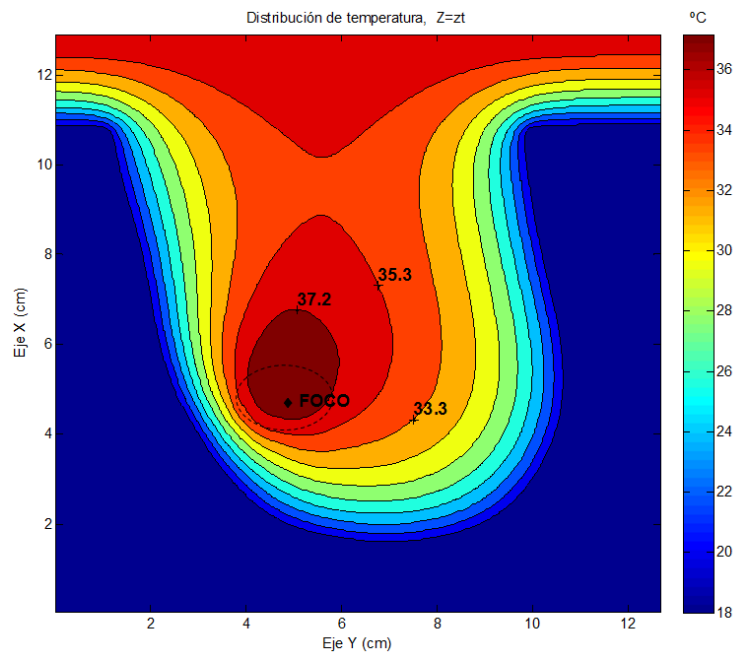


Figura 4.14: Distribución de temperatura. Método de Guo modificado, arreglo de 5 elementos, $Z = z_t$

En el plano que contiene el arreglo $x = x_t$, Q_v se distribuye principalmente en la zona donde se encuentra el tumor, logrando un enfoque de energía en la zona deseada, sin embargo, se aprecia niveles de Q_v más elevados (hasta 15 dB) con respecto al tumor en la cercanía de la piel. En las zonas más distantes del punto de enfoque se obtienen niveles muy bajos comparados con los del tumor, lo que es deseado para que no exista aumento de la temperatura en tejidos sanos. Cuando se observa la distribución de temperatura se refleja lo antes descrito, la temperatura más alta está presente en el extremo donde hay mayor acumulación de energía llegando hasta unos 140 °C, mientras que en el tumor se obtienen niveles mucho menores, por debajo de los 40 °C. En los otros cortes realizados se puede apreciar con mayor detalle la temperatura alcanzada en el tumor.

Como solo son 5 elementos en el arreglo es poco el aporte que se recibe del resto de los elementos, y prácticamente pareciera que el dipolo más cercano es el que más energía deposita en la mama.

Los cortes en el plano $y = y_t$ y $z = z_t$ se muestran en las figuras 4.9, 4.10, 4.11 y 4.12, 4.13, 4.14 respectivamente, en estos se presentan las distribuciones de Q_v , una vista más detallada y de temperatura en la mama. Hay que tener en cuenta que los dipolos están orientados paralelos al eje X. Estos planos son perpendiculares al plano $x = x_t$ y perpendiculares entre ellos respectivamente.

Analizando la distribución de Q_v mostrada en el plano $y = y_t$ se puede ver como en el tumor ocurren niveles altos de Q_v pero a su vez existe otro punto que tiene los mismos niveles de deposición de energía, lo que resulta perjudicial porque se calienta los tejidos sanos en la mama como se refleja en la respuesta térmica, a pesar de tener los niveles máximos en el tumor, la mayor concentración de energía ocurre en un punto no deseado, por lo que no se logra un correcto enfoque en el punto deseado.

Para el plano $z = z_t$ existe un gran enfoque en la superficie del tumor, obteniendo la mayor deposición de energía en el punto deseado como se muestra en la figura 4.12 y 4.13. Si se observa la distribución de temperatura en la figura 4.14

se aprecia cómo se focaliza la temperatura en la región del tumor, mientras que al alejarse de dicha zona la temperatura disminuye.

En la tabla 4.1 se presentan los valores de interés de Q_v y temperatura en el volumen del tumor, donde se registra una temperatura promedio en el tumor de $37,75^\circ\text{C}$, la cual no es suficiente para aplicar tratamiento de hipertermia y eso sumado a que se obtuvo temperaturas muy elevadas en el tejido sano. Se podría aumentar la potencia radiada para alcanzar niveles de tratamiento pero debido a la distribución de Q_v presente en la mama no resulta conveniente.

Al comparar la máxima temperatura obtenida en la mama con la máxima temperatura obtenida en el volumen del tumor, se afirma que ocurrió un incremento de temperatura en la región cerca de la piel respecto al tumor de 262 % aproximadamente.

Ubicación	$Q_v (\frac{\text{mW}}{\text{cm}^3})$	Temperatura ($^\circ\text{C}$)
Centro	76,185	38,669
Máximo de temperatura	122,21	41,989
Mínimo de temperatura	11,081	33,565
(Promedio)	44,688	37,759

Tabla 4.1: Resumen de resultados. Método de Guo modificado, 5 elementos

Arreglo circular de 12 elementos

En las figuras 4.15, 4.16 y 4.17 se presentan la distribución en régimen permanente de Q_v , una vista detallada y de la temperatura para un arreglo de 12 elementos respectivamente. Las imágenes corresponden a cortes en el plano $x = x_t$. Los elementos del arreglo fueron excitados con los valores mostrados en la tabla 3.13.

Al igual que el caso anterior se aprecia como el tumor absorbe buena parte de la energía, pero en este caso existe gran deposición de energía electromagnética en regiones cerca de la piel en dos puntos diferentes de la mama. En dichas regiones se registran niveles de hasta 20 dB por encima del Q_v obtenido en el centro del tumor.

La gran diferencia que existe en la deposición de energía en los tejidos sanos cerca de la piel y los del tumor se traduce en temperaturas superiores a los 450°C en

esta área, opacando así cualquier incremento de temperatura que ocurra en la superficie del tumor.

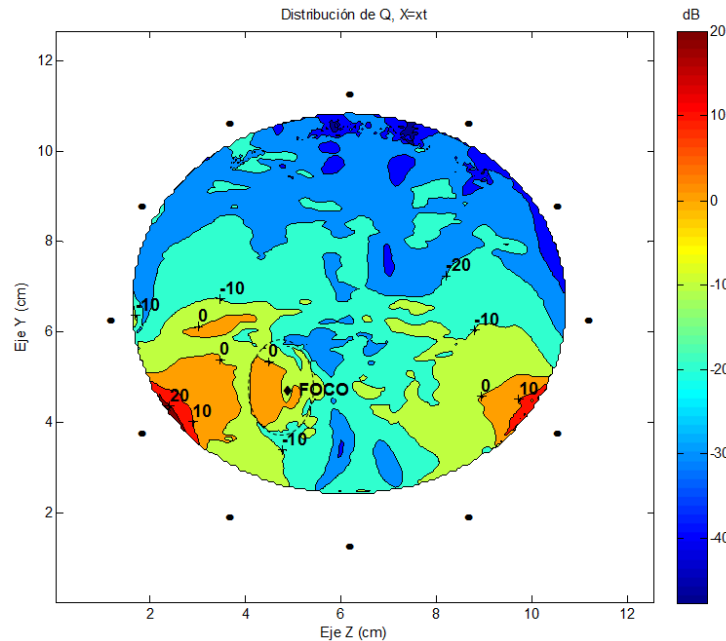


Figura 4.15: Distribución normalizada de Q_v . Método de Guo modificado, arreglo de 12 elementos, $X = x_t$

En las figuras 4.18, 4.19 y 4.20 se muestra la distribución de Q_v en régimen permanente y temperatura en la mama en el corte del plano $y = y_t$.

Este corte permite observar cómo se propaga la energía a través de la mama, dejando una estela que es absorbida por los tejidos sanos y obteniendo una baja deposición de energía en la región del tumor con respecto a la que se deposita en el borde de la mama donde se encuentran los niveles más altos de Q_v (15 dB respecto al tumor). La respuesta térmica muestra valores de temperatura superiores a los 200 °C en los extremos cercanos a la piel.

En las figuras 4.21, 4.22 y 4.23 se muestra la distribución en régimen permanente de Q_v y de temperatura de la mama en los cortes del plano $z = z_t$. Para este corte se aprecia cómo la mayor deposición de energía está presente en el centro del tumor, provocando incrementos en la temperatura, logrando alcanzar niveles de alrededor de los 44°C lo cual es ideal.

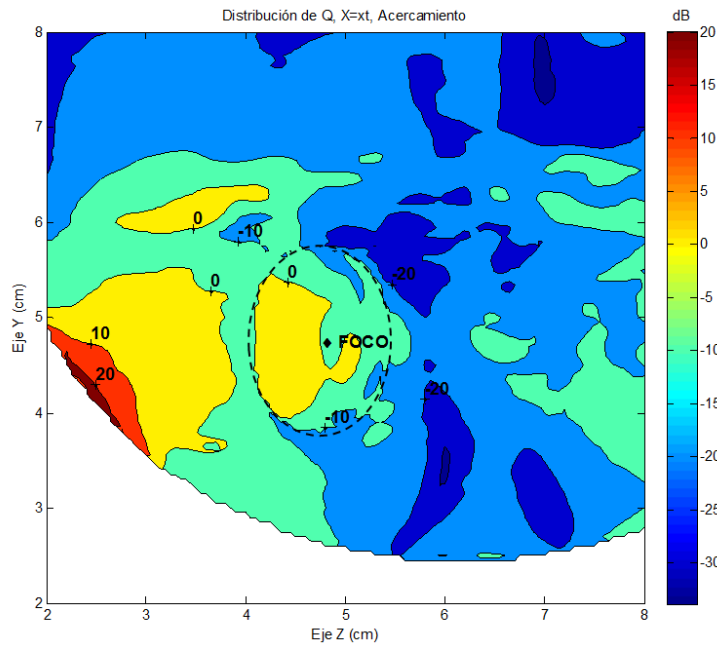


Figura 4.16: Distribución normalizada de Q_v , acercamiento. Método de Guo modificado, arreglo de 12 elementos, $X = x_t$

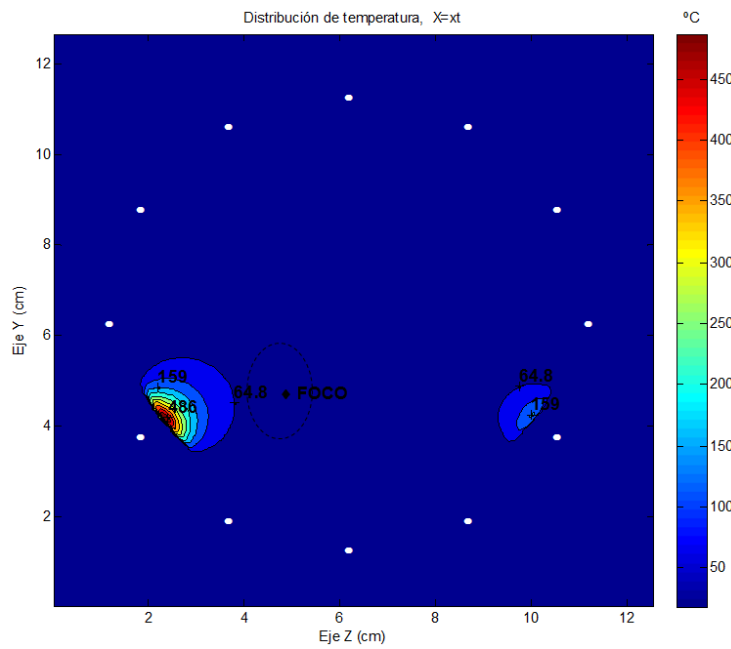


Figura 4.17: Distribución de temperatura. Método de Guo modificado, arreglo de 12 elementos, $X = x_t$

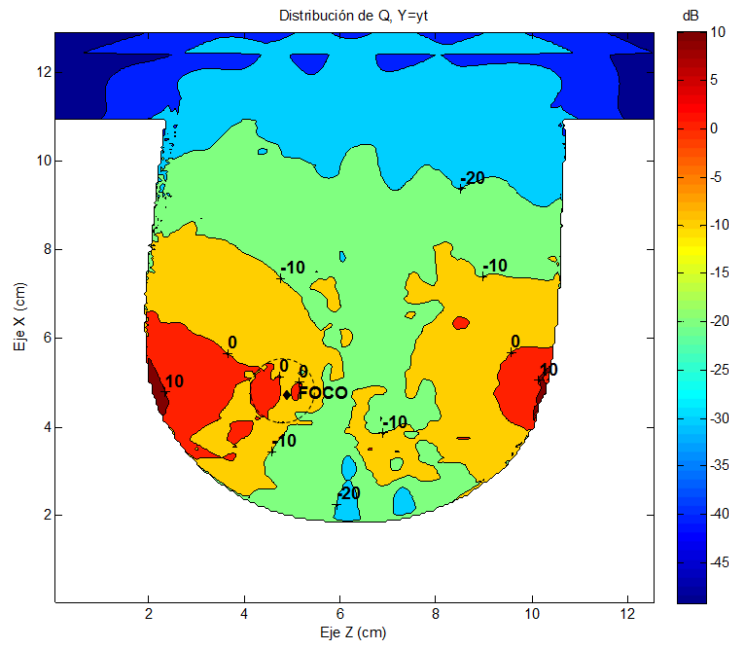


Figura 4.18: Distribución normalizada de Q_v . Método de Guo modificado, arreglo de 12 elementos, $Y = y_t$

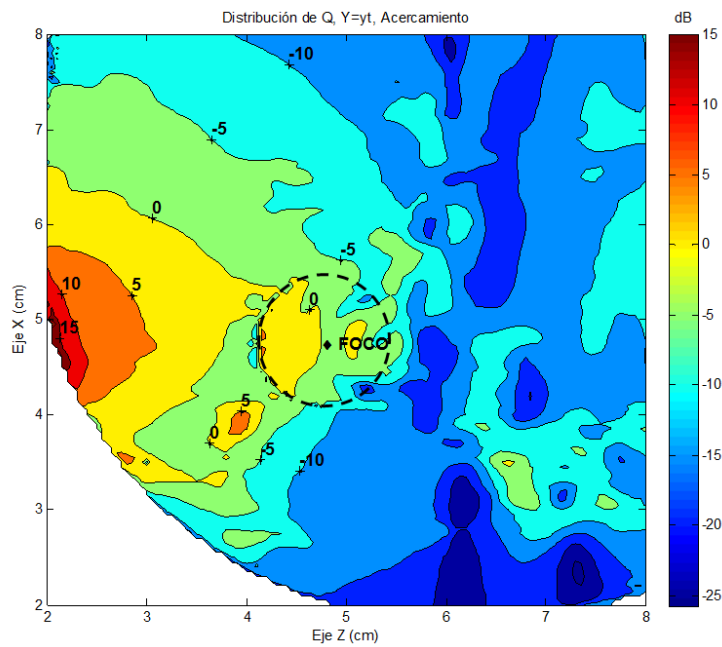


Figura 4.19: Distribución normalizada de Q_v , acercamiento. Método de Guo modificado, arreglo de 12 elementos, $Y = y_t$

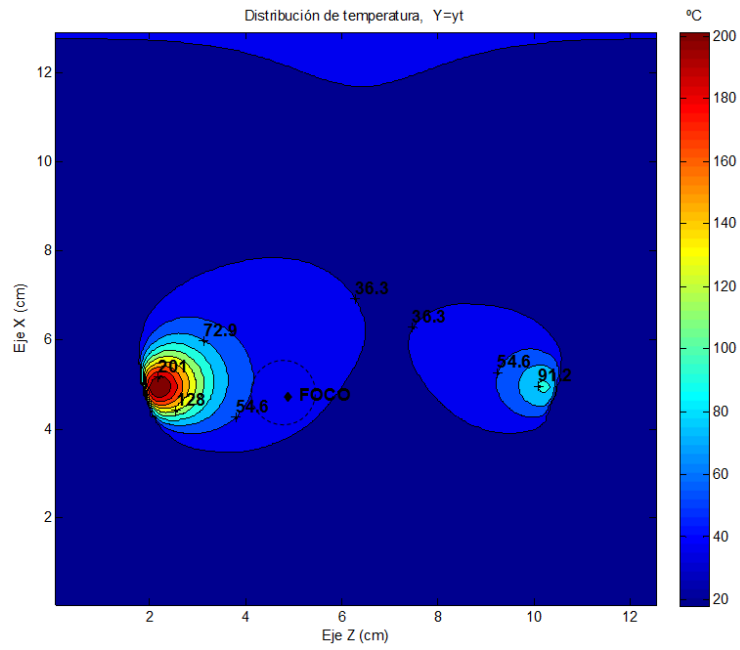


Figura 4.20: Distribución de temperatura. Método de Guo modificado, arreglo de 12 elementos, $Y = y_t$

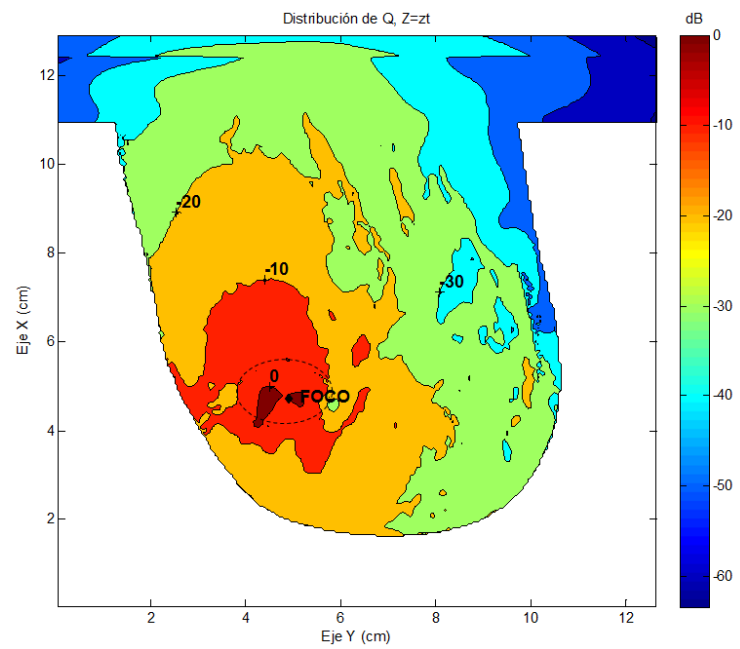


Figura 4.21: Distribución normalizada de Q_v . Método de Guo modificado, arreglo de 12 elementos, $Z = z_t$

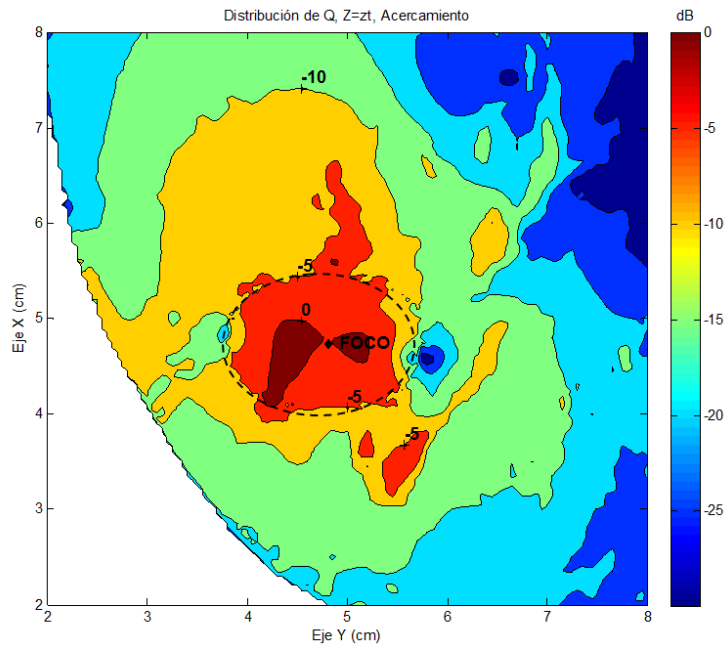


Figura 4.22: Distribución normalizada de Q_v , acercamiento método de Guo modificado, arreglo de 12 elementos, $Z = z_t$

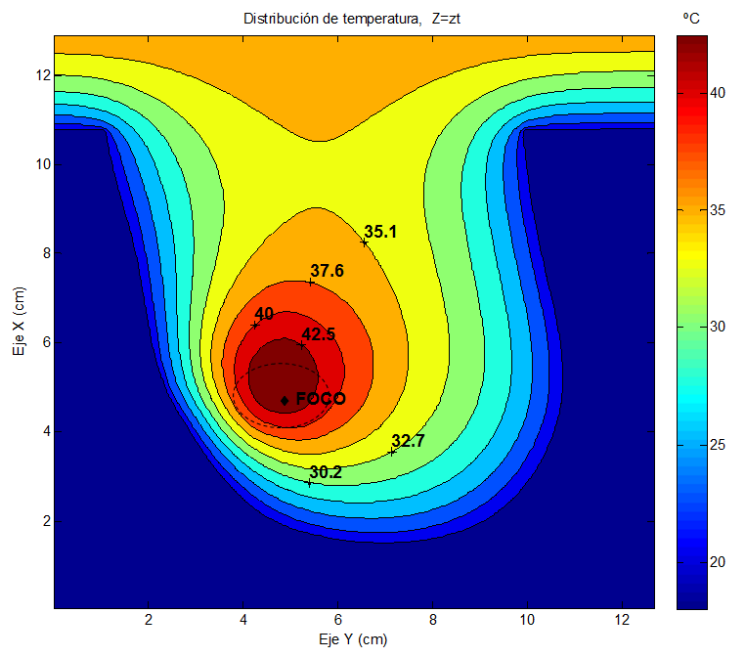


Figura 4.23: Distribución de temperatura. Método de Guo modificado, arreglo de 12 elementos, $Z = z_t$

En la tabla 4.2 se muestran los valores de interés en el volumen del tumor, donde la temperatura promedio en el punto de enfoque está alrededor de los 43°C, esta temperatura entra en el rango de tratamiento, pero como se mencionó para el caso anterior, al tener las condiciones de tratamiento en el tumor los niveles de temperatura cerca de la piel son más altos debido a que fue necesario incrementar la potencia para poder alcanzarlos. Esto indica que el método no es el apropiado para excitar un arreglo de antenas diseñado para tratar el cáncer de mama mediante la hipertermia. El porcentaje de calentamiento en el punto de máxima temperatura del tejido sano con respecto al de máxima temperatura en el tumor es de 718,18 %

Ubicación	$Q_v (\frac{mW}{cm^3})$	Temperatura (°C)
Centro	70,36	44,2
Máximo de temperatura	146,12	54,984
Mínimo de temperatura	9,971	36,031
(Promedio)	65,992	43,172

Tabla 4.2: Resumen de resultados. Método de Guo modificado, 12 elementos

Para el método de compensación exacta, el incremento de elementos en el arreglo de antenas no es una alternativa viable, este método al igual que el método de compensación de Guo solo se orientan a lograr un enfoque de energía en un punto deseado, sin embargo, ninguno de los dos poseen alguna herramienta para controlar o disminuir la acumulación de energía en zonas adyacentes al punto de enfoque. Además, ambos métodos son más efectivos al utilizarse en medios homogéneos, ya que las propiedades electromagnéticas de dicho medio serán constantes a lo largo de toda la propagación de la onda y no será necesario realizar promedios u otro tipo de técnica para tomar en cuenta las diferentes propiedades que podrían presentarse en el caso de un medio heterogéneo.

Este método de excitación al igual que al anterior, realiza una compensación en fase y en amplitud para lograr el enfoque en la zona deseada, pero a diferencia del método anterior los dipolos que se encuentran más cerca del foco son los que más energía radian, como se pudo constatar en los resultados anteriores permitiendo calentar en mejor medida la zona deseada. Todo esto se debe a que ambos métodos presentan una ecuación de compensación de amplitud completamente diferente,

las cuales generan dichos comportamientos. Sin embargo, este método de excitación a pesar de ser más exacto comparado al método anterior debido a que en vez de realizar un promedio de los tejidos que se encuentran en la línea de vista entre el elemento radiante y el punto de enfoque deseado, este toma en cuenta de una manera más exacta cada uno de los distintos tejidos que encuentra en dicha línea de vista, tampoco logra enfocar la radiación en el punto deseado sin perjudicar a gran escala los tejidos sanos.

4.2.3. Método de formación de haz de radiación de campo cercano

Campo deseado N° 1

$$E_{des} = \text{Sinc}\left(\frac{\pi\sqrt{(y-y_t)^2+(z-z_t)^2}}{15}\right)$$

Arreglo circular de 5 Elementos

Las figuras 4.24, 4.25 y 4.26 muestran la distribución de Q_v en régimen permanente y de temperatura implementando el campo deseado descrito en 3.5, para un arreglo circular de 5 elementos. Las imágenes corresponden a los cortes en el plano $x = x_t$. El modelo se excitó basándose en las excitaciones descritas en la tabla 3.14.

La distribución de la deposición de energía electromagnética para este corte de la mama muestra cómo a pesar de que en el tumor se localiza una buena porción de la energía, la mayor concentración ocurre en los puntos donde se ubican las antenas cerca de la piel. En estas regiones se registran valores de hasta 20 dB por encima del Q_v en el centro del tumor.

La distribución de temperatura en el plano $x = x_t$ presenta valores de hasta 225°C en la región por donde se propaga la energía del dipolo más cercano al tumor.

En las figuras 4.27, 4.28 y 4.29 se presentan las distribuciones de Q_v y de temperatura de los cortes en el plano $y = y_t$ respectivamente. En este corte la región del tumor tiene altos niveles de Q_v , pero el máximo nivel de deposición se encuentra justo antes de la ubicación del tumor, aunque la diferencia es de unos pocos dB

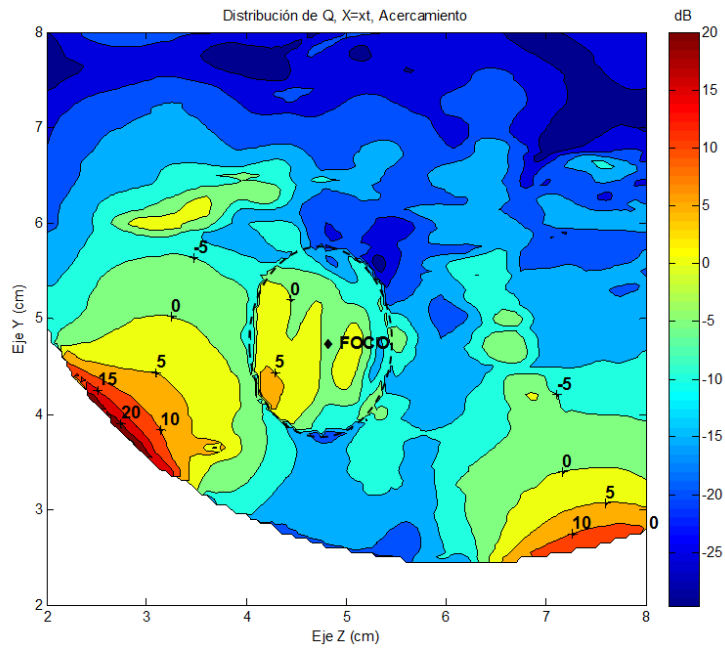


Figura 4.24: Distribución normalizada de Q_v . Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 1. 5 dipolos, $X = x_t$

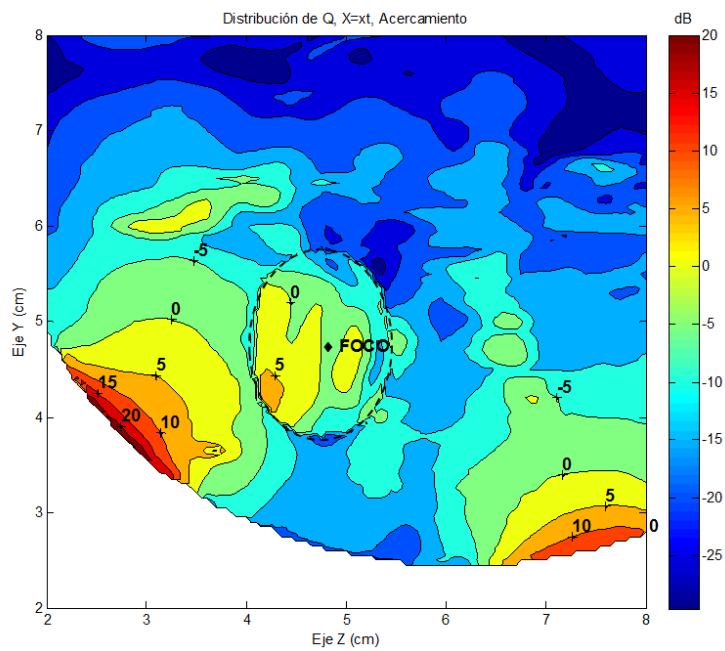


Figura 4.25: Distribución normalizada de Q_v , acercamiento. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 1. 5 dipolos, $X = x_t$

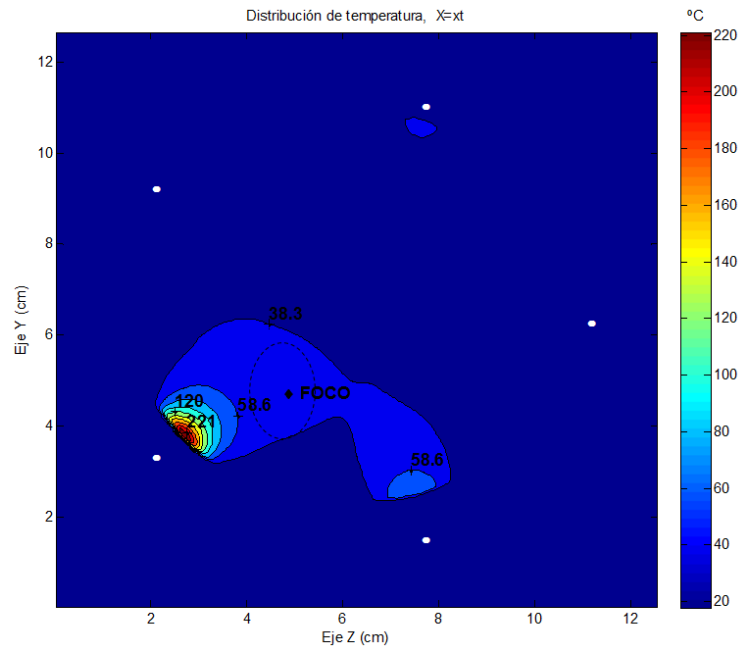


Figura 4.26: Distribución de temperatura. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 1.5 dipolos, $X = x_t$

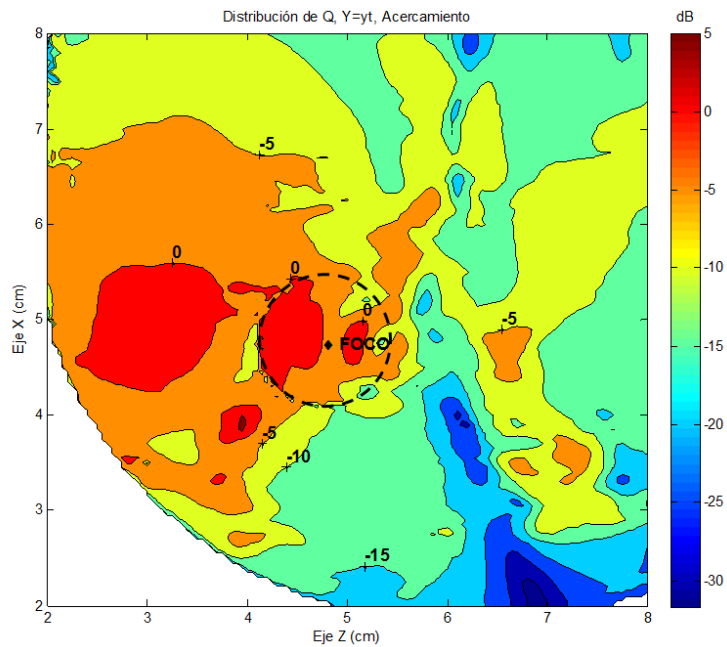


Figura 4.27: Distribución normalizada de Q_v . Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 1.5 dipolos, $Y = y_t$

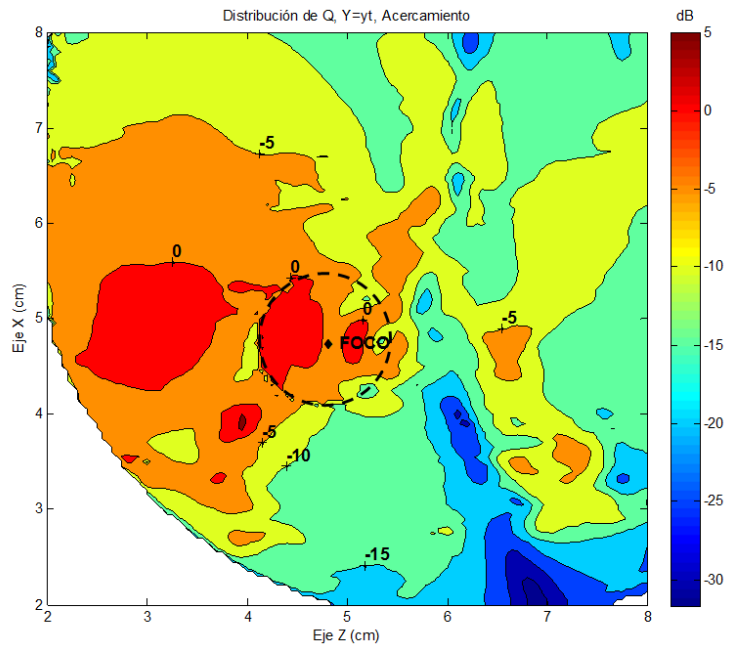


Figura 4.28: Distribución normalizada de Q_v , acercamiento. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 1.5 dipolos, $Y = y_t$

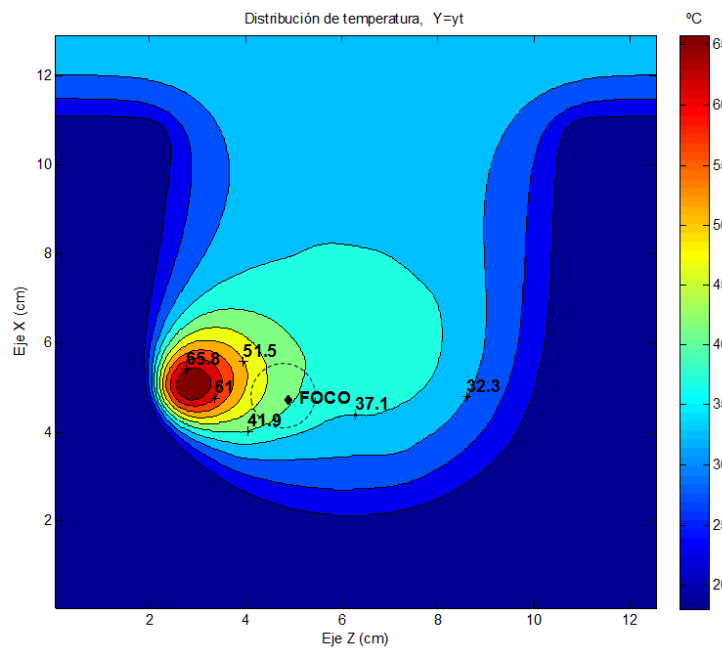


Figura 4.29: Distribución de temperatura. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 1.5 dipolos, $Y = y_t$

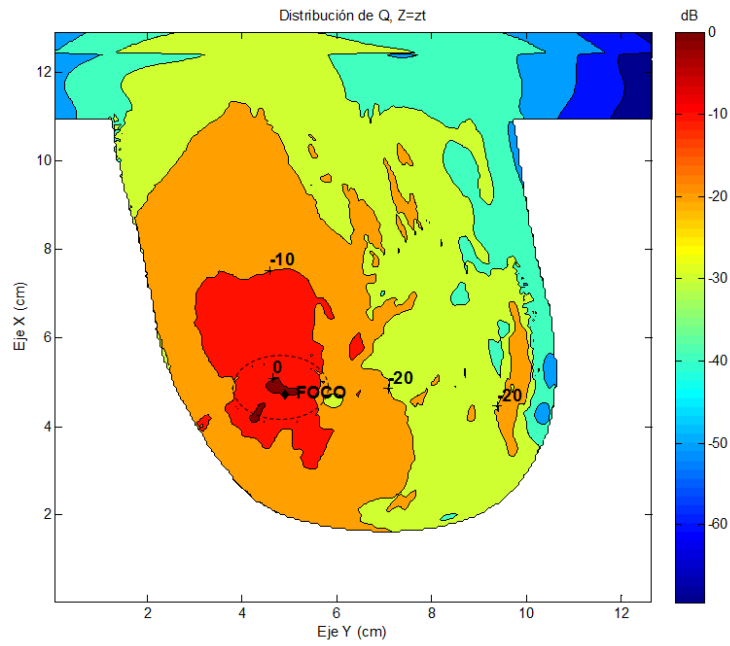


Figura 4.30: Distribución normalizada de Q_v . Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 1.5 dipolos, $Z = z_t$

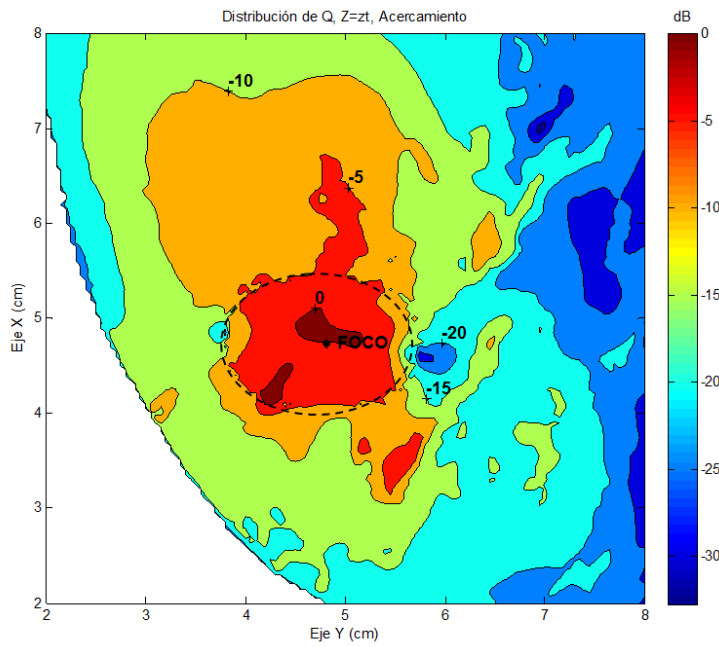


Figura 4.31: Distribución normalizada de Q_v , acercamiento. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 1.5 dipolos, $Z = z_t$

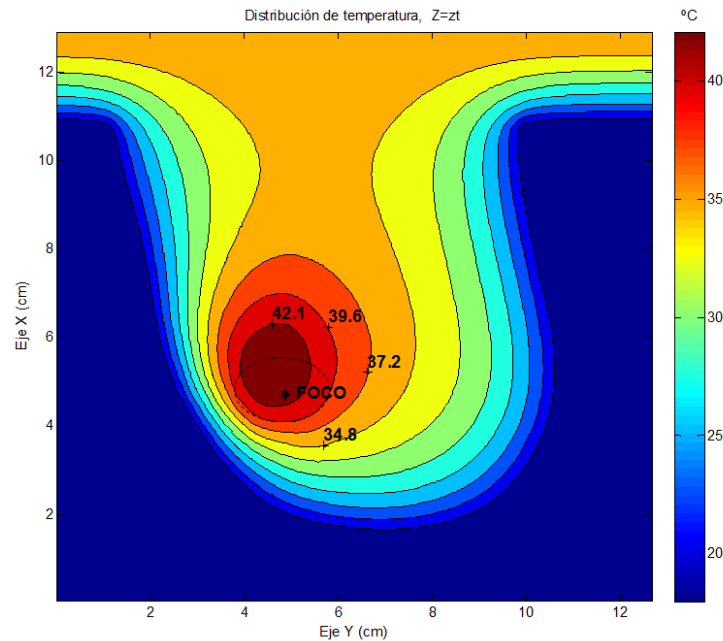


Figura 4.32: Distribución de temperatura. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 1.5 dipolos, $Z = z_t$

la mayor concentración de energía ocurre alrededor de esa zona, lo que ocasiona que las temperaturas más elevadas sucedan en ese punto y no en el tumor, como se aprecia en la figura.

Las figuras 4.30, 4.30 muestran las distribuciones en régimen permanente de Q_v y en la figura 4.32 la distribución de temperatura en los cortes del plano $z = z_t$ respectivamente.

Se puede observar claramente como los mayores niveles de deposición de energía electromagnética ocurren en el tumor, esto se refleja en un incremento de temperatura en el punto focal lográndose los niveles de tratamiento, mientras que en el resto de la mama para este corte los niveles se mantienen bajos consiguiendo así no dañar ningún tejido sano.

Como se aprecia en la tabla 4.3, se alcanzan 42,5 °C en promedio en el tumor cumpliendo con las temperaturas de tratamiento. Pero los niveles en los tejidos sanos como se muestran en los otros cortes siguen siendo elevados obteniendo un porcentaje de calentamiento con respecto al tumor de 341,2% aproximadamente.

Ubicación	$Q_v (\frac{mW}{cm^3})$	Temperatura (°C)
Centro	79,001	43,548
Máximo de temperatura	304,29	50,995
Mínimo de temperatura	21,136	37,719
(Promedio)	71,673	42,567

Tabla 4.3: Resumen de resultados. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, campo deseado N° 1, 5 elementos

Arreglo circular de 12 elementos

En primera instancia parece no haber mejora con respecto a los métodos estudiados anteriormente, pero a diferencia de dichos métodos, este se basa en la caracterización del medio, por ende, la teoría indica que cuantos más elementos tenga un arreglo de antenas más exacto será el resultado en comparación al campo deseado utilizado en la resolución de las matrices descritas en 2.56-2.66. Las excitaciones utilizadas para el caso en estudio fueron las mostradas en la tabla 3.15.

En las figuras 4.33, 4.34 y 4.35 se presentan las distribuciones de Q_v y de temperatura para un arreglo circular de 12 elementos. Las figuras representan los cortes en el plano $x = x_t$.

Con solo observar la distribución de Q_v se aprecia como la relación entre el tejido sano cerca de la piel y el tejido del tumor mejora con respecto al arreglo de 5 elementos, obtenido tan solo 5 dB cerca de la piel por encima del Q_v en el centro del tumor, mientras que el arreglo anterior se obtuvo un valor de hasta 20 dB. Esto se debe principalmente que al tener un mayor número de elementos la potencia radiada se distribuye en cada uno de ellos permitiendo así radiar niveles más bajos de potencia para lograr alcanzar los niveles de campo deseado en el tumor. A pesar de esta mejora, existen niveles de deposición de energía electromagnética mayores cerca de la piel en comparación a los presentados en el tumor, lo que tiene como consecuencia que las temperaturas más altas estén en dicha región y no en el tumor como es deseado.

Se logra alcanzar valores máximos de 100°C de temperatura en los tejidos cerca de la piel, siendo estos los niveles más bajos de temperatura presentados hasta

ahora.

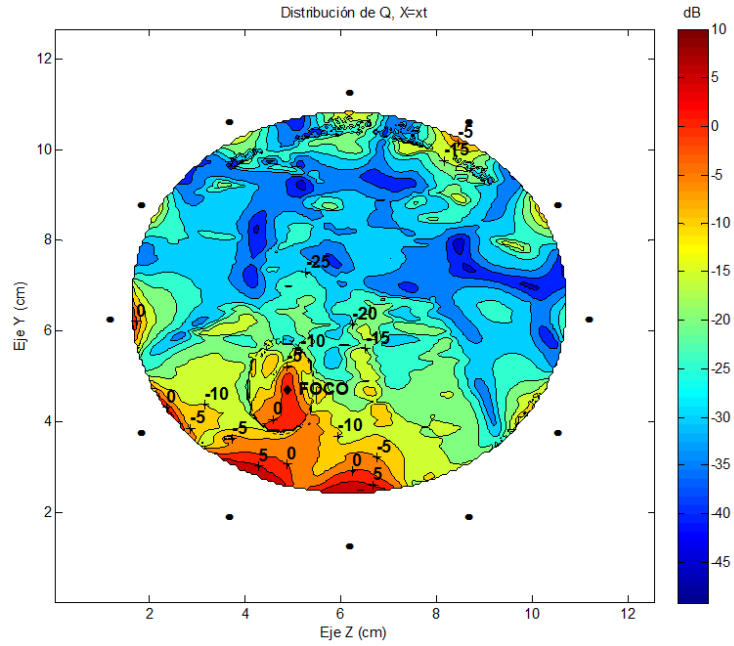


Figura 4.33: Distribución normalizada de Q_v . Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 1. 12 dipolos, $X = x_t$

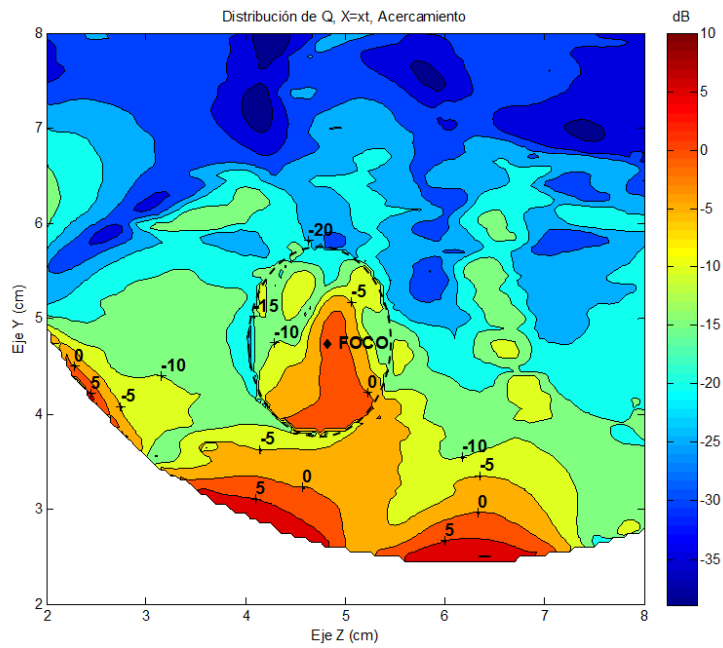


Figura 4.34: Distribución normalizada de Q_v , acercamiento. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 1. 12 dipolos, $X = x_t$

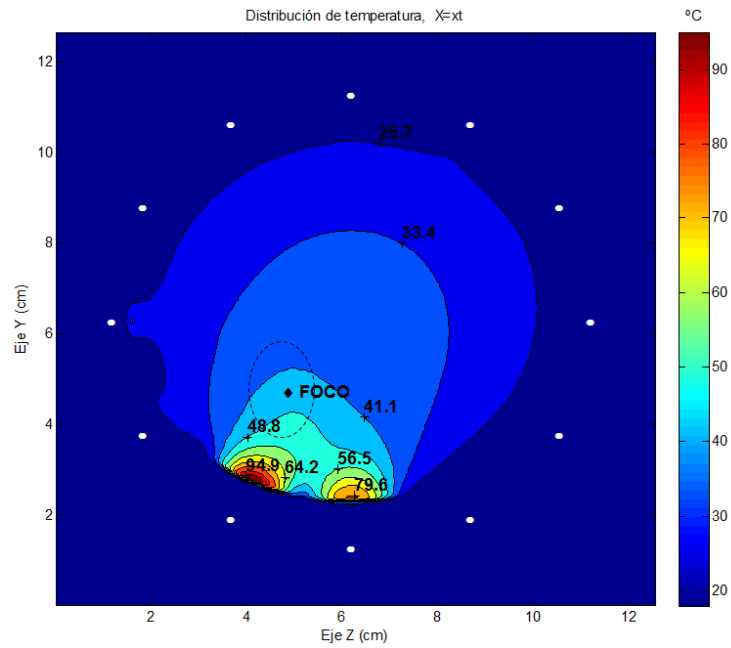


Figura 4.35: Distribución de temperatura. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 1. 12 dipolos, $X = x_t$

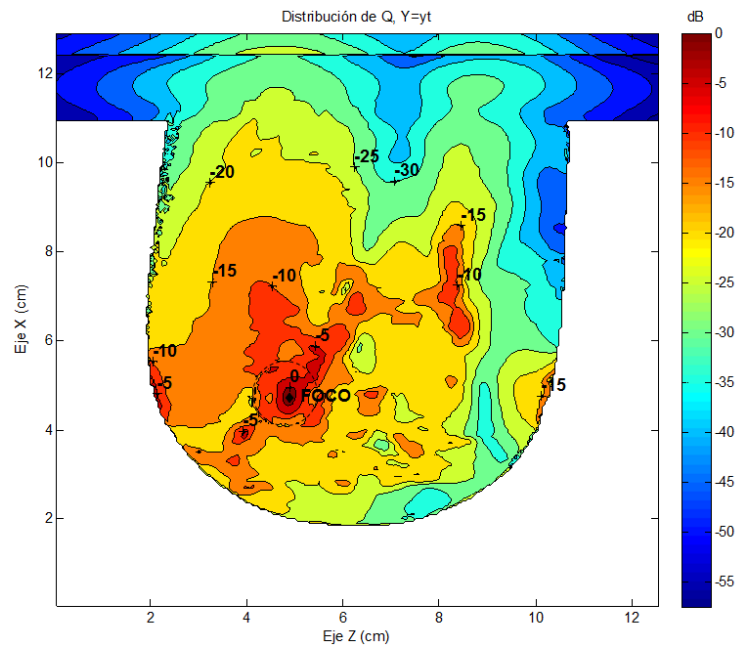


Figura 4.36: Distribución normalizada de Q_v . Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 1. 12 dipolos, $Y = y_t$

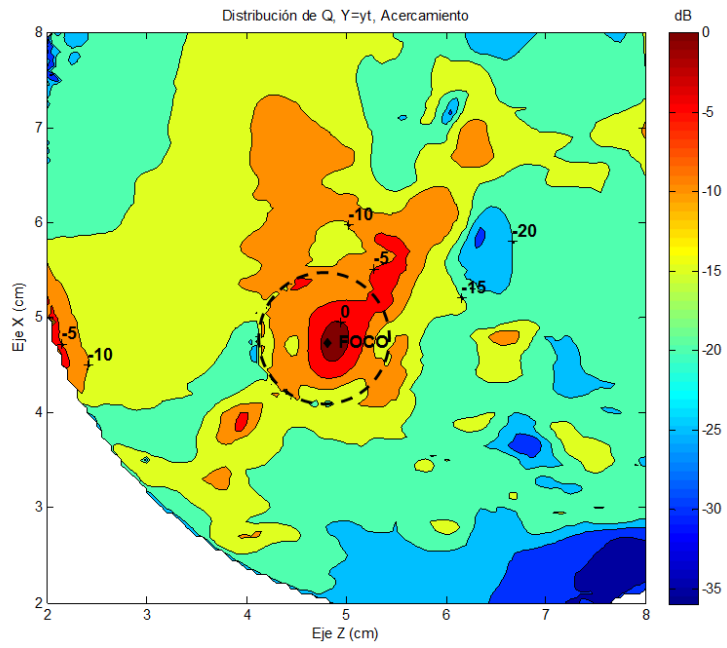


Figura 4.37: Distribución normalizada de Q_v , acercamiento. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 1. 12 dipolos, $Y = y_t$

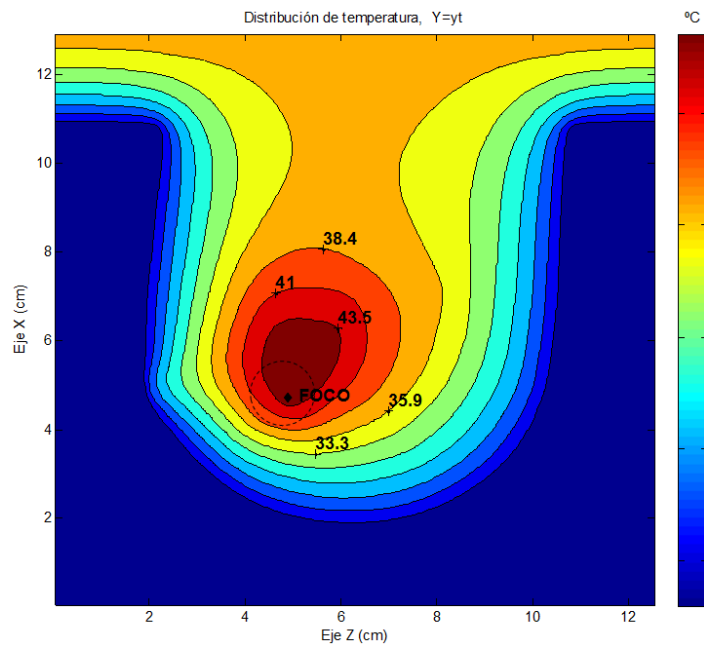


Figura 4.38: Distribución de temperatura. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 1. 12 dipolos, $Y = y_t$

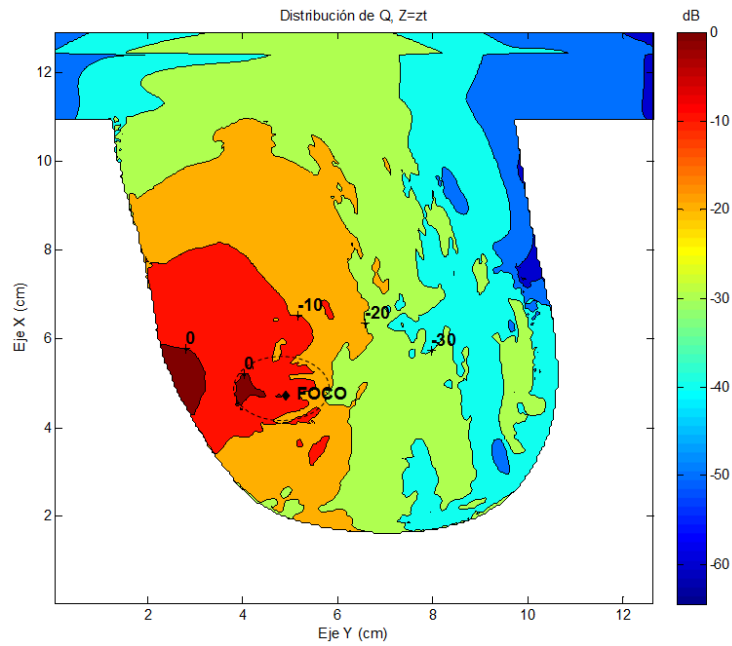


Figura 4.39: Distribución normalizada de Q_v . Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 1. 12 dipolos, $Z = z_t$

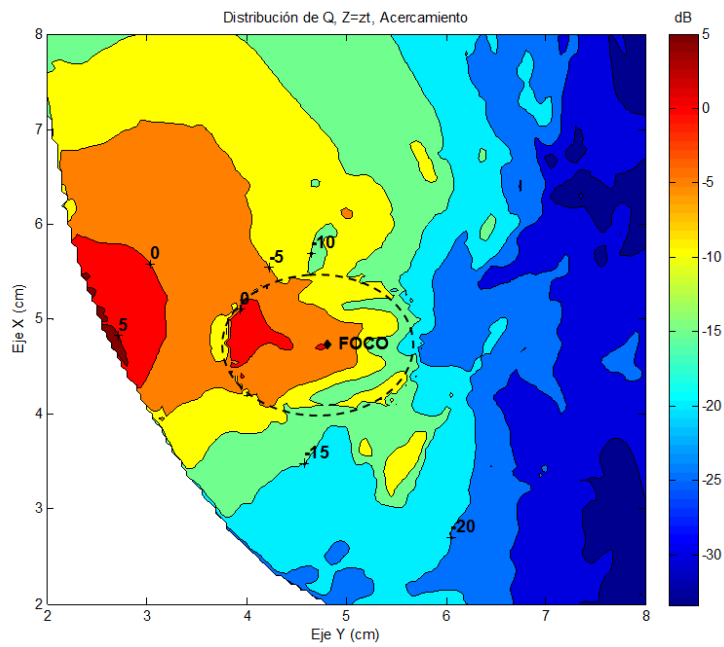


Figura 4.40: Distribución normalizada de Q_v , acercamiento. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 1. 12 dipolos, $Z = z_t$

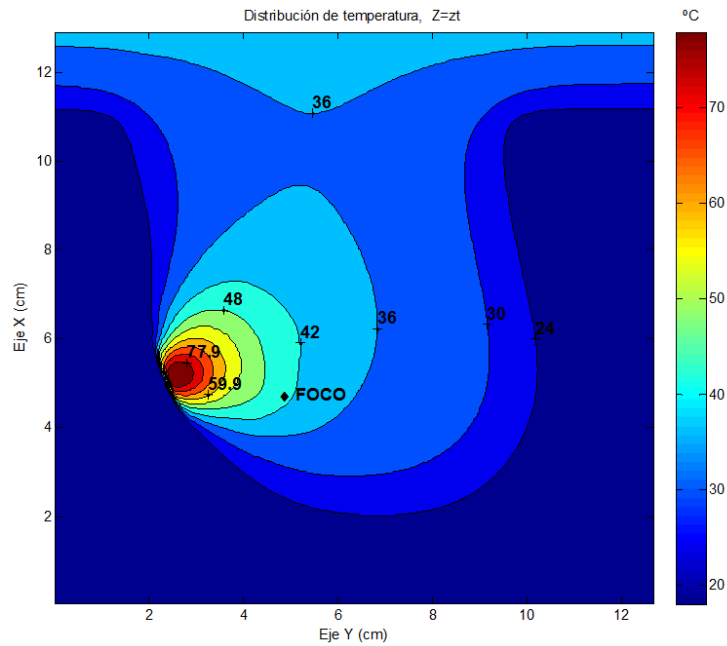


Figura 4.41: Resultados: método de formación de haz de radiación, N° 1. 12 dipolos, $Z = z_t$

En las figuras 4.36, 4.37 y 4.38 se presentan las distribuciones de Q_v y de temperatura para los cortes del plano $y = y_t$. Se observa como en el tumor y sus alrededores se encuentran los valores más altos de Q_v transformándose en una concentración de temperatura en la región del tumor, alcanzando temperaturas por encima de los 40°C y mantenido el resto de la mama con temperaturas bajas.

En las figuras 4.39, 4.39 y 4.41 se presentan las distribuciones en régimen permanente de Q_v y de temperatura respectivamente para el corte del plano $z = z_t$.

Se puede observar con más detalle como es la propagación de la energía en la mama, que a pesar de que el tumor absorbe gran parte de la energía, el tejido sano cerca de la piel presenta los niveles más altos de deposición de energía, produciendo calentamiento no deseado. Para este plano la temperatura máxima fue de unos 80°C .

En la tabla 4.4 se muestran los niveles Q_v y de temperatura de interés en el volumen del tumor, presentando una temperatura promedio en el tumor de $43,4^\circ\text{C}$.

El porcentaje de calentamiento del tejido sano con respecto al tumor es de hasta 82 % en su punto máximo. Si bien se logra reducir en gran medida el calentamiento en el tejido sano aún no es suficiente debido a que este está por encima de los niveles de tratamiento lo cual sería muy perjudicial para la salud.

Ubicación	$Q_v (\frac{mW}{cm^3})$	Temperatura (°C)
Centro	214,80	44,469
Máximo de temperatura	392,01	54,052
Mínimo de temperatura	15,620	37,514
(Promedio)	90,237	43,415

Tabla 4.4: Resumen de resultados. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, campo deseado N° 1, 12 elementos

Campo deseado N° 2

$$E_{des} = \text{Sinc}\left(\frac{\pi\sqrt{(y-y_t)^2+(z-z_t)^2}}{15}\right)^2$$

Arreglo circular de 12 elementos

Para este caso se usa el campo deseado descrito en 3.6 donde se presenta una caída más rápida, lo que reduce además los valores de campo deseado que se ubican en el volumen del tumor y en los tejidos sanos circundantes. Excitado con los valores presentados en la tabla 3.16. Debido al comportamiento observado para un arreglo de 5 elementos, solo se seleccionó el arreglo de 12 elementos para el estudio con el campo deseado N° 2.

En las figuras 4.42, 4.43 y 4.44 se muestran la distribución de Q_v y de temperatura para los cortes del plano $x = x_t$. A simple vista, la distribución de Q_v es similar a la descrita para el caso anterior, pero al observar con detalle, los niveles de Q_v no resultan tan focalizados como el estudio anterior, ya que se encuentra niveles de deposición de energía comparables a los del tumor en los tejidos sanos que rodean la zona, y por otra parte antes se obtuvo un máximo de 5 dB de comparación entre el tejido sano y el tumor mientras que para este caso se llega hasta 15 dB, lo que no favorece en el estudio porque se generan puntos calientes en lugares

no deseados como se muestra en la distribución de temperatura, donde se alcanzan temperaturas por encima de los 160°C .

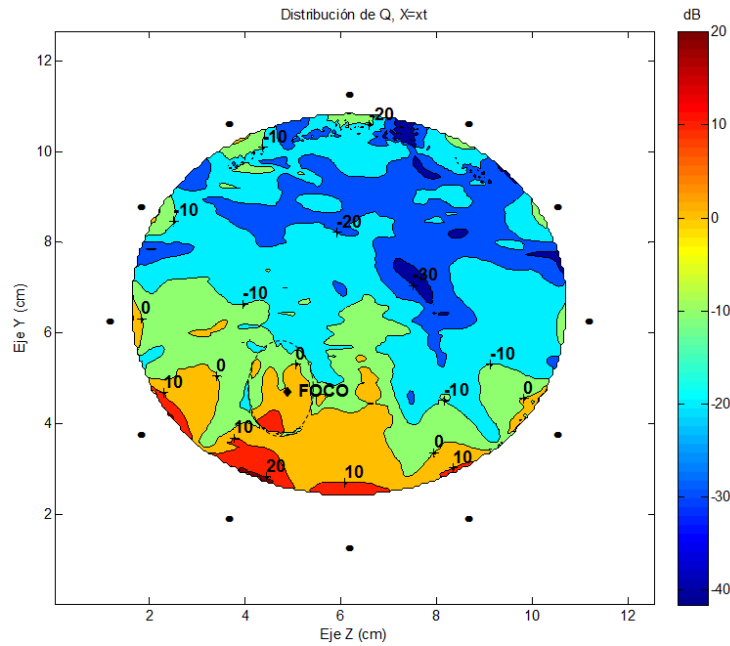


Figura 4.42: Distribución normalizada de Q_v . Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 2. 12 dipolos, $X = x_t$

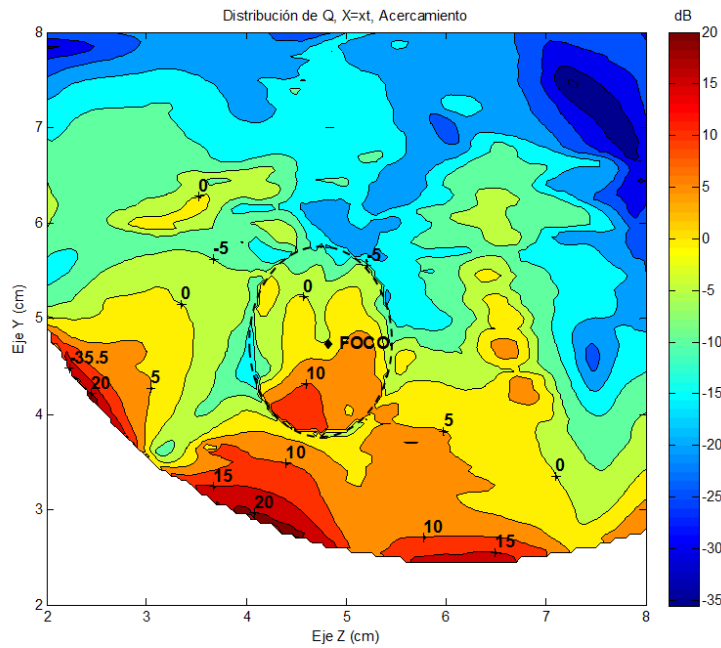


Figura 4.43: Distribución normalizada de Q_v , acercamiento. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 2. 12 dipolos, $X = x_t$

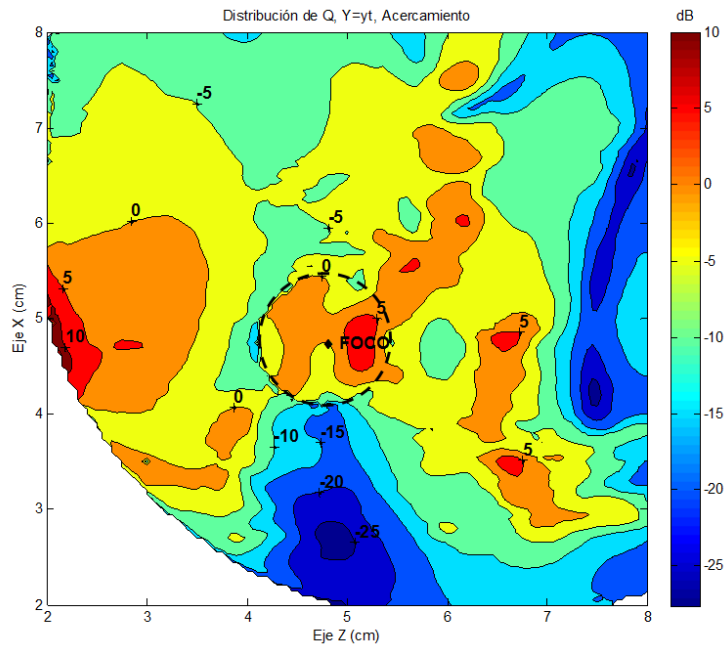


Figura 4.46: Distribución normalizada de Q_v , acercamiento. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 2. 12 dipolos, $Y = y_t$

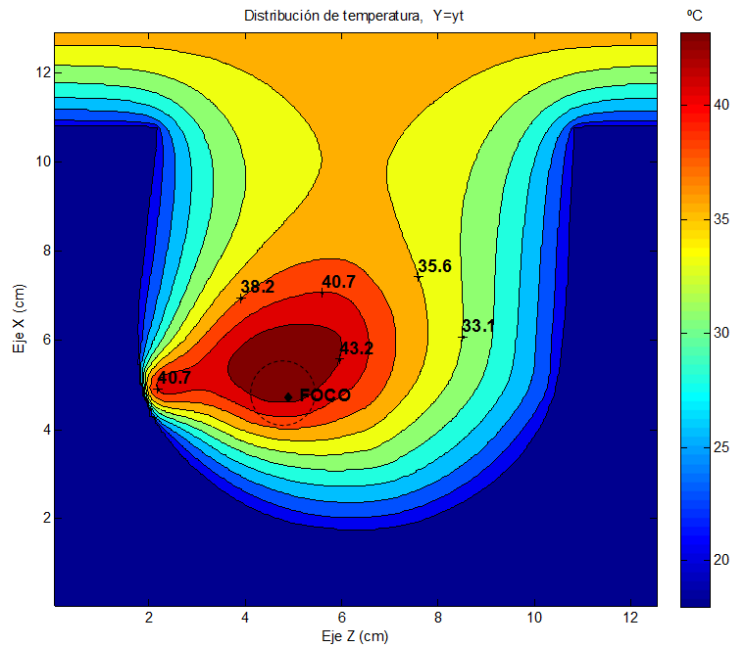


Figura 4.47: Distribución de temperatura. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 2. 12 dipolos, $Y = y_t$

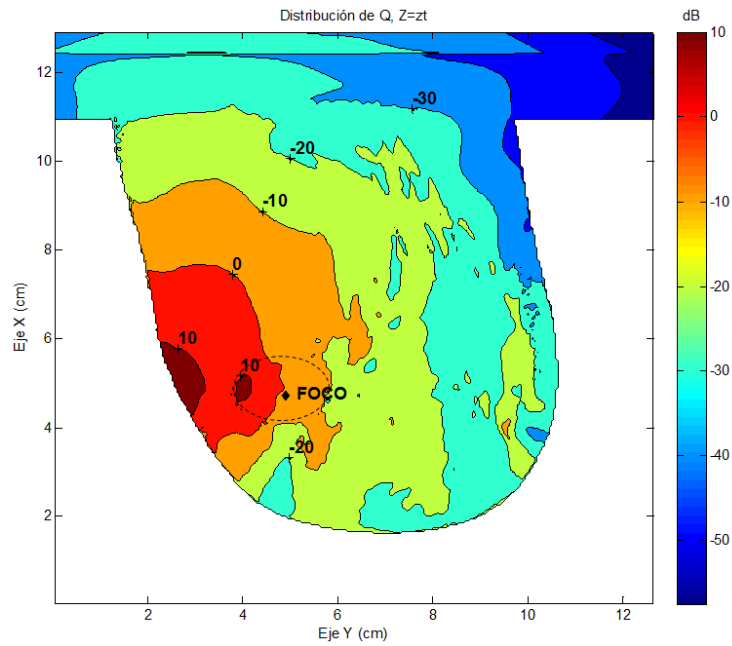


Figura 4.48: Distribución normalizada de Q_v . Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 2. 12 dipolos, $Z = z_t$

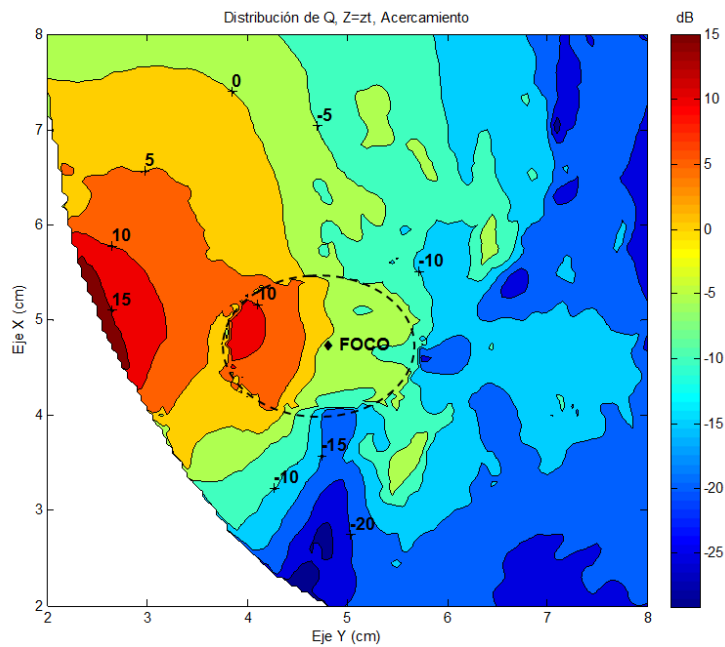


Figura 4.49: Distribución normalizada de Q_v , acercamiento. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 2. 12 dipolos, $Z = z_t$

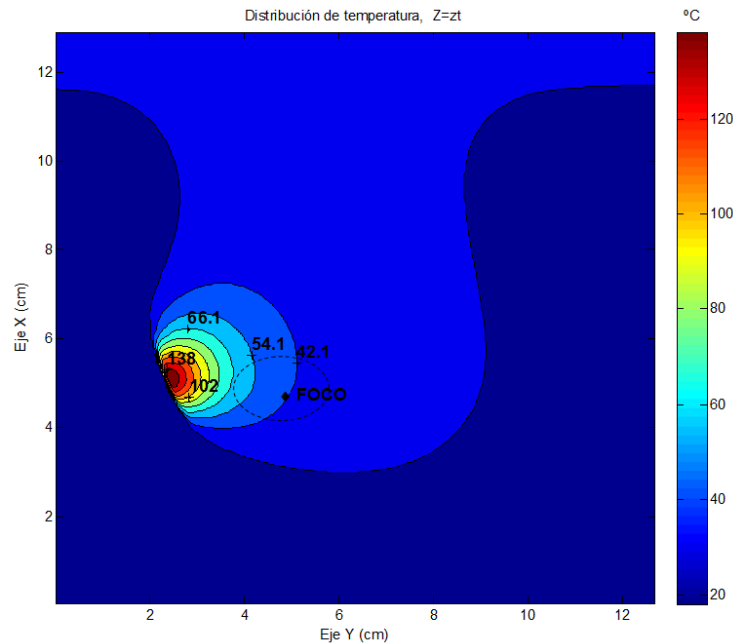


Figura 4.50: Distribución de temperatura. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 2. 12 dipolos, $Z = z_t$

En las figuras 4.45, 4.46 y 4.47 se presentan las distribuciones de Q_v y de temperatura de los cortes en el plano $y = y_t$. Se puede apreciar como la concentración de energía resulta más dispersa comparada con el caso anterior, sin embargo, se logra tener un enfoque y a pesar de que existe un punto donde también hay niveles altos de Q_v , la concentración no es suficiente para calentar más que en la zona del tumor pero si para calentar tejido sano.

En las figuras 4.48, 4.49 y 4.50 se muestran las distribuciones en régimen permanente de Q_v y de temperatura en los cortes del plano $z = z_t$. Como sucedió para el caso anterior, la mayor acumulación de energía ocurre antes de la ubicación del tumor, esto produce que se incremente la temperatura en el tejido sano además del tumor.

El incremento de la temperatura fue de 165,62 % en el tejido sano, con respecto a la temperatura medida en el tumor.

Como se pudo observar la implementación de este campo deseado no produjo mejoras con respecto al anterior, esto se debe principalmente al cambio brusco de

Ubicación	$Q_v (\frac{mW}{cm^3})$	Temperatura (°C)
Centro	18,831	44,162
Máximo de temperatura	356,64	63,919
Mínimo de temperatura	15,139	36,645
(Promedio)	55,528	44,344

Tabla 4.5: Resumen de resultados. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, campo deseado N° 2, 12 elementos

los valores del campo deseado debido a la rápida caída de la función seno cardinal al cuadrado (3.6) en comparación a la seno cardinal (3.5), lo cual genera inestabilidad en el método, provocando comportamientos en la propagación no deseados, y termina siendo ineficiente.

Campo deseado N° 3

$$E_{des} = e^{-\frac{\left(\sqrt{(y - y_t)^2 + (z - z_t)^2}\right)^2}{2(\sqrt{215})^2}}$$

Arreglo circular de 12 elementos

Para este caso se implementa una función diferente para definir el campo deseado, llamada gaussiana, para un arreglo de 12 elementos que es el caso que ha dado mejores resultados hasta ahora, en las figuras 4.51, 4.52 y 4.44 se presentan las distribuciones de Q_v y de temperatura, respectivamente, para un corte en el plano $x = x_t$.

Para este caso se puede observar como continúa concentrándose la mayor energía en la zona cerca de la piel, donde se alcanzan niveles de hasta 20 dB en su punto máximo, la región del tumor acumula buena energía pero los niveles están por debajo de los que se encuentran cercanos a la piel. Otro aspecto que se puede destacar es que los niveles de Q_v concentrados hacia los elementos radiantes más lejanos se encuentran con niveles de hasta -20 db, cuando para otros casos como el del primer campo deseado estudiado, y en parte es lo que se desea porque esta región debe mantenerse con niveles bajos de temperatura, esto nos permite ratificar

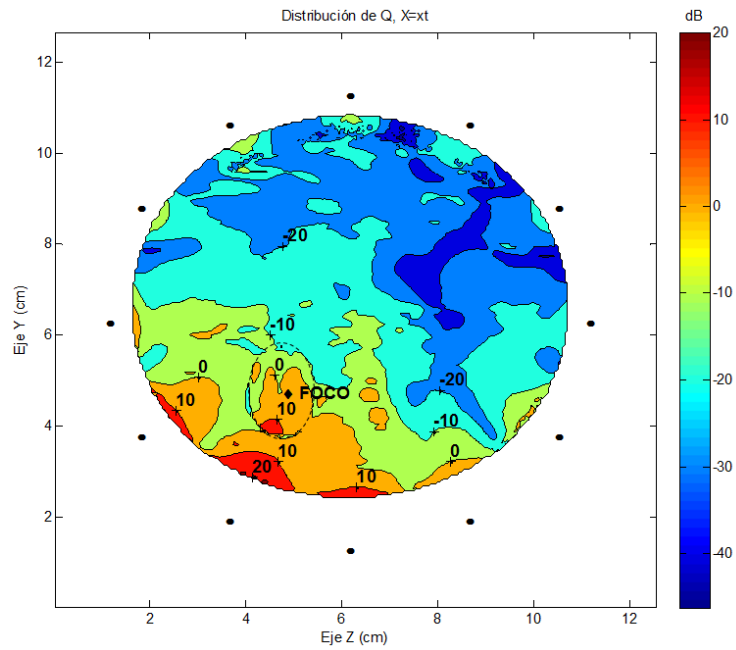


Figura 4.51: Distribución normalizada de Q_v . Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 3. 12 dipolos, $X = x_t$

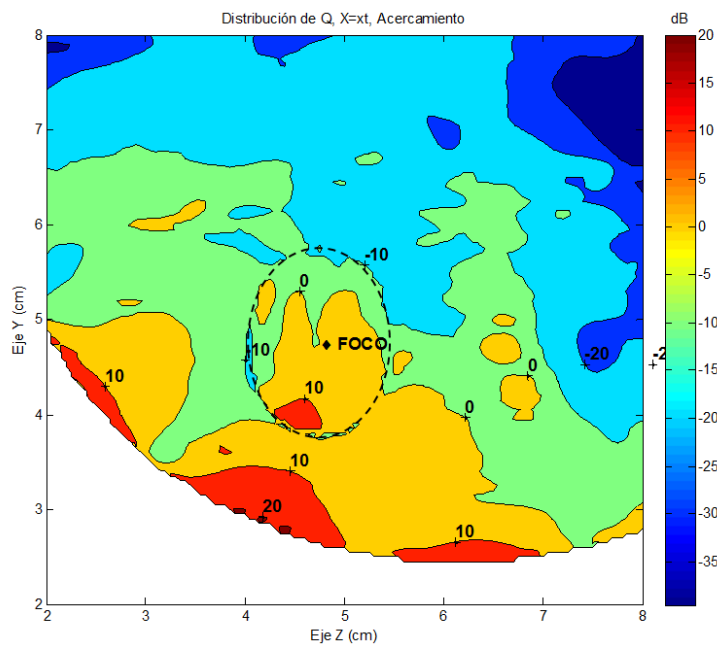


Figura 4.52: Distribución normalizada de Q_v , acercamiento. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 3. 12 dipolos, $X = x_t$

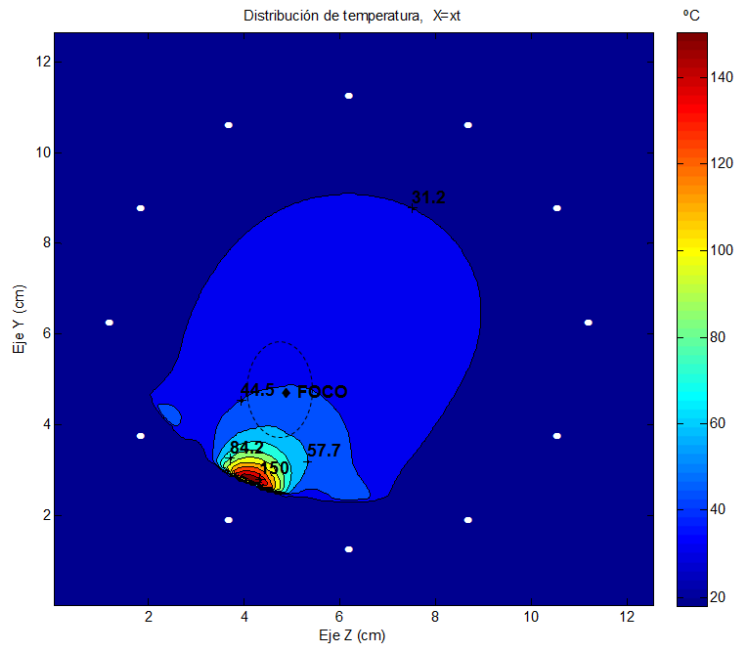


Figura 4.53: Distribución de temperatura. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 3. 12 dipolos, $X = x_t$

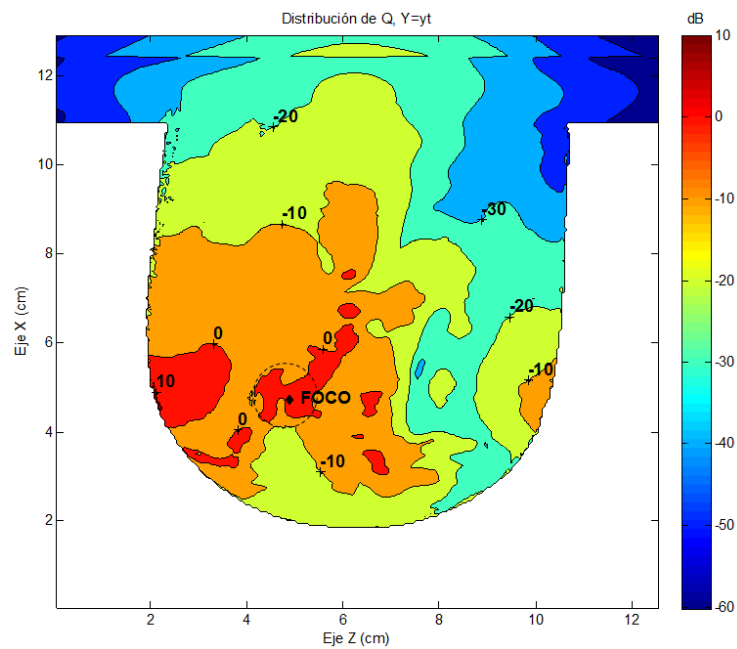


Figura 4.54: Distribución normalizada de Q_v . Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 3. 12 dipolos, $Y = y_t$

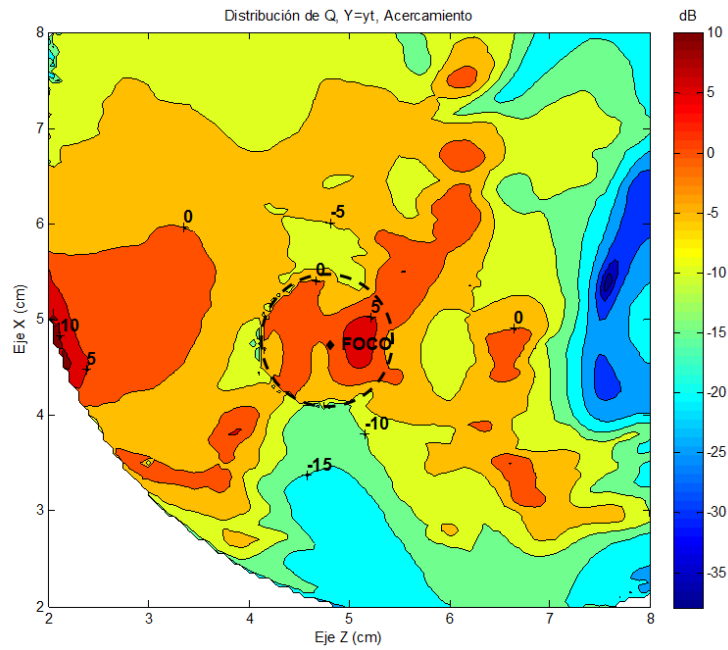


Figura 4.55: Distribución normalizada de Q_v , acercamiento. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 3. 12 dipolos, $Y = y_t$

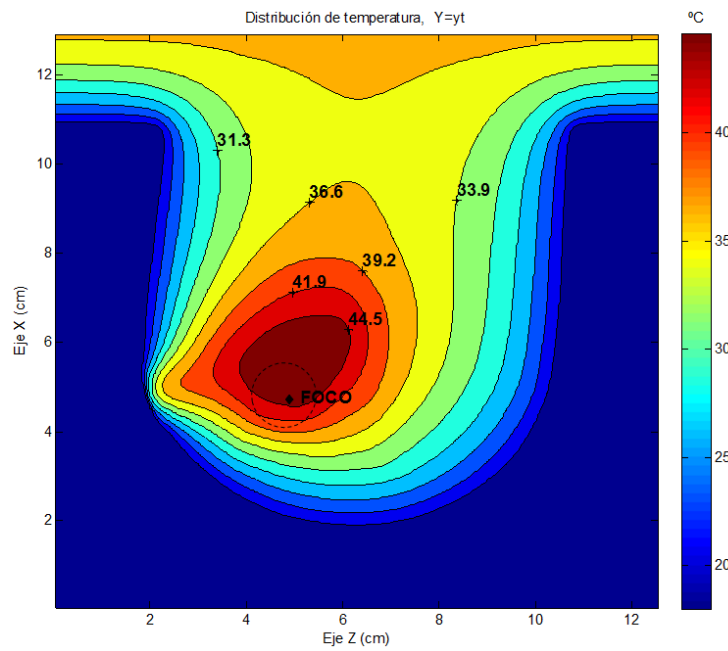


Figura 4.56: Distribución de temperatura. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 3. 12 dipolos, $Y = y_t$

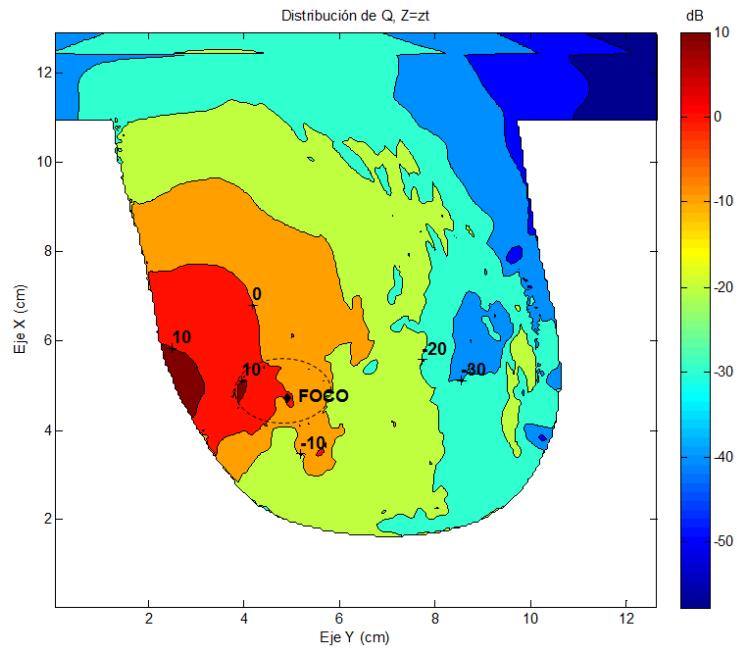


Figura 4.57: Distribución normalizada de Q_v . Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 3. 12 dipolos, $Z = z_t$

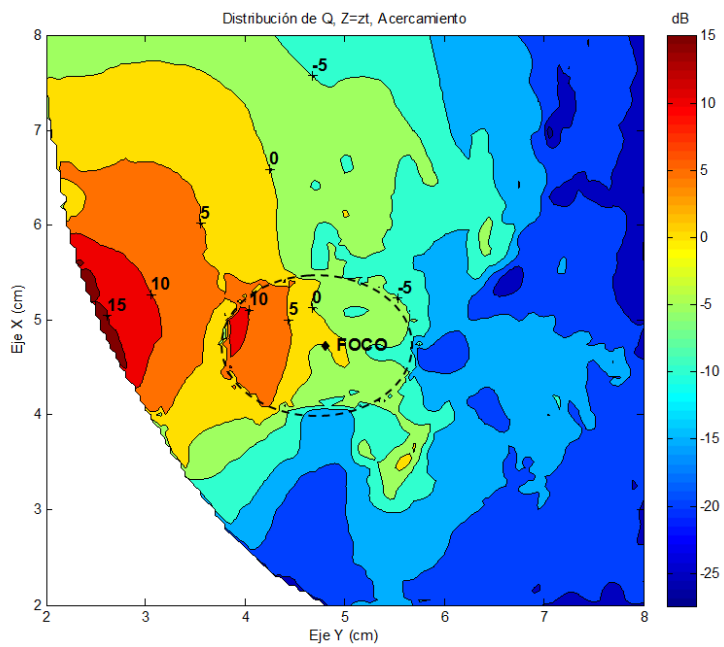


Figura 4.58: Distribución normalizada de Q_v , acercamiento. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 3. 12 dipolos, $Z = z_t$

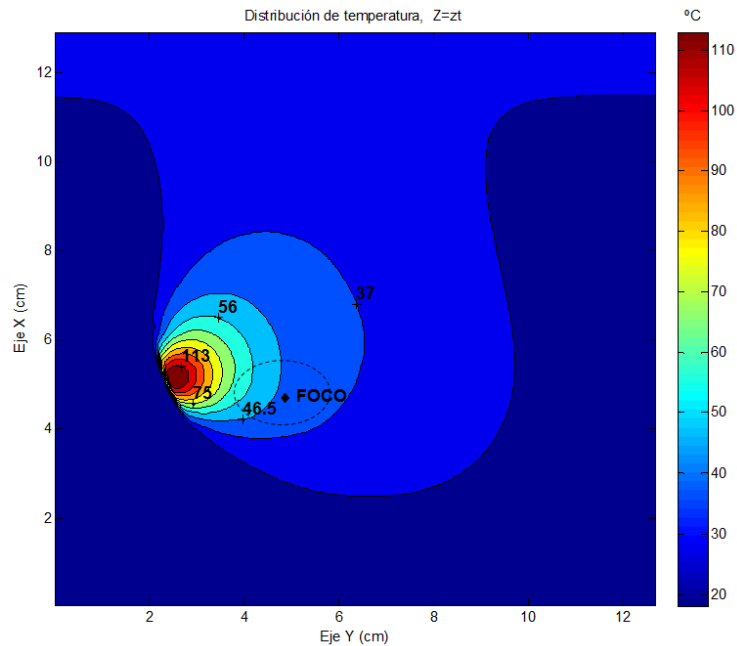


Figura 4.59: Distribución de temperatura. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, N° 3. 12 dipolos, $Z = z_t$

que se cumple el comportamiento impuesto por el campo deseado para este caso, donde la mayor concentración se deseaba en la región del tumor y para el resto de la mama los niveles descendían hasta llegar a valores nulos o cercanos a cero.

Como se aprecia en la distribución de temperatura, los niveles más altos alcanzan los 150 °C, en el tumor se alcanzan temperatura alrededor de los 44,5 °C, mientras que en la zona más lejana del tumor los niveles descienden hasta los 31 °C o menos.

Es claro que para este plano no existe un enfoque, a pesar de alcanzar temperaturas de tratamiento, los niveles de temperatura son más altos en el tejido sano.

En la figura 4.54 y 4.55 se muestra la distribución en régimen permanente de Q_v , en la figura 4.56 se presenta la distribución de temperatura para un corte en el plano $y = y_t$.

Para este corte si puede apreciarse un mejor enfoque sobre la región del tumor, a pesar de encontrar niveles máximos de 10 dB en los tejidos sanos circundantes

a la superficie de la mama, la concentración no es suficiente para lograr un incremento de temperatura mayor que al que se presenta en los tejidos del tumor y sus alrededores, se observa como debido a la deposición existe una elevación de la temperatura pero estas están por debajo de los límites seguros para no dañar la piel, en la región del tumor se logró obtener temperaturas superiores a los 44,5 °C, lo que es ideal para el aplicar tratamiento de hipertermia, pero la deposición de energía se concentra en su mayoría en la región fuera del tumor, se debe cuidar mantener las temperaturas por debajo de los 44 °C para que el tratamiento no sea perjudicial para los tejidos sanos.

En las figuras 4.57, 4.58 y 4.59 se presentan las distribuciones de Q_v y de temperatura, respectivamente, para cortes en el plano $z = z_t$.

Para este plano no se alcanza un infoque, toda la energía es absorbida por los tejidos sanos previos a la región del tumor. obteniendo un máximo de 10 dB cerca de la piel con respecto al tumor. Lo obtenido en la distribución de temperatura era de esperarse debido a lo observado en la distribución de Q_v , a pesar de lograr niveles de tratamiento en la región del tumor, se alcanzan niveles de hasta 113 °C en el tejido sano de la mama.

Ubicación	$Q_v (\frac{mW}{cm^3})$	Temperatura (°C)
Centro	29,456	45,486
Máximo de temperatura	449,95	62,918
Mínimo de temperatura	27,155	38,379
(Promedio)	76,272	45,589

Tabla 4.6: Resumen de resultados. Método de formación de haz de radiación de campo cercano, campo deseado N° 3, 12 elementos

Para este caso se alcanzó un aumento de la temperatura en el tejido sano con respecto a la alcanzada en el tumor de hasta 138 %, lo que indica que la temperatura es un poco más del doble de la obtenida en el tumor, esto no resulta beneficioso para aplicar tratamiento, ya que estos niveles de temperatura dañarían cualquier tejido sano.

Capítulo V

Conclusiones y recomendaciones

5.1. Conclusiones

- El método de Guo y el método de Guo modificado están orientados a enfocar energía en un punto deseado, usando la compensación en amplitud y fase, sin embargo, no implementa ningún mecanismo que permita la suma destructiva o la anulación del campo en un punto específico, lo que impide tener control de los puntos calientes que se producen en zonas no deseadas por la creación de la estela de propagación proveniente de cada elemento radiante, la cual es absorbida por los tejidos sanos. Aumentar el número de elementos en el arreglo de antenas usando el método de Guo o el método modificado no genera mejoras en los resultados, debido a que hay mayor deposición de energía en regiones no deseadas.
- Los métodos de Guo y de Guo modificado son más eficaces en medios homogéneos, ya que es posible implementar las ecuaciones sin tener que realizar un promedio o el utilizar alguna técnica de aproximación de propiedades electromagnéticas con el fin de considerar los diferentes medios presentes en un dominio con un alto grado de heterogeneidad, lo cual evidentemente producirá resultados poco reales en relación a lo deseado, ya que no es posible tomar en cuenta por completo la diversidad de materiales del dominio.

- El método de Guo modificado presenta mejor enfoque en la zona del tumor en relación al método de Guo, esto es debido principalmente al tipo de compensación en amplitud que se utiliza para este método, en el cual, las antenas más próximas al tumor son las que mayor aporte realizarán con respecto a la excitación del arreglo de antenas. Sin embargo, al igual que el método de Guo, los niveles más altos de temperatura no ocurren en la zona del tumor, y la relación que se presenta entre dichas temperaturas (la temperatura máxima y la presente en el tumor) es exorbitante. Por lo tanto, estos métodos no pueden ser utilizados para realizar tratamientos de hipertermia.
- El método de formación de haz de radiación presenta los mejores resultados con respecto a los tres métodos estudiados, en este se observó las menores diferencias de temperatura entre el tumor y el máximo nivel obtenido en tejido sano. Esto se debe a que dicho método realiza una caracterización del medio por el cual se propaga la radiación, esto permite que pueda implementarse para cualquier tipo de medio, sin importar el grado de heterogeneidad, ya que el cálculo de las excitaciones para cada elemento se realiza con base en la estimación del campo E que se mide en cada punto del dominio en estudio y no depende de la composición del medio.
- A diferencia de los métodos de Guo y el modificado, en el método de formación de haz de radiación, al incrementar el número de elementos en el arreglo de antenas se obtiene resultados más óptimos. Esto se debe a que el medio es caracterizado por un número mayor de elementos, lo cual permite describir el comportamiento del dominio de una forma más detallada, además existen más elementos capaces de contribuir en la formación del campo deseado en el dominio. En resumen, cuantos más elementos presente el arreglo de antenas, más exacto será el resultado en comparación al campo que se desea obtener.
- De los diferentes campos deseados que se utilizaron para el método de formación de haz de radiación, el que produjo mejores resultados fue el de la función $\text{Sinc}(x)$. La función $\text{Sinc}^2(x)$ no produjo buenos resultados debido a los bruscos cambios de valores que este presenta en su caída, lo cual genera inestabilidad en el método, es decir, que la propagación difiere del campo

deseado establecido.

- No se realizaron simulaciones con más de 12 elementos en el arreglo de antenas del método de formación de haz de radiación, debido a la gran demanda que requería el código con respecto al recurso computacional. Por cada elemento se tarda alrededor de un día y medio de procesamiento, por ende, al tener una mayor cantidad de elementos se requiere más tiempo de cómputo.

5.2. Recomendaciones

- Realizar pruebas aumentando el número de elementos en el arreglo de antenas, excitando el arreglo mediante el método de formación de haz de radiación, con el fin de evaluar cuál es la cantidad mínima de elementos que se necesita para cumplir con todos los requisitos de un correcto tratamiento de hipertermia.
- Evaluar los resultados que se obtienen al utilizar antenas más directivas como un patch, o analizar las consecuencias de colocar una lámina reflectora en la parte posterior de los dipolos con el fin de aprovechar al máximo la energía radiada.
- Realizar pruebas aumentando la cantidad de anillos en el arreglo de antenas, dispuestos verticalmente, de tal forma que se logre cubrir la mayor extensión posible del volumen de la mama, con el fin de tener mayor control de la energía radiada y se pueda definir el campo deseado para un volumen en vez de una superficie.
- Variar el radio del arreglo circular para observar los efectos que tiene con respecto al método. Este es un parámetro influyente en el método, ya que existe un radio mínimo el cual a partir de este se perderá la dependencia de la corriente. De igual manera observar los cambios de temperatura en la mama.
- Probar diferentes funciones para el campo deseado, cumpliendo con los dos requisitos del comportamiento de dicha función, descritos en la sección [2.7.4.3](#).

De igual forma observar el comportamiento de la distribución de temperatura en la mama.

- Realizar un estudio similar al desarrollado, utilizando otras frecuencias ya que los tejidos biológicos varían su comportamiento con respecto a esta.
- Cambiar el *phantom* por uno de menor resolución, que permita tener un dominio computacional de menores dimensiones y así poder realizar estudios en tiempos razonables.
- Adquirir una licencia paga para el uso del compilador de Intel u otro fabricante, para evitar usar licencias para versiones de prueba.
- Realizar estudios sobre los diferentes productos que se utilizan en la actualidad para disminuir la temperatura de la piel en tratamientos de hipertermia, investigar sobre sus parámetros electromagnéticos y térmicos para así poder ser probados por medio de las simulaciones.

Referencias Bibliográficas

- [1] International Agency for Research on Cancer. «Latest world cancer statistics». En: *Press release* 223 (2013).
- [2] National Cancer Institute. *Hyperthermia in Cancer Treatment*. Ed. por National Cancer Institute. 2011. URL: <http://www.cancer.gov/about-cancer/treatment/types/surgery/hyperthermia-fact-sheet#q5>.
- [3] Jill Van der Zee. «Heating the patient: a promising approach?» En: *Annals of oncology* (2002).
- [4] Earl Zastrow, Susan C Hagness y Barry D Van Veen. «3D computational study of non-invasive patient-specific microwave hyperthermia treatment of breast cancer». En: *Physics in medicine and biology* 55.13 (2010), pág. 3611.
- [5] Claudia Villamizar. «Influencia de los parámetros de excitación electromagnética en la respuesta térmica de los tejidos de glándula mamarias en aplicaciones de hipertermia para el tratamiento de cáncer de mama». Tesis de Pregrado. Universidad de Carabobo, 2014.
- [6] Khalil Hassan Sayidmarie y Ahmed M Abdulkhaleq. «Investigation of six array geometries for focused array hyperthermia applications». En: *Progress In Electromagnetics Research M* 23 (2012), págs. 181-194.
- [7] Centro Medico Hilu. *Oncometría version mejorada de Hipertermia. Hipertermia Oncológica Profunda*. Centro Medico Hilu. 2014. URL: <http://goo.gl/B9vbiF>.
- [8] Riadh WY Habash, Rajeev Bansal, Daniel Krewski y Hafid T Alhafid. «Thermal therapy, part 2: hyperthermia techniques». En: *Critical Reviews: in Biomedical Engineering* 34.6 (2006), págs. 491-542.

- [9] Dariush Sardari y Nicolae Verga. *Cancer Treatment with Hyperthermia, Current Cancer Treatment - Novel Beyond Conventional Approaches*. Ed. por Prof. Oner Ozdemir. ISBN: 978-953-307-397-2. INTECH Open Access Publisher, 2011. URL: www.intechopen.com/books/current-cancer-treatment-novel-beyond-conventionalapproaches/cancer-treatment-with-hyperthermia.
- [10] American Cancer Society. *Hyperthermia to treat cancer*. American Cancer Society, 2014. URL: <http://goo.gl/vCxPYZ>.
- [11] Riadh W. Y. Habash. *Bioeffects and Therapeutic Applications of Electromagnetic Energy*. Florida: CRC Press, 2008.
- [12] Roti Roti JL Myerson RJ Moros E. *Hyperthermia, Principles and Practice of Radiation Oncology*. Ed. por Brady LW Perez CA. 3rd. Philadelphia: Lippincott-Raven Publishers, 1997.
- [13] «Breast Cancer». En: *U.S. Department of Health and Human Services* (2012).
- [14] Hager ED Gianfranco Baronzio. *Hyperthermia in Cancer Treatment: A primer*. New York, USA: Landes y Springer Science, 2006.
- [15] Kane S Yee y col. «Numerical solution of initial boundary value problems involving Maxwell's equations in isotropic media». En: *IEEE Trans. Antennas Propag* 14.3 (1966), págs. 302-307.
- [16] Paulino Del Pino. «Estudio y Aplicación al Electromagnetismo del Método de las Diferencias Finitas en el Dominio del Tiempo FDTD». Trabajo de Ascenso. Universidad de Carabobo, 2009.
- [17] S. Hagness y A. Taflove. *Computational Electrodynamics. The Finite-Difference Time-Domain method*. Massachusetts: Artech House, 2005.
- [18] Carlos Cela. «FDTD NOTES». En: *Numerical Methods for Electromagnetics, Department of Electrical and Computer Engineering, University of Utah* (2012).
- [19] Constantine A. Balanis. *Antenna theory analysis and design*. A JOHN WILEY & SONS, INC., PUBLICATION., 2005.

- [20] Mostafa S Ismail y Khalil H Sayidmarie. «Investigation of three array geometries for focused array hyperthermia». En: *PROCEEDINGS OF THE INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON ANTENNAS AND PROPAGATION JAPAN*. Vol. 2. INSTITUTE OF ELECTRONICS, INFORMATION & COMMUNICATION ENGINEERS. 1992, págs. 493-496.
- [21] Theodore C Guo, Wendy W Guo y Lawrence Edwin Larsen. «A local field study of a water-immersed microwave antenna array for medical imagery and therapy». En: *Microwave Theory and Techniques, IEEE Transactions on* 32.8 (1984), págs. 844-854.
- [22] Ángel Cardama Aznar. *Antenas*. Edicions UPC, 1998.
- [23] Mark Converse, Essex J Bond, Susan C Hagness y Barry D Van Veen. «UWB microwave space-time beamforming for hyperthermia treatment of breast cancer: a computational feasibility study». En: *Microwave Theory and Techniques, IEEE Transactions on* 52.8 (2004), págs. 1876-1889.
- [24] Rafael Albornoz. *Formación de haz de radiación en zonas cercanas y medios heterogéneos*. Ed. por Laboratorio de Antenas y Radiación Facultad de Ingeniería de la Universidad de Carabobo. 2015. URL: <http://www.lant.ing.uc.edu.ve/>.
- [25] Paolo Bernardi, Marta Cavagnaro, Stefano Pisa y Emanuele Piuzzi. «Specific absorption rate and temperature elevation in a subject exposed in the far-field of radio-frequency sources operating in the 10-900-MHz range». En: *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on* 50.3 (2003), págs. 295-304.
- [26] University of Wisconsin Cross-Disciplinary Electromagnetics Laboratory. *UW-CEM numerical breast phantoms repository*. 2013. URL: <http://uwcem.ece.wisc.edu/MRIdatabase/>.
- [27] E Zastrow, SK Davis, M Lazebnik, F Kelcz, BD Van Veen y SC Hagness. *Database of 3D grid-based numerical breast phantoms for use in computational electromagnetics simulations*. University of Wisconsin-Madison. 2008.
- [28] Dennis M Sullivan. *Electromagnetic simulation using the FDTD method*. IEEE Press, 2000.

- [29] UCM Facultad de Informática. *Estructura de Computadores: Rendimiento del procesador*. 2002. URL: <http://www.fdi.ucm.es/profesor/jjruiz/web2/temas/ec4.pdf>.