



Universidad de Valladolid



**ESCUELA DE INGENIERÍAS
INDUSTRIALES**

UNIVERSIDAD DE VALLADOLID

ESCUELA DE INGENIERIAS INDUSTRIALES

Grado en Ingeniería Mecánica

**Análisis de Campos electromagnéticos de alta
y baja frecuencia sobre el cuerpo humano**

Autor:

Crehuet Morales, Alejandro

Tutor(es):

Soudah Prieto, Eduardo

Departamento:

CMelM/EGI/ICGyF/IM/IPF

Valladolid, septiembre 2024.

AGRADECIMIENTOS

Primeramente, quiero dar las gracias a mi tutor, Eduardo Soudah, por todo el conocimiento que me ha enseñado para poder realizar este trabajo y su apoyo durante todo el transcurso para adentrarme en una materia que desconocía completamente.

También quiero agradecer a mi familia, amigos y compañeros de la carrera que me han acompañado y apoyado a terminar esta etapa de mi vida. Esto no sería posible sin vosotros.

RESUMEN

En este Trabajo de Fin de Grado se llevará a cabo un estudio sobre la interacción de la radiación electromagnética en rangos de baja y alta frecuencia, utilizando el método de elementos finitos. El análisis abarcará frecuencias dentro de los intervalos correspondientes a las tecnologías 4G, 5G y 6G, desde 700 MHz hasta 26,5 GHz, aplicadas directamente sobre la piel humana. El objetivo principal es investigar si estas frecuencias son capaces de penetrar las distintas capas de la piel y generar efectos específicos, con especial énfasis en una arteriola situada en su interior. Se analizará la interacción del haz de radiación, enfocado de manera perpendicular a la piel, para obtener conclusiones coherentes sobre el comportamiento de cada frecuencia. Dado que cada frecuencia interactúa de manera distinta con la piel expuesta, será fundamental realizar múltiples ensayos con mallas de diferente densidad y refinamiento para obtener un estudio preciso. En caso necesario, se emplearán computadoras de alta capacidad de procesamiento para llevar a cabo las simulaciones de manera eficiente.

ABSTRACT

In this Final Degree Project, a study will be conducted on the interaction of electromagnetic radiation across low and high frequency ranges using the finite element method. The analysis will cover frequencies within the 4G, 5G, and 6G technology ranges, from 700 MHz to 26.5 GHz, applied directly to human skin. The main objective is to investigate whether these frequencies are capable of penetrating the different layers of the skin and producing specific effects, with a particular focus on an arteriole located within. The interaction of the radiation beam, focused perpendicularly to the skin, will be analyzed to draw coherent conclusions about the behavior of each frequency. Since each frequency interacts differently with exposed skin, it will be crucial to perform multiple tests with meshes of varying density and refinement to obtain a precise study. If necessary, high-performance computers will be used to efficiently carry out the simulations.

KEYWORDS

Campos electromagnéticos, 4G,5G, Simulación Numérica, Salud Humana

GLOSARIO

GiD: Programa para creación de malla, simulación y post proceso de problemas.

ERMES: (Electric Regularized Maxwell Equations with Singularities) Código de elementos finitos para la resolución de campos electromagnéticos.

UIT: Unión Internacional de Telecomunicaciones.

MEF: Método de Elementos Finitos.

CEM: Campos Electromagnéticos.

IARC: (International Agency for Research on Cancer) Agencia Internacional para la Investigación sobre el Cáncer.

SAR: (Specific Absorption Rate) Tasa de Absorción Específica.

LTE: Long Term Evolution.

ICNIRP: (International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection)
Comisión Internacional de Protección de Radiación no Ionizante.

PEC: (Perfect Electric Conductor) Conductor Eléctrico Perfecto

PMC: (Perfect Magnetic Conductor) Conductor Magnético Perfecto.

ÍNDICE

RESUMEN	V
ABSTRACT	V
KEYWORDS	VI
GLOSARIO	VI
1. Introducción.....	1
1.1 Motivación del trabajo.....	1
2. Objetivos del trabajo.....	1
2.1 Objetivos específicos.....	2
2.2 Alcance del trabajo	3
3. Ondas electromagnéticas – Antecedentes.	5
3.1. Leyes de Maxwell en forma Integral	7
Ley de Gauss para el campo eléctrico.....	7
Ley de Gauss para el magnetismo.....	8
Ley de Faraday.....	9
Ley de Ampère	9
3.2. Ley de Lorentz	10
4. Radiación electromagnética en el día a día.....	12
5. Evolución de las tecnologías 3G, 4G, 5G Y 6G.....	15
5.1. Redes 3G y 4G.....	15
5.2. Redes 5G y 6G.....	16
6. Efectos de la radiación EM en los humanos	19
6.1 Specific Absorption Rate (SAR)	21
7. Software de utilización	22
7.1 GiD - ERMES.....	22
8. Modelo de la piel humana	25
8.1. Mejoras y modificaciones del modelo.....	33
8.2. Condiciones de simulación	36
8.3. Mallado de los problemas	46
9. Análisis de 700 MHz.....	48
9.1. Malla de 100 μm	51
9.2. Malla de 50 μm	61

10.	Análisis de 3,5 GHz.....	66
10.1.	Malla de 100 μm	66
10.2.	Malla de 50 μm	71
11.	Análisis de 26,5 GHz.....	76
11.1.	Malla de 100 μm	76
11.2.	Malla de 10 μm	81
12.	Interpretación de resultados.....	86
13.	Costes del proyecto.....	87
14.	Conclusiones.....	89
15.	Referencias.....	91
16.	Anexos	95
16.1.	Malla de 50 μm para 26,5 GHz.....	95
16.2.	Malla de 10 μm para 3,5 GHz.....	99

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

<i>Ilustración 1. Experimento de la cometa. Fuente: Friends of Franklin 2018.....</i>	<i>5</i>
<i>Ilustración 2. Ley de Ampère. Fuente: Significado, 2022.</i>	<i>6</i>
<i>Ilustración 3. Esfera gaussiana; Ley de Gauss. Fuente: PHYS208 Fundamentals of Physics II, 1998.....</i>	<i>7</i>
<i>Ilustración 4. Representación de Ley de Gauss para el campo magnético. Fuente: Physics Science, s.f.</i>	<i>8</i>
<i>Ilustración 5. Radiación solar. Fuente: Vecteezy, 2024</i>	<i>12</i>
<i>Ilustración 6. Espectro electromagnético. Fuente: Tesamerica, 2024.</i>	<i>13</i>
<i>Ilustración 7. Evolución de las tecnologías. Fuente: LinkedIn, Samad A., 2022</i>	<i>17</i>
<i>Ilustración 8. Infografía de la tecnología 6G. Fuente: Enabling technologies for AI empowered 6G massive radio access networks, 2023.....</i>	<i>18</i>
<i>Ilustración 9. Interfaz de GiD ERMES.....</i>	<i>22</i>
<i>Ilustración 10. Modelado de una antena en GiD ERMES. Fuente: Galería ERMES, s.f.</i>	<i>23</i>
<i>Ilustración 11. Modelo de piel humana</i>	<i>25</i>
<i>Ilustración 12. Propiedades de sudor artificial. Fuente: Effect of metabolite ... diagnostic sensors [20], 2023.</i>	<i>28</i>
<i>Ilustración 13. Permitividad a temperatura 23°C. Fuente: Effect of metabolite ... diagnostic sensors [20], 2023.</i>	<i>29</i>
<i>Ilustración 14. Conductividad eléctrica del sudor, temperatura 23°C. Fuente: Effect of metabolite ... diagnostic sensors [20], 2023.</i>	<i>29</i>
<i>Ilustración 15. Permitividad de solución acuosa. Fuente: Caracterización de permitividad eléctrica de soluciones acuosas [21], 2022</i>	<i>30</i>
<i>Ilustración 16. Constantes dieléctricas para sudor a 26,5 GHz. Fuente: Study of the Dielectric Properties of Artificial Sweat Mixtures at Microwave Frequencies [27], 2020.....</i>	<i>31</i>
<i>Ilustración 17. Curva de permitividad realizada en Excel</i>	<i>31</i>
<i>Ilustración 18. Curva de conductividad realizada en Excel.....</i>	<i>32</i>
<i>Ilustración 19. Creación de cilindro en el modelo</i>	<i>33</i>
<i>Ilustración 20. Selección de la dirección del cilindro</i>	<i>33</i>
<i>Ilustración 21. Modelo de piel modificado.</i>	<i>34</i>
<i>Ilustración 22. Interfaz para seleccionar IHL Materials</i>	<i>35</i>
<i>Ilustración 23. Creación de nuevo material IHL</i>	<i>36</i>
<i>Ilustración 24. CoaxialPort TEM</i>	<i>36</i>
<i>Ilustración 25. Robin Condition Coefficients</i>	<i>37</i>
<i>Ilustración 26. Selección de material en IHL materials</i>	<i>38</i>
<i>Ilustración 27. Robin conditions</i>	<i>39</i>
<i>Ilustración 28. Condiciones de contorno de Robin en el modelo</i>	<i>40</i>

<i>Ilustración 29. Dirichlet conditions, selección de PEC</i>	<i>41</i>
<i>Ilustración 30. Condiciones de conductor eléctrico perfecto en dir. X</i>	<i>42</i>
<i>Ilustración 31. Condiciones de conductor magnético perfecto en dir. Y</i>	<i>42</i>
<i>Ilustración 32. Solving parameters, apartado General</i>	<i>43</i>
<i>Ilustración 33. Solving parameters, apartado Geometry</i>	<i>43</i>
<i>Ilustración 34. Frecuencia para el caso de 700 MHz</i>	<i>44</i>
<i>Ilustración 35. Solving parameters, pestaña Solver</i>	<i>45</i>
<i>Ilustración 36. Tamaño de elemento</i>	<i>48</i>
<i>Ilustración 37. Malla generada con éxito</i>	<i>49</i>
<i>Ilustración 38. Apertura de View Process Info</i>	<i>50</i>
<i>Ilustración 39. Ventana de View Process Info</i>	<i>50</i>
<i>Ilustración 40. Botón de postprocesado</i>	<i>51</i>
<i>Ilustración 41. Modificar el paso de temporal de resultado</i>	<i>51</i>
<i>Ilustración 42. Mostrar mínimo y máximo</i>	<i>52</i>
<i>Ilustración 43. Mostrar escala logarítmica</i>	<i>52</i>
<i>Ilustración 44. Malla con elemento máximo de 0.10 mm</i>	<i>53</i>
<i>Ilustración 45. Detalle de la parte central del corte</i>	<i>53</i>
<i>Ilustración 46. Vista isométrica de Contour Fill</i>	<i>54</i>
<i>Ilustración 47. Cut plane con dos puntos</i>	<i>55</i>
<i>Ilustración 48. Opción visualización solo capas de corte</i>	<i>55</i>
<i>Ilustración 49. Campo eléctrico y calor generado, 700 MHz, malla gruesa dir. Y</i>	<i>56</i>
<i>Ilustración 50. Campo eléctrico y calor generado, 700 MHz, malla gruesa dir. X</i>	<i>57</i>
<i>Ilustración 51. Detalle en la parte central, 700 MHz malla gruesa</i>	<i>58</i>
<i>Ilustración 52. Detalle 3D del ducto, 700 MHz malla gruesa</i>	<i>58</i>
<i>Ilustración 53. Vector de Poynting, 700 MHz malla gruesa</i>	<i>60</i>
<i>Ilustración 54. Campo eléctrico y calor generado, 700 MHz malla mediana dir. Y ..</i>	<i>61</i>
<i>Ilustración 55. Campo eléctrico y calor generado, 700 MHz malla mediana dir. X ..</i>	<i>62</i>
<i>Ilustración 56. Detalle en el centro, 700 MHz malla mediana</i>	<i>63</i>
<i>Ilustración 57. Detalle ducto 3D sobre el corte, 700 MHz malla mediana</i>	<i>64</i>
<i>Ilustración 58. Vector de Poynting, 700 MHz malla mediana</i>	<i>65</i>
<i>Ilustración 59. Detalle de la parte central de la malla de 100 micras</i>	<i>66</i>
<i>Ilustración 60. Campo eléctrico y calor generado, 3,5 GHz malla gruesa dir Y</i>	<i>67</i>
<i>Ilustración 61. Campo eléctrico y calor generado, 3,5 GHz malla gruesa dir X</i>	<i>68</i>
<i>Ilustración 62. Detalle del campo eléctrico y calor en el conducto, 3,5 GHz malla gruesa</i>	<i>69</i>
<i>Ilustración 63. Detalle 3D del ducto sobre el corte, 3,5 GHz malla gruesa</i>	<i>70</i>
<i>Ilustración 64. Vector de Poynting, 3.5 GHz malla gruesa</i>	<i>70</i>
<i>Ilustración 65. Campo eléctrico y calor generado, 3,5 GHz malla mediana dir Y</i>	<i>71</i>
<i>Ilustración 66. Campo eléctrico y calor generado, 3,5 GHz malla mediana dir X</i>	<i>72</i>
<i>Ilustración 67. Detalle del campo eléctrico y calor generado en el centro, 3,5 GHz malla mediana</i>	<i>73</i>
<i>Ilustración 68. Detalle 3D del ducto, 3,5 GHz malla mediana</i>	<i>74</i>
<i>Ilustración 69. Vector de Poynting, 3,5 GHz malla mediana</i>	<i>75</i>

<i>Ilustración 70. Campo eléctrico y calor generado, 26,5 GHz malla gruesa dir. Y</i>	<i>77</i>
<i>Ilustración 71. Campo eléctrico y calor generado, 26,5 GHz malla gruesa dir. X</i>	<i>78</i>
<i>Ilustración 72. Detalle del campo eléctrico y calor en el centro, 26,5 GHz malla gruesa</i>	<i>79</i>
<i>Ilustración 73. Detalle 3D del ducto, 26,5 GHz malla gruesa</i>	<i>80</i>
<i>Ilustración 74. Vector de Poynting, 26,5 GHz malla gruesa</i>	<i>80</i>
<i>Ilustración 75. Campo eléctrico y calor generado, 26,5 GHz malla fina dir. Y</i>	<i>81</i>
<i>Ilustración 76. Campo eléctrico y calor generado, 26,5 GHz malla fina dir. X</i>	<i>82</i>
<i>Ilustración 77. Detalle del campo eléctrico y calor en el centro, 26,5 GHz malla fina</i>	<i>83</i>
<i>Ilustración 78. Detalle 3D del ducto, 3,5 GHz malla fina</i>	<i>84</i>
<i>Ilustración 79. Vector de Poynting, 26,5 GHz malla fina</i>	<i>85</i>
<i>Ilustración 80. Campo eléctrico y calor generado, 26,5 GHz malla mediana dir. Y .</i>	<i>95</i>
<i>Ilustración 81. Campo eléctrico y calor generado, 26,5 GHz malla mediana dir. X .</i>	<i>96</i>
<i>Ilustración 82. Detalle del campo eléctrico y calor en el centro, 26,5 GHz malla mediana</i>	<i>97</i>
<i>Ilustración 83. Detalle 3D del ducto, 26,5 GHz malla mediana</i>	<i>97</i>
<i>Ilustración 84. Vector de Poynting, 26,5 GHz malla mediana</i>	<i>98</i>
<i>Ilustración 85. Campo eléctrico y calor generado, 3,5 GHz malla fina dir. Y</i>	<i>99</i>
<i>Ilustración 86. Campo eléctrico y calor generado, 3,5 GHz malla fina dir. X</i>	<i>100</i>
<i>Ilustración 87. Detalle del campo eléctrico y calor en el centro, 3,5 GHz malla fina</i>	<i>101</i>
<i>Ilustración 88. Detalle 3D del ducto, 3,5 GHz malla fina</i>	<i>101</i>
<i>Ilustración 89. Vector de Poynting, 3,5 GHz malla fina</i>	<i>102</i>

1. Introducción

Este Trabajo de Fin de Grado tiene como objetivo investigar mediante modelos de elementos finitos, las posibles consecuencias de la exposición prolongada de la radiación electromagnética en seres humanos. Se analizarán las redes en las frecuencias de 700MHz, 3.5 GHz y 26GHz. Estas frecuencias son las más habituales que nos permiten cubrir diferentes escenarios de despliegue y uso de las tecnologías de telecomunicación, como las redes 4G y 5G. Este trabajo fin de grado se centrará en modelar dichos efectos sobre el cuerpo humano, en particular sobre la piel humana, la primera defensa de del cuerpo humano frente a estas radiaciones electromagnéticas. Al finalizar el estudio, se presentarán conclusiones basadas en los resultados obtenidos de las simulaciones.

1.1 Motivación del trabajo

La motivación principal de este trabajo surge de una reunión que tuve con el profesor Eduardo Soudah del área de Ingeniería Mecánica del Departamento Ciencia de los Materiales e Ingeniería Metalúrgica, Expresión Gráfica en la Ingeniería, Ingeniería Cartográfica, Geodesia y Fotogrametría, Ingeniería Mecánica e Ingeniería de los Procesos de Fabricación. Mi interés por la simulación numérica ha crecido a lo largo de mi carrera, y la propuesta del profesor Soudah sobre el uso de modelos de elementos finitos para estudiar los campos electromagnéticos en la salud humana captó mi atención. Este interés me llevó a aventurarme en el aprendizaje de programas de simulación avanzados como GiD y ERMES, y a profundizar en el estudio de las ondas electromagnéticas, un tema que, aunque se aborda en el grado de ingeniería mecánica, no se explora en profundidad.

2. Objetivos del trabajo

El objetivo principal de este trabajo es modelar la piel humana y exponerlo virtualmente a la radiación electromagnética mediante técnicas de elementos finitos para analizar la energía de radiación en las diferentes capas que la componen.

El modelo de piel contiene todas las capas anatómicas y además se ha incorporado una arteriola, con el objetivo de analizar los efectos de la radiación sobre la sangre. Dicho modelo de piel se ha creado/mallado con la pre-post procesador GiD y analizado con el programa de elementos finitos ERMES (Electric Regularized Maxwell Equations with Singularities) desarrollado en

CIMNE. ERMES es un código de elementos finitos en el dominio de frecuencia implementado en C++ que resuelve las ecuaciones de Maxwell regularizadas.

2.1 Objetivos específicos

A continuación, se detallan los objetivos específicos del TFG para la consecución del objetivo principal de la propuesta.

- **Modificación del Modelo de Piel en GiD:** Adaptaremos el modelo de piel en GiD para incorporar un conducto que simule una arteriola de la muñeca, asegurando una representación precisa de la anatomía local.
- **Revisión Bibliográfica sobre Propiedades Electromagnéticas:** Realizaremos un estudio bibliográfico detallado de las propiedades electromagnéticas de las diferentes capas de la piel para fundamentar nuestro modelo con datos precisos.
- **Generación de Malla de Elementos Finitos:** Desarrollaremos una malla de elementos finitos computacionalmente eficiente para el análisis de campos electromagnéticos, aplicando la regla de 10 elementos por cada longitud de onda para asegurar una calidad de malla óptima.
- **Definición de Parámetros del Estudio Computacional:** Estableceremos los parámetros críticos del estudio, como la frecuencia de la onda, el tipo de onda y el ángulo de incidencia, para modelar las condiciones más relevantes y realistas.
- **Simulación Numérica con ERMES:** Utilizaremos el programa ERMES para realizar simulaciones numéricas de los campos electromagnéticos y evaluar su interacción con el modelo de piel propuesto.
- **Análisis e Interpretación de Resultados Numéricos:** Analizaremos e interpretaremos los resultados numéricos obtenidos para identificar patrones significativos y posibles implicaciones para la salud.
- **Cálculo del Valor Medio de la Tasa de Absorción Específica (SAR):** Calcular el valor medio de la SAR para la arteriola simulada y comparar estos valores con las directrices recomendadas por la Organización Mundial de la Salud para evaluar la seguridad.

2.2 Alcance del trabajo

Durante este trabajo de fin de grado se estudiarán los efectos electromagnéticos que se producen sobre la piel humana para frecuencias de 700 MHz, 3,5GHz, y 26 GHz. Para ello ha sido necesario aprender a utilizar programas de simulación numérica, hacer una revisión exhaustiva de la literatura en el campo electromagnético y el uso de técnicas de simulación. Este trabajo será el primero de una serie de estudios sobre el comportamiento de los campos electromagnéticos en salud humana y el objetivo de mi tutor es que se siga mejorando el modelo numérico, tanto desde un punto de vista geométrico como de caracterización de propiedades.

3. Ondas electromagnéticas – Antecedentes.

A lo largo de los últimos dos siglos, desde el descubrimiento de qué era la electricidad por Benjamin Franklin en 1752, mediante su experimento de la cometa con el que pudo bajar corriente eléctrica desde las nubes hasta el suelo terrestre a través de una cuerda húmeda (Ilustración 1), la tecnología de las corrientes eléctricas se ha ido desarrollando hasta el punto en que, hoy en día, todo está relacionado con la electricidad, y sin cuya existencia hubiera sido impensable el desarrollo de la sociedad tal y como la conocemos hoy en día. [1]



Ilustración 1. Experimento de la cometa. Fuente: Friends of Franklin 2018.

Cualquier aparato que el humano utiliza diariamente usa electricidad para funcionar: las luces, móviles, ventiladores, televisores, electrodomésticos, vehículos... y un largo etcétera.

Hans C. Oersted descubrió la relación entre las corrientes eléctricas y el electromagnetismo en 1820, con su experimento mediante un cable con corriente y la aguja de una brújula imantada; esto dio lugar a una serie de estudios más en profundidad, y que resultaría en que 6 años después el físico André-Marie Ampère estableciera la llamada Ley de Ampère por la que se establecía que un conductor lineal que fuera recorrido por una corriente eléctrica crearía un campo magnético a su alrededor, se puede apreciar una representación en la Ilustración 2.

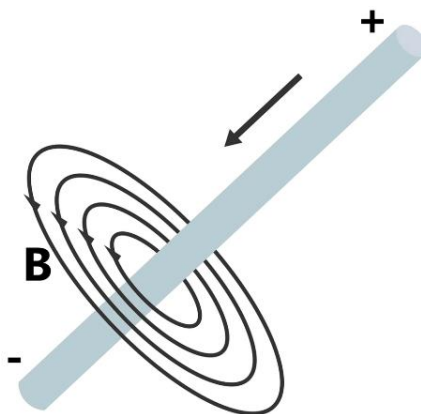


Ilustración 2. Ley de Ampère. Fuente: Significado, 2022.

Fue en 1873 cuando el físico James Clerk Maxwell realizó uno de los mayores hitos de la ciencia en el mundo; publicó su libro “A Treatise on Electricity and Magnetism”, formulando así la teoría clásica del electromagnetismo y la relación entre la óptica, la electricidad y el magnetismo. [31]

Esta publicación despejaría todas las dudas sobre cómo funcionaba el electromagnetismo y definiría a la perfección el comportamiento de las ondas electromagnéticas.

Hasta la fecha las Leyes de Gauss, Ampère y Faraday no habían sido relacionadas entre sí, por lo que el trabajo de Maxwell consistió en crear una ley generalizada que vinculara a las tres.

Definió cuatro grandes ecuaciones, en forma diferencial y en forma integral. A continuación, se van a exponer las 4 ecuaciones de Maxwell en forma integral, que servirán para entender el electromagnetismo a una escala macroscópica.[31] [32] [33]

3.1. Leyes de Maxwell en forma Integral

Ley de Gauss para el campo eléctrico

Esta ley define que la cantidad de carga de un campo eléctrico es la suma de las líneas de fuerza que atraviesa la superficie que contiene a dicha carga (ecuación 1).

$$\frac{Q}{\epsilon_0} = \Phi_E = \oint_s \vec{E} \cdot \vec{dS} \quad [1]$$

Donde:

E: La densidad del campo eléctrico

dS: La superficie que contiene a dicho campo

$\Phi = \frac{Q}{\epsilon_0}$: Carga del campo entre la permitividad del medio, en este caso del vacío. Es decir, el flujo eléctrico.

En la Ilustración 3 se observa una infografía simple de la Ley.

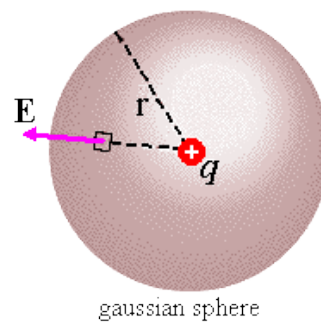


Ilustración 3. Esfera gaussiana; Ley de Gauss. Fuente: PHYS208 Fundamentals of Physics II, 1998.

Ley de Gauss para el magnetismo

La ley define que la suma de las líneas de fuerza de un campo magnético que atraviesan una superficie es 0, es decir, que siempre se cierran sobre sí mismas, sin contribución, ya que estas siempre poseen de un polo norte y polo sur, sin existencia de monopolos magnéticos. Matemáticamente, la ley de Gauss se expresa mediante la ecuación 2:

$$\oint_S \vec{B} \cdot d\vec{S} = 0 \quad [2]$$

Se puede observar en la Ilustración 4 cómo las líneas de campo se cierran sobre sí mismas encerrando al campo magnético dentro.

B la densidad del campo magnético

dS La superficie que atraviesa el campo magnético.

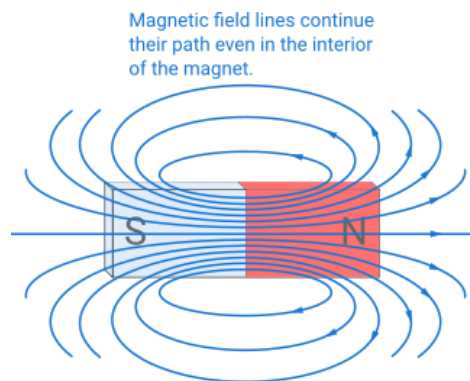


Ilustración 4. Representación de Ley de Gauss para el campo magnético. Fuente: Physics Science, s.f.

Ley de Faraday

Mediante esta ecuación se relaciona que un campo magnético que se crea en un espacio temporal es producto de la existencia de un campo eléctrico, es decir, inversamente que un campo magnético variable crea una corriente eléctrica en una espira, a lo largo de una línea (ecuación 3).

$$\oint_C \vec{E} \cdot d\vec{l} = - \int_S \frac{d\vec{B}}{dt} \cdot d\vec{S} \quad [3]$$

Donde:

E es la intensidad del campo eléctrico

dl la línea que recorre.

$\frac{d\vec{B}}{dt}$ es el campo magnético variable

dS la superficie que atraviesan las líneas de fuerza

Ley de Ampère

Esta ley formula que un campo magnético a lo largo de un contorno cerrado C es igual a la densidad de corriente encerrada en una superficie S (ecuación 4)

$$\oint_C \vec{B} \cdot d\vec{l} = \mu_0 \int_S \vec{J} \cdot d\vec{S} \quad [4]$$

Esta ecuación tuvo que ser reformulada por Maxwell, que introdujo un término llamado corriente de desplazamiento para no violar el principio de continuidad de la carga, quedando así la relación entre los campos eléctricos y magnéticos perfectamente definida (ecuación 5).

$$\oint_C \vec{B} \cdot d\vec{l} = \mu_0 \int_S \vec{J} \cdot d\vec{S} + \mu_0 \epsilon_0 \frac{d}{dt} \int_S \vec{E} \cdot d\vec{S} \quad [5]$$

Este término crea una simetría entre ambas ecuaciones de campo eléctrico y magnético.

Por lo tanto, las ecuaciones de Maxwell serían las siguientes en forma integral serían las ecuaciones [1-3, 5]. Estas cuatro ecuaciones junto con la fuerza de Lorentz son las que explican cualquier tipo de fenómeno electromagnético.

3.2. Ley de Lorentz

Tras muchas investigaciones de físicos como Faraday, Maxwell o Thomson que buscaban relacionar los campos magnéticos con una extraña fuerza de atracción, fue en 1892 cuando Hendrik Lorentz publicó su libro “*La théorie electromagnétique de Maxwell et son application aux corps mouvants*” [36], donde expuso una fórmula derivada de las trabajadas por anteriores físicos en las que ya incluía el campo magnético y el eléctrico. En la fórmula se explica el fenómeno por el cual partículas cargadas / iones en movimiento que se encuentren dentro de un campo magnético percibirían la acción una fuerza generada de dicho campo. Esto es lo que se conoce como Ley de Lorentz. La fórmula clásica no incluye la contribución del campo eléctrico, pero habitualmente estos dos campos eléctricos coexisten. [34] [35] La Ley de Lorentz generalizada (ecuación 6) incluye ambas contribuciones:

$$\vec{F} = q \cdot (\vec{v} \times \vec{B} + \vec{E}) \quad [6]$$

Donde:

F es la llamada fuerza de Lorentz.

q es la carga de la partícula en movimiento.

v es la velocidad de dicha partícula en el campo

B es la intensidad del campo magnético

E es la intensidad del campo eléctrico

Esta ley completa a las Leyes formuladas por Maxwell, adicionando el efecto de las fuerzas creadas por los campos, por lo que el comportamiento de las ondas electromagnéticas queda completamente definido con estas Leyes.

4. Radiación electromagnética en el día a día

Los seres humanos están expuestos a la radiación electromagnética continuamente en su día a día. Cuando duermen, cuando caminan por la calle, por el campo, cuando están en el mar, en lo alto de una montaña... Estamos rodeados de dispositivos electrónicos, que emiten ondas electromagnéticas al estar funcionando bajo corrientes eléctricas; según los datos de la Unión Internacional de Telecomunicaciones (UIT), cerca del 78% de la población en el mundo tiene al menos un teléfono móvil, y en 2022 se estimó que existían alrededor de 15 mil millones de teléfonos móviles en el mundo. [2]

El propio planeta Tierra tiene un campo magnético que envuelve la esfera, asemejado al mismo campo que produce un imán dipolar, como se observa en la Ilustración 5. El campo magnético se encuentra inclinado 15 grados respecto al eje de rotación.

La magnitud del campo varía de 25 a 65 microteslas. El origen de ello se debe al movimiento de aleaciones de hierro fundido en el núcleo externo del planeta Tierra [38]. Este campo magnético terrestre es esencial para los humanos, ya que puede desviar las radiaciones producidas por el viento solar y evitar que incidan directamente sobre la tierra, ya que de hacerlo dañarían mucho a las personas.

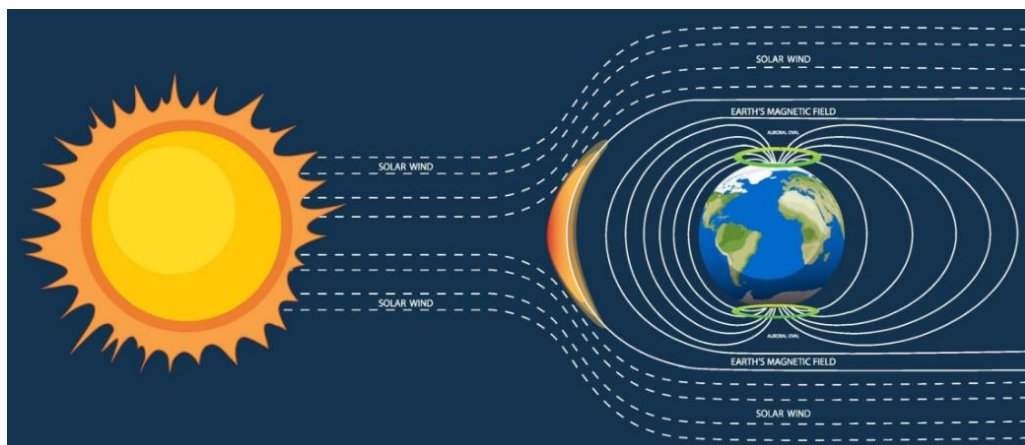


Ilustración 5. Radiación solar. Fuente: Vecteezy, 2024

Los seres humanos han estado expuestos a lo largo de la historia por los fenómenos anteriormente mencionados, pero a partir del siglo XIX cuando, con la creación de la electricidad, los campos electromagnéticos “artificiales” comenzaron a rodear a las personas, hasta hoy en día, en el siglo XXI, donde sea que vayamos estamos afectados por campos externos, ya sea de cualquier corriente eléctrica que circule por un cable, nuestros routers/módems de WiFi, las máquinas de rayos X, antenas de comunicación, de móvil, sensores, motores y máquinas eléctricas, radios..

Cuando hablamos por teléfono, buscamos algo en internet o nos guiamos con el mapa, estamos continuamente expuestos a las radiaciones producidas por las micro antenas del dispositivo móvil.

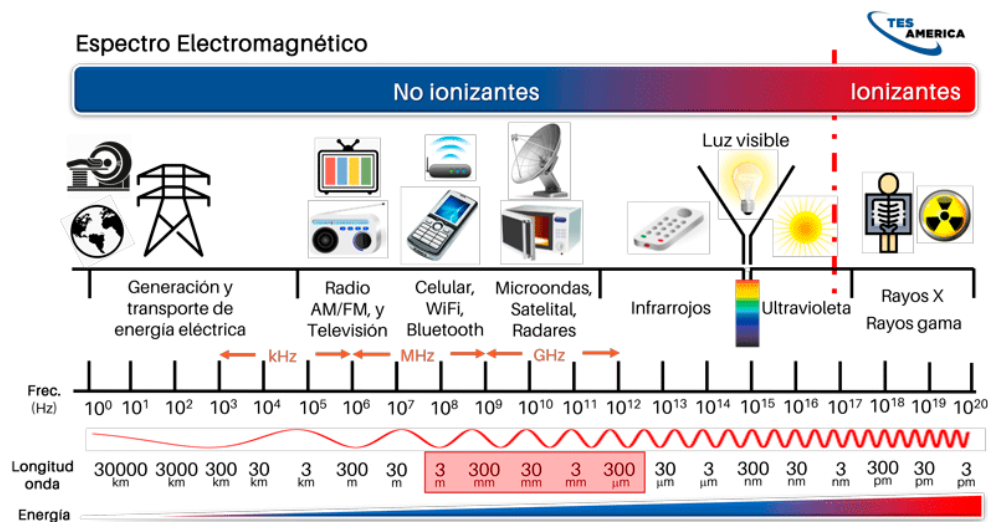


Ilustración 6. Espectro electromagnético. Fuente: Tesamerica, 2024.

En la escala superior vista en la Ilustración 6, se pueden diferenciar dos rangos de ondas claramente. Si nos vamos hacia la parte derecha, la longitud de onda disminuye a medida que la energía y frecuencia de dicha onda aumenta.

Por el contrario, la zona izquierda nos da lugar a ondas de más baja frecuencia y longitudes de onda mucho mayores. Sin embargo, la división más importante en cuanto a nuestro estudio se trata de las ondas No Ionizantes y las Ionizantes.

Las ondas no ionizantes son denominadas de esta manera ya que no tienen la capacidad de separar electrones de las moléculas, pero esto no quiere decir que no puedan causar daños a nuestras células, ya que estas radiaciones pueden ceder energía suficiente, cuando inciden en los organismos vivos, como para producir efectos térmicos (de calentamiento) tales como los inducidos por las microondas. También, las radiaciones no ionizantes intensas de frecuencias bajas pueden inducir corrientes eléctricas en los tejidos, que pueden afectar al funcionamiento de células sensibles a dichas corrientes, como pueden ser las células musculares o las nerviosas. [3]

Por el otro lado, la zona de ondas ionizantes sí que son capaces de romper las uniones intermoleculares y arrancar electrones de ellas, volviendo a los átomos iones, por lo que una exposición prolongada puede acarrear lesiones en los tejidos o incluso daños a nuestro material genético (ADN). Este tipo de ondas es el utilizado en estudios de Rayos X y Rayos Gamma.

5. Evolución de las tecnologías 3G, 4G, 5G Y 6G

5.1. Redes 3G y 4G

El desarrollo de la tecnología 3G comenzó alrededor del inicio del siglo XXI. Esta nueva tecnología sería la vanguardia de las telecomunicaciones, ya que por primera vez permitiría el acceso a internet en dispositivos móviles y la capacidad de conexión inalámbrica en red entre teléfonos. El ancho de banda conseguido mediante esta tecnología rondaría los 2 Mbps.

La primera red comercial fue lanzada por la empresa japonesa NTT Do Co Mo en Japón bajo el nombre FOMA y basada en la tecnología W-CDMA (Wideband Code Division Multiple Access) el 1 de octubre de 2001. [7]

En Europa esta tecnología se integró bajo el nombre de UMTS (Universal Mobile Telecommunications System) y CDMA 2000 (Code Division Multiple Access) en Estados Unidos y Tecnología CDMA síncrona por división de tiempo (TD-SCDMA) para China, de ahí la necesidad de crear un estándar global para unir las diferentes tecnologías. [8]

Se desarrolló el estándar IMT 2000, sancionado por la UIT (Unión Internacional de Telecomunicaciones), que de manera global unía diferentes sistemas de telecomunicaciones para que todas fueran consideradas tecnologías 3G.

En cuanto a las frecuencias utilizadas por dicha tecnología, nos encontramos en el rango de los 0,9 hasta los 2,5 GHz.

La tecnología 4G no haría su aparición hasta alrededor del año 2005, donde se fueron desarrollando prototipos que utilizaban frecuencias mayores, y eran capaces de conseguir anchos de banda de hasta 1 Gbps, es decir, 500 veces más rápida que la tecnología 3G.

Su modelo comercial sería desarrollado por la empresa sueca Telia Sonera bajo las siglas LTE (Long Term Evolution). Supuso la unión de varias multinacionales ya que los dispositivos modem fueron aportados por Samsung y la infraestructura creada por Huawei en Oslo y Ericsson. [8]

Al igual que para la tecnología 3G, la UIT renovó el estándar IMT2000 para actualizarlo a esta nueva tecnología, con el nuevo nombre IMT Advanced, donde se regularía la velocidad de esta nueva red y las frecuencias en las que trabajaría.

En esta tecnología, el rango de frecuencias se modificó y pasó a utilizar un rango de 2 hasta 8 GHz. [9]

5.2. Redes 5G y 6G

La quinta generación de redes inalámbricas, 5G, la cual ha sido desarrollada durante estos últimos años y todavía sigue en evolución, buscando su implantación en todo el mundo, es conocida como “WWWW” (World Wide Wireless Web).

La tecnología inalámbrica 4G no es viable para proporcionar soporte en el futuro, ya el tráfico de datos móviles ha experimentado una explosión y se espera que este desarrollo continúe en los próximos años. El sistema inalámbrico 5G puede aportar hasta 1000 veces o más de la capacidad que ofrece el mundo móvil actual. [9]

Velocidades altísimas de red, combinadas con latencias bajas nos dan una tecnología que es capaz de conectar dispositivos en tiempos de respuesta muy cortos, con unos delays mínimos, que se encuentran alrededor el milisegundo frente a los aproximados 200 ms que tarda el 4G. [10]

La hiperconectividad será posible gracias a la capacidad de conectar muchos dispositivos conjuntamente y poder transmitir datos entre ellos con facilidad. En el ámbito industrial y empresarial también se notará debido a que la tecnología hará que mejoren los modelos productivos al sacar el máximo partido a los servicios cloud, la robotización o la inteligencia artificial. [10]

5G utiliza las frecuencias de 700 MHz y 3,5 GHz, ya que al no ser una tecnología completamente desarrollada se sigue apoyando en las redes LTE de 4G. Progresivamente las bandas actuales se irán migrando a 5G y los despliegues se completarán con las bandas de frecuencia de entre 26 y 28 GHz, [11] que es lo que se conoce como 5G-Advanced, una versión totalmente independiente de las redes 4G.

En la Ilustración 7, a continuación de este párrafo, se presenta una línea temporal de las tecnologías de comunicación a lo largo de los últimos años.

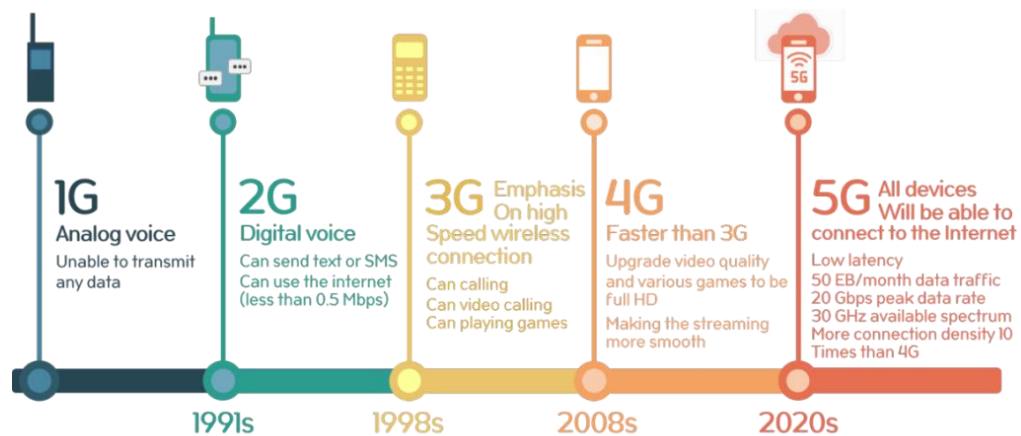


Ilustración 7. Evolución de las tecnologías. Fuente: LinkedIn, Samad A., 2022

Y, por último, vamos a hablar sobre la tecnología del futuro. La tecnología 6G, todavía desconocida e incierta. Es cierto que la tecnología 5G está todavía bajo desarrollo para que sea la tecnología a usar durante los años venideros, pero lo cierto es que se van a complementar. Posiblemente la red 5G sea el soporte de la futura 6G, y se utilice como a niveles mucho más avanzados. Su lanzamiento para la utilización se prevé alrededor de 2030.

La red 6G, que va más allá del 5G, contiene todas sus ventajas además de ofrecer ciertas características que involucran conectividad de baja latencia a través de muchos dispositivos, velocidad masiva, disponibilidad de datos en tiempo real para ciudades inteligentes, sistemas de transporte inteligentes, Industria 4.0, etc. [12]

Su desarrollo para la industria 4.0 será vital, ya que tendrá la capacidad de manejar grandes cantidades de datos, lo que conocemos como Big Data, de magnitud incomprensible para los seres humanos, y podrá soportar aplicaciones industrias verticales, que abarcan la automatización de edificios y fábricas, e-health, fabricación, agricultura, transporte, redes inteligentes y vigilancia. [12] En la Ilustración 8 se presentan diferentes aplicaciones en un esquema gráfico.

La búsqueda de minimizar costes económicos y energéticos es esencial en la industria del futuro, y la optimización del uso de datos y conectividad entre elementos de la fábrica será esencial en el futuro.

Las bandas de frecuencia a utilizar se encontrarán en el rango sub-THz o incluso THz, necesarios para el gran caudal de datos que se persigue transportar.

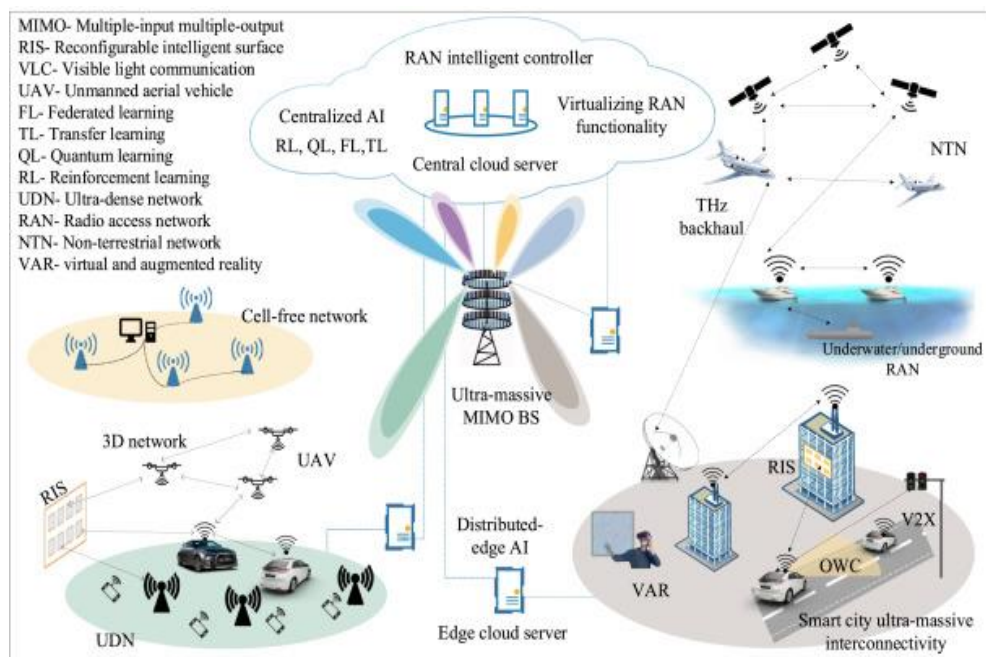


Ilustración 8. Infografía de la tecnología 6G. Fuente: Enabling technologies for AI empowered 6G massive radio access networks, 2023.

6. Efectos de la radiación EM en los humanos

El proceso más influyente en los impactos de CEM en seres vivos es la penetración directa de la piel. Los estándares actuales para la regulación de su impacto están basados en los efectos térmicos que causan. Aun así, sigue habiendo estudios que tratan de relacionar efectos no-térmicos de la influencia de CEM. La IARC (International Agency for Research on Cancer) y la WHO (Organización Mundial de la Salud en español) clasificaron los campos electromagnéticos bajo la categoría 2B como potencialmente cancerígenos. [13]

Esta categoría, según define la IARC: "Esta categoría es usada ampliamente para aquellos agentes, mezclas o condiciones de exposición para las que existen pruebas inadecuadas de carcinogenicidad en humanos e inadecuadas o limitadas en animales de experimentación. Excepcionalmente, aquellos agentes (o mezclas) para los cuales las pruebas de carcinogenicidad son inadecuadas en humanos pero suficientes en animales de experimentación, pueden ser incluidos en esta categoría cuando existan fuertes evidencias de que el mecanismo de carcinogenicidad en animales de experimentación no opera en humanos. Se incluyen aquellos agentes, mezclas y condiciones de exposición que no puedan catalogarse en otros grupos. [14]

Los estudios en relación con los efectos que la radiación electromagnética pueda causar son muy dispersos, y no se han obtenido resultados concluyentes al respecto. Como se ha comentado arriba, los estudios que se realizan son sobre animales, y encontrar una continuidad en los resultados resulta muy complicado, además del problema para extrapolarlo a los seres humanos.

Mientras estas indicaciones sí que motivan futuras investigaciones, merece la pena señalar que la interpretación de estas investigaciones es incierta - sí que existe un efecto biológico, pero no necesariamente un efecto adverso. Se ha observado que reducen la síntesis de melatonina en la glándula pineal o han aumentado la degradación de esta melatonina en 4 estudios sobre roedores, pero no se ha llegado a encontrar dichos efectos en otro estudio. Algunos grupos han investigado estos efectos sobre humanos, pero no han sido exitosos encontrando algún tipo de relación. [15]

Síntomas como la fatiga, dolores de cabeza, disminución de la concentración, problemas de corazón e infertilidad son nombrados en numerosos artículos y estudios, pero estos no se basan en investigaciones sólidas como para afirmar que son reales.

Muchos estudios también han comenzado a experimentar con las nuevas tecnologías 5G y 6G. Uno de los citados aquí, de M. Bonato, ensayan en la plataforma de Sim4Life la radiación producida por una antena de telefonía móvil en el rango de frecuencias de la red 5G y en ningún caso se superaron los límites marcados por la ICNIRP (Comisión Internacional para la Protección contra las Radiaciones No- Ionizantes).

En este estudio, se explica que a altas frecuencias es esencial considerar un modelo de piel con diferentes capas y propiedades, ya que con un modelo simple homogéneo podrían darse una gran desestimación de los niveles de exposición. [16]

6.1 Specific Absorption Rate (SAR)

Una manera de cuantificar la cantidad de radiación electromagnética que recibe un tejido es mediante el SAR.

SAR hace referencia a “Specific Absorption Rate” (Tasa de Absorción Específica). El SAR es una medida de la velocidad a la que el cuerpo absorbe la energía cuando se expone a campos electromagnéticos. Se define como la potencia absorbida por masa de tejido y tiene unidades de vatios por kilogramo. El SAR generalmente se promedia en todo el cuerpo o en un pequeño volumen de muestra (generalmente 1 g o 10 g de tejido). Los límites de SAR para un objeto radiante dependen del país, por ejemplo, en los Estados Unidos, la FCC requiere que los teléfonos vendidos tengan un nivel de SAR igual o inferior a 1,6 vatios por kilogramo (W/kg) en un volumen de 1 gramo de tejido. En la Unión Europea, el CENELEC especifica los límites de SAR para los teléfonos móviles, y otros dispositivos portátiles similares, a 2 W/kg de media sobre 10 g de tejido. Estos valores de SAR se establecen para la radiación que interactúa con el cuerpo humano, no hay especificación sobre los límites de SAR que puede recibir una muestra de plasma sanguíneo. [26]

La tasa de absorción específica (SAR) (ecuación 7) se calcula de la siguiente manera:

$$SAR = \frac{1}{2} \cdot \frac{(\sigma + \omega \epsilon_0 \epsilon'') \cdot |E|^2}{\rho} \quad [7]$$

- σ es la conductividad eléctrica del medio o tejido (S/m)
- ω es la frecuencia (Hz).
- ϵ_0 es la permitividad del vacío.
- ϵ'' es la permitividad relativa compleja, lo que nosotros llamamos “Loss factor”
- ρ es la densidad de masa del medio o tejido (Kg/m³).
- E es el campo eléctrico medido en el tejido (V/m).

7. Software de utilización

7.1 GiD - ERMES

GiD es un pre y post procesador universal, adaptativo y user-friendly para simulaciones numéricas en ciencia e ingeniería. Se diseñó para cubrir necesidades básicas en simulaciones numéricas desde el pre hasta el post procesado. [4]

Es un programa utilizado para simulaciones numéricas de elementos finitos (FEM), dinámica de fluidos computacional (CFD) además de otros tipos de simulaciones. Con GiD se pueden realizar mallados de modelos 3D y definir condiciones para la simulación de manera adecuada, con una interfaz intuitiva y fácil de entender. Además, su esquema permite implementar complementos de códigos simulación para permitir un uso más extenso del software. Su interfaz se puede ver en la Ilustración 9 a continuación.

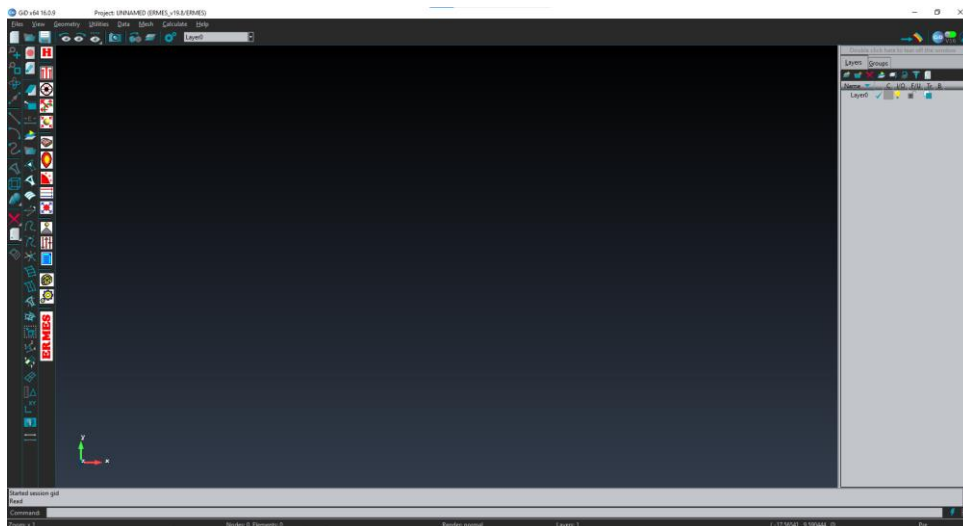


Ilustración 9. Interfaz de GiD ERMES

ERMES, como he mencionado anteriormente, es un código de elementos finitos en el dominio de la frecuencia que implementa una versión simplificada del método de las ecuaciones de Maxwell regularizadas ponderadas (ecuaciones 1-3,5). Produce matrices bien condicionadas que pueden ser resueltas eficientemente con métodos iterativos de bajo consumo de memoria. [5]

ERMES es la implementación en C++ de la formulación de elementos finitos llamada HORUS (High ORder Elements Un-gauged near the Singularity) el cual ha sido validado para diferentes aplicaciones. Los resultados de ERMES han colaborado con mediciones experimentales y diferentes métodos

numéricos como MoM o FDTD [25]. Este código ha sido desarrollado por CIMNE. En la Ilustración 10 vemos un caso práctico de aplicación del programa ERMES.

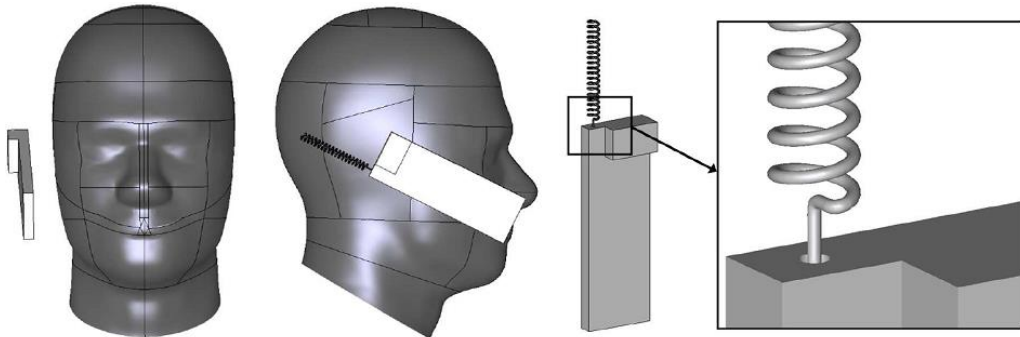


Ilustración 10. Modelado de una antena en GiD ERMES. Fuente: Galería ERMES, s.f.

De manera muy breve, indicar que el Método de los Elementos Finitos (MEF) es una técnica numérica ampliamente utilizada en ingeniería para resolver problemas complejos. Este método destaca principalmente porque su implementación computacional puede realizarse de forma matricial, lo que lo facilita su programación. El MEF consiste en dividir el problema en un conjunto de elementos mucho más pequeños que el objeto del estudio global. Dentro de cada elemento se identifican puntos representativos conocidos como "nodos". Los nodos adyacentes pertenecen al mismo elemento finito, y un nodo en la frontera de un elemento puede ser compartido por varios elementos. El conjunto de nodos y sus relaciones de adyacencia constituyen lo que se llama "malla". Los pasos principales para aplicar el MEF son:

- Definición de la malla: Se establece el tamaño y la separación mínimos de los elementos, incluyendo el tipo de elementos a utilizar, estos elementos pueden ser de varias clases tetraedros, lineales, tipo viga, entre otros.
- Definir las condiciones de contorno; Se definen cómo interactuarán los elementos entre sí y con el entorno, así como las propiedades de cada una de las capas y los materiales
- Resolución de ecuaciones diferenciales que definen nuestro problema: Se utilizan métodos matriciales, o iterativos para resolver dichas ecuaciones
- Análisis e interpretación de resultados: Es crucial justificar el porqué de los resultados obtenidos e interpretar su corrección.

El MEF ha marcado un avance significativo en la resolución de problemas de ingeniería en el mundo moderno. Dada su versatilidad, el método ha sido extendido a otros campos no estructurales como la conducción de calor, la mecánica de fluidos y el electromagnetismo, compitiendo con otros métodos numéricos como el método de las diferencias finitas, que, aunque más intuitivos, presentan dificultades en el manejo de geometrías complejas [6].

8. Modelo de la piel humana

El modelo de piel que utilizaremos ha sido cedido por el estudio realizado por Noa Betzalel, Paul Ben Ishai, Alexander Puzenko & Yuri Feldman, “*Emission from human skin in the sub-THz frequency band*” [37], en el que realizan irradiaciones a la piel humana en el rango de 480-700 GHz. En este trabajo, como se ha mencionado anteriormente se analizarán las frecuencias de 700MHz, 3,5GHz y 26 GHz, tomando como referencia el modelo de piel de Noa et al. [37].

El modelo de piel utilizado para este estudio electromagnético es de tipo multi-capa, que consiste en 2 capas principales, epidermis y dermis, donde la última es dividida en tres sub-capas. En total, el modelo de piel consiste en 4 capas de diferentes tejidos. El corte tiene unas dimensiones de 0,4 x 0,4 mm y una altura de 1.5 mm. Se puede ver en una vista lateral en la Ilustración 11. También se le ha añadido un conducto sudoríparo, como un conducto helicoidal, que realiza una espira a medida que avanza hacia el exterior de la piel.

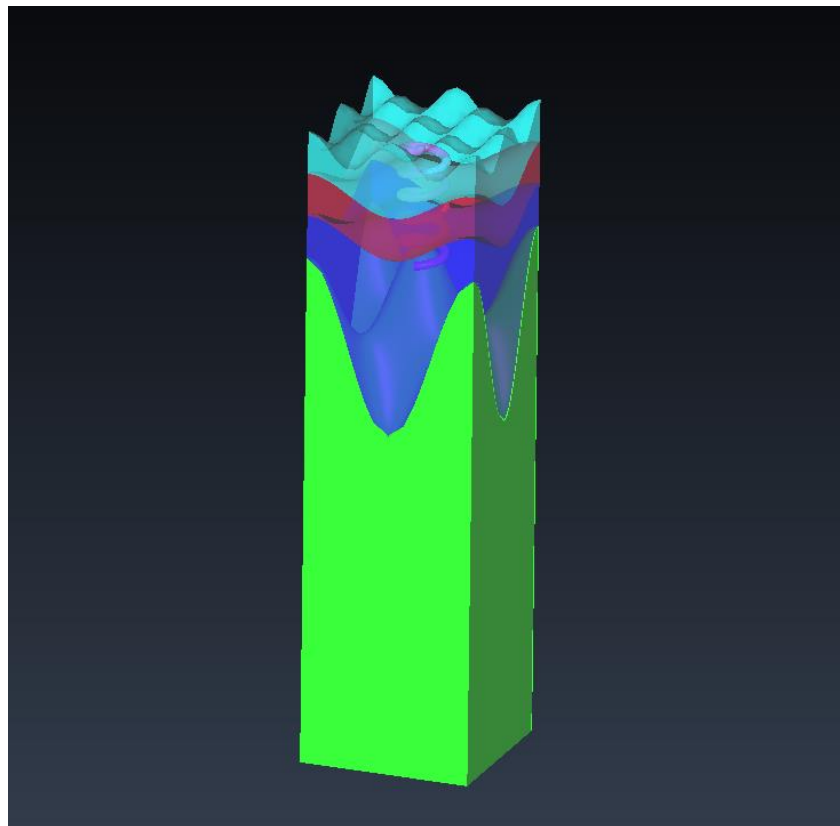


Ilustración 11. Modelo de piel humana

En adición, al modelo original, se ha creado una capa que simula el aire (vacío), para poder lanzar el frente de onda desde una distancia adecuada y que la onda incida de manera correcta sobre la piel. Esto es necesario ya que lanzarla directamente sobre la piel sin espacio intermedio daría lugar a resultados erróneos y/o no realistas.

Cada tejido tendrá que ser definido con diferentes propiedades de conductividad y permitividad eléctricas y magnéticas. La permitividad absoluta se calcula multiplicando la permitividad relativa por la del vacío, según la siguiente fórmula.

$$\varepsilon = \varepsilon' \cdot \varepsilon_0 \quad [8]$$

Estas propiedades de conductividad y permitividad varían de manera no-lineal con la frecuencia. Tras una breve búsqueda, se han encontrado bases de datos de múltiples estudios con ensayos para determinar estas propiedades.

Se ha elaborado una tabla de Excel con las propiedades de la piel humana, a partir de la base de datos “*Database of Tissue Dielectric Properties for Electromagnetic Modeling of Human Body*”. [24] Los datos de la dermis y epidermis son muy importantes, ya que se han extraído del estudio de Sasaki, K. et al. [18] del National Institute of Information and Communications Technology en Tokio, sobre piel de cerdo.

“Casi todos los estudios existentes anteriores fueron realizados mediante experimentos “in vitro” utilizando una sonda no destructiva. Los resultados de estas mediciones representan la condición ideal de los tejidos biológicos, ya que incluyen los efectos del metabolismo basal y el flujo sanguíneo, que se descuidan en el tejido excitado para las mediciones in vitro”. [18] [24]

También se ha comparado con los valores del centro Nello Carrara en Florencia, Italia [23] para comprobar que las magnitudes correspondían. Para la sangre, se ha hecho la media de ambos valores, ya que influye la cantidad de hierro que el sujeto pueda tener en sangre. Las siguientes tablas (Tabla 1-3) muestran los valores utilizados para las diferentes capas y diferentes frecuencias.

Las propiedades para la epidermis, debido a que el modelo contiene una subdivisión muy precisa, se han establecido las propiedades de “Mid Epi” y “Deep Epi” iguales. Para las propiedades de SC, la capa superficial, se han tomado las propiedades de “Skin Dry” del IFAC (Centro Nello Carrara), simulando la piel de un sujeto que no está sudando. [23]

	700 MHz (707,9 MHz para SC)			
	Relative Permittivity	Loss factor	Electric Cond	Perm. Magn.
SC	42,698	20,5424	0,7999	VACÍO
Mid Epi	40,73857	14,1584	0,3938	
Deep Epi				
Dermis	41,26751	16,4451	0,6476	VACÍO
Sangre/vena	62,324174	34,4737	1,40680	VACÍO

Tabla 1. Propiedades de tejido para 700 MHz

	3,5 GHz			
	Relative Permittivity	Loss factor	Electric Cond	Perm. Magn.
SC	37,0050	10,3995	2,0249	VACÍO
Mid Epi	34,5485	8,7483	1,7033	
Deep Epi				
Dermis	38,4303	12,7937	2,4910	VACÍO
Sangre/vena	60,2780	19,6601	3,6974	VACÍO

Tabla 2. Propiedades de tejido 3,5 GHz

	26,5 GHz			
	Relative Permittivity	Loss factor	Electric Cond	Perm. Magn.
SC	17,409	16,8061	24,776	VACÍO
Mid Epi	16,94773	13,30275	19,61132	
Deep Epi				
Dermis	14,94772	14,52543	21,41382	VACÍO
Sangre/vena	25,028596	24,12239	41,273357	VACÍO

Tabla 3. Propiedades de tejido 26,5 GHz

Por otro lado, para la permeabilidad magnética de los tejidos biológicos, según un estudio de Jaakko Malmiuvu, de la universidad de Berlín, concluye: “La permeabilidad magnética del tejido biológico es aproximadamente la del vacío. Por lo tanto, el tejido no tiene algún efecto notable en el propio campo magnético.” [19]. Por tanto, en nuestro estudio tomaremos la permeabilidad magnética como la del vacío.

Para el conducto sudoríparo, es lógico pensar que las propiedades eléctricas deben ser cercanas a la del agua. No es una aproximación errónea, pero sus propiedades dependen de la concentración de minerales, urea y alcohol que el sujeto contenga en su sudor, además del nivel de hidratación de este.

En un estudio de Reino Unido se realizó un ensayo con una solución salina similar al sudor. El sudor humano artificial utilizado en el estudio se sintetizó de acuerdo con la norma europea EN1811:2011. En la tabla se enumeran las soluciones acuosas que se prepararon para sintetizar la transpiración. La receta consistió en disolver en 1 L de agua destilada 0,5% de NaCl, 0,1% de KCl, 0,1% de ácido láctico y 0,1% de urea. Se sintetizaron cinco soluciones con diferentes concentraciones de metabolitos y minerales, tal y como se observa en la Ilustración 12. Estas soluciones cubrieron el espectro de concentración de transpiración que se encuentra en los seres humanos en diferentes condiciones de hidratación. Todas las mediciones se hicieron a temperatura ambiente de 23°C. [20]

Table 1
Artificial sweat solutions under test.

Base component	Concentration of components (g/L)				
	Over-Concentrated (4%)	Concentrated (2%)	Standard (1%)	Diluted (0.5%)	Over-diluted (0.25%)
NaCl	20 g	10 g	5 g	2.5 g	1.25 g
KCl	4 g	2 g	1 g	0.5 g	0.25 g
Urea	4 g	2 g	1 g	0.5 g	0.25 g
Lactic acid	4 g	2 g	1 g	0.5 g	0.25 g

Ilustración 12. Propiedades de sudor artificial. Fuente: Effect of metabolite ... diagnostic sensors [20], 2023.

Nuestra columna (Standard (1%)) de la ilustración 12 es para un sujeto con una hidratación estándar.

Las gráficas obtenidas del estudio se muestran en las Ilustraciones 13 y 14, a continuación.

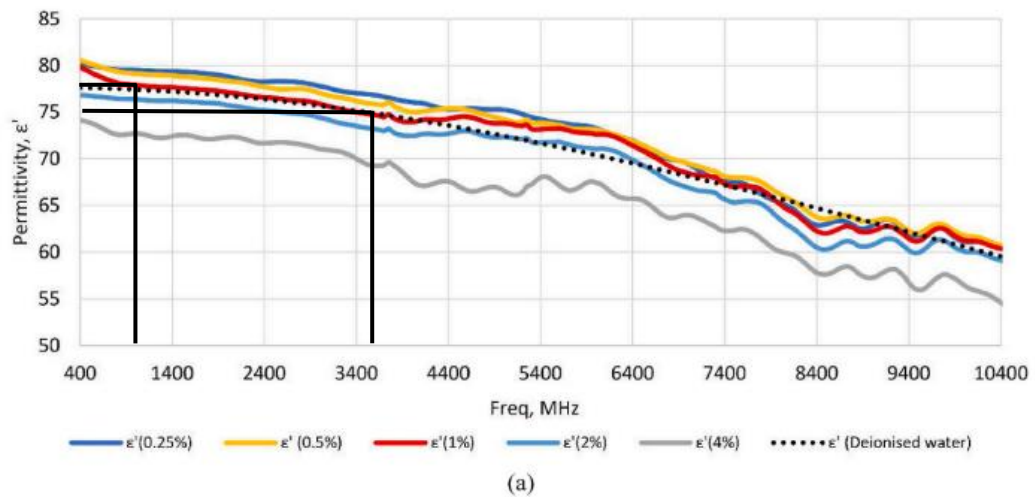


Ilustración 13. Permitividad a temperatura 23°C. Fuente: Effect of metabolite ... diagnostic sensors [20], 2023.

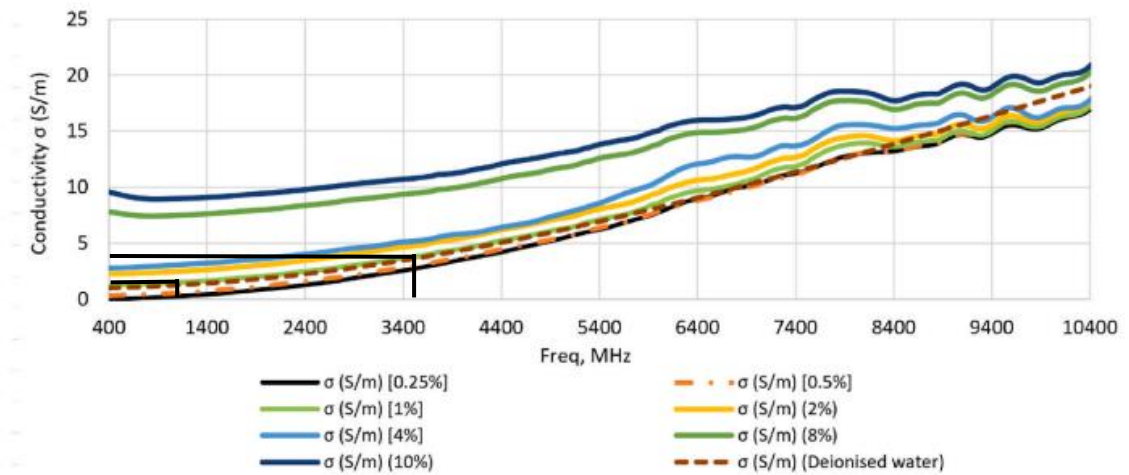


Ilustración 14. Conductividad eléctrica del sudor, temperatura 23°C. Fuente: Effect of metabolite ... diagnostic sensors [20], 2023.

Por otro lado, se ha consultado otro estudio, realizado por el Departamento de Química de la Universidad de Rice en el que se hizo un estudio similar al anterior, a una temperatura de 25 °C y una solución salina muy parecida a la anterior. [21]

Se obtuvo la siguiente gráfica, mostrada en la Ilustración 15. El valor para 700 MHz y para 3GHz es muy similar al obtenido del estudio de Reino Unido.

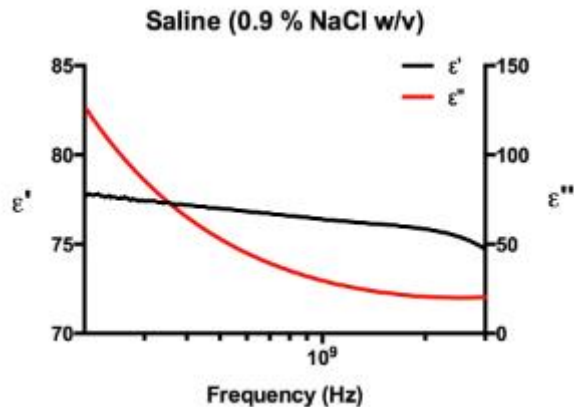


Ilustración 15. Permitividad de solución acuosa. Fuente: Caracterización de permitividad eléctrica de soluciones acuosas [21], 2022

La parte izquierda es la parte real de la permitividad, y la derecha la imaginaria. Para el caso de 700 MHz, hemos tomado una permitividad real de 77 y una imaginaria de 40 (F/m), y para la conductividad 2 (S/m), contrastando los valores de ambos estudios. Para el caso de 3,5 GHz, los valores escogidos para la permitividad son 75 para la real y 20 para la imaginaria (F/m) y 4 (S/m). Por otro lado, para el caso a más alta frecuencia, de 26,5 GHz, nos hemos centrado en otro estudio. En este caso es un estudio realizado en la facultad de Ingeniería de la Universidad del Cairo por Eldamak et al [27].

En el trabajo de Eldamak et al, las mediciones incluyen soluciones acuosas de cloruro de sodio (NaCl), cloruro de potasio (KCl), urea y ácido láctico, así como sus mezclas. Además, se caracterizan mezclas de NaCl, KCl, urea y ácido láctico, que imitan el sudor artificial en diferentes estados de hidratación. La permitividad dieléctrica compleja para todas las soluciones y mezclas preparadas se estudia en el rango de 1-20 GHz, a una temperatura de 23 °C, con concentraciones iónicas en el rango de 0,01-1,7 mol/L. Las preparaciones de sudor artificial (AS) siguen la norma europea EN1811:2011, esta receta incluía 0,5% de NaCl, 0,1% de urea y 0,1% de ácido láctico disuelto en 1 L de agua destilada, aunque estaba ligeramente modificada. [27]

Para este trabajo escogeremos un valor de concentración de sales en el sudor artificial para un sujeto con una hidratación normal, tal y como hemos hecho para los casos anteriores. En el apartado 3.3 de este artículo podemos observar los resultados experimentales para las mezclas de sudor artificial realizadas. Las gráficas se muestran en la Ilustración 16.

Como se puede observar, necesitaremos hacer una regresión para obtener los resultados reales ya que no se ha llegado a una frecuencia tan alta y por tanto debemos de realizar una aproximación. La línea que debemos seguir es la de “Diluted Sweat”, que es la de un sujeto con una hidratación habitual.

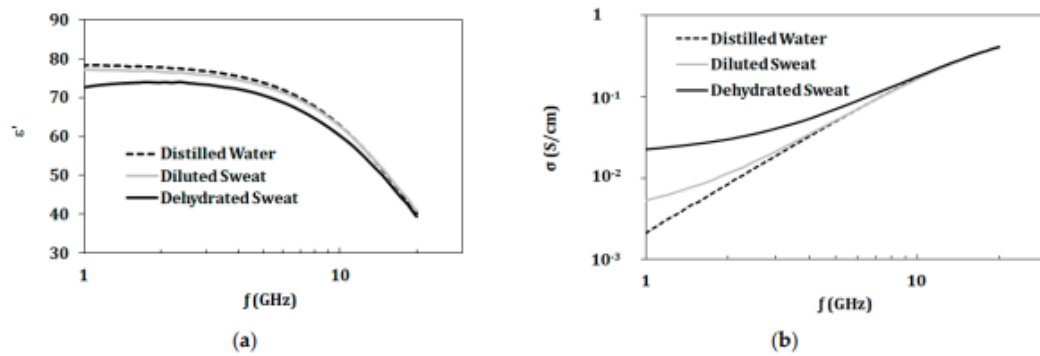


Ilustración 16. Constantes dieléctricas para sudor a 26,5 GHz. Fuente: Study of the Dielectric Properties of Artificial Sweat Mixtures at Microwave Frequencies [27], 2020.

Para ello, se ha utilizado el WebPlotter de <https://automeris.io/>, donde podremos subir las imágenes para extraer los datos de ellas y con ello pasarlo a Excel. Tras ello se trazará una línea de tendencia polinómica de grado 3 y obtendremos la ecuación que utilizaremos para obtener los valores de la permitividad y la conductividad. Estas gráficas de Excel se muestran en las Ilustraciones 17 y 18.

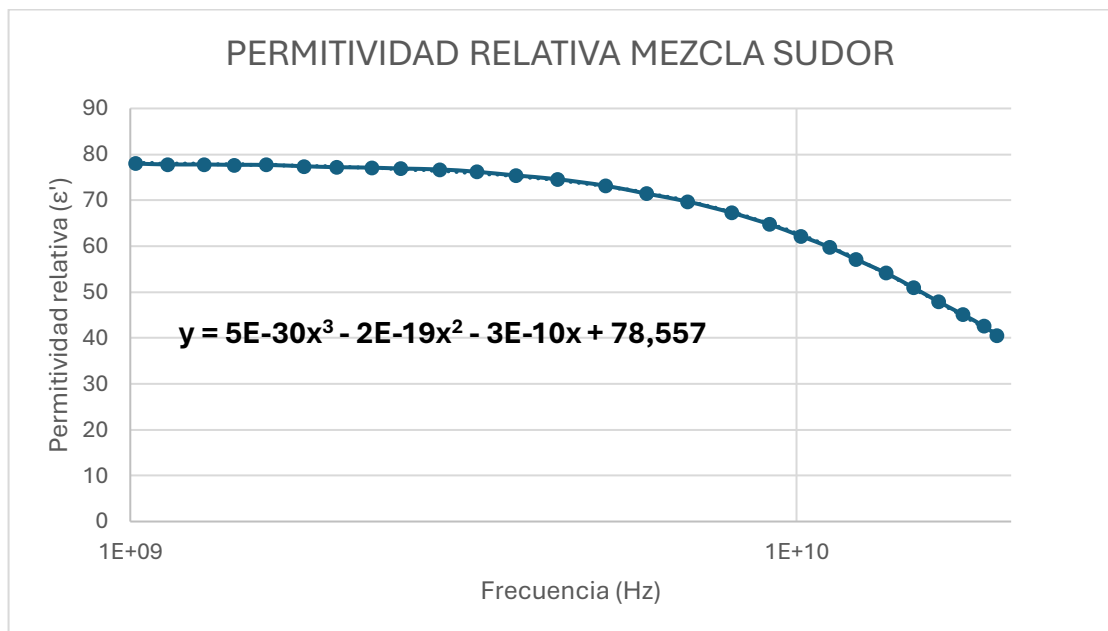


Ilustración 17. Curva de permitividad realizada en Excel

Sustituyendo el valor de nuestra frecuencia en la ecuación, tenemos una permitividad relativa de **23.2051**.

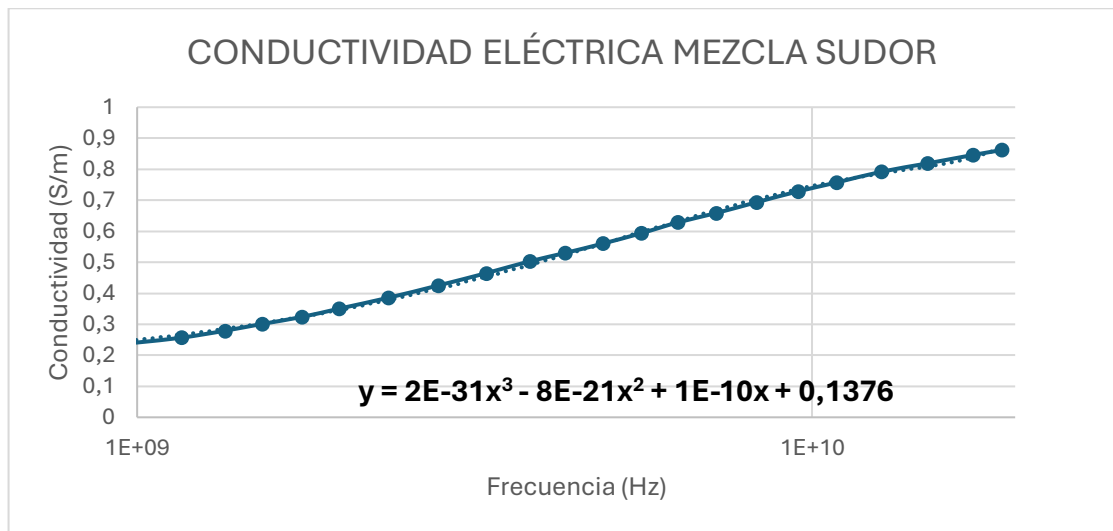


Ilustración 18. Curva de conductividad realizada en Excel

Por otro lado, para el valor de la conductividad eléctrica, tenemos un valor de 0.8915 S/cm o lo que es lo mismo $8,915 \times 10^{-3}$ S/m.

8.1. Mejoras y modificaciones del modelo

Con la finalidad de hacer un estudio más realista, acordamos en realizar un conducto adicional en la zona de la dermis, simulando una arteria. Este trozo de piel podría ser una representación de la parte interior de una muñeca humana. Para ello, se ha tenido que modificar el modelo de piel mediante operaciones booleanas en GiD. A continuación, se muestra el proceso seguido para crear el volumen cilíndrico.

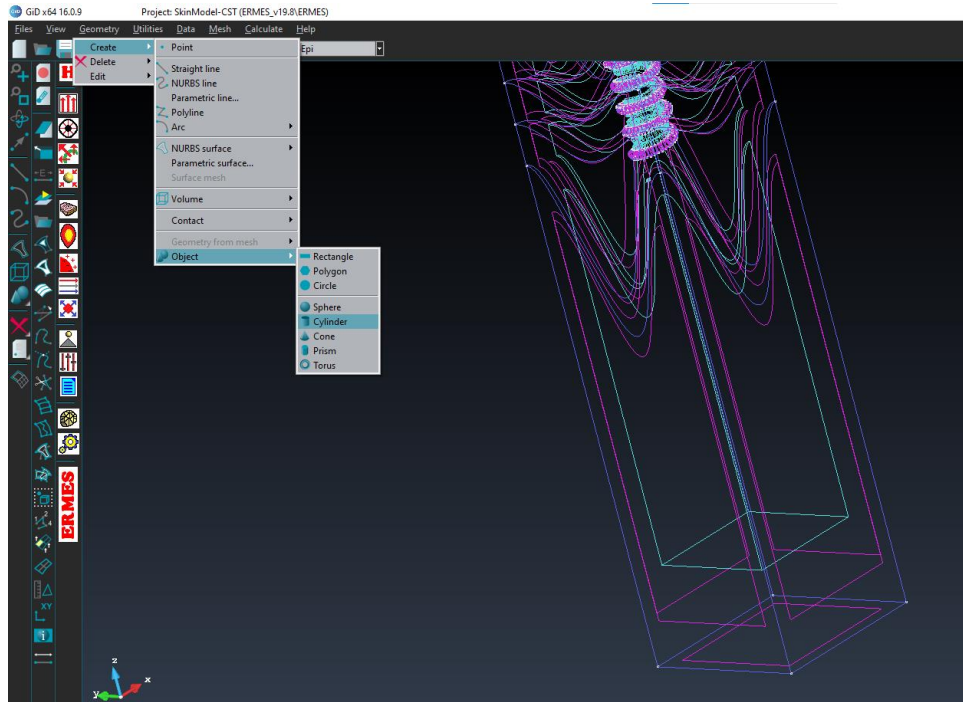


Ilustración 19. Creación de cilindro en el modelo

Primero iremos al apartado “Geometry”, y seleccionaremos un objeto cilindro en el menú contextual, como se observa en la ilustración 19.

Al seleccionarlo, deberemos de seleccionar los componentes de dicho cilindro. Como nuestro modelo está orientado mediante los ejes, podemos escoger la orientación en X o en Y para que sea perpendicular a nuestra dermis, tal y como se muestra en la ilustración 20.

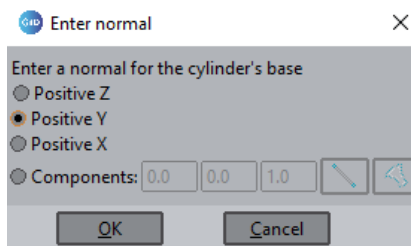


Ilustración 20. Selección de la dirección del cilindro

Una vez seleccionamos la dirección, creamos el cilindro. El valor del diámetro de la arteria ha sido encontrado en un artículo de la Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología, en el artículo “*Descripción y análisis del patrón de normalidad de flujo dinámico y morfológico de las arterias principales de la muñeca y mano en población sana española*”, de los autores Coderech C, J., Corella M, F et al. En este artículo se realiza un análisis en 200 manos de 100 voluntarios sanos españoles de entre 20 y 30 años, mediante un ultrasonido Doppler para medir las características capilares de las arterias radiales y cubitales. [17].

Al principio se pensó en la idea de simular la arteria radial o ulnar, o alguna de sus ramificaciones, pero debido al tamaño reducido de nuestro bloque de piel, de corte 0,4mm x 0,4mm nos vimos obligados a reducir su tamaño al de una arteriola, de diámetro 0,2 mm a una profundidad de 1 mm de la piel. Las características de la sangre serán las mismas. El modelo modificado se muestra en la ilustración 21.

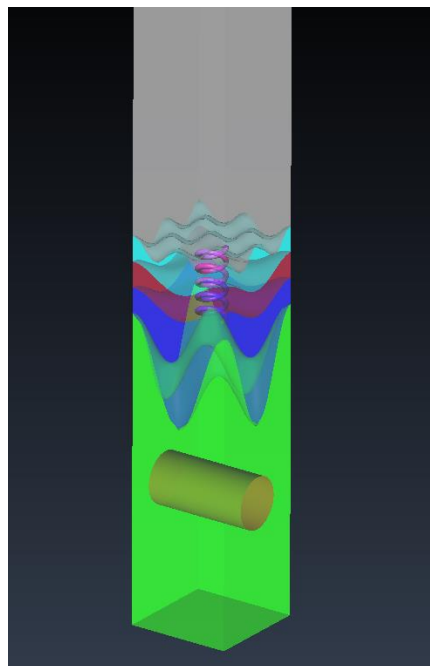


Ilustración 21. Modelo de piel modificado.

Una vez creado el cilindro, hay que asignarle las propiedades. En nuestro estudio tomaremos una simplificación, ya que si no se complicaría demasiado. El conjunto del cilindro lo tomaremos con las propiedades de la sangre, ya que simular también una capa de pared venosa sería difícil de diferenciar y aplicar unas propiedades diferentes.

Para comenzar a asignar las propiedades, nos iremos al apartado Data -> IHL Materials, tal y como se muestra en la ilustración 22.

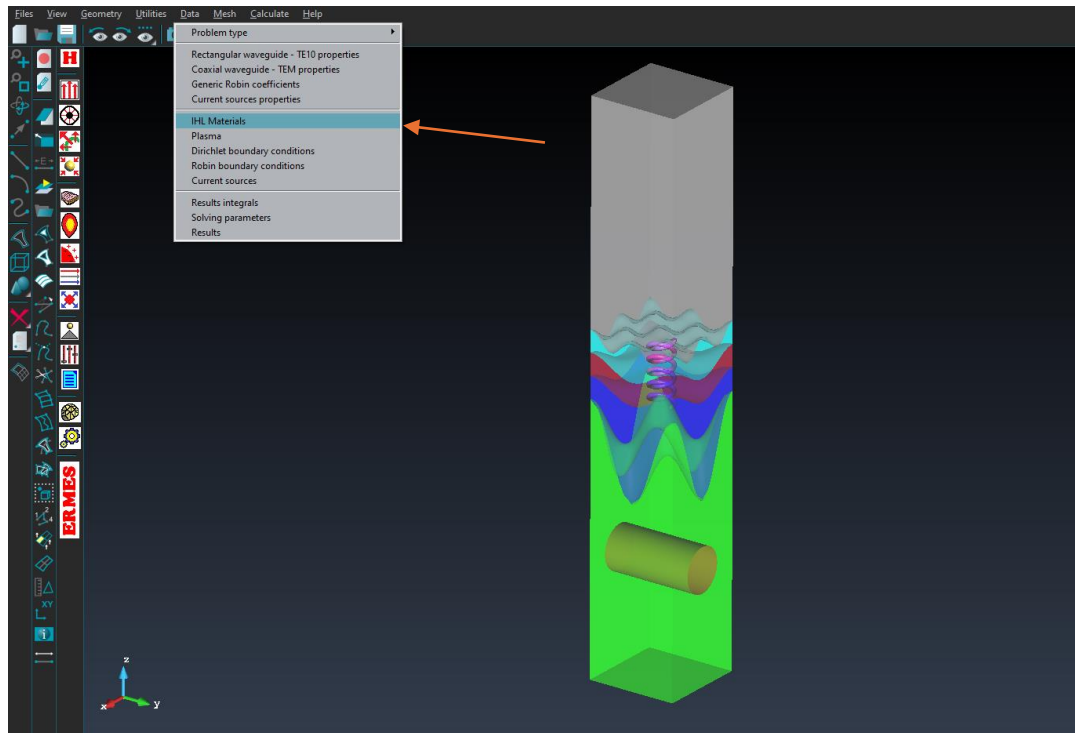


Ilustración 22. Interfaz para seleccionar IHL Materials

Una vez seleccionado, creamos un nuevo material IHL. Le asignaremos el nombre que queramos, en este caso lo nombraré Arteria al tratarse de esa parte. Una vez aquí ya podremos escoger las propiedades del material. Por último, debemos pinchar en el botón “Assign” y seleccionar el cilindro al que le queremos asignar la propiedad. Se puede observar el procedimiento en la siguiente ilustración 23.

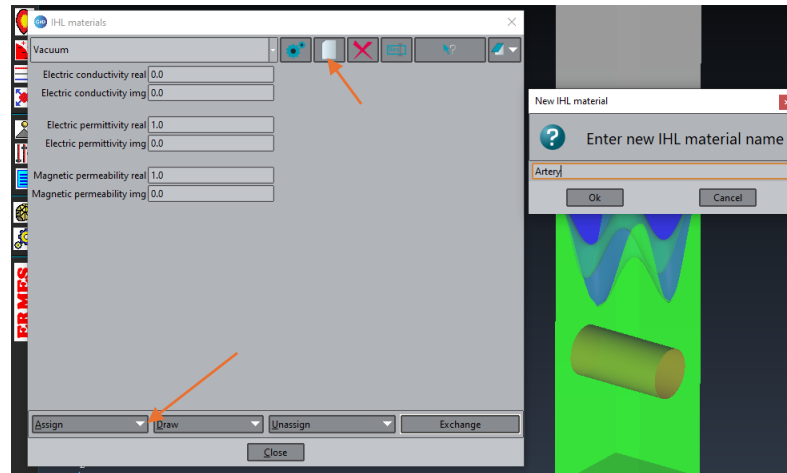


Ilustración 23. Creación de nuevo material IHL

Una vez creado el material de la arteria, vamos a comenzar a definir las condiciones de simulación en el programa, una por una.

8.2. Condiciones de simulación

Coaxial Port – TEM

Estas condiciones no afectan a nuestro caso, pero se ha recomendado dejar las opciones Epr Coax y Mu Coax en el valor de 1 para evitar errores en la simulación. El menú se muestra en la ilustración 24.

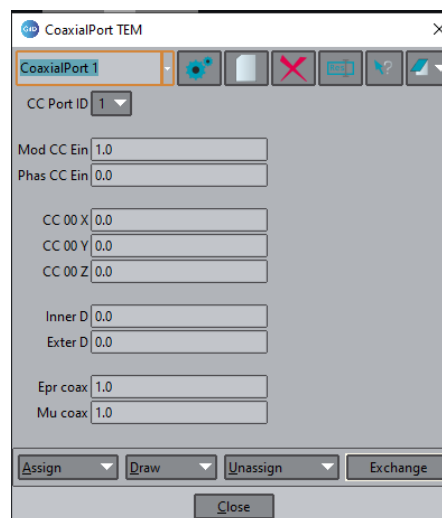


Ilustración 24. CoaxialPort TEM

Robin Condition Coefficients

Dentro de este bloque, tenemos varios apartados, de los cuales habrá que definir el que sea de nuestro estudio. En este caso, el estudio se tratará de ondas planas, por lo que habrá que seleccionarlo en el desplegable superior. Una vez aquí, habrá que asignar los valores y superficies que queramos que sean los contornos.

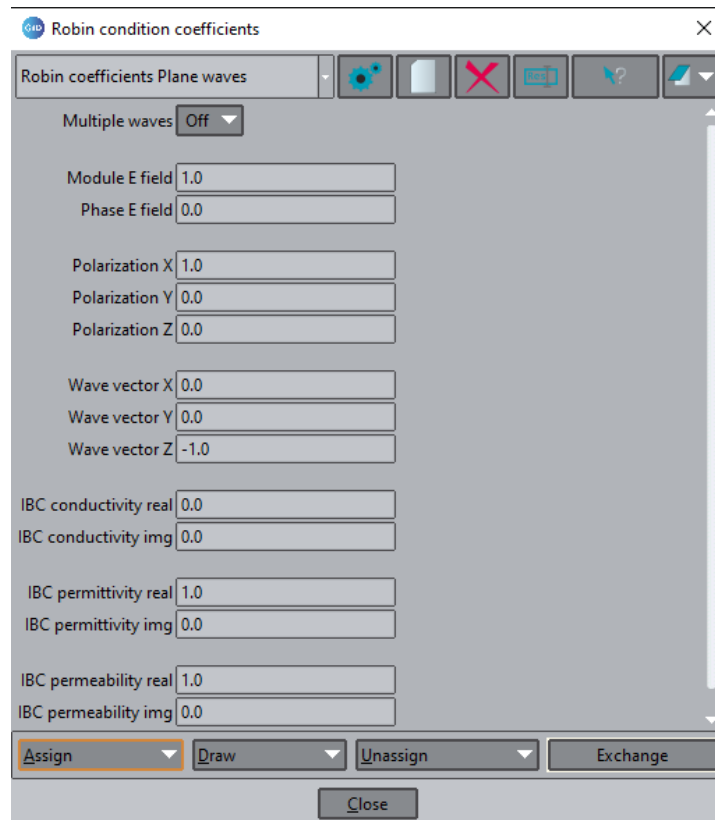


Ilustración 25. Robin Condition Coefficients

Como se indica en la ilustración 25 anterior, el módulo del campo eléctrico se coloca en 1.

La dirección de oscilación/polarización de la onda será el eje X, y se transmitirá en perpendicular a la superficie de la piel, por lo tanto, la dirección “Wave” deberá de ser -1, para que incida en esa dirección.

IBC conductivity se anota en 0, y la permitividad y permeabilidad se anotan en 1 para establecer el funcionamiento (son requerimientos del programa).

IHL Materials

En este apartado, es importante consultar bases de datos médicas y estudios relacionados con la piel, ya que al tener un modelo multi-capa necesitamos conocer las propiedades de cada capa de la piel para tener una simulación correcta.

Como se ve en la ilustración 26, en el desplegable podemos seleccionar la capa que queremos modificar, y podemos cambiar las propiedades a nuestro gusto.

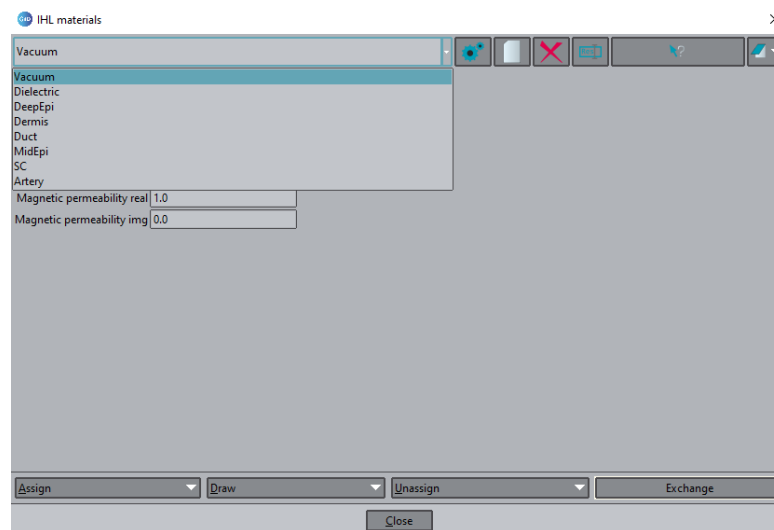


Ilustración 26. Selección de material en IHL materials

Una vez seleccionado el material que queremos modificar, se pueden colocar las propiedades de cada capa.

Robin conditions

Tras definir los materiales, debemos de definir las superficies que utilizarán las condiciones de contorno de Robin. Para ello, abriremos el menú y seleccionaremos en el desplegable el botón “Robin condition full wave” y dentro de los coeficientes, seleccionamos “Robin condition plane waves”, al tratarse del tipo de ondas con el que estamos trabajando. El menú se muestra en la ilustración 27.

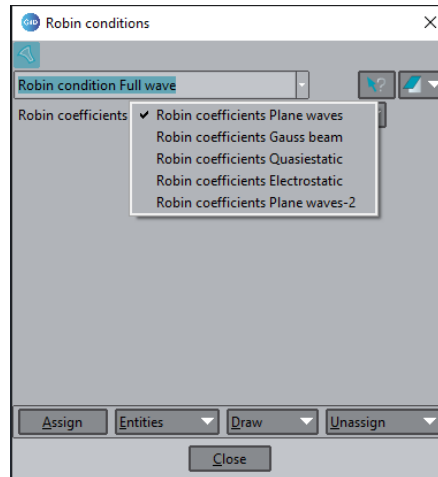


Ilustración 27. Robin conditions

Una vez seleccionada la opción en el desplegable, debemos de asignar las superficies para las condiciones de contorno de Robin. Serán las superficies de inicio y final de la onda. Mediante el botón “Assign” podemos elegir las superficies. Para comprobar que lo hemos hecho correctamente, se puede desplegar el menú “Draw” y seleccionar Colors para que nos muestre las superficies marcadas. El resultado que deberíamos obtener se muestra en la ilustración 28 de la siguiente página.

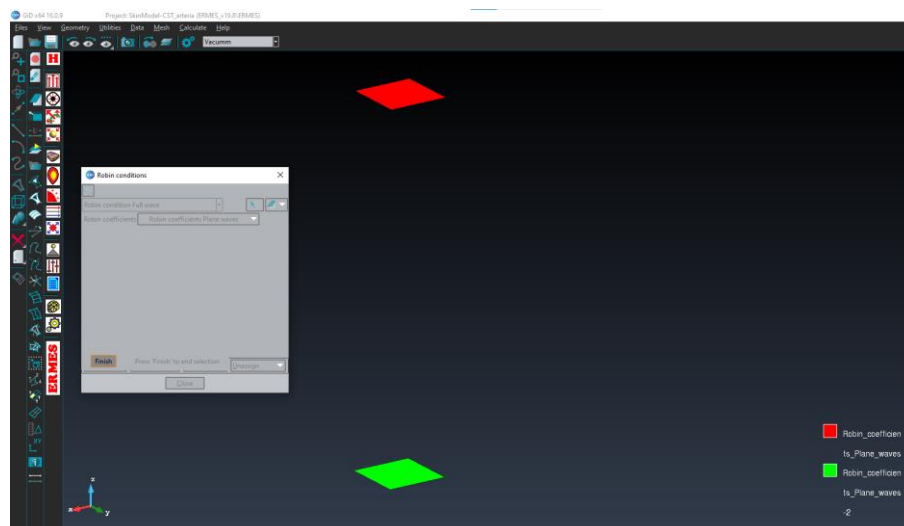


Ilustración 28. Condiciones de contorno de Robin en el modelo

Dirichlet Conditions

En este apartado, debemos asignar a las paredes laterales de nuestro modelo diferentes condiciones. En el eje de oscilación de la onda, el eje X, debemos de asignar unas condiciones de conductor eléctrico perfecto (PEC), con la finalidad de evitar que las ondas en nuestro modelo reboten en las paredes al chocar y causen resultados no realistas e incorrectos.

De la misma manera, en la dirección Y debemos de asignar las propiedades de conductor magnético perfecto (PMC). Mediante el botón “Assign”, en el módulo para superficies, seleccionaremos los desplegables adecuados y se los asignaremos a las paredes.

[26] Un conductor eléctrico perfecto es donde aplicamos las siguientes condiciones a nuestra superficie (ecuaciones 9-10):

$$\bar{\nabla} \cdot (\epsilon E) = 0 \quad [9]$$

$$\hat{n} \times \bar{E} = 0 \quad [10]$$

Un conductor magnético perfecto es donde aplicamos las siguientes condiciones a nuestra superficie (ecuaciones 11-12):

$$\hat{n} \times \nabla \times E = 0 \quad [11]$$

$$\hat{n} \cdot E = 0 \quad [12]$$

Un ejemplo de la selección del apartado PEC se muestra en la ilustración 29.

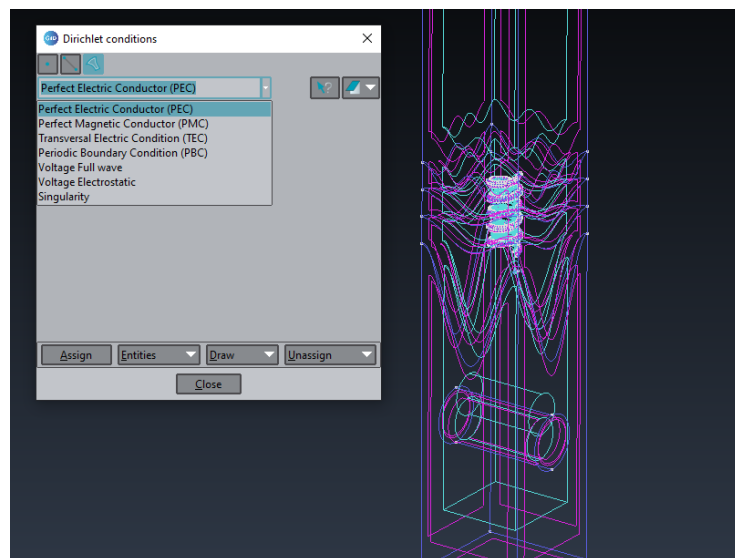


Ilustración 29. Dirichlet conditions, selección de PEC

Una vez lo hayamos hecho correctamente, si vamos a “Draw” y “Colors” debería de tener este aspecto, mostrado en las ilustraciones 30 y 31.

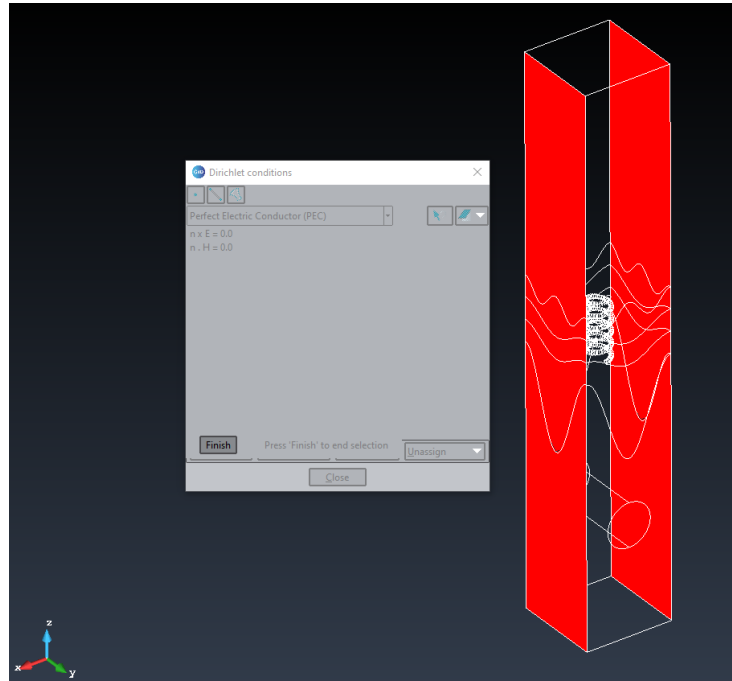


Ilustración 30. Condiciones de conductor eléctrico perfecto en dir. X

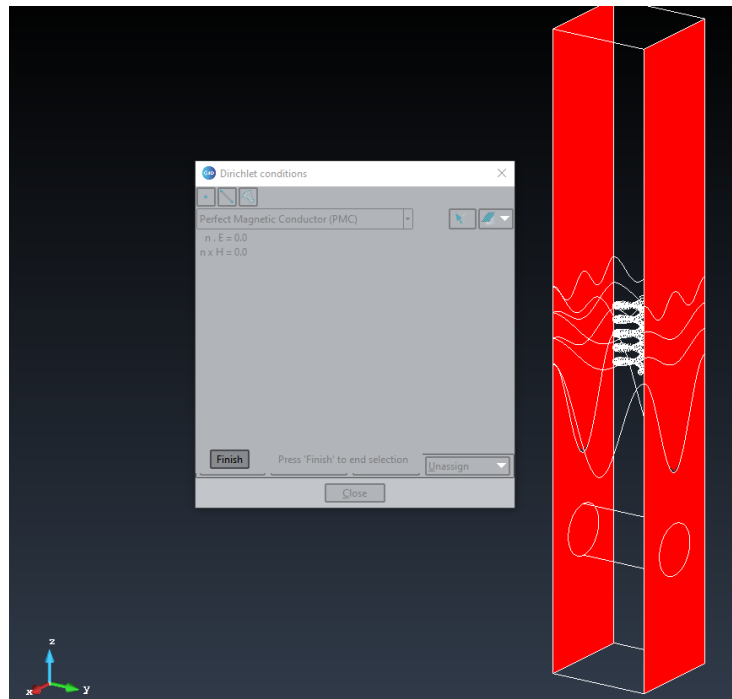


Ilustración 31. Condiciones de conductor magnético perfecto en dir. Y

Solving parameters

Lo siguiente y último que debemos hacer es elegir las características de la simulación. En el menú de “Solving parameters”, podemos modificar opciones generales, de geometría, la frecuencia de estudio, elegir el solver para resolver las ecuaciones y opciones para importar y/o exportar resultados.

De los dos primeros menús, “General” y “Geometry”, no se va a modificar nada y se dejará por defecto con las propiedades siguientes. Las características se muestran en las ilustraciones 32 y 33.

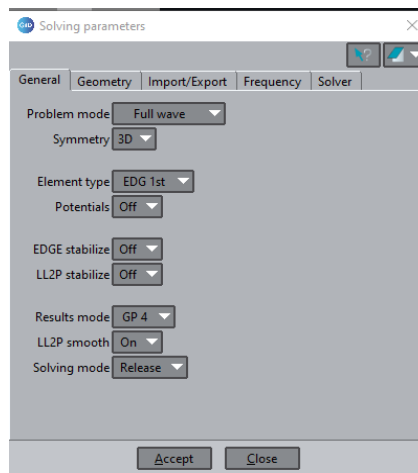


Ilustración 32. Solving parameters, apartado General

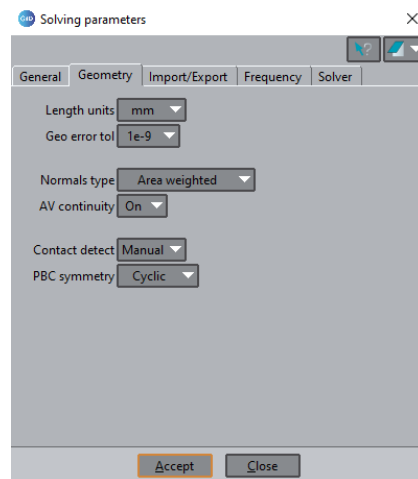


Ilustración 33. Solving parameters, apartado Geometry

El siguiente apartado, “**Import/Export**”, tampoco se modificará nada ya que no exportaremos ningún resultado.

En la siguiente pestaña, llamada “**Frequency**”, podremos establecer el valor más importante de nuestra simulación, la frecuencia de la onda. Para ello seleccionaremos el apartado “**Angular frequency mode**” y definiremos los 3 casos que atañen a nuestro estudio. El caso de 700 MHz, 3,5 GHz y 26,5 GHz. Estos valores de frecuencia son muy importantes, ya que de ellos dependerá el número de elementos a la hora de hacer la malla, el tiempo de cálculo necesario y la penetración en la piel humana.

Como vemos en la ilustración 34, ERMES también nos ofrece la posibilidad de realizar análisis con frecuencias complejas o barridos entre valores de frecuencia.

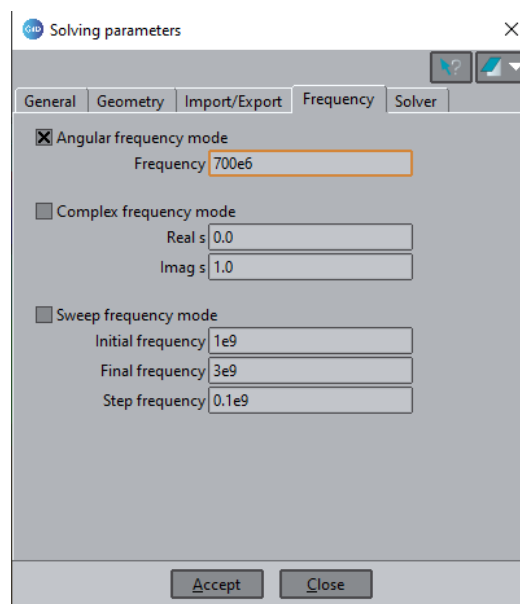


Ilustración 34. Frecuencia para el caso de 700 MHz

Por último, hay que definir la pestaña de “Solver”, que se refiere al tipo de solucionador que resolverá las ecuaciones del MEF. Para las frecuencias más altas, habrá que utilizar un solver externo, es decir, un Clúster con mucha mayor capacidad para resolver los casos de altas frecuencias, ya que su potencia y capacidad de RAM es muchísimo mayor que en los ordenadores convencionales.

En este apartado se puede definir el número de procesadores a utilizar, la tolerancia utilizada, el máximo de iteraciones y el tiempo de iteración. El menú se muestra en la ilustración 35.

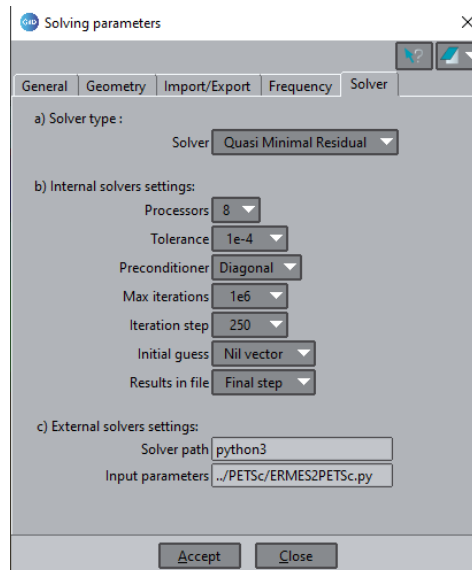


Ilustración 35. Solving parameters, pestaña Solver

8.3. Mallado de los problemas

Una vez hemos colocado todas las condiciones de contorno del problema y definido los bloques necesarios, podemos crear la malla del problema.

Como se ha comentado antes, la frecuencia de la onda con la que incidamos en la piel va a determinar el número de elementos de la malla, ya que de lo contrario un número insuficiente de elementos nos daría unos resultados incorrectos. Tampoco podemos excedernos en ellos, ya que si lo hiciéramos la simulación tardaría en resolverse muchísimo tiempo con un ordenador habitual.

Como regla estándar se considera utilizar un tamaño de malla de diez elementos por cada longitud de onda. Aproximadamente, en nuestro caso particular, por cada vez que la onda llegue a su máximo, haya 10 elementos. Mediante la fórmula 13, a partir de la frecuencia, podemos determinar la longitud de onda para dicha frecuencia.

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad [13]$$

- Siendo λ la longitud de onda en metros.
- c la velocidad de la luz en el vacío, es decir la velocidad de propagación de una onda electromagnética $3 \cdot 10^8$
- f la frecuencia de la onda, en Hertzios.

Para el caso de 700 MHz, la longitud de onda sería de: 0.42857 m. Esto quiere decir que necesitaríamos un tamaño de elemento mínimo de **0.042857 m**.

Para el caso de 3,5 GHz, el tamaño de elemento sería de mínimo **0.008571 m**.

Para los 26,5 GHz, el tamaño de elemento debería de reducirse hasta mínimo **0.001132 m**.

En nuestro caso particular, hemos considerado los siguientes tamaños para las 3 frecuencias: $0,1 \times 10^{-3}$, $0,5 \times 10^{-4}$ y $0,1 \times 10^{-4}$ m. De esta manera, siempre vamos a estar por debajo del tamaño requerido. Para los casos de 700 MHz y 3,5 GHz, no es necesario incluir los resultados de la malla más fina de 0,01 mm, ya que el tamaño de malla de 0,1 y 0,05 mm es más que suficiente para dichas frecuencias. La malla de 10 micras será necesaria para el último caso, ya que para este valor de frecuencia es necesario un tamaño de malla más pequeño. El tamaño de malla mediano para el caso de 26,5 GHz se incluirá en el anexo, ya que es un paso intermedio entre ambos tamaños de malla.

Para resolver la malla más fina, de 10 micras y con más de 8 millones de elementos, vamos a necesitar un ordenador clúster para resolver nuestro problema, mediante un solver iterativo directo externo con 6 núcleos y alrededor de 150 GB de memoria.

Este clúster es el ordenador ACUARIO de CIMNE, en la Universidad Politécnica de Cataluña. Trabajaremos con los programas WinSCP y MobaXTERM para conectarnos al servidor SSH del servidor de CIMNE y poder intercambiar archivos entre ordenadores, sin entrar en demasiados detalles.

9. Análisis de 700 MHz

Vamos a comenzar analizando el modelo de la piel humana irradiándolo con un frente de onda plana a una frecuencia de 700 MHz. Como se ha explicado en el punto 5, este valor de frecuencia pertenece a las redes LTE de 4G, y, actualmente, también incluye a las 5G hasta que se produzca la migración total de esta tecnología a bandas de frecuencia más altas.

Es una frecuencia que, basándonos en un ambiente de vacío, tiene una longitud de onda de 0.42857 metros aproximadamente, como se ha explicado en el apartado anterior.

Esta frecuencia es utilizada principalmente para cubrir grandes áreas geográficas debido a su capacidad de penetrar obstáculos, como paredes y edificios, lo que la hace ideal para zonas rurales y urbanas de baja densidad. Por ejemplo, se utiliza en zonas rurales para garantizar conectividad en áreas remotas o en ciudades para mejorar la cobertura en interiores de edificios.

Lo primero que haremos, será modificar en los parámetros de ensayo de ERMES la frecuencia que vamos a utilizar. Habrá que poner 700×10^6 Hz, como se puede observar en la Ilustración 34.

El siguiente paso es realizar el mallado. Como se ha dicho en el apartado 8.3, debemos de realizar un mallado mínimo de elemento de 0,1 mm aproximadamente. Este tamaño es el suficiente para capturar la longitud de onda correctamente, pero nuestro modelo es muy pequeño, por lo que debemos de coger tamaños de elementos muchísimo más pequeños. Realizaremos 3 simulaciones, con el objetivo de realizar un estudio de convergencia de malla y así observar el comportamiento del campo electromagnético en función del tamaño del elemento.

Para comenzar con una primera simulación, tomaremos un tamaño de elemento de 100 μm , como se muestra en la Ilustración 36.

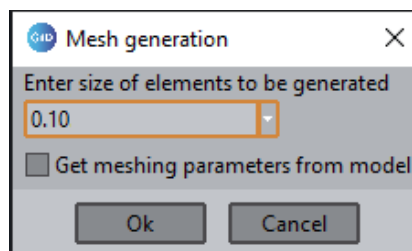


Ilustración 36. Tamaño de elemento

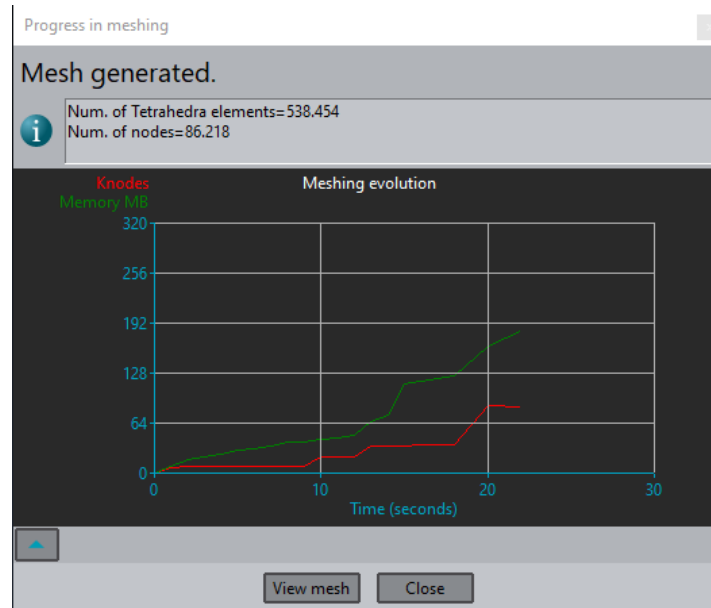


Ilustración 37. Malla generada con éxito

En la Ilustración 37 se observa la ventana en la que GiD nos muestra que la malla se ha generado con éxito.

A continuación, se puede ver la malla generada para el caso. Tiene un total de más de 500 mil elementos.

Realizaremos 1 simulación más, con un barrido de malla pasando por un tamaño máximo por elemento de 50 μm .

A continuación, comenzamos a correr el caso; podemos ver el estado del solver mediante la ventana de “View process info”. El procedimiento se muestra en las Ilustraciones 38 y 39.

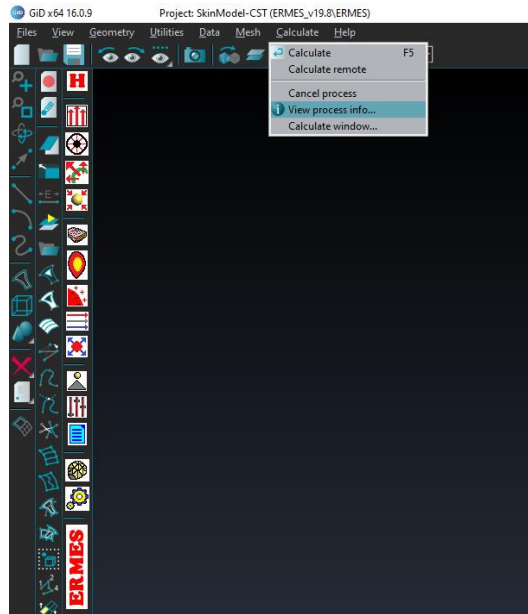


Ilustración 38. Apertura de View Process Info

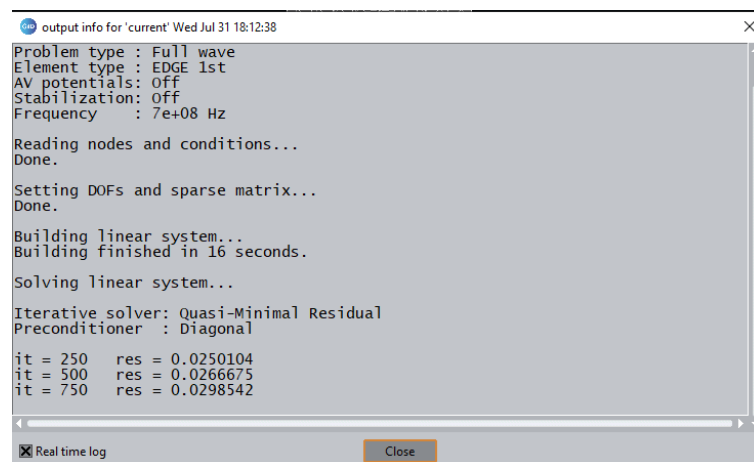


Ilustración 39. Ventana de View Process Info

En esta ventana podemos controlar la simulación, viendo como el residual va disminuyendo a medida que nuestro ordenador va iterando. En nuestro caso, la tolerancia definida ha sido de 10^{-4} que nos da unos resultados suficientemente precisos.

9.1. Malla de 100 μm

A continuación, se van a mostrar los resultados obtenidos para una malla de 0.1 mm máximo de elemento. Para dirigirnos a la ventana de postprocesado en GiD, debemos de ubicar este botón, ubicado en la parte superior derecha de la ventana. El símbolo se muestra en la Ilustración 40.



Ilustración 40. Botón de postprocesado

Una vez se nos abra la interfaz de post procesado, tendremos nuevos botones a la izquierda de nuestro menú. Cada uno de ellos nos muestra una manera de ver los resultados.

Lo primero que debemos hacer es modificar la escala temporal. Hay que colocarnos en el “step” temporal de 0, ya que de esta manera GiD nos muestra la media de los resultados, y no un paso temporal solamente. El procedimiento se muestra en la Ilustración 41.

Una vez modificado, todos los resultados que se nos muestren será la media de ello. Para observar los resultados, utilizaremos el modo de representación “Contour Fill”, que nos da una escala de colores adecuada.

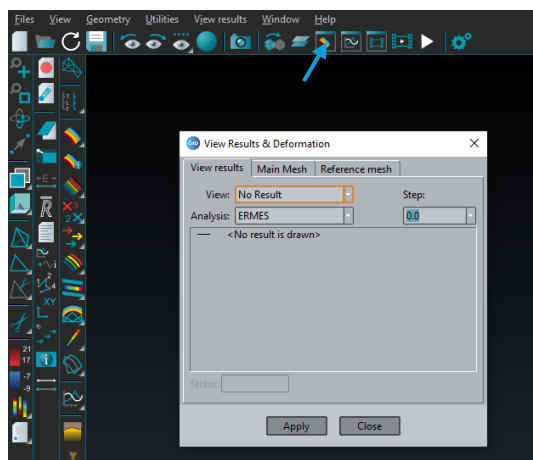


Ilustración 41. Modificar el paso de temporal de resultado

Para seleccionar el “Countour Fill”, nos iremos al primer botón empezando por arriba del menú de la izquierda, y ahí seleccionaremos el módulo del campo eléctrico “mod(E)”. En GiD podemos establecer que se muestre el mínimo y el máximo, y modificar la escala para visualizar mejor los resultados. Los símbolos se observan en las Ilustraciones 42 y 43.

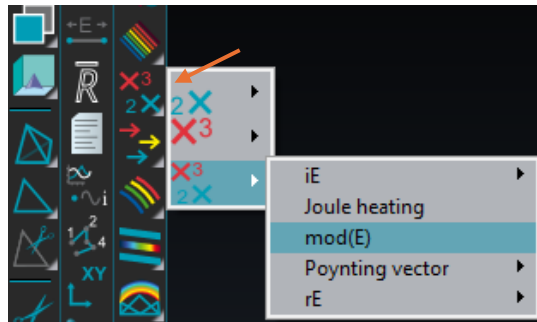


Ilustración 42. Mostrar mínimo y máximo

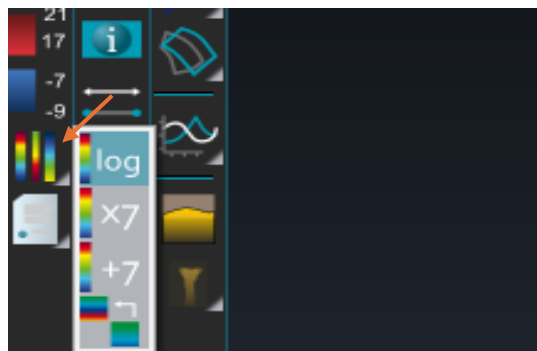


Ilustración 43. Mostrar escala logarítmica

Una vez hayamos realizado estos pasos, podemos comenzar a observar los resultados obtenidos para cada caso de malla. La malla obtenida en este caso ha sido la siguiente, como se ve en la Ilustración 44.

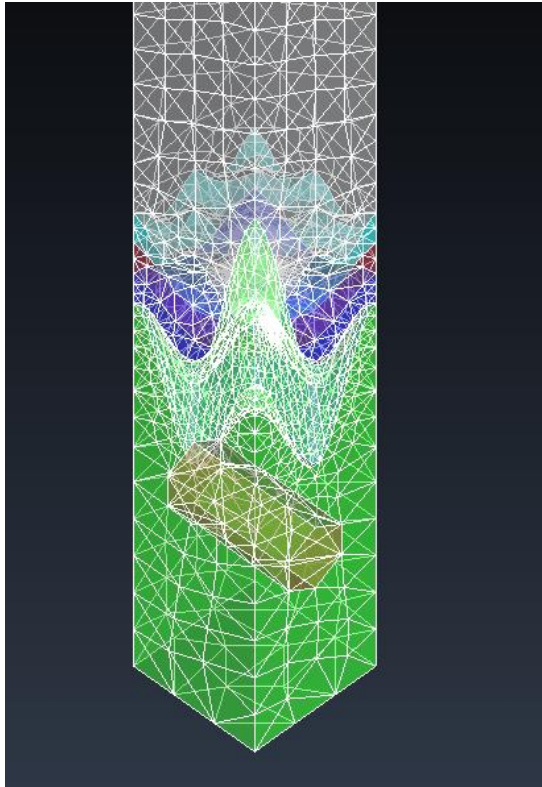


Ilustración 44. Malla con elemento máximo de 0.10 mm

Se puede observar como el propio mallador se encarga de refinar el ducto (Ilustración 45). GiD realiza refinamientos automáticos en zonas que detecta que se pueden producir interferencias, haciendo triedros acorde al tamaño del elemento, lo que es llamado mallado adaptativo.

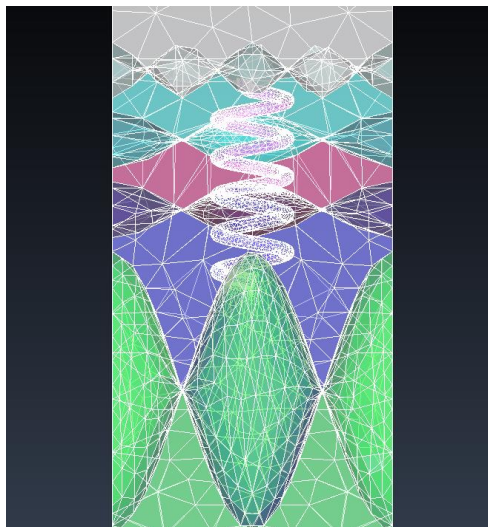


Ilustración 45. Detalle de la parte central del corte

A continuación se muestra en la Ilustración 46 desde la vista isométrica, mediante un escalado automático del Contour Fill, con el módulo del campo eléctrico.

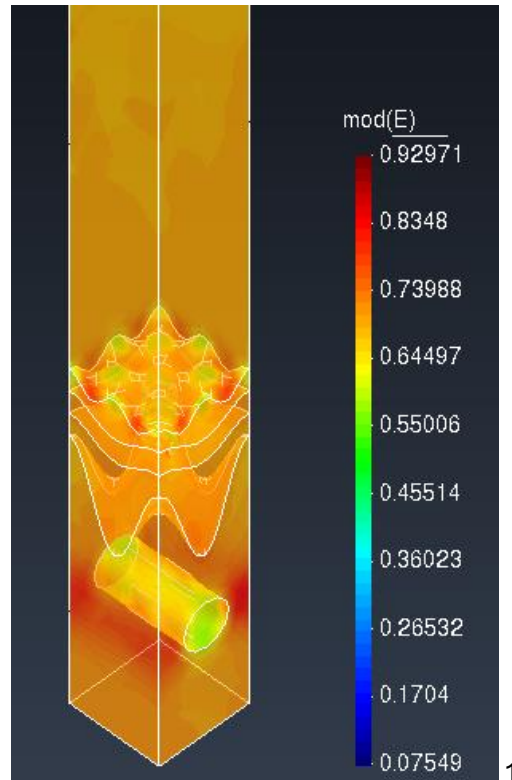


Ilustración 46. Vista isométrica de Contour Fill

Como se puede ver, hay resultados en el interior que no podemos observar bien, por lo que debemos de realizar un corte al tejido por el medio para observar mejor los resultados.

Nos podemos colocar en el plano XZ, y en el menú “Geometry”, “Cut Plane”, crear un plano con dos puntos, uno en el origen y otro en el mismo punto X e Y y un punto Z alto para que corte completamente a nuestro trozo de piel. El procedimiento se muestra en la Ilustración 47.

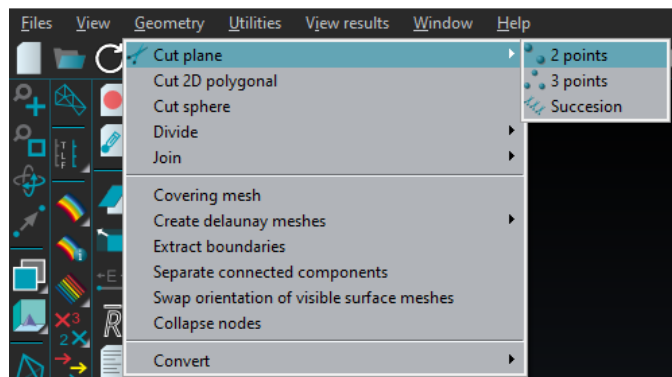


Ilustración 47. Cut plane con dos puntos

Una vez lo tenemos realizado, en la ventana de “Layers”, debemos de ocultar todo lo que no sea la vista de corte, como se muestra en la siguiente Ilustración 48:

C	Name	I/O	St	Tr	Int	Res	Ew	b	Elements
	HOMesh 5						1		82,711 tetrahedrons
	HOMesh 6						1		77,784 tetrahedrons
	HOMesh 4						1		28,825 tetrahedrons
	HOMesh 2						1		298,540 tetrahedrons
	HOMesh 1						1		1,804 tetrahedrons
	HOMesh 3						1		5,964 tetrahedrons
	HOMesh 7						1		530 tetrahedrons
	Cut0 HOMesh 5						1		3,756 triangles
	Cut0 HOMesh 6						1		2,824 triangles
	Cut0 HOMesh 4						1		1,100 triangles
	Cut0 HOMesh 2						1		9,041 triangles
	Cut0 HOMesh 1						1		446 triangles
	Cut0 HOMesh 3						1		684 triangles
	Cut0 HOMesh 7						1		133 triangles

Ilustración 48. Opción visualización solo capas de corte

Una vez hecho todo esto, podemos observar los resultados de nuestro corte para cada magnitud en las siguientes Ilustraciones 49, 50, 51, 52 y 53. A continuación, se presentan los resultados del Countour Fill, en los cortes transversales del bloque. Se hará un corte en ambas direcciones, para observar los resultados en la dirección axial y radial de la arteriola.

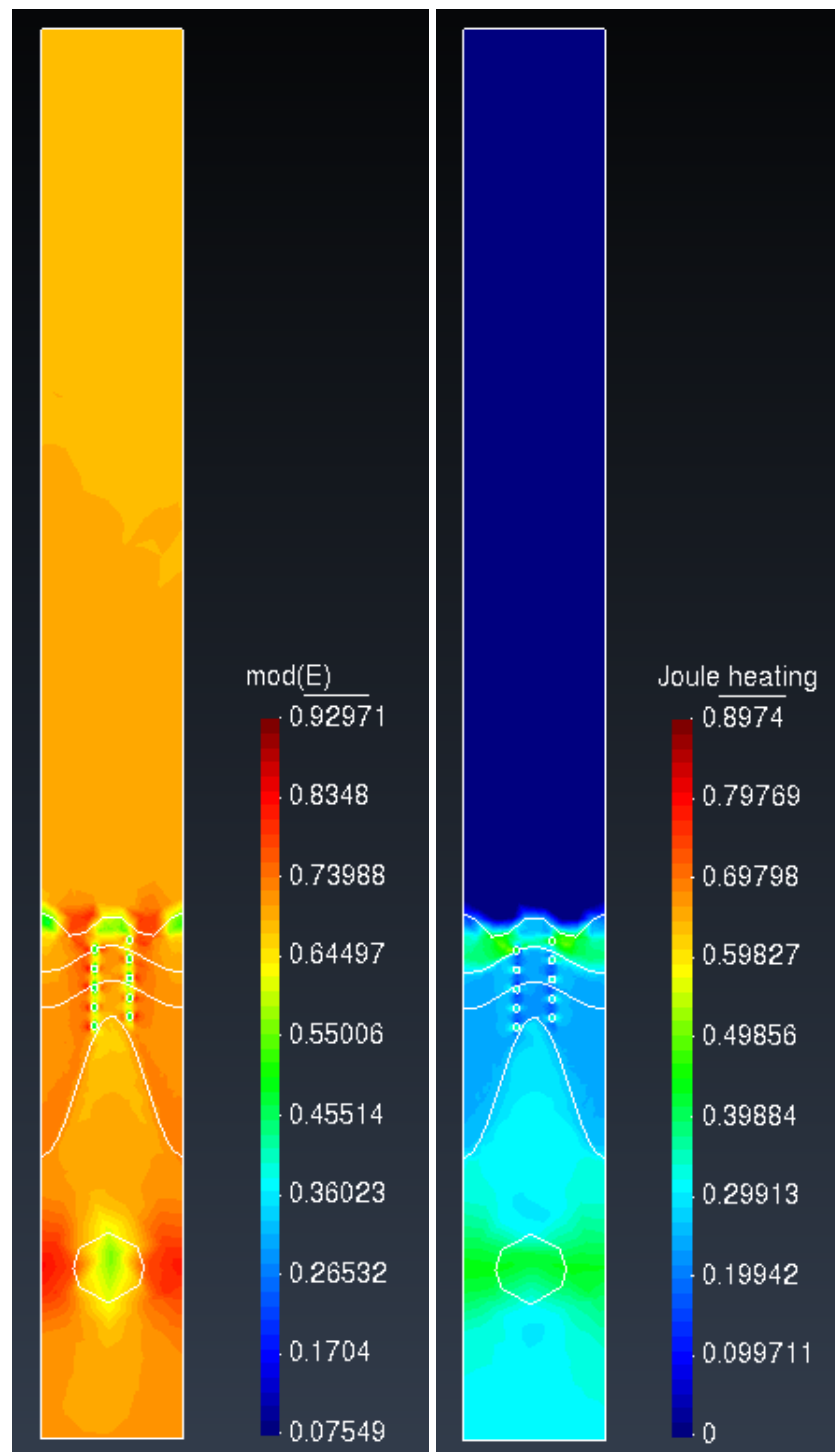


Ilustración 49. Campo eléctrico y calor generado, 700 MHz, malla gruesa dir. Y

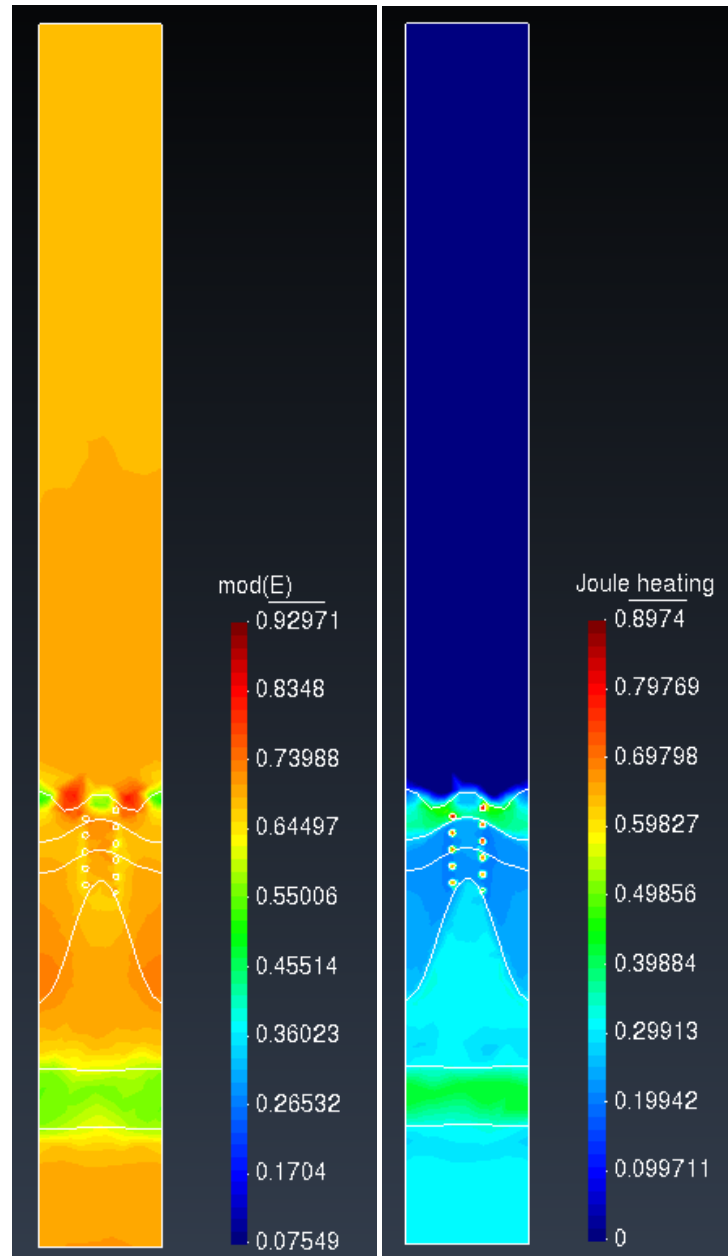


Ilustración 50. Campo eléctrico y calor generado, 700 MHz, malla gruesa dir. X

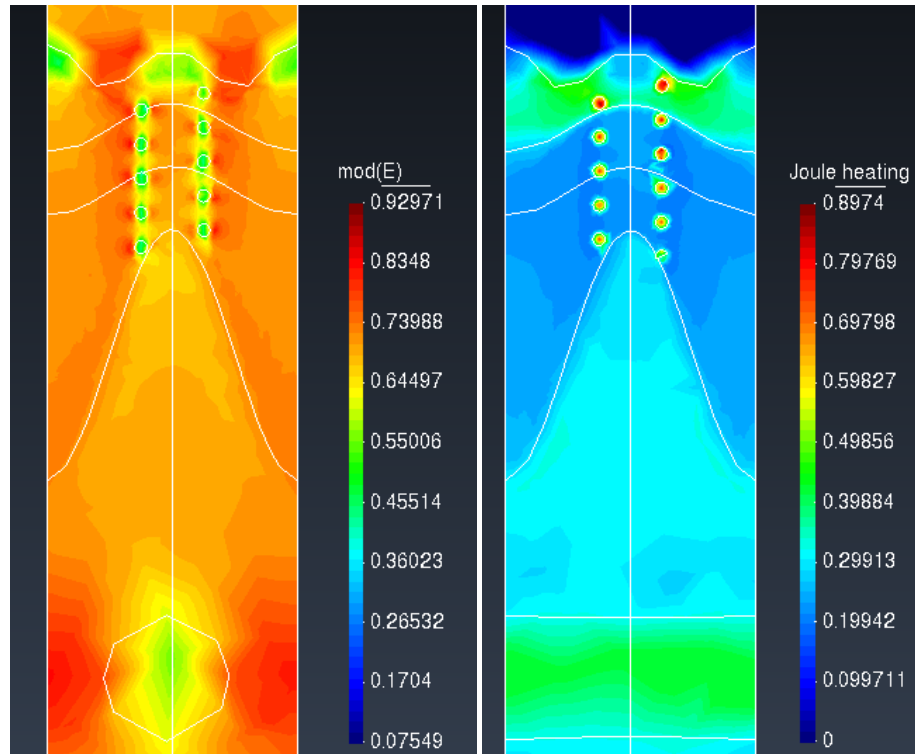


Ilustración 51. Detalle en la parte central, 700 MHz malla gruesa

En este detalle (Ilustración 51), el corte del campo eléctrico es en la dirección Y, y el corte del calor generado es en la dirección X, ya que esta última es en la dirección que oscila la onda y la generación del calor se aprecia mejor.

También, podemos mostrar el conducto sudoríparo en 3D para visualizar como afecta la radiación a su totalidad, mostrado en la Ilustración 52.

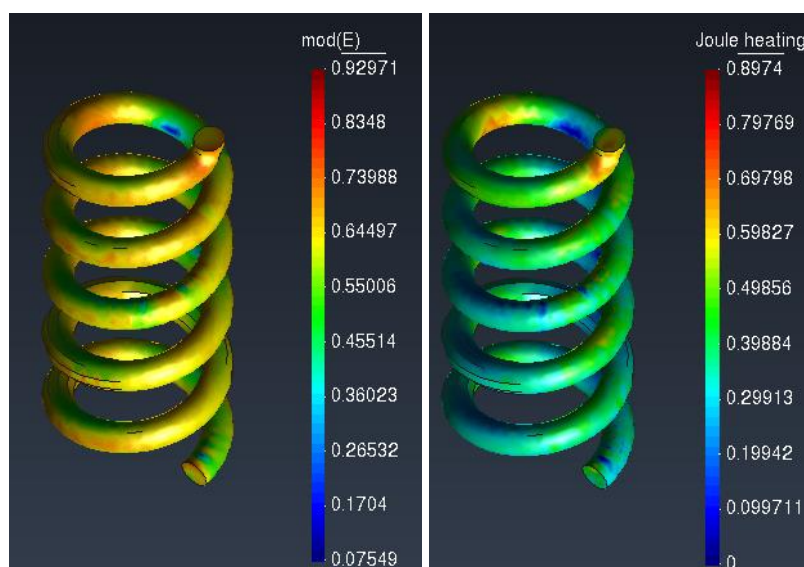


Ilustración 52. Detalle 3D del ducto, 700 MHz malla gruesa

Se puede observar que el campo eléctrico impacta en la piel y es atenuado por la primera capa, siendo más visible en el área del ducto, donde se observa una distribución a lo largo de la hélice del conducto.

La zona más superficial de la epidermis concentra unos valores de campo eléctrico de alrededor de 0,8 V/m, repitiéndose esta magnitud en las zonas cercanas al conducto sudoríparo y en la parte más baja de la dermis, a los costados de la arteriola. En cuanto al resto de zonas, notamos una distribución uniforme de este campo eléctrico, salvo en la zona del conducto de sudor donde los valores de campo eléctrico rondan entre 0,6 y 0,5 V/m. La zona de interés de la arteriola recibe una radiación de alrededor de 0,5 V/m.

Por otro lado, para el calentamiento en julios, la primera capa de la epidermis se calienta ligeramente, pero donde más calor se genera es en la zona del ducto, por la misma razón que antes y con mucha más intensidad en la dirección X. En prácticamente todo el volumen de la piel el valor de calor alcanzado no llega a 0,5 Julios, siendo algo mayor en el conducto sudoríparo debido a sus características de conducción, donde se puede llegar a la unidad. En la zona de la arteriola se establecen valores de alrededor de 0,4 J.

También podemos mostrar un trazado con el vector de Poynting. El vector de Poynting es un vector cuyo módulo representa la intensidad instantánea de energía electromagnética que fluye a través de una unidad de área perpendicular a la dirección de propagación. [22]

El trazado sobre el corte es el siguiente, mostrado en la Ilustración 53.

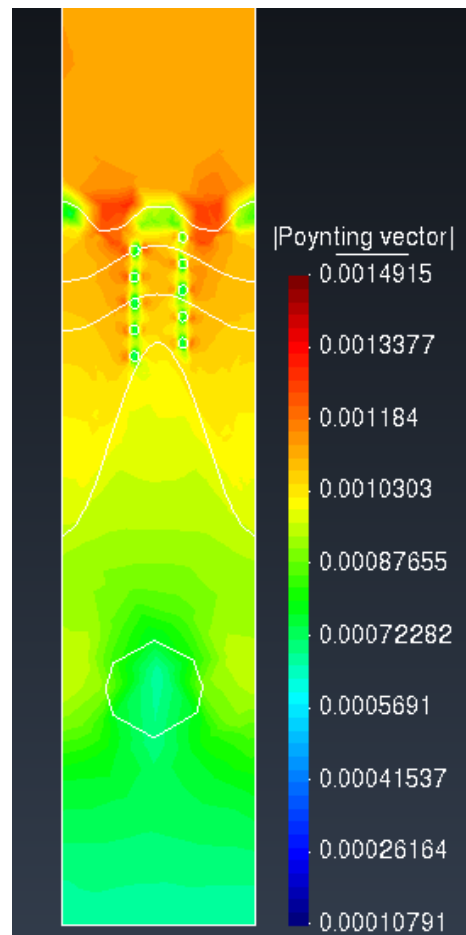


Ilustración 53. Vector de Poynting, 700 MHz malla gruesa

Se puede observar que la mayor magnitud se tiene a la entrada de la epidermis, para luego ir disminuyendo progresivamente a medida que se penetra dentro de la piel. Esto es coherente, ya que la energía instantánea debe de irse atenuando a medida que penetramos en el interior de la piel debido a que la onda electromagnética pierde intensidad. El máximo de este vector se encuentra en la parte superior de la epidermis donde se observan valores del módulo que alcanzan 0,0015.

9.2. Malla de 50 μm

Por último, para el caso de 700 MHz, se presenta la malla media, con un tamaño máximo de elemento de 50 micras, lo que nos da una malla de algo más de 800mil. Los resultados se exponen en las Ilustraciones 54, 55, 56, 57 y 58.

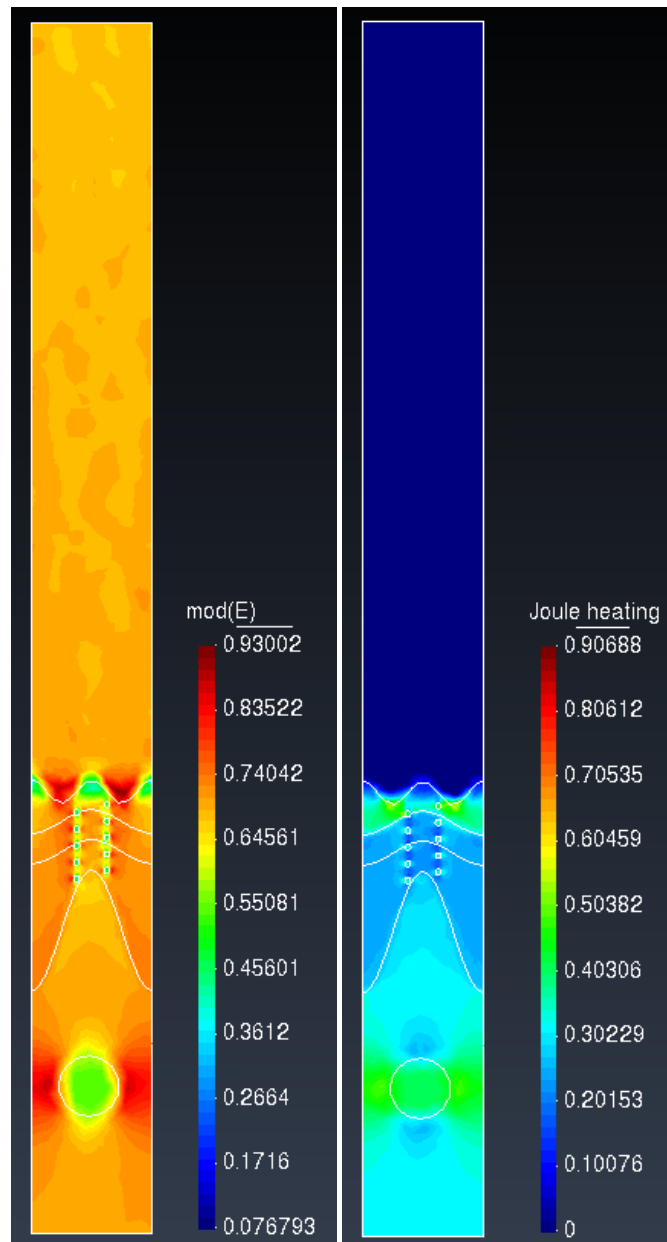


Ilustración 54. Campo eléctrico y calor generado, 700 MHz malla mediana dir. Y

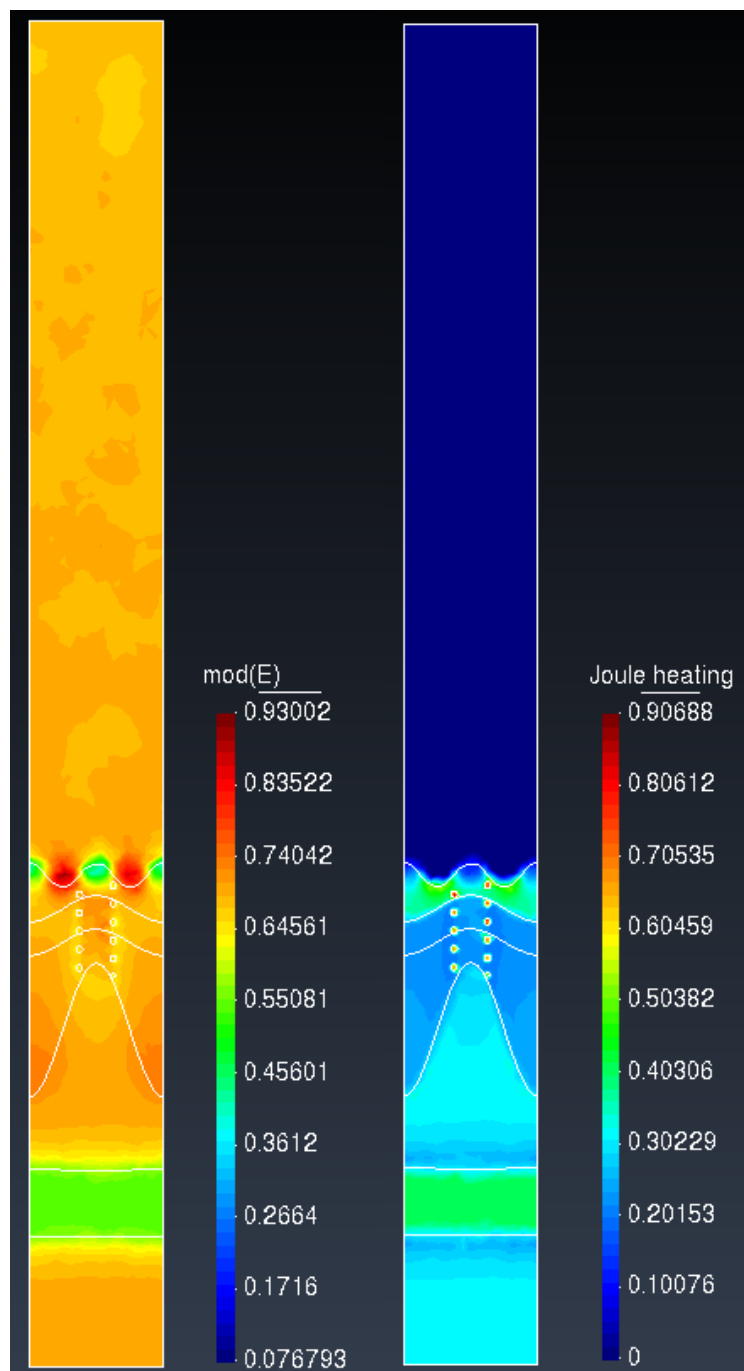


Ilustración 55. Campo eléctrico y calor generado, 700 MHz malla mediana dir. X

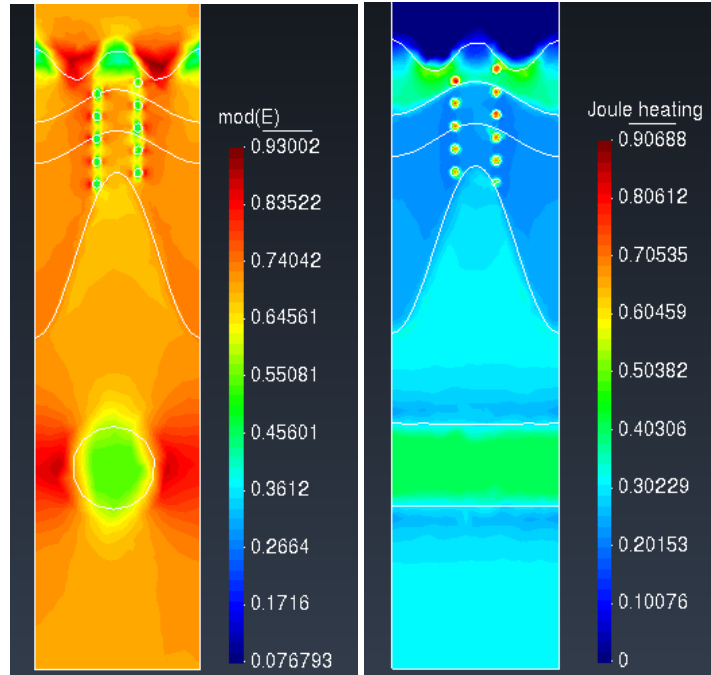


Ilustración 56. Detalle en el centro, 700 MHz malla mediana

Los resultados observados en las Ilustraciones anteriores (54-56) son muy similares a los de los anteriores casos con diferente mallado. En estos trazados se puede observar con gran precisión el campo eléctrico y el calentamiento en cada capa de la piel.

También observamos un repunte en la periferia de la arteriola. Esto puede ser debido a que las propiedades dieléctricas relativas al medio que rodea (dermis) a la arteriola hace que se generen cargas inducidas en la superficie que parecen que la blindan del campo externo, lo que en un principio parece ser bueno ya que la protegen del campo eléctrico.

También se muestra la Ilustración 57, que contiene el detalle en 3D del conducto sudoríparo para la malla más fina en la frecuencia de 700 MHz.

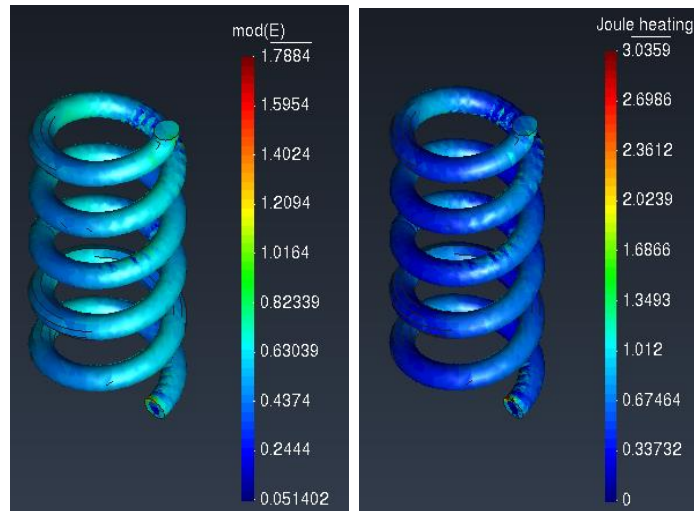


Ilustración 57. Detalle ducto 3D sobre el corte, 700 MHz malla mediana

En los anteriores resultados, se ha observado como aplicando una convergencia de malla adecuada reduciendo el tamaño máximo de elemento se puede ganar precisión en los resultados.

El campo eléctrico se mantiene en el vacío hasta chocar con la primera capa de la epidermis que nosotros hemos llamado “SC”, lo que hace que su módulo disminuya enormemente. Estas primeras capas de la epidermis contienen valores de campo eléctrico de entre 0,7 y 0,9 V/m. Tras esas capas comienza a descender, bajando su valor, salvo en la dermis, donde en la parte central de esta sí que experimenta otro crecimiento.

También, en la zona de la arteriola se puede observar cómo el campo eléctrico se estabiliza alrededor de un valor de 0,6 V/m. En este mallado, más fino, se observan mejor las zonas diferenciadas por cada tejido.

Por otro lado, el calentamiento sí que comienza cuando llega a la superficie y disminuye a medida que avanza en profundidad hacia el interior de la piel, como ocurría en el caso de la malla gruesa.

La zona de la arteria y el conducto sudoríparo experimentan un ligero repunte de calentamiento hasta los 0,5 J, debido a las propiedades del material, ya que aumenta la conductividad debido a la presencia del hierro en la sangre y sales en el caso del sudor.

Para el vector de Poynting, se muestra el corte en la Ilustración 58, para el caso de 700 MHz y malla mediana:

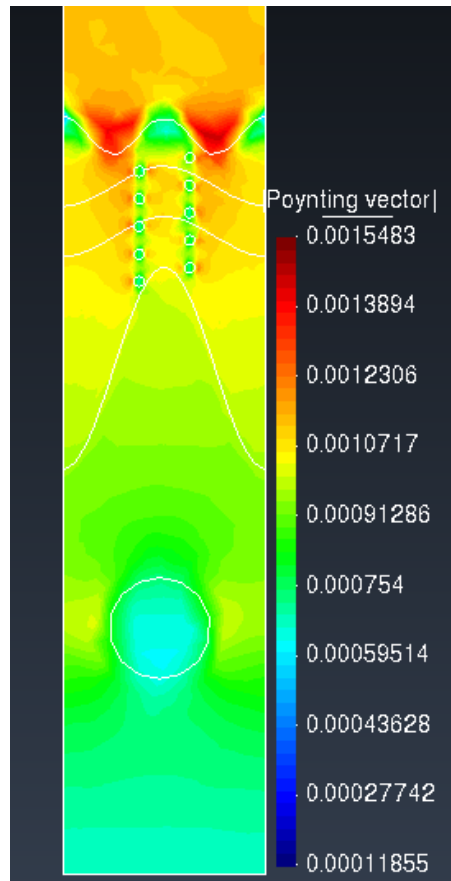


Ilustración 58. Vector de Poynting, 700 MHz malla mediana

El resultado obtenido es muy similar al de la malla gruesa. Se puede observar mejor la distribución a lo largo de las diferentes capas, y como la intensidad de energía electromagnética que llega a la piel va disminuyendo a medida que penetra, encontrándose el mínimo en el centro de nuestra arteriola.

10. Análisis de 3,5 GHz

Como se comentó en el apartado 8.3, para captar correctamente un frente de onda a la frecuencia de 3,5 GHz es necesario aplicar un tamaño máximo de elemento de 0.008571 m, por lo que no habrá problema ya que vamos a aplicar un tamaño mucho menor de 8mm, con nuestra malla gruesa de 0,1 mm y la malla mediana de 0,05 mm. Como se ha comentado en el apartado 8.3, la malla de 0,01 mm tampoco sería necesaria en este caso ya que con los dos tamaños primeros cubrimos las necesidades de la frecuencia.

La frecuencia de 3,5 GHz se encuentra entre medias del salto de 700 MHz al de 26,5 GHz. Esta frecuencia todavía se apoya en las redes LTE de 4G (Apartado 5.2) y por ello actualmente se encuentra en uso en nuestros dispositivos electrónicos.

10.1. Malla de 100 μm

El detalle del refinamiento de la malla en el centro del modelo se puede observar en la Ilustración 59.

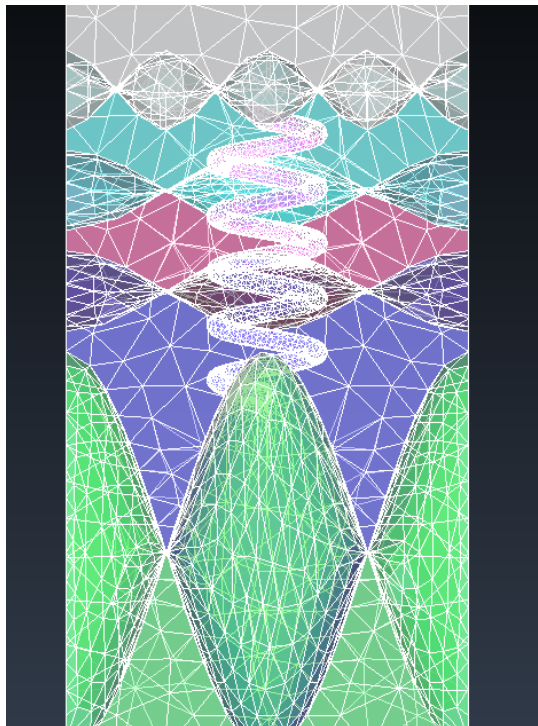


Ilustración 59. Detalle de la parte central de la malla de 100 micras

Vamos a comenzar realizando dos cortes transversales igual que el anterior caso, y mostrando el Contour Fill del módulo del campo eléctrico y el calor generado en ambas direcciones. Los resultados se muestran en las Ilustraciones 60, 61, 62, 63 y 64.

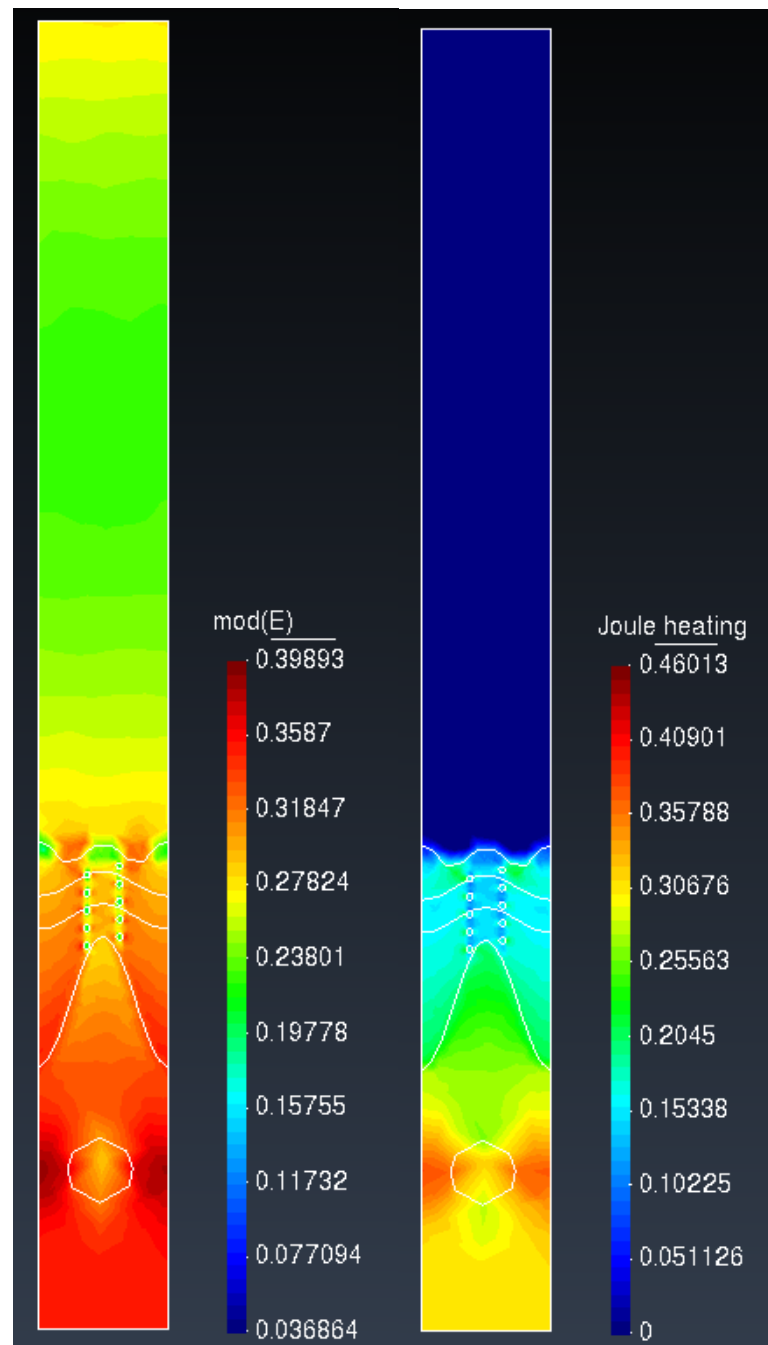


Ilustración 60. Campo eléctrico y calor generado, 3,5 GHz malla gruesa dir Y

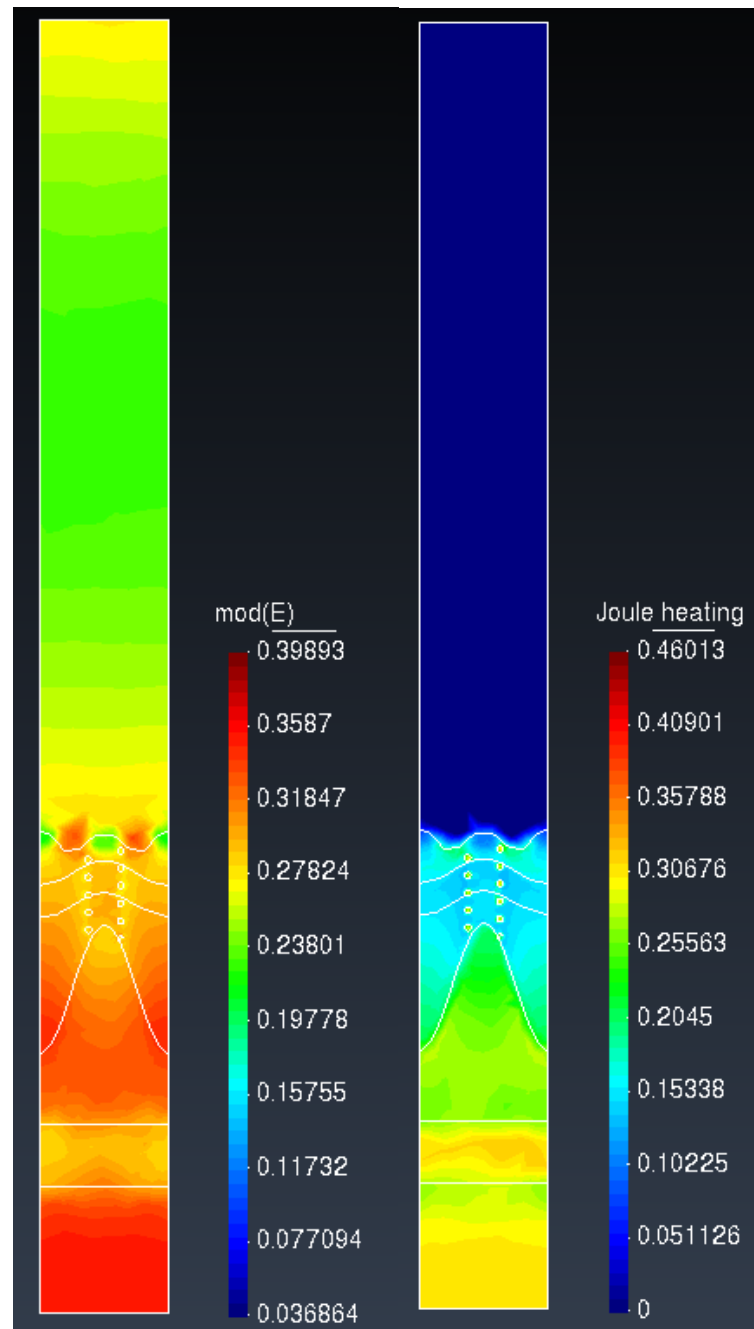


Ilustración 61. Campo eléctrico y calor generado, 3,5 GHz malla gruesa dir X

Si ampliamos para ver en detalle el campo eléctrico (dir Y) y el calentamiento en la zona del conducto (dir X) en la Ilustración 62:

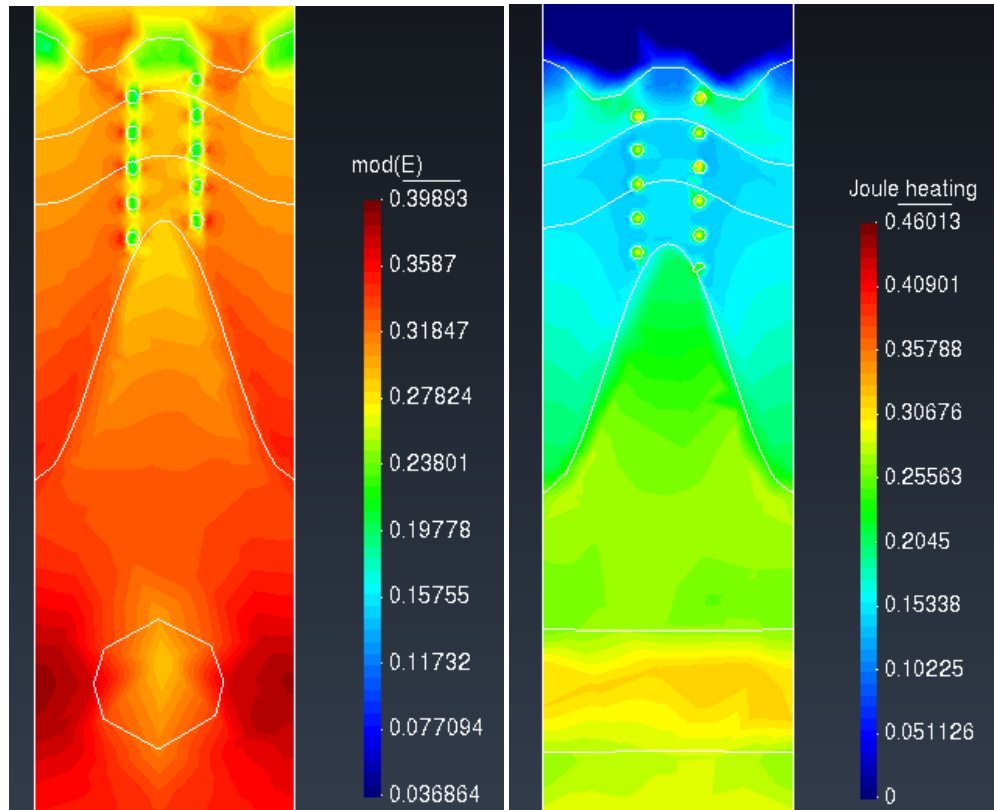


Ilustración 62. Detalle del campo eléctrico y calor en el conducto, 3,5 GHz malla gruesa

Se puede observar como el campo eléctrico penetra en la piel y se va acentuando a medida que desciende. En el interior del conducto y las cotas altas de la epidermis sufre una atenuación grande para luego comenzar a amplificarse ligeramente en la dermis. Esto se debe posiblemente a las propiedades del tejido a la frecuencia de estudio de 3,5 GHz. Vamos a observar los resultados con un mallado más fino para observar mejor las diferencias entre los diferentes materiales de la piel.

En cuanto al calentamiento, este se mantiene regular a lo largo de las capas de la epidermis y la dermis, aunque comienza a aumentar su valor a medida que se acerca al conducto venoso.

También se puede poner el conducto 3D como un detalle curioso para ver cómo se distribuye a lo largo de él. Se muestra en la Ilustración 63.

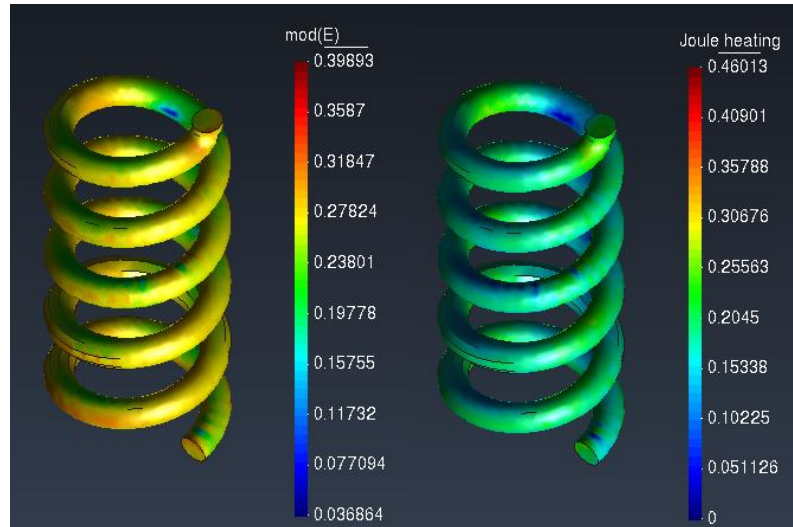


Ilustración 63. Detalle 3D del ducto sobre el corte, 3,5 GHz malla gruesa

Como se puede ver el campo eléctrico en el ducto ronda valores de entre 0,2 - 0,3 V/m dependiendo en la dirección X o Y, ya que la onda oscila en la dirección X. y por tanto es más intenso en dicha dirección.

También se puede sacar el vector de Poynting sobre el corte, mostrado en la Ilustración 64. Explicaremos su comportamiento en la malla mediana, donde tendremos una distribución más refinada.

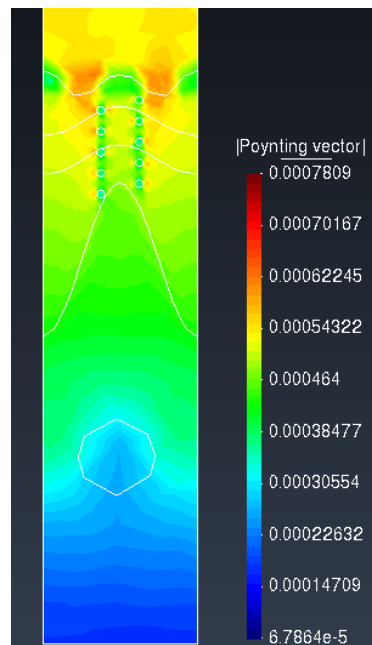


Ilustración 64. Vector de Poynting, 3.5 GHz malla gruesa

10.2. Malla de 50 μm

Para esta frecuencia, también aplicaremos un refinamiento de malla importante, con un tamaño máximo de elemento de hasta 0.05 mm, con un total de elementos de algo más de 800mil.

Se van a presentar los resultados al igual que en los otros apartados, en las siguientes ilustraciones (65, 66, 67, 68 y 69)

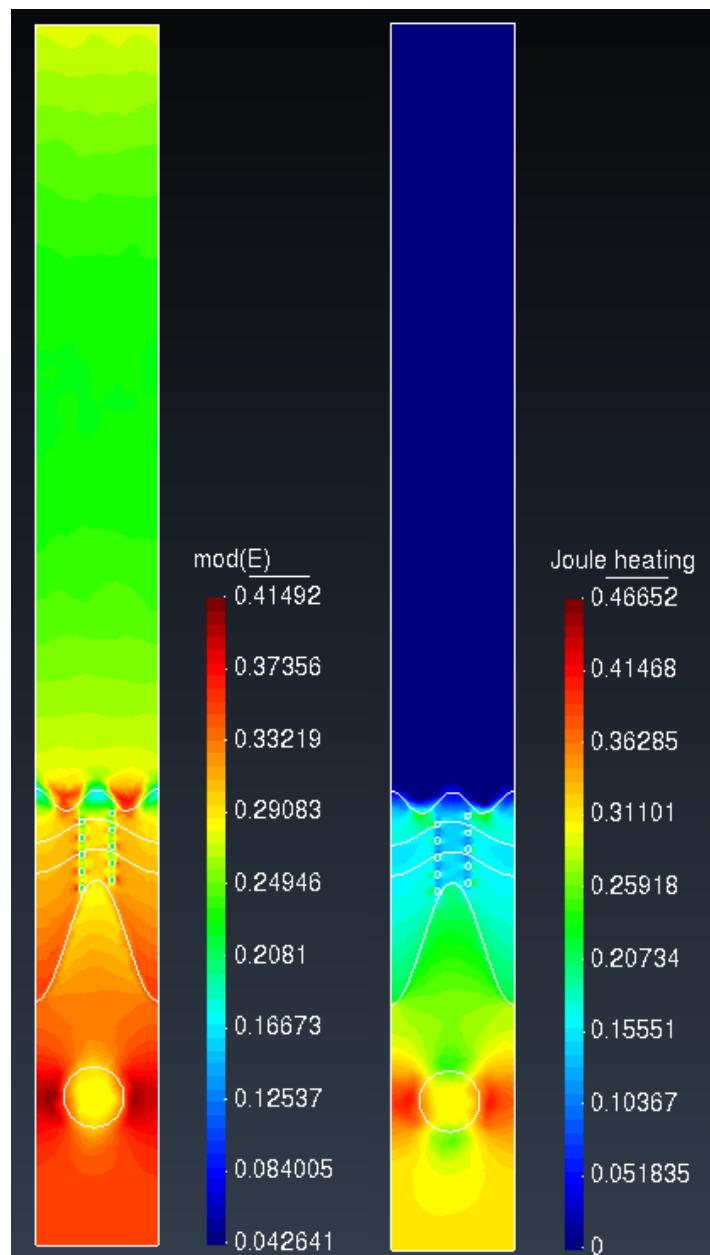


Ilustración 65. Campo eléctrico y calor generado, 3,5 GHz malla mediana dir Y

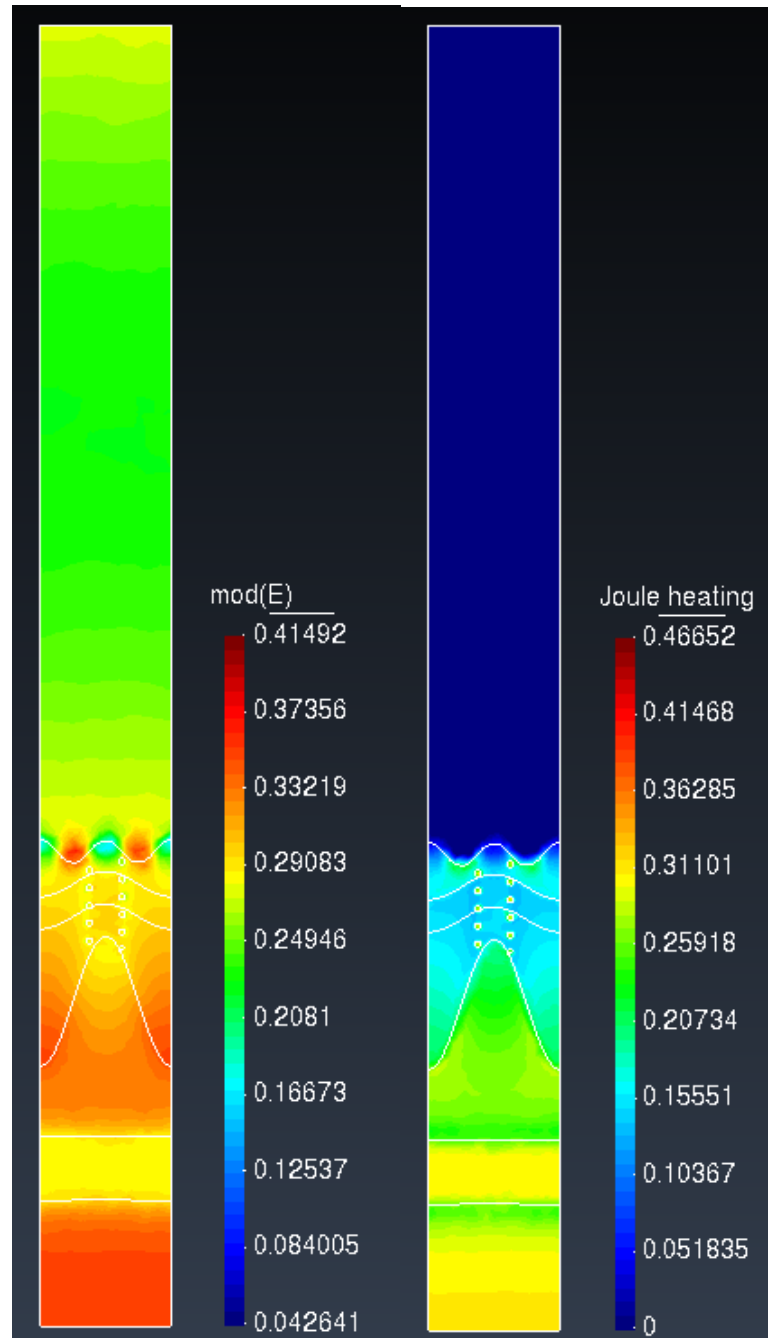


Ilustración 66. Campo eléctrico y calor generado, 3,5 GHz malla mediana dir X

Para este tamaño de malla se puede apreciar la clara diferenciación entre los materiales del estrato de piel. En estas imágenes (Ilustraciones 65-66) vemos como los valores generales de campo eléctrico que han penetrado en la piel son menores que en el caso de frecuencia más baja de 700 MHz. Podemos observar que la epidermis comienza con valores de alrededor de 0,3 V/m, y a medida que avanza hacia el interior se observa un crecimiento del campo eléctrico, provocado por las propiedades del tejido de la dermis a esta frecuencia.

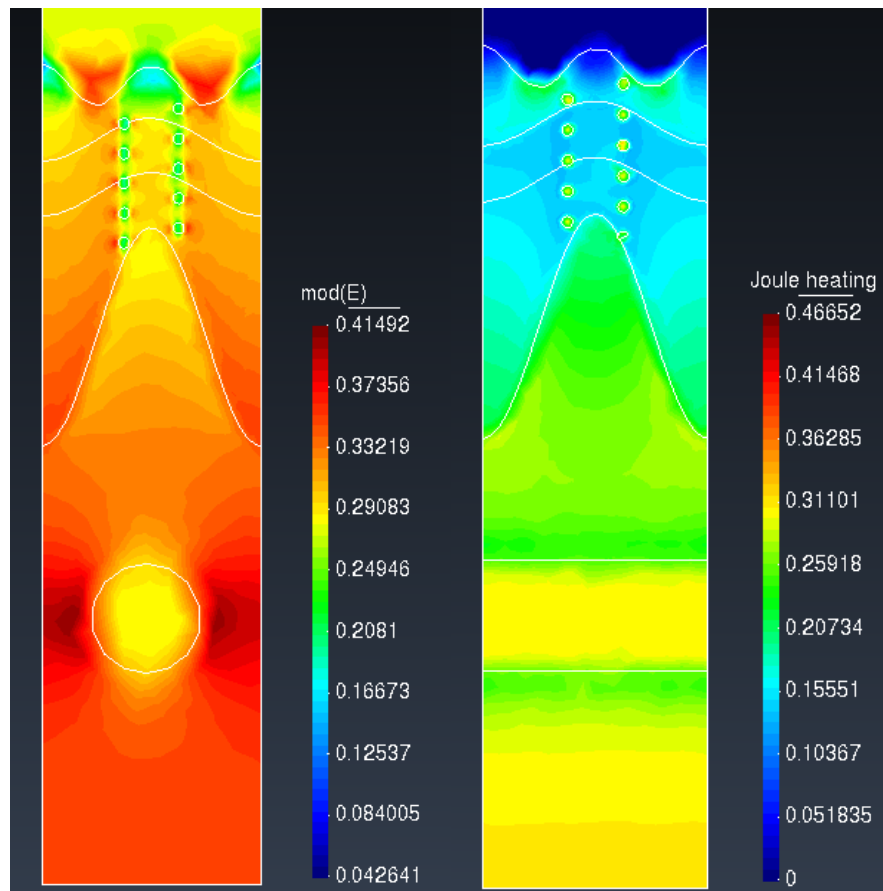


Ilustración 67. Detalle del campo eléctrico y calor generado en el centro, 3,5 GHz malla mediana

En este detalle (Ilustración 67), observamos que nuestra arteriola se encuentra alrededor de 0,28 - 0,3 V/m. También observamos un repunte en la periferia de la arteriola donde aparecen valores de alrededor de 0,4 V/m, al igual que en el caso de 700 MHz. Ocurre el mismo fenómeno por el cual aparecen cargas externas que parecen proteger a la arteriola del campo eléctrico. Por otro lado, la capa más afectada térmicamente parece ser la dermis, y el interior de la arteriola, con unos valores de entre 0,30 y 0,35 Julios.

También se va a mostrar en la siguiente ilustración (68) un detalle del conducto sudoríparo en 3D para observar su comportamiento ante la radiación, tal y como se ha hecho en el caso de la malla gruesa.

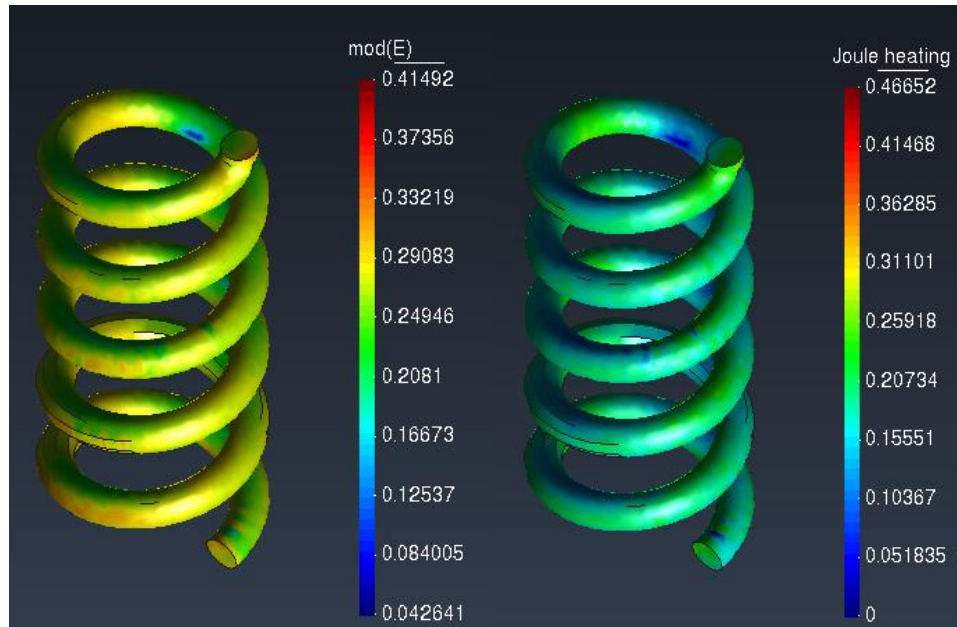


Ilustración 68. Detalle 3D del ducto, 3,5 GHz malla mediana

Se puede observar cómo existe una preferencia para el calentamiento en la dirección X de oscilación de la onda, donde se concentran valores de alrededor de 0,25 Julios (zona verde), mientras que en la dirección perpendicular el calentamiento es menor (zona azul). El efecto es menos apreciado en el caso del campo eléctrico.

Para el vector de Poynting, se muestra el corte en la ilustración 69 a continuación, para el caso de la malla mediana de 3,5 GHz.

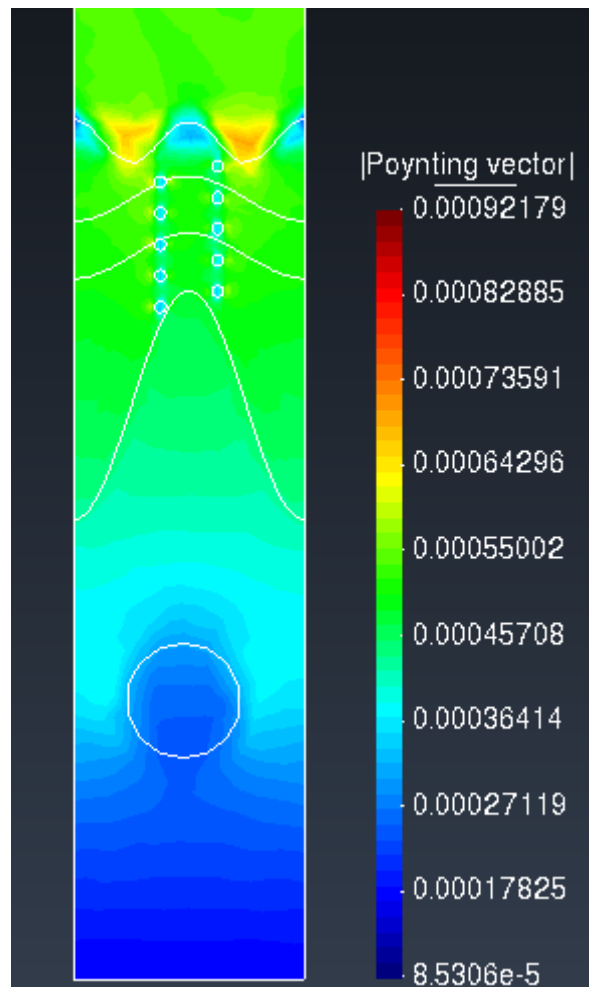


Ilustración 69. Vector de Poynting, 3,5 GHz malla mediana

El resultado es el esperado, con una clara disminución del módulo del vector a medida que se penetra en la piel. Se puede observar claramente la distribución a lo largo de la arteriola, donde parece que aparece un “escudo” de forma cilíndrica alrededor de ella.

11. Análisis de 26,5 GHz

El análisis a la frecuencia de 26,5 GHz requiere de un tamaño de malla más fino que en anteriores casos debido a que su longitud de onda es menor, por lo que el tamaño de 100 micras se queda algo corto, pero para hacer la comparación con los casos anteriores se añadirá también.

La frecuencia de 26,5 GHz, como se ha comentado en el apartado 5.2, es una futura implantación a la tecnología de 5G. Este valor de frecuencia se implementa en la tecnología que se denomina 5G-Advanced. Nos permite una alta transferencia de información y velocidad de red, y por esta razón será más usada en dispositivos grandes, ordenadores y tecnologías de telecomunicaciones; este estudio es de gran importancia, ya que, si algún día se implementara en los teléfonos móviles, por ejemplo, los humanos podríamos estar expuestos a esta frecuencia, y por ello hace que sea necesario analizarlo también con un foco cercano a la piel como puede ser la antena de un móvil.

11.1. Malla de 100 μm

La primera malla de 100 micras es algo insuficiente para nuestra frecuencia, pero nos sirve como una primera interpretación de resultados para luego ir aproximándonos a refinamientos mayores. Esta malla contiene algo más de 600 mil elementos.

Se presentan las capturas al igual que en anteriores casos, con los cortes en ambas direcciones, detalles y representaciones 3D en las ilustraciones 70, 71, 72, 73 y 74.

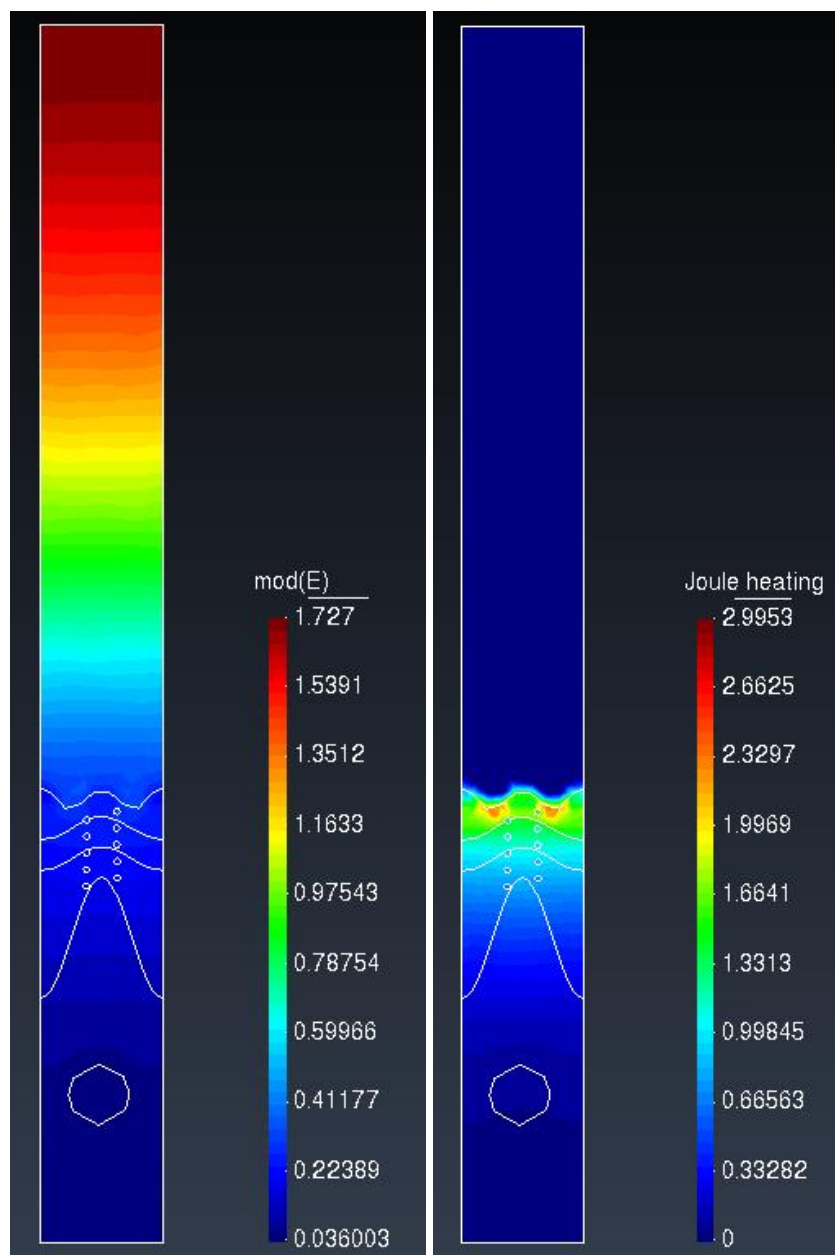


Ilustración 70. Campo eléctrico y calor generado, 26,5 GHz malla gruesa dir. Y

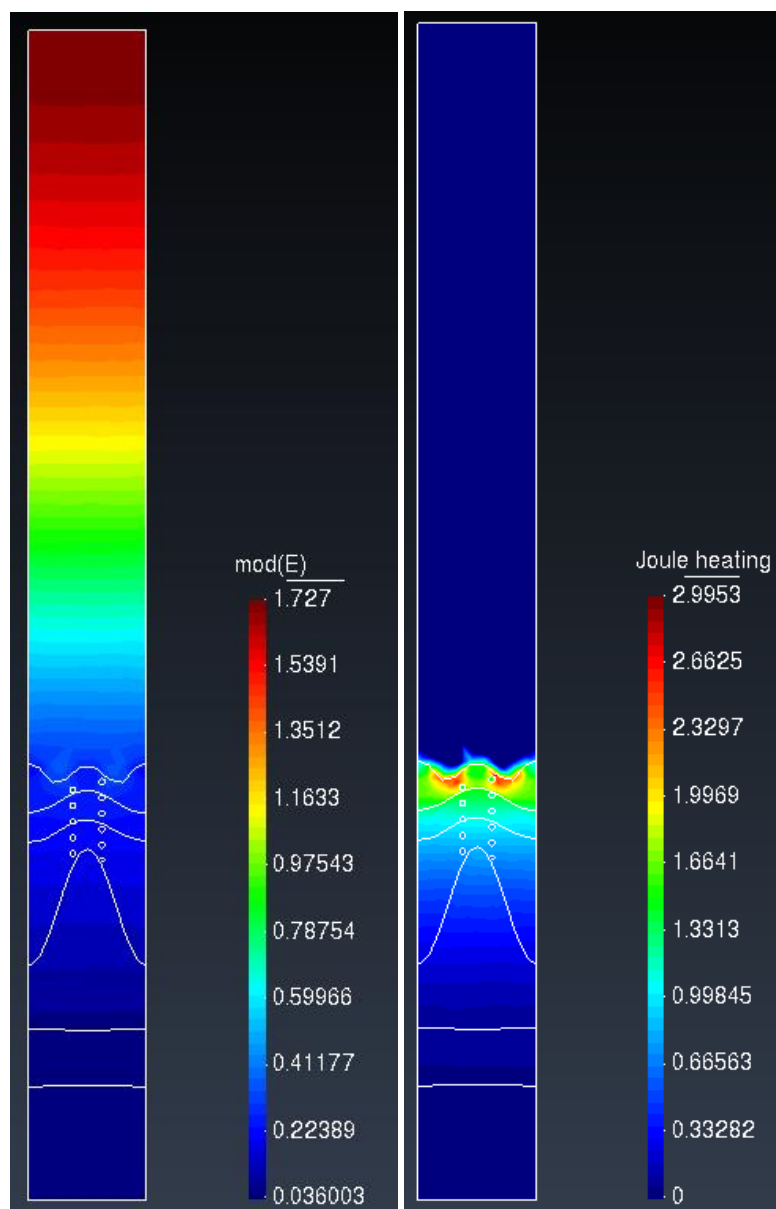


Ilustración 71. Campo eléctrico y calor generado, 26,5 GHz malla gruesa dir. X

Como se puede ver en las ilustraciones anteriores (70-71), el campo eléctrico comienza con gran intensidad desde la fuente para ir disminuyendo a medida que avanza por el vacío. Una vez que impacta en la piel, gran parte de este campo es disipado. Se puede ver la magnitud de este campo eléctrico en la siguiente ilustración (72), donde encontramos valores alrededor del conducto sudoríparo y epidermis de alrededor de 0,3 V/m.

Por otro lado, para el calentamiento provocado por la radiación, se observa una gran concentración en la primera capa de la epidermis, la capa SC (superficial). Tras esta capa, el calor generado comienza a disminuir enormemente.

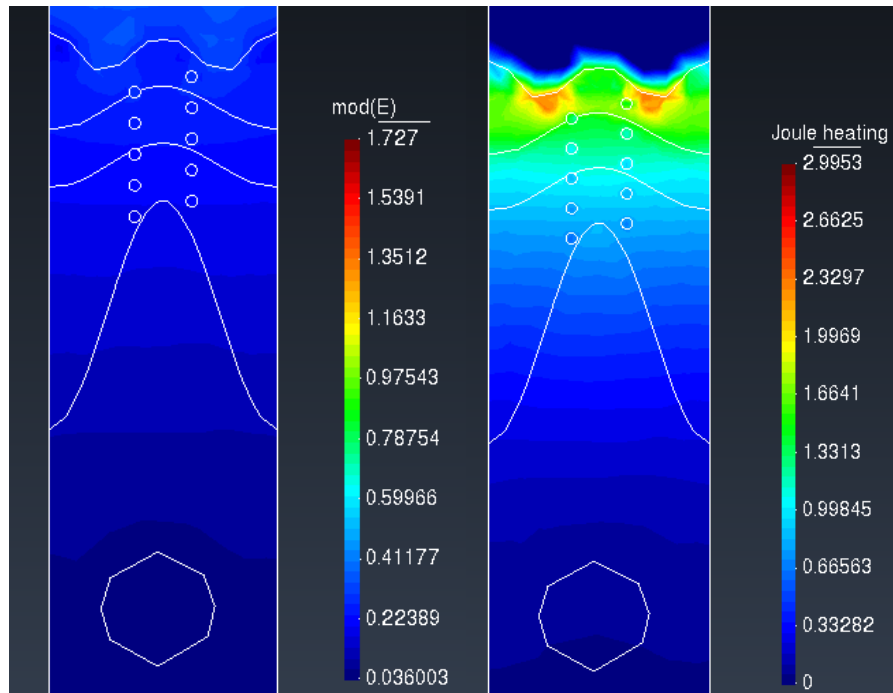


Ilustración 72. Detalle del campo eléctrico y calor en el centro, 26,5 GHz malla gruesa

En este detalle se puede observar como la primera capa (Stratum Corneum) concentra unos máximos de alrededor de 2,3-2,5 julios de calentamiento. Nos iremos a mallas más finas para observar mejor la distribución de este calentamiento. En cuanto al campo eléctrico, podemos observar como cuando llega a la zona de la arteriola la intensidad ya es mínima, de valores de centésimas.

En la Ilustración 73 a continuación se muestra el detalle 3D del ducto para el campo eléctrico y el calentamiento.

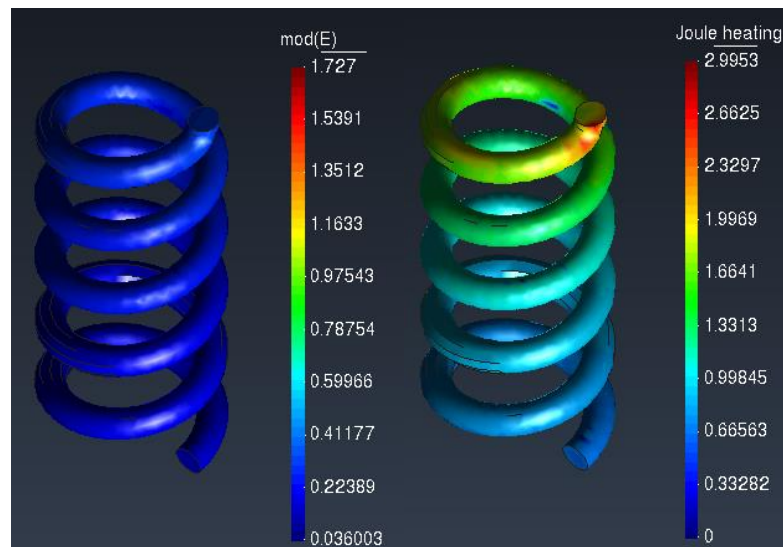


Ilustración 73. Detalle 3D del ducto, 26,5 GHz malla gruesa

Como se ha comentado arriba, el conducto sudoríparo concentra valores de 0,3 V/m en cuanto a campo eléctrico se refiere. Por otro lado, en cuanto al calentamiento, se puede ver cómo la parte superior es la más afectada, ya que es la que está en contacto con la capa superficial comentada.

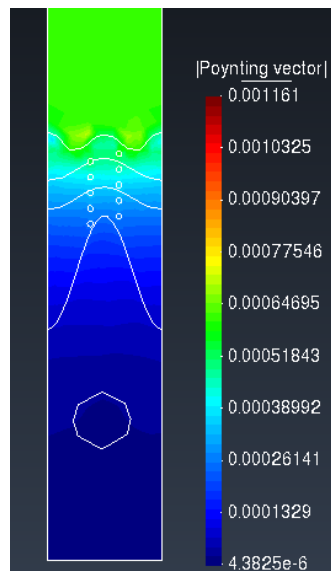


Ilustración 74. Vector de Poynting, 26,5 GHz malla gruesa

En la Ilustración 74 podemos observar el resultado esperado. El vector de Poynting impacta en su máximo módulo en la piel para luego ir disminuyendo a medida que se adentra en el modelo.

11.2. Malla de 10 μm

Para el último caso de este proyecto, presentaremos los resultados para una malla con un tamaño máximo de 10 micras. Este tamaño está en función de la longitud de onda y la frecuencia de 26 GHz (ecuación 13). Esto nos da alrededor de casi 8 millones y medio de elementos, una cantidad de elementos que solo se pueden ejecutar en un superordenador/clúster de CIMNE. Los resultados obtenidos han sido los siguientes (ilustraciones 75 y 76):

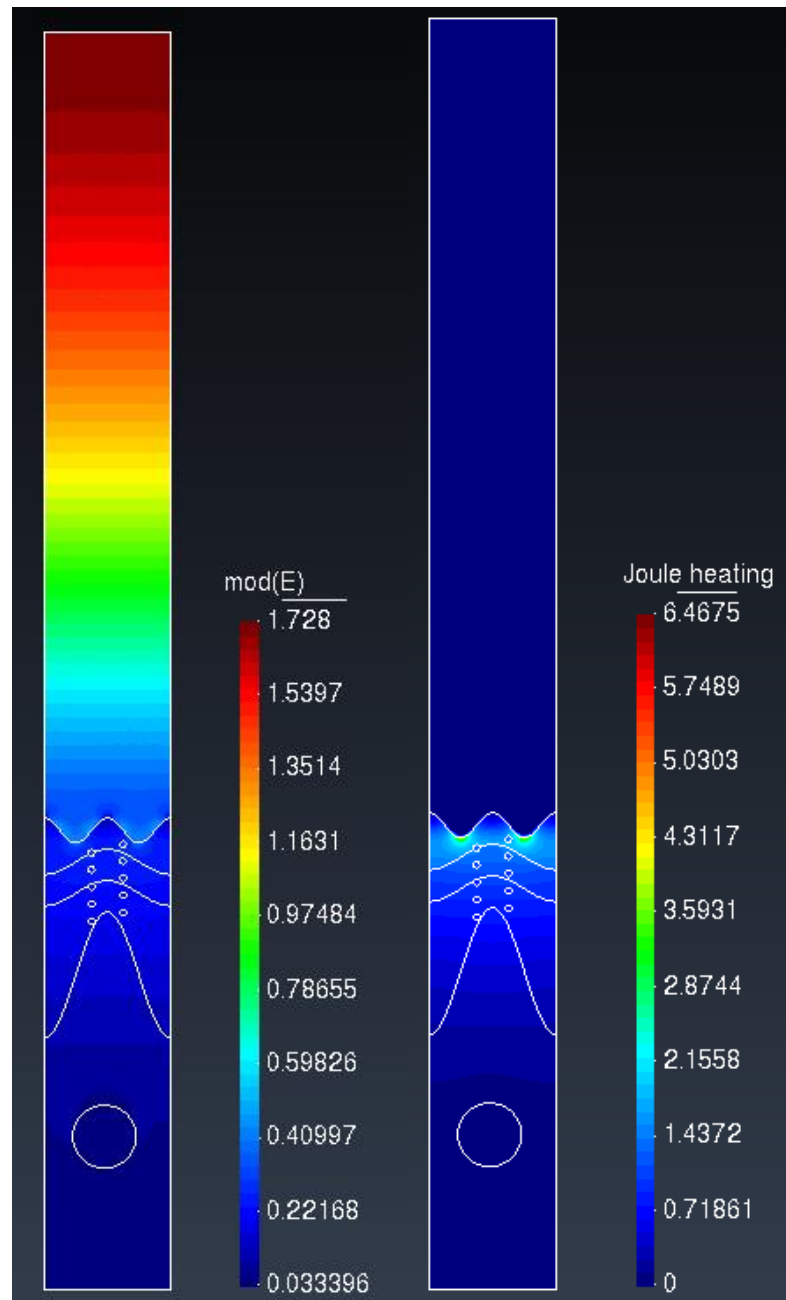


Ilustración 75. Campo eléctrico y calor generado, 26,5 GHz malla fina dir. Y

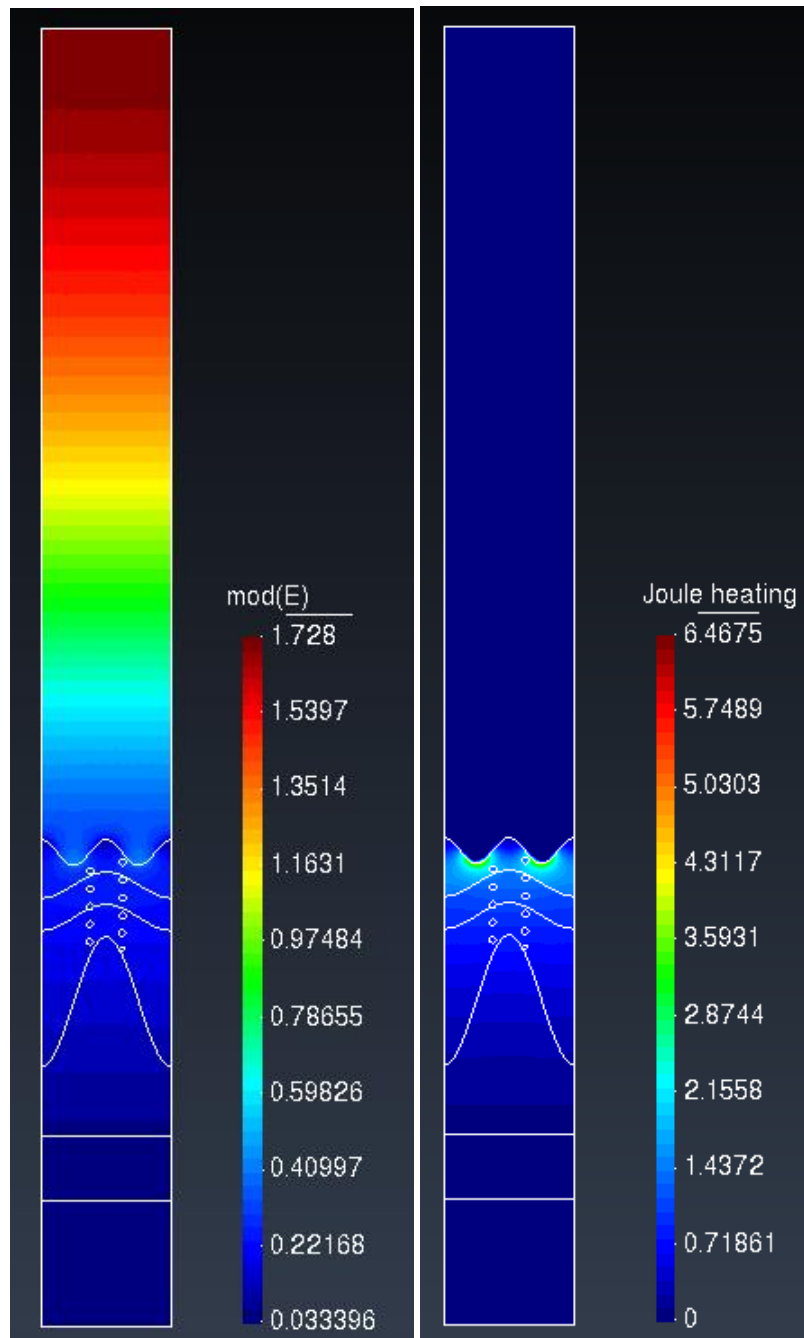


Ilustración 76. Campo eléctrico y calor generado, 26,5 GHz malla fina dir. X

Como se puede observar en las Ilustraciones 75 y 76 anteriores, la distribución de los resultados ahora es más precisa. Se puede observar que el calentamiento se encuentra más recogido. Se puede observar en detalle estas zonas en la ilustración 77 a continuación.

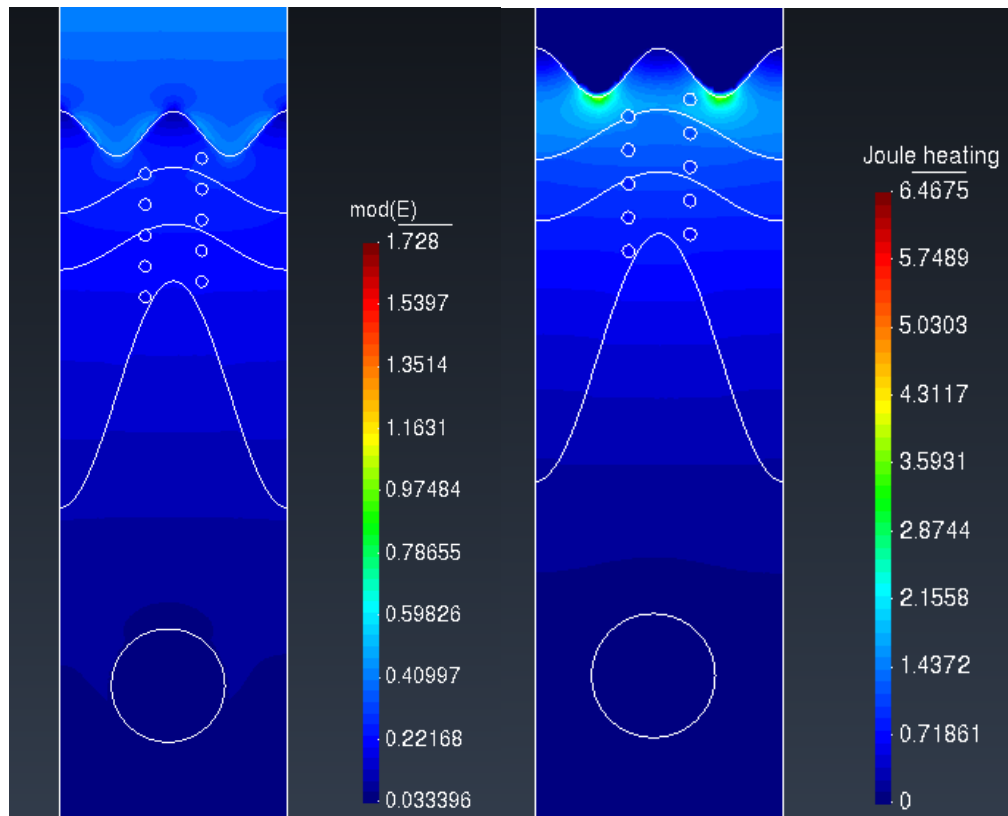


Ilustración 77. Detalle del campo eléctrico y calor en el centro, 26,5 GHz malla fina

En este detalle de la ilustración 77, observamos que los valores medidos en la malla más gruesa coinciden con los de la malla mediana. El principal cambio está en el calentamiento de la capa SC, donde el máximo de alrededor de 2,5 J se encuentra ubicado de manera más precisa, justo en la geometría cóncava de la capa superficial.

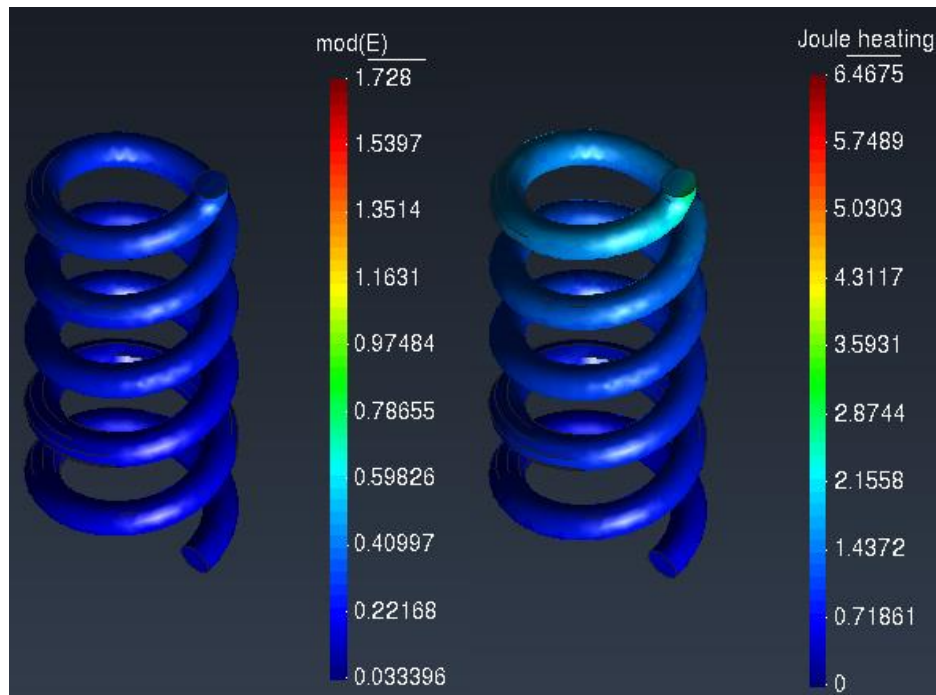


Ilustración 78. Detalle 3D del ducto, 3,5 GHz malla fina

Al igual que en la malla gruesa, el conducto sudoríparo muestra el mayor calentamiento en la parte superior, y disminuye a medida que avanza. El máximo se encuentra cerca de los 3 Julios, y el mínimo llega hasta un calentamiento nulo, por lo que se disipa antes de llegar a su final. Se puede observar bien en la ilustración 78 anterior. El campo eléctrico ronda valores alrededor de 0,3 V/m.

En la siguiente ilustración (79), se va a mostrar el corte del vector de Poynting para la malla más fina en el caso de 26,5 GHz:

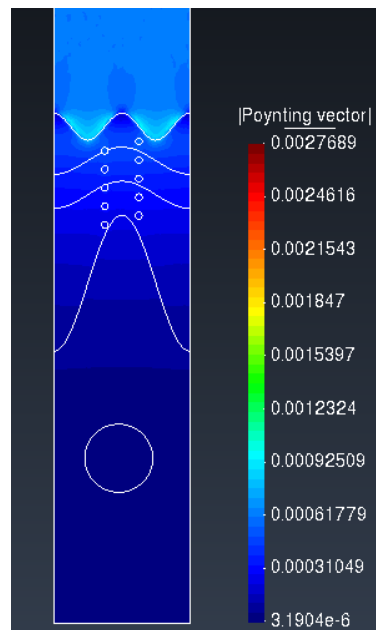


Ilustración 79. Vector de Poynting, 26,5 GHz malla fina

La representación del vector de Poynting en la ilustración 79 es muy similar al anterior caso. Como vemos casi toda la energía es disipada en la primera capa de la epidermis, la SC (Stratum Corneum) y prácticamente es nula cuando se adentra en la capa de la dermis, sin aportación al conducto de la arteriola, lo cual nos quiere decir que la intensidad de energía electromagnética que llega a la arteriola es muy poca.

12. Interpretación de resultados

A continuación, compararemos los valores de campo eléctrico en la zona de la arteriola para cada caso de frecuencia, y calcularemos los valores de SAR para cada uno, tal como se explicó en el Apartado 6, con el fin de verificar que están por debajo del límite máximo establecido por la OMS. Para los cálculos, se asume una densidad de la sangre de $1,055 \text{ kg/m}^3$, obtenida del artículo del Dr. Luis Moggi [28].

Para el caso de 700 MHz, los valores de campo eléctrico dentro de la arteriola se establecen en $0,6 \text{ V/m}$. La permitividad del vacío es de $8,854 \times 10^{-12} \text{ F/m}$. Según la Tabla 1, la parte imaginaria de la permitividad de la sangre a esta frecuencia es $34,4737 \text{ F/m}$, y su conductividad eléctrica es $1,4068 \text{ S/m}$.

Aplicando la Ecuación 7, se obtiene un valor de SAR en la arteriola de $0,276477 \text{ W/kg}$, lo cual está por debajo del límite máximo permitido por las regulaciones europeas (Apartado 6). Para el caso de 3,5 GHz, el campo eléctrico en la arteriola presentaba valores en el rango de $0,28\text{-}0,3 \text{ V/m}$. Consultando la Tabla 2 con las propiedades del tejido a esta frecuencia, se puede realizar el mismo cálculo que en el caso anterior. En este caso, el valor de SAR en la arteriola es de $0,183696 \text{ W/kg}$. Esto es coherente con los resultados obtenidos, ya que, a mayores frecuencias, la cantidad de campo eléctrico que penetra en la piel disminuye.

En el caso de la mayor frecuencia estudiada, 26,5 GHz, se observó que la cantidad de campo eléctrico que alcanza la arteriola es muy reducida, del orden de 10^{-2} V/m , resultando en un valor de SAR prácticamente nulo. Para este caso, se tomó un valor de campo eléctrico de $0,035 \text{ V/m}$. Consultando la Tabla 3 del Apartado 8, la conductividad eléctrica de la sangre a esta frecuencia es de $41,2734 \text{ S/m}$, con una permitividad eléctrica de $25,0286$ (parte real) y $24,1224$ (parte imaginaria). Al realizar el cálculo con la Ecuación 7, se obtiene un valor de SAR de $0,0273715 \text{ W/kg}$, lo cual representa una cantidad muy baja. A partir de los análisis que se han mostrado hemos obtenido valores de campo eléctrico en el conducto de la arteriola. Estos valores en ningún caso superaban el 1 V/m .

También se ha visto como aplicando una convergencia de malla adecuada podemos diferenciar mejor los resultados entre los diferentes tejidos, viendo una distribución más precisa alrededor de las capas y los ductos en el interior de la piel.

13. Costes del proyecto

Para la realización de este trabajo de fin de Grado se han empleado una serie de recursos que se detallan en el siguiente apartado de Presupuesto. En cuanto a recursos materiales y energéticos, el ordenador portátil Lenovo Ideapad 330-17ICH utilizado ha estado conectado a la red eléctrica.

Se puede hacer un cómputo total aproximado de las horas invertidas en este trabajo para medir el impacto ambiental del mismo. El trabajo comenzó de manera real alrededor de la mitad del mes de mayo invirtiendo alrededor de 2 horas y media cada día durante los 3 meses de junio, julio y agosto, es decir, 75 días aproximadamente.

Por otro lado, la adecuación del modelo de piel, búsqueda y consulta en diferentes fuentes para los materiales, generación de malla, correcciones y demás preparaciones tomaron alrededor de 30 horas de trabajo adicional. Para el tiempo de simulación, durante el que el ordenador ha estado conectado a la red eléctrica para que trabaje, se han invertido: 6 horas para los 2 tipos de malla del caso de 700 Mhz, 6 horas entre las dos mallas de 3,5 GHz y 18 horas para los modelos de 26,5 GHz. Por otro lado, para la realización de la memoria del trabajo se emplearon alrededor de 90 horas. Si realizamos el cálculo:

$$2,5 \frac{h}{día} \cdot 20 \frac{días}{mes} \cdot 3 meses + 15 días mayo \cdot 2,5 \frac{h}{día} + 30 horas de preparación + 30 horas simulación + 90 realización memoria = 337,5 horas.$$

COSTE PERSONAL			
MATERIAL	PRECIO UNITARIO	UNIDADES	SUBTOTAL
Mano de obra Ing. iniciado (h)	10,00 €	337,5	3.375,00 €
SUBTOTAL			3.375,00 €

Tabla 4. Costes personales del proyecto

Por otro lado, nos encontramos con el coste del propio portátil Lenovo Ideapad 330, el cual su valor de lanzamiento fue de 1000 euros (Iva Incluido).

Los demás paquetes de programación tales como Windows 10 Pro, Microsoft 365 y GiD/ERMES se detallan en la tabla mostrada abajo.

COSTES DIRECTOS			
MATERIAL	PRECIO UNITARIO	UNIDADES	SUBTOTAL
Portátil Lenovo Ideapad 330	826,45 €	1	826,45 €
Windows 10 Pro	214,00 €	1	214,00 €
Microsoft 365	57,85 €	1	57,85 €
GiD 16	934,00 €	1	934,00 €
SUBTOTAL DIRECTOS			2.032,30 €
SUBTOTAL IVA INCL (21%)			2.459,08 €

Tabla 5. Costes directos del proyecto

En cuanto al coste eléctrico referido al consumo eléctrico del portátil, durante el total de horas del proyecto ha estado funcionando dicho ordenador, por lo que se tomarán las 337,5 horas de funcionamiento de la batería, la cual está compuesta por 3 celdas de ion de litio de 45 Wh cada una [29], nos da un total de consumo de 45562,5 W de consumo eléctrico. Si tomamos una media de precios de la luz de los meses de junio, julio y agosto, tenemos un valor unitario de 0,133731 €/kWh podemos calcular el total de costes indirectos.

COSTES INDIRECTOS			
MATERIAL	PRECIO UNITARIO	UNIDADES	SUBTOTAL
Consumo eléctrico (kWh)	0,133731 €/kWh	45,563	6,09 €
SUBTOTAL			6,09 €
SUBTOTAL IVA INCL (21%)			7,37 €

Tabla 6. Costes indirectos del proyecto

Sumando los tres subtotales, tenemos un precio total del proyecto, IVA incluido de **5.841,45 €**. (Cinco mil ochocientos cuarenta y un euros con cuarenta y cinco céntimos).

14. Conclusiones

Los resultados de este proyecto nos proporcionan una visión más cercana de la exposición diaria a la radiación electromagnética a la que estamos sometidos, y cómo esta radiación puede llegar a penetrar en la piel, los conductos sudoríparos e incluso en el torrente sanguíneo, bajo ciertas condiciones.

Se ha demostrado que, a mayores frecuencias de radiación, la energía que puede penetrar en las capas internas de la piel disminuye. Esto se refleja en los valores de SAR (Tasa de Absorción Específica) observados, ya que disminuyen en la arteriola a medida que se incrementa la frecuencia.

Asimismo, hemos comprobado que una adecuada convergencia de malla en el método de los elementos finitos mejora significativamente la precisión de los resultados, facilitando la visualización de las magnitudes medidas.

El proyecto también exigió modificar el modelo 3D utilizado, lo que implicó el aprendizaje de un nuevo programa de modelado, GiD. A este modelo tuvimos que añadirle un conducto sanguíneo con sus correspondientes propiedades y condiciones de contorno, además de incorporar una capa de vacío más amplia para el entorno simulado.

Debido al tamaño de las mallas y al uso de un solver directo, fue necesario emplear un clúster de computación remoto, lo que me llevó a aprender su funcionamiento desde cero a través de servidores SSH para poder ejecutar las simulaciones de manera eficiente.

Este estudio podría extenderse mediante un barrido de frecuencias más amplio, mejorando aún más la calidad de la malla e incluso probando diferentes ángulos de incidencia, aunque esto último representaría un reto significativo y requeriría un esfuerzo considerable. La capacidad de los superordenadores nos permitiría expandir nuestras simulaciones hacia escenarios de mayor complejidad, lo que resulta de gran interés para analizar frecuencias elevadas, como las que se espera para la tecnología 6G.

También me complace haber alcanzado los objetivos planteados al principio del mismo de manera satisfactoria. Este trabajo me ha permitido además profundizar en conceptos aprendidos durante la carrera y además me ha introducido al mundo de la investigación científica, tales como la revisión bibliográfica, como el hecho de enfrentarme a numerosos desafíos, especialmente cuando los resultados no se obtenían de manera inmediata o correcta, lo que nos llevó a realizar múltiples pruebas preliminares para experimentar con nuevas metodologías que eran desconocidas para mí.

15. Referencias

- [1] Gil-Loyzaga, P. E., & Úbeda Maeso, A. (2021). *Ondas electromagnéticas y salud* (p. 11). (https://www.etsist.upm.es/estaticos/catedra-coitt/web_salud_medioamb/Informes/informes_PDF/camposelectromagneticos/OndasEMySalud.pdf)
- [2] Ditrendia. (2023). Estadísticas sobre móviles 2023. Consultado el 10 de julio de 2024 de <https://mktefa.ditrendia.es/blog/estadisticas-sobre-m%C3%B3viles-2023#:~:text=M%C3%B3viles%20en%20el%20mundo&text=El%20n%C3%BAmero%20de%20dispositivos%20m%C3%B3viles,millones%20a%20finales%20de%202025>
- [3] Vargas, F., & Úbeda, A. (2009). *Campos electromagnéticos y salud pública* (p. 9)(<https://salud-ambiental.com/wp-content/uploads/2009/04/cemysaludpublica.pdf>)
- [4] GiD Simulation. (2024). Consultado el 12 de julio de 2024 de <https://www.gidsimulation.com/>
- [5] CIMNE ERMES, & Otín, R. (2024). Consultado el 13 de julio de 2024 de <http://tts.cimne.com/ermes/>
- [6] Ingeoexpert. (2024). *Fundamento y origen del método de los elementos finitos (MEF)*. <https://ingeoexpert.com/articulo/fundamento-y-origen-del-metodo-de-los-elementos-finitos-mef/> Consultado el 15 de julio de 2024
- [7] Sharma, P. (2013). *Evolution of mobile wireless communication networks-1G to 5G as well as future prospective of next generation communication network. International Journal of Computer Science and Engineering*.
- [8] García Barranco, J. (2019). *TECNOLOGÍAS 3G, 4G Y 5G: Una perspectiva económica y social de la carrera por la innovación de las redes de banda ancha*. Universidad Pontificia Comillas.
- [9] Arasan, E. (2017). A review on mobile technologies: 3G, 4G and 5G. *International Journal of Engineering Research and Technology*.
- [10] Telefónica. (2024). ¿Qué es latencia? Consultado el 18 de julio de 2024 de <https://www.telefonica.com/es/sala-comunicacion/blog/que-es-latencia/>
- [11] Telefónica. (2024). Consultado el 22 de julio de 2024 de <https://www.telefonica.com/es/wp-content/uploads/sites/4/2021/11/como-functiona-el-5G.jpg.pdf>

- [12] Shukur, H., Askar, S., & Zeebaree, S. R. M. (2024). *The utilization of 6G in Industry 4.0. Journal of Industrial Engineering and Management.*
- [13] Kaszuba-Zwoinska, J., Gremba, J., Galdzinska-Calik, B., Wójcik-Piotrowicz, K., & Thor, P. J. (2015). Electromagnetic field induced biological effects in humans. *International Journal of Environmental Research and Public Health.*
- [14] Greenfacts. (2024). Clasificación IARC. Consultado el 20 de julio de 2024 de <https://www.greenfacts.org/es/glosario/abc/clasificacion-iarc.htm>
- [15] Bergquist, U., & Vogel, E. (1997). Possible health implications of subjective symptoms and electromagnetic fields. *Journal of Electromagnetic Biology and Medicine.*
- [16] Bonato, M., Dossi, L., Galluci, S., Benini, M., Tognola, G., & Parazzini, M. (2022). Assessment of human exposure levels due to mobile phone antennas in 5G networks. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(3), 1546.
- [17] Coderech, C. J., Corella, M. F., & otros. (2020). Descripción y análisis del patrón de normalidad de flujo dinámico y morfológico de las arterias principales de la muñeca y mano en población sana española. *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología*, 64(1).
- [18] Sasaki, K., Wake, K., & Watanabe, S. (2014). Measurement of the dielectric properties of the epidermis and dermis at frequencies from 0.5 GHz to 110 GHz. *Journal of Biological Physics.*
- [19] Malmiuvu, J., & Plonsey, R. (1995). *Bioelectromagnetism: Principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields. Journal of Applied Electromagnetics.*
- [20] Lubangakene, I. D., Virdee, B., Karthick Rajaguru Jayanthi, R., & Ganguly, P. (2023). Effect of metabolite and temperature on artificial human sweat characteristics over a very wide frequency range (400 MHz–10.4 GHz) for wireless hydration diagnostic sensors. *Biosensors*, 13(6), 62.
- [21] Raja Pavan, M. V., & Barron, A. R. (2022). Caracterización de permitividad eléctrica de soluciones acuosas. *Journal of Physics and Chemistry of Solids.*
- [22] Wikipedia. (2024). Vector de Poynting. Consultado el 5 de agosto de 2024 de https://es.wikipedia.org/wiki/Vector_de_Poynting
- [23] Institute for Applied Physics. (2024). Dielectric properties of body tissues. Consultado el 31 de julio de 2024 de <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/htmlclie/htmlclie.php>
- [24] Database of Dielectric Properties for Electromagnetic Modelling of Human Body. (2024). Consultado el 25 de julio de 2024 de

https://www2.nict.go.jp/cgi-bin/202303080003/public_html/index.py/measurements

- [25] Otin, R. (2009). PhD Thesis Doctoral. UPC Numerical study of the thermal effects induced by a RFID antenna in vials of blood plasma.
- [26] Otin, R. (2011). Numerical study of the thermal effects induced by a RFID antenna in vials of blood plasma. *Progress in Electromagnetics Research Letters*, 22, 129–138.
- [27] Eldamak, A. R., Thorson, S., & Fear, E. C. (2020). Study of the dielectric properties of artificial sweat mixtures at microwave frequencies. *Biosensors*, 10(6), 62.
- [28] Moggi, L. (2011). *Hemorreología y microcirculación*. *Revista Argentina de Hematología*, 69(1).
- [29] Tienda PCCOMPONENTES. (2024). Portátil Lenovo Ideapad 330-17ICH. Consultado el 30 de julio de 2024 de <https://www.pccomponentes.com/lenovo-ideapad-330-17ich-intel-core-i7-8750h-8gb-1tb-geforce-gtx1050-173>
- [30] Organización de Consumidores y Usuarios. (2024). Evolución del precio de la luz. Consultado el 30 de agosto de 2024 de <https://www.ocu.org/vivienda-y-energia/gas-luz/informe/precio-luz>
- [31] Maxwell, J. C. (1873). *A treatise on electricity and magnetism*. Clarendon Press.
- [32] Gómez-Esteban, P. (2012). *Las ecuaciones de Maxwell*. *El Tamiz*.
- [33] Wikipedia. (2024). Ecuaciones de Maxwell. Consultado el 30 de julio de 2024 de https://es.wikipedia.org/wiki/Ecuaciones_de_Maxwell
- [34] Wikipedia. (2024). Fuerza de Lorentz. Consultado el 10 de septiembre de 2024 de https://es.wikipedia.org/wiki/Fuerza_de_Lorentz
- [35] Fernández, J. L. (s.f.). Ley de Lorentz. *Fisicalab*. Consultado el 10 de septiembre de 2024 de <https://www.fisicalab.com/apartado/ley-de-lorentz>
- [36] Lorentz, H. A. (1892). *La théorie électromagnétique de Maxwell et son application aux corps mouvants*. Leiden: E. J. Brill.
- [37] Betzalel, N., Ben Ishai, P., Puzenko, A., & Feldman, Y. (2022). Emission from human skin in the sub-THz frequency band. *Scientific Reports*, 12(1), 4720.
- [38] Wikipedia. (2024). Campo magnético terrestre (s.f.). Consultado el 11 de julio de 2024 de https://es.wikipedia.org/wiki/Campo_magn%C3%A9tico_terrestre

16. Anexos

16.1. Malla de 50 μm para 26,5 GHz

La siguiente malla que se va a mostrar supone una reducción al 50 % del caso de 100 micras, a 50 micras. Esta malla supone un total de más de 800mil elementos.

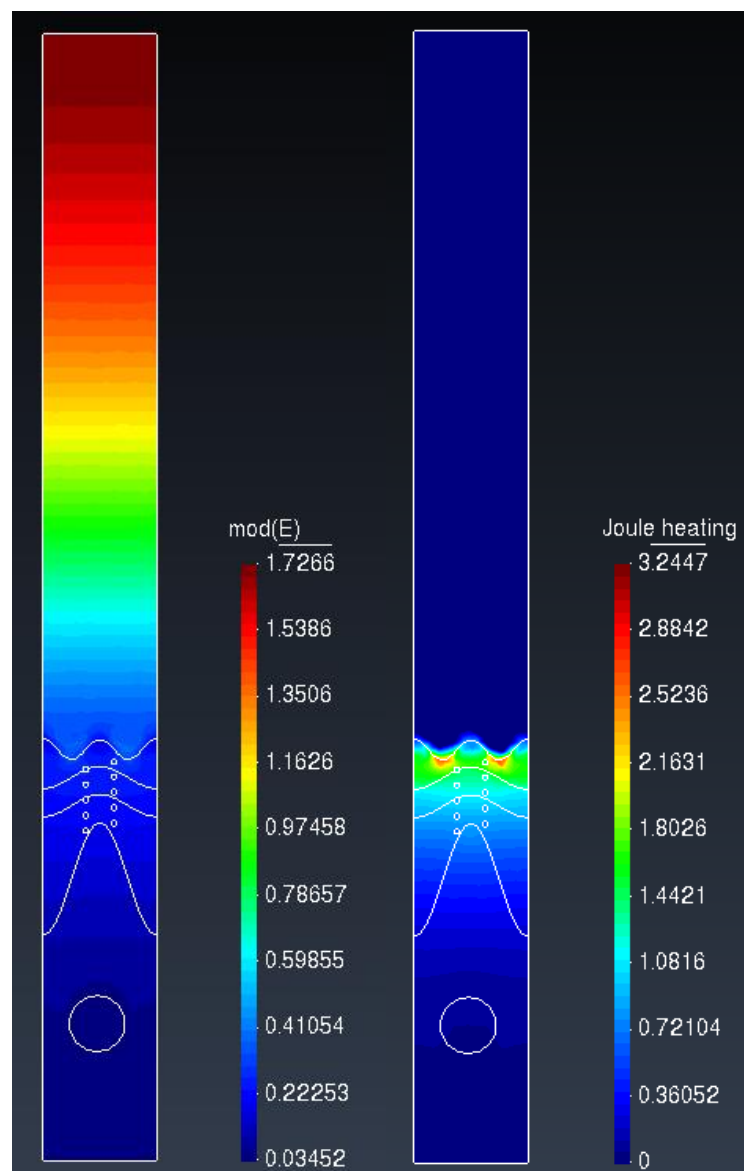


Ilustración 80. Campo eléctrico y calor generado, 26,5 GHz malla mediana dir. Y

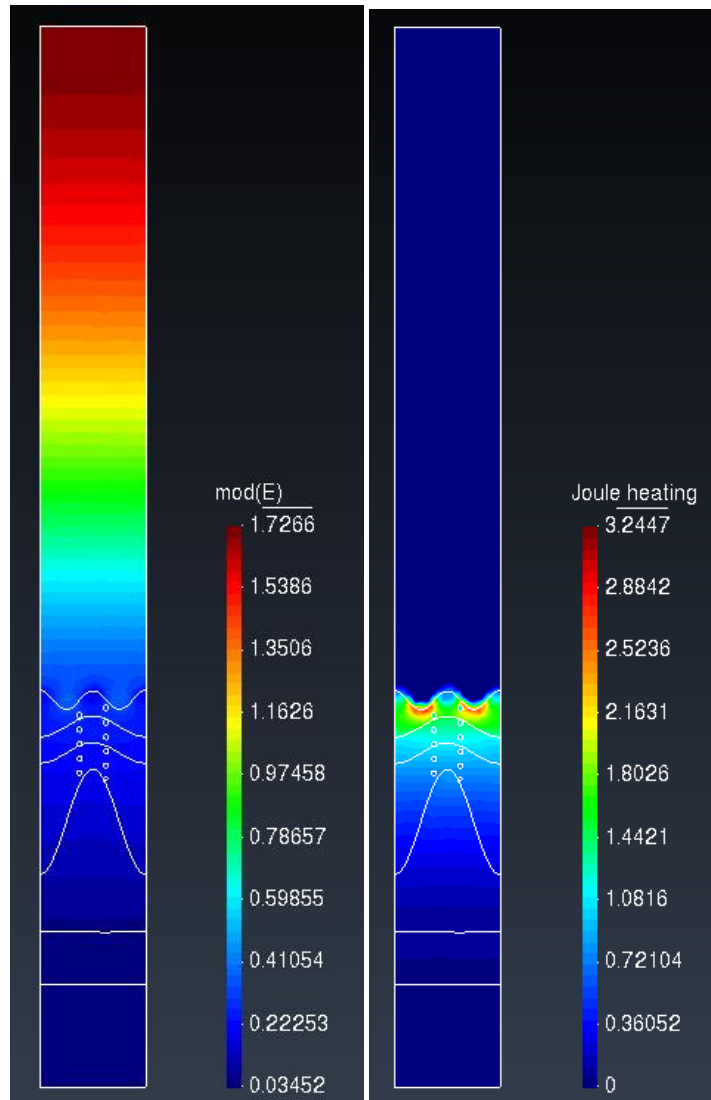


Ilustración 81. Campo eléctrico y calor generado, 26,5 GHz malla mediana dir. X

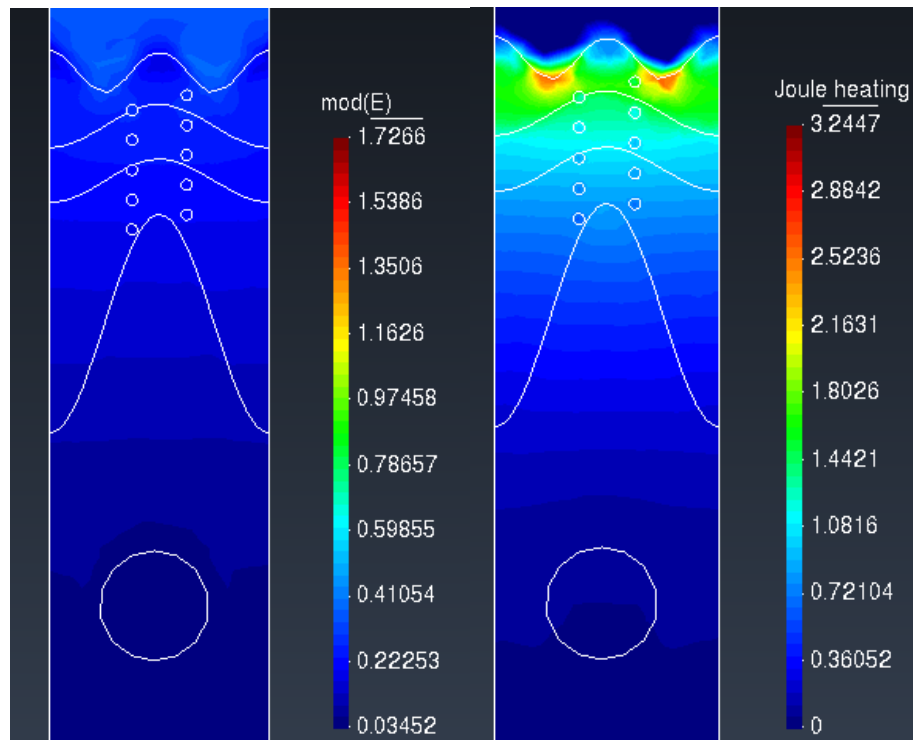


Ilustración 82. Detalle del campo eléctrico y calor en el centro, 26,5 GHz malla mediana

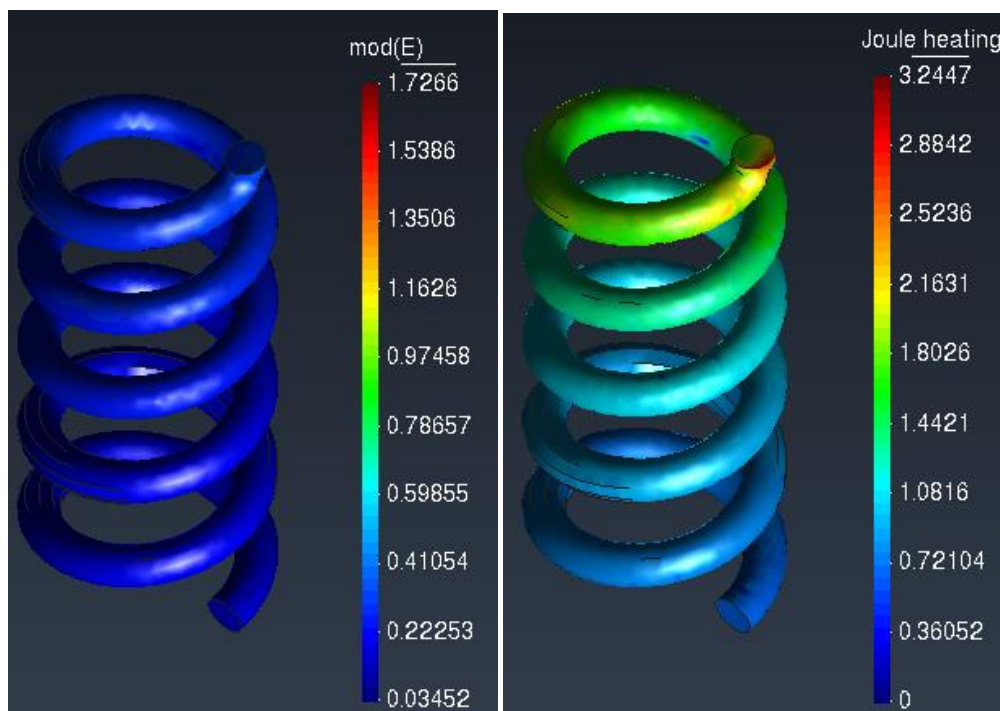


Ilustración 83. Detalle 3D del ducto, 26,5 GHz malla mediana

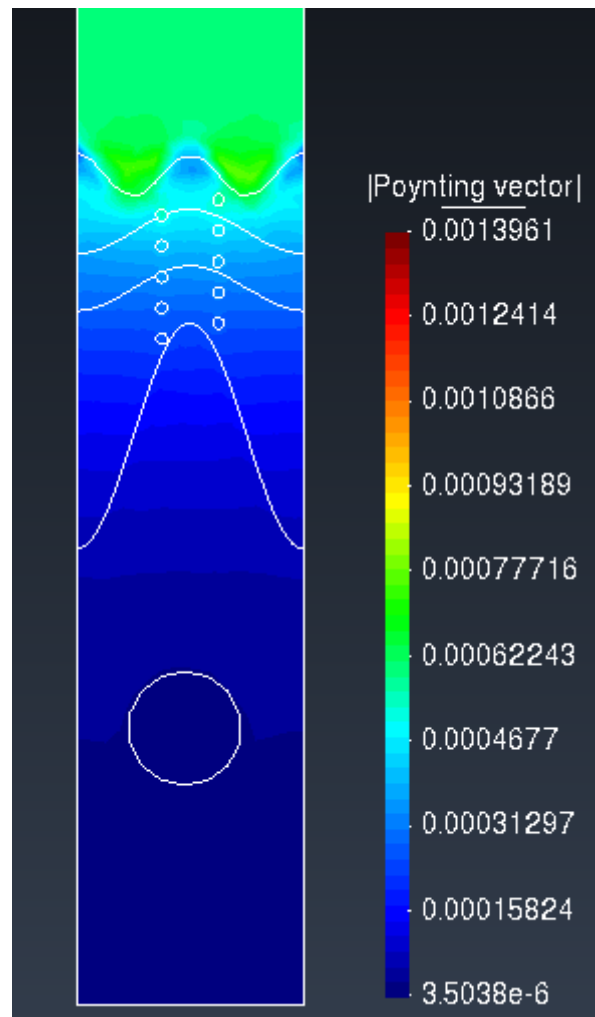


Ilustración 84. Vector de Poynting, 26,5 GHz malla mediana

16.2. Malla de 10 μm para 3,5 GHz

A continuación, se presentan los resultados para la frecuencia de 3,5 GHz.

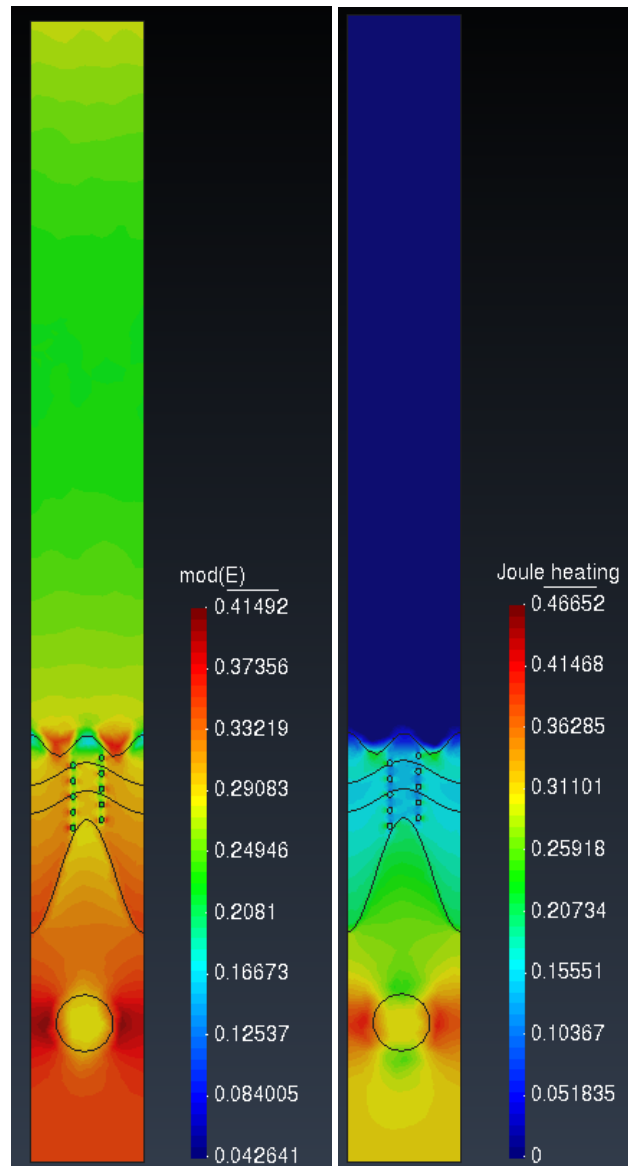


Ilustración 85. Campo eléctrico y calor generado, 3,5 GHz malla fina dir. Y

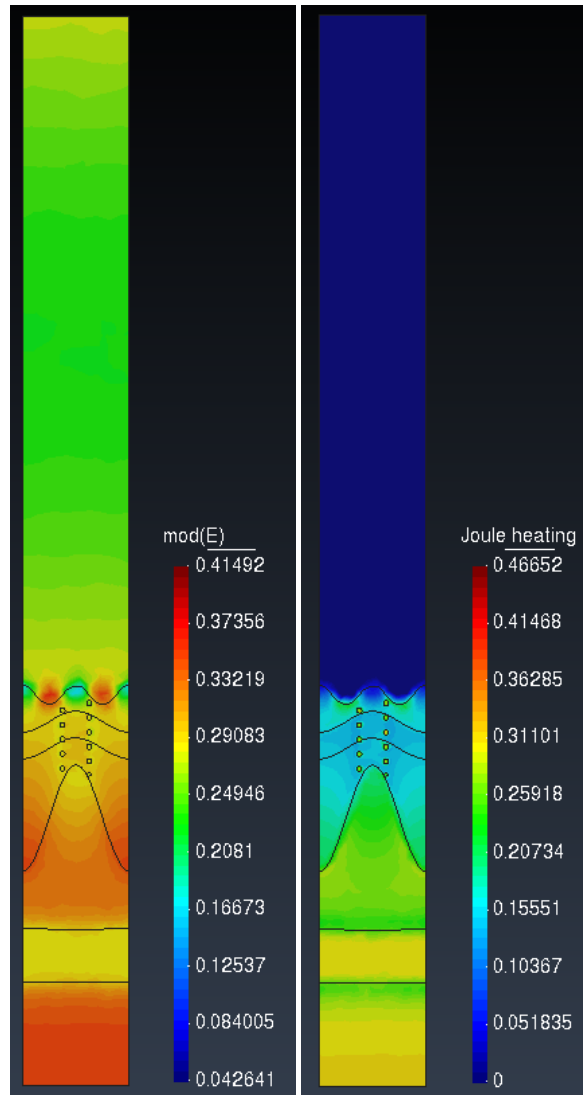


Ilustración 86. Campo eléctrico y calor generado, 3,5 GHz malla fina dir. X

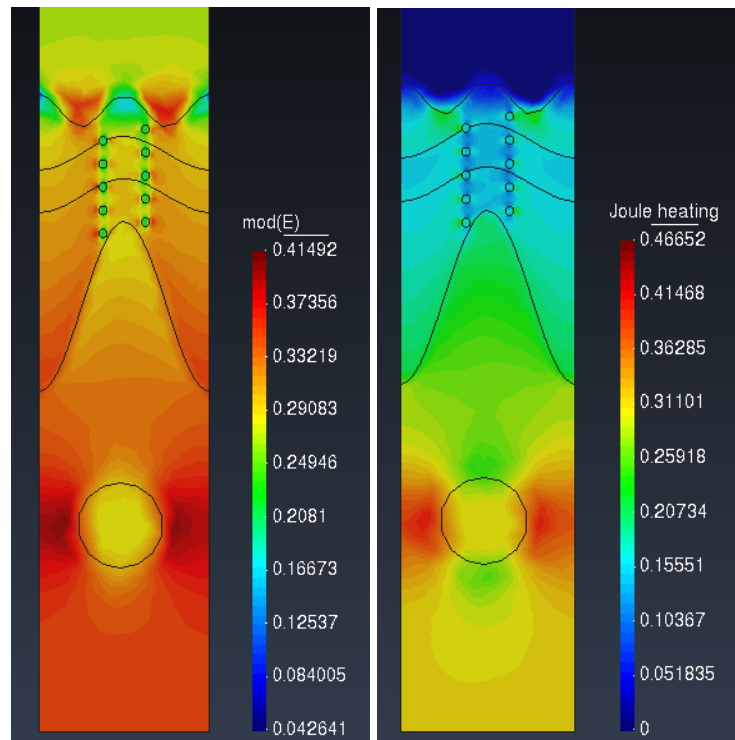


Ilustración 87. Detalle del campo eléctrico y calor en el centro, 3,5 GHz malla fina

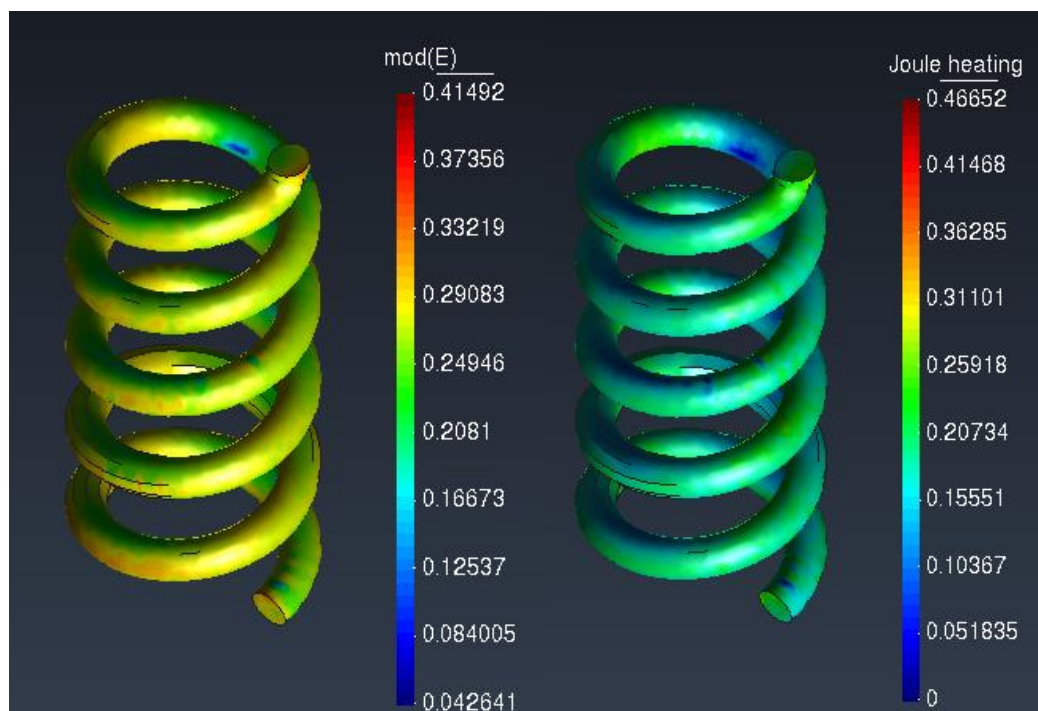


Ilustración 88. Detalle 3D del ducto, 3,5 GHz malla fina

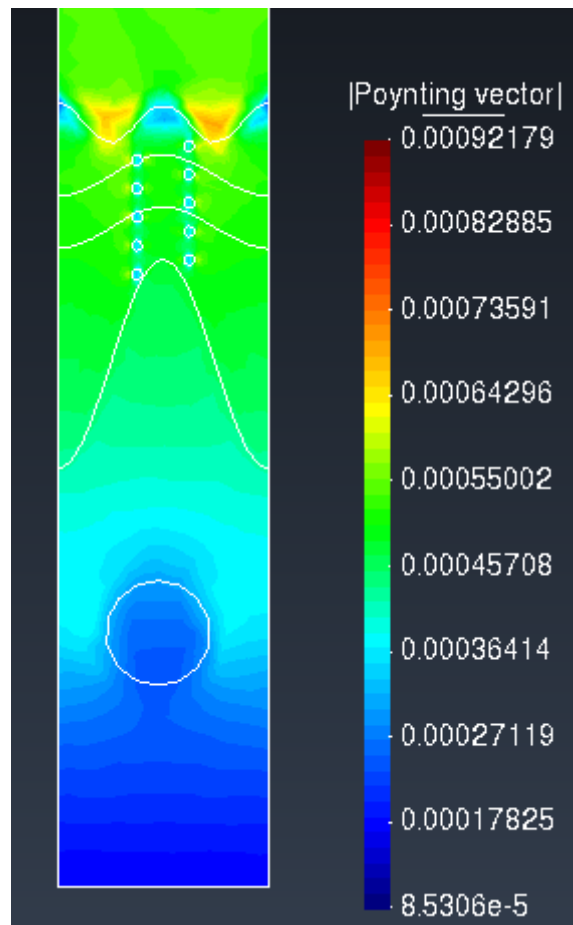


Ilustración 89. Vector de Poynting, 3,5 GHz malla fina