

## Modelo de sistema UWB-OFDM para la detección del cáncer de mama

### UWB-OFDM system model for breast cancer detection

Juan Pablo Rivelli Malcó<sup>1</sup>, David Zabala Blanco<sup>2</sup>

---

*Ingeniería en Telecomunicaciones/  
artículo científico*

Citar: Rivelli Malcó, J. P. y Zabala Blanco, D. (2021). Modelo de sistema UWB-OFDM para la detección de cáncer de mama. Cuadernos de Ingeniería (13). Recuperado de: <http://revistas.ucasal.edu.ar>

*Recibido: octubre/2021*

*Aceptado: diciembre/2021*

#### Resumen

Las telecomunicaciones actualmente proveen soluciones en múltiples ámbitos y constituyen una de las bases que impulsan a la evolución de la sociedad, pues aportan nuevas tecnologías y permiten que se encuentren nuevas soluciones a problemáticas sociales en general. Este trabajo propone un sistema de comunicaciones que encuentra su aplicación en el diagnóstico por imágenes médicas, siendo el objetivo del sistema lograr la detección de anomalías en las mamas con un alto nivel de precisión, permitiendo así que se elaboren diagnósticos en etapas tempranas de un potencial cáncer de mamas.

El sistema es modelado de forma teórica y simulado con la ayuda de cálculos computacionales brindados por la herramienta de programación Matlab®. La solución reúne características de diferentes tecnologías y estándares que fueron combinados para modelar un sistema eficiente que cumpla con los requerimientos y funciones necesarios para constituir una propuesta factible y viable para su futura implementación.

La principal contribución de este trabajo se aprecia en los resultados experimentales numéricos, obtenidos mediante la aplicación del método de diferencias finitas en el dominio del tiempo (FDTD, por sus siglas en inglés), donde se evidencia el hecho de que un tejido maligno (tumor) refleja en mayor proporción la potencia que incide sobre dicha región, en comparación con el tejido sano, compuesto por tejido fibroconectivo, glandular y adiposo. Se destaca también la eficiencia espectral y energética de los sistemas OFDM (*orthogonal frequency division multiplexing*), características que inciden directamente sobre el grado de calidad del sistema. Por último, se realiza una simulación de la formación de imagen mediante la aplicación de un método de filtrado espacial bajo el concepto de *beamforming*.

---

<sup>1</sup> Universidad Católica de Salta, Argentina

<sup>2</sup> Universidad Católica del Maule, Talca, Chile

**Palabras clave:** C3ncer, permitividad el3ctrica, OFDM, *chirp*, *beamforming*.

### Abstract

Telecommunications currently provide solutions in multiple areas and constitute one of the bases that drive the evolution of society by providing new technologies and allowing new solutions to be found to social problems in general. This work proposes a communication system that finds its application in medical imaging diagnosis, being the objective of the system to achieve the detection of breasts anomalies with a high level of precision, thus allowing diagnoses to be made in early stages of a potential breast cancer.

The system is modeled theoretically and simulated with the help of computational calculations provided by the Matlab® programming tool. The solution brings together characteristics of different technologies and standards, combined to model an

efficient system that meets the requirements and functions needed to constitute a feasible and viable proposal for its future implementation.

The main contribution of this work can be seen in the numerical experimental results, obtained by applying the finite difference time domain (FDTD) method, where it is evident that a malignant tissue (tumor) reflects in a greater proportion the power that affects this region, compared to healthy tissue, composed of fibroconnective, glandular and adipose tissue. The spectral and energy efficiency of OFDM (orthogonal frequency division multiplexing) systems, characteristics that directly affect the degree of quality of the system, is also highlighted. Finally, a simulation of the image formation is carried out by applying a novel spatial filtering method under the concept of beamforming.

**Key words:** Cancer, electrical permittivity, OFDM, *chirp*, beamforming.

---

## 1. Introducci3n

Seg3n la Organizaci3n Mundial de la Salud (OMS) el c3ncer de mamas es uno de los que posee mayor incidencia a nivel mundial, con m3s de 2,2 millones de casos para el 2020, a3o en que aproximadamente 685.000 mujeres fallecieron como consecuencia de esta enfermedad. Es evidente el desaf3o al que se enfrentan los profesionales de la salud al momento de ofrecer una respuesta en este escenario. Un factor importante que se tiene en cuenta es el tiempo en que se detecta la enfermedad, esto viene ligado a la eficiencia de los m3todos de diagn3stico por imagen que actualmente se utilizan para ello y para determinar el estadio de un tumor.

El estadio del c3ncer de mama se determina seg3n el tama3o, la ubicaci3n del tumor primario, la diseminaci3n del c3ncer a los ganglios linf3ticos cercanos o a otras partes del cuerpo, el grado del tumor y la presencia de ciertos biomarcadores. Es importante saber el estadio del c3ncer de mama para planificar un tratamiento adecuado y entender el pron3stico (National Cancer Institute, 2021).

Actualmente el m3todo m3s eficaz y utilizado con mayor frecuencia en los ex3menes diagn3sticos es la mamograf3a y en segundo lugar la ecograf3a (Asociaci3n Espa3ola contra el C3ncer, 2021). Otros m3todos complementarios al diagn3stico por imagen son la resonancia magn3tica y la

tomografía computada; estos pueden emplearse de forma combinada, ya que de acuerdo con sus características ofrecen diferentes tipos de información al personal médico.

En la Argentina, el Instituto Nacional del Cáncer (INC) promueve el desarrollo de tecnologías innovadoras que permitan un avance en la detección y diagnóstico del cáncer. Es posible que, en el futuro, la combinación de las técnicas de detección por imágenes y la inteligencia artificial permita identificar la presencia, tipo, estadio y otras características sin la necesidad de realizar una biopsia (Instituto Nacional del Cáncer, 2021). En la literatura actual se logran identificar múltiples enfoques en lo que respecta a las características y mejoras que se buscan en los nuevos métodos para el diagnóstico por imagen, entre ellos los más desatcados son: (i) ofrecer mejoras en los métodos actuales, (ii) detección en estadios tempranos, (iii) conformar exámenes no invasivos, (iv) mitigar exposición a factores de riesgo, (v) identificar nuevos tipos de biomarcadores.

Este trabajo propone un sistema para el diagnóstico por imagen ofreciendo así una solución a la problemática planteada; el principio de funcionamiento del sistema se basa en la transmisión de pulsos electromagnéticos dirigidos a la región de estudio y el fenómeno de reflexión. Los pulsos reflejados son denominados ecos; estos son captados por el receptor y posteriormente procesados para obtener la señal que conformará una imagen como resultado final. Se espera que el sistema logre detectar anomalías en los tejidos que conforman la mama en lo que respecta a diferencias en las magnitudes de las propiedades dieléctricas, como lo son su permitividad y conductividad eléctrica. Las tecnologías empleadas para ello combinan técnicas para la transmisión y recepción a nivel físico (*orthogonal frequency division multiplexing*, OFDM) y la configuración de un radar de apertura sintética (SAR). El sistema fue diseñado en forma teórica y simulado en Matlab® mediante el empleo de métodos de cálculo numérico.

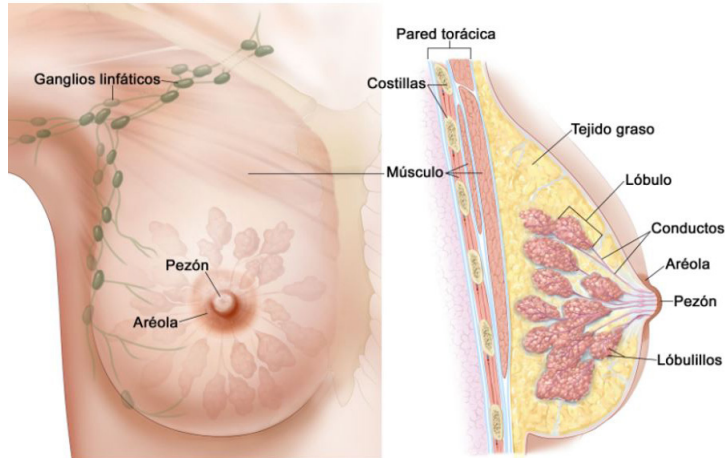
Las características mencionadas en el párrafo anterior conforman finalmente el modelo de un sistema de ultra banda ancha (UWB, por sus siglas en inglés) que utiliza radiación no ionizante para la formación de imágenes médicas, a diferencia de los métodos tradicionales; se destaca la capacidad para diferenciar biomarcadores como lo son la permitividad y conductividad eléctrica, aprovechando el contraste que se presenta entre un tejido sano y uno maligno, explotando esta propiedad para la detección de un posible tumor.

El resto del artículo se organiza de la siguiente forma: en la sección uno se exponen las características anatómicas del seno y la biología del cáncer de mamas, en la sección dos el principio de funcionamiento del sistema y el método empleado para modelar el tejido biológico. La sección tres presenta una demostración en un entorno simulado de la propagación de la onda electromagnética (OEM) en los diferentes perfiles mediante el método FDTD. La cuarta sección trata sobre el modelo del sistema propuesto, sus características principales, configuración, la transmisión y recepción de bloques OFDM. La sección cinco expone los resultados obtenidos y, finalmente, en la última sección se presentan las conclusiones formuladas y las líneas futuras para el presente trabajo.

## 1.2 Características anatómicas de las mamas

Para el estudio sobre la detección del cáncer originado en las mamas resulta importante comprender los aspectos básicos de la composición y estructura del seno de una mujer.

La gl3ndula mamaria est3 compuesta por diferentes tejidos, principalmente por tejido adiposo y tejido muy denso, conectivo y fibroso. La proporci3n de estos tipos de tejido varían considerablemente entre mujeres, seg3n la actividad hormonal que presenta cada una de ellas durante los periodos como la menstruaci3n, el embarazo y la menopausia (Instituto Nacional del C3ncer, 2021). La Figura 1 presenta la constituci3n de la mama y pueden observarse las regiones y los tipos de tejido que conforman su estructura.



**Figura 1.** Anatomía de la mama (Winslow, 2011).

Con base en lo observado en la figura anterior se puede clasificar la anatomía de la mama de la siguiente forma (Instituto Nacional del C3ncer, 2021):

- Tejido adiposo: este tejido, est3 formado por c3lulas vesiculares llenas de grasa subcut3nea, recogidas en l3bulos y separadas por el ligamento de Coopers. Este ligamento ayuda a dar soporte a la masa de los tejidos mamarios.
- Por debajo del tejido adiposo, se encuentra el tejido glandular de la mama. Este alberga las gl3ndulas mamarias, encargadas de producir leche para la lactancia. Las gl3ndulas mamarias est3n contenidas dentro de l3bulos, y cada seno consta, aproximadamente, de entre 15 a 20 l3bulos.
- Los conductos lactíferos son tubos cilíndricos delgados que conectan cada l3bulo hasta el pez3n.
- El m3sculo pectoral mayor se separa del pecho por la grasa retromamaria.

La mama también contiene vasos sanguíneos y vasos linfáticos, los cuales nutren las células y drenan los productos de desecho corporal. Los vasos linfáticos terminan en pequeñas formaciones redondeadas denominadas ganglios linfáticos, que ayudan a combatir las infecciones.

### 1.3 Clasificación del cáncer de mama

El cáncer de mama se clasifica con base en el estadio clínico, la morfología celular y el análisis inmunohistoquímico. Es indispensable contar con métodos que brinden pronósticos más precisos que ayuden en las decisiones terapéuticas y en los tratamientos que se deben realizar.

El cáncer de mama se divide en dos grupos principales, basados en la presencia o ausencia de expresión del receptor de estrógeno (RE). El perfil de expresión genética reveló que dentro de los tumores RE+ existen dos subtipos: luminal A y luminal B. Los tumores RE- comprenden también dos subtipos: HER2 y tipo basal. Estos subtipos muestran cortos periodos libres de enfermedad luego de su tratamiento y un pronóstico más sombrío (Hernández, 2016).

## 2. Metodología

### 2.1 Principio de funcionamiento

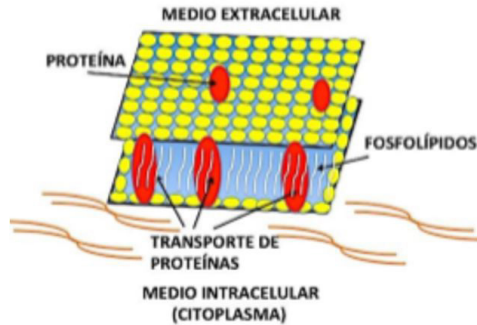
El sistema se basa en la transmisión de pulsos electromagnéticos (EM). El electromagnetismo y sus fenómenos físicos son descriptos mediante las ecuaciones de Maxwell, que permiten estudiar la propagación de una onda electromagnética (OEM) en diferentes medios, caracterizados estos últimos por sus propiedades dieléctricas. El principal fenómeno físico que da lugar al funcionamiento del sistema es el de reflexión de una OEM, expresado por la ley de Snell (Rivelli, 2021). Asociado a este último, debido a la variación de las propiedades de los múltiples medios en los cuales incide la OEM, se produce un segundo fenómeno llamado dispersión. Para su estudio es necesario recurrir a un modelo matemático que describa el comportamiento de los tejidos biológicos que conforman la mama a medida que varía la composición de dicho tejido.

Las propiedades dieléctricas de un tejido mamario que se estudian para este trabajo son la permitividad eléctrica (*epsilon*,  $\epsilon$ ) y la conductividad eléctrica (*sigma*,  $\sigma$ ). La diferencia entre la magnitud de los valores que presenta un tejido maligno frente a un tejido sano establece un contraste, que en este trabajo es explotado para dar lugar a la formación de una imagen que detecte e identifique estas regiones de transición para dichas magnitudes.

### 2.2 Modelo de Cole-Cole

Los organismos vivos están compuestos por tejidos y estos a su vez están compuestos por células. La estructura de la membrana celular se basa en una bicapa lipídica en la cual se encuentran distribuidas las proteínas, permitiendo un intercambio iónico. Se considera que la membrana ce-

lular actúa precisamente como una interfaz dieléctrica y puede ser considerada como las placas de un capacitor (Calder3n et al., 2019). La Figura 2 representa lo mencionado.



**Figura 2.** Esquema de la membrana celular (Calder3n et al., 2019).

Se puede postular, por lo tanto, que por la ley de Ampere-Maxwell explicada en Rivelli (2021), cuando se aplica un campo eléctrico externo variable en el tejido biológico, se da lugar a la presencia de una corriente de desplazamiento que circula entre las paredes celulares y un campo magnético que sigue una trayectoria cerrada; por el contrario, cuando el campo eléctrico es constante, es decir  $\partial \vec{E} / \partial t = 0$ , los iones cargados eléctricamente se acumulan en las paredes polarizadas de la membrana celular, de manera similar al comportamiento de un capacitor. Al efecto de producir una corriente de desplazamiento en un tejido se le denomina fenómeno de relajación, y se define como el movimiento de las cargas que inducen un fenómeno de conducción, siendo resultado de la polarización de varios dipolos.

Los portadores de cargas son principalmente iones y la fuente principal de dipolos son las moléculas polares del agua de los tejidos, siendo entonces altamente dependientes de la frecuencia. Las principales propiedades dieléctricas son la permitividad y la conductividad eléctrica, parámetros que modelan el comportamiento del material cuando es sometido a diferentes frecuencias de excitación. Estas propiedades están relacionadas con el flujo de corriente eléctrica y la magnitud de los efectos de polarización para la conductividad y la permitividad, respectivamente. Como son propiedades intrínsecas al material, los tejidos biológicos conducen la corriente eléctrica en mayor o menor grado dependiendo de su composición, hecho por el cual también existe una relación entre las propiedades químicas (G3mez Mejías, 2017). Analizando por separado estas propiedades se puede decir que la conductividad es dependiente del contenido de sangre que haya en el tejido; como esta se compone de iones en disolución, se puede afirmar entonces que la conductividad

eléctrica es directamente proporcional a la cantidad de iones presentes en los fluidos que conforman el tejido (Schmid et al., 2003).

La deducción y el procedimiento matemático, que parte desde el concepto de permitividad eléctrica y demuestra cómo se llega a la expresión que define el método usado, se presentan en Rivelli (2021). Dicho modelo viene dado por la siguiente expresión:

$$\varepsilon(\omega)_r = \varepsilon_\infty + \frac{\varepsilon_s - \varepsilon_\infty}{1 + (j\omega\tau)^{1-\alpha}} - j \frac{\sigma_s}{\omega\varepsilon_0} \quad (1)$$

Donde:

$\varepsilon(\omega)_r$  = Permitividad eléctrica relativa en función de la frecuencia

$\varepsilon_\infty$  = Permitividad para altas frecuencias ( $\omega\tau \gg 1$ )

$\varepsilon_s$  = Permitividad para bajas frecuencias ( $\omega\tau \ll 1$ )

$\Delta_s = \varepsilon_s - \varepsilon_\infty$

$\alpha$  = Parámetro de distribución ( $0 < \alpha < 1$ )

$\tau$  = Tiempo de relajación

$\sigma_s$  = Conductividad del medio

$\varepsilon_0$  = Permitividad del vacío

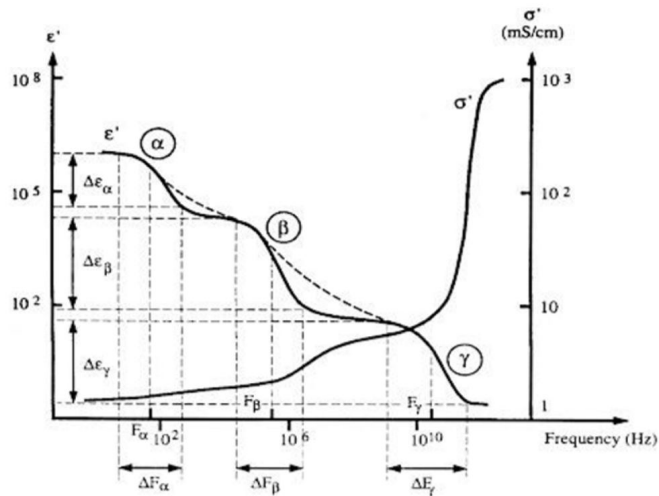
Siendo  $\Delta_s$  el parámetro que cuantifica la dispersión. La constante de tiempo  $\tau$  presenta determinados valores para ciertos rangos de frecuencias, ya que describe el fenómeno de relajación para los tejidos; entonces, para cada valor que toma  $\tau$ , se tiene una región de dispersión diferente. La función de Debye modela la permitividad eléctrica de un tejido en un determinado rango de frecuencias acotado por el valor de la constante  $\tau$ . Para eliminar la limitación acotada por el valor de la constante se introduce un parámetro de distribución denotado como  $\alpha$ .

### 2.2.1 Análisis y comportamiento del modelo Cole-Cole

Analizando el modelo propuesto, se observa que debido al mecanismo de polarización que ocurre en las células del tejido, se tiene una determinada dispersión que varía con la frecuencia del campo aplicado. Estudios sobre el tema demostraron que existen tres **regiones de dispersión** principales y una cuarta región que no posee mayor influencia. Estas regiones son denominadas  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$ , y  $\delta$  y se explican a continuación (Torres Betancor, 1999):

- **Regi3n de dispersi3n  $\alpha$ :** es la primera regi3n, considerada para frecuencias menores a 100 KHz. En esta regi3n la c3lula es poco conductora comparada con el medio extracelular, el tejido en esta regi3n presenta una alta permitividad y una baja conductividad, este comportamiento se le atribuye a la difusi3n i3nica de la membrana celular.
- **Regi3n de dispersi3n  $\beta$ :** esta regi3n se encuentra comprendida en el intervalo de las frecuencias del orden de los KHz a MHz, en ella predomina el efecto de polarizaci3n de la membrana celular.
- **Regi3n de dispersi3n  $\gamma$ :** la tercera zona es la dispersi3n  $\gamma$ , considerada para frecuencias superiores a 10 GHz y hasta los 100 GHz, donde existe un incremento significativo de la conductividad debido a las p3rdidas diel3ctricas moleculares y a la polarizaci3n diel3ctrica del agua contenida en el tejido.
- **Regi3n de dispersi3n  $\delta$ :** esta regi3n de dispersi3n puede solaparse con la dispersi3n Gamma, pero comprende frecuencias mayores a los GHz.

La Figura 3 (Salazar, 2004) muestra las regiones nombradas.



**Figura 3.** Curvas de permitividad y conductividad eléctrica (Salazar, 2004).

Se puede inferir que la permitividad y la conductividad poseen comportamientos inversos con respecto a la frecuencia. Entonces, si se introducen las cuatro regiones de dispersi3n a la funci3n descripta por la ecuaci3n 1, esta adopta la siguiente forma:

$$\epsilon(\omega)_r = \epsilon_\infty + \sum_{n=1}^4 \frac{\Delta_n}{1 + (j\omega\tau_n)^{1-\alpha_n}} + \frac{\sigma_s}{j\omega\epsilon_0} \quad (2)$$



Cabe destacar que el modelo propuesto, entonces, brinda la posibilidad de realizar un estudio en un amplio rango de frecuencias; por ello este método es elegido para el cálculo y demostración de los fenómenos físicos que ocurren cuando un tejido biológico es expuesto a un campo electromagnético.

## 2.2 Propiedades dieléctricas de las mamas

Lazebnik y su equipo (2007a) brindan una perspectiva de cómo varían las propiedades dieléctricas del tejido sano en función de la proporción de tejido adiposo que constituye la muestra. En otro trabajo (Lazebnik et al., 2007b) estudian los tejidos malignos y presentan los valores y curvas para estos; los resultados muestran clara evidencia de la diferencia entre los valores de las propiedades dieléctricas en el tejido enfermo con respecto al tejido sano. La principal contribución de este trabajo es el hallazgo empírico de la relación que presentan los tejidos sanos de la mama frente a los tejidos malignos, la cual se establece aproximadamente en 1:10 en lo que respecta a las magnitudes de las propiedades dieléctricas de ambos tipos de tejidos. A tal fin se realizaron 319 mediciones en muestras de tejido mamario extirpado de 196 pacientes sometidas a lumpectomías, mastectomías y biopsias en hospitales de la Universidad de Wisconsin y de la Universidad de Calgary. Luego de aplicar criterio de exclusión histológica y de ajuste y reducción de datos, quedaron 155 muestras para su estudio final, las que se distribuyeron de la siguiente manera:

**Tabla 1.** Distribución de los tipos de muestras

Tipo de muestra	Cantidad
Maligno	60
Benigno	10
Normal	85

## 3. Simulación de la propagación de la OEM en el medio

Se procedió a simular el comportamiento de los campos eléctricos y magnéticos en una región que adopta las propiedades dieléctricas de las mamas; propiedades extraídas de Lazebnik (2007a, 2007b). Se aplicó el método de diferencias finitas en el dominio del tiempo (FDTD) y se utilizó el *software* Matlab® para implementar el algoritmo que permite pasar al tiempo discreto las ecuaciones de Maxwell que se deben resolver.

### 3.1 M3todo FDTD

Si en una primera instancia se postula que una onda se propaga en un medio homog3neo, donde no existen fuentes de cargas ni de corrientes, es decir, ( $\rho = \vec{J} = 0$ ), la direcci3n de propagaci3n sigue la del eje 'z' siendo el campo el3ctrico ( $\mathbf{E}$ ) paralelo al eje x y el campo magn3tico ( $\mathbf{H}$ ) paralelo al eje 'y'. Teniendo en cuenta esto, las ecuaciones de Maxwell para la ley de Ampere-Maxwell y Faraday-Lenz, respectivamente, adoptan la siguiente forma:

$$\frac{\partial}{\partial t} E_x(z, t) = -\frac{c}{\epsilon} \frac{\partial}{\partial z} H_y(z, t) \quad (3)$$

$$\frac{\partial}{\partial t} H_y(z, t) = -\frac{c}{\mu} \frac{\partial}{\partial z} E_x(z, t) \quad (4)$$

Por convenci3n, en esta ocasi3n se presentan en su forma diferencial para facilitar la explicaci3n del m3todo. Se puede decir entonces que ambas expresiones son ecuaciones diferenciales puntuales; en otras palabras, son v3lidas para cada valor continuo del espacio ( $z$ ) y tiempo ( $t$ ). Para lograr una formulaci3n discreta de estas, se realiza una aproximaci3n de las derivadas espacial y temporal mediante su equivalente en diferencias finitas.

Esta es la expresi3n de una derivada en diferencias centrales:

$$\frac{df(z_0)}{dz} = \lim_{\Delta z \rightarrow 0} \frac{f(z_0 + \Delta z/2) - f(z_0 - \Delta z/2)}{\Delta z} \quad (5)$$

Para un valor muy cercano a cero, la expresi3n anterior se define como una ecuaci3n de diferencias finitas, donde su derivada est3 definida por el valor de la funci3n en puntos distantes a  $a \pm \Delta z/2$  de  $z_0$ .

El m3todo FDTD consiste en cambiar los valores continuos de la coordenada espacial 'z' por valores discretos indexados por el n3mero entero 'k', de tal forma que los valores espaciales son obtenidos por medio de la ecuaci3n  $z = k\Delta z$ . Con estas consideraciones, la forma discreta de la derivada espacial para el campo el3ctrico ( $\mathbf{E}$ ) es:

$$\frac{\partial}{\partial z} E_x(k\Delta z, n\Delta t) \cong \frac{E_x[(k + 1/2)\Delta z, n\Delta t] - E_x[(k - 1/2)\Delta z, n\Delta t]}{\Delta z} \quad (6)$$

Se aprecia que de manera an3loga la componente temporal tambi3n est3 indexada por el entero 'n' por medio de la relaci3n  $t = n\Delta t$ , y la forma discreta de la derivada del campo el3ctrico con respecto al tiempo queda como se ve a continuaci3n:

$$\frac{\partial}{\partial t} E_x(k\Delta z, n\Delta t) \cong \frac{E_x[k\Delta z, (n+1/2)\Delta t] - E_x[k\Delta z, (n-1/2)\Delta t]}{\Delta z} \quad (7)$$

De la misma forma pueden obtenerse las expresiones equivalentes a las (6) y (7) para el campo magnético  $H_y$ . Para simplificar la notación se hace uso del superíndice discreto temporal, por ejemplo:  $E_x(n+1/2, k) \equiv E_x^{n+1/2}(k)$

Entonces, al implementar las ecuaciones en diferencias finitas para ambos campos  $E_x(z, t)$  y  $H_y(z, t)$  la ley de Ampere-Maxwell expresada en (3) adopta la siguiente forma:

$$\frac{E_x^{n+1/2}(k) - E_x^{n-1/2}(k)}{\Delta t} = -\frac{c}{\varepsilon} \frac{H_y^n\left(k + \frac{1}{2}\right) - H_y^n\left(k - \frac{1}{2}\right)}{\Delta z} \quad (8)$$

Para obtener la forma discreta de la ley de Faraday, expresión (4), se toman en consideración las derivadas en el punto  $\left(z + \frac{\Delta z}{2}, t + \frac{\Delta t}{2}\right)$ , por lo que queda como sigue:

$$\frac{H_y^{n+1}\left(k + \frac{1}{2}\right) - H_y^n\left(k + \frac{1}{2}\right)}{\Delta t} = -\frac{c}{\mu} \frac{E_x^{n+1/2}(k+1) - E_x^{n+1/2}(k)}{\Delta z} \quad (9)$$

Al evaluar la ecuación (3) en  $(z, t)$  y la ecuación (4) en  $\left(z + \frac{\Delta z}{2}, t + \frac{\Delta t}{2}\right)$  se obtiene una relación donde los campos están intercalados:

$$E_x^{n+1/2}(k) = E_x^{n-1/2}(k) - \frac{c}{\varepsilon} \frac{\Delta t}{\Delta z} \left[ H_y^n\left(k + \frac{1}{2}\right) - H_y^n\left(k - \frac{1}{2}\right) \right] \quad (10)$$

$$H_y^{n+1}\left(k + \frac{1}{2}\right) = H_y^n\left(k + \frac{1}{2}\right) - \frac{c}{\mu} \frac{\Delta t}{\Delta z} \left[ E_x^{n+1/2}(k+1) - E_x^{n+1/2}(k) \right] \quad (11)$$

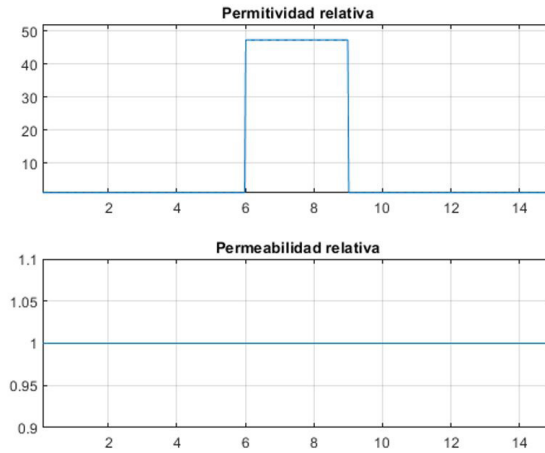
En cada punto del espacio el valor del campo se obtiene a partir de los valores de los campos en los puntos vecinos. Esta forma de escribir las ecuaciones de Maxwell sigue la regla del algoritmo de Yee (Sullivan, 2000).

### 3.1.1 Resultados

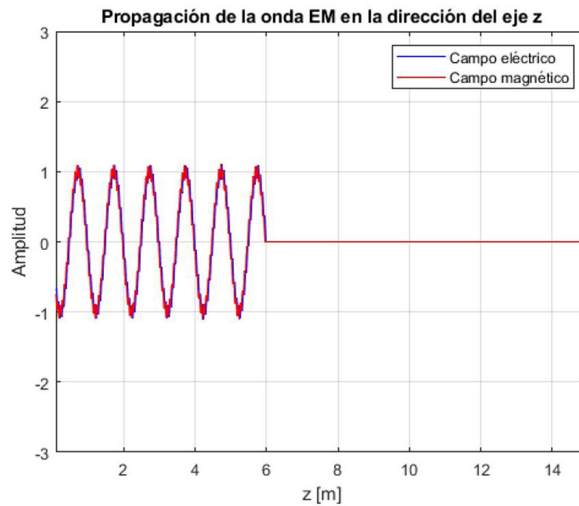
En primer lugar, se presentan los gráficos que describen el comportamiento de los perfiles para los tejidos mamarios maligno y sano en lo que respecta a sus propiedades dieléctricas (Figuras 4 y 8) y, posteriormente, los gráficos que se obtienen de la simulación de la propagación de la onda en

cada uno de los perfiles. En Rivelli (2021) se pueden consultar detalles de la implementaci3n del algoritmo y la estabilidad del m3todo, entre otros aspectos.

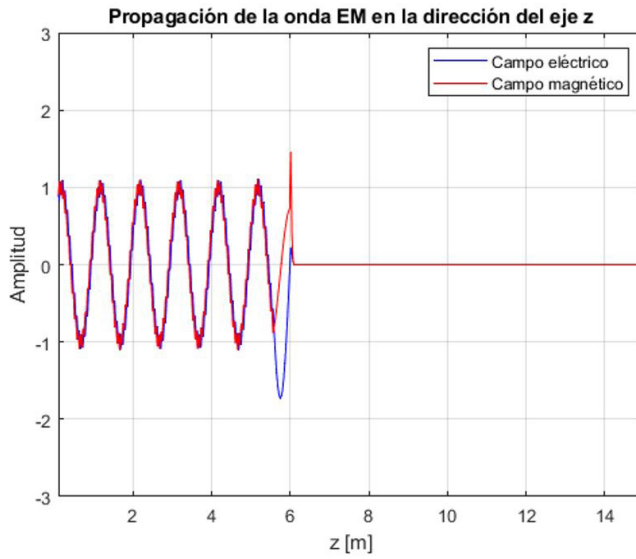
Perfil 'a': interacci3n con tejido mamario maligno.



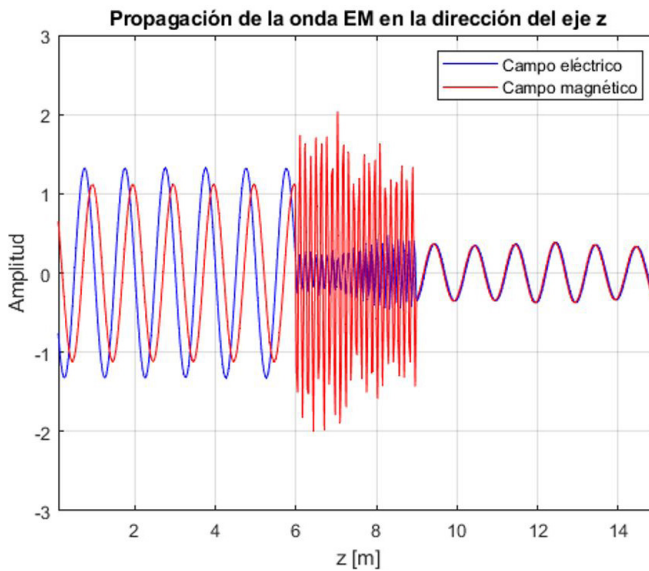
**Figura 4.** Par3metros constitutivos del perfil 'a'. Los gr3ficos muestran los valores que adoptan la permitividad relativa y la permeabilidad relativa a lo largo de la regi3n de simulaci3n.



**Figura 5.** Propagaci3n de una onda EM en el aire antes de incidir en la regi3n que describe las propiedades diel3ctricas de un tejido maligno.

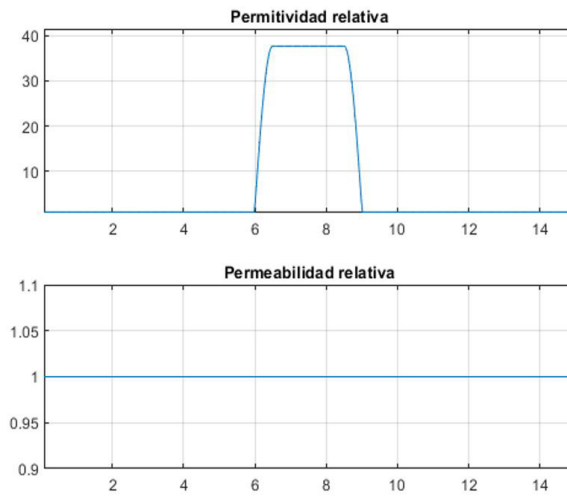


**Figura 6.** Comportamiento de la onda EM en el punto de incidencia.

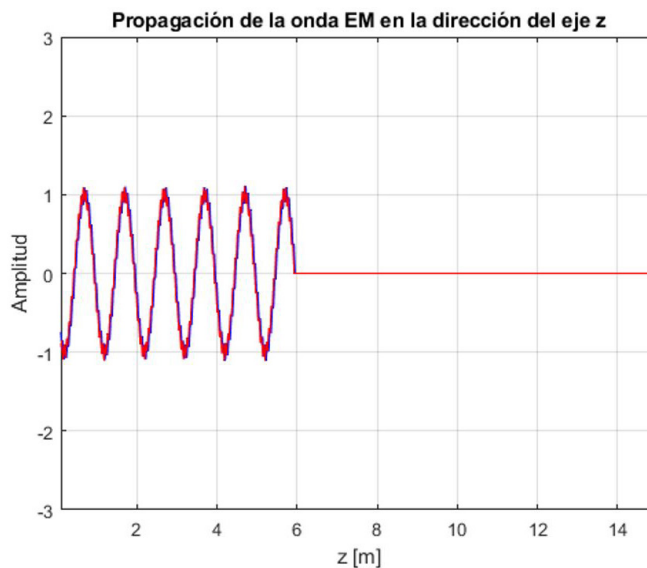


**Figura 7.** Propagación de la onda EM luego de pasar por la región que presenta propiedades dieléctricas de un tejido maligno.

Perfil 'b': interacci3n con tejido mamario sano.



**Figura 8.** Par3metros constitutivos del perfil 'b'. Los gr3ficos muestran los valores que adoptan la permitividad relativa y la permeabilidad relativa a lo largo de la regi3n de simulaci3n.



**Figura 9.** Propagaci3n de una onda EM en el aire antes de incidir en la regi3n que describe las propiedades diel3ctricas de un tejido mamario sano.

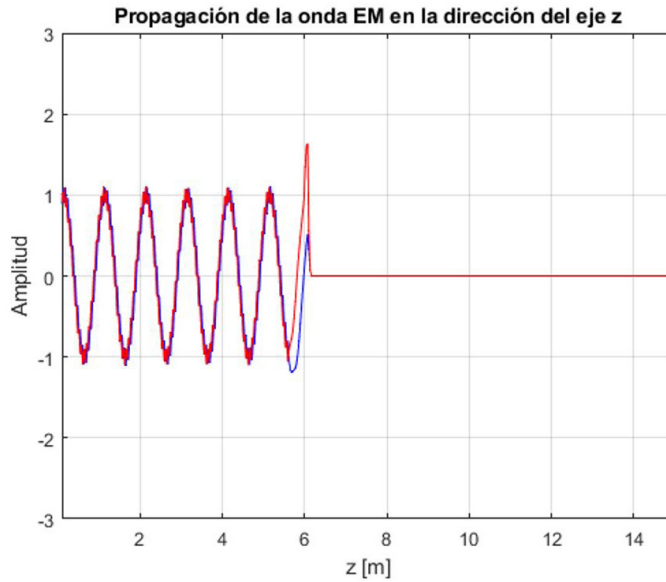


Figura 10. Comportamiento de la onda EM en el punto de incidencia.

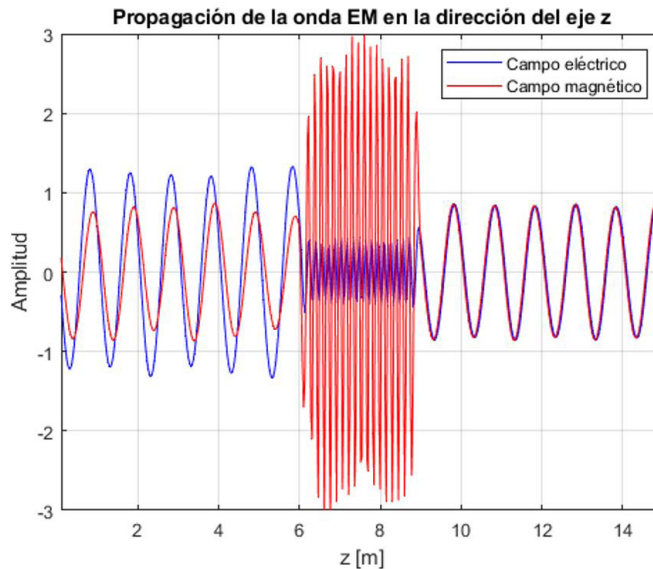


Figura 11. Propagación de la onda EM luego de pasar por la región que presenta propiedades dieléctricas de un tejido mamario sano.

### 3.1.2 Observaciones

Un esquema que represente de forma ideal la composici3n de toda la regi3n de propagaci3n de la onda para este trabajo debera respetar la siguiente secuencia: (i) aire, (ii) tejido sano, (iii) tejido maligno. En la presente demostraci3n se sigue otro esquema; en 3l s3lo se involucra al aire en primer t3rmino y luego a los tejidos tanto maligno como sano, por separado. El objeto de este apartado es demostrar que el tejido maligno absorbe m3s potencia que el tejido sano y, en consecuencia, inferir que la potencia que no se refract3 a trav3s de la regi3n fue reflejada y esta posteriormente ser3 utilizada para los c3lculos propuestos por los algoritmos de detecci3n y formaci3n de im3genes. Es por ello que se juzga que el esquema elegido cumple con la finalidad planteada.

En las Figuras 7 y 11 se observa que es evidente que un tejido aten3a m3s que el otro; esto se puede ver al observar las amplitudes de las ondas transmitidas o refractadas de la regi3n del tejido. La onda emitida desde una fuente hipot3tica posee una amplitud de 2 unidades; posteriormente, al pasar por la regi3n definida con propiedades diel3ctricas de un tejido maligno, esta queda con una amplitud menor a la unidad en t3rminos aproximados. Analizando ahora el perfil «b» (tejido sano) nuevamente la amplitud de la se3al transmitida es de 2 unidades y luego de ser atenuada por el tejido sano esta disminuye su magnitud en una proporci3n menor a la que se produce en comparaci3n con el tejido maligno. Si bien no es posible simular el fen3meno de reflexi3n para geometr3as complejas debido a su gran dificultad a nivel computacional, esta herramienta s3 permite apreciar el fen3meno de refracci3n, por lo que permite inferir que si se plantea un sistema ideal, la potencia que no fue refractada es reflejada. Es posible afirmar y concluir, adem3s, que un tejido con mayor permitividad el3ctrica (tejido maligno) aten3a en mayor proporci3n la onda incidente respecto a otro tejido con menor permitividad el3ctrica (tejido sano).

## 4. Modelo del sistema

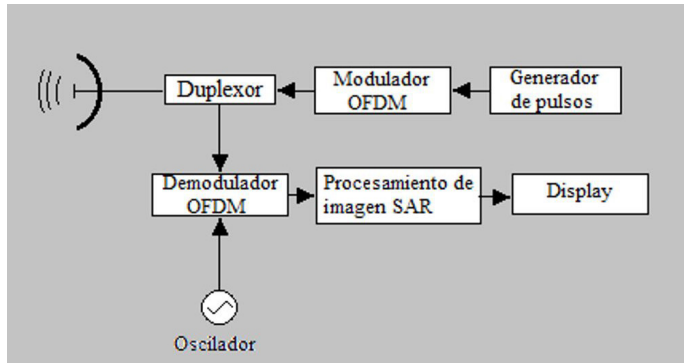
### 4.1 Sistema UWB

El sistema propuesto conforma un sistema de banda ultra ancha (UWB, por sus siglas en ingl3s) que combina caracter3sticas de m3ltiples tecnolog3as. Estas consisten en la t3cnica usada para la transmisi3n de se3ales a nivel f3sico del sistema de comunicaciones, conocida como multiplexaci3n por divisi3n de frecuencia ortogonales (*orthogonal frequency division multiplexing*, OFDM por sus siglas en ingl3s) y el procesamiento est3ndar de los radares de apertura sint3tica (SAR, por sus siglas en ingl3s) para determinar la posici3n de un blanco en estudio.

Un radar de banda ultra ancha (UWB) es aquel que funciona en la banda de frecuencias de los 3.1 a 10.6 GHz; por su amplio rango de frecuencias presenta ciertas ventajas, pues resulta ser un radar con un rango din3mico amplio. Estos sistemas emplean el principio b3sico de operaci3n del radar convencional, que consiste en extraer informaci3n de una respuesta en el tiempo de una se3al reflejada por el escenario bajo inspecci3n, entre una antena transmisora y una receptora. Esta



respuesta en el tiempo está asociada a un espectro en frecuencia, lo que sugiere que dicho espectro puede ser caracterizado por un barrido en el rango de frecuencias.



**Figura 12.** Diagrama de bloques: etapas funcionales del sistema UWB.

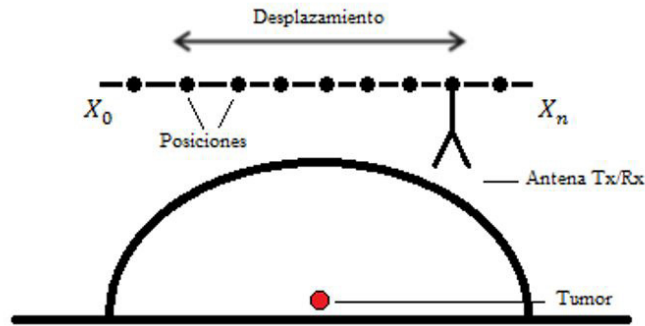
#### 4.1.1 Características del sistema

Los sistemas OFDM se destacan por presentar múltiples ventajas. Se adaptan para diversas aplicaciones, lo que hizo que fueran elegidos como técnica de modulación en la capa física para estándares, como lo son *Wireless Fidelity* (WiFi), *Wireless Personal Area Network* (WPAN) y *fifth generation* (5G). Las ventajas que brinda el uso de este tipo de sistemas son:

- ✓ Alto grado de eficiencia espectral.
- ✓ Robustez contra interferencia intersimbólica.
- ✓ Buena respuesta ante canales AWGN.
- ✓ Respuesta buena ante canales de desvanecimiento por trayectoria múltiple.
- ✓ Simplicidad para su implementación.
- ✓ Bajo costo.

#### 4.2 Configuración del sistema de transmisión y recepción

Para este modelo se optó por una configuración monoestática, empleándose el mismo elemento irradiante para la transmisión y la recepción de la señal (Figura 13).



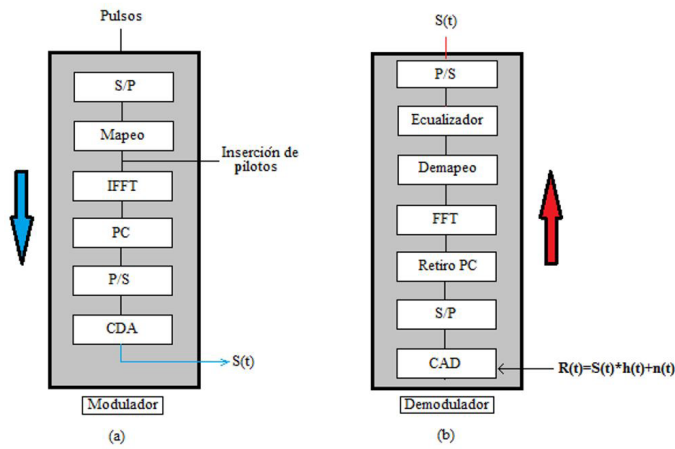
**Figura 13.** Configuración monoestática para el sistema de antena.

La configuración monoestática para radares de UWB no resulta complicada de implementar, ya que solo requiere de una antena para realizar el escaneo del objeto. Se observa en la Figura 13 que la antena se desplaza una determinada cantidad de posiciones 'n' en la dirección del eje 'x', por lo tanto, el sistema toma 'n' mediciones que posteriormente serán procesadas para la formación de una imagen. La cantidad de puntos de medición está relacionada con la apreciación que tendrá el sistema, por lo que una mayor cantidad de muestras permitirá obtener una mejor imagen; en este punto es importante tener en cuenta los recursos computacionales y buscar el punto óptimo entre dos aspectos, como lo son la calidad de la imagen y la complejidad computacional.

### 4.3 Modem OFDM

Un sistema OFDM se caracteriza por trabajar con pulsos que son ortogonales entre sí en el dominio de la frecuencia. El principio de funcionamiento se basa en la transformada de Fourier de un pulso, es decir, la señal OFDM se construye en el transmisor a partir de la transformada inversa de Fourier y en el receptor, esta se obtiene realizando la transformada de Fourier, alternando del dominio del tiempo al dominio de la frecuencia, respectivamente.

Un modulador y demodulador OFDM convencional obedece al siguiente esquema:



**Figura 14.** (a) Etapas que conforman al modulador OFDM. (b) Etapas que conforman al demodulador OFDM. S/P: Convertor serial a paralelo. IFFT: Transformada rápida de Fourier Inversa. PC: Prefijo cíclico; P/S: Convertor de paralelo a serial. CDA: Convertor digital a analógico. CAD: Convertor analógico a digital.

Combinando lo presentado en las figuras 12 y 14 (a) se aprecia que la entrada al demodulador OFDM no son datos —ya que el sistema consiste en un radar de apertura sintética— sino pulsos obtenidos a partir de un oscilador local, cuyas formas serán analizadas posteriormente; estos pulsos son tratados como una trama serial de datos binarios que son transformados a un formato paralelo a través del convertidor (S/P). Los bits son agrupados de acuerdo con el formato de modulación de subportadora, se eligió BPSK para el sistema propuesto, y luego son mapeados a símbolos complejos usando codificación de Gray. Estos símbolos de constelación son modulados a las frecuencias de las subportadoras a través de la transformada inversa rápida de Fourier (IFFT) conformando así lo que se denominó símbolo OFDM; estos se encuentran en el dominio temporal y son ortogonales entre sí en el dominio de la frecuencia, lo que mitiga eficientemente la interferencia intersimbólica (ISI) y también la interferencia interportadora (ICI). Finalmente, los datos son transformados a una trama serial y convertidos a una forma analógica para su posterior transmisión, donde la señal de salida es indicada como  $S(t)$ .

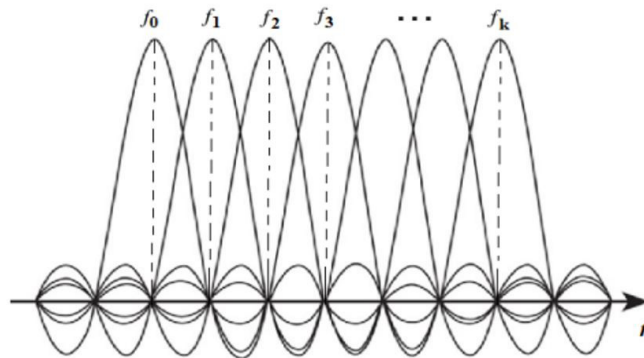
Si se expresa matemáticamente lo descrito en los párrafos anteriores, las expresiones que se usan para implementar estos sistemas son las siguientes:

- Sean  $[X_0, X_1, X_2, \dots, X_N]$  el conjunto de símbolos en un formato de modulación (BPSK para este caso). Entonces los símbolos OFDM a la salida del modulador se pueden describir como sigue:

$$\begin{aligned}
 S_0 &= X_0 \cdot P\left(\frac{t}{\tau}\right), \\
 S_1 &= X_1 \cdot P\left(\frac{t}{\tau}\right) \cdot e^{j\omega t}, \\
 S_2 &= X_2 \cdot P\left(\frac{t}{\tau}\right) \cdot e^{j2\omega t}, \\
 &\vdots \\
 S_N &= X_N \cdot P\left(\frac{t}{\tau}\right) \cdot e^{jN\omega t},
 \end{aligned}
 \tag{12}$$

donde  $\omega = 2\pi f$  y  $f = 1/\tau$  y siendo  $\tau$  la duraci3n del pulso en el dominio del tiempo.

La separaci3n entre pulsos contiguos es de  $1/\tau$  en el dominio de la frecuencia. El espectro transmitido de una se1al OFDM se debe visualizar como una secuencia de SINCS separadas por el factor ' $1/\tau$ ' siendo cada una de ellas ortogonales entre s3 (Figura 15).



**Figura 15.** Espectro de una se1al OFDM (Guti3rrez Ortega, 2016).

### 4.3.1 Transmisi3n y recepci3n de se1al OFDM

La metodolog3a que se usar1 m1s adelante para la simulaci3n del sistema se basa en la transmisi3n y recepci3n de una se1al OFDM. Para una mejor aproximaci3n a un entorno real, se considera la presencia del ruido blanco aditivo Gaussiano (AWGN) ligado a los procesos t3rminos aleatorios presentes en todos los sistemas de comunicaciones (Haykin, 2002). En este trabajo se plantea un

escenario compuesto por una acotada región donde la onda se propaga en el aire y posteriormente incide sobre dos tipos de tejidos constituidos por propiedades diferentes, lo que dará lugar a la dispersión y a la reflexión en múltiples trayectorias; este tipo de escenarios pueden describirse por un canal Rayleigh (Tomasi, 2003).

Con base en el esquema presentado en la Figura 14 y partiendo de las ecuaciones se obtiene una generalización para estas y se expresa un símbolo OFDM en banda base con una duración de  $T_s$ , como

$$s(t) = \sum_{k=1}^N a_k e^{\frac{j2\pi kt}{T_s}} \quad (13)$$

siendo  $N$  y  $a_k$  el número de subportadoras y las constelaciones de símbolos, respectivamente, y  $a_k$  pueden ser los pulsos que emite el radar («datos») ' $a_d$ ' o los pilotos de entrenamiento ' $a_p$ '. El sistema OFDM estudiado en este trabajo se encuentra sometido a dos canales: (i) Canal AWGN, (ii) Canal de desvanecimiento Rayleigh. Teniendo en cuenta esto, un símbolo OFDM transmitido por estos dos canales y recibido en el demodulador puede interpretarse mediante la siguiente expresión:

$$r(t) = s(t) * h(t) + n(t) \quad (14)$$

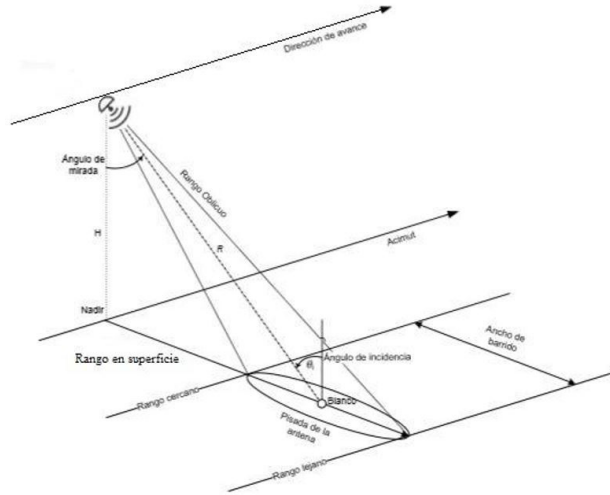
Para el caso del canal (i)  $h(t)$  es una delta de Dirac centrada en cero y  $n(t)$  es el término aditivo asociado al ruido blanco gaussiano. Para el canal (ii)  $h(t)$  es la respuesta al impulso del canal de desvanecimiento por trayectoria múltiple Rayleigh y esta última puede representarse de la siguiente manera (Liu et al., 2019):

$$h(t) = \sum_m a_m \delta(t - \tau_m T_s) \quad (15)$$

donde las amplitudes  $a_m$  toman valores complejos,  $T_s$  es el período del símbolo y los retardos de ruta  $\tau_m \geq 0$ . Se puede apreciar en (15) que la señal recibida en el demodulador OFDM está modificada por ruidos de fase, frecuencial y amplitud, todos incluidos en  $h(t)$  y  $n(t)$  respectivamente (Zabala Blanco, 2019). Esto quiere decir que la señal se somete a un canal AWGN y/o Rayleigh.

#### 4.4 Procesamiento de la señal

En el presente trabajo el SAR es un sensor activo montado sobre una estructura que orienta a la antena sobre una guía que describe un movimiento en línea recta; a partir de la geometría que presenta el sistema se tienen como base expresiones que permiten obtener magnitudes físicas de la señal (Figura 16).



**Figura 16.** Adquisición geométrica del SAR.

Para que la captura de ecos sea posible, los pulsos deben ser emitidos en forma perpendicular a la dirección de desplazamiento de la antena y con un ángulo de mirada hacia el objetivo distinta de cero con respecto al nadir; esto evita el arribo de ecos simultáneos que corresponden a blancos diferentes (Llalau, 2017).

En la Figura 16 puede apreciarse la dirección de desplazamiento de la antena, denominada «acimut» y la dirección de observación del blanco denominada «rango oblicuo», valor que determina la distancia entre el blanco y el radar. La distancia más cercana, respecto del sensor, a la que se encuentran los blancos iluminados es denominada rango cercano, mientras que la mayor distancia es denominada rango lejano (Uranga, 2018).

El ancho de la superficie que es iluminada por el SAR para formar la imagen es llamado ancho de barrido y está determinado por la distancia entre los rangos cercano y lejano. La proyección del rango oblicuo sobre la superficie es denominada rango en superficie, y se obtiene mediante la división del rango oblicuo por el seno del ángulo de incidencia local  $\theta_i$ . El ángulo de incidencia se define como el ángulo entre la normal a la superficie que pasa por el blanco y el rango oblicuo  $R$  de él. Es importante notar también que, debido a la esfericidad de la superficie de la mama y a la variabilidad de  $\theta_i$  a lo largo del ancho de barrido, el ángulo de incidencia local es diferente del ángulo de mirada (Jackson y Apel, s.f.)

#### 4.4.1 Chirp

Los pulsos que emite un SAR, denominados *chirps*, poseen una corta duración y están modulados linealmente en frecuencia. Los *chirps* en el contexto de este trabajo se identifican como los «datos» que son multiplexados por división de frecuencia ortogonal formando así símbolos OFDM donde, a su vez, estos símbolos son modulados con el formato BPSK.

Los pulsos complejos transmitidos con una señalización OFDM se expresan como  $a = [a_0, a_1, a_2, \dots, a_N]^T$  siendo estos los mencionados *chirps*. Cada *chirp* es enviado en dirección aproximadamente perpendicular al vector velocidad del radar y está determinado por una duración  $\tau_p$ , una frecuencia central  $f_c$  y una tasa de variación de la frecuencia  $K_r$ . La forma compleja del *chirp* es descripta por la siguiente ecuación:

$$a(t) = e^{j2\pi\left(f_c t + \frac{K_r t^2}{2}\right)} \quad (16)$$

donde  $t \in I = [-\tau/2, \tau/2]$ , el término multiplicado por la tasa de variación  $K_r$  indica que la frecuencia del *chirp* aumenta a medida que la variable de tiempo 't' se acerca a los extremos de su intervalo definido anteriormente. El ancho de banda  $B$  de la señal está determinado por el rango de frecuencias que abarca el *chirp*, y al estar linealmente modulado en frecuencia, este valor es directamente proporcional al tiempo de duración  $\tau_p$  (Torrealba Meléndez, 2014).

#### 4.4.2 Datos crudos

Un eco recibido es muestreado durante el tiempo que la ventana de muestreo (*sampling window time*, SWT) permanece abierta, durante el intervalo de recepción, concepto que viene asociado a la frecuencia de repetición de pulsos (PRF) (Rivelli, 2021). Estos datos son acomodados en una fila de la matriz de datos crudos denominada RAW por su traducción al inglés. La separación entre las celdas de cada fila, es decir, entre columnas, está dada por la frecuencia de muestreo  $f_s$  y el tiempo correspondiente a esta distancia es  $t_c = 1/f_s$ . Se obtiene un matriz de dimensiones  $N \times M$ , en la que:

- El sistema de recepción se abre 'N' veces para escuchar los ecos y esto lo hace cada  $\frac{1}{PRF}$  segundos.
- El sistema de recepción toma 'M' muestras cada  $\frac{1}{f_s}$  segundos.
- La separación entre columnas viene dada por  $\frac{1}{f_s}$  segundos.
- Se denomina «tiempo rápido» al tiempo en la dirección del rango.
- La separación entre filas es  $\frac{1}{PRF}$  segundos.
- A este último se lo denomina «tiempo lento» y refiere a la dirección en acimut.

#### 4.4.3 Focalizaci3n de la imagen

La matriz de datos RAW est3 conformada por la suma coherente de una gran cantidad de ecos correspondientes a distintos blancos retrodispersores distribuidos en la regi3n en estudio. Esta suma resulta en una matriz de datos que presenta caracter3sticas similares a un ruido gaussiano (Agrawal y Venugopalan, 2008). Es por ello que resulta necesario un procesamiento que permita obtener una imagen a partir de estos datos crudos, com3nmente denominado focalizaci3n o compresi3n, que reconstruye la informaci3n de cada punto de la escena. La imagen obtenida luego de la focalizaci3n recibe el nombre de *single look complex* (SLC), la cual es una imagen con valores complejos (magnitud y fase). El hecho de almacenar los datos en formato complejo permite guardar informaci3n de la amplitud y fase de la se1al recibida.

Para realizar la focalizaci3n en direcci3n de rango (filas de la matriz) generalmente se utiliza una t3cnica denominada «*matched filtering*», la cual realiza la correlaci3n de los datos RAW con el complejo conjugado del pulso emitido por el SAR para resolver el problema inverso y obtener as3 la reflectividad de la superficie. La ecuaci3n de correlaci3n cruzada entre la se1al retornada y el *chirp* transmitido que realiza el *matched filtering* est3 dada por (Cumming y Wong, 2005):

$$S_o(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} S_r(u) g^*(u-t) du \quad (17)$$

Donde  $S_o(t)$  es la se1al a la salida del filtro,  $S_r(t)$  es la se1al recibida y  $g^*(t)$  es el complejo conjugado de la r3plica del *chirp* enviado.

Este proceso tambi3n es aplicado en la direcci3n de acimut correlacionando las columnas de los datos previamente enfocados en rango con el complejo conjugado del *chirp* Doppler, proceso conocido como compresi3n en acimut. La respuesta de un blanco puntual a un *chirp* procesado utilizando la t3cnica *matched filtering* es una se1al con forma de una «SINC» centrada en el tiempo de retardo del eco.

#### 4.4.4 Migraci3n de rango

La curva que describe los tiempos de retardo de los ecos en el rango oblicuo debe ser corregida para que toda la trayectoria del blanco a lo largo del tiempo de integraci3n pertenezca a una sola columna antes de que se realice la compresi3n de acimut. Para esto se requiere ejecutar un proceso llamado correcci3n de migraci3n de celdas en rango (RCMC). Existen m3ltiples algoritmos para implementar la soluci3n; entre los m3s mencionados en la literatura se encuentran el algoritmo de Range-Doppler, el algoritmo de *Chirp* Scaling y el Omega-K, entre otros. El algoritmo elegido es de gran importancia y caracteriza al sistema. Este art3culo propone un modelo donde la se1al es filtrada espacialmente para luego formar la imagen que se observa en los resultados; este algoritmo es llamado *beamforming* y es explicado en Rivelli (2021). Cabe aclarar que, al considerar un escenario ideal como sucede en el presente trabajo, la imagen se reconstruye exitosamente y no se observa la distorsi3n producida por la variaci3n del rango oblicuo. Sin embargo, se debe tener en cuenta como criterio de dise1o al momento de implementaci3n del sistema.



## 5. Simulación y resultados

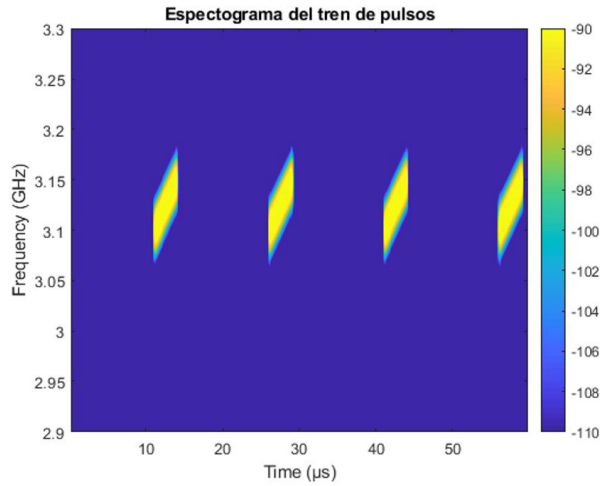
Se desarrolló un código que permitió simular la transmisión de pulsos de un radar de apertura sintética monoestático que se desplaza en acimut con una velocidad constante ( $\alpha=0$ ). La simulación permite visualizar la propagación de los pulsos en el aire, pudiéndose observar características como la frecuencia y potencia mediante un espectrograma; incluye un escenario de reflexión creando una plataforma reflectora que refleja la onda que incide en ella.

El escenario considerado para la demostración representa uno ideal, donde el tumor se encuentra en el centro de la mama y no se contempla la presencia de ruido y otras interferencias. En esta sección se consideró oportuno mostrar cómo se realiza la formación de la imagen a partir de los ecos emitidos por el blanco que, para este caso, sería un tumor maligno ubicado en el centro de la mama. Para el radar se eligió una posición relativa en uno de los extremos del pecho donde su antena se desplazará a una velocidad constante.

Los valores de los parámetros del sistema se muestran en la Tabla 2, tomados de los trabajos de Llalau (2017) y Uranga (2018).

**Tabla 2.** Parámetros del radar SAR

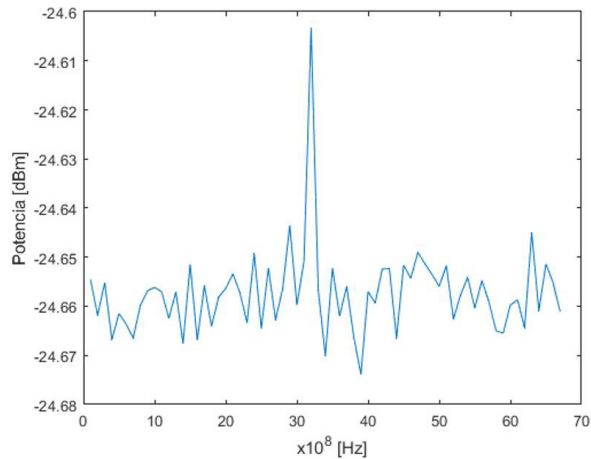
Parámetros	Valores
Frecuencia central	$f_c = 3.1 \text{ GHz}$
Frecuencia de muestreo	$f_s = 6.7 \text{ GHz}$
Duración del chirp	$\tau_c = 3 \mu\text{s}$
AB del chirp	$BW_c = 50 \text{ MHz}$
Frecuencia de repetición de pulso	$PRF = 15 \text{ MHz}$
Posición del tumor	$[0, 0, 0]$
Velocidad de apertura del SAR	$V_r = 0.04 \frac{m}{s}$



**Figura 17.** *Chirps* transmitidos hacia la mama durante su propagaci3n en el aire.

El espectrograma de la Figura 17 muestra detalles tales como la duraci3n del *chirp*, el espacio entre los pulsos, su ancho de banda y tambi3n su potencia; en este caso se contempla un nivel de potencia bajo (aproximadamente -90 dB) que ser3 emitido hacia el tejido biol3gico.

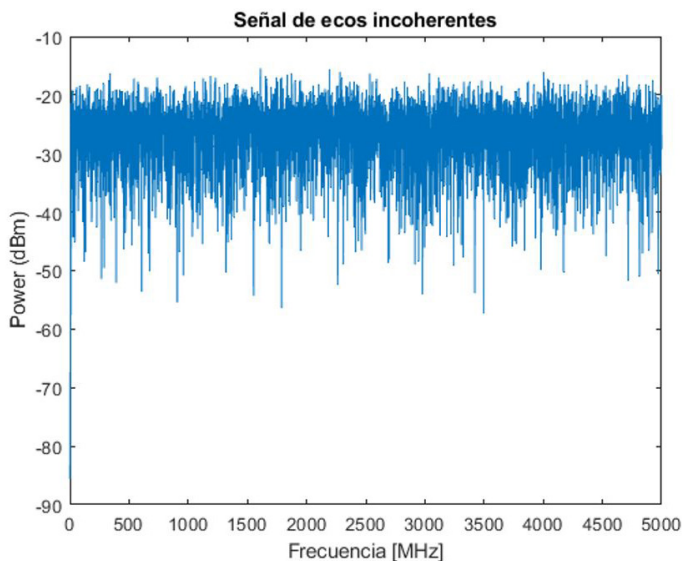
Se aprecia que los par3metros elegidos respetan el l3mite que exige el teorema de Nyquist con un cierto margen de redundancia.



**Figura 18.** Potencia de un eco producido por un tumor en la regi3n de estudio.

Se observa que el «eco» recibido sigue centrado en 3.1 GHz, debido a que en la demostración no se considera el desplazamiento Doppler, ya que el tumor es un blanco estático y el desplazamiento de la antena con respecto al tumor se da a una velocidad relativa baja que se puede despreciar.

Si se considera la recepción de una cantidad  $N$  de ecos, los cuales provienen de diferentes direcciones y con niveles de potencia distintos, antes de ser procesados para la formación de la imagen, esta señal adopta la siguiente forma:

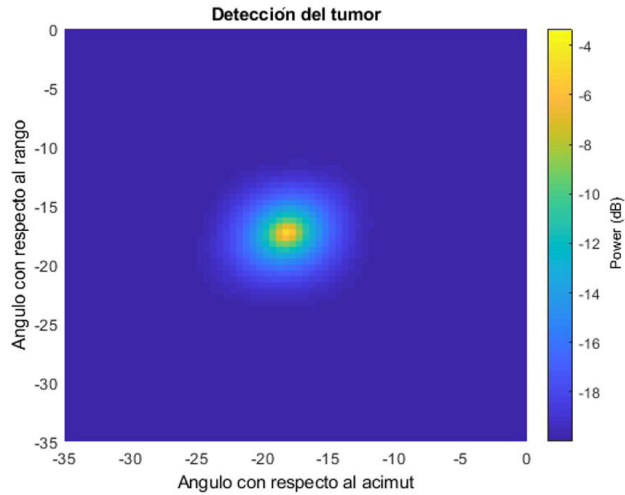


**Figura 19.** Suma coherente de  $N$  ecos recibidos por el radar de diferentes blancos retrodispersores.

Lo expuesto en la figura anterior coincide con lo explicado en apartados anteriores y lo expresado por Uranga (2018). Esta es la señal que conforma las celdas de la matriz de datos crudos, resultante de una suma coherente de una  $N$  cantidad de ecos correspondientes a distintos blancos retrodispersores distribuidos en el escenario. Esta suma presenta características similares al ruido gaussiano y conforma los datos que posteriormente serán procesados.

Una vez que estos datos son almacenados en la matriz, deben posteriormente ser procesados para la formación de la imagen. Para este caso se introduce el concepto de filtrado espacial para realizar la detección de un punto reflectante. El método elegido y aplicado para la elaboración del código que permitió formar la imagen a partir de las intensidades de potencia recibida en múltiples direcciones es el algoritmo de *beamforming* (Stillo, s.f).

Una vez que la señal es procesada y filtrada espacialmente se da lugar a la formación de la imagen de detección (Figura 20).



**Figura 20.** Simulación de la detección de un blanco en la región de estudio.

La imagen formada permite detectar un blanco en la región de estudio del sistema, que se caracteriza por los altos niveles de intensidad de potencia reflejados de los pulsos incidentes. Para este caso se simula una plataforma reflectora (tumor) ideal ubicado en el centro de coordenadas. La posición del punto está determinada por los ángulos formados con respecto al rango oblicuo y al acimut del radar.

## 6. Conclusiones

El sistema propuesto reúne las propiedades y ventajas de múltiples tecnologías emergentes para conformar un sistema UWB; entre las más relevantes se citan las técnicas basadas en OFDM y las ventajas que ofrecen para la formación de imagen y estudio de superficie, los radares SAR. El grado de complejidad del sistema viene directamente relacionado con los requerimientos que debe cumplir; se considera que el modelo propuesto y desarrollado en este trabajo presenta buenas perspectivas para su implementación práctica.

Una primera simulación (con aplicación del FDTD) permite fundamentar el principio de funcionamiento del sistema exponiendo resultados aproximados a lo que sucede en un escenario real; en este caso se reproducen los fenómenos de propagación y refracción de una OEM. Posteriormente, una segunda simulación demostró el funcionamiento del sistema en lo que respecta a la transmisión, recepción, procesamiento y formación de la imagen.

La herramienta utilizada para tales demostraciones es Matlab®; las ventajas de los entornos virtuales son muy grandes e implementar un código que permita simular entornos reales constituye una herramienta valiosa, por ello se considera que uno de los puntos relevantes de este trabajo lo constituyen las simulaciones llevadas a cabo mediante este *software*.

La solución propuesta ofrece grandes ventajas frente a los métodos usados actualmente, los cuales emplean en la mayoría de los casos radiaciones ionizantes como son los rayos X, para el caso de la mamografía y tomografía computada, y otros sistemas como los de resonancia magnética, que no fueron diseñados específicamente para este fin y no conforman una solución eficiente para dicha problemática por múltiples razones que se exponen en Rivelli (2021).

Para cerrar con el trabajo se presentó una demostración en Matlab®, mostrando posibles resultados en casos de implementación. Las ventajas de los entornos de simulación son muy grandes e implementar un código que permita simular entornos reales constituye una herramienta valiosa, por ello se considera que uno de los puntos relevantes de este artículo son las simulaciones llevadas a cabo en Matlab®.

## Referencias

- Agrawal, N. y Venugopalan, K. (2008). *Analysis of Complex SAR Raw Data Compression*. En Progress in Electromagnetics Research Symposium, Cambridge, USA.
- Asociación Española Contra el Cáncer (2018). *Cáncer de mama*. Depósito legal: M-34308.
- Calderón Ramón, C. M.; López Calderón, H. D.; Escalante, J. E. y Cruz, M. I. (2019). Comparison between the Cole-Cole function and the Debye function to model the biological tissue. *Revista de Ingeniería Biomedica y Bioingeniería*, 3 (9) 1-5. DOI: 10.35429/JBEB.2019.9.3.1.5.
- Cumming, I. G. y Wong, F. H. (2005). *Digital processing of Synthetic Aperture Radar Data: Algorithms and Implementation*. Artech House remote sensing library. Artech House.
- Gómez Mejías, S. (2017). *Estudio de las propiedades dieléctricas de los tejidos: una aproximación mediante modelo computacional y experimentación*. [Trabajo final de grado en Ingeniería Espacial]. Universidad de Sevilla.
- Gutiérrez Ortega, J. C. (2016). *Diseño e instrumentación de un sistema de recepción OFDMA en plataforma FPGA*. [Tesis de Maestría en Ciencias de la Electrónica opción en Automatización]. Benemérita Universidad Autónoma de Puebla. Repositorio Institucional <https://repositorioinstitucional.buap.mx/handle/20.500.12371/2562>
- Haykin, S. (2002). *Sistemas de comunicación*. Editorial Limusa.
- Hernández, D. E. (2016). Biología del cáncer de mama. *Revista Venezolana de Oncología*, 28(3), 188-200
- Instituto Nacional del Cáncer (s.f.). *Investigación sobre la detección y el diagnóstico del cáncer*. <https://www.cancer.gov/espanol/investigacion/areas/diagnostico>
- Jackson, C. R., y Apel, J.R. (s.f.) *Synthetic Aperture Radar Marine User's Manual. Capítulo 1: Principles of Synthetic Aperture Radar*. NOAA (National Oceanic and Atmospheric Administration). <http://www.sarusersmanual.com/>
- Lazebnik, M.; McCartney, L.; Popovic, D.; Watkins, C.B.; Lindstrom, M.J.; Harter, J.; Sewall, S.; Magliocco, A.; Booske, J. H.; Okoniewski, M. y Hagness, S.C. (2007a). A large-scale study of the ultrawideband microwave dielectric properties of normal breast tissue obtained from reduction surgeries. *Physics, Medicine and Biology* 52. DOI:10.1088/0031-9155/52/10/001.

- Lazebnik, M.; Popovic, D.; McCartney, L.; Watkins, C. B.; Lindstrom, M. J.; Harter, J.; Sewall, S.; Ogilvie, T.; Magliocco, A.; Breslin, T.M.; Temple, W.; Mew, D.; Booske, J.; Okoniewski, M. y Hagness, S. (2007b). A large scale study of the ultrawideband microwave dielectric properties of normal, benign and malignant breast tissues obtained from cancer surgeries. *Physics, Medicine and Biology* 52. 6093– 6115. DOI:10.1088/0031-9155/52/20/002.
- Liu, J.; Mei, K.; Zhang, X.; Ma, D. y Wei, J. (2019). Estimaci3n y ecualizaci3n de canales basados en m3quinas de aprendizaje extremo en l3nea para sistemas OFDM. *IEEE Communications Letters* 23 (7). 1276-1279. DOI:10.1109/LCOMM.2019.2916797.
- Llalau Guallo, D.A. (2017). *Desarrollo de un prototipo mediante un radar de apertura sint3tica (SAR) para la detecci3n de objetos en ambientes internos con una tarjeta USRP B210*. [Tesis de grado]. Escuela Superior Polit3cnica de Chimborazo. Repositorio Institucional. <https://1library.co/document/ye11090z-escuela-superior-polit3cnica-de-chimborazo.html>
- National Cancer Institute (NCI) – Bethesda MD. (s.f.). *PDQ® sobre el tratamiento para adultos. PDQ Tratamiento del c3ncer de seno (mama) en adultas*. <https://www.cancer.gov/espanol/tipos/seno/paciente/tratamiento-seno-pdq>
- Rivelli Malc3, J. P. (2021). *Modelo de un sistema para detecci3n de c3ncer de mamas*. [Trabajo final de grado en Ingenier3a en Telecomunicaciones]. Universidad Cat3lica de Salta.
- Salazar Y. (2004). *Caracterizaci3n de tejidos card3acos mediante m3todos m3nimamente invasivos y no invasivos basados en espectroscopia de impedancia el3ctrica*. [Tesis doctoral]. Universidad Polit3cnica de Catalu3a, Departament d'Enginyeria de Sistemes, Autom3tica i Inform3tica Industrial. Repositorio Institucional UPC. <http://hdl.handle.net/2117/93499>
- Schmid, G.; Neubauer, G. y Mazal, P.R. (2003). Dielectric Properties of Human Brain Tissue Measured Less Than 10 h Postmortem at Frequencies from 800 to 2450 MHz. *Bioelectromagnetics* 24 (6). 423–430.
- Stillo, G. (s.f). *T3cnicas adaptivas de filtrado espacial: Beamformers*. [https://www.fing.edu.uy/iie/ense/assign/tes/materiales/monografias/Beamforming\\_GonzaloS.pdf](https://www.fing.edu.uy/iie/ense/assign/tes/materiales/monografias/Beamforming_GonzaloS.pdf)
- Sullivan D. M. (2000). *Electromagnetic Simulation using the FDTD Method*. IEEE Press Series on RF and Microwave Technology. Wiley-IEEE Computer Society Press.
- Tomasi, W. (2003). *Sistemas de comunicaciones electr3nicas*. Pearson Educaci3n.
- Torrealba Mel3ndez, R. (2014). *Sistemas de radar de banda ultra ancha con aplicaciones en imagenolog3a y caracterizaci3n de materiales*. [Tesis doctoral]. Instituto Nacional de Astrof3sica, 3ptica y Electr3nica, Tonantzintla, Puebla. Repositorio Institucional. <https://inaoe.repositorioinstitucional.mx/jspui/bitstream/1009/159/1/TorrealbaMeR.pdf>
- Torres Betancor, M. E. (1999). *Efectroscop3a diel3ctrica y otras propiedades f3sicas de tratados simples: puros y dopados*. [Tesis doctoral en Ciencias F3sicas]. Universidad de la Laguna. Repositorio Institucional <https://riull.ull.es/xmlui/handle/915/12415>.
- Uranga, J. N. (2018). *Implementaci3n Paralela en GPGPU portable del algoritmo WK para enfoque SAR*. [Tesis de maestr3a]. Universidad Nacional de la Matanza. Repositorio Institucional. <http://repositoriocyt.unlam.edu.ar/handle/123456789/440>

- Winslow, T. (2011). *Información general del cáncer de mamas*. Instituto Nacional del Cáncer. <https://nci-media.cancer.gov/pdq/media/images/710874-750.jpg>
- Zabala Blanco, D.; Mora, M.; Azurdia-Meza, C.A. y Firoozabadi, A. D. (2019). Extreme Learning Machines to Combat Phase Noise in RoF-OFDM Schemes. *Electronics* 8(9).

### **Juan Pablo Rivelli Malc6**

**Perfil acad6mico y profesional:** Ingeniero en Telecomunicaciones (Universidad Cat6lica de Salta, 2021).

Correo electr6nico: [privelliucasal@gmail.com](mailto:privelliucasal@gmail.com)

### **David Zabala Blanco**

**Perfil acad6mico y profesional:** Doctor en Tecnologías de Información y Comunicaciones (Instituto Tecnol6gico de Monterrey, M6xico). Desde el 2019 es investigador posdoctoral en la Universidad Cat6lica del Maule (Talca, Chile), en temas tales como sistemas de comunicaci6n **6pticos e inal6mbricos, formatos de modulaci6n multipor-tadora, m6quinas de aprendizaje extremo y clasificaci6n de huellas digitales.**

Correo electr6nico: [dzabala@ucm.cl](mailto:dzabala@ucm.cl)

