



**UNIVERSIDAD DE VALLADOLID**



**ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR  
DE INGENIEROS DE TELECOMUNICACIÓN**

**PROYECTO FIN DE CARRERA**

**INGENIERO TÉCNICO DE TELECOMUNICACIÓN.  
SISTEMAS DE TELECOMUNICACIÓN**

---

**SISTEMA DE OPTIMIZACIÓN PARA LA  
BANDA ULTRA ANCHA (UWB) EN LA  
DETECCIÓN PRECOZ DEL CÁNCER  
DE MAMA**

**AUTORA: VERÓNICA CUETO GARCÍA  
TUTOR: DR. EDWARD JONES  
PONENTE: DR. SANTIAGO AJA FERNÁNDEZ**

Septiembre de 2015



*SISTEMA DE OPTIMIZACIÓN PARA  
LA BANDA ULTRA ANCHA (UWB)  
EN LA DETECCIÓN PRECOZ DEL  
CÁNCER DE MAMA*

AUTORA: VERÓNICA CUETO GARCÍA  
TUTOR: DR. EDWARD JONES  
PONENTE: DR. SANTIAGO AJA FERNÁNDEZ



**TÍTULO:** *Sistema de optimización para la banda ultra ancha (UWB) en la detección precoz del cáncer de mama.*

**AUTORA:** *Verónica Cueto García*

**TUTOR:** *Dr. Edward Jones*

**PONENTE:** *Dr. Santiago Aja Fernández*

**Miembros del tribunal:**

**PRESIDENTE:**

**SECRETARIO:**

**VOCAL:**

**FECHA DE LECTURA:**

**CALIFICACIÓN:**



# RESUMEN

---

Este proyecto aborda el desarrollo de las técnicas de imagen para la detección precoz del cáncer de mama, basado en el radar de Ultra-Banda Ancha (UWB), una prometedora tecnología emergente que explota el contraste dieléctrico entre tejido sano normal y tumoral a frecuencias de microondas.

De particular interés en este proyecto son las cuestiones relacionadas a la optimización del diseño del sistema UWB, determinando los efectos que tienen la frecuencia de muestreo, cuantificación y ruido, sobre el rendimiento del sistema y determinar los límites de detección del cáncer dado ciertos parámetros del sistema.

En primer lugar, se considerará un algoritmo de detección, que consiste en el diseño de una aplicación, a través de un sistema de imágenes línea base, que podría ser utilizado por los médicos para la inspección visual de la mama, similar a la mamografía.

La fase final de este proyecto es determinar las limitaciones en el rendimiento del uso del radar de baja potencia Ultra Wide Band (UWB) para la detección precoz del cáncer de mama, estudiando ciertas restricciones de diseño, para determinar la viabilidad de desarrollar un producto listo para el mercado.

# PALABRAS CLAVE

---

<b>ADC</b>	Convertor Analógico- Digital
<b>EM</b>	Electro-Magnético
<b>LPF</b>	Filtro Paso Bajo
<b>MI</b>	Imagen Microonda
<b>UWB</b>	Ultra Ancho de Banda
<b>LPF</b>	Filtro Paso Bajo
<b>AWGN</b>	Ruido Blanco Gaussiano añadido
<b>MRI</b>	Imagen por resonancia magnética

# ABSTRACT

---

This thesis addresses the development of imaging techniques for the early detection of breast cancer, based on Ultra Wideband (UWB) radar, a promising emerging technology that exploits the dielectric contrast between normal and tumour tissues at microwave frequencies.

Of particular interest in this work are issues related to the optimisation of UWB system design, determining the effects which sampling frequency and quantisation have on system performance and to determine the limits on cancer detection given certain system parameters.

Firstly, one algorithm will be considered, which consists of the application design, through a base-line imaging system which could be utilised by clinics for the purpose of visual inspection, similar to mammography.

The final phase of this project is to determine the constraints on the use of radar performance low power Ultra Wide Band (UWB) for early detection of breast cancer, studying certain design constraints, to determine the feasibility of developing a system which is ready for laboratory or clinical use.

# KEYWORDS

---

<b>ADC</b>	Analogue-to-Digital Converter
<b>EM</b>	Electro Magnetic
<b>LPF</b>	Low Pass Filter
<b>MI</b>	Microwave Imaging
<b>UWB</b>	Ultra Wide Band
<b>LPF</b>	Low Pass Filter
<b>AWGN</b>	Additive White Gaussian Noise
<b>MRI</b>	Magnetic resonance imaging



# AGRADECIMIENTOS

---

En primer lugar, me gustaría dar las gracias a Santiago Aja Fernández por su ayuda y guía durante la realización de este Trabajo Fin de Carrera. Sin su orientación no habría podido realizarlo.

También, me gustaría agradecer a mis tutores Edward Jones y Martin O'Halloran, por su plena disposición a la hora de ayudarme, así como aportando todo el material necesario para el desarrollo del mismo.

Por otra parte, agradecer a la Universidad de Valladolid y a la ETSIT por brindarme la oportunidad de estudiar esta carrera así como a todos los profesores y compañeros que han contribuido a mi formación académica durante estos años.

Por último, y no menos importante, agradecer a mis padres y mi hermana por su apoyo incondicional en todo momento a lo largo de la carrera y por enseñarme que con esfuerzo, constancia y trabajo, todo se consigue. *“Lo imposible, sólo tarda un poco más”*

Y a tí, porque siempre has estado a mi lado, me has hecho reír y me has dado razones para mantener la sonrisa, porque me has ayudado a levantarme cuando he caído, porque me has hecho más placentero el camino que he elegido y porque siempre has creído en mí.

A todos ellos, y muchas más personas que no he mencionado y han estado ahí, gracias.



# ***ÍNDICE DE CONTENIDO***

## **1 Capítulo 1.**

### **INTRODUCCIÓN ..... 1**

1.1 Objetivos ..... 4

1.2 Estructura de la memoria..... 5

## **2 CAPÍTULO 2.**

### **CONOCIMIENTOS PREVIOS ..... 7**

2.1 ¿Qué es el cáncer? ..... 7

2.1.1-Biología del cáncer ..... 8

2.2 Cáncer de mama

2.2.1- Anatomía de la mama ..... 9

2.2.2- Tipos de cáncer de mama ..... 10

2.2.3- ¿Cuáles son los factores de riesgo? ..... 11

2.2.4- Signos y síntomas del cáncer ..... 16

2.2.5- ¿Se puede prevenir el cáncer de seno? ..... 17

2.2.6- Importancia de encontrar el cáncer en sus orígenes .....17

2.3 Técnicas utilizadas en la detección

2.3.1Mamografía

(a) ¿En qué consiste? ..... 18

(b) Usos más comunes .....19

(c) ¿De qué manera funciona el procedimiento? .....19

(d) ¿Cómo se realiza el proceso? ..... 20

(e) Beneficios, riesgos y limitaciones .....21

2.3.2	Imágenes por resonancia magnética de los senos	
(a)	¿En qué consiste?	25
(b)	Usos más comunes	26
(c)	¿De qué manera funciona el procedimiento?	26
(d)	¿Cómo se realiza el proceso?	27
(e)	Beneficios, riesgos y limitaciones	28
2.3.3	Ecografía de los senos	
(a)	¿En qué consiste?	31
(b)	Usos más comunes	31
(c)	¿De qué manera funciona el procedimiento?	32
(d)	¿Cómo se realiza el proceso?	33
(e)	Beneficios, riesgos y limitaciones	34
2.3.4	Exploración de tomografía por emisión de positrones- tomografía computada	
(a)	¿En qué consiste?	36
(b)	Usos más comunes	37
(c)	¿De qué manera funciona el procedimiento?	38
(d)	¿Cómo se realiza el proceso?	39
(e)	Beneficios, riesgos y limitaciones	40
2.3.5	Otras pruebas de detección para el cáncer de seno	42

### **3 CAPÍTULO 3. DISEÑO DE LA APLICACIÓN..... 43**

3.1	Planteamiento del problema	
3.1.1	-Propiedades dieléctricas del seno	44
3.1.2	-Estudios realizados en los distintos márgenes frecuenciales	47

3.2	Descripción del método de imagen UWB .....	49
	3.2.1 Método FDTD .....	51
	3.2.2 Configuración de las antenas .....	51

## **4 CAPÍTULO 4. EXPERIMENTOS Y RESULTADOS..... 53**

4.1	Frecuencia de muestreo .....	54
	4.1.1-Filtro anti – aliasing .....	56
	4.1.2-Efecto de la frecuencia de muestreo en el rendimiento del sistema .....	59
4.2	Ruido .....	61
	4.2.1Efecto del ruido blanco Gaussiano en el rendimiento del sistema .....	62
	4.2.2 Métricas .....	66
	(a)Relación Señal a Ruido .....	66
	(b) Relación Señal a Máscara .....	68
4.3	Cuantificación .....	69
	4.2.1Efecto de la cuantificación en el rendimiento del sistema .....	70
	4.2.2 Métricas	
	(a)Relación Señal a Ruido .....	73
	(b) Relación Señal a Máscara .....	74
4.4	Efecto de la cuantificación con AWGN añadido .....	75
4.5	Antenas .....	81

**5 CAPÍTULO 5.  
CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS ..... 85**

5.1 Conclusiones ..... 85

5.2 Líneas futuras ..... 87

**BIBLIOGRAFIA ..... 89**



# *Capítulo 1*

## *Introducción*

El cáncer de mama es una de las enfermedades que causan una mayor mortalidad entre las mujeres. Se estima que, sólo en Europa, una mujer es diagnosticada de esta enfermedad cada 2 minutos y medio, y que una muere cada 7 minutos y medio.

En el año 2014 se diagnosticaron aproximadamente 1.380.000 casos nuevos de cáncer de mama en el mundo. En la actualidad es el tumor más frecuente en la población femenina tanto en países desarrollados como en aquellos en vías de desarrollo.

La incidencia en España es baja. Es menor que la de Estados Unidos, Canadá, Reino Unido, Países Bajos, Bélgica, Alemania, Francia y Suiza. Es similar al resto de países de Europa Mediterránea, Centroeuropeos, Portugal e Irlanda.

En España se diagnostican unos 26.000 casos al año, lo que representa casi el 30% de todos los tumores del sexo femenino en nuestro país. La mayoría de los casos se diagnostican entre los 35 y los 80 años, con un máximo entre los 45 y los 65. Se estima que el riesgo de padecer cáncer de mama a lo largo de la vida es de, aproximadamente, 1 de cada 8 mujeres.

Tanto el número de casos, como las tasas de incidencia aumentan lentamente en nuestro país y en el mundo, probablemente debido al envejecimiento de la población y a un diagnóstico cada vez más precoz. El aumento de la incidencia se estima en un 1-2% anual y es constante desde 1960 en Estados Unidos.



El tratamiento, y quizás curación del cáncer, es más eficaz cuando se detecta en una etapa temprana. Ha habido una disminución constante de la tasa de mortalidad entre los pacientes de cáncer de mama a partir de 1990 que se han atribuido, principalmente a la detección precoz y la mejora del tratamiento. La tasa de supervivencia a 5 años para el cáncer de mama de la mujer de hoy se sitúa en el 90%, en comparación con 63% en la década de 1960.

La sensibilidad y la especificidad pueden utilizarse para evaluar la eficacia de las técnicas utilizadas en la detección del cáncer de mama. La sensibilidad hace referencia al número de personas con una enfermedad que son diagnosticadas correctamente como tal, mientras que la especificidad representa el número de pacientes sanos que no son diagnosticados con la enfermedad. De acuerdo con un informe del Instituto de Medicina de los EE.UU., un modelo de detección ideal deberá cumplir las siguientes especificaciones:

- Garantizar el mínimo riesgo para la salud del paciente;
- Detectar el cáncer en una etapa temprana;
- No ser invasivo e implicar incomodidad mínima para el paciente;
- Coste económico bajo

La técnica utilizada más eficaz es la mamografía, que consiste en una radiografía de las mamas capaz de detectar lesiones en estadios muy incipientes de la enfermedad. Permite detectar lesiones en la mama hasta dos años antes de que sean palpables y cuando aún no han invadido en profundidad ni se han diseminado a los ganglios ni a otros órganos. Se estima que la mamografía permite detectar el 85% de los tumores.

Sin embargo, por desgracia, las mamografías tienen numerosas limitaciones, entre ellas, podemos destacar:

- Una alta tasa de resultados falsos positivos, sobre todo en el caso de las mujeres más jóvenes, que conducen a innecesarias biopsias dolorosas ( hasta un 75% de las regiones clasificadas como sospechosas, acaban siendo benignos en la etapa de biopsia)
- El uso de radiaciones ionizantes. Debido a la radiación recibida por el cuerpo humano no es permitido realizarse en períodos menores a 6 meses.
- No detectan un 15 % de los tumores malignos.
- Dolor, causada por el procedimiento en la que se lleva a cabo.

Otros métodos alternativos, son las imágenes por resonancia magnética (MRI) y la ecografía. Ambas no recomendadas como herramientas de detección por sí mismas, sino para examinar áreas sospechosas encontradas en una mamografía o para examinar minuciosamente el seno en una mujer que ya ha sido diagnosticada con cáncer de seno.

Una MRI utiliza imanes y ondas de radio en lugar de rayos X para producir imágenes transversales muy detalladas del cuerpo. Los exámenes de MRI usan un material de contraste (llamado gadolinio) que se inyecta a través de un catéter en una vena de un brazo antes o durante el examen. Esto hace que se muestren detalladamente los tejidos del seno. Aunque la MRI puede encontrar algunos cánceres que no se ven en el mamografía, resulta más probable que encuentre algo que resulte no ser cáncer (resultado falso positivo). Debido al elevado número de falsos positivos, y el elevado coste de la prueba, la MRI no se recomienda como una herramienta de detección del cáncer de mama.

La ecografía, también conocida como ultrasonido, es un método por imágenes que utiliza ondas sonoras para observar el interior de una parte del cuerpo. En este estudio, se coloca en la piel un instrumento llamado transductor (el cual se lubrica primero con gel). El transductor emite las ondas sonoras y detecta los ecos a medida que rebotan de los tejidos del cuerpo. Los ecos se convierten en una imagen que aparece en la pantalla de un ordenador. Este estudio no causa dolor ni expone a la paciente a radiación. No obstante, la ecografía también muestra muchos hallazgos que podrían conducir a biopsia con aguja que resultan no ser cáncer. Es útil en el caso de mamas densas, donde la mamografía tiene menor poder de definición.

Existen otras pruebas, aunque no se usan con frecuencia ya que todavía no se ha encontrado que sean útiles en el diagnóstico de cáncer de seno en la mayoría de las mujeres. Entre estas pruebas podemos destacar la termografía, ductograma, examen de la secreción del pezón, aspiración del pezón, y la ductoscopia.

La utilización de imágenes por microondas (MI) se presenta como una alternativa a las técnicas usadas hoy en día. Con este método, se consigue saber con una gran fiabilidad si existe o no un tumor, así como caracterizar su grado de malignidad, reduciendo los márgenes de error de las técnicas de diagnóstico actuales. Y además, no dañan los tejidos de la mama.

Las principales ventajas que presenta el uso de imágenes por microondas frente a las técnicas actuales, para la detección precoz del cáncer de mama, son las siguientes:

- Las señales microondas son absorbidas y reflejadas de manera diferente por el tejido tumoral y por el tejido sano, debido a las propiedades dieléctricas, de permitividad y conductividad de la mama.
- Se detecta el cáncer en su etapa inicial. Las posibilidades de curación de los cánceres de mama que se detectan en su etapa inicial son prácticamente del 100%.

- Tienen bajo riesgo de salud, gracias a la menor intensidad y energía de este tipo de radiación no ionizante.
- Penetran fácilmente a través de los tejidos, debido a que el tejido biológico es translúcido a las microondas.
- Implican mínimas molestias para la paciente (no requiere compresión de la mama) y el examen es fácil de realizar.
- El costo de los exámenes de microondas se prevé que sea muy bajo.
- Dentro de los métodos MI, podemos diferenciar tres categorías principales:
- Tomografía de microondas.
- Reversión Temporal mediante el método de diferencias Finitas en el Dominio del tiempo (TR-FDTD).
- Imágenes microondas mediante el uso del radar ultra ancho banda (UWB).

## ***1.1 Objetivos***

Este proyecto se realiza en colaboración con Laboratorio de Procesamiento de Señales del departamento de Ingeniería Eléctrica y Electrónica en la Universidad Nacional de Irlanda- Galway. En los últimos años, los ingenieros de este grupo de investigación han investigado el uso de técnicas de imagen por microondas, junto con técnicas de procesado avanzado de imagen y algoritmos de reconocimiento de patrones para la detección, diagnóstico y posterior clasificación del cáncer de mama. Los objetivos del proyecto están alineados con los de dicho grupo de investigación.

El objetivo principal del proyecto de investigación al que este trabajo se adscribe es la detección, en su etapa inicial, del cáncer de mama, con tecnologías no invasivas, ni utilizando radiaciones ionizantes, que garanticen un mínimo riesgo para la salud del paciente.

Dentro de este proyecto, el objetivo de este trabajo es la determinación de los límites en el rendimiento del uso del radar de baja potencia Ultra Wide Band (UWB) para la detección del cáncer de mama.

Este objetivo general se concreta en los siguientes subjetivos específicos:

- Estudio de la influencia de distintos parámetros de sistema (como la frecuencia de muestreo, el número de antenas, etc.) en la efectividad de éste.
- Diseño de una aplicación que permita, a través de un sistema de imágenes línea base, la inspección visual de las mamas (similar a las mamografías). A través de este sistema, se recibirán las señales que serán interpretadas, recreando una imagen precisa de la ubicación del tumor dentro de la mama.
- Estudio del efecto del ruido sobre la señal de datos, con el fin de evaluar el sistema bajo condiciones reales.
- El sistema que se estudiará presenta una serie de restricciones de diseño, debido a los diferentes tamaños tumorales, y ubicación de éstos dentro de la mama, tales como:
  - Frecuencia de muestreo del sistema
  - Efecto de la señal cuantificada en la imagen reconstruida
  - Resolución del convertidor Analógico Digital (ADC)
  - Rango dinámico de la señal.
  - Efecto que causa los diferentes niveles de ruido en la señal reconstruida.
  - Efecto del número de antenas utilizadas, en la calidad de imagen reconstruida

## ***1.2 Estructura de la memoria:***

El presente trabajo está estructurado en 5 capítulos de la siguiente forma.

En el primer capítulo, se ha introducido la problemática que se va a tratar, así como la motivación y los objetivos perseguidos.

Seguidamente, en el segundo capítulo se proporciona los conocimientos previos requeridos antes de investigar el objetivo principal del trabajo, especificando detalles sobre la fisiología del seno, así como la biología, las propiedades y tipos existentes de cáncer de mama.

En el capítulo 3, se explica detalladamente el diseño de la aplicación, realizando previamente una breve descripción de las propiedades dieléctricas del tejido mamario y de los estudios realizados con anterioridad en los distintos rangos frecuenciales. Es en este mismo capítulo, donde se discuten las técnicas de modelado electromagnéticas, así como el proceso de formación de la imagen UWB.

El siguiente paso, estudiado en el capítulo 4, consistirá en el análisis de la influencia de distintos parámetros de sistema (como la frecuencia de muestreo, el número de antenas, nivel de ruido, etc....) en la efectividad de éste.

Finalmente, en el capítulo 5 se propondrán las conclusiones obtenidas así como la propuesta de posibles líneas de trabajo futuras.

## *Capítulo 2*

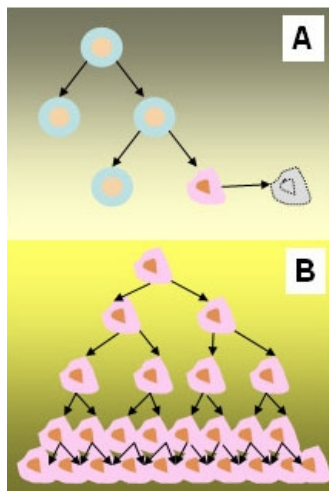
### *Conocimientos previos.*

En esta sección se desarrollan los conocimientos previos necesarios para la realización del proyecto. En concreto, se proporciona una visión general de las propiedades anatómicas del seno y se hace una clasificación de los distintos tipos de cáncer de mama. Por otra parte, se revisan los estudios que examinan las propiedades dieléctricas del tejido mamario, así como se describe la técnica de imagen UWB para la detección del cáncer de seno.

#### *2.1 ¿Qué es el cáncer?*

El cáncer de mama es el crecimiento descontrolado de las células mamarias. Pero, para entender mejor el cáncer de mama, debemos entender cómo se desarrolla cualquier cáncer.

El cáncer es el resultado de mutaciones, o cambios anómalos, en los genes que regulan el crecimiento de las células y las mantienen sanas. Los genes se encuentran en el núcleo de las células, el cual actúa como la "sala de control" de cada célula. Normalmente, las células del cuerpo se renuevan mediante un proceso específico llamado crecimiento celular: las células nuevas y sanas ocupan el lugar de las células viejas que mueren. Pero con el paso del tiempo, las mutaciones pueden "activar" ciertos genes y "desactivar" otros en una célula. La célula modificada adquiere la capacidad de dividirse sin ningún tipo de control u orden, por lo que produce más células iguales y genera un tumor.



**A.** Las células normales se dividen de forma controlada. Cuando una célula normal desarrolla mutaciones que no pueden ser adecuadamente reparadas activa su propio programa de muerte.

**B.** Las células cancerosas desarrollan mutaciones que no son reparadas y olvidan la capacidad para morir.

**Figura 2.1:** *División de las células*

Un tumor puede ser benigno (no es peligroso para la salud) o maligno (es potencialmente peligroso). Los tumores benignos no son considerados cancerosos: sus células tienen una apariencia casi normal, crecen lentamente y no invaden tejidos próximos ni se propagan hacia otras partes del cuerpo. Los tumores malignos son cancerosos. De no ser controladas, las células malignas pueden propagarse más allá del tumor original hacia otras partes del cuerpo.

Según la Sociedad Española de Oncología Médica (SEOM), el cáncer de mama aparece cuando las células del epitelio glandular se reproducen de forma incontrolada y muy rápidamente.

El cáncer de mama puede aparecer tanto en hombres como en mujeres. Sin embargo, más del 99 por ciento de los diagnósticos ocurre en mujeres.

### **2.1.1** *Biología del cáncer.*

Algunos cánceres pueden no formar tumores, como sucede típicamente en los de origen sanguíneo. Por otra parte, no todos los tumores son “malignos” (cancerosos). Hay tumores que crecen a un ritmo lento, que no se diseminan, ni se infiltran en los tejidos vecinos y se los considera “benignos”.

El tipo de cáncer se define entre otras cosas por el tejido u órgano en el que se formó:

- **Carcinomas:** Se trata de cánceres que se originan a partir de células epiteliales. Estas son células que tapizan la superficie de órganos, glándulas o estructuras corporales. Representan más del 80% de la totalidad de los cánceres, incluyendo las variedades más comunes de cáncer de pulmón, mama, colon, próstata, páncreas y estómago, entre otros.

- **Sarcomas:** Son cánceres que se forman a partir del llamado tejido conectivo o conjuntivo, del que derivan los músculos, los huesos, los cartílagos o el tejido graso. Los más frecuentes son los sarcomas óseos.
- **Leucemias:** Son cánceres que se originan en la médula ósea, que es el tejido encargado de mantener la producción de glóbulos rojos, blancos y plaquetas. Las alteraciones en estas células pueden producir, respectivamente, anemia, infecciones y alteraciones de la coagulación (sangrados o trombosis).
- **Linfomas:** Se desarrollan a partir del tejido linfático, como el existente en ganglios y órganos linfáticos.
- **Cánceres del Sistema Nervioso Central:** estos cánceres se forman en el tejido del cerebro y medula espinal

## 2.2 *Cáncer de mama*

### 2.2.1 *Anatomía de la mama*

Para aprender sobre el cáncer de seno, resulta útil tener cierto conocimiento básico sobre la estructura normal de los senos.

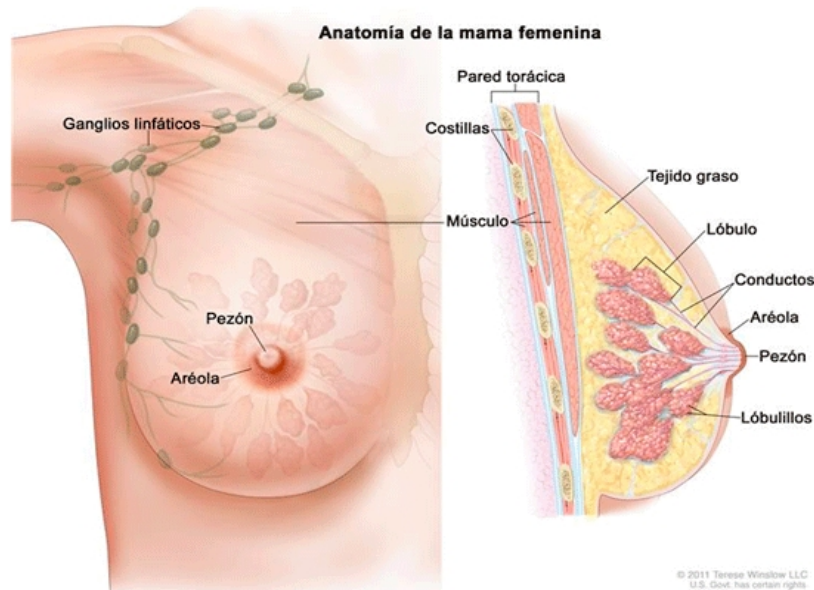
La mama o seno femenino, está compuesto principalmente por tejido adiposo (grasa de la mama), entremezclado con tejido conectivo y fibroso. La relación de estos tipos de tejidos varía considerablemente entre las mujeres, debido a la actividad hormonal que tiene lugar durante la menstruación, embarazo y la menopausia.

La anatomía de la mama se clasifica de la siguiente manera:

- Debajo de la superficie de la piel, se encuentra el tejido adiposo. Éste tejido, está formado por células vesiculares llenas de grasa subcutánea, recogidas en lóbulos y separadas por el ligamento de Coopers. Éste 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. Éste alberga las glándulas mamarias, encargadas de producir leche para la lactancia. Las glándulas mamarias están contenidas dentro de lóbulos, y cada seno consta, aproximadamente entre 15 a 20 lóbulos.
- Los conductos lactíferos son tubos cilíndricos delgados que conectan cada lóbulo hasta el pezón.



- El músculo pectoral mayor se separa del pecho por la grasa retromamaria



**Figura 2.2:** *Anatomía de la mama*

## 2.2.2 *Tipos de cáncer de mama.*

El tipo más común de cáncer invasivo de mama se conoce con el nombre de carcinoma ductal invasivo (invasive ductal carcinoma, IDC por sus siglas en inglés). Este cáncer comienza en un conducto lácteo del seno, penetra a través de la pared del conducto y crece en el tejido adiposo del seno. Puede propagarse (hacer metástasis) hacia otras partes del cuerpo a través del sistema linfático y el torrente sanguíneo. Aproximadamente ocho de 10 de los cánceres invasivos del seno son carcinomas ductales invasivos.

El segundo tipo de cáncer de mama invasivo es carcinoma lobular invasivo (CDI), pero éste es poco común y representa aproximadamente el 10-15% de los casos de cáncer de mama.

El carcinoma ductal in situ (ductal carcinoma in situ, DCIS; también conocido como carcinoma intraductal) se considera un cáncer de seno no invasivo. DCIS significa que las células que cubren los conductos han cambiado y lucen como células cancerosas. La diferencia entre el DCIS y el cáncer invasivo consiste en que las células no se han propagado a través de las paredes de los conductos hacia el tejido que rodea el seno. Debido a que no se ha extendido, el DCIS no se puede propagar (hacer metástasis) fuera del seno. El DCIS se considera un pre-cáncer porque en algunos casos se puede convertir en un cáncer invasivo.

Por último, existen otros tipos poco frecuentes de cáncer de seno, entre los que destacan cáncer inflamatorio del seno y la enfermedad de Paget del pezón. Éstos, representan aproximadamente el 1% de todos los casos diagnosticados de cáncer de seno.

### **2.2.3 ¿Cuáles son los factores de riesgo del cáncer de seno?**

Un factor de riesgo es todo aquello que afecta la probabilidad de padecer una enfermedad, como por ejemplo el cáncer. Los distintos tipos de cáncer tienen diferentes factores de riesgo. Por ejemplo, la exposición de la piel a la luz solar intensa es un factor de riesgo para el cáncer de piel. El fumar es un factor de riesgo para el cáncer de los pulmones, la boca, la laringe, la vejiga, el riñón y otros órganos.

Sin embargo, los factores de riesgo no lo indican todo. Si se tiene uno, o hasta varios factores de riesgo, no necesariamente significa que se padecerá la enfermedad. La mayoría de las mujeres que tienen uno o más factores de riesgo de cáncer de seno nunca padecen la enfermedad, mientras que muchas mujeres que la padecen no tienen factores de riesgo aparentes (excluyendo el ser mujer y de edad avanzada). Aun cuando una mujer con factores de riesgo padezca ese cáncer, resulta difícil saber cuánto pudieron haber contribuido estos factores.

Algunos factores de riesgo, como la edad o raza de una persona, no se pueden cambiar. Otros factores de riesgo están relacionados con conductas personales tales como fumar, tomar alcohol y la alimentación. Y otros están relacionados con factores cancerígenos ambientales. Algunos factores tienen más influencia sobre el riesgo que otros, y el riesgo de cáncer de seno cambia con el transcurso del tiempo debido a factores como el envejecimiento o cambios en el estilo de vida.

#### *Factores de riesgo del cáncer de seno que el paciente no puede cambiar*

- **Incidencia según el sexo:** El simple hecho de ser mujer es el principal riesgo de padecer cáncer de seno. Los hombres pueden padecer cáncer de seno, pero esta enfermedad es aproximadamente 100 veces más común entre las mujeres que en los hombres. Esto probablemente se debe a que los hombres tienen menos de las hormonas femeninas estrógeno y progesterona, las cuales pueden promover el crecimiento de células cancerosas de seno.
- **Envejecimiento:** Su riesgo de padecer cáncer de seno se incrementa conforme aumenta la edad. Aproximadamente uno de ocho cánceres de seno se detecta en mujeres menores de 45 años de edad, mientras que aproximadamente dos de tres cánceres invasivos del seno se encuentran en mujeres de 55 años o más.

- **Factores de riesgo genéticos:** Se cree que alrededor del 5 al 10 por ciento de los casos de cáncer de seno son hereditarios, lo que significa que se originan directamente de defectos genéticos (llamados mutaciones) heredados de uno de los padres.
- **Antecedentes familiares de cáncer de seno:** El riesgo de cáncer de seno es mayor entre las mujeres cuyos parientes consanguíneos cercanos padecieron esta enfermedad. El que un familiar de primer grado (madre, hermana o hija) padezca cáncer de seno casi duplica el riesgo de una mujer. El riesgo aumenta aproximadamente tres veces, si dos familiares de primer grado padecen la enfermedad. Aunque no se sabe el riesgo exacto, las mujeres con antecedentes familiares de cáncer de seno en el padre o un hermano también tienen riesgo aumentado de padecer esta enfermedad.  
En general, menos del 15% de las mujeres con cáncer de seno tiene un familiar con esta enfermedad. Esto significa que la mayoría (85 por ciento) de las mujeres que padecen cáncer de seno no tienen antecedentes familiares de esta enfermedad.
- **Antecedentes personales de cáncer de seno:** Una mujer con cáncer en un seno tiene un mayor riesgo de padecer un nuevo cáncer en el otro seno o en otra parte del mismo seno. Esto es diferente a la recurrencia (regreso) del primer cáncer. Este riesgo es aún mayor si el cáncer de seno fue diagnosticado a una edad más temprana.
- **Raza y origen étnico:** En general, las mujeres de raza blanca tienen una probabilidad ligeramente mayor de padecer cáncer de seno que las mujeres de raza negra, aunque éstas últimas tienen una mayor probabilidad de morir de este cáncer. Sin embargo, en las mujeres menores de 45 años de edad, el cáncer de seno es más común en las mujeres de raza negra. Las mujeres asiáticas, hispanas e indias americanas tienen un menor riesgo de padecer y morir de cáncer de seno.
- **Tejido mamario denso:** Los senos están formados por tejido adiposo, tejido fibroso y tejido glandular. Se dice que una mujer tiene senos densos (en una mamografía) cuando tiene más tejido glandular y fibroso y menos tejido adiposo. Las mujeres cuyos senos aparecen densos en los mamogramas tienen un riesgo de padecer cáncer de seno de 1.2 a 2 veces mayor que las mujeres con una densidad promedio en sus senos. Lamentablemente, el tejido mamario denso también puede causar que los mamogramas sean menos precisos. Un cierto número de factores puede afectar la densidad de los senos, tales como la edad, la menopausia, el uso de ciertos medicamentos (incluyendo terapia hormonal en la menopausia), el embarazo y la genética.
- **Algunas afecciones benignas de los senos:** Las mujeres diagnosticadas con ciertas afecciones benignas pueden tener un riesgo aumentado de cáncer de seno. Algunas de estas afecciones están más asociadas al riesgo de cáncer de seno que otras.

- **Carcinoma lobulillar in situ:** Las mujeres con carcinoma lobulillar in situ (LCIS) tienen un riesgo de siete a once veces mayor de padecer cáncer en cualquiera de los senos.
- **Períodos menstruales:** Las mujeres que han tenido más ciclos menstruales debido a que comenzaron a menstruar temprano (antes de los 12 años) y/o que experimentaron tarde la menopausia (después de los 55 años) tienen un riesgo ligeramente mayor de padecer cáncer de seno. Este aumento en el riesgo podría deberse a una exposición más prolongada a las hormonas estrógeno y progesterona durante la vida.
- **Antecedente de radiación al tórax:** Las mujeres que siendo niñas o jóvenes fueron tratadas con radioterapia en el área del tórax para otro tipo de cáncer (como la enfermedad de Hodgkin o el linfoma no Hodgkin) tienen un riesgo significativamente mayor de padecer cáncer de seno. Esto varía con la edad de la paciente al momento de recibir la radiación. Si también se administró la quimioterapia, esto pudo haber detenido por un tiempo la producción de hormonas ováricas, reduciendo el riesgo. El riesgo de padecer un cáncer de seno debido a radiación administrada al tórax es mayor si la radiación se recibió durante la adolescencia, cuando los senos aún estaban en desarrollo. La radioterapia después de los 40 años no parece aumentar el riesgo de padecer cáncer de seno.
- **Exposición al dietilestilbestrol:** Desde los años 40 a los 70, a algunas mujeres embarazadas se les administraba un medicamento parecido al estrógeno llamado dietilestilbestrol (DES), ya que se pensaba que éste disminuía las probabilidades de perder el bebé (aborto espontáneo). Estas mujeres tienen un riesgo ligeramente mayor de padecer cáncer de seno. Las mujeres cuyas madres tomaron dietilestilbestrol durante el embarazo también pudieran tener un riesgo ligeramente mayor de cáncer de seno.

### *Factores relacionados con el estilo de vida del paciente para el cáncer de seno*

- **Tener hijos:** Las mujeres que no han tenido hijos o aquellas que tuvieron su primer hijo después de los 30 años tienen en general un riesgo ligeramente mayor de padecer cáncer de seno. Los embarazos múltiples y quedar embarazada a una edad temprana reducen el riesgo del cáncer de seno en general. Aun así, el efecto del embarazo es diferente para los distintos tipos de cáncer de seno. Para cierto tipo de cáncer de seno conocido como triple negativo, el embarazo parece aumentar el riesgo.
- **Píldoras anticonceptivas:** los estudios han reportado que las mujeres que usan anticonceptivos orales tienen un riesgo ligeramente mayor de tener cáncer de seno que aquellas mujeres que nunca los han usado. Con el paso del tiempo, este riesgo parece regresar a lo normal una vez se dejan de tomar las pastillas

anticonceptivas. Las mujeres que dejaron de usar los anticonceptivos orales hace más de 10 años no parecen tener aumento del riesgo de padecer cáncer de seno. Al considerar el uso de anticonceptivos orales, las mujeres deben examinar sus otros factores de riesgo de cáncer de seno con los especialistas de la salud que las atienden.

- **Lactancia:** Algunos estudios sugieren que la lactancia podría disminuir ligeramente el riesgo de cáncer de seno, especialmente si se prolonga por 1½ a 2 años. No obstante, ésta ha sido un área muy difícil de estudiar, especialmente en países como Estados Unidos, donde la lactancia por un periodo tan prolongado como éste no es común.  
La explicación para este posible efecto puede ser que la lactancia reduce el número total de ciclos menstruales en la vida de una mujer (lo mismo que comenzar los periodos menstruales a una edad mayor o experimentar la menopausia temprano).
- **Consumo de bebidas alcohólicas:** El consumo de bebidas alcohólicas está claramente asociado a un aumento en el riesgo de padecer cáncer de seno. El riesgo aumenta con la cantidad de alcohol consumido. En comparación con las mujeres que no ingieren alcohol, las que consumen una bebida alcohólica diaria tienen un aumento muy ligero en el riesgo. Aquéllas que toman de dos a cinco bebidas al día tienen alrededor de 1 ½ veces más riesgo que las mujeres que no toman alcohol. Se sabe también que el consumo excesivo de bebidas que contienen alcohol incrementa el riesgo de desarrollar otros varios tipos de cáncer.
- **Sobrepeso u obesidad:** El sobrepeso o la obesidad después de la menopausia aumentan el riesgo de cáncer de seno. Antes de la menopausia, sus ovarios producen la mayor cantidad de estrógeno, y el tejido adiposo produce una pequeña cantidad de estrógeno. Por otro lado, después de la menopausia (cuando los ovarios dejan de producir estrógeno), la mayor parte del estrógeno de una mujer proviene del tejido adiposo. Un exceso de tejido adiposo después de la menopausia puede aumentar su probabilidad de padecer cáncer de seno al aumentar los niveles de estrógeno. Además, las mujeres que tienen sobrepeso tienden a presentar niveles de insulina en la sangre más elevados. Los niveles de insulina más elevados también están asociados a algunos tipos de cánceres, incluyendo el cáncer de seno.  
Sin embargo, la relación entre el peso y el riesgo de cáncer de seno es compleja. Por ejemplo, el riesgo parece ser mayor en las mujeres que aumentan de peso en su vida adulta, pero es posible que no aumente en aquellas mujeres que han tenido exceso de peso desde la infancia. Además, un exceso de grasa en el área de la cintura afecta el riesgo más que la misma cantidad de grasa en las caderas y en los muslos. Los investigadores creen que las células grasas de varias partes del cuerpo tienen diferencias sutiles que pueden explicar esta observación.

- **Actividad física:** La evidencia que indica que la actividad física en forma de ejercicio reduce el riesgo de cáncer de seno está aumentando. La pregunta principal es determinar cuánto ejercicio es necesario. En un estudio de la Women's Health Initiative, caminar a paso ligero tan poco como 1¼ a 2½ horas por semana redujo a 18% el riesgo de una mujer. Con diez horas de caminata a la semana se redujo el riesgo aún un poco más.

### *Factores con efectos sobre el riesgo del cáncer de seno que no están claros*

- **Alimentación y consumo de vitaminas:** Muchos estudios han buscado una relación entre ciertos planes de alimentación y el riesgo del cáncer de seno, pero hasta ahora los resultados han sido contradictorios. Algunos estudios han indicado que la alimentación desempeña un papel en el riesgo, mientras que otros no han encontrado evidencia que demuestre que la alimentación afecta el riesgo de este cáncer. Además, los estudios han analizado los niveles vitamínicos, y una vez más los resultados fueron contradictorios. No obstante, algunos estudios encontraron un riesgo aumentado de cáncer de seno en mujeres con niveles más elevados de ciertos nutrientes. Hasta el momento, ningún estudio ha demostrado que consumir vitaminas reduce el riesgo de cáncer de seno.
- **Químicos en el ambiente:** Se han reportado numerosas investigaciones, y se están realizando aún más, para entender las posibles influencias del medio ambiente en el riesgo de cáncer de seno. Este asunto causa una gran preocupación en el público, pero actualmente ninguna investigación muestra una clara asociación entre el riesgo de cáncer de seno y la exposición a estas sustancias. Desafortunadamente, el estudio de tales efectos en los humanos es difícil. Se necesitan más estudios para definir mejor los posibles efectos a la salud de éstas y otras sustancias similares.
- **Humo del tabaco:** Por mucho tiempo, los estudios han reportado que no hay una relación entre fumar cigarrillos y el cáncer de seno. Sin embargo, en años recientes, más estudios han reportado que fumar excesivamente por un tiempo prolongado está asociado a un mayor riesgo de cáncer de seno. Algunos estudios han encontrado que existe el mayor riesgo en ciertos grupos, como las mujeres que comenzaron a fumar antes de tener su primero hijo.

### *Factores de riesgo para que el cáncer de seno que son controversiales o que han sido desmentidos*

- **Desodorantes:** Los rumores difundidos han sugerido que las sustancias químicas que se encuentran en los desodorantes axilares son absorbidas a través de la piel, interfieren con la circulación linfática, y causan la acumulación de toxinas en el seno, y finalmente producen cáncer de seno. Según la evidencia disponible (incluyendo lo que sabemos sobre cómo funciona el cuerpo), existe poca, si es que hay alguna, razón para creer que los desodorantes aumenten el riesgo de cáncer de seno

- **Sostenes:** estudios realizados han sugerido durante años que, los sostenes causan cáncer de seno al obstruir el flujo linfático. No existe una buena base clínica o científica para este reclamo, y un estudio reciente de más de 1,500 mujeres no encontró asociación entre el uso del sostén y el riesgo de cáncer de seno.
- **Aborto provocado:** Varios estudios han provisto datos bastantes significativos de que los abortos provocados o espontáneos no tienen un efecto general en el riesgo de cáncer de seno.
- **Implantes de seno:** Varios estudios han encontrado que los implantes de seno no aumentan el riesgo de cáncer de seno, aunque los implantes de seno de silicona pueden causar la formación de tejido cicatrizado en el seno. Los implantes dificultan la visualización del tejido del seno en los mamografías convencionales.

## 2.2.4 *Signos y síntomas del cáncer de seno*

El uso generalizado de los mamogramas de detección ha aumentado la cantidad de tumores cancerosos del seno detectados antes de que causen algún síntoma. Aun así, algunos cánceres de seno no se detectan mediante mamogramas, ya sea porque no se realizó la prueba o porque aun en condiciones ideales los mamogramas no detectan todos los cánceres de seno.

El síntoma más común del cáncer de seno es una nueva masa o protuberancia. Una masa no dolorosa, dura y con bordes irregulares tiene más probabilidades de ser cáncer, aunque los tumores cancerosos del seno pueden ser sensibles a la palpación, blandos y de forma redondeada. Incluso pueden causar dolor. Por este motivo, es importante que un médico con experiencia en las enfermedades de los senos examine cualquier masa o protuberancia nueva, o cualquier cambio en los senos.

Otras posibles señales de cáncer de seno incluyen las siguientes:

- Hinchazón de parte o de todo el seno (aunque no se sienta una protuberancia definida).
- Irritación o hendiduras en la piel.
- Dolor en el seno o en el pezón.
- Retracción (contracción) de los pezones.
- Enrojecimiento, descamación o engrosamiento de la piel del seno o del pezón.
- Secreción del pezón que no sea leche materna.

Algunas veces un cáncer de seno se puede propagar a los ganglios linfáticos de las axilas o alrededor de la clavícula y causar una protuberancia o inflamación ahí, aun antes de que el tumor original en el tejido del seno sea lo suficientemente grande como para poderlo palpar.

## **2.2.5     ¿Se puede prevenir el cáncer?**

No existe una manera segura de prevenir el cáncer de seno, pero existen algunas cosas que todas las mujeres pueden hacer que podrían reducir el riesgo, o en caso de que el cáncer suceda, podrían favorecer las probabilidades de detectar la enfermedad en sus etapas iniciales cuando es más tratable.

Es posible reducir el riesgo de llegar a tener cáncer de seno cambiando algunos de los factores de riesgo, como por ejemplo, teniendo especial precaución con el peso corporal, la actividad física y la alimentación.

## **2.2.6     Importancia de encontrar el cáncer de seno en sus inicios**

El objetivo de los exámenes para detectar el cáncer de seno consiste en encontrarlo antes de que empiece a causar síntomas (como una protuberancia que se pueda palpar). Las pruebas y exámenes de detección tienen el propósito de encontrar una enfermedad, como el cáncer, en las personas que no tienen ningún síntoma. La detección temprana significa usar un método que permita el diagnóstico más temprano de cáncer de seno.

Los tumores cancerosos del seno que se encuentran porque causan síntomas tienden a ser más grandes, y tienen más probabilidades de haberse ya extendido más allá del seno. En cambio, los que se encuentran durante los exámenes de detección suelen ser más pequeños y estar aún confinados al seno. El tamaño y la extensión del cáncer de seno son algunos de los factores más importantes para establecer el pronóstico (expectativa) de una mujer que padezca esta enfermedad.

La mayoría de los médicos cree que las pruebas de detección temprana para el cáncer de seno salvan miles de vidas cada año, y que muchas más pudieran salvarse si un número aún mayor de mujeres y sus doctores aprovecharan dichas pruebas. Seguir las guías de la Sociedad Española Contra El Cáncer para la detección temprana del cáncer de seno aumenta las probabilidades de que esta enfermedad se pueda diagnosticar en una etapa temprana y que se pueda tratar con éxito.



## ***2.3 Técnicas utilizadas en la detección del cáncer de mama***

### **2.3.1 Mamografía**

#### **(a) ¿En qué consiste?**

La mamografía es un tipo de imagen médica especializada que utiliza un sistema de dosis baja de rayos X para visualizar el interior de las mamas. Un examen de mamografía, llamado mamograma, ayuda en la detección temprana y el diagnóstico de las enfermedades mamarias en las mujeres.

Un rayos X (radiografía) es un examen médico no invasivo que ayuda a los médicos a diagnosticar y tratar las condiciones médicas. La toma de imágenes con rayos X supone la exposición de una parte del cuerpo a una pequeña dosis de radiación ionizante para producir imágenes del interior del cuerpo. Los rayos X son la forma más antigua y de uso más frecuente para producir imágenes médicas.

Dos recientes avances a la mamografía tradicional incluyen la mamografía digital y la detección asistida por computadora.

La *Mamografía digital*, también llamada mamografía digital de campo completo (MDCC), es un sistema de mamografía en el que la película de rayos X es reemplazada por sistemas electrónicos que transforman los rayos X en imágenes mamográficas de las mamas. Estos sistemas son similares a los que tienen las cámaras digitales y su eficiencia permite obtener mejores fotografías con una dosis más baja de radiación. Estas imágenes de las mamas se transfieren a una computadora para su revisión por un radiólogo y para su almacenamiento a largo plazo. La experiencia del paciente durante un mamograma digital es similar a la de un mamograma convencional.

Los sistemas de *detección asistida por computadora (AC)* buscan en imágenes digitalizadas mamográficas para encontrar áreas anormales de densidad, masa o calcificación que puedan indicar la presencia de cáncer. El sistema de detección asistida por computadora resalta estas áreas en las imágenes, alertando al radiólogo sobre la necesidad de revisar cuidadosamente éste área.

La *tomosíntesis*, también llamada toma de imágenes tridimensional (3-D) de los senos, es un sistema de mamografía donde el tubo de rayos X se mueve en forma de arco sobre el seno durante la exposición. Esto crea una serie de vistas de cortes delgados a través del seno que permite la mejora en la detección del cáncer y menor cantidad de pacientes citados para la toma de imágenes adicionales.

## **(b) Usos más comunes**

Los mamogramas son utilizados como una herramienta de exploración para detectar de manera temprana el cáncer de mamas en las mujeres que no tienen síntomas (mamografía de exploración) y para detectar y diagnosticar enfermedades mamarias en mujeres que tienen síntomas tales como bultos, dolor, zonas de hundimiento en la piel, o secreción del pezón.

### *Mamografía de exploración*

La mamografía juega un papel central en la detección temprana del cáncer de mamas ya que puede mostrar los cambios en las mamas hasta dos años antes de que el médico o paciente los adviertan.

### *Mamografía de diagnóstico*

La mamografía de diagnóstico se utiliza para evaluar a una paciente con resultados clínicos anormales—tales como nódulos en las mamas o descargas de los pezones — descubiertos por la mujer o su médico. La mamografía de diagnóstico también puede realizarse luego de un mamograma de exploración anormal, con el fin de evaluar el área conflictiva en el examen de exploración.

## **(c) De qué manera funciona el procedimiento de las mamografías**

Los rayos X son una forma de radiación, como la luz o las ondas de radio. Los rayos X pasan a través de la mayoría de los objetos, incluso el cuerpo. Una vez que se encuentra cuidadosamente dirigida a la parte del cuerpo a examinar, una máquina de rayos X genera una pequeña cantidad de radiación que atraviesa el cuerpo, produciendo una imagen en película fotográfica o en detector especial.

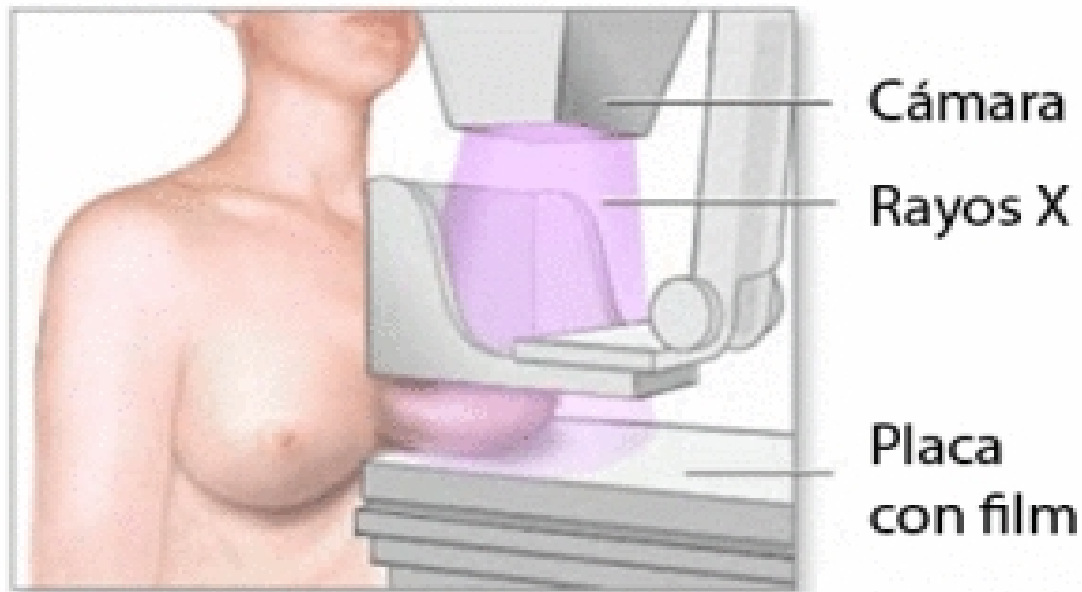
Los rayos X son absorbidos por diferentes partes del cuerpo en variables grados. Los huesos absorben gran parte de la radiación mientras que los tejidos blandos, como los músculos, la grasa y los órganos, permiten que más de los rayos X pasen a través de ellos. En consecuencia, los huesos aparecen blancos en los rayos X, mientras que los tejidos blandos se muestran en matices de gris y el aire aparece en negro.

Hasta muy recientemente, las imágenes de rayos X se han mantenido como copia impresa en película (muy similar a un negativo fotográfico). Hoy en día, la mayoría de las imágenes son archivos digitales que se almacenan electrónicamente. Estas imágenes almacenadas son de fácil acceso y a menudo se comparan con las imágenes actuales de rayos X para el diagnóstico y la administración de enfermedades

## (d) Cómo se realiza el proceso

La mamografía se realiza en pacientes ambulatorios.

Durante la mamografía, un tecnólogo radiológico especialmente calificado posicionará su mama en la unidad de mamografía. La mama será colocada en una plataforma especial y comprimida con una paleta transparente de plástico. El tecnólogo comprimirá la mama gradualmente.



**Figura 2.3:** Realización de la mamografía

La compresión de la mama es necesaria para:

- Aplanar el grosor de la mama de manera que todos los tejidos puedan visualizarse.
- Extender el tejido de manera que sea menos probable que las anomalías pequeñas queden ocultas debido a tejido de la mama superpuesto.
- Permitir el uso de una dosis más baja de rayos X ya que una cantidad más delgada de tejido mamario está siendo tomada en imágenes.
- Mantener la mama firme con el fin de minimizar lo que se ve borroso en la imagen a causa del movimiento.
- Reducir la dispersión de rayos X para aumentar la agudeza de la imagen.

Se solicita cambiar de posición durante el procedimiento de toma de imágenes. Las visualizaciones de rutina son de arriba hacia abajo y lateral en ángulo. El proceso se repetirá para la otra mama.

El paciente debe permanecer inmóvil y se le puede solicitar que contenga la respiración por unos segundos mientras se toma la imagen de rayos X para reducir la posibilidad de que ésta resulte borrosa. El tecnólogo se dirigirá detrás de una pared o hacia la sala contigua para activar la máquina de rayos X.

El proceso de examen tomará aproximadamente 30 minutos.

### **(e) ¿Cuáles son los beneficios, los riesgos y las limitaciones?**

#### ✓ Beneficios

- Las imágenes de las mamas mejoran la capacidad del médico de detectar los tumores pequeños. Cuando los tumores son pequeños, la mujer tiene mayores opciones de tratamiento.
- El uso de la mamografía de exploración aumenta la posibilidad de detección de pequeños crecimientos de tejidos anormales restringidos a los conductos lácteos en las mamas, llamados carcinoma ductal in situ (CDIS). Estos tumores en etapa temprana no pueden dañar a las pacientes si se eliminan en esta fase y la mamografía es una forma excelente de detectar estos tumores. También es útil para detectar todos los tipos de cáncer de mamas, incluso el cáncer ductal invasivo y el lobular invasivo.
- No queda radiación en el cuerpo de un paciente luego de realizar el examen de rayos X.
- Los rayos X por lo general no tienen efectos secundarios en el rango de diagnóstico típico para este examen.

#### ✗ Riesgos

- Siempre existe una leve probabilidad de tener cáncer como consecuencia de la exposición a la radiación. Sin embargo, el beneficio de un diagnóstico exacto es ampliamente mayor que el riesgo.
- La dosis efectiva de radiación de este procedimiento varía.

- Mamogramas con resultado falso positivo. Del 5 al 15 por ciento de los mamogramas de exploración requieren de mayor evaluación, como por ejemplo la realización de mamogramas adicionales o ultrasonido. La mayoría de estos exámenes resultan ser normales. Si aparece un resultado anormal, se deberá realizar un seguimiento o biopsia. La mayoría de las biopsias confirman la ausencia de cáncer. Se estima que una mujer que se realizó mamogramas anuales entre los 40 y 49 años cuenta con una probabilidad del 30% de tener un mamograma con resultado falso positivo en algún punto durante esa década y aproximadamente una probabilidad del 7 al 8 % de realizar una biopsia de mamas dentro del período de 10 años.

✘ Limitaciones

Un mamograma no puede demostrar que un área anormal es cáncer. Para confirmar si hay presencia de cáncer, se debe extraer una cantidad pequeña de tejido y examinarse con un microscopio. Este procedimiento se conoce como biopsia. La biopsia **es la única manera de indicar la presencia real de un cáncer**. Hay varios tipos de biopsias, como por ejemplo la biopsia por aspiración con aguja fina, la biopsia por punción con aguja gruesa (biopsia “core” o “tru-cut”) y la biopsia quirúrgica.

*Biopsia por aspiración con aguja fina*

En la biopsia por aspiración con aguja fina (fine needle aspiration biopsy, FNA), el médico utiliza una aguja hueca y muy fina colocada en una jeringa para extraer (aspirar) una pequeña cantidad de tejido de un área sospechosa que luego se observa con un microscopio.



**Figura 2.4:** *Aspiración con aguja fina usando la ecografía*

Es posible que se use anestesia local (medicamento para adormecer el área). Debido a que se usa una aguja tan fina para hacer la biopsia, la administración de la anestesia pudiera causar más molestias que la biopsia en sí.

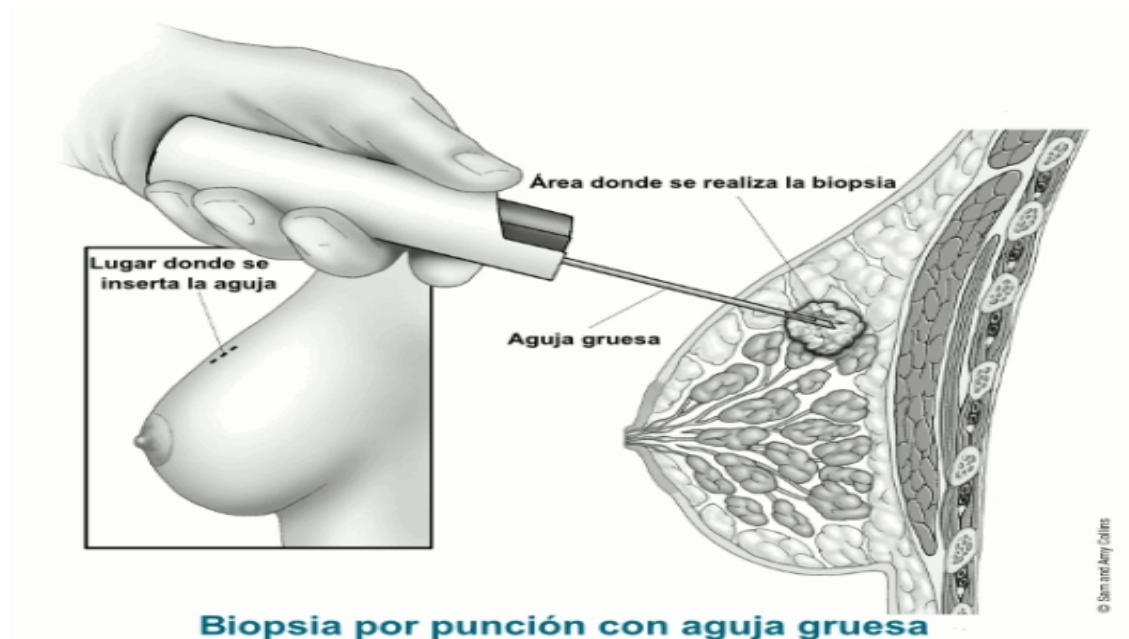
Una vez que la aguja está en su lugar, se extrae líquido. Si el líquido es transparente, probablemente la masa es un quiste benigno. Un líquido sanguinolento o turbio puede significar un quiste benigno o, muy raras veces, un cáncer. Si la protuberancia es sólida, se extraen pequeños fragmentos de tejido. Un patólogo observará el tejido o líquido que se extrajo con la biopsia con un microscopio para ver si es canceroso.

Una biopsia FNA es el tipo más fácil de biopsia, pero tiene algunas desventajas. Algunas veces puede pasar por alto un cáncer si la aguja no se coloca entre las células cancerosas. Además, aun cuando se encuentran células cancerosas, usualmente no es posible determinar si el cáncer es invasivo. En algunos casos, puede que no haya suficientes células para realizar algunas de las otras pruebas de laboratorio que se hacen rutinariamente en muestras de cáncer de seno. Si la biopsia FNA no provee un diagnóstico claro, o su médico sigue sospechando cáncer, se debe realizar una segunda biopsia o un tipo diferente de biopsia.

#### *Biopsia por punción con aguja gruesa*

En una biopsia por punción con aguja gruesa se utiliza una aguja más grande para tomar muestras de los cambios del seno que el médico palpa o que son señalados por una ecografía o un mamograma.

La aguja que se usa en este tipo de biopsias es más grande que la que se usa en la FNA. Se extrae una pequeña muestra cilíndrica de tejido (“core”, en inglés) de una anomalía en el seno (aproximadamente de 1/16 a 1/8 de pulgada de ancho y 1/2 pulgada de largo). A menudo se extraen varios cilindros. Esta biopsia se realiza con anestesia local (el paciente está despierto, pero el área está adormecida) en un lugar de tipo ambulatorio.



**Figura 2.5:** *Biopsia por punción con aguja gruesa*

En comparación con la FNA, es más probable que la biopsia por punción con aguja gruesa provea un diagnóstico claro debido a que remueve fragmentos de tejidos más grandes, aunque aun así podría pasar por alto algunos cánceres.

#### *Biopsia quirúrgica (abierta)*

Por lo general, el cáncer de seno se puede diagnosticar mediante una biopsia con aguja. En pocas ocasiones, es necesario realizar una cirugía con el fin de extirpar toda o parte de una masa para examinarla con un microscopio. Este procedimiento se conoce como biopsia quirúrgica o biopsia abierta.

Una biopsia quirúrgica es más compleja que la FNA o la biopsia por punción con aguja gruesa. Típicamente requiere que se realicen varios puntos de sutura y puede dejar una cicatriz. Entre más grande sea la cantidad de tejido extirpado, mayores son las probabilidades de que el paciente note un cambio en la forma del seno después del procedimiento.

Por lo general, una biopsia por punción con aguja gruesa es suficiente para hacer un diagnóstico, aunque a veces puede que sea necesario realizar una biopsia abierta dependiendo de la localización de la lesión, o si la biopsia por punción no ofrece resultados claros.

Todas las biopsias pueden causar sangrado e hinchazón. Esto puede hacer que la protuberancia del seno luzca más grande después de la biopsia.

Los mamogramas no son estudios infalibles en la detección del cáncer de seno. En mujeres con senos densos, los mamogramas no son tan eficaces, porque los senos densos pueden ocultar un tumor. Los senos densos son más comunes en mujeres que son más jóvenes, mujeres embarazadas, y mujeres que están lactando a sus bebés, aunque cualquier mujer puede tener los senos densos.

Esto puede representar un problema para las mujeres más jóvenes que necesitan pruebas de detección porque tienen un alto riesgo de cáncer de seno (debido a mutaciones genéticas, fuerte antecedente familiar de cáncer de seno u otros factores). Esta es una de las razones por las que la Sociedad Española Contra El Cáncer recomienda las imágenes por resonancia magnética (MRI) además de los mamogramas como pruebas de detección en estas mujeres.

### **2.3.2 Imágenes por resonancia magnética de los senos**

#### **(a) ¿En qué consiste?**

Para ciertas mujeres en un alto riesgo de cáncer de seno, la Sociedad Española Contra El Cáncer recomienda imágenes por resonancia magnética (magnetic resonance imaging, MRI) junto con el mamograma anual. La MRI no se recomienda como una herramienta de detección por sí misma porque a pesar de que es un examen sensitivo, aún puede pasar por alto algunos cánceres que los mamogramas sí detectarían. En ocasiones, la MRI también se puede usar en otras situaciones, tal como para examinar áreas sospechosas encontradas en un mamograma o para examinar minuciosamente el seno en una mujer que ya ha sido diagnosticada con cáncer de seno.

Aunque la MRI puede encontrar algunos cánceres que no se ven en el mamograma, resulta más probable que encuentre algo que resulte no ser cáncer (llamado resultado falso positivo). Los resultados falsos positivos tienen que ser analizados para asegurarse que no se trata de cáncer, lo que significa regresar al consultorio del médico para realizar estudios adicionales, biopsias, o ambos. Esta es la razón por la cual la MRI no se recomienda como una prueba de detección para mujeres con un riesgo promedio de cáncer de seno, ya que generaría biopsias y otras pruebas innecesarias en una gran cantidad de estas mujeres.

Debido a que la MRI es costosa, a menudo tiene que ser aprobada por una compañía de seguro médico antes de realizar el estudio.



## **(b) Usos comunes**

La resonancia magnética suministra imágenes detalladas de la mama. También suministra imágenes nítidas de partes de la mama que son difíciles de ver claramente en una ecografía o una mamografía.

La resonancia magnética de las mamas también puede llevarse a cabo para:

- Verificar si hay más cáncer en la misma mama o en la otra mama después de que se ha diagnosticado el cáncer de mama.
- Distinguir entre tejido cicatricial y tumores en la mama.
- Evaluar un tumor mamario (casi siempre después de la biopsia).
- Evaluar un resultado anormal en una mamografía o ecografía de la mama.
- Evaluar la posible ruptura de implantes mamarios.
- Encontrar cualquier cáncer que quede después de cirugía o quimioterapia.
- Guiar una biopsia (raro).
- Detectar cáncer en mujeres en muy alto riesgo de padecer cáncer de mama (como aquellas con fuertes antecedentes familiares).
- Detectar cáncer en mujeres con tejido mamario muy denso.

## **(c) De qué manera funciona**

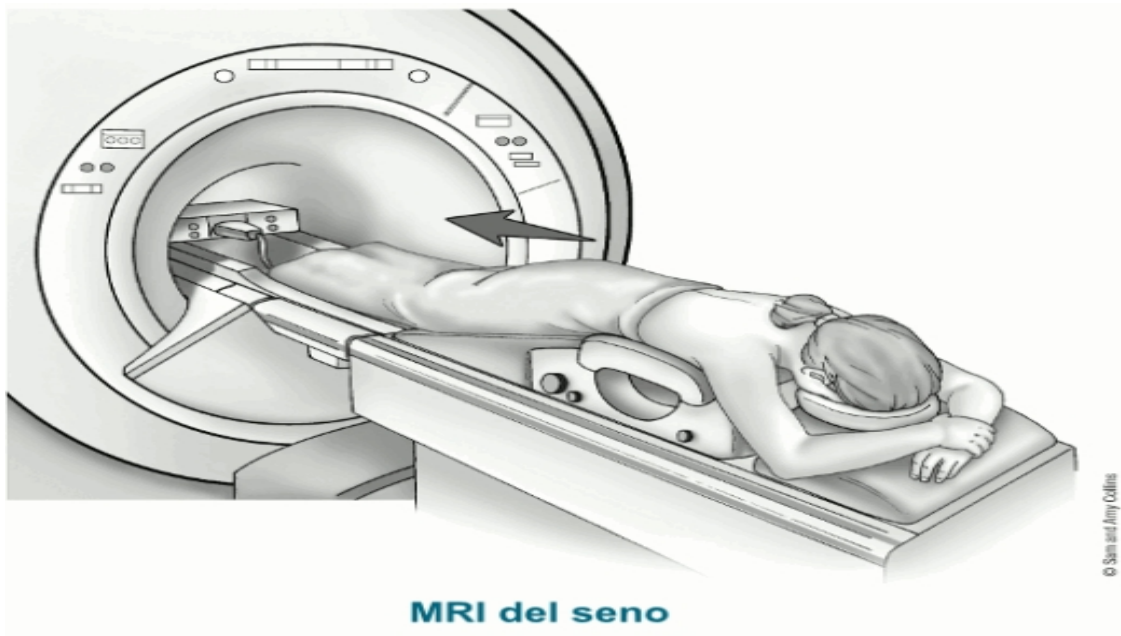
- A diferencia de los exámenes convencionales de rayos X, la RMI no utiliza radiación ionizante. En cambio, mientras el paciente está en el explorador, ondas de radio redirigen el alineamiento de los átomos de hidrógeno que existen naturalmente dentro del cuerpo, sin causar ningún cambio químico en los tejidos. A medida que los átomos de hidrógeno regresan a su alineamiento habitual, emiten energía que varía de acuerdo al tipo de tejido del cuerpo del que provienen. El explorador de RMI captura esta energía y crea, en base a esta información, una fotografía de los tejidos explorados.
- El campo magnético se produce al pasar una corriente eléctrica a través de las bobinas de cable de la mayoría de las unidades de RMI. Otras bobinas, ubicadas en la máquina y, en algunos casos, ubicadas alrededor de la parte del cuerpo que se explora, emiten y reciben ondas de radio, produciendo señales que serán detectadas por las bobinas.

- Luego, una computadora procesa las señales y genera una serie de imágenes, cada una de las cuales muestra una parte del cuerpo. Las imágenes luego pueden ser estudiadas desde diversos ángulos por el radiólogo encargado de la interpretación.
- Frecuentemente, la diferenciación entre tejido anormal (enfermo) y tejido normal es mejor con la RMI que con otras modalidades de imágenes tales como rayos-X, TAC y ultrasonido.

#### (d) Cómo se realiza

El paciente usará una bata de hospital o prendas de vestir sin broches ni cremalleras metálicas (como pantalones de sudadera y una camiseta). Algunos tipos de metal pueden causar imágenes borrosas. Éste, se acostará boca abajo en una mesa estrecha con las mamas colgando dentro de aberturas acolchadas. La mesa se desliza hasta un gran tubo similar a un túnel.

Algunos exámenes requieren de un tinte especial (medio de contraste). La mayoría de las veces, al paciente se le inyecta el tinte a través de una vena (IV) en la mano o el antebrazo. Este medio de contraste le ayuda al radiólogo a observar algunas áreas con mayor claridad.



**Figura 2.6:** Realización del MRI del seno

Durante la resonancia magnética, la persona que opera la máquina lo vigilará desde otro cuarto. El examen casi siempre dura de 30 a 60 minutos, pero puede demorar más tiempo.

## (e) ¿Cuáles son los beneficios, los riesgos y las limitaciones?

### ✓ Beneficios

- La RMI es una técnica de exploración no invasiva que no implica exposición a la radiación ionizante.
- Se ha comprobado que la RMI es una herramienta valiosa para el diagnóstico de una amplia gama de patologías, incluyendo la detección y estadificación del cáncer de mama, en especial cuando otros estudios de diagnóstico por imágenes (mamografías, ultrasonido, etc.) no proporcionan la información adecuada.
- Se ha comprobado que la RMI, como complemento de la mamografía, resulta útil para evaluar mujeres con alto riesgo de padecer cáncer de mama.
- La RMI puede obtener satisfactoriamente imágenes satisfactorias del tejido de seno denso que es común en las mujeres más jóvenes, y puede tomar imágenes satisfactorias de los implantes de mama. Es difícil tomar imágenes de los mencionados tejidos mediante una mamografía tradicional.
- Si una lesión sospechosa sólo se visualiza con la RMI, la RMI puede proporcionar orientación para realizar una biopsia.
- El material de contraste utilizado en los exámenes de RMI tiene menos probabilidades de producir una reacción alérgica que los materiales a base de yodo, utilizados para rayos X convencionales y exploraciones por TC.

### ✓ Riesgos

Debido a la complejidad de un equipo de RMI, existen muy diversas maneras en las que este puede afectar a la salud de una persona. Se puede clasificar estas maneras en tres grupos:

- ✗ Riesgos inmediatos evitables

Son riesgos derivados de la introducción de un objeto o material en la sala donde se encuentra el equipo que interactúe de alguna manera con éste.

La mayor parte de efectos negativos que puede tener sobre la salud un examen de RMI provienen de los efectos directos que el campo electromagnético puede ejercer sobre materiales conductores de la electricidad o ferromagnéticos o sobre dispositivos electrónicos.

Debido al potente campo magnético que rodea al equipo de IRM permanentemente, cualquier material ferromagnético, como el hierro, se verá atraído con mucha fuerza hacia la pared interior del hueco donde se sitúa el paciente

Los materiales conductores también representan un cierto peligro. Aunque estos materiales no se verán atraídos por el campo magnético permanente del imán primario, reaccionarán a cualquier cambio en el campo magnético estático oponiéndose a este cambio, según la ley de Lenz.

El tercer tipo de peligro directo para la salud provocado por un examen de IRM es para los dispositivos electrónicos o mecánicos que puedan ser introducidos en la sala donde se encuentra el equipo de diagnóstico. Debido tanto al campo magnético permanente como a las ondas de radio y a los gradientes normales durante un examen de IRM, cualquier dispositivo mecánico con alguna parte metálica podría no funcionar bien en el interior de la sala.

- ✘ Riesgos inmediatos inevitables

Los campos EM también interaccionan con los seres humanos, ya que interaccionan con cualquier partícula cargada, y esto puede derivar, principalmente, en corrientes en el interior de los tejidos y en calentamiento del cuerpo. Estos efectos presentan un riesgo bajo y controlado.

En medicina se suele utilizar un análisis de riesgo-beneficio para valorar si un paciente debe someterse o no a un examen de IRM. En el caso de que el riesgo inevitable sea mayor que el normal, el examen solo se realizará si es absolutamente necesario. Este es el caso de mujeres embarazadas, por ejemplo.

- ✘ Riesgos a largo plazo

Durante los últimos años se ha iniciado un debate en los foros públicos y científicos sobre los posibles efectos adversos para la salud de la exposición prolongada a campos electromagnéticos. Este tipo de riesgo afecta principalmente al personal sanitario que trabaja en las instalaciones de IRM, al personal de mantenimiento que debe realizar reparaciones o trabajo directamente sobre el equipo y a cualquier otra persona que deba encontrarse a menudo en las proximidades de un equipo de IRM.

Los efectos de exposiciones prolongadas podrían derivar de los efectos conocidos mencionados en la sección anterior (calentamiento del cuerpo y corrientes en el interior de los tejidos) o podrían derivar de efectos no conocidos que, a largo plazo, causaran enfermedades mortales tales como cáncer.

### ✓ Limitaciones

- Se garantizan imágenes de alta calidad sólo si uno es capaz de permanecer completamente inmóvil y seguir las instrucciones para retener la respiración mientras se graban las imágenes. Si siente ansiedad, confusión o tiene mucho dolor, le será muy difícil permanecer inmóvil durante la exploración.
- Puede ocurrir que las personas de talla muy grande no puedan acomodarse en la abertura de ciertos tipos de máquinas de RMI.
- La presencia de un implante u otro objeto metálico a veces dificulta la obtención de imágenes claras. El movimiento del paciente durante el procedimiento puede tener el mismo efecto.
- Un latido del corazón muy irregular puede afectar la calidad de las imágenes obtenidas usando técnicas que espacian las imágenes en base a la actividad eléctrica del corazón, tales como la electrocardiografía (EKG, por sus siglas en inglés).
- A pesar de que no existe razón alguna para pensar que la resonancia magnética nuclear puede dañar el feto, generalmente se les advierte a las mujeres embarazadas que no se realicen exámenes de RMI durante el primer trimestre.
- La RMI no siempre distingue entre tejido de cáncer y el líquido, conocido como edema.
- Por lo general, la RMI es más costosa y tarda más tiempo.
- Algunas veces una porción de tejido benigno (no canceroso) en el seno puede absorber el agente de contraste y aparecer en la imagen como una mancha brillante. A menudo el radiólogo, basándose en el aspecto del tejido, puede determinar si es cáncer o no. Cuando esta determinación no es posible, pueden ser necesarios otros exámenes tales como el ultrasonido de esa zona específica o una biopsia. Si los exámenes adicionales o la biopsia no muestran ningún cáncer, entonces el resultado se denomina falso-positivo.

## 2.3.3 Ecografía (ultrasonido) de los senos

### (a) ¿En qué consiste?

El ultrasonido es seguro y no doloroso, y produce imágenes del interior del organismo usando ondas de sonido. Las imágenes por ultrasonido, también denominadas exploración por ultrasonido o ecografía, involucran el uso de un pequeño transductor (sonda) y un gel para ultrasonido para la exposición del cuerpo a ondas acústicas de alta frecuencia. El transductor recoge los sonidos que rebotan y una computadora luego utiliza esas ondas sonoras para crear una imagen. Las exámenes por ultrasonido no utilizan radiación ionizante (como se usa en los rayos X). Debido a que las imágenes por ultrasonido se capturan en tiempo real, pueden mostrar la estructura y el movimiento de los órganos internos del cuerpo, como así también la sangre que fluye por los vasos sanguíneos.

Las imágenes por ultrasonido es un examen médico no invasivo que ayuda a los médicos a diagnosticar y tratar condiciones médicas.

El ultrasonido de seno produce una imagen de las estructuras internas del seno.

El ultrasonido Doppler consiste en una técnica especial de ultrasonido que le permite al médico ver y evaluar la circulación de la sangre a través de arterias y venas en el abdomen, brazos, piernas, cuello y/o cerebro (en infantes y en niños), o dentro de varios órganos del cuerpo tales como el hígado y los riñones.

Durante un examen por ultrasonido del seno el ecografista o el médico a cargo puede usar técnicas Doppler para evaluar el flujo sanguíneo o la falta de flujo en cualquier masa mamaria. En algunos casos, esto puede brindar información adicional sobre la causa de la masa.

### (b) Usos comunes.

- Determinar la Naturaleza de una Anormalidad en el seno: el uso principal del ultrasonido de seno en la actualidad es ayudar a diagnosticar las anomalías en el seno detectadas por un médico durante un examen físico (como un bulto o secreción del pezón sangrienta o espontánea y clara) y dar las características de anomalías potenciales observadas en una mamografía. Las imágenes por ultrasonido pueden ayudar a determinar si una anomalía es sólida (puede ser un bulto de tejido no canceroso o un tumor canceroso), si está llena de fluido (como un quiste benigno) o si es a la vez quística y sólida. El ultrasonido también puede ayudar a mostrar características adicionales del área anormal.
- El ultrasonido Doppler se utiliza para evaluar el suministro de sangre en las lesiones del seno.

- Exploración complementaria de cáncer de seno: La mamografía es la única herramienta de exploración para el cáncer de seno conocida que reduce las muertes por cáncer de seno gracias a la detección temprana. Aun así, las mamografías no detectan todos los tipos de cáncer de seno. Algunas lesiones y anomalías en el seno no son visibles o son difíciles de interpretar en las mamografías. En los senos densos, es decir los que tienen muchos ductos, glándulas, tejido fibroso y menos grasa, la observación de muchos tipos de cáncer mediante mamografía puede ser difícil. Muchos estudios han demostrado que el ultrasonido y las imágenes por resonancia magnética (RMI) pueden ayudar a complementar la mamografía al detectar cánceres de seno que pueden no ser visibles mediante una mamografía. La RMI es más sensible que el ultrasonido en la detección del cáncer de seno, pero puede que no siempre esté al alcance de todas las mujeres. Si se realiza una exploración por RMI, entonces la exploración por ultrasonido no es necesaria, a pesar de que el ultrasonido puede ser utilizado para hacer una biopsia y para caracterizar las anomalías observadas en la RMI. Cuando se utiliza el ultrasonido para la exploración, se visualizan muchas más anomalías que podrían requerir una biopsia, de las que se visualizan con mamografía o con RMN. Estas anomalías usualmente no son cáncer (falsos positivos), y esto limita su utilidad.

El ultrasonido puede ser recomendado como una herramienta de exploración para mujeres que:

- presentan un alto riesgo de cáncer de seno y no pueden someterse a un examen por RMN
- están embarazadas o no deberían ser expuestas a rayos X (necesarios para una mamografía)
- Biopsia de Seno Guiada por Ultrasonido: Cuando un examen por ultrasonido revela una anomalía sospechosa en el seno, un médico puede optar por realizar una biopsia guiada por ultrasonido. Dado que un ultrasonido ofrece imágenes en tiempo real, a menudo se usa para guiar los procedimientos de la biopsia. Por lo general se tendrá que realizar un examen por ultrasonido antes de la biopsia, para poder planear el procedimiento, y para determinar si se puede utilizar este tipo de biopsia.

### **(c) De qué manera funciona**

Las imágenes por ultrasonido están basadas en el mismo principio que se relaciona con el sonar utilizado por los murciélagos, barcos y pescadores. Cuando una onda acústica choca contra un objeto, rebota, y hace eco. Al medir estas ondas causadas por el eco es posible determinar la distancia a la que se encuentra el objeto así como su forma, tamaño, y consistencia (si se trata de un objeto sólido o que contiene fluido).

En medicina, el ultrasonido se utiliza para detectar cambios en el aspecto y función de los órganos, tejidos, y vasos, o para detectar masas anormales como los tumores.

En un examen por ultrasonido, un transductor envía las ondas acústicas y recibe las ondas causadas por el eco. Al presionar el transductor contra la piel, dirige al cuerpo pequeños pulsos de ondas acústicas de alta frecuencia inaudibles. A medida que las ondas acústicas rebotan en los órganos internos, fluidos y tejidos, el micrófono sensible del transductor registra cambios mínimos que se producen en el tono y dirección del sonido. Una computadora mide y muestra estas ondas de trazo en forma instantánea, lo que a su vez crea una imagen en tiempo real en el monitor. Uno o más cuadros de las imágenes en movimiento típicamente se capturan como imágenes estáticas. Pequeñas secuencias de las imágenes en "tiempo real" también pueden ser grabadas.

El ultrasonido Doppler, una aplicación especial del ultrasonido, mide la dirección y velocidad de las células sanguíneas a medida que se mueven por los vasos. El movimiento de las células sanguíneas causa un cambio en el tono de las ondas acústicas reflejadas (denominado efecto Doppler). Una computadora recopila y procesa los sonidos y crea gráficos o imágenes a colores que representan el flujo sanguíneo a través de los vasos sanguíneos.

#### **(d) Cómo se realiza**

La paciente, deberá permanecer acostada boca arriba sobre la mesa de examen, y se la podría pedir que levante su brazo por encima de la cabeza.

Después de que el paciente se ubique en la mesa de examen, el radiólogo o ecografista aplicará un gel tibio en la zona del cuerpo que se está estudiando. El gel ayudará a que el transductor haga contacto en forma segura con el cuerpo y elimine bolsas de aire entre el transductor y la piel que pueden obstruir el paso de las ondas sonoras hacia su cuerpo. El transductor se coloca sobre el cuerpo y se mueve hacia adelante y hacia atrás por la zona de interés hasta capturar las imágenes deseadas.





**Figura 2.7:** *Realización de la ecografía del seno*

Generalmente no se producen molestias debidas a la presión aplicada a medida que el transductor se presiona contra la zona que está siendo examinada. Sin embargo, si la exploración se realiza sobre una zona sensible, se puede experimentar una sensación de presión o un dolor leve causado por el transductor.

La ecografía Doppler se lleva a cabo utilizando el mismo transductor.

Una vez que se finaliza el proceso de toma de imágenes, se limpiará de su piel el gel claro de ultrasonido.

### **(e) ¿Cuáles son los beneficios, los riesgos y las limitaciones?**

#### **✓ Beneficios:**

- La exploración por ultrasonido no es invasiva (sin agujas o inyecciones).
- Ocasionalmente, un examen por ultrasonido puede resultar incómodo en forma temporaria, pero casi nunca es doloroso. El ultrasonido es un método que se encuentra ampliamente disponible, es fácil de utilizar y es menos costoso que otros métodos por imágenes.
- Las imágenes por ultrasonido son extremadamente seguras y no utilizan radiación ionizante.

- La exploración por ultrasonido proporciona una imagen clara de los tejidos blandos que no se visualizan bien en las imágenes de rayos X.
- El ultrasonido proporciona una imagen en tiempo real, por lo que es una buena herramienta para guiar procedimientos de invasión mínima tales como las biopsias por aspiración y las aspiraciones con aguja.
- Las imágenes por ultrasonido pueden ayudar a detectar lesiones en mujeres que tienen senos densos.
- El ultrasonido puede ayudar a detectar y clasificar una lesión en un seno que no se puede interpretar de manera adecuada mediante una mamografía por sí sola.
- Mediante el ultrasonido, los médicos pueden determinar que muchas áreas que presentan dudas clínicas se tratan de tejidos normales (como lobulillos de grasa) o de quistes benignos. Para la mayoría de las mujeres que tienen 30 años o más, se usará una mamografía junto con un ultrasonido. Para las mujeres con menos de 30 años, el ultrasonido por sí solo a menudo es suficiente para determinar si un área necesita una biopsia o no.

✓ Riesgos

- No se conocen efectos nocivos en humanos con respecto a los ultrasonidos de diagnóstico estándares.
- La interpretación de un examen de seno por ultrasonido puede conducir a procedimientos adicionales como un ultrasonido de seguimiento o una aspiración o biopsia. Muchas de las áreas que se consideran dudosas resultan ser no cancerosas solamente con el ultrasonido.

✓ Limitaciones

- El ultrasonido es una de las herramientas utilizadas en el diagnóstico por imágenes de seno, pero no reemplaza la mamografía anual y el examen clínico minucioso de los senos.
- Muchos cánceres no se pueden visualizar con ultrasonido.
- Una biopsia puede ser recomendada para determinar si una anomalía sospechosa es cáncer o no.
- La mayoría de los descubrimientos obtenidos con ultrasonido que requieren de una biopsia **no** son cánceres.

- Muchas calcificaciones observadas en las mamografías no se pueden observar en un ultrasonido. Algunos cánceres de seno en etapa inicial sólo aparecen como calcificaciones en una mamografía. Las anomalías debidas al cáncer que se encuentran con la RMI no siempre pueden ser identificadas con ultrasonido.
- Muchas instituciones no ofrecen la exploración por ultrasonido y el procedimiento puede no estar cubierto por algunos planes de seguro médico.
- Es importante elegir una institución que tenga experiencia en la realización del ultrasonido de senos, preferentemente aquella en donde los radiólogos se especialicen en el diagnóstico por imágenes de senos. El ultrasonido depende del reconocimiento de la anomalía al momento de realizar la exploración, ya que se trata de un examen en "tiempo real". Esto requiere experiencia y equipos adecuados.

### **2.3.4 Exploración de tomografía por emisión de positrones- tomografía computada (PET/TC)**

#### **(a) ¿En qué consiste?**

La tomografía por emisión de positrones, también llamada diagnóstico por imágenes PET o exploración PET, constituye un tipo de diagnóstico por imágenes de medicina nuclear.

La medicina nuclear constituye una subespecialidad del campo de las imágenes médicas que utiliza cantidades muy pequeñas de material radioactivo para diagnosticar y determinar la gravedad, o para tratar, una variedad de enfermedades, incluyendo varios tipos de cánceres, enfermedades cardíacas, gastrointestinales, endocrinas, desórdenes neurológicos, y otras anomalías dentro del cuerpo. Debido a que los procedimientos de medicina nuclear pueden detectar actividades moleculares dentro del cuerpo, ofrecen la posibilidad de identificar enfermedades en sus etapas tempranas, como así también las respuestas inmediatas de los pacientes a las intervenciones terapéuticas.

Los procedimientos por imágenes de medicina nuclear, son no invasivos y, con la excepción de las inyecciones intravenosas, generalmente constituyen exámenes médicos indoloros que ayudan a los médicos a diagnosticar y evaluar problemas de salud. Estas exploraciones por imágenes utilizan materiales radioactivos denominados radiofármacos oradiosondas.

Según el tipo de examen de medicina nuclear, la radiosonda se puede inyectar dentro del cuerpo, ingerir por vía oral o inhalar como gas, y finalmente se acumula en el órgano o área del cuerpo a examinar. Emisiones radioactivas de la radiosonda son detectadas por una cámara especial o aparato para tomar imágenes que produce fotografías y proporciona información molecular detallada.

En varios centros, las imágenes de medicina nuclear se pueden superponer con tomografía computada (TC) o resonancia magnética nuclear (RMN) para producir diversas vistas, una práctica conocida como fusión de imágenes o co-registro. Estas vistas permiten que la información correspondiente a dos exámenes diferentes se correlacione y se interprete en una sola imagen, proporcionando información más precisa y diagnósticos más exactos. Además, los fabricantes ahora fabrican unidades de emisión única de fotones de tomografía computarizada/tomografía computarizada (SPECT/TC) y tomografía/tomografía computarizada por emisión de positrones (PET/TC) con capacidad de realizar ambos exámenes por imágenes al mismo tiempo. Una tecnología de toma de imágenes emergente, pero que aún no está disponible actualmente, es el PET/MRI.

Un examen por PET mide las funciones corporales de relevancia, tales como el flujo sanguíneo, el uso de oxígeno, y el metabolismo del azúcar (glucosa), para ayudar a los médicos a evaluar la correcta función de los órganos y tejidos.

Las imágenes por TC utilizan equipos especiales de rayos X y en algunos casos un material de contraste para producir múltiples imágenes o fotografías del interior del organismo. Luego, estas imágenes pueden ser interpretadas por un radiólogo en un monitor de computadora. Las imágenes por TC proporcionan excelente información anatómica.

En la actualidad, casi todas las exploraciones por TC se realizan en instrumentos que combinan exploraciones PET y TC. Las exploraciones combinadas por PET/TC proporcionan imágenes que señalan la ubicación anatómica de la actividad metabólica anormal dentro del cuerpo. Las exploraciones combinadas han demostrado que proporcionan diagnósticos más precisos que las dos exploraciones realizadas por separado.

## **(b) Usos comunes.**

Los estudios por PET y PET/TC se llevan a cabo con el fin de:

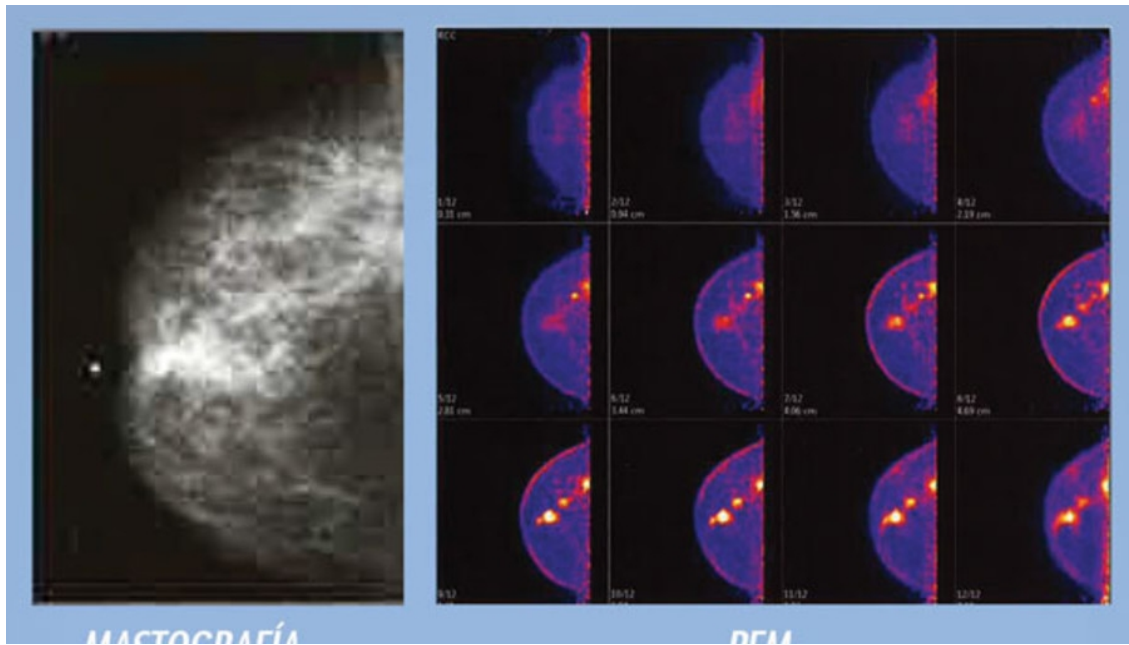
- detectar cáncer
- determinar si un cáncer se ha diseminado en el cuerpo
- evaluar la eficacia de un plan de tratamiento, tal como la terapia de cáncer

- determinar el retorno de un cáncer tras el tratamiento
- determinar el flujo sanguíneo hacia el músculo cardíaco
- determinar los efectos de un ataque cardíaco, o infarto del miocardio, en áreas del corazón
- identificar áreas del músculo cardíaco que se beneficiarían mediante un procedimiento tal como angioplastia o cirugía de bypass coronario (en combinación con un estudio de perfusión miocárdica)
- evaluar anomalías cerebrales, tales como tumores, desórdenes de la memoria convulsiones y otros desórdenes del sistema central nervioso
- esquematizar el cerebro humano normal y la función cardíaca

### **(c) De qué manera funciona**

Mediante exámenes habituales de rayos X, se crea una imagen pasando los rayos X a través del cuerpo del paciente. Por otra parte, los procedimientos de medicina nuclear utilizan un material radioactivo, denominado radiofármaco o radiosonda, que se inyecta en el torrente sanguíneo, se ingiere por vía oral o se inhala como gas. Este material radioactivo se acumula en el órgano o área del cuerpo a examinar, donde emite una pequeña cantidad de energía en forma de rayos gamma. Cámaras especiales detectan esta energía y, con la ayuda de una computadora, elaboran imágenes que presenten detalles tanto de la estructura como de la función de los órganos y tejidos de su cuerpo.

A diferencia de otras técnicas de diagnóstico por imágenes, los exámenes por imágenes de medicina nuclear se focalizan en la descripción de procesos fisiológicos dentro del cuerpo, tales como la tasa de metabolismo o los niveles de varias otras actividades químicas, en vez de mostrar la anatomía y la estructura. Las áreas de mayor intensidad, denominadas "puntos calientes", indican las zonas de acumulación de grandes cantidades de radiosonda y donde hay altos niveles de actividad química. Las áreas con menor intensidad, o "puntos fríos", indican una menor concentración de radiosonda y menor actividad química.



**Figura 2.8:** Radiografía de PET/CT

#### **(d) Cómo se realiza**

El diagnóstico por imágenes de medicina nuclear por lo general se lleva a cabo en forma ambulatoria, pero en algunas ocasiones se realiza también en pacientes hospitalizados.

Se lo ubicará en una mesa de examen. De ser necesario, una enfermera o un tecnólogo le insertará un catéter intravenoso (IV) en una vena de la mano o del brazo.

Según el tipo de examen de medicina nuclear al que se somete, la dosis de radiosonda luego se inyecta en forma intravenosa, se ingiere por vía oral o se inhala como gas.

Por lo general, se necesitarán aproximadamente 60 minutos para que la radiosonda se desplace a través del cuerpo y sea absorbida por el órgano o tejido a estudiar. Se le solicitará un tranquilo descanso, y evitar el habla y los movimientos.

Probablemente se le solicite beber algún material de contraste que se ubicará en los intestinos y ayudará al radiólogo a interpretar el estudio.

Luego se lo transferirá a un escáner de PET/CT y se dará pasó al diagnóstico por imágenes. Necesitará permanecer quieto durante el diagnóstico por imágenes. Primero se realizará el examen por TC, seguido del estudio por PET. En algunas ocasiones, un segundo estudio por TC con material de contraste intravenoso seguirá al estudio por PET. La exploración por TC real dura menos de dos minutos. La exploración por PET dura entre 20 y 30 minutos.

El tiempo total del estudio es de aproximadamente 30 minutos.

## (e) ¿Cuáles son los beneficios, los riesgos y las limitaciones?

### ✓ Beneficios:

- Los exámenes de medicina nuclear proporcionan información única, que incluye detalles sobre ambas, la función y la estructura anatómica del cuerpo que generalmente son imposibles de lograr mediante otros procedimientos de diagnóstico por imágenes.
- Para muchas enfermedades, las exploraciones de medicina nuclear proporcionan la información más útil necesaria para llevar a cabo un diagnóstico o para determinar un tratamiento adecuado, en caso de necesitarse alguno.
- La medicina nuclear es menos costosa y puede rendir información más precisa que la cirugía exploratoria.
- Al identificar cambios en el cuerpo a nivel celular, el diagnóstico por imágenes por PET podría detectar la aparición temprana de una enfermedad antes de hacerse evidente mediante otros estudios por imágenes tales como TC o RMN.

Los beneficios de un estudio combinado por PET/TC incluyen:

- más detalles con un mayor nivel de precisión; debido a que ambos estudios se realizan de una vez sin que el paciente deba cambiar de posición, hay menos margen de error.
- más conveniencia para el paciente que se somete a dos exámenes (TC y PET) de una sola vez, en lugar de en dos momentos diferentes.

### ✓ Riesgos

- Debido a las pequeñas dosis de radiación administradas, los procedimientos de diagnóstico de medicina nuclear tienen como resultado una relativamente baja exposición del paciente a la radiación, pero aceptable para los exámenes diagnósticos. Por ende, el riesgo de radiación es muy bajo en comparación con los posibles beneficios.
- Los procedimientos diagnósticos por medicina nuclear se han utilizado por más de cinco décadas, y no se conocen efectos adversos a largo plazo provocados por dicha exposición a baja dosis.
- En el caso de los procedimientos terapéuticos de medicina nuclear, los riesgos del tratamiento siempre son evaluados contra los posibles beneficios. Se le

informará sobre todos los riesgos significativos antes del tratamiento y tendrá la oportunidad de hacer preguntas.

- Pueden presentarse reacciones alérgicas a los radiofármacos pero con muy poca frecuencia y normalmente son suaves
- La inyección de la sonda podría provocar un leve dolor y enrojecimiento que han de resolverse con rapidez.
- Las mujeres siempre deben comunicar a su médico o radio tecnólogo si existe alguna posibilidad de que se encuentren embarazadas o lactando.

✓ Limitaciones

- Los procedimientos de medicina nuclear pueden llevar mucho tiempo. Las sondas pueden tardar desde varias horas hasta días en acumularse en la parte del cuerpo de interés, y el diagnóstico por imágenes puede llevar hasta varias horas, aunque en algunos casos se encuentran disponibles nuevos equipos que pueden reducir considerablemente el tiempo del procedimiento.
- La resolución de las estructuras corporales con medicina nuclear podría resultar menor que con otras técnicas de diagnóstico por imágenes, tales como TC o resonancia magnética nuclear (RMN). Sin embargo, las exploraciones por medicina nuclear son más sensibles que otras técnicas para una variedad de indicaciones y la información funcional obtenida mediante los exámenes de medicina nuclear a menudo no se puede obtener mediante otras técnicas de diagnóstico por imágenes.
- Los resultados de estudios pertenecientes a pacientes diabéticos o pacientes que ingirieron alimentos algunas horas antes del estudio se pueden ver afectados debido a niveles alterados de azúcar en sangre o de insulina en sangre.
- Debido a la rápida descomposición de la sustancia radioactiva y a su efectividad sólo por breves períodos de tiempo, es importante que el paciente se presente a horario para el turno y para recibir el material radioactivo en el tiempo programado. Por lo tanto, la llegada tarde a un turno podría requerir la reprogramación del procedimiento para otro día.



### **2.3.5 Otras pruebas de detección para el cáncer de seno**

Otras pruebas pueden ser útiles para algunas mujeres, aunque no se usan con frecuencia y todavía no se ha encontrado que sean útiles en el diagnóstico de cáncer de seno en la mayoría de las mujeres. Esas pruebas incluyen mamocintigrafía, termografía, ductograma, examen de la secreción del pezón, aspiración del pezón, y lavado ductal.

## *Capítulo 3*

### *Diseño de la aplicación.*

En este capítulo se describen los distintos pasos que se han seguido para desarrollar el sistema de imágenes línea base para la inspección visual de las mamas. Dicha aplicación debe ser un método ligero y robusto, que sea capaz de recrear una imagen precisa de la ubicación del tumor dentro de la mama, así como que garantice el mínimo riesgo para la salud del paciente.

Para la implementación de nuestra aplicación no vamos a emplear ninguna de las técnicas de imagen descritas en el capítulo 2, sino que se utilizará un sistema basado en la tecnología Ultra-Wideband, ya que ésta nos permite realizar la tarea de detección del tumor de una manera sencilla y proporcionando buenos resultados.

La herramienta en la que nos vamos a apoyar para el desarrollo de este proyecto es el software Matlab®; ya que sus características propias, le convierten en una de las mejores alternativas para el tratamiento de imágenes. El algoritmo diseñado, se utilizará como interfaz gráfica, programado en Matlab®

Las secciones que incluye este apartado son las siguientes: 3.1 se plantea el problema y en el 3.2 se lleva a cabo la descripción de la aplicación.

## ***3.1 Planteamiento del problema***

### ***3.1.1 Propiedades dieléctricas del seno***

La formación de imágenes por microondas se basa en la recuperación de las diferencias entre las propiedades dieléctricas, de permitividad y conductividad del tejido canceroso y el tejido normal. Estas propiedades influyen en la atenuación de la señal UWB microondas transmitida que, en conjunción con las reflexiones causadas en el tejido mamario, permite la detección de cambios sutiles dentro de los tejidos de mama heterogéneos a frecuencias de microondas.

En este apartado se estudiarán las propiedades eléctricas del tejido mamario, así como de tumores malignos con el fin de poder reconstruir después la señal recibida, ya que el coeficiente de reflexión es lo que nos hace recibir más potencia o menos.

El tejido mamario, desde el punto de vista eléctrico, se caracteriza por la constante dieléctrica compleja:

$$\varepsilon = \varepsilon' - j \varepsilon''$$

En donde, la permitividad relativa del material  $\varepsilon'$ , mide la capacidad de almacenar la energía de un campo externo.  $\varepsilon''$  es el factor de pérdida dieléctrica, el cual representa el nivel de energía que se convierte en calor y el que se disipa.

$\varepsilon''$  también se puede expresar en términos de la conductividad total del material, como se muestra en la siguiente ecuación:

$$\varepsilon'' = \frac{\sigma}{\varepsilon_0 \omega}$$

en donde,  $\sigma$  es la conductividad de materiales,  $\varepsilon_0$  es la permitividad del espacio libre y  $\omega$  es la frecuencia angular ( $2\pi f$ ).

La permitividad de materiales biológicos cambia con la frecuencia. La ecuación de Debye se utiliza a menudo para describir esos cambios. Esencialmente es una descripción de un sistema de primer orden al que hay que sumarle una conductividad motivada por el movimiento de iones.

$$\epsilon = \epsilon_{\infty} + \frac{\epsilon_s + \epsilon_{\infty}}{1 + j\omega\tau} - j \frac{\sigma}{\omega\epsilon_0}$$

En donde  $\tau$  es el tiempo de relajación,  $\epsilon_s$  es la permitividad estática,

$\epsilon_{\infty}$  es la permitividad sobre la frecuencia de relajación y  $\sigma$  es la conductividad estática.

Por lo general, los tejidos exhiben tres tipos de relajaciones relacionadas con la subyacente estructura física del tejido.

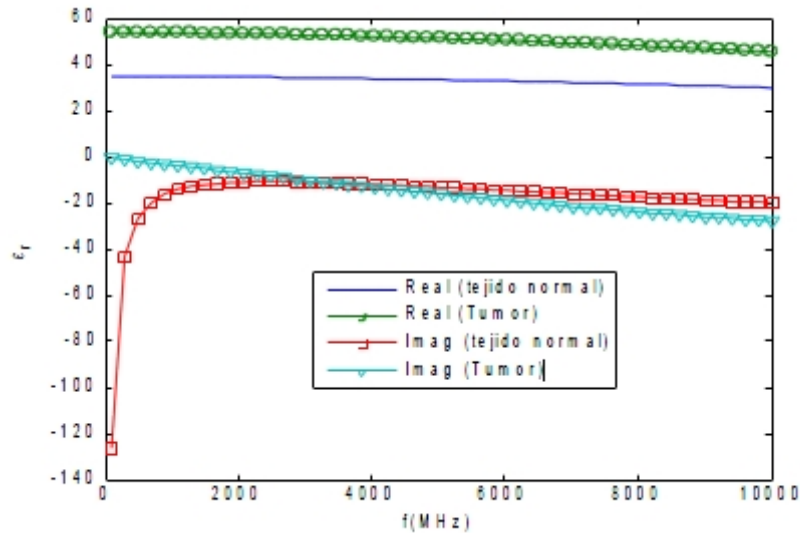
Respecto a la primera relajación  $\alpha$ , sucede a bajas frecuencias, del orden de kHz, y es debida a la difusión iónica en la capa de las partículas cargadas que están alrededor de la célula. Esto provoca una polarización del dipolo inducido, lo que finalmente genera un gran decremento de la permitividad.

La relajación  $\beta$  aparece en RF, y es provocada por la constante carga de interfaces en medio de la membrana de la célula, el interior de la célula propiamente dicho y la suspensión extracelular. Esta relajación provoca un gran decremento en permitividad y un incremento en conductividad a través de la membrana de la célula.

La relajación  $\gamma$  depende del contenido del agua en los tejidos, el cual hará aumentar o no la permitividad. Esta relajación sucede cerca de los 20 a 25 GHz.

Para la imagen del pecho, la frecuencia debe de ser suficientemente alta para obtener una resolución razonable, y suficientemente baja para poder penetrar en el tejido. Como consecuencia, el rango de frecuencias, debe estar situado entre las relajaciones  $\beta$  y  $\gamma$ .

En la figura 3.1 se puede observar como queda representada la gráfica de la permitividad respecto a la frecuencia, mostrando tanto la parte real, como imaginaria de la permitividad, siguiendo la ecuación de Debye, para un tejido normal y con tumor.



**Figura 3.1:** Variación en permitividad relativa respecto a la frecuencia para un tejido con y sin tumor.

Así pues, mirando la figura 3.1 se puede concluir varias cosas. Primero, respecto a la parte real, se puede ver que se mantiene bastante constante, descendiendo ligeramente su permitividad relativa a medida que aumenta la frecuencia. En cuanto a la parte imaginaria, a partir del primer pico antes de los 1000MHz, se mantiene bastante constante a lo largo del aumento frecuencial, aunque descendiendo su permitividad relativa poco a poco. Finalmente, comparando las dos partes, la real y la imaginaria, se evidencia que la real tiene una permitividad más elevada que la imaginaria.

Es conocido que la morfología de los tejidos cancerosos es diferente a la de los tejidos sanos. Este hecho da pie a pensar que la espectroscopia de impedancia eléctrica puede ser una herramienta útil en la caracterización de estos tejidos, ya que estas diferencias pueden inducir cambios en sus propiedades eléctricas.

Los tumores normalmente tienen una más alta permitividad y conductividad que los tejidos normales. Se considera que el alto contenido de agua en tumores, debido a la vascularización que motivan los continuos cambios en las células, es el responsable de los incrementos en conductividad y permitividad.

Como hemos comentado en el capítulo 2, el tejido mamario está compuesto principalmente de grasa, tejidos glandulares y conectores con otros tejidos. Las células de grasa están llenas de lípido, y por eso tienen un contenido inferior de agua que otros tejidos. En frecuencias microondas, el contenido inferior de agua, provoca una permitividad y conductividad inferior, así como un aumento de cantidades en permitividad y conductividad en función del aumento del agua. Esto también sugiere la existencia de un contraste grande entre el tejido maligno de un alto contenido de agua, y el bajo contenido de agua del tejido normal del pecho. Los tumores benignos son principalmente tejido fibroso y conductos, por lo tanto, es probable que tengan diferentes propiedades en cuanto al contenido de agua.

### ***3.1.2 Estudios realizados en los distintos márgenes frecuenciales para la detección de tumores.***

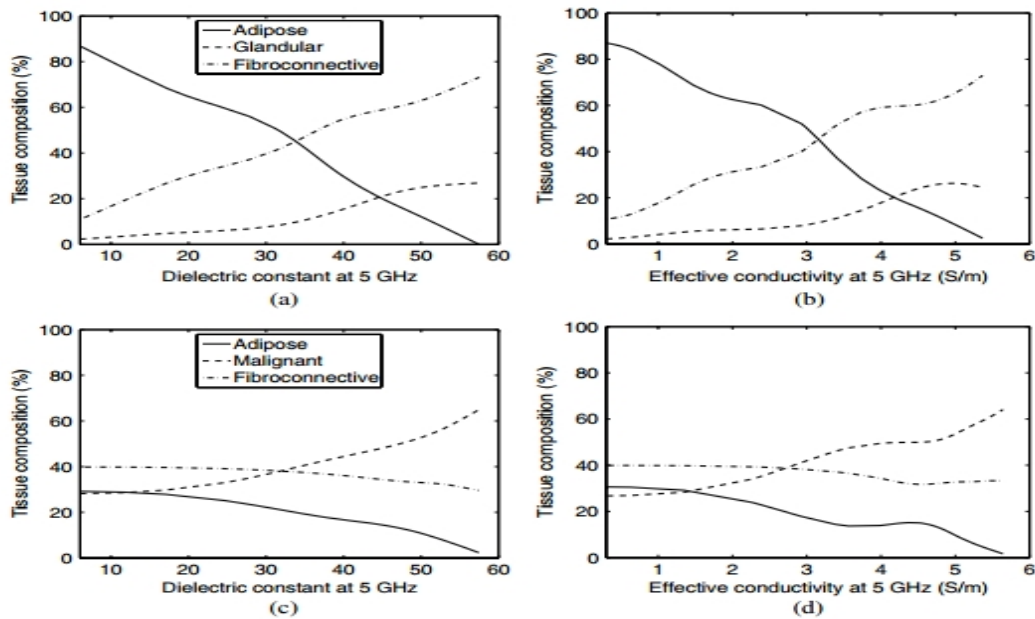
En la bibliografía se pueden encontrar trabajos que hacen referencia al estudio, mediante medidas tanto “in-vitro” como “in-vivo”, de la detección de tumores, a través del uso de éstas técnicas basadas en la formación de imágenes por microondas.

No se han podido extraer conclusiones seguras de las medidas realizadas “in-vitro” en los márgenes frecuenciales de microondas, ya que muchas veces las conclusiones presentadas son contradictorias entre diferentes referencias.

Mientras en (Surowiec et al., 1988) o en (Chaudhary et al., 1984) se llega a la conclusión de que en el tejido canceroso tiene mayores  $\epsilon$  y  $\sigma$  que el tejido normal, posibilitando de este modo su diferenciación, en (Peloso et al., 1984) o en (Campbell y Land, 1992) no se encuentran cambios significativos en las propiedades eléctricas entre los dos tipos de tejidos.

En el año 2007, Lazebnik llevó a cabo un importante estudio experimental para determinar las propiedades dieléctricas de la señal UWB microondas, en el conjunto de tejidos normales, malignos y benignos de la mama, medidos en valores comprendidos entre 0,5 a 20 GHz. Lazebnik concluyó que las propiedades dieléctricas de los tejidos normales abarcan una gama muy grande, Por el contrario, se encontró que las propiedades dieléctricas de los tejidos malignos son altas y abarcan una gama relativamente pequeña. Esto se debe a que el tejido adiposo con bajo contenido de agua tiene propiedades dieléctricas bajas, mientras que el tejido maligno con alto contenido de agua tiene altas propiedades dieléctricas. Por último, se descubrió que las propiedades dieléctricas de los tejidos benignos son similares a las propiedades de los tejidos de mama normales de menor contenido adiposo.

Estos resultados se correlacionan con los hallazgos de Chaudhary.



**Figura 3.2:** Composición del tejido en función de la constante dieléctrica y la conductividad a 5 GHz para el tejido normal (a, b) y tejido canceroso (c, d).

En el año 2000, el profesor Paul Meaney, realizó el primer ensayo clínico “in-vivo” para un sistema prototipo de MI. Se utilizó un sistema de MI tomográfica con un rango de frecuencia que variaban entre 300 MHz a 1000 MHz. con un sistema de 16 antenas monopulos. Cada antena iluminaba el seno individualmente con una señal de microonda de bajo poder, mientras las otras 15 antenas recibían la señal transmitida de una antena. Esto se repetía para las 16 antenas, proporcionando datos que serían usados para producir una imagen en 3D, incluyendo la localización del tejido cancerígeno y del no cancerígeno.

Paciente	Edad	Permitividad relativa media (%)	Conductividad media (Sm-1)
1	76	17.22 ± 11.21	0.5892 ± 0.3547
2	57	31.14 ± 4.35	0.6902 ± 0.3650
3	52	36.44 ± 6.24	0.6869 ± 0.3156
4	49	35.43 ± 3.93	0.5943 ± 0.3841
5	48	30.85 ± 7.22	0.6350 ± 0.3550

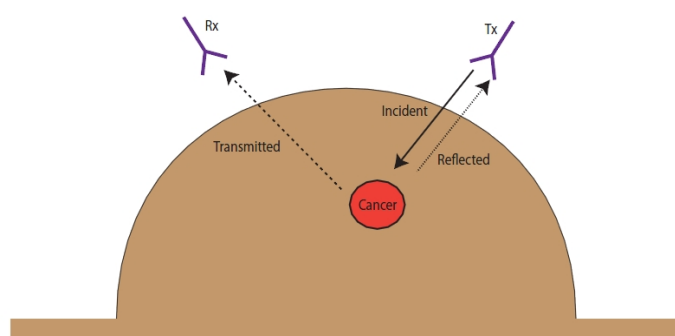
**Tabla 3.1:** Promedio de las propiedades dieléctricas del tejido mamario a 900MHz, Meaney

Con los resultados a 900 MHz que se muestran en la tabla, se pudo observar que el valor de la permitividad relativa media es significativamente mayor, que lo que se había publicado en estudios “in-vitro” anteriores.

## 3.2 Descripción del método de imagen UWB

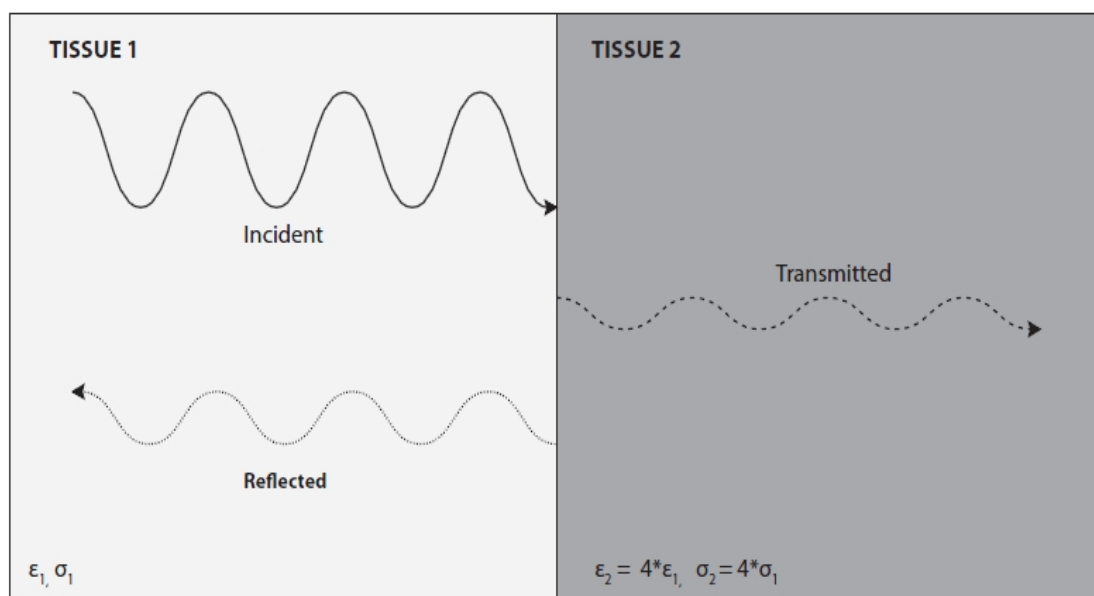
La formación de imágenes por microondas utiliza ondas electromagnéticas, a frecuencias que van desde 300 MHz a 30 GHz, con el fin de analizar la composición interna de cualquier objeto.

Para la formación de imágenes de mama, una señal de UWB es impulsada directamente sobre el tejido, desde una red de 24 antenas que rodea el pecho.



**Figura 3.3:** Iluminación de la mama con microondas. Las imágenes son creadas por el procesamiento de la energía reflejada desde el tumor y la energía transmitida a través de la de mama.

En cuanto a la evolución de la onda electro-magnética dentro de los diferentes tejidos dentro de la mama (adiposo, glandular y fibroso), será transmitida, reflejada o absorbida en función de las propiedades dieléctricas del tejido con que se ha puesto en contacto.



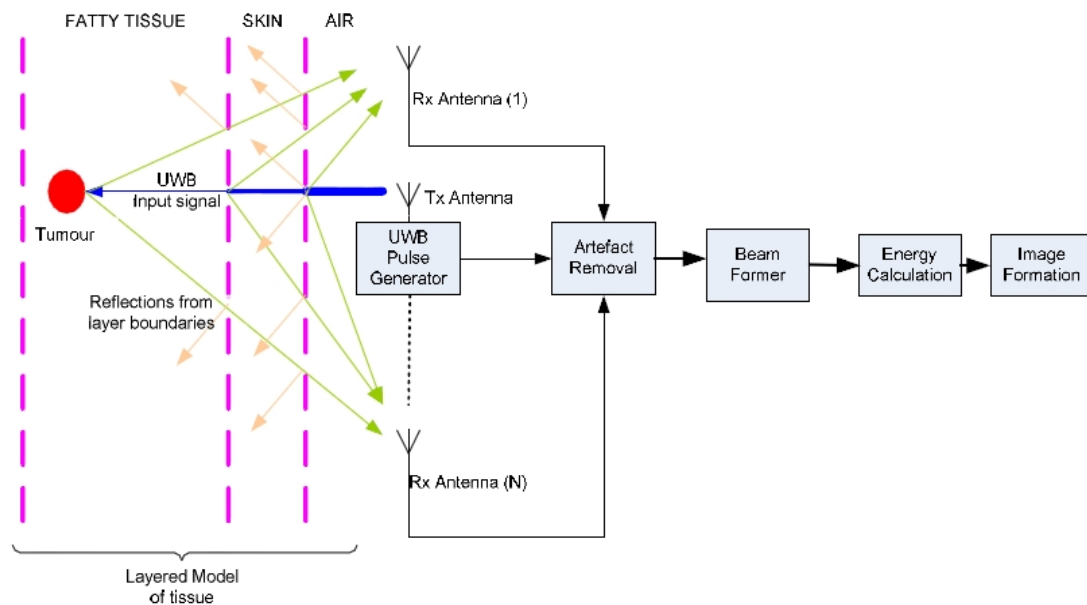
**Figura 3.4:** Propagación de microondas entre dos tejidos adyacentes, cuando la permitividad y la conductividad del tejido 2 es cuatro veces mayor que el tejido 1



Se desarrolla un sistema mono estático, en la que sólo una antena transmite, y las señales reflejadas se reciben por ésta misma antena.

Un algoritmo de filtrado espacial se aplica entonces a las señales grabadas, recibidas de cada antena. Esto permite que las señales de retro-dispersión puedan ser espacialmente centradas, con el fin de crear una imagen de la masa dentro de la mama que causó la señal de dispersión eléctrica. Estas masas, en su mayoría, serán tumores.

Un diagrama de bloques de este sistema se muestra a continuación:



**Figura 3.5:** Diagrama de bloques de un sistema UWB

### ***3.2.1 Método FDTD.***

El método FDTD se utiliza para el modelado de la propagación de ondas electromagnéticas en un medio biológico.

El método FDTD (Diferencias Finitas en el Dominio del Tiempo), es una herramienta de electromagnetismo computacional, que se utiliza con la finalidad de transformar las ecuaciones diferenciales de Maxwell, y transformarlas en ecuaciones de diferencia finita. Las Ecuaciones de Maxwell para campos eléctricos y magnéticos en el espacio libre son:

$$\frac{dE}{dt} = \frac{1}{\epsilon_0} \nabla \times H$$

$$\frac{dH}{dt} = \frac{1}{\mu_0} \nabla \times E$$

donde  $\epsilon_0$  es la permitividad del espacio libre,  $\mu_0$  es la permeabilidad del espacio libre, H es el vector campo magnético y E es el vector del campo eléctrico.

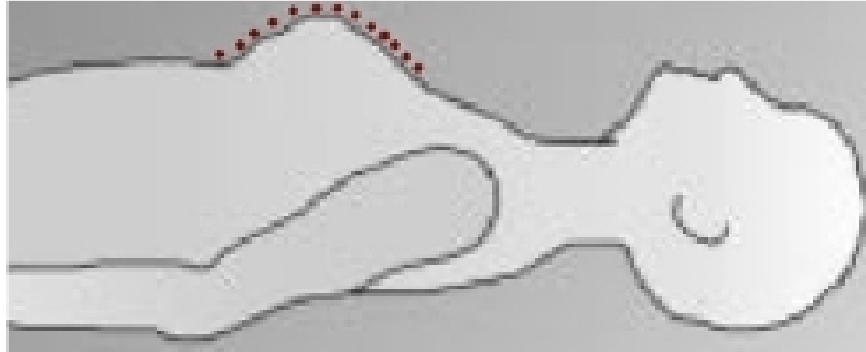
Para simular y probar los algoritmos de formación de imágenes UWB, el modelado FDTD es comúnmente utilizado para generar modelos de mama anatómicamente y dieléctricamente precisos.

### ***3.2.2. Configuración de las antenas.***

Diversas configuraciones de antenas, se han utilizado a lo largo de los diferentes estudios realizados, respecto al radar de imagen microondas UWB. Ésta configuración, está definida por la orientación del paciente y la posición de la red de antenas.

En este proyecto, se diseña un arreglo de antenas mono estáticas, que operan a la frecuencia de microondas. Se desarrolla un arreglo planar de antenas, que será utilizado posteriormente para la construcción de un prototipo que permita detectar tumores basados en las propiedades dieléctricas del tejido maligno, con respecto al tejido sano. En la configuración planar, el paciente está orientado en la posición supina con una red de antenas planas colocada a través de la forma natural aplanada de la mama.

La figura 3.6 muestra la configuración de antena planar, representando al paciente en posición supina.



**Figura 3.6:** *Configuración de antena planar*

## *Capítulo 4*

### *Experimentos y resultados*

El objetivo de este capítulo consiste en evaluar y determinar los límites en el rendimiento del uso del radar de baja potencia Ultra Wide Band (UWB) para la detección del cáncer de mama.

Las pruebas estarán orientadas a determinar si el algoritmo detecta el tumor dentro de la mama modificando ciertos parámetros del sistema.

Por último, se recogerán todos los experimentos realizados para presentarlos de manera global y evaluar el rendimiento del sistema. Los datos que se deriven de estas pruebas se emplearán para extraer diferentes conclusiones y para determinar si el sistema elegido es válido y su comportamiento satisfactorio.

## 4.1 Frecuencia de muestro

Con el fin de resolver el objetivo de crear un sistema de imágenes prototipo, que esté listo para el uso clínico y de laboratorio, el estudio de la conversión analógico a digital, deberá ser analizado. Esto nos proporcionará la información necesaria, para determinar el efecto que tiene la conversión analógica- digital, sobre el rendimiento global del sistema. En este capítulo, se mostrarán los hallazgos encontrados, así como también se discutirán los resultados de las investigaciones.

La tasa o frecuencia de muestreo  $f_s$ , es el número de muestras por unidad de tiempo que se toman de una señal continua para producir una señal discreta, durante el proceso necesario para convertirla de analógica en digital. Por lo tanto, podemos definir  $f_s = 1 / T$ .

Según el teorema de muestreo de Nyquist, para poder replicar con exactitud (es decir, siendo matemáticamente reversible en su totalidad) la forma de una onda es necesario que la frecuencia de muestreo sea superior al doble de la máxima frecuencia a muestrear. Muestreando a esta frecuencia, evitaremos perder información de la señal original, así como también evitaremos el solapamiento o aliasing. Definimos aliasing como el efecto que causa que señales continuas distintas se tornen indistinguibles cuando se muestrean digitalmente. Cuando esto sucede, la señal original no puede ser reconstruida de forma unívoca a partir de la señal digital. El teorema de Nyquist, establece, por lo tanto, que:

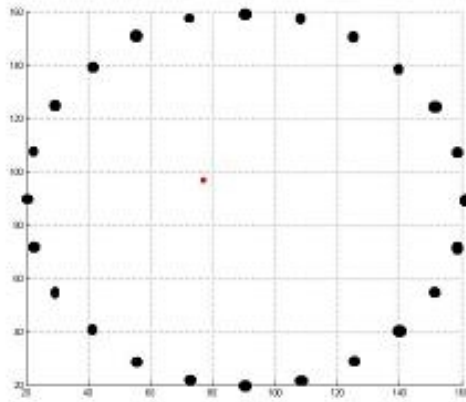
*La frecuencia de muestreo deberá ser de al menos, el doble de la frecuencia más alta contenida en la señal.*

O, en términos matemáticos,  $f_s \geq 2 f_{max}$ , donde  $f_s$  es la frecuencia de muestreo, y  $f_{max}$  es la frecuencia más alta contenida en la señal.

El sistema UWB que usamos tiene un ancho de banda de 4 GHz. Esto significa que, siguiendo el teorema de Nyquist, 8 GHz es la frecuencia de muestreo mínima requerida con el fin de asegurar que no haya pérdida de información de la señal.

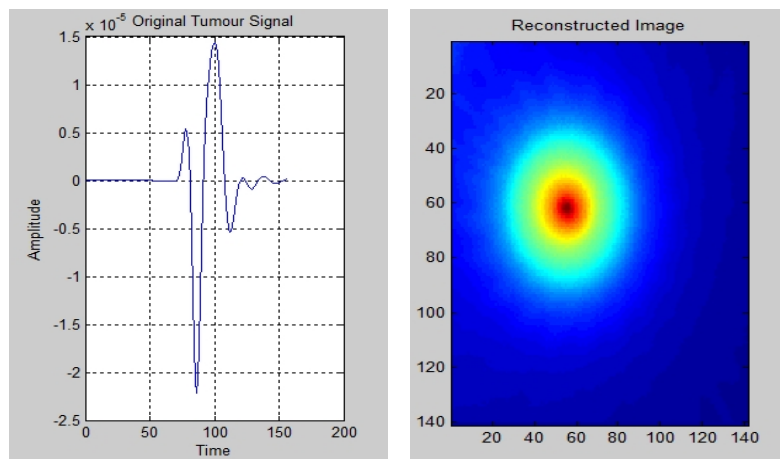
Es imprescindible, disponer de una imagen considerada original o de referencia y otra que es una modificación de la misma y que ha sido sometida a algún tipo de procesado, para definir las limitaciones en el sistema.

En la figura 4.1, se muestra la localización de las 24 antenas, así como la del tumor dentro de la mama.



**Figura 4.1:** Localización de las antenas y del tumor.

En la figura 4.2, se hace referencia al modelo de tumor ideal, el cual será punto de referencia para todos los experimentos que se realizaron a lo largo de todo este proyecto. La imagen referente al “tumor ideal” corresponde a una señal limpia, es decir, procesada bajo condiciones óptimas no reales.



**Figura 4.2:** Señal recibida del tumor, y su correspondiente conformación de haz

### 4.1.1 Filtro anti-Aliasing.

Siguiendo las condiciones para cumplir con el teorema de Nyquist, un filtro de paso bajo anti-aliasing (LPF) se pone en marcha antes de muestrear la señal y antes del CAD, con el objetivo de restringir su ancho de banda.

El LPF que se usa en este sistema, es un filtro Chebyshev de tipo 1. La magnitud en respuesta, de esta clase de filtros, se define como:

$$|H(j\omega)|^2 = \frac{1}{1 + \varepsilon^2 + T_n^2\left(\frac{\omega}{\omega_c}\right)}$$

donde  $n$  es el orden del filtro,  $\varepsilon$  es el factor de rizado y  $T_n(\omega)$  es el polinomio de Chebyshev de orden  $n$ , que se define como:

$$T_n(x) = 2T_{n-1}(x) - T_{n-2}(x) \dots \dots (n < 2), T_0(x) = 1, T_1(x) = x$$

\* Nota:  $T_n(0) = 1$  cuando  $n$  es par,  $T_n(0) = 0$  cuando  $n$  es impar

Los filtros Chebyshev de tipo I, presentan un rizado constante en la banda de paso y una caída monótona en la banda de rechazo.

El LPF requerido para nuestro sistema, fue diseñado usando la función “cheby1” de Matlab® definida de la siguiente manera:

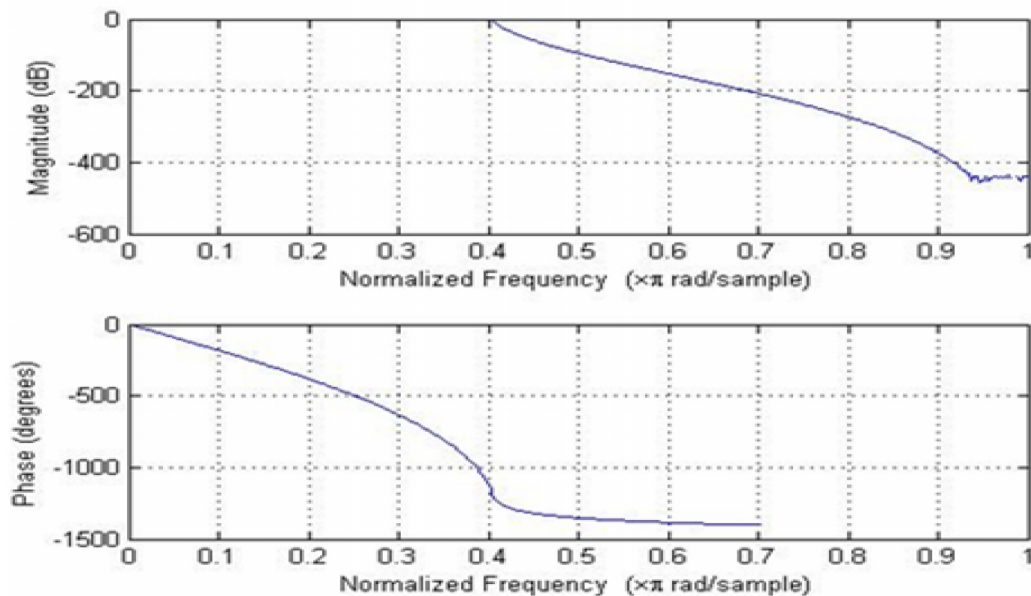
$$[b, a] = \text{cheby1}(n, R, \omega_p)$$

en donde  $n$  es el orden del filtro requerido,  $R$  es la magnitud en dB del rizo y  $\omega_p$  es la frecuencia de corte normalizada.  $\omega_p$  debe de estar situada entre  $0 < \omega_p < 1$ , donde 1 corresponde a la mitad de la frecuencia de muestreo.

El filtro diseñado para este sistema fue un LPF Chebyshev de orden 16, de 0.1 dB de rizado y  $\omega_p = 0.4$

```
%===== %  
% Anti-Aliasing Filter (Chebyshev)  
%===== %  
  
for Wp = 0.4 % Passband frequency  
[b,a] = cheby1(16,0.1,Wp); % 16th order filter, 0.1dB ripple  
colors = 'rgb' ;  
freqz (b, a); % frequency response (mag & phase)  
tf(b,a);  
hold all  
figure  
zplane(b,a)  
end;
```

Un filtro anti-aliasing ideal, deja pasar todas las frecuencias entrantes deseadas (por debajo de  $f_1$ ) y corta todas las frecuencias indeseadas (por encima de  $f_1$ ). Sin embargo, un filtro así no es físicamente posible. En la práctica, los filtros dejan pasar todas las frecuencias  $> f_1$ , y cortan las frecuencias  $< f_2$ . La región media entre  $f_1$  y  $f_2$  se conoce como banda de transición, que contiene una atenuación gradual de las frecuencias entrantes.



**Figura 4.3:** Respuesta en frecuencia normalizada del filtro paso bajo anti-aliasing



En la siguiente figura, podemos observar la respuesta en frecuencia de nuestro filtro paso bajo, bajo una frecuencia de muestreo de 30 GHz.

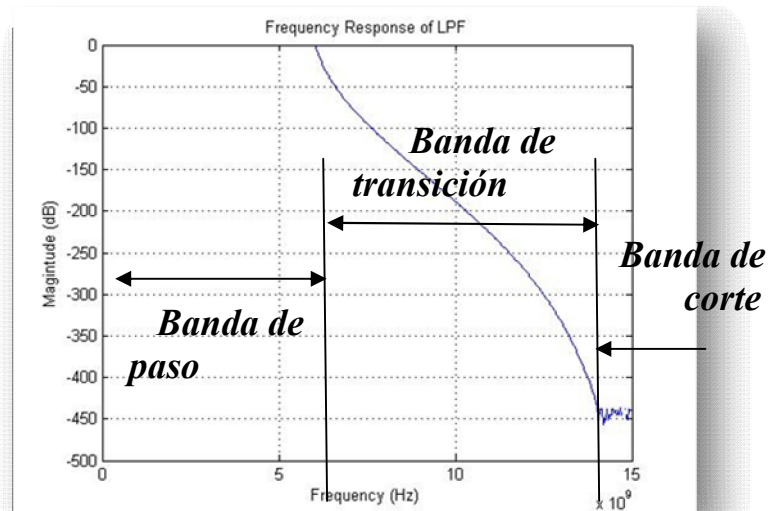


Figura 4.4: Respuesta en frecuencia del filtro paso bajo anti-aliasing

Los polos del filtro Chebyshev se distribuyen sobre una eclíptica; los ceros se encuentran en el eje imaginario. Cabe destacar, que los del tipo I, son filtros que únicamente tienen polos, como vemos en la figura a continuación:

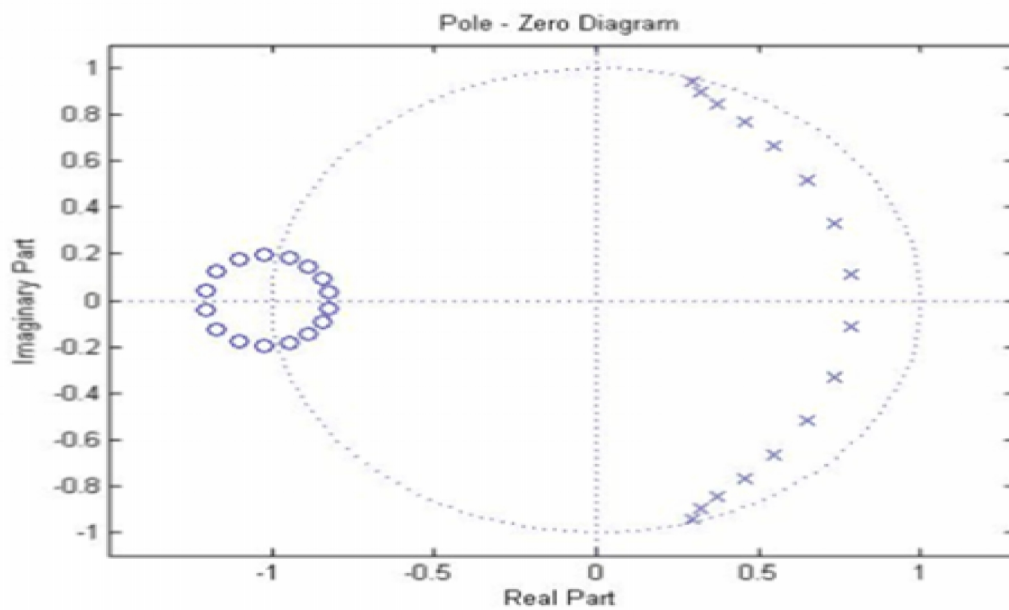
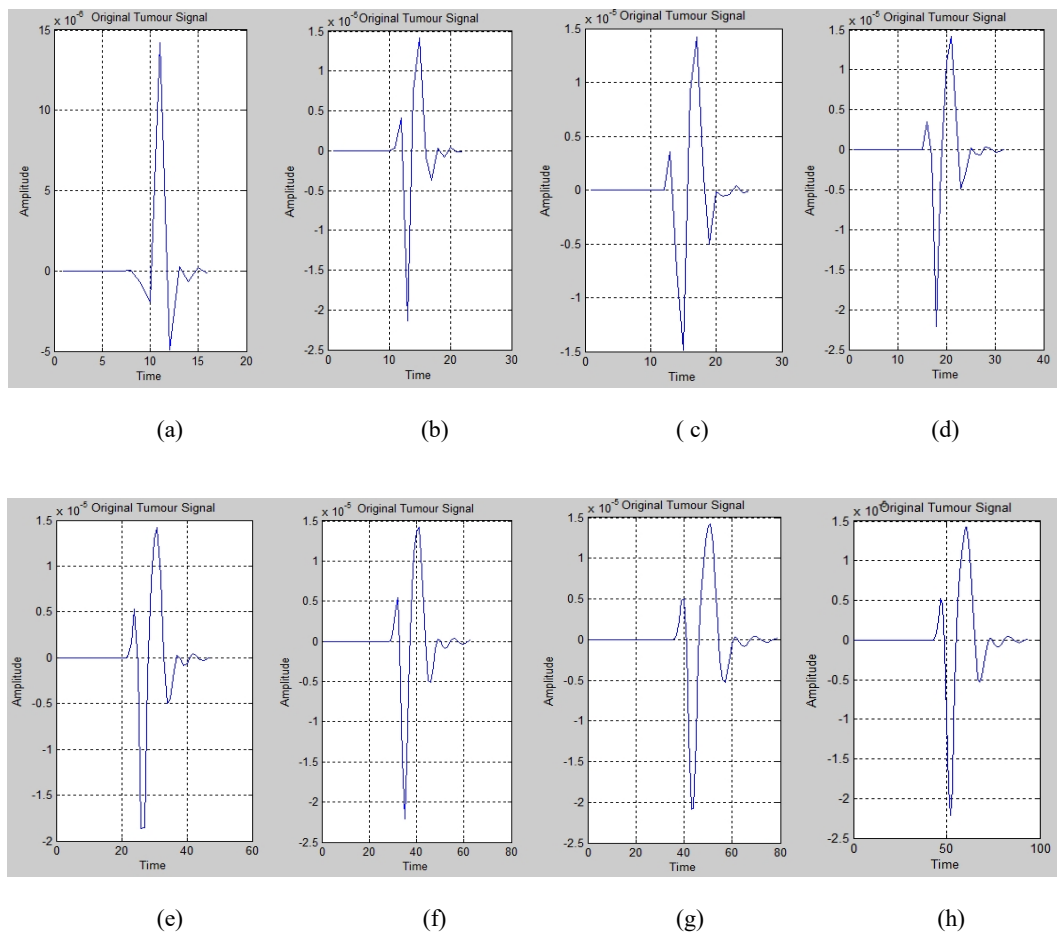


Figura 4.5: Diagrama de polos del filtro paso bajo anti-aliasing

## 4.1.2 Efecto de la frecuencia de muestreo en el rendimiento del sistema.

En esta sección, se va a determinar el efecto que produce la variación en los valores de la frecuencia de muestreo, en la calidad de la imagen reconstruida por el sistema.

Las frecuencias de muestreo utilizadas para poner a prueba este sistema oscilaron entre 5 GHz a 30 GHz. Los resultados para el modelo ideal son retratados en la siguiente figura:



**Figura 4.6:** Modelo Ideal muestreado a a) 5GHz, (b) 7GHz, (c) 8GHz, (d) 10GHz, (e) 15GHz (f) 20GHz, (g) 25GHz, (h) 30GHz

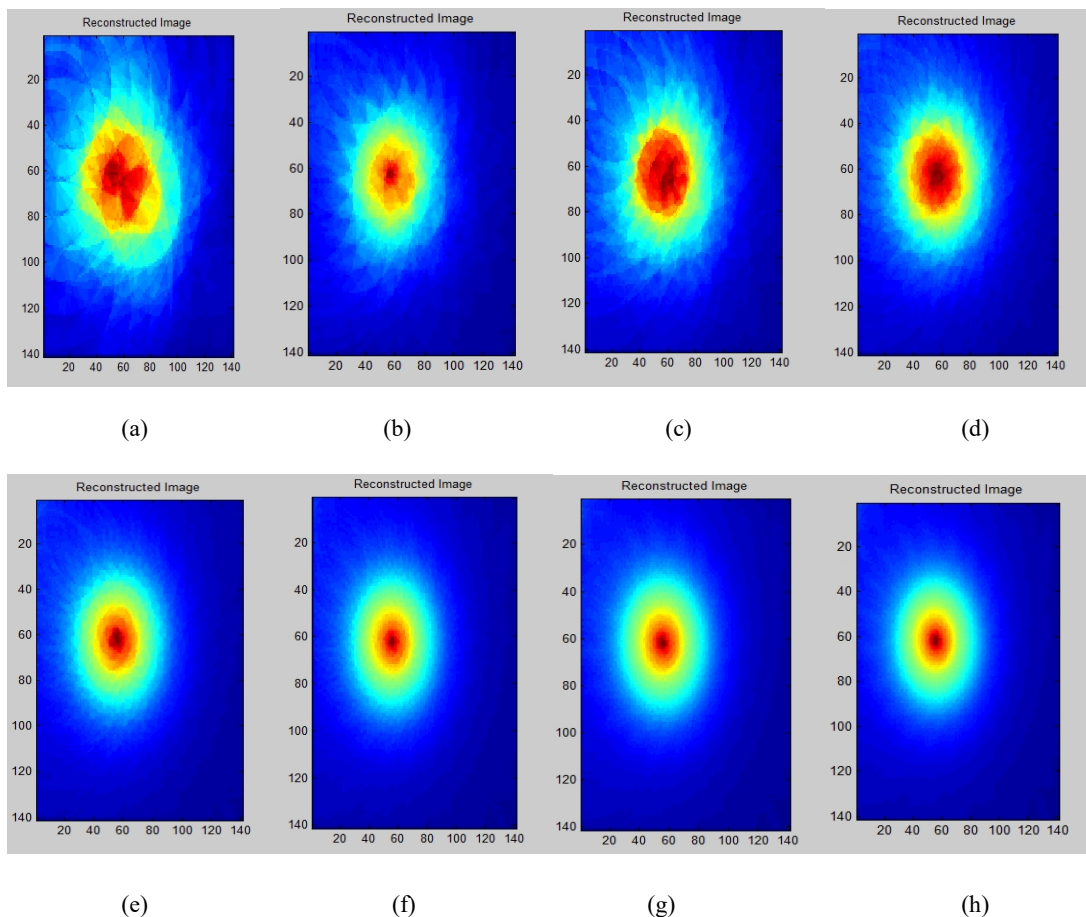
Para demostrar el efecto de solapamiento, que se produce cuando se muestrea sin respetar el teorema de Nyquist, evaluamos la señal a 5 GHz y a 7 GHz. Con la formación de las imágenes (a) y (b), es evidente observar que se produjo aliasing y que más de la mitad de la información recogida dentro de la señal se ha perdido.

En la imagen 4.6 (c), podemos observar que la forma básica de la señal del tumor se mantiene, pero sin embargo, la descripción exacta de la señal no se ha retratado. Para la formación de la imagen (c) se ha realizado el muestreo a la frecuencia mínima permitida por Nyquist.

Cuando las señales son muestreadas entre un rango de 15 GHz a 30 GHz, no podemos determinar ninguna diferencia, ya que las imágenes son iguales.

Por lo tanto, resulta evidente observar que a medida que aumenta la tasa de muestreo, la señal es reconstruida exactamente al “modelo ideal” que se mostró en la figura 4.2.

En la figura 4.7 se lleva a cabo el mismo experimento, con las mismas tasas de frecuencia, para ver el efecto que se produce en la conformación de haces en el proceso de imágenes por microondas. Los resultados proporcionan una manera de interpretación más visual, recreando una imagen precisa de la ubicación del tumor dentro de la mama.



**Figura 4.7:** Conformación de haces muestreado a a) 5GHz, (b) 7GHz, (c) 8GHz, (d) 10GHz, (e) 15GHz (f) 20GHz, (g) 25GHz, (h) 30GHz

En las figuras (a) y (b), se puede observar perfectamente los efectos producidos por el aliasing, en donde no se puede definir con claridad la ubicación del tumor.

Sin embargo, a una frecuencia de muestreo de 8GHz, observamos que la localización del tumor está claramente especificada, pero no hay una distinción evidente entre el tumor y el área circundante de éste. Por lo que, en realidad, esto hace que el tumor parezca más grande que lo que realmente es.

Cuando la tasa de muestreo es mayor que 15 GHz, no se puede observar ninguna diferencia en la calidad de las imágenes.

Por lo tanto, podemos concluir diciendo que, a mayor frecuencia de muestreo, se obtiene mayor fidelidad en las señales pero a su vez se genera mayor cantidad de datos a ser procesados o transmitidos por unidad de tiempo, lo cual es problemático en cuanto a capacidad de procesamiento, de transmisión, consumo, etc.

## **4.2 Ruido**

La formación de imágenes por microondas UWB pueden verse afectadas por diversos aspectos que repercuten directamente en su calidad. Desde limitaciones debidas a la tecnología actual, tiempos de adquisición cortos o incluso el propio movimiento de los pacientes que se ven sometidos a esta prueba van a contribuir a la imprecisión de los datos obtenidos. Entre estas fuentes de deterioro tiene gran importancia el ruido, cuyo impacto se va a tratar de estudiar.

En concreto, el origen más importante de ruido es el ruido térmico que se añade durante la etapa de adquisición de datos. Su germen se encuentra tanto en el individuo sobre el que se realiza la prueba, como en el ruido procedente de los componentes electrónicos. El nivel de ruido de una imagen de UWB es un parámetro de especial interés a la hora del filtrado de las imágenes o de la utilización de otras técnicas de procesamiento.

La principal forma de enfrentarse a la degradación producida por el ruido es mediante el uso de modelos probabilísticos que sean capaces de estimar de forma precisa el efecto de las fuentes de ruido en la adquisición de imágenes. La elección de un modelo adecuado de la señal y de ruido, va a contribuir a la mayor precisión de los resultados. A efectos prácticos, se asume que el ruido se puede modelar como un proceso gaussiano de media cero e incorrelado espacialmente.

Con el objetivo de evaluar el rendimiento del sistema bajo condiciones reales, se añadirá “ruido blanco gaussiano” (AWGN) a la señal. El ruido blanco gaussiano es una señal aleatoria. Tiene una densidad de potencia espectral plana (PSD), lo que significa que está presente en todas las frecuencias, presentando la misma amplitud y potencia a lo largo de toda la señal.

Ruido blanco Gaussiano fue añadido a los datos de la señal utilizando la función AWGN Matlab® de la siguiente manera:

$$\text{sigNoise} = \text{AWGN}(X, \text{SNR}, \text{SigPower}, \text{PowerType})$$

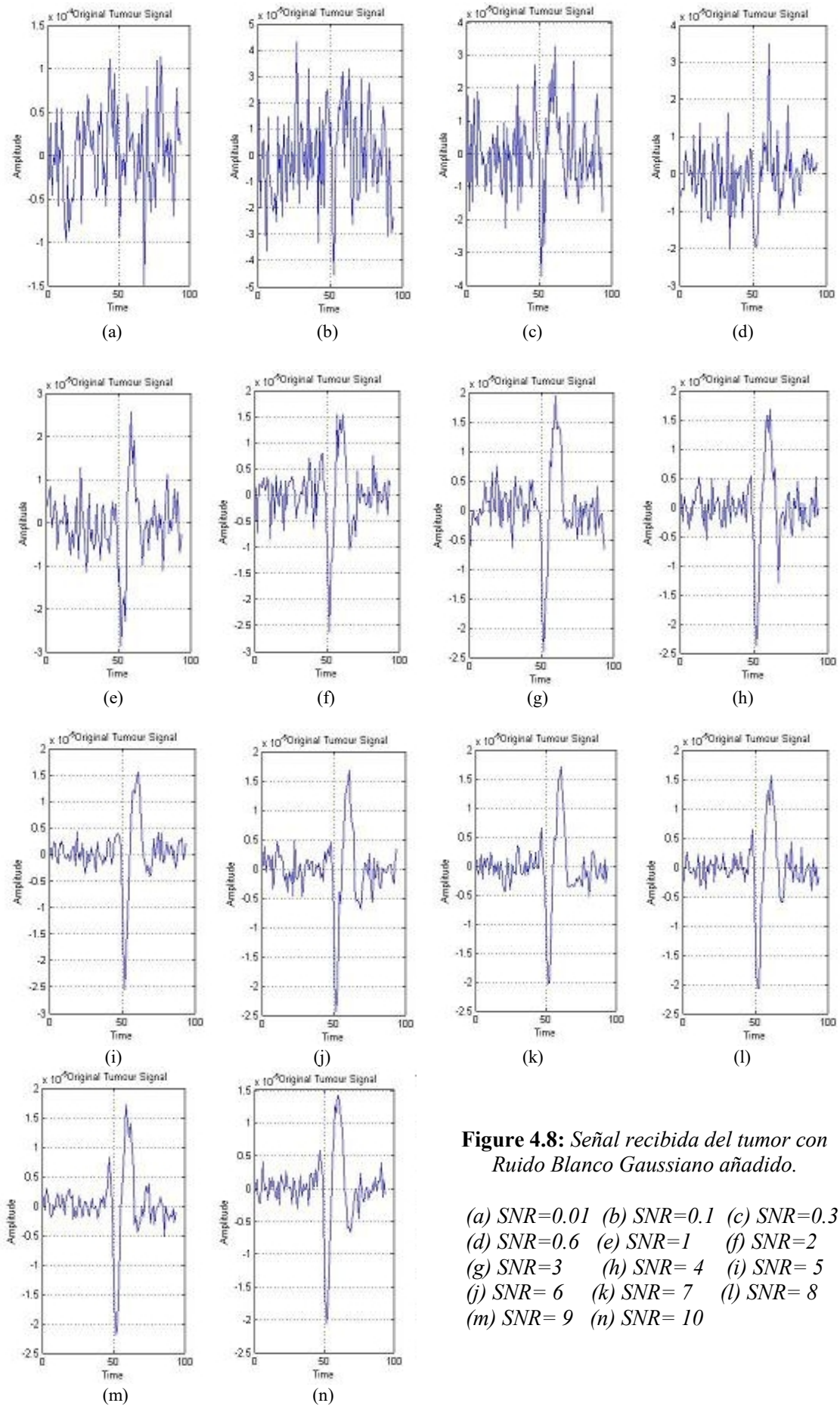
Donde  $X$  es la señal a la que se añade ruido,  $\text{SNR}$  es la relación señal-ruido,  $\text{SigPower}$  es 'la medida', es decir, en este caso es el valor de la función de la señal de alimentación antes de añadir ruido y  $\text{PowerType}$  especifica las unidades tanto de  $\text{SNR}$ , como de  $\text{SigPower}$ .  $\text{PowerType}$  es "lineal", lo que significa  $\text{SNR}$  se mide como una relación y  $\text{SigPower}$  se mide en vatios.

Cabe destacar que, los experimentos realizados a continuación, serán confrontados con la figura 4.2, correspondiente al “modelo ideal” de la señal muestreada a 30 GHz, para estimar el efecto que produce el ruido blanco Gaussiano, en la calidad de la formación de las imágenes.

### ***4.2.1 Efecto del Ruido Blanco Gaussiano en el rendimiento del sistema.***

En esta sección, se va a determinar el efecto que produce el incremento de los valores de ruido, en la calidad de la imagen reconstruida por el sistema.

En el primer escenario, cada una de las adquisiciones está perturbada con ruido estacionario. Los valores utilizados para poner a prueba este sistema oscilaron entre 0.01 y 10. Los resultados son retratados en la siguiente figura:

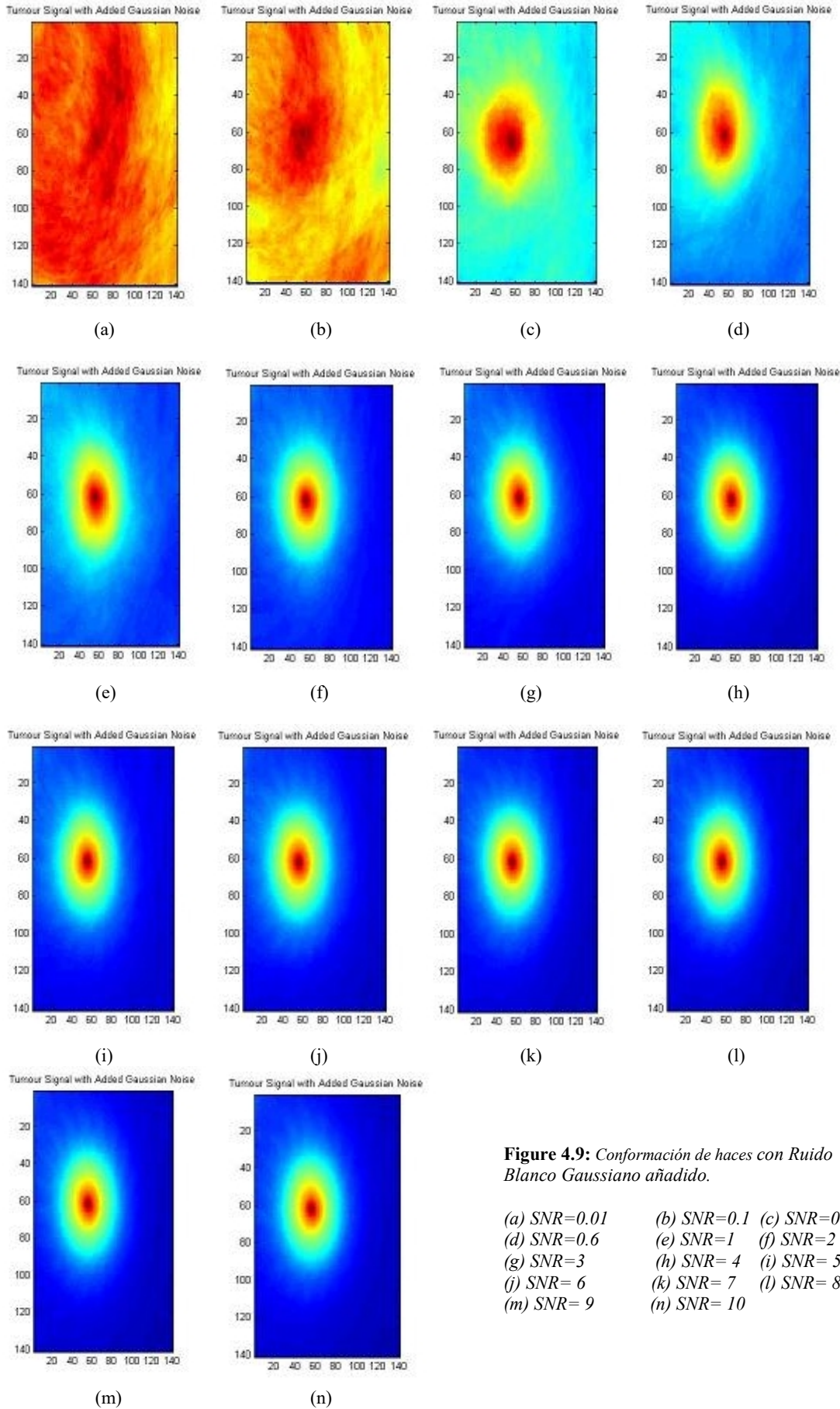


**Figure 4.8:** Señal recibida del tumor con Ruido Blanco Gaussiano añadido.

(a) SNR=0.01 (b) SNR=0.1 (c) SNR=0.3  
 (d) SNR=0.6 (e) SNR=1 (f) SNR=2  
 (g) SNR=3 (h) SNR=4 (i) SNR=5  
 (j) SNR=6 (k) SNR=7 (l) SNR=8  
 (m) SNR=9 (n) SNR=10

Observando la figura anterior, es evidente que cuando la relación señal a ruido es mayor que 1, la señal recibida no es suave como antes, pero aún mantiene las características iniciales, siendo fácilmente reconocible la existencia del tumor. Por lo tanto, se pone de manifiesto que cuando el ruido blanco Gaussiano añadido es mayor que 1, éste no tiene ningún efecto significativo en el proceso de formación de imágenes de microondas.

A continuación, se lleva a cabo el mismo experimento, en la conformación de haces, para ver de una manera más visual, cómo afecta el ruido en la detección y localización del tumor en el interior de la mama.



**Figure 4.9:** Conformación de haces con Ruido Blanco Gaussiano añadido.

(a) SNR=0.01 (b) SNR=0.1 (c) SNR=0.3  
(d) SNR=0.6 (e) SNR=1 (f) SNR=2  
(g) SNR=3 (h) SNR=4 (i) SNR=5  
(j) SNR=6 (k) SNR=7 (l) SNR=8  
(m) SNR=9 (n) SNR=10



Después de realizar todas las simulaciones añadiendo el mismo valor de ruido que en el experimento anterior, podemos observar que obtenemos una mejor visualización a medida que aumentamos la relación señal a ruido, tanto del lugar que ocupa el tumor en el pecho, como del tamaño de éste.

## 4.2.2 *Métricas.*

Con el objetivo de evaluar el rendimiento del sistema y la robustez en la configuración de las antenas dado los diferentes tamaños tumorales y ubicaciones de éstos dentro de la mama, se utilizan dos métricas diferentes:

- **Relación Señal a Ruido (SNR)**
- **Relación Señal a Máscara (SMR)**

### *(a) Relación Señal a Ruido*

La relación SNR proporciona una medida de la calidad de una señal en un sistema y depende, tanto del nivel de señal recibida como del ruido total, es decir, la suma del ruido procedente de fuentes externas y el ruido inherente al sistema.

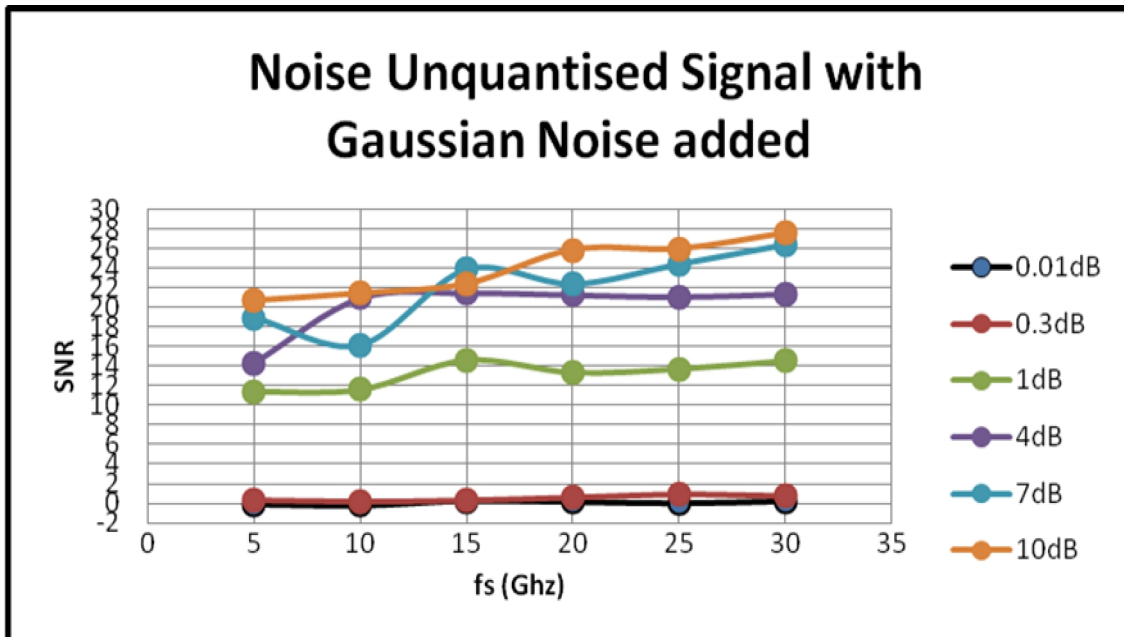
En el diseño de nuestro sistema, se desea que la relación señal a ruido tenga un valor tan elevado como sea posible. Sin embargo, el significado de “tan elevado como sea posible”, debe entenderse en el contexto de nuestra aplicación, ya que el obtener altos valores de SNR conlleva un aumento, considerable, en el costo de la implementación del sistema. Un valor adecuado de esta relación es aquél en el que la señal recibida puede considerarse sin defectos o con un mínimo de ellos.

Definimos SNR como una medida de intensidad de la señal con respecto al ruido de fondo y se mide en dB. Viene dada por la siguiente fórmula:

$$SNR = 20 \log_{10} \left( \frac{A_{señal}}{A_{ruido}} \right)$$

en donde A hace referencia a la amplitud de la señal RMS.

Los resultados gráficos de esta métrica, se presentan a continuación en la siguiente figura:



**Figura 4.10:** Resultados de SNR para una señal no cuantificada, con ruido blando Gaussiano añadido.

Un aspecto de importancia en este experimento es la elección del número de muestras por unidad de tiempo  $f_s$ . Lógicamente, cuanto mayor sea, se dispondrán de más datos y el rendimiento del sistema será mayor.

Otro aspecto a destacar, es la selección de valores en el rango de ruido. En la figura 4.10, se muestra el impacto de este parámetro en el rendimiento del sistema. Se puede observar que la relación señal a ruido se hace grande bastante rápido. Para una frecuencia de muestreo de 15 GHz, y nivel de ruido 1 dB, la relación S/N es de aproximadamente 14, mientras que manteniendo la misma frecuencia de muestreo de 15 GHz, y nivel de ruido de 4dB, la relación es de 21.

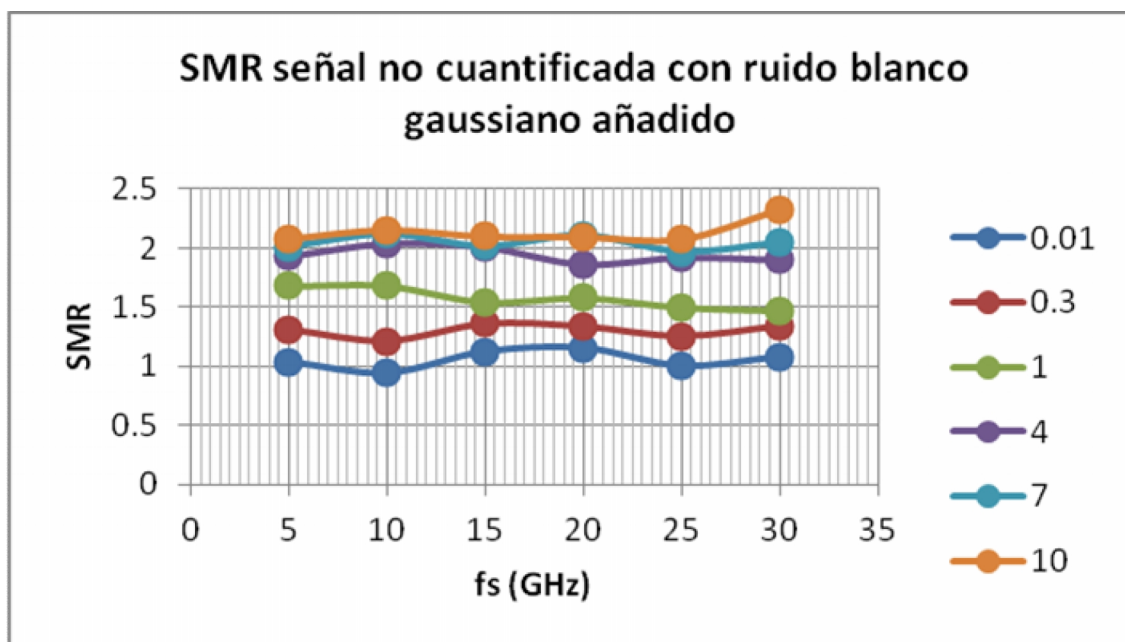
Por lo tanto, concluimos que tomando una frecuencia de muestreo de 15 GHz, con un nivel de ruido mayor que 1 dB, como se ha hecho en los experimentos anteriores, serán valores suficientes para crear una alta resolución en la calidad de la imagen. Por lo que tomar más muestras, con un nivel de ruido mayor, no va a suponer un beneficio muy importante.

## (b) Relación Señal a Máscara

La Relación Señal a Máscara SMR ( *Signal to Mask Ratio*) compara la respuesta máxima del tumor, con la respuesta media de los diferentes tejidos dentro de la mama en la misma imagen de la energía retrodispersada. Se calcula utilizando la siguiente fórmula:

$$SMR = \frac{\text{Valor medio de la localización del tumor dentro de la imagen}}{\text{Valor medio de la imagen completa}}$$

Los resultados gráficos de la métrica SMR, se presentan a continuación en la siguiente figura:



**Figura 4.11:** Resultados de SMR para una señal no cuantificada, con ruido blanco Gaussiano añadido.

Para la realización de este experimento, hemos ido incrementando el número de muestras por unidad de tiempo, fs. Podemos observar, que bajo el mismo nivel de ruido, aumentar la frecuencia de muestreo no supone un incremento visible en el valor de la relación señal a máscara.

Otro aspecto a tener en cuenta, es la selección de valores en el rango de ruido. En la figura 4.11, se puede observar que la relación señal a ruido se hace ligeramente mayor, a medida que el valor de ruido es mayor. El resultado era el esperado, por el efecto aliasing producido en la señal.

El incremento más significativo se observa bajo una fs de 10GHz.

### ***4.3 Cuantificación.***

En este capítulo se va a evaluar el rendimiento del sistema, cuando se realiza la simulación del proceso de cuantificación ADC. En este experimento se utilizará una resolución que va desde 2 bits hasta 32, con y sin la presencia de ruido blanco Gaussiano.

El proceso de cuantificación se utiliza para cambiar las señales discretas tumorales en una señal digital. Es, por lo tanto, uno de los pasos que se siguen para lograr la digitalización de una señal analógica. Básicamente, la cuantificación lo que hace es convertir una sucesión de muestras de amplitud continua en una sucesión de valores discretos preestablecidos según el código utilizado.

Durante el proceso de cuantificación se mide el nivel de tensión de cada una de las muestras, obtenidas en el proceso de muestreo, y se les atribuye un valor finito (discreto) de amplitud, seleccionado por aproximación dentro de un margen de niveles previamente fijado.

Después de que la señal se ha filtrado y se tomaran las muestras a una velocidad correcta, es cuando se realiza la cuantificación por ADC. En esta etapa la señal analógica entrante, se cuantifica a un número de "bits", que son los niveles de tensión, éstos están predeterminados por la resolución del conversor analógico-digital. Cada nivel de tensión tiene un código binario asignada por el ADC. La siguiente ecuación, define la cuantificación como:

$$Q = x (2^{N-1}) - 1$$

Donde Q representa la señal cuantificada, X representa la señal analógica original y N representa el número de bits.

### 4.3.1 Efecto de la cuantificación en el rendimiento del sistema sin la presencia de ruido blanco Gaussino.

Los resultados obtenidos, van a ser comparados con la figura 4.2, correspondiente al “modelo ideal” de la señal muestreada a 30 GHz, con el fin de determinar el efecto de la cuantificación en el proceso de obtención de imágenes.

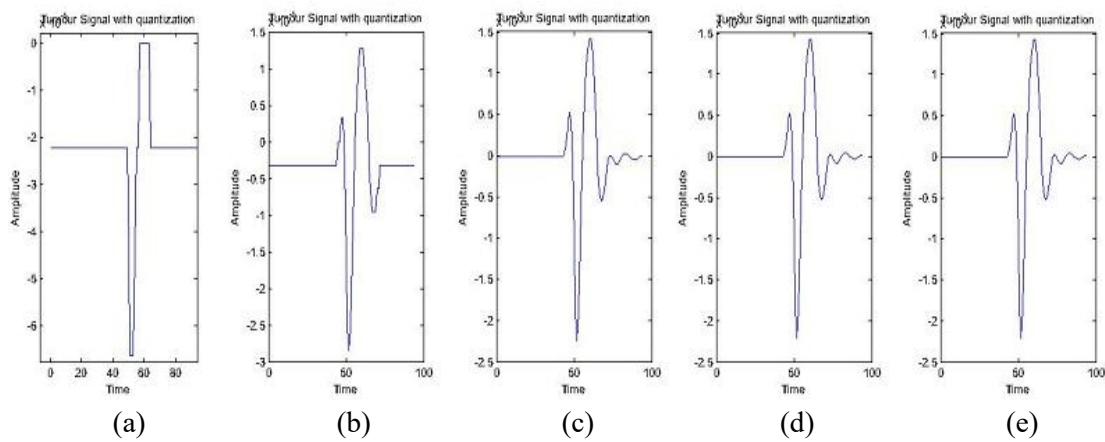


Figure 4.12: Señal del tumor recibida cuantificada a (a) 2 bits (b) 4 bits (c) 8 bits (d) 16 bits (e) 32 bits

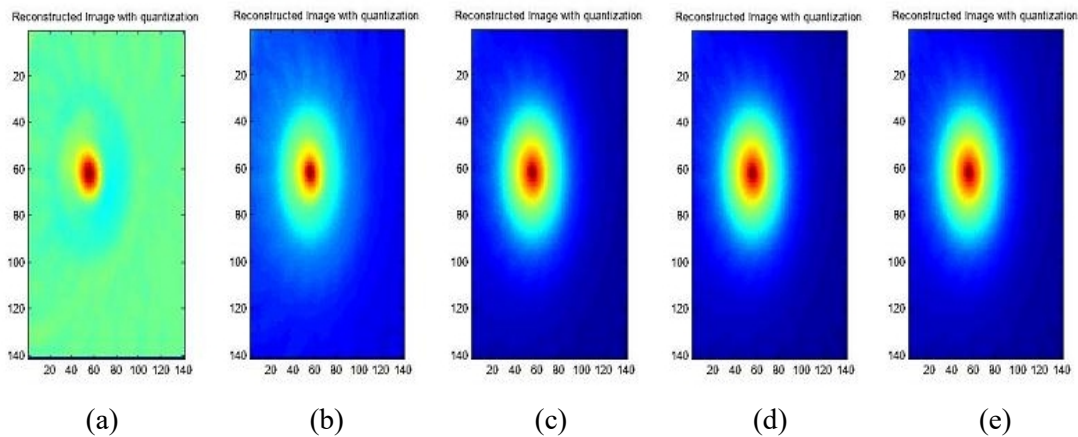


Figura 4.13: Conformación de haz recibida de la señal cuantificada a (a) 2 bits (b) 4 bits (c) 8 bits (d) 16 bits (e) 32 bits

Las figuras anteriores demuestran que la calidad en las imágenes es muy pobre cuando la señal se cuantifica a una resolución de bits de 2, 21 bits. La localización del tumor si es perceptible, pero resulta imposible distinguir los diferentes tejidos, por lo que el tumor parece más grande de lo que en realidad es.

Una forma más reconocible acerca de la ubicación y el tamaño del tumor, es cuanto se incrementa la resolución de bits a 4, 22 bits.

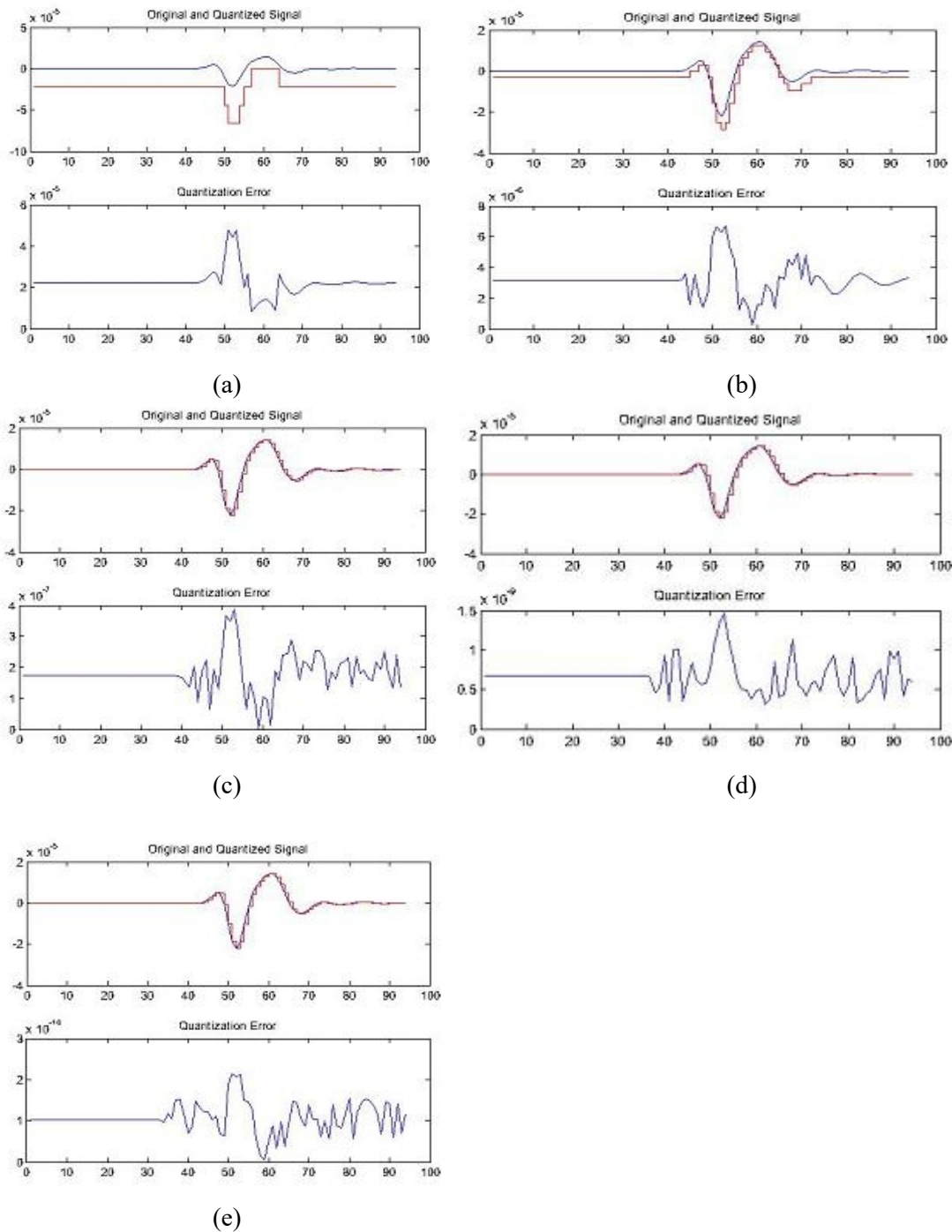
Una vez más, aumentando el nivel de cuantificación a 8, 23 bits, se consigue una imagen más nítida y más precisa del tamaño del tumor, así como su localización resulta mucho más clara.

Sin embargo, cuando la cuantificación se aumenta a 16 y 32 bits, la calidad de la imagen sigue siendo más o menos la misma que cuando se aumentó a una cuantificación de 8 bits.

Por lo tanto, podemos concluir observando las imágenes anteriores, que la cuantificación ha causado pérdida de información de la señal, cuando el número de bits es bajo, obteniendo una imagen distorsionada. Es decir, a mayor número de bits empleados, obtenemos mayor exactitud en la recuperación de la señal original.

La cuantificación de una señal introduce un error de cuantificación, definido como la diferencia entre el valor real de la señal y el valor de la señal cuantificada. Es decir, la diferencia entre la magnitud de la señal de entrada y la de salida.

En la figura se muestra el error de cuantificación durante el uso de una resolución de bits que varía entre 2 a 32 bits.



**Figure 4.14:** Error de cuantificación obtenido con una resolución de (a) 2 bits (b) 4 bits (c) 8 bits (d) 16 bits (e) 32 bits

Cuando se analiza la gráfica anterior, se observa que el error de cuantificación ha disminuido a medida que se han incrementado el número de bits. Esto se debe a que el intervalo de cuantificación es menor, por tanto el número de muestras se incrementa.

A mayor número de muestras, tendremos menos espacio una de la otra, lo que da menos cabida a errores (serán menores los números redondeados al nivel de cuantificación más cercano).

Es evidente que la señal cuantificada es más similar a la señal original cuando se incrementan los bits y por lo tanto, el error de cuantificación es menor. Es decir, disminuir los intervalos o niveles de cuantificación proporcional un error más bajo.

### 4.3.2 Métricas.

En este capítulo, realizaremos un estudio gráfico utilizando las métricas SNR y SMR, con el objetivo de determinar gráficamente el rendimiento del sistema, en la calidad final de la imagen, cuando se realiza el proceso de cuantificación sin ruido blanco Gaussiano añadido. Los resultados, me muestran a continuación.

#### (a) Relación Señal a Ruido

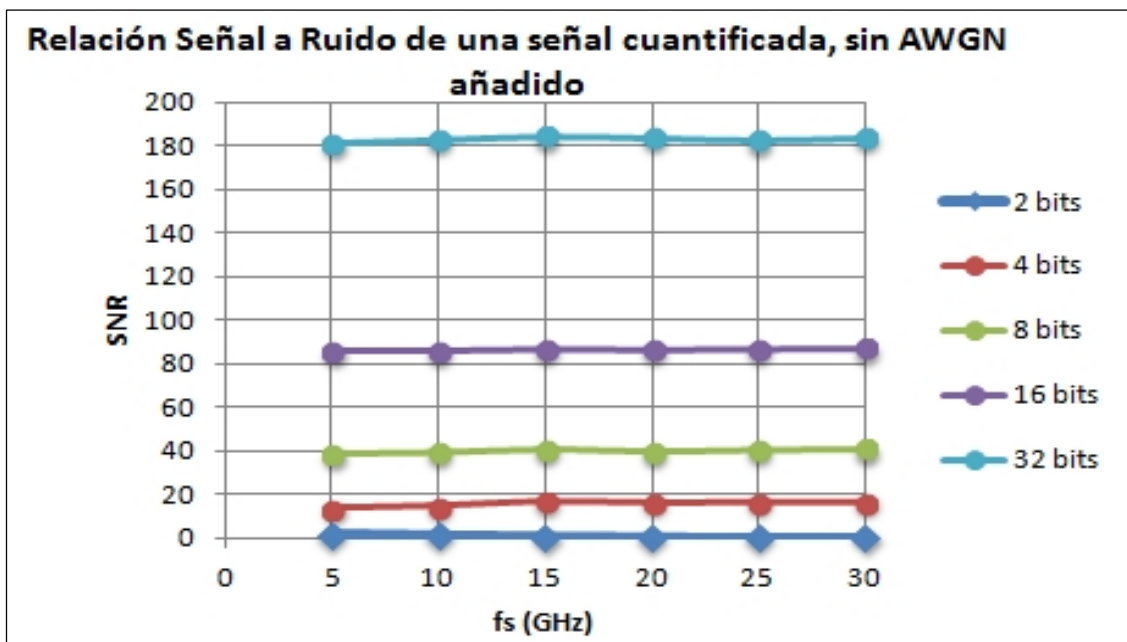


Figura 4.15: Resultados de SNR para una señal cuantificada, sin ruido blanco Gaussiano añadido.

Para llevar a cabo este experimento, hemos ido variando el número de muestras por unidad de tiempo  $f_s$ . Por lo que observamos a través de la gráfica anterior, que un incremento en el valor de la frecuencia  $f_s$ , en la señal cuantificada, no va a suponer un beneficio muy importante en la relación señal a ruido, ya que prácticamente obtenemos un resultado gráfico lineal.

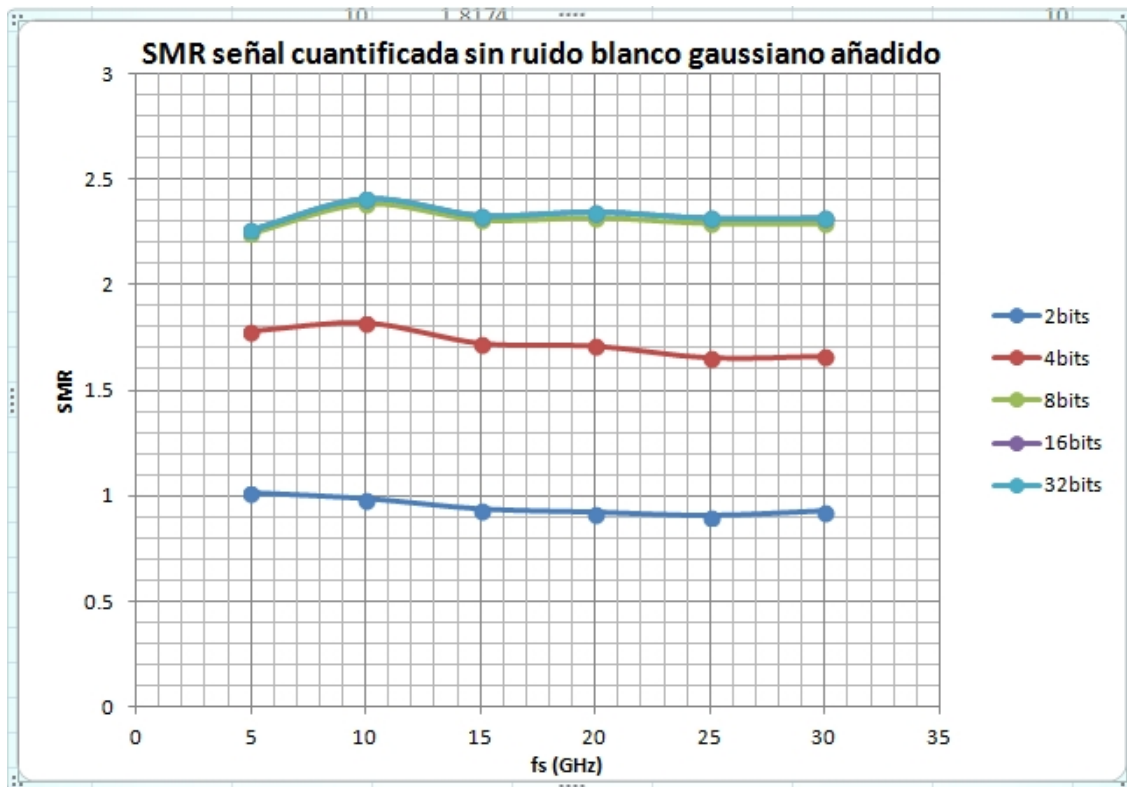


Otro aspecto a destacar, es la selección de valores en el número de bits. Se puede observar que la relación señal a ruido se hace grande rápido. Para una frecuencia de muestreo de 15 GHz, y 4 bits de cuantificación, la relación S/N es de aproximadamente 18, mientras que manteniendo la misma frecuencia de muestreo de 15 GHz, cuantificación de 8 bits, la relación señal a ruido es de 40.

El elevado valor en la relación SNR, se justificada debido a la escasa pérdida de información de la señal, en el proceso de cuantificación.

Por lo tanto, podemos concluir afirmando, que cuando la señal está cuantificada, aumentar el valor en la frecuencia de muestreo, no va a suponer relación señal a ruido mayor, siempre y cuando se muestree, respetando el teorema de Nyquist. Por el contrario, aumentando el número de bits en la cuantificación, supondrá un gran incremento en el rendimiento del sistema.

### (b) *Relación Señal a Máscara.*



**Figura 4.16:** Resultados de SMR para una señal cuantificada, sin ruido blanco Gaussiano añadido.

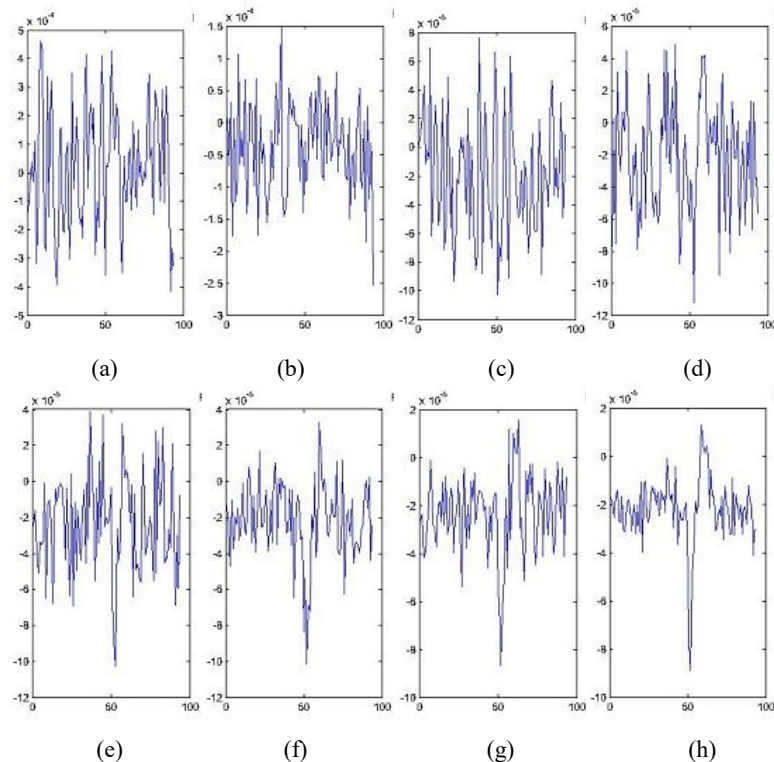
Como en los experimentos anteriores, hemos ido incrementando el número de muestras por unidad de tiempo, fs. Podemos observar, que bajo el mismo número de bits de cuantificación, aumentar la frecuencia de muestreo no supone un incremento visible en el valor de la relación señal a máscara, ya que obtenemos prácticamente, resultados lineales

Otro aspecto a tener en cuenta, es la selección de valores en el número de bits. En la figura 4.14, se puede observar que la relación señal a máscara se hace mayor, a medida que el valor de bits es mayor.

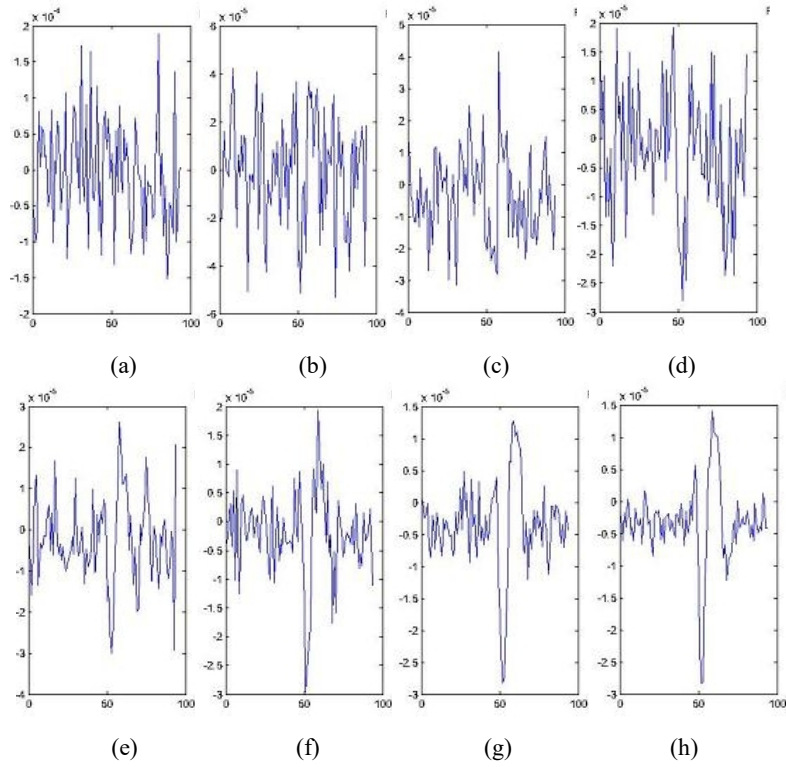
Los valores SMR a 8,16 y 32 bits, apenas varían debido a la insignificante variación en la calidad de la imagen durante el proceso de cuantificación.

#### 4.4 Efecto de la cuantificación en el rendimiento del sistema con la presencia de ruido blanco Gaussino.

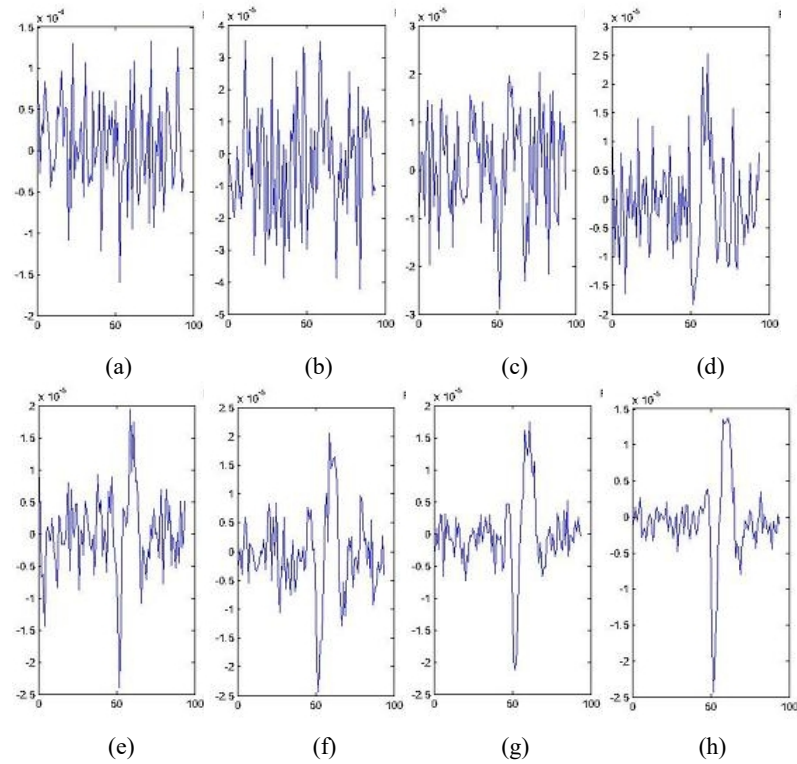
Para determinar los efectos de la cuantificación bajo condiciones reales, el sistema debe ser probado bajo la presencia de ruido blanco Gaussiano.



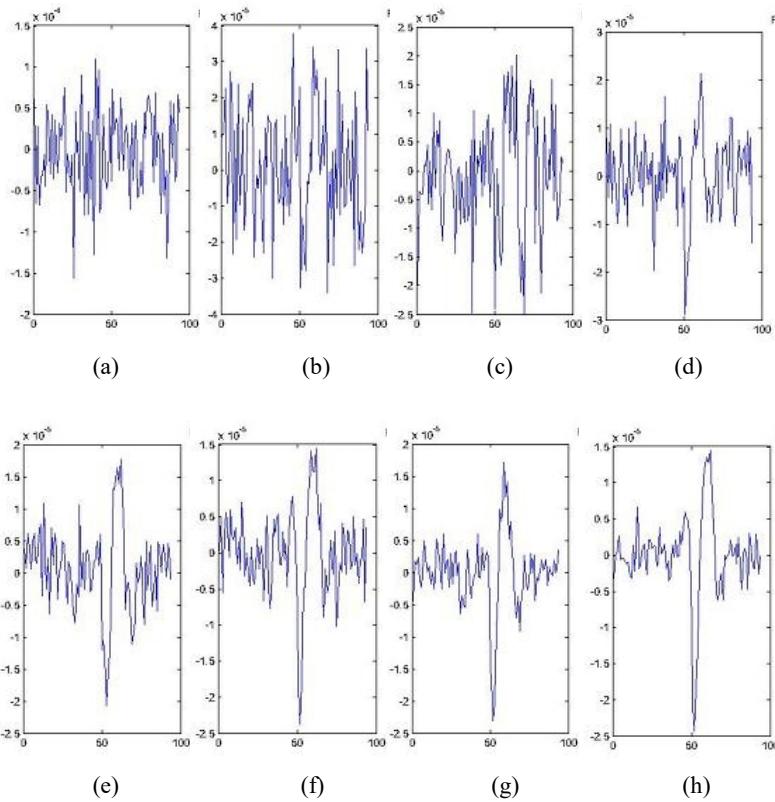
**Figure 4.17:** Señal del tumor recibida cuantificada a 2 bits con ruido blanco Gaussiano añadido de (a) SNR=0.01 (b) SNR=0.1 (c) SNR=0.3 (d) SNR=0.6 (e) SNR=1 (f) SNR=2 (g) SNR=4 (h) SNR=10



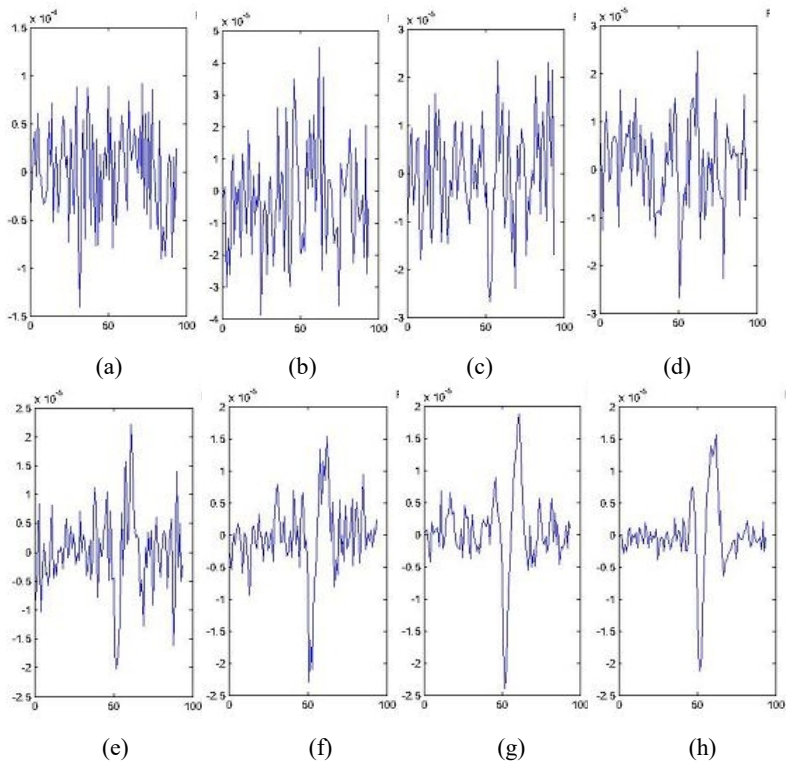
**Figure 4.18:** Señal del tumor recibida cuantificada a 4 bits con ruido blando Gaussiano añadido de (a)  $SNR=0.01$  (b)  $SNR=0.1$  (c)  $SNR=0.3$  (d)  $SNR=0.6$  (e)  $SNR=1$  (f)  $SNR=2$  (g)  $SNR=4$  (h)  $SNR=10$



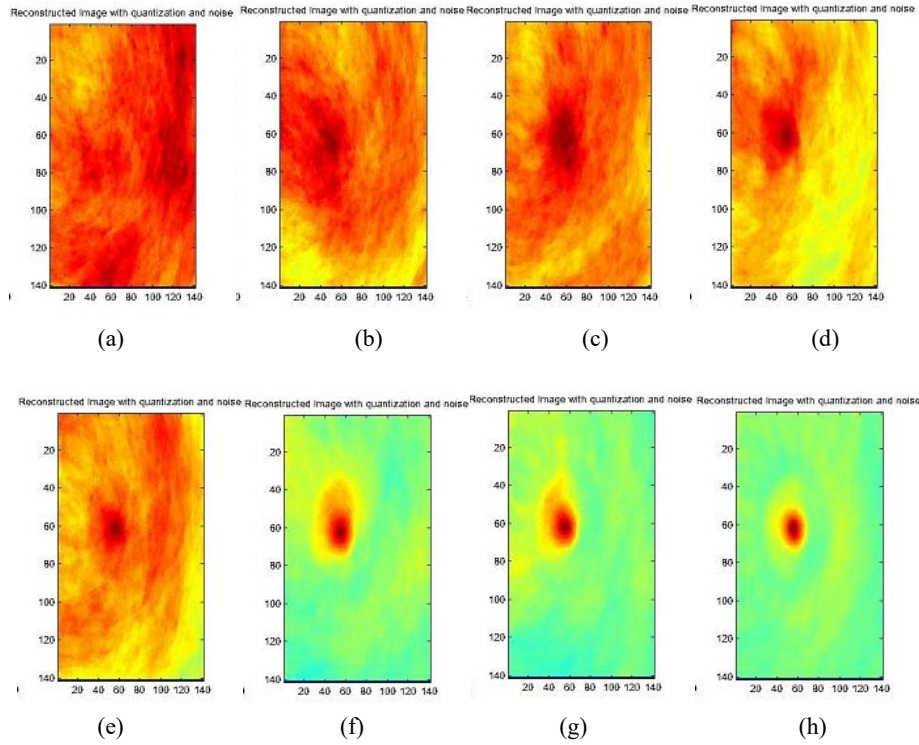
**Figure 4.19:** Señal del tumor recibida cuantificada a 8 bits con ruido blando Gaussiano añadido de (a)  $SNR=0.01$  (b)  $SNR=0.1$  (c)  $SNR=0.3$  (d)  $SNR=0.6$  (e)  $SNR=1$  (f)  $SNR=2$  (g)  $SNR=4$  (h)  $SNR=10$



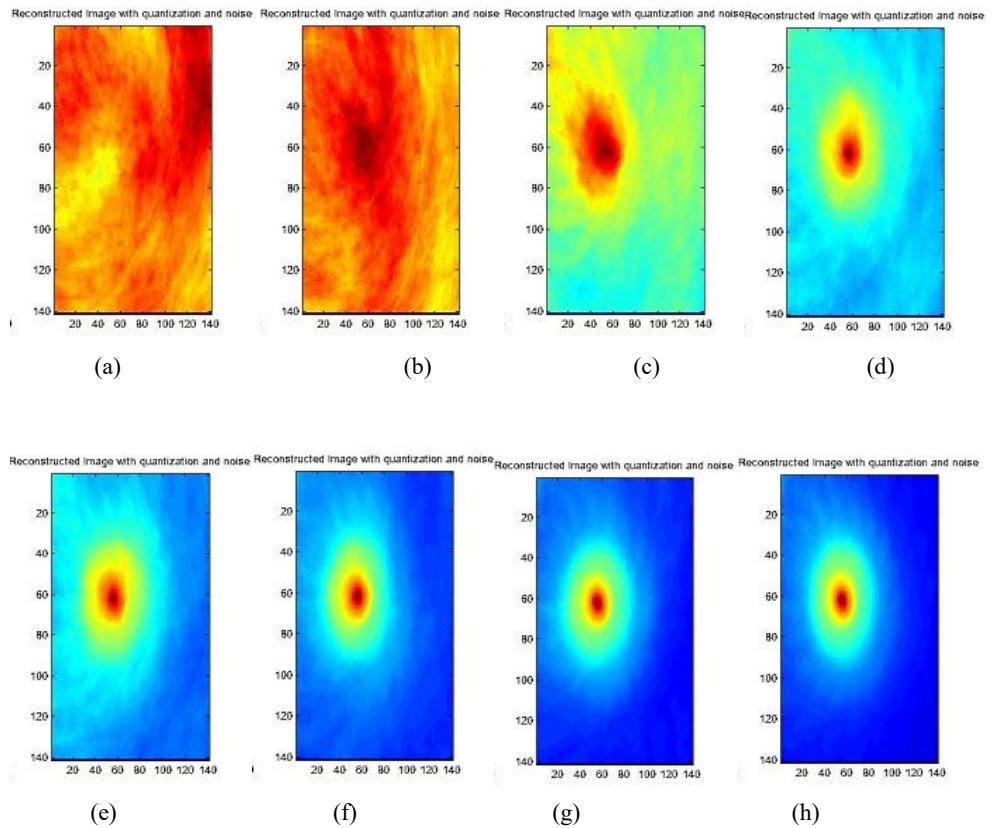
**Figure 4.20:** Señal del tumor recibida cuantificada a 16 bits con ruido blando Gaussiano añadido de (a)  $SNR=0.01$  (b)  $SNR=0.1$  (c)  $SNR=0.3$  (d)  $SNR=0.6$  (e)  $SNR=1$  (f)  $SNR=2$  (g)  $SNR=4$  (h)  $SNR=10$



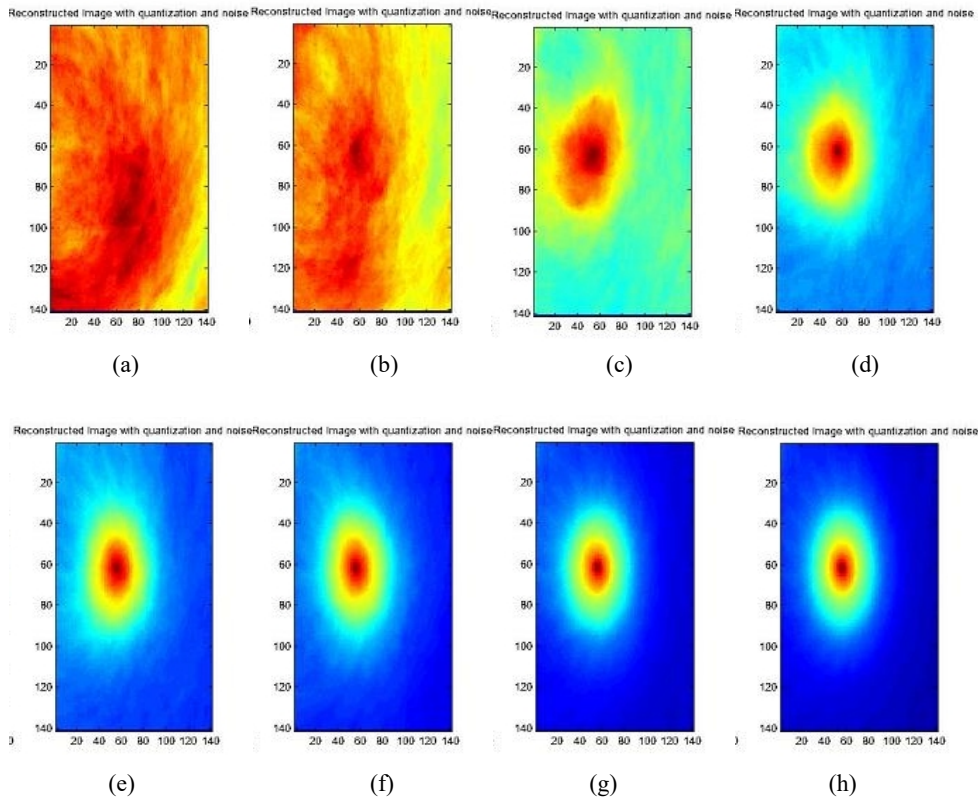
**Figure 4.21:** Señal del tumor recibida cuantificada a 32 bits con ruido blando Gaussiano añadido de (a)  $SNR=0.01$  (b)  $SNR=0.1$  (c)  $SNR=0.3$  (d)  $SNR=0.6$  (e)  $SNR=1$  (f)  $SNR=2$  (g)  $SNR=4$  (h)  $SNR=10$



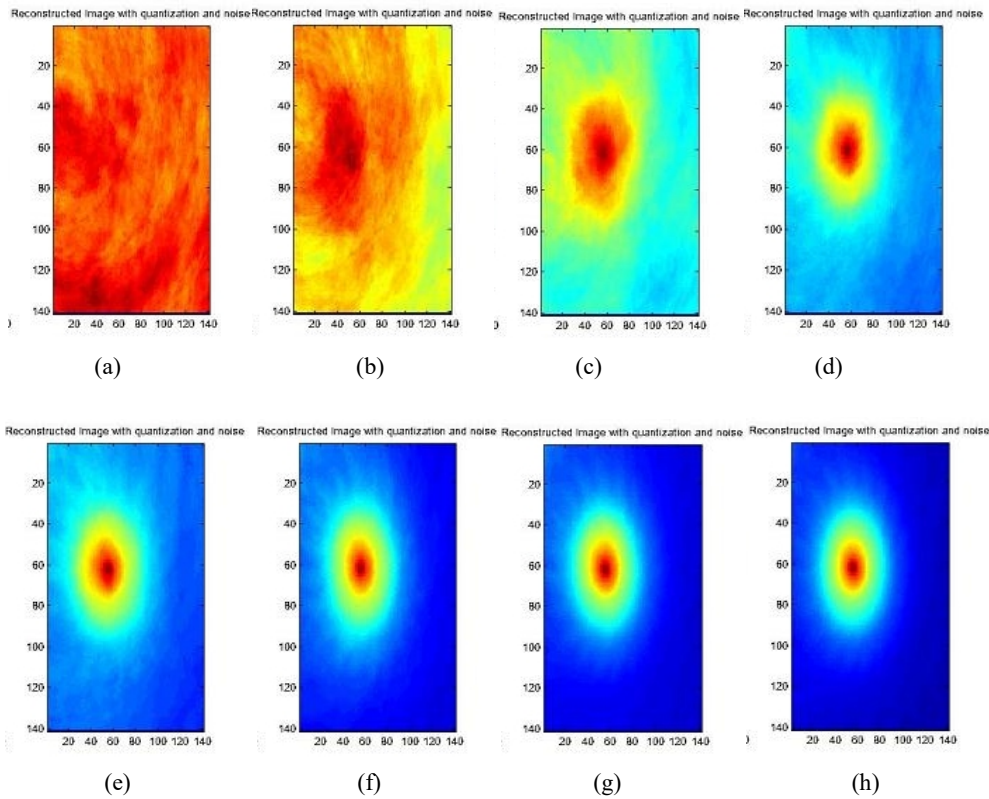
**Figura 4.22:** Conformación de haz recibida de la señal cuantificada a 2 bits con ruido blando Gaussiano añadido de (a)  $SNR=0.01$  (b)  $SNR=0.1$  (c)  $SNR=0.3$  (d)  $SNR=0.6$  (e)  $SNR=1$  (f)  $SNR=2$  (g)  $SNR=4$  (h)  $SNR=10$



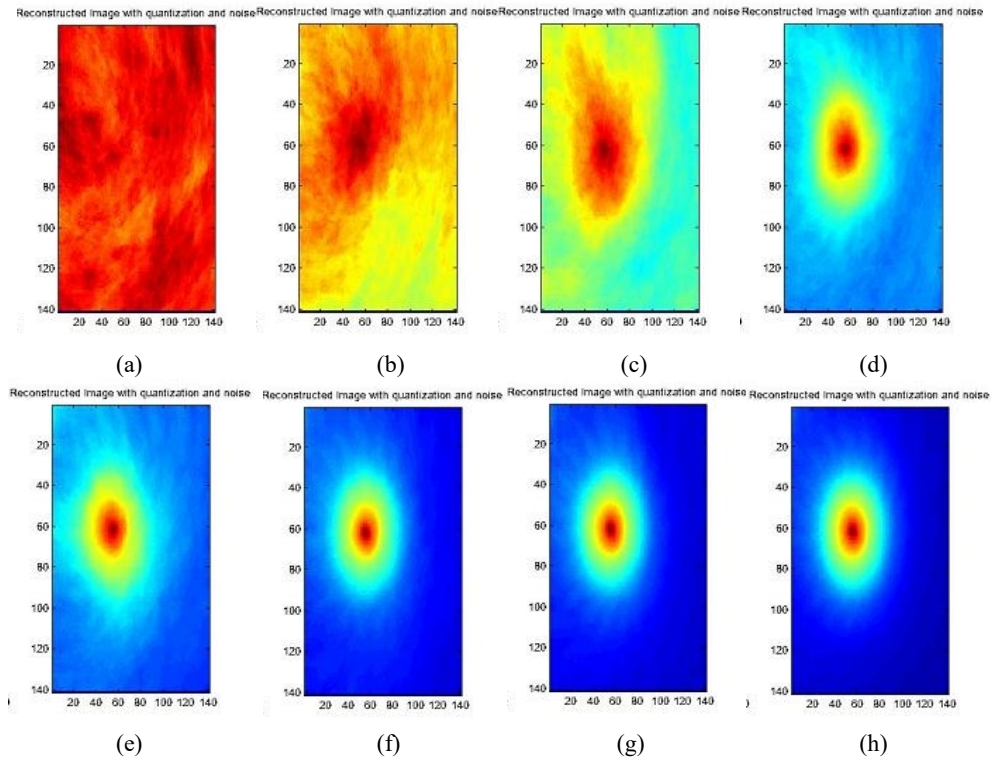
**Figura 4.23:** Conformación de haz recibida de la señal cuantificada a 4 bits con ruido blando Gaussiano añadido de (a)  $SNR=0.01$  (b)  $SNR=0.1$  (c)  $SNR=0.3$  (d)  $SNR=0.6$  (e)  $SNR=1$  (f)  $SNR=2$  (g)  $SNR=4$  (h)  $SNR=10$



**Figura 4.24:** Conformación de haz recibida de la señal cuantificada a 8 bits con ruido blando Gaussiano añadido de (a)  $SNR=0.01$  (b)  $SNR=0.1$  (c)  $SNR=0.3$  (d)  $SNR=0.6$  (e)  $SNR=1$  (f)  $SNR=2$  (g)  $SNR=4$  (h)  $SNR=10$



**Figura 4.25:** Conformación de haz recibida de la señal cuantificada a 16 bits con ruido blando Gaussiano añadido de (a)  $SNR=0.01$  (b)  $SNR=0.1$  (c)  $SNR=0.3$  (d)  $SNR=0.6$  (e)  $SNR=1$  (f)  $SNR=2$  (g)  $SNR=4$  (h)  $SNR=10$



**Figura 4.26:** Conformación de haz recibida de la señal cuantificada a 32 bits con ruido blanco Gaussiano añadido de (a)  $SNR=0.01$  (b)  $SNR=0.1$  (c)  $SNR=0.3$  (d)  $SNR=0.6$  (e)  $SNR=1$  (f)  $SNR=2$  (g)  $SNR=4$  (h)  $SNR=10$

En este capítulo, se han examinado los efectos de la cuantificación con ruido blanco Gaussiano añadido, con el objetivo de determinar el rendimiento del sistema bajo condiciones más reales.

Si se analizan las figuras anteriores y se observa previamente los resultados obtenidos en los experimentos realizados referentes a la frecuencia de muestreo y ruido, los resultados son los esperados. Podemos concluir, por lo tanto, afirmando que si muestreamos respetando el teorema de Nyquist, manteniendo un valor de ruido añadido mayor o igual que 1, y un número mínimo de bits de 4, obtenemos un buen rendimiento del sistema, ya que respetando estos valores, logramos una buena calidad en la formación de las imágenes, pudiendo distinguir la localización del tumor dentro de la mama. Cuanto mayor sea la tasa de todos estos valores, mayor será el rendimiento del sistema.

La resolución en la calidad de la imagen, no mejora si se aumenta el número de bits en la cuantificación, sin respetar que el valor del ruido añadido sea mayor o igual que 1, o bien, si la relación señal/ruido es grande, pero el valor de bits en la cuantificación es pequeño.

## ***4.5 Antenas.***

En este apartado, se va a evaluar el rendimiento del sistema, en relación al número de antenas utilizadas. Para ello, se ha examinado el efecto de la configuración de las antenas encendidas, en relación a la calidad de la formación de la imagen producida del sistema UWB.

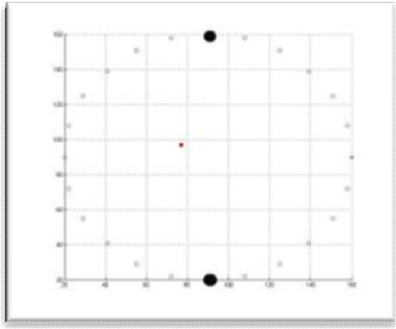
Las geometrías de las antenas se han ido optimizado con el objetivo de minimizar su pulso-distorsión, tamaño y peso. La determinación del tamaño correcto de las antenas fue muy importante. Una antena que es demasiado pequeña no puede captar la señal desde el interior del cuerpo, y las antenas que son demasiado grandes captan demasiada interferencia o ruido.

Este trabajo se lleva a cabo en colaboración con Laboratorio de Procesamiento de Señales del departamento de Ingeniería Eléctrica y Electrónica en la Universidad Nacional de Irlanda- Galway, donde se utilizará un sistema de imagen biomédica prototipo para calificar el rendimiento del sistema debido a los diversos diseños de antena creados. Para éstos propósitos de prueba, se ha creado un modelo 2D FDTD de la mama, con un tumor de un determinado tamaño, localizado en un mismo lugar de la mama.

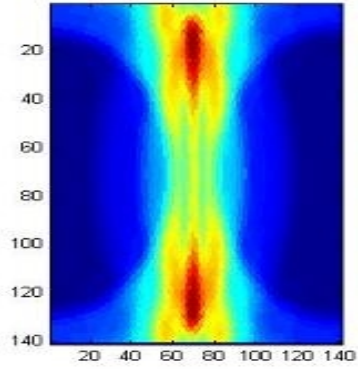
Como ya hemos comentado en diversas ocasiones, cabe destacar que los experimentos realizados a continuación, serán confrontados con la figura 4.1.2, correspondiente al “modelo ideal” de la señal muestreada a 30 GHz, para estimar el efecto que produce el número de antenas utilizadas, en la calidad de la formación de las imágenes.

Para llevar a cabo este experimento, en cada una de las adquisiciones hemos ido encendiendo las antenas de forma equidistante, de modo que existe el mismo espacio entre una antena y otra.

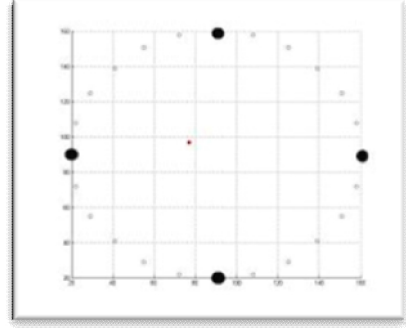




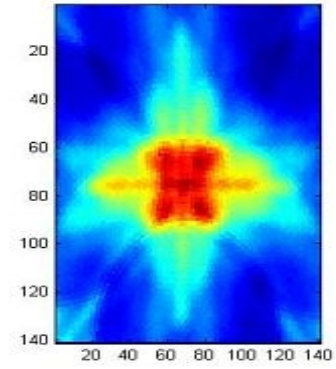
Reconstructed Image. Antenna 1 and 13 on



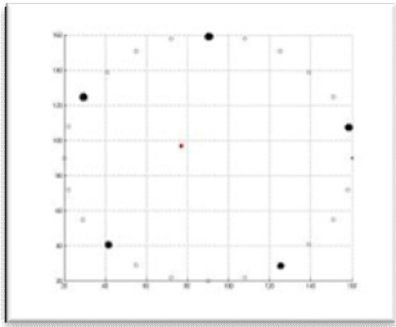
(a)



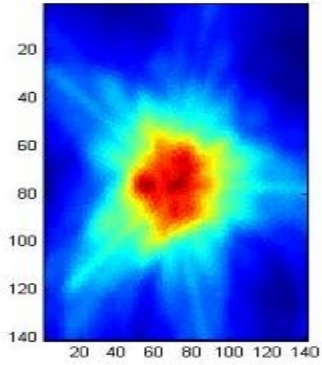
Reconstructed Image. Antenna 1, 7, 13 and 19 on



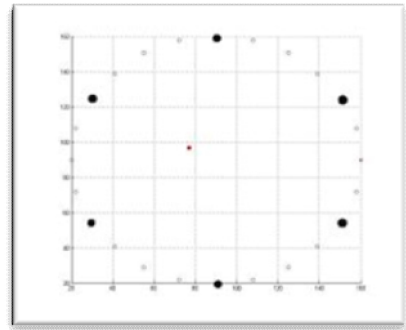
(b)



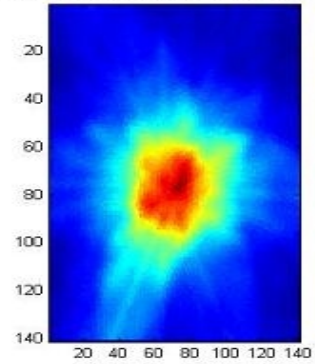
Reconstructed Image. Antenna 1, 6, 11, 16 and 21



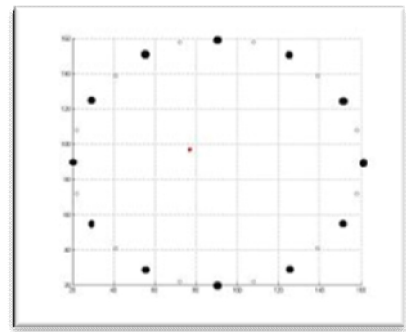
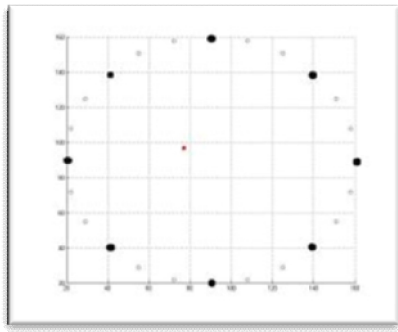
(c)



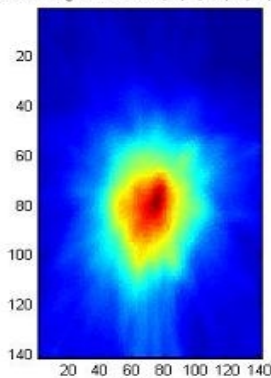
Reconstructed Image. Antenna 1, 5, 9, 13,17 and 21



(d)

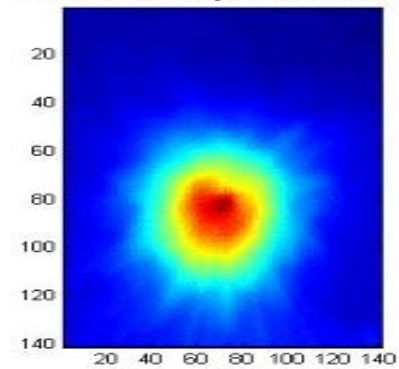


Reconstructed Image. Antenna 1, 4, 7, 10,13,16,19 and 22



(e)

Reconstructed Image. Odd Antennas on



(f)

**Figura4.27:** Localización de las antenas encendidas y del tumor, junto con su correspondiente conformación de haz (a) Antenas encendidas 1 y 13 (b) Antenas encendidas 1, 7,13 y 19 (c) Antenas encendidas 1, 6,11,16 y 21 (d) Antenas encendidas 1, 5, 9, 13, 17 y 21 (e) Antenas encendidas 1, 4, 7, 10, 13, 16, 19 y 22 (f) Antenas impares encendidas

Comparando las capturas anteriores, podemos observar claramente que cuanto mayor es el número de antenas funcionando, obtenemos una posición más clara de la ubicación y del tamaño del tumor. Por lo tanto, la calidad visual de las imágenes mejoró a medida que se van incrementando el número de antenas encendidas.

Si sólo están encendidas dos antenas opuestas entre sí, (antena 1 y 13), la imagen se distorsiona y es imposible encontrar la ubicación del tumor.

Cuando las antenas de 1,7,13 y 19 están encendidas, la imagen se vuelve más clara, pero todavía es imposible detectar la ubicación del tumor.

Incrementando una vez más el número de antenas encendidas, en este caso la número 1,6,11,16 y 21, la ubicación del tumor resulta cada vez más clara.

La calidad de la imagen del tumor resulta más exacta cuando las antenas impares se encienden, aunque somos capaces de localizar el tumor, éste parece más grande de lo que en realidad es.

Po último, encendidas las 24 antenas, la ubicación del tumor y el tamaño de éste se observa claramente.

Po lo tanto, podemos acabar concluyendo que es sumamente importante que todas las antenas están trabajando con el fin de detectar la localización real del tumor existente, así como su tamaño dentro de la mama.

# *Capítulo 5*

## *Conclusiones y líneas futuras*

En este capítulo se presentarán las conclusiones principales del trabajo y además se plantearán unas líneas futuras para poder optimizar el sistema.

### *5.1 Conclusiones.*

En este proyecto, se presenta una nueva técnica de procesamiento de señal para la imagen, que nos ayudará a determinar la presencia de regiones cancerosas dentro de la mama. Este estudio, está motivado por las limitaciones de los métodos de imagen basados en radar de microondas UWB.

Una vez detallada la información básica necesaria sobre el cáncer de mama, así como los mecanismos existentes para su detección, hemos analizados las propiedades dieléctricas de la mama, utilizando la técnica de modelado FDTD

También, hemos discutido la teoría de la formación de imágenes de microondas, revisando una serie de algoritmos de formación de haces basados en el radar UWB.

El uso del radar de baja potencia Ultra Wide Band creado, ha demostrado ser robusto frente a pequeñas variaciones en los parámetros añadidos.

En la realización del proyecto, se introdujo el tema de la frecuencia de muestreo y el efecto que tiene ésta, sobre el proceso de formación de imágenes de microondas. En esta sección se incluyó el diseño de un LPF Chebyshev Tipo I de orden 16, requerido con el fin de satisfacer el teorema de muestreo, así como de determinar la frecuencia óptima de muestreo para elaborar una conformación de haz de alta calidad.

Investigaciones posteriores determinaron que una frecuencia de muestreo de 30GHz era requerida para formar una imagen de alta calidad a partir de los datos tumorales.

También se investigó el efecto de la cuantificación en el proceso de formación de imágenes de microondas. Esta sección del proyecto se completó en su totalidad (añadiendo también “ruido blanco Gaussiano” a la señal), dando como resultado, ciertas limitaciones de diseño en el sistema. Fue área de preocupación, la distorsión en la imagen cuantificada en comparación con la no cuantificada, sin embargo, un artículo de investigación por Liang y Steinberg [3], fue la fuente, que nos proporcionó una explicación a esta distorsión, determinando que la cuantificación no tendrá ningún efecto sobre el proceso de MI.

A través de nuestras investigaciones, podemos concluir que un nivel máximo de cuantificación de 8 bits permitirá una conformación de haz de alta calidad. Me gustaría destacar en este punto, que para aliviar la distorsión observada en la imagen cuantificada, se requerirán 2 cuantificadores, uno que se asigna a la señal en amplitud, y el otro a la fase. 6 de los 8 bits han de ser asignado a la fase y 2 bits para la amplitud (coincidiendo con los resultados obtenidos en la investigación realizada por Liang y Steinberg [3]).

Por otra parte, se estudió el efecto que causa los diferentes niveles de ruido en la señal reconstruida. Se añadió “ruido blanco Gaussiano” (AWGN) a la señal. Dadas las características de la adquisición de imágenes a través del sistema UWB, es válida la utilización de un modelo Gaussiano para describir el ruido, ya que con la estimación llevada a cabo, se obtiene una calidad de imagen parecida, incluyendo por ejemplo, más o menos ruido estacionario (siempre y cuando esté dentro de unos límites razonables). Se demostró por lo tanto que, la presencia de “ruido blanco Gaussiano”, tiene un efecto insignificante en el proceso de formación de imágenes.

Finalmente, se investigó el efecto en el número de antenas utilizadas, en la calidad de la imagen reconstruida, siendo de gran importancia el funcionamiento de todas ellas, con el fin de detectar la localización exacta del tumor existente, así como su tamaño real dentro de la mama.

El rendimiento del sistema se compara con el promedio de las métricas relación señal-ruido (SNR) y Relación señal-máscara (SMR). Sin modificar la localización del tumor, así como los parámetros de la mama, se pudo comprobar que, a medida que se aumentaban los valores de los parámetros (frecuencia, cuantificación, ruido, etc....), el

tumor cada vez era más visible, siendo capaces de distinguir la localización de éste, diferenciando claramente, entre tejido tumoral y tejido “sano”

Todo este trabajo se llevó a cabo en Matlab®. Finalmente, los resultados de esta sección demostraron ser altamente eficaces y coinciden con los requisitos del proyecto, determinando los límites en el rendimiento del uso del radar de baja potencia Ultra Wide Band (UWB) para la detección del cáncer de mama.

## ***5.2 Líneas futuras.***

En cuanto a las posibles líneas de trabajo futuras, se aconseja que los siguientes proyectos en este ámbito, apliquen la teoría, en la que será imprescindible disponer de dos cuantificadores independientes, para eliminar la distorsión causada por la cuantificación, en el proceso de la formación de imágenes.

Resulta necesaria una validación más exhaustiva si se quiere probar la robustez y la precisión del sistema para ser utilizado en la práctica clínica. Para la obtención de resultados más reales se podrían ir modificando, por ejemplo, la localización del tumor dentro de la mama, o el tamaño y la forma del seno.

Los mapas de ruido utilizados en las simulaciones eran simples. En futuros estudios se podría tratar de repetir los experimentos para mapas de ruido más complejos y similares a los que se dan en adquisiciones reales.

Se pueden utilizar técnicas de compensación de la antena, para mejorar aún más la calidad de perfiles de energía creadas por los diversos conformadores descritos en la tesis. La velocidad supuesta de la propagación del pulso UWB a través de la mama puede ser modificada para mitigar las distorsiones de trayectoria de la onda. Esta velocidad es una función de las propiedades dieléctricas promedio del medio y, en el caso específico de tejido mamario, estas propiedades pueden variar significativamente entre cada canal transmitir-recibir.

Resulta imprescindible, realizar un estudio profundo, determinando las limitaciones reglamentarias para el desarrollo de este tipo de sistema, describiéndose todos los requisitos de los órganos, tanto de la Unión Europea y los Estados Unidos, de reglamentación con respecto a los dispositivos y productos sanitarios.

Es de suma importancia, llevar a cabo análisis de mercado, para determinar la viabilidad de desarrollar un producto listo para el mercado.

Este sistema para la detección del cáncer de mama, tiene la capacidad de localizar el tumor de una manera satisfactoria, sin embargo, la diferenciación entre tumores

malignos y benignos, está sujeto a la interpretación de los datos de la imagen. Se deberán de investigar, métodos de clasificación de los tumores de cáncer de mama, así como se deberá de explorar métodos para la extracción de las características del tumor.

# *Bibliografía*

- [1] AMC, “*Cancer Facts & Figures - 2012*” American Cancer Society, Tech. Rep., 2012
- [2] *Asociación Española contra el cáncer de mama*. [Online] <https://www.aecc.es>
- [3] Liang Zhongjie; Steinberg B. D., “*Optimum data quantization in microwave imagery and its effect upon image quality*”, *Acoustics, Speech and Signal Processing, IEEE Transactions on*, vol.36, no.12, pp.1889-1898, Dec 1988
- [4] R.Conceicao, “*The Development of Ultra Wideband Scanning Techniques for Detection and Classification of Breast Cancer*”, Ph.D dissertation, NUI Galway, Elec Eng Dept, 2010.
- [5] M. V. Schueren, “*Safety Assessment of microwave radar breast imaging in the 0.434-9GHz range*”, Masters dissertation, McGill University Montreal, Quebec, Elec Eng Dept, 2011
- [6] R. C. Conceição, M. O'Halloran, M. Glavin and E. Jones, “*Comparison of Planar and Circular Antenna Configurations For Breast Cancer Detection Using Microwave Imaging*”, *Progress In Electromagnetics Research*, Vol. 99, pp. 1-20, 2009.
- [7] S. McNulty, “*System Optimisation for Ultra Wide Band Radar based breast cancer detection*”, Ph.D dissertation, NUI Galway, Elec Eng Dept, 2013.
- [8] Jianqi Teo; Yifan Chen; Cheong-Boon Soh; Gunawan, E.; Kay Soon Low; Putti, T.C.; Shih-chang Wang, “*Breast Lesion Classification Using Ultrawideband Early Time Breast Lesion Response*,” *Antennas and Propagation, IEEE Transactions on* , vol.58, no.8, pp.2604,2613, Aug. 2010
- [9] D. Byrne, “*Ultrawideband Radar for the Early Detection of Cancer within the Heterogeneous Breast*”, Ph.D dissertation, NUI Galway, Elec Eng Dept, 2012.



- [10] Mariya Lazebnik et al, “*A large-scale study of the ultrawideband microwave dielectric properties of normal, benign and malignant breast tissues obtained from cancer surgeries*”, *Physics in Medicine and Biology*, 2007, Vol.52 (20), pp.6093-6115
- [11] C. Kuhl, S. Schrading, C. Leutner, N. Morakkabati-Spitz, E. Wardelmann, R. Fimmers, W. Kuhn, and H. Schild, “*Mammography, breast ultrasound, and magnetic resonance imaging for surveillance of women at high familial risk for breast cancer,*” *Journal of Clinical Oncology*, vol. 23, no. 33, p. 8469, 2005.
- [12] A. H. Golnabi, Meaney, P. M., Epstein, N. R., and Paulsen, K. D., “*Microwave imaging for breast cancer detection: advances in three--dimensional image reconstruction*”, in *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE* , Boston, 2011, 20120119th ed., vol.2011, p. 5730-573
- [13] S. L. Nass, I. C. Henderson, and J. C. Lashof, “*Mammography and Beyond: Developing Technologies for the early detection of breast cancer*”. National Academy Press, 2001.
- [14] S. Rankin, “*MRI of the breast,*” *The British Journal of Radiology*, vol. 73, pp. 806–818, 2000.
- [15] Liao, Yin-Yin, Po-Hsiang Tsui, and Chih-Kuang Yeh. “*Classification of benign and malignant breast tumors by ultrasound B-scan and Nakagami-based images.*” *J. Med. Biol. Eng* 30.5 (2010): 307-312.
- [16] S. K. Davies, B. D. Van Veen, S. C. Hagness and F. Kelcz, “*Breast Tumour Characterization Based on Ultrawideband Microwave Backscatter*”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2008, Vol. 55. No.1, p237-246
- [17] A. Taflove and S. C. Hagness, “*Computational Electrodynamics: The Finite-Difference Time-Domain Method*”. Third Edition, Artech House, Boston, 2005.
- [18] J. Jossinet, “*The Impedivity of Freshly Excised Human Breast Tissue*”, *Physiological Measurement*, Vol. 19, No. 1, pp. 61-75, 1998.
- [19] A. Langtry, “*Understanding Cancer of the Breast*”, J. Kelly, Ed. Irish Cancer Society, 2008.
- [20] S. A. Alshehri, S. Khatun, A. B. Jantan, R. S. A. R. Abdullah, R. Mahmood, and Z. Awang, “*Experimental breast tumor detection using nn-based uwb imaging,*” *Progress In Electromagnetics Research*, vol. 111, pp. 447–465, 2011.

