

Proyecto Fin de Carrera
Grado en Ingeniería de las Tecnologías de
Telecomunicación

Diseño e implementación de un trancceptor UWB
para redes de sensores corporales

Autor: Francisco de Borja de los Ríos de la Peña

Tutor: Laura M. Roa Romero

David Naranjo Hernández

Dep. de Ingeniería de Sistemas y Automática
Escuela Técnica Superior de Ingeniería
Universidad de Sevilla

Sevilla, 2016



Proyecto Fin de Carrera
Grado en Ingeniería de las Tecnologías de Telecomunicación

Diseño e implementación de un trancceptor UWB para redes de sensores corporales

Autor:

Francisco de Borja de los Ríos de la Peña

Tutor:

Laura M. Roa Romero

Catedrática de la Universidad

David Naranjo Hernández

Profesor Externo

Dep. de Ingeniería de Sistemas y Automática

Escuela Técnica Superior de Ingeniería

Universidad de Sevilla

Sevilla, 2016

Proyecto Fin de Carrera: Diseño e implementación de un tranceptor UWB para redes de sensores corporales

Autor: Francisco de Borja de los Ríos de
la Peña

Tutor: Laura M. Roa Romero
David Naranjo Hernández

El tribunal nombrado para juzgar el Proyecto arriba indicado, compuesto por los siguientes miembros:

Presidente:

Vocales:

Secretario:

Acuerdan otorgarle la calificación de:

Sevilla, 2016

El Secretario del Tribunal

A mi familia

A mis maestros

A mis compañeros

Agradecimientos

Muchas son las personas a las que me gustaría agradecer su apoyo, su compañía y su ánimo a lo largo de toda la carrera.

Gracias a mi familia por estar siempre cuando lo necesitaba y por apoyándome cuando algún resultado no era como esperaba. Además gracias por permitirme estudiar la carrera que me gusta.

Gracias a mis amigos y compañeros de carrera. Se llega a crear un vínculo y una relación fuerte cuando pasas tantas horas a su lado. Gracias por hacerme más amenas las clases, por hacer que me divierta mientras aprendo.

Gracias a mis profesores por enseñarme todo lo que sé de esta carrera y, sobre todo, por hacerme una persona mejor y más madura. Gracias por lograr abrir mi mente y conseguir que los alumnos, entre los que me incluyo, piensen por sí mismos.

Por último, me gustaría agradecer enormemente a Laura por ayudarme tanto con la elaboración de esta memoria. Y gracias a David por ayudarme tanto en el laboratorio, por lograr convertirme de una persona que nunca había fabricado nada a una persona capaz de diseñar, simular, crear y construir circuitos por sí sola.

Gracias a todos.

Resumen

Las nuevas tecnologías han sufrido un gran auge en la última década en todos los ámbitos de nuestra vida diaria. La utilización de las TIC (Tecnologías de Información y Comunicación) en el área de la salud, denominado e-Salud, proveerá numerosos beneficios a los pacientes, mejorando su calidad de vida y comodidad, y al personal sanitario haciendo más eficaces y rápidos los análisis y diagnósticos. En la Unión Europea la importancia de la e-Salud está generando un incremento anual de su valor de mercado de un 18,3% desde el año 2010, situándose por encima de los 25.000 millones de € en el año 2016.

Una aplicación de la e-Salud consiste en el uso de las redes de sensores corporales para la monitorización remota de los pacientes y la detección precoz de situaciones anómalas relacionadas con la salud. El uso de estas redes reduciría la dependencia de los usuarios de los centros sanitarios, pudiendo ser monitorizados desde su hogar. Sin embargo, estas redes de sensores corporales deben superar ciertos retos para mejorar su eficacia y su uso: bajo consumo, conseguir una alta fiabilidad de la red sobre el cuerpo humano, un coste reducido, baja complejidad... Este trabajo presenta a la tecnología UWB (Ultra Wide Band) como una posible tecnología a utilizar para resolver algunos de los problemas mencionados en las redes de sensores corporales.

La tecnología UWB de pulsos consiste en la transmisión de pulsos estrechos, del orden de nanosegundos. Con ello se consigue la transmisión de un gran ancho de banda (mayor de 500 MHz). La tecnología UWB presenta una baja complejidad al no usar señal portadora (se evita el uso de mezcladores y osciladores), además, se obtiene una velocidad de transmisión elevada al usar un ancho de banda extenso. Otra característica es la baja creación de interferencias con otras comunicaciones existentes en el ambiente debido a la baja densidad espectral que presenta.

Para analizar esta tecnología y su uso en las redes de sensores corporales se ha realizado una primera propuesta de transceptor UWB. En este trabajo se ha dividido el transceptor en tres partes diferenciadas: transmisor, antenas y receptor. Dicho diseño modular permite analizar los resultados por separado, pudiendo así corregir errores de una manera más eficaz. Además, se consigue una mayor facilidad de implementación.

Tras la validación del transceptor UWB implementado en este trabajo se ha concluido que: se ha podido implementar un transmisor de baja complejidad y bajo coste capaz de generar y transmitir pulsos estrechos, se ha implementado una antena que es capaz de transmitir y recibir un gran ancho de banda y que, además, obtiene un buen funcionamiento situada sobre el cuerpo humano. Además, se diseñó y simuló un receptor que presenta un buen comportamiento ante una señal de entrada compuesta por pulsos estrechos y de baja energía, consiguiendo así una alta velocidad de recepción permitiendo al transceptor alcanzar una alta tasa binaria en su comunicación.

En este trabajo se ha logrado una primera aproximación a la implementación de un transceptor UWB para redes de sensores corporales. Los resultados obtenidos animan a seguir investigando y utilizando la tecnología UWB para este tipo de redes vistas las prestaciones obtenidas, mejorando en un futuro los resultados obtenidos del receptor y consiguiendo un diseño más eficaz del transceptor.

Abstract

New technologies have undergone a boom over the last decade in all areas of our daily life. The use of ICT (Information and Communication) in the area of health, called e-Health, will provide many benefits to patients, improving their quality of life and comfort, and health workers making more effective and rapid analysis and diagnostics. In the European Union the importance of e-Health is generating an annual increase in market value of 18.3% since 2010, reaching over 25,000 million € in 2016.

An application of e-Health is the use of wireless body sensor networks for remote monitoring of patients and early detection of anomalous situations related to health sensors. The use of these networks would reduce dependence on users of health centers, they can be monitored from home. However, these body sensor networks must overcome certain challenges to improve efficiency and usage: low power consumption, achieve high reliability of the network on the human body, a low cost, low complexity ... This paper presents a UWB technology (Ultra Wide Band) as a possible technology to be used to solve some of the problems mentioned in body sensor networks.

UWB pulse transmission technology consists of narrow pulses, on the order of nanoseconds. Thus the transmission components of a high bandwidth (greater than 500 MHz) is achieved. UWB technology has low complexity by not using carrier signal (the use of mixers and oscillators is avoided) plus a high transmission rate is obtained by using a wide band width. Another feature is the creation of low interference with existing communications in the environment due to the low spectral density presented.

To analyze this technology and its use in body sensor networks has made an initial proposal for UWB transceiver. This paper has divided the transceiver into three separate parts: transmitter, antenna and receiver. This modular design allows analyze the results separately, and can correct errors more efficiently. In addition, ease of implementation is achieved.

After validation of the transceiver UWB implemented in this work has been concluded that: has been able to implement a transmitter low complexity and low cost can generate and transmit narrow pulses, it has implemented an antenna that can transmit and receive a large width band and also obtained a good operation located on the human body. In addition, he designed and simulated a receiver that has a good response to an input signal composed of narrow, low energy pulses, thus achieving high speed reception allowing the transceiver to achieve high bit rate in its communication.

This paper has made an initial approach to the implementation of a UWB transceiver for body sensor networks. The results encourage further research and using UWB technology for this type of network views the benefits obtained, improving in the future the results of the receiver and achieving a more efficient transceiver design.

Agradecimientos	ix
Resumen	xi
Abstract	xiii
Índice	xv
Índice de Tablas	xvii
Índice de Figuras	xix
Notación	xxiii
1 Introducción	1
1.1 <i>Las TIC en el ámbito de la salud: e-Salud</i>	2
1.1.1 Beneficios de las WBSNs	3
1.1.2 Aplicaciones de las WBSNs en la e-Salud	3
1.1.3 Problemática de las redes de sensores corporales	4
1.2 <i>Introducción a la tecnología UWB</i>	5
1.2.1 Historia	5
1.2.2 Aspectos regulatorios	5
1.2.3 Propiedades de UWB	7
1.3 <i>Hipótesis del trabajo</i>	8
1.4 <i>Objetivos</i>	8
2 Material y método	9
3 Resultados	11
3.1 <i>Resultados de diseño y simulación</i>	11
3.1.1 Diseño y simulación del transmisor	15
3.1.2 Diseño y simulación de las antenas	21
3.1.3 Diseño y simulación del receptor	24
3.2 <i>Resultados de implementación</i>	30
3.2.1 Implementación del prototipo 1	30
3.2.2 Implementación del prototipo 2	31
3.2.3 Implementación de las antenas	36
3.2.4 Implementación del receptor	38
3.3 <i>Validación del transceptor</i>	41
3.3.1 Validación del transmisor	41
3.3.2 Validación de las antenas	44
3.3.3 Validación del receptor	51
4 Conclusiones	53
Referencias	55
Anexo A	57

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1-1: Algunos objetivos relacionados con el mayor uso de Internet y de las tecnologías de la Agenda Digital para Europa.	1
Tabla 1-2. Máxima densidad media y de pico de PIRE según la banda de frecuencias.	6
Tabla 3-1 Valores de amplitud y duración de los pulsos al simular con distintos valores de componentes.	16
Tabla 3-2 Valores de amplitud y duración de los pulsos al simular con distintos modelos de diodos.	16
Tabla 3-3 Valores de amplitud y duración de los pulsos al simular con distintos modelos de transistores.	16

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1-1. Valor de mercado de la telemedicina y e-Salud en millones de euros desde 2010.	2
Figura 1-2. Máscara espectral establecida por la FCC para interiores.	6
Figura 1-3. Gráfico donde se muestra el alcance según la tasa binaria para distintas tecnologías.	7
Figura 1-4. Densidad espectral de potencia para distintas tecnologías.	8
Figura 2-1 Analizador de espectro “ <i>Spectrum Analyzer FSL</i> ” de Rohde & Schwarz	10
Figura 3-1 Circuito atenuador.	12
Figura 3-2 Resultados de la simulación del circuito atenuador. La entrada es la señal verde y la salida la señal roja.	12
Figura 3-3 Circuito generador de ruido aleatorio.	13
Figura 3-4 Resultados de la simulación del generador de ruido aleatorio.	13
Figura 3-5 Circuito resultante al unir atenuador y generador de ruido aleatorio.	14
Figura 3-6 Resultados de la simulación tras la unión del circuito atenuador y generador de ruido. La entrada es una señal de pulsos (señal roja) y como salida obtenemos la señal atenuada y sumada al ruido aleatorio (señal verde).	14
Figura 3-7 Circuito generador de pulsos UWB denominado “ <i>Prototipo 1</i> ”.	15
Figura 3-8 Señal resultante (señal verde) tras la simulación de una señal cuadrada (señal roja) a la entrada.	17
Figura 3-9 Esquema del circuito añadiendo el atenuador y el generador de ruido.	17
Figura 3-10 Pulso resultante del prototipo 1 con ruido y atenuación.	17
Figura 3-11 Diagrama de bloques del segundo prototipo de transmisor.	18
Figura 3-12 Circuito generador de pulsos UWB denominado “ <i>Prototipo 2</i> ”.	18
Figura 3-13 Señal resultante (señal verde) tras la simulación de una señal cuadrada (señal roja) a la entrada.	19
Figura 3-14 Señal generada por el biestable (señal azul) y señal a la salida del circuito (señal roja).	19
Figura 3-15 En la imagen de la derecha se observa el atenuador y el generador de ruido.	20
Figura 3-16 Señal resultante añadiendo atenuación y ruido.	20
Figura 3-17 Modelo de antena a simular.	21
Figura 3-18 Simulación de la antena con las medidas expuestas en el artículo: $W = 30\text{mm}$, $L = 30\text{mm}$, $S_{W1} = 20\text{mm}$, $S_{W2} = 14\text{mm}$, $S_{L1} = 1\text{mm}$, $S_{L2} = 3\text{mm}$, $W_1 = 3\text{mm}$, $L_1 = 16\text{mm}$ y $G_A = 11\text{mm}$.	21
Figura 3-19 Simulación 1. $W = 40\text{mm}$, $L = 40\text{mm}$, $S_{W1} = 20\text{mm}$, $S_{W2} = 14\text{mm}$, $S_{L1} = 1\text{mm}$, $S_{L2} = 3\text{mm}$, $W_1 = 3\text{mm}$, $L_1 = 16\text{mm}$ y $G_A = 11\text{mm}$. Frecuencia inferior: 2.22 GHz.	22
Figura 3-20 Simulación 2. $W = 45\text{mm}$, $L = 45\text{mm}$, $S_{W1} = 20\text{mm}$, $S_{W2} = 14\text{mm}$, $S_{L1} = 1\text{mm}$, $S_{L2} = 3\text{mm}$, $W_1 = 3\text{mm}$, $L_1 = 16\text{mm}$ y $G_A = 11\text{mm}$. Frecuencia inferior: 1.93 GHz.	22
Figura 3-21 Simulación 3. $W = 45\text{mm}$, $L = 45\text{mm}$, $S_{W1} = 18\text{mm}$, $S_{W2} = 12\text{mm}$, $S_{L1} = 1\text{mm}$, $S_{L2} = 2\text{mm}$, $W_1 = 3\text{mm}$, $L_1 = 16\text{mm}$ y $G_A = 11\text{mm}$. Frecuencia inferior: 1.91 GHz.	23
Figura 3-22 Diagrama de bloques del receptor.	24

Figura 3-23 Ganancia (GAIN), factor de ruido (NF), punto de compresión a 1dB (P1dB) y punto de intercepto de tercer orden (OI3P) del amplificador ADL5542 en función de la frecuencia.	25
Figura 3-24 Diseño del detector de envolvente.	25
Figura 3-25 Diseño del comparador.	26
Figura 3-26 Resultado de simulación de pulsos periódicos y estrechos a la entrada del receptor.	27
Figura 3-27 Ejemplo de uso del receptor para detectar un 1 cada 4 pulsos.	28
Figura 3-28 Simulación del receptor para recibir un bit a 1 cada cuatro pulsos estrechos.	29
Figura 3-29 Conexiones en la capa “bottom” o tierra y creación de la superficie a imprimir.	30
Figura 3-30 Prototipo 1 de circuito transmisor ya fabricado.	30
Figura 3-31 <i>Footprint</i> detallada en el datasheet del transistor BFP420 de Infineon. Todas las medidas están en milímetros.	31
Figura 3-32 Diseño del <i>footprint</i> en <i>OrCad Layout</i>	31
Figura 3-33 <i>Layout</i> completo del circuito transmisor.	32
Figura 3-34 <i>Layout</i> del biestable multivibrador.	32
Figura 3-35 <i>Layout</i> de los inversores y la puerta <i>AND</i> .	33
Figura 3-36 <i>Layout</i> del conector SMA para conectar la antena al circuito.	33
Figura 3-37 Parte superior del transmisor.	34
Figura 3-38 Parte inferior del transmisor.	34
Figura 3-39 Parte superior del transmisor con el conector SMA y las modificaciones.	35
Figura 3-40 <i>Layout</i> de la antena.	36
Figura 3-41 Resultado de la implementación de las antenas. Parte de señal (imagen superior) y parte de tierra (imagen inferior)	37
Figura 3-42 Parte del amplificador en el <i>layout</i> del receptor con las conexiones básicas recomendadas	38
Figura 3-43 Detector de envolvente en el <i>layout</i> del receptor.	38
Figura 3-44 Comparador en el <i>layout</i> del receptor.	39
Figura 3-45 <i>Layout</i> completo del receptor.	39
Figura 3-46 Receptor implementado.	40
Figura 3-47 Resultado de la prueba del prototipo 1 de transmisor en dB/Hz.	41
Figura 3-48 Señal obtenida a la salida del multivibrador teniendo la segunda parte del circuito aislada	42
Figura 3-49 Circuito transmisor con la resistencia de 100 Ω conectada entre ambas partes del circuito.	42
Figura 3-50 Señal recibida a la entrada de la antena transmisora.	43
Figura 3-51 Esquema de rotación de la antena sobre su eje vertical.	44
Figura 3-52 Escenario para la prueba de distancia y de rotación de las antenas.	45
Figura 3-53 Escenario para las pruebas de las antenas en el cuerpo. Prueba A: cada antena en un brazo. Prueba B: transmisor en un brazo y receptor en la espalda.	45
Figura 3-54 Espectro obtenido con el transmisor apagado.	46
Figura 3-55 Espectro recibido con las antenas enfrentadas a 1’20 metros.	46
Figura 3-56 Espectro recibido con las antenas enfrentadas y a una distancia de 2’40 metros.	47

Figura 3-57 Espectro recibido con las antenas enfrentadas y a una distancia de 3'60 metros.	48
Figura 3-58 Diagrama de radiación de la densidad de potencia en dBm/Hz cada 30°	49
Figura 3-59 Espectro recibido al colocar cada antena en un brazo.	50
Figura 3-60 Espectro recibido con una antena situada en el brazo y la otra en la espalda.	50
Figura 3-61 Señal obtenida a la salida del amplificador del receptor.	51

Notación

TIC	Tecnologías de Información y Comunicación
WBSN	Wireless Body Sensor Network (Redes inalámbricas de sensores corporales)
UWB	Ultra Wide Band

1 INTRODUCCIÓN

En la última década se ha producido un crecimiento exponencial de las nuevas tecnologías, sobre todo de tecnologías pensadas para el ámbito doméstico y de ocio. Podemos observar este aumento en el número de dispositivos electrónicos que cada persona posee: al menos un Smartphone, un ordenador portátil o una tableta electrónica. Esto conlleva una gran cantidad de información que se tiene que manejar y es por eso que surgen nuevos conceptos como “la nube” o “Big Data”. Las nuevas tecnologías han llegado a todos los ámbitos de la vida diaria, desde el ocio hasta el trabajo. Se han desarrollado nuevas ciencias, como la robótica y la domótica.

La tecnología en general permite mejorar la calidad de vida de sus usuarios, es por ello que grandes organizaciones están invirtiendo de manera considerable en el intento de hacer llegar la tecnología a todos los ámbitos. Un ejemplo que nos concierne es el de la Unión Europea y su “Agenda Digital para Europa” [1]:

Tabla 1-1: Algunos objetivos relacionados con el mayor uso de Internet y de las tecnologías de la Agenda Digital para Europa.

	Media en la Unión Europea	
	Datos en 2014	Objetivo en 2015
Utilización asidua de Internet	47%	50%
Población que nunca ha utilizado Internet	20%	15%
Ciudadanos que interactúan en línea con la Administración Pública	42%	50%

Uno de los ámbitos en el que la tecnología ha sufrido otro gran auge recientemente es en el de la salud, en el cual se centra el presente trabajo.

1.1 Las TIC en el ámbito de la salud: e-Salud

Una definición de e-Salud podría ser:

El uso de Internet o de otros medios electrónicos para proporcionar servicios en el ámbito de la salud o crear y analizar información relacionada con la salud. [2]

La e-Salud podría producir un gran beneficio de los ciudadanos, pacientes y los profesionales que trabajan en el ámbito de la salud, además de las organizaciones sanitarias y poderes públicos. Si la e-Salud se aplica de una manera eficaz facilitará una atención sanitaria centrada y mucho más personalizada para el ciudadano que la use. Una atención más efectiva, eficaz y específica que ayudará a que se cometan menos errores médicos y contribuirá a disminuir el periodo de hospitalización.

Por otra parte, también favorece a la integración socioeconómica, a la calidad de vida, al acceso de los pacientes a los servicios e información y al empleo de medios sociales para la salud. Proporciona además una mejor capacitación de los pacientes (gracias a una mayor transparencia).

El desarrollo de aplicaciones destinadas a la e-Salud ha sufrido un gran auge durante la última década a pesar de la crisis económica. Este crecimiento se puede observar viendo el valor del mercado de la e-Salud y telemedicina desde el año 2010 [3]:

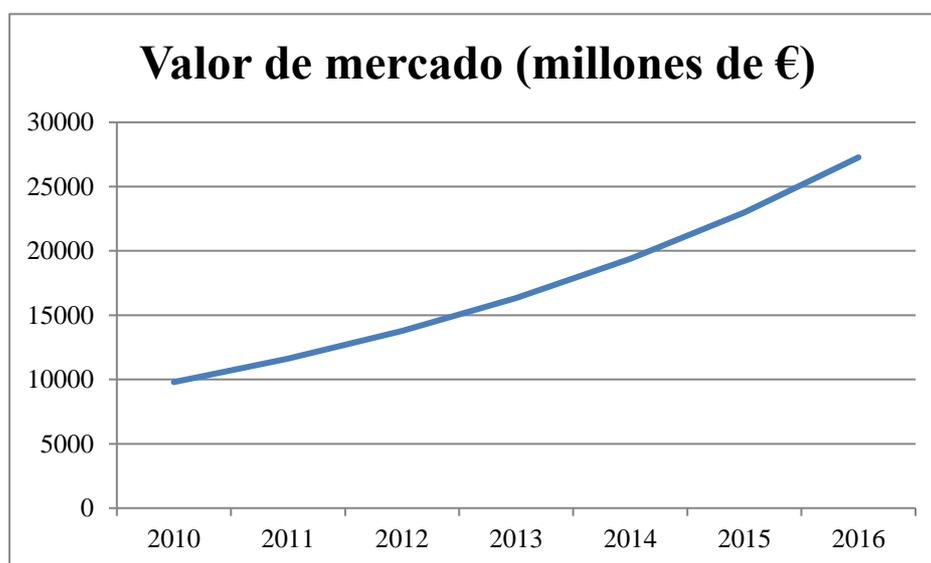


Figura 1-1. Valor de mercado de la telemedicina y e-Salud en millones de euros desde 2010.

Se observa el gran auge del valor del mercado desde el año 2010, con un crecimiento anual del 18.6%, lo que proporciona una visión sólida de dicho mercado, así como una gran importancia en el futuro.

Esto es propiciado por el rápido crecimiento a su vez de las tecnologías digitales (comentado en el anterior apartado). La unión de las tecnologías inalámbricas y dispositivos de atención sanitaria, así como entre dicha atención sanitaria y la asistencia social está generando nuevos negocios, lo que representan unos mercados prometedores.

Es por ello que actualmente se siguen buscando nuevas aplicaciones donde la e-Salud tenga cabida: aplicaciones en Smartphone, aplicaciones para la televisión [4], páginas web, o incluso las principales tecnologías que usan “Big Data” [5] como *STORM*, *Hadoop*, *MapReduce*, etc.

Las aplicaciones de e-Salud usan una serie de sensores situados en el cuerpo del paciente. Dichos sensores se comunican entre ellos formando una red inalámbrica de sensores corporales.

Las redes inalámbricas de sensores corporales (en inglés “Wireless Body Sensor Network” o WBSN) o redes de área corporal son un sistema de comunicaciones a pequeña escala, cuya principal característica es que las transmisiones se realizan dentro, sobre o alrededor del cuerpo humano.

Además de su característica principal, las redes de sensores corporales se pueden caracterizar también por: [13]

- **Área de cobertura pequeña:** la cobertura de la red de sensores corporales se encuentra confinada entre los 2 o 3 metros de distancia.
- **Potencia de transmisión baja:** la potencia transmitida en este tipo de redes es notablemente baja para encontrarse por debajo de niveles dañinos para el ser humano. Esto contribuye a una larga vida de las baterías de los sensores utilizados.
- **Provoca poca interferencia con otros sistemas de comunicaciones:** el transmitir a poca potencia reduce los niveles de interferencia causados a otros sistemas de comunicaciones existentes en el entorno.
- **Bajo número de nodos:** En comparación con las redes de sensores genéricas, las redes de sensores corporales se componen normalmente de un bajo número de nodos (menos de 10).
- **Los sensores son de un tamaño reducido:** Debido a que los sensores irán sobre el cuerpo humano, deben ser de un tamaño pequeño para favorecer la comodidad del usuario.

1.1.1 Beneficios de las WBSNs

Las redes de sensores corporales, utilizadas para la monitorización, diagnóstico y detección de enfermedades y emergencias, están ganando popularidad. Aunque en el presente ya estén cambiando la asistencia sanitaria, se espera que en próximos años se prosiga con este cambio.

El uso de este tipo de redes nos aporta ciertas ventajas: permite una supervisión continua del paciente, de esta forma se favorece la prevención y el diagnóstico precoz de enfermedades. Además, mejora la autonomía del paciente respecto a otros sistemas actuales de monitorización que son más invasivos y de un mayor tamaño [12].

Las WBSNs también permiten la automatización de algunos procesos que en la actualidad se desarrollan de manera lenta e ineficiente.

1.1.2 Aplicaciones de las WBSNs en la e-Salud

Las aplicaciones de las redes de sensores corporales se pueden agrupar en varios grandes grupos: aplicaciones médicas, de entretenimiento u ocio, de intercambio de información, seguridad, aplicaciones militares, etc. En el presente trabajo se destaca su uso para aplicaciones médicas.

Para la e-Salud y la medicina en general, las WBSN proporcionan un gran potencial por tener la capacidad de innovar y revolucionar muchos de los métodos que se realizan en algunos procesos fundamentales como los de diagnóstico, monitoreo, cirugías y los tratamientos [13]:

- Respecto a las aplicaciones en el diagnóstico, el médico obtiene la información que necesita del paciente mediante los sensores que se encuentran situados en el cuerpo.
- Para las aplicaciones de monitoreo las WBSN permiten obtener la información de forma inmediata de una serie de pacientes que se encuentran en cuidados intensivos o en recuperación. Las redes de sensores situadas en los pacientes se comunicarían con una unidad centralizada que recogería los datos de los signos vitales de dichos pacientes. Además sería posible tratar los datos de manera inmediata y comprobar si algún paciente necesita medicación o atención urgente. De esta forma se podría alcanzar la automatización del suministro de medicamentos y de generación de avisos o alarmas cuando fuera necesario.
- En el caso de la cirugía, las aplicaciones se espera que estén disponibles en un futuro no muy lejano. Se desarrollará una serie de nanomáquinas que puedan ser controladas y coordinadas mediante un usuario externo. Con ello se logrará realizar cirugías sin la necesidad de llevar a cabo cortes sobre el paciente.

Otra aplicación importante de las redes de sensores corporales es la monitorización de los pacientes en sus propios hogares. Gracias a ello mantienen una independencia con el centro de salud, siguiendo con sus

actividades diarias. Ante cualquier accidente, la WBSN avisaría a emergencias para que el paciente pudiera ser atendido [11].

1.1.3 Problemática de las redes de sensores corporales

Pese a las ventajas y beneficios que se comentaron anteriormente, las redes de sensores corporales deben superar una serie de grandes retos técnicos y sociales para lograr el auge esperado en la sociedad [6] [12]:

- **Coste:** la aplicación de nueva tecnología siempre conlleva una inversión. Tanto el personal sanitario como los pacientes usuarios que usen WBSNs tienen que adquirir el producto. Es por ello que lo ideal es un coste reducido reduciendo la complejidad de los circuitos y el número de componentes de los mismos.
- **Complejidad:** a mayor complejidad de un nuevo producto, mayor será la dificultad para que más usuarios lo adquieran. Además, como se comentó en el punto anterior, una baja complejidad permite reducir costes de fabricación. Otras ventajas importantes de una complejidad baja son: mayor facilidad de uso para los usuarios y facilitar la reparación en caso de avería de algún componente o conseguir un reemplazo de manera rápida y eficiente.

Por otro lado, actualmente la sociedad está sufriendo un envejecimiento continuo gracias a la mejora de la calidad de vida. Esto se traduce en que cada vez la población de personas de mayor edad aumenta. Para este sector de la población las redes de sensores corporales aplicadas a la medicina mejorarían notablemente su calidad de vida. Sin embargo, es este sector también menos propenso a utilizar nuevas tecnologías. Es por ello que si la complejidad de la red de sensores corporales es baja se facilitará su uso entre las personas mayores.

- **Velocidad:** sería idóneo una tecnología que permitiera una velocidad de transmisión de datos alta a distancias cortas, ya que para las WBSNs no es necesario un área de cobertura de más de 2 o 3 metros. Esto conlleva a una tecnología que ocupe un gran ancho de banda.
- **Baja potencia:** los sensores que componen las redes de sensores corporales se colocan en el cuerpo del paciente, es por ello que es deseable una baja potencia para evitar así problemas en la piel.
- **Canal:** uno de los mayores retos a los que se enfrentan las redes de sensores corporales es compensar los efectos que el cuerpo humano produce, ya que se encuentra en continuo movimiento y esto provoca el cambio dinámico del canal. Por esta razón, a la hora de diseñar las antenas ha de tenerse en cuenta su capacidad de transmisión y recepción sobre el cuerpo humano, además, es deseable que tengan una buena direccionabilidad. Así, aunque el usuario se encuentre en movimiento, se consigue una recepción adecuada para tratar la señal.
- **Cosumo:** Es deseable que los sensores que conforman la red de sensores corporales sean de bajo consumo para lograr una mayor eficiencia y una mayor duración.

Ante estos problemas mencionados se propone a la tecnología UWB como uno de los candidatos para solventarlos. La tecnología UWB permite la transmisión de pulsos de nanosegundos de duración, con lo que su consumo es bajo. Además, gracias al extenso ancho de banda que ocupa la señal se puede lograr una alta tasa de transmisión.

1.2 Introducción a la tecnología UWB

La traducción del término inglés Ultra Wide Band es “*Banda Ultra Ancha*”. La definición que otorga la ITU-R a la tecnología UWB es:

Una transmisión desde una antena para la que el ancho de banda de la señal emitida supere el menor entre 500 MHz o una relación superior al 20% entre el ancho de banda y la frecuencia central [8].

La tecnología UWB de pulsos está basada en la transmisión de pulsos electromagnéticos muy estrechos, típicamente menos de 1 ns, con bajas tasas de repetición en aplicaciones como radar o escáneres (entre 1 y 100 Mpulsos/seg.) o bien altas tasas de repetición para comunicaciones (entre 1 y 2 Gpulsos/seg.). Al ser los pulsos tan estrechos en el tiempo, conseguimos un espectro de gran expansión a lo largo de un gran ancho de banda.

La densidad espectral de potencia de las señales UWB es muy baja y esta propiedad permite que las transmisiones sean prácticamente indetectables para los receptores que no estén usando esta tecnología reduciendo así las posibilidades de causar interferencias entre los equipos aún usando la misma banda de frecuencias.

1.2.1 Historia

El trabajo sobre transmisiones IR (Impulse Radio) comenzó a partir de 1940. La primera área de aplicación para esta tecnología fue en radar y las aplicaciones de comunicaciones de datos no empezaron hasta entrado 1960. A partir de 1970 varios ingenieros como Ross, Robins o Bennett, procedentes de investigaciones con el premio Nobel Sperry, trabajaron en aplicaciones de la tecnología radio.

A finales de 1980 ya se habían extendido patentes y publicaciones sobre comunicaciones no convencionales, las cuales fueron agrupadas como UWB por el DARPA (Defense Advanced Research Projects Agency). UWB proponía aplicaciones comerciales de esta tecnología y compartió dicha visión con la FCC (Federal Communications Commission). Las interacciones con la FCC continuaron a lo largo de 1990 y finalmente permitió el uso de la tecnología UWB para el uso de aplicaciones comerciales en 2002.

Lo que potenció esta tecnología fue la capacidad de transmitir gran cantidad de información en cortas distancias sin requerir una banda de frecuencias dedicada [9].

1.2.2 Aspectos regulatorios

La FCC en 2002 permitió un nuevo uso del espectro en Estados Unidos, la transmisión de banda ultra ancha o *ultrawideband transmission*. Con ello los equipos radio que utilizaran la tecnología UWB podían transmitir por encima del espectro licenciado para otros usos imponiendo ciertas restricciones para minimizar las interferencias posibles.

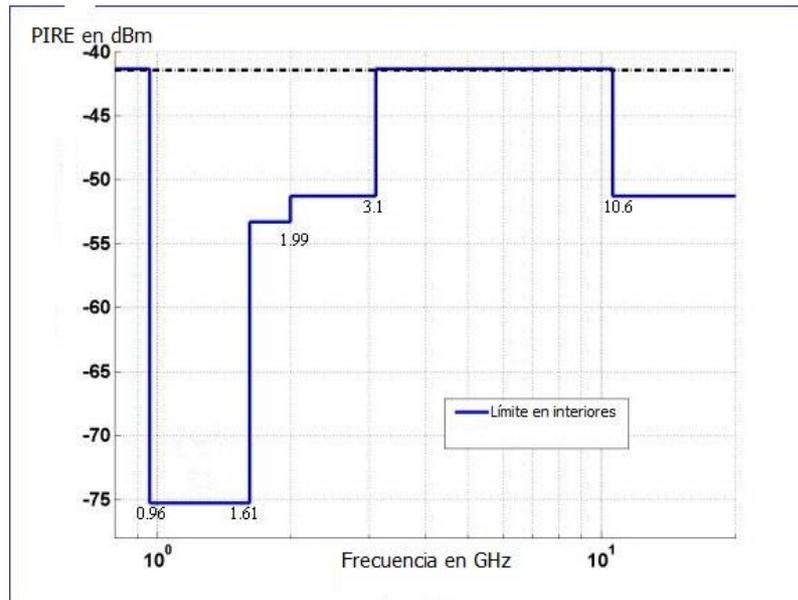


Figura 1-2. Máscara espectral establecida por la FCC para interiores.

La banda más explotada es la que está entre 3.1 - 10.6 GHz debido a que es donde más potencia está permitido transmitir (-40 dBm de PIRE). Podemos observar también en la figura que la banda entre 1 - 3 GHz es la que tiene mayores restricciones en potencia para así proteger las transmisiones de telefonía móvil y a los sistemas GPS.

En España el uso de la tecnología UWB viene contemplado en el CNAF (Cuadro nacional de atribución de frecuencias) por la nota *UN-137*. En dicha norma se destacan ciertas normas a tener en cuenta en el uso de UWB como el no poder causar interferencia a otros servicios de radio y el no tener derecho a reclamar protección ante interferencias de otros servicios. Además, recoge en una tabla la máxima PIRE permitida según el rango de frecuencias utilizado, aunque se permiten otros límites si se emplean técnicas de mitigación.

Tabla 1-2. Máxima densidad media y de pico de PIRE según la banda de frecuencias.

Banda de frecuencias (GHz)	Máxima densidad espectral media de PIRE (dBm/MHz)	Máxima densidad espectral media de PIRE (dBm/50 MHz)
Por debajo de 1.6	-90	-50
1.6 a 2.7	-85	-45
2.7 a 3.4	-70	-36
3.4 a 3.8	-80	-40
3.8 a 4.2	-70	-30
4.2 a 4.8	-70	-30
4.8 a 6	-70	-30
6 a 8.5	-41.3	0
8.5 a 10.6	-65	-25
Por encima de 10.6	-85	-45

1.2.3 Propiedades de UWB

Anteriormente se describieron las bases de la tecnología UWB y se expuso su definición. Se puede concluir que es una tecnología basada en usar un gran ancho de banda, con las siguientes ventajas [10] [7]:

- Se puede conseguir una tasa binaria muy elevada ya que la transmisión de información se realiza mediante la repetición en el tiempo de pulsos modulados. La tasa obtenida con los sistemas UWB suele estar en torno los 100 Mbps, pudiendo alcanzar en ocasiones los Gbps. Esta tasa es mayor que la obtenida en otros estándares establecidos para comunicaciones inalámbricas para redes de sensores corporales como son Bluetooth, WPAN o ZigBee).
- Aunque el alcance en principio sea corto se puede aumentar disminuyendo la tasa binaria como se muestra en la figura 1-2. En dicha figura se muestra el alcance o rango en metros frente a la tasa binaria en Mbps para distintas tecnologías. Podemos concluir de la gráfica que para un alcance inferior a 15 metros conseguimos una tasa binaria superior que con el estándar 802.11a (comúnmente conocido como WiFi).
- Al extenderse a lo largo de una banda tan ancha conseguimos que su densidad espectral de potencia sea baja por lo que a penas genera interferencias con las comunicaciones de otros sistemas. Además conseguimos robustez y privacidad ya que otro sistema de comunicación que estuviera intentando interferir podría confundir la señal con el ruido de fondo. Esto puede verse en la figura 1-3.
- Los sistemas UWB no poseen una frecuencia portadora, por lo que los transceptores que usan esta tecnología son mucho más sencillos de diseñar y fabricar.
- Al no poseer portadora los sistemas UWB no necesitan componentes como mezcladores u osciladores. Esto reduce el coste y el tamaño de implementación de los circuitos.
- Pese a que los sistemas UWB transmitan a una alta frecuencia, el usar un ancho de banda tan elevado provoca que bajas frecuencias acompañen a la señal. Estas bajas frecuencias son las idóneas para conseguir un alto grado de penetrabilidad sobre el cuerpo humano y sobre los materiales en general.

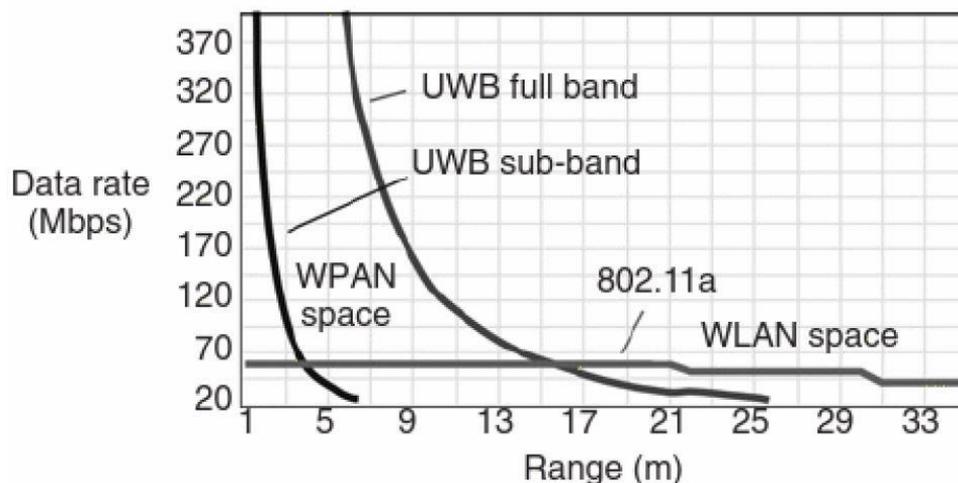


Figura 1-3. Gráfico donde se muestra el alcance según la tasa binaria para distintas tecnologías.

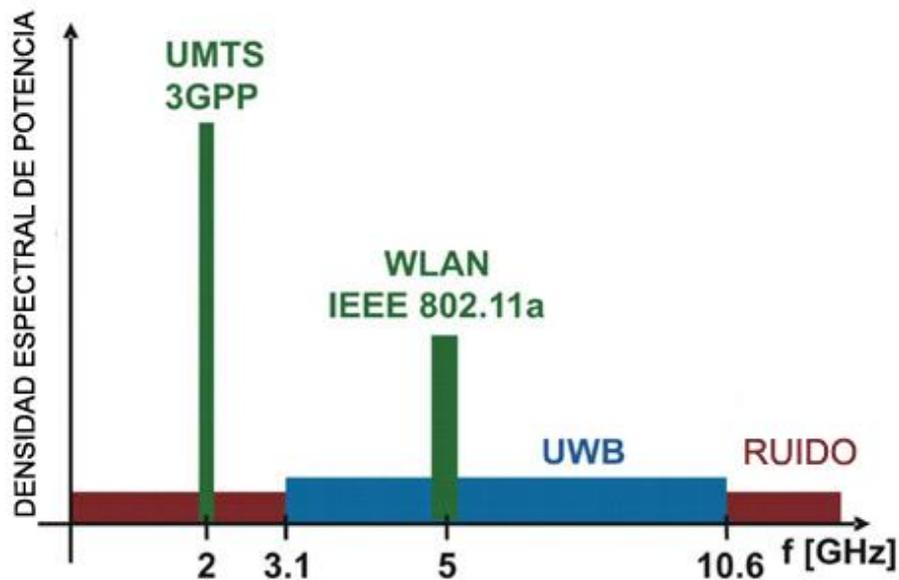


Figura 1-4. Densidad espectral de potencia para distintas tecnologías.

1.3 Hipótesis del trabajo

La hipótesis que sostiene el presente trabajo es que los problemas inherentes en las redes de sensores corporales (conseguir un bajo consumo, una alta tasa de transmisión, un coste reducido...) pueden solventarse utilizando la tecnología *Ultra Wide Band* (UWB).

1.4 Objetivos

El objetivo principal es la implementación de un transceptor UWB de baja complejidad destinado a redes de sensores corporales.

Para lograr el objetivo principal del trabajo se consideran los siguientes subobjetivos:

- Diseñar e implementar un transmisor que utilice la tecnología UWB, es decir, que sea capaz de generar y transmitir pulsos estrechos. Además, ha de poder transmitir a frecuencias bajas, para facilitar la transmisión de la señal a través del cuerpo humano.
- Diseñar e implementar una antena que sea capaz de transmitir y recibir en un ancho de banda extenso y que presente un buen comportamiento tanto en transmisión como en recepción situadas sobre el cuerpo humano.
- Diseñar e implementar un receptor capaz de convertir los pulsos UWB que reciba en señales que puedan ser tratadas en el extremo receptor.
- Validación de cada etapa del transceptor UWB.

2 MATERIAL Y MÉTODO

La metodología a seguir en el presente trabajo se trata de una metodología cíclica. De acuerdo con este método, el diseño y desarrollo de los dispositivos se ha abordado de forma iterativa (o en espiral), testeando los desarrollos antes y con mayor frecuencia que en el tradicional ciclo de vida en cascada.

El coste de corrección es menor cuando se detectan los problemas al principio del proceso de diseño y desarrollo, y aumenta a medida que está más próximo al resultado final, ya que la flexibilidad para implementar la solución óptima disminuye. Esto permite identificar y corregir los problemas con antelación, reduciendo los costes asociados y mejorando la eficacia y seguridad de los desarrollos obtenidos. También se facilita la medida de la fiabilidad de los sensores, ya que cada uno de los componentes del sistema puede ser evaluado independientemente antes de su integración.

En primer lugar, se realizó una revisión de la bibliografía existente referente a la e-Salud y a la tecnología UWB. La bibliografía utilizada fue obtenida de la base de datos del IEEE, de la base de datos de Scopus y de la existente en la Universidad de Sevilla. Una vez estudiadas las ventajas de esta tecnología se propuso como posible solución a los retos presentados por las redes de sensores corporales, diseñando e implementando un transceptor.

El transceptor se dividió en transmisor, antena y receptor para facilitar tanto la simulación de cada parte, como su implementación y validación.

Para permitir la evaluación de las prestaciones del transceptor se diseñó un atenuador y un generador de ruido aleatorio [14] para simular un posible canal real sobre la piel y observar el comportamiento de la señal ante el mismo.

Posteriormente se diseñaron y simularon los prototipos de transmisor basados en los diseños extraídos de la bibliografía. Se realizaron los cambios necesarios en los diseños para ajustar el resultado de la simulación al deseado. Además, se diseñó y simuló el prototipo escogido para el receptor observando cómo era capaz de recibir los pulsos estrechos y, según la modulación escogida, obtener una salida u otra.

Los diseños y las simulaciones de los prototipos se llevaron a cabo utilizando el conjunto de herramientas software OrCad 16.0. Se utilizó la herramienta Capture para los diseños y la herramienta PSpice para obtener los resultados de las simulaciones. Para implementar los circuitos se utilizó el software Layout, permitiendo ajustar la colocación de las *footprint* o marcas de los componentes sobre la placa. Los ficheros gerber generados por este software y necesarios para el correcto funcionamiento de la fresadora fueron gestionados con el software CircuitCAM 5.2.

A continuación, se diseñó un prototipo de antena basándose en su capacidad para transmitir sobre y a través del cuerpo humano. Posteriormente se reajustaron sus medidas para mejorar los resultados obtenidos consiguiendo un mayor ancho de banda.

Para el diseño y simulación de la antena se utilizó el software HFSS 13.0.

Una vez se obtuvieron resultados positivos para cada una de las partes del transceptor, tanto en diseño como en simulación, se prosiguió con su implementación usando para ello el material y la maquinaria existente en el laboratorio. Para la creación de las placas de circuito impreso se utilizó la fresadora ProtoMat S62 de LPKF Laser & Electronics controlada por el software BoardMaster 5.0. Posteriormente se soldaron los componentes sobre las mismas.

Para la validación del transmisor y del receptor se realizaron una serie de pruebas y mediciones. Además, para la validación de las antenas implementadas se realizó un protocolo a seguir para lograr la mayor veracidad en los resultados.

Se utilizó el osciloscopio para comprobar en tiempo los pulsos generados por el transmisor y los recibidos por el receptor. Para analizar el espectro generado y recibido por las antenas se usó el analizador de espectro “*Spectrum Analyzer FSL*” de Rohde & Schwarz. Posteriormente, los datos recogidos por ambos equipos fueron tratados con Excel y MATLAB.

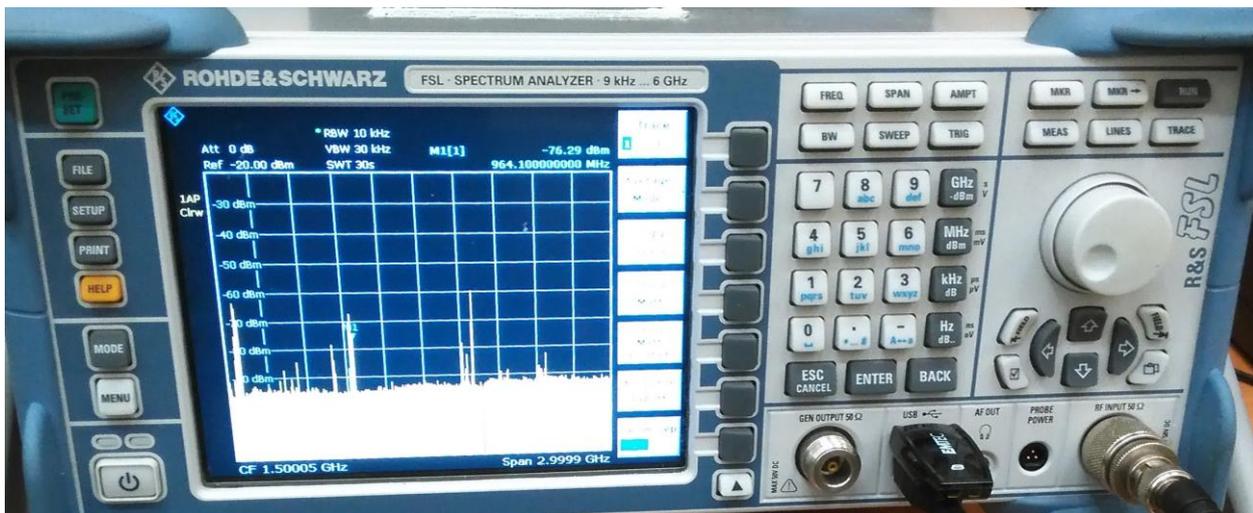


Figura 2-1 Analizador de espectro “*Spectrum Analyzer FSL*” de Rohde & Schwarz

Finalmente, con los resultados obtenidos de la validación del transceptor se obtuvieron las conclusiones finales del trabajo.

3 RESULTADOS

En este capítulo se destallará todo el proceso de diseño, simulación, análisis, implementación y validación tanto del transmisor, antenas y receptor. Para empezar, se diseñará y simulará un canal (atenuador y generador de ruido) para comprobar la validez de las señales generadas tras pasar por el cuerpo humano. A continuación, se diseñarán y simularán los prototipos de transmisores propuestos. Para la antena se realizarán una serie de cambios en su diseño para lograr un mayor ancho de banda. Por último se simulará el receptor y se propondrán varios métodos de modulación. Tras comprobar que las simulaciones obtienen resultados positivos se pasará a la implementación de transmisor, antena y receptor. Y, finalmente, se realizarán las pruebas de valudación de cada módulo.

3.1 Resultados de diseño y simulación

A efectos de simular la señal recibida después de pasar a través del canal se incluirá un atenuador y un generador de ruido al esquema del transmisor que generarán los efectos propios del canal.

El artículo [14] describe un posible modelo de canal corporal, exponiendo un circuito atenuador a efectos de simular el paso de la señal a través del cuerpo humano.

Al modelo presentado en dicho artículo se le han realizado una serie de cambios para que nos proporcione la atenuación que deseamos a nuestra señal. En primer lugar la rama situada en la parte inferior se ha colocado a tierra, con el objeto de simplificar las simulaciones. Para mantener la atenuación y las constantes de tiempo se han modificado se han modificado los valores de los componentes situados en la rama superior doblando el valor de las resistencias y dividiendo entre dos el valor del condensador. A partir de ahí se fueron modificando los valores de dicha rama superior hasta llegar a la atenuación deseada, en este caso de 37 dB.

Se debe tener en cuenta que los valores de los componentes no pueden variar arbitrariamente: el factor multiplicativo que se le de a las resistencias debe ser el factor por el que dividir el valor del condensador. Esto se debe llevar a cabo para mantener la constante de tiempo en un valor fijo.

En las siguientes imagenes se muestra el esquema del atenuador y a continuación el efecto que produce a una señal de prueba que se introduce a la entrada:

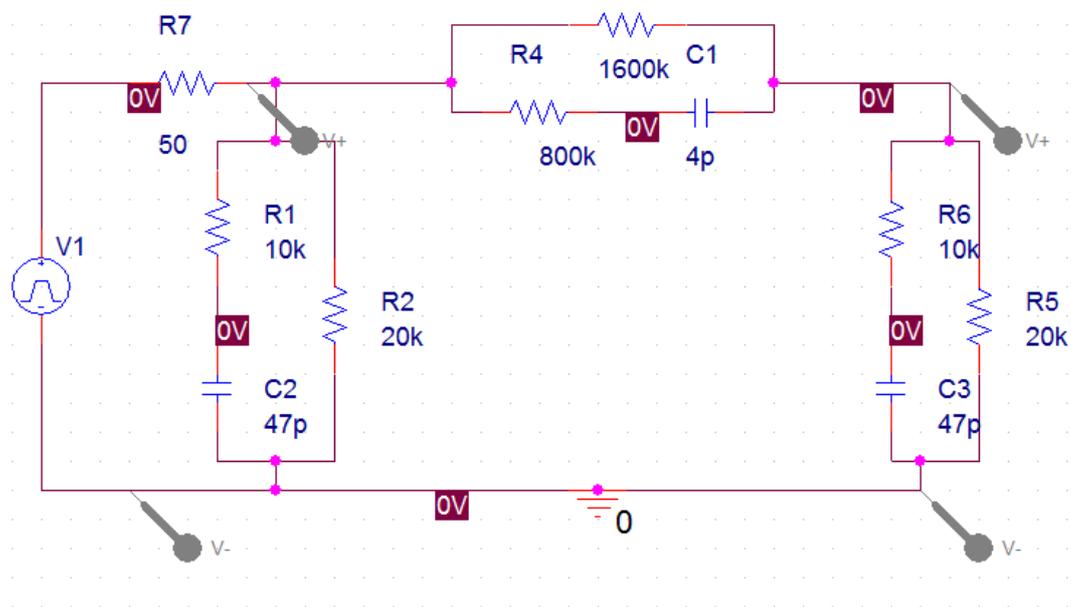


Figura 3-1 Circuito atenuador.

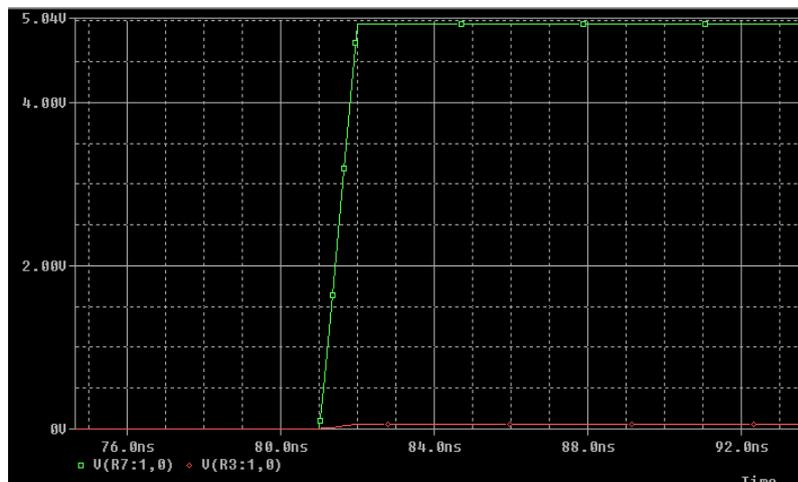


Figura 3-2 Resultados de la simulación del circuito atenuador. La entrada es la señal verde y la salida la señal roja.

Para poder simular y añadir ruido pseudoaleatorio en el programa *SPice* se utiliza el componente llamado “*pwl*” que se encuentra en la librería “*sourc*”. Además, se realiza un programa en el software MATLAB que genera un fichero con los valores de ese ruido pseudoaleatorio. Posteriormente, ese fichero denominado *pwlFile.in*, se debe colocar en el directorio *bias* del proyecto del circuito donde se desea añadir el ruido. Una vez realizado esto, la fuente *pwl* será el componente encargado de generar el ruido pseudoaleatorio.

En el programa diseñado para MATLAB se pueden introducir parámetros para indicar tiempo en el que se inicia y se finaliza la simulación, voltaje medio, etc. El código correspondiente a dicho programa se proporciona en el Anexo A.

En las siguientes imágenes se muestra el componente generador de ruido y la salida de dicho componente al simular:

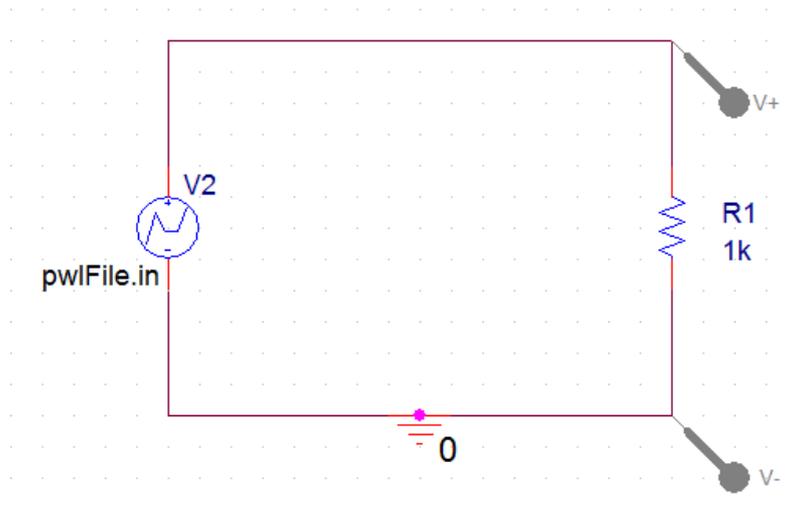


Figura 3-3 Circuito generador de ruido aleatorio.

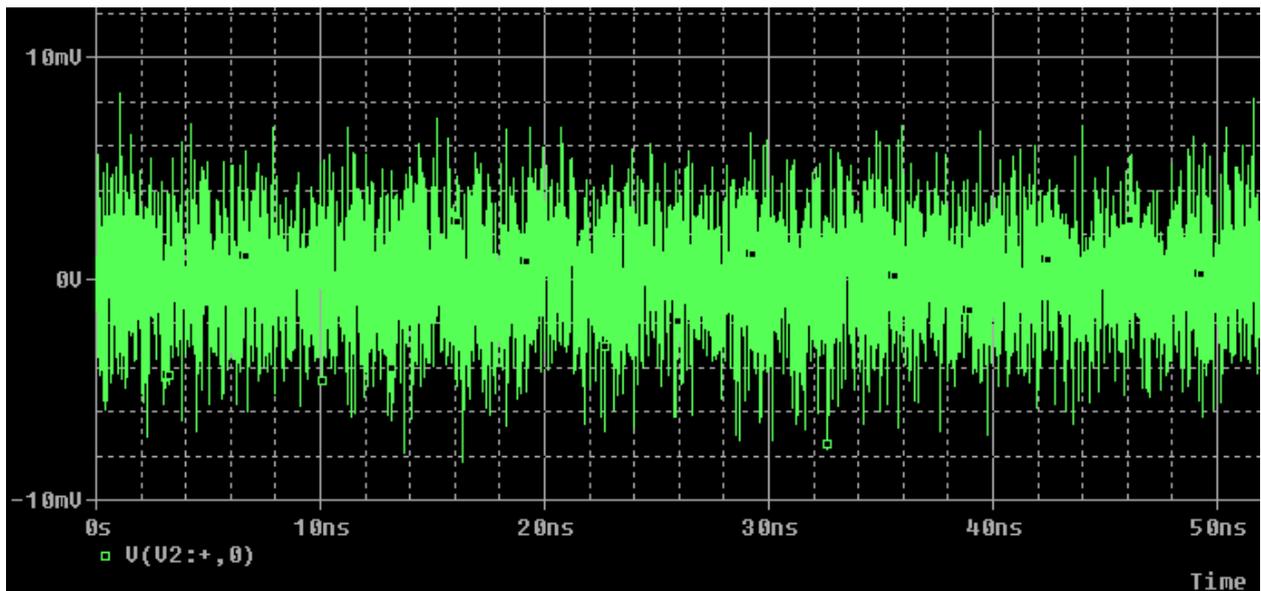


Figura 3-4 Resultados de la simulación del generador de ruido aleatorio.

Una vez se consigue la atenuación y el ruido deseados se deben colocar ambos circuitos en el proyecto del transmisor. Para ello, la salida del transmisor la conectamos con el atenuador y a la salida del atenuador se introduce en serie el generador de ruido.

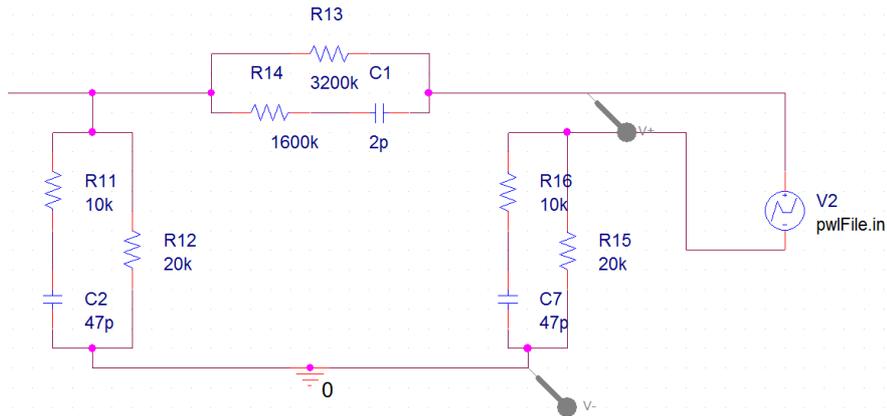


Figura 3-5 Circuito resultante al unir atenuador y generador de ruido aleatorio.

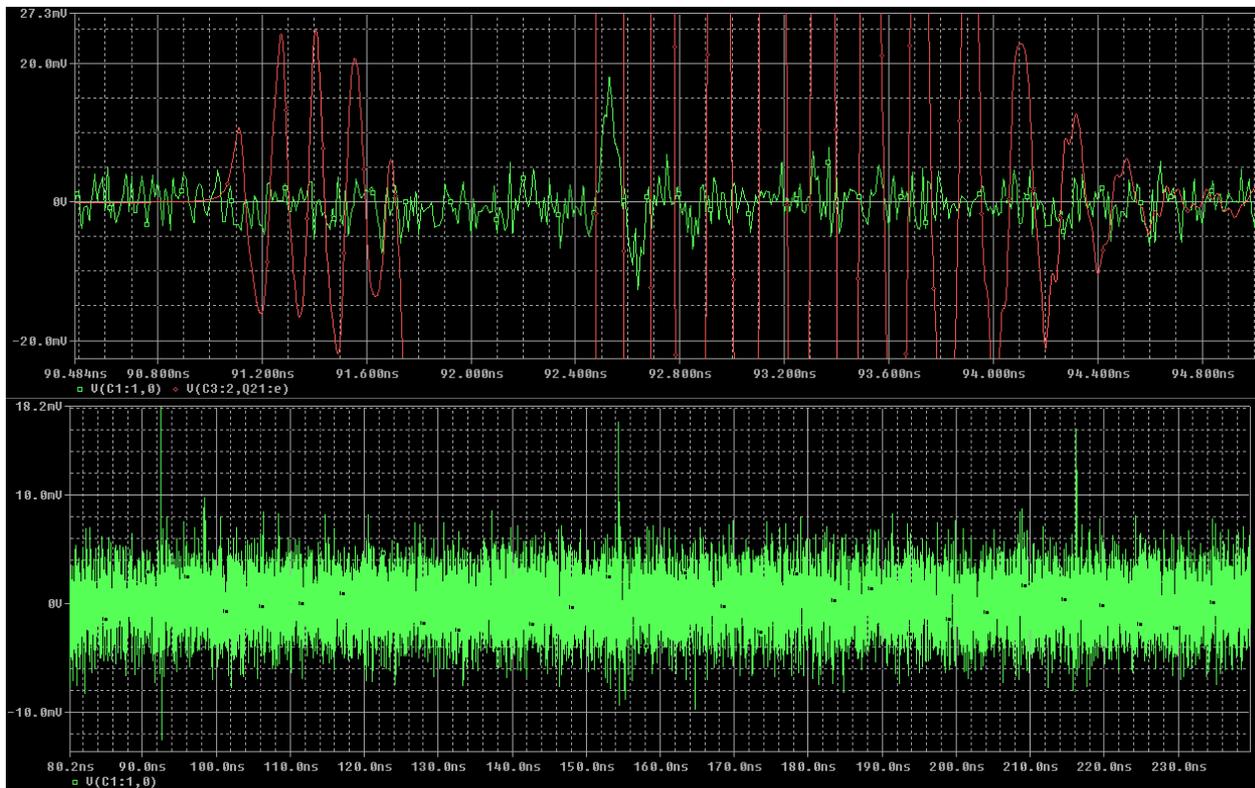


Figura 3-6 Resultados de la simulación tras la unión del circuito atenuador y generador de ruido. La entrada es una señal de pulsos (señal roja) y como salida obtenemos la señal atenuada y sumada al ruido aleatorio (señal verde).

Los resultados de la simulación presentan la atenuación y el ruido esperados en este trabajo.

3.1.1 Diseño y simulación del transmisor

3.1.1.1 Diseño y simulación del prototipo 1

El artículo [15] muestra un circuito generador de pulsos UWB en baja frecuencia. Es interesante para este trabajo el intentar transmitir a una señal a baja frecuencia para facilitar la transmisión a través del cuerpo humano, es por ello que se analiza el circuito expuesto en dicho artículo. Su funcionamiento es el siguiente:

El mecanismo de conmutación depende de los valores de la resistencia y del condensador. Por otro parte, el funcionamiento del diodo es el siguiente: durante el flanco de bajada, la puerta del transistor FET cae rápidamente a través del diodo en ON hacia el voltaje de entrada negativo. Esto causa un apagado abrupto del transistor el cual dirige la corriente hacia la conexión L-C de la salida, lo que genera el pulso UWB. Para el flanco de subida, la puerta del transistor y el condensador de 470 pF tienen que descargar a través de la resistencia con lo que el diodo se pone en OFF. Esto ralentiza el encendido del transistor y la corriente aumenta gradualmente. Este encendido gradual conduce a un pulso de salida débil producido por la conexión L-C en los flancos de subida de la señal de entrada.

El artículo [15] muestra dos opciones diferentes para la generación de pulsos UWB. La primera de ellas genera un pulso en cada flanco de subida y de bajada de la señal de entrada, el segundo modelo solo genera un pulso en el flanco de subida o en el de bajada dependiendo de si el voltaje constante es positivo o negativo respectivamente.

El circuito que se va a diseñar y simular es esta segunda opción con pulsos estrechos en los flancos de subida.

Utilizando el programa *Capture* de *OrCad 16.0* se realiza el diseño del modelo:

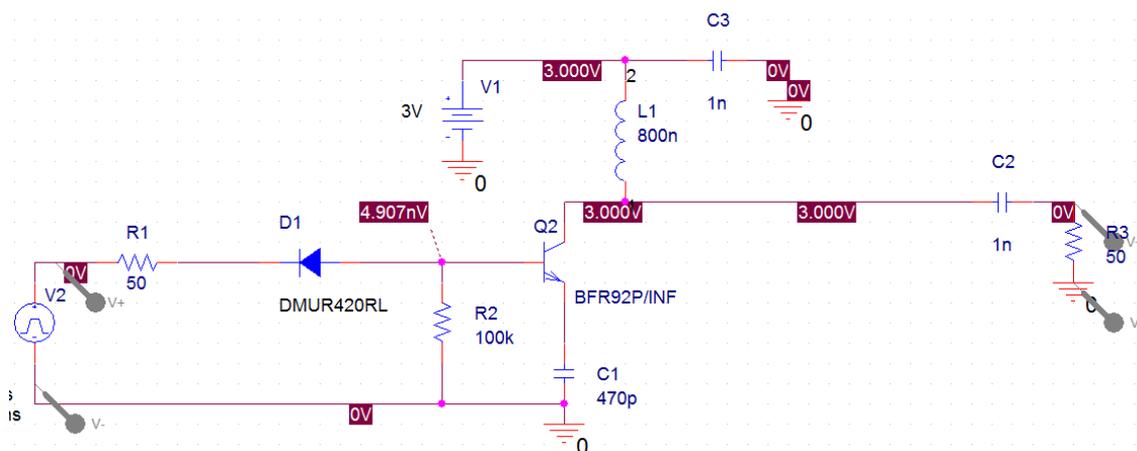


Figura 3-7 Circuito generador de pulsos UWB denominado “Prototipo 1”

Tanto el transistor como el diodo utilizados en el diseño y en la simulación han sido elegidos teniendo en cuenta sus características (alta velocidad de transición para su correcto funcionamiento en tecnología UWB).

Al depender la salida de este circuito de los valores de los condensadores y de la bobina se hicieron varias simulaciones manteniendo constante los valores de las resistencias donde los resultados se recogen en la siguiente tabla (donde *Amplitud* y *Duración* son los respectivos valores del pulso de salida):

Tabla 3-1 Valores de amplitud y duración de los pulsos al simular con distintos valores de componentes

Condensador C1	Condensador C2	Condensador C3	Bobina L1	Amplitud	Duración
470 pF	1 nF	1 nF	800 nH	449.3 mV	2 ns
470 pF	1 nF	1 μ F	800 nH	446.7 mV	1.73 ns
470 pF	1 nF	1 nF	100 nH	359.2 mV	1.43 ns
10 nF	1 nF	1 μ F	100 nH	358.9 mV	1.24 ns

Se puede observar que la mejor relación entre mayor amplitud y menor duración del pulso de salida se obtiene con unos condensadores de 470pF, 1nF y 1nF, y con un valor de la bobina de 800nH (tal y como se muestra en la imagen de su diseño).

Sin embargo, también existen varias opciones de diodos y transistores que hacen variar los resultados obtenidos dependiendo de sus valores. Por ejemplo, un transistor con mayor frecuencia de transición proporcionará unos pulsos más estrechos, lo cual es uno de los objetivos, al hacer una conmutación a mayor velocidad. Las simulaciones anteriores se realizaron con el diodo *1N4617* y el transistor mosfet *BC264A*. A continuación, se detallan en las tablas los resultados de las simulaciones con otros componentes, habiendo comprobado antes su disponibilidad para su adquisición:

Tabla 3-2 Valores de amplitud y duración de los pulsos al simular con distintos modelos de diodos.

Modelo del diodo	Amplitud	Duración
1N4617	449.3 mV	2 ns
1PS76SB40	50 mV	1 ns
DMUR420RL	445.84 mV	1.7 ns

Tabla 3-3 Valores de amplitud y duración de los pulsos al simular con distintos modelos de transistores.

Modelo de transistor	Amplitud	Duración
BC264A	449.3 mV	2 ns
2N7002	800 mV	8ns
BFS17P	250 mV	1.64 ns
BFR92P	216 mV	1.4 ns
BFP420	66 mV	1.15 ns

Por lo tanto, se observa que los mejores resultados en cuanto a relación amplitud/duración del pulso de salida se obtiene con los valores de condensador y bobina citados anteriormente además de con el diodo *DMUR420RL* y con el transistor *BFR92P* de *INFINEON*.

Al ser los transistores del mismo fabricante (*INFINEON*) tienen la misma “*footprint*” o marca en el esquema para la implementación del circuito y, por lo tanto, una vez fabricado el circuito es posible cambiar, si se desea obtener varios resultados de validación, entre un modelo de transistor y otro sin tener que realizar de nuevo el diseño y volverlo a implementar.

Los resultados de la simulación una vez escogidos los componentes de nuestro circuito se muestran en las siguientes imágenes:

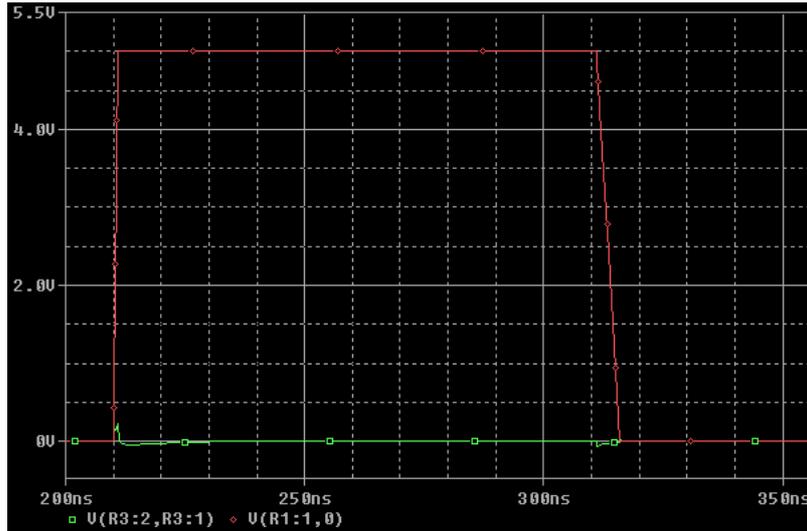


Figura 3-8 Señal resultante (señal verde) tras la simulación de una señal cuadrada (señal roja) a la entrada.

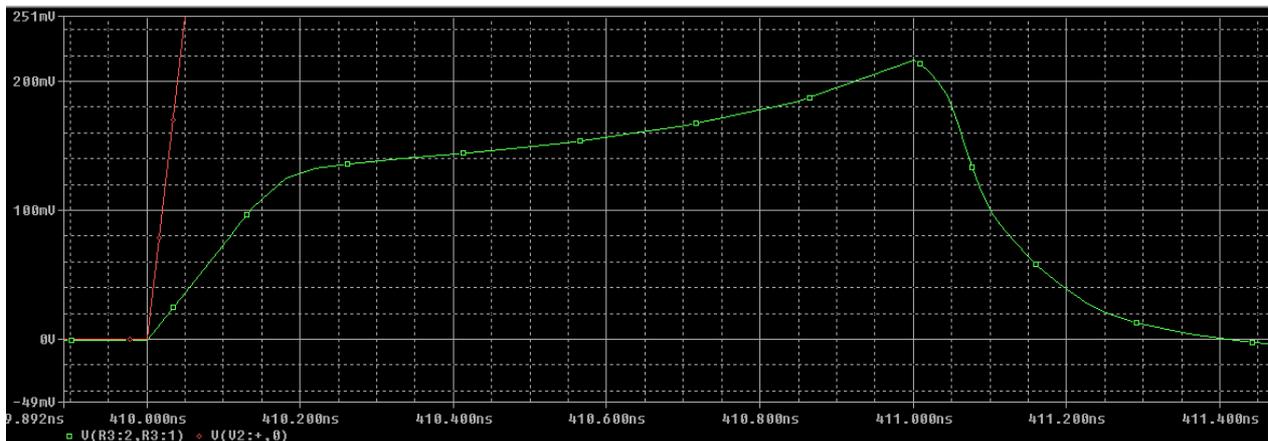


Figura 3-9 Señal resultante (señal verde) tras la simulación de una señal cuadrada (señal roja) a la entrada.

Una vez obtenidos los resultados de la simulación se desea conocer la señal resultante tras el pasar por el canal (sufriendo atenuación y sumándose ruido). Para ello nos basamos en lo expuesto en el apartado 3.1 de este trabajo.

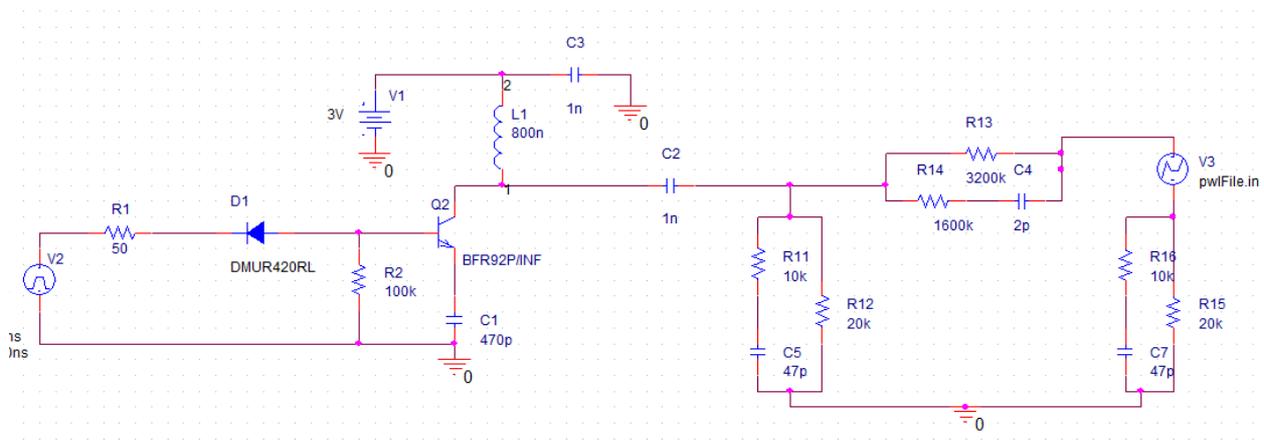


Figura 3-10 Esquema del circuito añadiendo el atenuador y el generador de ruido

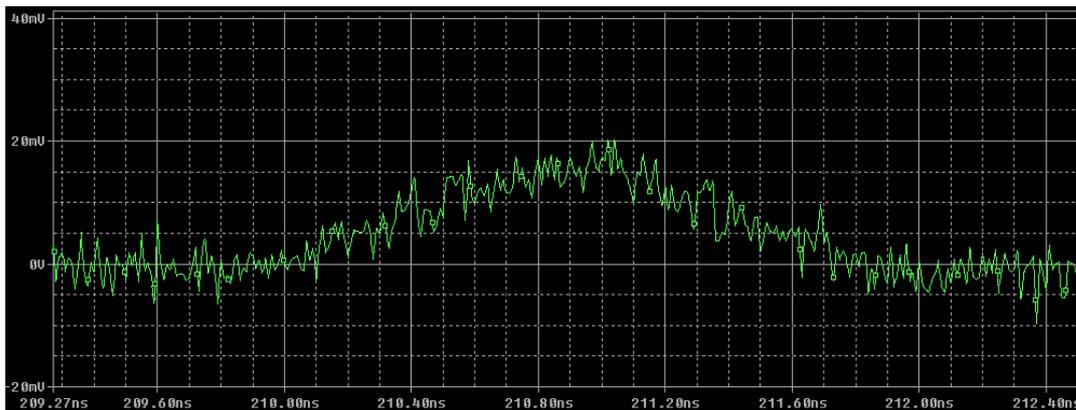


Figura 3-11 Pulso resultante del prototipo 1 con ruido y atenuación

Se puede observar como aún se detecta el pulso pese a la atenuación y al ruido añadido. El pulso obtenido tiene una duración de 1.6 nanosegundos, por lo que el diseño es válido para la tecnología UWB.

3.1.1.2 Diseño y simulación del prototipo 2

En el artículo [16] se presenta un transmisor de baja complejidad y basado en componentes discretos basándose en retrasar una señal cuadrada y posteriormente

El diagrama de bloques que describe el artículo para el transmisor es el siguiente:

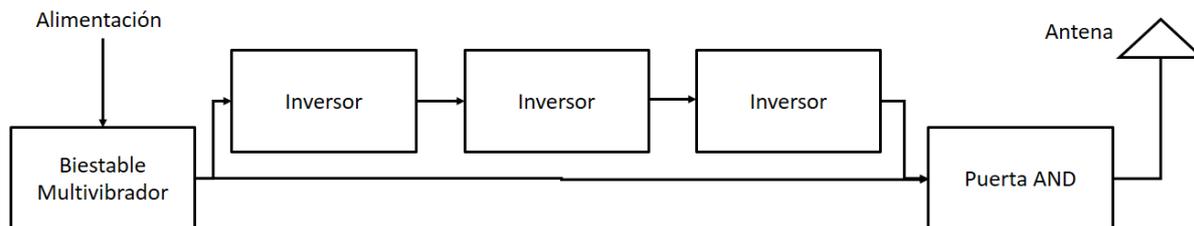


Figura 3-12 Diagrama de bloques del segundo prototipo de transmisor

El biestable multivibrador produce una señal cuadrada periódica al introducirle una señal de alimentación. Esta señal periódica sufre varios procesos de inversión para, al ser componentes no ideales, producir un retraso de nanosegundos. Esta señal retrasada y la señal periódica original pasan por una puerta AND consiguiendo así el pulso estrecho. Además, a diferencia del circuito expuesto en el artículo, no se incluyó el filtro en el diseño para evitar de esta forma perder frecuencias bajas, que son importantes en este trabajo debido a que son las que con mayor facilidad traspasan el cuerpo humano.

Los transistores escogidos para el diseño y posterior simulación del circuito son BFP420 de la marca *Infineon*.

Usando el software *OrCAD 16.0*, el programa *OrCAD Capture*, el diseño del modelo de transmisor basado en inversores se muestra en la siguiente imagen:

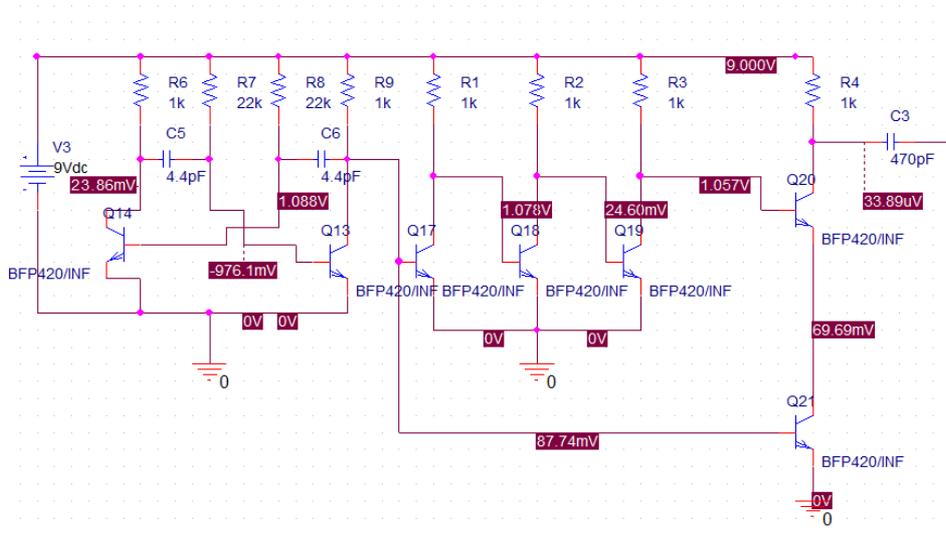


Figura 3-13 Circuito generador de pulsos UWB denominado “Prototipo 2”.

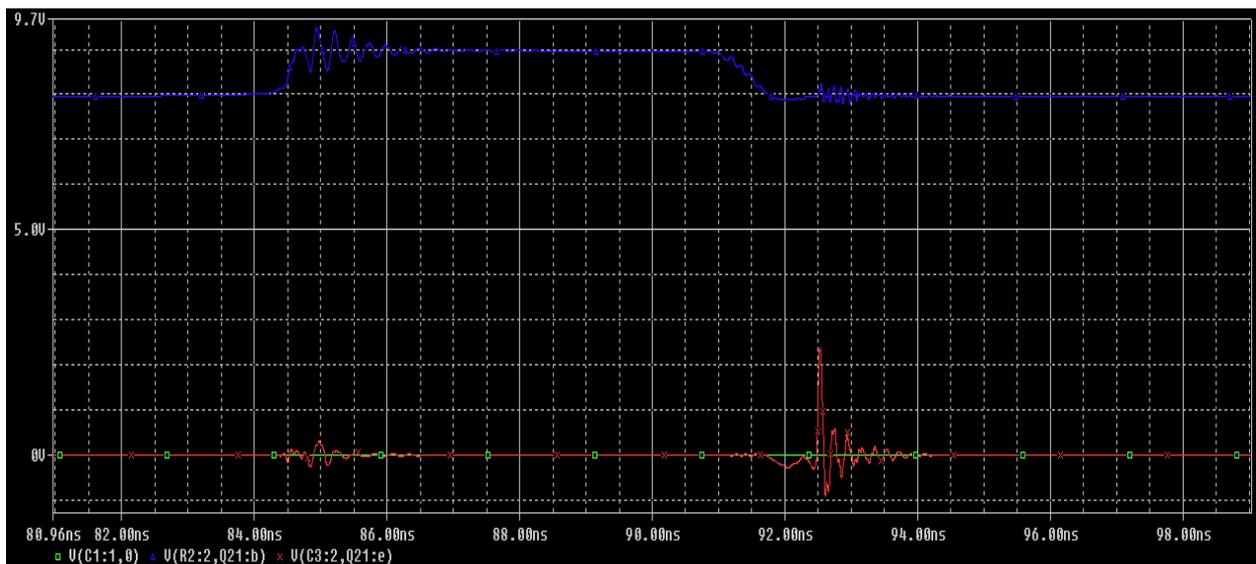


Figura 3-14 Señal generada por el biestable (señal azul) y señal a la salida del circuito (señal roja).

En azul se muestra el pulso generado a la entrada del circuito y en rojo la señal de salida que recibiría la antena transmisora. La amplitud es de 1 V aproximadamente y la anchura del pulso de unos 0.4 ns.

Para comprobar el comportamiento de la señal al pasar por el canal se añade atenuación y ruido al circuito, como se expuso en el apartado 3.1 de la memoria.

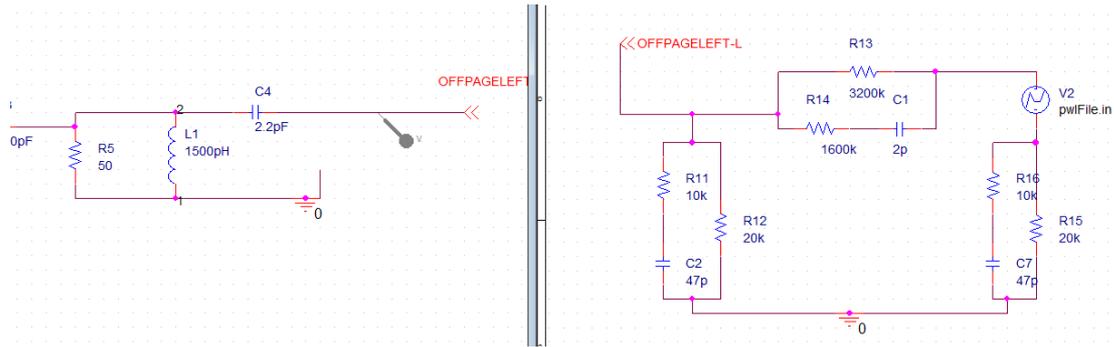


Figura 3-15 En la imagen de la derecha se observa el atenuador y el generador de ruido.

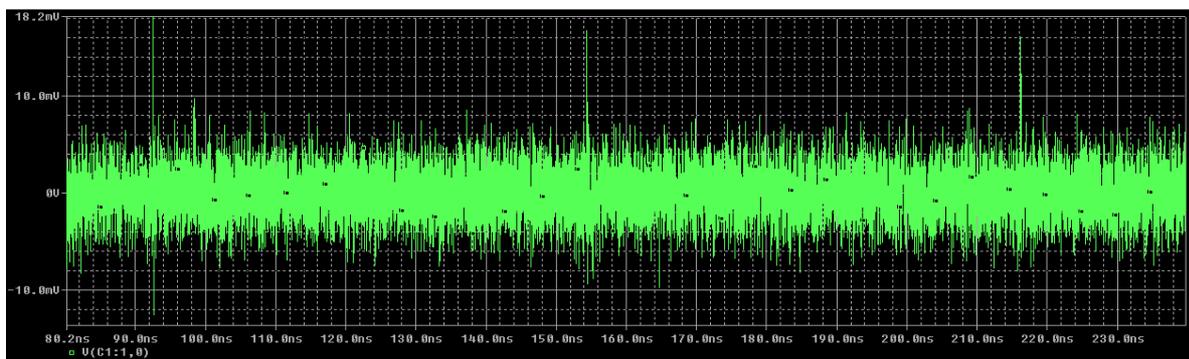


Figura 3-16 Señal resultante añadiendo atenuación y ruido

Se puede observar como los pulsos destacan sobre el ruido pese a la atenuación, por lo que es otro diseño de transmisor UWB válido.

3.1.2 Diseño y simulación de las antenas

El diseño de las antenas transmisora y receptora se ha basado en el utilizado en el artículo [17], explicado en detalle en [18]. Se ha escogido este modelo ya que en [17] se hacen pruebas de este diseño de antena en carne de cerdo, que es muy similar a la del ser humano, y se comprueba su correcto funcionamiento. Al tratar el presente trabajo sobre redes de sensores corporales es importante que la antena tenga un buen comportamiento sobre la piel.

Para el diseño y simulación de la antena se ha usado el software *HFSS*. Se han usado los manuales disponibles de dicho software y el seminario [23] como guía para realizar la simulación. El esquema de la antena del artículo citado anteriormente es el siguiente:

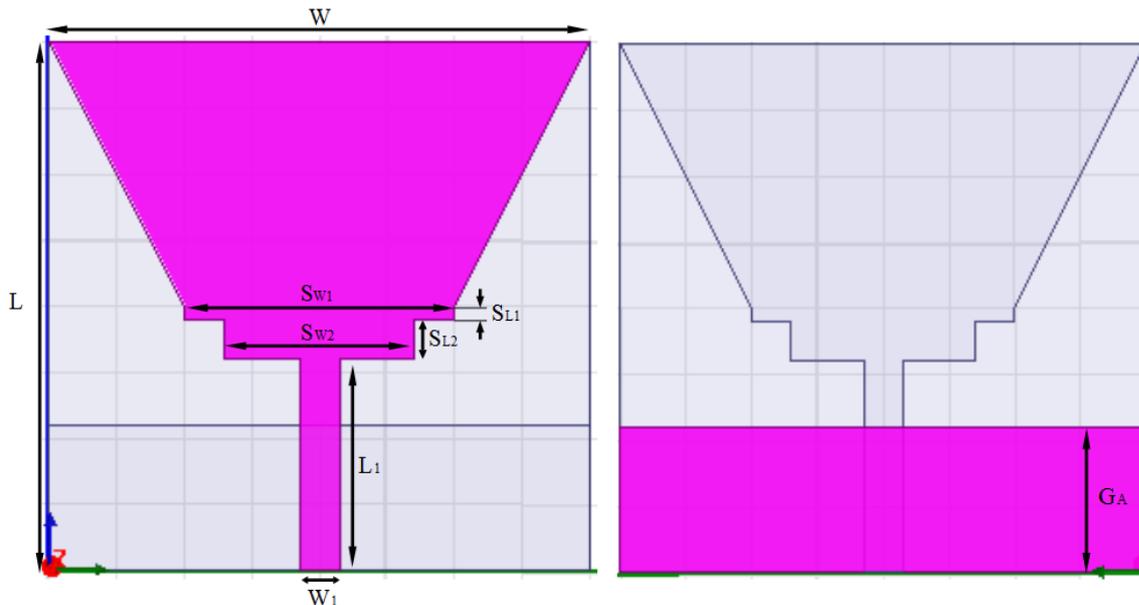


Figura 3-17 Modelo de antena a simular

Para las dimensiones consideradas óptimas en el artículo se obtiene el siguiente resultado de la simulación:

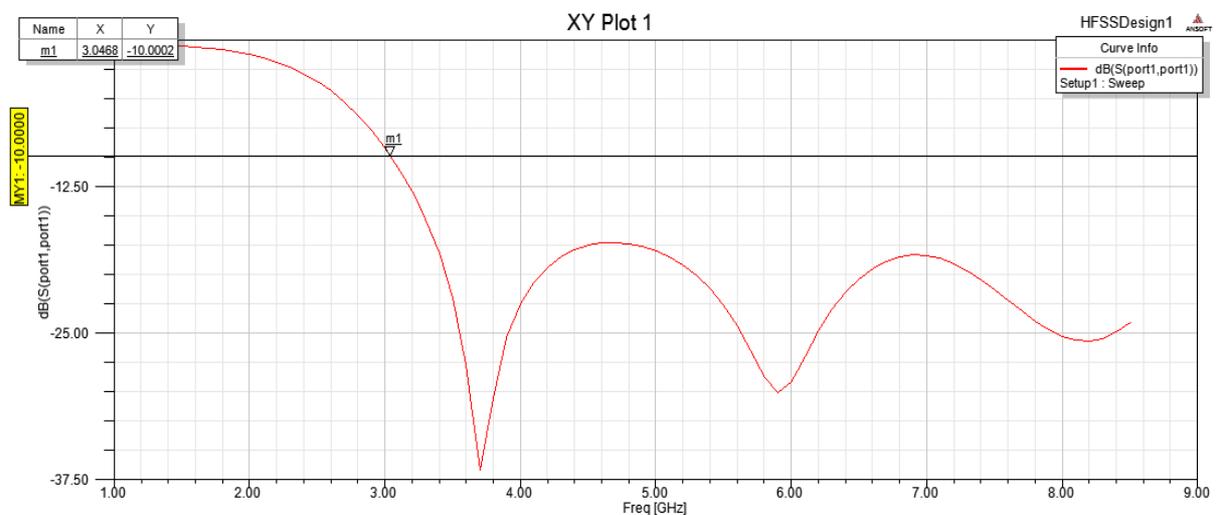


Figura 3-18 Simulación de la antena con las medidas expuestas en el artículo: $W = 30\text{mm}$, $L = 30\text{mm}$, $S_{W1} = 20\text{mm}$, $S_{W2} = 14\text{mm}$, $S_{L1} = 1\text{mm}$, $S_{L2} = 3\text{mm}$, $W_1 = 3\text{mm}$, $L_1 = 16\text{mm}$ y $G_A = 1\text{mm}$.

Podemos comprobar que el ancho de banda transmitido va desde los 3 GHz hasta más de 8.5 GHz (banda donde coeficiente S_{11} , representado en la gráfica, es menor a -10 dB).

Con esta antena conseguimos uno de los objetivos propuestos de este trabajo y una de las características de los sistemas UWB: transmitir y recibir un gran ancho de banda. Sin embargo, en el entorno en el que está pensado este trabajo (sensores corporales), es interesante conseguir transmitir frecuencias más bajas. Es por ello que se ha rediseñado la antena buscando mantener un gran ancho de banda pero, a su vez, reducir el límite inferior de la banda transmitida para llegar a frecuencias menores.

Con el propósito de lograr dicho objetivo se han aumentado las dimensiones de la placa que contiene a la antena manteniendo las dimensiones de sus dibujos interiores. Una vez conseguida una reducción en la frecuencia inferior se han cambiado las dimensiones de los rectángulos interiores para conseguir una frecuencia aún menor.

Siguiendo este proceso obtenemos las siguientes simulaciones:

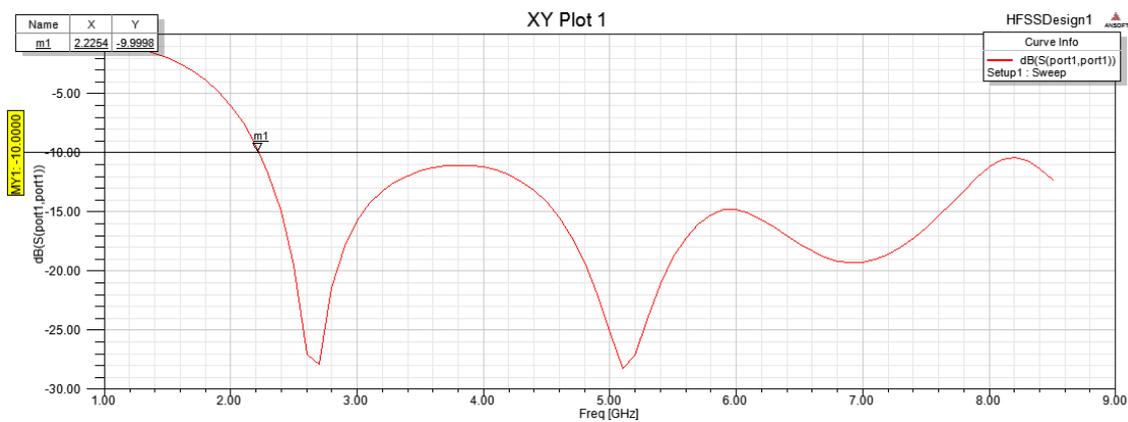


Figura 3-19 Simulación 1. $W = 40\text{mm}$, $L = 40\text{mm}$, $S_{W1} = 20\text{mm}$, $S_{W2} = 14\text{mm}$, $S_{L1} = 1\text{mm}$, $S_{L2} = 3\text{mm}$, $W_1 = 3\text{mm}$, $L_1 = 16\text{mm}$ y $G_A = 11\text{mm}$. Frecuencia inferior: 2.22 GHz.

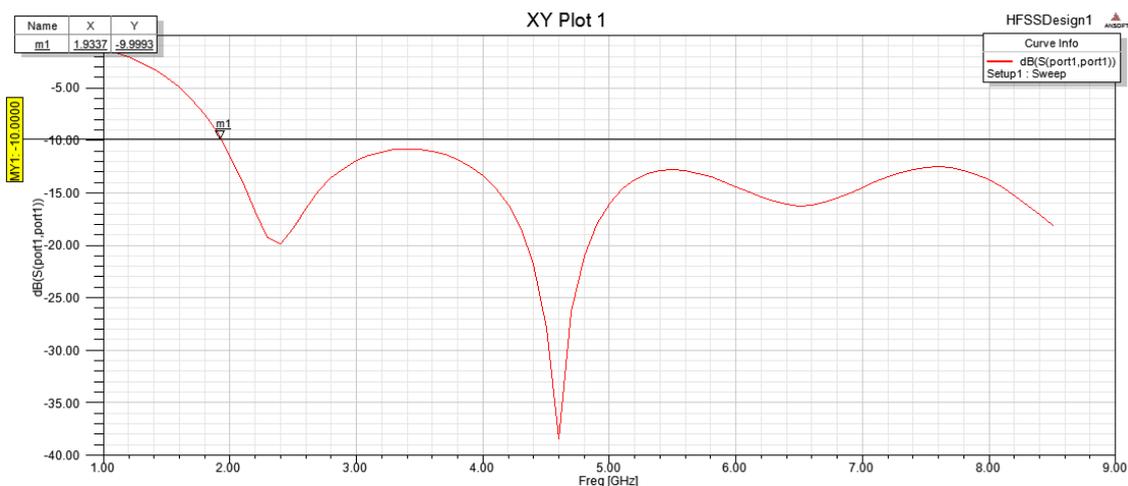


Figura 3-20 Simulación 2. $W = 45\text{mm}$, $L = 45\text{mm}$, $S_{W1} = 20\text{mm}$, $S_{W2} = 14\text{mm}$, $S_{L1} = 1\text{mm}$, $S_{L2} = 3\text{mm}$, $W_1 = 3\text{mm}$, $L_1 = 16\text{mm}$ y $G_A = 11\text{mm}$. Frecuencia inferior: 1.93 GHz.

Una vez que se ha llegado a estas dimensiones un aumento de tamaño de la placa de la antena llevaría a que se sobrepasara los -10 dB del coeficiente S_{11} alrededor de los 3 GHz, lo que disminuiría mucho el ancho de banda transmitido. En este punto se modifican las dimensiones de los rectángulos interiores:

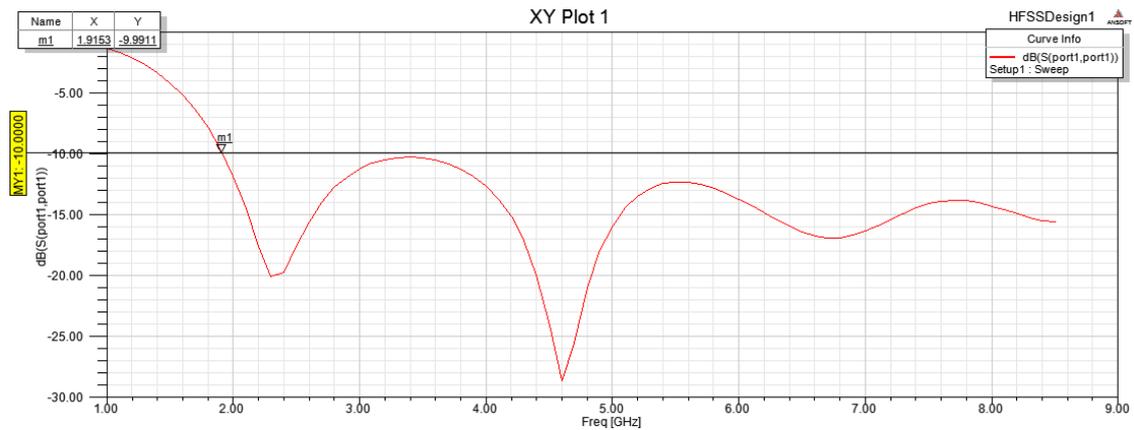


Figura 3-21 Simulación 3. $W = 45\text{mm}$, $L = 45\text{mm}$, $S_{W1} = 18\text{mm}$, $S_{W2} = 12\text{mm}$, $S_{L1} = 1\text{mm}$, $S_{L2} = 2\text{mm}$, $W_1 = 3\text{mm}$, $L_1 = 16\text{mm}$ y $G_A = 11\text{mm}$. Frecuencia inferior: 1.91 GHz.

Las dimensiones finales quedan de la siguiente manera: $W = 45\text{mm}$, $L = 45\text{mm}$, $S_{W1} = 18\text{mm}$, $S_{W2} = 12\text{mm}$, $S_{L1} = 1\text{mm}$, $S_{L2} = 2\text{mm}$, $W_1 = 3\text{mm}$, $L_1 = 16\text{mm}$ y $G_A = 11\text{mm}$.

Se logra transmitir desde 1.91 GHz hasta más de 8.5 GHz, aumentando el ancho de banda transmitido, y a su vez reduciendo el límite inferior, en 1.09 GHz aproximadamente. Además, el diseño de esta antena ha sido probado en [17] para la transmisión a través de la piel, por lo que, tras las modificaciones realizadas, se concluye que es un diseño que cumple los requisitos del trabajo.

3.1.3 Diseño y simulación del receptor

A la hora de diseñar el receptor UWB se han tenido en cuenta los objetivos propuestos para este trabajo:

- Reducir complejidad.
- Reducir coste.
- Recibir el mayor ancho de banda posible (además de recibir las frecuencias bajas). Es por ello que, como en el transmisor, no se incluyen filtros en el diseño.

El problema del receptor UWB es que los componentes utilizados deben ser de una velocidad elevada para poder tratar con los pulsos de duración de nanosegundos característicos en UWB. Dichos componentes se detallarán más adelante.

En la siguiente figura se muestra el diagrama de bloques a utilizar para el receptor:

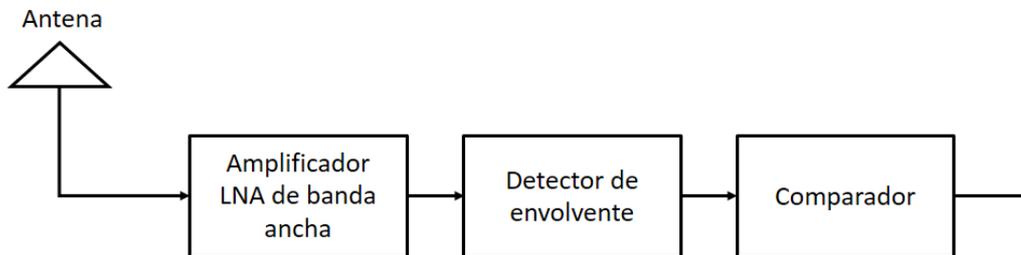


Figura 3-22 Diagrama de bloques del receptor

El funcionamiento del circuito es similar al expuesto en el artículo [17]:

Los pulsos UWB son captados por la antena, los cuales pasan por el amplificador de banda ancha para aumentar su potencia. A continuación, un detector de envolvente se encarga de almacenar energía de esos pulsos recibidos. Cuando dicha energía llega a un valor suficiente provoca que el comparador se active y dé un voltaje de salida elevado.

Otros autores realizaron el esquema del receptor usando un componente que eleva al cuadrado la señal recibida [19][20][21]. Esto favorece la recepción de la misma gracias a que elimina la parte negativa y aumenta la potencia. Sin embargo, aumentaría la complejidad, lo cual no favorece al presente trabajo, y es por ello que se ha descartado para el diseño final.

Se realizó a continuación el diseño de los bloques del receptor en OrCad Capture para su simulación:

El amplificador se trata del ADL5542 de Analog Devices utilizado en [17], el cuál amplifica las señales recibidas en un ancho de banda que va desde lo 500 MHz hasta los 5 GHz.

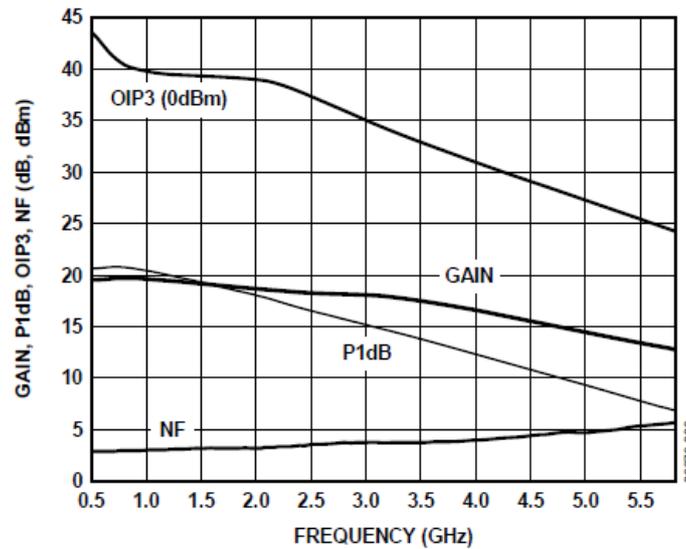


Figura 3-23 Ganancia (GAIN), factor de ruido (NF), punto de compresión a 1dB (P1dB) y punto de intercepto de tercer orden (OIP3) del amplificador ADL5542 en función de la frecuencia

A continuación, la señal llega al detector de envolvente. Éste se compone de un diodo que elimina la parte negativa de la señal y de una resistencia y un condensador en paralelo. Se han usado unos valores de 4.7 nanofaradios y de 1000 Ω para el condensador y la resistencia del detector de envolvente respectivamente. No obstante, se podría utilizar otra configuración en función de la velocidad de detección deseada. Con esta configuración se pueden captar pulsos que se transmiten cada 60 nanosegundos aproximadamente.

El diodo es el SMS7621, utilizado en [22]. El diseño se muestra en la siguiente figura:

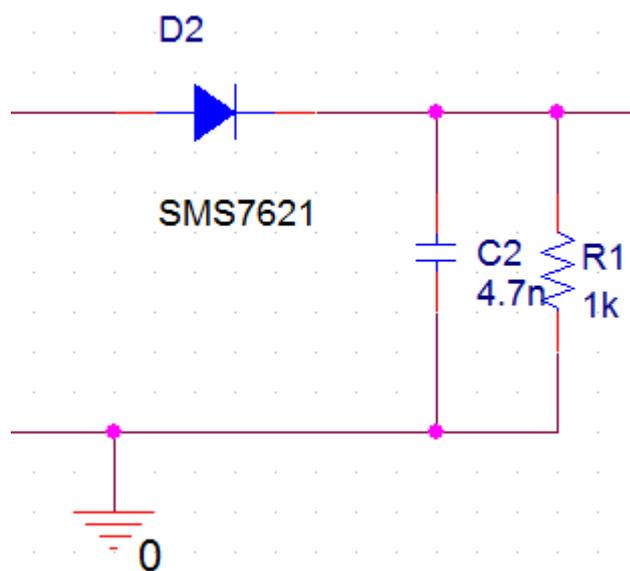


Figura 3-24 Diseño del detector de envolvente.

Por último, la señal generada en el detector de envolvente (causada por el almacenamiento de energía de los pulsos UWB recibidos) llega al comparador. Se trata del comparador TLV3501, de Texas Instrument, el cuál tiene una velocidad de respuesta de unos 4.5 ns.

El diseño del comparador se muestra en la siguiente figura:

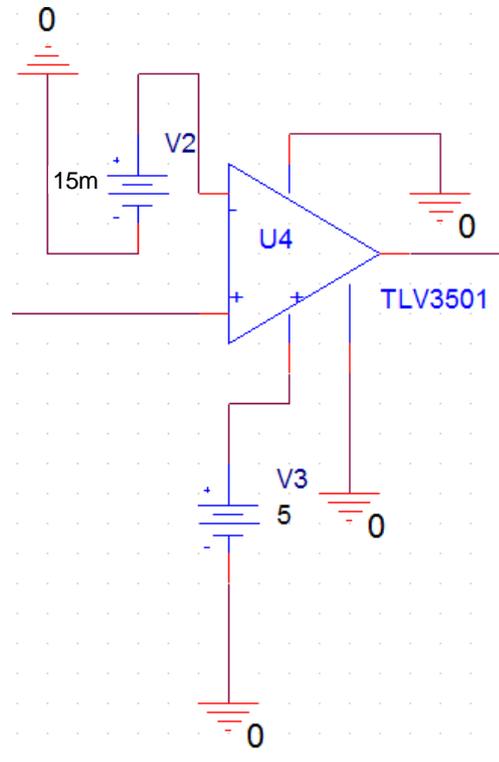


Figura 3-25 Diseño del comparador

Observamos que se alimenta a 5V y que el voltaje con el que compara la señal de entrada es de 15mV (introducido por el pin negativo del comparador).

Una vez se ha diseñado el receptor se procede a su simulación. Para simularlo se ha usado una señal periódica de pulsos de 2 nanosegundos como señal de entrada. Además el amplificador no se ha podido simular ya que no se encontraba disponible para el software.

El resultado de la simulación es el siguiente con los valores de 1 nanofaradio, 1 k Ω en los componentes del detector de envolvente y de 15 milivoltios como voltaje que se le introduce al comparador:

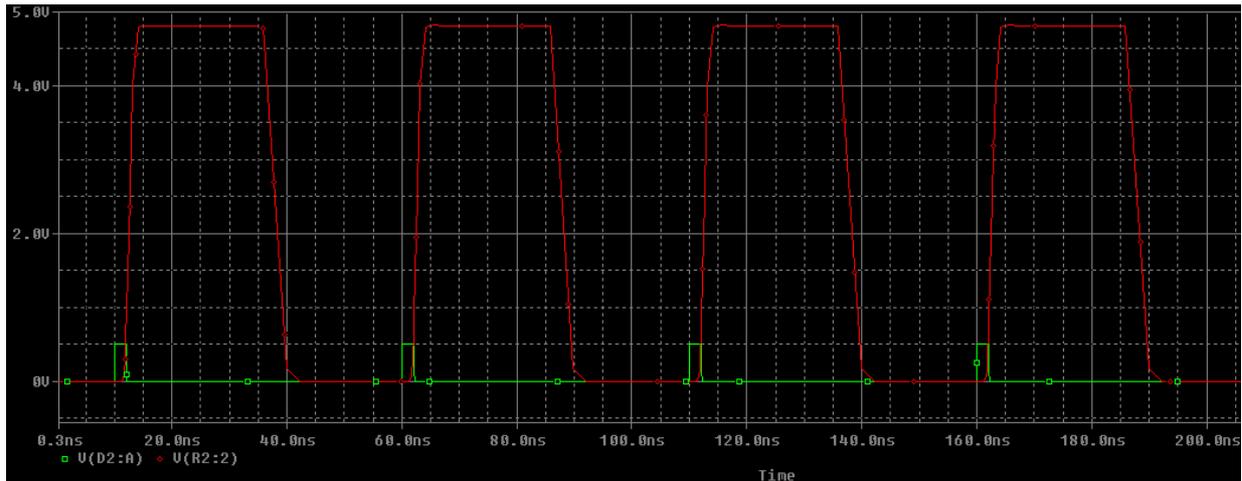


Figura 3-26 Resultado de simulación de pulsos periódicos y estrechos a la entrada del receptor

Se observa como el receptor es capaz de captar la suficiente energía de cada pulso estrecho individual (línea verde) como para poder disparar el comparador. Gracias a ello se obtiene a la salida (línea roja) una señal de 5V de amplitud después de cada pulso recibido.

Además, el receptor es capaz de volver a poner a 0V la señal de salida antes de la llegada del siguiente pulso (lo consigue en unos 30 nanosegundos). Esto es gracias a la velocidad del detector de envolvente y del comparador. Teniendo en cuenta que el transmisor diseñado en este trabajo se encarga de transmitir pulsos cada 50 nanosegundos.

En conclusión, se han diseñado los bloques del receptor con una velocidad y una sensibilidad tal que son capaces de detectar pulsos estrechos y obtener una amplitud de 5V a la salida.

3.1.3.1 Modulación

Toda comunicación digital se basa en la transmisión y recepción de bits. Un bit es la unidad mínima dentro de las comunicaciones y pueden tener el valor de “1” ó “0”. Normalmente tener voltaje en la recepción significa que el bit tiene valor de “1” y no tener voltaje representa el valor de bit a “0”.

Como se describió anteriormente en la simulación del segundo prototipo de transmisor, su funcionamiento consistía en introducir un voltaje continuo para conseguir una señal cuadrada gracias al multivibrador y obtener gracias a dicha señal los pulsos estrechos periódicos. Sin embargo, con la transmisión de dichos pulsos periódicos no se consigue transmitir información en forma de “1” ó “0”.

En este trabajo se quiere destacar dos procedimientos distintos para convertir en recepción los pulsos recibidos en un voltaje superior con el uso del detector de envolvente y el comparador.

Uno de los procedimientos para recibir los bits enviados por el transmisor consiste en tratar cada pulso estrecho como 1 si existe dicho pulso o como 0 si no existe. El muestreador se encargaría de muestrear la señal de salida cada 50 nanosegundos para comprobar el valor del bit transmitido.

En este caso se obtiene la ventaja de una velocidad de transmisión elevada. Si se consigue transmitir un bit cada 50 nanosegundos se conseguiría una velocidad de transmisión 20 Gbps teóricamente. Los inconvenientes de este procedimiento es que el receptor depende mucho de que la señal llegue de manera correcta, que exista poco ruido y poca atenuación, algo que en la realidad no ocurre. Además se necesitaría un muestreador capaz de muestrear cada 50 nanosegundos, algo que conllevaría componentes de difícil implementación y, por lo tanto, de mayor coste. Además, se podrían recibir bits con el valor de 1 aunque el receptor no los transmitiera si existiera alguna perturbación que provocara que el comparador se disparase.

El otro procedimiento para recibir los bits consistiría en disparar el comparador cuando hayan llegado un número determinado de pulsos. La clave para lograr transmitir esos bits está en el funcionamiento del transmisor. El segundo prototipo de transmisor no solo funciona al introducirle un voltaje constante, sino que también es capaz de generar pulsos cuando se le introduce una señal cuadrada con una amplitud en el tiempo suficiente como para generar una señal oscilada después del multivibrador y, con ello, generar un cierto número de pulsos que serán transmitidos. Por ejemplo, si la señal generada después del multivibrador tiene un periodo de 50 nanosegundos, al introducir una señal cuadrada donde la duración de la señal con voltaje superior a 0 voltios tiene una duración de 200 nanosegundos se lograrán generar y enviar 4 pulsos estrechos. Las siguientes gráficas representan el ejemplo anteriormente expuesto:

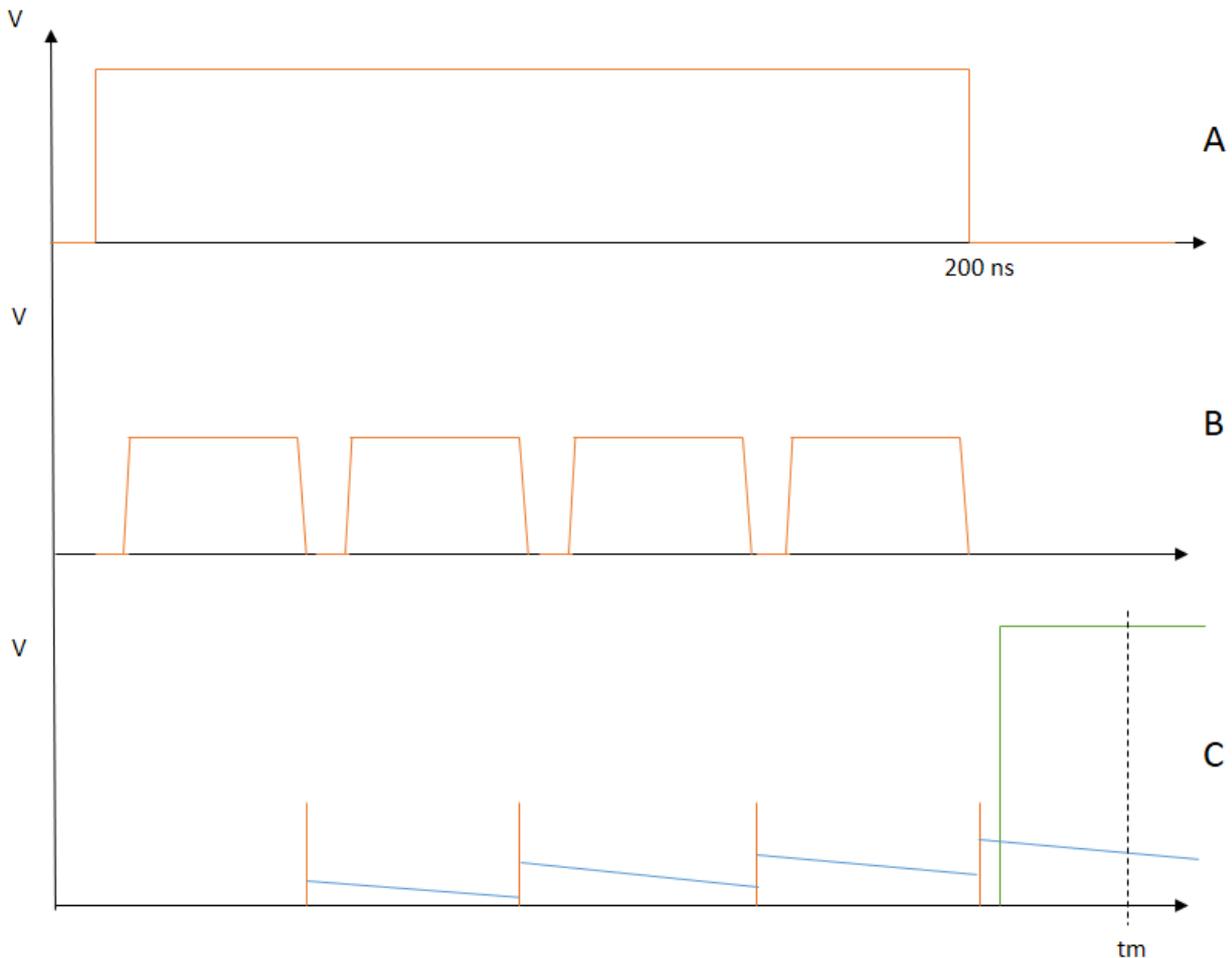


Figura 3-27 Ejemplo de uso del receptor para detectar un 1 cada 4 pulsos.

El gráfico A representa la señal que se introduce en el multivibrador del transmisor. En este caso, para 4 pulsos por cada bit a 1 enviado, se necesita una anchura de unos 200 nanosegundos. El gráfico B representa la señal a la salida del multivibrador. Vemos como dentro de los 200 nanosegundos se produce la oscilación necesaria para que se produzcan 4 pulsos. El gráfico C representa en rojo los pulsos estrechos transmitidos, en azul el funcionamiento del detector de envolvente, el cual carga energía con cada pulso recibido. En verde se observa la salida del comparador y que cuando llega el cuarto pulso se obtiene la suficiente energía almacenada como para dispararse. El tiempo de muestreo en este caso sería de 250 nanosegundos. En la figura se representa con la línea punteada t_m el instante donde se muestrearía.

De esta forma se gana robustez en el sistema ya que, al tener que recibir varios pulsos, el que se produzca una perturbación en el ambiente que recibiera el receptor no sería con suficiente energía como para dispararse el comparador. Además se muestrearía en un intervalo de tiempo mayor, lo que disminuiría la complejidad del muestreador y, por ende, el coste.

La desventaja es que se disminuiría la velocidad máxima teórica de transmisión de bits ya que ahora cada bit se obtiene con varios pulsos estrechos. Si se usasen 10 pulsos estrechos para representar un 1, por ejemplo, se podría llegar a transmitir a 2 Gbps, y el muestreador debería muestrear cada 500 nanosegundos.

En la siguiente figura se muestra un ejemplo de simulación de este último caso. En el ejemplo, el comparador se enciende al recibir 4 pulsos estrechos. Para ello se ha configurado el condensador y la resistencia del detector de envoltorio a los valores de 10 nanofaradios y 1 k Ω respectivamente. Además se le ha introducido un valor de voltaje de comparación al comparador de 15 mV.

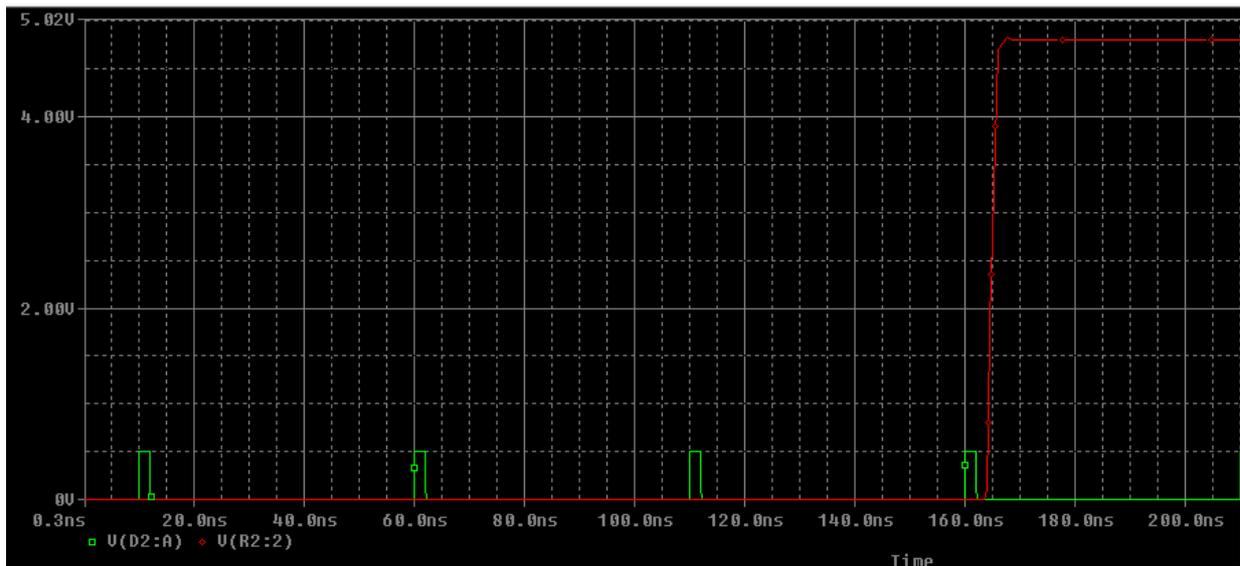


Figura 3-28 Simulación del receptor para recibir un bit a 1 cada cuatro pulsos estrechos

En lo referente al diseño del receptor escogido y comprobando los resultados de las simulaciones obtenidos se puede concluir que cumple con los requisitos de este trabajo consiguiendo demodular una señal compuesta de pulsos estrechos y de baja energía.

3.2 Resultados de implementación

3.2.1 Implementación del prototipo 1

Para la implementación de los circuitos sobre placas se deben realizar los diseños sobre el software Layout previamente.

Para el prototipo 1 el layout resultante es el siguiente:

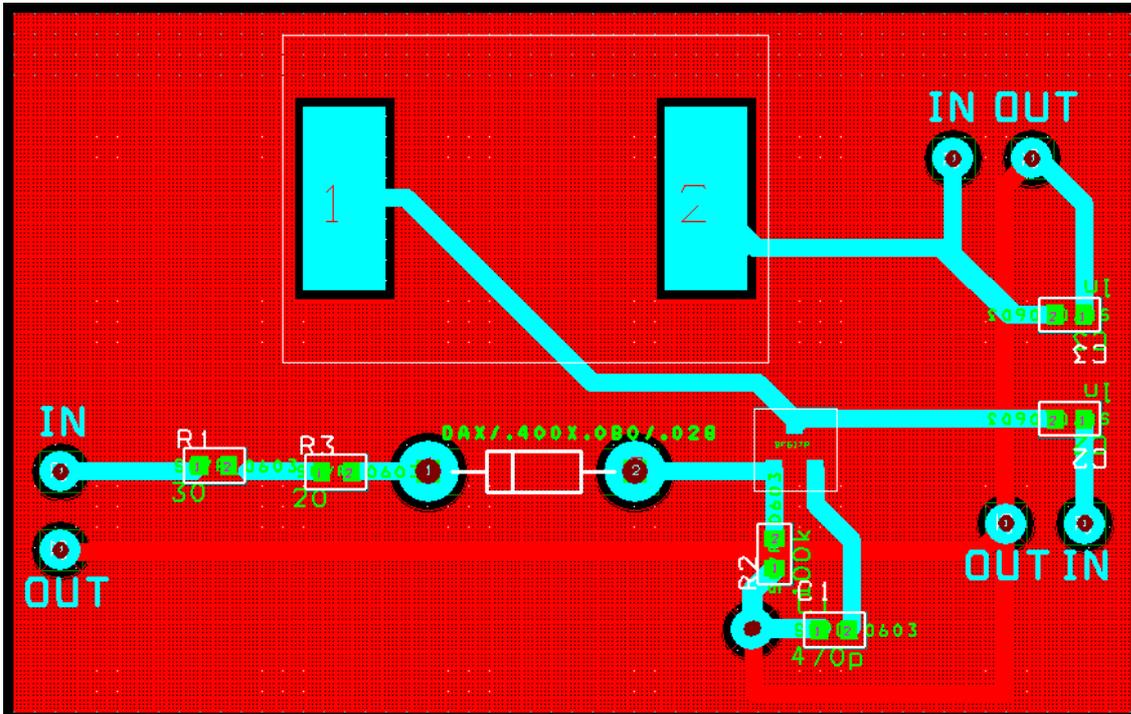


Figura 3-29 Conexiones en la capa "bottom" o tierra y creación de la superficie a imprimir

Cabe resaltar que en lugar de una resistencia de 50Ω se usó una de 20Ω y de 30Ω en serie, ya que eran las que estaban disponibles en el laboratorio a la hora de su implementación. Se utilizó la parte inferior de la placa o *bottom* para conectar todos los pines de los componentes que estuvieran situados en tierra. En la parte izquierda se situaron los pines donde se conectará la entrada de la señal cuadrada periódica. En la parte derecha del diseño se encuentran las entradas para la alimentación y los pines donde se medirá la señal generada.

Una vez realizado el circuito transmisor en el layout se procede a su implementación. Primero se procede a la impresión del circuito en la placa. En la siguiente imagen se observa el circuito impreso con los componentes ya soldados:

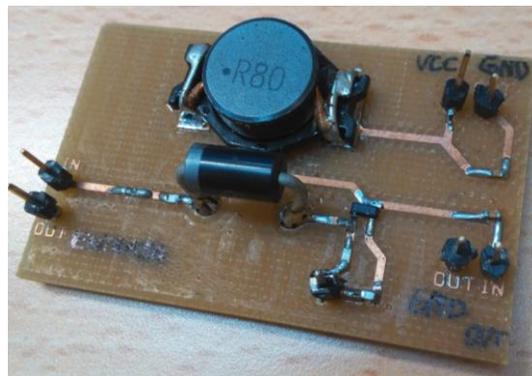


Figura 3-30 Prototipo 1 de circuito transmisor ya fabricado

3.2.2 Implementación del prototipo 2

Para este prototipo solo es necesario realizar el *footprint* del transistor BFP420 de *Infineon*. En este caso se trata de un componente de 4 conexiones y, según el datasheet proporcionado por el fabricante, el *footprint* tiene la siguiente forma:

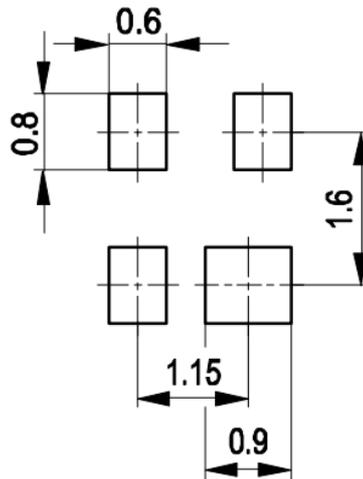


Figura 3-31 *Footprint* detallada en el datasheet del transistor BFP420 de Infineon. Todas las medidas están en milímetros.

Se procede a su realización en el programa *OrCad Layout*. Para facilitar la labor posteriormente a la hora de realizar el *Layout* de todo el circuito se colocan las letras de B (base), E (emisor) y C (colector) en el diseño y además se sigue el mismo orden de numeración de las conexiones que en el datasheet:

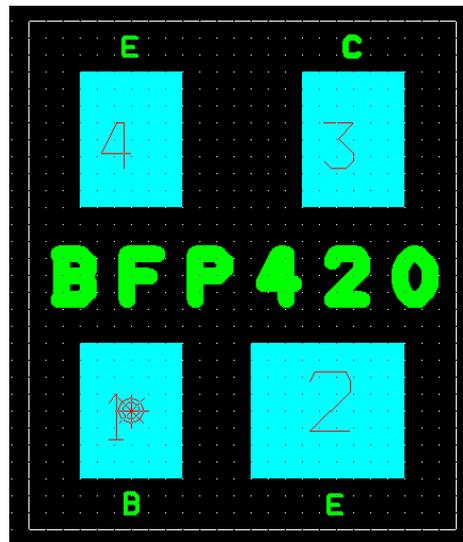


Figura 3-32 Diseño del *footprint* en *OrCad Layout*

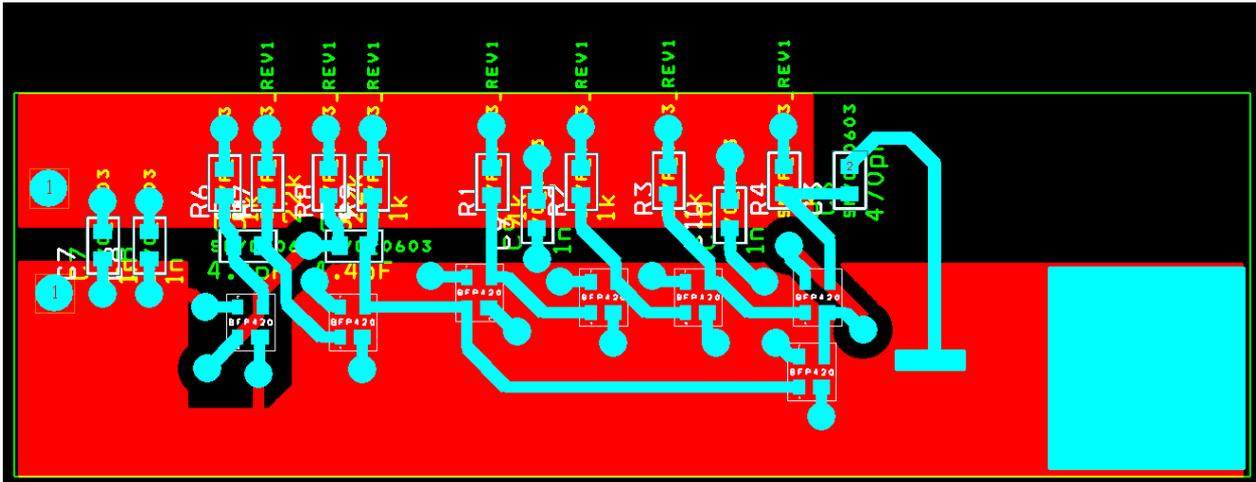


Figura 3-33 *Layout* completo del circuito transmisor

Para el diseño de este circuito se han creado dos planos en la parte inferior de la placa o *bottom* que corresponden con alimentación (plano situado en la parte superior) y tierra (plano situado en la parte inferior).

A continuación, se muestran las diferentes partes del circuito:

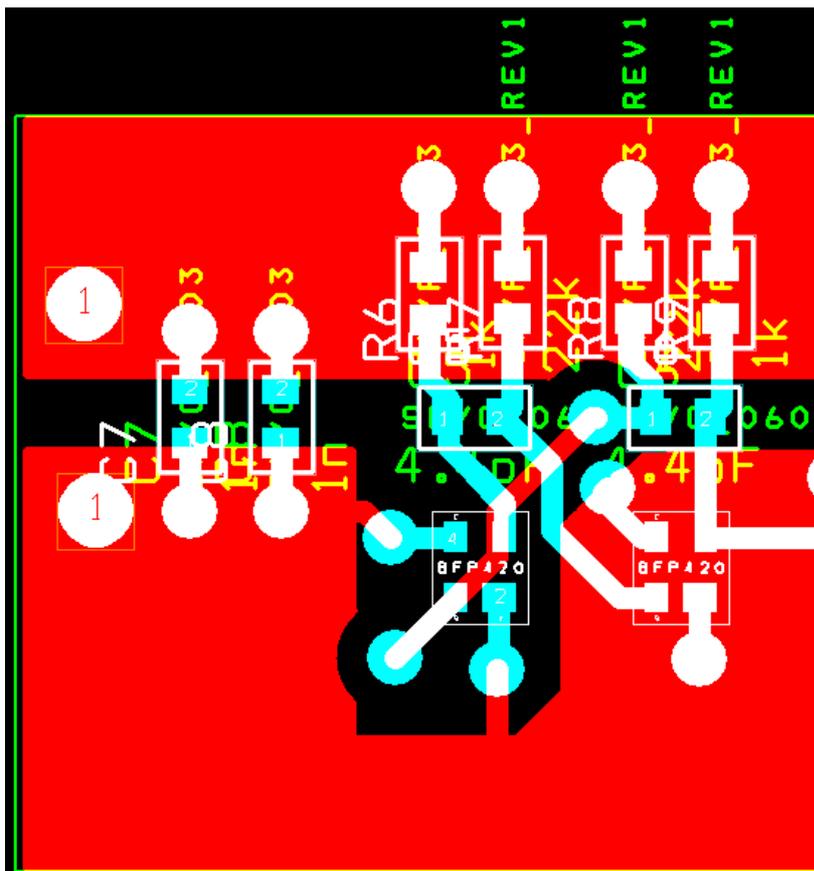


Figura 3-34 *Layout* del biestable multivibrador

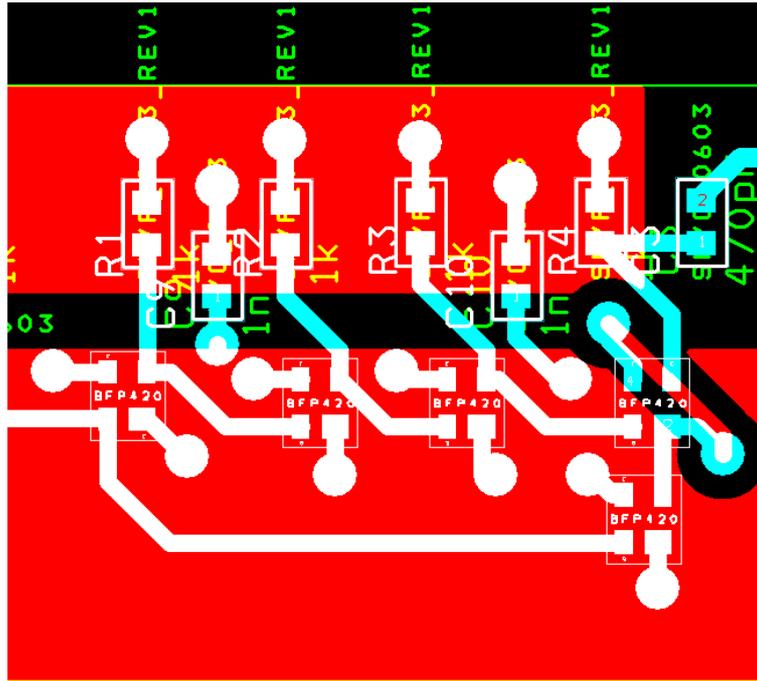


Figura 3-35 *Layout* de los inversores y la puerta AND

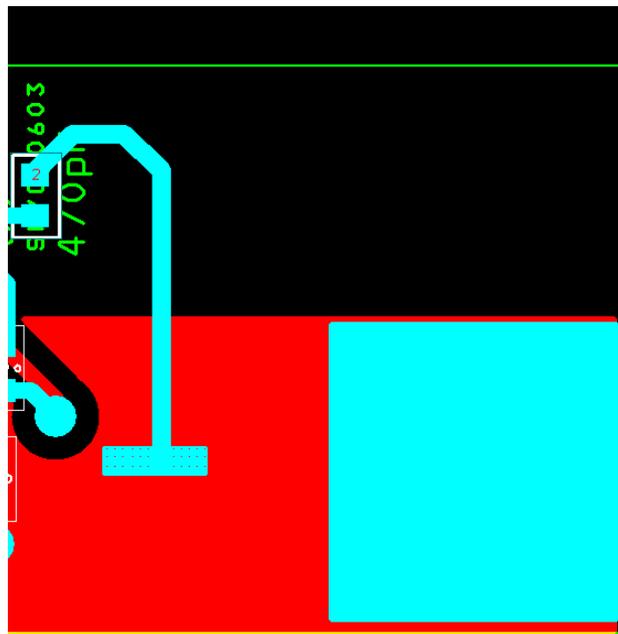


Figura 3-36 *Layout* del conector SMA para conectar la antena al circuito

A diferencia del *layout* diseñado para el anterior prototipo, éste presenta una serie de cambios para mejorar sus prestaciones:

- En lugar de un plano de tierra que ocupara toda la capa inferior o *bottom* del *layout* se ha mejorado el diseño añadiendo dos planos: alimentación y tierra. Además, se han añadido una serie de condensadores en paralelo que no estaban incluidos en el esquema del circuito transmisor. Estos cambios se han realizado para facilitar la transmisión de energía a lo largo de la placa ya que, al ser un circuito de un tamaño considerable y que trabaja a una frecuencia elevada, es posible que algún componente necesite un suministro de energía. Al usar los planos se facilita el flujo de corriente a cualquier parte del circuito. Además, los condensadores cargados también pueden suministrar energía en el caso de ser necesario. Todo esto hace que de manera rápida y eficaz se solventa el problema.
- En lugar de añadir un diseño de antena fija al *layout* se ha optado por crear una zona donde poder soldar un conector para cable SMA. De este modo facilita posteriormente la colocación de la antena y, además, nos permite cambiar entre distintos diseños de antena simplemente cambiando el extremo de dicho cable y sin tener que volver a fabricar todo el circuito.

Una vez se ha diseñado el *Layout* se procede a la implementación del prototipo del transmisor.

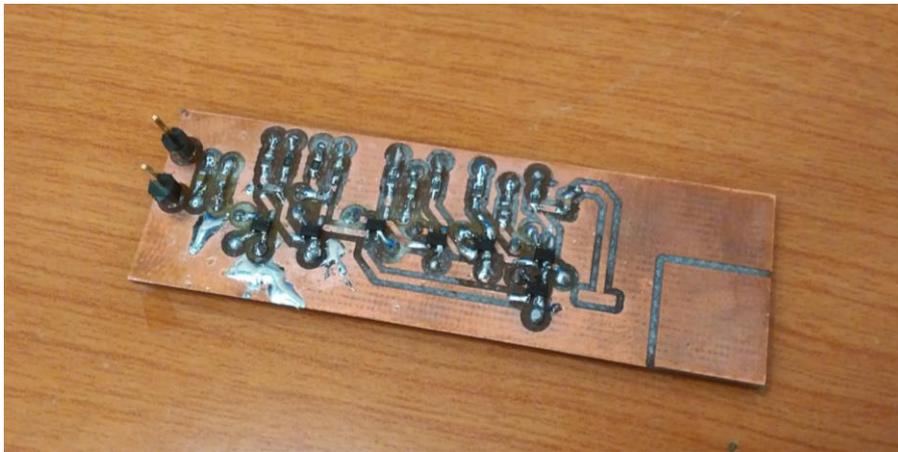


Figura 3-37 Parte superior del transmisor

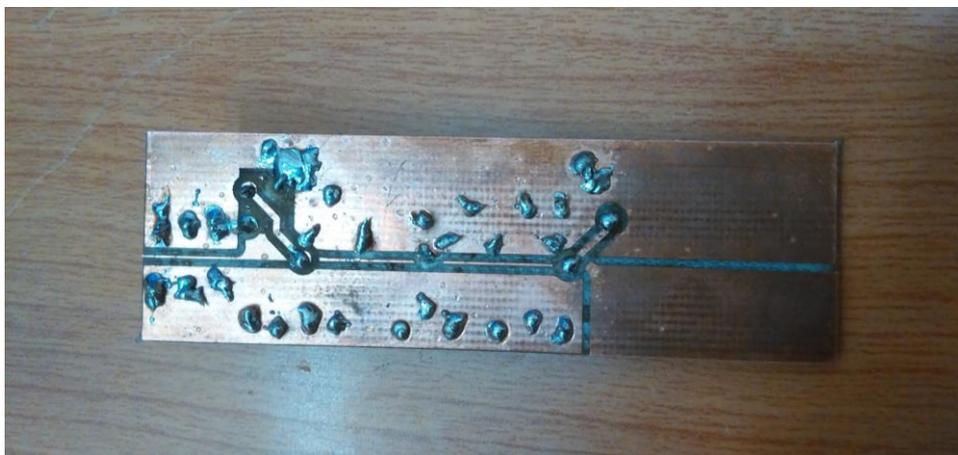


Figura 3-38 Parte inferior del transmisor

A continuación se hicieron una serie de modificaciones para mejorar la eficiencia del circuito una vez fabricado:

- Se introdujo un *jumper* que separa la primera parte del transmisor (el multivibrador) con la segunda parte (los inversores). De esta manera se podía medir cada una de las partes independientemente y así comprobar su correcto funcionamiento.
- Se redujo el área del conector SMA de la antena para intentar acercarlo lo máximo posible a la salida. De esta forma se evita el uso de un cable más largo ya que para un sistema UWB puede suponer la pérdida de potencia en algún rango de frecuencias que podría ser importante.

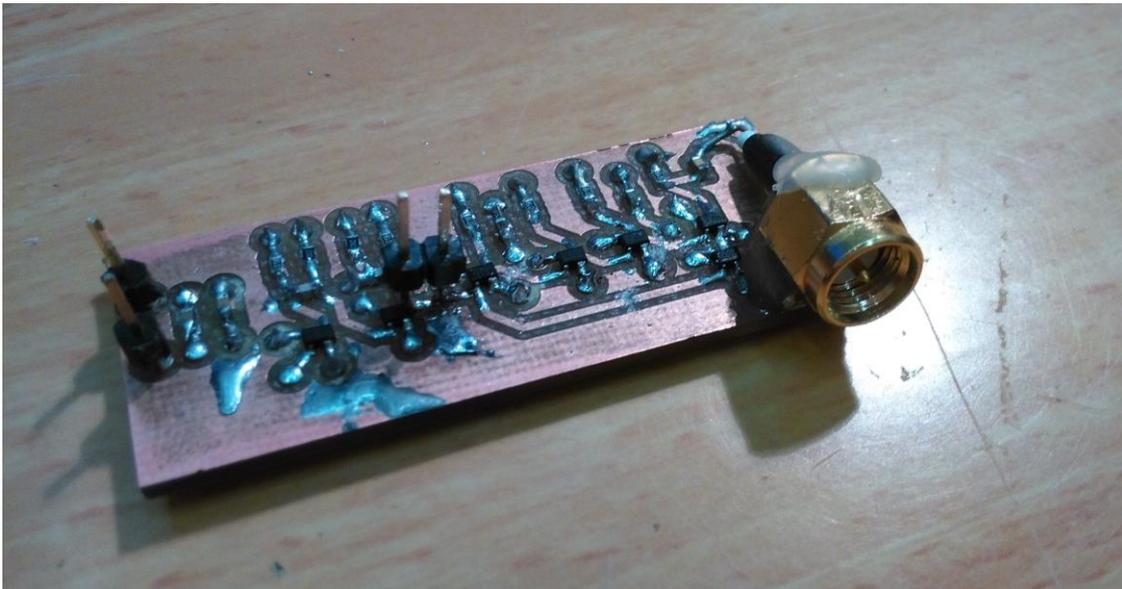


Figura 3-39 Parte superior del transmisor con el conector SMA y las modificaciones

3.2.3 Implementación de las antenas

Una vez se ha encontrado un diseño en HFSS cuya simulación cumple los requisitos deseados se procede a la implementación de las antenas.

En primer lugar se realiza el *layout* correspondiente teniendo en cuenta las capas de señal (top o superior) y de tierra (bottom o inferior). Además, se debe diseñar con las medidas utilizadas en la simulación.

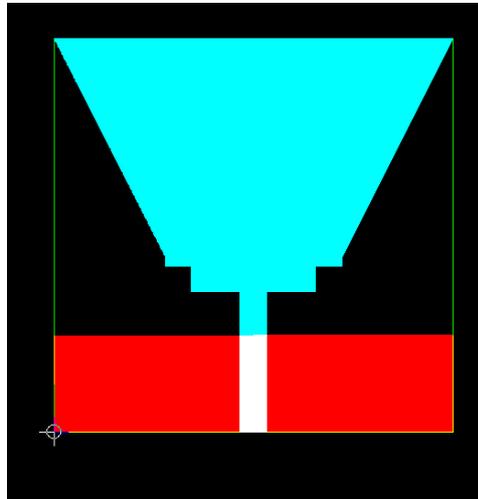


Figura 3-40 *Layout* de la antena

Una vez se obtiene el *layout* se procede a la implementación. Posteriormente se suelda el conector SMA que permitirá conectar las antenas al transmisor y al receptor.

Para soldar el conector SMA a la antena se debe situar el pin intermedio en contacto con la capa de señal y los pines exteriores en contacto con la capa de tierra.



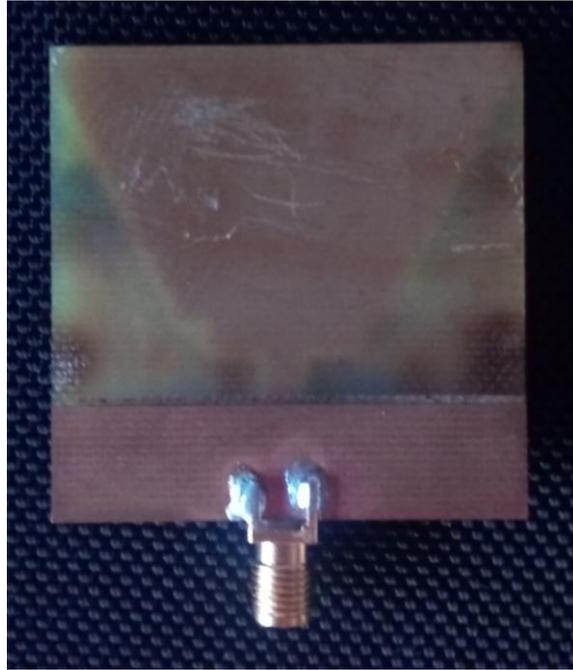


Figura 3-41 Resultado de la implementación de las antenas. Parte de señal (imagen superior) y parte de tierra (imagen inferior)

Para la última parte del receptor, el comparador, también se hicieron cambios. Al no saber los pulsos que recibiríamos en las pruebas, tampoco se podía saber qué voltaje introducir al comparador para detectar que el detector de envoltorio había almacenado la suficiente energía de los pulsos. Por ello se optó por realizar un divisor de tensiones en dicho pin del comparador, sin usar valores fijos para las resistencias y usando conectores.

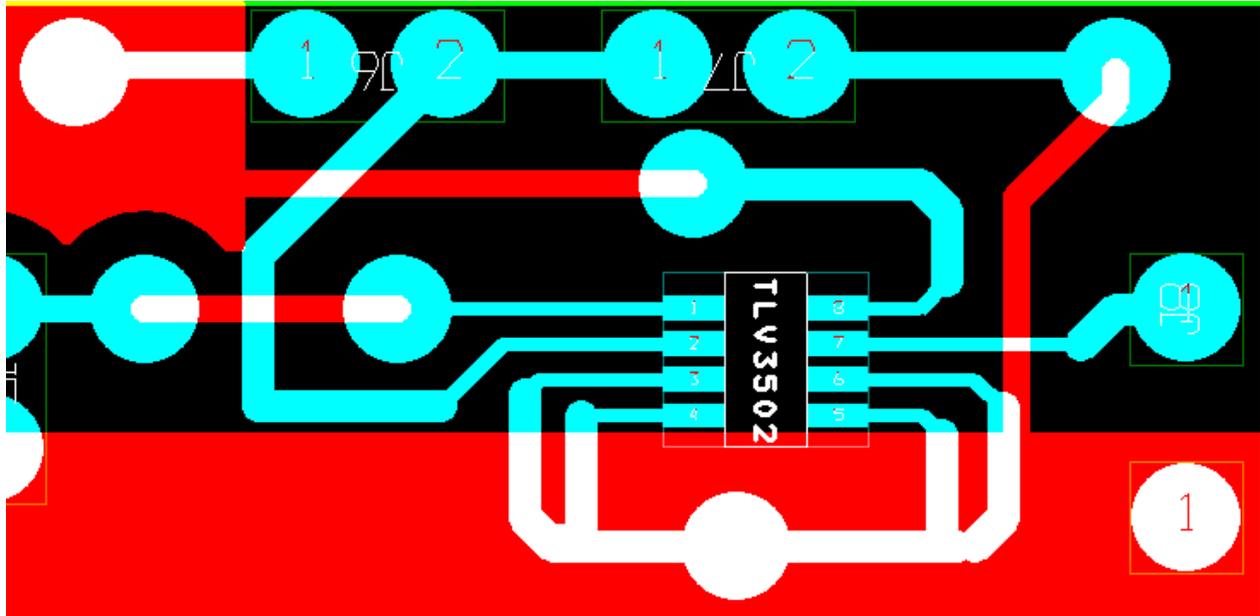


Figura 3-44 Comparador en el *layout* del receptor

Además, como se realizó con el segundo prototipo de transmisor, se han diseñado dos planos en la parte inferior de la placa (bottom), que equivalen a alimentación y a tierra. Como ya se mencionó, esto facilitará a los componentes obtener energía que necesiten instantáneamente al estar repartida por todo un plano.

Para el conector de la antena se usó el mismo modelo que en el *layout* del transmisor. Con todo esto, el *layout* del receptor quedaría de la siguiente manera:

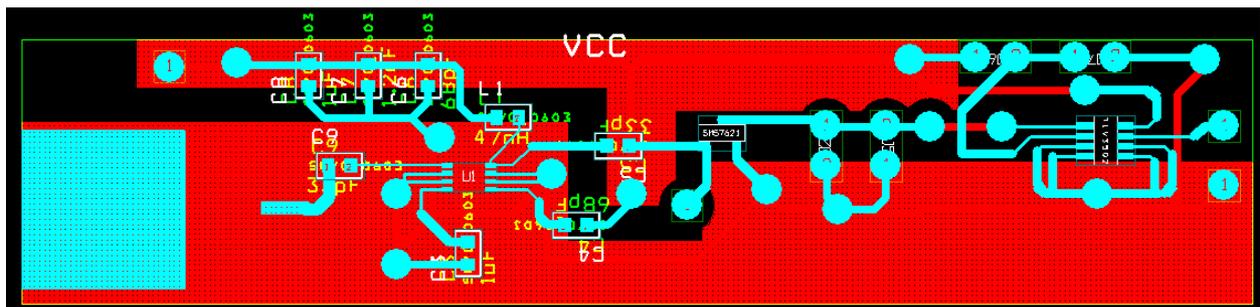


Figura 3-45 *Layout* completo del receptor

Una vez obtenido el diseño del receptor en *layout* se procede a su implementación. Los resultados son los siguientes:



Figura 3-46 Receptor implementado

Además, después de soldar los componentes, se añadió un pin a la salida de la antena para poder medir fácilmente la señal recibida.

3.3 Validación del tranceptor

3.3.1 Validación del transmisor

Una vez implementado el transmisor se procede a su validación con el analizador de espectro. Se procedió a utilizar el analizador de espectro para observar su espectro en frecuencia y comprobar que cumple con la definición de UWB. De ser así se debería observar un espectro de una gran anchura.

Se recogieron los datos obtenidos del analizador de espectro en un disco extraíble y posteriormente se representó usando MATLAB:

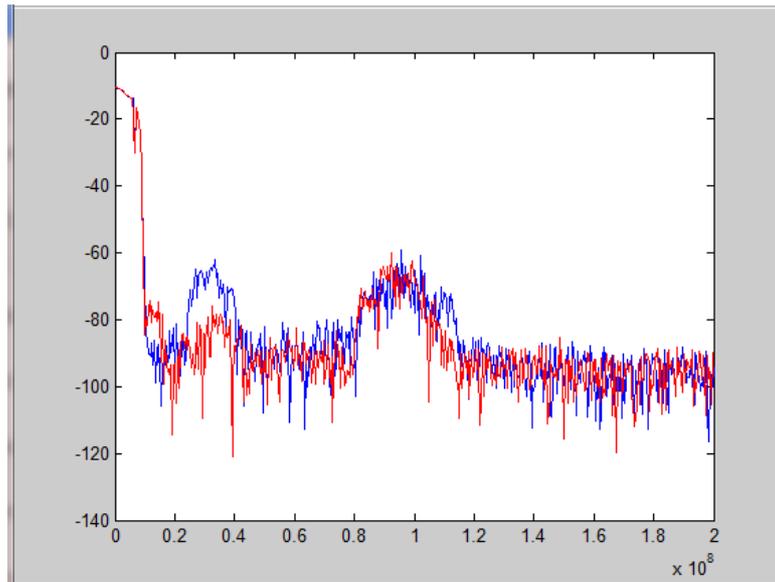


Figura 3-47 Resultado de la prueba del prototipo 1 de transmisor en dB/Hz

Se hicieron dos medidas para en instantes de tiempo distintos para poder asegurar la veracidad de los datos. Se observa que el circuito implementado no genera señal. Por lo tanto, se descarta este prototipo de transmisor.

Una vez descartado el prototipo 1 de transmisor se procede con la validación del prototipo 2. Para la prueba del transmisor se conectó una fuente de 9V para alimentar el circuito. En primer lugar, aislaro los diferentes módulos del circuito para obtener la señal tras cada etapa. Cuando se comprueba que la señal generada es la esperada se procede a la conexión de los módulos y a comprobar su funcionamiento en conjunto.

En la siguiente figura se muestra la señal obtenida a la salida del multivibrador:

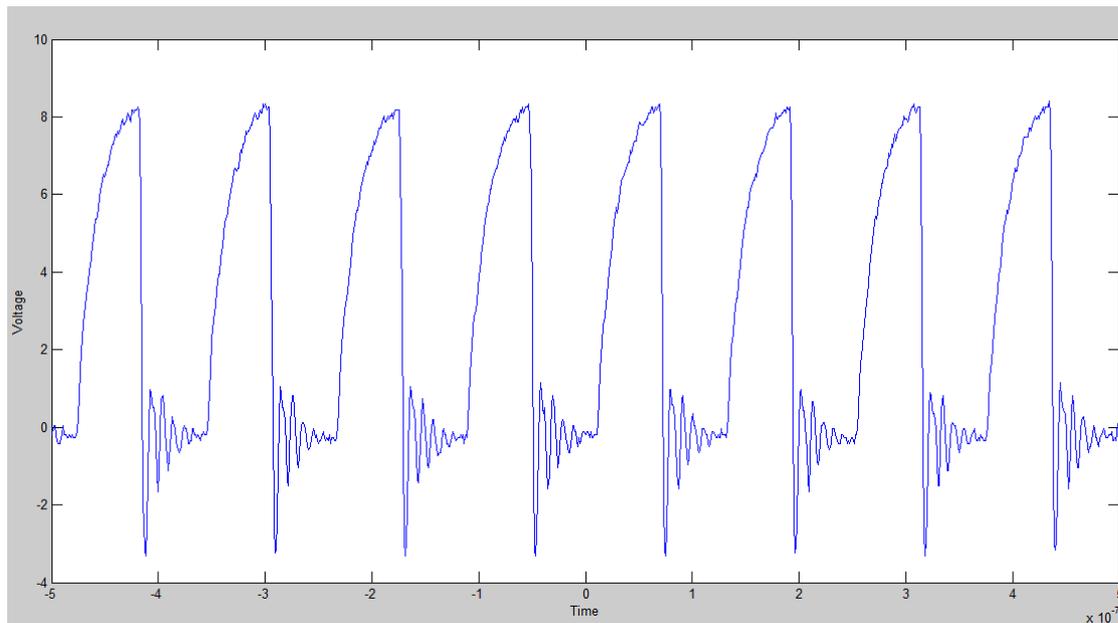


Figura 3-48 Señal obtenida a la salida del multivibrador teniendo la segunda parte del circuito aislada

Se observa una serie de pulsos de unos 122 nanosegundos que mantienen una gran periodicidad. Por lo tanto, se concluye que el multivibrador funciona de manera correcta.

A continuación, se procedió a conectar ambas partes mediante un “*jumper*”. Al hacerlo se produjo un problema: la señal que se obtenía antes con ambas partes del circuito aisladas se perdía y no se obtenía ninguna señal a lo largo de todo el transmisor.

Pese a intentar cambiar los componentes no se obtuvo solución. Se optó por conectar una resistencia de 100Ω entre ambas partes del circuito. Esto ayudó a mantener el nivel de señal a lo largo del circuito.

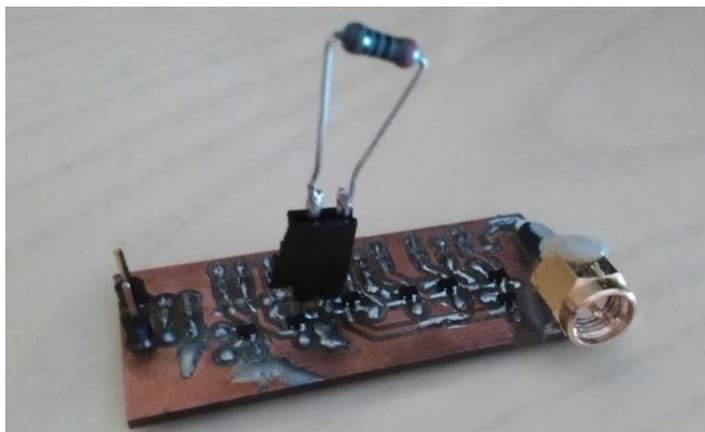


Figura 3-49 Circuito transmisor con la resistencia de 100Ω conectada entre ambas partes del circuito

Una vez solucionado el problema, esta es la señal recibida a la entrada de la antena:

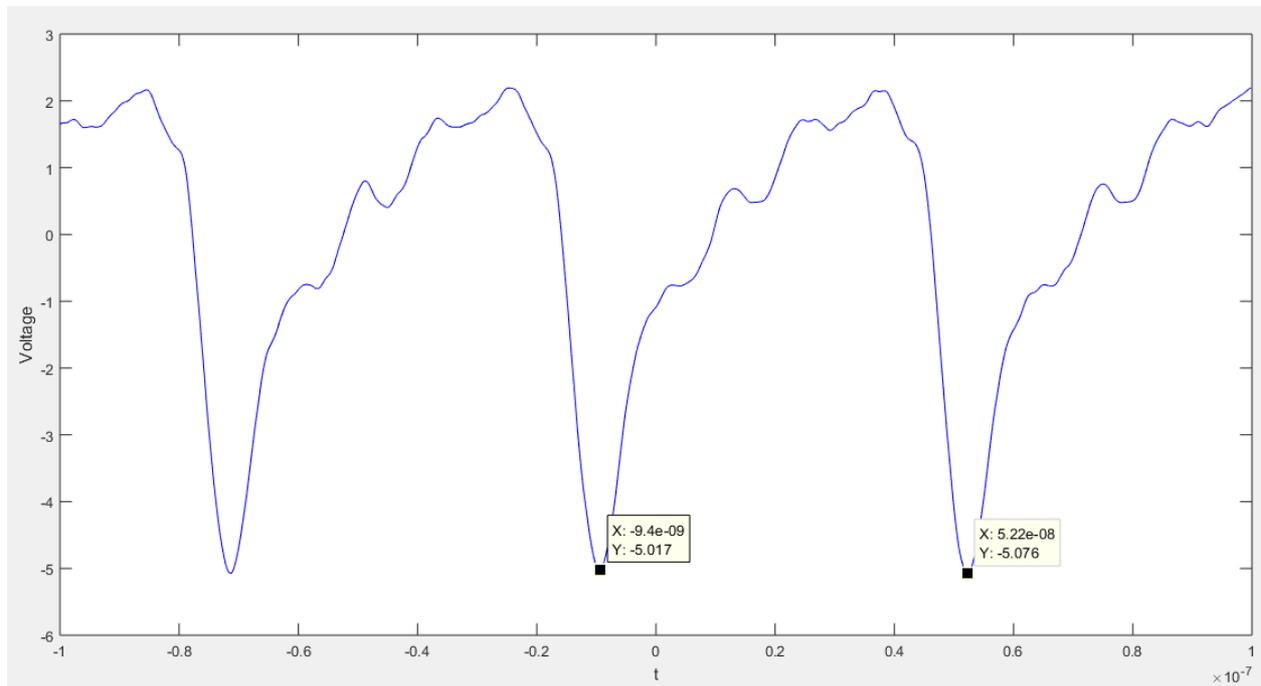


Figura 3-50 Señal recibida a la entrada de la antena transmisora

Se puede observar que se obtienen unos pulsos de unos 60 nanosegundos. Gracias a estos pulsos se consigue transmitir en frecuencia un gran ancho de banda, lo cual es un objetivo del trabajo. Las frecuencias transmitidas se pueden ver en el apartado de “Resultados de simulación de las antenas”.

3.3.2 Validación de las antenas

Para probar el ancho de banda, la direccionalidad y la capacidad de transmisión en el cuerpo de las antenas se ha seguido un protocolo riguroso para intentar obtener los resultados más reales posibles. Este protocolo consiste en:

- 1- Una de las antenas se conecta al equipo analizador de espectro “*Spectrum Analyzer FSL*” de Rohde & Schwarz, del cual se obtendrán las capturas y los datos de la recepción. El analizador se configuró a una frecuencia central de 1.5 GHz y con un barrido desde los 10 MHz a los 3 GHz, donde está comprendida la banda donde mayor señal se recibe del transmisor.
- 2- Las antenas se sitúan a 1 metro y medio del suelo con el fin de evitar lo máximo posible la reflexión de la señal en el mismo.
- 3- Se separan una distancia de 1 metro y 20 centímetros.
- 4- A esa distancia se gira el transmisor 360° a razón de 30° por medición sobre su eje vertical. Los 0° significa que las antenas están enfrentadas por la misma cara y los 180° significa que están enfrentadas, pero por caras opuestas.

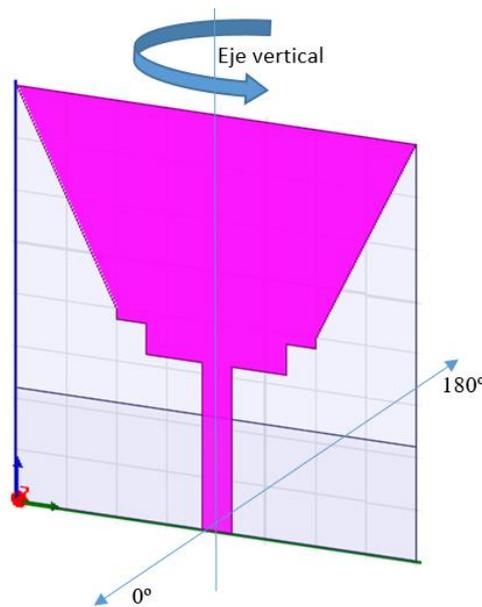


Figura 3-51 Esquema de rotación de la antena sobre su eje vertical

- 5- Una vez se han tomado los datos se duplicaba y triplicaba la distancia con el objetivo de observar la atenuación producida por la misma.

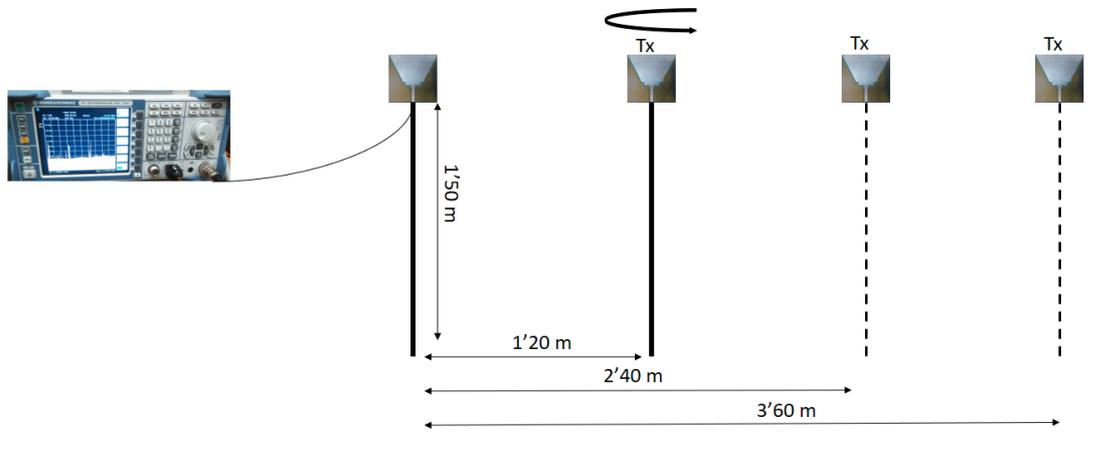


Figura 3-52 Escenario para la prueba de distancia y de rotación de las antenas

- 6- Posteriormente se hicieron pruebas situando las antenas en zonas del cuerpo para observar la capacidad de recepción sobre la piel. En ambas pruebas las antenas están separadas unos 50 centímetros.

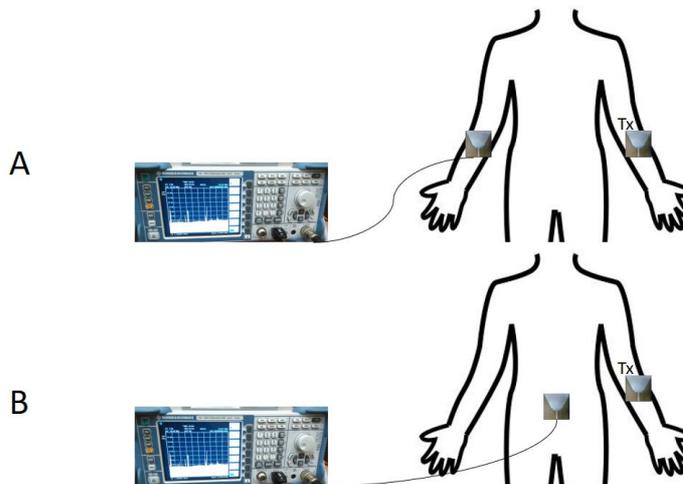


Figura 3-53 Escenario para las pruebas de las antenas en el cuerpo. Prueba A: cada antena en un brazo. Prueba B: transmisor en un brazo y receptor en la espalda.

Una vez obtenidos los datos se han procesado con los programas de Excel y MATLAB.

A continuación se representa el espectro captado por el analizador en el laboratorio sin señal generada por el transmisor. Se puede comprobar como se obtienen señales que contaminan los resultados de las pruebas realizadas.

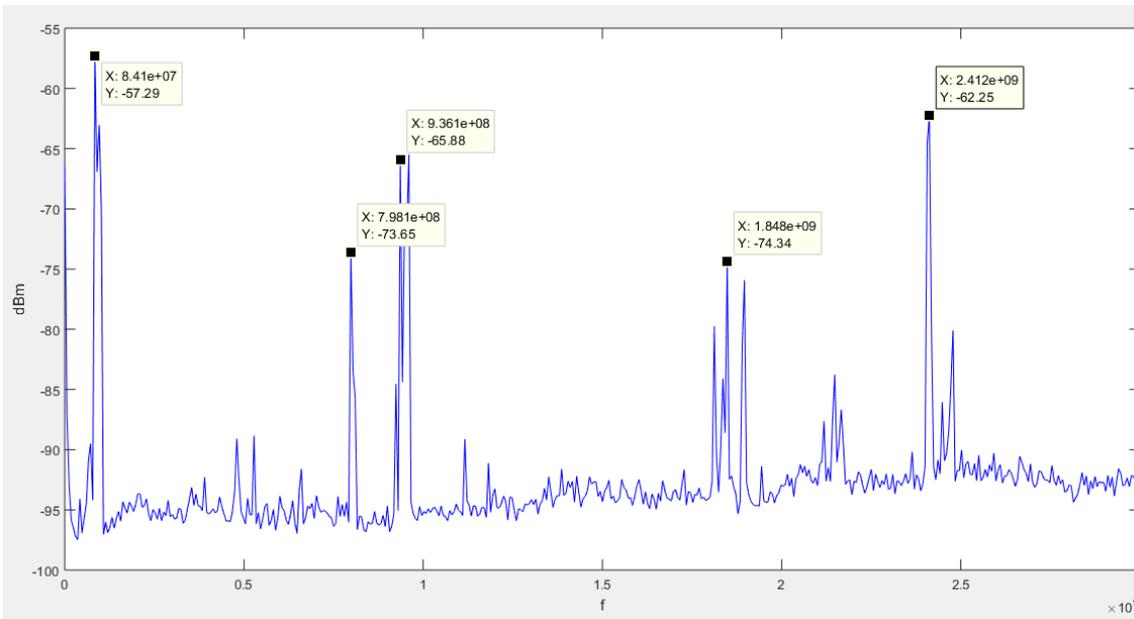


Figura 3-54 Espectro obtenido con el transmisor apagado.

Se puede observar como existen ciertos picos a las frecuencias de 84 MHz, 936 MHz, 1.84 GHz y 2.41 GHz. Pueden estar producidas por otras pruebas que se estuvieran llevando a cabo en el laboratorio, por el WiFi o por teléfonos móviles.

3.3.2.1 Prueba de distancia

Con el aumento de la distancia entre las antenas se observa el efecto de la atenuación sobre la señal.

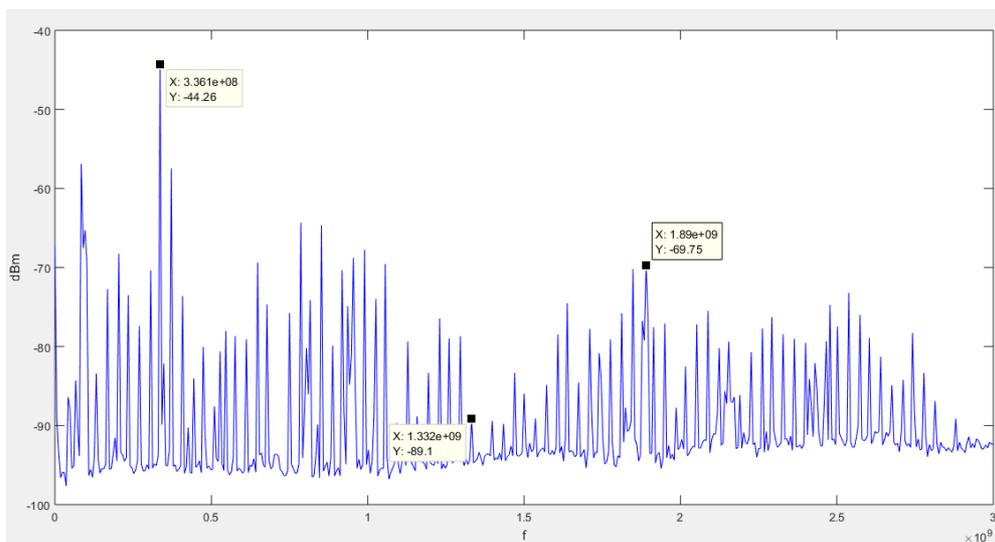


Figura 3-55 Espectro recibido con las antenas enfrentadas a 1'20 metros.

Se puede observar como el mayor pico se produce a los 336 MHz con -44 dBm. Además, se aprecia el gran ancho de banda que se logra transmitir con el transmisor fabricado y la capacidad de las antenas para recibirlo ya que a lo largo de los 3 GHz representados puede verse señal. Además, gracias al diseño de la antena, es capaz de recibir a bajas frecuencias, lo que será favorable para la transmisión de señales atravesando el cuerpo.

Se ha representado también el ruido de fondo (a unos -90 dBm) para observar la diferencia respecto a la potencia recibida.

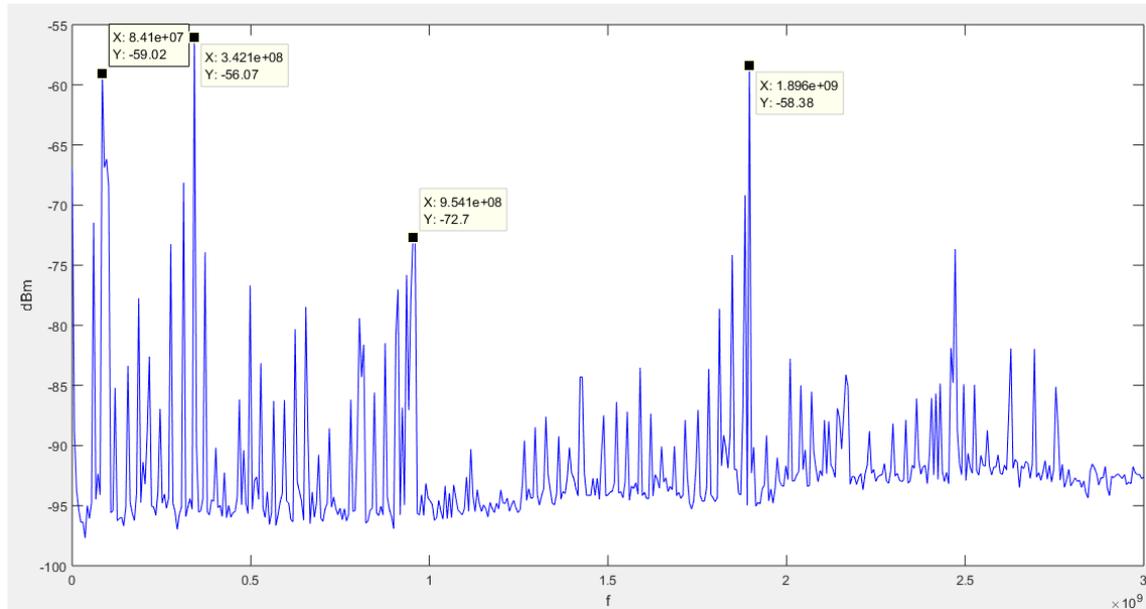


Figura 3-56 Espectro recibido con las antenas enfrentadas y a una distancia de 2'40 metros.

Al alejar las antenas el doble de la distancia a la que se realizó el primer experimento (a 2'40 metros) se puede observar la atenuación producida. El mayor pico producido a la frecuencia de 340 MHz ha pasado a tener una potencia de -56 dBm. Los demás picos señalados en la imagen son los ajenos a nuestra prueba.

Pese a la distancia se sigue recibiendo una potencia considerable diferenciada del fondo de ruido. Además, se aprecia que aún se consigue recibir un gran ancho de banda. Con la distancia es de esperar que las frecuencias altas se atenúen más que las frecuencias bajas, como se observa en la imagen. Hasta los 950 MHz se recibe una señal con bastante potencia, mientras que de 1.3 GHz a los 3 GHz la potencia disminuye, teniendo el mayor pico de unos -85 dBm.

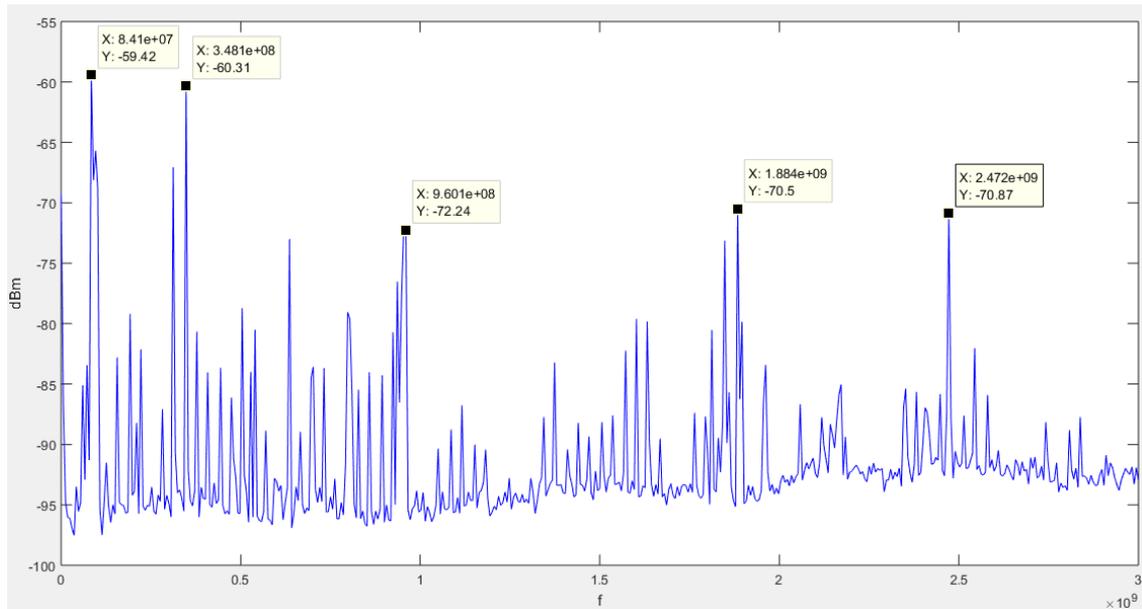


Figura 3-57 Espectro recibido con las antenas enfrentadas y a una distancia de 3'60 metros.

La última prueba de distancia es con las antenas separadas 3'60 metros. Los puntos señalados en la imagen son los picos ajenos a nuestras pruebas, excepto el pico a la frecuencia de 348 MHz con una potencia de -60 dBm. Pese a que las frecuencias altas han disminuido hasta casi llegar al ruido de fondo, se puede observar como a frecuencias menores se sigue recibiendo señal, aunque muy atenuada.

Con esta prueba de distancia se ha comprobado que:

- 1- El transmisor ha conseguido transmitir una señal UWB, es decir, con un gran ancho de banda. Por lo tanto, el diseño de la antena escogido permite transmitir ese gran ancho de banda.
- 2- La antena diseñada es capaz de recibir un gran ancho de banda. Además, también es capaz de recibir las frecuencias bajas, lo cual interesa en el presente trabajo ya que se busca transmitir señales a través del cuerpo.
- 3- La distancia provoca una atenuación en la señal recibida. No obstante, en el ámbito de este trabajo, no es un problema. UWB no trabaja a grandes distancias ya que es una tecnología de señales de baja potencia. Además, al tratarse de sensores colocados en el cuerpo, no es necesario recibir señales a distancias elevadas.

3.3.2.2 Prueba de direccionalidad

Con esta prueba se quiere determinar la capacidad de direccionalidad de la antena respecto a su eje vertical. Para ello se hace girar la antena transmisora a razón de 30° por prueba.

Diagrama de radiación de densidad de potencia dBm/Hz

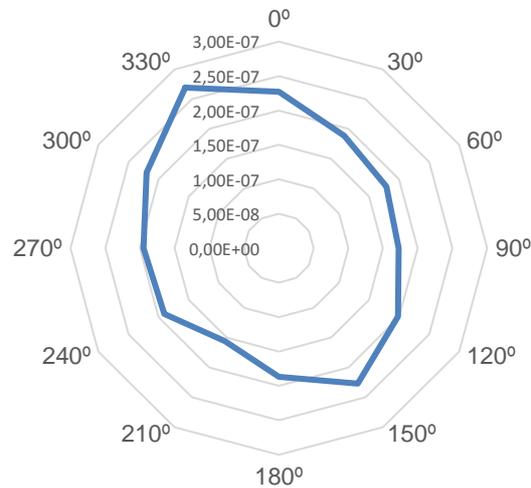


Figura 3-58 Diagrama de radiación de la densidad de potencia en dBm/Hz cada 30°

Para calcular los valores y representarlos en el diagrama de radiación se procedió de la siguiente forma: para cada uno de los ángulos se realizó una suma de las potencias recibidas y se dividió por el ancho de banda en el que se realizaron las medidas (unos 3 GHz), posteriormente se realizó el mismo procedimiento con los resultados de medición sin tener encendido el transmisor (para tener un valor de referencia de la potencia que era recibida por causas ajenas a la prueba). Se restaron dichos valores de densidad de potencia para tener un resultado sin la influencia de la potencia recibida ajena a la prueba y, a continuación, se representaron en un gráfico.

Como se puede observar en el gráfico, se produce una mayor recepción de potencia en los ángulos de 30° y de 150°. En los ángulos cercanos a 90° y 210° se observa una reducción de potencia recibida.

Cabe destacar de los resultados de la gráfica de radiación que, aunque disminuya el valor de la potencia recibida en los ángulos cercanos a los 90° y 270° se sigue recibiendo potencia. Los resultados por tanto no son de una antena completamente omnidireccional, pero que puede recibir potencia encontrándose a cualquier ángulo de la antena transmisora. Es por ello que los resultados son satisfactorios.

3.3.2.3 Prueba de las antenas en el cuerpo

Para el presente trabajo es importante que la señal sea capaz de recibirse con las antenas situadas en el cuerpo. Es por ello que se realizaron dos pruebas con el propósito de conocer el comportamiento de las mismas en el entorno del cuerpo humano.

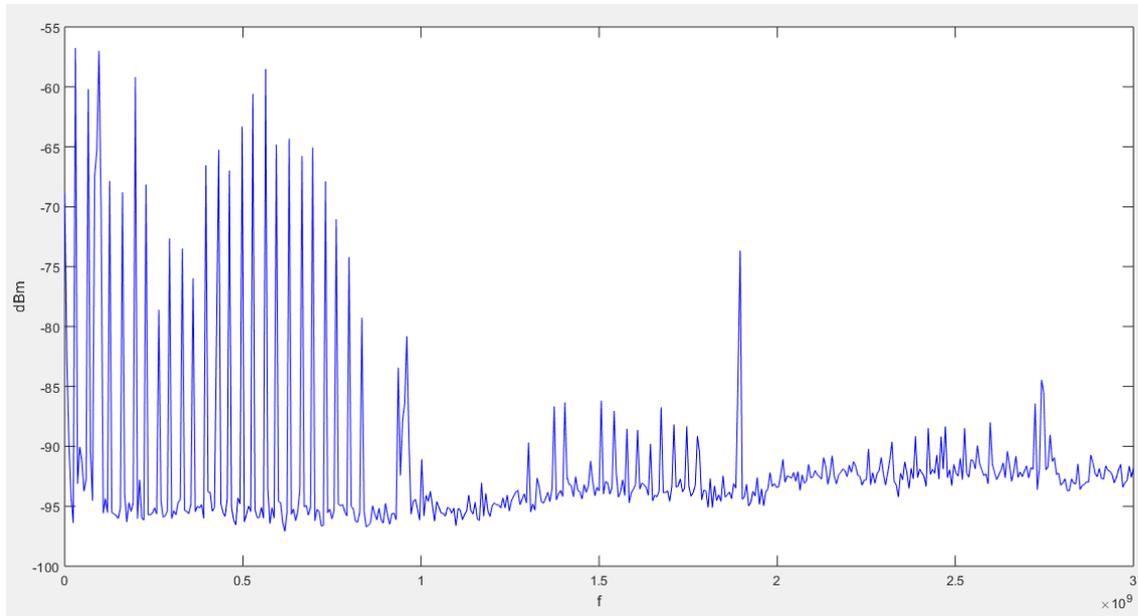


Figura 3-59 Espectro recibido al colocar cada antena en un brazo.

Se puede apreciar claramente como las frecuencias bajas son las que se han conseguido recibir con las antenas situadas en el cuerpo. Además, las frecuencias altas han disminuido casi por completo (el pico que se observa a frecuencias altas es ajeno a la prueba).

Pese a situar las antenas en el cuerpo se ha conseguido transmitir un gran ancho de banda (hasta los 900 MHz).

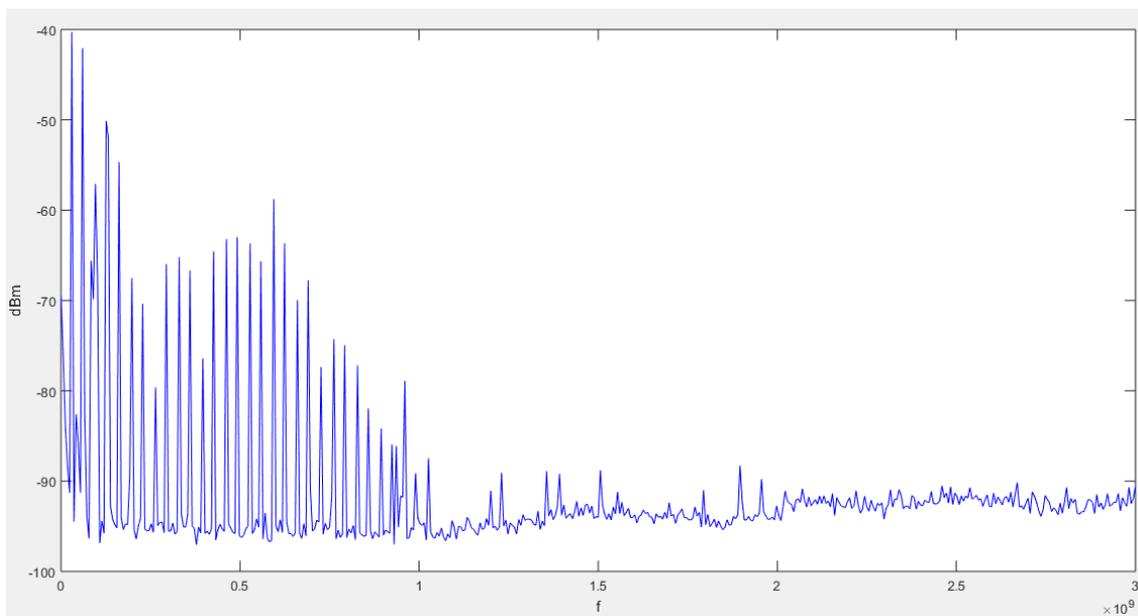


Figura 3-60 Espectro recibido con una antena situada en el brazo y la otra en la espalda

En la segunda prueba con las antenas en el cuerpo se colocó una en un brazo y la otra en la espalda. El resultado es muy similar a la prueba de las antenas en los brazos. Se observa un gran ancho de banda a frecuencias bajas (hasta los 900 MHz) y como la potencia a frecuencias altas han desaparecido. Además, en esta prueba la señal ha tenido que atravesar prendas de ropa, lo cual no ha afectado al resultado.

Después de las pruebas realizadas con las antenas en el cuerpo se concluye:

- 1- Las potencias recibidas a frecuencias altas desaparecen. Sin embargo, prevalecen la potencia a frecuencias bajas. Se puede observar que el diseño de la antena es adecuado para la transmisión y recepción de señales a través del cuerpo humano.
- 2- Pese a situar las antenas en el cuerpo se consigue transmitir y recibir un gran ancho de banda, por lo que cumple con los requisitos de la tecnología UWB.

3.3.3 Validación del receptor

Para realizar la prueba de recepción de la señal se conectaron las antenas al transmisor y al receptor. Se encendió el transmisor y se midió la señal recibida.

Primero se obtuvo la señal obtenida tras el amplificador. No se obtuvo una amplificación de la señal, sino que la atenuaba. Esto podría estar producido por una mala soldadura o un defecto en el componente. Al obtener esta señal a la salida del amplificador, tanto el detector de envolvente como el comparador no son capaces de detectar de forma correcta los pulsos.

La señal obtenida a la salida del amplificador es:

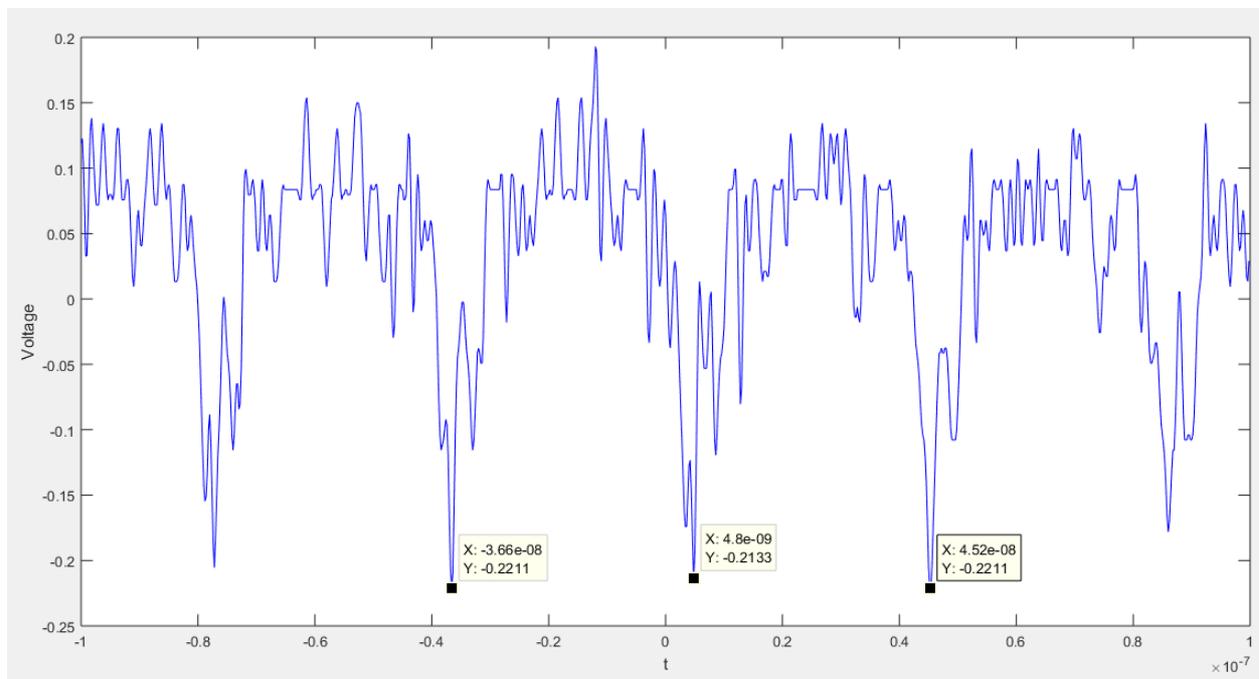


Figura 3-61 Señal obtenida a la salida del amplificador del receptor

La señal que genera el amplificador no es el resultado de una amplificación. El amplificador escogido genera una atenuación de la señal introducida por lo que debe existir algún fallo que puede estar generado por algún error en la soldadura de los componentes o en algún defecto en el componente amplificador.

Tras este resultado no se pudieron validar las diferentes etapas del circuito receptor. Por lo tanto, la implementación de este receptor se propone para investigaciones futuras obteniendo la base de diseño y los resultados de simulación obtenidos en este trabajo.

4 CONCLUSIONES

Una vez se ha realizado el diseño, la implementación y la validación del transmisor, receptor y de las antenas, se procede a detallar las conclusiones.

En relación a la etapa de transmisión, se ha logrado realizar el diseño de dos prototipos de baja complejidad y bajo coste cuyos resultados en simulación cumplen con las características de la tecnología UWB de pulsos, es decir, generar y transmitir pulsos estrechos, del orden de nanosegundos.

El funcionamiento del primer prototipo se basa en la conmutación entre apagado y encendido de un transistor, usando para ello un diodo. Durante el flanco de bajada de la señal de entrada, el apagado abrupto del transistor provoca que la corriente se dirija hacia la rama L-C en serie de la salida, provocando así un pulso UWB. Para el flanco de subida tanto el condensador como la puerta del transistor deben descargarse a través de la resistencia y del diodo, lo que provoca una señal de salida débil.

El segundo prototipo de transmisor se compone de varios módulos: el primero de ellos genera una señal cuadrada periódica tomando como entrada un voltaje constante, el segundo consta de varios inversores que provocan un ligero retraso de la señal respecto a la original y el último se trata de una puerta AND donde la señal original y la retrasada se multiplican, obteniendo así el pulso estrecho a la salida.

Se implementaron ambos prototipos y se procedió a su validación. El primero de ellos no producía señal tras varias pruebas realizadas, por lo que se descartó. Para la validación del segundo prototipo se desacoplaron sus módulos para realizar las pruebas de manera individual. Se comprobó como el biestable multivibrador funcionó correctamente. Sin embargo, se producía un desacoplo al conectar el segundo módulo y se perdía la señal. Una vez subsanado el problema se generaron a la salida pulsos UWB, con lo que se obtuvieron resultados positivos.

Con respecto a las antenas se trabajó con un diseño dirigido a la capacidad de transmisión y recepción sobre el cuerpo humano. Dicho diseño se simuló y se modificó para conseguir un mayor ancho de banda y un menor límite inferior de dicho ancho de banda para lograr una mejor comunicación usando la tecnología UWB enfocada a sensores corporales. Del diseño de la antena se puede concluir que a medida que el tamaño aumentaba se conseguía un mayor ancho de banda. No obstante, se encontró el límite de aumento de prestaciones y se usó ese tamaño para el diseño final.

Tras la implementación y pruebas de validación de la antena escogida se concluye que es válido para el campo que trata este trabajo. Se obtiene, tras las pruebas de validación, que es capaz de transmitir y recibir un ancho de banda extenso, además de una buena capacidad de comunicación a través del cuerpo humano.

Para la etapa receptora se escogió un diseño compuesto por un amplificador de banda ancha, un detector de envolvente y un comparador. Su funcionamiento consiste en la amplificación de los pulsos obtenidos en la señal de entrada, el almacenamiento de energía de dichos pulsos mediante el detector de envolvente y la activación del comparador al superar la señal resultante un voltaje establecido. La simulación arrojó resultados positivos por lo que se concluye que las etapas y los componentes que fueron escogidos presentan un buen comportamiento ante una señal UWB donde los pulsos son estrechos y de baja energía. Además, dichos resultados proporcionan una alta tasa binaria en la comunicación.

De la validación del receptor no se obtuvieron los resultados deseados por diversos errores que provocaba el amplificador. Debido a esto, no pudieron validarse todas las etapas del circuito transmisor.

En este trabajo se realiza una primera aproximación a la implementación de un transceptor UWB para redes de sensores corporales, diseñado con el objetivo de superar varios retos que presentan dichas redes: se consigue una baja complejidad basando los circuitos en componentes discretos, se logra una buena transmisión a través de la piel y del cuerpo humano gracias al diseño escogido de la antena, se obtiene una alta tasa de transmisión debido a la estrechez de los pulsos y, por lo tanto, el ancho de banda extenso ocupado y se consigue un bajo consumo debido a la corta duración de los pulsos y a la baja energía que conllevan. Se obtienen resultados satisfactorios para la etapa transmisora y para la validación de las antenas, consiguiendo una buena comunicación a través del cuerpo humano y una alta tasa de transmisión. No obstante, de cara a un futuro prototipo, se debe realizar una mejora en la etapa receptora, consiguiendo mejores resultados.

REFERENCIAS

- [1] <https://europa.eu/european-union/file/1501> (Último acceso: 7 septiembre 2016)
- [2] Wyatt C, Liu Y, «*Basic concepts in medical informatics*» Journal of Epidemiology and Community Health, vol. 56, no. II, pp. 808-812, 2002.
- [3] http://ec.europa.eu/health/ehealth/docs/com_2012_736_es.pdf (Último acceso: 7 septiembre 2016)
- [4] Dragic L, Piljic I, Francek P, Kovak M, Mlinaric H, Gvozdanovic D, «*Home Health Smart TV – platform for accessing multimedia e-health content*», Proceedings Elmar - International Symposium Electronics in Marine, 7334539, pp. 251-254, Faculty of Electrical and Computing/Department of Control and Computer Engineering, Zagreb, Croacia, 2015.
- [5] Liu W, Park E, «*Big Data as an e-Health Service*», International Conference on Computing, Networking and Communications, ICNC 2014 6785471, pp. 982-988, School of Science and Technology, Georgia Gwinnett College, 2014.
- [6] Goletsis Y, Chlestos M, «*Towards a unified methodology for the evaluation of e-health applications*», Proceedings of the IEEE/EMBS Region 8 International Conference on Information Technology and Applications in Biomedicine: Emerging Technologies for Patient Specific Healthcare, ITAB 5687698, 2010.
- [7] Marjanovic, M. «*On the Development of a Very Fast Simulator for TH-UWB Systems*», Tesis Doctoral, Universidad Politécnica de Madrid, 2007.
- [8] Meaamar, A. «*An Ultra-Wideband Receiver Front-end*», Tesis doctoral, Nanyang Technological University, 2010.
- [9] Lee S, L. «*Energy Efficient Ultra-Wideband Radio Transceiver Architectures and Receiver Circuits*», Tesis doctoral, Massachusetts Institute of Technology, 2007.
- [10] Naranjo D, Estudillo M A, Roa L M, Reina L J, «*Propuesta de una plataforma de biosensores inteligentes basados en tecnología Ultra Wide Band de pulsos*», XXVI Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica, Universidad de Sevilla, 2008.
- [11] Oliveira C, Mackowiak M., Correia L, «*Challenges for Body Area Networks Concerning Radio Aspects*», 17th European Wireless Conference 2011, EW 2011 pp. 77-81, Technical University of Lisbon, Portugal, 2011.
- [12] Rincón F J, «*Técnicas de diseño de redes inalámbricas de sensores corporales inteligentes y energéticamente eficientes*», Tesis Doctoral, Facultad de Informática, Universidad Complutense de Madrid, 2012.
- [13] Betancur L, «*Redes de área corporal. Una perspectiva al futuro desde la investigación*», Revista Sistemas y Telemática. Vol.9. No.16, 11-30, Facultad de Telecomunicaciones e Informática, Universidad Pontificia Bolivariana, 2011.
- [14] Amparo M, Reina-Tosina J, Naranjo-Hernández D, Roa L. «*Measurement Issues in Galvanic Intrabody Communication: Influence of Experimental Setup*», IEEE Trans. Biomedical Engineering 62 (11), 7123179, pp. 2724-2732, 2015.

- [15] Kumar M, Basu A, Koul S. K. «*Circuits and active antennas for Ultra Wide Band pulse generation and transmission*», Progress In Electromagnetics Research B (23), pp. 251-272, Centre for Applied Research in Electronics (CARE), Indian Institute of Technology, 2010.
- [16] Gonçalves S, da Silva M, Tomaz L, Soares W, Resende U. «*The development of low-complexity ultra wideband circuit transmitter-receiver architecture for digital data transmission using discrete components*», SBMO/IEEE MTT-S International Microwave and Optoelectronics Conference Proceedings, Dept. Electromechanics/Electrical Engineering, Minas Gerais, Brasil, 2013.
- [17] Duncan R, Etienne-Cummings R. «*A Low-Cost COTS UWB Transceiver for Biological Applications Achieves 50 Mb/s with $< 10^{-6}$ Raw BER*», 2011 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference, BioCAS 2011 6107754, pp. 169-172, Josh Hopkins University, Baltimore, Maryland, 2011.
- [18] Jung L, Yoo H, Kim J, Park J, Kim J S. «*The design of UWB bandpass filter-combined ultrawide band antenna*», Vehicular Technology Conference, pp. 1- 5, September 2008.
- [19] Gao Y, Zheng Yuanjiin, Heng C. «*Low-Power CMOS RF Front-end for Non-Coherent IR-UWB Receiver*», ESSCIRC 2008 - Proceedings of the 34th European Solid-State Circuits Conference 4681873, pp. 386-389, National University of Singapore, 2008.
- [20] Nagaraj S, Rassam F G. «*Improved Non-coherent UWB Receiver for Implantable Biomedical Devices*», IEEE Trans. Biomedical Engineering, 2015.
- [21] Liu D, Geng S, Rhee W, Wang Z. «*A High Efficiency Robust IR-UWB Receiver Design for High Data Rate CM-Range Communications*», Proceedings - IEEE International Symposium on Circuits and Systems 6865531, pp. 1901-1904, Tsinghua University, Beijing, China, 2014.
- [22] Park Y, Lee S, Yoon C, Seong Y, Kim Kwan, «*Low complexity impulse radio based UWB (IR-UWB) transceiver*», IEEE Antennas and Propagation Society, AP-S International Symposium (Digest) 4395583, pp. 673-676, Kwangwoon University, South Korea, 2007.
- [23] «*Diseño de antenas mediante HFSS*». Seminario impartido en el laboratorio de Ingeniería Biomédica de la Universidad de Sevilla por David Naranjo Hernández.

ANEXO A

Código del archivo MATLAB:

```
function out = GenerateGaussianInputNoise(SimulationStartTime,
    SimulationEndTime, TimeIncrement, Mean, StDev, NominalVoltage)

fid = fopen('pwlFile.in','w');

for i=SimulationStartTime:TimeIncrement:SimulationEndTime

time=i;

x=randn(1)*StDev + Mean;
x=NominalVoltage + x;
fprintf(fid,'%6.5fe-9 ',time);
fprintf(fid,'%4.5f\n',x);

end
fclose(fid);
out=1;

end
```