



Acta de Correcciones al Proyecto de Grado Ingeniería electrónica

Fecha: 28/02/2023

Autor: German Camilo Sambony Ledezma

Nombre del Proyecto de Grado: Mejoramiento de un prototipo de laboratorio Transceptor basado en redes intracorporales.

Director: Luis Eduardo Tobón Llano

Como indica el artículo 2.27 de las Directrices de Trabajo de Grado, he verificado que los estudiantes indicados arriba han implementado todas las correcciones que los Jurados del Proyecto de Grado definieron que se efectuaran, como consta en el Acta de Calificación correspondiente.

Firma de Director(a) del Proyecto de Grado



Pontificia Universidad
JAVERIANA
Cali

**Facultad de Ingeniería
y Ciencias**
Ingeniería Electrónica

MONOGRAFÍA DE TRABAJO DE GRADO

Mejoramiento de un prototipo de laboratorio
Transceptor basado en redes intracorporales.

Germán Camilo Sambony Ledezma

Director

Dr. Luis Eduardo Tobón

7 de marzo de 2023

Nota de Aceptación

Aprobado por el Comité de Trabajo de Grado en cumplimiento de los requisitos exigidos por la Pontificia Universidad Javeriana para optar el título de Ingeniero Electrónico.



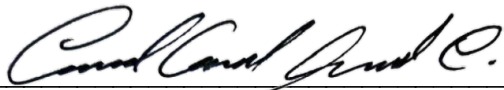
Dr. Hernán Camilo Rocha Niño
Decano de la Facultad de Ingeniería



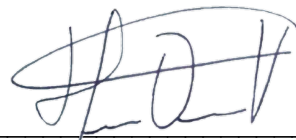
ING. LUIS EDUARDO TOBON LLANO
Director Carrera Ingeniería Electrónica.



ING. LUIS EDUARDO TOBON LLANO
Director(a) Trabajo



ING. Carlos Andrés Giraldo Castañeda
Jurado 1



ING. Hernán Darío Vargas Cardona
Jurado 2

Santiago de Cali, 1 de marzo de 2023

Señores
Pontificia Universidad Javeriana – Cali
Dr. Hernán Camilo Rocha Niño
Decano
Facultad de Ingeniería y Ciencias
Ciudad

Cordial Saludo.

Por medio de la presente me permito presentarle el Trabajo de Grado titulado “Mejoramiento de un prototipo de laboratorio Transceptor basado en redes intracorporales.”.

Espero que este trabajo reúna todos los requisitos académicos, cumpla el propósito para el cual fue creado y sirva de apoyo para futuros proyectos relacionados con la materia.

Atentamente,



Germán Camilo Sambony Ledezma

Santiago de Cali, 1 de marzo de 2023

Señores

Pontificia Universidad Javeriana – Cali

Dr. Hernán Camilo Rocha Niño

Decano

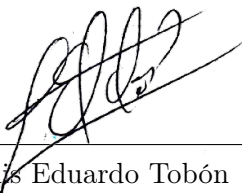
Facultad de Ingeniería y Ciencias

Ciudad

Cordial Saludo.

Certifico que el presente Trabajo de Grado titulado “Mejoramiento de un prototipo de laboratorio Transceptor basado en redes intracorporales.”, realizado por Germán Camilo Sambony Ledezma, estudiante de Ingeniería Electrónica, se encuentra terminado y puede ser presentado para su sustentación.

Atentamente,



Dr. Luis Eduardo Tobón
Director Trabajo de Grado

Agradecimientos

Agradecer en primer lugar al Doctor Luis Eduardo Tobón quien fue el director a lo largo de este proceso, agradezco su apoyo, tiempo, consejos de vital importancia y su ayuda para conseguir los materiales y dispositivos necesarios para la realización del trabajo. Doy gracias al profesor Carlos Giraldo quien igualmente fue clave con sus consejos y enseñanzas, además de facilitar el material dieléctrico utilizado, parte fundamental del trabajo. Expreso mi gratitud igualmente al profesor de la universidad Javeriana de Bogota, Manuel Perez, quien fue el guía en las pruebas realizadas a la antena en el laboratorio de radiofrecuencia de esta universidad. Agradezco al profesor Dimas Mavares quien me enseñó la base de mucha teoría descrita a lo largo del documento. Igualmente, expreso gratitud a familiares y amigos que de alguna u otra forma aportaron al proyecto. Finalmente, un especial agradecimiento a la Pontificia Universidad Javeriana Cali la cual me brindó la formación profesional necesaria para realizar el presente trabajo de grado.

Glosario

Acrónimos y Abreviaturas

<i>SDR</i>	Software Defined Radio
<i>RRC</i>	Root Raised Cosine
<i>RF</i>	Radiofrecuency
<i>PSD</i>	Power Spectral Density
<i>ISI</i>	Intersymbol Interference
<i>ICI</i>	Inter-Carrier Interference
<i>dB</i>	Decibel
<i>USRP</i>	Universal Software Radio Peripheral
<i>PSK</i>	Phase Shift Keying
<i>MQAM</i>	M-Quadrature Amplitude Modulation
<i>BW</i>	BandWidth
<i>IoT</i>	Internet of Things
<i>SNR</i>	Signal-to-Noise Ratio
<i>GFDM</i>	Generalized Frequency Division Multiplexing
<i>FBMC</i>	Filter Bank MultiCarrier
<i>UFMC</i>	Universal Filtered MultiCarrier
<i>BFDM</i>	Bi-orthogonal Frequency Division Multiplexing
<i>SCMA</i>	Sparse Code Multiple Access
<i>NOMA</i>	Non-Orthogonal Multiple Access

Resumen

En el presente trabajo de grado se realiza y simula un prototipo transceptor basado en redes intracorporales con resultados de investigación que apuntan hacia el objetivo de generar una transmisión inalámbrica dentro del tejido humano con buenas características de velocidad y consumo. Se caracteriza el cuerpo humano como canal de transmisión inalámbrico, considerando estas propiedades se utilizan técnicas de procesamiento de señales en banda base para aumentar la eficiencia en la transmisión, como son el código de línea Manchester con memoria y el filtro del coseno alzado (RRC). Para la modulación digital se emplea PSK, 4PSK, 16QAM y 64QAM, transmitiendo en la banda de frecuencia de 2,38 GHz. Se simulan los procesos de codificación, conformación y modulación en el software especializado en procesamiento de señales y radiofrecuencia de “GNUradio”.

Para el prototipo transceptor se diseña y materializa una antena tipo parche con el material de Rogers 3003, el diseño es realizado en el software HFSS (High-Frequency Structure Simulator), en donde se logra modelar el canal de transmisión con sus propiedades, se configura las características del material, se visualizan y analizan los resultados de la antena. La antena física impresa se prueba en la cámara anecoica del laboratorio de radiofrecuencia en la universidad Javeriana en Bogotá.

En la implementación física de transceptor se utilizan SDR USRP 2900 el cual brinda la posibilidad de emitir y recibir una onda procesada en la banda de frecuencia deseada, se utilizan dos radios, uno para transmisión y otro para recepción. Los USRP son de la empresa National Instruments, tienen la capacidad de transmitir en una banda desde 70MHz hasta 6GHz y pueden ser configurados desde el software “GNUradio” en donde también se implementó la simulación del transceptor.

Finalmente se comparan los resultados obtenidos de velocidad y consumo, con el envío de un mensaje digital a través del tejido humano, precisamente en el área del brazo de una persona, se realiza igualmente la comparación al cambiar el tipo de modulación digital para concluir con las características para obtener una buena transmisión intracorporal.

Palabras Clave: Sistemas inalámbricos, Intracorporal, Transceptor, Banda Base, Cuantización, Interferencia Interportadora, Interferencia Intersimbólica, Radiofrecuencia, Diagrama de constelación.

Abstract

In the present degree work, a transceiver prototype based on intracorporal networks is carried out and simulated with research results that point towards the objective of generating a wireless transmission within human tissue with good speed and consumption characteristics. The human body is characterized as a wireless transmission channel, considering these properties, baseband signal processing techniques are used to increase transmission efficiency, such as the Manchester line code with memory and the raised cosine filter (RRC). For digital modulation, PSK, 4PSK, 16QAM and 64QAM are used, transmitting in the 2.38 GHz frequency band. The coding, shaping and modulation processes are simulated in the specialized signal and radio frequency processing software of "GNUradio".

For the transceiver prototype, a patch type antenna is designed and materialized with the Rogers 3003 material, the design is carried out in the HFSS (High-Frequency Structure Simulator) software, where it is possible to model the transmission channel with its properties, it is configured the characteristics of the material, the results of the antenna are visualized and analyzed. The printed physical antenna is tested in the anechoic chamber of the radiofrequency laboratory at the Javeriana University in Bogotá.

In the physical implementation of the transceiver, SDR USRP 2900 is used, which offers the possibility of emitting and receiving a processed wave in the desired frequency band, two radios are used, one for transmission and the other for reception. The USRPs are from the National Instruments company, have the capacity to transmit in a band from 70MHz to 6GHz and can be configured from the "GNUradio" software where the transceiver simulation was also implemented.

Finally, the results obtained for speed and consumption are compared, with it sending a digital message through human tissue, precisely in the area of a person's arm, the comparison is also made by changing the type of digital modulation to definitively conclude with the characteristics to obtain a good intracorporal transmission.

Keywords: Keywords: Wireless systems, Intracorporal, Transceiver, Base Band, Quantization, Intercarrier Interference, Intersymbolic Interference, Radio frequency, Constellation diagram.

Índice general

1. Introducción	1
1.1. Objetivos	2
1.1.1. Objetivo General	2
1.1.2. Objetivos Específicos	2
1.2. Plantamiento del Problema	2
1.3. Justificación	3
2. Marco de Referencia	5
2.1. Áreas Temáticas	5
2.2. Marco Teórico	5
2.2.1. El cuerpo humano como canal de transmisión	6
2.2.2. Procesamiento de señales en banda base	8
2.2.3. Modulaciones digitales	12
2.2.4. Antenas de transmisión	13
2.3. Requerimientos	14
2.4. Trabajos Relacionados	15
3. Materiales y Métodos	17
3.1. Materiales	17
3.2. Metodos	20
3.2.1. Diseño - Antena microcintas	20
3.2.2. Diseño - Transceptor	22
4. Resultados y Discusión	28
4.1. Resultados antena microcintas	28
4.1.1. Diseño de antena para el cuerpo humano	31
4.2. Resultados Transmisor	34
4.3. Resultados Receptor	37
4.4. Tasa de transmisión para distintos tipos de modulación.	43
5. Conclusiones	45
6. Trabajos futuros	46
7. Anexos	47
Bibliografía	50

Índice de figuras

2.1. Comunicaciones inalámbricas según su alcance. Tomado de [9].	6
2.2. Códigos de línea Manchester	9
2.3. RRC, Dominio del tiempo	11
2.4. RRC, Dominio de la frecuencia	11
2.5. Diagramas de constelación 16QAM, 4PSK	13
2.6. Antena Microstrip con inserciones de acople.	14
3.1. Parámetros antena microcintas. Tomado de [14]	20
3.2. Antena microcintas. Simulación	21
3.3. Antena microcintas. Implementación física	21
3.4. Análisis antena. Laboratorio RF, Cámara anecoica.	22
3.5. Código de línea Manchester con memoria y filtro RRC	23
3.6. Partes del Transceptor. Simulación	24
3.7. Transceptor. Simulación completa	25
3.8. Sistema completo - Transceptor. Implementación Física	26
3.9. Transceptor. Implementación Física	26
3.10. Diagrama de Transmisión. Implementación Física	27
3.11. Diagrama de Recepción. Implementación Física	27
4.1. Parámetro S11. Implementación física y Simulación	28
4.2. Impedancia antena. Implementación física y Simulación.	29
4.3. Patrón de radiación 3D. Simulación.	30
4.4. Patrón de radiación 3D. Implementación física.	30
4.5. Eficiencia antena. Implementación física.	31
4.6. Antena microcintas para el cuerpo humano. Simulación	32
4.7. Parámetro S11. Simulación	32
4.8. Impedancia antena. Simulación	33
4.9. Patrón de radiación. Simulación	33
4.10. Mensaje binario. Transmisor	35
4.11. Modulación 16QAM parte real e imaginaria. Transmisor	36
4.12. Modulación 16QAM. Transmisor	36
4.13. Constelación modulación 16QAM. Transmisor	36
4.14. Espectro modulación 16QAM. Transmisor	37
4.15. Mensaje transmisor. Velocidad de carga 42.55Mbps	38
4.16. Mensaje Receptor. Simulación. Velocidad de descarga 6.8Mbps	38
4.17. Mensaje Receptor. Implementación física. Velocidad de descarga 5.49Mbps	39
4.18. Codificación y modulación de la señal. Transmisor	39

4.19. Señal recibida. Simulación	40
4.20. Señal recibida. Implementación física	40
4.21. Espectro. Transmisor	41
4.22. Espectro señal recibida. Simulación	41
4.23. Espectro señal recibida. Implementación física	41
4.24. Diagrama de constelación. Transmisor	42
4.25. Constelación señal recibida. Simulación	42
4.26. Constelación señal recibida. Implementación física	43
4.27. Mensaje recibido 4PSK. 5Mbps	44
4.28. Mensaje recibido 16QAM. 5.49Mbps	44
4.29. Mensaje recibido 64QAM. 7.68Mbps	44
7.1. Cámara anecoica	47
7.2. Analizador Vectorial	48
7.3. Propiedades del cuerpo humano a distintas frecuencias	49

Introducción

Hoy en día existe la necesidad de monitorear y capturar información en tiempo real de diferentes fuentes, para tratarla, analizarla y tomar decisiones según sea el caso. Uno de los campos de mayor investigación en la actualidad es la reducción de sensores, que logren tamaños entre milímetros o micras [22], y que estos sensores puedan ser utilizados para ser implantados y hasta circular en el cuerpo humano. Estos dispositivos implantables se están volviendo más populares en estos años debido a su función como instrumento electrónico que salva vidas [23], [24]. Los implantes están disponibles con varias funciones, por ejemplo, los marcapasos y desfibriladores se utilizan para controlar y tratar afecciones cardíacas, y los neuro estimuladores se utilizan para la estimulación cerebral profunda además de captar diversas enfermedades relacionadas con el cerebro, como la epilepsia y la enfermedad de Parkinson [25].

La detección temprana de enfermedades o monitoreo de variables corporales, se vuelve una necesidad importante para distintos tipos de personas, ya que un aviso a tiempo que permita realizar un tratamiento inmediato puede ayudar significativamente en la salud de una persona y hasta podría salvarle su vida. Para esto, la implantación de ciertos dispositivos en lugares específicos del cuerpo son una herramienta capaz de facilitar la detección de anomalías, evitando cualquier tipo de riesgo [6] y [7].

Estos sensores dentro del cuerpo necesitan comunicarse con el exterior, frente a estos hechos la comunicación inalámbrica intracorporal es un campo que ah venido en acenso por su vital importancia. A este tipo de tecnología se le conoce como HBC por sus siglas en ingles “Human Body Communication” [28]. Por este motivo este documento presenta el diseño de un prototipo transceptor de investigación el cual da respuestas a como transmitir de forma eficiente una onda electromagnética dentro del cuerpo humano, la cual contenga información digital que pueda provenir de sensores que monitoreen variables corporales.

El trabajo se estructura en 4 etapas, la primera será de investigación en donde se definen los requerimientos para que el sistema de comunicación digital tenga buenas características de transmisión, este proceso se ve reflejado en el capítulo 2 del documento en donde se presenta el marco teórico de los procesos con los cuales se logrará obtener una buena transmisión. La segunda etapa presenta un diseño del transceptor exponiendo los métodos y materiales para aplicar la teoría descrita la cual cumple con los requerimientos del sistema, este diseño se encuentra expuesto en el capítulo 3 el cual muestra el proceso que se lleva a cabo para la realización del prototipo. La tercera etapa muestra los resultados de simulación del transceptor, los cuales darán evidencia de los procesos realizados y

la eficiencia buscada en la transmisión de datos, este proceso se encuentra dentro del capítulo 4 del documento. Finalmente la última etapa muestra y compara los resultados de una implementación física del prototipo transceptor con la simulación, expone la velocidad alcanzada en la transmisión, se compara la información del mensaje transmitido con el recibido y se calcula la potencia utilizada, esta etapa se ve reflejada en la parte final del capítulo 4 y en las conclusiones del capítulo 5.

1.1. Objetivos

1.1.1. Objetivo General

Desarrollar un prototipo transceptor intracorporal que logre alcanzar una mejor tasa de transmisión de datos a menor consumo energético, con respecto al modelo establecido en el trabajo de grado "Diseño de un prototipo de laboratorio transceptor basado en redes intracorporales"[5].

1.1.2. Objetivos Específicos

- Establecer los requerimientos de un sistema de transmisión intracorporal que mejore la eficiencia energética y la tasa de transmisión del trabajo de Grado "Diseño de un prototipo de laboratorio transceptor basado en redes intracorporales"[5].
- Diseñar el sistema de transmisión intracorporal que cumpla los requerimientos previos.
- Simular el comportamiento del sistema de transmisión diseñado, para evaluar su desempeño previo a la implementación física.
- Implementar el prototipo transceptor de laboratorio para verificar la transmisión intracorporal en un entorno real, verificando los requerimientos establecidos.

1.2. Plantamiento del Problema

La transmisión de datos por un canal inalámbrico es uno de los retos que presentan las existentes y nuevas tecnologías de nuestra época, se ha considerado el aire como uno de los medios más convencionales y retadores para la transmisión. Las nuevas tecnologías como el 5G utilizan el procesamiento digital de señales que fomentan la innovación, cambio y mezcla de técnicas de generación y modulación de la señal, como lo son GFDM, FBMC, UFMC, BFDM, SCMA y NOMA [1] esto para mejorar diferentes aspectos como la velocidad, la disponibilidad a grandes distancias, la eficiencia energética, eficiencia espectral, confiabilidad, conexión masiva y demás. Esto ayuda a que el internet de las cosas (IoT por sus siglas en ingles) se vuelva una realidad, otra de las tecnologías fuertes para el futuro, que con respecto a la transmisión de datos, igualmente ha desarrollado tecnologías como Bluetooth Low-Energy, RFDI, Lora, entre otros [2] donde su principal objetivo es transferir información de forma constante y al instante.

En la actualidad el aire no es el único canal inalámbrico retador, la comunicación en donde el canal de transmisión es el cuerpo humano también contiene procesos de investigación que sirven para la monitorización inalámbrica del estado de salud de las personas, en donde se utilizan sensores portátiles dentro del cuerpo los cuales tienen el objetivo de medir una variable corporal constantemente, transmitir la información hacia un receptor que esté en el exterior muy cerca al cuerpo, para luego enviar esta información hacia un centro de monitoreo que verifique el estado de salud de la persona. Para esto es necesario considerar que esta aplicación se ve afectada en gran medida por el poco tiempo de vida de las baterías del sensor-transmisor, consecuencia por su constante funcionamiento y por el hecho de estar ubicado en zonas dentro del cuerpo, ya que el manipularlos ocasiona una cirugía invasiva para la persona. De esto sale la necesidad de crear una comunicación dentro del cuerpo capaz de transmitir la cantidad de información necesaria a un menor costo energético, convirtiéndose en uno de los objetivos para “IoT” [4] con diferencia en el canal de transmisión.

En síntesis, existe la necesidad de desarrollar o utilizar métodos para optimizar la eficiencia en la transmisión de información a través del cuerpo para aplicaciones de monitoreo en tiempo real, lo cual permitirá a los posibles usuarios mejorar su calidad de vida con un monitoreo constante y menos invasivo. Por este motivo este documento presenta el diseño de un prototipo transceptor de investigación el cual da respuestas a como transmitir de forma eficiente una onda electromagnética dentro del cuerpo humano, la cual contenga información digital que pueda provenir de sensores que monitoreen variables corporales, basándose en los resultados obtenidos en el trabajo de grado de V. Aristizábal y J. Triana [29].

Este problema se encuentra dentro de los objetivos y metas de desarrollo sostenible propuesto por la ONU [29], pertenece al noveno objetivo establecido para la industria, innovación e infraestructura, donde se busca aumentar la investigación científica y fomentar la innovación, permitiendo así, a través del desarrollo de esta problemática, la universalización de los servicios de comunicación. Adicionalmente, se ve ligado con el objetivo tres que da a lugar a salud y bienestar, ya que este problema abarca la reducción de riesgos en la salud de las personas.

1.3. Justificación

Actualmente las comunicaciones inalámbricas tienen un papel indispensable en el diario vivir de cada ser humano; gracias a ellas millones de personas han podido comunicarse a largas distancias, desde cualquier lugar del mundo. Esto es una realidad gracias a la tecnología que se ha desarrollado entorno a las redes móviles, como lo son: 2G, 3G, 4G y las redes 5G. La comunicación masiva de datos en la quinta generación (5G) ha creado retos en donde el procesamiento digital de señales juega un papel muy importante a la hora de mejorar las cualidades de la transmisión. Sistemas de generación y modulación como GFDM, FBMC, UFMC, BFDM, SCMA, NOMA, han sido desarrollados para mejorar aspectos en la transmisión a largas distancias, como la eficiencia espectral, eficiencia energética, entre otros [1]. Además de 5G, el internet de las cosas (IoT por sus siglas en

ingles) igualmente trabaja en tecnologías de comunicación inalámbrica a corta distancia, tales como: Zigbee, Lora, Bluetooth Low-Energy, RFDI, etcétera [2].


En específico, para la comunicación inalámbrica intracorporal y particularmente en el área de monitoreo de variables corporales, existe un claro ejemplo en el proyecto de Neuralink [6]; en el cual se busca monitorear y tratar distintas enfermedades causadas por desórdenes neurológicos, creando interfaces cerebro-computadora donde se registra información del sistema nervioso central a través de sensores implantados, estos datos son transmitidos y analizados con el fin de realizar posibles tratamientos según sea el caso [6]. Uno de los desafíos de Neuralink es implementar una tecnología que tenga la mayor eficiencia energética para la transmisión, ya que diseñan un implante neuronal que se comunica con un dispositivo móvil en el exterior y buscan que el implante sea capaz de tener energía para la comunicación por el resto de vida del usuario [6]. Otro ejemplo de esto es el desarrollo de biosensores en el tejido humano por la compañía Profusa la cual monitorea distintos factores en la sangre y los comunica con un receptor en el exterior, pegado a la piel de la persona, e igualmente busca una transmisión altamente eficiente dentro del cuerpo para fiabilidad en los datos, su bajo consumo y su buena velocidad de transmisión [7], Jesus Fuentes Gonzales, director de la agencia de comunicación Indie PR, habla de que la implementación estos sensores de Profusa ayudaría a prevenir un sin número de amputaciones [8].

Con estas nuevas tecnologías, la comunicación inalámbrica intracorporal puede generar múltiples beneficios para la salud de las personas, pero para que esto sea una realidad, se necesita mejorar la eficiencia en la transmisión de datos de este tipo de tranceptor, por este motivo se decide adentrarse a la investigación sobre la tecnologías y técnicas del procesamiento de señales digitales para la transmisión inalámbrica en un canal intracorporal, teniendo como objetivo realizar un prototipo funcional físico con un diseño el cual se pueda implementar los procesamientos descritos en el documento y hasta un diseño e implementación de una antena que radie eficientemente con las condiciones del cuerpo. El prototipo será probado en el autor del presente trabajo, siguiendo las delimitaciones precisas que no afecten la salud del tejido con la implementación del tranceptor.

El proyecto se ajusta a los lineamientos establecidos en el decreto 195 de 2005 de la república de Colombia [3] y los parámetros proporcionados por IEEE, en el cual, las redes intracorporales están reguladas por el estándar IEEE 802.15.6, denominada HBC (Human Body Communication) [28], en donde se establece rangos de potencia, frecuencia y otros parámetros de salud relacionados, que se tuvieron en cuenta y se describirán a lo largo del proyecto.

Marco de Referencia

2.1. Áreas Temáticas

Áreas temáticas del proyecto para las áreas propias de la disciplina utilizando la taxonomía del .

- Communications technology - Communication systems - Wireless sensor networks – Body sensor networks.
- Communications technology - Communication systems - Wireless communication.
- Communications technology – Communication equipment - Transmitters - Radio transmitters.
- Communications technology - Communication equipment - Receivers - Receiving antennas.
- Communications technology – Communication equipment - Transmitters - Radio transmitters.
- Computers and information processing - Computer applications - Medical information systems.
- Information theory – Communication channels – Throughput.
- Reliability - Telecommunication network reliability.

2.2. Marco Teórico

La comunicación inalámbrica es aquella que se implementa sin el uso de cables físicos de interconexión entre transmisor y receptor ya que transmiten a través de ondas de radio electromagnéticas por un medio no guiado; por ejemplo, una comunicación con teléfono móvil es inalámbrica, mientras que una comunicación con teléfono fijo tradicional no lo es. Cuando se trata de transmitir información por un medio y en nuestro caso por el tejido humano, la comunicación y particularmente la señal transmitida puede verse afectada por características del canal las cuales atenúan, distorsionan e introducen ruido en la señal viajera. En la transmisión inalámbrica existen varios factores con los cuales cambia que tan afectada puede verse la señal transmitida, estos factores dependen de la distancia de cobertura, el ancho de banda del canal, las propiedades físicas del canal, la frecuencia de operación de la transmisión y demás características que se desarrollaran a lo largo del documento. Las comunicaciones inalámbricas pueden clasificarse de distintas formas dependiendo del criterio al que se atienda, en primer lugar, las comunicaciones de acuerdo con su alcance se clasifican en cinco distintos grupos: WBAN, WPAN, WLAN, WMAN, WWAN [9] tal como lo muestra la Figura 2.1.

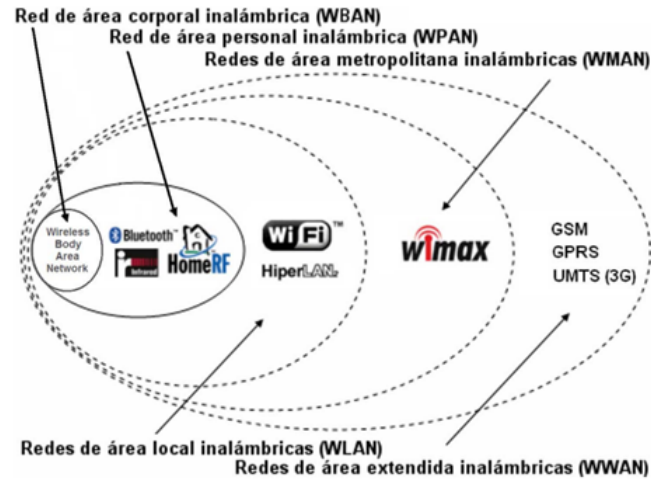


Figura 2.1: Comunicaciones inalámbricas según su alcance. Tomado de [9].

- **WBAN** (Wireless Body Area Network), redes inalámbricas de área corporal las cuales cubren distancias entre 0 y 2 metros.
- **WPAN** (Wireless Personal Area Network), redes inalámbricas de área personal las cuales cubren distancias inferiores a los 10 metros.
- **WLAN** (Wireless Local Area Network), redes inalámbricas de área local las cuales cubren distancias de unos cientos de metros.
- **WMAN** (Wireless Metropolitan Area Network), redes inalámbricas de área metropolitana los cuales pretenden cubrir el área de una ciudad o entorno metropolitano.
- **WWAN** (Wireless Wide Area Network), redes inalámbricas de área extensa, también conocidas como de área global o WGAN, pueden cubrir toda una región (país o grupo de países)

Las redes inalámbricas de área corporal WBAN, en las cuales el medio de transmisión es el cuerpo humano, precisamente el área de interés, la transmisión es de muy corto alcance y de muy baja potencia. Dentro de los niveles de esta banda esta la comunicación INTRA – WBAN, la cual se refiere a las comunicaciones con alcances de hasta dos metros entre dispositivos adheridos, implantados al cuerpo o dispositivos alrededor del mismo, esta comunicación puede ser entre sensores dentro del cuerpo o entre los sensores y el dispositivo de control.

2.2.1. El cuerpo humano como canal de transmisión

En las redes de área corporal inalámbrica se deberá definir un modelo de canal y para esto se debe precisar características que permiten una mejor transmisión. Cada medio de transmisión consta

de dos principales parámetros influyentes a una transmisión de ondas electromagnéticas las cuales son la permitividad y conductividad. Estos parámetros son variables dependiendo del material y la frecuencia con la que se transmita la señal electromagnética [11].

La permitividad puede entenderse como la presencia y creación de dipolos eléctricos en los materiales y cuánto se ven afectados por la presencia de un campo eléctrico. Es una propiedad que interactúa en función de la frecuencia con la que se emite un campo eléctrico a través de un material. Por otra parte, la conductividad es conocida como la interacción que un campo eléctrico realiza con las cargas libres presentes en materiales conductores, generando un flujo de carga eléctrica [11].

Todos los canales ya sea de fibra óptica, par trenzado, un cable coaxial, transmisión inalámbrica en el aire y por supuesto la transmisión inalámbrica en el cuerpo humano son canales de banda limitada, ya que el hablar de un canal sin banda limitada, se afirma que ese canal puede transmitir información a una velocidad infinita, que en un contexto real no es posible, es decir que el espectro de la respuesta de un canal real es igual a 0 en frecuencias por fuera de su ancho de banda, dependiendo del mismo. En conclusión el canal se puede modelar como un filtro, es decir que, si la señal que se transmite tiene una densidad espectral de potencia (PSD) dentro del ancho de banda del canal, es posible transmitir el mensaje.

Cuando la respuesta impulsiva del canal ideal es un impulso unitario la respuesta en frecuencia del canal es una constante, esto quiere decir que no hay distorsión. Para lograr esto en un canal real, se utilizan las frecuencias bajas en donde el canal tiene una respuesta aproximadamente constante, esto se conoce como comunicación de banda estrecha. Sin embargo, existen técnicas de procesamiento de señales que permiten recuperar el mensaje a pesar de que haya cierto grado de distorsión, es decir que es posible aumentar el ancho de banda en el que se transmite.

Para modelar el comportamiento de canal de transmisión se debe definir una frecuencia a la cual se va a operar. Para esto como primera restricción existen leyes de límites de frecuencia y potencia a las que se puede exponer un ser humano vivo sin tener complicaciones en su salud. El presente trabajo se basa en el Decreto 195 de 2005 de la república de Colombia [3] el cual establece los límites máximos de frecuencia en el orden de Gigas. El decreto permite una exposición de 2GHz a 300GHz con las condiciones de: Una densidad de potencia de hasta 10W por metro cuadrado, con una intensidad de campo eléctrico con límite de 61 V/m y una intensidad de campo magnético con límite 0,16 A/m, una exposición de hasta 6 minutos.

Por otra parte, el parámetro de la permitividad relativa del el cuerpo humano se asemeja mucho a las características de permitividad del agua ya que el agua representa de un 50 % a 70 % del peso corporal según [10]. La empresa Schmid & Partner Engineering AG, líder mundial en el desarrollo y fabricación de componentes fiables y eficientes para las telecomunicaciones, en la exposición de su producto “HBBL600-10000V6”, líquido que modela el comportamiento del tejido humano vivo a estimulaciones electromagnéticas, muestra que la permitividad relativa del cuerpo humano puede variar entre valores de 27.5 y 44.9 en frecuencias de 0.6 a 10 GHz [12]. Considerando lo anterior se

decide transmitir a una frecuencia que este alrededor de los 2,4GHz, ya que en esta banda funcionan tecnologías de red inalámbricas como el bluetooth o wifi.

La conductividad del cuerpo humano igualmente se asemeja a las características del agua capaz de conducir electrones, las ondas electromagnéticas son altamente influenciadas por las fuerzas de los electrones libres en el material que es capaz de conducir [21], es decir que una onda de radio se ve altamente afectada entre mayor sea su propagación por este medio, generando alto grado de dispersión y atenuación. La empresa Schmid & Partner Engineering AG, igualmente en la exposición de su producto “HBBL600-10000V6”, liquido que modela el comportamiento del tejido humano vivo a estimulaciones electromagnéticas, muestra que la conductividad del cuerpo humano puede variar entre 0.82 hasta 10.61 $mmhos/cm$ en frecuencias de 0.6 a 10 GHz.[12]. En el Anexo 3 se encuentra la hoja de especificaciones de este material.

Como recapitulación cuando el canal de transmisión es el cuerpo humano, existen distintos factores que dificultan una onda electromagnética de radiofrecuencia, empezando con su ancho de banda limitado, ruido en la transmisión, limitaciones de salubridad y fenómenos por características de conductividad y permitividad, así que es preciso utilizar tecnología que puedan contrarrestar los efectos de dispersión, atenuación y ruido aditivo.

2.2.2. Procesamiento de señales en banda base

Al pasar al análisis y codificación de la señal de información, en banda base se puede configurar e implementar procesos que definen características de la transmisión. En la conversión analógico-digital, la cual pueda implementarse en un sensor digital en el que se representan los datos en una señal muestreada, cuantizada y con un código de línea, se deberá definir inicialmente un periodo de muestreo del monitoreo, una cantidad de niveles de cuantización y un código de línea eficiente. El monitoreo de variables corporales en tiempo real se trata de valores cuantitativos que califican el estado de la persona, así que un sensor que tome muestras con una velocidad de muestreo en el orden de los milisegundos o hasta de los segundos no está mal, por esta razón en el presente proyecto se simula las variables con datos binarios y el sensor con un monitor PC en el cual teóricamente se realizó una cuantización, por ejemplo una cuantización de 128 bits correspondientes al mensaje de 8 variables corporales (16 bits para cada una), idealmente estos datos deberían depender del tipo de variable que se está monitoreo y la capacidad del instrumento que se esté utilizando, sin embargo estos valores se asemejan a un ejemplo de un sensor que mida 8 variables, con una memoria de 16 bits para cada una y tome muestras cada segundo. Este análisis indica que es más importante la eficiencia de potencia en nuestro sistema que la velocidad de transmisión, ya que en el orden de los milisegundos solo transmitir 128 bits representa una velocidad muy baja.

Ahora bien, al pasar de la cuantización se utilizan distintos códigos de línea que son los encargados de formar una señal continua que represente los valores binarios, de tal manera que le dé características en donde se aproveche la potencia, se incluya detección de errores o incluso se ajuste el ancho de banda [16]. Un código fundamental es el código Manchester, en el cual “1” lógico está

representado por $+V$ que cambia a $-V$ en la mitad del período del símbolo y un “0” lógico está representado por $-V$ cambiando a V a la otra mitad del período del símbolo tal como el ejemplo de la parte superior de la Figura 2.2. Este código es muy utilizado y bastante ventajoso, debido a que reduce la carga capacitiva inherente a la transmisión [17], es decir que trata de evitar el ruido por posibles cargas eléctricas presentes en el cuerpo específicamente en el agua ionizada, sin embargo, el sistema de Manchester se basa en una mayor generación de polos y al ser un canal con altas pérdidas de propagación, una fluctuación de voltaje muy rápida puede generar una pérdida de información, así que el código que se decide implementar es la fusión del código Manchester con el código unipolar no retorno a cero (NRZ) el cual tiene memoria, es decir un “1” lógico o un “0” lógico dependerá del estado anterior y tiene en cuenta la forma en que se representan los valores binarios del código Manchester, de esta manera con un cambio brusco de polos en la onda ya no se arriesgara una pérdida de información, por tal motivo con este código de línea se toman las ventajas del código Manchester sin verse afectado por algunas condiciones infavorables que puedan ocurrir. Finalmente, la representación de los bits quedará como lo representa la gráfica de la Figura 2.2 en su parte inferior, este código se denomina Manchester con memoria.

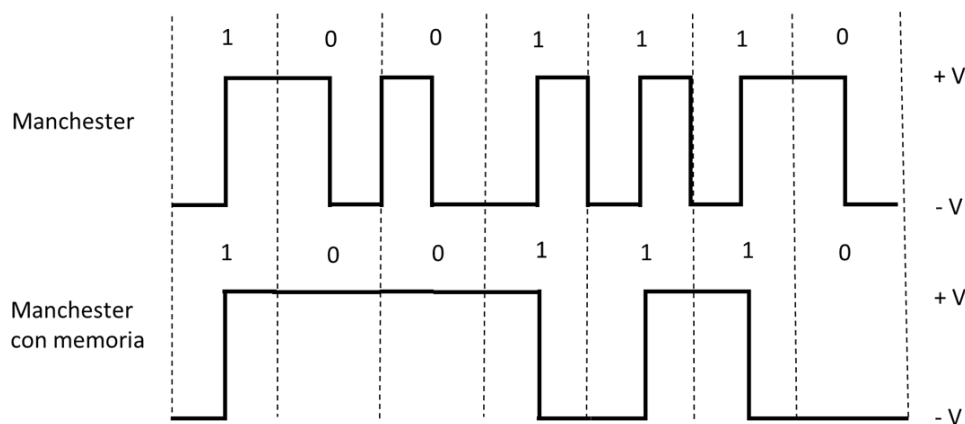


Figura 2.2: Códigos de línea Manchester

En el código Manchester con memoria un “1” lógico está representado de la misma forma que el código Manchester representa los valores lógicos, solo que depende del estado anterior, si el valor del voltaje viene negativo un “1” lógico se representa como un “1” en el código manchester, pero si el valor viene positivo se representa como un “0” lógico del código manchester. El “0” lógico está representado por una consecuencia del estado anterior, es decir si está en un valor de voltaje positivo seguir en positivo y si está en negativo mantenerse en negativo tal como lo representa la Figura 2.2.

Siguiendo en banda base, otro proceso que se puede implementar para mejorar la transmisión es la conformación de la señal, es decir cambiar la forma de la señal cuadrada a una forma más suave de tal manera que genere mayores beneficios.

Los tejidos que forman el cuerpo humano se convierten en un canal altamente dispersivo, por sus propiedades de conductividad y su ancho de banda limitado tal como se mencionó, esto quiere decir que entre mayor sea la frecuencia de transmisión en el canal mayor será su fenómeno de dispersión y atenuación de la onda. Además en la transmisión, otro problema que puede existir es una interferencia interportadora (ICI) entre el espectro de cada periodo de símbolo, esto es debido a que la frecuencia en los flancos de subida y de bajada de la señal cuadrada se traducen en componentes armónicos muy altos y significativamente valiosos, así que estos componentes altos de frecuencia se verán expuestos a la interferencia entre los componentes de frecuencia de cada símbolo o serán eliminados por el canal o hasta por el ancho de banda limitado de la antena que se esté utilizando.

Para esto existe la conformación de la señal en la cual se cambia la forma de tal manera que los flancos de subida y bajada tengan componentes espectrales más bajos y se reduzcan los efectos de dispersión e interferencia interportadora (ICI) y así sea posible recuperar la información en recepción. Dentro de los diferentes filtros para la conformación de la señal, como el filtro Sinc, el filtro gaussiano o uno de los más comunes y utilizados, el filtro de coseno alzado, este último tiene en cuenta la sincronización de símbolos según el criterio de Nyquist y una forma suave de la señal tanto en el dominio del tiempo como en frecuencia dependiendo del valor de α , tal como lo muestra las Figuras 2.3 y 2.4.

Un concepto importante para considerar en la práctica son los temblores de “jitter” que se refieren a una ligera desviación en la señal de reloj que permite la sincronización, estos temblores son considerados como una señal de ruido indeseada.

Con el criterio de Nyquist, la pendiente de la forma de un pulso en los cruces por cero es definitivamente importante ya que, según el concepto de los temblores de Jitter, si en el proceso de sincronización nuestra integración no está exactamente en el cruce por cero, estas pendientes altas muestran que el valor de otro pulso con una desviación muy pequeña puede tomar un alto grado de energía y podría afectar la decisión del símbolo, así que utilizar un filtro que deshaga este problema es esencial. La Figura 2.3 muestra como varían las pendientes con diferentes “rollof factors” (azul, verde, naranja) con el filtro de coseno alzado, entre más cercano a 1 este la constante α menores son las pendientes, hay que considerar de igual manera que al hacer esto se disminuye la interferencia intersimbólica (ISI) pero se aumenta la posibilidad de una interferencia interportadora (ICI) como lo muestran las graficas de las Figuras 2.3 y 2.4.

$$h_{RC}(t) = \text{sinc} \left(\frac{1}{T_s} \right) \frac{\cos \left(\frac{\pi \alpha t}{T_s} \right)}{1 - \frac{4\alpha^2 t^2}{(T_s)^2}}$$

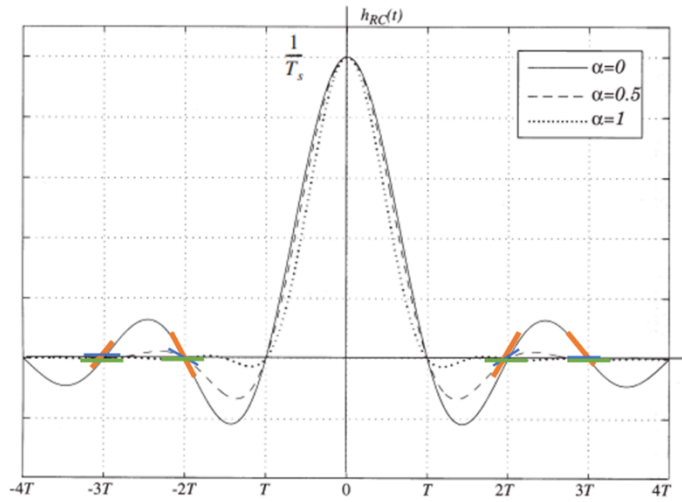


Figura 2.3: RRC, Dominio del tiempo

$$|H_{RC}(f)| = \begin{cases} 1,0 & |f| \leq \frac{(1-\alpha)R}{2} \\ \frac{1}{2} \left[1 + \cos \left(\frac{\pi}{\alpha R} \left[|f| - \frac{(1-\alpha)R}{2} \right] \right) \right] & \frac{(1-\alpha)R}{2} < |f| \leq \frac{(1+\alpha)R}{2} \\ 0 & \text{resto} \end{cases}$$

$$R = \frac{1}{T_s}$$

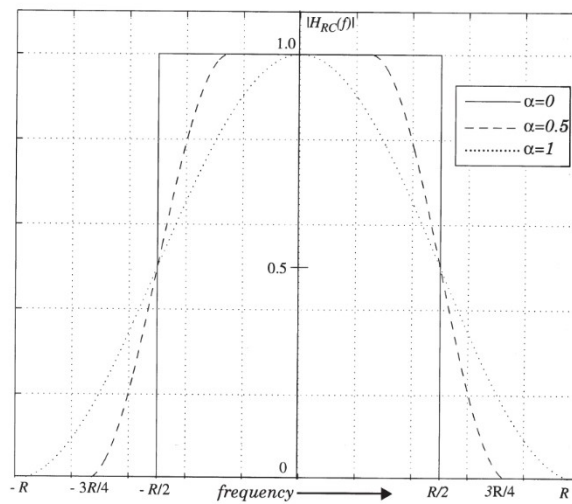


Figura 2.4: RRC, Dominio de la frecuencia

De las Figuras 2.3 y 2.4 se interpreta que con este filtro, al cambiar el parámetro de α , se podrá modificar la suavidad en tiempo y en frecuencia de la onda, lo que brinda confianza que con un valor medio se evita de gran manera la ICI sin generar ISI, se elimina el ruido por los temblores de jitter y se reduce el ancho de banda de la señal, es decir que el valor adecuado para buenos resultados con el filtro RRC será el de $\alpha = 0,5$.

2.2.3. Modulaciones digitales

Para llevar a cabo una modulación digital se deben tener en cuenta los conceptos de eficiencia de potencia y eficiencia espectral, ya que es posible controlar estas características de la transmisión con el tipo de modulación digital a utilizar. La eficiencia de potencia se refiere a que tanto se aprovecha la energía de un símbolo para tener seguridad en la llegada de la información, en cambio la eficiencia espectral se refiere a la cantidad de información que se transmite en un periodo de símbolo, es decir que está relacionado directamente con la velocidad, ya que entre más información transmita en un símbolo, más rápido llegará el mensaje. Sin embargo, no es posible una muy alta eficiencia de potencia con una muy alta eficiencia espectral, ya que con las modulaciones digitales si se aumenta una disminuye la otra.

Las modulaciones digitales como PSK, BPSK, QPSK, QAM, MQAM, y otras más, generan un conjunto de funciones base pertenecientes a un espacio vectorial ortogonal, cada una de estas representan los posibles símbolos transmitidos, generando una señal con distintas características a la que se le logre extraer la información de cada símbolo en la etapa de demodulación gracias a su paralelismo entre las funciones base que son el coseno y el seno [16]. Estas modulaciones se caracterizan por presentar un diagrama de constelación (Figura 2.5) el cual indica la cantidad de bits transmitidos en un periodo de símbolo además de que cada punto contiene la información para recuperar el mensaje en ese periodo de la señal con tan solo sus valores de fase y cuadratura. Hay que tener en cuenta que entre más puntos base tenga el diagrama de constelación, más información por unidad de tiempo se esta transmitiendo, por lo tanto, mayor será su eficiencia espectral y su ancho de banda. Sin embargo, entre menor cantidad de puntos base en el diagrama, menor cantidad de información en un periodo de símbolo, es decir que mayor será su eficiencia de potencia, ya que será mas difícil que el ruido, la dispersión o la interferencia logren desviar el mensaje hacia otro punto.

En consiguiente, al recordar que el mayor desafío para la aplicación está en tener una gran eficiencia de potencia en el mensaje, se realizaron pruebas desde modulaciones con pocos puntos en el diagrama de constelación, como 4PSK hasta una modulación de 64QAM, en donde se comparará la tasa de bits errados y la potencia de consumida por el transmisor. En la Figura 2.5 se representa el diagrama de constelación ideal de las modulaciones de 4 PSK y 16 QAM, hay que tener en cuenta que estos diagramas de constelación ideales toman como entrada el mensaje o los dígitos binarios a transmitir, mas no tienen en cuenta alguna conformación de la señal, es decir que asumen una onda cuadrada.

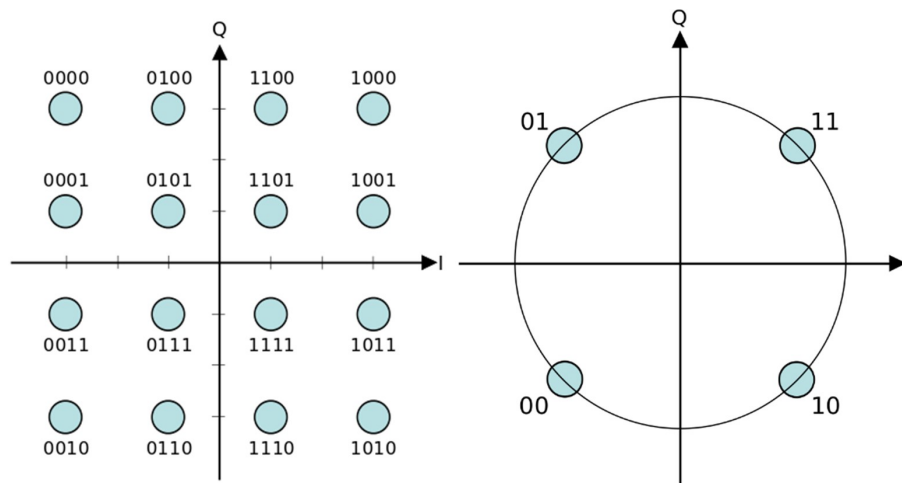


Figura 2.5: Diagramas de constelación 16QAM, 4PSK

Estos diagramas de constelación dicen que, la modulación 4PSK en un periodo de símbolo tan solo podrá transmitir 2 bits con 4 posibles estados que se reparten con la información del desfase de la señal tanto en su parte real como imaginaria, en esta modulación, la distancia de separación entre puntos es alta, teniendo una gran eficiencia de potencia pero con un déficit de eficiencia espectral. Ahora, si se aumenta la cantidad de puntos de constelación como en 16QAM, se envía en el mismo periodo de símbolo 4 bits con 16 posibles estados, esto brindara mayor velocidad que 4PSK, sin embargo, se estará arriesgando a que exista mayor probabilidad de errores en el mensaje recibido.

Luego del tipo de modulación escogida se elige la banda de frecuencia en que se va a transmitir la información y tal como se mencionó anteriormente para la adaptación de los equipos existentes se diseña para transmitir en una banda de 2,4 GHz.

2.2.4. Antenas de transmisión

El diseño de la antena para este tipo de aplicación, claramente deberá ser una antena muy particular, de alta tecnología que presente buenas características de ganancia, eficiencia y ancho de banda. Sin embargo, para el prototipo a diseñar se decide implementar una antena de microstrip o tipo Patch (Figura 2.6) la cual, dentro de los rangos de frecuencia escogidos, las dimensiones de estas antenas rectangulares están en el orden de los centímetros y no se alejan de las dimensiones del cuerpo humano, este tipo de antenas de microcintas poseen dos conductores que se separan por un dieléctrico en mitad de ellos y que gracias a sus dimensiones y su forma con una alimentación pueden radiar una onda electromagnética a cierta frecuencia. Otro factor fundamental por lo que se decide diseñar la antena es para poder simular el cuerpo humano como canal en donde se propagara una onda electromagnética, teniendo en cuenta que las características de permitividad y conductividad del canal ya que el diseño de una antena para el aire resulta con dimensiones diferentes a cuando el canal de transmisión resulta ser el tejido humano.

Para el diseño de este tipo de antenas se debe tener en cuenta la constante dieléctrica (ϵ_r) y el espesor del sustrato que se va a utilizar, se define la frecuencia que se va a diseñar y se calculan los valores del ancho y largo del parche. Seguido a esto, una técnica mayormente utilizada para el acople de la antenna con la fuente es realizar inserciones en el parche de la antenna tal como se puede ver en la Figura 2.6, las cuales cambian la impedancia de la antenna que con dimensiones particulares podrán acoplarse a la fuente.

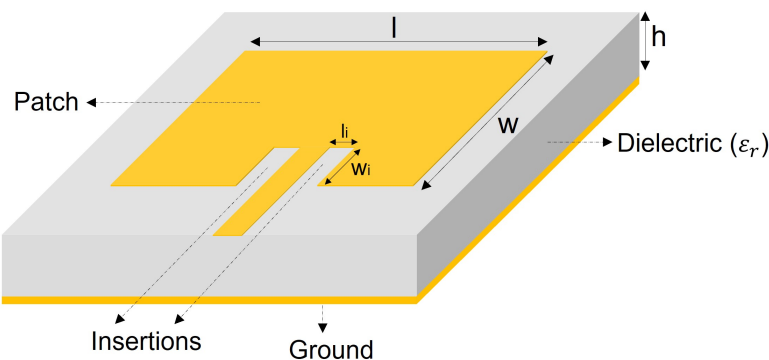


Figura 2.6: Antena Microstrip con inserciones de acople.

Los resultados que se esperan obtener al diseñar esta antena, será que a la frecuencia diseñada exista un acople de impedancia con la fuente, es decir que la impedancia de la antena a la frecuencia diseñada sea alrededor de 50 ohmios en su parte real y que su parte imaginaria sea casi nula, que el parámetro de reflexión s_{11} tenga valores menores de -20dB, que el ancho de banda sea apropiado, que el patrón de radiación sea idealmente directivo, se espera obtener una buena ganancia y lograr una alta eficiencia en el diseño.

2.3. Requerimientos

El análisis de resultados se desarrolla tanto en simulación como en la implementación física, tratando de realizar un paralelo de comparación. En definitiva para mejorar la eficiencia en la transmisión y cumpliendo con el primer objetivo específico, se necesitan los siguientes requerimientos: en primer lugar, implementar un buen código de línea que permita una buena sincronía con emisor y receptor, este código será el mencionado anteriormente como Manchester con memoria. Seguido a esto, como el canal de transmisión tiene características dispersivas significativas en alta frecuencia, por su cambio en su permitividad y conductividad, también se deberá implementar una conformación de la señal para evitar ICI (interferencia interportadora por sus siglas en ingles), pero sin afectar o producir interferencia ISI (interferencia intersimbólica), es decir, utilizar el filtro del coseno alzado con un factor de rolloff de 0,5 para suavizar la señal en el dominio del tiempo sin tampoco causar un cambio que pueda producir interferencia entre la energía de distintos símbolos en el dominio de

la frecuencia. Luego, realizar una modulación digital la cual trate de tener buenas características de eficiencia espectral, pero teniendo en cuenta que la más importante será la eficiencia de potencia, ya que el canal de la transmisión introduce grandes pérdidas de propagación y un ruido significativo, se harán pruebas con modulaciones desde 4PSK hasta un 64QAM, se enviará la señal a la banda de frecuencia al rededor de los 2,4GHz. Se diseña una antena que se adecue a las necesidades de tamaño y ancho de banda de la modulación escogida, que sea capaz de radiar la señal a cierta frecuencia en el cuerpo humano y realizar pruebas. Se radia la señal en una parte del cuerpo, se recibe con una antena gemela nuevamente amplificando la señal, filtrándola en su ancho de banda para eliminar ruido, demodulándola y finalmente decodificándola para encontrar el mensaje.

2.4. Trabajos Relacionados

Actualmente existen varios de trabajos e investigaciones sobre la transmisión intracorporal, empezando con el trabajo titulado como “Measurement Issues in Galvanic Intrabody Communication: Influence of Experimental Setup” [19], en el cual se muestra el procedimiento matemático para llevar acabo el acoplamiento del cuerpo humano a un circuito eléctrico, partiendo de un modelo galvánico para frecuencias de 10 kHz a 1 MHz, este proyecto hace un énfasis muy detallado sobre las configuraciones óptimas y eficientes para un acoplamiento galvánico del canal para así obtener una mayor eficiencia de potencia, pero a diferencia del presente proyecto, no se tuvieron en cuenta las características del procesamiento digital de señales las cuales ayudaran de igual manera, a mejorar la eficiencia en la transmisión.

El trabajo de maestría de Juan Félix Villegas titulado, “Comunicaciones WBAN-IBC: Enfoques perspectivas y aplicaciones” [20] en el cual se identifica, analiza y sintetiza estudios elaborados sobre WBAN a partir de la norma IEEE 802.15.6, con un enfoque central a las comunicaciones intracorporales teniendo en cuenta las generaciones y modulaciones de la señal transmitida, además utiliza acoplamientos existentes y realiza un prototipo transmisor en una FPGA que a diferencia del presente proyecto no se diseña e implementa el transductor físico en el canal corporal, tan solo implementa y verifica la salida del transmisor.

El documento denominado “A New Paradigm for Intra-body Communication” [26] realizado por Dr. Noor Badariah Asan, muestra un análisis muy preciso de la comunicación inalámbrica que se puede realizar en el cuerpo humano, enfatizando en el modelo del canal de transmisión diferenciando tejidos del cuerpo, como el tejido graso, tejido muscular o el tejido adiposo, para definir características de la transmisión según el área por donde va a cruzar la señal electromagnética.

En un contexto nacional, en la Universidad Nacional de Colombia, Gregory Gustavo González Camelo en su tesis de maestría expone el proyecto denominado, “Modelamiento de redes de transmisión inalámbricas para la comunicación de sensores dentro del cuerpo humano”[21], en el cual realiza una comparación entre modelos para la transmisión de señales en el cuerpo humano, realizando simulación entre capas a diferentes frecuencias con el fin observar su comportamiento y

validarlo contra los parámetros del estándar IEEE 802.15.6. A diferencia del presente proyecto, no se implementa un prototipo funcional, sin embargo modela y simula las características tanto del canal como del procesamiento de la señal de información.

Finalmente se menciona el trabajo de V. Aristizábal and J. Triana [5], trabajo de grado titulado "Diseño de un prototipo de laboratorio transceptor basado en redes intracorporales", en el cual se implementa un prototipo de laboratorio IBC (Comunicación Intracorporal por sus siglas en ingles) simulando el transmisor y receptor con arduino y utilizando electrodos para radiar la señal electromagnética por el cuerpo. Este trabajo realiza una codificación de la modulación digital por ancho de pulso (PWM) y se mantiene en banda base. Su resultados en una transición en el ante-brazo fueron de una velocidad de transmisión de 2.5Mbps con un consumo de 5.4mW.

Materiales y Métodos

3.1. Materiales

- **Lamina Ro3003**

Ro3003 de Rogers Corporation es un material de base de Politetrafluoroetileno (PTFE) lleno de cerámica para aplicaciones de radiofrecuencia y microondas de hasta 40 GHz. El laminado tiene una constante dieléctrica de 3 (8 - 40 GHz) y puede proporcionar una excelente fiabilidad de chapado a través del agujero incluso en ambientes térmicos duros. El coeficiente de expansión térmica (Cte) en los ejes X e Y es de 17 ppm / grado C y 24 ppm / grado en el eje Z [30]. Para el recorte de las antenas tipo parche del prototipo transceptor se utiliza esta lámina con un espesor de 60 milésimas de pulgada y un factor de pérdidas de 0.0013, se contrata la empresa de microcircuitos considerada como el mayor fabricante y proveedor de circuitos impresos en Colombia quien corta y dibuja la líneas de la antena microcintas.

- **NI USRP 2900**

El dispositivo de radio definido por software USRP es un transceptor fabricado por National Instruments con el número de pieza 156229B – 12L el cual admite conectividad USB 2.0 y USB 3.0, viene con la herramienta de software NI-USRP a través de la cual este dispositivo se puede sintonizar para una operación full-duplex, es compatible con la radiofrecuencia (RF) en el rango de 70 MHz a 6 GHz tanto en transmisión como en la recepción de señales. La potencia de entrada máxima del receptor es de -15 dBm y la potencia de salida máxima del transmisor es de 20 dBm con puertos de una impedancia igual a 50 ohmios. El transceptor NI USRP-2900 requiere hasta 4,5 W de potencia para funcionar y es compatible con una fuente de alimentación externa de 6 Voltios, 3 Amperios [31].

- **Conectores SMA**

El conector SMA es un conector de microondas y RF subminiatura de semi-precisión que se usa especialmente para conexiones de RF dentro de sistemas electrónicos para frecuencias de hasta 18 GHz [32]. El conector viene en variedad de formatos, para el prototipo se usa el tipo hembra el cual es soldado con la impresión de la antena tipo parche de la lamina de Rogers.

- **Cable Coaxial SMA - SMA**

Para la conexión de la antena con el USRP se utiliza el Cable Coaxial SMA tipo Macho de 1 Pin a SMA Macho 1 Pin, con una impedancia de 50 ohms. El cable coaxial SMA-SMA,

a veces conocido como SMA100, conecta dispositivos de medidas y señales [33]. Nationals Instruments ofrece este cable de 50 en diferentes longitudes, para el prototipo del presente trabajo se utilizaron 2 cables de longitud 1m c/u.

- **Laptop**

La configuración de los USRP se realiza a través de la Laptop marca Acer, con un procesador Intel(R) Core(TM) i5-7200U CPU @ 2.50GHz 2.70 GHz, una memoria RAM de 8,00 GB, con sistema operativo de 64bits, una edición Windows 10 Home Single Language, versión 21H2 y un Disco duro 1 Terabyte.

- **Cámara Anecoica**

En el laboratorio de Radiofrecuencia en la Pontificia Universidad Javeriana en Bogota cuenta con una cámara anecoica con un espacio de 54 metros cuadrados con una altura de 8 metros, diseñado como espacio controlado de ondas electromagnéticas en la cual se puede manejar un rango de operación entre 400 Mega Hertz y 20 Giga Hertz. En el Anexo 1 se muestra el laboratorio descrito.

- **Analizador vectorial**

Conectado a la cámara anecoica para las pruebas de la antena se utiliza el Analizador vectorial R&S-ZVA24, de la marca Rohde & Schwarz, el cual ofrece un rango de frecuencias de 10MHz a 24GHz. Presenta 4 puertos macho de 1,0mm. Tiene un rango Dinámico de hasta 130 dB, con una Potencia de salida de hasta +8dBm [34]. Los resultados del analizador se exportaron en formato .xlsx los cuales se leyeron y graficaron en Matlab como se mostrara mas adelante. En el Anexo 2 se puede identificar el resultado del coeficiente de reflexión del puerto de entrada de la antena con el analizador descrito.

- **GNU Radio**

GNU Radio es un conjunto de herramientas de desarrollo de software gratuito y de código abierto que proporciona bloques de procesamiento de señales para implementar radios de software (SDR) [35]. GNU Radio se utiliza tanto para simulación como para la transmisión o recepción de señales electromagnéticas reales, su mayoría de documentación a nivel de usuario se encuentra en la pagina web de “GNU Radio Wiki”. La simulación del prototipo transceptor del presente trabajo se realiza en este software además de utilizarlo para la configuración del SDR con los USRP de la implementación física del prototipo.

- **Ansys HFSS**

Ansys HFSS es un software de simulación electromagnética (EM) 3D para diseñar y simular productos electrónicos de alta frecuencia como antenas, conjuntos de antenas, componentes de RF o microondas, interconexiones de alta velocidad, filtros, conectores, paquetes de circuitos integrados y placas de circuito impreso. Ingenieros de todo el mundo utilizan el software Ansys HFSS para diseñar componentes electrónicos de alta frecuencia y alta velocidad que se encuentran en sistemas de comunicaciones, sistemas avanzados de asistencia al conductor

(ADAS), satélites y productos de Internet de las cosas (IoT) [36]. El diseño de la antena tipo parche se realiza en este software en donde igualmente se tomaron los resultados de simulación para ser comparados con los resultados de la implementación física.

- **Matlab**

El software de Matlab es una plataforma de programación y cálculo numérico que permite analizar, procesar y graficar datos de forma eficiente, este software es utilizado por millones de ingenieros y científicos para analizar datos, desarrollar algoritmos y crear modelos [37]. Para el prototipo este programa es quien interpreta y grafica los resultados obtenidos en el laboratorio de radiofrecuencia para la comparación de resultados la antena física diseñada y su simulación.

- **NI-USRP configuration utility**

NI-USRP configuration utility es un controlador de instrumentos de la empresa National Instruments que lee y soporta dispositivos SDR USRP para ser reconfigurables [38].

3.2. Metodos

3.2.1. Diseño - Antena microcintas

Empezando con el diseño de la antena Microcintas tipo Parche para el transceptor, se utilizó el software de Ansys HFSS solucionador comercial de métodos de elementos finitos para estructuras electromagnéticas, se añadió el material Rogers 3003 con una constante dieléctrica de 3, un factor de pérdidas de 0.0013 y un espesor de 60 milésimas de pulgada. En primer momento se calcula las dimensiones del parche para una antena diseñada para transmitir en el aire, este cálculo se facilitó gracias a la página de la empresa EM talk [14] la cual con los valores de la constante dieléctrica, el espesor del sustrato y la frecuencia a diseñar calcula el ancho, el largo y la impedancia del parche, tal como lo muestra la Figura 3.1.

Substrate Parameters

Dielectric Constant (ϵ_r): 3

Dielectric Height (h): 1.524 mm

Resonant Frequency

f_r : 2.4 GHz

Physical Parameters

Length (L): 35.581357039308 mm

Width (W): 44.194173824159 mm

Input Impedance (Edge): 180 Ohm

Figura 3.1: Parámetros antena microcintas. Tomado de [14]

Los resultados que muestra la Figura 3.1, con el material Rogers 3003 y para una frecuencia de 2,4GHz, las longitudes del parche son: largo 35.6mm y ancho 44.2mm. La impedancia de entrada para esas condiciones y dimensiones es de 180 ohmios, así que habrá que acoplarla a la fuente, es decir idealmente lograr una impedancia de 50 ohmios en su parte resistiva y 0 ohmios en su parte reactiva. Para esto se introducen pequeñas inserciones en el parche como se mencionó anteriormente, la longitud de estas se calculó a base de prueba y error simulando la antena con radiación en el aire para al final obtener unas inserciones con una longitud de 12mm de largo y 1mm de ancho, el resultado se muestra en la Figura 3.2. En esta etapa se notó que una pequeña variación tanto en

las longitudes del parche como en la inserción hace cambiar notablemente el diseño de la antenna, es decir que tiene un comportamiento muy sensible a modificaciones.

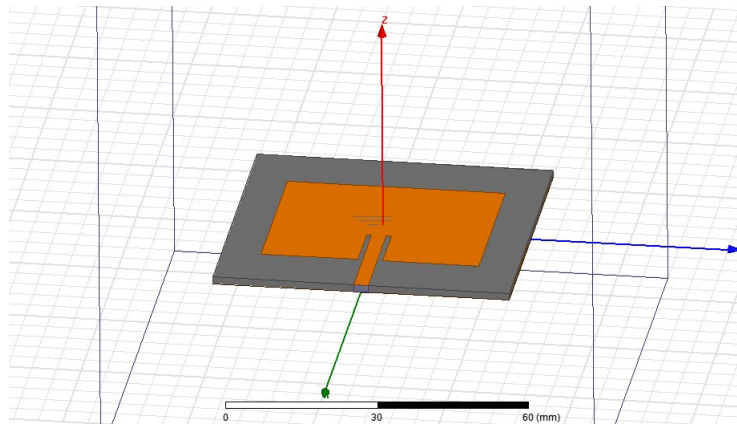


Figura 3.2: Antena microcintas. Simulación

Se imprime y realiza la implementación física de esta antenna con las dimensiones y materiales descritos tal como lo muestra la Figura 3.3, en consiguiente se somete a un análisis en la cámara anecoica (Figura 3.4) para la comparación de resultados de simulación e implementación real.

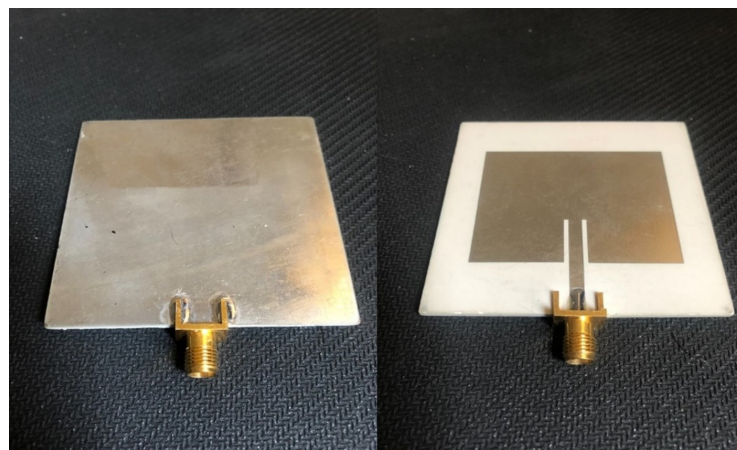


Figura 3.3: Antena microcintas. Implementación física

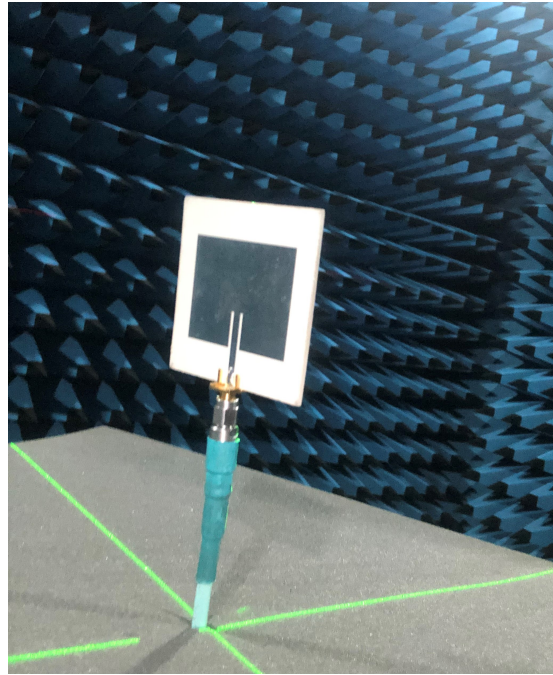


Figura 3.4: Análisis antena. Laboratorio RF, Cámara anecoica.

3.2.2. Diseño - Transceptor

Al pasar al diseño y simulación del transceptor, se utiliza el software de GNUradio, herramienta de desarrollo libre y abierta que funciona con bloques que ejecutan procesamientos de señales para implementar sistemas de radio definido por software, que puede realizar una conexión con los SDR – USRP2900, con los cuales se radia y recibe señales electromagnéticas a distintas frecuencias. Para realizar el código de línea y conformación de pulso con el filtro RRC se fusionó el proceso de tal manera que un solo bloque realicé el procesamiento en banda base del transceptor tanto para simulación como en la implementación física, una de las librerías de GNUradio brinda la posibilidad de desarrollar este procedimiento en un bloque que realiza una modulación PSK la cual no tiene componente de cuadratura, solo presenta una amplitud y 2 fases. Este bloque tiene como entrada una señal de binaria, utiliza el filtro RRC (filtro de coseno alzado) e implementa el código de línea Manchester con memoria tal como lo evidencia la Figura 3.5. Habrá que tener claro que este bloque solo realiza la codificación de la modulación, es decir el código de línea y la conformación, mas no realiza el desplazamiento en frecuencia con la portadora deseada.

Luego de definir este bloque se debe producir una señal digital binaria y establecer el tiempo de símbolo para definir la velocidad que se usará en la transmisión. Esto se realiza primeramente generando un vector de tipo binario con el bloque “Vector Source” de la Figura 3.5, el mensaje binario de referencia fue “ 1 0 0 1 0 1 1” el cual se repite en forma de bucle para una transmisión

constante. El tiempo de símbolo para la prueba, fue de $50\mu\text{s}$. Este proceso es el mismo tanto para simulación como para su implementación física, ya que se usará este software para la conexión con los USRP y las antenas.

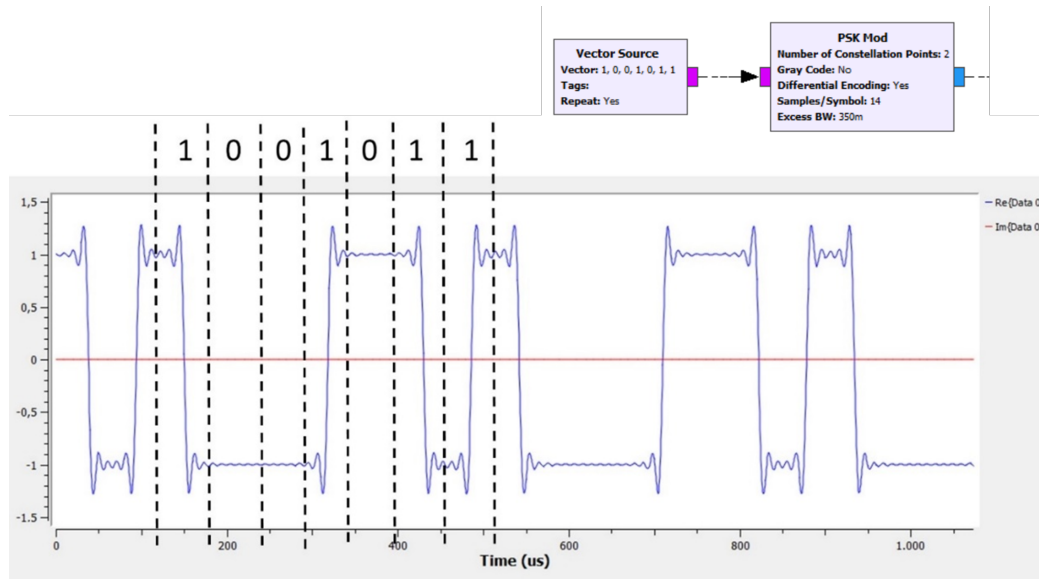


Figura 3.5: Código de línea Manchester con memoria y filtro RRC

En consiguiente, para la simulación de toda la transmisión en GNUradio, se pasa a definir los bloques para representar y simular el transmisor, el canal y el receptor, buscando realizar los distintos tipos de modulación, con la conformación, el código de línea y modelo del canal descritos anteriormente.

Los bloques principales y esenciales para la simulación del transceptor para un medio inalámbrico GNUradio se muestran en la Figura 3.6, en los cuales se diferencia el TRANSMISOR que serán los SDR-USRP con su antena, el CANAL que será el cuerpo humano y el RECEPTOR que igualmente será un SDR-USRP con su antena.

En el transmisor se debe generar el mensaje digital, este mensaje es una codificación binaria la cual se genera con el bloque “Vector Source”, el cual permite enviar la información en forma de bucle, es decir, una vez enviado el mensaje, repetirlo para que exista una transmisión constante. El siguiente bloque en el transmisor es “Repeat” el cual permite hacer una interpolación de valores discretos de un vector, esto para añadir redundancia en la información tal como no lo indica el Teorema de Shanon en la codificación de canal, por motivo a que se enfrenta a un canal muy desafiante en donde se prioriza la eficiencia de potencia a la eficiencia espectral como se comentó anteriormente, la Figura 3.6 muestra una interpolación de 5, es decir cada dígito binario en el mensaje va a redundar 5 veces, esto reducirá la velocidad del transductor, pero aumentará la fiabilidad del mensaje. Luego

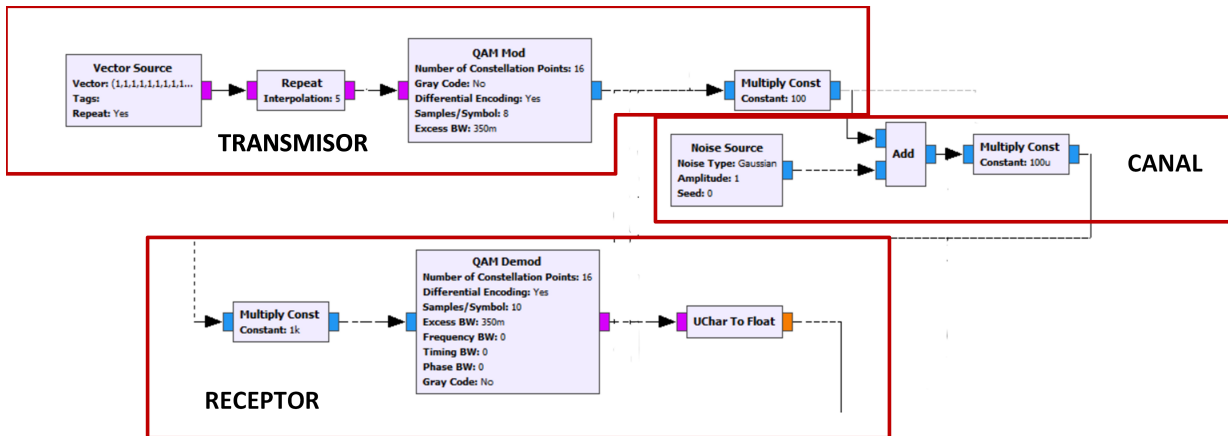


Figura 3.6: Partes del Transceptor. Simulación

está el bloque “QAM mod” el cual realiza una modulación de amplitud en cuadratura para distintas cantidades de puntos en el diagrama de constelación. Igualmente como el ejemplo de modulación PSK que se hizo anteriormente, este bloque realiza una codificación de línea Manchester con memoria, además de aplicarle el filtro del coseno alzado (RRC por sus siglas en inglés) con un factor de rolloff de 0.5. En la Figura 3.6 se realiza una modulación 16QAM es decir que el número de puntos de la constelación son 16, se decide simular con esta modulación como un valor medio en la cantidad de puntos de constelación para la comparación con los distintos resultados de la implementación física, más adelante se realizan comparaciones con distintos tipos de modulaciones digitales en la implementación real. Finalmente, en el transmisor está el bloque “Multiply const” el cual simula un amplificador RF y la antena que radia la señal.

La simulación del canal de transmisión recibe como entrada la señal de salida del transmisor, el bloque “Noise source” (Figura 3.6) representa la fuente de ruido presente en el canal, este bloque genera el ruido blanco gaussiano ya que tiene como salida una señal aleatoria cuya función de densidad corresponde a una distribución normal. Este ruido se adiciona a la señal proveniente del transmisor y pasa al bloque “Multiply const” el cual simula la atenuación que sufriría la señal dentro del cuerpo humano, hay que tener en cuenta que este valor dependerá de la distancia entre las antenas y de la frecuencia portadora en la transmisión, en las simulaciones se dará un valor estimado de esta atenuación. Por último hay que recordar que el canal es dispersivo, sin embargo esta dispersión se reduce significativamente gracias a la utilización del filtro RRC, es decir que en la simulación la salida del canal será la salida del bloque de atenuación.

El receptor recibirá la señal radiada ya enfrentada al canal de transmisión con una antena y se amplifica, este proceso se simula con el bloque “Multiply const”. En la implementación con el prototipo físico se adicionará un filtro en el ancho de banda de la señal, el cual reduzca un poco el

ruido, en la simulación se recuperará la señal con el ruido provocado por el canal de transmisión, así que después de este bloque la señal entra directamente al bloque “QAM demod” el cual demodula la señal modulada en 16QAM, teniendo en cuenta la conformación de pulso y el código de línea implementados en el transmisor, este bloque ya tiene como salida un mensaje de tipo carácter binario el cual con el bloque “UChar to float” se pasa a tipo flotante para poder visualizarlo en una gráfica.

Ahora bien, para analizar e interpretar la salida y entrada de los bloques de simulación se deberá incluir todos los bloques que grafican los distintos tipos de diagramas que se analizarán. En la figura 3.7 se presenta el diagrama completo de la simulación del transceptor en GNUradio el cual muestra las gráficas de la señal pasando por sus distintas etapas. Hay que tener claro que el tipo de señal de salida de cada bloque esta identificado con los colores en sus “in-out”.

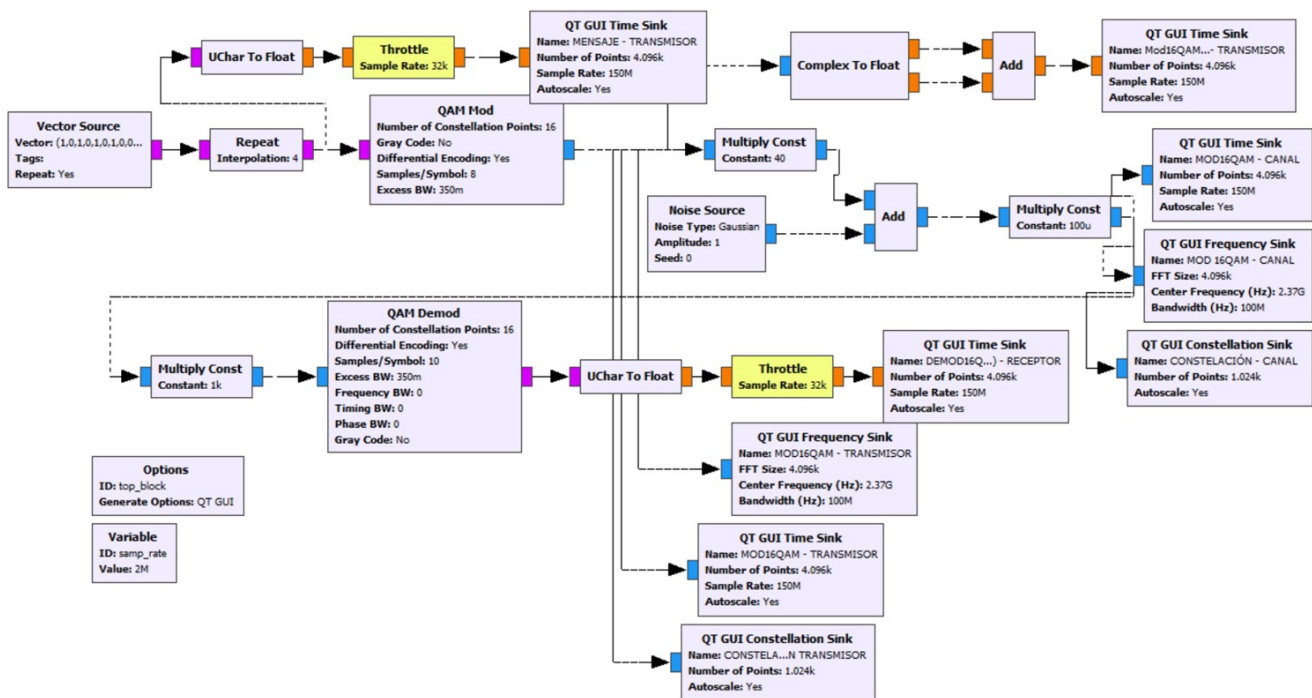


Figura 3.7: Transceptor. Simulación completa

En la implementación física del transceptor, se comunica la Laptop con el SDR-USRP, haciendo que la salida del transmisor de simulación se conecte con el USRP emisor a través del software, en donde se define la banda de frecuencia que se va a transmitir, además de la potencia con la que se radia la señal. Igualmente para el receptor, solo que esta vez el USRP receptor deberá recibir la señal y que esta sea la entrada del sistema de recepción en GNUradio.

Las pruebas de la implementación física se realizaron en la parte central del brazo, la Figura 3.8 representa el sistema completo del prototipo transceptor, en donde se logra diferenciar el canal de transmisión inalámbrico, la comunicación de la Laptop con los USRP, las antenas diseñadas puestas en dirección hacia el interior del brazo según su patrón de radiación y finalmente la conexión de las mismas al sistema SDR, cumpliendo con el cuarto objetivo específico del presente trabajo de grado.

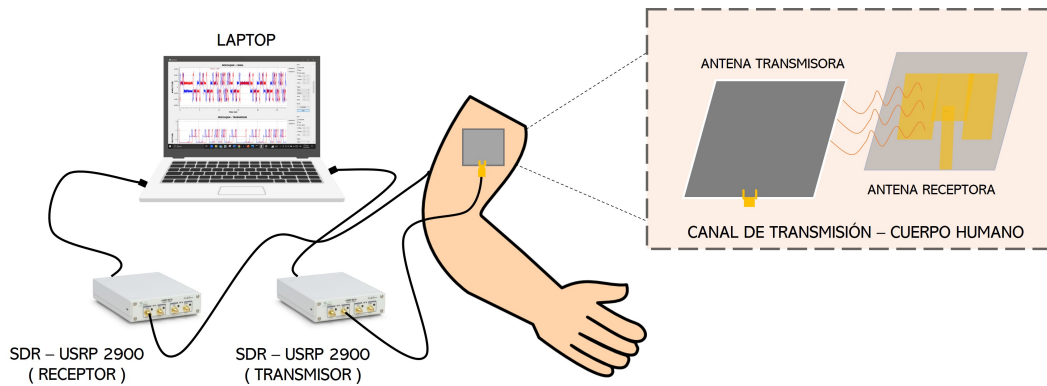


Figura 3.8: Sistema completo - Transceptor. Implementación Física

Las imágenes de la Figura 3.9 muestran la implementación real del prototipo en donde se utilizaron las antenas Microstrip impresas, los dos USRP 2900 con sus salidas y entradas RF, la laptop y el brazo correspondiente al autor del presente trabajo de grado. Para la obtención de resultados se utiliza el software de “GNUradio” que se conecta a los USRP a través de USB, en esta etapa se debió instalar el programa de “NI-USRP configuration utility” para que el programa pueda leer a los USRP como SDR de entradas y salidas.



Figura 3.9: Transceptor. Implementación Física

En el diagrama de GNUradio para la implementación física se separaron los sistemas de transmisión y recepción y así conectar cada USRP a su función correspondiente. Para configuración de los dispositivos con el software se utilizaron los bloques de “UHD: USRP Sink” y “UHD: USRP Source” tal como se observa en las figuras 3.10 y 3.11. En estos bloques se configura tanto la potencia de la señal como la banda de frecuencia en que se quiera centrar la señal, en nuestro caso se eligió la banda en los 2.38GHz ya que, según las pruebas presentadas en el diseño de la antena, el parámetro de eficiencia se centra en 2.38GHz y la potencia suministrada consumida del transmisor se basa en la ganancia de la antena ya que con este parámetro se define con cuanta energía quiero enviar la señal, en nuestro caso se transmite a una potencia de 5 dBm, es decir 3mW, potencia menor al consumo de la tesis de V. Aristizábal y J. Triana [5], los cuales obtuvieron un consumo de 5.4mW. Por último, un dato importante es que el desplazamiento en frecuencia se realiza con una modulación AM, es decir que se adiciona la portadora a la señal en donde se envía el mensaje.

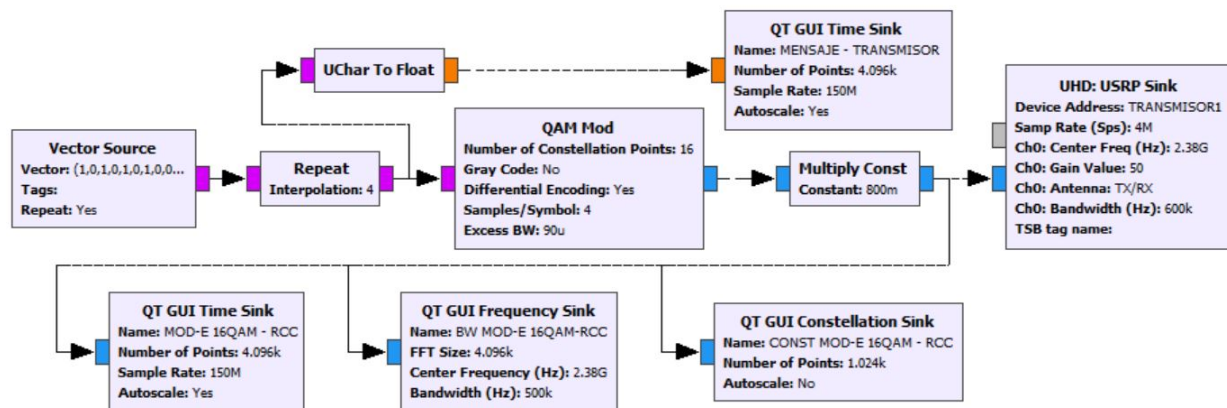


Figura 3.10: Diagrama de Transmisión. Implementación Física

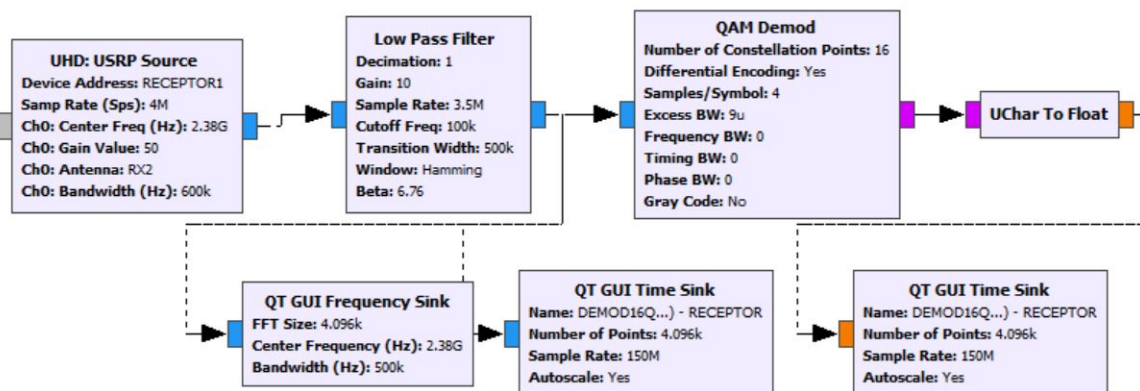


Figura 3.11: Diagrama de Recepción. Implementación Física

Resultados y Discusión

4.1. Resultados antena microcintas

Primeramente, al comparar el coeficiente de reflexión o parámetro S11, en simulación (Figura 4.1) se logra evidenciar el diseño en la frecuencia central de 2,37 GHz con pérdidas de -24.3 dB y con un ancho de banda alrededor de los 50MHz. En la implementación física (Figura 4.1) se muestra una frecuencia central en 2,375 GHz con pérdidas de -19,2 dB, con un ancho de banda igualmente alrededor de los 50MHz, resultado favorable al diseño. Además se evidencia que en la frecuencia alrededor de 3.88 GHz tanto en simulación como en la implementación física sus perdidas son menores a -14 dB, es decir que en esta frecuencia las perdidas por reflexión no son muy altas y la antena puede funcionar.

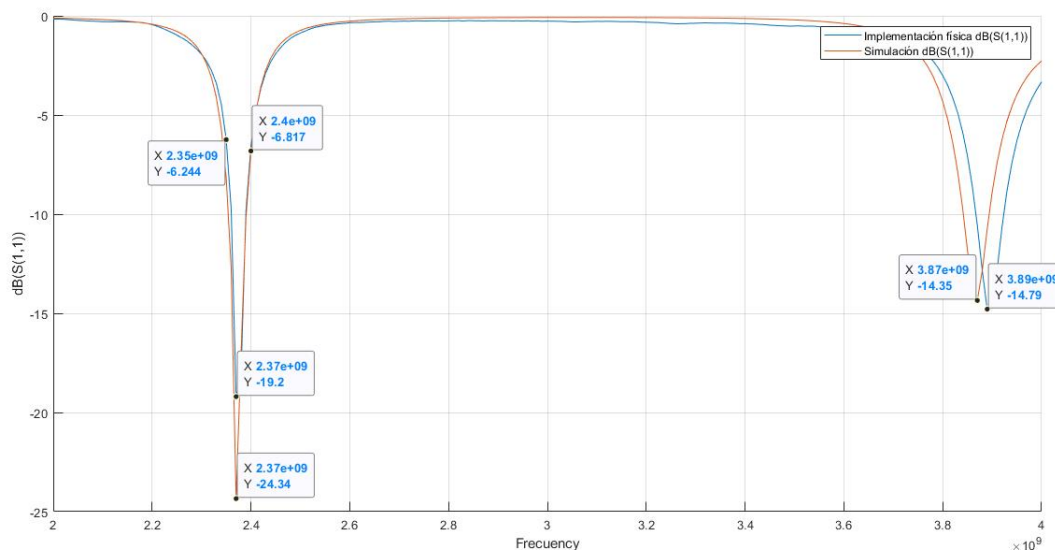


Figura 4.1: Parámetro S11. Implementación física y Simulación

Para la impedancia de la antena, en simulación (Figura 4.2) se logra un acople en 2,375 GHz con 49,82 ohmios en la parte real y -6,06 ohmios en la parte imaginaria. La gráfica de impedancia de la antena física (Figura 4.2) en 2,375GHz muestra valores de 39,8 ohmios para la parte real y 1,89 ohmios en la parte imaginaria, los cuales se adecuan a un acople aceptable.

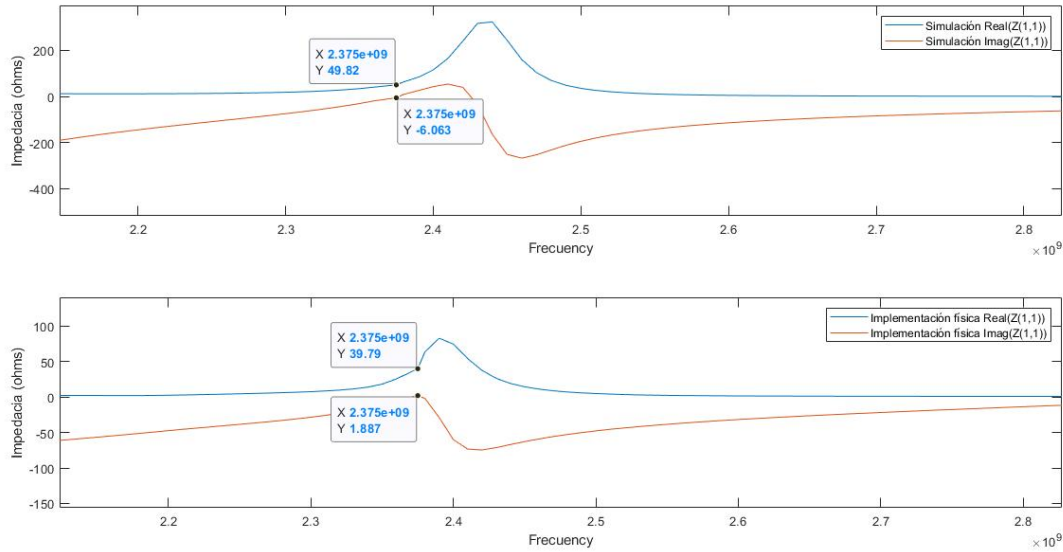


Figura 4.2: Impedancia antena. Implementación física y Simulación.

El patrón de radiación en 3D de simulación, como el resultado del análisis físico en la cámara anecoica se pueden comparar en las Figuras 4.3 y 4.4, se evidencia que la antena radia de forma ovalada hacia el frente y es muy poco lo que radía hacia atrás del parche, al comparar los patrones se nota una diferencia en la forma de los lóbulos traseros, esto debido a que se simuló el cobre como un conductor ideal, sin embargo, se consigue un patrón de radiación esperado para este tipo de antenas, es decir que el resultado favorece a una buena transmisión.

La ganancia total de la antena en la implementación física para una frecuencia de 2.375GHz tiene un valor de **5.42 dBi** y en la simulación fue de **4.94 dBi**, resultado favorable al diseño.

Finalmente, la eficiencia de la antena en la implementación física tomo el valor de 74% para 2.37GHz y 75% para 2.38 GHz (figura 4.5), la pendiente de la gráfica es elevada, es decir que el ancho de banda de la antena para conservar el mayor aprovechamiento de la energía se ve limitado por estas dos frecuencias.

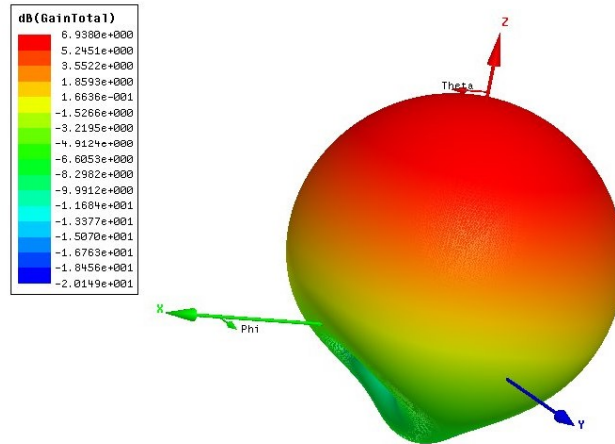


Figura 4.3: Patrón de radiación 3D. Simulación.

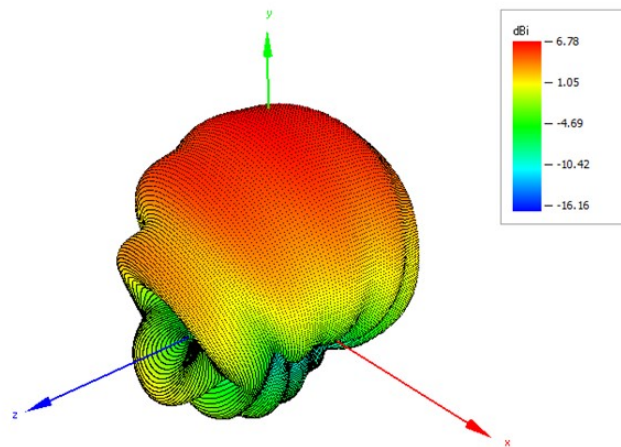


Figura 4.4: Patrón de radiación 3D. Implementación física.

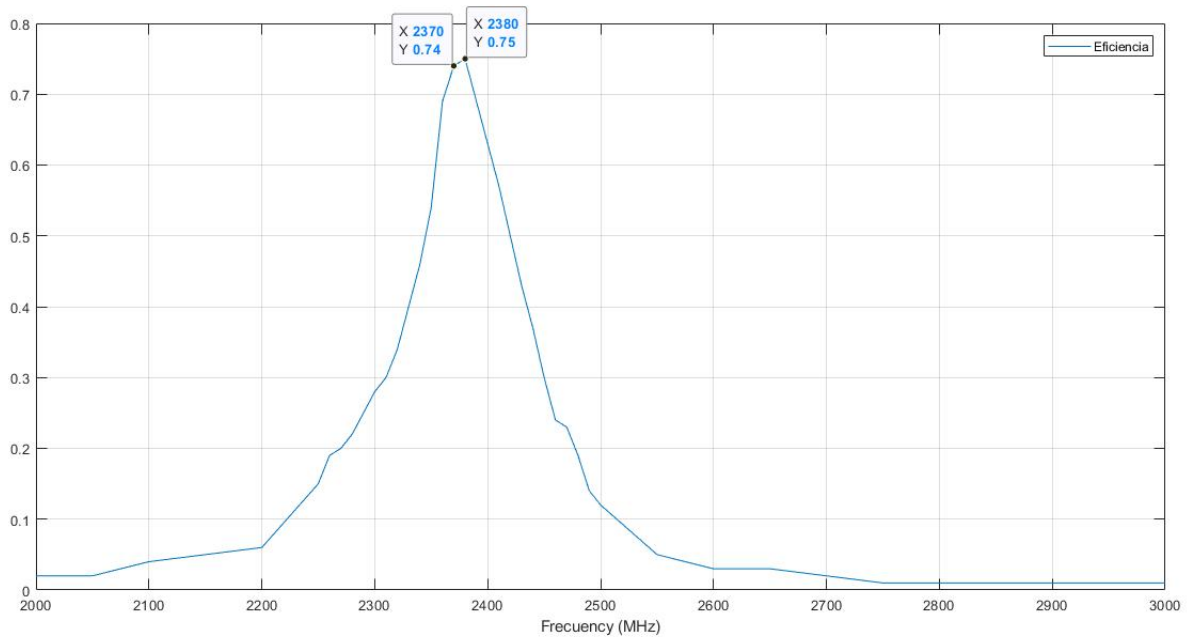


Figura 4.5: Eficiencia antena. Implementación física.

4.1.1. Diseño de antena para el cuerpo humano

Partiendo del diseño anterior como una base, se realizan pruebas simulando y diseñando una antena que sea precisamente para las características del cuerpo humano, para esto se define un área de radiación directa en donde se diferencian los dos tejidos más grandes en el cuerpo que son el tejido adiposo o la grasa y el muscular, diferenciados por los colores de distintos tonos rosa en la figura 4.6, estos sustratos califican con propiedades generales de permitividad y conductividad que según la empresa Schmid & Partner Engineering AG [12] en su material denominado “Head Tissue simulating Liquid (HBBL600-10000V6)” el cual simula las características del cuerpo humano, identifica y aproxima que para una frecuencia de 2,4GHz la permitividad relativa esta alrededor de 41.4 y la conductividad alrededor de 1.82 *mmhos/cm* sin embargo, varían dependiendo del área y las condiciones. Nuevamente se tuvo que hacer el acople cambiando la longitud de las inserciones bajando su longitud de largo de 12mm a 11mm.

Al simular la antena se obtuvieron los siguientes resultados:

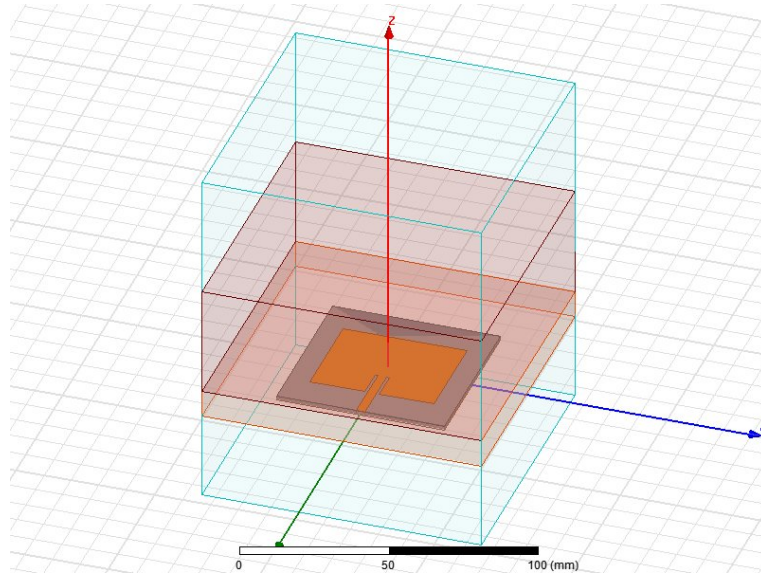


Figura 4.6: Antena microcintas para el cuerpo humano. Simulación

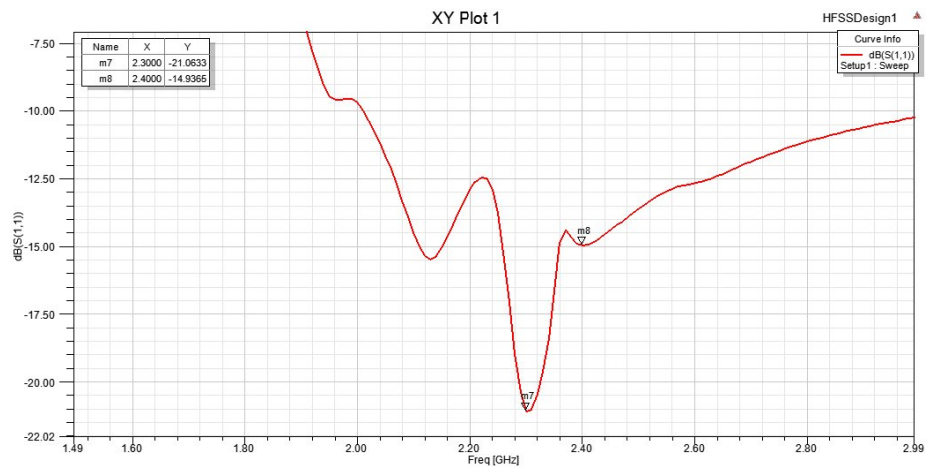


Figura 4.7: Parámetro S11. Simulación

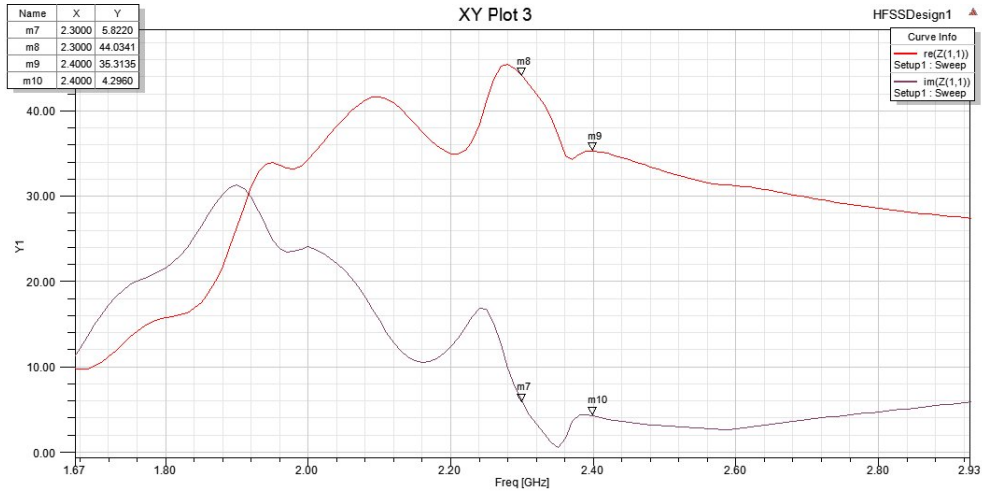


Figura 4.8: Impedancia antena. Simulación

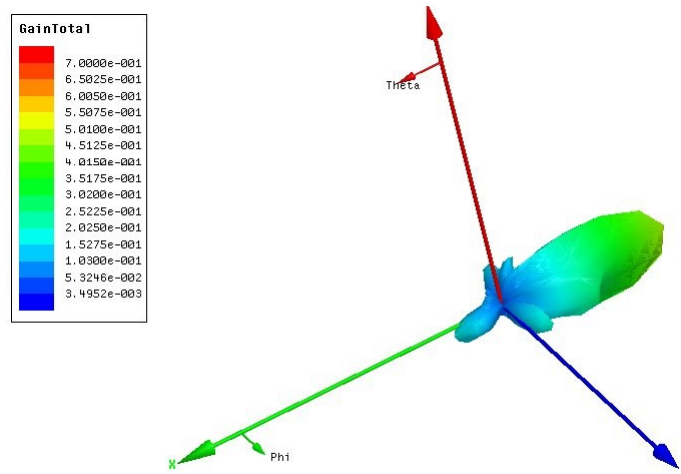


Figura 4.9: Patrón de radiación. Simulación

De las gráficas de las Figuras 4.7, 4.8 y 4.9 se logra identificar en primer lugar que, según el parámetro S11 de la Figura 4.7, la frecuencia de diseño cambia a 2,3 GHz en donde marca su menor pérdida de -21.06 dB, para la frecuencia de 2,4GHz este parámetro ya pasa a -14.9 dB, igualmente en la gráfica de impedancia (Figura 4.8) su acople se encuentra en 2,3GHz con una impedancia de 44.0 ohmios en la parte real y 5.8 ohmios en la parte imaginaria, en la frecuencia de 2,4GHz su impedancia en la parte real es de 35.3 ohmios y en la imaginaria es de 4,3 ohmios. Por último, en su gráfica de patrón de radiación muestra un comportamiento directivo, pero hacia delante de la antena, tal como lo muestra la Figura 4.9 que además se identifica una muy baja ganancia de la antena ya que en su mejor posición logra una ganancia de 0.55.

Con los datos obtenidos se decide implementar la antena diseñada para el cuerpo y probarla transmitiendo directamente en el tejido humano, tal como la imagen en la Figura 3.9, ya que es muy difícil simular el cuerpo humano como canal de transmisión en la cámara anecoica. Los resultados fueron esperados para la frecuencia de 2,3GHz pero algo inestables, es decir que existe transmisión en intervalos de tiempo, y con tasas de error variables, esto es debido a la sensibilidad del diseño de la antena, es decir que para lograr una muy buena transmisión con este tipo de antenas diseñadas para el cuerpo se deberá cumplir de forma precisa, con los valores de simulación del canal de transmisión, como la permitividad, conductividad, área de exposición de radiación en el cuerpo y con esto el tipo de tejidos, teniendo en cuenta si es alto o bajo en grasa, alto o bajo en fibra muscular, si está en un estado de circulación rápida o lenta ya que esto hace variar la permitividad y conductividad del canal. Si se lograran cumplir estas condiciones en el diseño de una antena, la eficiencia en la transmisión de una onda electromagnética dentro de un lugar específico del cuerpo será muy alta y ya que este trabajo de grado busca un análisis de investigación de la transmisión de ondas electromagnéticas dentro del cuerpo humano en general, el transceptor completo se implementa con las antenas primeramente diseñadas y se elige la frecuencia central de 2.38GHz, en donde existe la mayor eficiencia de la misma, para lograr un análisis y comparación de resultados de una transmisión de datos radiados en una onda electromagnética que viaja por el cuerpo.

4.2. Resultados Transmisor

Tanto para simulación como para la implementación física en transmisión, en primer momento se define el mensaje binario a transmitir, este mensaje contiene los casos en que de un tiempo de símbolo a otro cambie su valor y que de un tiempo de símbolo a otro permanezca su valor para con este mensaje simular los distintos casos posibles. El mensaje será "1 0 1 0 1 0 1 0 0 0 0 0 1 0 1 0 1 0 1 0 1 0 1 0 1 1 1 1 1 1 1" al cual se añadirá redundancia aplicando una interpolación de 4. Para poder visualizar el mensaje se deberá cambiar el tipo de señal, de carácter binario a flotante para luego graficar sus valores discretos con el bloque "QT GUIE Time Sink", el resultado se presenta en la gráfica de la Figura 4.10.

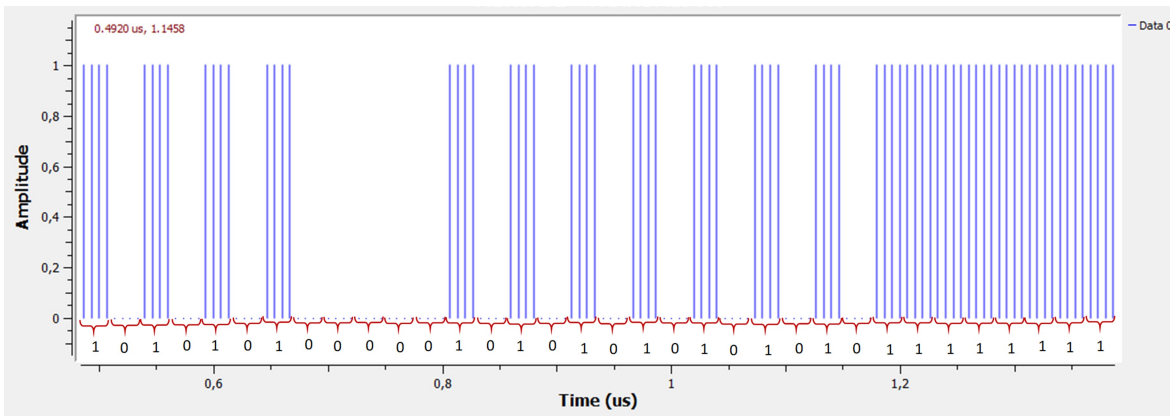


Figura 4.10: Mensaje binario. Transmisor

En la Figura 4.10 efectivamente el código binario mencionado anteriormente está presente en la gráfica, en esta simulación se transmite a una velocidad de carga de 42.5Mbps para cada muestra, velocidad máxima que permite las especificaciones de la Laptop utilizada conectada a los SDR. Sin embargo, ya que se implementó redundancia, es decir que cada dígito binario está representado con el tiempo de 4 muestras, esto hizo que la velocidad de la información se reduzca 4 veces, pero aumenta la fiabilidad del mensaje en la recepción.

Para la salida del bloque de modulación 16QAM (Figura 3.10), primeramente se traduce de carácter binario a flotante, se gráfica tanto la parte real como la parte imaginaria de la señal (Figura 4.11) tratando de diferenciar los 3 módulos de amplitud diferentes en esta modulación para las distintas fases correspondientes, además de esto se combina la señal compleja sumando tanto la parte imaginaria como la real, este resultado se muestra en la Figura 4.12 en donde se muestra la señal total modulada que es la suma de ambas partes complejas, codificada y conformada. Se evidencia que esta señal es periódica debido al bucle del mensaje binario codificado. Hay que aclarar que esta señal aún está en banda base y su suavidad es debido al filtro RRC.

Ahora bien, al graficar el diagrama de constelación en el transmisor, en 16QAM son 16 puntos de constelación equitativamente distribuidos en las 4 regiones tal como se mostró en la Figura 2.5. Sin embargo, al cambiar de una señal cuadrada a una señal suave con el filtro RRC, la constelación cambia y los puntos se esparcen, tal como lo muestra la Figura 4.13. No obstante, al ser una señal periódica, los puntos siempre serán los mismos y siguen siempre la misma curva, así que en el momento de comparación con la constelación en la recepción se espera obtener una gráfica con cierto tipo de correlación en su forma.

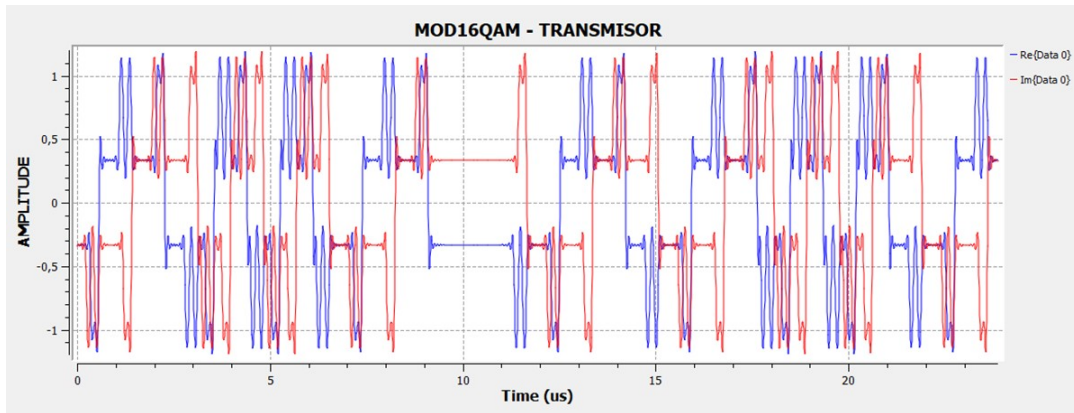


Figura 4.11: Modulación 16QAM parte real e imaginaria. Transmisor

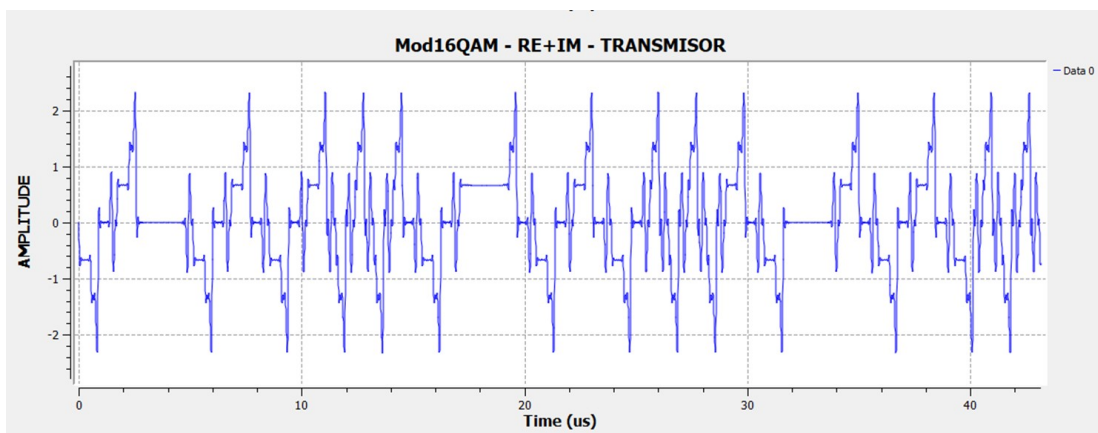


Figura 4.12: Modulación 16QAM. Transmisor

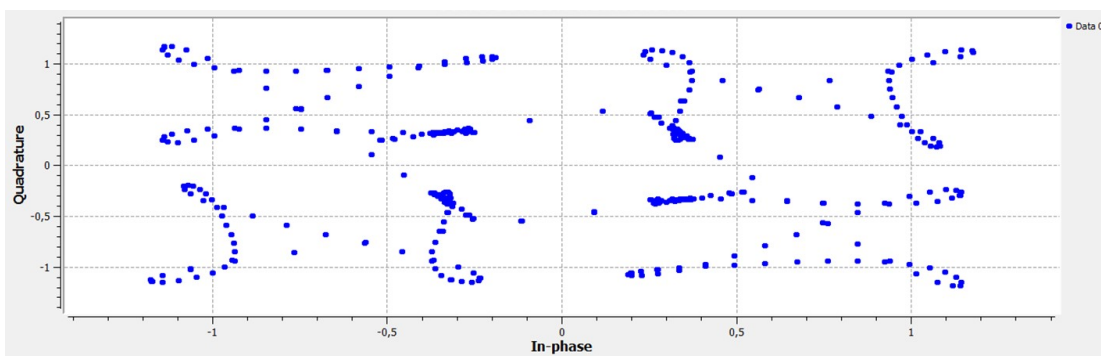


Figura 4.13: Constelación modulación 16QAM. Transmisor

Para la gráfica de los componentes en frecuencia de la señal (Figura 4.14) se simuló la modulación utilizando una portadora de 2.38GHz para adecuarla al diseño de las antenas. De esta gráfica, tal como se revisó en el capítulo de marco teórico, el espectro pasará de presentar una forma de $\text{sinc}(f)$ a una señal con una caída más suave. Se debe aclarar que esta señal teóricamente es una señal aperiódica y discreta debido a que en el dominio del tiempo esta onda es continua y periódica. En el espectro, efectivamente la señal se compone de distintos armónicos que conforman la señal y que claramente el armónico con mayor energía es el armónico central de frecuencia 2.38GHz. Un dato más de la Figura 4.14 es que el ancho de banda de nuestra modulación está alrededor de los 120KHz según el espectro de la modulación en el transmisor.

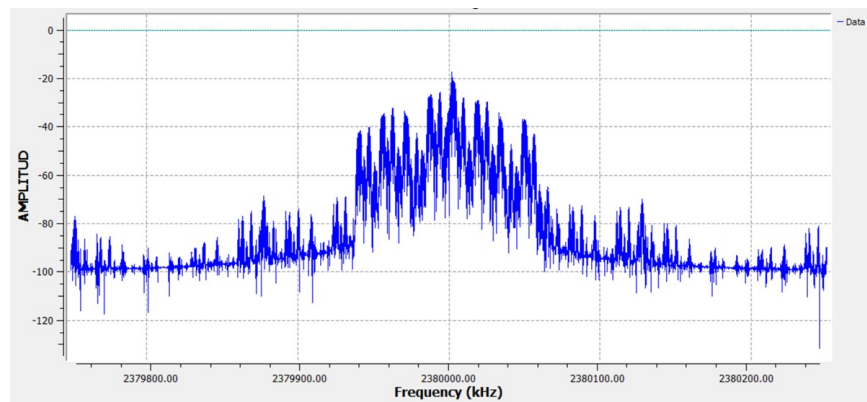


Figura 4.14: Espectro modulación 16QAM. Transmisor

4.3. Resultados Receptor

A continuación, se realiza la comparación de resultados de las señales transmitidas con los datos recibidos tanto en simulación como en la implementación física. Empezando con el mensaje, la Figura 4.15 corresponde al mensaje definido anteriormente que se codificará y enviará. Se implementó una velocidad de carga de 42.55 Mbps, es decir que cada $0.0235 \mu\text{s}$ se envía un bit, velocidad alta según el análisis presentado en el capítulo 2. Esta velocidad cumple evidentemente el objetivo de incrementar la velocidad de transmisión según el prototipo transceptor del trabajo de grado de los egresados Valeria Aristizábal y Joan Sebastián Triana, en el que se implementó un prototipo transceptor para redes intracorporales, en el cual se logró una tasa de transmisión de 2.5 Mbps [5].

En las gráficas de las Figuras 4.16 y 4.17 está el resultado del mensaje recibido en simulación y en la implementación física decodificando y demodulando en 16QAM. Al realizar un recuento bit a bit de los ciclos mostrados del mensaje, se puede notar una buena transmisión, ya que gracias a la redundancia aplicada la tasa de bits errados es nula tanto para simulación como para la transmisión cuando el canal es el cuerpo humano, sin embargo habrá que tener en cuenta que se basa en pocos ciclos de un mensaje corto, así que este parámetro podrá tener cierta variación. La velocidad de

descarga en el sistema simulado fue de 6.8Mbps y en la implementación física del transceptor fue de 5.49Mbps, velocidades cercanas e ideales para nuestra aplicación, ya que supera con claridad los 128 bits cada milisegundo, es decir que se podrán añadir más datos de los estimados en el análisis del problema.

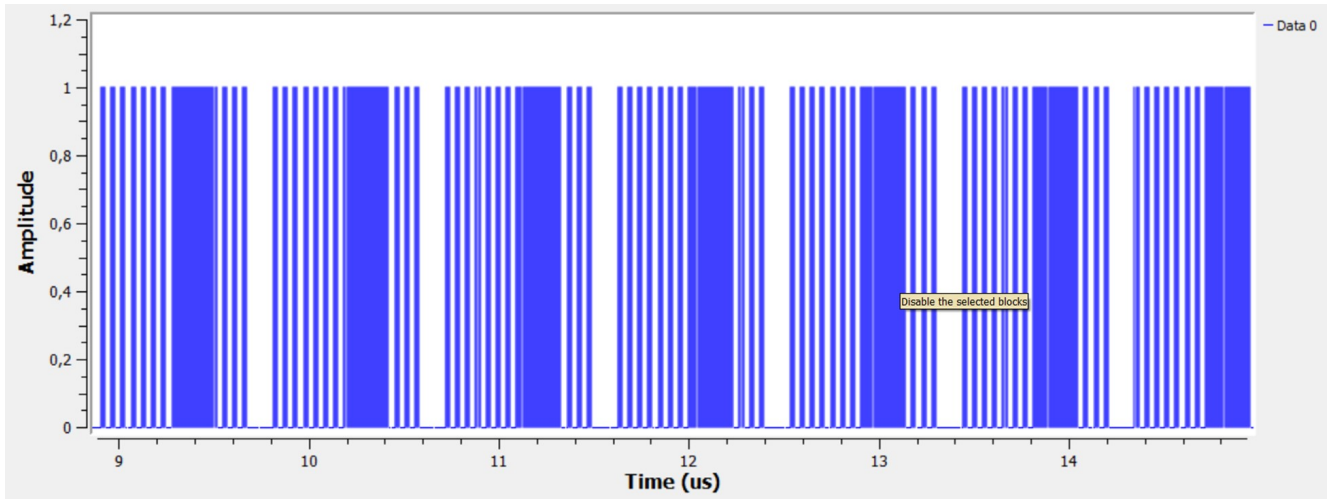


Figura 4.15: Mensaje transmisor. Velocidad de carga 42.55Mbps

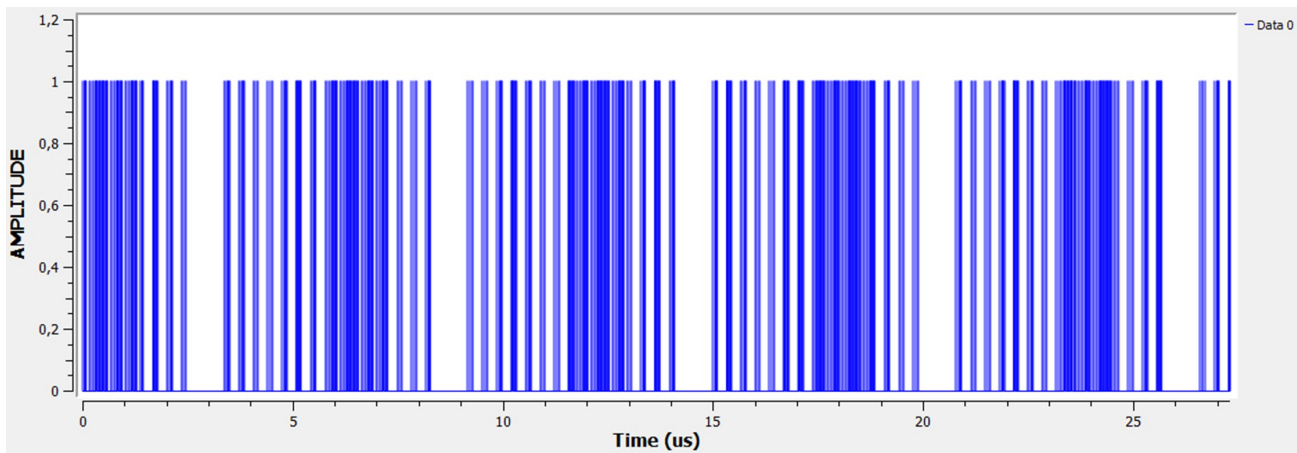


Figura 4.16: Mensaje Receptor. Simulación. Velocidad de descarga 6.8Mbps

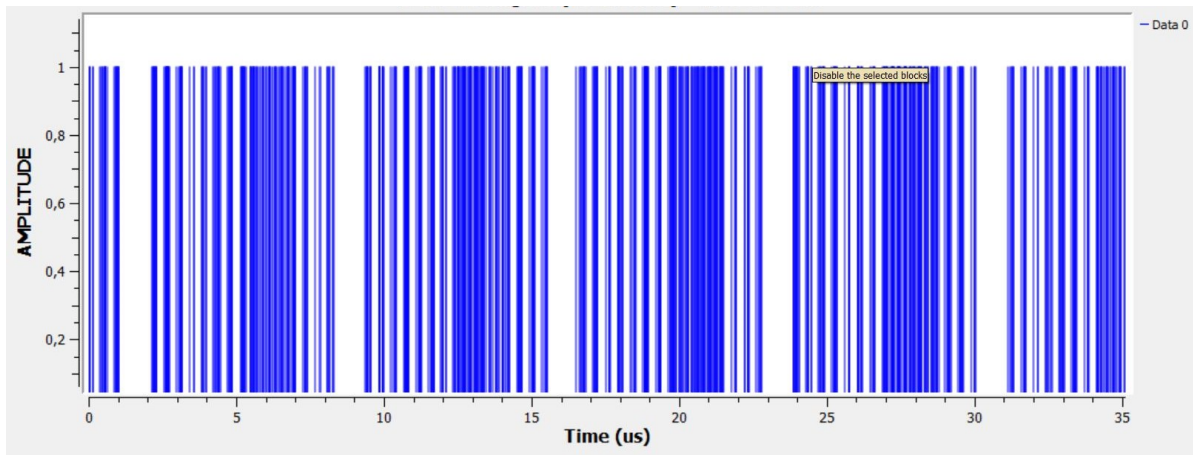


Figura 4.17: Mensaje Receptor. Implementación física. Velocidad de descarga 5.49Mbps

Pasando a la comparación de la señal modulada, en la Figura 4.18 se muestra el resultado de la codificación, conformación y una modulación digital de 16QAM. Las Figuras 4.19 y 4.20 representan el resultado de la señal recibida tanto en simulación como en la implementación física. En simulación se logra evidenciar claramente la atenuación de la señal como el ruido aditivo del canal simulado. En el resultado de la implementación física en recepción se nota igualmente una clara afectación del ruido, una considerable dispersión y atenuación, no obstante si se compara la simulación con la implementación física, en la primera la atenuación es mayor pero la forma de la señal permanece en cambio en la implementación física la atenuación es menor pero el ruido y la dispersión afectan de mayor manera que en la simulación, esto quiere decir que la relación señal a ruido (SNR) en la implementación física es mas alta que la SNR de la simulación.

Otro dato importante que se puede notar en la Figura 4.20 es como en se observa la portadora dentro de la señal de información, esto debido al desplazamiento en frecuencia con una modulación AM de los bloques en donde se configura los USRP.

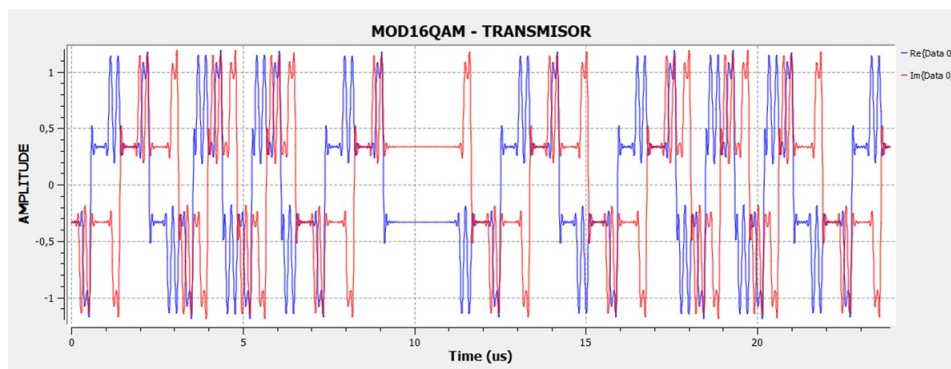


Figura 4.18: Codificación y modulación de la señal. Transmisor

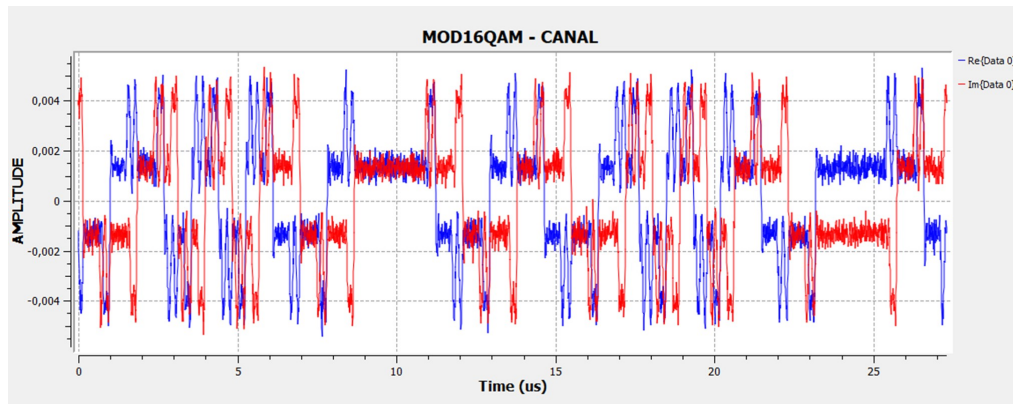


Figura 4.19: Señal recibida. Simulación

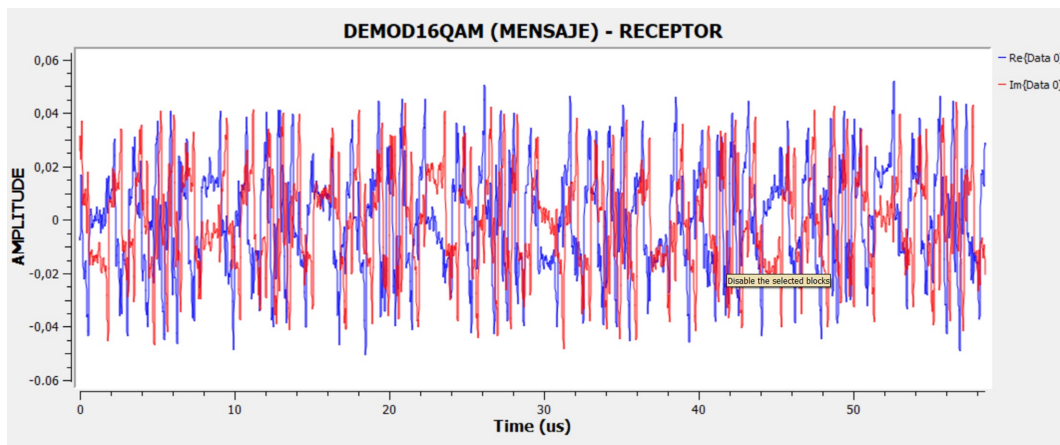


Figura 4.20: Señal recibida. Implementación física

A continuación, se comparan los espectros obtenidos en la transmisión. En el transmisor para una modulación 16QAM se obtuvo un ancho de banda (BW) de 120KHz en donde se encuentra la mayor parte de la energía tal como se puede calcular en la gráfica de la Figura 4.21. En los espectros de las señales recibidas (Figura 4.22 y 4.23) se puede evidenciar como se filtran las frecuencias altas, ya sea por el canal de transmisión o el ancho de banda de la antena diseñada, por ultimo el ancho de banda (BW) de la señal recibida, tanto en simulación como en la implementación física, esta alrededor de 100KHz, espectro no lejano al del transmisor.

Por último, se comparan y analizan los diagramas de constelación obtenidos. En primer lugar, está el diagrama en el transmisor (figura 4.24) que como ya se comentó, no tiene una forma precisa de una constelación de 16QAM debido a la implementación del filtro RRC, sin embargo, se decide comparar con los resultados en recepción.

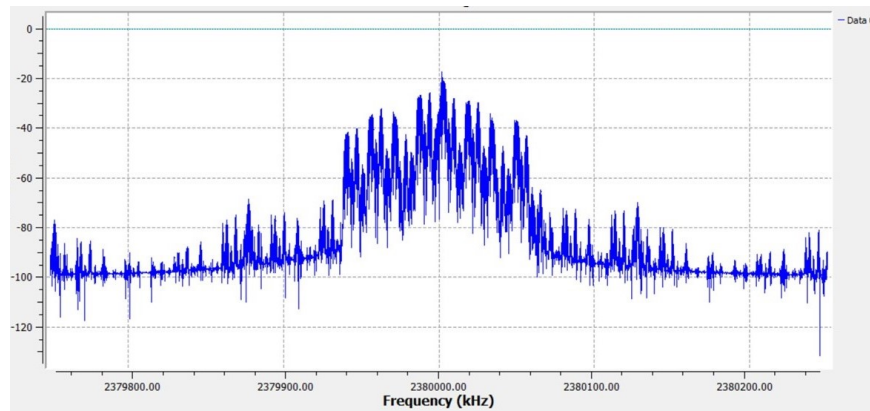


Figura 4.21: Espectro. Transmisor

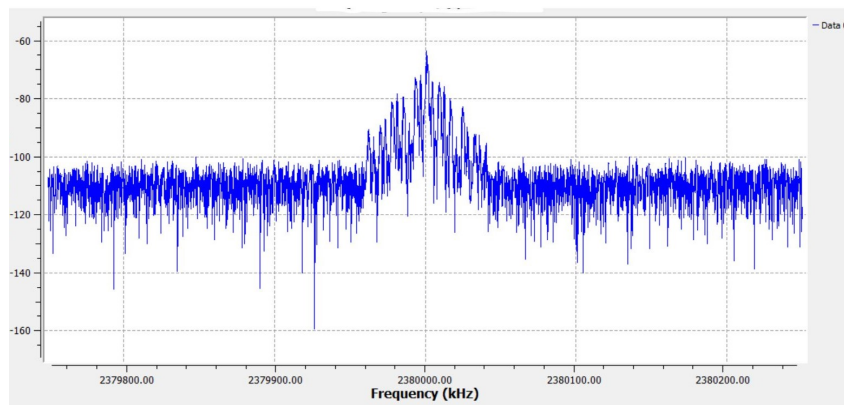


Figura 4.22: Espectro señal recibida. Simulación

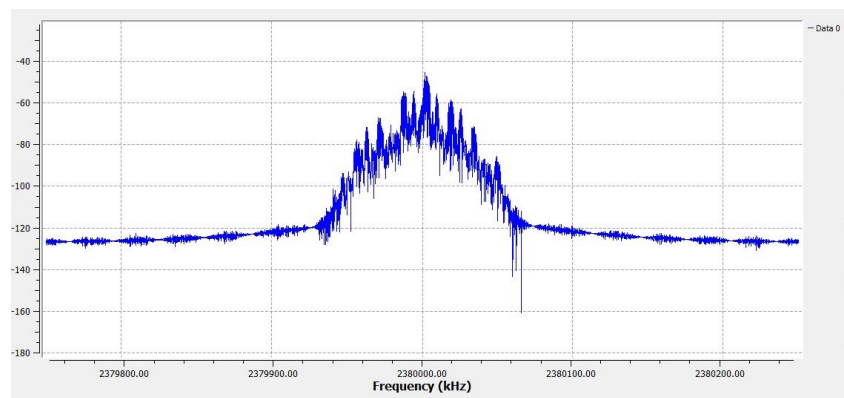


Figura 4.23: Espectro señal recibida. Implementación física

En la simulación, figura 4.25, existe un acercamiento de comparación a la constelación en transmisión, sin embargo, en la implementación física (figura 4.26) se evidencia una constelación muy distinta al diagrama en transmisión, esto es debido a que la portadora está presente en la señal, es decir la potencia de la portadora por su modulación AM para su paso a radiofrecuencia se combino con la señal y al volver a banda base el software deja la portadora en la señal hasta ser demodulada, es por esto que nuestro diagrama de constelación se ve mucho mas uniforme y cíclico que la constelación de la señal recibida en simulación.

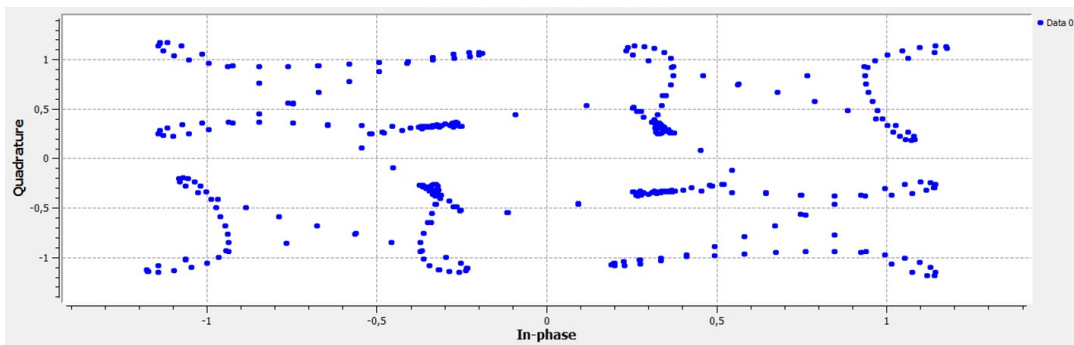


Figura 4.24: Diagrama de constelación. Transmisor

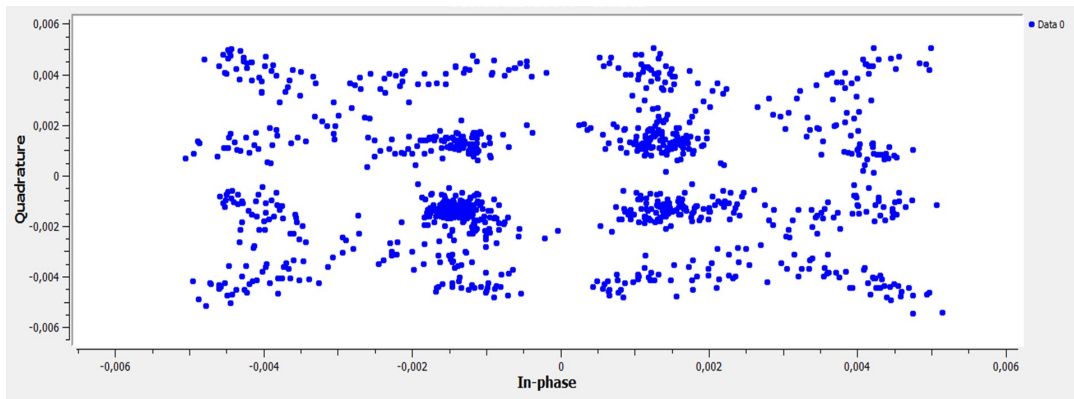


Figura 4.25: Constelación señal recibida. Simulación

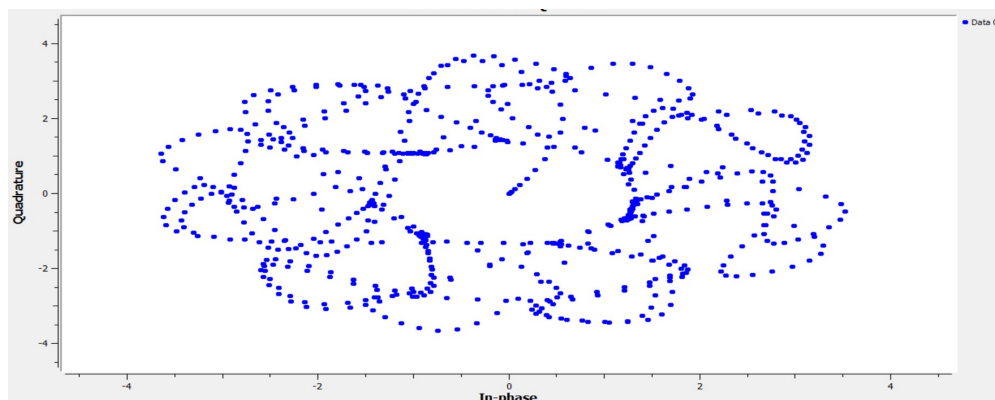


Figura 4.26: Constelación señal recibida. Implementación física

4.4. Tasa de transmisión para distintos tipos de modulación.

En las siguientes tres gráficas se comparan 3 tipos de modulación digital distintos, 4PSK, 16QAM y 64QAM, se evidencia que con una modulación 4PSK (Figura 4.27) la velocidad de descarga es de 5Mbps en donde su mensaje se mantiene con facilidad, para la implementación de 16QAM (Figura 4.28) se verifica una velocidad mas alta de 5.49Mbps, sin embargo, esta velocidad no es la esperada ya que en 4PSK en el tiempo de un símbolo se transmiten 2bits y en 16QAM se transmiten 4bits, el doble, si bien la velocidad no se acerca a ser el doble de 4PSK, esto se da debido a las capacidades de la laptop usada, ya que el demodular 16QAM implica mayor procesamiento, la computadora gráficamente no admite mostrar constantemente a esta velocidad, además que la gráfica de 16QAM no se mantiene tan fácilmente como PSK, debido a su mayor velocidad y menor eficiencia de potencia. Por último, en la Figura 4.29 se intentó realizar una modulación de 64QAM marcando una velocidad alrededor de 7 Mbps, pero este sistema con esta modulación pierde el mensaje, esto debido al déficit de eficiencia de potencia por su ancho de banda mayor. Finalmente según estas simulaciones la mejor opción para una transmisión intracorporal para el transceptor diseñado es la de 16QAM.

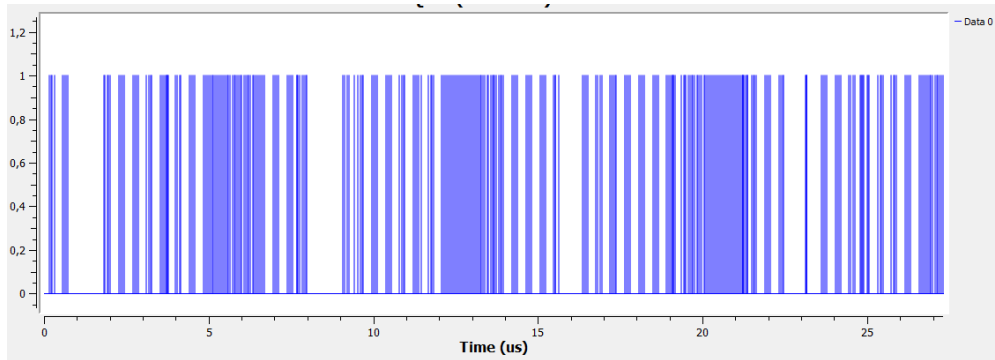


Figura 4.27: Mensaje recibido 4PSK. 5Mbps

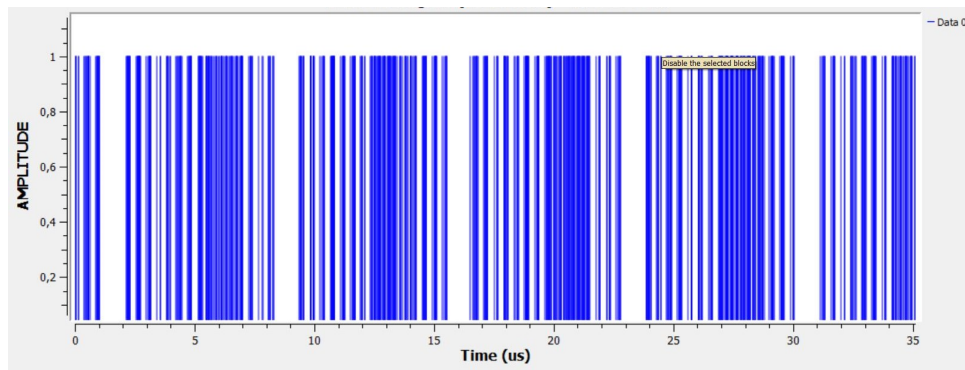


Figura 4.28: Mensaje recibido 16QAM. 5.49Mbps

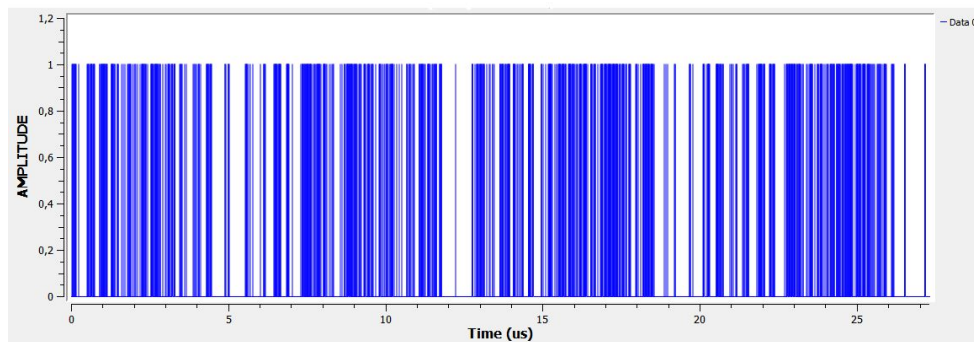


Figura 4.29: Mensaje recibido 64QAM. 7.68Mbps

Conclusiones

Con los resultados discutidos y obtenidos se concluye que los distintos tipos de procesamiento de señales en banda base mejoran significativamente una transmisión intracorporal, en otras palabras una forma para lograr una transmisión eficiente en el cuerpo es utilizar el código de línea manchester con memoria junto con una conformación de la señal con el filtro del coseno alzado y una modulación de 16QAM teniendo en cuenta tanto la eficiencia espectral como la eficiencia de potencia.

El cuerpo humano como medio de transmisión inalámbrico, es un canal muy desafiante, los fenómenos de dispersión, atenuación y ruido se ven muy presentes a la hora de transmitir una onda electromagnética. Se concluye que para lograr un buen diseño de antenas para la transmisión del cuerpo es importante cumplir con los valores de simulación del canal de transmisión, como la permitividad, conductividad, área de exposición de radiación en el cuerpo y con esto el tipo de tejido, teniendo en cuenta si es alto o bajo en grasa, alto o bajo en fibra muscular, si está en un estado de circulación rápida o lenta ya que esto hace variar la permitividad y conductividad del canal.

Las antenas de microcintas tipo Patch son antenas sensibles con un corto ancho de banda, es decir que, con pequeñas variaciones tanto en las longitudes del parche como en la inserción, causan un cambio notable en el diseño de la antena. La antena diseñada en el presente trabajo tuvo una eficiencia del 75 %, esto fue debido al corte e impresión realizada de la misma, ya que en Colombia no existen empresas de impresión especializadas en los materiales de Rogers.

Finalmente, se cumple con los objetivos requeridos en el presente trabajo de grado, ya que se diseñó el sistema de transmisión intracorporal que cumplió con los requerimientos anteriormente descritos, los cuales mejoraban la eficiencia en la transmisión. Se diseñaron tanto las antenas de transmisión como el transceptor como tal. Se simuló en GNUradio el sistema de transmisión intracorporal y se realizó la implementación física en un entorno real, para así evaluar y comparar los resultados de los datos que caracterizan una transmisión inalámbrica. Por último, se logra y sobrepasa el objetivo general del trabajo ya que se transmite a una velocidad de carga de 42.55Mbps velocidad mucho mayor que el trabajo realizado por V.Aristizábal y J. Triana los cuales obtuvieron una velocidad de 2.5Mbps en su prototipo [5], se logró transmitir con un consumo de 3mW a diferencia de 5.4mW en el documento referenciado.

Trabajos futuros

Finalizado este proyecto, como recomendación para trabajos futuros se proponen varias sugerencias.

- Para el diseño de un transceptor inalámbrico intracorporal, se recomienda dar un enfoque preciso del área en que se quiere transmitir, definir con claridad la cantidad y los tejidos presentes en donde pretende viajar una onda electromagnética. Especificar cada tejido con sus características de permitividad y conductividad, se recomienda utilizar el software HFSS para la simulación de antenas.
- Se recomienda buscar la manera de transmitir en banda alta usando las nuevas tecnologías de diseño e implementación, buscando el objetivo de lograr una transmisión dual con gran cantidad de información que además de informar el estado de variables corporales de una persona pueda comunicar mensajes a un actuador dentro del cuerpo el cual genere beneficios en la salud de las personas.
- Es un reto buscar estrategias que fomenten la creación de antenas más pequeñas de alta tecnología, con anchos de banda mucho más grandes para una transmisión en el cuerpo humano, para esto se recomienda basarse en antenas ya creadas para el aire y que este sea el punto de partida para un diseño dentro del cuerpo.
- Para la implementación de las modulaciones digitales, se recomienda definir los criterios de transmisión, es decir cuánta información necesita transmitir por unidad de tiempo y en qué banda de frecuencia se hará, ya que siendo así se pueden definir características en donde prevalezca la eficiencia espectral o la eficiencia de potencia y con esto el tipo de modulación digital.
- Una de las limitaciones para la velocidad de transmisión en el presente trabajo fueron las características de la Laptop utilizada, se recomienda usar un computador con mejores características y/o hasta manejar 2 computadores diferentes, uno para transmisión y otro para recepción.
- Para mejorar la eficiencia de potencia existen códigos de detección y corrección de errores los que pueden evitar la redundancia en el mensaje, y recuperar con fiabilidad el mensaje, es decir lograr una mayor eficiencia espectral sin afectar la eficiencia de potencia.

Anexo 1 – Laboratorio de Radiofrecuencia - Camara anecoica

Bogota (Distrito Capital), Pontificia Universidad Javeriana Bogota

Objetivo: Obtener el patrón de radiación de la antena microcintas tipo Patch.

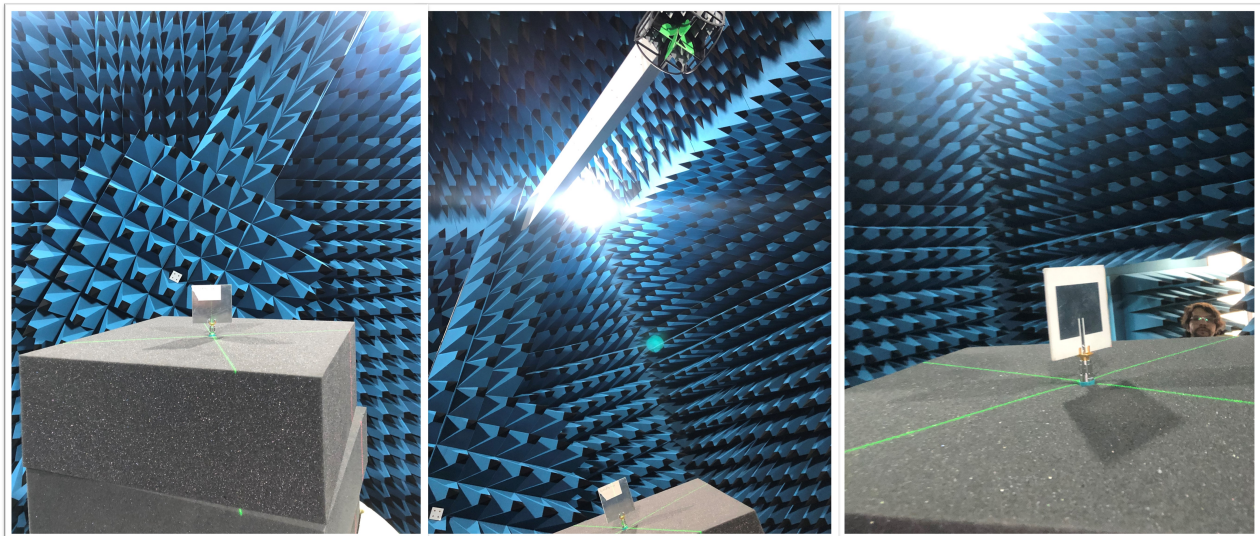


Figura 7.1: Cámara anecoica

Anexo 2 – Laboratorio de Radiofrecuencia - Analizador Vectorial

Bogota (Distrito Capital), Pontificia Universidad Javeriana Bogota

Objetivo: Obtener los parametros de reflexion e impedancia de la antena microcintas tipo Patch

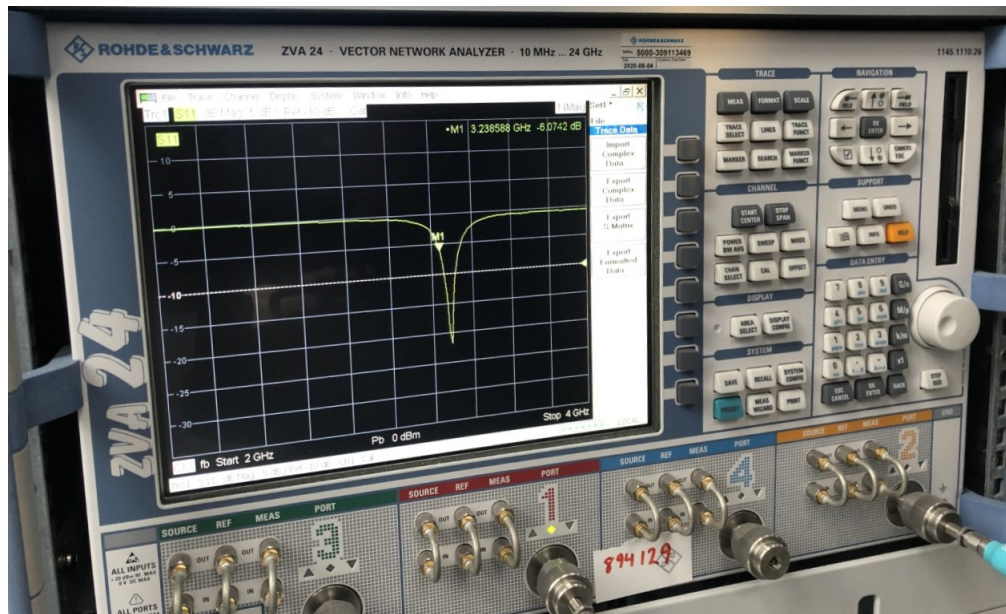


Figura 7.2: Analizador Vectorial

Anexo 3 – Propiedades del liquido (HBBL600-10000V6) - Schmid & Partner Engineering AG [12]

Bogota (Distrito Capital), Pontificia Universidad Javeriana Bogota

Objetivo: Modelar el cuerpo humano como canal de transmisión

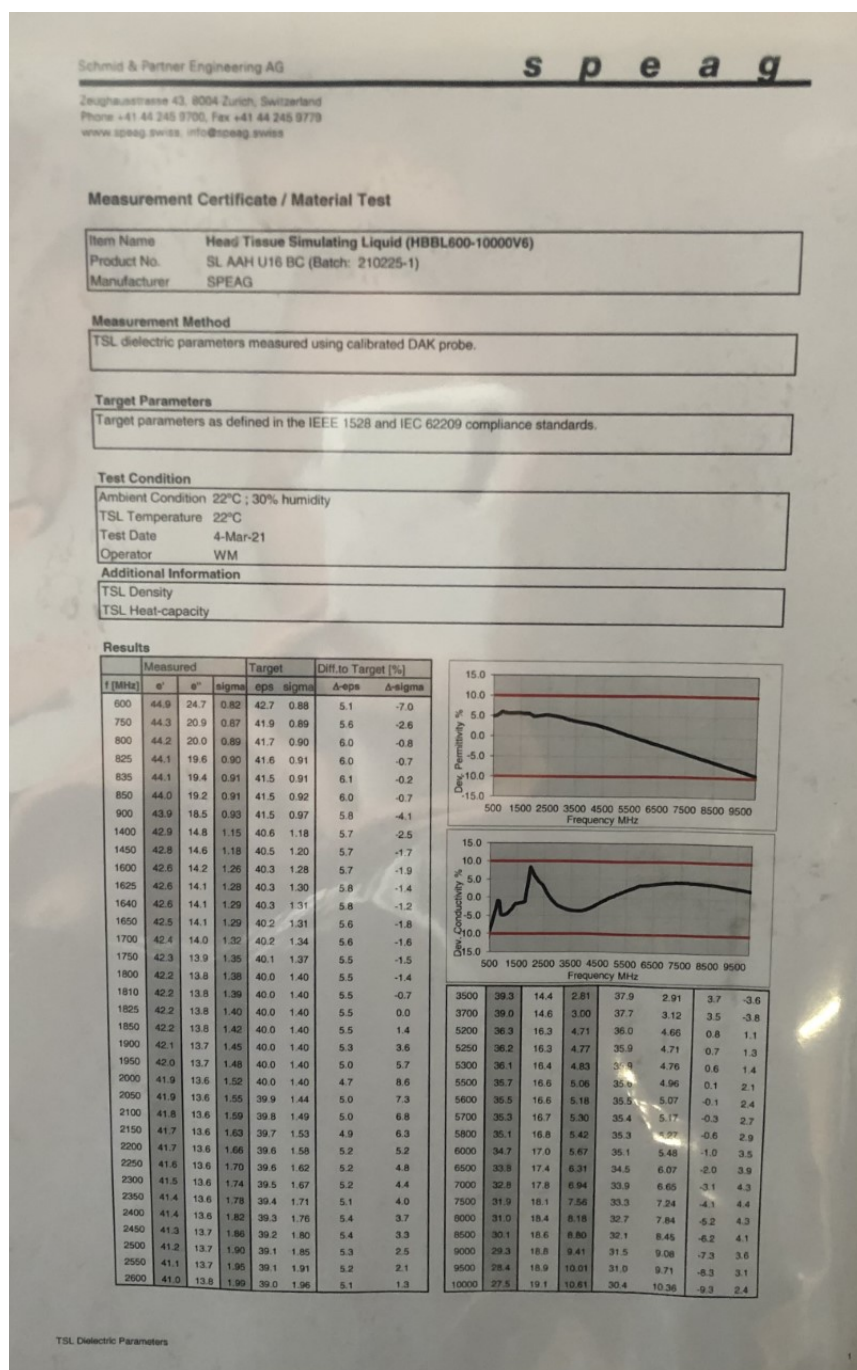


Figura 7.3: Propiedades del cuerpo humano a distintas frecuencias

Bibliografía

- [1] Fa-Long Luo, "Signal Processing Techniques for 5G: An Overview", ZTE COMMUNICATIONS, March 2015 Vol.13, No. 1, doi: 10.3969/j. issn. 1673 5188. 2015. 01. 003.
- [2] W. Anani, A. Ouda and A. Hamou, A Survey Of Wireless Communications for IoT Echo-Systems, 2019 IEEE Canadian Conference of Electrical and Computer Engineering (CCECE), Edmonton, AB, Canada, 2019, pp. 1-6, doi: 10.1109/CCECE.2019.8861764
- [3] Límites de exposición de las personas a campos electromagnéticos, DECRETO 195 DE 2005, Departamento Administrativo de la Función Pública de Colombia, Bogota, 2005. Accedido el 13 de enero de 2023. [En línea]. Disponible: <https://www.funcionpublica.gov.co/eva/gestornormativo/norma.php?i=15860>
- [4] W. Rhee, D. Liu, Y. Zhang and Z. Wang, Energy-efficient proprietary transceivers for IoT and smartphone-based WPAN, 2017 IEEE International Symposium on Radio-Frequency Integration Technology (RFIT), Seoul, 2017, pp. 40-42
- [5] V. Aristizábal and J. Triana, "Diseño de un prototipo de laboratorio tranceptor basado en redes intracorporales," Trabajo de grado, Cali, Valle del Cauca, Colombia, 2020.
- [6] Approach. Neuralink. <https://neuralink.com/approach/> (accedido el 28 de agosto de 2021).
- [7] "Potential Utility of Tissue Oxygen Sensors in Perfusion Monitoring | Profusa, Inc". Profusa, Inc. | Join The Conversation . . . With Your Body. <https://profusa.com/potential-utility-of-tissue-oxygen-sensors-in-perfusion-monitoring/> (accedido el 28 de agosto de 2021).
- [8] "Desarrollan un sensor implantable capaz de transmitir datos de salud en tiempo real". Blogthinkbig.com. <https://blogthinkbig.com/desarrollan-un-sensor-implantable-capaz-de-transmitir-datos-de-salud-en-tiempo-real> (accedido el 28 de agosto de 2021)
- [9] J. L. Camargo Olivares, "Modelo de cobertura para redes inalámbricas de interiores", Proyecto fin de carrera, Universidad de Sevilla, Sevilla, 2009, Capitulo 1. Accedido el 19 de septiembre de 2021. [En línea]. Disponible: <http://bibing.us.es/proyectos/abreproy/11761>
- [10] "¿Cuánta agua necesitas para estar saludable?" Mayo Clinic. <https://www.mayoclinic.org/es-es/healthy-lifestyle/nutrition-and-healthy-eating/indepth/water/art-20044256> (accedido el 13 de enero de 2023)
- [11] C. A. Giraldo, Class Lecture, Topic: "Characteristics of the medium", Electronic Engineering, Pontificia Universidad Javeriana Cali, Cali, Jan 28, 2019.
- [12] "HSL » SPEAG, Schmid & Partner Engineering AG". Home » SPEAG, Schmid & Partner Engineering AG. <https://speag.swiss/components/materials-liquids/hsl/> (accedido el 13 de enero de 2023)

- [13] Antenas tipo parche o de microstrip. Colecciones Digitales UDLAP. http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lem/hernandez_a_r/capitulo3.pdf (accedido el 13 de enero de 2023).
- [14] Em: talk - Microstrip Patch Antenna Calculator. em: talk - Electromagnetics and Microwave Engineering. https://emtalk.com/mpacalc.phpper=3&h=1.524&h_units_list=hmm&fr=2.4&Operation=Synthesize (accedido el 13 de enero de 2023).
- [15] S. Movassaghi, P. Arab and M. Abolhasan, "Wireless technologies for Body Area Networks: Characteristics and challenges," 2012 International Symposium on Communications and Information Technologies (ISCIT), Gold Coast, QLD, 2012, pp. 42-47, doi: 10.1109/ISCIT.2012.6380936.
- [16] I. Glover and P. M. Grant, Digital communications. Harlow, England: Prentice Hall, 2010.
- [17] W. Tomasi, Fundamentals of electronic communications systems, 4th ed. Englewood Cliffs, NJ: Prentice Hall, 2003
- [18] "Figure 11: FDM and OFDM Signals". ResearchGate. <https://www.researchgate.net/figure/FDM-and-OFDM-Signals-fig13-323258413>. Accedido el 23 de septiembre de 2021.
- [19] M. A. Callejon, J. Reina-Tosina, D. Naranjo-Hernandez y L. M. Roa, "Measurement Issues in Galvanic Intrabody Communication: Influence of Experimental Setup", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 62, n.º 11, pp. 2724-2732, noviembre de 2015. Accedido el 23 de septiembre de 2021. [En línea]. Disponible: <https://doi.org/10.1109/tbme.2015.2444916>.
- [20] J. F. Villegas Méndez, Comunicaciones WBAN-IBC: Enfoques perspectivas y aplicaciones", Trabajo Fin de Master, Universidad Politecnica de Valencia, 2017
- [21] G. G. González Camelo, "Modelamiento de redes de transmisión inalámbricas para la comunicación de sensores dentro del cuerpo humano", Trabajo Fin de Master, Universidad Nacional de Colombia, Bogota, 2018. Accedido el 17 de septiembre de 2021. [En línea]. Disponible: <https://repositorio.unal.edu.co/bitstream/handle/unal/68800/GregoryGonzalez.2018.pdf?sequence=1&isAllowed=y>.
- [22] J. Garcia-Martinez, "Here's what will happen when 30 billion devices are connected to the internet".
- [23] Y. H. Joung, "Development of implantable medical devices: from an engineering perspective," International neuroulogy journal, vol. 17 no. 3, pp. 98-106, 2013. doi:10.5213/inj.2013.17.3.98
- [24] K. Bazaka and M. V. Jacob, "Implantable devices: Issues and challenges," Electronics, vol. 2, no. 1, pp. 1-34, 2013. doi:10.3390/electronics2010001
- [25] C. Camara, P. Peris-Lopez, and J. E. Tapiador, "Security and privacy issues in implantable medical devices: A comprehensive survey," Journal of biomedical informatics, vol. 55, pp. 272-289, 2015. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jbi.2015.04.007>

- [26] N. B. Asan, "A New Paradigm for Intra-body Communication", ACTA UNIVERSITATIS UPSALIENSIS UPPSALA, 2019. Accedido el 4 de noviembre de 2021. [En línea]. Disponible: <https://www.diva-portal.org/smash/get/diva2:1359664/FULLTEXT01.pdf>
- [27] M. S. Haque Sunny, D. Roy Dipta, S. Hossain, H. M. Resalat Faruque and E. Hossain, "Design of a Convolutional Neural Network Based Smart Waste Disposal System," 2019 1st International Conference on Advances in Science, Engineering and Robotics Technology (ICASERT), 2019, pp. 1-5, doi: 10.1109/ICASERT.2019.8934633.
- [28] K. Sup Kwak, N. Ullah y S. Ullah. "An overview of IEEE 802.15.6 standard". IEEE Xplore. doi: 10.1109/ISABEL.2010.5702867 <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/5702867> (accedido el 10 de febrero de 2023).
- [29] Objetivos de Desarrollo Sostenible. ONU. <https://onu.org.gt/objetivos-de-desarrollo>. (accedido el 10 de febrero de 2023).
- [30] IPCB. "Especificación Técnica Rogers ro3003". PCB Printed Circuit Board and PCBA manufacturing. <https://www.ipcb.com/es/technical/416.html> (accedido el 13 de febrero de 2023).
- [31] Nationals Instruments. "Product Documentation - NI". Engineer Ambitiously - NI. https://www.ni.com/docs/en-US/bundle/usrp-2900-specs/page/specs.html#GUID-05D83BD7-44FE-4126-A745-6DCA340A4DD3__GUID-0A24F3DD-875B-4821-83EE-6D3788E4B274 (accedido el 13 de febrero de 2023).
- [32] Coaxial Connector SMA Panel Mount Edge Mount Jack Straight. Dosin Electronics. <https://rf.dosinconn.com/product/coaxial-connector-sma-panel-mount-edge-mount-jack-straight> (accedido el 13 de febrero de 2023).
- [33] "SMA-SMA Coaxial Cable". Engineer Ambitiously - NI. <https://www.ni.com/es-co/support/model.sma-sma-coaxial-cable.html> (accedido el 13 de febrero de 2023).
- [34] R&S-ZVA. Branchenführende Technologiekompetenz | Rohde & Schwarz. https://www.rohde-schwarz.com/es/productos/test-y-medida/analizadores-de-redes/rs-zva_63493-9660.html (accedido el 13 de febrero de 2023).
- [35] About GNU Radio · GNU Radio. GNU Radio. <https://www.gnuradio.org/about/> (accedido el 13 de febrero de 2023).
- [36] Ansys HFSS | 3D High Frequency Simulation Software. Ansys | Engineering Simulation Software. <https://www.ansys.com/products/electronics/ansys-hfss> (accedido el 13 de febrero de 2023).
- [37] "MATLAB - El lenguaje del cálculo técnico". MathWorks - Creadores de MATLAB y Simulink - MATLAB y Simulink - MATLAB & Simulink. <https://es.mathworks.com/products/matlab.html> (accedido el 13 de febrero de 2023).

- [38] "NI-USRP configuration utility". Engineer Ambitiously - NI. <https://www.ni.com/es-co/support/downloads/drivers/download.ni-usrp.html#467627> (accedido el 13 de febrero de 2023).