

Trabajo de grado:

# Mejoramiento de un prototipo transceptor basado en redes intracorporales

G.C. Sambony-Ledezma. Director Dr. L. Tobón Llano. Facultad de ingeniería y ciencias de la computación.

**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.

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.

## I. INTRODUCCIÓN

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

Con estas nuevas tecnologías, 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].

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 transceptor, 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 documento, siguiendo las delimitaciones precisas que no afecten la salud del tejido con la implementación del transceptor.

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. Se tiene como objetivo superar los resultados obtenidos en el trabajo de grado de V. Aristizábal y J. Triana [5] los cuales realizaron una codificación de la modulación por ancho de pulso (PWM) en banda base, llegando a una velocidad de transmisión de 2.5Mbps a un consumo de 5.4mW en el sector del antebrazo de la persona.

El trabajo se estructura en 3 etapas, la primera es de investigación en donde se definen los requerimientos para que el sistema de comunicación digital tenga buenas características de 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. 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.

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.

## II. 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 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, específicamente en el área del cerebro 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 verá 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”, líquido 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 mS/cm en frecuencias de 0.6 a 10 GHz.[12].

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 contra restar los efectos de dispersión, atenuación y ruido aditivo.

### III. PROCESAMIENTO DE SEÑALES EN BANDA BASE

En la cuantización de una señal 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, que es representado tal como el ejemplo de la parte superior de la Figura 1. 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 su alta energía en frecuencias altas, por tal motivo con este código de línea estamos tratando de tomar 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 1 en su parte inferior, este código se denomina Manchester con memoria.

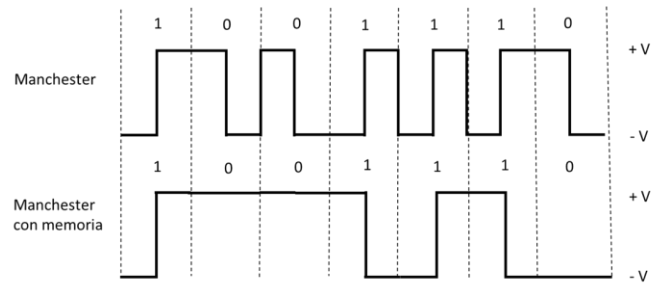


Figura 1. Códigos de línea Manchester

Además del código de línea, para disminuir los efectos de distorsión se puede implementar la conformación de la señal, es decir cambiar la forma de la señal cuadrada a una forma más suave de tal manera que filtre las frecuencias altas de la señal para que no sean afectadas por el canal.

Los tejidos que forman el cuerpo humano se convierten en un canal altamente dispersivo, por sus propiedades de conductividad, permitividad 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 la 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.

### IV. 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 el cual indica la cantidad de bits transmitidos en un periodo de símbolo, además 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 está 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 más difícil que el ruido, la dispersión o la interferencia logren afectar el mensaje.

En consiguiente, ya que el mayor desafío para la aplicación está en tener una gran eficiencia de potencia en el mensaje, se realizarán 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.

## V. 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), la cual, dentro de la frecuencia escogida (2,4GHz), 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.

Para el diseño de este tipo de antenas se debe tener en cuenta la constante dieléctrica ( $\epsilon_r$ ) 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 antena con la fuente es realizar inserciones en el parche de la antena tal como se puede ver en la Figura 2, las cuales cambian la impedancia de la antena para acoplarse a la fuente.

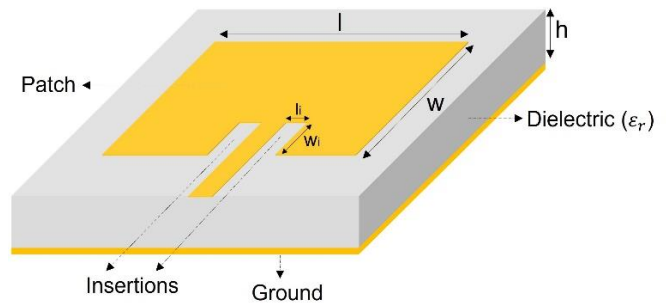


Figura 2. Antena Microstrip con inserciones de acople.

## VI. REQUERIMIENTOS

En definitiva, para mejorar la eficiencia en la transmisión, 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, pero sin afectar o producir interferencia ISI, 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 alrededor 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 teniendo en cuenta las características del 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.

## VII. DISEÑO, RESULTADOS Y DISCUSIÓN ANTENA MICROCINTAS

### A. Diseño

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 el que se implementará la antena física, este material tiene 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. los resultados para una frecuencia de 2,4GHz con las características de la lámina Rogers, 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

fuelle, 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 cuerpo en HFSS, en el software se simula el cuerpo con una permitividad relativa de 41.4 y una conductividad de 1.82 mS/cm datos tomados del líquido “HBBL600-10000V6” fabricado por la empresa Schmid & Partner, 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.

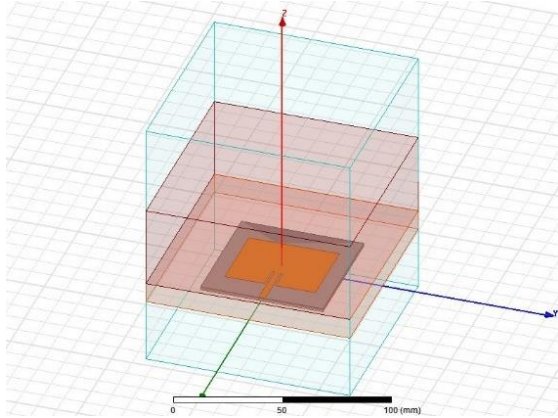


Figura 3. Antena microcintas para el cuerpo humano. HFSS.

Se imprime y realiza la implementación física de esta antena con las dimensiones y materiales descritos tal como lo muestra la Figura 4 en consiguiente se somete a un análisis en la cámara anecoica y el analizador vectorial del laboratorio de radiofrecuencia en la universidad Javeriana Bogotá, para la comparación de resultados en simulación e implementación real.

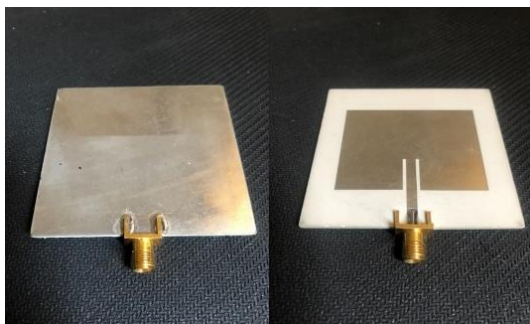


Figura 4. Antena microcintas. Implementación física

**B. Resultados y discusión.**

Primeramente, al comparar el coeficiente de reflexión o parámetro S11, en simulación (Figura 5) 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 5) 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 pérdidas son menores a -14 dB, es decir que en esta frecuencia las perdidas por reflexión no son muy altas y la antena puede funcionar.

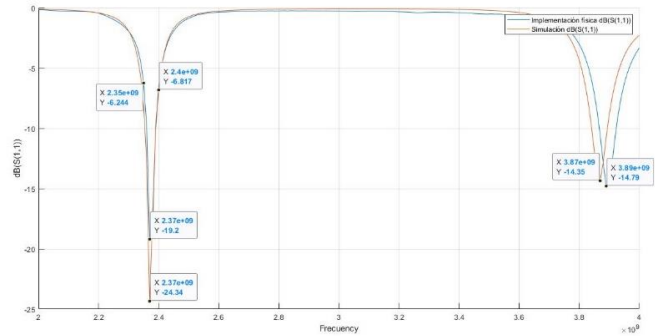


Figura 5. Parámetro S11. Implementación física y Simulación

Para la impedancia de la antena, en simulación (Figura 6) 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 6) 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.

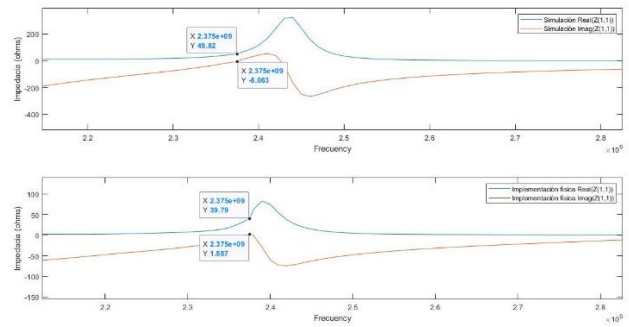


Figura 6. Impedancia antena. Implementación física y Simulación

El patrón de radiación en 3D de simulación (Figura 7 lado izquierdo), como el resultado del análisis físico en la cámara anecoica (Figura 7 lado derecho), al compararlos se evidencia que la antena radia de forma ovalada hacia el frente y es muy poco lo que transmite 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.

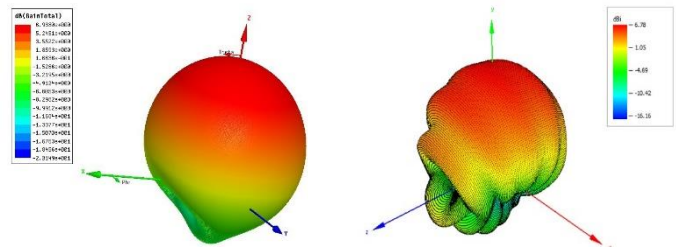


Figura 7. Patrón de radiación 3D. Simulación e implementación física



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 8), notemos que 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.

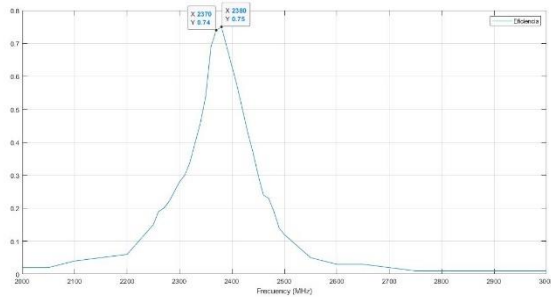


Figura 8. Eficiencia antena. Implementación física.

VIII. DISEÑO, RESULTADOS Y DISCUSIÓN TRANSCÉPTOR

A. Diseño

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 e implementa el código de línea Manchester con memoria tal como lo evidencia la Figura 9.

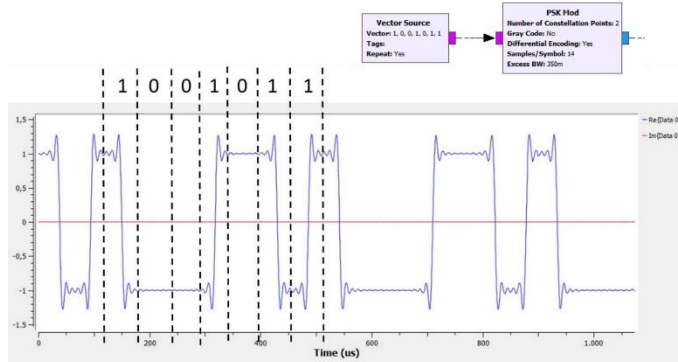


Figura 9. Código de línea Manchester con memoria y filtro RRC

En 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 10 y 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. El bloque de modulación y demodulación QAM esta codificado para realizar el filtro RCC y el código de línea Manchester con memoria. Se realiza una redundancia con una interpolación de 4 para aumentar la eficiencia de potencia del mensaje y contrarrestar los efectos de atenuación, dispersión y ruido aditivo por el canal, tal como lo muestra el diagrama de transmisión en la Figura 10.

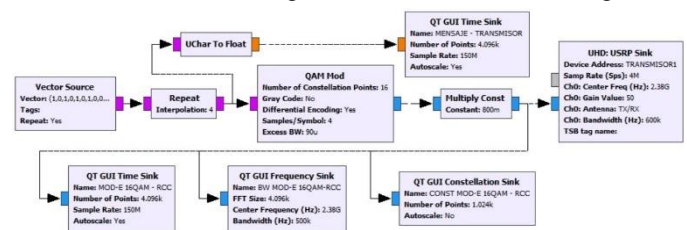


Figura 10. Diagrama de Transmisión. GNUradio

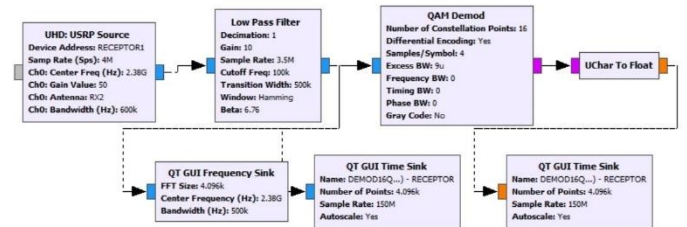


Figura 11. Diagrama de Recepción. GNUradio

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 inalámbrica, 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 estas al sistema SDR.

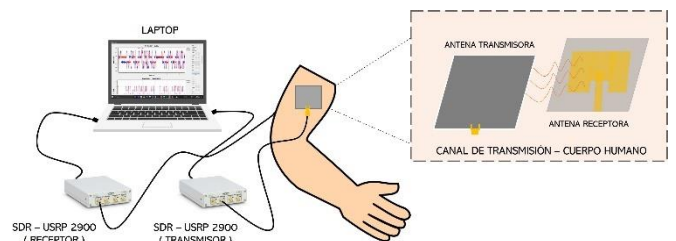


Figura 12. Sistema Transceptor- Redes intracorporales.

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 artículo. 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 13. Implementación Transceptor basado en redes intracorporales.

### B. Distintos tipos de modulación.

Al momento de comparar 3 tipos de modulación digital distintos, 4PSK, 16QAM y 64QAM, se evidencia que con una modulación 4PSK la velocidad de descarga es de 5Mbps en donde su mensaje se mantiene con facilidad, para 16QAM se obtiene una velocidad más alta de 5.49Mbps, sin embargo, esta velocidad no es la esperada ya que en 4PSK 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 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.

### C. Resultados y discusión.

Se implementó una velocidad de carga al USRP de 42.55 Mbps, es decir que cada  $0.0235 \mu s$  se envía un bit, tal como se muestra en la Figura 14 y el resultado del mensaje recibido en la implementación física decodificando y demodulando en 16QAM se muestra en la Figura 15. Al realizar un recuento bit a bit de los ciclos mostrados del mensaje, se puede notar una buena transmisión, ya que podemos decir 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. La velocidad de descarga en el sistema simulado fue de 6.8Mbps y en la implementación física del transceptor fue de 5.49Mbps, velocidades altas teniendo en

cuenta que en esta velocidad se incluye el procesamiento del USRP receptor y la laptop hasta mostrar los datos graficados.

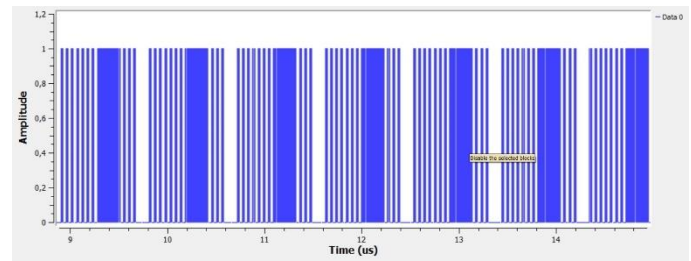


Figura 14. Mensaje digital transmitido. Carga 42.55Mbps

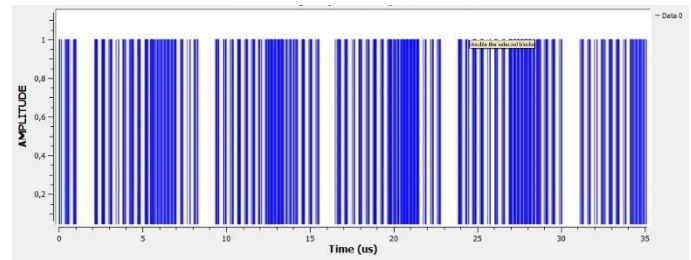


Figura 15. Mensaje digital recibido. Descarga 5.49Mbps

En la Figura 16 se muestra el resultado de la codificación, conformación y una modulación digital 16QAM en el transmisor. La Figura 17 representa el resultado de la señal recibida en la implementación física del transceptor, en esta figura se evidencia la atenuación, el ruido aditivo y la dispersión.

Un dato importante que se puede notar en la Figura 17 es 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. Esto hace que la comparación de la señal en transmisor y receptor no tengan una correlación alta, sin embargo, el USRP al realizar la demodulación tiene en cuenta esta energía y decodifica el mensaje.

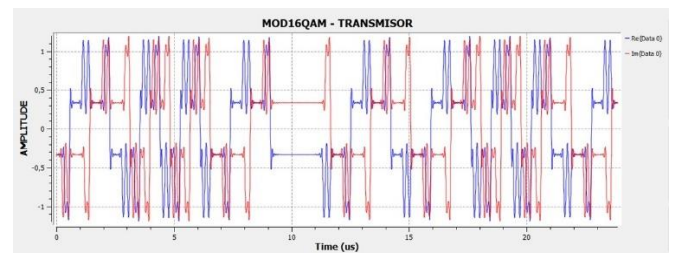


Figura 16. Codificación y modulación de la señal. Transmisor

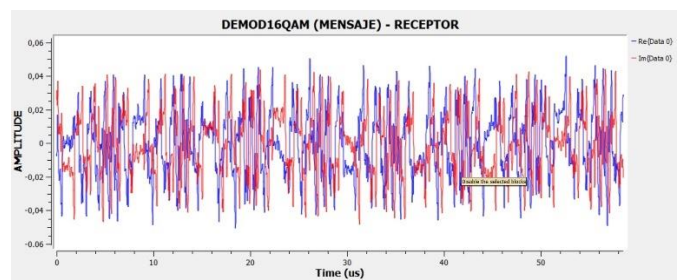


Figura 17. Señal recibida. Implementación física.

## IX. 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 todas estas características hacen 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.

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 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 objetivo del trabajo ya que se transmite a una velocidad de carga de 42.55Mbps y descarga de 5.49Mbps velocidad mucho mayor que el trabajo realizado por 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 y además se logra realizar una modulación de 16QAM transmitiendo en la banda de frecuencia de los 2.38GHz.

## X. REFERENCIAS

- [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, Bogotá, 2005. Accedido el 13 de enero de 2023. [En línea]. Disponible: [https://www.funcionpublica.gov.co/eva/gestornormativo/nor\\_a.php?i=15860](https://www.funcionpublica.gov.co/eva/gestornormativo/nor_a.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 Integra-tion Technology (RFIT), Seoul, 2017, pp. 40-42.
- [5] V. Aristizábal and J. Triana, "Diseño de un prototipo de laboratorio transceptor 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, Capítulo 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-healthyeating/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/herandez\\_a\\_r/capitulo3.pdf](http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lem/herandez_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.php?per=3&h=1.524&h\\_units\\_list=hmm&fr=2.4&Operation=Synthesize](https://emtalk.com/mpacalc.php?per=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 Net-works: Characteristics and challenges,"2012 International Symposium on Communications and Information Technologies (ISCIT), Gold Coast, QLD, 2012, pp. 42-47, Doi: 10.1109/IS-CIT.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 Politécnica 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, Bogotá, 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 neurology 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.
- [26] N. B. Asan, "A New Paradigm for Intra-body Communication", ACTA UNIVERSITATIS UP-SALIENSIS 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 manu-facturing. <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](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. Dosi 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](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/esco/support/downloads/drivers/download.ni-usrp.html#467627> (accedido el 13 de febrero de 2023).



German Camilo Sambony Ledezma  
Ingeniero electrónico. Pontificia  
Universidad Javeriana Cali, Facultad de  
ingeniería y ciencias.

[camilosambony@gmail.com](mailto:camilosambony@gmail.com)