



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



Máster en Ingeniería de Computadores y Redes

Trabajo Fin de Máster

COMUNICACIONES WBAN-IBC: ENFOQUES, PERSPECTIVAS Y APLICACIONES

Autor: *Juan Félix Villegas Méndez*

Director(es): *D. José Carlos Campelo Rivadulla*
D. Alberto Miguel Bonastre Pina

<Julio de 2017>

RESUMEN

En el campo de las redes, se ha definido una Red de Área Corporal Inalámbrica (WBAN) como una red diseñada para la comunicación de diferentes dispositivos de baja potencia, sin cables. Esos dispositivos se utilizan en el cuerpo humano para diferentes fines, como la implementación de sensores de pequeño tamaño, para la monitorización de parámetros vitales, aplicaciones de control y autenticación, que necesitan intercambiar información entre dispositivos, además de poder enviar sus datos a una red externa a la conformada en el cuerpo humano.

HBC, es la especificación del estándar IEEE 802.15.6 en el que se centra este trabajo, utiliza el propio cuerpo humano como canal de transmisión de señales mediante la técnica de acoplamiento de campo electrostático, siendo su principal canal de comunicación la piel. Esta técnica también se ha llamado comunicaciones a través del canal corporal (BCC) y comunicaciones intracorporales (IBC).

Este trabajo permite identificar, analizar y sintetizar estudios que se han elaborado sobre WBAN, a partir de la norma IEEE 802.15.6. y en un enfoque central hacia las comunicaciones IBC, se utilizan también estudios sobre los tipos de acoplamiento que existen, modelos propuestos del cuerpo como canal de comunicaciones, los diseños de transceptores IBC que se han propuesto, así como las aplicaciones desarrolladas para IBC.

A partir de estos estudios, se propone un transmisor IBC basado en el estándar IEEE 802.15.6., el cual es programado con lenguaje VHDL, para su futura implementación en una FPGA, y realizar pruebas de transmisión a través de la piel, a la frecuencia que determina el estándar.

Palabras clave: *Intrabody Communications (IBC), Human Body Communications (HBC), transmisor, receptor, transceptor, IEEE 802.15.6., transmisión a través de la piel.*

ABSTRACT

In the field of networks, a Wireless Body Area Network (WBAN) has been defined as a network designed for the communication of different low power devices, without wires. Those devices are used in the human body for different purposes, such as the implementation of small-sized sensors, for the monitoring of vital parameters of the human body, control and authentication applications, which need to exchange information between devices, besides to being able to send their data to an external network to that conformed in the human body.

HBC, which is the specification of the IEEE 802.15.6 standard that this work focuses on, uses the human body itself as a channel for signal transmission using the electrostatic field coupling technique, being its main communication channel the skin. This technique has also been called Body Channel Communication (BCC) and Intra Body Communication (IBC).

The work elaborated allows to identify, analyze and synthesize studies that have been elaborated about WBAN, starting from the IEEE 802.15.6 standard. And in a central focus for IBC, are used also studies about the types of coupling that exist, proposed models of the body as a communications channel, the IBC transceiver designs that have been proposed, as well as the applications developed on IBC.

Based on these studies, an IBC transmitter based on the IEEE 802.15.6 standard is proposed, which is programmed with VHDL language, for future implementation in an FPGA, and to perform tests of transmission through the skin, to the frequency that determines the standard.

Key words: *Intrabody Communications (IBC), Human Body Communications (HBC), transmitter, receiver, transceiver, IEEE 802.15.6., Transmission through the skin.*

RESUM

En el camp de les xarxes, s'ha definit una Xarxa d'Àrea de Corporal Sense Fil (WBAN) com una xarxa dissenyada per a la comunicació de diferents dispositius de baixa potència, sense cables. Aquests dispositius es fan servir en el cos humà per a diferents finalitats, com la implementació de sensors de petita grandària, per a la monitorització de paràmetres vitals del cos humà, aplicacions de control i autenticació, que necessiten intercanviar informació entre dispositius, a més de poder enviar-los les seves dades. Una xarxa externa a la conformada en el cos humà.

HBC, que és la especificació del estàndard IEEE 802.15.6 en què es centra aquest treball, utilitza el propi cos humà com a canal de transmissió de senyals mitjançant la tècnica d'acoblament de camp electrostàtic, sent el seu principal canal de comunicació de la pell. Aquesta tècnica també s'ha anomenat comunicacions a través del canal corporal (BCC) i comunicacions intracorporals (IBC).

Aquest treball permet identificar, analitzar i sintetitzar estudis que s'han elaborat sobre WBAN, a partir de la norma IEEE 802.15.6 i en un enfocament central cap a les comunicacions IBC, s'utilitzen també estudis sobre els tipus d'acoblament que existeixen, els models proposats del cos com a canal de comunicacions, els plans de transistors IBC que s'han proposat, així com les aplicacions desenvolupades per IBC.

A partir d'aquests estudis, es proposa un transmissor IBC basat en el estàndard IEEE 802.15.6., El qual és programat amb llengua VHDL, per a la seva futura implementació en una FPGA, i realitzar proves de transmissió a través de la pell, a la Freqüència que determina el estàndard.

Paraules clau: *Intrabody Communications (IBC), Human Body Communications (HBC), transmissor, receptor, transceptor, IEEE 802.15.6., Transmissió a través de la pell.*

Dedicado a la memoria de

Juan Villegas Ayaviri y Víctor Benigno Méndez Arévalo...

“FORJARSE PARA SER HOMBRES DE BIEN”

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a Dios, la esencia positiva del universo, cuya energía da vida.

A Félix y Angélica, mis padres, cuyo amor y confianza estuvieron presentes conmigo a 8800 kilómetros de distancia, y su apoyo constante para hacer de mí una mejor persona.

Agradezco también a mis hermanos, Juan Pablo y Benjamín Miguel, ejemplos de constancia y lucha, donde ante las caídas lo mejor es levantarse y aprender de los errores, convirtiéndose en una mejor persona.

Un agradecimiento especial a las pequeñas Andy y Jhaz, las dos joyas de la familia, su alegría y sus sonrisas fueron inspiración para seguir adelante.

A José Carlos Campelo, que junto a Alberto Miguel Bonastre fueron guías durante la realización de este trabajo; y David de Andrés Martínez, que me brindó su colaboración a través de su conocimiento en el lenguaje VHDL.

Agradezco también a Tania, Arturo, Bruno, Karelía, Marcela, Vania, que desde Bolivia me animaron a continuar con los trabajos y estudios del Máster.

A los chicos del Máster, con quienes compartimos experiencias académicas y su recibimiento con brazos abiertos a las tierras valencianas.

A Princesa, por su paciencia y espera, mientras estoy lejos de casa.

A todos, ¡Gracias!

CONTENIDO

1. MOTIVACIÓN Y OBJETIVOS DEL TRABAJO.	1
1.1. Comunicaciones HBC.	3
1.2. Objetivos del Trabajo.	4
1.3. Contenido del trabajo.	5
2. REDES DE ÁREA CORPORAL INALÁMBRICA	7
2.1. Introducción.	7
2.2. Redes de Área Corporal Inalámbricas.	7
2.2.1. Arquitectura de las WBAN.	10
2.2.2. Dispositivos intra-WBAN.	13
2.2.3. El estándar IEEE 802.15.6.	15
2.2.4. Consideraciones generales de IEEE 802.15.6.	17
2.2.4.1. Topología de Red.	17
2.2.4.2. El modelo de Referencia para WBAN.	18
2.2.4.3. Base de tiempo para WBAN.	19
2.2.5. Capa Física PHY.	20
2.2.5.1. PHY Narrow Band.	21
2.2.5.2. PHY Ultra Wide Band.	24
2.2.5.3. PHY HBC (Human Body Communications).	28
2.2.6. Capa de enlace MAC.	30
2.2.6.1. Formato de las tramas MAC.	31
2.2.6.2. Modos de comunicación del estándar IEEE 802.15.6.	34
2.2.6.3. Mecanismos de acceso del estándar IEEE 802.15.6.	36

2.2.7.	Aspectos de Seguridad en WBAN.	38
2.2.7.1.	Niveles de seguridad propuestos por el estándar IEEE 802.15.6.	39
3.	COMUNICACIONES INTRACORPORALES IBC.....	41
3.1.	Introducción.	41
3.2.	Características de las comunicaciones Intracorporales.	42
3.3.	Sistemas de Transmisión Intracorporales.....	44
3.3.1.	Acoplamiento Capacitivo.....	45
3.3.2.	Acoplamiento Galvánico.....	46
3.4.	Nociones sobre fundamentos de transmisión sobre la piel.....	49
3.4.1.	Propiedades eléctricas de los tejidos biológicos.....	49
3.4.2.	Modelos del cuerpo humano como medio de transmisión.	52
3.4.2.1.	Modelos circuitales de canal eléctrico.....	52
3.4.2.2.	Modelos Electromagnéticos.	53
3.4.2.3.	Modelos físicos.	55
3.5.	Aplicaciones de IBC.....	57
4.	TRANSCEPTORES IBC.....	61
4.1.	Introducción.	61
4.2.	Transceptores IBC.....	62
4.2.1.	Características de un transmisor HBC de acuerdo al estándar IEEE 802.15.6. ..	63
4.2.1.1.	Otras especificaciones del estándar IEEE 802.15.6.	67
4.2.2.	Estudio de transceptores IBC.	68
4.2.2.1.	Transceptor propuesto por Zimmerman.	69
4.2.2.2.	Transceptor propuesto por Wegmüller.	70

4.2.2.3.	Transceptor propuesto por Bae et al.....	72
4.2.2.4.	Transceptor propuesto por Lin et al.....	75
4.2.2.5.	Transceptor propuesto por Seyedi.....	77
4.2.2.6.	Transceptor propuesto por Hyoungh et al.	79
4.2.2.7.	Otras propuestas de diseño de transceptores IBC.....	81
5.	IMPLEMENTACIÓN DE UN TRANSMISOR IBC.....	84
5.1.	Introducción.....	84
5.2.	Transmisor IBC para pruebas de transmisión sobre la piel.....	84
5.3.	Implementación del transmisor IBC con lenguaje VHDL.....	90
6.	RESULTADOS, CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO.....	93
6.1.	Resultados.....	93
6.1.1.	Resultados de la simulación.....	93
6.1.2.	Implementación del transmisor en una FPGA.....	96
6.1.3.	Verificación de la salida del transmisor implementado sobre la FPGA.....	96
6.2.	Trabajo Futuro.....	100
6.3.	Conclusiones.....	101

INDICE DE FIGURAS

Figura 1.1: WBAN en relación con otras redes inalámbricas [1].....	2
Figura 1.2: Clasificación PHY del estándar 802.15.6 [3].	3
Figura 2.1: Descripción de los niveles de la arquitectura WBAN [1].....	13
Figura 2.2: Los componentes de un nodo sensor [20].....	14
Figura 2.3: Las capas MAC y PHY del estándar IEEE 802.15.6.....	16
Figura 2.4: Bandas de frecuencia de IEEE 802.15.6 [22].	17
Figura 2.5: Topologías de Red del estándar IEEE 802.15.6.	18
Figura 2.6: Modelo de referencia del estándar IEEE 802.15.6.	19
Figura 2.7: Base de tiempo para WBAN, según el Estándar IEEE 802.15.6.....	20
Figura 2.8: Conformación del PPDU de PHY NB.....	24
Figura 2.9: Estructura de las tramas PHY UWB, según el estándar IEEE 802.15.6.....	27
Figura 2.10: Estructura de la trama PHR de PHY UWB.	28
Figura 2.11: Estructura de las tramas PHY HBC, según el estándar IEEE 802.15.6.....	30
Figura 2.12: Formato de una trama MAC, según el estándar IEEE 802.15.6.	31
Figura 2.13: Formato del capo de Control de Trama de la cabecera de una trama MAC, según el estándar IEEE 802.15.6.....	33
Figura 2.14: Esquema de Modo Beacon con límites de Supertrama.....	35
Figura 2.15: Modo sin Beacon sin límites de supertrama.	35
Figura 2.16: Asignaciones inmediatas de consulta (Poll) [22].....	37
Figura 2.17: Asignación programada de tipo 1-periodic [22].	37
Figura 2.18: Estructura de seguridad de acuerdo al estándar IEEE 802.15.6.	39
Figura 3.1: Esquema de red intracorporal IBC.....	42

Figura 3.2: Campos eléctricos producidos por un transmisor IBC.	46
Figura 3.3: Sistema IBC de acoplamiento capacitivo.	46
Figura 3.4: Corrientes que fluyen como resultado del acoplamiento galvánico.	47
Figura 3.5: Sistema IBC de acoplamiento galvánico.	48
Figura 3.6: Variaciones de las propiedades eléctricas de los tejidos biológicos respecto de la frecuencia [3].	50
Figura 3.7: Modelo circuital simplificado del cuerpo humano según Wegmüller [34].	53
Figura 3.8: Antebrazo simulado a través de la técnica FEM de circuito acoplado [3].....	54
Figura 3.9: Configuración experimental tipo phantom utilizada en [50].	55
Figura 3.10: Aplicaciones propuestas para IBC por RedTacton [59].	59
Figura 4.1: Diagrama de Bloques de un transceptor IBC.....	62
Figura 4.2: Bloque de diagramas de referencia de un transmisor HBC, estándar IEEE 802.15.6 [14].	64
Figura 4.3: Máscara espectral de transmisión [14].....	68
Figura 4.4: Diagrama de bloques del transceptor propuesto por Zimmerman [5].	69
Figura 4.5: Diagrama de bloques de transceptor IBC propuesto por Wegmüller et al. [64].	71
Figura 4.6: Arquitectura del Transceptor propuesta por Bae et al [31].	74
Figura 4.7: Diagrama de bloques propuesto por Lin et al [67].	76
Figura 4.8: Arquitectura de transmisor IBC propuesta por Seyedi [26].	78
Figura 4.9: Arquitectura de receptor IBC propuesta por Seyedi [27].	78
Figura 4.10: Diagrama de bloques del transceptor propuesto por Hyuong et al [69].	80
Figura 5.1: Generación de bits para el preámbulo, en base al Polinomio 1.	85
Figura 5.2: Generación de bits para el preámbulo, en base al Polinomio 2.	86

Figura 5.3: Ensanchado de bits por un factor de dispersión de FSC igual a 8.	87
Figura 5.4. Placa Digilent Nexys 4, con FPGA Artix-7 de Xilinx.	91
Figura 5.5: Suite Vivado, con la estructura en entidades del transmisor IBC.	92
Figura 6.1: Resultados de la simulación, últimos 3 bits del preámbulo.	94
Figura 6.2: Resultados de la simulación, últimos 3 bits del delimitador de trama.	94
Figura 6.3: Resultados de la simulación, últimos dos chips de la cabecera.	95
Figura 6.4: Resultados de la simulación, últimos tres chips de los datos.	95
Figura 6.5: Pulsos generados por el transmisor con una frecuencia de reloj de 5 MHz.	97
Figura 6.6: Transición de ‘0’ a ‘1’ captada por el osciloscopio, a 5 MHz.	97
Figura 6.7: Transición de ‘1’ a ‘0’ captada por el osciloscopio, a 5 MHz.	98
Figura 6.8: Pulsos generados por el transmisor con una frecuencia de reloj de 42 MHz.	98
Figura 6.9: Transición de ‘0’ a ‘1’ captada por el osciloscopio, a 42 MHz.	99
Figura 6.10: Transición de ‘1’ a ‘0’ captada por el osciloscopio, a 42 MHz.	99

INDICE DE TABLAS

Tabla 2.1: Diferencias de redes WSN y WBAN en base a sus requerimientos.	10
Tabla 2.2: Bandas de Operación de PHY NB, esquemas de modulación y tasas de transmisión de datos (data rate).	22
Tabla 2.3: Data Rates alcanzados por PHY HBC, de acuerdo al estándar IEEE 802.15.6.	29
Tabla 3.1: Comparación de propiedades de los sistemas de acoplamiento capacitivo y acoplamiento galvánico.	49
Tabla 3.2: Dispersiones de materiales biológicos.	50
Tabla 3.3: Valores reportados por Gabriel et al. para la ecuación de Cole-Cole [42] [4].	51
Tabla 4.1: Descripción de la cabecera PHY HBC, de acuerdo al estándar IEEE 802.15.6.	65
Tabla 4.2: Parámetros de modulación para la cabecera PLCP y el PSDU, de acuerdo al estándar IEEE 802.15.6.	66
Tabla 4.3: Síntesis y comparación de transceptores IBC expuestos.	82
Tabla 5.1. Conjunto de bits del Código Gold utilizado para el preámbulo, de acuerdo al estándar IEEE 802.15.6.	86
Tabla 5.2: Conjunto de bits del Código Gold utilizado para el delimitador, de acuerdo al estándar IEEE 802.15.6.	87
Tabla 5.3: Valores fijos de la cabecera, tomados para pruebas de transmisión.	88
Tabla 5.4: Códigos Ortogonales de Walsh.	89
Tabla 5.5: Cantidad de bits de SF, de acuerdo al data rate.	90
Tabla 6.1: Descripción de la trama física generada por el transmisor IBC.	93

LISTA DE ACRÓNIMOS

ADC	analog-digital converter
AFE	analog frontend
ASK	amplitude shift keying
BAN	body area network
BCC	body channel communication
BCU	body control unit
BER	bit error rate
BG	body gateway
BPSK	binary phase shift keying
CRC	cyclic redundance check/code
CSA	clear channel assesment
DAC	digital-analog converter
DSSS	direct sequence spread spectrum
EFC	electric field communication
FCS	frame check sequence
FDMA	frequency division multiple access
FDTD	finite-difference time-domain
FEM	finite-difference model
FM-UWB	frequency modulated uwb
FPGA	field programmable gate array
FSC	frequency shift code
FSDT	frequency selective digital transmission
FSK	frequency shift keying
HBC	human body communication
IBC	intra body communication
IEEE	Institute of Electrical and Electronics Engineers
IR-UWB	impulse radio uwb
ISM	industrial scientific medical
LNA	low noise amplifier
LO	local oscillator
LVM	low voltage multiplier
MAC	media access control
MAC	message authentication code
MCU	microcontroller unit
MICS	medical implant communications service(s)
MPDU	mac protocol data unit
MSDU	mac service data unit
MUX	multiplexor
NB	narrow band
NCU	network coordinator unit
OOK	on-off keying
P2S	parallel to serial
PAN	personal area network

PD	personal device
PDA	personal data assitant
PER	packet error rate
PHR	physical layer header
PLCP	packet layer control preamble
PPDU	physical protocol data unit
PPM	pulse position modulation
PS	personal service
PSDU	physical layer service data unit
PSK	phase shift keying
QAM	quadrature amplitude modulation
QoS	quality of service
QPSK	quadrature phase shift keying
RF	radio frecuencia(s)
RI	rate indicator
S2P	serial to parallel
SF	spread factor
SFD	start frame delimiter
SHR	synchronization header
SS	scrambler seed
STD	simple to diferencial
TDMA	time division multiple access
UWB	ultra wide band
VHDL	very high speed integrated circuits description language
WAN	wide area network
WBAN	wireless body area network
WLAN	wireless local area network
WMTS	wireless medical telemetry service(s)
WPAN	wireless personal area network
WSN	wireless sensor network

1. MOTIVACIÓN Y OBJETIVOS DEL TRABAJO.

En el campo del estudio de las redes de comunicaciones, se ha definido una red de área corporal (*Body Area Network, BAN*) como una red diseñada para la comunicación de distintos dispositivos de baja potencia, los cuales se utilizan en el cuerpo humano, con diferentes propósitos, siendo el más difundido la implementación de sensores de pequeñas dimensiones que permiten monitorizar parámetros vitales del cuerpo humano al cual son adheridos o implantados. Sin embargo, las aplicaciones de este tipo de redes no se limitan solamente a este contexto. Existen en la actualidad propuestas de utilización de la mismas en salud, entretenimiento, e inclusive autenticación y seguridad.

Las redes de área corporal se han convertido en una línea de investigación prometedora, y esto es más evidente con el incremento en el uso de redes inalámbricas y la constante miniaturización de los dispositivos electrónicos, lo que ha llevado a que se tome un nuevo enfoque de las redes BAN: las redes inalámbricas de área corporal (*Wireless Body Area Network, WBAN*). Las mismas permiten que los dispositivos a ser utilizados se adhieran a la ropa, al cuerpo humano o incluso sean implantados bajo la piel, dichos dispositivos son capaces de establecer enlaces de comunicaciones inalámbricos.

Las aplicaciones que pueden darse a las WBAN son diversas, algunas de ellas pueden ser:

- Intercambio de información personal: ciertos datos almacenados en algún dispositivo, para ser utilizados en actividades diarias, como son compras, negocios, y realizar el intercambio de esta información a través de dispositivos conectados por redes WBAN.
- Monitorización remota de salud y condición física: Los parámetros concernientes se pueden monitorizar en tiempo real, y los datos obtenidos por los dispositivos sensores se entregan a un dispositivo central de almacenamiento y gestión, para su futuro procesamiento.
- Deportes y actividades militares: Sensores de movimiento, adheridos al cuerpo, para monitorizar la actividad física, interconectados con un dispositivo central de gestión.
- Aplicaciones seguras de autenticación: a través de la biometría fisiológica, problemas potenciales como la propensión a la falsificación y duplicabilidad motivan investigaciones en nuevas características físicas de comportamiento del cuerpo humano, por ejemplo, electroencefalografía (EEG) y marcha, y sistemas biométricos multimodales [1].

Una red WBAN se compone básicamente de nodos sensores inalámbricos interconectados, los cuales envían su información a un dispositivo personal inalámbrico (*personal device, PD*), el cual se encarga de recoger la información de los nodos sensores y permitir la conexión de la red corporal con otras redes denominadas extracorporales, usualmente recibe el nombre de BCU (*Body Control Unit*), *Body Gateway* o Servidor Personal (*Personal Server, PS*). La Figura 1.1 muestra la relación de las redes WBAN con otras redes de interconexión inalámbricas existentes.

La IEEE 802 ha establecido un Grupo de Trabajo denominado IEEE 802.15.6 para la estandarización de las WBAN [2], con el fin de establecer un estándar de comunicaciones para dispositivos de bajo consumo, interconectados a través de este tipo de redes. Este estándar reconoce tres especificaciones de capa física para WBAN: La capa física de banda estrecha (*Narrow Band PHY, NB*), la capa física de banda ultra extensa (*Ultra Wideband PHY, UWB*) y la capa física de comunicaciones a través del cuerpo humano (*Human Body Communications, HBC*). La Figura 1.2 muestra la clasificación PHY del estándar 802.15.6.

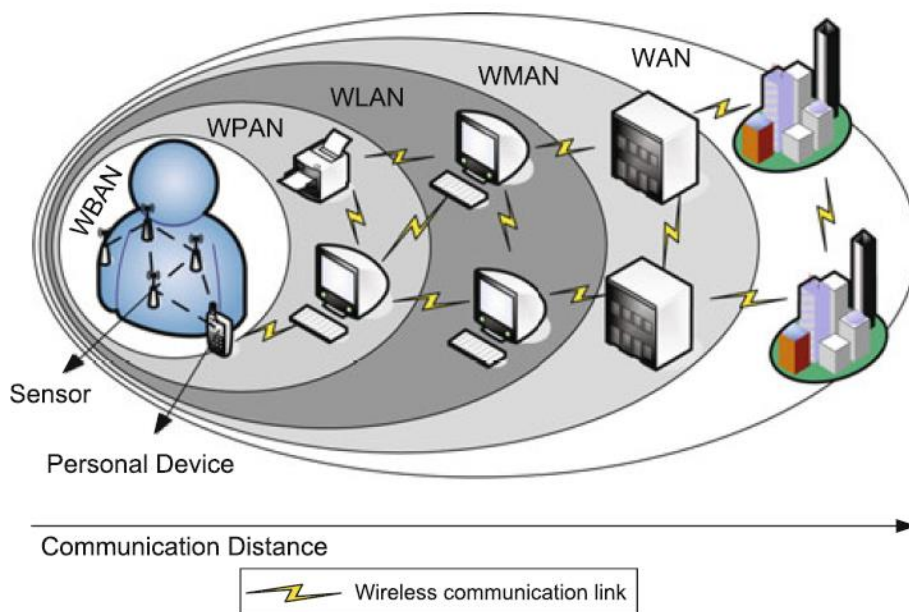


Figura 1.1: WBAN en relación con otras redes inalámbricas [1].

Las capas PHY de banda estrecha NB y de banda ultra extensa UWB basan su operación en propagación de Radio Frecuencias (RF). En cambio, HBC es una técnica introducida que no se basa en la utilización de RF [3].

Las frecuencias de operación de NB, de acuerdo al estándar incluyen el rango de 402 a 405 MHz (Mega Hercios) para dispositivos implantables, el rango de 863 a 956 MHz para aplicaciones de dispositivos “*wereables*” y el rango de frecuencias de 2360 a 2400 MHz para aplicaciones médicas. En el caso de las frecuencias de UWB, los rangos son de 3 a 5 GHz (Giga Hercios) y de 6 a 10 GHz.

En cuanto a sus tasas de transmisión de datos, los rangos de NB se encuentran entre los 100 a 1000 kbps (Kilo bits por segundo) y UWB tiene tasas de transmisión del orden de los 395 kbps a los 12,636 Mbps (Mega bits por segundo).

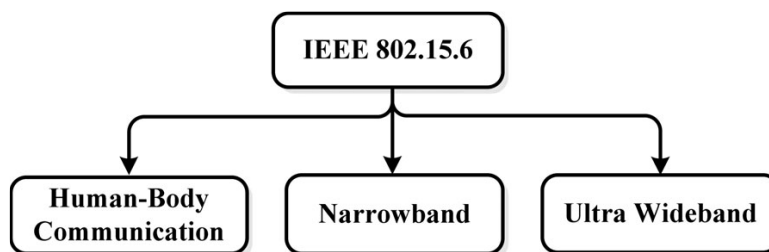


Figura 1.2: Clasificación PHY del estándar 802.15.6 [3].

1.1. Comunicaciones HBC.

La especificación del estándar IEEE 802.15.6, denominada HBC (*Human Body Communication*) a la que se enfoca este trabajo, utiliza el propio cuerpo humano como medio de transmisión de señales mediante la técnica de acoplamiento de campo electrostático [4]. Esta técnica también ha sido denominada *Body Channel Communication* (BCC) o *Intra Body Communication* (IBC); este trabajo considerará este tipo de comunicaciones como: Comunicaciones Intracorporales (IBC), término que fue empleado por primera vez por Zimmerman en 1996 [5], y además se contemplarán otras alternativas al acoplamiento de campo electrostático o capacitivo, como es el acoplamiento galvánico.

Dentro de una red IBC los nodos (adheridos al cuerpo, cerca del mismo, o implantados) envían datos a un dispositivo principal, o Gateway, el cual, a través de un enlace externo, envía la información a una red extracorporal, para la gestión, administración y almacenamiento de los datos.

Las comunicaciones IBC, de acuerdo al estándar 802.15.6 utilizan una frecuencia central de 21 MHz, alcanzando tasas de transmisión de datos de 164 a 1312,5 kbps.

Existen diversos estudios respecto de las comunicaciones IBC, desde el análisis de parámetros de la piel como medio de transmisión, entre ellos la permitividad y conductividad. Otros estudios van inclusive más allá, analizando otros tejidos, no sólo la piel, e incluyen factores externos a ser estudiados, como son las interferencias y posibles atenuaciones que puedan generarse cuando el sujeto que porta dispositivos IBC está en movimiento, o cerca de otros dispositivos. A partir de esos estudios han surgido trabajos que presentan modelos del cuerpo humano como medio de transmisión, y pese a la falta de consenso en los resultados, se han presentado especificaciones de diseño de dispositivos transceptores (transmisor-receptor) que se adaptan a los requerimientos para comunicaciones HBC o IBC, por ejemplo, un bajo consumo de energía, la frecuencia de portadora utilizada, la modulación, los electrodos utilizados, la tasa de transmisión de datos y otros.

1.2. Objetivos del Trabajo.

Un estudio bibliográfico acerca de las redes BAN y/o WBAN, principalmente los sistemas de comunicaciones IBC, permite observar que es un campo que tiene bastantes autores y grupos de investigación dedicados a su estudio, los cuales han propuesto diversos artículos y aplicaciones en diversos campos.

Si bien las dos primeras especificaciones de capa física del estándar han sido abordadas por diversos autores, IBC resulta ser una alternativa con características interesantes y prometedoras para la transmisión de datos en redes WBAN. Estas mismas características han impulsado este trabajo, el cual pretende realizar un estudio profundo de este tipo de comunicaciones en particular.

Las ventajas de IBC sobre otros tipos de comunicaciones, como por ejemplo las basadas en Radio Frecuencias, han motivado realizar un estudio profundo de los conocimientos que se tienen de esta técnica de transmisión a través de tejidos humanos, principalmente sobre la piel, partiendo de las primeras propuestas, el año 1995, hasta la actualidad. Este estudio se propone como Trabajo de Fin de Máster, dentro del programa de Postgrado en Ingeniería de Computadores y Redes, sirviendo de base a una futura investigación y soporte a la Tesis de Doctorado.

El objetivo general de este trabajo es el siguiente:

“Realizar un profundo estado del arte de las Redes de Área Corporal Inalámbricas (WBAN), haciendo un énfasis en los sistemas de comunicación intracorporales IBC, desde la perspectiva de la ingeniería de computadores y redes”.

El trabajo entonces buscará identificar, analizar y sintetizar los estudios que se han elaborado sobre las redes WBAN, partiendo del estándar IEEE 802.15.6, y para las comunicaciones IBC se tomarán en cuenta además los análisis que se tienen de la piel y otros tejidos del cuerpo humano como medios de transmisión de datos, los tipos de acoplamiento que existen dentro de las comunicaciones intracorporales, los modelos de cuerpo humano como canal de comunicaciones, los diseños de transceptores IBC que se han propuesto, así como las aplicaciones desarrolladas sobre IBC.

Posteriormente, se realizará un análisis a los dispositivos transceptores propuestos hasta ahora, realizando una comparativa de características, basada en parámetros como las bandas de frecuencias para las que fueron diseñados, el consumo de potencia, la tecnología utilizada para su implementación, entre otras. Finalmente, basándose en el estándar IEEE 802.15.6., se propone un transmisor IBC configurado con código VHDL.

Los anteriores puntos, serán abordados desde la perspectiva de la ingeniería de computadores y redes, lo que mostrará como resultados el trabajo futuro asociado a este campo, que a su vez servirá de base para la realización de una Tesis Doctoral sobre comunicaciones intracorporales.

1.3. Contenido del trabajo.

Este trabajo de fin de Máster se encuentra dividido en seis capítulos, conformados de la siguiente manera: El capítulo 2 describe un análisis de las comunicaciones WBAN, realizando un estudio del estándar IEEE 802.15.6, donde se exhiben las tres especificaciones de capas físicas (PHY) que presenta el estándar, así como la capa de enlace superior, o capa MAC para redes WBAN.

El capítulo 3 presenta un análisis de los artículos existentes sobre las comunicaciones intracorporales IBC, tomando en cuenta los estudios existentes acerca de las características de la piel como medio de transmisión y los modelos del canal intracorporal que se han propuesto, además de exponer los sistemas de acoplamiento capacitivo y acoplamiento galvánico de los electrodos al cuerpo humano, finalmente en este capítulo se exponen algunas aplicaciones propuestas para los sistemas de comunicación IBC.

En el capítulo 4 se realiza un análisis de los transceptores IBC propuestos por diversos autores, haciendo énfasis en las características propuestas por el estándar IEEE 802.15.6. para un transmisor IBC, así como las especificaciones para el transmisor y el receptor HBC.

El capítulo 5 propone la implementación de un transmisor IBC que se adecúe a los requerimientos del estándar, diseñado en lenguaje VHDL, para su implementación en una FPGA.

Finalmente, el capítulo 6, muestra los resultados obtenidos del transmisor programado, plantea el trabajo futuro que puede realizarse, así como las conclusiones del trabajo.

2. REDES DE ÁREA CORPORAL INALÁMBRICAS

2.1. Introducción.

Gracias a los adelantos que se han dado en cuanto a diseños de sistemas en chip, microelectrónica, circuitos integrados y comunicaciones inalámbricas, se ha visto en los últimos años avances en el desarrollo de aplicaciones basadas en redes inalámbricas de área corporal, conocidas como WBAN por sus siglas en inglés (*Wireless Body Area Network*). Estos tipos de redes pueden ser definidas como una colección de nodos de baja potencia, miniaturizados, capaces de establecer un enlace inalámbrico, que monitorizan las funciones del cuerpo humano y su entorno [6]; sin embargo, se ha visto en el capítulo 1, que las aplicaciones de estas redes puede ir más allá de la monitorización de funciones del cuerpo, y enfocarse en otros campos como la seguridad y el entretenimiento.

Las necesidades de contar con redes WBAN pueden sustentarse, como mencionan algunos autores en la literatura [1] [3] [6] [7] [8] [9] [10] [11], en la creciente población de personas con edades superiores a los 65 años; misma población que requiere que los sistemas actuales de salud se enfrenten a nuevos retos de control y monitorización automática de estos pacientes. De acuerdo a la Organización Mundial de la Salud (OMS), entre los años 2000 a 2050, este grupo poblacional pasará de los 605 millones a 2 mil millones de personas, por lo que la misma OMS recomienda que la humanidad debe estar preparada para los desafíos en ese cambio demográfico, en varios aspectos, y entre ellos sistemas de protección social y servicios de salud [12]. Basados en esas estadísticas, una red WBAN provee la monitorización de los estados físicos y de salud de los pacientes, buscando que la intervención con las actividades de estos sea mínima. Es por esto que, en los últimos años, muchas investigaciones se han enfocado en la construcción de sistemas de vigilancia para aplicaciones médicas, buscando mejorar los requisitos técnicos de las WBAN [13]; no obstante, también se han enfocado estas tecnologías a otras áreas además de la salud.

2.2. Redes de Área Corporal Inalámbricas.

Como se había mencionado en el anterior capítulo, una red de área corporal inalámbrica se compone básicamente de dispositivos pequeños adheridos o implantados al cuerpo humano, capaces de establecer un enlace inalámbrico de comunicaciones entre ellos. Se puede realizar una especificación general de los dispositivos, clasificándolos en sensores y actuadores [8]. Los primeros están diseñados para medir ciertos parámetros del cuerpo humano, como los latidos del

corazón, la temperatura corporal. Los actuadores realizan una acción determinada de acuerdo a las mediciones que brindan los sensores, o a través de alguna acción que determine el usuario, por ejemplo, existen actuadores que permiten el suministro de insulina de manera automática. Para permitir la interacción con el usuario es necesario un dispositivo que permita la conexión de los sensores y actuadores con otras redes externas a la WBAN, conocido como la unidad de control del cuerpo (BCU) o *Body Gateway*. Este dispositivo puede ser un dispositivo PDA (*Personal Data Assistant*) o, con la gran expansión de los dispositivos inteligentes, un teléfono celular inteligente, una Tablet u otro con características similares, como señalan algunos autores [7] [8].

Es importante resaltar la diferencia de una red WBAN con una red WPAN, ya que esta última es una red en el ambiente alrededor de la persona, alcanzando distancias desde decenas hasta cientos de metros; y una WBAN es una red encargada a la interconexión de los dispositivos desplegados en el cuerpo humano de una persona, con distancias que pueden llegar hasta los 2 metros. Así mismo, cada tipo de red tiene su propia tecnología, definida por la IEEE. Una red WPAN utiliza tecnologías de interconexión como *Bluetooth* (IEEE 802.15.1) o *ZigBee* (IEEE 802.15.4). Una red WBAN utiliza los enlaces NB (*Narrow Band*), UWB (*Ultra Wide Band*) y BCC (*Body Channel Communication*), especificados en el estándar 802.15.6. Así mismo el estándar IEEE 802.15.6 menciona que las redes de área personal actuales (PAN) no cumplen con los requisitos médicos en cuanto a la proximidad a los tejidos humanos y los requisitos de comunicación relevantes para algunos entornos de aplicación [14]. El estándar menciona además que las redes PAN no admiten la combinación de fiabilidad, QoS (calidad de servicio), baja potencia, velocidad de datos y no interferencia necesaria para abordar ampliamente la amplitud de las aplicaciones de red de área corporal (BAN).

Es posible utilizar las técnicas diseñadas dentro de las redes inalámbricas de sensores tradicionales (*Wireless Sensor Network*, WSN) [15], sin embargo, las redes WBAN tienen características únicas e importantes. Algunas diferencias de las WBAN, respecto de las WSN, expuestas por algunos autores, se muestran a continuación, y se sintetizan en la Tabla 2.1:

- **Limitación de energía:** Debido al pequeño tamaño de los dispositivos, tienen recursos energéticos limitados. Así mismo, en algunas aplicaciones, por ejemplo, con dispositivos implantados, será de gran dificultad el reemplazo de baterías; aun así, el intercambio de baterías no será tan complejo como en una red WSN con nodos de difícil acceso posterior al desplazamiento. Como consecuencia de los recursos energéticos limitados, los

dispositivos de una red WBAN tendrán recursos computacionales limitados, al igual que la memoria disponible.

- **Densidad y Desplazamiento de sensores:** Los sensores utilizados en WBAN son colocados estratégicamente, bajo este contexto, no se pueden contar con nodos redundantes de respaldo. En cuanto a la densidad de nodos, las redes WBAN no son densas, en contraste las redes WSN, al ser usualmente implementadas en lugares de difícil acceso, operarán con considerables cantidades de nodos, permitiendo la redundancia de los mismo, para poder compensar los fallos que puedan ocurrir.
- **Características de propagación:** Las señales transmitidas por los nodos deben ser de muy baja potencia de transmisión, para poder reducir las interferencias, además que se deben cumplir con normativas de salud en cuanto a las radiaciones no ionizantes a las que se expone el cuerpo humano, de acuerdo a normas internacionales [16] [17] [18]. Así mismo, las ondas propagadas sufren atenuaciones considerables, por lo que estos parámetros deben considerarse en el diseño de los dispositivos.
- **Tasas de Transmisión de Datos:** A diferencia de las redes de sensores inalámbricas WSN, las WBAN se utilizan para registrar, sobre todo, acciones y actividades del cuerpo humano, de manera periódica, por lo que se requerirán flujos de datos de las aplicaciones con tasas de transmisión estables.

Los dispositivos son heterogéneos, lo que quiere decir que pueden tener diferentes demandas de datos o pueden requerir distintos niveles de recursos, en términos de tasas de datos, consumo de energía y fiabilidad.

- **Latencia:** El requerimiento será definido por la aplicación en que se utilice la red WBAN, buscando un equilibrio de este parámetro con la fiabilidad y el consumo de energía de la red. Al ser la mayoría de aplicaciones para WBAN de tipo médico, se requiere un nivel elevado de confiabilidad y bajos retardos en las comunicaciones.
- **Movilidad:** Los nodos de una red WSN se consideran estacionarios. Los nodos en una red WBAN, al estar ubicados en el cuerpo humano, el cual puede estar en movimiento, requieren que se adapten a cambios que puedan surgir en la topología debido al movimiento.

- **Seguridad:** Se debe asegurar la privacidad y confidencialidad de los datos. Varias aplicaciones de WBAN son de carácter médico, por lo que este requisito es de gran importancia.

Requerimientos	WSN	WBAN
Escala	Entorno de Monitoreo (m/Km)	Cuerpo Humano (cm/m)
Número de Nodos	Varios nodos redundantes para un gran área de cobertura	Pocos, limitados por el espacio corporal
Precisión de Resultados	A través de nodos redundantes	A través de la precisión del nodo y la robustez del mismo
Tamaño de Nodos	Se prefiere que sean de tamaño pequeño	Es esencial que sean pequeños
Topologías de Red	Suelen ser fijas o estáticas	Variables de acuerdo al movimiento del cuerpo humano
Tasas de Transmisión de Datos	Usualmente homogéneo	Usualmente heterogéneo
Reemplazo de nodos	Los nodos pueden ser desechables, se despliegan nuevos nodos en caso de reemplazo	El reemplazo de nodos implantados resulta difícil
Tiempo de vida del nodo	Varios meses/años	Varios meses/años, poca capacidad de batería
Reemplazo de Baterías	Difícil reemplazo de baterías en entornos de difícil acceso.	El reemplazo en nodos implantados resulta difícil
Fuentes de energía alternas	Se utilizan paneles solares y energía eólica como alternativas	Usualmente por vibración o movimiento y termales acondicionadas al calor corporal
Bio-compatibilidad	No se considera en la mayoría de las aplicaciones	De gran importancia, sobre todo para sensores implantados
Nivel de Seguridad	Bajo	Alta, para proteger la información del usuario
Impacto de la pérdida de datos	Compensado por nodos redundantes	Significante, puede requerir medidas adicionales para garantizar la calidad de servicio y entrega de datos en tiempo real
Tecnologías inalámbricas	<i>Bluetooth</i> , <i>ZigBee</i> , GPRS, WLAN, etc.	Tecnologías de bajo consumo energético requeridas: NB, UWB, BCC/IBC/HBC

Tabla 2.1: Diferencias de redes WSN y WBAN en base a sus requerimientos.

2.2.1. Arquitectura de las WBAN.

Las WBAN permiten comunicaciones inalámbricas en o alrededor del cuerpo humano a través de dispositivos de computación pequeños e inalámbricos. Dentro de la arquitectura de este tipo

de redes es importante diferenciar el tipo de tráfico que circulará en la red, el cual puede clasificarse en: Tráfico por demanda, Tráfico de Emergencia y Tráfico Normal [6]; cabe resaltar que la mayoría de estudios de los autores se enfocan usualmente en realizar clasificaciones y estudios enfocados en las aplicaciones médicas de WBAN, sin embargo, las arquitecturas propuestas y las mismas clasificaciones de tráfico se emplean tanto para aplicaciones médicas y para las que no lo son.

- **Tráfico por demanda.** Puede ser iniciado por un dispositivo administrador, suponiendo el caso de una aplicación médica, este tipo de tráfico se inicia por el doctor para poder adquirir cierta información de los sensores adheridos o implantados al cuerpo del paciente, con la finalidad de adquirir cierta información de diagnóstico o de rutina.
- **Tráfico de emergencia.** Iniciado por los nodos al sobrepasar un umbral definido de acuerdo a la aplicación. Cabe resaltar que este tipo de tráfico no es programado, por lo que es necesario el soporte a eventos y la rápida respuesta.
- **Tráfico normal.** Considerado como el tráfico normal, sin eventos que puedan surgir bajo demanda o por condiciones críticas (al sobrepasar el umbral del tráfico de emergencia). Continuando con el ejemplo de una aplicación médica, puede ser el tráfico general y discreto de monitoreo de la salud del paciente, estos datos en un entorno sincrónico son recogidos por un dispositivo central, para ser procesados.

La arquitectura de comunicaciones de las WBAN se puede clasificar en tres niveles, ilustrada en la Figura 2.1.

- **Nivel 1: Comunicación Intra-WBAN.**

El término de comunicaciones Intra-WBAN, que no es lo mismo que IBC, es introducido por [1] para referirse a las comunicaciones con alcances de hasta dos metros entre dispositivos adheridos, o implantados al cuerpo humano o de dispositivos alrededor de este. A su vez, las comunicaciones pueden ser entre sensores o entre los sensores y el dispositivo de control (BCU, *Body Gateway*, PD o PS). Los datos recogidos por este dispositivo central, son posteriormente enviados al siguiente nivel de la arquitectura.

- **Nivel 2: Comunicación Inter-WBAN.**

Definida como la comunicación que existe entre el dispositivo BCU y otros puntos de acceso (*Access Point*, AP), los que pueden ser parte de la infraestructura, o encontrarse ubicados de forma dinámica para responder a situaciones de emergencia. A su vez el nivel 2 de WBAN permitirá el envío de datos hacia otras redes de mayor magnitud, las que pueden ser, por ejemplo, redes celulares que permitan conectar los niveles previos con Internet.

Dentro de este nivel, pueden existir dos sub-categorías [9]:

- **Arquitectura basada en la infraestructura:** Las aplicaciones WBAN asumen el entorno como un espacio limitado, utilizando la infraestructura existente del mismo. Entre las ventajas de este tipo de arquitectura están las ventajas de una administración centralizada y mayor seguridad, donde en algunos casos, el AP podrá servir de Base de Datos central para algunas aplicaciones [1].
- **Arquitectura basada en *Ad-hoc*.** Bajo esta arquitectura, se despliegan varios *Access Points*, permitiendo la expansión del área de cobertura del nivel 2, permitiendo la movilidad de los usuarios.

Las tecnologías utilizadas en el nivel de comunicación inter-WBAN son más maduras y desarrolladas que las del nivel intra-WBAN, las mismas que pertenecen a las redes PAN, las mismas que pueden ser, por ejemplo, WiFi, *Bluetooth*, *ZigBee*, etc. En este trabajo se hace especial énfasis a las tecnologías denominadas intra-WBAN, por lo que estas tecnologías sólo se mencionan.

- **Nivel 3: Comunicación Beyond-WBAN.**

El nivel 3 se enfoca principalmente en áreas metropolitanas, donde a través de un *Gateway* se permitirá la conexión de los anteriores niveles al nivel 3, y este a su vez a redes como Internet, o redes celulares.

La Figura 1.1, en el anterior capítulo, muestra la relación de las redes WBAN con otras redes extracorporales, entre ellas WPAN (*Wireless Personal Area Networks*), WLAN (*Wireless Local Area Network*), WMAN (*Wireless Metropolitan Area Network*) y las WAN (*Wide Area Network*). Puede observarse que una red WBAN se limita a comunicaciones con una distancia máxima de 2 metros.

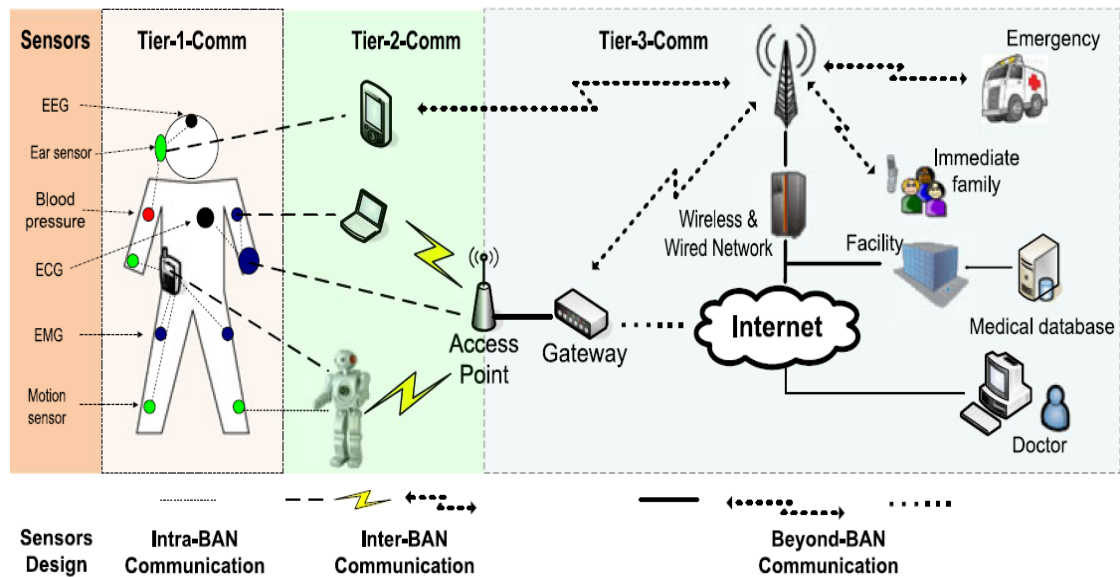


Figura 2.1: Descripción de los niveles de la arquitectura WBAN [1].

2.2.2. Dispositivos intra-WBAN.

Los dispositivos de una red intra-WBAN serán referidos en adelante como nodos WBAN, los cuales son dispositivos independientes, los cuales pueden contener sensores y que tienen capacidades de comunicación con otros nodos en la red WBAN. Los mismos se pueden clasificar en tres grupos diferentes de acuerdo a su funcionalidad, implementación y el papel que juegan en la red [9].

- **Basados en su funcionalidad.**

- **Nodo Sensor:** Es el nodo destinado a medir parámetros del cuerpo humano, internamente o externamente. A su vez los sensores se pueden clasificar en tres subcategorías, dentro las WBAN, de acuerdo a los estímulos para los que se diseñan, entonces existen sensores fisiológicos, sensores ambientales o sensores bioquímicos [19].

Los sensores, en cuanto a su hardware se componen básicamente de los siguientes bloques: el *hardware* del sensor, la unidad de energía, un procesador, una memoria y un transceptor [20]. La Figura 2.2 muestra la estructura básica de un nodo sensor.

- **Nodo Actuator:** De acuerdo a la información que suministra un nodo sensor, o por la interacción del usuario, un nodo actuator efectuará una determinada

acción. Su estructura en bloques será similar a la de un nodo sensor, incluyendo un bloque destinado al hardware necesario para el actuador.

- **Dispositivo Personal PD:** Referido por otros autores como el BCU (*Body Control Unit*), *Body Gateway*, NCU (*Network Coordinator Unit*) o PS (*Personal Server*). Es el dispositivo encargado de recibir la información generada por nodos sensores y nodos actuadores, y mostrar al usuario estos datos. Así mismo, de acuerdo a la topología empleada, puede ser este nodo el que permita la conexión de la red intra-WBAN a los niveles inter-WBAN y *beyond*-WBAN. De acuerdo a la aplicación, el PD puede ser un PDA o algún dispositivo inteligente, como un teléfono o una Tableta.
- **Basados en su implementación:** De acuerdo al Estándar IEEE 802.15.6 [14], los nodos WBAN se pueden clasificar en tres subcategorías, como sigue a continuación:
 - **Nodos en la superficie del cuerpo:** Son los nodos adheridos a la superficie del cuerpo humano, sobre la piel, o a una distancia máxima de 2 centímetros del cuerpo humano.
 - **Nodos externos:** Es un tipo de nodos que no tiene contacto directo con la superficie del cuerpo humano, y se ubican a una distancia de pocos centímetros del cuerpo humano, hasta una distancia máxima de 5 metros de este.
 - **Nodos implantados:** Son nodos implantados al cuerpo humano, los mismos pueden implantarse directamente bajo la piel o dentro de otros tejidos del cuerpo humano.

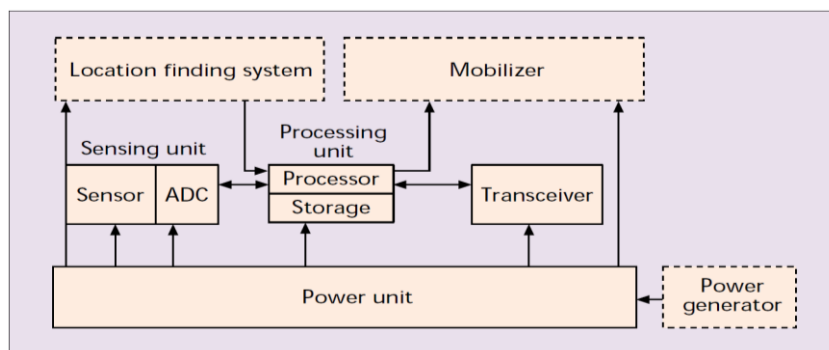


Figura 2.2: Los componentes de un nodo sensor [20].

- **Basados en el papel que juegan en la red:**
 - **Nodos finales:** Son nodos que no tienen otra funcionalidad más que cumplir con los objetivos para los que fueron diseñados y los mismos no tienen la capacidad de realizar el reenvío de mensajes dentro de la red WBAN.
 - **Nodos de retransmisión:** Son nodos intermediarios. Pueden reenviar mensajes desde un nodo final al PD o a otro nodo de retransmisión. Además de poder realizar el reenvío de información, estos nodos pueden utilizarse como sensores.
 - **Nodo coordinador:** Será aquel nodo encargado de enviar la información de los nodos en general a redes extracorporales. Este nodo es entonces el PD, que permite la conexión de la red intra-WBAN con los niveles superiores inter-WBAN y *beyond*-WBAN.

2.2.3. *El estándar IEEE 802.15.6.*

El estándar 802.15.6 fue aprobado en febrero de 2012 y publicado el mismo año. Fue diseñado para comunicaciones inalámbricas alrededor del cuerpo humano, o dentro del mismo [21]. El Grupo de Trabajo establecido el año 2007, para la estandarización de las WBAN, se denominó 802.15.6. Como precedentes al estándar, la IEEE 802 tuvo otros casos exitosos de comunicaciones inalámbricas [22], y dentro del campo de las WBAN, se consideraron en algún momento tecnologías para la conexión de dispositivos, alrededor del cuerpo o adheridos a este, a *ZigBee* (IEEE 802.15.4) y *Bluetooth* (802.15.1); sin embargo, como se había indicado antes, estas tecnologías, consideradas ahora parte de las redes WPAN (Redes de Área Personal Inalámbrica), no cumplen con los requisitos médicos en cuanto a la proximidad de los tejidos humanos, además de no admitir la combinación necesaria de fiabilidad, calidad de servicio, baja potencia, velocidad de datos y no interferencia necesarios para abordar las aplicaciones de redes de área corporal.

El estándar IEEE 802.15.6 se define como la norma de comunicaciones inalámbricas de corto alcance en la proximidad o dentro del cuerpo humano, aunque no limitado a los seres humanos [14]. Las frecuencias en las que operarán estas comunicaciones, de acuerdo al mismo estándar, se sitúan en las bandas ISM (industriales, científicas y médicas; *Industrial Scientific Medical*) y otras bandas que puedan ser aprobadas por organismos estatales y regulatorios de este campo en los países donde se desarrollen aplicaciones basadas en WBAN.

Además de cumplir con criterios estrictos para evitar las interferencias, la norma señala que se debe incluir soporte para la calidad de servicio (QoS), potencias extremadamente bajas y

velocidades de datos de hasta 10 Mbps. La norma considera también los efectos de la transmisión y recepción de información debido a la presencia de una persona, considerando además los cambios en estas características debido al movimiento de los usuarios.

El estándar IEEE 802.15.6 define una capa de control de acceso al medio (MAC) para tres diferentes capas físicas (PHY) [22]. Estas capas físicas se diferencian de acuerdo al rango de frecuencias en las que operan, entre otros parámetros, y son: *Narrow band* (NB), *Ultra-wide band* (UWB) y la capa física de comunicaciones intracorporales (IBC, HBC, BCC), como ilustra la Figura 2.3. En la gráfica además puede observarse que las capas PHY NB y PHY UWB se ilustran con antenas, y no así la capa PHY IBC, esto se debe a que las dos primeras funcionan a través de Radio Frecuencias, en las bandas de frecuencias que determina el estándar, y la última es una forma de comunicación a través de los tejidos humanos, esencialmente la piel, como canal de comunicaciones.

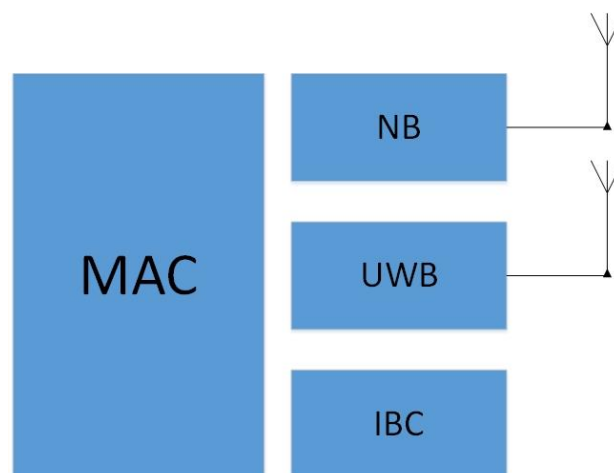


Figura 2.3: Las capas MAC y PHY del estándar IEEE 802.15.6

El rango de frecuencias disponible para WBAN se ilustra en la Figura 2.4. En la mayoría de los países, la banda MICS (*Medical Implant Communications Service*) opera en el rango de los 402 a 405 MHz. Algunos servicios médicos de telemetría WMTS (*Wireless Medical Telemetry Services*) operan en el rango de 420 a 450 MHz y en bandas de frecuencia de los 800 MHz. Las aplicaciones de MICS y WMTS no pueden aceptar aplicaciones con altas tasas de transferencia de datos [2].

En el caso de la banda ISM (*Industrial Scientific Medical*), la cual es disponible a nivel mundial, si bien soporta grandes tasas de transferencia de datos, es susceptible a interferencias, ya que

varias aplicaciones utilizan esta banda, bajo otros estándares como el IEEE 802.1 y el IEEE 802.15.4.

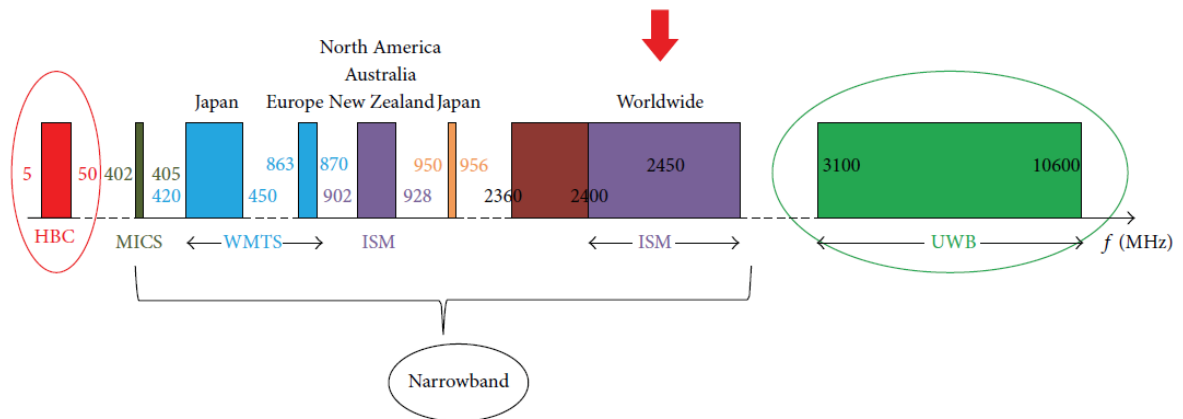


Figura 2.4: Bandas de frecuencia de IEEE 802.15.6 [22].

2.2.4. Consideraciones generales de IEEE 802.15.6.

Es necesario remarcar algunos lineamientos que tiene el estándar IEEE 802.15.6 como bases de funcionamiento. Bajo esa consideración, en este apartado se considerarán aspectos como la topología de red usada para poder acceder a los medios, el modelo de referencia funcional considerado para las WBAN y la base de tiempo que se utiliza para la programación de acceso al medio. Estas consideraciones generales son prerequisites para soportar las funciones de los nodos y de los *hubs* (controlador, PD, BCU) de las redes inalámbricas de área personal.

2.2.4.1. Topología de Red.

De acuerdo al estándar IEEE 802.15.6, los nodos se pueden organizar en topologías de red tipo estrella de un salto o dos saltos [22]. Dentro de cada conjunto de dispositivos, denominados la red WBAN existirá un solo nodo tipo *hub* (coordinador, BCU, PD, PS, Body Gateway, etc.); el cual cumplirá con las acciones puntualizadas en la descripción de nodos que se realizó anteriormente en la clasificación de los tipos de dispositivos de una red WBAN, los *hubs* se pueden colocar en el cuerpo, por ejemplo a la altura de la cintura o cerca del cuerpo humano a una distancia de hasta tres metros [23]. Así mismo, el estándar menciona que el rango de nodos en una red WBAN puede ir de cero nodos hasta un $mMAXBANSize$, el cual es el número máximo de nodos que se considerará para una red WBAN de acuerdo a la aplicación que se le dé a la misma.

El intercambio de tramas de datos en una topología tipo estrella a un salto se realiza directamente entre los nodos y el *hub*. En una topología de red tipo estrella a dos saltos, el intercambio de tramas hacia el *hub* se puede realizar a través de un nodo de retransmisión.

La Figura 2.5 ilustra las topologías tipo estrella con un salto y dos saltos. Dicha Figura presenta dos redes WBAN, la red WBAN 1 y la red WBAN 2. Dentro la red WBAN 1, todos los nodos son de tipo final, conectados directamente hacia el nodo coordinador o *HUB1* con una distancia a él de un salto. La red WBAN 2, se compone de nodos finales y dos nodos de retransmisión, Nodo R-2-A y Nodo R-2-B, los cuales tienen a su alcance otros nodos finales, permitiendo una conexión a dos saltos con el nodo *HUB 2*. Así mismo, en la red WBAN 2, existen dos nodos, el Nodo 2-d y el Nodo 2-e, conectados directamente al nodo coordinador.

El estándar IEEE 802.15.6 incorpora mecanismos opcionales para la coexistencia entre redes WBAN adyacentes, y para poder atenuar la interferencia que pueda existir entre dos redes WBAN adyacentes o solapadas, tal como muestra la misma Figura 2.5.

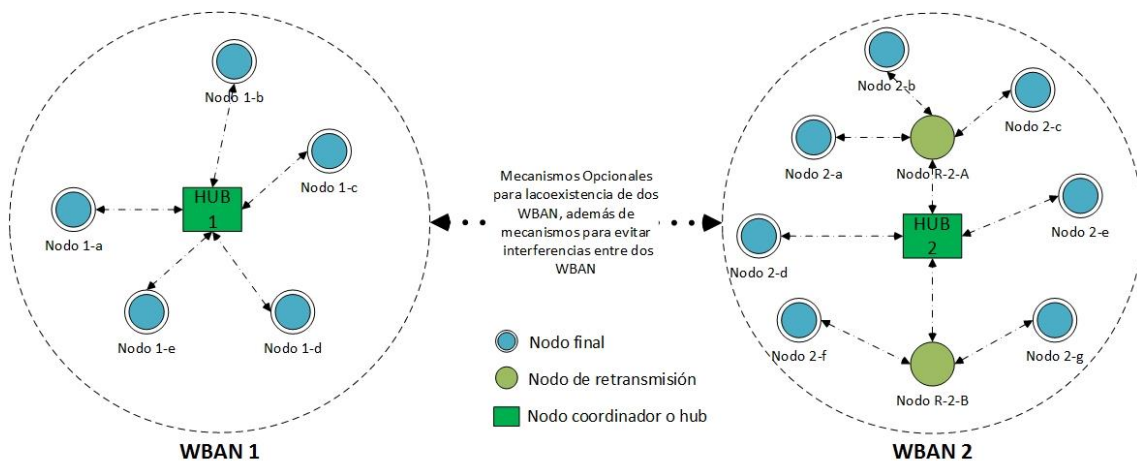


Figura 2.5: Topologías de Red del estándar IEEE 802.15.6.

2.2.4.2. El modelo de Referencia para WBAN.

El estándar IEEE 802.15.6 define que todos los nodos internamente se encuentran conformados por una capa física PHY y una subcapa de control de acceso al medio MAC, de forma que los datos enviados entre un nodo y un *hub* deben atravesar estas capas para acceder a un canal operativo, y sólo pueden utilizar este canal en un tiempo dado.

En cuanto a mensajes de seguridad, estos se producirán en la subcapa MAC, y las generaciones de claves pueden tener lugar dentro y/o fuera de la subcapa MAC [14].

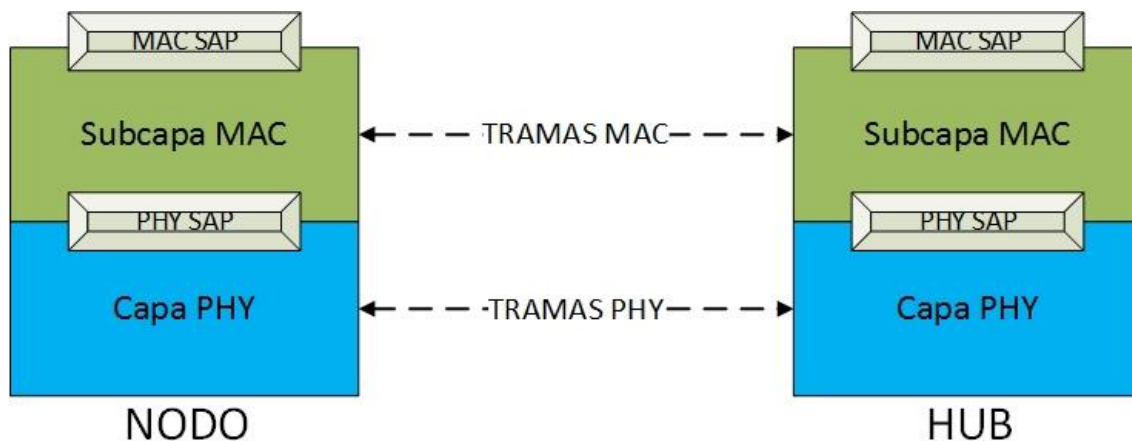


Figura 2.6: Modelo de referencia del estándar IEEE 802.15.6.

Para poder proporcionar sus servicios a una capa superior (cliente MAC, según el estándar), la subcapa MAC lo hará a través de un punto de acceso al servicio MAC (SAP), que se sitúa entre el cliente MAC y la subcapa MAC. De la misma manera, para poder proporcionar servicios a la subcapa MAC, la capa PHY lo hará a través de un PHY SAP, situado entre la subcapa MAC y la capa PHY. Durante la transmisión, el cliente MAC pasará unidades de datos de servicio MAC (MSDU) a la subcapa MAC a través del MAC SAP, y la subcapa MAC pasará tramas conocidas como unidades de datos de protocolo MAC (MPDU) a la capa PHY a través del PHY SAP. La recepción será el proceso inverso, la capa PHY pasará las tramas MPDU a la subcapa MAC a través del PHY SAP, y la subcapa MAC pasará tramas MSDU al cliente MAC a través del MAC SAP. La Figura 2.6 ilustra ambas, la subcapa MAC y la capa PHY, del estándar IEEE 802.15.6.

2.2.4.3. Base de tiempo para WBAN.

Cuando se necesita que el acceso al medio de los nodos y *hubs* sea programado y sincronizado en una base de referencia temporal, el eje del tiempo se divide en períodos de *beacon* o supertramas de igual longitud, y a su vez cada período de *beacon* se compone de *slots* de igual longitud, numerados, de acuerdo al estándar IEEE 802.15.6, desde 0 hasta s , siendo s menor o igual a 255, como se ilustra en la Figura 2.7.

El dispositivo *hub*, dentro la red WBAN, es el encargado de fijar los límites de *beacon* y los *slots* de los mismos. Existen dos tipos de operación en las redes WBAN, de acuerdo al estándar, y son el modo de operación basado en *beacon* y el modo de operación sin *beacons*. En el primero, el *hub* transmite los límites de *beacon* y *slots* a los nodos a través de la transmisión de *beacons* delimitadores al inicio de la transmisión y en otros instantes de *beacon*, opcionalmente, en este modo se pueden transferir tramas de temporización denominadas *T-Poll*, las cuales contienen el tiempo de transmisión del *hub*, en relación al inicio de la transmisión del período de *beacon* en el que se encuentre.

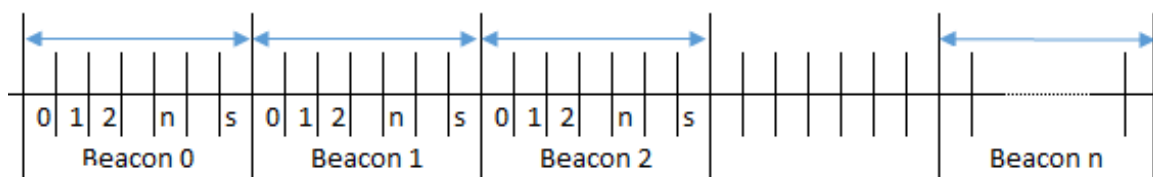


Figura 2.7: Base de tiempo para WBAN, según el Estándar IEEE 802.15.6.

Dentro el funcionamiento en modo de operación sin *beacons*, no se transmiten *beacons*, de manera que la referencia temporal es a través de tramas *T-Poll* solamente, conteniendo el tiempo relativo al tiempo de inicio de transmisión del período de *beacon* actual, o supertrama.

A través de la recepción de tramas *beacon* con los límites de la supertrama, y las tramas *T-Poll*, un nodo debe ser capaz de derivar y recalibrar sus límites de supertrama locales.

Respecto de las tramas de transmisión, éstas pueden abarcar más espacios que los de un *slot* de la supertrama, además de comenzar y terminar en un límite que no necesariamente sea el de un *slot*.

2.2.5. Capa Física PHY.

La capa física o capa PHY de las redes de área corporal inalámbricas, de acuerdo al estándar IEEE 802.15.6. tiene las siguientes funciones principales:

- Activar o desactivar el módulo transceptor de radio de los nodos.
- Determinar si el medio inalámbrico se encuentra listo y disponible para que el transmisor pueda iniciar la transmisión de tramas, este método de acuerdo al estándar se denomina evaluación de canal claro (limpio), denominado CSA (*Clear Channel*

Assesment) por sus siglas en inglés, término que es adoptado de las definiciones de mecanismos del estándar IEEE 802.11, respecto de las redes inalámbricas de área local WLAN.

- Proveer mecanismos para la transformación de tramas, de acuerdo al estándar, tramas PSDU (*Physical Layer Service Data Unit*) se transforman en PPDU (*Physical Protocol Data Unit*) [9].
- Transmisión y Recepción de datos (tramas) en el medio físico.

El estándar IEEE 802.15.6 soporta tres capas operacionales PHY, dos obligatorias y una opcional [22]. De acuerdo a la aplicación, que puede ser de tipo médico o no, o aplicaciones sobre el cuerpo, con sensores implantados o comunicaciones con dispositivos cercanos al cuerpo es que se escoge una capa física PHY. Las capas PHY UWB (*Ultra Wide Band*) y PHY HBC (*Human Body Communication*), son obligatorias, la capa PHY NB (*Narrow Band*) es opcional.

2.2.5.1. PHY Narrow Band.

La utilización de la capa PHY NB (*Narrow Band*) está orientada a la comunicación de dispositivos *wereables* en el cuerpo humano o nodos implantados al mismo [24]. Se puede utilizar la capa PHY NB para la transmisión inalámbrica bidireccional de corto alcance entre dispositivos en aplicaciones médicas; dichos dispositivos deben ser diseñados para ser altamente confiables en las bandas ISM [23].

- **Bandas de Operación de PHY NB.**

Se han contabilizado un total de 230 canales físicos definidos para PHY NB, en 7 bandas de operación, de acuerdo al estándar IEEE 802.15.6. Las bandas de operación de PHY NB son: 402 a 405 MHz, 420 a 450 MHz, 863 a 870 MHz, 9092-928 MHz, 950 a 958 MHz, 2360 a 2400 MHz y 2400 a 2483,5 MHz. Se puede observar que la última banda de NB se sitúa en el espacio internacional de las bandas de frecuencia de ISM, por lo que para su uso deberá considerarse la coexistencia de otros sistemas que operan en esta misma banda de frecuencias. La Tabla 2.2 resume las bandas de operación de PHY NB, además de parámetros interesantes, como los esquemas de modulación que define el estándar IEEE 802.15.6, las tasas de transmisión de datos (*data rate*) que son posibles de alcanzar bajo esas características, y los campos de aplicación que tienen dichas bandas de frecuencias.

Banda	Número de Canal	Esquema de Modulación	Data Rate (kbps)	Campo de Aplicación
402-405 MHz.	10	$\pi/2$ -DBPSK	57,5	Reservado para comunicaciones entre dispositivos implantados
		$\pi/2$ -DBPSK	75,9	
		$\pi/2$ -DBPSK	151,8	
		$\pi/4$ -DQPSK	303,6	
		$\pi/8$ -D8PSK	455,4	
420-450 MHz.	12	GMSK	57,5	Servicios de Telemetría en Japón
		GMSK	75,9	
		GMSK	151,8	
		GMSK	187,5	
863-870 MHz.	14	$\pi/2$ -DBPSK	76,6	Banda ISM en Europa
		$\pi/2$ -DBPSK	101,2	
		$\pi/2$ -DBPSK	202,4	
		$\pi/4$ -DQPSK	404,8	
		$\pi/8$ -D8PSK	607,1	
902-928 MHz.	60	$\pi/2$ -DBPSK	76,6	Banda ISM en Estados Unidos
		$\pi/2$ -DBPSK	101,2	
		$\pi/2$ -DBPSK	202,4	
		$\pi/4$ -DQPSK	404,8	
		$\pi/8$ -D8PSK	607,1	
950-958 MHz.	16	$\pi/2$ -DBPSK	76,6	Banda ISM en Japón
		$\pi/2$ -DBPSK	101,2	
		$\pi/2$ -DBPSK	202,4	
		$\pi/4$ -DQPSK	404,8	
		$\pi/8$ -D8PSK	607,1	
2360-2400 MHz.	39	$\pi/2$ -DBPSK	91,9	Banda para aplicaciones BAN médicas
		$\pi/2$ -DBPSK	121,4	
		$\pi/2$ -DBPSK	242,9	
		$\pi/4$ -DQPSK	485,7	
		$\pi/8$ -D8PSK	971,4	
2400-2483,5 MHz.	79	$\pi/2$ -DBPSK	91,9	Banda ISM a nivel mundial
		$\pi/2$ -DBPSK	121,4	
		$\pi/2$ -DBPSK	242,9	
		$\pi/4$ -DQPSK	485,7	
		$\pi/8$ -D8PSK	971,4	

Tabla 2.2: Bandas de Operación de PHY NB, esquemas de modulación y tasas de transmisión de datos (data rate).

Dependiendo de la frecuencia, puede verse de acuerdo a la Tabla 2.2 que los *data rates* que NB soporta tienen un rango de 57,5 kbps a los 971,4 kbps, bordeando un *data rate* de 1 Mbps. Puede apreciarse además que las técnicas de modulación utilizadas en esta capa PHY son de desplazamiento diferencial de fase (DPSK), excepto en la banda de frecuencias de 420 a 450 MHz, la cual utiliza la técnica de modulación por desplazamiento mínimo gaussiano (GMSK).

Es importante resaltar que algunas de las bandas utilizadas por PHY NB, sobre todo la banda 2400 a 2483,5 MHz es utilizada por otros sistemas de comunicaciones de banda estrecha, como es WiFi (IEEE 802.11), *Bluetooth* (IEEE 802.15.1) y *ZigBee* (IEEE 802.15.4) [25].

- **Estructura de la trama PPDU de PHY NB.**

Una trama PPDU (*Physical Protocol Data Unit*) tiene tres componentes principales: un preámbulo PLCP, una cabecera PLCP y el PSDU (*Physical Layer Service Data Unit*). Los dos primeros son campos de control que se utilizan para sincronizar la transmisión e identificar los parámetros de transmisión. La Figura 2.8 ilustra la estructura de la trama PPDU de PHY NB.

- **Preámbulo PLCP.** Se conforma por la concatenación de dos cadenas de bits. La primera secuencia se conforma por 63 bits, utilizada para la sincronización, recuperación debido a desplazamientos y para la detección de paquetes. La segunda cadena es una extensión de 27 bits: 010101010101101101101101101, haciendo que el preámbulo sea conformado por 90 bits en total, la segunda cadena, adherida a la primera es utilizada a efectos de mejorar la sincronización, denominada: cadencia de sincronización fina (*fine timing synchronization*).
- **Cabecera PLCP.** Se compone de varios campos, que en conjunto forman lo que se denomina la cabecera PHY, a la cual además se adhieren 16 bits de paridad. Los campos que conforman la cabecera PLCP o cabecera PHY son los siguientes:
 - **Data Rate:** Conformado por 3 bits, se utiliza este campo para enviar información acerca del *data rate* que utiliza el cuerpo de la trama MAC contenida en el PPDU; con esa información, además se envía de forma implícita otros parámetros de modulación, como el orden de modulación, la tasa de código (*code rate*) y el factor de extensión (*spreading factor*).
 - **Longitud:** A través de 8 bits, se indica la longitud del cuerpo, carga o *payload*, de la trama MAC contenida, la cual puede ser de 0 a 255 bytes.
 - **Modo Ráfaga:** (*burst mode*), conformado por un solo bit, el cual indica que se utiliza transmisión en modo ráfaga.
 - **Scrambler seed:** Un bit utilizado como semilla para identificar el estado inicial de los registros en el *scrambler*.
 - **HCS:** (*Header Check Sequence*), utilizada para la detección de errores. Se conforma por un CRC (Código de Redundancia Cíclica) de 4 bits (CRC-4).

- **Paridad BCH:** Utilizado para la comprobación de errores, con una capacidad de corregir hasta dos bits erróneos, se conforma por 12 bits.
- **PSDU.** *Physical Layer Service Data Unit*, es el último componente de una trama PPDU, contiene una cabecera MAC, la carga o cuerpo MAC, y un FCS (*Frame Check Sequence*).

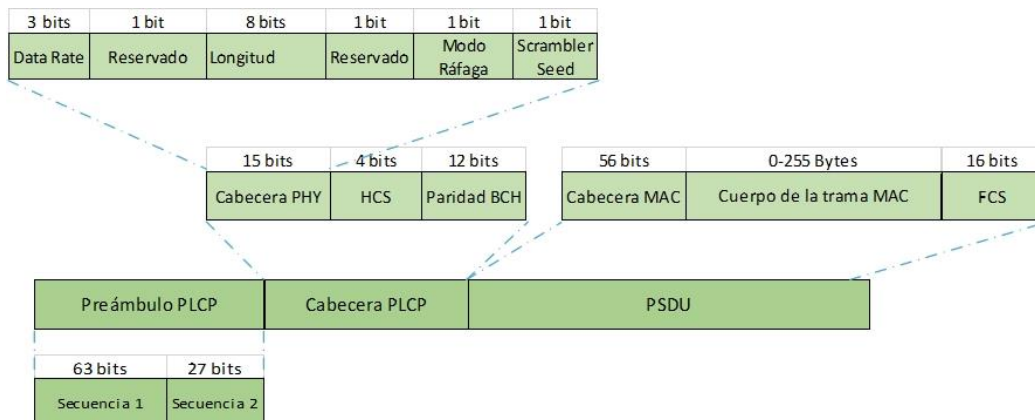


Figura 2.8: Conformación del PPDU de PHY NB.

2.2.5.2. PHY Ultra Wide Band.

De acuerdo al estándar, la banda ultra extensa, (*Ultra Wide Band*, UWB) está diseñada para ofrecer rendimiento robusto a las WBAN, además de un gran alcance de oportunidades de implementación para lograr altas prestaciones, robustez, baja complejidad y muy baja potencia de operación [14]. Se pretende, a través de la banda PHY UWB que las potencias de transmisión utilizadas sean inocuas para el cuerpo humano y que no sufran de interferencias causadas por otros dispositivos.

- **Modos de operación o tecnologías de PHY UWB.**

Existen dos tipos de tecnologías para UWB, denominadas UWB de impulso de radio (*impulse radio UWB*, *IR-UWB*) y UWB de modulación de frecuencias de banda extensa (*wide band frequency modulation UWB*, *FM-UWB*) [24]. De acuerdo al estándar IEEE 802.15.6, los nodos pueden implementar cualquiera de estas tecnologías, o incluso ambas; pero un *hub* sólo debe implementar ya sea la tecnología IR-UWB, o la tecnología FM-UWB, pero no así ambas.

En lo que respecta a los modos de operación, se tienen también dos, el primero es el modo por defecto (*default mode*), diseñado para aplicaciones médicas o no médicas; y el segundo es un modo de alta calidad de servicio (QoS mode), diseñado para aplicaciones médicas de alta prioridad.

- **Frecuencias de funcionamiento de PHY UWB.**

Se definen 11 canales, numerados del 0 al 10, donde cada canal tiene un ancho de banda de 499,2 MHz, además se definen dos bandas de frecuencia para PHY UWB, denominadas la banda alta y la banda baja. Los canales numerados del 0 al 2 forman parte de la banda baja, con frecuencias centrales a los 3494,4 MHz; 3993,6 MHz y 4492,8 MHz; respectivamente. De acuerdo al estándar, los canales 0 y 2 son opcionales, no así el canal 1, que es obligatorio. En resumen, la banda baja ocupa el rango de frecuencias de los 3,25 a los 4,75 GHz.

La banda alta se conforma por los canales comprendidos en el rango 3 a 10, cuyas frecuencias centrales se sitúan a los 6489,6 MHz; 6988,8 MHz; 7488,0 MHz; 8486,4 MHz; 8985,6 MHz, 9484,8 MHz y 9984,9 MHz, para cada uno de los canales, desde el 3 al 10. De acuerdo al estándar, el canal 6 es obligatorio, y los otros canales son optativos. Simplificando, la banda alta ocupa el rango de frecuencias de los 6,6 a los 10,25 GHz.

Los *data rates* disponibles para PHY UWB se encuentran en el rango de los 395 kbps hasta los 12.636 Mbps [3] [25].

- **Modulación en PHY UWB.**

La tecnología IR-UWB soporta las siguientes técnicas de modulación, de acuerdo al estándar IEEE 802.15.6: On-Off, modulación por desplazamiento de fase binario diferencial o DBPSK (*Differential Binary Phase Shift Keying*) y modulación por desplazamiento de fase cuaternario diferencial o DQPSK (*Differential Quaternary Phase Shift Keying*).

En el caso de la tecnología FM-UWB, sólo se especifica como técnica de modulación a CP-BFSK, es decir, Modulación por desplazamiento de frecuencia binario de fase continua (*Continuous Phase Binary Frequency Shift Keying*).

- **Estructura de la trama PPDU de PHY UWB.**

Son tres los campos que conforman la trama PPDU para PHY UWB, y son los siguientes: cabecera de sincronización (*synchronization header, SHR*), cabecera de capa física (*physical layer header, PHR*) y la respectiva PSDU (*Physical Layer Service Data Unit*), que contiene la

carga con la información. La Figura 2.9 esquematiza la conformación de las tramas de PHY UWB.

- **PSDU.** El contenido de este campo depende del modo de operación utilizado. Si se opera bajo el modo por defecto, el campo PSDU es conformado por la unidad de datos de protocolo MAC (*MAC Protocol Data Unit, MPDU*) y los bits de paridad BCH.

Cuando se opera en el modo de alta calidad de servicio (*high QoS*), el PSDU puede estar conformado solamente por la unidad de datos de protocolo MPDU, o por los bits de paridad BCH.

- **Cabecera PHR.** La trama PHR (*physical layer header*) contiene información relevante acerca del PSDU, entre ellos el *data rate*, la longitud de la trama MPDU, la semilla para el codificador *scrambler*, los bits necesarios para el mecanismo HARQ (*hybrid automatic repeat request*), etc. La trama en conjunto se conforma por 24 bits. Se puede observar en la Figura 2.10 la estructura de la cabecera PHR, los bits con una r indican reservado.

- **Data rate:** los bits R0, R1 y R2 se utilizan para indicar la tasa de transmisión de datos utilizada.
- **Longitud de la trama MAC:** conformado por 8 bits, de L0 a L7.
- **Modo ráfaga:** Conformado por un solo bit, indica si se utiliza el modo de transmisión en ráfaga. Cuando se activa el modo ráfaga (bit en 1), se puede soportar mayor rendimiento (*throughput*) permitiendo la transmisión de tramas sin ACK.
- **Tipo de pulso:** La combinación de los bits w0 y w1 indican el tipo de pulso utilizado, que pueden ser: '00' pulso de chirrido (*chirp pulse*), '01' pulso caótico (*chaotic pulse*), '10' forma de pulso corto (*short pulse shape*). La combinación '11' se encuentra reservada.
- **Bits para HARQ:** Las combinaciones de los bits 17 y 18 determinarán las acciones a ser tomadas con el mecanismo híbrido de solicitud de reenvío.

- **Semilla del codificador *scrambler*:** Conformada por el bit S.
- **Bit Km:** Indica la constelación de mapeo para la modulación on-off.
- **Bit TH:** Permite la activación de salto de tiempo.

La cabecera PHR se protege a través de un código de redundancia cíclica de 4 bits (CRC-4) para la detección de errores y también con un código BCH de paridad de 12 bits, que es construido a partir del mismo codificador BCH de la trama PSDU.

- **Cabecera de Sincronización SHR.** Esta cabecera se divide en dos partes. La primera corresponde al preámbulo, conformado por 63 bits, utilizado para la sincronización de cadencia (*timing synchronization*), la detección de paquetes y también para la recuperación cuando exista algún desfase en la frecuencia. La segunda parte la compone el delimitador de inicio de trama SFD (*start-of-frame delimiter*), utilizado para la sincronización de la trama, que resulta siendo una inversión de la secuencia utilizada en el preámbulo.

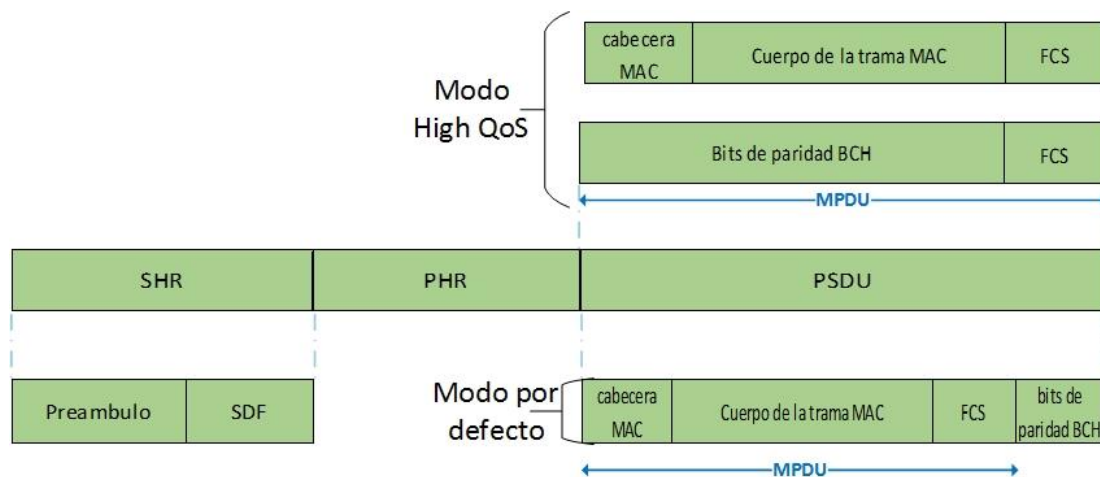


Figura 2.9: Estructura de las tramas PHY UWB, según el estándar IEEE 802.15.6.

0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23
R0	R1	R2	r	L0	L1	L2	L3	L4	L5	L6	L7	r	r	B	w0	w1	H0	H1	SS	Km	TH	r	r
Data Rate			Longitud de trama MAC										Tipo de pulso		HARQ								

Figura 2.10: Estructura de la trama PHR de PHY UWB.

2.2.5.3. PHY HBC (Human Body Communications).

De acuerdo al estándar IEEE 802.15.6, la capa física de HBC (PHY HBC) utiliza la tecnología de comunicación a través de campo eléctrico (*Electric Field Communication, EFC*).

Las capas físicas PHY NB y PHY UWB basan su operación en propagación de radio frecuencias (RF), PHY HBC es una técnica que no utiliza la propagación RF [26], por lo que no requiere antenas como las dos anteriores capas físicas, pero si requiere del uso de electrodos que serán adheridos a la piel, para utilizar el cuerpo humano, más propiamente dicho los tejidos del cuerpo humano, como canal de comunicaciones.

Para referirse a HBC varios autores utilizan otros términos, como IBC (*Intrabody Communications*) o BCC (*Body Channel Communications*); como se había mencionado en el primer capítulo, en este trabajo se denominan IBC a las comunicaciones que utilizan el cuerpo humano como canal de comunicaciones o medio de transmisión.

Existen otros aspectos de estudio respecto de IBC que no se encuentran enmarcados dentro del estándar IEEE 802.15.6, los mismos serán expuestos en el capítulo 3 de este trabajo, por lo que este apartado explicará solamente las consideraciones para la capa PHY HBC, refiriéndose a ella como HBC, de acuerdo al estándar y para distinguirla de los mencionados estudios sobre IBC.

- **Bandas de Operación de PHY HBC.**

Respecto de la banda de frecuencias de operación para PHY HBC, el estándar solamente menciona que un dispositivo compatible deberá ser capaz de soportar transmisiones y recepciones de datos en la banda de 21 MHz [14].

Algunos autores mencionan que HBC opera con un ancho de banda de 5,25 MHz [21], otros mencionan que el ancho de banda es de 4 MHz, y que opera en dos bandas de frecuencias, centradas a los 16 MHz y a los 27 MHz [9] [2]. Estudios más recientes del estándar, ratifican la banda de 21 MHz para HBC, con *data rates* escalables desde los 164 a los 1312 kbps [3].

En lo que respecta a las tasas de transmisión de datos, el estándar menciona cuatro *data rates* alcanzables, los cuales dependen de la sensibilidad mínima en dBm en el dispositivo receptor, las cuales son: 164,1; 328,1; 656,3 y 1312,5 kbps. La Tabla 2.3 condensa los *data rates*, respecto de la sensibilidad del receptor, como especifica el estándar IEEE 802.15.6.

Banda de Frecuencia (MHz)	Data Rate de Información (kbps)	Sensibilidad Mínima del receptor (dBm)
21	164,1	-97,35
	328,1	-94,34
	656,3	-91,33
	1312,5	-88,32

Tabla 2.3: Data Rates alcanzados por PHY HBC, de acuerdo al estándar IEEE 802.15.6.

Según [25], las bandas de frecuencias utilizadas por HBC son las siguientes:

- 18,375 – 23,625 MHz; en Estados Unidos, Japón y Corea.
- 28,0 – 36,0 MHz; en Estados Unidos, Japón y Corea.
- 14,0 – 18,0 MHz; en Europa.
- 25,0 a 29,0 MHz en Europa.

- **Estructura de la trama PPDU de PHY HBC.**

De forma similar a la capa PHY NB, la capa PHY HBC encapsula la trama PSDU, que contiene la información, adhiriendo bits de control y corrección de errores, además de bits para la detección de las tramas. La Figura 2.11 detalla la estructura de la trama PHY HBC. Los campos que componen la trama PPDU se describen a continuación:

- **Preámbulo PLCP.** El preámbulo o PLCP (*Packet Layer Control Preamble*) de la capa PHY HBC es una secuencia utilizada para la sincronización, que se transmite cuatro veces. Dicho preámbulo se genera a partir de una secuencia de código *Gold* de 64 bits, la misma que es expandida con FSC (Frequency Shift Code, con un factor de expansión (Spread Factor, SF) de ocho, alcanzando una tasa de chips de 42 Mcps (Mega chips por segundo).
- **Delimitador de inicio de trama SFD.** Es una secuencia generada por un código *Gold* de 64 bits, expandido con un factor de expansión de ocho. Se utiliza este campo para que el receptor sepa el punto en el que inicia una trama. Este parámetro sólo se transmite una vez, a diferencia del preámbulo PLCP.

- **Indicador de Tasa RI.** *Rate Indicator* (RI), puede utilizarse para indicar la tasa de transmisión al receptor, de manera que este no tendrá que leer toda la cabecera PHY para determinar este valor.
- **Cabecera PHR:** Es una secuencia de 32 bits. Se compone de los siguientes campos, además de los explicados en la cabecera PHY NB.
 - **Información de Pilot:** Una secuencia piloto (*Pilot sequence*), que es la misma que la secuencia SFD, se introduce a la trama PSDU de manera periódica para poder mantener la sincronización. En este campo de dos bits, se indica la longitud del intervalo para la inserción de la secuencia piloto. Si una trama PSDU es menor que este intervalo, es decir un paquete corto, no será necesaria la inserción de esta secuencia.
 - **CRC-8:** Un código de redundancia cíclica calculado sobre la cabecera, para que el receptor pueda detectar errores.
- **PSDU:** O *payload*, o carga, contiene además de la cabecera MAC, los datos útiles con la información transmitida, y una secuencia para corrección de errores FCS.

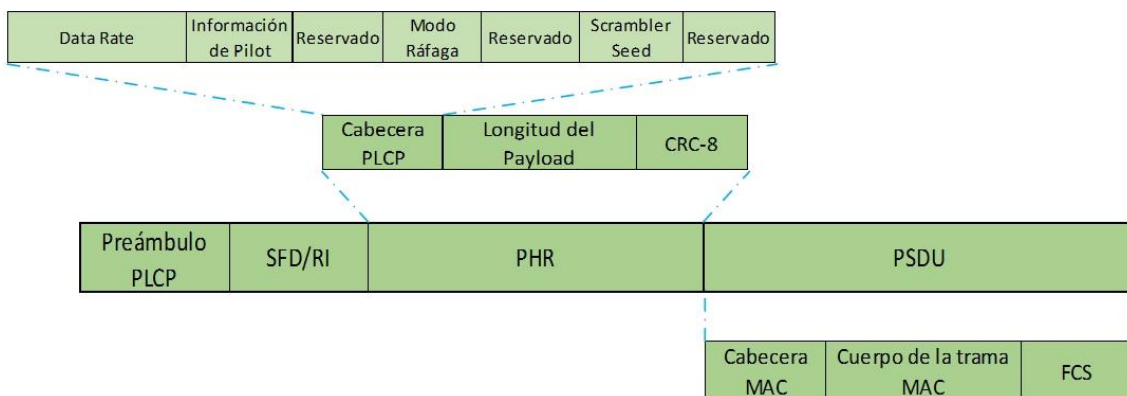


Figura 2.11: Estructura de las tramas PHY HBC, según el estándar IEEE 802.15.6.

2.2.6. Capa de enlace MAC.

El estándar IEEE 802.15.6 propone una única capa MAC, por encima de las tres capas físicas, tal y como se ilustra en la Figura 2.3. Para poder responder a diferentes aplicaciones y diferentes

tipos de flujo de datos (continuos, periódicos, no periódicos y tipo ráfaga), la capa MAC debe ser flexible, además de soportar mecanismos de control basados en la contención y mecanismos libres de contención [27].

Como se había mencionado antes, de acuerdo al estándar, cada red WBAN es controlada enteramente por un solo *hub* o coordinador, el cual recibe tramas a un salto, directamente de nodos finales, o tramas a dos saltos, por medio de un nodo de retransmisión. Para poder realizar la transmisión de estas tramas, el canal se divide en periodos de *beacon* o supertramas, donde cada supertrama contiene *slots* utilizados para la transmisión de datos, aunque se había mencionado que existe un modo de transmisión que no se basa en *beacons*, utilizando tramas de tipo *T-Poll*. En este apartado, entonces, se explicará de manera esquematizada, el formato de las tramas MAC, los modos de comunicación y los mecanismos de acceso al medio que contempla el estándar IEEE 802.15.6.

2.2.6.1. Formato de las tramas MAC.

Una trama MAC se compone de tres campos: una cabecera MAC que se conforma por 56 bits o 7 octetos, un cuerpo de trama, que contiene la carga o *payload*, de longitud variable, con un máximo tamaño de 255 octetos, es decir que por cada trama se pueden transferir máximo 255 Bytes de información útil. A la trama MAC se concatena una secuencia FCS (*Frame Check Sum*) de 16 bits de longitud. La Figura 2.12 describe la estructura de una trama MAC.

Como se había observado, al momento de describir las capas PHY del estándar IEEE 802.15.6, esta trama MAC se denominará PSDU (*Physical Layer Service Data Unit*), la cual será encapsulada dentro una PPDU (*Physical Protocol Data Unit*), en cualquiera de las capas PHY (NB: *Narrow Band*, UWB: *Ultra Wide Band*, HBC: *Human Body Communication*) que se utilice.

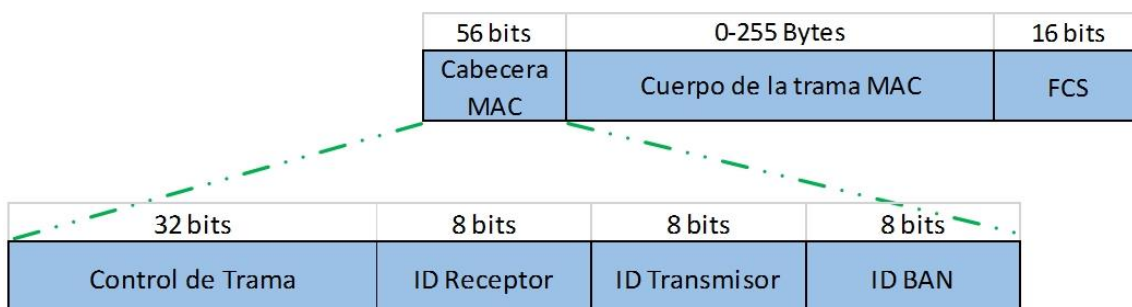


Figura 2.12: Formato de una trama MAC, según el estándar IEEE 802.15.6.

- **Cabecera MAC.**

A su vez, la cabecera MAC se compone de otros subcampos, descritos a continuación:

- **Control de Trama.** Conformada por 32 bits de control, contiene información del tipo de trama que se está enviando. Se compone de 14 secciones, con sus respectivos números de bits, descritos a continuación, y detallados en la Figura 2.13:
 - **Versión de Protocolo:** De acuerdo al estándar, un solo bit configurado en 0 para la actual revisión del estándar. El valor 1 restante se encuentra reservado.
 - **Políticas ACK:** Dos bits, cuyas combinaciones permiten indicar los acuses de recibo (ACK) de la trama.
 - **Nivel de Seguridad:** Indica el nivel de seguridad de la trama a través de las combinaciones de dos bits. Las tres primeras combinaciones denotan los niveles de trama no segura, trama autenticada pero no encriptada y trama autenticada y encriptada, respectivamente. La última combinación, '11', se encuentra reservada.
 - **Índice de clave temporal (*Temporal Key, TK*):** Conformado por un bit, que toma un valor de acuerdo a la configuración de nivel de seguridad que se adopte. Para tramas no seguras, el campo se encuentra reservado.
 - **Seguridad/Retransmisión de la BAN:** Un bit, cuyo valor se configura de acuerdo al tipo de trama que se envía (tipo *beacon, T-Poll*) y también de acuerdo al tipo de nodo que transmite la trama, donde se configurará el campo en 1, si es un nodo de retransmisión.
 - **Campo Ack Timing/EAP Indicator/First Frame On Time:** Un solo bit que se configura de acuerdo al modo de operación.
 - **Subtipo de Trama:** Cuatro bits, junto con los bits siguientes de tipo de trama, permiten configurar un subtipo de trama específica. El estándar IEEE 802.15.6 muestra una tabla con todas estas combinaciones, y los tipos de trama, junto a sus subtipos, existentes.

- **Tipo de Trama:** Permite indicar el tipo de trama, a través de dos bits, las cuales pueden ser tramas de administración, tramas de control o tramas de datos. La combinación ‘11’ se encuentra reservada.
- **Más data (*More Data*):** Un solo bit, que de acuerdo al tipo de trama y el modo de operación, tomará un valor de ‘0’ o de ‘1’.
- **Last Frame/Access Mode/B2:** Un solo bit, que al igual que el anterior, se configurará de acuerdo al tipo de trama y modo de operación.
- **Número de Secuencia/Ventana *Poll-Post*:** 8 bits, utilizado como número de secuencia hasta 256 en tramas de tipo *beacon*. Para otros tipos de tramas se configura con valores especificados en el estándar.
- **Fragment Number/Next/Coexistence:** Conformado por 3 bits, cuyos valores se configuran de acuerdo al tipo de trama.
- **Non-final Fragment/Cancel/Scale/Inactive:** Un único bit, cuyo valor será configurado de acuerdo al tipo de trama y modo de operación.
- **Bits reservados:** Los últimos cuatro bits del campo de control de la trama se encuentran reservados.

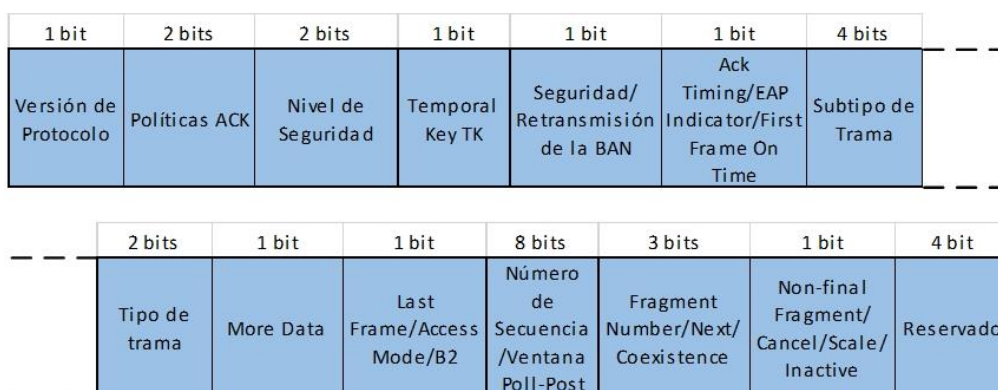


Figura 2.13: Formato del campo de Control de Trama de la cabecera de una trama MAC, según el estándar IEEE 802.15.6.

- **Identificador del Receptor.** Un campo de 8 bits para una dirección abreviada del receptor de la trama, esta puede ser la dirección de un nodo o NID, o la dirección del *hub*, o HID.

- **Identificador del Transmisor.** Un campo de 8 bits para una dirección abreviada del transmisor de la trama, esta puede ser la dirección de un nodo o NID, o la dirección del *hub*, o HID.
- **Identificador de BAN.** Un campo de 8 bits para una dirección abreviada que identifica a la BAN o WBAN en general.
- **Cuerpo de la trama MAC.**

Cuando una trama tiene longitud mayor a cero, en lo que respecta al campo de carga o *payload*, se considera una trama con información. Los primeros 8 bits del campo se utilizarán como información de refresco y para la detección de repetición. Los últimos 32 bits, denominados MIC (*Message Integrity Code*) contienen información acerca de la autenticidad y la integridad de la trama.

2.2.6.2. Modos de comunicación del estándar IEEE 802.15.6.

El estándar IEEE 802.15.6 define al *hub* o coordinador como responsable del acceso al canal de comunicaciones dentro una red WBAN, a través de tres modos de acceso.

- **Modo Beacon con límites de Supertrama.**

El *hub* o coordinador envía *beacons* en cada período de *beacon* o supertrama, a una supertrama le pueden seguir supertramas denominadas inactivas, cuando no exista una transmisión sincronizada. A través de tramas de tipo *beacon* (B) o tramas de tipo *T-Poll* el nodo coordinador o *hub* administra la estructura de una supertrama. La Figura 2.14 muestra la estructura de una supertrama, operando bajo este modo, de acuerdo al estándar.

Los campos que conforman la supertrama son los siguientes:

- *Exclusive Access Phase 1 (EAP 1)*
- *Random Access Phase 1 (RAP 1)*
- Fase de tipo I o II (*Type I/II phase*) o *Managed Access Phase (MAP)*
- *Exclusive Access Phase 2 (EAP 2)*
- *Random Access Phase 2 (RAP 2)*

- Fase de tipo I o II (*Type I/II phase*) o *Managed Access Phase (MAP)*
- *Contention Access Phase (CAP)*

Los campos EAP 1 y EAP 2 se utilizan para enviar tráfico de alta prioridad, los campos RAP 1, RAP 2 y CAP se utilizan para el envío de tráfico regular. Los campos o períodos MAP se utilizan para asignaciones programadas o no programadas de tipo *bilink*, las cuales son intervalos de asignación en los que un nodo o *hub* inicia transacciones de trama para transmitir tráfico de gestión y tráfico de datos a un *hub* o nodo, también se utilizan los campos MAP para asignaciones de tipo *uplink* (de un nodo al *hub*) o de tipo *downlink* (del *hub* a un nodo).

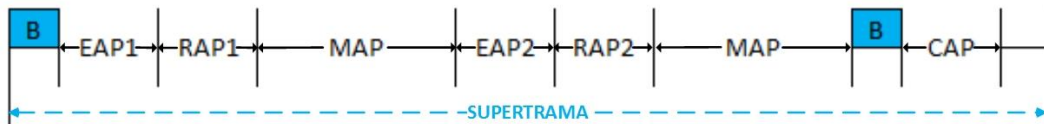


Figura 2.14: Esquema de Modo Beacon con límites de Supertrama.

- **Modo sin Beacon con límites de Supertrama.**

Bajo este modo de operación, el *hub* o coordinador no es capaz de transmitir tramas de tipo *beacon*, por lo que será forzado a utilizar tramas de tipo *T-Poll*, por este motivo, la estructura de la supertrama será conformada únicamente por un campo de tipo MAP, conformado por tramas de tipo I o de tipo II, pero no ambas.

- **Modo sin Beacon sin límites de Supertrama.**

En este modo de acceso al medio, cada nodo establece su propia programación de supertramas de forma independiente. El *hub* o coordinador proporciona tramas de tipo II, ya sea a través de asignaciones consultadas o asignaciones anunciadas, la Figura 2.15 ilustra este modo de operación.

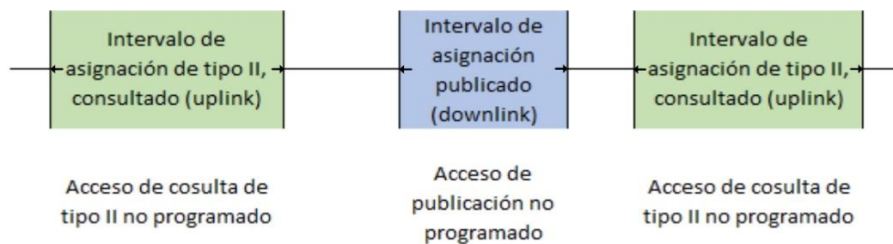


Figura 2.15: Modo sin Beacon sin límites de supertrama.

2.2.6.3. Mecanismos de acceso del estándar IEEE 802.15.6.

De acuerdo al estándar IEEE 802.15.6., en la capa MAC, se definen tres categorías de mecanismos de acceso al medio [9].

- **Mecanismo de acceso aleatorio.**

Random Access Mechanism. Durante los períodos de tipo EAP, RAP y CAP, el *hub* puede utilizar un protocolo para la asignación de recursos como ALOHA ranurado o CSMA/CA (*Carrier Sense Multiple Access/Collision Avoidance*), lo que dependerá de la capa PHY utilizada. Cuando se utiliza una capa PHY UWB, el *hub* considera el protocolo ALOHA ranurado. Si se trata de PHY NB, el *hub* considera el protocolo CSMA/CA; no se ha establecido un protocolo para la capa PHY HBC.

Cuando se utiliza el protocolo CSMA/CA, se pueden combinar los períodos de los campos EAP 1 y RAP 1, y de EAP 2 y RAP 2, en un solo campo de señal, respectivamente. Al usar el protocolo ALOHA ranurado, como trabaja con prioridades, para el tráfico de alta prioridad, los campos RAP 1 y RAP 2 se pueden reemplazar con campos EAP 1 y EAP 2.

- **Mecanismos de Acceso no programado e improvisado.**

El *hub* puede hacer uso de accesos improvisados para enviar órdenes de consulta o publicar órdenes sin previo aviso en los modos de funcionamiento con o sin *beacons* con límites de supertrama. Para esto utiliza mecanismos de asignación de recursos de publicación (*downlink*) o consulta (*uplink*).

Las órdenes utilizadas permiten iniciar transacciones de una o más tramas de datos, por los nodos (consulta-*uplink*) o por el *hub* (publicación-*downlink*), fuera del intervalo programado. Las órdenes de consulta permiten asignar campos de tipo I o de tipo II a los nodos.

La asignación de campos de consulta de tipo I comienzan luego de la duración de un número de SIFS (*Short Interframe Space*, que es la cantidad de tiempo en microsegundos requerida para que una interfaz inalámbrica procese una trama recibida y devuelva una trama de respuesta, si corresponde) y terminan al final de los *slots* asignados a la supertrama.

La asignación de campos de consulta de tipo II comienzan luego de un número de SIFS, y se detienen después de que todas las tramas de datos sean enviadas por el nodo al que se le ha hecho una consulta. La Figura 2.16 ilustra el mecanismo de consulta, donde el *hub* transmite tramas de consulta (*Poll*) y el nodo responde con sus tramas.

También se puede utilizar mecanismos de acceso no programados para permitir la asignación de campos de tipo *bilink*. Estas asignaciones pueden ser de tipo periódicas-1 (*1-periodic*), donde las tramas son intercambiadas entre los nodos y el *hub* en cada supertrama; o pueden ser de tipo periódicas-m (*m-periodic*), donde las tramas se intercambian luego de m supertramas, permitiendo períodos de descanso o *sleep* a los nodos.

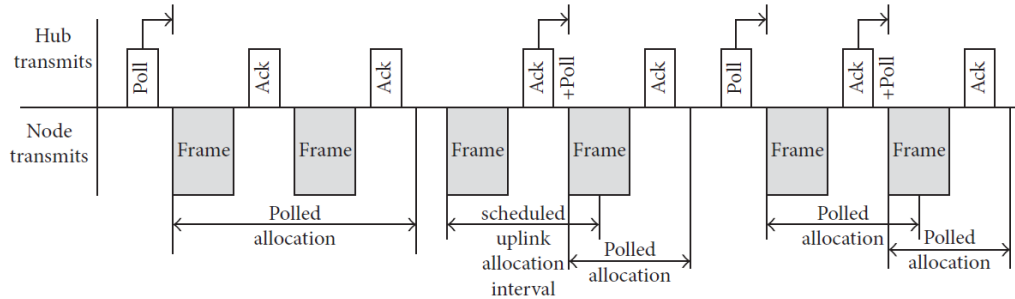


Figura 2.16: Asignaciones inmediatas de consulta (Poll) [22].

- **Mecanismos de Acceso programado y de Acceso Programado por consulta.**

El mecanismo de acceso programado se utiliza para lograr asignaciones programadas de tipo *uplink*, *downlink* y *bilink*; y el mecanismo de acceso programado por consulta es utilizado para asignaciones de consulta o de publicación. Para ambos casos, las asignaciones pueden ser de tipo 1-periodic o de tipo m-periodic.

Los períodos de una supertrama, que al ser mecanismos programados tendrán sus respectivos *slots*, son considerados por lo nodos como períodos de activación. Las asignaciones de *uplink* se utilizan para el envío de tramas de administración y datos de los nodos al *hub*, y las asignaciones de *downlink* se utilizan para el envío de tramas de administración y datos del *hub* a los nodos. La Figura 2.17 muestra un ejemplo de asignación periódica tipo 1-periodic.

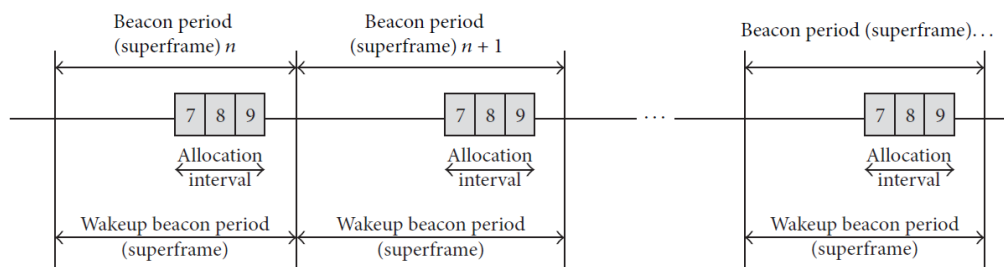


Figura 2.17: Asignación programada de tipo 1-periodic [22].

2.2.7. Aspectos de Seguridad en WBAN.

Los aspectos de seguridad dentro de las redes WBAN, al igual que otros sistemas, tienen requerimientos en cuanto a la confidencialidad de los datos, la autenticidad de los mismos, al igual que la integridad. Pese a ser una gran prioridad en la mayoría de las redes de interconexión, muy pocos estudios se han realizado en cuanto a seguridad para el campo de las WBAN [9]. Además, debido a las restricciones en términos de memoria, capacidad computacional, batería y otros, las especificaciones propuestas para otros tipos de redes, no pueden ser aplicadas a las redes WBAN. En [28] se propusieron algunos requerimientos para las WBAN:

- **Administración segura.** Para proveer la distribución de claves en las redes WBAN, se requiere que las operaciones de cifrado y de descifrado tengan una gestión segura. El *hub* debe ser capaz de agregar o eliminar nodos de forma segura durante la asociación o disociación de los mismos.
- **Disponibilidad.** Se debe garantizar la disponibilidad de la información a cualquier momento que se lo requiera. Se deben evitar ataques que permitan inhabilitar un nodo, además de poder lograr, en lo posible, la redundancia en la red.
- **Autenticidad de los datos.** Tanto como para aplicaciones médicas o no, se requiere la autenticidad de los datos y de los nodos involucrados. En las redes WBAN los nodos y el *hub* utilizan un código MAC (*Message Authentication Code*) para poder autenticar los mensajes que circulan en la red.
- **Integridad de los datos.** Se debe impedir la alteración de los datos que circulan en una WBAN.
- **Confidencialidad de los datos.** Se deben considerar mecanismos de cifrado, a través de algún mecanismo de clave compartida (simétrica o asimétrica) en un canal de comunicación a través de los nodos de la WBAN y el *hub*.
- **Frescura de los datos.** Se debe garantizar que los datos no están siendo reutilizados, para evitar confusiones, o que un atacante pueda introducir datos pasados capturados con el motivo de distorsionar la información que circula en la red, además de la frescura de los datos, se debe garantizar el correcto orden de recepción de los mismos. Existen dos tipos de frescura para las redes WBAN: frescura fuerte, que garantiza la garantía de los datos en base a retardos y orden de tramas, y frescura leve, que garantiza las tramas solamente

en base al orden de las mismas. Se podrán aplicar estos mecanismos de frescura de acuerdo a los nodos, o el tipo de aplicación que se tenga.

2.2.7.1. Niveles de seguridad propuestos por el estándar IEEE 802.15.6.

El estándar IEEE 802.15.6. ha propuesto tres niveles de seguridad para las redes WBAN, con sus respectivas propiedades, niveles de protección y formatos de tramas.

- **Nivel 0, comunicación no segura.** Considerado el nivel más bajo de seguridad. En este nivel no se aplican mecanismos para la autenticación de los datos, ni la integridad, confidencialidad o protección de la privacidad de la información.
- **Nivel 1, comunicación autenticada, pero no cifrada:** Se utilizan mecanismos para la autenticidad de la información, así como de los dispositivos involucrados en la transmisión de tramas, pero éstas no se cifran. De esta manera, se garantizan la integridad y la autenticidad de los datos, mas no así la privacidad y confidencialidad de la información.
- **Nivel 2, comunicación autenticada y cifrada:** Considerado el nivel más alto de seguridad de acuerdo al estándar. La información se transmite a través de tramas autenticadas y cifradas. Se garantizan los requerimientos de integridad, autenticidad, defensa a retransmisiones no permitidas, protección de la privacidad y confidencialidad.



Figura 2.18: Estructura de seguridad de acuerdo al estándar IEEE 802.15.6.

El estándar además de los niveles, propone un prototipo de seguridad, donde una clave maestra (*Master Key, MK*) se activa para comunicaciones unicast, la misma que debe ser compartida previamente o establecida a través de asociación sin autenticación. Posterior a la generación de la MK, se crea una clave temporal entre pares (*Pairwise Temporal Key, PTK*), creada para sesiones individuales.

Si se requiere de comunicación multicast, se generan claves temporales de tipo grupal (*Group Temporal Key*, GTK), la misma se comparte entre los nodos que conforman el grupo multicast. La Figura 2.18 ilustra el proceso de activación de la clave MK y el establecimiento de la clave PK para comunicaciones seguras.

Los procedimientos de asociación y disociación entre pares son detallados en el estándar IEEE 802.15.6., así como los procedimientos para la generación de las diferentes claves. Los procedimientos generalmente se basan en el intercambio de claves de Diffie-Hellman. Para el cifrado de tramas se propone AES-128 (*Advanced Encryption Standard*, con llaves de 128 bits).

3. COMUNICACIONES INTRACORPORALES IBC.

3.1. Introducción.

En el anterior capítulo se expuso las capas físicas del estándar de WBAN, IEEE 802.15.6, dentro de las cuales se encuentra la capa PHY HPC (*Human Body Communication*). Entre los diversos estudios que se han elaborado acerca de esta capa física, han surgido nuevos horizontes de investigación, principalmente guiados a las necesidades de comunicación entre dispositivos que requieren un bajo consumo de energía, seguridad de la información, reutilización de frecuencias y resistencia a las interferencias, además de permitir su portabilidad y no obstruir la movilidad del usuario, por lo que también requieren un factor de forma pequeño.

Las técnicas de transmisión de señales eléctricas, basadas en el cuerpo humano como medio físico de transmisión, han recibido distintas denominaciones, además de la mencionada por el estándar, diversos autores han señalado éstas técnicas como IBC (*Intra Body Communications*) y BCC (*Body Channel Communications*), además de la denominación de HBC. Como se había mencionado en el primer capítulo de este trabajo, nos referiremos en adelante como IBC a este tipo de comunicaciones, por ser el término más difundido, y empleado por primera vez por Zimmerman [5].

Si bien el estándar define las comunicaciones HBC como aquellas que utilizan la tecnología de comunicación de campo eléctrico (*Electric Field Communication*, EFC) a través del cuerpo humano, que es una técnica de transmisión también denominada acoplamiento capacitivo, este trabajo analiza diversos artículos y publicaciones propuestos por otros autores, los cuales definen otro mecanismo de transmisión, denominado acoplamiento galvánico.

Bajo estas consideraciones, este capítulo buscará sintetizar la información existente en la literatura, acerca de IBC, donde se expondrán los sistemas de comunicación intracorporales: acoplamiento capacitivo y acoplamiento galvánico, nociones acerca de la piel como medio de transmisión, los modelos del cuerpo humano que surgieron en base a los fundamentos dieléctricos de la piel, y finalmente se presentarán algunas aplicaciones propuestas para IBC, implementadas por diversos autores.

3.2. Características de las comunicaciones Intracorporales.

Se denomina a IBC (*Intrabody Communication*) como una técnica de transmisión para señales eléctricas basada en el uso del cuerpo humano como un medio físico de transmisión [29]. Las tecnologías de WBAN buscan comunicaciones de datos de corto alcance, desde los nodos al nodo *hub*, o desde el *hub* a nodos actuadores [3], a su vez los nodos deben ser portables y de bajo consumo.

Una red IBC, al derivarse de la capa física PHY HBC del estándar 802.15.6, tendrá los mismos dispositivos, es decir, nodos sensores y/o actuadores y un nodo principal o *hub*. La Figura 3.1 ilustra el esquema de conexión entre los nodos y el *hub*, y a su vez entre el *hub* y una red extracorporal.

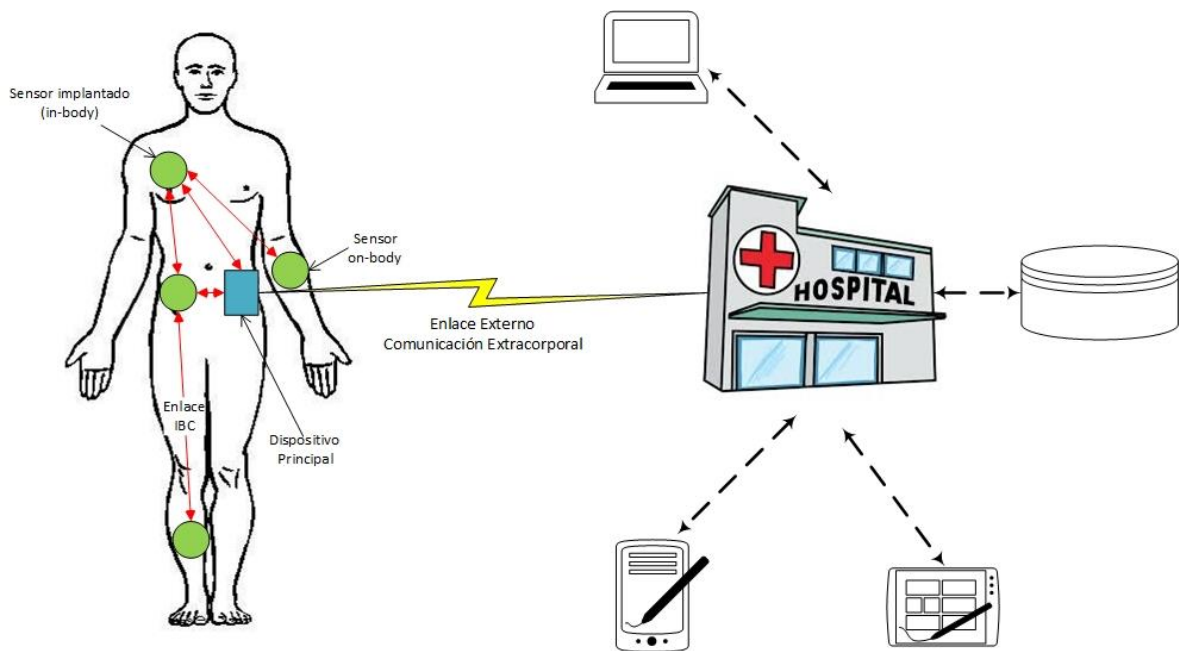


Figura 3.1: Esquema de red intracorporal IBC.

Los sistemas de comunicación IBC, de acuerdo al estándar, se basan en el principio de que un transmisor perturba un potencial eléctrico, con lo que genera una perturbación en su entorno externo; y estas perturbaciones son detectadas por un receptor, lo que se conoce como un acoplamiento capacitivo hacia el receptor. Otro sistema de comunicación a través de la piel es el denominado acoplamiento galvánico, el cual acopla una corriente diferencial en el cuerpo humano, a través de dos electrodos para cada extremo del sistema de transmisión.

Se observó en el anterior capítulo que la capa física PHY HBC, de acuerdo al estándar 802.15.6, opera a una frecuencia central de 21 MHz, con tasas de transmisión de datos de 164 hasta los 1312,5 kbps. Diversos autores han elaborado estudios para IBC con distintas frecuencias de operación, y alcanzado valores elevados de tasas de transmisión de datos, además de contemplar otros mecanismos de acoplamiento de electrodos al cuerpo humano, tal el caso del acoplamiento galvánico, el mismo que no se encuentra contemplado por el estándar.

Las comunicaciones IBC, de acuerdo al estándar 802.15.6 utilizan una frecuencia central de 21 MHz, alcanzando tasas de transmisión de datos de 164 a 1312,5 kbps. Las características de IBC con las que se ideó esta técnica son:

- **Consumo de Energía:** Dentro de las comunicaciones WBAN, las técnicas NB y UWB basadas en RF consumen la vida de la batería rápidamente. Algunos estudios han demostrado que IBC consume aproximadamente 0,24 nJ/b (nano Joule por bit) a tasas de transferencias de datos de 10 Mbps [30], [31]. Otros estudios afirman incluso que es posible llegar a menores magnitudes de consumo de energía, cerca de los 150 pJ/b en la recepción y 31 pJ/b en la transmisión de datos [32], con tasas de 60 Mbps.
- **Seguridad de los datos:** La mejor seguridad es un mensaje que nunca puede ser interceptado [5]. La seguridad en las comunicaciones IBC es provista de forma natural, debido a que sus frecuencias de funcionamiento son muy bajas comparadas a las que utilizan sistemas basados en RF. Para poder leer los datos, se necesitará contacto en proximidad a la persona que tenga adheridos los sensores.
- **Resistencia a las interferencias:** Al utilizarse el cuerpo humano como canal de comunicaciones a bajas frecuencias, no se tiene el efecto conocidos como “*shadowing*” en el cual el cuerpo humano puede generar *pathloss* (pérdida en la trayectoria), comportándose como una antena dipolo a frecuencias superiores a los 300 MHz [3], como sucede en la comunicación RF. Además, debido al uso de electrodos como interfaz de comunicaciones, en vez de antenas como las utilizadas en NB y UWB, se tiene una red IBC con baja propensión a las interferencias externas [33].
- **Reutilización de Frecuencias:** Las redes IBC se conforman por dispositivos de corto alcance, con distancias limitadas a pocos metros y hasta centímetros, interconectados por el canal del cuerpo humano, lo que permite que las frecuencias utilizadas se puedan

reutilizar en otra red WBAN, con dispositivos adheridos a otro usuario, y con interferencias mínimas.

Estas características, ligadas a las ventajas que pueden presentar sobre otras técnicas propuestas para la comunicación de dispositivos en una red WBAN han incentivado que diversos grupos de investigación se avoquen al estudio del cuerpo humano como canal de comunicaciones.

Se han realizado estudios de las características eléctricas de los tejidos del cuerpo humano, analizando detenidamente parámetros como la permitividad y conductividad de los mismos. En base a los estudios de las características de los tejidos, principalmente de la piel, se han propuesto estudios que modelan el cuerpo humano como canal de comunicaciones. A partir de la comprensión de los modelos y los mecanismos de propagación de la señal en IBC, otros estudios han fijado especificaciones de diseño de los dispositivos transceptores, basados en características particulares necesarias, considerando el consumo de energía, la frecuencia de portadora utilizada, la modulación, los electrodos utilizados, la tasa de transmisión de datos y otros. Por último, diversos grupos de estudio y autores han propuesto múltiples aplicaciones para IBC, principalmente en el campo de la medicina, en la monitorización biomédica y la autenticación biométrica; aunque existen otras aplicaciones propuestas en el ámbito del entretenimiento y de consumo doméstico, debido a las aplicaciones existentes en el campo de las WBAN.

3.3. Sistemas de Transmisión Intracorporales.

La literatura ha propuesto dos sistemas de transmisión para IBC: el acoplamiento capacitivo y el acoplamiento galvánico. Las diferencias entre ambos métodos recaen justamente en la forma de acoplamiento de la señal. En el primer método, la señal eléctrica se controla por un potencial eléctrico, mientras que, en el segundo método, es controlada por un flujo de corriente diferencial.

En ambos métodos de acoplamiento, será necesaria la utilización de dos pares de electrodos, los cuales se adhieren al cuerpo humano, y dependiendo del acoplamiento, capacitivo o galvánico, se conectarán ambos pares de electrodos, o uno solo por cada extremo del sistema de transmisión (transceptores).

3.3.1. Acoplamiento Capacitivo.

Los investigadores en el departamento del MIT descubrieron el acoplamiento capacitivo del cuerpo humano a su entorno, donde ciertas partes del campo cercano se pueden explotar para lograr que el cuerpo humano actúe como un medio para la transmisión de datos [34].

Thomas G. Zimmerman reportó en [5] y [35] el acoplamiento capacitivo como un sistema para las redes de área personal PAN, en cuyos estudios expuso el campo eléctrico cercano que se produce por un transmisor adherido al cuerpo a través de un electrodo, dejando el segundo electrodo suelto, como conexión a tierra; en el otro extremo, un receptor es adherido al cuerpo de la misma manera, con un electrodo adherido al cuerpo, y el otro electrodo suelto, como conexión a tierra.

La Figura 3.2 ilustra los campos eléctricos producidos por un transmisor IBC adherido al cuerpo. El campo eléctrico A atraviesa el cuerpo humano y genera un flujo hacia tierra, el receptor debe detectar el campo eléctrico E, por lo que será necesario amplificar la señal recibida, ya que la misma se cancela debido a los campos eléctricos B. Debido a que la señal inducida fluye hacia tierra, los campos eléctricos C se generan en los pies. El campo eléctrico G se produce como camino de retorno de la señal, entre los electrodos que se dejan sueltos, sirviendo como referencia a tierra.

Los acoplamientos entre los electrodos, el aire y la tierra externa pueden ser modelados como capacitancias, razón por la que se le atribuye el nombre de acoplamiento capacitivo [4]. Como uno de los caminos de la señal es el de retorno capacitivo, la técnica se torna dependiente de las condiciones externas [36].

A partir del estudio de las capacitancias producidas por el modelo de Zimmerman, en [34] el sistema de acoplamiento capacitivo se muestra conformado básicamente por los siguientes elementos, ilustrados en la Figura 3.3, utilizando el cuerpo humano como un canal de transmisión. Los componentes de forma general serán, en el lado del transmisor un codificador, un acoplador y los respectivos electrodos de acoplamiento al cuerpo humano y el electrodo de tierra. Por su parte, el receptor se compondrá de dos electrodos, al igual que el transmisor, un detector de la señal que pasa a través del cuerpo humano y a través del camino de retorno por tierra, y un decodificador.

Los estudios elaborados, en base a los sistemas de acoplamiento capacitivo, han permitido el desarrollo de dispositivos transceptores que pueden alcanzar una tasa de transmisión de datos por encima de los 10 Mbps, y con bajo consumo de energía.

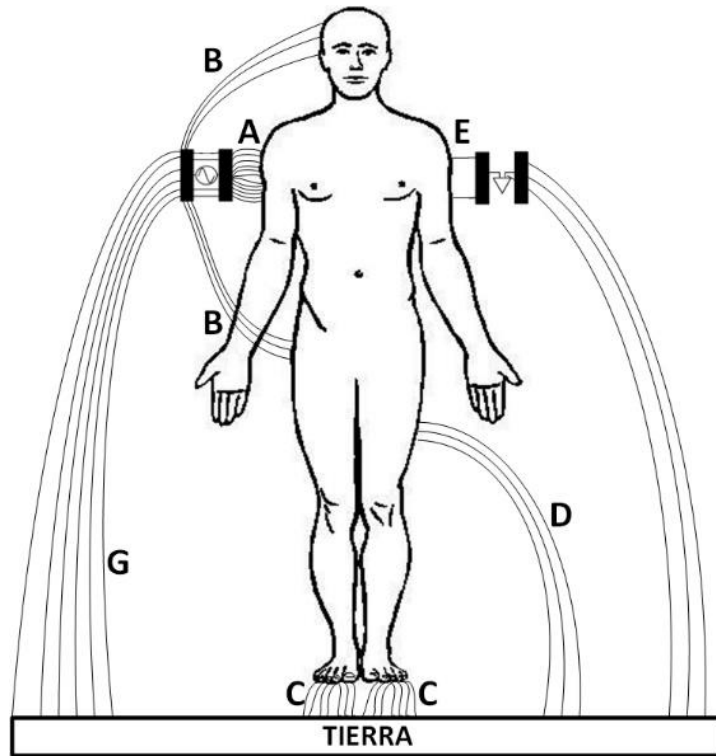


Figura 3.2: Campos eléctricos producidos por un transmisor IBC.

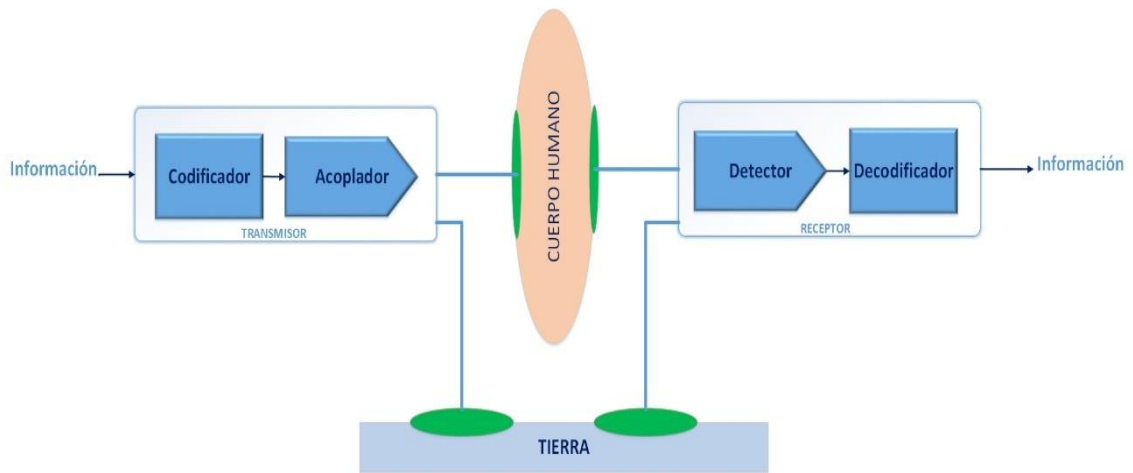


Figura 3.3: Sistema IBC de acoplamiento capacitivo.

3.3.2. Acoplamiento Galvánico.

El acoplamiento galvánico se consigue acoplado una corriente alterna en el cuerpo humano [26]. Dos electrodos se adhieren al cuerpo humano, tanto en el transmisor como en el receptor, y no es requerida una referencia de tierra como en el método de acoplamiento capacitivo.

Al acoplar una corriente alterna sobre el cuerpo humano, la señal es aplicada de forma diferencial sobre los dos electrodos, por lo que se producen dos flujos de corriente, el primero entre los electrodos del extremo transmisor. El otro flujo de corriente es de menor magnitud, y se establece entre ambos extremos del sistema, es decir el transmisor y el receptor. La Figura 3.4 ilustra las corrientes que fluyen a través del cuerpo humano en el sistema de acoplamiento galvánico. Las corrientes inducidas sobre el cuerpo humano generan una diferencia de potencial entre los electrodos del receptor. Si bien en el acoplamiento capacitivo, las portadoras de información resultaban siendo ondas electromagnéticas; en el caso del acoplamiento galvánico serán fluidos iónicos, como resultado de la inyección de las corrientes diferenciales a través de los electrodos, donde el cuerpo humano puede ser visualizado como una línea de transmisión, o guía de onda.

Debido a que se inyecta o acopla una corriente eléctrica en el cuerpo, los dispositivos IBC que trabajen con el sistema de acoplamiento galvánico deberán cumplir con recomendaciones y regulaciones de compatibilidad electromagnética, para evitar interferencias con dispositivos biomédicos que el usuario pueda portar, cumpliendo con niveles internacionales de regulación [29]. Generalmente se seleccionan frecuencias de operación a partir de los 10 kHz para no interferir con otras señales fisiológicas, con valores de amplitud del rango de 1 a 2 mA [4].

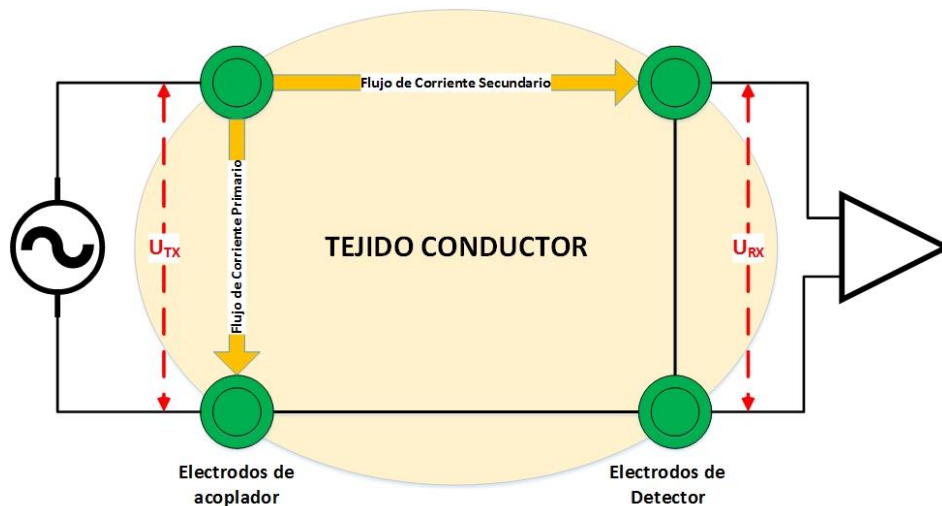


Figura 3.4: Corrientes que fluyen como resultado del acoplamiento galvánico.

En base a los estudios de las corrientes que fluyen, producto del acoplamiento galvánico, se puede adaptar el modelo de acoplamiento capacitivo, utilizando los mismos bloques: un codificador y un acoplador en el transmisor; y un detector y el respectivo decodificador en el receptor. Como se ilustra en la Figura 3.5, en este caso ambos electrodos se adhieren al cuerpo humano, que actúa como línea de transmisión, y no será entonces necesario los electrodos de tierra.

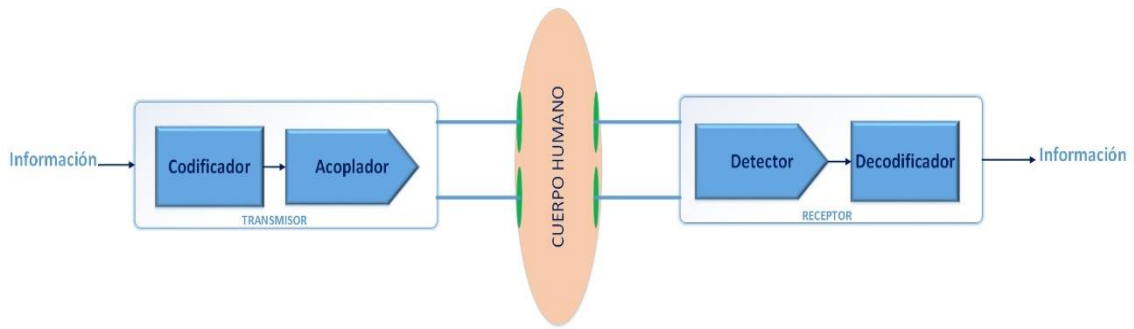


Figura 3.5: Sistema IBC de acoplamiento galvánico.

Los estudios elaborados, en base a los sistemas de acoplamiento galvánico, han permitido el desarrollo de dispositivos transepectores que pueden alcanzar una tasa de transmisión de datos bordeando los 2 Mbps, y con bajo consumo de energía.

El sistema de acoplamiento galvánico entonces no es dependiente del entorno alrededor del cuerpo humano, y algunos autores reportan que es posible su utilización para la comunicación de dispositivos adheridos al cuerpo y dispositivos implantados [37]. La Tabla 3.1 hace una comparación de ambos sistemas de acoplamiento.

Propiedades	Acoplamiento Capacitivo	Acoplamiento Inductivo
Calidad de Transmisión.	Influenciada por el entorno externo al cuerpo humano.	Influenciado por parámetros físicos del cuerpo, como la permitividad y la conductividad de la piel.
Trayectoria de la señal.	Señal con camino de retorno.	Trayectoria singular.
Medio de transmisión.	Ondas electromagnéticas.	Fluidos iónicos producto de la corriente inducida al cuerpo humano a través de los electrodos.
Conectividad con tierra.	Requerida	No requerida
Método de transmisión de señales.	Señal unidireccional	Señal diferencial
Ubicación de los transepectores.	Adheridos a la superficie del cuerpo humano.	Adheridos a la superficie del cuerpo humano y también dispositivos implantados.
Contacto con el cuerpo humano.	No requiere de contacto directo, pueden utilizarse dispositivos que estén en proximidad con el mismo.	Se requiere contacto directo con el cuerpo humano.

Vulnerabilidad a interferencias y al movimiento del usuario.	Más vulnerable	Menos vulnerable
Aconsejable para operación en decenas de MHz.	Más aconsejable	Menos aconsejable
Aconsejable para aplicaciones que requieran mayor alcance (distancia entre los dispositivos).	Más aconsejable	Menos aconsejable
Aconsejable para operaciones en decenas a centenas de kHz.	Menos aconsejable	Más aconsejable
Aconsejable para aplicaciones que requieran poca distancia entre dispositivos.	Menos aconsejable	Más aconsejable
Tasa de transmisión de operación.	Se han reportado transceptores con alcances de hasta 10 Mbps.	Se han reportado transceptores con alcances de hasta 1,56 Mbps.

Tabla 3.1: Comparación de propiedades de los sistemas de acoplamiento capacitivo y acoplamiento galvánico.

3.4. Nociones sobre fundamentos de transmisión sobre la piel.

El contexto sobre el cual se definen las comunicaciones IBC se encuentra estrechamente relacionado al canal físico donde se desarrollan, en este caso, el cuerpo humano [29]. El mismo tiene propiedades eléctricas que deben ser tomadas en cuenta como base para el desarrollo de los experimentos que utilicen la piel como medio de transmisión, al ser esta la primera capa de tejidos del cuerpo humano durante la transmisión de señales, tanto en sistemas de acoplamiento capacitivo como de acoplamiento galvánico.

3.4.1. Propiedades eléctricas de los tejidos biológicos.

Existen dos propiedades dieléctricas fundamentales de los tejidos biológicos: la conductividad y la permitividad, la primera determina el flujo de corriente a través de los mismos, y la segunda se relaciona con la magnitud de los efectos de polarización. Ambas propiedades se encuentran determinadas por factores a considerar, como el tipo de tejido biológico, la temperatura, el rango de frecuencias de operación, la humedad del tejido, entre otros.

La permitividad es la propiedad de los materiales de almacenar energía eléctrica. Los materiales dieléctricos presentan una reducción de su permitividad conforme aumenta la frecuencia [29].

Respecto a la conductividad, los tejidos biológicos se comportan como conductores de corriente dependiendo de los factores antes mencionados, además de su composición. La piel es un tejido acuoso, de acuerdo a los estudios presentados en [38], en un medio de estas características, la corriente eléctrica es generada por los iones presentes en la disolución. Las soluciones electrolíticas extracelulares e intracelulares presentan buenas propiedades conductoras [4].

Cuatro dispersiones o regiones de relajación caracterizan un tejido dieléctrico, como reportó Schwan al caracterizar las propiedades eléctricas de materiales biológicos en [39]. Estas dispersiones fueron observadas en los tejidos biológicos al someterlos a bajas, medias y altas frecuencias, denominándose dispersiones α (alfa), β (beta) y γ (gamma) respectivamente. La última, denominada dispersión menor δ (delta), se produce al someter los tejidos a frecuencias muy altas [29]. La Tabla 2.1 sintetiza las características de las tres primeras dispersiones.

Dispersión	Rango de Frecuencias	Causa
α (ALFA)	1 Hz - 100 kHz	Efectos de difusión iónica en la membrana celular
β (BETA)	100 kHz – 10 MHz	Efectos de polarización de las membranas celulares. Consecuencia de polarización de proteínas y otras moléculas orgánicas.
γ (GAMMA)	Encima del rango de los GHz	Polarización de los dipolos de las moléculas de agua.

Tabla 3.2: Dispersiones de materiales biológicos.

La permitividad de los tejidos decrece a medida que aumenta la frecuencia a la que se someten; la conductividad aumenta junto con la frecuencia. La Figura 3.6 muestra las dispersiones de los tejidos respecto de la permitividad relativa ϵ_r , medida en Faradios por metro (F/m) y la conductividad σ , medida en Siemens por metro (S/m), de los mismos.

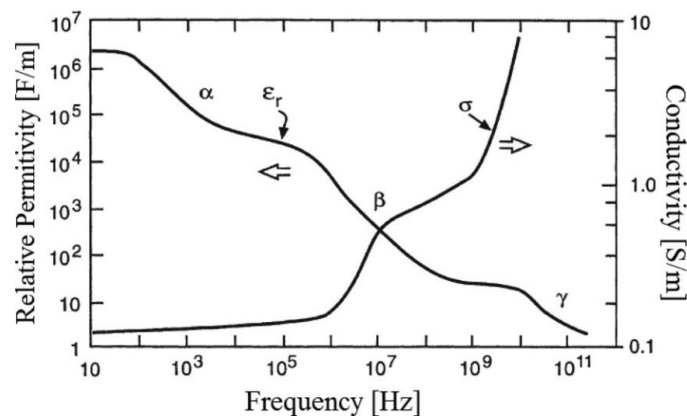


Figura 3.6: Variaciones de las propiedades eléctricas de los tejidos biológicos respecto de la frecuencia [3].

Gabriel *et al.* presentaron en sus publicaciones [40], [41] y [42] los resultados de los experimentos que realizaron para determinar las propiedades dieléctricas de distintos tejidos humanos, en el rango de frecuencia de los 10 Hz a los 20 GHz, realizando de esta manera el estudio más elaborado respecto de las propiedades dieléctricas de los tejidos biológicos del cuerpo humano, en base a la ecuación del modelo de Cole-Cole (3.1), donde ε^* es la constante dieléctrica compleja, $\Delta\varepsilon_n$ es la magnitud de la dispersión, como diferencia de una permitividad a una frecuencia ($\omega \tau$) menor que 1 ε_s y a frecuencia ($\omega \tau$) mayor que 1 ε_∞ , ω es la frecuencia angular, j es la unidad imaginaria, α_n es un parámetro de distribución con valores entre 0 y 1, σ_i la conductividad iónica estática, y finalmente ε_0 es la permitividad del espacio libre. A partir de esta ecuación es posible hallar el valor de la conductividad compleja [4], como muestra (3.2).

Dentro de la ecuación, τ es denominada como constante de tiempo de relajación, que depende de procesos físicos y de efectos iónicos en los tejidos; cada una de las zonas de dispersión o de relajación son causadas por un mecanismo de polarización que se caracteriza a través de esta constante [34].

$$\varepsilon^*(\omega) = \varepsilon_\infty + \sum_n \frac{\Delta\varepsilon_n}{1 + (j\omega\tau_n)^{(1-\alpha_n)}} + \frac{\sigma_i}{j\omega\varepsilon_0} \quad (3.1)$$

$$\sigma^*(\omega) = j\omega\varepsilon_0\varepsilon^* \quad (3.2)$$

En base a la ecuación, la Tabla 3.3 muestra los valores obtenidos por Gabriel *et al.* Para distintos tipos de tejidos.

	ε_∞	$\Delta\varepsilon_1$	$\tau_1(ps)$	α_1	$\Delta\varepsilon_2$	$\tau_2(ps)$	α_2	$\Delta\varepsilon_3$	$\tau_3(\mu s)$	α_3	$\Delta\varepsilon_4$	$\tau_4(ms)$	α_4	σ
Piel seca	4,0	32,0	7,23	0,00	1100	32,48	0,20	0,0			0,0			0,0002
Grasa	2,5	3,0	7,96	0,20	15	15,92	0,10	$3,3 \cdot 10^4$	159,15	0,05	$1 \cdot 10^7$	7,958	0,01	0,0100
Músculo	4,0	50,0	7,23	0,10	7000	353,68	0,10	$1,2 \cdot 10^6$	318,31	0,10	$2,5 \cdot 10^7$	2,274	0,00	0,2000
Corteza ósea	2,5	10,0	13,26	0,20	180	79,58	0,20	$5 \cdot 10^3$	159,15	0,20	$1 \cdot 10^5$	15,915	0,00	0,0200
Núcleo óseo	2,5	18,0	13,26	0,22	300	79,58	0,25	$2 \cdot 10^4$	159,15	0,20	$2 \cdot 10^7$	15,915	0,00	0,0700

Tabla 3.3: Valores reportados por Gabriel *et al.* para la ecuación de Cole-Cole [42] [4].

Las propiedades eléctricas de los tejidos son un elemento clave a tomar en cuenta al momento de estudios de modelado del cuerpo humano como un medio transmisión, los mismos que permiten

considerar el diseño de un dispositivo tranceptor IBC con las características necesarias de eficiencia energética, bajo ruido y costo.

3.4.2. Modelos del cuerpo humano como medio de transmisión.

Para poder investigar el comportamiento de la propagación de señal, ya sea en el sistema de acoplamiento galvánico o capacitivo, se modela el cuerpo humano como un canal o medio de comunicación. Todavía existen algunas discrepancias entre los resultados obtenidos de forma empírica y los obtenidos a través de predicciones de modelado [26], sin embargo, estos modelos pueden ayudar en el proceso de diseño de dispositivos IBC, así como permiten profundizar el conocimiento de los mecanismos de transmisión a través de los tejidos biológicos [4].

Según [4], existen tres categorías fundamentales de modelos del cuerpo humano como medio de transmisión, los cuales son: modelos circuitales de canal eléctrico, modelos electromagnéticos y modelos físicos, basados en los denominados “*phantoms*”. Otros estudios como [3], [26] y [34] no denotan esta clasificación general, pero si mencionan los modelos que [4] clasifica posteriormente en esos tres grupos diferenciados.

Dentro la primera categoría, se han registrado varias propuestas de modelos de canal eléctrico, basándose en esquemas circuitales. La categoría de modelos electromagnéticos comprende a su vez métodos computacionales con técnicas numéricas, que pueden ser métodos de diferencias finitas en el dominio del tiempo (FDTD), métodos de elementos finitos (FEM), o de momentos. Así mismo, la categoría de modelos electromagnéticos contempla el modelado teórico de la propagación electromagnética sobre el cuerpo humano, buscando obtener fórmulas y aproximaciones geométricas que posteriormente muestren expresiones analíticas del cuerpo humano como medio de transmisión. Finalmente, la categoría de modelos físicos o “*phantoms*” se basa en la fabricación de prototipos experimentales basado en contenedores de líquidos, o pueden ser elementos sólidos, con características y propiedades que se asemejen a las de los tejidos biológicos corporales.

3.4.2.1. Modelos circuitales de canal eléctrico.

A través de la obtención de la función de transferencia de un sistema IBC se puede llevar a cabo la construcción de un modelo circuital del cuerpo humano [26]. Existen varias propuestas de investigación acerca de modelos circuitales para ambos tipos de acoplamiento, capacitivo y galvánico; sin embargo el primer modelo circuital fue propuesto por Zimmerman [35] [5].

Básicamente, el modelo propuesto por Zimmerman consiste en cuatro impedancias entre los electrodos del transmisor y el receptor, dos longitudinales y dos transversales. A partir de este modelo, otros autores han propuesto otros modelos circuitales más completos, los mismos que tratan de complementar los estudios previos, buscando un modelo más completo.

Dentro de modelos circuitales de acoplamiento capacitivo se pueden citar a [43], y a [44], los mismos que a partir de los modelos de Zimmerman y los valores obtenidos por Gabriel *et al.* en [42], donde a través de circuitos RC, referencias geométricas del cuerpo humano, como ser cilindros, y otras características como el efecto sombra del cuerpo humano, proponen modelos circuitales RC del acoplamiento capacitivo.

Considerando los modelos circuitales de acoplamiento galvánico, se pueden citar a [34] y [45], los mismos que propusieron el uso de impedancias entre los electrodos del transmisor y el receptor, de forma longitudinal y transversal, así como el uso de impedancias denominadas “inter-electrodo”, tomando en cuenta un total de seis impedancias entre los dispositivos transmisor y receptor, como muestra la Figura 3.7, adicionalmente en [34] se proponen impedancias entre el electrodo y la piel (Z_c), producto del contacto entre los mismos.

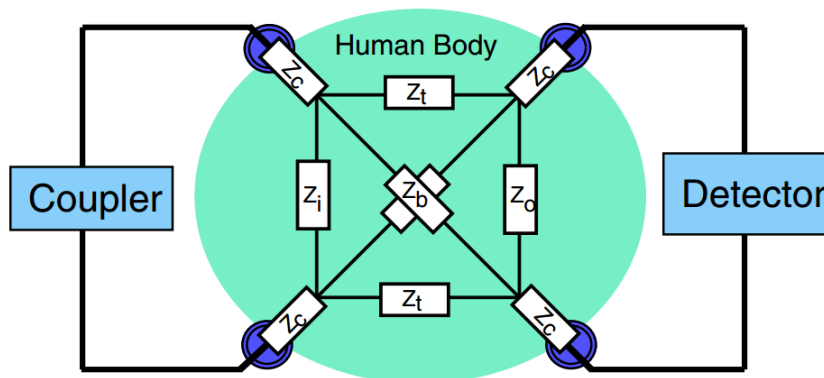


Figura 3.7: Modelo circuitales simplificado del cuerpo humano según Wegmüller [34].

3.4.2.2. Modelos Electromagnéticos.

Dentro de los modelos electromagnéticos se encuentran los métodos de diferencias finitas en el dominio del tiempo (FDTD), los métodos de elementos finitos (FEM), o de momentos y el modelado teórico.

- **FDTD.**

Es una técnica computacional de modelado utilizada en el campo del electromagnetismo, la cual permite examinar el campo eléctrico dentro y fuera de geometrías complejas. Se considera el

método de “estado del arte” para la investigación del comportamiento de la señal en tecnologías IBC [3].

- **FEM.**

Es una técnica que modela tejidos biológicos individuales, basado en la solución de ecuaciones diferenciales e integrales. Se necesita de un modelo físico para poder analizar el comportamiento del cuerpo humano, donde las técnicas FEM buscan entender de mejor manera los efectos de la transmisión sobre la anatomía del cuerpo humano.

En [46] se utilizó el método FEM por primera vez, separando el entorno del ambiente del cuerpo humano en tres regiones. Otros estudios posteriores con esta técnica buscaron analizar el campo eléctrico, las impedancias, la densidad de corrientes y la influencia de otros factores, como la longitud del canal entre los dispositivos, obteniendo resultados entre las simulaciones y resultados obtenidos de manera empírica.

A partir de la técnica FEM, surgieron combinaciones, como se explica en [26], el método FEM de circuito acoplado, para el análisis de el acoplamiento capacitivo con diferentes niveles de abstracción, como los resultados obtenidos en [46] o en [47], al momento de analizar las señales de vías o caminos de retorno en simulaciones FEM del antebrazo, como muestra la Figura 3.8.

Otros estudios basados en FEM fueron realizados por [4], buscando profundizar aspectos de análisis emulando de la misma manera la geometría y composición del brazo humano, orientado al sistema de acoplamiento galvánico, para obtener valores más acertados en cuanto a ganancias y atenuaciones, basado previamente en modelos circuitales.

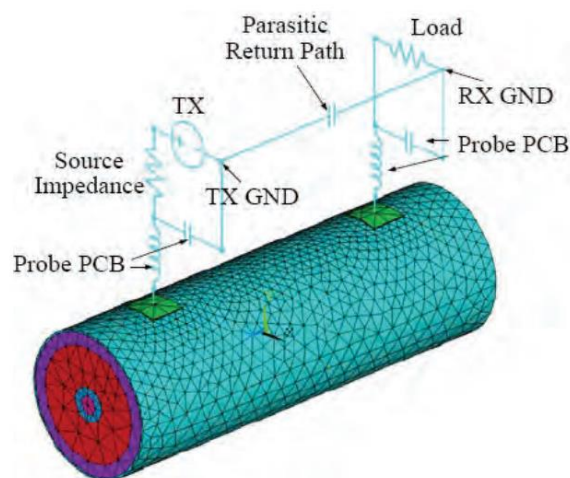


Figura 3.8: Antebrazo simulado a través de la técnica FEM de circuito acoplado [3].

- **Métodos teóricos.**

A través de la resolución de las ecuaciones de campo eléctrico de Maxwell se obtienen modelos teóricos del cuerpo humano, a través de la inclusión de valores que permitan obtener expresiones relacionadas a las comunicaciones IBC. En [48] se propuso un modelo teórico del acoplamiento capacitivo utilizando las ecuaciones de Maxwell. Por su parte en [49] se propuso un modelo teórico para el acoplamiento galvánico, buscando mostrar los efectos de la atenuación del cuerpo humano como canal de comunicaciones.

3.4.2.3. Modelos físicos.

Los modelos físicos conocidos como *phantoms* son prototipos que emulan algunas de las propiedades de los tejidos humanos [4]. En [50], los autores buscan analizar el canal del cuerpo humano desde la perspectiva de la teoría del electromagnetismo, desarrollando un modelo matemático sobre un *phantom* de un brazo humano, enfocándose principalmente en la distribución de la señal sobre el mismo. La Figura 3.9 muestra la configuración experimental del *phantom* utilizado, tal y como reportan los autores.

Los *phantoms* o modelos físicos entonces permiten la experimentación en entornos sin restricciones de seguridad y permitiendo la repetición de mediciones sin variaciones debidas al entorno.

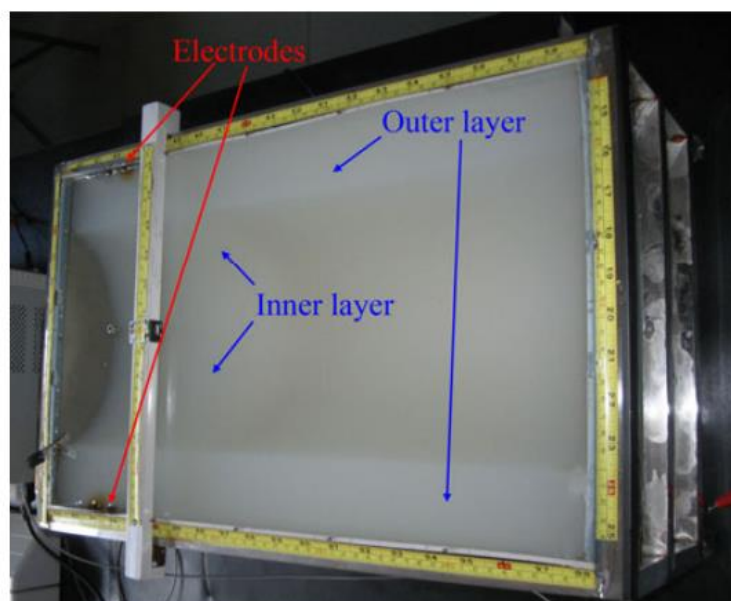


Figura 3.9: Configuración experimental tipo phantom utilizada en [50].

En cada modelo del cuerpo humano como medio de transmisión los diversos autores y artículos publicados han buscado acercarse y simular o emular las características del cuerpo humano lo más cercano a un entorno real. Algunos estudios se han enfocado incluso en otros parámetros, además de los indicados anteriormente, entre ellos las características de propagación de la señal, o la atenuación causada por las diferentes capas de tejido, o las impedancias resultantes de cada modelo, enfocadas en los sistemas de acoplamiento capacitivo y acoplamiento galvánico.

Por ejemplo, en [51], se ha analizado los efectos del movimiento del cuerpo humano relacionado a la atenuación de la señal, durante la comunicación intracorporal de dos dispositivos, examinando las articulaciones como los codos y las rodillas, al momento de verificar el camino que seguiría la señal a través de estas partes del cuerpo, y los efectos que causaría en el envío de datos.

Bae *et al.* en [52] realizan un estudio acerca de la configuración de los electrodos utilizados en comunicaciones IBC, basándose en el análisis de dipolos verticales y horizontales y la forma en que los electrodos son adheridos al cuerpo humano, a través de una clasificación realizada por ellos mismos de nueve configuraciones de electrodos. A partir de las ecuaciones de Maxwell determinan valores como la respuesta en frecuencia, la atenuación de la señal y la resiliencia a otras señales interferentes.

En [53], además de proponer configuraciones para realizar mediciones de parámetros de configuraciones de acoplamiento galvánico y capacitivo, y proponer el uso de baluns para eliminar el efecto de tierra interna de los equipos de medición utilizados, evalúan cuatro tipos de electrodos posibles, concluyendo que el material del electrodo utilizado en los acoplamientos no tiene demasiada influencia, pero que aquellos electrodos con capas con gel, usualmente de AgCl (Cloruro de Plata) presentan mejores resultados al momento de realizar el acoplamiento galvánico.

Los resultados obtenidos del análisis de modelos para los tipos de acoplamiento existentes, así como la experimentación para determinar las características dieléctricas de los tejidos biológicos y del cuerpo humano como medio de transmisión buscan sentar las bases para guiar los diseños de transeptores que cumplan con los requerimientos de consumo de energía, tamaño, potencia de transmisión, resistencia a la atenuación e interferencias y otros factores, que a su vez permitan el desarrollo de aplicaciones en diversos campos, siendo el principal enfoque la comunicación de dispositivos sensores médicos.

3.5. Aplicaciones de IBC.

De acuerdo a los mecanismos de acoplamiento presentados anteriormente, las conclusiones de los autores han apuntado a que los sistemas de acoplamiento capacitivo responden de manera efectiva a aplicaciones que requieran distancias de transmisión más largas, sin embargo, su principal desventaja radica en que son susceptibles a interferencias externas, como son las radiaciones de otros dispositivos cercanos. Por otro lado, los sistemas de acoplamiento galvánico tienen la ventaja de presentar mayor robustez frente a interferencias y a los movimientos corporales, sin embargo, se ven limitados cuando se requieren mayores distancias de transmisión.

Se han propuesto diversas aplicaciones en las que se puede utilizar la piel como medio de transmisión, basándose en comunicaciones IBC, en cada uno de los sistemas de acoplamiento mostrados. Inicialmente, las aplicaciones fueron de orientación médica, donde un transceptor IBC recibe los datos de un sensor médico adherido al cuerpo del paciente, o implantado en el mismo, por ejemplo, un monitor de electrocardiogramas (ECG), y transmite la información a un PD (Personal Device), el cual permite su envío hacia una red extra-corporal, para la gestión de información o su almacenamiento. Posteriormente se vieron propuestas de aplicaciones orientadas a la seguridad y autenticación. Finalmente, el incremento de tasas de transmisión permitió propuestas de nuevas aplicaciones en el ámbito del consumo doméstico y del entretenimiento.

Todo lo anterior, ligado a que los dispositivos IBC pueden considerarse seguros respecto a otras tecnologías inalámbricas de comunicaciones, además de la evidente ventaja de tener bajo consumo de potencia, permitieron el desarrollo de diversas aplicaciones, en diversos campos, algunas de las cuales se exponen a continuación.

En [54] proponen un monitor de signos vitales, el cual es descrito como un sistema de electrocardiograma (ECG) inalámbrico, que basa su sistema de comunicación en IBC, el cual fue diseñado para operar con una técnica de espectro ensanchado (SS), debido a las características inestables y las atenuaciones del cuerpo humano, que ya fueron descritas. Los autores mencionan que, la técnica SS aplicada, proporciona al sistema de monitoreo de signos vitales robustez contra las interferencias y bajo nivel de interferencias hacia otros sistemas. El diseño del transceptor utilizado les permitió alcanzar una tasa de transferencia de 28,8 kbps; según los autores, suficiente para aplicaciones de monitoreo de signos vitales, en este caso basados en ECG.

Razak *et al.* [55] utilizan modulación BFSK (*Binary Frequency Shift Keying*) para comparar el rendimiento de ambos sistemas de acoplamiento, galvánico y capacitivo, con el fin de poder transmitir la información obtenida de sensores de presión ubicados en las plantas de los pies. En

sus pruebas los autores identificaron al método de acoplamiento galvánico como la mejor opción para este tipo de aplicaciones y sensores. La técnica de modulación aplicada utiliza una frecuencia de portadora de 80 MHz, con un ancho de banda de 2 MHz. Si bien no se operan con los parámetros definidos por el estándar, los autores plantean a las comunicaciones IBC como una alternativa atractiva para aplicaciones de sensorización de presión de la planta de los pies.

Respecto de aplicaciones IBC para autenticación, en [56], se propone una aplicación de autenticación personal utilizando las “huellas” de los canales de propagación de radio IBC. En base a tres frecuencias de portadoras de 433 MHz, 900 MHz y 2,4 GHz buscan encontrar características únicas de propagación que puedan utilizarse como huellas para la autenticación personal. Los estudios de los autores demostraron que los coeficientes de desvanecimiento de los canales IBC utilizados, así como los espectros de frecuencia de potencia pueden presentar características únicas que hacen a una persona distinguible de otra.

Así mismo, Nie *et al.* [57] proponen un sistema de autenticación biométrica basada en IBC, basándose en acoplamiento capacitivo. Los autores resaltan que, en el caso de dispositivos *wereables*, los mecanismos de autenticación biométrica convencionales, como son el reconocimiento facial, reconocimiento de voz, las venas de las manos, o la geometría de la mano, entre otros, no son aconsejables; por lo que, debido a la naturaleza de los tejidos, los cuales pueden variar de un individuo a otro, las constantes dieléctricas pueden variar de una persona a otra, así como la señal propagada de un dispositivo a otro. El algoritmo de autenticación propuesto, basado en IBC con acoplamiento capacitivo, fue reportado con una tasa de identificación del 98%.

Otra aplicación de autenticación, es la presentada en [58], donde se propone un sistema de control de acceso para vehículos, el cual, para evitar ataques de escucha por terceros, o *eavesdropping*, propone utilizar comunicaciones IBC en lugar de las usuales técnicas de transmisión por radio frecuencia; para esto proponen el uso de la configuración IBC propuesta por Shinigawa *et al.*, denominada *RedTacton*, la cual fue reportada en [59] como una red IBC, basada en acoplamiento capacitivo, que soporta comunicaciones half-duplex a una tasa de transmisión de 10 Mbps; fue diseñada para poder establecer comunicaciones por contacto, por lo que propusieron múltiples aplicaciones, tal como muestra la Figura 3.10, desde los sistemas de autenticación por contacto, sistemas de negocios electrónicos por contacto o “*hand shaking*”, hasta aplicaciones de conexiones inalámbricas múltiples; sin embargo, no se presentó continuidad a estos estudios, por lo que no se concretaron productos comerciales que utilicen *RedTacton*, por tanto estas aplicaciones quedaron solamente como propuestas para futuras implementaciones de las comunicaciones IBC.

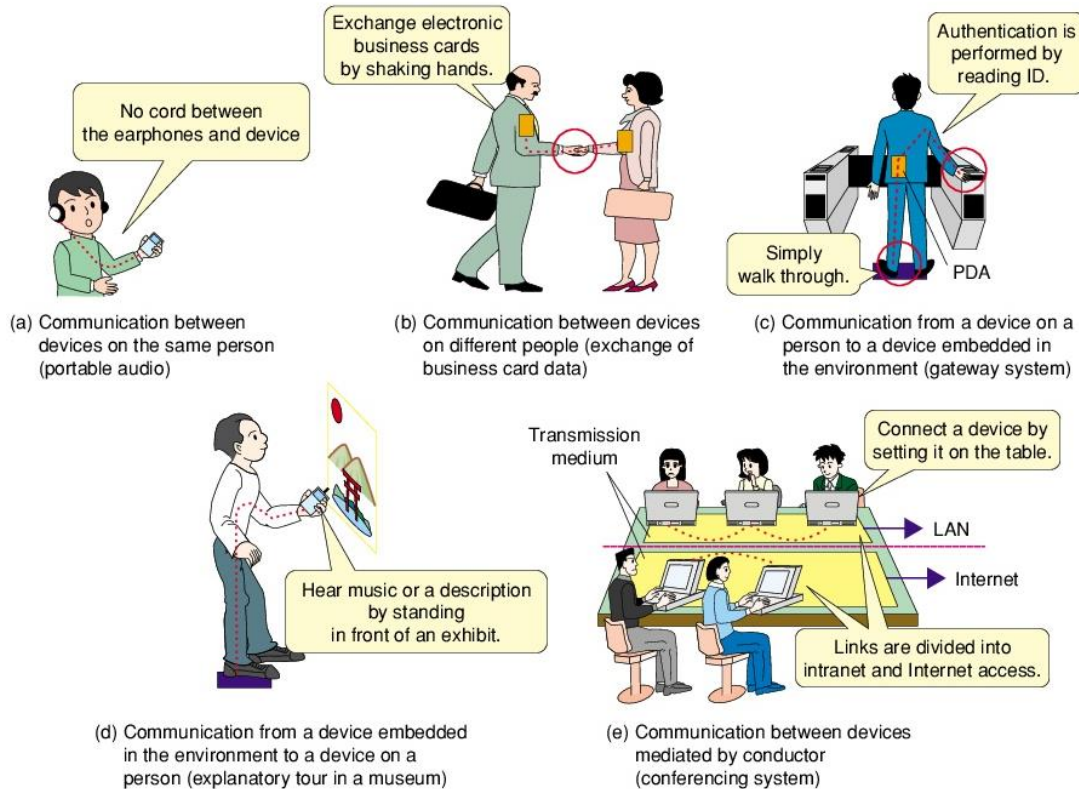


Figura 3.10: Aplicaciones propuestas para IBC por RedTacton [59].

Otras aplicaciones, en el ámbito del entretenimiento, se han propuesto en [60], mostrando dos contextos en los cuales se puede utilizar sistemas de comunicación IBC, denominadas por los autores comunicaciones Intra-Body y comunicaciones Inter-Body. En el primer contexto, proponen un sistema de guía para personas ciegas, donde podrían implantarse sensores IBC en el suelo de centros comerciales, estaciones de trenes, aeropuertos o terminales, y al hacer contacto con otro sensor IBC conectado al pie de la persona, se podría transmitir información hacia un audífono, también con tecnología IBC, para que se pueda escuchar información referente al lugar donde se implementó el sensor. Dentro el contexto de comunicaciones Inter-Body, proponen el intercambio de información por *hand shaking*.

Finalmente, en [61], se presenta el prototipo de un dispositivo *wearable* para reproducción de archivos de audio, utilizando un sistema de acoplamiento capacitivo IBC para poder transmitir el audio a los audífonos. El prototipo planteado fue reportado con un consumo de potencia de 5mW, y puede alcanzar a una tasa de transmisión de 2 Mbps. Por su parte, Wang y Choy, en [62], los presentan el diseño de un transmisor basado en IBC, mediante acoplamiento capacitivo, el cual permite el envío de audio a un receptor implementado en una FPGA, para que el audio sea

reproducido. Los autores reportaron que es posible ubicar el transmisor y el receptor a una distancia de 170 cm., alcanzando dos tasas de transmisión de datos, de 2,5 Mbps y de 5 Mbps.

Si bien se muestran aplicaciones prometedoras, no todas han sido desarrolladas o implementadas, y las implementaciones realizadas se reducen a entornos de laboratorio o entornos cerrado, donde hasta la fecha, no se conoce de aplicaciones comerciales para las comunicaciones IBC, lo que deja una visión a trabajo futuro, en la cual puedan aplicarse los sistemas de comunicaciones IBC para poder implementar esas aplicaciones u otras que puedan ser propuestas, y que las mismas resulten en la implementación de dispositivos comerciales.

4. TRANSCÉPTORES IBC.

4.1. Introducción.

En los sistemas de comunicaciones existen varios retos de diseño que deben ser abordados, siendo las características del canal el desafío principal al momento de diseñar un sistema de comunicaciones [26], en el caso del cuerpo humano como canal de comunicaciones, se aborda el problema con las mismas consideraciones que otros canales o medios de comunicaciones, analizando sus características físicas, y analizando parámetros como son la distancia del canal, la atenuación de la señal, la distorsión, efectos de propagación multicamino, entre otros.

Una vez evaluadas las características de transmisión utilizando el cuerpo humano como canal de comunicaciones, en base a los resultados de análisis para los sistemas de acoplamiento capacitivo y acoplamiento galvánico, se utilizan estos datos recolectados para el diseño de transceptores (*transceivers*, dispositivos transmisores-receptores) que utilicen los tejidos biológicos, principalmente la piel, como medio de transmisión.

El diseño de transceptores tiene otros parámetros, además de las características del canal de comunicaciones, que deben ser considerados; entre ellos la tasa de transmisión de datos o *data rate*, la potencia de salida en el lado del transmisor, la sensibilidad del dispositivo, que se entiende como la mínima potencia de señal requerida para que sea entendible al receptor, la máxima distancia de transmisión o distancia de canal, entre otros. Así mismo, se consideran parámetros como el consumo energético del transceptor, la energía consumida por envío y/o recepción de bit, la fuente de voltaje y/o fuente de corriente requerida, el factor de forma del dispositivo diseñado, el costo. Finalmente, para poder obtener valores elevados en algunos de esos parámetros, como el *data rate*, o valores bajos en otros, como la atenuación de la señal, o el consumo energético, se busca el equilibrio entre todos los parámetros involucrados, y se aplican técnicas de modulación, principalmente digital, que permitan obtener un transceptor eficiente, considerando para ello la frecuencia de operación de la señal portadora.

Este capítulo analiza las características existentes en la literatura acerca del diseño de transceptores, enfocándose en las características señaladas por el estándar IEEE 802.15.6 para un transmisor HBC, y las especificaciones para el transmisor y el receptor que se presentan en el mismo estándar. Así mismo, se estudian seis principales propuestas, entre diseños de transceptores de acoplamiento capacitivo y acoplamiento galvánico, a partir de los parámetros presentados por los autores.

4.2. Transceptores IBC.

Como es sabido, un sistema de comunicaciones se compone de tres elementos fundamentales, o etapas de la comunicación: un transmisor, el canal de comunicaciones y un receptor. De la misma manera, las comunicaciones IBC se conforman por los mismos elementos fundamentales, siendo el canal de comunicaciones el cuerpo humano, a través de los tejidos biológicos, principalmente la piel. A su vez, cada uno de los elementos se conforma por subsistemas, cada uno diseñado para cumplir un objetivo específico en el proceso de comunicación entre dos dispositivos IBC, o transceptores IBC.

Un transceptor IBC entonces hace las funciones de transmisor o receptor, según se requiera en un determinado instante de tiempo, enviando un mensaje, o recibiendo, a través del canal de comunicaciones, que a partir de este punto será la piel.

El transmisor recibe la información de algún sensor conectado al mismo, el cual puede estar adherido al cuerpo para recolectar datos, que pueden ser analógicos, por lo que será necesario un conversor analógico-digital (ADC). Una vez que se tienen los datos del sensor conectado al cuerpo, que es el que genera la información, en formato digital, es necesario que estos datos sean codificados, de acuerdo al formato de tramas físicas de PHY HBC, por lo que el transmisor tendrá un codificador. Finalmente, para poder transmitir una señal que pueda ser resistente al ruido, será necesario un modulador.

Una vez que la señal atraviesa el canal, que es la piel, el receptor debe realizar el proceso inverso que realizó el transmisor, por lo que se compondrá de un demodulador, un decodificador, y para recuperar los datos en su forma original se puede incluir un conversor digital-analógico (DAC). La Figura 4.1 ilustra un diagrama de bloques de los subsistemas que comprenden un transceptor IBC, considerando acoplamiento galvánico.

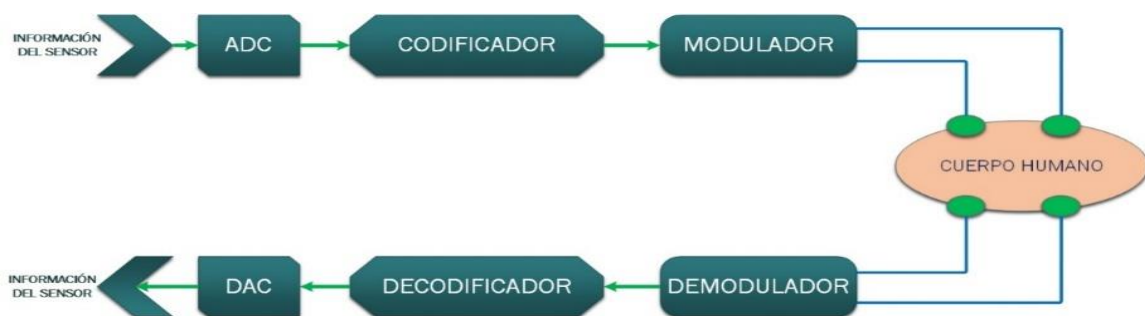


Figura 4.1: Diagrama de Bloques de un transceptor IBC.

Adicionalmente, se pueden incluir otros bloques, los mismos que pretenden mejorar la calidad de la transmisión y recepción de datos, estos pueden ser un *frontend* analógico, que puede estar compuesto de amplificadores y circuitería, que acondicione la señal una vez que es recibida, para poder amplificarla, en el lado del receptor; los acopladores y detectores respectivos, buffers diferenciales que permitan inducir corrientes diferenciales o el campo electromagnético al cuerpo humano, unidades de control que controlen la recepción y envío de los mensajes a través del canal, los mismos que deberán basarse en un protocolo de comunicaciones preestablecido.

Existen varios estudios y propuestas de diseños de diversos autores para transceptores IBC, tanto en sistemas de acoplamiento capacitivo como de acoplamiento galvánico, y varios otros que se enfocan en el estudio del *frontend* analógico del receptor, buscando mejorar la señal recibida a través de circuitería, filtros y amplificadores.

4.2.1. Características de un transmisor HBC de acuerdo al estándar IEEE 802.15.6.

De acuerdo al estándar IEEE 802.15.6., el transmisor HBC, como lo denomina el mismo estándar, utiliza un esquema de transmisión digital selectiva por frecuencia (FSDT) [14], donde los datos se difunden en el dominio de la frecuencia, donde a través de códigos de propagación selectiva, se ensancha la señal transmitida en banda base, previo a su transmisión por el cuerpo humano, siendo la frecuencia central para la transmisión de 21 MHz, con un ancho de banda del canal de 5,25 MHz.

De acuerdo al estándar, los bloques que conforman el transmisor HBC deben permitir que se conforme el formato de trama PHY HBC, de manera que previo a la transmisión de la PSDU, que contiene la información, se trasmitan el preámbulo PLCP, el delimitador de inicio de trama SFD, o RI (*Rate Indicator*), de acuerdo al modo transmisión que se utilice, y la cabecera, compuesta por sus campos característicos, las mismas que son generadas con sus respectivos bloques de referencia, y son enviadas al electrodo que se adhiere al cuerpo a través de un multiplexor. Bajo esos requerimientos, los bloques de referencia que conforman el transmisor son detallados en el estándar, se muestran en la Figura 4.2 y son:

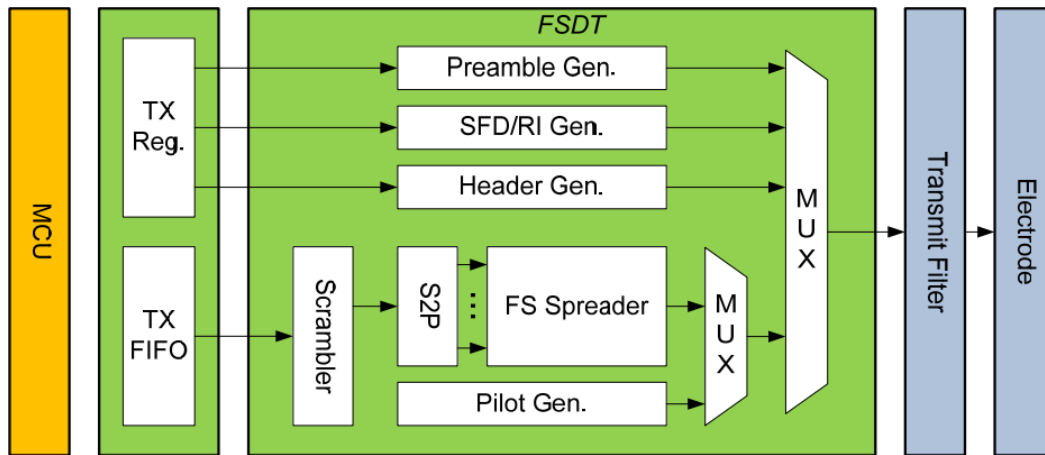


Figura 4.2: Bloque de diagramas de referencia de un transmisor HBC, estándar IEEE 802.15.6 [14].

- **Generador de Preámbulo.**

El preámbulo se envía cuatro veces para lograr la sincronización con el receptor. El mismo es generado por una secuencia de código *Gold* de 64 bits, y ensanchada a través de un código de cambio de frecuencia FSC, con un factor de dispersión SF igual a 8 [0, 1, 0, 1, 0, 1, 0, 1]. La frecuencia central de 21 MHz se alcanza operando con una frecuencia de reloj de 42 MHz.

El código *Gold* necesario se genera a través de dos polinomios, donde de acuerdo al bit que se genere, y con el código FSC con factor FS de 8, el código será ensanchado a [10101010], si el bit del preámbulo a transmitir es un '0', y será [01010101], si el bit a transmitir es '1'.

- **Generador SFD/RI.**

La secuencia SFD (*Start Frame Delimiter*), a diferencia del preámbulo, se genera una sola vez. Se genera a través de una secuencia de código *Gold* de 64 bits, ensanchado con un código FSC de factor FS igual a 8. El código *Gold* se genera a través de dos polinomios, de manera similar a los utilizados para la generación del preámbulo.

Cuando el modo de transmisión escogido es de tipo ráfaga, se utiliza el modo RI (*Rate Indicator*), en vez del modo SFD, a través del cual se indica la velocidad de transferencia utilizada al receptor, donde las diferentes velocidades de datos se detallan en el mismo estándar, las cuales dependen de la capa MAC, la cual habilita o no el modo de transmisión de tipo ráfaga.

- **Generador de cabecera.**

Dependiendo si el modo de transmisión será de tipo ráfaga, con el campo RI habilitado, o no, con el campo SFD habilitado, se generará la cabecera. Los campos que componen la cabecera se detallan en la Tabla 4.1, tal y como describe el estándar IEEE 802.15.6.

Posición de Bit	Campo	Longitud en bits	Valores	Descripción
0-2	<i>Data Rate</i>	3	000: 164 kbps 001: 328 kbps 010: 656 kbps 011: 1,3125 Mbps 100: Reservado 101: Reservado 110: Reservado 111: Reservado	Tasa de transmisión del PSDU. El campo se configura en 111 cuando se utiliza el modo RI (ráfaga).
3-4	<i>Pilot info</i> (periodo de inserción de <i>pilot</i>)	2	000: Reservado 001: Reservado 010: 64 octetos 011: 128 octetos 100: Reservado 101: Reservado 110: Sin inserción	Intervalo de inserción de <i>pilot</i> .
6-7	Reservado	2	Reservado	-
8	Modo Ráfaga	1	0: El siguiente paquete no es parte de una ráfaga 1: El siguiente paquete es parte de una ráfaga	Información acerca del siguiente paquete-si se está enviando en modo ráfaga
9-10	Reservado	2	Reservado	-
11	Semilla de <i>Scrambler</i>	1	De acuerdo a especificaciones del estándar	-
12-15	Reservado	4	Reservado	Longitud del PSDU
16-23	Longitud del PSDU	8	0-255	Longitud del PSDU en octetos
24-31	CRC8	8	-	Valor CRC de la cabecera PLCP

Tabla 4.1: Descripción de la cabecera PHY HBC, de acuerdo al estándar IEEE 802.15.6.

El código de redundancia cíclica CRC se calcula sobre la cabecera PHY HBC, a través de un polinomio generador y un diagrama incluido en el estándar IEEE 802.15.6., de acuerdo al mismo, se inicializa el registro CRC con todos los campos en 1, de acuerdo a CCITT CRC8, posteriormente los bits de la cabecera, excepto los del campo CRC ingresan al generador de CRC en orden de transmisión, es decir primero el bit menos significativo (LSB), una vez que todos los

bits de la cabecera han ingresado al generador CRC, el registro restante se convierte en el campo CRC de la cabecera.

La semilla del *scrambler* (SS) puede ser 0 o 1, lo que permite un vector inicial de 32 bits para un *scrambler* basado en un polinomio determinado por el estándar, el cual tendrá el objetivo de encriptar la información contenida en el PSDU, haciéndola ilegible a otros dispositivos, a no ser que sea un receptor con el mismo *scrambler*.

- **Convertor de serie a paralelo (S2P).**

De acuerdo al estándar, los datos que deben ser transmitidos se generan a través de realizar un mapeo de cuatro bits. Los datos ingresan en serie al convertor de serie a paralelo, y se transforman en un símbolo de 4 bits, el cual sirve de índice para ingresar a la etapa de ensanchado en frecuencia.

- **FS-Spreader, o “ensanchador” de frecuencia selectiva.**

El índice de 4 bits generado por el convertor de serial a paralelo ingresa al ensanchador de frecuencia selectiva, o *FS-spreader*, el cual se compone de dos elementos esenciales: un codificador ortogonal, basado en códigos de Walsh de 16 bits, y un FSC, con su determinado factor de dispersión FS. El estándar así mismo define los parámetros de modulación para la cabecera PLCP y el PSDU, considerando una frecuencia central de 21 MHz, los mismos que se detallan en la Tabla 4.2, tal y como se encuentran en el estándar IEEE 802.15.6.

Componente del Paquete	Modulación	Tasa de símbolo (ksp/s) de S2P	Data rate de la información	Frecuencia de Reloj (MHz)	Soporte
Cabecera PLCP	<i>FS-Spreader</i>	41	164 kbps	42	Obligatorio
PSDU	<i>FS-Spreader</i>	41	164 kbps	42	Obligatorio
PSDU	<i>FS-Spreader</i>	82	328 kbps	42	Opcional
PSDU	<i>FS-Spreader</i>	164	656 kbps	42	Opcional
PDSU	<i>FS-Spreader</i>	328	1,3125 Mbps	42	Opcional

Tabla 4.2: Parámetros de modulación para la cabecera PLCP y el PSDU, de acuerdo al estándar IEEE 802.15.6.

- **Generador de Pilot.**

La inserción de una secuencia denominada *Pilot*, para evitar la pérdida de sincronización, es opcional de acuerdo al estándar IEEE 802.15.6., esta secuencia puede ser la misma que se utiliza en el SFD (*start frame delimiter*), la cabecera PHY HBC contiene un campo denominado *Pilot*

info, la cual indica el intervalo de inserción de esta secuencia. Esta secuencia se introduce en el PSDU, a menos que la longitud total de este sea menor al periodo de inserción del mismo *pilot*; de no ser así, se inserta el *pilot* periódicamente, intercalado con un bloque de datos, divididos de acuerdo al intervalo indicado, el cual puede ser cada 64 o 128 octetos.

- **Multiplexor MUX.**

Como se había mencionado anteriormente, los campos necesarios son generados con sus respectivos bloques de referencia, y son enviadas al electrodo que se adhiere al cuerpo a través de un multiplexor. Es necesario notar que previo al multiplexor principal de la Figura 4.2, existe un multiplexor de 2 a 1, cuyas entradas son el generador de las secuencia *pilot* y del FS *spreader*, esto, como se mencionó antes, para evitar la pérdida de sincronización.

4.2.1.1. Otras especificaciones del estándar IEEE 802.15.6.

Además de los bloques necesarios para un transceptor HBC, el estándar IEEE 802.15.6. contiene especificaciones para el transmisor y el receptor, entre las que se encuentran el espectro de frecuencias del transmisor, la potencia de transmisión, la frecuencia de reloj y su tolerancia de frecuencia y requisitos marcados de tiempo de transmisión. Así mismo, para el receptor se incluyen características mínimas, como son la sensibilidad del receptor, el tiempo de respuesta en recepción, entre otras.

Respecto del espectro del transmisor, se indica que se utilizará una máscara espectral que elimine armónicos e interferencias con otras bandas, haciéndose énfasis en las bandas de frecuencias médicas de 400 MHz. Al ser la frecuencia central de operación f_c igual a 21 MHz, la frecuencia de ancho de banda del canal f_{BW} es igual a 5,25 MHz, tal y como se ilustra en la Figura 4.3, tomada del mismo estándar IEEE 802.15.6., la cual resalta las máscaras espectrales de transmisión para un dispositivo HBC, donde PSD es la densidad espectral de potencia, y f es la frecuencia de operación.

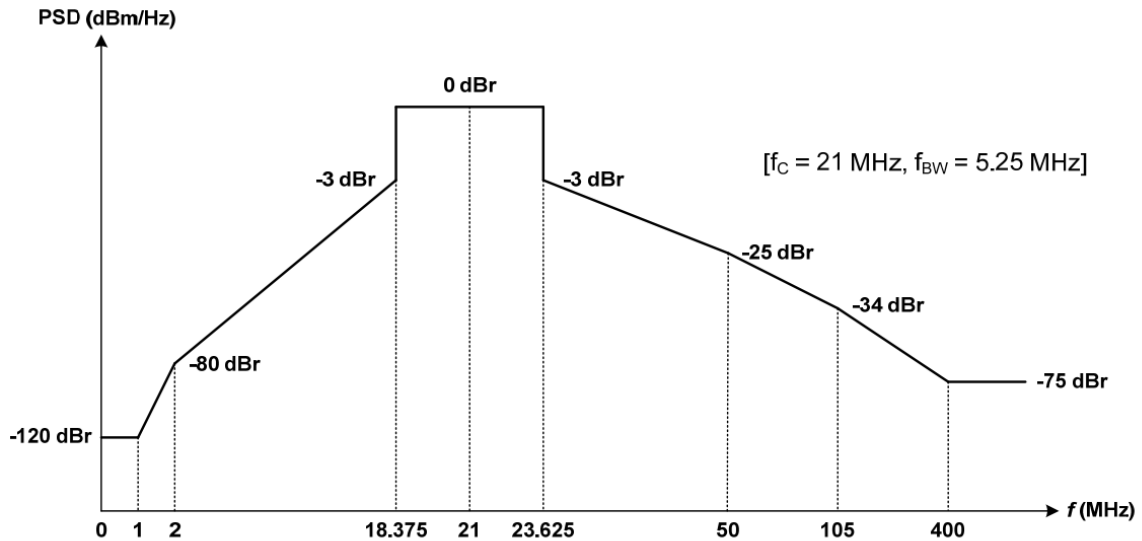


Figura 4.3: Máscara espectral de transmisión [14].

Los dispositivos HBC no deben interferir con otros dispositivos y sistemas, como menciona el estándar, con el fin de proteger la inocuidad del cuerpo humano, y las políticas regulatorias, respecto de la radiación de campos electromagnéticos alrededor y cerca del mismo; por lo que se define que la potencia de transmisión no deberá ser superior a los $30 \mu\text{V/m}$ (micro voltios por metro).

Finalmente, la sensibilidad del receptor se considera con una cifra de ruido de 10 dB y una pérdida de implementación de 6 dB, donde para cada una de las tasas de transmisión posibles, se requiere una sensibilidad mínima en el receptor, tal y como se sintetiza en la Tabla 2.3.; esto es considerando una tasa de error por paquete (PER) inferior al 1%, y considerando al PSDU con una carga de 128 octetos.

4.2.2. Estudio de transceptores IBC.

A continuación, se presenta un estudio de seis transceptores IBC propuestos, los mismos que a través de innovaciones y estudios de sus autores han permitido mejorar el consumo energético de los dispositivos propuestos, aumentar la tasa de transmisión de datos y utilizar tecnologías que permitan reducir el tamaño de los mismos, orientado a su uso de permitir la movilidad del usuario y no interferir en sus actividades cotidianas.

4.2.2.1. Transceptor propuesto por Zimmerman.

En 1996, Thomas Guthrie Zimmerman, propuso un transceptor IBC, considerado como el primer prototipo de un sistema de comunicaciones IBC, denominado por el autor como un prototipo IBC para redes PAN (*Personal Area Network*), basado en acoplamiento capacitivo. Para aquel entonces, fue un dispositivo para poder demostrar el intercambio digital de datos a través de cuerpo humano [5].

Básicamente el transmisor propuesto por Zimmerman se compone de un circuito tanque LC, el cual recibe una señal cuadrada con 5 voltios pico a pico de una PIC 16C71, que serían los datos que deben ser transmitidos; la señal cuadrada se transforma en una senoide debido al circuito tanque, la misma que es inducida al cuerpo a través de un electrodo.

La señal sinusoidal es recibida en el electrodo del receptor, la cual pasa a un amplificador operacional con ganancia igual a 106, una vez amplificada la señal, pasa a un switch bipolar controlado por el microcontrolador PIC, la corriente de desplazamiento producida es dirigida hacia un integrador de corriente a voltaje, el cual es detectado por un conversor análogo-digital ADC de 8 bits, integrado en el mismo microcontrolador. La Figura 4.4 muestra el diagrama circuital del prototipo propuesto por Zimmerman.

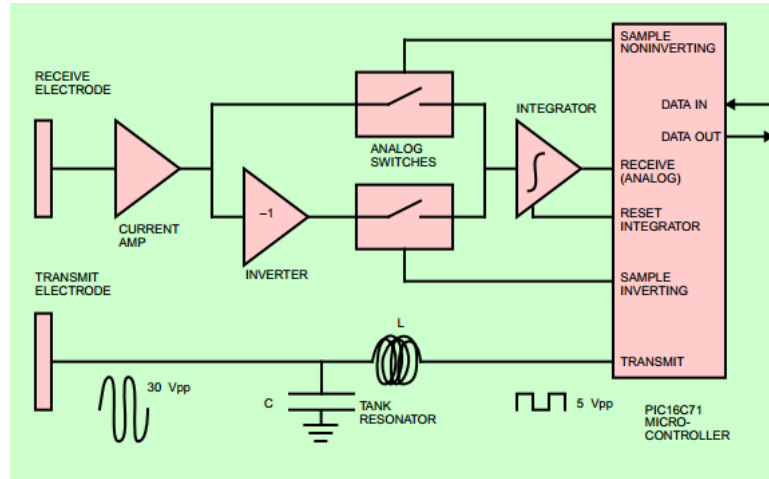


Figura 4.4: Diagrama de bloques del transceptor propuesto por Zimmerman [5].

Las estrategias de modulación propuestas fueron ON-OFF *keying* (OOK) y espectro ensanchado por secuencia directa (DSSS). Básicamente la primera estrategia consiste en que cuando un bit de datos sea '1', se transmite la señal portadora, y cuando el bit sea un '0', se apaga la transmisión de la portadora. Por su parte, la estrategia DSSS utiliza una denominada secuencia de pseudo-ruido (PN, *pseudo-noise*), donde para transmitir un bit '1', se transmite la secuencia entera, y para

transmitir un bit '0', se transmite la misma secuencia, pero invertida. Es notorio que la sincronización entre el transmisor y el receptor es un factor determinante para poder recibir de forma correcta la información, por lo que se utiliza una base de tiempo igual para ambos, basado en un oscilador de cristal a 100 ppm [35].

La frecuencia de la señal portadora fue reportada en el rango de los 100 a los 500 KHz, alcanzando una tasa de transmisión de datos de 2,4 kbps, datos que se obtuvieron situando los dispositivos transmisor y receptor en los pies del sujeto, lo más cerca a tierra posible.

El prototipo propuesto es alimentado por dos baterías de ± 9 voltios, para alimentar los circuitos analógicos, y la fuente es regulada a ± 5 voltios, para alimentar el microcontrolador y el oscilador de cristal, ya que manejan lógica TTL (lógica transistor a transistor). Bajo el esquema de modulación OOK, se utilizó una frecuencia portadora de 330 kHz, y la amplitud pico del acoplamiento fue de 30 voltios, con un consumo general de 400 mW (mili watts) [3].

En base al prototipo propuesto por Zimmerman, Partridge *et al.* en [63] añadieron filtros y amplificadores al circuito, para mejorar la recepción de la señal, y utilizaron modulación FSK (*Frequency Shift Keying*), operando con una frecuencia de portadora de 160 kHz, y alcanzando una tasa de transmisión de datos de 34,8 kbps.

4.2.2.2. Transceptor propuesto por Wegmüller.

Basado en sus investigaciones en sistemas de acoplamiento galvánico, Marc Simon Wegmüller, en 2007, propuso un transceptor basado justamente en ese tipo de acoplamiento, dirigido a comunicaciones entre dispositivos de aplicaciones biomédicas [34].

Según Wegmüller, un transceptor IBC debe tener las siguientes propiedades:

- Simplicidad y gran capacidad de integración.
- Baja potencia de transmisión y bajo consumo de energía.
- Una tasa de transmisión específica a la aplicación que tenga el dispositivo.

En base a esas consideraciones se presentó su diseño de transceptor IBC, basado en acoplamiento galvánico, compuesto básicamente de un transmisor encargado de codificar la información, modularla y a través de los electrodos acoplarla al cuerpo humano, a través de la piel. El receptor efectúa el proceso inverso, esto es, detecta la señal a través de los electrodos, se amplifica la misma, se demodula, se decodifica y se obtiene la información.

Específicamente el transmisor se compone de un codificador digital, el cual conforma una trama de 16 bits de cabecera, utilizada para la sincronización, y un máximo 1024 bytes de datos, donde el primer byte de datos se puede definir como identificador del sensor que envía la información. Posterior a la codificación, la misma se modula, a través de un modulador o *Shift Phaser*. Finalmente, la señal digital del transmisor se convierte a analógica a través de un conversor digital-analógico DAC de 12 bits, con salida diferencial. Las dos señales diferenciales conducen la etapa de salida de corriente diferencial con amplitud pico de 1 mA, la cual es acoplada al cuerpo humano a través de dos electrodos.

El receptor se compone en su primera etapa de un *frontend* analógico, compuesto de filtros para reducir el ruido de entrada y un amplificador diferencial con ganancia constante, que además de amplificar la señal la convierte la señal diferencial a una sola salida, posteriormente la señal pasa a un filtro de pasa banda Sallen-Key, y finalmente un amplificador de ganancia variable (AGC: *automatic gain control*). La señal acondicionada pasa a un conversor análogo-digital ADC, el cual pasa la señal al demodulador, y finalmente la señal llega al decodificador, para obtener la información requerida.

Las señales son generadas por un FPGA (*Field Programmable Gate Array*) Xilinx SPARTAN IIE entre el *frontend* analógico (hacia el cuerpo) y los enlaces de comunicación digital [64], los que permiten su comunicación a una interfaz óptica, la cual a través de conexión USB se conecta a dos ordenadores, uno para el control de transmisión de datos, y el otro para el control de la recepción. La Figura 4.5 ilustra el diagrama de bloques propuesto por Wegmüller *et al.* para el diseño de su transceptor IBC de acoplamiento galvánico. La unidad FPGA implementada provee la señal al codificar las tramas y modularlas digitalmente.

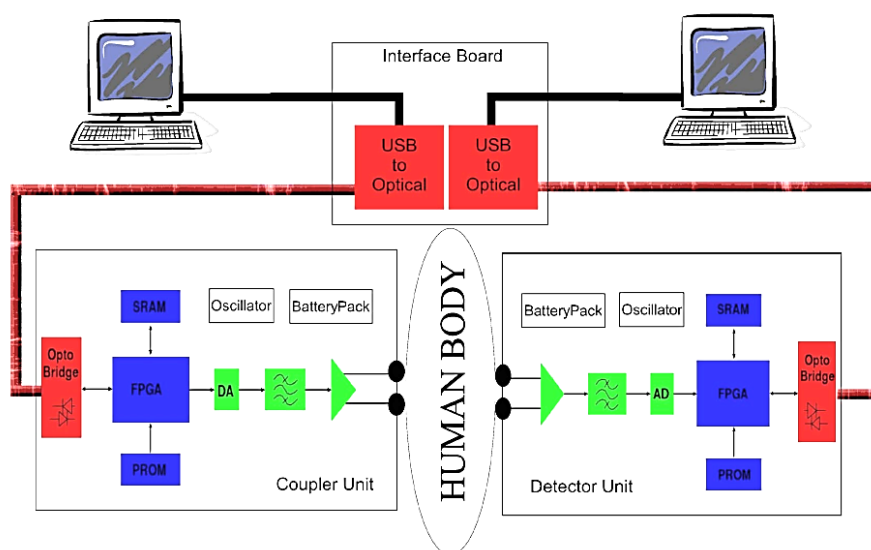


Figura 4.5: Diagrama de bloques de transceptor IBC propuesto por Wegmüller *et al.* [64].

Las técnicas de modulación empleadas para la transmisión de datos de este transceptor son PSK (*Phase Shift Keying*), las mismas que son aconsejables para aplicaciones que no tengan elevadas tasas de transmisión de datos, o que sean razonables, por lo que se utilizan dos esquemas de modulación: BPSK (*Binary Phase Shift Keying*) y QPSK (*Quadrature Phase Shift Keying*), debido a su baja complejidad de implementación; así mismo, de acuerdo a sus análisis, recomiendan que el uso de técnicas más complejas, basadas en modulación por amplitud, como 16-QAM o 64-QAM no son aconsejables, por ser más complejas y por generar variaciones en el canal. Se propone una comunicación de tipo half-duplex, basado en una relación maestro esclavo entre los dispositivos, bajo esquemas TDMA o FDMA.

La frecuencia de operación de reloj se reportó en 8 MHz. Las frecuencias de portadora utilizadas variaron de 10 kHz a 1 MHz, alcanzando una tasa de transmisión de datos máxima de 64 kbps, operando a 256 kHz, y a esa frecuencia se obtuvo una tasa de error de bit (BER, *bit error rate*) de 10^{-4} .

El dispositivo se alimentó con una fuente de voltaje de 3,3 voltios. Los cálculos de consumo de energía muestran que se consume más en la frecuencia de reloj de las unidades digitales utilizadas, y en la potencia de salida de las unidades de acoplamiento, haciendo un consumo energético total 726 mW. El consumo energético por bit fue calculado en [3] como 547 nJ/bit (nano Joule por bit).

Así mismo probaron distintos tipos de electrodos para realizar el acoplamiento, Swaromed REF 1008 ECG, con una superficie con gel, y el conector conformado por un sensor de cloruro de plata (AgCl), electrodo Neuroline 715, con sensor de AgCl y con gel sólido adherente, y un electrodo Blue Sensor BR, con sensor de AgCl; presentando el primer electrodo menor resistencia de acoplamiento, comparado a los otros dos.

4.2.2.3. Transceptor propuesto por Bae et al.

Joosung Bae *et al.* realizaron un conjunto de publicaciones [30] [31] [65] [66], las mismas que fueron orientadas al diseño e implementaciones de transceptores IBC buscando cumplir los requerimientos de la norma para comunicaciones de área corporal IEEE 802.15.6, la misma que resalta que los dispositivos transceptores deben tener entre sus características: escalabilidad de QoS (Calidad de Servicio), mitigación de interferencias, coexistencia con otras redes además de ser energéticamente eficientes.

A partir del análisis de las ecuaciones de campo electromagnético de Maxwell sobre el cuerpo humano, las mismas que fueron publicadas anteriormente por los autores en [48], expusieron la

intensidad del campo eléctrico que se produce alrededor del cuerpo debido a la inducción del mismo a través de acoplamiento capacitivo, con lo que los autores señalaron que, en consecuencia, el mecanismo de IBC se puede dividir en dos partes: un acoplamiento cuasi estático de campo cercano y una propagación de campo lejano de onda superficial.

Propone técnicas de concordancia de resonancia (RM), y de sensor de impedancia de contacto (CIS). Para reducir la potencia del transceptor.

Proponen un transceptor basado en cinco técnicas de circuitos: un amplificador de bajo ruido LNA (*Low noise amplifier*) con una técnica que ellos denominan CIS (*Contact Impedance Sensor*), seguido por un demodulador de banda extensa con reutilización de corriente, un oscilador local basado en un divisor (LO), con corrección de ciclo de deber en el receptor, un controlador reconfigurable con una técnica que ellos denominan RM (*Resonance Matching*) y finalmente un modulador digital de doble FSK basado en un divisor, en el transmisor.

Como se había mencionado el mecanismo de transmisión en IBC se divide en acoplamiento casi-estático y propagación de ondas superficiales. A frecuencias menores a las decenas de MHz, la longitud de onda es mayor que el tamaño del cuerpo humano, con lo que el campo eléctrico es constante con el tiempo, a esto se denomina campo eléctrico casi estático, lo que según los autores simplifica el análisis considerando sólo la corriente y el voltaje sobre el cuerpo humano, que al ser el canal de comunicaciones se puede considerar como un cable conductor a esas frecuencias, formando un *loop* cerrado para la transmisión. Por lo tanto, la señal de retorno es transferida al cuerpo humano a través del mecanismo capacitivo de acoplamiento de campo cercano. Para poder reducir el *pathloss* producido, propusieron introducir un inductor entre el electrodo de tierra y el transmisor o receptor, lo que permita reducir la impedancia formada entre los electrodos, logrando una alta relación señal a ruido, esta técnica la denominaron mecanismo RM, de concordancia de resonancia, o *Resonance Matching*.

Por otro lado, observaron que sobre las decenas de MHz predomina la propagación por la superficie, con lo que la señal se atenúa mientras recorre la superficie del cuerpo humano. Entre los factores que más afectan se encuentra la distancia entre el electrodo y el cuerpo humano, que puede afectar incluso más que la distancia entre el transmisor y el receptor. Para compensar la degradación de la calidad del canal, mitigar la linealidad adicional y la variación de la impedancia de contacto utilizan lo que denominaron la técnica CIS (*Contact Impedance Sensor*). CIS, o el sensor de impedancia de contacto, detecta las variaciones de impedancia, y automáticamente determina el modo de operación del receptor.

Prácticamente la porción del transmisor se comprende de un sintetizador de frecuencia, un divisor de cadena, un modulador FSK y un controlador. Por su parte el receptor se compone del amplificador de bajo ruido LNA, y el demodulador.

En [31] reportaron siete partes de baja potencia conforman el transceptor, ilustrado en la Figura 4.6:

- El mecanismo RM para reducir la impedancia capacitiva entre el electrodo de tierra y la misma tierra.
- El mecanismo CIS para reducir la variación de la impedancia de contacto entre el electrodo y el cuerpo humano.
- El amplificador LNA diferencial reconfigurable.
- El controlador de transmisión, que junto al amplificador LNA permiten operar de forma eficiente en cuento a energía.
- El demodulador de banda extensa, que se compone de una unidad fija de retardo y un multiplicador. Se debe evitar el efecto de captura de señales múltiples moduladas con FM, y demodular múltiples señales FM entrantes incluso con relación señal a ruido negativo.
- El modulador FSK compuesto por los bloques de subbanda y banda extensa, implementado con compuertas lógicas simples sin consumo de potencia analógico VCO.
- Corrector de ciclo de deber (DCC, *Duty Cycle Corrector*), para la generación de LO (oscilador local).

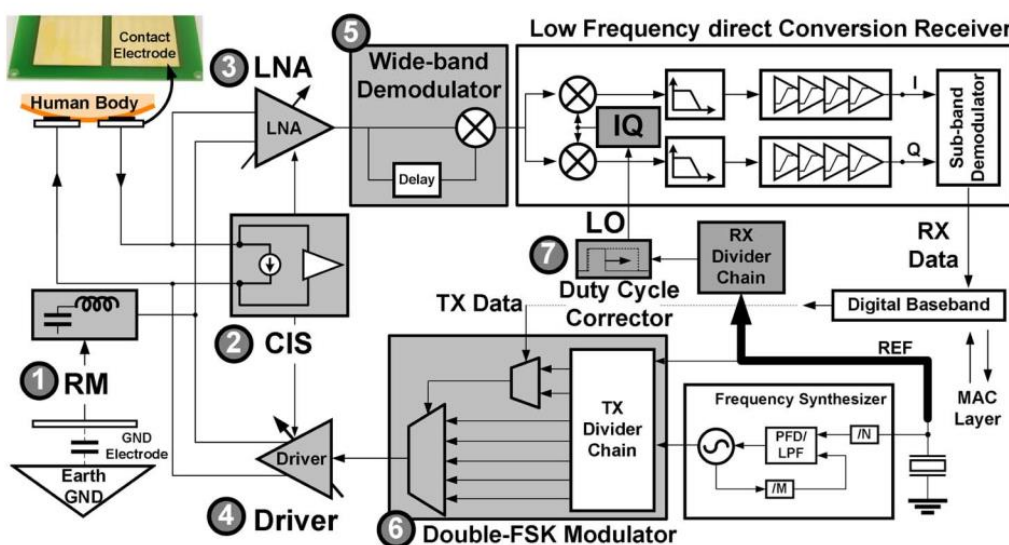


Figura 4.6: Arquitectura del Transceptor propuesta por Bae et al [31].

La técnica de modulación propuesta fue doble FSK, según mencionaron, para cumplir las especificaciones del estándar 802.15.6, que son tasas de transmisión de datos de 10kbps a 10 Mbps, y BER de 10^{-10} a 10^{-13} , además de la coexistencia con otros tipos de redes de datos.

El modulador se compone de un modulador FSK de subbanda, con un índice bajo de modulación, luego pasa a un modulador FSK de banda extensa con alto índice de modulación. Múltiples usuarios pueden utilizar la misma banda de señal, pero distinguirse a través de diferentes frecuencias de subportadoras.

Un bajo ancho de banda de subbanda permite alta ganancia de ensanchado. Gran ancho de banda de subbanda con un bajo índice de modulación permite gran número de usuarios.

El rango de frecuencias que utilizaron fue variado entre los 40 a los 120 MHz. Operando a una frecuencia de 25 MHz de portadora reportaron una tasa de transferencia de datos de 10 Mbps. Con un consumo por bit de 0,24 nJ en la recepción y de 0,2 nJ en la transmisión.

La tecnología sobre la que implementaron su transceptor fue CMOS de 0,18 μm . La fuente de voltaje necesaria reportada es de 1 Voltio, y el consumo energético reportado asciende a 2,4 mW en la recepción, y 2 mW en la transmisión.

4.2.2.4. Transceptor propuesto por Lin et al.

Orientado al acoplamiento capacitivo, Yu Tso Lin *et al.* propusieron un transceptor IBC básicamente compuesto de un transmisor, un receptor, una unidad de control MCU, y un conversor analógico-digital ADC, así mismo resaltaron que, el equilibrio entre el factor de forma y la disipación de potencia no es un problema al momento de diseñar un transceptor de estas características, ya que en el diseño de dispositivos IBC no se considera la utilización de una antena, al ser el cuerpo humano el canal de comunicaciones [67].

El transmisor se compone por un oscilador de anillo, un circuito amortiguador y un amplificador de potencia de clase C, conformado por un inductor y dos conmutadores MOSFET, y un oscilador que genera la frecuencia de portadora, a 200 MHz. El receptor por su parte se conforma de un amplificador de bajo voltaje LVA, una cadena de amplificadores de ganancia en cascada, la misma que termina con un amplificador STD que transforma la señal de simple a diferencial, la misma que pasa a un multiplicador de bajo voltaje LVM, un filtro de pasa baja, un comparador y finalmente un buffer.

Cuando la señal que ingresa al receptor pasa los amplificadores, se divide en dos debido al amplificador STD, permitiendo así su ingreso al multiplicador. Los autores propusieron un mecanismo de auto mezclado, el cual permite que la señal pasa a ser DC. El comparador demodula la señal y la convierte en una señal rail-to-rail (entendida como una señal triangular entre los valores de VDD y VSS de un amplificador operacional). El buffer almacena la señal y la remodela a pulsos cuadrados.

Se utiliza una unidad MCU (Microcontroller Unit) para el control de la apropiada operación de recepción de instrucciones y transmisión de datos. El MCU permite la operación en cuatro estados: “Idle”, un estado denominado “Convertir”, en el cual el MCU envía señal al conversor ADC del transmisor, el cual muestrea los datos en una señal digital de 8 bits, los que se almacenan en el registro de datos de la UART del MCU. El siguiente estado es “Transmitir”, a través del cual se solicita al MCU transmitir los datos del buffer sólo una vez a través del transmisor. El último estado definido es “Continuar”, el cual permite continuar la transmisión de los datos convertidos hacia el receptor. La Figura 4.7 ilustra el diagrama de bloques propuesto para este transceptor.

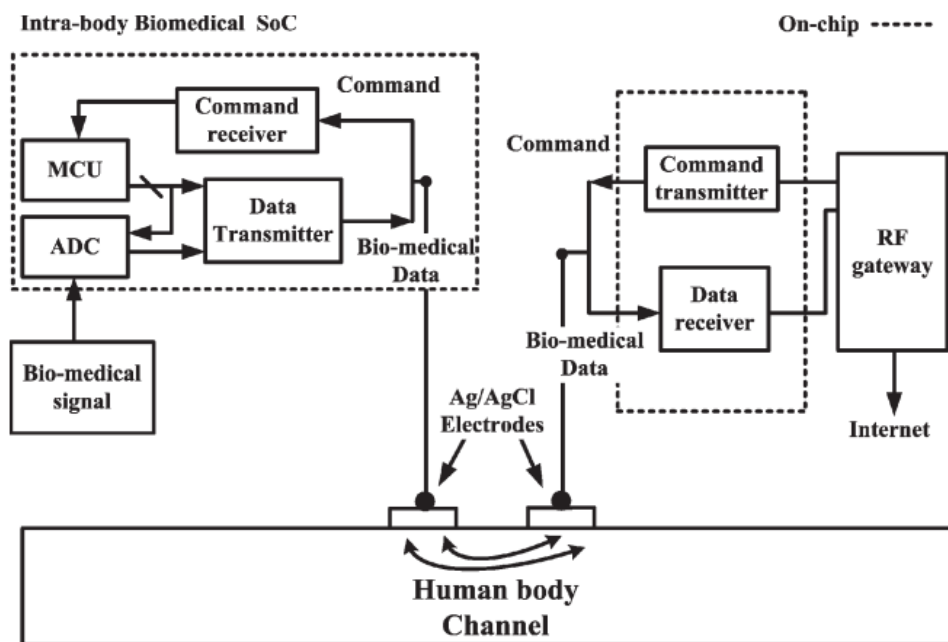


Figura 4.7: Diagrama de bloques propuesto por Lin et al [67].

Proponen el uso de la técnica de modulación on-off *keying* OOK, como caso especial de la modulación ASK, donde se transmite una potencia modulada cuando el voltaje de la señal es alto,

o '1' lógico; y cuando el voltaje de la señal es '0' no se disipa potencia. El emisor debe distinguir si se envió potencia o no, siendo por ello implementado con pocos transistores.

Se utiliza una fuente de voltaje de 0,5 voltios, lo que permitiría la implementación de celdas solares al transceptor. Como la tecnología MOS de transistores permite operar a un umbral V_{TH} menor a 0,2 voltios, es posible trabajar con 0,5 voltios. Debido a que la unidad MCU opera a 1,8 voltios, se requiere un conversor de voltaje de 0,5 a 1,8. Con una salida de '1' lógico a 1,8 voltios, el '0' lógico es 0 voltios.

Para su implementación utilizaron tecnología CMOS de 18 μm . La frecuencia de portadora fue variada de 50 a 300 MHz, donde a los 200 MHz reportaron una tasa de transmisión de 2 Mbps. El consumo de energía por bit fue reportado en [26] como 2,5 nJ, la potencia consumida del dispositivo se reportó en 4,535 mW, finalmente el VER reportado fue menor a 10^{-3} .

4.2.2.5. Transceptor propuesto por Seyedi.

Mir Hojjat Seyedi se enfocó en los sistemas de acoplamiento galvánico, sosteniendo que, en los sistemas de acoplamiento capacitivo debido al enlace de retorno, el cual se conforma por tierra, estos son más susceptibles a influencias externas, como líneas de potencia a 50 Hz, u otros dispositivos de comunicaciones de área corporal inalámbricas [68], siendo los sistemas de acoplamiento galvánico los que presentan menor dependencia con el entorno externo del cuerpo humano; sin embargo, también resalta que el acoplamiento galvánico no se encuentra considerado por el estándar IEEE 802.15.6.

Toda la arquitectura propuesta es implementada en un FPGA (*Field Programmable Gate Array*) Xilinx Virtex5-XC5VLX50T FPGA Genesys board (Digilent Inc., WA, USA), con una frecuencia de reloj de 100 MHz, a través de lenguaje HDL (*Hardware Description Language*) [26].

El transmisor se compone de un divisor, dos contadores, una secuencia de datos y un comparador. Se considera una señal entrante de un sensor conformada por 3 bits. El divisor divide la señal de reloj, lo que activa los contadores 1 y 2, la salida del contador 1 y de la secuencia de datos se comparan en el comparador, cuando son iguales, la salida es '1' lógico, si no la salida es '0' lógico, la Figura 4.8 ilustra la arquitectura del transmisor propuesto por Seyedi.

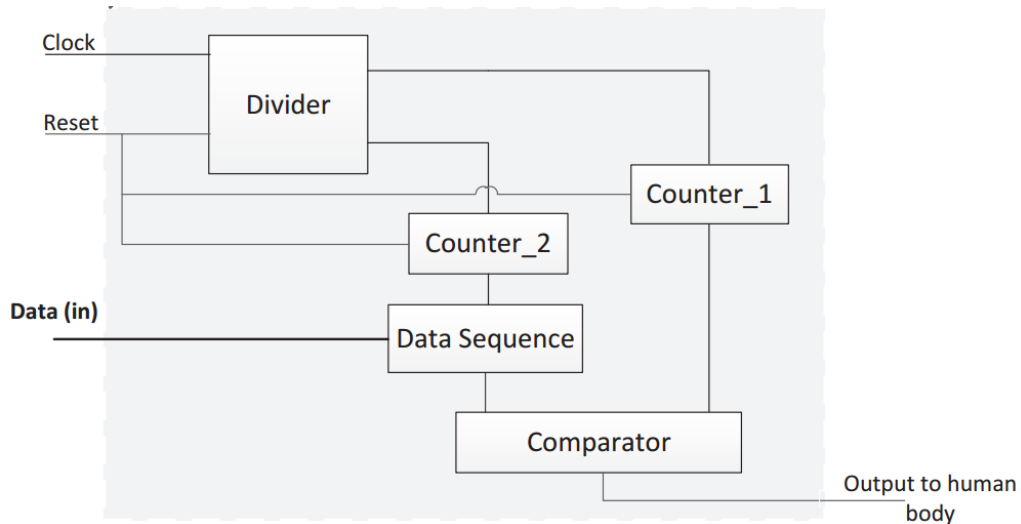


Figura 4.8: Arquitectura de transmisor IBC propuesta por Seyedi [26].

La trama que utiliza el autor se conforma de 16 “slices”. Cada trama se divide en 4 slots, cada slot con 4 slices, que codifican 4 bits. Cada slot de tiempo solo transmite 1 slice, es decir 4 slices por trama son transmitidos.

El receptor se compone de un *Frontend* Analógico, debido a que según mediciones realizadas en [51], la señal en el cuerpo humano se atenúa entre 20 y 80 dB (decibelios), posterior a los circuitos analógicos de acondicionamiento de la señal, esta pasa a una unidad de muestreo, donde a través de dos muestras de cada bit recibido genera una salida con el bit correcto, el mismo que pasa a un conversor serial a paralelo, el cual genera 8 bits, los mismos que son decodificados a 3 bits, a través de un decodificar implementado en la misma FPGA, la Figura 4.9 ilustra la arquitectura propuesta del receptor propuesto por Seyedi.

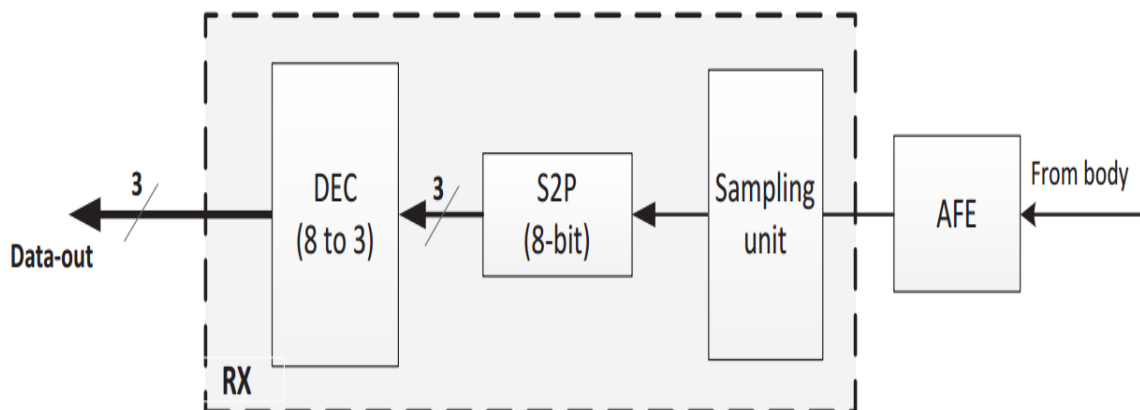


Figura 4.9: Arquitectura de receptor IBC propuesta por Seyedi [27].

La técnica de modulación utilizada es PPM (*Pulse Position Modulation*), basado en impulsos de radio, la misma que utilizaron, según reportan, porque es inmune a detecciones falsas ya que se basa en el tiempo, a diferencia de OOK que un esquema de modulación basado en la forma de onda.

Seyedi reporto también que es aconsejable la operación de estos dispositivos por debajo de 18 MHz como frecuencia de operación, ya que por encima de esta los efectos de las articulaciones y la atenuación y distorsión de la señal se hacen más notorios [51]. Bajo esas circunstancias, el transceptor propuesto alcanza una tasa de transferencia de datos de 1,56 Mbps, con un consumo de potencia de 2 mW, y un consumo por bit de 1,28 nJ. Los electrodos utilizados fueron de Norazon Inc., los mismo que son electrodos de cloruro de plata (AgCl), con superficie con gel adherente.

4.2.2.6. Transceptor propuesto por Hyoung et al.

Posterior a la publicación del estándar IEEE 802.15.6., Hyoung *et al.* propusieron un transceptor basado en transmisión digital de frecuencia selectiva FSDT (*Frequency Selective Digital Transmission*) [69], el mismo mecanismo que propone el estándar IEEE 802.15.6. y 64 códigos de Walsh, los cuales se utilizan a manera de modulador, ensanchando los datos en frecuencia, de manera similar al ensanchador de frecuencia selectiva, o *FS-spreader*, mostrado en el estándar. El diseño propuesto propone comunicación semidúplex, y su diseño además fue patentado en [70].

Los diseñadores de este transceptor señalan que las propuestas existentes basadas en modulación de señales de banda base tienen limitaciones respecto del consumo de energía, por lo que además en el lado del transmisor no incluyen ningún circuito analógico, con lo que se presenta una salida binaria con el voltaje de la fuente, que es de 3,3 Vpp. También se menciona que entre los 10 MHz y los 20 MHz existe una ventana en la que la potencia de transmisión a través del cuerpo humano, y la interferencia son relativamente bajos, por lo que se acerca bastante a la frecuencia propuesta por el estándar IEEE 802.15.6.

La estructura de este transceptor se muestra en la Figura 4.10, tal y como la publican sus autores en su artículo, el cual sirve de base para la patente. Los bloques principales mostrados en el diagrama de bloques son, en el lado del transmisor un generador de preámbulo, para la sincronización, un generador de cabecera, el ensanchador de frecuencia, o *spreader*, el cual hace uso de 16 códigos Walsh, los que corresponden con las frecuencias fundamentales más altas, un conversor serial a paralelos S2P, con el funcionamiento similar al estándar, donde los datos, luego

de pasar por un *scrambler* en forma serial, ingresan al convertor S2P, generando un símbolo de 4 bits, los cuales posteriormente ingresan al *spreader*, el cual a través del ensanchado en frecuencia, hace la señal resistente al ruido.

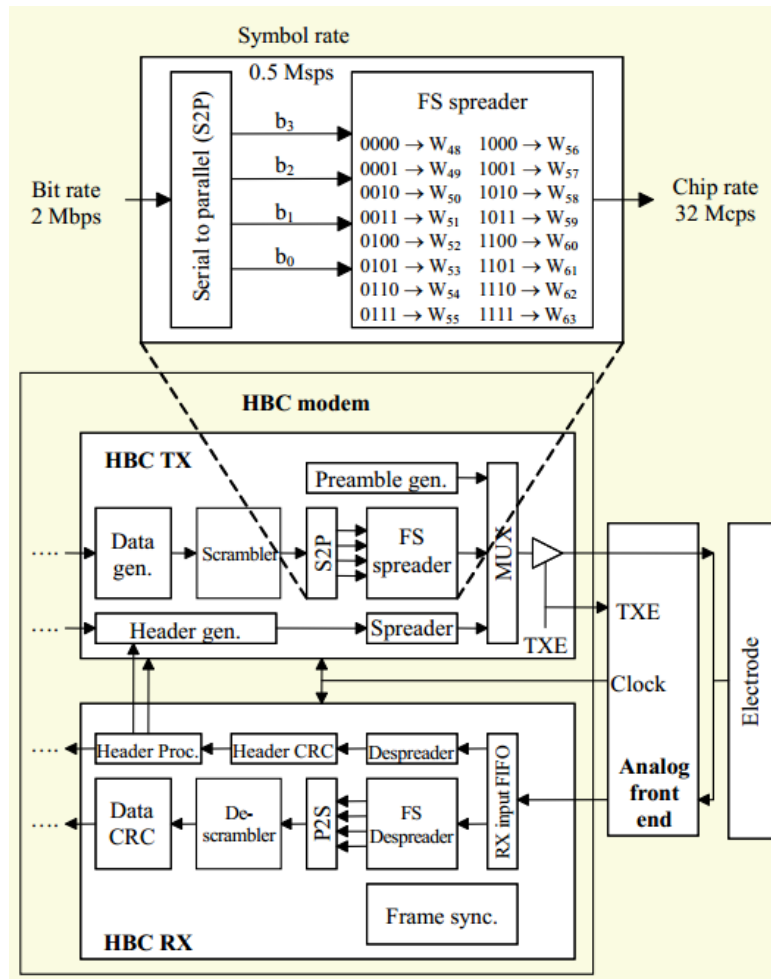


Figura 4.10: Diagrama de bloques del transceptor propuesto por Hyuong et al [69].

Los bloques del receptor se conforman por un *frontend* analógico (AFE), el cual se basa en una función de transferencia, entre la tensión recibida y la tensión de salida del transmisor. Al utilizarse una tensión de salida de 3,3 Vpp, y considerando una atenuación de 60 dB a través del cuerpo humano, los autores reportan que es necesaria una sensibilidad en el receptor de al menos 3,3 mVpp (mili voltios pico a pico), el AFE entonces amplifica la señal a un nivel adecuado, y con un comparador convierte la señal a un estado binario, finalmente, a través de un circuito CDR (*Clock and Data recovery*), se sincroniza el reloj respecto del transmisor. Cabe mencionar que, para eliminar armónicos y frecuencias interferentes, el AFE utiliza un filtro pasa alto, con

frecuencia de corte de 8 MHz, en lugar de un filtro de paso de banda, según los autores, con el fin de reducir la complejidad del circuito y el consumo de energía.

Los posteriores bloques del receptor son una cola FIFO (*first in, first out*), el respectivo bloque de “desensanchado” o *despreader*, un conversor de paralelo a serial P2S, y un bloque inverso al *spreader*, el cual permite obtener los datos originales.

La fuente de alimentación utilizada es de 3,3 voltios, con un rango de frecuencias entre 8 a 22 MHz, no se utiliza un esquema de modulación, debido a la propuesta de utilizar FSDT. Los autores mencionan que es posible alcanzar una tasa de transferencia de datos de 2 Mbps, con una frecuencia de operación de reloj de 32 MHz. El consumo de potencia fue reportado en 194.7 mW, y se alcanza una tasa de error de bit BER de 10^{-6} . El prototipo propuesto fue implementado en una FPGA Virtex II.

4.2.2.7. Otras propuestas de diseño de transceptores IBC.

Dentro el diseño e implementación de transceptores IBC existen otras propuestas, las mismas que se enfocan en optimizar parámetros en particular, usualmente orientado a reducir el consumo energético, la energía necesaria para la transmisión o recepción de bits, mejorar la tasa de transmisión de datos y reducir el factor de forma de los dispositivos IBC. Tabla 4.3 presenta en síntesis las características de cada uno de los seis transceptores expuestos anteriormente.

Parámetros	Zimmerman	Wegmüller	Lin <i>et al.</i>	Bae <i>et al.</i>	Seyedi	Hyuong <i>et al.</i>
Fuente de Voltaje	9 V	3,3 V	0,5 V	1 V	3,3 V	3,3 V
Método de Acoplamiento	Capacitivo	Galvánico	Capacitivo	Capacitivo	Galvánico	Capacitivo
Técnica de Modulación	OOK-PSN	BPSK-QPSK	OOK	Doble FSK	PPM	-
Data Rate	2,4 Kbps	64 Kbps	2 Mbps	10 Mbps	1,56 Mbps	2 Mbps
Consumo de Potencia	400 mW	726 mW	4,535 mW	3,2 mW	2 mW	192.7 mW
Energía por bit	-	547 nJ/bit	2,25 nJ/b	0,24 nJ/bit	1,28 nJ/bit	-
BER	-	10^{-4} a 256 KHz	10^{-3}	10^{-4} a 120 MHz	-	10^{-6}

Tecnología	Circuitos Analógicos y PIC	AFE, FPGA	AFE, CMOS	AFE, CMOS	AFE, FPGA	AFE, FPGA
Año de publicación	1996	2007	2011	2012	2014	2012
Bandas de Frecuencia	400 KHz	10KHz-1 MHz	200 MHz	40-120 MHz	18 MHz abajo	8-20 MHz

Tabla 4.3: Síntesis y comparación de transceptores IBC expuestos.

Shinigawa *et al.*, en [71] proponen un transceptor basado en los campos eléctricos generados por el acoplamiento capacitivo, incluyendo en su circuito un sensor electróptico de cristal y luz láser, el mismo que a partir de la detección de los pequeños campos eléctricos producidos por el cuerpo humano permitiría la optimización de las comunicaciones IBC. A partir de esta técnica, y sin emplear ninguna técnica de modulación digital, los autores reportaron alcanzar una tasa de transmisión de datos de 10 Mbps.

En [72], se propone un transceptor basado en acoplamiento capacitivo, el mismo que se reporta tiene un consumo de potencia de 5 mW, incluyendo la circuitería del *frontend* analógico propuesto para el receptor, alcanzando una tasa de transmisión de datos de 2 Mbps, basado en señalización de banda extensa (WBS), transmitiendo una señal binaria directamente sobre el cuerpo humano sin utilizar técnicas de modulación, es implementado en tecnología CMOS de 0,25 μm , y opera en un rango de frecuencia desde 1 MHz a 200 MHz, en estas condiciones, el consumo por bit fue reportado en 2,5 nJ. Por su parte en [73], proponen un transceptor que, al igual que el anterior, se basa en señalización de banda extensa WBS, sin implementar ninguna técnica de modulación digital, utilizando un esquema de codificación de no retorno a cero invertido (NRZI), reportando una tasa de transmisión de datos de hasta 40 Mbps.

Otros estudios se han enfocado en mejorar la señal, previo a su decodificación y/o demodulación en el receptor, como es el caso de [74], en el que a través de un RFE (*receiver frontend*) propuesto, pueden incrementar la distancia de transmisión sobre un canal IBC a 180 centímetros, con una tasa de transmisión máxima de 2,5 Mbps. Por su parte en [75], proponen un *frontend* analógico compatible con esquemas de modulación OOK, ASK y FSK, permitiendo 21,4 dB de ganancia al receptor.

Finalmente, en [76], los autores proponen lo que ellos denominan un módem IBC, implementado sobre un FPGA, utilizando además un procesador ARM Cortex-M0, el mismo que es utilizado como unidad de control, aplicando la técnica de modulación FSK, y alcanzado una tasa de transmisión de datos a través del cuerpo humano de 115,2 kbps.

Las propuestas de transceptores expuestas en este capítulo son diseños realizados en entornos de laboratorio, bajo consideraciones de funcionamiento propias de los autores o grupos de investigación que los desarrollaron. La Tabla 4.3 resume las características de aquellas propuestas más relevantes en cuanto a transceptores IBC; sin embargo, es notoria la falta de equivalencia en parámetros de operación escogidos por los autores, por ejemplo en la selección de frecuencias de operación, ninguno plantea la utilización de la frecuencia de 21 MHz que señala el estándar IEEE 802.15.6, esto sobre todo para aquellas propuestas posteriores al año 2012, que surgieron luego de que el estándar había sido publicado.

Si bien el estándar no menciona la tecnología en la que puede ser implementado un transceptor IBC, se señalan las características de los bloques de hardware que debe tener un transmisor IBC, y las consideraciones mínimas necesarias para poder elaborar un receptor IBC. Las anteriores propuestas, incluso las mencionadas fuera de la Tabla 4.3 no basan sus diseños en los bloques descritos en la norma, salvo la propuesta realizada por [69], que utiliza un ensanchado en frecuencia bajo FSDT a través de códigos de Walsh; sin embargo tiene una salida hacia el electrodo de 32 Mcps (Mega chips por segundo). Siendo que el estándar señala que, a una frecuencia de reloj de 42 MHz para el transmisor, la salida debe ser de 42 Mcps, para así poder alcanzar la frecuencia central de operación para comunicaciones HBC de 21 MHz, con un ancho de banda de 5,25 MHz, la propuesta de este transceptor no concuerda con los requerimientos del estándar.

Para poder contar en un futuro con dispositivos comerciales que utilicen los beneficios que claramente tienen las comunicaciones IBC sobre otras tecnologías, como las utilizadas en WPAN, será necesario que las propuestas de dispositivos transceptores se basen en el estándar IEEE 802.15.6 para su diseño e implementación, de forma que los diseños converjan hacia dispositivos IBC universales y compatibles, lo que permita la expansión de aplicaciones que exploten el abanico de ventajas y posibilidades que esta tecnología de transmisión a través de tejidos biológicos pueda brindar.

5. IMPLEMENTACIÓN DE UN TRANSMISOR IBC.

5.1. Introducción.

Basándose en los estudios existentes sobre transceptores IBC presentados en el anterior capítulo, así como los fundamentos de transmisión sobre la piel, la composición de las tramas físicas para IBC, y sobre todo basándose en el estándar IEEE 802.15.6., éste capítulo detalla el análisis realizado al estándar, a cada uno de los bloques de hardware que este presenta como necesarios para implementar un transmisor IBC.

Los bloques de hardware descritos en el estándar se programaron, más propiamente dicho, se describieron con lenguaje VHDL (*Very High Speed Integrated Circuits Description Language*), con el fin de poder implementar un transmisor IBC sobre una FPGA (*Field Programmable Gate Array*), el cual permite transmitir una trama PHY HBC con una carga fija de 32 bits (4 bytes), para poder realizar en un futuro mediciones de transmisión sobre la piel, a través de electrodos, y verificar que sean recuperables en su recepción, utilizando la tasa de chips por segundo que indica el estándar IEEE 802.15.6.

5.2. Transmisor IBC para pruebas de transmisión sobre la piel.

Como una primera fase, se consideró valores fijos para el preámbulo, el delimitador de trama, la cabecera, y una carga fija de 4 bytes, conformando así una trama PHY HBC como especifica el estándar.

Ya anteriormente se habían expuesto los bloques de hardware de un transmisor IBC presentado en el estándar para comunicaciones WBAN, en el capítulo 4. Para poder implementarlo, se realizó un análisis de estos bloques, y los mismos fueron descritos con lenguaje VHDL, con la finalidad de servir de base para una futura implementación de un transceptor IBC basado estrictamente en las características del estándar, los bloques analizados fueron el generador de preámbulo, el generador del delimitador de trama, un conversor serial a paralelo, y dentro del *spreader* o ensanchador, se consideró el modulador o codificador con códigos de Walsh, así como los factores de dispersión SF, de acuerdo a un *data rate* de los datos y de la cabecera de 164 kbps.

- **Generador de Preámbulo.**

El generador de preámbulo se basa en un código *Gold* de 64 bits, transmitido cuatro veces, para permitir la sincronización del receptor. Está basado en dos polinomios generadores, mostrados en (5.1) y (5.2), respectivamente.

$$x^{10} + x^3 + 1 \quad (5.1)$$

$$x^{10} + x^8 + x^{13} + x^2 + 1 \quad (5.2)$$

Ambos polinomios tienen especificados valores iniciales de 10 bits cada uno, los cuales son, del menos significativo al más significativo, para el primero polinomio: 0010010001, y para el segundo: 0011111010.

El generador de preámbulo puede ser entonces implementado con registros de desplazamiento o “*flip-flops*” de tipo D, y las salidas de los registros pasarán por una operación de suma de módulo dos (XOR), para finalmente el bit obtenido por el primer polinomio, volver a pasar por una suma de modulo dos con el bit obtenido generado por el segundo polinomio. La Figura 5.1 ilustra el circuito lógico para la generación de uno de los 64 bits del primer polinomio. La Figura 5.2 ilustra el circuito lógico para la generación de uno de los 64 bits del segundo polinomio. Las salidas de cada uno de esos circuitos pasarán por una suma de módulo dos más, lo que dará a uno de los 64 bits del preámbulo; por lo que será necesario un mecanismo de control que cuente los 64 bits del código *Gold*, lo envíe para su ensanchado en frecuencia, además de transmitirlo cuatro veces al multiplexor que envía su salida al electrodo que se adhiere a la piel.

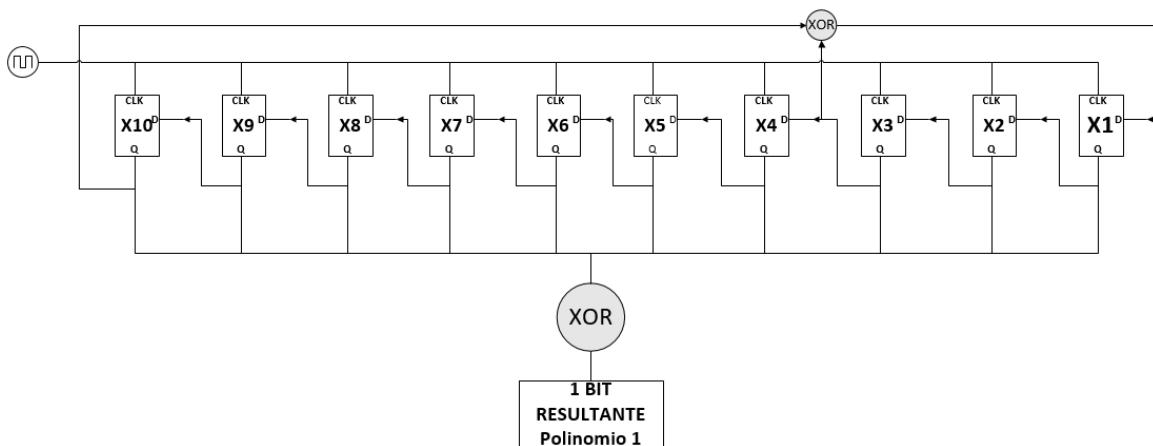


Figura 5.1: Generación de bits para el preámbulo, en base al Polinomio 1.

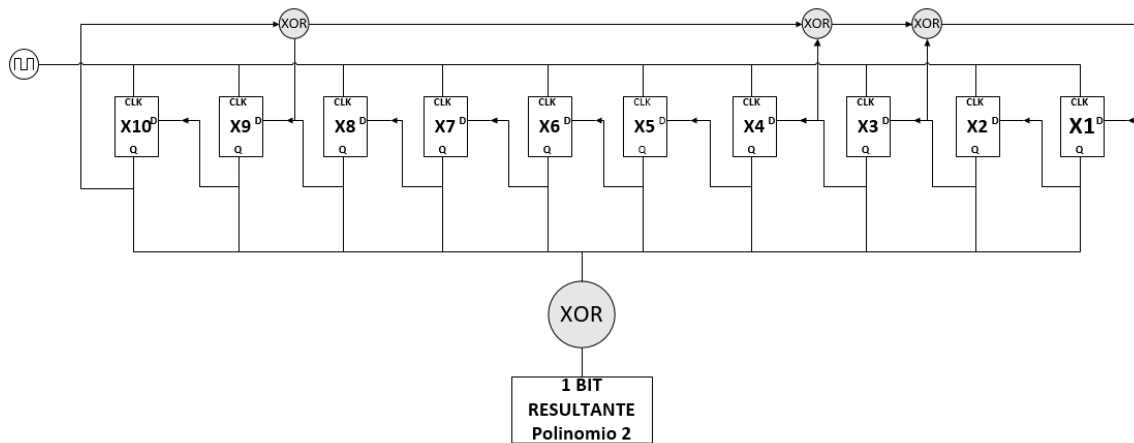


Figura 5.2: Generación de bits para el preámbulo, en base al Polinomio 2.

Con fines de implementación para realizar pruebas, se consideró inicialmente un preámbulo fijo, conformado por un vector de 64 bits, el cual es repetido cuatro veces, generando un vector de 256 bits, el cual debe ser ensanchado por un factor SF de 8 bits. Esta secuencia de código *Gold*, fue obtenida del mismo estándar, y se detalla en la Tabla 5.1.

Bit	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
Código	1	1	0	0	0	1	0	0	1	1	0	0	1	0	1	0
Bit	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	31
Código	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	0
Bit	32	33	34	35	36	37	38	39	40	41	42	43	44	45	46	47
Código	1	1	1	1	1	0	1	0	1	1	1	0	0	1	0	0
Bit	48	49	50	51	52	53	54	55	56	57	58	59	60	61	62	63
Código	1	0	1	1	1	0	0	1	1	0	0	0	0	0	1	0

Tabla 5.1. Conjunto de bits del Código Gold utilizado para el preámbulo, de acuerdo al estándar IEEE 802.15.6.

- **Generador de Delimitador de trama.**

El delimitador de trama, considerando el caso en el que no se trasmite la tasa de transmisión, es decir que no es necesario habilitar el campo (RI) en la cabecera, utiliza los mismos polinomios generadores para conformar una secuencia de 64 bits de código *Gold*. Esta secuencia sólo se transmite una vez. Los bits iniciales para cada uno de los registros de desplazamiento varían, por lo que el código resultante también variará, estos bits son, para el primer polinomio: 0101100000, y para el segundo polinomio: 0000100010.

Al igual que el preámbulo, se consideró una secuencia fija de 64 bits, como muestra el estándar, la misma que posteriormente es ensanchada por un factor de dispersión de 8 bits. Esta secuencia se muestra en la Tabla 5.2.

Bit	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
Código	0	1	0	1	0	1	1	0	0	1	0	1	1	1	0	1
Bit	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	31
Código	1	1	0	1	1	0	1	1	1	1	0	0	1	0	1	0
Bit	32	33	34	35	36	37	38	39	40	41	42	43	44	45	46	47
Código	0	1	0	1	1	0	0	0	0	0	1	0	0	1	1	0
Bit	48	49	50	51	52	53	54	55	56	57	58	59	60	61	62	63
Código	0	1	1	1	1	0	1	0	1	1	0	0	1	1	0	1

Tabla 5.2: Conjunto de bits del Código Gold utilizado para el delimitador, de acuerdo al estándar IEEE 802.15.6.

- **Spreader o ensanchador en frecuencia para el preámbulo y el delimitador de trama.**

Una vez que se han obtenido las secuencias de 64 bits para el preámbulo y el delimitador de trama, y considerando que el preámbulo se transmite cuatro veces, estas secuencias de bits deberán ensancharse en frecuencia, a través de FSC, basado en un factor de dispersión SF de 8 bits, el cual es: 01010101.

El estándar especifica una frecuencia de reloj de 42 MHz para el ensanchado de los bits procedentes del preámbulo y del delimitador de trama, lo que generará que cada bit sea representado por 8 chips. Este proceso se consigue realizando una suma de módulo dos de cada bit de las secuencias de preámbulo y delimitador con la secuencia de bits de SF, lo que obviamente resulta en que, por ejemplo, la secuencia del delimitador, de 64 bits, ahora se representa por una secuencia de 512 chips, donde si un bit es '1', será representado por: "01010101", y si es '0', será representado por la secuencia: "10101010", como muestra la Figura 5.3.

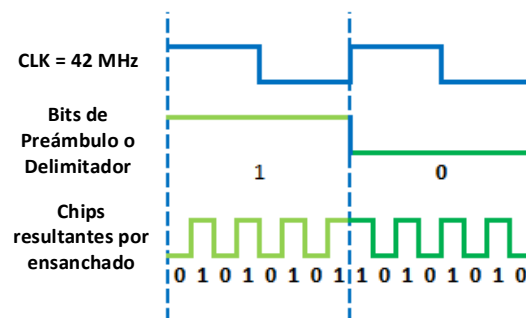


Figura 5.3: Ensanchado de bits por un factor de dispersión de FSC igual a 8.

- **Generador de cabecera.**

La generación de los campos de la cabecera dependen de la capa superior MAC, la cual configurará los valores de acuerdo a la Tabla 5.3. En base a los 24 bits configurados por la capa superior, se calculó el código CRC de 8 bits, lo que hace que la cabecera se comprenda de 32 bits.

De acuerdo a la tasa de transferencia con que la capa superior envía la cabecera, se considera una conversión de serial a paralelo, y su posterior modulación a través de códigos de Walsh, al igual que la información que ingresa al transmisor, tal como se había mostrado en la Tabla 4.2.

Para su implementación con lenguaje VHDL, se tomaron en cuenta valores fijos de cabecera. Considerando una tasa de transmisión de 164 kbps, se calculó el CRC, y se conformó una secuencia de bits fija, ilustrada en la Tabla 5.3.

Campo	Valor	Descripción
DR (<i>Data Rate</i>)	000	El valor es configurado para un <i>data rate</i> de 164 kbps
<i>Pilot Insertion</i>	110	No existe inserción de <i>Pilot</i> para re sincronización en las pruebas de transmisión, por lo que se configura el campo sin inserción.
Reservado	00	--
<i>Burst Mode</i>	0	Al considerarse el delimitador de trama en modo SFD y no RI, se señala que el paquete no es parte de una transmisión en modo ráfaga.
Reservado	00	--
<i>Scrambler Seed</i>	0	Al realizar pruebas no se realiza el cifrado por <i>Scrambler</i> de la información, por lo que el valor se fija en 0.
Reservado	0000	--
Longitud del mensaje	00000100	La información de prueba se conforma por una secuencia de 4 bytes, es decir 32 bits.
CRC-8	00010111	En base a los anteriores valores se calculó el CRC de 8 bits, incluido directamente para las pruebas de transmisión.

Tabla 5.3: Valores fijos de la cabecera, tomados para pruebas de transmisión.

Para implementaciones futuras, el código CRC se deberá calcular en base a registros de desplazamiento, donde los datos de la cabecera ingresan de forma serial, y se conformará el código de redundancia cíclica con el polinomio generador $G(x) = x^8 + x^7 + x^3 + x^2 + 1$; tal como especifica el estándar.

Como resultado se tiene la siguiente secuencia de cabecera, la cual se transmite primero por el bit menos significativo, es decir, primero el campo DR: "000101110000010000000000000110000".

- **Convertor Serial a Paralelo.**

Tanto para los bits de la cabecera como para los bits de la carga es necesario una conversión de serial a paralelo, cuya salida debe ser de cuatro bits. Es posible implementar esta conversión a través de registros de desplazamiento, donde bit a bit irán ingresando los bits o de la cabecera o de los datos, y cada cuatro ciclos de reloj, se deberá enviar esta información al modulador de códigos de Walsh.

- **Modulador con códigos de Walsh.**

Las tramas de la cabecera y de datos deben pasar por un proceso de codificación a través de una serie de códigos denominados de Walsh.

Para cada símbolo de cuatro bits que genera el convertor serial a paralelo se realiza esta codificación. La Tabla 5.4 muestra los valores resultantes, debido a las combinaciones de 4 bits, para la cabecera y para la carga, tal como especifica el estándar IEEE 802.15.6.

Salida S2P	Código Ortogonal de Walsh
0000	1111 1111 1111 1111
0001	1010 1010 1010 1010
0010	1100 1100 1100 1100
0011	1001 1001 1001 1001
0100	1111 0000 1111 0000
0101	1010 0101 1010 0101
0110	1100 0011 1100 0011
0111	1001 0110 1001 0110
1000	1111 1111 0000 0000
1001	1010 1010 0101 0101
1010	1100 1100 0011 0011
1011	1001 1001 0110 0110
1100	1111 0000 0000 1111
1101	1010 0101 0101 1010
1110	1100 0011 0011 1100
1111	1001 0110 0110 1001

Tabla 5.4: Códigos Ortogonales de Walsh.

- **Ensanchado de la cabecera y la carga.**

Como muestra la Tabla 4.2, de acuerdo al *data rate* de la cabecera, o de la carga, se realiza el ensanchado. Para las pruebas respectivas, se considera una tasa de transmisión de 164 kbps. Bajo estos parámetros, se utiliza un factor de dispersión SF de 64 bits, para realizar el ensanchado de cada código generado por el modulador de Walsh. La Tabla 5.5 muestra los valores del factor de

dispersión SF que pueden ser tomados, de acuerdo al *data rate* de la información o de la cabecera, al momento de ingresar al transmisor. Cabe resaltar que al final, los chips resultantes, de todas las fases del transmisor, deben transmitirse a la misma tasa de chips, es decir, 42 Mcps (Mega chips por segundo).

<i>Data Rate</i> (kbps)	Factor de dispersión SF (bits)
164	64
328	32
656	16
1,312	8

Tabla 5.5: Cantidad de bits de SF, de acuerdo al data rate.

- **Generación de la carga PSDU.**

Para efectuar las pruebas de transmisión, se utiliza una carga fija de 4 bytes, conformada por la siguiente correlación de bits: “00100111101111001000011010101010”, estos 32 bits pasan por el proceso de conversión de serial a paralelo, y su posterior codificación por el modulador de Walsh. Su ensanchado en frecuencia se realiza considerando un *data rate* de 164 kbps, por lo que se utiliza un factor de dispersión de 64 bits.

Finalmente, el preámbulo, el delimitador, la cabecera y los datos conforman una trama física para IBC, con una carga de 4 bytes, la cual debe ser transmitida por la piel, a través de un electrodo.

5.3. Implementación del transmisor IBC con lenguaje VHDL.

Realizado el análisis detallado que presenta el estándar IEEE 802.15.6, para un transmisor IBC, se programaron los bloques descritos anteriormente, a través de lenguaje VHDL, bajo la plataforma Vivado v.2017.1, de Xilinx, para poder realizar la implementación de hardware sobre una FPGA.

El código elaborado se programó orientado a la implementación del transmisor IBC de pruebas en una placa Nexys 4, de Digilent, la cual se basa en una FPGA Artix-7 de Xilinx, más específicamente la serie XCA7A100T-1CSG324C [77]. Su capacidad de reloj interna de 100 MHz, considerando que es necesario una frecuencia de reloj de 42 MHz para la transmisión de datos, resulta más que adecuada para la implementación del transmisor IBC planteado. La placa escogida, es además compatible con la herramienta Vivado *Design Suite* de Xilinx, que se utilizó

para la implementación del transmisor, aunque también permite su programación a través de la plataforma ISE, también de Xilinx. La Figura 5.4 muestra una fotografía de la placa propuesta para realizar las pruebas de transmisión.

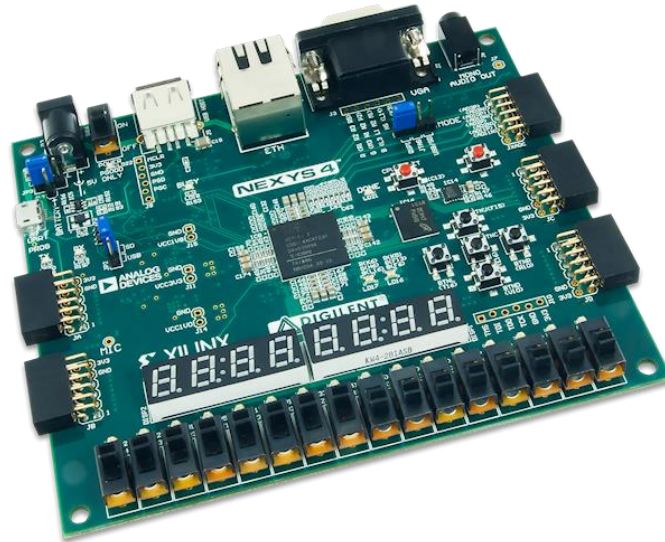


Figura 5.4. Placa Digilent Nexys 4, con FPGA Artix-7 de Xilinx.

La suite Vivado, permite la descripción de hardware o circuitos para dispositivos de lógica programable, como son las FPGA, a través de lenguaje VHDL. Las partes fundamentales del lenguaje VHDL son las entidades y la arquitectura para cada una de las entidades, donde en la primera se declaran los puertos de entrada y salida que conectan el dispositivo a programar con el exterior.

El uso de la suite Vivado permite programar en lenguaje VHDL de manera ordenada, como muestra la Figura 5.5, el transmisor IBC programado se compone de cinco entidades.

El transmisor IBC, denominado como IBCTransmitter, a su vez se compone de 4 entidades, el preámbulo, denominado FSCPLCP, el cual contiene el vector de 64 bits del preámbulo, en la entidad PLCP, posterior a su ensanchado con 8 bits.

La entidad delimitador, denominada FSCSFD, contiene a su vez a la entidad delimitador, denominada SFD, el cual contiene los 64 bits del delimitador de trama, posterior a su ensanchado con 8 bits.

La entidad cabecera, denominada FSCHEADER, contiene a la entidad spreadheader, nombrada WalshHEADER, la cual realiza la codificación por códigos de Walsh de la cabecera, denominada HEADER; y en el caso de los datos, la entidad FSCSIMDATA, contiene a la entidad WalshSIMDATA, que codifica por códigos de Walsh a los datos simulados, contenidos en la entidad SIMDATA.

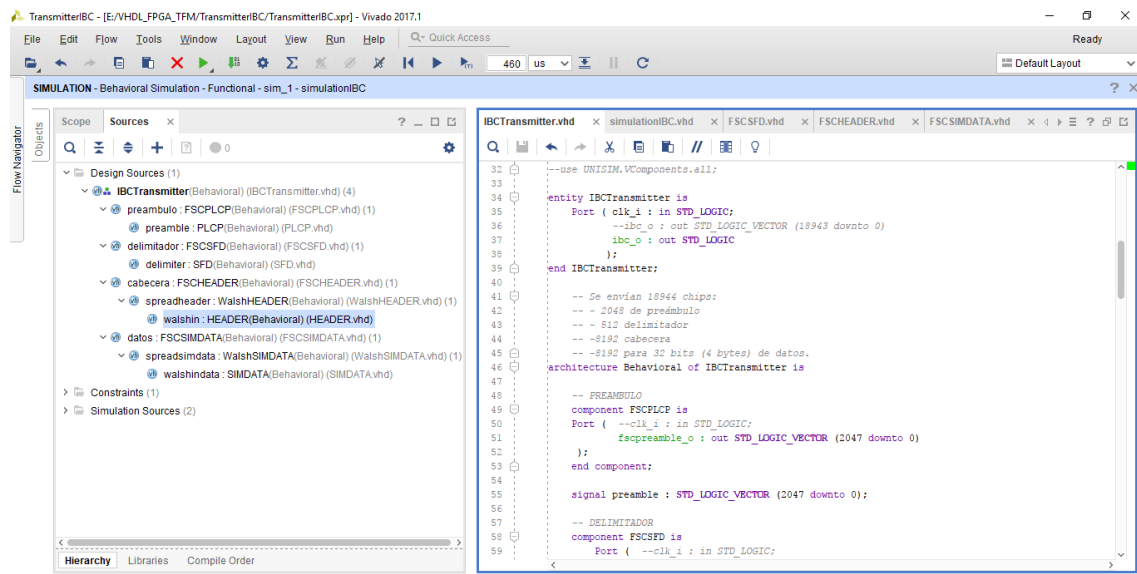


Figura 5.5: Suite Vivado, con la estructura en entidades del transmisor IBC.

En la Figura 5.5 en el panel izquierdo puede observarse parte de la descripción del transmisor IBC, de la entidad IBCTransmitter, en lenguaje VHDL.

6. RESULTADOS, CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO.

6.1. Resultados.

Tras el estudio reflejado en los capítulos anteriores, se ha llevado a cabo la implementación de los bloques de hardware de un transmisor IBC a través de lenguaje VHDL, en la suite Vivado de Xilinx. El objetivo final es generar una trama física con los campos que menciona el estándar IEEE 802.1.5.6.

Una de las características de la suite Vivado es que permite la simulación de los circuitos diseñados, por lo que se pudo observar la trama generada del transmisor IBC, compuesta por 18944 chips, descritos en la Tabla 6.1.

Entidad	Cantidad de Chips	Ubicación en la trama PHY HBC
Preámbulo	2048	16896 a 18943
Delimitador	512	16384 a 16895
Cabecera	8192	8192 a 16383
Datos	8192	0 a 8191
Transmisor IBC	18944	0 a 18943

Tabla 6.1: Descripción de la trama física generada por el transmisor IBC.

Como menciona el estándar, la frecuencia de reloj utilizada para la simulación fue configurada en 42 MHz, lo que permite contar con una salida de los datos a 42 Mcps (Mega chips por segundo), es decir a una frecuencia de 21 MHz, es decir que cada dato es enviado en un flanco de subida de reloj.

6.1.1. Resultados de la simulación.

Los resultados de la simulación a través de la suite Vivado fueron obtenidos en gráficas con pulsos binarios, considerando la frecuencia del reloj, la salida del transmisor IBC, en la entidad IBCTransmitter, y un contador, el cual permitió identificar los campos de la trama, esto debido a la gran cantidad de pulsos generados.

Un dato interesante, rescatado por la simulación, es que una trama IBC, considerando solamente el preámbulo, el delimitador (sin especificar el *data rate* a través del campo RI), la cabecera y una carga de 32 bits, es que se enviaría una trama física PHY HBC en 451,030 μ s (micro segundos). Este valor es obviamente resultado de una simulación, no se consideran atenuaciones o retardos

que se puedan producir debido a transmisiones a través de la piel, cuyos resultados deberán ser evaluados en siguientes fases del proyecto de implementación de un transceptor IBC.

La Figura 6.1 muestra una captura de los chips generados desde el 18943 hasta el chip 18920, correspondiente a los bits 63, 62 y 61 del preámbulo, que serían 0 1 0 respectivamente. Cada uno de estos bits fue ensanchado en frecuencia, por lo que el primer bit es la secuencia: 10101010, el segundo bit: 01010101, y el tercer bit es la secuencia: 10101010.

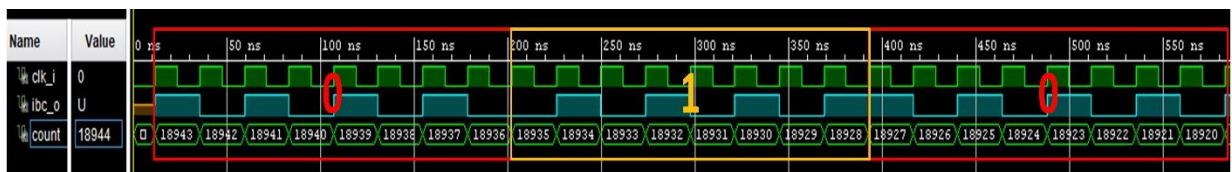


Figura 6.1: Resultados de la simulación, últimos 3 bits del preámbulo.

La Figura 6.2 muestra una captura de los bits 63, 62 y 61 del delimitador de trama, que son 1 0 1, los que ensanchados en frecuencia serían 01010101, 10101010 y 01010101 respectivamente. Como el preámbulo al ser 64 bits, repetidos cuatro veces conforma una secuencia de 256 bits, los que, ensanchados por un factor SF de 8 bits, conforman una cadena de 2048 chips, la captura muestra que el delimitador efectivamente empieza en el chip 16895, hasta el chip 16384.

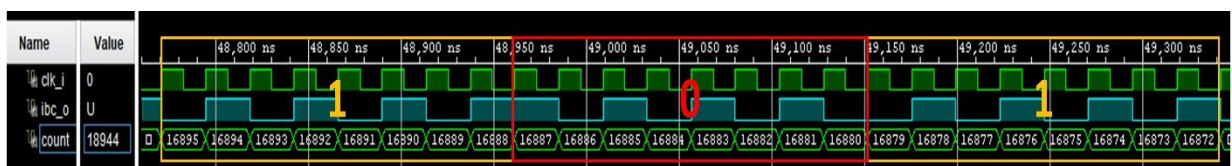


Figura 6.2: Resultados de la simulación, últimos 3 bits del delimitador de trama.

Las capturas de simulaciones para la cabecera y los datos, debido a que se supuso una tasa de transmisión de ambas a 164 kbps, no muestran los números de chip en las gráficas, sin embargo, se realizaron las capturas considerando la cabecera desde el chip 16383 hasta el chip 8192, y los datos desde el chip 8191 hasta el chip 0.

La secuencia de la cabecera utilizada es: 00010111000001000000000000110000, de los cuales, se tomaron en cuenta los cuatro últimos, 0001, que posterior a su codificado, producen el código

de Walsh 1010 1010 1010 1010, donde los dos primeros bits de este código se observan en la Figura 6.3, el 1, ensanchado por 64 bits, que es la secuencia 01, y el 0, que ensanchado es 10. La figura indicada muestra esta transición en el chip 16831, es decir 64 chips después de que se transmite el primer chip de la cabecera en el número 16895.

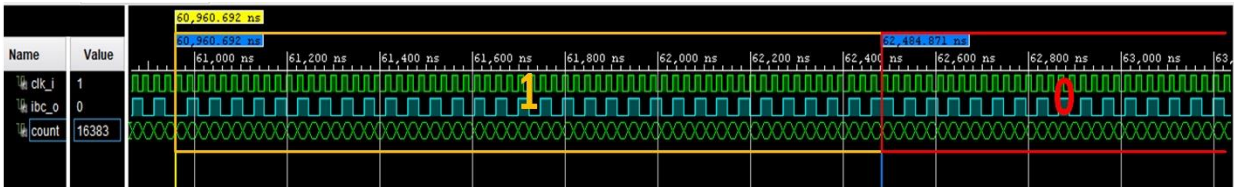


Figura 6.3: Resultados de la simulación, últimos dos chips de la cabecera.

De la misma manera, para los datos, se consideraron los últimos bits de la secuencia escogida, 00100111101111001000011010101010, es decir 0010, los que posterior a su codificación por el modulador de Walsh, producen la secuencia 1100 1100 1100 1100. La Figura 6.4 muestra las transiciones de estos bits, una vez ensanchados por un factor SF de 64 bits. La figura muestra los tres primeros bits 110, que ensanchados formarían las siguientes secuencias:

- **1:** 01
- **1:** 10
- **0:** 01

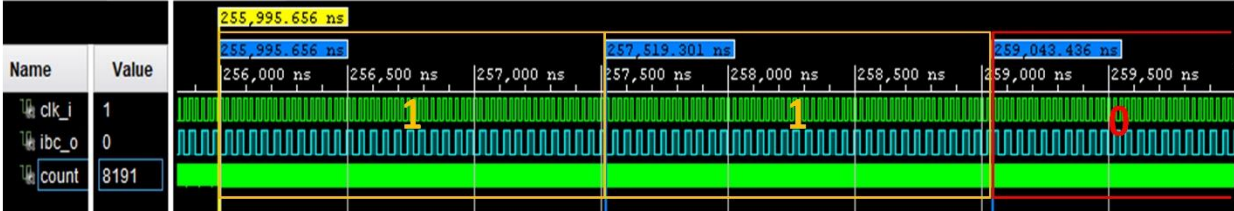


Figura 6.4: Resultados de la simulación, últimos tres chips de los datos.

Los datos empiezan a transmitirse desde el chip 8191, el siguiente bit del código generado mostrado en la figura es el chip 8127, es decir 64 chips después del primer chip de los datos, y el tercer bit mostrado en la figura inicia en el chip 8063. Los datos se transmiten hasta el chip 0.

6.1.2. Implementación del transmisor en una FPGA.

Posterior a la descripción de los bloques de hardware en lenguaje VHDL, sobre la suite Vivado de Xilinx, se procedió a generar el *bitstream* correspondiente al transmisor IBC, el cual fue cargado sobre la FPGA Artix-7 100T de una placa Nexys 4 DDR, como muestra la Figura 5.4 del capítulo 5.

Para poder referenciar a las entradas y salidas del circuito programado con VHDL y relacionarlas con entradas y salidas físicas, se agregaron las restricciones correspondientes en Vivado, señalando los puertos a utilizar en la placa Nexys 4 DDR, así como leds de señalización, que se enciendan cuando se envían las componentes de las tramas, como son el preámbulo, el delimitador de trama, la cabecera y los datos, generados por el circuito.

Fue necesario además configurar el reloj de la placa a 42 MHz, incluyendo en la arquitectura un divisor de frecuencia que permita obtener la frecuencia que dicta el estándar IEEE 802.15.6., ya que la placa Nexys 4 DDR opera por defecto con un reloj a 100 MHz. En la placa se configuró también una salida que permita observar los pulsos generados por el reloj a 42 MHz, para poder realizar su comparación con los pulsos que genera el circuito hacia el electrodo, para su transmisión, los que de acuerdo al estándar deben tener una frecuencia de 21 MHz.

6.1.3. Verificación de la salida del transmisor implementado sobre la FPGA.

Una vez generado el *bitstream* y almacenado en la FPGA, se procedió a verificar que se generen los pulsos correspondientes, es decir los chips que conforman la trama IBC programada, a la amplitud de 3,3 Voltios, y con una frecuencia de 21 MHz. Para poder comprobarlo se utilizó un osciloscopio Tektronix TDS1012B, el cual de acuerdo a sus especificaciones puede captar señales de hasta 100 MHz.

Inicialmente se realizaron pruebas para verificar los pulsos generados por el transmisor con una frecuencia de reloj de 5 MHz, lo que quiere decir que la salida del circuito debe ser de 2,5 MHz, con una amplitud de 3,3 Voltios. La Figura 6.5 muestra los resultados obtenidos en el osciloscopio a esta frecuencia. Se puede apreciar además que la amplitud pico a pico de la señal generada es de 3,52 Voltios, la cual fue conectada al canal 1 del osciloscopio, razón por la cual también se aprecia la frecuencia, que es la mitad de la frecuencia de reloj con la que opera la FPGA, en este caso 2,46648 MHz.



Figura 6.5: Pulsos generados por el transmisor con una frecuencia de reloj de 5 MHz.

La Figura 6.6 permite apreciar una transición de ‘0’ a ‘1’ en los bits de la trama generada. Como se había especificado, un bit en ‘1’, al ensancharse puede representarse por la secuencia “01010101”, y un ‘0’ por la secuencia “10101010”, por lo que en una transición de ‘0’ a ‘1’, se deben observar dos pulsos de chip en ‘0’ seguidos, tal y como muestra la figura.



Figura 6.6: Transición de ‘0’ a ‘1’ captada por el osciloscopio, a 5 MHz.

La Figura 6.7 muestra una transición de ‘1’ a ‘0’, con una frecuencia de reloj de 5 MHz, donde en este caso, la transición deberá tener dos pulsos en ‘1’ seguidos.

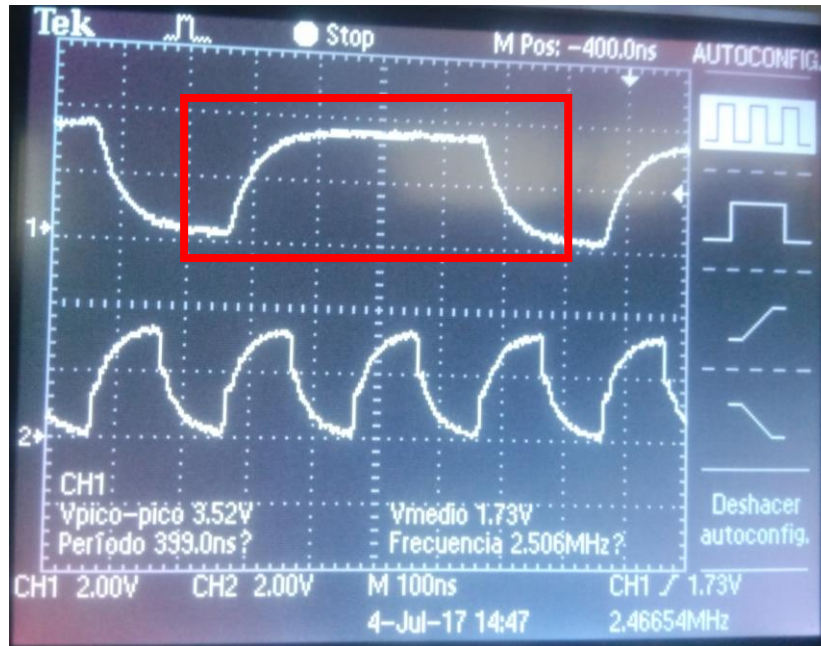


Figura 6.7: Transición de '1' a '0' captada por el osciloscopio, a 5 MHz.

A medida que se aumentó la frecuencia de reloj en el circuito, fue menor la resolución de los pulsos captados por el osciloscopio. La Figura 6.8 muestra los chips captados a una frecuencia de reloj de 42 MHz, donde la salida del transmisor por tanto es de 21 MHz, tal y como especifica el estándar IEEE 802.15.6. Las transiciones de '0' a '1' de los chips generados a esa frecuencia hicieron que el osciloscopio capte la onda, pero la identifique como una sinusoide; sin embargo, analizando la forma, son pulsos cuadrados generados a una frecuencia elevada.

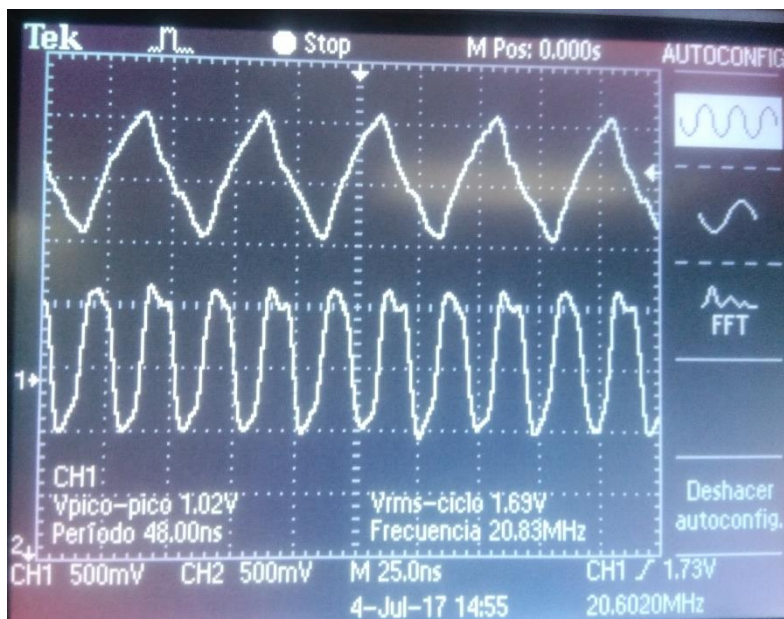


Figura 6.8: Pulsos generados por el transmisor con una frecuencia de reloj de 42 MHz.

Las transiciones de '0' a '1' y de '1' a '0', para la frecuencia de reloj de 42 MHz, se muestran en la Figura 6.9 y Figura 6.10, respectivamente. Es preciso resaltar que, debido a la frecuencia elevada, las transiciones fueron captadas con dificultad por el osciloscopio; sin embargo, aún son apreciables.

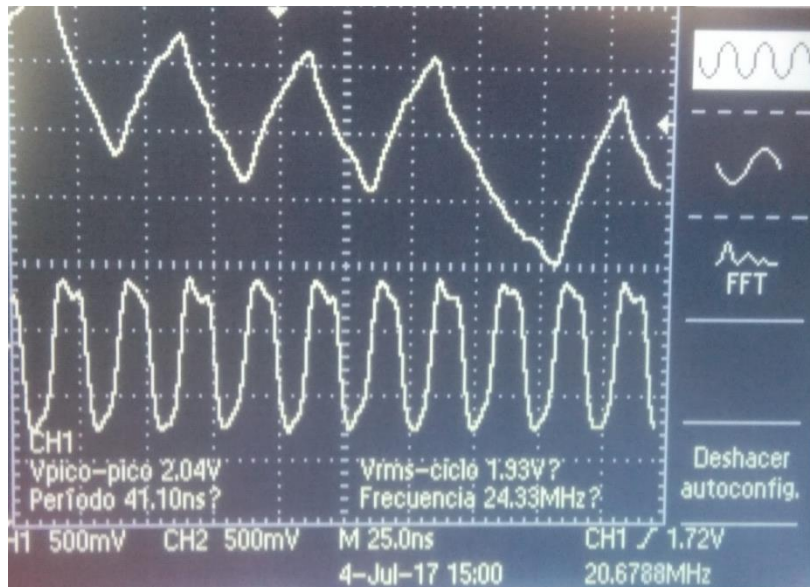


Figura 6.9: Transición de '0' a '1' captada por el osciloscopio, a 42 MHz.

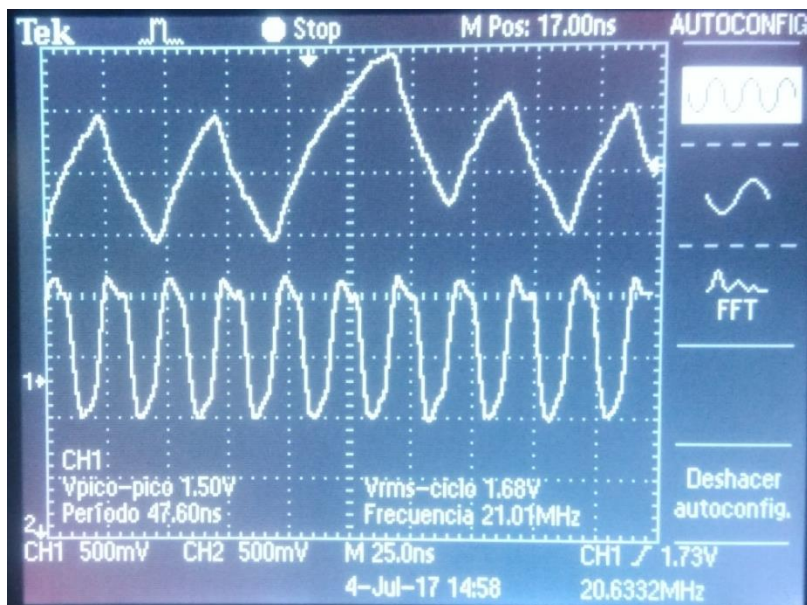


Figura 6.10: Transición de '1' a '0' captada por el osciloscopio, a 42 MHz.

6.2. Trabajo Futuro.

A partir de la implementación a través de VHDL de un transmisor IBC, surgen a futuro trabajos a considerar para poder implementar un transceptor (transmisor y receptor) IBC, el cual además pueda manejar cargas con información de sensores reales, y no simulaciones de datos.

Un segundo conjunto de experimentos, además de las mediciones realizadas en el osciloscopio, supondrá las pruebas de transmisión a través de la piel, para verificar que, a la frecuencia de 21 MHz, sin necesidad de un circuito de acople, es posible la transmisión de la trama configurada en el transmisor. Para esto se pueden utilizar electrodos que deberán ser, en el mejor de los casos, aquellos que presentaron mejores características expuestas por otros autores, es decir, de AgCl (Cloruro de Plata) y superficie con gel adherente. Para evaluar las transmisiones de tramas a través de la piel, se podrá utilizar un osciloscopio, cuya entrada sea conectada a un electrodo. Será entonces necesario calcular parámetros como la atenuación, la tasa de error por bit BER, si existen pérdidas, y la sensibilidad mínima que requerirá un receptor, entre otros.

Como una segunda parte del trabajo futuro, conocidos los parámetros de transmisión, se deberá diseñar un receptor IBC, con su respectivo AFE (*Analog Frontend*), el cual debe filtrar armónicos, para alcanzar la máscara espectral de 5,25 MHz, con una frecuencia central de 21 MHz, especificada en el estándar IEEE 802.15.6. Este receptor, a través de mecanismos de control programados, deberá poder sincronizarse con el transmisor, y obtener los datos enviados, identificando las secciones de una trama: preámbulo, delimitador y cabecera.

Una vez diseñado el receptor, se deberán realizar experimentos de transmisión y recepción a través de la piel, para poder conformar después dos transceptores que envíen y reciban datos en un mecanismo de comunicación tipo half-dúplex, tal como especifica el estándar IEEE 802.15.6.

Diseñada e implementada la capa física en los transceptores IBC, es necesaria la implementación de las capas superiores, siendo inmediatamente programable la capa MAC o de acceso al medio, con las consideraciones de control y conformación de tramas que especifica el estándar. Para ello deberá seleccionarse bajo que parámetros y con qué dispositivos se implementará esta capa de control de acceso al medio, y una vez conformada, deberán realizarse las pruebas respectivas, para poder, finalmente pasar a las capas superiores, que, como no son mencionadas en el estándar, deberán pasar por un proceso de evaluación, para considerar su implementación o no, debido a las características requeridas por el estándar para la transmisión de información a través de tejidos biológicos del cuerpo humano.

Finalmente, el transceptor IBC podrá orientarse a una aplicación específica de transmisión de datos a través de la piel, donde será necesaria la especificación de parámetros de funcionamiento,

entre ellos el consumo energético, el requerimiento de fuentes de alimentación y sus características, y no está demás considerar que deberá cumplir con las normativas internacionales de salud en cuanto a radiaciones de campo electromagnético alrededor del cuerpo, además de exposición a niveles de corriente y voltaje.

6.3. Conclusiones.

El trabajo, responde al objetivo de poder realizar un estado del arte de las Redes de Área Corporal inalámbricas WBAN, dirigido principalmente hacia las redes de comunicaciones intracorporales IBC. El enfoque dado al trabajo, desde la perspectiva de la ingeniería de computadores y redes, ha permitido que, además de realizar un análisis de diversas publicaciones que contienen información sobre redes WBAN-IBC, se pueda realizar un desglose de las aplicaciones propuestas por diversos autores para transceptores IBC diseñados e implementados por los mismos bajo diversos parámetros y tecnologías.

Analizados y sintetizados los estudios acerca de las redes WBAN-IBC, bajo consideraciones importantes, como los análisis presentados de la piel como medio de transmisión, diversas técnicas de modelado de la piel para poder medir parámetros en condiciones interesantes, además de diversas perspectivas encontradas acerca de los dos tipos de acoplamiento galvánico y capacitivo y el análisis de transceptores IBC y sus aplicaciones, se orientó el trabajo hacia la implementación de un transmisor IBC, el cual se base en los diagramas o bloques de hardware que el estándar IEEE 802.15.6. determina.

El análisis de las publicaciones incluidas como referencias en este trabajo, además del análisis del estándar IEEE 802.15.6., y la implementación del transmisor IBC en lenguaje VHDL permiten presentar las siguientes conclusiones:

- Es importante considerar el surgimiento de las Redes de Área Corporal Inalámbricas WBAN, las cuales emergieron con una orientación médica, y a través de distintas publicaciones, han adquirido otros enfoques para su aplicación, buscando resolver las dificultades de las Redes de Área Personal PAN, las mismas que, como se había mencionado, no cumplen con requisitos de baja potencia, velocidad de datos y no interferencia necesarios que el estándar IEEE 802.15.6 considera imprescindibles para la comunicación de dispositivos adheridos al cuerpo humano, o implantados al mismo.
- Es importante considerar el estándar IEEE 802.15.6. como un punto de partida para el estudio de las redes WBAN, así como el enfoque hacia las redes IBC que realiza este

trabajo, debido a que a partir de dispositivos estandarizados se logrará que este tipo de comunicaciones, que actualmente cuenta con varias propuestas, logre aplicaciones con tecnologías que no sean propietarias, y sea posible la implementación de capas superiores sobre las dos primeras capas (MAC y PHY) que menciona el estándar.

- Se ha realizado una síntesis de la información existente acerca de las redes IBC, tomando en cuenta conceptos de gran importancia, como son las ecuaciones que demuestran la conductividad y permitividad de la piel, para poder considerarse como canal de comunicaciones; así como las técnicas de acoplamiento capacitivo y galvánico y las ventajas y desventajas de cada una de ellas, así como las aplicaciones que los autores consideran que serán el futuro de las redes IBC. Sin embargo, este trabajo muestra sólo un resumen de las publicaciones más relevantes sobre comunicaciones IBC. Cada campo en sí genera muchas líneas de trabajo que pueden ser abordadas a futuro, no sólo desde el enfoque de la ingeniería de computadores y redes, sino también de otras áreas, como la biomédica, la domótica, la seguridad, las telecomunicaciones, etc. Donde todas busquen poder aplicar estas técnicas de transmisión a través de tejidos biológicos en aplicaciones que exploten sus capacidades sobre otras técnicas de transmisión.
- El estudio sobre las propuestas de transceptores de diversos autores, desde la primera propuesta realizada por Zimmerman, hasta transceptores basados en acoplamiento galvánico, como el transceptor propuesto por Seyedi, permiten denotar que se requiere una orientación común para poder llevar a las comunicaciones IBC a su uso comercial. Si bien los autores han demostrado que se puede transmitir bajo las consideraciones que ellos plantean, se necesita que los transceptores propuestos se basen en una norma común. Este trabajo considera como norma fundamental para el desarrollo de aplicaciones y de dispositivos IBC al estándar IEEE 802.15.6; para de esta forma poder cumplir con requisitos importantes, relacionados con la frecuencia de operación, el tipo de modulación empleado, el ancho de banda, entre otros.
- El transmisor IBC propuesto se basa en el estándar IEEE 802.15.6. El análisis previo a cada uno de los bloques que muestra el estándar llevó a la determinación de realizar su implementación en la suite Vivado, debido a las facilidades que brinda el lenguaje VHDL para describir circuitos lógicos.
- Los resultados de las simulaciones muestran que la conformación de una trama física para una carga de 32 bits, es decir 4 bytes. Se consideraron el preámbulo, el delimitador de

trama, la cabecera y los datos, cuyos bloques se describieron con lenguaje VHDL, tomando en cuenta los valores para los códigos de los dos primeros, así como los factores de dispersión que menciona la norma, además de la codificación de Walsh.

- La implementación de las consideraciones tomadas como trabajo futuro llevarán al desarrollo de aplicaciones basadas en comunicaciones IBC, las que permitan explotar esta tecnología con todas las ventajas que ofrece, dentro de los campos de la medicina, la seguridad de la información y el entretenimiento.

- Este trabajo puede sustentarse como una base inicial para la implementación de los denominados trabajos futuros, que puedan concretizarse en la realización de una tesis doctoral orientada a las comunicaciones WBAN-IBC

REFERENCIAS

- [1] Chen, M., Gonzalez, S., Vasilakos, A., Cao, H., & Leung, V. C., «Body area networks: A survey,» *Mobile networks and applications*, vol. 16, nº 2, pp. 171-193, 2011.
- [2] Kwak, Kyung Sup and Ullah, Sana and Ullah, Niamat, «An overview of IEEE 802.15. 6 standard,» de *Applied Sciences in Biomedical and Communication Technologies (ISABEL)*, 2010 3rd International Symposium on, IEEE, 2010, pp. 1-6.
- [3] Seyedi, MirHojjat and Kibret, Behailu and Lai, Daniel TH and Faulkner, Michael, «A survey on intrabody communications for body area network applications,» *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 60, nº 8, pp. 2067-2079, 2013.
- [4] M. A. Callejón Leblic, «Contribuciones a la caracterización del cuerpo humano como medio de transmisión en las técnicas de comunicaciones intracorporales.,» Sevilla, 2016.
- [5] T. G. Zimmerman, «Personal area networks: near-field intrabody communication.,» *IBM systems Journal*, 35(3.4), pp. 609-617, 1996.
- [6] Ullah, Sana and Higgins, Henry and Braem, Bart and Latre, Benoit and Blondia, Chris and Moerman, Ingrid and Saleem, Shahnaz and Rahman, Ziaur and Kwak, Kyung Sup, «A comprehensive survey of wireless body area networks,» *Journal of medical systems*, vol. 36, nº 3, pp. 1065-1094, 2012.
- [7] Barakah, Deena M and Ammad-uddin, Muhammad, «A survey of challenges and applications of wireless body area network (wban) and role of a virtual doctor server in existing architecture,» de *Intelligent Systems, Modelling and Simulation (ISMS)*, 2012 Third International Conference on, IEEE, 2012, pp. 214-219.
- [8] Latré, Benoît and Braem, Bart and Moerman, Ingrid and Blondia, Chris and Demeester, Piet, «A survey on wireless body area networks,» *Wireless Networks*, vol. 17, nº 1, pp. 1-18, 2011.

- [9] Movassaghi, Samaneh and Abolhasan, Mehran and Lipman, Justin and Smith, David and Jamalipour, Abbas, «Wireless body area networks: A survey,» *IEEE Communications Surveys & Tutorials*, vol. 16, n° 3, pp. 1658-1686, 2014.
- [10] Li, Huan-Bang and Takizawa, Kenichi and Kohno, Ryuji, «Trends and standardization of body area network (BAN) for medical healthcare,» de *Wireless Technology, 2008. EuWiT 2008. European Conference on*, IEEE, 2008, pp. 1-4.
- [11] Kohno, Ryuji and Hamaguchi, Kiyoshi and Li, Huan-Bang and Takizawa, Kenichi, «R&D and standardization of body area network (BAN) for medical healthcare,» de *Ultra-Wideband, 2008. ICUWB 2008. IEEE International Conference on*, vol. 3, IEEE, 2008, pp. 5-8.
- [12] Pan American Health Organization, «La cantidad de personas mayores de 60 años se duplicará para 2050; se requieren importantes cambios sociales,» Pan American Health Organization, 30 Septiembre 2015. [En línea]. Available: http://www.paho.org/hq/index.php?option=com_content&view=article&id=91&Itemid=220&lang=es. [Último acceso: 23 Febrero 2017].
- [13] Ramli, Sofia Najwa and Ahmad, Rabiah, «Surveying the wireless body area network in the realm of wireless communication,» de *Information Assurance and Security (IAS), 2011 7th International Conference on*, IEEE, 2011, pp. 58-61.
- [14] IEEE Standards Association and others, *802.15. 6-2012 IEEE Standards for Local and Metropolitan Area Networks--Part 15.6: Wireless Body Area Networks*, IEEE, 2012.
- [15] Arya, Aashima and Bilandi, Naveen, «A review: Wireless body area networks for health care,» *International Journal of Innovative Research in Computer and Communication Engineering*, vol. 2, n° 4, pp. 3800-3806, 2014.
- [16] Postow, Elliot and Polk, Charles, *Handbook of biological effects of electromagnetic fields*, Boca Raton: CRC Press, 1996.

- [17] Barnes, FS and Greenebaum, B, «Handbook of Biological Effects of Electromagnetic Fields. Bioengineering and Biophysical Aspects of Electromagnetic Fields, ; CRC,» *CRC/Taylor & Francis*, pp. 115-152, 2007.
- [18] Ng, Kwan-Hoong, «Non-ionizing radiations--sources, biological effects, emissions and exposures,» de *Proceedings of the international conference on non-ionizing radiation at UNITEN*, 2003.
- [19] Hanson, Mark A and Powell Jr, Harry C and Barth, Adam T and Ringgenberg, Kyle and Calhoun, Benton H and Aylor, James H and Lach, John, «Body area sensor networks: Challenges and opportunities,» *Computer IEEE*, vol. 42, n° 1, 2009.
- [20] Akyildiz, Ian F and Su, Weilian and Sankarasubramaniam, Yogesh and Cayirci, Erdal, «A survey on sensor networks,» *IEEE Communications magazine*, vol. 40, n° 8, pp. 102-114, 2002.
- [21] Cavallari, Riccardo and Martelli, Flavia and Rosini, Ramona and Buratti, Chiara and Verdone, Roberto, «A survey on wireless body area networks: Technologies and design challenges,» *IEEE Communications Surveys & Tutorials*, vol. 16, n° 3, pp. 1635-1657, 2014.
- [22] Ullah, Sana and Mohaisen, Manar and Alnuem, Mohammed A, «A review of IEEE 802.15. 6 MAC, PHY, and security specifications,» *International Journal of Distributed Sensor Networks*, vol. 9, n° 4, p. 950704, 2013.
- [23] Hernandez, Marco and Miura, Ryu, *Body Area Networks using IEEE 802.15. 6: Implementing the ultra wide band physical layer*, Academic Press, 2014.
- [24] Li, Miaoxin and Zhuang, Mingjie, «An overview of physical layers on wireless body area network,» de *Anti-Counterfeiting, Security and Identification (ASID), 2012 International Conference on*, IEEE, 2012, pp. 1-5.

- [25] Miček, Juraj and Karpiš, Ondrej and Ševčík, Peter, «Body area network: analysis and application areas,» *Int. J. Eng. Res. Dev.(IJERD)*, vol. 6, n° 8, pp. 22-26, 2013.
- [26] Seyedi, Mir Hojjat and Lai, Daniel Tze Huei, «A Novel Intrabody Communication Transceiver for Biomedical Applications,» 2014.
- [27] A. Reichman, «Standardization of body area networks,» de *Microwaves, Communications, Antennas and Electronics Systems, 2009. COMCAS 2009. IEEE International Conference on*, IEEE, 2009, pp. 1-4.
- [28] Saleem, Shahnaz and Ullah, Sana and Yoo, Hyeong Seon, «On the security issues in wireless body area networks.,» *JDCTA*, vol. 3, n° 3, pp. 178-184, 2009.
- [29] Roa Romero, Laura María, Reina Tosina, Luis Javier, Callejón Leblic, María Amparo, Naranjo Hernández, David, Estudillo Valderrama, Miguel Ángel, «Intrabody Communication,» de *Handbook of Biomedical Telemetry*, Willey, 2014, pp. 252-300.
- [30] Bae, J., Song, K., Lee, H., Cho, H., & Yoo, H. J., « A low-energy crystal-less double-FSK sensor node transceiver for wireless body-area network,» *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, vol. 47, n° 11, pp. 2678-2692, 2012.
- [31] Bae, J., Song, K., Lee, H., Cho, H., & Yoo, H. J., «A 0.24-nJ/b wireless body-area-network transceiver with scalable double-FSK modulation.,» *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, vol. 47, n° 1, pp. 310-322, 2012.
- [32] Lee, Junghyup and Kulkarni, Vishal Vinayak and Ho, Chee Keong and Cheong, Jia Hao and Li, Peng and Zhou, Jun and Da Toh, Wei and Zhang, Xin and Gao, Yuan and Cheng, Kuang Wei and others, «30.7 A 60Mb/s wideband BCC transceiver with 150pJ/b RX and 31pJ/b TX for emerging wearable applications,» de *Solid-State Circuits Conference Digest of Technical Papers (ISSCC), 2014 IEEE International*, IEEE, 2014, pp. 498-499.

- [33] Ghamari, M., Arora, H., Sherratt, R. S., & Harwin, W., «Comparison of low-power wireless communication technologies for wearable health-monitoring applications.,» de *Computer, Communications, and Control Technology (I4CT), 2015 International Conference on*, IEEE, 2015, pp. 1-6.
- [34] M. S. Wegmüller, «Intra-body communication for biomedical sensor networks,» ETH ZURICH, 2007.
- [35] T. G. Zimmerman, «Personal Area Networks (PAN): Near-Field Intra-Body Communication,» Massachusetts Institute of Technology, Massachusetts, 1995.
- [36] Xu, Ruoyu and Ng, Wai Chiu and Zhu, Hongjie and Shan, Hengying and Yuan, Jie, «Equation environment coupling and interference on the electric-field intrabody communication channel,» *IEEE Transactions on biomedical engineering*, vol. 59, n° 7, pp. 2051-2059, 2012.
- [37] Ghamari, Mohammad and Arora, Harneet and Sherratt, R Simon and Harwin, William, «Comparison of low-power wireless communication technologies for wearable health-monitoring applications,» de *Computer, Communications, and Control Technology (I4CT), 2015 International Conference on*, IEEE, 2015, pp. 1-6.
- [38] Plonsey, Robert and Barr, Roger C, *Bioelectricity: a quantitative approach*, Springer Science & Business Media, 2007.
- [39] H. Schwan, «Electrical properties of tissues and cell suspensions: mechanisms and models,» de *Engineering in Medicine and Biology Society, 1994. Engineering Advances: New Opportunities for Biomedical Engineers. Proceedings of the 16th Annual International Conference of the IEEE*, vol. 1, IEEE, 1994, pp. A70-A71.
- [40] Gabriel, Camelia and Gabriel, Sami and Corthout, E, «The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey,» *Physics in medicine and biology*, vol. 41, n° 11, p. 2231, 1996.

- [41] Gabriel, S and Lau, RW and Gabriel, Camelia, «The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz,» *Physics in medicine and biology*, vol. 41, n° 11, p. 2251, 1996.
- [42] Gabriel, Sami and Lau, RW and Gabriel, Camelia, «The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues,» *Physics in medicine and biology*, vol. 41, n° 11, p. 2271, 1996.
- [43] Cho, Namjun and Yoo, Jerald and Song, Seong-Jun and Lee, Jeabin and Jeon, Seonghyun and Yoo, Hoi-Jun, «The human body characteristics as a signal transmission medium for intrabody communication,» *IEEE transactions on microwave theory and techniques*, vol. 55, n° 5, pp. 1080-1086, 2007.
- [44] Xu, Ruoyu and Zhu, Hongjie and Yuan, Jie, «Electric-field intrabody communication channel modeling with finite-element method,» *IEEE transactions on biomedical engineering*, vol. 58, n° 3, pp. 705-712, 2011.
- [45] Hachisuka, Keisuke and Terauchi, Yusuke and Kishi, Yoshinori and Sasaki, Ken and Hirota, Terunao and Hosaka, Hiroshi and Fujii, Katsuyuki and Takahashi, Masaharu and Ito, Koichi, «Simplified circuit modeling and fabrication of intrabody communication devices,» *Sensors and actuators A: physical*, vol. 130, pp. 322-330, 2006.
- [46] Xu, Ruoyu and Zhu, Hongjie and Yuan, Jie, «Circuit-coupled FEM analysis of the electric-field type intra-body communication channel,» de *Biomedical Circuits and Systems Conference, 2009. BioCAS 2009. IEEE*, IEEE, 2009, pp. 221-224.
- [47] Song, Yong and Hao, Qun and Zhang, Kai and Wang, Ming and Chu, Yifang and Kang, Bangzhi, «The simulation method of the galvanic coupling intrabody communication with different signal transmission paths,» *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 60, n° 4, pp. 1257-1266, 2011.
- [48] Bae, Joonsung and Cho, Hyunwoo and Song, Kiseok and Lee, Hyungwoo and Yoo, Hoi-Jun, «The signal transmission mechanism on the surface of human body for body channel

communication,» *IEEE Transactions on microwave theory and techniques*, vol. 60, n° 3, pp. 582-593, 2012.

- [49] Chen, Xi Mei and Mak, Peng Un and Pun, Sio Hang and Gao, Yue Ming and Vai, Mang I and Du, Min, «Signal transmission through human muscle for implantable medical devices using galvanic intra-body communication technique,» de *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE*, IEEE, 2012, pp. 1651-1654.
- [50] Pun, Sio Hang and Gao, Yue Ming and Mak, PengUn and Vai, Mang I and Du, Min, «Quasi-static modeling of human limb for intra-body communications with experiments,» *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 15, n° 6, pp. 870-876, 2011.
- [51] Seyedi, MirHojjat and Lai, Daniel Tze Huei, «Effect of limb joints and limb movement on intrabody communications for body area network applications,» *J Med Biol Eng*, vol. 34, n° 3, pp. 276-83, 2014.
- [52] Bae, Joonsung and Yoo, Hoi-Jun, «The effects of electrode configuration on body channel communication based on analysis of vertical and horizontal electric dipoles,» *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 63, n° 4, pp. 1409-1420, 2015.
- [53] Callejón, M Amparo and Reina-Tosina, Javier and Naranjo-Hernández, David and Roa, Laura M, «Measurement issues in galvanic intrabody communication: Influence of experimental setup,» *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 62, n° 11, pp. 2724-2732, 2015.
- [54] Kobayashi, Takumi and Shimatani, Yuichi and Kyoso, Masaki, «Application of near-field intra-body communication and spread spectrum technique to vital-sign monitor,» de *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE*, IEEE, 2013, pp. 4517-4520.

- [55] Razak, AHA and Zayegh, Aladin and Begg, RK and Seyedi, M and Lai, DT, «BFSK modulation to compare intra-body communication methods for foot plantar pressure measurement,» de *GCC Conference and Exhibition (GCC), 2013 7th IEEE*, IEEE, 2013, pp. 172-176.
- [56] Yin, Xuefeng and Chen, Jiajing and Tian, Meng and Zhang, Nan and Zhong, Zhimeng and Lu, Stan X, «Personal authentication using the fingerprints of intra-body radio propagation channels,» de *Medical Information and Communication Technology (ISMICT), 2013 7th International Symposium on*, IEEE, 2013, pp. 159-163.
- [57] Nie, Zedong and Liu, Yuhang and Duan, Changjiang and Ruan, Zhongzhou and Li, Jingzhen and Wang, Lei, «Wearable biometric authentication based on human body communication,» de *Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN), 2015 IEEE 12th International Conference on*, IEEE, 2015, pp. 1-5.
- [58] Oguma, Hisashi and Nobata, Naoki and Nawa, Kazunari and Mizota, Tsutomu and Shinagawa, Mitsuru, «Passive keyless entry system for long term operation,» de *World of Wireless, Mobile and Multimedia Networks (WoWMoM), 2011 IEEE International Symposium on a*, IEEE, 2011, pp. 1-3.
- [59] Shinagawa, Mitsuru and Ochiai, Katsuyuki and Sakamoto, Hideki and Asahi, Toshiaki, «Human area networking technology: Redtacton,» *NTT Technical Review*, vol. 3, n° 5, pp. 41-46, 2005.
- [60] Shimamoto, Shigeru and Alsehab, Adbullah M and Kobayashi, Nao and Dovchinbazar, Dagvadorj and Ruiz, Jordi Augud, «Future applications of body area communications,» de *Information, Communications & Signal Processing, 2007 6th International Conference on*, IEEE, 2007, pp. 1-5.
- [61] Song, Seong-Jun and Lee, Seung Jin and Cho, Namjun and Yoo, Hoi-Jun, «Low power wearable audio player using human body communications,» de *Wearable Computers, 2006 10th IEEE International Symposium on*, IEEE, 2006, pp. 125-126.

- [62] Wang, Hao and Choy, CS, «A 170cm transmission distance, high speed IntraBody Communication receiver design and its application to FPGA audio player,» de *2013 IEEE International Conference of IEEE Region 10 (TENCON 2013)*, 2013.
- [63] Partridge, Kurt and Dahlquist, Bradley and Veisheh, Alireza and Cain, Annie and Foreman, Ann and Goldberg, Joseph and Borriello, Gaetano, «Empirical Measurements of Intrabody Communication Performance Under Varied Physical Configurations,» de *Proceedings of the 14th Annual ACM Symposium on User Interface Software and Technology*, Orlando, Florida, ACM, 2001, pp. 183-190.
- [64] Wegmueller, Marc Simon and Oberle, Michael and Felber, Norbert and Kuster, Niels and Fichtner, Wolfgang, «Signal transmission by galvanic coupling through the human body,» *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 59, n° 4, pp. 963-969, 2010.
- [65] Bae, Joonsung and Song, Kiseok and Lee, Hyngwoo and Cho, Hyunwoo and Yoo, Hoi-Jun, «A low energy crystal-less double-FSK transceiver for wireless body-area-network,» de *Solid State Circuits Conference (A-SSCC), 2011 IEEE Asian*, IEEE, 2011, pp. 181-184.
- [66] Cho, Hyunwoo and Lee, Hyungwoo and Bae, Joonsung and Yoo, Hoi-Jun, «A 5.2 mW IEEE 802.15. 6 HBC standard compatible transceiver with power efficient delay-locked-loop based BPSK demodulator,» *IEEE journal of solid-state circuits*, vol. 50, n° 11, pp. 2540-2559, 2015.
- [67] Lin, Yu-Tso and Lin, Yo-Sheng and Chen, Chun-Hao and Chen, Hsiao-Chin and Yang, Yu-Che and Lu, Shey-Shi, «A 0.5-V biomedical system-on-a-chip for intrabody communication system,» *IEEE Transactions on Industrial electronics*, vol. 58, n° 2, pp. 690-699, 2011.
- [68] Seyedi, MirHojjat and Cai, Zibo and Lai, Daniel TH and Rivet, Francois, «An energy-efficient pulse position modulation transmitter for galvanic intrabody communications,» de *Wireless Mobile Communication and Healthcare (Mobihealth), 2014 EAI 4th International Conference on*, IEEE, 2014, pp. 192-195.

- [69] Hyoung, Chang-Hee and Kang, Sung-Weon and Park, Seong-Ook and Kim, Youn-Tae, «Transceiver for human body communication using frequency selective digital transmission,» *ETRI journal*, vol. 34, n° 2, pp. 216-225, 2012.
- [70] I. G. Lim, H. I. Park, T. W. Kang, C. H. Hyoung , S. W. Kang, J. H. Hwang, K. S. Kim, J. B. Kim, S. E. Kim, J.-k. Kim, H. J. Myoung, S. B. Hyun, K. H. Park, B. G. Choi y T. Y. Kang, «Frequency selective digital transmission apparatus». Patente US Patent 8,422,535, 16 April 2013.
- [71] Shinagawa, Mitsuru and Fukumoto, Masaaki and Ochiai, Katsuyuki and Kyuragi, Hakaru, «A near-field-sensing transceiver for intrabody communication based on the electrooptic effect,» *IEEE Transactions on instrumentation and measurement*, vol. 53, n° 6, pp. 1533-1538, 2004.
- [72] Song, Seong-Jun and Cho, Namjun and Yoo, Hoi-Jun, «A 0.2-mW 2-Mb/s digital transceiver based on wideband signaling for human body communications,» *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, vol. 42, n° 9, pp. 2021-2033, 2007.
- [73] Chung, Ching-Che and Chang, Chi-Tung and Lin, Chih-Yu, «A 1 Mb/s--40 Mb/s human body channel communication transceiver,» de *VLSI Design, Automation and Test (VLSI-DAT), 2015 International Symposium on*, IEEE, 2015, pp. 1-4.
- [74] Wang, Hao and Tang, Xian and Choy, Chiu Sing and Leung, Ka Nang and Pun, Kong Pang, «A 5.4-mW 180-cm transmission distance 2.5-Mb/s advanced techniques-based novel intrabody communication receiver analog front end,» *IEEE Transactions on Very Large Scale Integration (VLSI) Systems*, vol. 23, n° 12, pp. 2829-2841, 2015.
- [75] Shih, Horng-Yuan and Chang, Yu-Chuan, «68.4 μ W 400 MHz intrabody communication receiver front-end for biomedical applications,» *Electronics letters*, vol. 48, n° 3, pp. 143-144, 2012.

[76] Kim, Sang Don and Lee, Seung Eun, «Intra-body Communication Modem on FPGA with AHB-Lite Bus Interface,» *淡江理工學刊*, vol. 18, n° 4, pp. 381-385, 2015.

[77] Digilent Inc., *Nexys 4™ FPGA Board Reference Manual*, Digilent Inc., 2016.