

La investigación reportada en esta tesis es parte de los programas de investigación del CICESE (Centro de Investigación Científica y de Educación Superior de Ensenada, Baja California).

La investigación fue financiada por el CONACYT (Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología).

Todo el material contenido en esta tesis está protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México). El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo o titular de los Derechos Autor.

CICESE@ 2022. Todos los derechos reservados

**Centro de Investigación Científica y de Educación
Superior de Ensenada, Baja California**



**Maestría en Ciencias
en Electrónica y Telecomunicaciones con
orientación en Altas Frecuencias**

**Compensación del efecto dinámico de la impedancia de
acoplamiento para sistemas de comunicaciones a través
del cuerpo humano**

Tesis
para cubrir parcialmente los requisitos necesarios para obtener el grado de
Maestro en Ciencias

Presenta:

Iran Jafet Bahena Miranda

Ensenada, Baja California, México
2022

Tesis defendida por
Iran Jafet Bahena Miranda

y aprobada por el siguiente Comité

Dr. Germán Andrés Álvarez Botero
Director de tesis

Miembros del comité

Dr. Humberto Lobato Morales

Dr. Diego Ruiz Aguilar



Dra. María del Carmen Maya Sánchez
Coordinadora del Posgrado en Electrónica y Telecomunicaciones

Dr. Pedro Negrete Regagnon
Director de Estudios de Posgrado

Resumen de la tesis que presenta **Iran Jafet Bahena Miranda** como requisito parcial para la obtención del grado de Maestro en Ciencias en Electrónica y Telecomunicaciones con orientación en Altas Frecuencias.

Compensación del efecto dinámico de la impedancia de acoplamiento para sistemas de comunicaciones a través del cuerpo humano

Resumen aprobado por:

Dr. Germán Andrés Álvarez Botero
Director de tesis

En este trabajo de tesis se proponen técnicas para reducir las pérdidas en el canal de comunicación a través del cuerpo humano (HBC; por las siglas de los términos en inglés, *Human Body Communication*) asociadas principalmente a los efectos dinámicos de acoplamiento. Los métodos empleados para lograr el objetivo se basan en distintos escenarios utilizando electrodos propuestos en esta tesis, los cuales tienen diferentes configuraciones, logrando una reducción en las pérdidas de hasta 14.4 dB en comparación con escenarios convencionales, ayudando a mejorar la señal transmitida. También se demuestra que se incrementa la estabilidad de la señal (similitud de mediciones con mismas características) al reducir interferencias y ruido integrando apantallamientos en los electrodos. Se observa además que el dispositivo usado para aislar eléctricamente las tierras y la componente de DC, conocido como “balun”, es el que contribuye significativamente a la atenuación de la señal en el canal de transmisión, y que debido a su importancia en el diseño de transceptores para HBC, no se puede eliminar del banco de medición. Sin embargo, se validó experimental y analíticamente que empleando los esquemas de transmisión de modo híbrido propuestos en esta tesis, se mantienen las prestaciones propias del balun y se mejora la transmisión de señales a través del canal humano al reducirse las pérdidas de la señal transmitida.

Palabras clave: HBC, Canal extrínseco, acoplamiento capacitivo (CHBC).

Abstract of the thesis presented **by Iran Jafet Bahena Miranda** as a partial requirement to obtain the Master of Science degree in Electronics and Telecommunications with orientation in High Frequencies.

Compensation of the dynamic effect of coupling impedance for human body-worn communications systems

Abstract approved by:

Dr. Germán Andrés Álvarez Botero
Thesis Director

In this thesis work, techniques are proposed to reduce the losses in the Human Body Communication (HBC) channel mainly associated with dynamic coupling effects. The methods used to achieve the objective are based on different scenarios using electrodes proposed in this thesis, which have different configurations, achieving a reduction in losses of up to 14.4 dB compared to conventional scenarios, helping to improve the transmitted signal. It is also demonstrated that the signal stability (similarity of measurements with the same characteristics) is increased by reducing interferences and noise by integrating shielding in the electrodes. It is also observed that the device used to electrically isolate the grounds and the DC component, known as "balun", is the one that contributes significantly to the signal attenuation in the transmission channel, and that due to its importance in the design of transceivers for HBC, it cannot be eliminated from the measurement bench. However, it was experimentally and analytically validated that using the hybrid mode transmission schemes proposed in this thesis, the performance of the balun is maintained and the signal transmission through the human channel is improved by reducing the losses of the transmitted signal.

Keywords: HBC, Extrinsic channel, capacitive coupling (CHBC).

Dedicatoria

Este trabajo de tesis se lo dedico a mis padres Alma Miranda y Roberto Bahena, por dejarme siempre volar tan alto como he querido y siempre apoyarme en todas y cada una de mis decisiones. A mis hermanos Gwendolyn y Roberto Bahena quienes siempre han sido un pilar en mi vida, gracias a ustedes conozco el amor incondicional, agradezco todas esas peleas de infancia, juegos infinitos y todo lo bueno que han aportado a lo largo de mi trayecto por esta línea que llamamos vida. Agradezco a mi perrito hermoso Jomba, quien me acompañó en mis clases en línea, sin él no hubiera podido sobrellevar el estrés de la maestría, fue un apoyo que no creo que él jamás comprenda, pero estoy seguro que sabe que me ayudó de muchas formas.

Le dedico esta tesis a todos mis amigos que me han acompañado en el transcurso de mi vida, principalmente a mi mejor amigo Christopher Salas quien me ha enseñado el valor de siempre tener a alguien a tu lado para los buenos y malos momentos, con quien me he podido abrir tanto al grado de poder decir que esa persona me conoce. A mi mejor amiga Esmeralda Barba con quien nos hemos soportado desde la adolescencia y hasta la fecha seguimos siendo tan amigos como siempre, agradezco todo el apoyo que me brindó durante toda la maestría y sobre todo por siempre hacerme reír.

Este trabajo de tesis también se lo dedico a mis compañeros de maestría y a todas las personas que he conocido en CICESE y Ensenada, sin ustedes no hubiera sido posible desarrollarme como lo hice, gracias por mostrarme tantos lugares, dejarme involucrarme en tantas actividades escolares y tanta convivencia en general.

Le dedico esta tesis a cualquier persona que la lea, diciendo que yo no soy una persona extraordinaria, soy tan normal como cualquiera. Si tienes una meta, un sueño o una idea, lucha y aférrate a ella, las cosas no pasan solo por desearlas, siempre debemos hacer algo por lograrlas, el primer paso es creer que lo puedes lograr, una vez que lo creas haz todo lo posible por realizarlo y en cuanto menos lo pienses todo aquello que al inicio se complicó, ahora será mucho más fácil. La maestría para mí fue un punto de quiebre conmigo mismo porque dudé más de una vez en poder lograrlo y solo quiero decir que sí pude y lo logré.

Agradecimientos

Agradezco infinitamente al CONACyt y CICESE por el financiamiento de este trabajo de investigación, por confiar en mis capacidades para lograr concluir este proyecto y por siempre estar al pendiente de mi desempeño escolar.

Quiero agradecer a las personas que me apoyaron al desarrollo de este trabajo, principalmente a mi director de tesis el Dr. Germán Álvarez Botero por el aporte de sus conocimientos y herramientas para desarrollar este proyecto y por su infinita paciencia para atender cada duda que tuve. De igual manera agradezco al M. en C. Enrique Guerrero, por apoyarme al utilizar la impresora 3D, sin su ayuda parte de este proyecto se hubiese atrasado, también agradezco al M. en C. Rodrigo Villafuente por enseñarme a emplear la técnica de litografía para poder imprimir parte de los circuitos realizados en mi tesis. Agradezco a la M. en C. Diana Soto, técnica del laboratorio de RF por ayudarme a realizar mis circuitos en la LPKF al igual que las soldaduras de los mismos, gracias a su ayuda este proyecto se realizó de manera adecuada.

Agradezco a todos los Doctores que me impartieron clases a lo largo de mi formación, a la Dra. Maya, Dr. Apolinar, Dr. Medina y Dr. Lobato sin ustedes no habría sido posible crecer en conocimiento como lo hice, agradezco cada comentario, cada llamada de atención y cada aplauso brindado, siempre estaré agradecido con ustedes por haberme compartido parte de sus conocimientos y su paciencia al hacerlo.

Tabla de contenido

	Página
Resumen en español.....	ii
Resumen en inglés.....	iii
Dedicatoria	iv
Agradecimientos.....	v
Lista de Figuras	viii
Lista de tablas	xi
Capítulo 1. Introducción.....	1
1.1 Canal humano en HBC.....	2
1.2 Tipos de acoplamiento al canal humano	3
1.2.1 Acoplamiento galvánico	4
1.2.2 Acoplamiento capacitivo	4
1.2.3 Consideraciones del acoplamiento en HBC.....	6
1.3 Antecedentes	7
1.4 Hipótesis.....	11
1.5 Objetivos	11
1.5.1 Objetivo general	11
1.5.2 Objetivos específicos.....	11
1.6 Organización de la tesis.....	12
Capítulo 2. Marco conceptual.....	13
2.1 Configuración de medición en HBC con acoplamiento capacitivo.....	13
2.2 Diseño y fabricación de electrodos para HBC capacitivo	14
2.3 Diseño y fabricación de electrodos con balun integrado.....	16
2.4 Diseño y fabricación de porta-electrodos	18
2.4.1 Apantallamiento de los electrodos	21

2.5	Análisis del canal HBC ante estímulos en modo diferencial y en modo terminación simple. ..	22
2.5.1	Análisis Modo diferencial – Modo diferencial (DM – DM).....	24
2.5.2	Análisis Modo diferencial – Modo terminación simple (DM – SE).....	26
2.5.3	Escenario Modo terminación simple – Modo terminación simple (SE – SE)	28
Capítulo 3.	Resultados	30
3.1	Mediciones del canal humano usando balun externo	31
3.2	Mediciones del canal humano usando electrodos con balun integrado	32
3.2.1	Mediciones del canal humano usando electrodos con balun integrado en distintas personas.....	33
3.3	Comparación de las mediciones en el canal humano usando electrodos con balun externo (BE) y balun integrado (BI)	34
3.3.1	HBC para longitud de canal corto (19 cm)	34
3.3.2	HBC para longitud de canal medio (125 cm).....	35
3.3.3	HBC para longitud de canal largo (170 cm).....	35
3.4	Transmisión a través del canal HBC usando electrodos con apantallamiento	36
3.5	Resultados experimentales empleando la configuración Modo diferencial – Modo terminación simple (DM – SE).....	40
3.6	Comparación de resultados experimentales usando diferentes esquemas de trasmisión/recepción.....	41
3.6.1	Comparación de resultados experimentales para las configuraciones DM – DM y DM – SE.....	41
3.6.2	Comparación de resultados experimentales para las configuraciones DM – DM y SE – SE.....	42
3.6.3	Comparación de resultados en todos los escenarios propuestos.....	44
Capítulo 4.	Discusión y aportaciones de este trabajo.....	48
Capítulo 5.	Conclusiones y trabajo futuro	50
	Literatura citada	52

Lista de figuras

Figura	Página
1. Esquema de red de área corporal con enlaces HBC.....	2
2. Escenario de aplicación para HBC (Ahmed, D., Fischer, G., & Kirchner, J. 2019).....	3
3. Esquema de la técnica de acoplamiento galvánico.....	4
4. Esquema de la técnica de acoplamiento capacitivo.	5
5. Entorno HBC con electrodo RX desconectado de la piel (Lee, K. R., Jang, J., Cho, H., & Yoo, H. J. 2016).	7
6. Entorno de medición de canal HBC (Lee, K. R., Jang, J., Cho, H., & Yoo, H. J. 2016).....	8
7. Transmisión en el canal HBC a medida que se incrementa la separación entre el electrodo de señal y el cuerpo (Lee, K. R., Jang, J., Cho, H., & Yoo, H. J. 2016).....	9
8. Capacitancia creada en el canal HBC con el receptor desconectado de la piel.	9
9. Principio de compensación del electrodo RX desconectado (Lee, K. R., Jang, J., Cho, H., & Yoo, H. J. 2016).....	10
10. Movimientos naturales del cuerpo humano.....	10
11. Circuito de un balun.	13
12. Banco de medida de CHBC.	14
13. Diseño de electrodo convencional.....	15
14. a) Electrodo fabricados, b) Transición del electrodo, c) Banco de medida.	15
15. Diseño del electrodo para integrar el balun.	16
16. Electrodo con balun integrado fabricados.....	17
17. Diagrama de conexión de los electrodos con balun integrado.....	17
18. Diseño del porta-electrodo.	18
19. Impresión de la base del porta-electrodo.....	19
20. a) Capacitor creado por la configuración vertical de los electrodos, b) Electrodo alimentado por una corriente alterna, c) Electrodo conectado al cuerpo humano, d) Rutas de la señal transmitida.	19
21. Configuración del electrodo apantallado.....	20

22. Diagrama de conexión con apantallamientos.....	21
23. Porta-electrodos apantallados.....	21
24. Electrodo con apantallamiento conectado a la mano.....	22
25. Modelo de circuito equivalente simplificado para la descripción del canal HBC.....	23
26. a) Escenario DM – DM, b) Escenario DM – SE, c) Escenario SE – SE.....	24
27. Circuito equivalente del modo DM - DM.....	25
28. a) Ilustración de la configuración experimental DM – SE y b) Electrodos utilizados para la medición en la configuración DM-SE.....	27
29. Circuito equivalente del modo DM - SE.....	27
30. a) Ilustración de la configuración experimental SE – SE y b) Electrodos utilizados para la medición en la configuración SE – SE.....	29
31. Puntos de medida en el cuerpo humano.....	30
32. Resultados de electrodos con balun externo.....	31
33. Resultados de electrodos con balun integrado.....	32
34. Comparación de resultados en distintos sujetos de prueba.....	33
35. Comparación de resultados en canal corto (19 cm).....	34
36. Comparación de resultados en canal medio (125 cm).....	35
37. Comparación de resultados en canal largo (170 cm).....	36
38. Comparación de resultados en 19 cm.....	37
39. Comparación de resultados en 155 cm.....	37
40. Comparación de resultados apantallados en 19 cm.....	38
41. Comparación de resultados apantallado en 155 cm.....	39
42. Resultados de la configuración DM – SE.....	40
43. Comparación de los escenarios DM - DM vs DM - SE (19 cm).....	41
44. Comparación de los escenarios DM - DM vs DM - SE (170 cm).....	42
45. Comparación de los escenarios DM - DM vs SE - SE (19 cm).....	43
46. Comparación de los escenarios DM - DM vs SE - SE (170 cm).....	43
47. Comparación de los tres escenarios en 19 cm.....	44

48. Comparación de los tres escenarios en 170 cm..... 45

Lista de tablas

Tabla	Página
1. Ventajas y desventajas de los escenarios.	45
2. Tabla comparativa de resultados.	46

Capítulo 1. Introducción

El estándar IEEE 802.15.6 define una red de área corporal como (BAN; por sus siglas en inglés, *Body Area Network*) como "Un tipo de red de comunicación inalámbrica de corto alcance optimizada para dispositivos de baja potencia y funcionamiento sobre, dentro o alrededor del cuerpo humano (pero no limitado a los seres humanos) que puede ser usada en una variedad de aplicaciones que incluyen la medicina, electrónica de consumo/entretenimiento personal y otras". En términos más comunes, una red de área corporal podría definirse como un sistema de dispositivos próximos al cuerpo de una persona que cooperan en beneficio del usuario (Karulf, E. 2008).

El IEEE 802.15.6 ratificado en 2012 propone tres capas físicas diferentes (PHY; por la abreviatura del término en inglés, *Physical layer*) para el desarrollo de una nueva red inalámbrica de área corporal (WBAN; por las siglas de los términos en inglés, *Wireless Body Area Network*), incluida la técnica de comunicación intracorporal, designada como comunicación a través del cuerpo humano (HBC; por las siglas de los términos en inglés, *Human Body Communication*). Basado en la comunicación de campo electrostático (EFC; por las siglas de los términos en inglés, *Electrostatic Field Communication*) introducido por Zimmerman en 1996 (Zimmerman, T. G. 1996), este estándar define una frecuencia central de 21 MHz con velocidades de datos en el rango de 164 a 1312,5 kb / s (Astrin, A. 2012). En la arquitectura HBC propuesta originalmente por Zimmerman, un transmisor colocado en la piel modula un campo eléctrico, que es impulsado por pequeñas corrientes a través del cuerpo humano hacia el receptor, que demodula la señal obteniendo la información codificada (Zimmerman, T. G. 1995). En términos generales, la comunicación HBC definida por Zimmerman se basa en un transmisor que genera un potencial eléctrico, perturbando así su entorno externo inmediato y un receptor que detecta dicha perturbación. Las frecuencias portadoras utilizadas son lo suficientemente bajas como para asociarse con componentes de campo cercano en el rango de distancias recorridas a través del cuerpo humano, minimizando así el consumo de energía y las interferencias con dispositivos cercanos. Además, los niveles de voltaje, corriente, y exposición electromagnética están muy por debajo de los umbrales máximos permitidos para garantizar la seguridad (Maity, S., Nath, M., Bhattacharya, G., Chatterjee, B., & Sen, S. 2020).

1.1 Canal humano en HBC

HBC utiliza el cuerpo humano como medio de transmisión de señales eléctricas para interconectar dispositivos en redes inalámbricas de área corporal. Estos dispositivos se pueden ubicar tanto sobre el cuerpo como implantados y comunicarse entre sí con un dispositivo central a través de canales corporales de bajo consumo de energía y baja velocidad de datos (Estudillo, M. A., Naranjo, D., Roa, L. M., & Reina-Tosina, J. 2010).

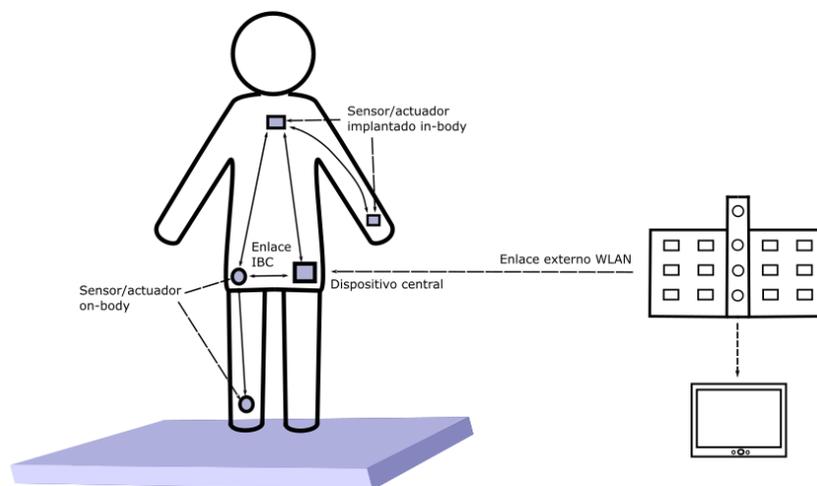


Figura 1: Esquema de red de área corporal con enlaces HBC.

Como se muestra en la Figura 1, estos dispositivos pueden ser tanto sensores que registran y procesan variables fisiológicas de interés como actuadores que reciben información y generan algún tipo de respuesta, por ejemplo, bombas electrónicas de entrega de fármacos. En este ejemplo, un dispositivo central, que coordina y gestiona el funcionamiento de la red, envía datos a través de un enlace externo de larga distancia a un centro de decisiones médicas para su evaluación. Este enlace generalmente se implementa con estándares de red de área local inalámbrica (WLAN; por las siglas de los términos en inglés, *Wireless Local Area Network*), que admiten grandes cantidades de datos (Warren, S., & Natarajan, B. 2011). De esta forma, este dispositivo central que actúa como pasarela externa soporta la mayor potencia de transmisión en la red, minimizando así el consumo de energía del resto de sensores y actuadores (Lin, Y. S., Wang, C. C., Liao, Y. C., & Lu, S. S. 2014).

Esta técnica es adecuada para aplicaciones de bajo consumo, por ejemplo, el monitoreo de signos vitales. Otro escenario de aplicación se ilustra en la Figura 2.

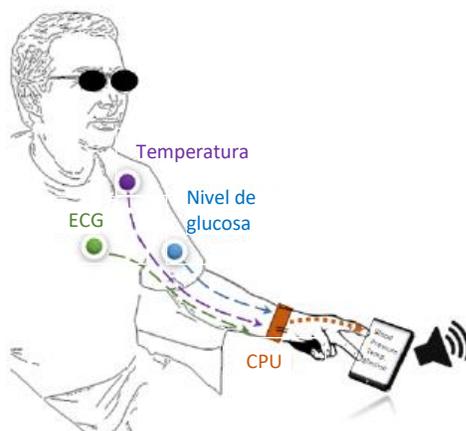


Figura 2: Escenario de aplicación para HBC (Ahmed, D., Fischer, G., & Kirchner, J. 2019).

En este se distribuyen diferentes sensores por el cuerpo de un paciente, que monitorean sus signos vitales, ya sea, ECG, temperatura, nivel de glucosa en sangre, etc., y luego envían estos datos a una unidad central de procesamiento (CPU; por sus siglas en inglés, *Central Processing Unit*) para combinarlos, codificarlos y transmitirlos a un dispositivo habilitado para HBC que tiene la capacidad de decodificar y traducir las señales en sonidos audibles. De este modo, pacientes ciegos podrían ayudar a otros pacientes ciegos a controlar sus signos vitales individualmente con sólo tocar el dispositivo y tomar la acción requerida (Ahmed, D., Fischer, G., & Kirchner, J. 2019).

Además de aplicaciones de HBC en el área médica, también se estudian en distintas disciplinas, como, juegos y entretenimiento, seguridad, navegación, etc. (Jiang, X., & Sen, S. 2016). Para trabajar con HBC existen dos técnicas típicas, las cuales se explican en la siguiente sección.

1.2 Tipos de acoplamiento al canal humano

La comunicación HBC se establece principalmente a través del cuerpo humano; sin embargo, los caminos de la señal pueden variar dependiendo de la configuración de los electrodos y los diferentes modos de acoplamiento de la señal. En la literatura, se han estudiado principalmente dos técnicas de acoplamiento con el cuerpo humano; la técnica de acoplamiento capacitivo y la técnica de acoplamiento galvánico. A continuación, se describen las características fundamentales de cada una de estas.

1.2.1 Acoplamiento galvánico

La Figura 3 muestra el acoplamiento galvánico (GHBC; de sus términos en inglés, *Galvanic Human Body Communication*), se aprecia un esquema de la distribución del campo eléctrico, la señal se aplica diferencialmente utilizando dos electrodos transmisores (TX) en contacto con la piel. Las corrientes estimuladas se capturan utilizando un par de electrodos similares (también en contacto con la piel) en el receptor (RX). Esta configuración de electrodos confina la señal dentro del cuerpo, lo que hace que este método sea independiente del entorno, lo cual la hace más conveniente para dispositivos implantables. Sin embargo, se ha demostrado que sólo funciona aceptablemente con distancias cortas (~15 cm) entre el transmisor y el receptor y a frecuencias inferiores a 1 MHz, lo que limita la tasa de transmisión de datos de datos (Álvarez-Botero, G. A., Hernández-Gómez, Y. K., Telléz, C. E., & Coronel, J. F. 2019).

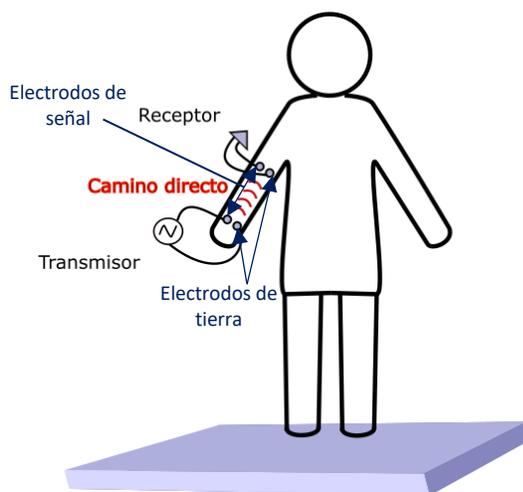


Figura 3: Esquema de la técnica de acoplamiento galvánico.

Los resultados experimentales demuestran que la técnica de acoplamiento galvánico es un método apropiado para la transmisión de señales entre dispositivos colocados en el pecho, o en distancias cortas en las extremidades, en el rango entre 10 kHz y 1 MHz (Roa, L. M., Reina-Tosina, J., Callejón-Leblic, A., Naranjo, D., Estudillo-Valderrama, M. Á., & Nikita, K. S. 2014).

1.2.2 Acoplamiento capacitivo

La Figura 4 muestra el HBC de acoplamiento capacitivo (CHBC; por sus siglas en inglés, *Capacitive Human Body Communication*). En esta técnica, los electrodos de transmisión y recepción se conectan a la piel,

mientras que los correspondientes electrodos de tierra se mantienen flotantes. Utilizando esta configuración de electrodos, se estimula un campo eléctrico en el cuerpo, creando una ruta de señal a través del cuerpo humano y una vía de retorno a través del entorno circundante (por ejemplo, el aire). La existencia de la vía de tierra externa significa que la técnica capacitiva es sensible a las interferencias ambientales. Sin embargo, proporciona un mayor rango de frecuencia en comparación con el GHBC, lo que permite mayores velocidades de transmisión de datos y largas distancias entre TX y RX (~150 cm) (Álvarez-Botero, G. A., Hernández-Gómez, Y. K., Telléz, C. E., & Coronel, J. F. 2019).

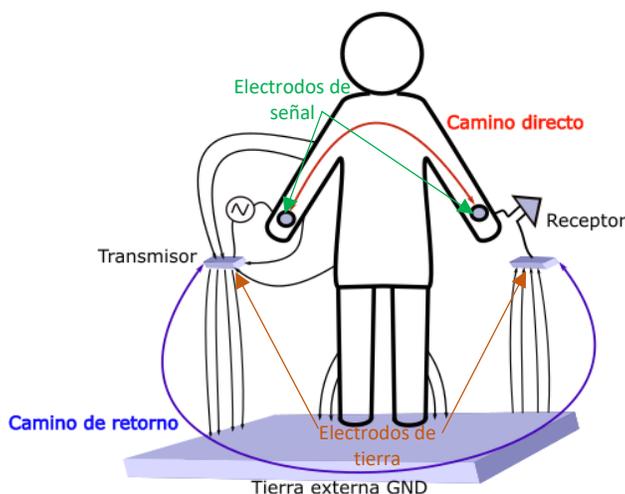


Figura 4: Esquema de la técnica de acoplamiento capacitivo.

La Figura 4 también ilustra un esquema de la distribución de campos eléctricos en la técnica de acoplamiento capacitivo. El campo eléctrico inducido por el electrodo de señal TX se acopla al cuerpo humano y lo atraviesa estableciendo una primera ruta de señal directa que se denomina, como camino intrínseco. Parte de este campo se fuga a través de la piel hacia el entorno. A su vez, debido al hecho de que las tierras del TX y del RX no están conectadas físicamente, aparece una segunda ruta de retorno a través del aire que se denomina camino extrínseco. De esta forma, el campo eléctrico recibido en el RX es muy débil pero suficiente para ser detectado (Bae, J., Cho, H., Song, K., Lee, H., & Yoo, H. J. 2012). Finalmente, el circuito de transmisión se cierra a través de la ruta de retorno, es decir, a través del camino extrínseco entre las tierras del TX y RX. Aunque el cuerpo humano se comporta como un conductor, los acoplamientos entre los electrodos, el aire y la tierra externa pueden modelarse como capacitores, de ahí el nombre de esta técnica (Pereira, M. D., Álvarez-Botero, G. A., & de Sousa, F. R. 2015). Los valores de estos capacitores son generalmente pequeños, lo que contribuye a que las señales obtenidas en el extremo receptor sean muy débiles debido a que las rutas de retorno deficientes se

establecen a través de la tierra externa (Xu, R., Zhu, H., & Yuan, J. 2010). La principal ventaja de esta técnica en comparación con otras técnicas de radiofrecuencia es que gran parte de la señal se limita a la superficie del cuerpo ya que el cuerpo humano se comporta como un conductor eléctrico, minimizando así la potencia de transmisión requerida. En resumen, el canal de señal predominante es la ruta de retorno capacitiva establecida a través del aire, lo que lo hace muy dependiente de las condiciones ambientales externas (Xu, R., Ng, W. C., Zhu, H., Shan, H., & Yuan, J. 2012). Además, a medida que aumenta la frecuencia, la radiación de la señal en el aire ya no es despreciable, requiriendo hacer una clara distinción entre los componentes intrínsecos y extrínsecos del canal HBC. Las consideraciones para implementar los dos tipos de acoplamientos presentados, se profundizan en la siguiente sección.

1.2.3 Consideraciones del acoplamiento en HBC

Dado que la corriente circula en el cuerpo humano, el acoplamiento galvánico y el capacitivo deben cumplir estrictamente con las regulaciones de compatibilidad electromagnética, evitando interferencias con otros dispositivos biomédicos. Además, para evitar cualquier problema de salud adverso, las señales transmitidas deben estar muy por debajo de los límites especificados por las instituciones internacionales de directrices (Deventer, E., Šimunic, D., & Repacholi, M. 2007), (Ahlbom, A., Bergqvist, U., Bernhardt, J. H., Cesarini, J. P., Grandolfo, M., Hietanen, M., ... & Matthes, R. 1998). Las frecuencias de transmisión se seleccionan superiores a 10 kHz para no interferir con otras señales fisiológicas endógenas. Además, los valores típicos de amplitud de la señal están en el rango de 1 a 2 (Wegmueller, M. S., Oberle, M., Felber, N., Kuster, N., & Fichtner, W. 2009).

Las ventajas de las técnicas de comunicación del cuerpo humano sobre otras propuestas han motivado la investigación por parte de diversos grupos para la mejora de los sistemas HBC en términos de eficiencia, tamaño y complejidad de los sistemas electrónicos, dando lugar a dispositivos con consumos de 2.4 mW y tasas de datos de hasta 10 Mbps. Sin embargo, a pesar de estos avances durante los últimos años, el desarrollo de metodologías que permiten abordar el diseño de los dispositivos HBC de una forma sistemática y precisa es un campo de investigación abierto. La falta de consenso en el diseño de estos sistemas se refleja en la disparidad encontrada en las frecuencias de funcionamiento de los transceptores y los resultados de atenuación corporal medidos por unos y otros autores.

Por ello, faltan modelos de canal generales que tengan en cuenta las propiedades eléctricas del cuerpo humano y aporten conocimiento sobre los principales mecanismos de transmisión a través del mismo. Por

ejemplo, se ignoran los verdaderos caminos de corriente a través de los diferentes tejidos y la contribución de cada uno de éstos a la atenuación de la señal. Así mismo, se desconoce cómo puede variar esta contribución en función del tipo de acoplamiento y la frecuencia de funcionamiento. Por último, también cabe destacar que conforme aumenta la frecuencia, el cuerpo humano empieza a comportarse como una antena y parte de la señal comienza a ser radiada hacia el aire (Leblic, M. A. C. 2016), perdiendo la característica fundamental de confinamiento deseada en HBC.

Lo anterior plantea varios retos de investigación en el diseño de transceptores HBC, especialmente en el acoplamiento de las señales en busca de mantener la integridad del canal de transmisión. Así pues, este trabajo busca proponer alternativas de compensación de pérdidas en el acoplamiento de la señal al canal HBC, cuyos antecedentes principales se presentan en la siguiente sección.

1.3 Antecedentes

Recientemente, la comunicación del cuerpo humano (HBC) se ha estudiado como una de las soluciones tecnológicas prometedoras para mejorar la eficiencia y la conveniencia de las aplicaciones portátiles cerca del cuerpo humano. Sin embargo, el alcance de dichos estudios se ha limitado a la transmisión de señales en condiciones de buen contacto.

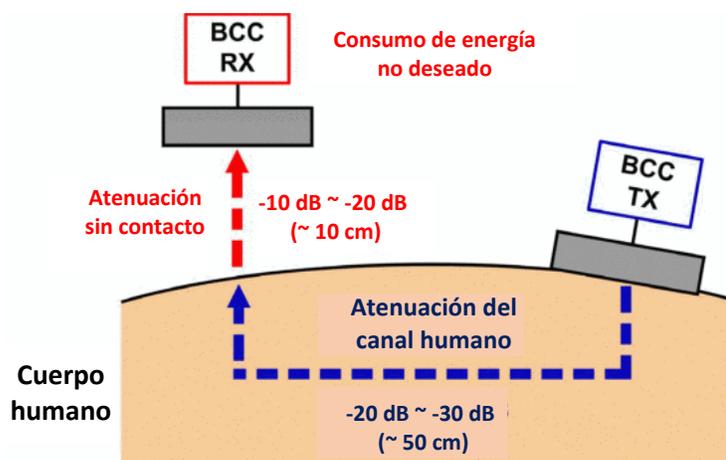


Figura 5: Entorno HBC con electrodo RX desconectado de la piel (Lee, K. R., Jang, J., Cho, H., & Yoo, H. J. 2016).

Aunque los diseños de electrodos convencionales permiten que los contactos estén bien conectados, los efectos de la dinámica propia del cuerpo, como el sudor excesivo en la piel o el movimiento rápido del

cuerpo pueden potencialmente causar una ruptura en el contacto.

Como se ilustra en la Figura 5, una señal propagándose a través del cuerpo, puede sufrir una atenuación de 20 a 30 dB. Si el electrodo de señal se separa de la piel, incluso hasta 10 cm, se puede adicionar una atenuación de 10 a 20 dB. Además, esta separación entre el electrodo y la piel puede causar inestabilidad en la comunicación con tasas de error crecientes.

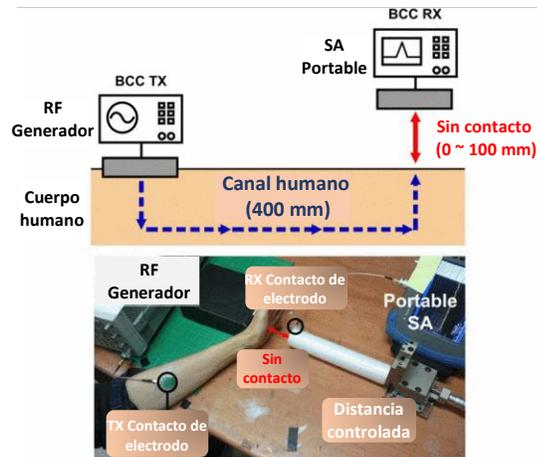


Figura 6: Entorno de medición de canal HBC (Lee, K. R., Jang, J., Cho, H., & Yoo, H. J. 2016).

Para compensar la atenuación adicional introducida por la separación entre el electrodo de señal y la piel, es necesario analizar adecuadamente las características del canal HBC, tanto en su componente intrínseco como extrínseco, y compensar el efecto de la distancia del electrodo y el cuerpo. En la Figura 6, se muestra la configuración de medición. Como se ve en la figura, se utilizaron un generador de RF y un analizador de espectro portátil (SA; por sus siglas en inglés, *Spectrum Analyzer*) como HBC TX y RX. Mediante el uso de un SA portátil, el plano de tierra se puede separar de forma eficaz para crear un entorno de comunicación HBC práctico. El electrodo TX se coloca cerca del codo y el electrodo RX se coloca en la palma. El cuerpo y el electrodo RX se mantienen en un material no metálico para reducir cualquier perturbación en la medida debido a modificaciones en el campo electromagnético que puede provocar el metal. La distancia de separación entre el electrodo de señal y el cuerpo se controla mediante un mecanismo que permite controlar la distancia con una resolución de 0,1 mm. La potencia de una señal de tono único generada en el generador de RF se mide usando el SA. Debido a que la atenuación del canal corporal es constante, la variación en la atenuación por contacto se puede medir con precisión.

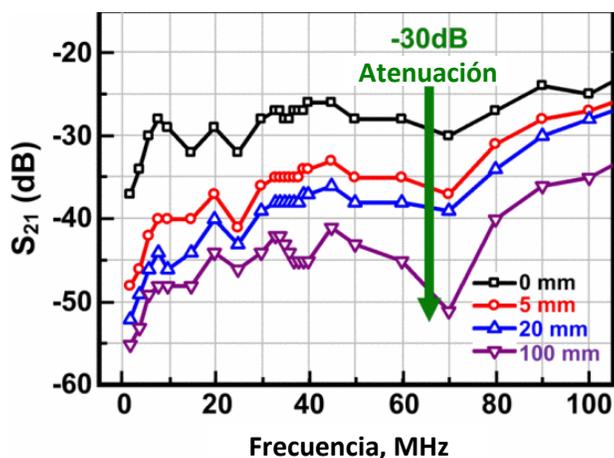


Figura 7: Transmisión en el canal HBC a medida que se incrementa la separación entre el electrodo de señal y el cuerpo (Lee, K. R., Jang, J., Cho, H., & Yoo, H. J. 2016).

La Figura 7 muestra los resultados experimentales obtenidos por (Lee, K. R., Jang, J., Cho, H., & Yoo, H. J. 2016) cuando se separa el electrodo de señal del cuerpo. Se puede ver que cuando el electrodo de señal está en contacto con la piel (presentado en la Figura 7 como 0 mm) la atenuación en el canal es alrededor de 25 dB, mientras que cuando la separación es de 100 mm, el nivel de transmisión decae hasta 45 dB.

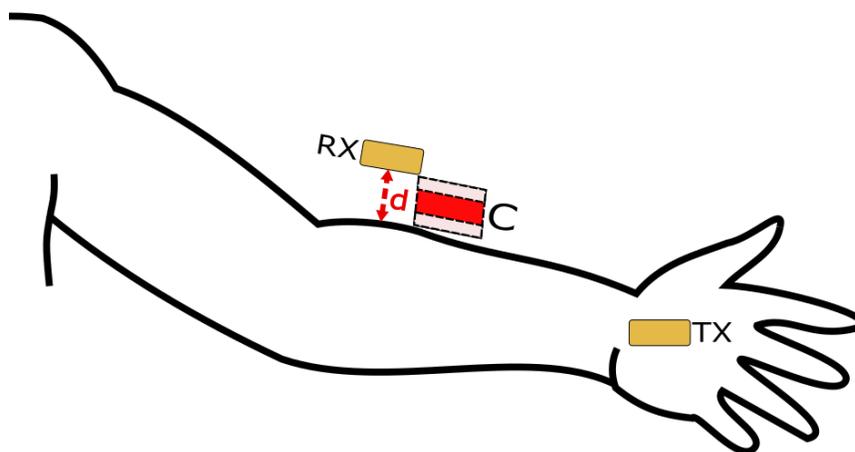


Figura 8: Capacitancia creada en el canal HBC con el receptor desconectado de la piel.

La separación del electrodo de señal y el cuerpo genera un efecto capacitivo, ilustrado mediante el capacitor C en la Figura 8. El capacitor C se forma principalmente por el acoplamiento eléctrico entre el propio electrodo y la piel y, por tanto, la impedancia introducida en camino de señal dependerá claramente de la separación (d) en la figura. A medida que la separación se hace más grande, la impedancia

crece, reduciendo la magnitud de la señal inducida en el cuerpo, lo que a su vez reduce la señal capturada por el receptor.

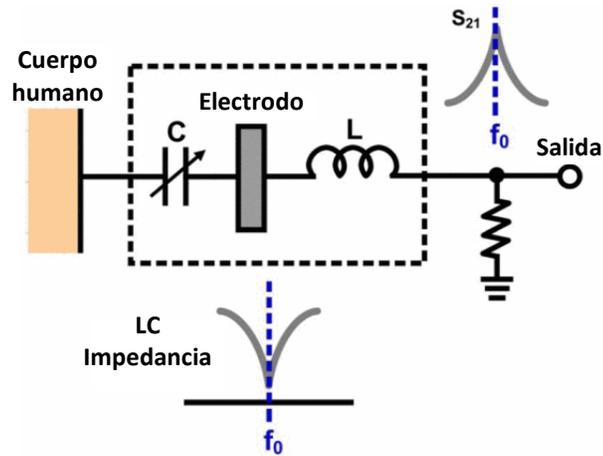


Figura 9: Principio de compensación del electrodo RX desconectado (Lee, K. R., Jang, J., Cho, H., & Yoo, H. J. 2016).

Por otro lado, es posible notar en la Figura 7, que además de la atenuación introducida por la separación del electrodo de señal, se presenta un efecto resonante en una frecuencia (f_0) determinado por distancia de separación d y las características geométricas del electrodo. En este caso, f_0 se presenta alrededor de 70 MHz.

Para compensar este efecto de resonancia, en (Lee, K. R., Jang, J., Cho, H., & Yoo, H. J. 2016) se ha propuesto incluir un inductor en serie, que compense la reactancia capacitiva en f_0 y reduzca dicho efecto resonante. En la Figura 9, se ilustra este esquema de compensación.

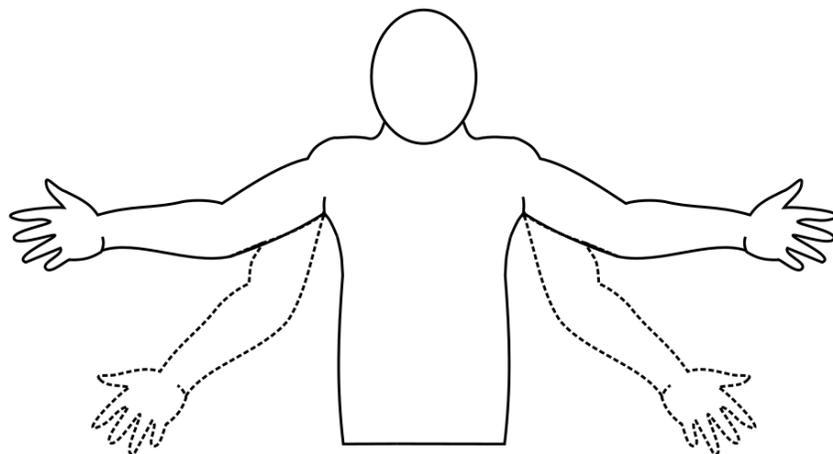


Figura 10: Movimientos naturales del cuerpo humano.

Además de la posible desconexión de los electrodos de la piel, otro efecto relacionado con la dinámica natural del cuerpo se relaciona con su movimiento. Esto es, aunque el electrodo de señal se encuentre en contacto, la impedancia del electrodo se ve afectada por la alteración del canal de retorno, asociado movimiento de las personas, como se ilustra en la Figura 10.

Finalmente, vale la pena resaltar que la caracterización del canal HBC requiere una configuración instrumental, que debe garantizar que el canal de retorno no se vea perturbado por la tierra propia del arreglo instrumental. Esto será considerado en el desarrollo de este trabajo, cuya hipótesis de investigación se presenta en la siguiente sección.

1.4 Hipótesis

- El uso de técnicas de apantallamiento electromagnético permite compensar los efectos parásitos que afectan la impedancia electrodo-piel en sistemas HBC de acoplamiento capacitivo.
- La transmisión a través del canal HBC se puede mejorar adecuando la relación entre los componentes intrínseco y extrínseco mediante la configuración de los electrodos de transmisión y recepción.

1.5 Objetivos

1.5.1 Objetivo general

- Proponer técnicas de compensación de pérdidas en el canal HBC asociadas a efectos dinámicos de acoplamiento.

1.5.2 Objetivos específicos

- Establecer los efectos que degradan la transmisión de señales HBC para diferentes configuraciones de electrodos vestibles.

- Proponer técnicas de compensación de los efectos parásitos en el acoplamiento de la señal en cada uno de los escenarios analizados.
- Validar experimentalmente las técnicas propuestas.

1.6 Organización de la tesis

El trabajo presente se organiza de la siguiente manera:

El capítulo 1 presenta los aspectos generales del canal humano en HBC, recalcando los conceptos que se utilizan para desarrollar este trabajo de tesis. Además, se plantea la justificación, hipótesis y objetivos del proyecto.

El capítulo 2 muestra el desarrollo de la tesis, el esquema de conexión CHBC los diseños de los electrodos, sus distintas configuraciones y la propuesta planteada para mejorar el canal de transmisión.

El capítulo 3 presenta los resultados de cada uno de los escenarios planteados en el capítulo 2, se hace una comparación de cada uno de ellos y se muestran las ventajas de un escenario u otro.

En el capítulo 4 se encuentra la discusión de la presente tesis y se contrastan los resultados obtenidos.

El capítulo 5 consta de las conclusiones de este proyecto, así como las sugerencias para la continuación de este trabajo de tesis.

Capítulo 2. Marco conceptual

Como se planteó en el capítulo anterior, la dinámica del cuerpo humano trae importantes retos para el desarrollo de tecnologías basadas en HBC (por las siglas de los términos en inglés, *Human Body Communication*), así como en la propia caracterización del canal humano como medio de transmisión.

2.1 Configuración de medición en HBC con acoplamiento capacitivo

Vale la pena recordar que un balun es un dispositivo que transforma la señal de modo balanceado a modo desbalanceado o viceversa, lo cual se ilustra en la Figura 11.

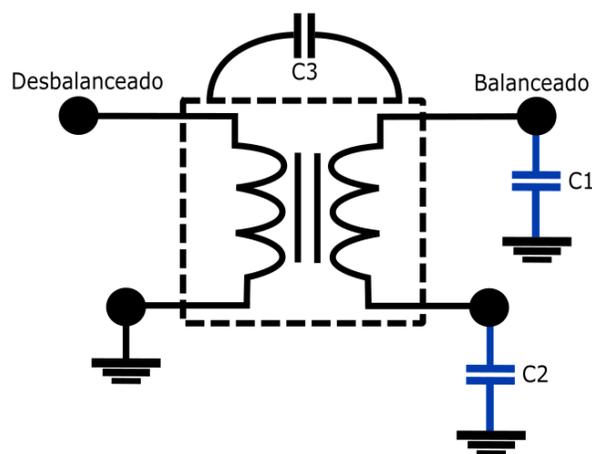


Figura 11: Circuito de un balun.

Se muestra que la entrada en la parte desbalanceada está aterrizada a una tierra común, mientras que la terminal balanceada posee una tierra en cada una de sus terminales. Lo cual hace posible que la tierra del instrumento de medida sea aislada y se trabaje con una tierra local para la realización de medidas. Los capacitores C1 y C2 corresponden a las capacitancias creadas en los devanados balanceados, C3 pertenece a la capacitancia natural creada por la separación de los devanados internos del balun.

Para la caracterización del canal humano se usa el arreglo experimental mostrado en la Figura 12. En este se puede ver que los puertos del analizador vectorial de redes (VNA; por sus siglas en inglés, *Vector Network Analyzer*) se conectan tanto al electrodo del transmisor como al del receptor a través de baluns.

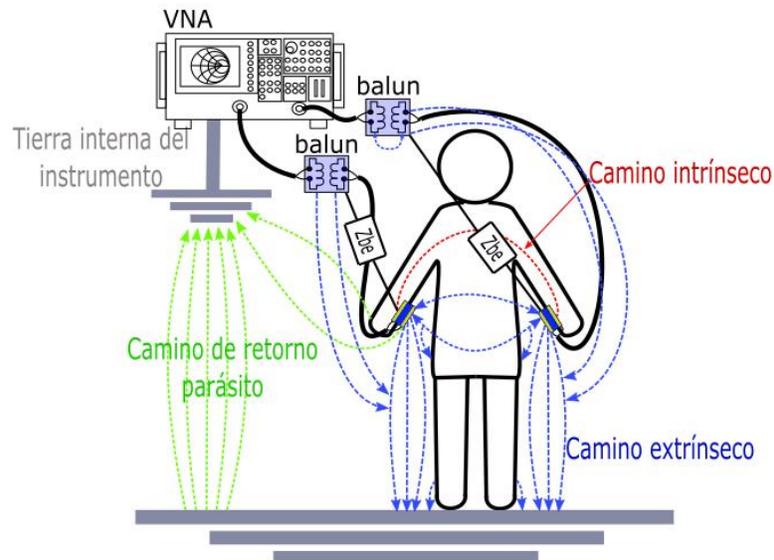


Figura 12: Banco de medida de CHBC.

Dado que este trabajo se enfoca en compensar o minimizar el efecto de la dinámica del canal intrínseco en la impedancia de excitación, se implementó el esquema experimental de la Figura 12 con el fin de identificar con mayor claridad los efectos que degradan la transmisión de señales HBC. Para ello, fue necesario diseñar y fabricar electrodos acordes al esquema de excitación, así como acondicionar todos los componentes necesarios para el montaje experimental. Esto se describe a continuación.

2.2 Diseño y fabricación de electrodos para HBC capacitivo

Usando *Advanced Design System* (ADS) como herramienta de diseño, se generaron los *layouts* correspondientes de los electrodos necesarios para implementar el esquema de transmisión HBC mediante acoplamiento capacitivo. Estos electrodos fueron fabricados en placa de circuito impreso (PCB; por sus términos en inglés, *Printed Circuit Board*) de dos capas, donde una de las capas metálicas de cobre se emplea como electrodo de señal, mientras que en la otra cara del PCB se grabó tanto el electrodo de tierra como el *footprint* del conector usado. En este caso se eligieron conectores UMCX con el fin de reducir el área ocupada y así los posibles efectos de acoplamiento a través de los conectores. Las dimensiones geométricas totales del electrodo diseñado se ilustran en la Figura 13. Es importante resaltar que el mismo diseño es empleado tanto para el electrodo del transmisor como para el electrodo del receptor.

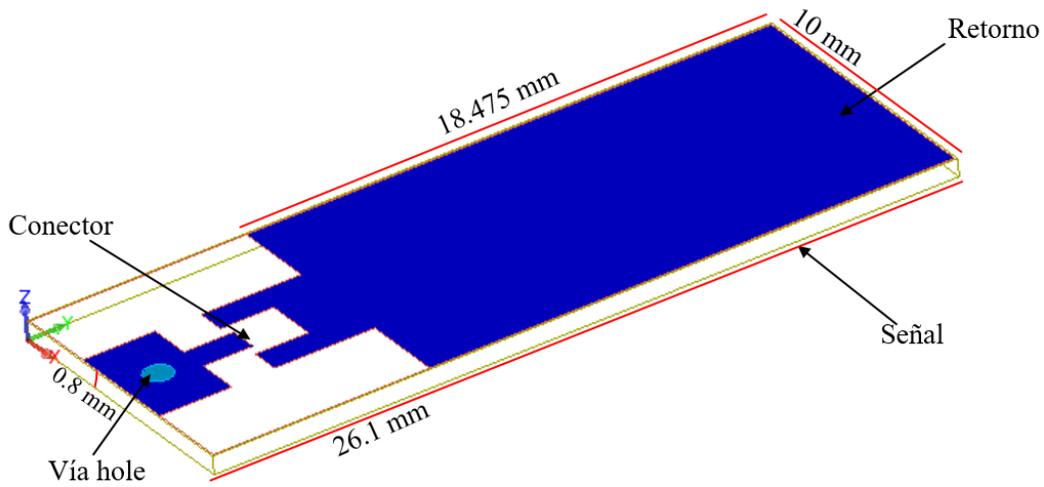


Figura 13: Diseño de electrodo convencional.

Los electrodos fabricados sobre sustratos de FR4 se muestran en la Figura 14 a). Por otra parte, la Figura 14 b) detalla la transición necesaria de UCMX a SMA, que conecta el electrodo con los correspondientes baluns. Finalmente, la Figura 14 c) muestra la conexión con el VNA Anritsu MS2036C utilizado durante este trabajo.

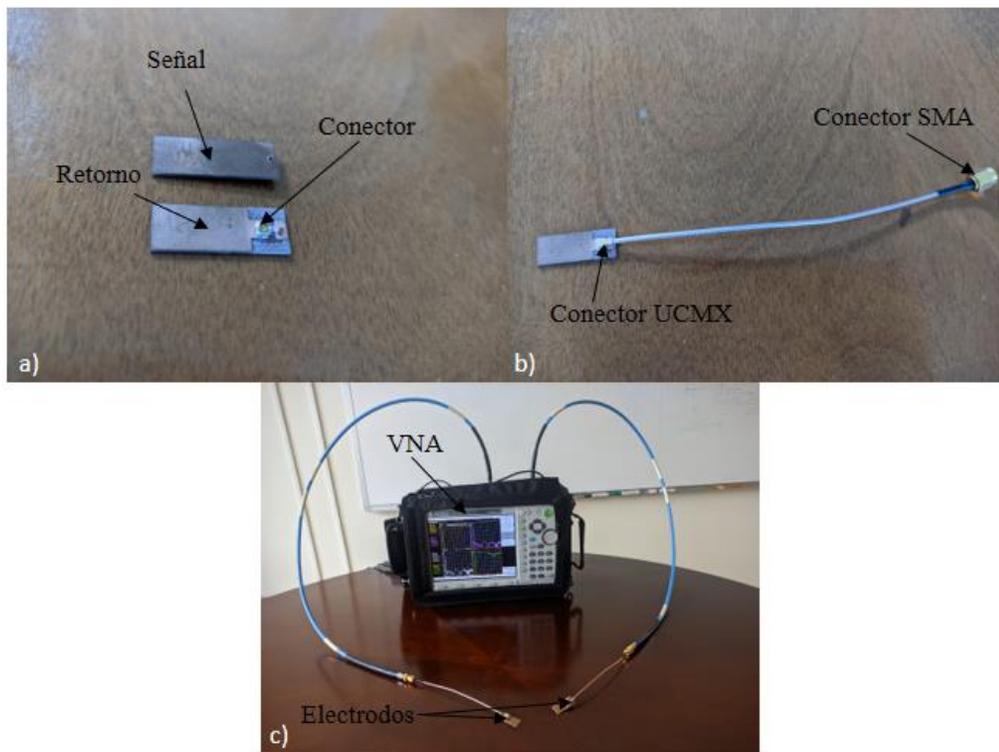


Figura 14: a) Electrodo fabricados, b) Transición del electrodo, c) Banco de medida.

A partir de la implementación del arreglo experimental descrito previamente se identificó que, la necesidad del balun introduce dos efectos importantes a considerar. El primero está relacionado con la impedancia adicional introducida por la interconexión entre el balun y el electrodo (Z_{be}). Mientras que, el segundo aspecto está relacionado con el posible acoplamiento de la señal a través del propio balun con el canal extrínseco, viéndose inherentemente relacionado con la dinámica del canal.

Para compensar (o minimizar) los efectos anteriormente descritos, en este trabajo se propone entonces integrar el balun con el electrodo, de tal forma que se elimine la impedancia Z_{be} y así mismo se reduzca el acoplamiento eléctrico con el canal extrínseco. Esto se describe en la siguiente sección.

2.3 Diseño y fabricación de electrodos con balun integrado

Con base en la hipótesis de integrar el balun en el diseño del electrodo, para ayudar a reducir los efectos parásitos ya que se eliminan cables de conexión y se reduce el área de la tierra del electrodo, en este caso también se utilizó ADS como herramienta de diseño para generar los *layouts*, los cuales se muestran en la Figura 15.

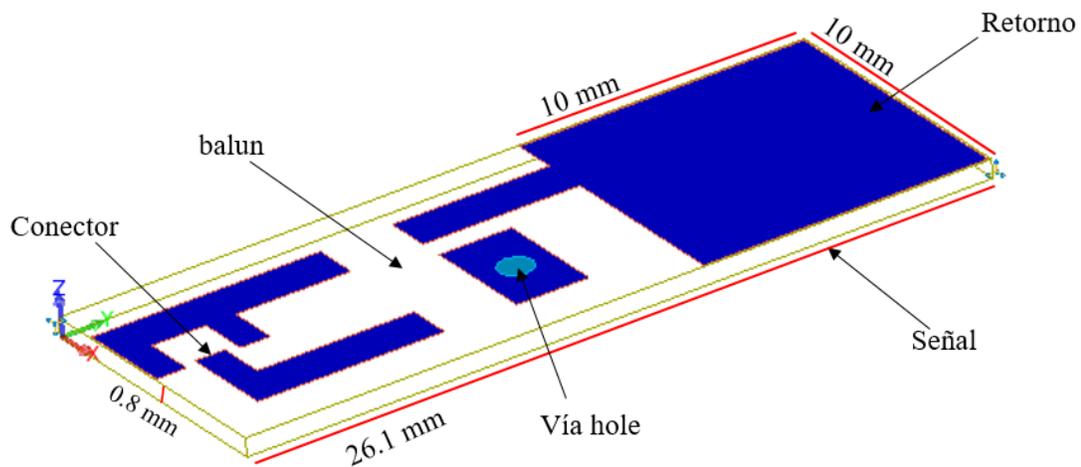


Figura 15: Diseño del electrodo para integrar el balun.

Como se puede observar en la Figura 15 las medidas del electrodo son 26.1 x 10 mm, que son las mismas dimensiones del diseño presentado en la Figura 13, esto mantiene el área de contacto del electrodo de

señal con la piel, de tal forma que los efectos de variación en la impedancia de acoplamiento se puedan analizar como consecuencia de la dinámica del canal extrínseco.

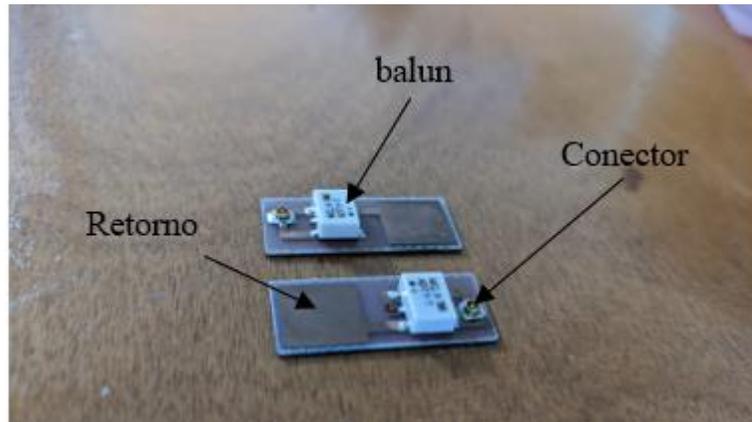


Figura 16: Electrodo con balun integrado fabricados.

En la Figura 16 se muestran los electrodos con el balun integrado. En este caso se utilizó un balun ADT1_1 de Mini-Circuits, con impedancia de entrada y salida de 50Ω y una frecuencia de operación entre 0.15 a 400 MHz. Como se muestra en la Figura, las terminales del embobinado primario del balun se conectan al analizador vectorial, mientras las terminales del embobinado secundario se dividen simétricamente entre el electrodo de señal y el electrodo de tierra. En esta configuración experimental se usó el mismo diseño tanto para el transmisor como para el receptor.

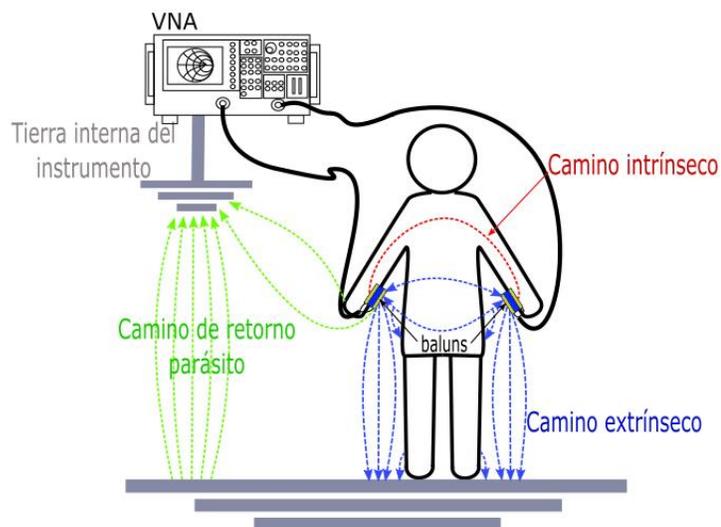


Figura 17: Diagrama de conexión de los electrodos con balun integrado.

Si se analiza el nuevo esquema de conexión del arreglo experimental, presentado en la Figura 17, se puede observar que la impedancia Z_{be} no está presente, así como que se han eliminado las componentes de acoplamiento a través del balun. Esta simplificación del arreglo experimental presenta una evidente ventaja en contraste con el arreglo instrumental presentado en la Figura 12.

En este punto es importante resaltar, que, para la adecuada sujeción de los electrodos a la piel, y con el fin de lograr una repetitividad del experimento, manteniendo siempre los electrodos en la misma posición, fue necesario diseñar un conjunto de porta-electrodos. Su descripción se presenta en la siguiente sección.

2.4 Diseño y fabricación de porta-electrodos

Para lograr que los electrodos fabricados se mantengan con una buena conexión a la piel, se diseñaron dos porta-electrodos iguales, uno para ser usado con el electrodo del TX y otro con el electrodo del RX. Para la creación en 3D de los porta-electrodos se empleó el programa computacional de diseño profesional SolidWorks. Como se muestra en la Figura 18, el porta-electrodo consta de un cuerpo que permite la ubicación precisa del electrodo, un espacio adecuadamente diseñado para la conexión de la señal de excitación, y una tapa que adicionalmente da estabilidad mecánica al porta-electrodo. Además, cuenta con un mecanismo que permite incluir correas adaptables, que permitan usarlo en la muñeca, brazo, etc.

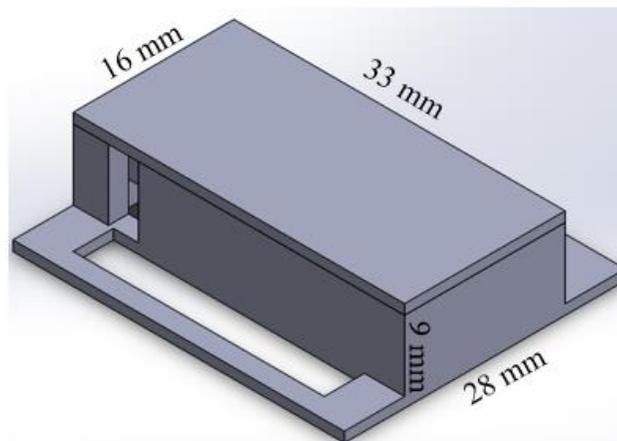


Figura 18: Diseño del porta-electrodo.

En la Figura 18 se muestra el diseño del porta-electrodo, el cual tiene dimensiones de $33 \times 28 \times 9 \text{ mm}^3$. Es bastante compacto para que se pueda usar como un reloj/pulsera en los brazos o cualquier parte del

cuerpo humano en donde se requiera tomar mediciones de HBC. Este diseño se fabricó en una impresora 3D Original Prusa i3.

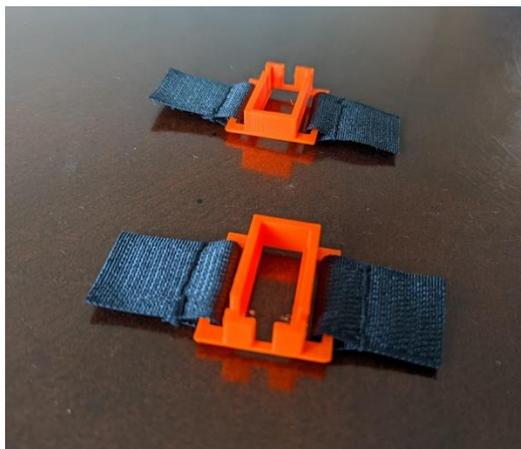


Figura 19: Impresión de la base del porta-electrodo.

En la Figura 19 se muestra el porta-electrodo fabricado mediante impresión 3D. Igualmente se ilustra la disposición del electrodo donde se evidencia la buena adaptación del electrodo con los fines propuestos.

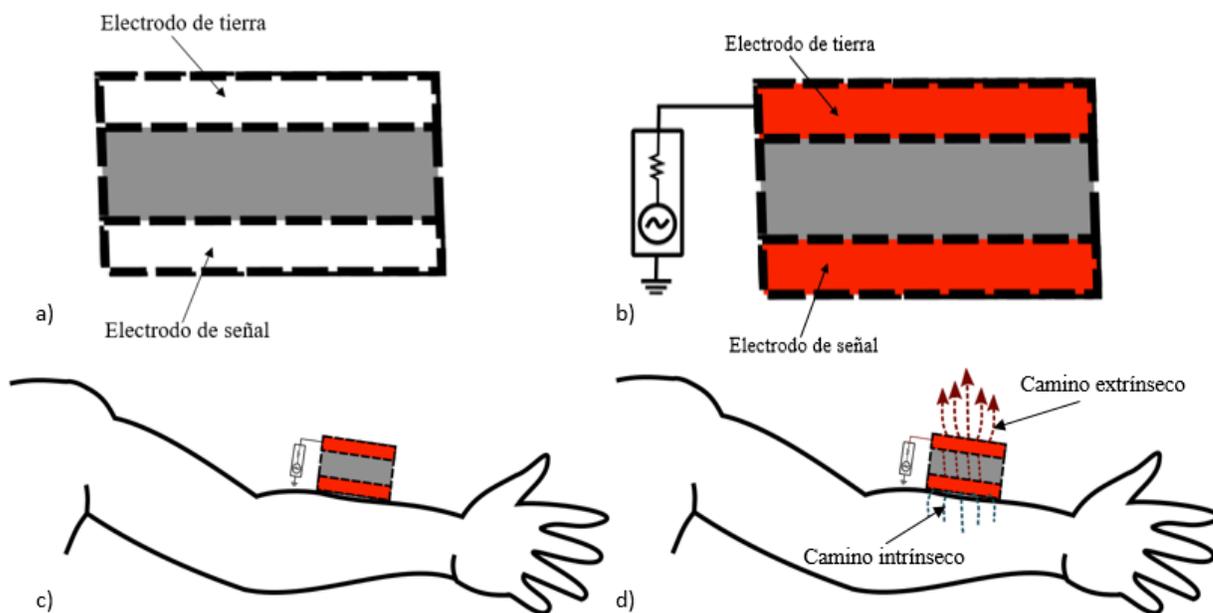


Figura 20: a) Capacitor creado por la configuración vertical de los electrodos, b) Electrodo alimentado por una corriente alterna, c) Electrodo conectado al cuerpo humano, d) Rutas de la señal transmitida.

Aunque el electrodo cuenta con el soporte para ser adecuadamente sujetado, este no presenta interferencia alguna con la excitación de la señal en el cuerpo, y mantiene la configuración vertical de los electrodos. La configuración vertical de los electrodos se refiere a que el electrodo de señal y el de tierra forman una estructura paralela, la cual conceptualmente se puede representar de forma equivalente por medio de un capacitor, como se ilustra en la Figura 20 a). Idealmente y en el espacio libre, la capacitancia formada por el propio electrodo es proporcional al área del electrodo de señal y de tierra (como “placas paralelas”) e inversamente proporcional a la separación entre estos. Cuando una señal alterna es aplicada en los electrodos, una corriente de desplazamiento se genera entre ellos, como se ilustra en la Figura 20 b). Cuando el par de electrodos es colocado sobre el cuerpo (o cerca de él), como se ilustra en la Figura 20 c), la corriente es dividida en dos ramas, una fluyendo directamente del electrodo de señal al electrodo de tierra, y otra fluyendo a través del cuerpo y regresado al electrodo de tierra a través del canal extrínseco. Como se ilustra en el circuito equivalente mostrado en la Figura 20 d), estas dos ramas generadas dividen la potencia entregada por la fuente resultando en pérdida de la señal transmitida a través del cuerpo. Resulta por lo tanto deseable proponer una solución que minimice el efecto capacitivo del electrodo, y su acoplamiento al canal extrínseco. En este sentido, este trabajo propone implementar un apantallamiento capacitivo introducido en la configuración de los electrodos como se ilustra en la Figura 21.

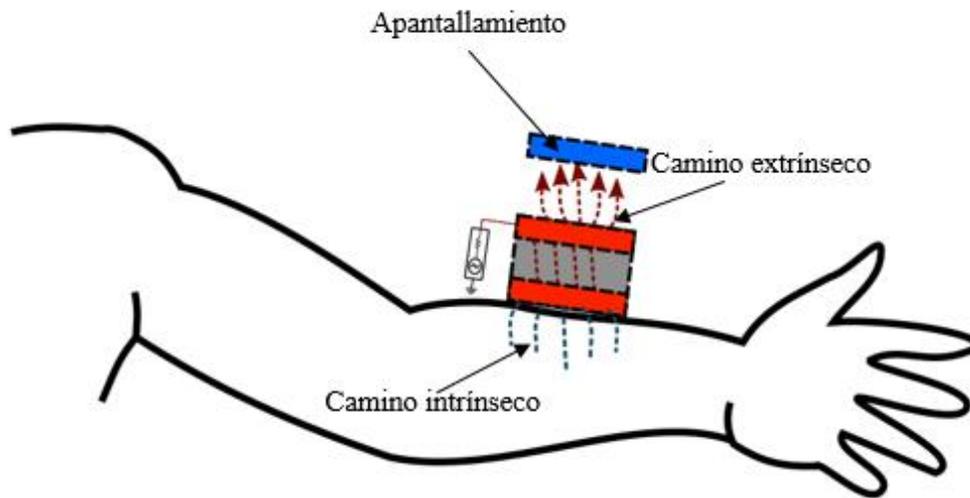


Figura 21: Configuración del electrodo apantallado.

En la Figura 21 se muestra la configuración del electrodo con apantallamiento en donde el efecto de la pantalla busca reducir la corriente de desplazamiento interna de la capacitancia propia entre los electrodos y el acoplamiento con el canal extrínseco, con esto lo que espera es ganar dB en el canal de transmisión. La implementación práctica de este apantallamiento se presenta con mayor detalle en la siguiente sección.

2.4.1 Apantallamiento de los electrodos

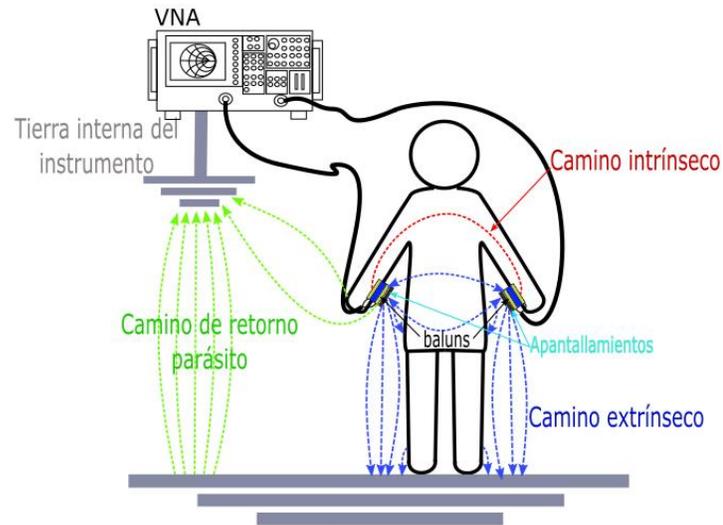


Figura 22: Diagrama de conexión con apantallamientos.

Como se muestra en la Figura 23, haciendo uso de los porta-electrodos diseñados, se agregó una película metálica en paralelo con el electrodo de tierra, que mantiene la verticalidad de la estructura, y realiza la función de apantallamiento como se describió en la sección anterior.

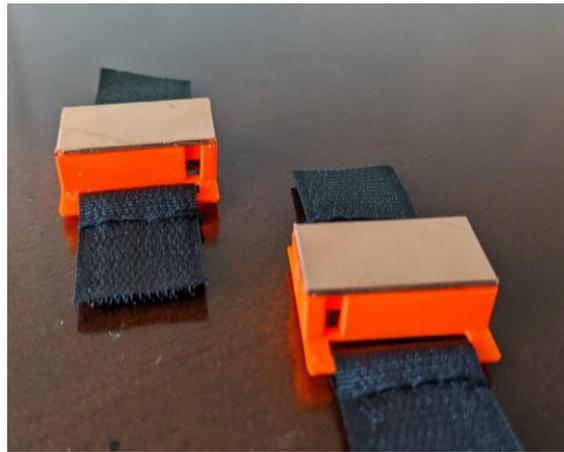


Figura 23: Porta-electrodos apantallados.

Es importante notar que el diseño del porta-electrodo permite que el apantallamiento propuesto cubra adicionalmente el balun integrado al electrodo. Como se mencionó anteriormente, este balun puede acoplar la señal al canal extrínseco y verse afectado por su dinámica. Por lo tanto, esta forma de

apantallamiento también favorece la reducción del acoplamiento a través del balun. La Figura 24 muestra los electrodos con el apantallamiento siendo usados ilustrativamente en la mano.

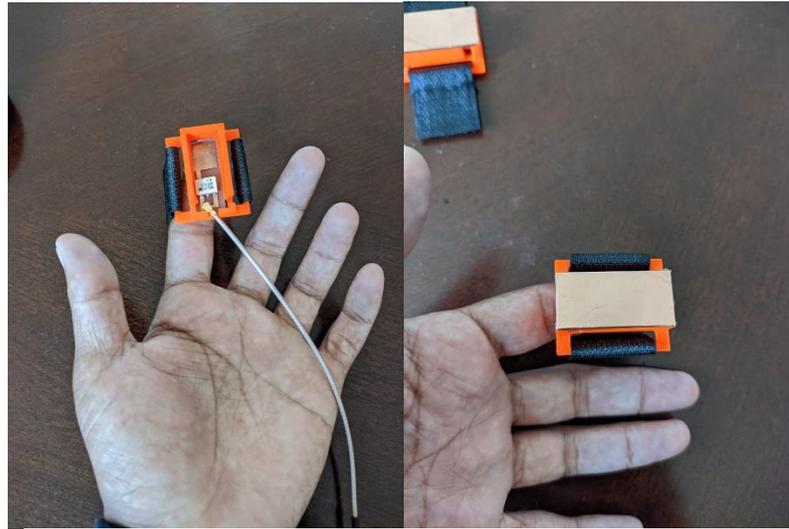


Figura 24: Electrodo con apantallamiento conectado a la mano.

Hasta este punto se han propuesto dos estrategias para minimizar el acoplamiento con el canal extrínseco, cuya dinámica afecta la excitación de la señal en el cuerpo, debido al desbalance de las impedancias del electrodo conectado a la piel. La primera estrategia es integrar el balun en el propio electrodo, y la segunda es implementar un apantallamiento que minimice el acoplamiento con el canal extrínseco, reduciendo el impacto de la dinámica del cuerpo. Sin embargo, los resultados experimentales (que se presentarán con detalle en el capítulo 3) muestran que en términos de ganancia en el canal HBC la señal es muy baja, y las mejoras al emplear las estrategias abordadas no son significativas. Por lo tanto, una nueva estrategia basada en analizar la forma de excitación de la señal en el cuerpo se ha propuesto en este trabajo, la cual se presenta a continuación.

2.5 Análisis del canal HBC ante estímulos en modo diferencial y en modo terminación simple.

El canal HBC puede ser representado, en su forma más simple, como una red de dos puertos con una terminal de señal y una terminal de tierra tanto en el puerto del TX como en el puerto del RX. Como se ilustra en la Figura 25, donde C_e es la capacitancia del electrodo, C_b es la capacitancia del cuerpo, C_r es la

capacitancia de retorno. R_e es la resistencia del electrodo, R_b es la resistencia del cuerpo, V_i es el voltaje de entrada y V_o el voltaje de salida.

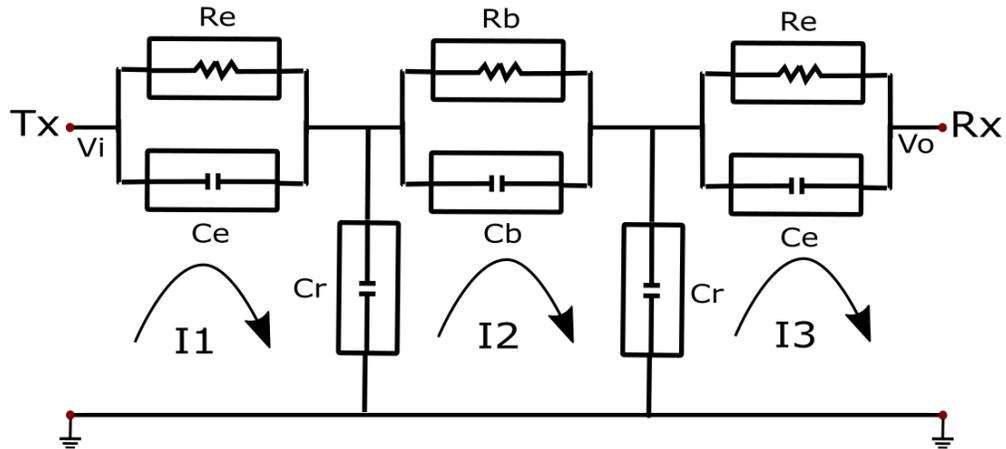


Figura 25: Modelo de circuito equivalente simplificado para la descripción del canal HBC.

Como se mencionó anteriormente, el balun transforma la señal entre un modo de terminación simple (SE; por sus términos en inglés, *Single Ended*) a un modo de excitación diferencial (DM, proveniente del término en inglés, *Differential Mode*). Adicionalmente, en la caracterización del canal HBC, el balun cumple dos funciones adicionales, la primera es separar la tierra de los instrumentos de medición, y la segunda es eliminar las componentes de DC que puedan introducirse en el cuerpo. Estos requerimientos pueden cubrirse al usar el balun únicamente en el transmisor, permitiendo así que el receptor pueda operar en SE. Por lo tanto, en esta etapa del trabajo se propone operar el receptor en SE, eliminando la impedancia introducida por el balun en el camino de señal y eliminando su efecto de acoplamiento con el canal extrínseco.

Por esto, diferentes escenarios de acoplamiento fueron evaluados para determinar cuál configuración de electrodos permitiría mejorar las características de transmisión, y a su vez reducir los efectos parásitos asociados a la dinámica del cuerpo.

Los escenarios analizados utilizando distintas configuraciones de los electrodos con balun externo/integrado en su diseño o sin balun, se presentan con mayor detalle en la Figura 26.

A continuación, cada uno de los escenarios presentados en la Figura 26, son evaluados mediante la representación del canal HBC con un modelo de circuito equivalente.

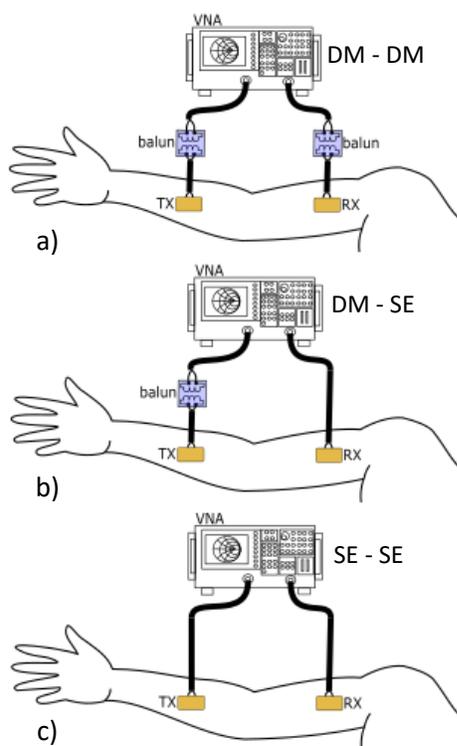


Figura 26: a) Escenario DM – DM, b) Escenario DM – SE, c) Escenario SE – SE.

2.5.1 Análisis Modo diferencial – Modo diferencial (DM – DM)

El modelo de circuito equivalente que representa el escenario en el cual tanto el transmisor como el receptor se configuran en modo diferencial se presenta en la Figura 27. Donde Z_s considera los elementos que forman la impedancia de acoplamiento del electrodo con el cuerpo, Z_b considera la impedancia intrínseca del cuerpo, R_s es la impedancia de la fuente de excitación en el transmisor, y R_L es la impedancia de carga vista por desde el canal de transmisión.

Las ecuaciones (1) a (10) muestran el análisis de circuito realizado en este caso, en el cual se puede evidenciar que el uso de esta configuración genera, en condiciones ideales, una atenuación de la señal de entrada de hasta $1/3$ (ver ecuación 10).

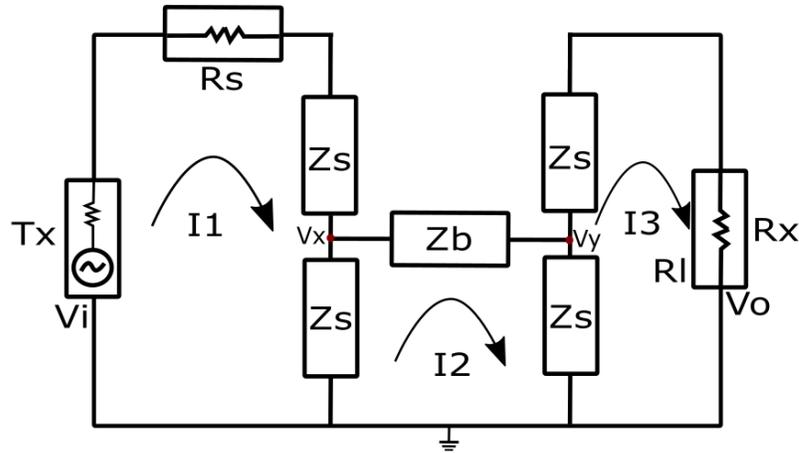


Figura 27: Circuito equivalente del modo DM - DM.

$$V_o = V_y \frac{R_L}{R_L + Z_s} \quad \therefore \quad V_y = V_o \frac{R_L + Z_s}{R_L} \quad (1)$$

$$V_x = V_i \frac{\frac{Z_s}{[Z_B + Z_s/(Z_s + R_L)]}}{\frac{Z_s}{[Z_B + Z_s/(Z_s + R_L)]} + R_s + Z_s} \quad (2)$$

$$V_y = V_x \frac{Z_s/(Z_z + R_L)}{[Z_s/(Z_z + R_L)] + Z_B} \quad \therefore \quad V_x = V_y \frac{[Z_s/(Z_z + R_L)] + Z_B}{Z_s/(Z_z + R_L)} \quad (3)$$

$$V_x = V_o \frac{(R_L + Z_s) [Z_s/(Z_z + R_L)] + Z_B}{R_L [Z_s/(Z_z + R_L)]} \quad (4)$$

$$V_o \frac{(R_L + Z_s) [Z_s/(Z_z + R_L)] + Z_B}{R_L [Z_s/(Z_z + R_L)]} = V_i \frac{\frac{Z_s}{[Z_B + Z_s/(Z_s + R_L)]}}{\frac{Z_s}{[Z_B + Z_s/(Z_s + R_L)]} + R_s + Z_s} \quad (5)$$

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{\left\{ \frac{Z_s}{\left[Z_B + \frac{Z_s}{(Z_s + R_L)} \right]} \right\} \left\{ R_L \left[\frac{Z_s}{(Z_s + R_L)} \right] \right\}}{\left\{ \frac{Z_s}{\left[Z_B + \frac{Z_s}{(Z_s + R_L)} \right]} + R_s + Z_s \right\} \left\{ (R_L + Z_s) \left[\frac{Z_s}{(Z_s + R_L)} \right] + Z_B \right\}} \quad (6)$$

$$R_L \gg Z_s \quad Z_s > Z_B R_s \quad (7)$$

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{\left\{ \frac{Z_s}{\left[Z_B + \frac{Z_s}{(Z_s + R_L)} \right]} \right\}}{\left\{ \frac{Z_s}{\left[Z_B + \frac{Z_s}{(Z_s + R_L)} \right]} + R_s + Z_s \right\}} \quad (8)$$

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{Z_s/Z_s}{Z_s/Z_s + Z_s} \approx \frac{1/2}{1/2 + 1} = \frac{1}{3} \quad (9)$$

$$V_o \approx \frac{1}{3} V_i \quad (10)$$

2.5.2 Análisis Modo diferencial – Modo terminación simple (DM – SE)

La segunda propuesta de esta tesis consiste en configurar la excitación de señal en el transmisor en modo diferencial mientras que en el receptor se configura en terminación simple. Esto implica utilizar en el TX un electrodo con balun integrado mientras que en el RX se utiliza un electrodo conectado sin balun integrado ni externo, por lo cual la señal no pasaría por ninguna transformación. El diagrama de configuración de la conexión se muestra en la figura 28 a).

En la figura 28 b) se muestran los electrodos empleados para realizar las medidas de este escenario, como se puede ver un electrodo usado en el TX utiliza el balun integrado, mientras que el receptor únicamente cuenta con el electrodo capacitivo.

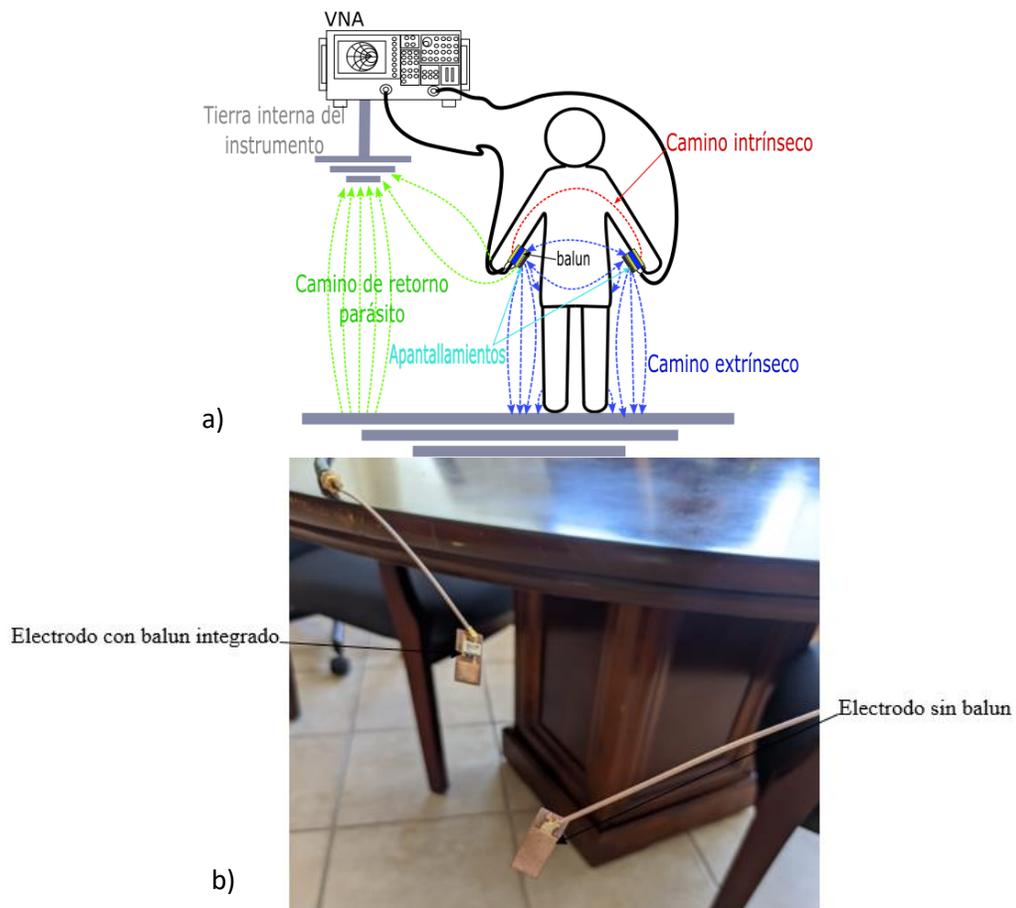


Figura 28: a) Ilustración de la configuración experimental DM – SE y b) Electrodo utilizados para la medición en la configuración DM-SE.

La representación mediante un modelo de circuito equivalente para esta configuración experimental se presenta en la Figura 29. El análisis teórico de esta configuración muestra una mejora de ganancia en la señal transmitida, obteniendo que en el receptor se encontrará disponible al menos la mitad de la señal de entrada, como lo evidencia la ecuación (18).

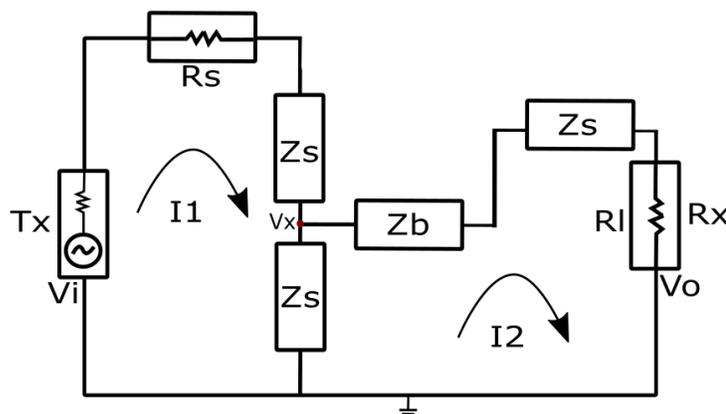


Figura 29: Circuito equivalente del modo DM - SE.

$$V_x = V_i \frac{Z_s / (Z_B + Z_s + R_L)}{\left(\frac{Z_s}{Z_B + Z_s + R_L} \right) + R_s + Z_s} \quad (11)$$

$$V_x - V_o = i_2(Z_B + Z_s) \quad \therefore \quad V_x = i_2(Z_B + Z_s) + V_o \quad (12)$$

$$V_x = \frac{V_o}{R_L}(Z_B + Z_s) + V_o \quad \therefore \quad V_x = V_o \left(\frac{Z_B + Z_s}{R_L} + 1 \right) \quad (13)$$

$$V_o \left(\frac{Z_B + Z_s}{R_L} + 1 \right) = V_i \frac{Z_s / (Z_B + Z_s + R_L)}{\left(\frac{Z_s}{Z_B + Z_s + R_L} \right) + R_s + Z_s} \quad (14)$$

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{\left(\frac{Z_s}{Z_B + Z_s + R_L} \right) R_L}{\left[\left(\frac{Z_s}{Z_B + Z_s + R_L} \right) + R_s + Z_s \right] (Z_B + Z_s + R_L)} \quad (15)$$

$$R_L \gg Z_s \quad Z_s > Z_B R_s \quad (16)$$

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{Z_s}{Z_s + Z_s} = \frac{Z_s}{2Z_s} \approx \frac{1}{2} \quad (17)$$

$$V_o \approx \frac{1}{2} V_i \quad (18)$$

2.5.3 Escenario Modo terminación simple – Modo terminación simple (SE – SE)

La tercera propuesta de este trabajo es el escenario modo terminación simple – modo terminación simple, en el cual tanto el generador del TX como el RX se conectan sin utilizar el balun, como se ilustra en la Figura 30 b).

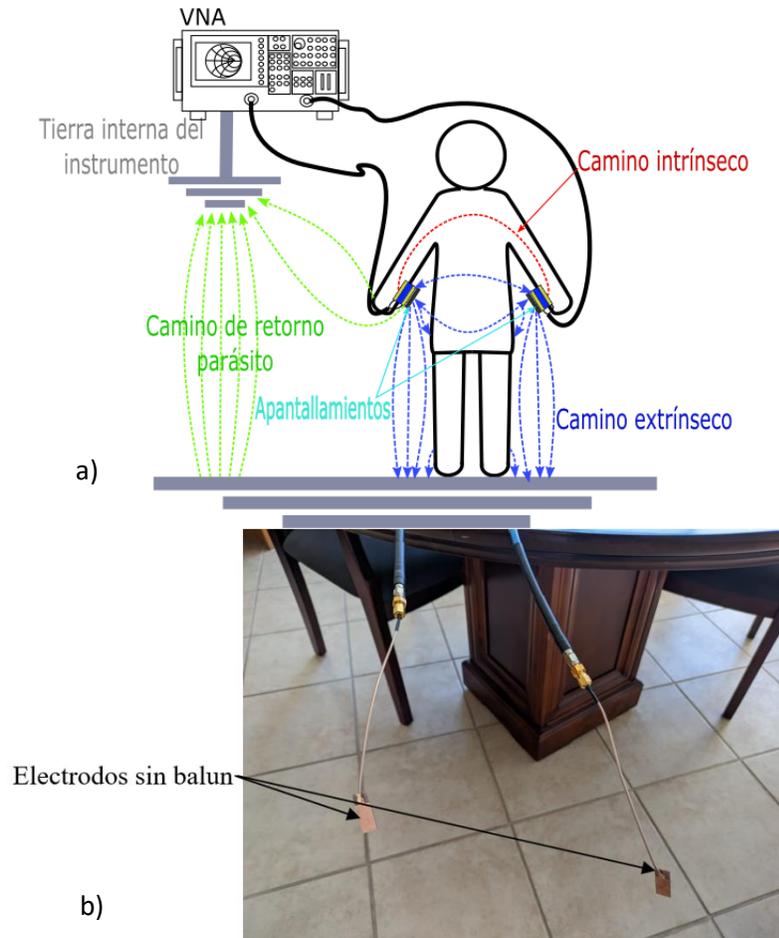


Figura 30: a) Ilustración de la configuración experimental SE – SE y b) Electrodo utilizados para la medición en la configuración SE – SE.

En esta configuración instrumental conecta directamente el canal humano al instrumento de medición, por lo cual en términos prácticos no presenta un escenario de implementación viable, pues no se eliminan las componentes de DC que podrían afectar al cuerpo en exposiciones de larga duración según lo establecido en el protocolo IEEE 802.15.6. Sin embargo, en este trabajo estas mediciones se presentan como punto de comparación buscando dar completitud a todos los escenarios experimentales. Cuyos resultados se presentan en el capítulo 3 de este documento.

Capítulo 3. Resultados

Para la obtención de los datos experimentales presentados en este capítulo, se realizaron mediciones de parámetros S en el rango de 200 KHz a 40 MHz para los diferentes escenarios presentados en el Capítulo 2. Para ello se utilizó un analizador vectorial Anritsu MS2036C, el cual fue calibrado previamente empleando la técnica de SOLT (sigla proveniente de los términos en inglés *Short-Open-Load-Thru*), estableciendo así una impedancia de referencia de 50Ω .

Todos los escenarios de configuración experimental fueron evaluados para diferentes longitudes del canal HBC (por las siglas de los términos en inglés, *Human Body Communication*). Como se ilustra en la Figura 31, el trasmisor se mantuvo en el dedo índice del sujeto de prueba, mientras que el receptor se desplazó a los puntos *a,b,c,d,e,f*, y *g*, variando la longitud del canal de transmisión entre 19 y 170 cm.

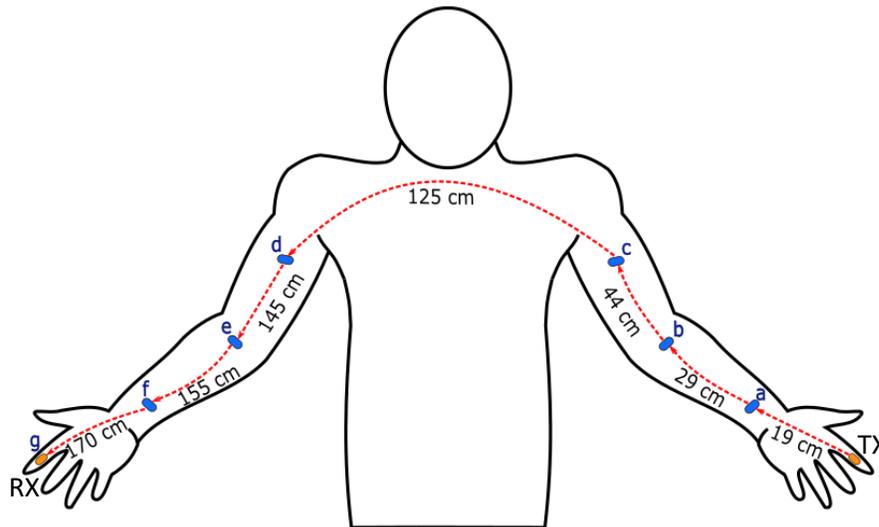


Figura 31: Puntos de medida en el cuerpo humano.

Complementariamente, para el análisis de los datos medidos se empleó el paquete de simulación de circuitos y análisis de datos Keysight-ADS (sigla proveniente del término en inglés *Advanced Design System*), (Keysight Technologies 2000–2022).

Es importante además resaltar que, en los resultados experimentales presentados aquí se prestará especial atención en la frecuencia de 13.56 MHz. Esto debido a que esta frecuencia se encuentra dentro de la banda ISM (sigla proveniente de los términos en inglés *Industrial, Scientific and Medical*), las cuales son internacionalmente reservadas para su uso industrial, científico y médico y que presentan un gran

interés tecnológico para la interconexión de sensores y dispositivos ubicados dentro, sobre o alrededor del cuerpo humano.

3.1 Mediciones del canal humano usando balun externo

En esta sección se presentan los resultados obtenidos con la configuración de medida de electrodos con balun externo, el cual fue abordado conceptualmente en la sección 2.2. Esta configuración es la más reportada en la literatura, por lo cual sirve como punto de referencia para analizar los posibles efectos que degradan el canal de transmisión HBC.

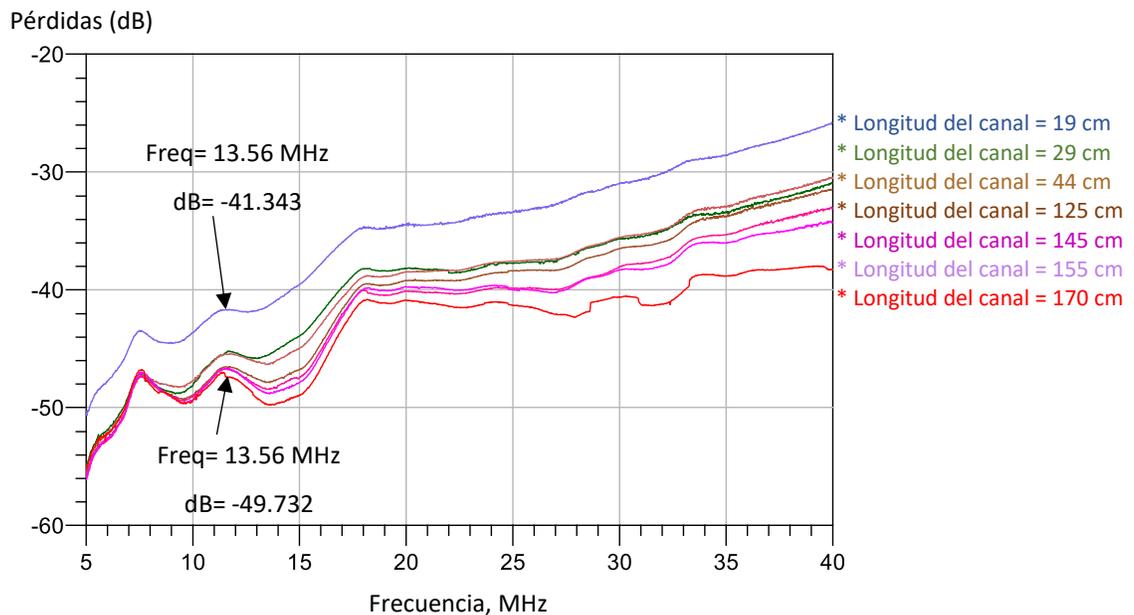


Figura 32: Resultados de electrodos con balun externo.

Como se observa en la Figura 32 al aumentar la distancia entre ambos electrodos, TX y RX, se incrementa la atenuación en la señal propagada en el canal, mostrando una atenuación de 8 dB si se compara la medida con la longitud del canal corto (19 cm) con el canal largo (170 cm) en la frecuencia de 13.56 MHz. En este punto es importante resaltar adicionalmente que en cada uno de los experimentos se tuvieron en cuenta las condiciones de entorno como temperatura y humedad ambiente, buscando que en todos los casos estudiados estas variables fueran similares. En este caso la temperatura ambiente fue de 7° C, con humedad del 52 %. La temperatura y humedad son variables que no fueron controladas.

3.2 Mediciones del canal humano usando electrodos con balun integrado

En esta sección se muestran los resultados obtenidos al utilizar electrodos con balun integrado en su diseño. En este caso las condiciones de entorno registradas fueron: temperatura ambiente de 12° C, y humedad de 45 %.

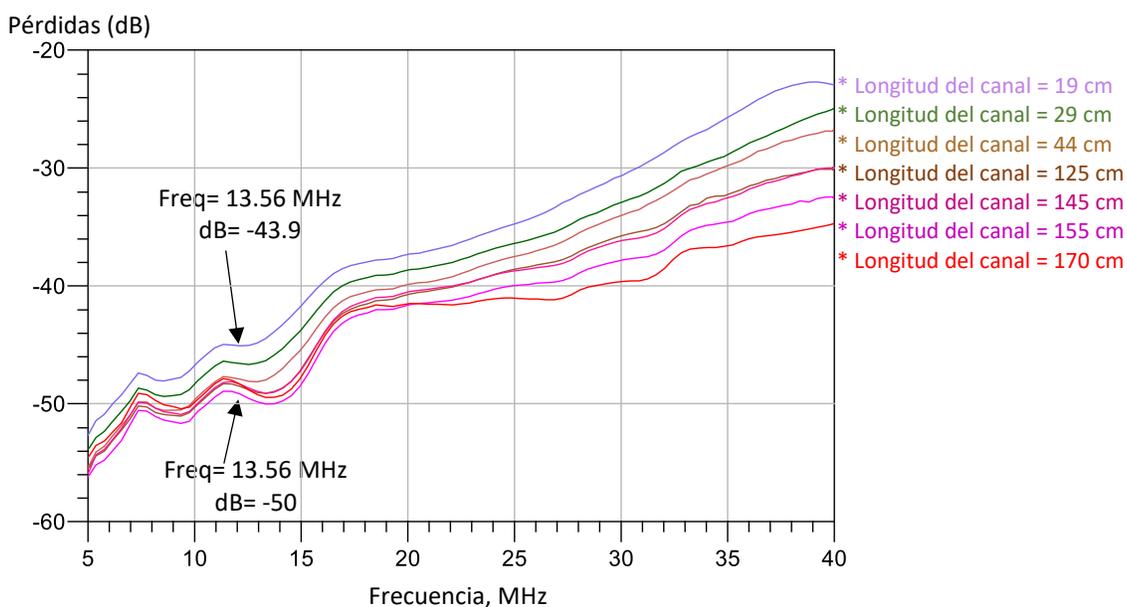


Figura 33: Resultados de electrodos con balun integrado.

En la Figura 33 se muestran los resultados de los electrodos con balun integrado en su diseño. Se realizó el mismo procedimiento para la obtención de los resultados. Se nota la misma tendencia que en los resultados obtenidos cuando se utiliza el balun de forma externa, a medida que el canal aumenta, el canal de transmisión se atenúa, mostrando una diferencia de 6.1 dB entre la medida corta y la más larga a una frecuencia de 13.56 MHz. Esto es congruente, ya que, si la señal debe recorrer una distancia más larga, esta se va atenuando a medida que el canal aumente. Este procedimiento se repitió en distintas ocasiones para comprobar que las mediciones fueran concisas y correctas, al realizar esta repetitividad de medidas se corroboró que las medidas obtenidas eran similares independientemente de la temperatura y humedad de los diferentes días en los que se tomaron las mediciones.

Para comprobar el funcionamiento de este diseño de electrodo con balun integrado, se realizaron mediciones en otro sujeto de prueba, los resultados se muestran en la siguiente sección.

3.2.1 Mediciones del canal humano usando electrodos con balun integrado en distintas personas

Con el fin de corroborar los resultados obtenidos se tomaron medidas con un sujeto de prueba distinto, el cual tenía las siguientes características, estatura = 160 cm, peso = 63 kg. Las medidas se realizaron con la configuración de electrodos con balun integrado para comprobar su óptimo funcionamiento en distintas personas.

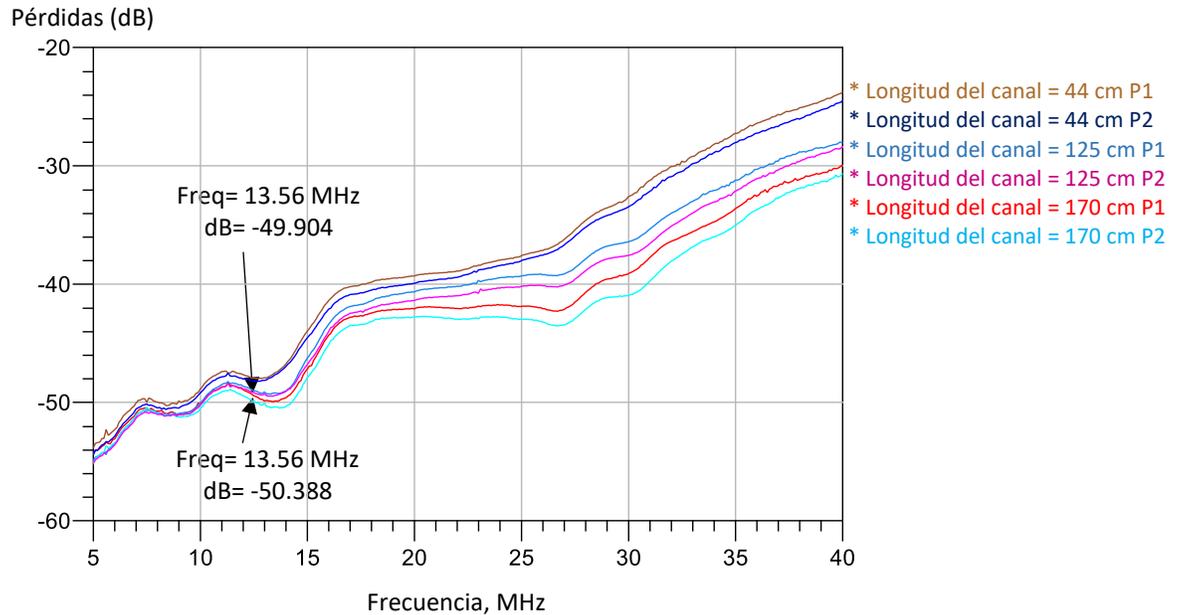


Figura 34: Comparación de resultados en distintos sujetos de prueba.

En la Figura 34 se aprecia la comparación de los resultados de las dos personas de prueba. Se observan tres medidas (44 cm, 125 cm, 170 cm) de longitud del canal de transmisión. Las cuales son muy similares, en los marcadores de la medida de 170 cm se nota una diferencia de 0.48 dB a una frecuencia de 13.56 MHz, lo cual se puede considerar despreciable, esta comparación demostró que los electrodos con balun integrado funcionan de manera correcta independientemente de la persona que los utilice.

Además de esto, se observa que cada medida es más legible y con mayor estabilidad en comparación a cuando se utilizan electrodos con balun externo como se observa en la Figura 32. Por lo cual, se realizó una comparación de los resultados, en la siguiente sección.

3.3 Comparación de las mediciones en el canal humano usando electrodos con balun externo (BE) y balun integrado (BI)

En esta sección se comparan los resultados obtenidos entre los electrodos con balun externo y los electrodos con balun integrado en su diseño. Se muestran a continuación tres comparaciones de resultados, los cuales son, canal corto (19 cm), canal medio (125 cm) y canal largo (170 cm).

3.3.1 HBC para longitud de canal corto (19 cm)

El canal corto es la medida más pequeña que se realizó, que fue desde el dedo índice a la muñeca del sujeto de prueba (Figura 31). La comparación de los resultados se muestra a continuación.

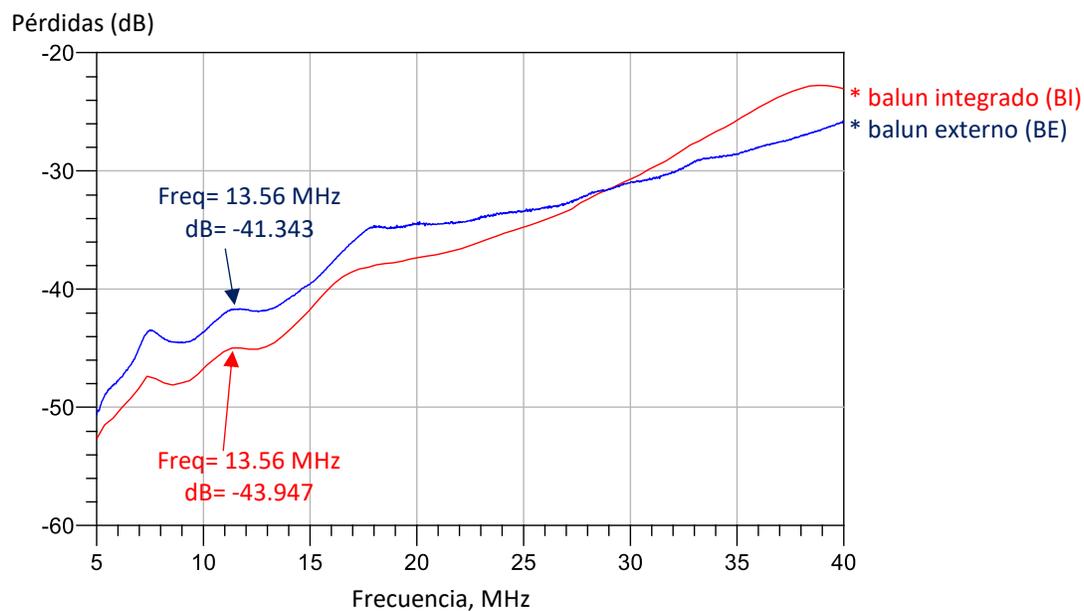


Figura 35: Comparación de resultados en canal corto (19 cm).

En la Figura 35 se muestra la comparación de los resultados en el canal corto, de color azul está la respuesta de los electrodos con balun externo (BE) y de color rojo el resultado de los electrodos con balun integrado (BI). Se aprecia que la respuesta de ambos electrodos sigue la misma trayectoria. La diferencia es de 2.6 dB en una frecuencia de 13.56 MHz.

3.3.2 HBC para longitud de canal medio (125 cm)

El canal medio es la medida que se tomó desde el dedo índice hasta el bíceps de la mano contraria (Figura 31), la comparación de los resultados se muestra en la Figura 36.

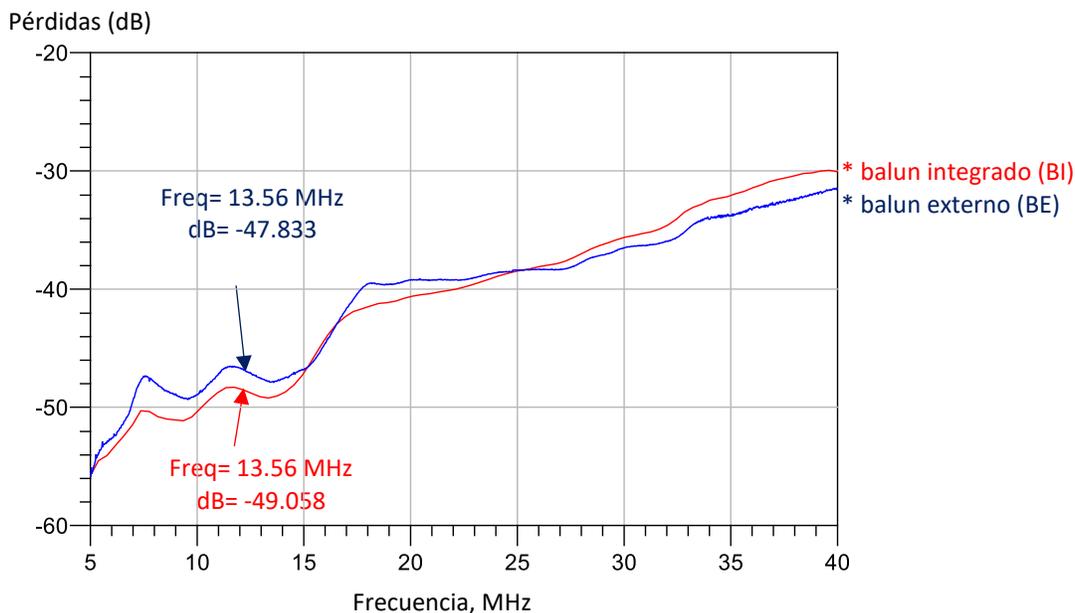


Figura 36: Comparación de resultados en canal medio (125 cm).

En la Figura 36 se observa la comparación de resultados del canal medio, se aprecia que ambas respuestas siguen la misma tendencia que la Figura 35, tanto el electrodo con balun externo como el electrodo con balun integrado siguen la misma trayectoria. La diferencia es de 1.2 dB en una frecuencia de 13.56 MHz.

3.3.3 HBC para longitud de canal largo (170 cm)

El canal largo es la máxima medida que se pudo realizar, la cual fue del dedo índice de una mano al dedo índice de la mano contraria (Figura 31). La comparación de resultados con electrodos distintos se muestra en la Figura 37.

La figura muestra la comparación de resultados en canal largo, las respuestas siguen la misma trayectoria y tendencia del canal corto y medio. La diferencia es de 0.2 dB en frecuencia de 13.56 MHz.

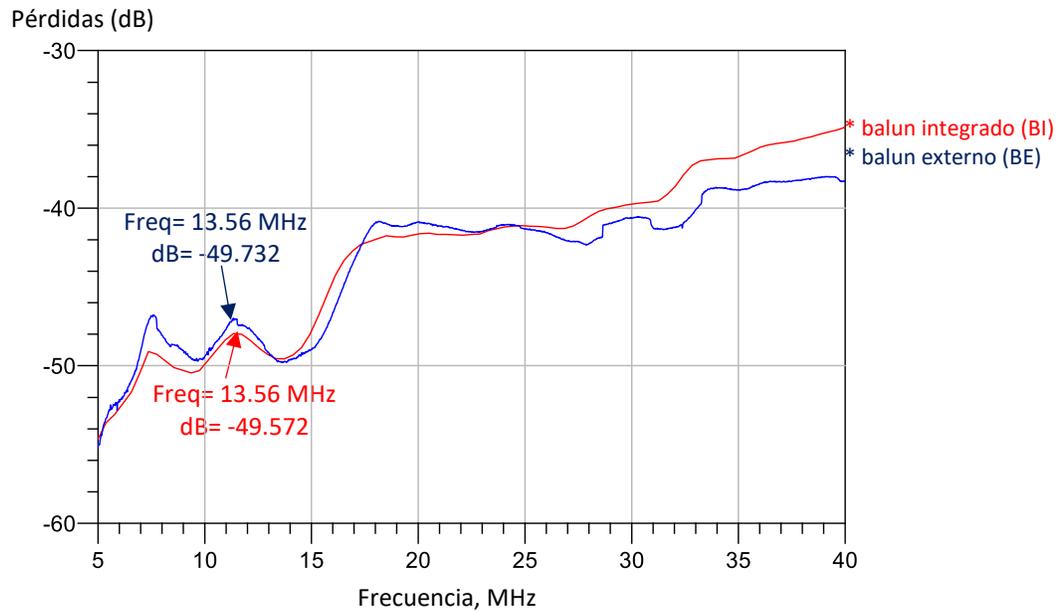


Figura 37: Comparación de resultados en canal largo (170 cm).

Como se observó en las secciones anteriores, utilizar electrodos con balun externo o electrodos con balun integrado solo marca una diferencia máxima de 2.6 dB que se presenta en el canal corto, a medida que el canal aumenta esta diferencia disminuye, por lo cual se considera despreciable esa diferencia.

Es posible concluir después de analizar los resultados presentados en este apartado, que la transmisión del canal HBC no presenta una mejora significativa con este nuevo diseño de electrodos, pero si se simplifica el banco de medición y se compacta el dispositivo, incrementando su portabilidad y haciéndolo más adecuado para el desarrollo de dispositivos vestibles. Sin embargo, teniendo en mente que el objetivo propuesto en este trabajo de tesis no es solo mejorar el diseño si no aumentar la transmisión en el canal, las técnicas adoptadas para abordar ese problema se presentan en las siguientes secciones.

3.4 Transmisión a través del canal HBC usando electrodos con apantallamiento

Al realizar distintas sesiones de medidas con los electrodos con balun integrado en su diseño, para comprobar su óptimo funcionamiento, se notó, que las medidas tomadas presentaban ligeras discrepancias de repetitividad, como se muestra en la Figura 38.

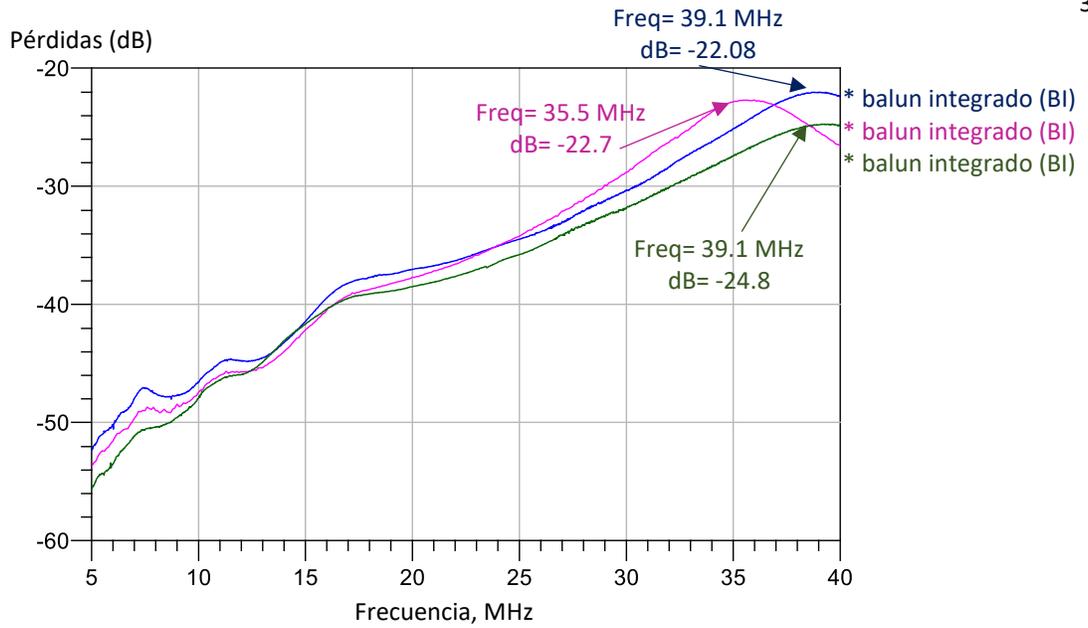


Figura 38: Comparación de resultados en 19 cm.

En la Figura 38 se observan tres medidas para un canal de longitud igual a 19 cm, realizadas con los electrodos con balun integrado, se aprecia que las tres siguen la misma trayectoria, sin embargo, se muestran inestables, incluso la línea rosa no solo es inestable, también tuvo una diferencia en el pico de frecuencia de 35.5 MHz, las otras dos medidas presentan el pico en 39.1 MHz.

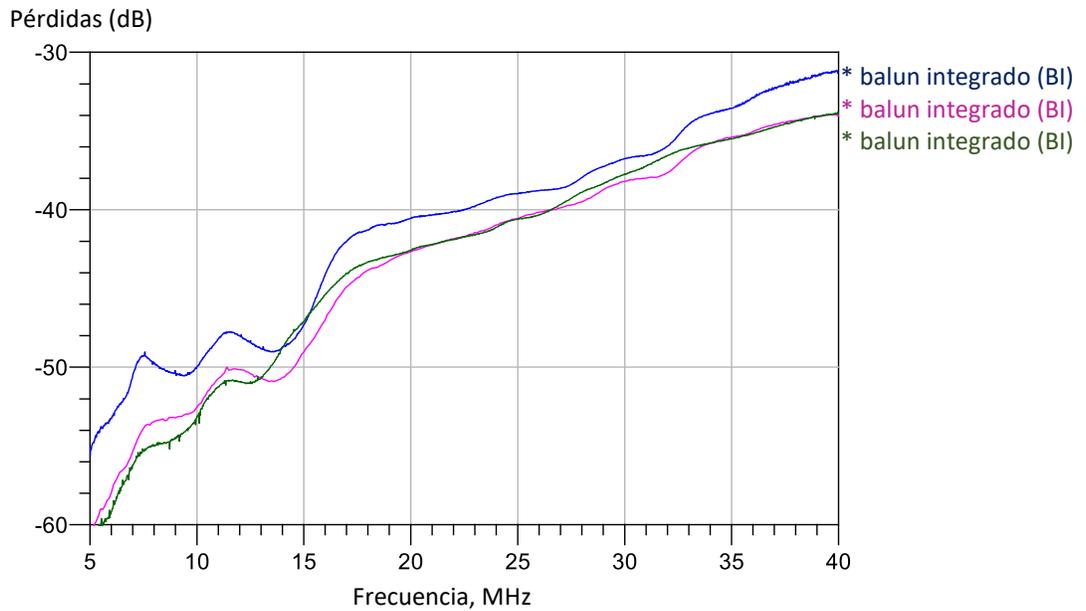


Figura 39: Comparación de resultados en 155 cm.

En la Figura 39 se aprecian las respuestas del canal largo, correspondientes a una longitud de canal de 155 cm, se nota inestabilidad en los resultados, las líneas rosa y azul siguen la misma trayectoria, pero con diferencia de hasta 7 dB, mientras que la línea verde es incluso diferente en su trayectoria.

Para resolver este inconveniente se colocó una película metálica en la tapa del porta-electrodo que permitiera apantallar los efectos parásitos del entorno próximo, como se presentó en la Figura 23, y cuyo circuito equivalente se presentó en la Figura 22, los resultados utilizando este apantallamiento se observan en la Figura 40.

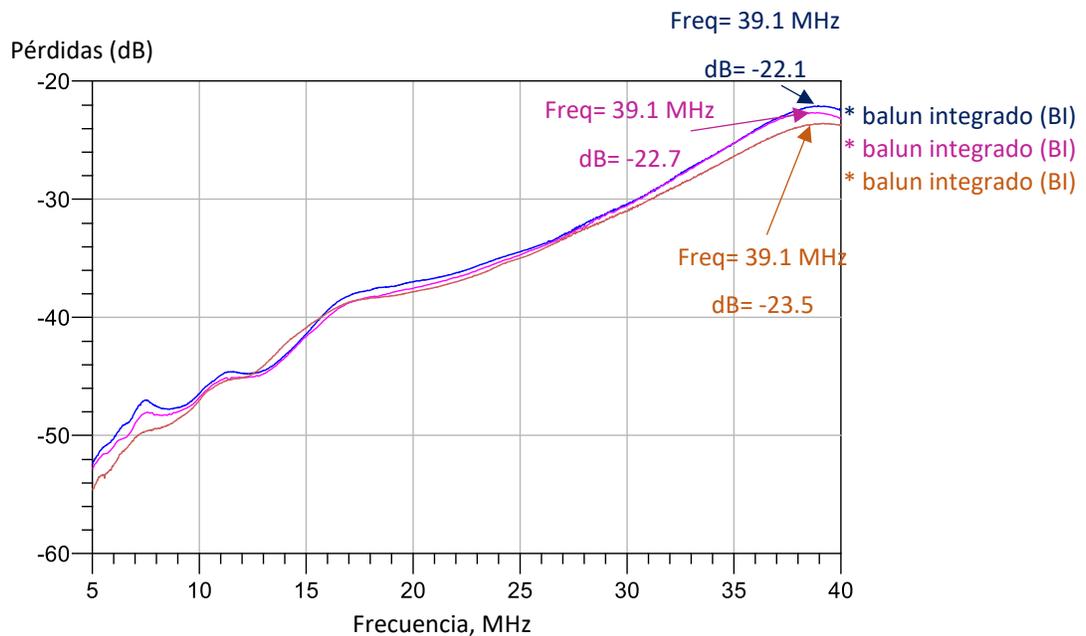


Figura 40: Comparación de resultados apantallados en 19 cm.

En la Figura 40 se observa la comparación de tres resultados tomados con los electrodos con balun integrado y apantallado, como se muestra en los marcadores, los tres picos se encuentran en una frecuencia de 39.1 MHz y la trayectoria es exactamente igual, incluso en algunos puntos se traslapan las señales. Esto marca una pauta importante, debido a que este tipo de tecnología presenta discrepancias asociadas tanto a diferentes condiciones de medición, como en distintas personas. Los resultados de esta propuesta de diseño de electrodos utilizando un apantallamiento en el porta-electrodo estabiliza el canal de transmisión en el canal corto (19 cm). Ahora se presenta el resultado en el canal largo en la Figura 41.

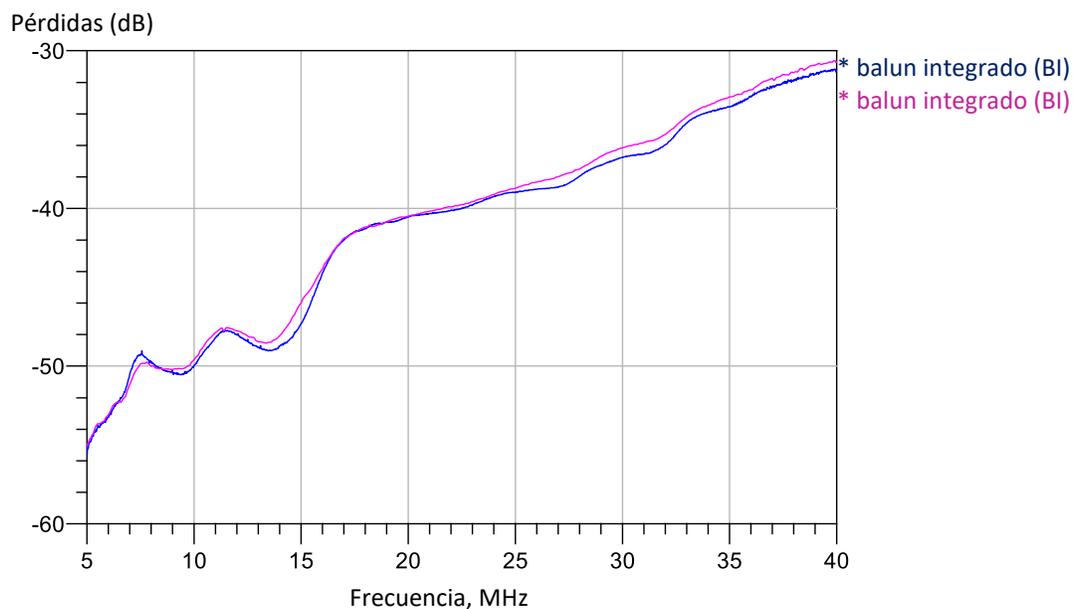


Figura 41: Comparación de resultados apantallado en 155 cm.

La Figura 41 presenta los resultados de los electrodos con balun integrado y apantallamiento, se observa que las medidas son más estables al agregar la pantalla en el porta-electrodo, las medidas azul y rosa son muy similares tanto en trayectoria como en dB.

Los resultados anteriores demuestran que el apantallamiento de la señal utilizando una cinta de cobre en la tapa del porta-electrodo ayuda a estabilizar el canal y facilita el seguimiento de la misma trayectoria, mejorando así el canal de transmisión. Las medidas presentadas en esta sección se repitieron en distintas ocasiones con el fin de corroborar su congruencia, al analizar los resultados de las mediciones repetidas se comprobó su óptimo funcionamiento independientemente de la variación de los días en los que se tomaron las medidas. Motivo por el cual a partir de este punto se utilizó el apantallamiento para todas las mediciones siguientes.

El canal de transmisión se logró mejorar en cuestión de estabilidad, agregando el apantallamiento. Teniendo en cuenta que se diseñaron dos tipos de electrodos, uno con balun externo y otro con balun integrado, se propusieron los escenarios mostrados en la sección 2.5 cuyos resultados experimentales se presentan en el siguiente apartado.

3.5 Resultados experimentales empleando la configuración Modo diferencial – Modo terminación simple (DM – SE)

En esta sección se presentan los resultados experimentales correspondientes a la implementación del escenario modo diferencial – modo terminación simple, el cual se discutió en la sección 2.5.2. En este caso solamente se utiliza el balún en el electrodo del transmisor, los datos experimentales obtenidos al implementar este escenario se presentan en la Figura 42.

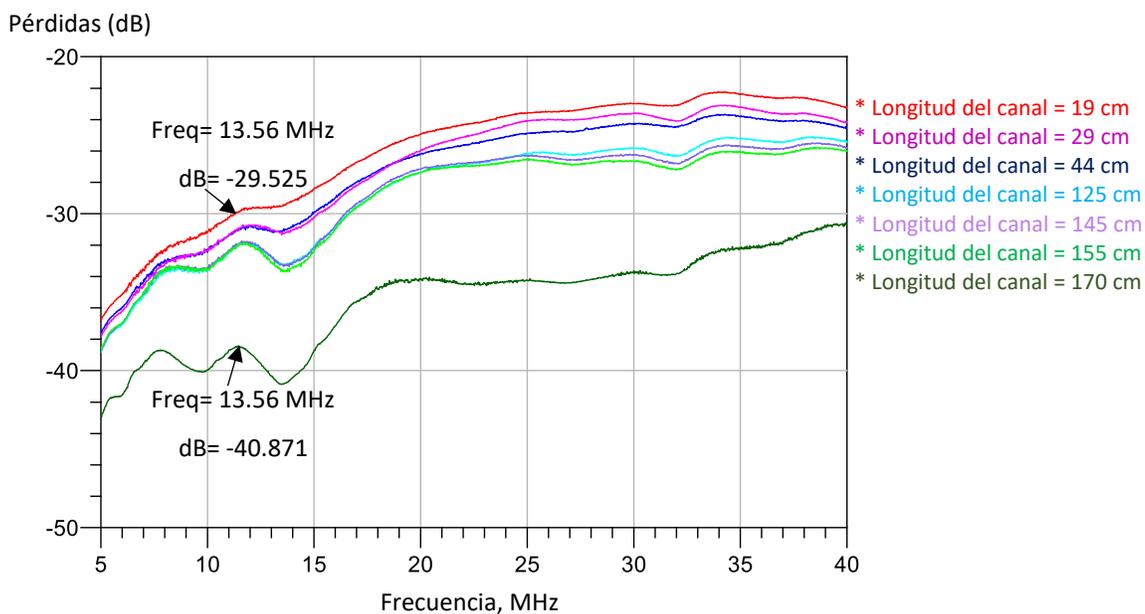


Figura 42: Resultados de la configuración DM – SE.

En la Figura 42 se muestran los resultados al utilizar los electrodos en configuración DM – SE se aprecia que la tendencia sigue siendo la misma que en la Figura 32, a medida que la distancia del canal crece, la transmisión se atenúa. Existe una diferencia de 11 dB entre la medida corta y la más larga, a una frecuencia de 13.56 MHz.

La comparación de estos resultados con los obtenidos en el escenario convencional (modo diferencial - modo diferencial), se muestran en el punto 3.6. Como se observó en esta sección, los resultados del escenario siguen teniendo respuesta de HBC, lo cual indica que lo propuesto funciona de manera correcta, la comparación de los escenarios se presenta en la siguiente sección.

3.6 Comparación de resultados experimentales usando diferentes esquemas de transmisión/recepción

En esta sección se realizó la comparación de los resultados de los escenarios planteados para lograr que el canal de transmisión mejore. Todas las medidas realizadas a partir del punto 3.4, fueron hechas con apantallamiento, por lo cual las comparaciones presentadas a continuación también cuentan con dicha pantalla.

3.6.1 Comparación de resultados experimentales para las configuraciones DM – DM y DM – SE

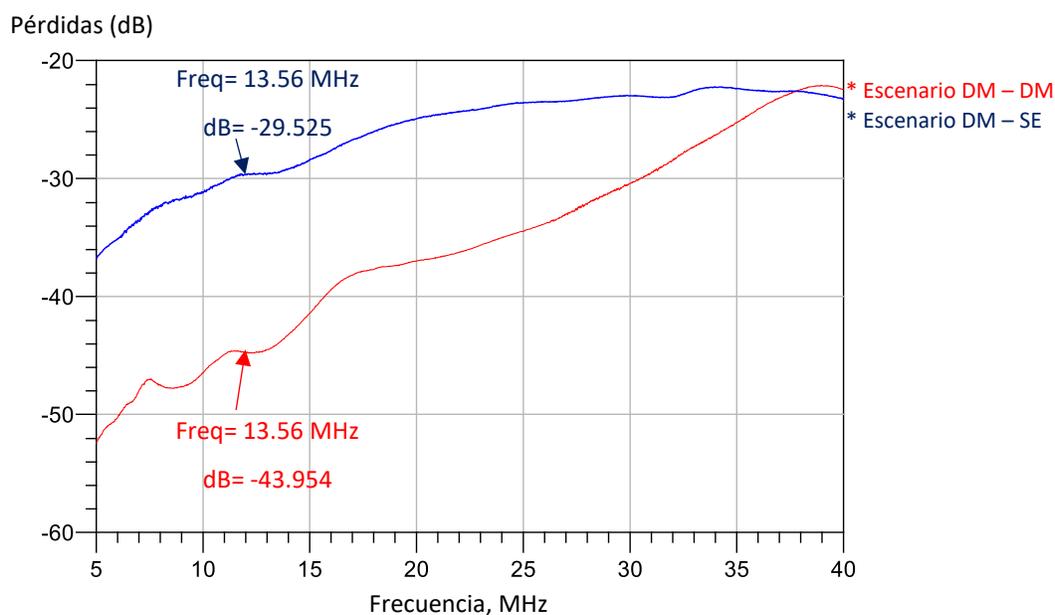


Figura 43: Comparación de los escenarios DM - DM vs DM - SE (19 cm).

En la Figura 43 se muestra la comparación de los resultados de los escenarios, de color rojo se observa la respuesta del escenario DM – DM y de color azul el resultado del escenario DM – SE como se aprecia, ambas respuestas siguen una misma trayectoria que se conecta al final en la frecuencia de 40 MHz. Sin embargo, la línea azul está 14.4 dB más arriba que la línea roja, a una frecuencia de 13.56 MHz, lo cual es una mejora considerable que se nota desde bajas frecuencias, la respuesta presentada pertenece al canal corto (19 cm).

Para comprobar que esta comparación sea verdadera en los distintos puntos de medida, se presenta la respuesta del canal largo (170 cm) en la Figura 44.

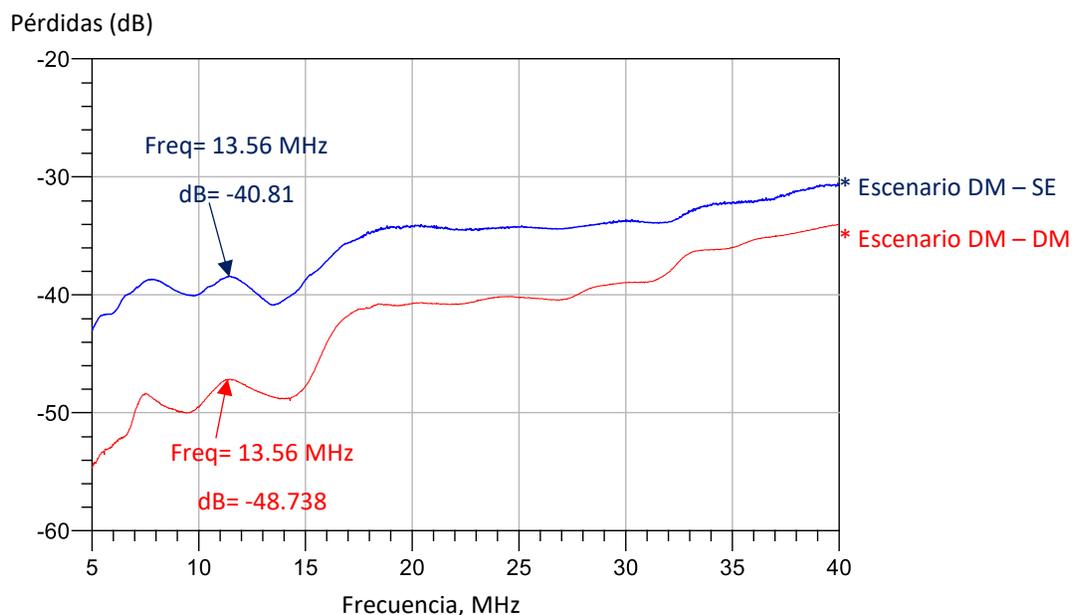


Figura 44: Comparación de los escenarios DM - DM vs DM - SE (170 cm).

En la Figura 44 se muestra la comparación de los escenarios en el canal largo (170 cm), como se observa ambas respuestas siguen la misma trayectoria, pero el escenario DM – SE de color azul se encuentra 8 dB más arriba que el escenario DM – DM.

Lo anterior confirma que los resultados de este escenario son notables en el canal corto y largo, por lo cual esta propuesta resulta de interés para mejorar el canal de transmisión.

3.6.2 Comparación de resultados experimentales para las configuraciones DM – DM y SE – SE.

En esta sección se presenta la comparación de los resultados de los escenarios modo diferencial - modo diferencial vs modo terminación simple – modo terminación simple, las comparaciones se hicieron en el canal corto y en el canal largo para confirmar su comportamiento en los distintos puntos de medida.

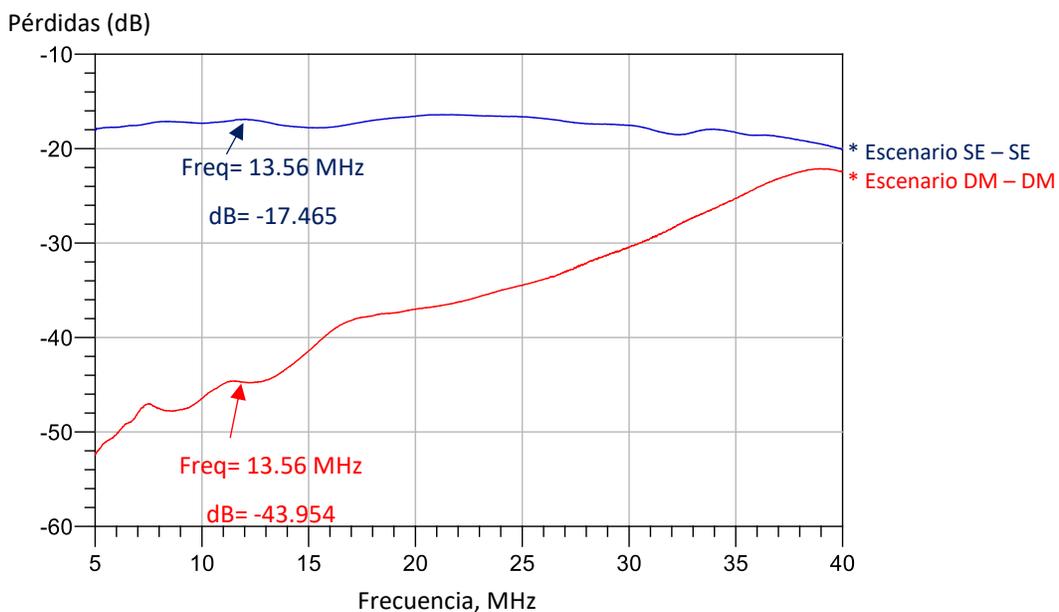


Figura 45: Comparación de los escenarios DM - DM vs SE - SE (19 cm).

La Figura 45 muestra la comparación de resultados, de color azul se observa el escenario SE – SE y de rojo el escenario DM – DM se aprecia una diferencia de 26.4 dB en la línea azul respecto a la roja lo cual es considerable, en una frecuencia de 13.56 MHz, en el canal corto (19 cm).

Se realizó la comparación en el canal largo, las respuestas se observan en la Figura 46:

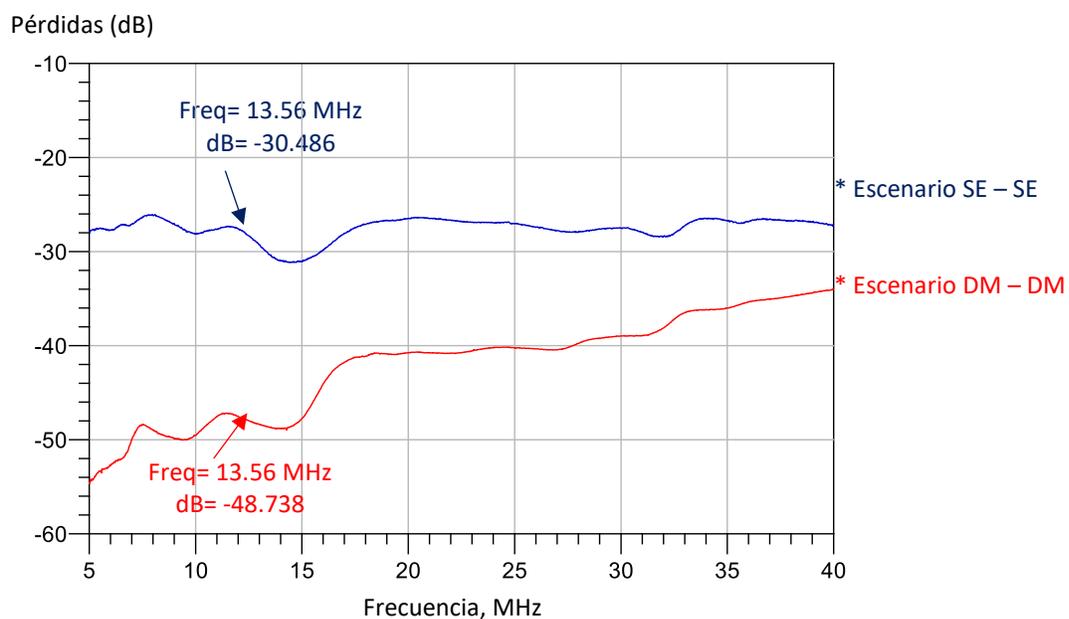


Figura 46: Comparación de los escenarios DM - DM vs SE - SE (170 cm).

En la Figura 46 se muestra la comparación de los escenarios en el canal largo, se observa una diferencia de 18 dB si se comparan a una frecuencia de 13.56 MHz. Esto corrobora que el comportamiento de este escenario se mantiene a lo largo de los puntos de medida.

La comparación de los resultados de los tres escenarios se presenta en la siguiente sección.

3.6.3 Comparación de resultados en todos los escenarios propuestos

En esta sección se presentan las comparaciones de los tres escenarios propuestos para notar sus principales aportaciones y limitantes de cada uno de ellos.

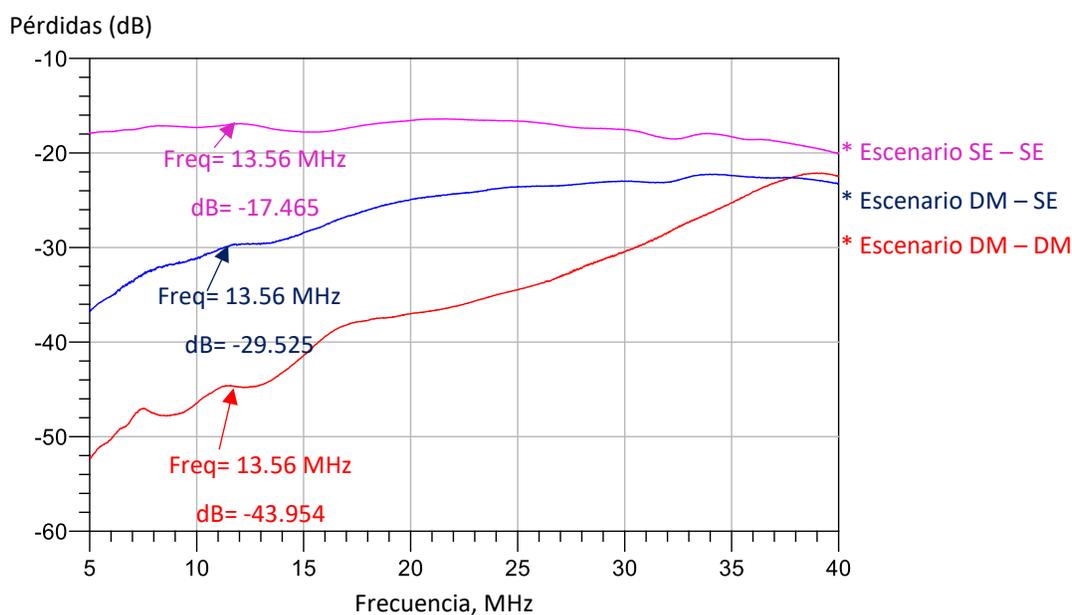


Figura 47: Comparación de los tres escenarios en 19 cm.

En la Figura 47 se muestra la comparación de los 3 escenarios propuestos en el canal corto (19 cm), los marcadores muestran que existe una diferencia de 12 db, entre la línea rosa que es el escenario SE – SE y la línea azul el cual es el escenario híbrido (DM – SE), y se mantienen las diferencias mencionadas en las secciones anteriores entre los demás escenarios.

Se comparó también en el canal largo, los resultados se presentan en la Figura 48.

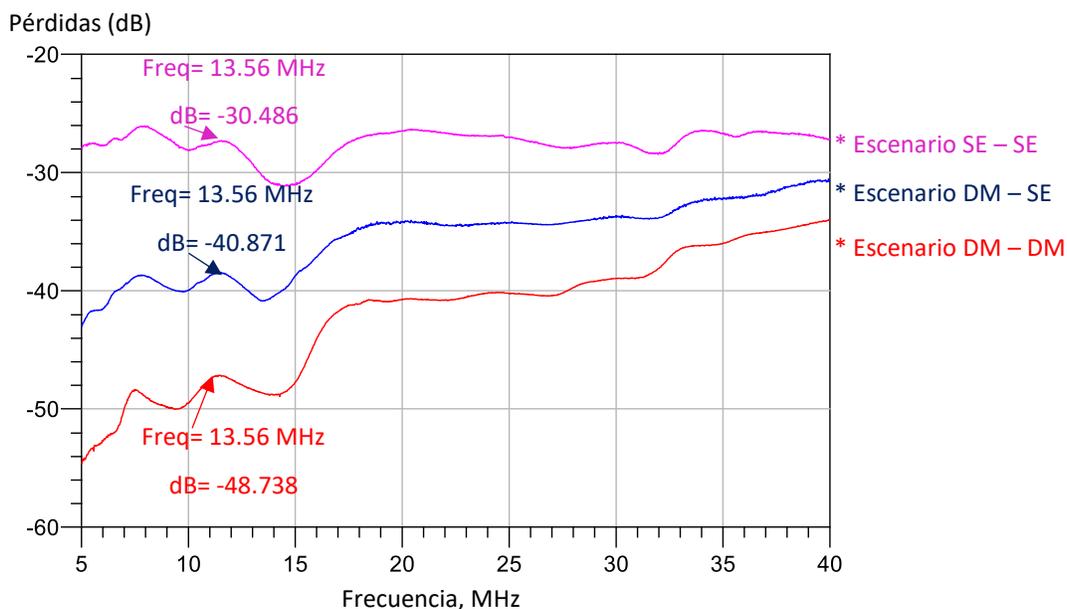


Figura 48: Comparación de los tres escenarios en 170 cm.

En la Figura 48 se muestra la comparación de los resultados de los tres escenarios en el canal largo, se nota una diferencia de 10 dB, entre la línea de rosa del escenario SE – SE y la línea azul del modo híbrido (DM – SE), las diferencias entre los demás escenarios se mantienen.

Como se observó en esta sección, los resultados presentan un aumento en la transmisión del canal HBC. Apantallar la señal estabiliza el canal y los escenarios propuestos mejoran la transmisión, sin embargo, se deben aclarar las ventajas y desventajas de cada escenario para su funcionalidad para la implementación de aplicaciones tecnológicas que empleen los modos de excitación de señal estudiados en este trabajo, a continuación, se presenta la Tabla 1 de ventajas y desventajas de cada escenario:

Tabla 1: Ventajas y desventajas de los escenarios.

DM – DM	DM – SE	SE – SE
Separación de la tierra con el canal de retorno.	Separación parcial de la tierra del canal de retorno.	No separa la tierra del canal de retorno
Es el escenario más estudiado.	Es un escenario poco estudiado	No hay referencias del escenario.
Necesita más componentes.	Requiere menos componentes.	Es el circuito más simple y con mayor transmisión.

La Tabla 1 presenta las ventajas y desventajas de los escenarios propuestos para trabajar con HBC, se nota que el escenario DM – DM tiene ventaja en ser el escenario más estudiado y aislar completamente la tierra del dispositivo de medición, ya que este escenario utiliza balun en sus dos electrodos. Su desventaja es que al utilizar dos balun, el circuito tiene más componentes, por lo tanto, la señal tiende a atenuarse más. El escenario DM – SE tiene la ventaja de aislar la tierra del instrumento de medición y tener menos componentes en su circuito, lo cual lo vuelve más fácil de implementar. Su única desventaja es que no se encuentra mucha información en la literatura respecto a esta configuración. El escenario SE – SE solamente tiene la ventaja de ser el que menos componentes utiliza y más transmisión logra, pero no hay referencias a este escenario y tampoco aísla la tierra del equipo de medición, por lo tanto, este escenario no se puede considerar para implementar ya que al no aislar la tierra correctamente, estas medidas no se pueden considerar para un ambiente real. La comparación de los resultados de transmisión se presenta en la siguiente Tabla 2:

Tabla 2: Tabla comparativa de resultados.

Escenario	Longitud del canal = 19 cm. $f = 13.56$ MHz	Diferencia	Longitud del canal = 170 cm. $f = 13.56$ MHz	Diferencia
DM – DM	Transmisión = -43.954 dB		Transmisión = -48.738 dB	
DM – DM vs DM – SE	43.954 dB – 29.565 dB =	14.4 dB	48.738 dB – 40.871 dB =	7.8 dB
DM – SE	Transmisión = -29.565 dB		Transmisión = -40.871 dB	
DM – SE vs SE – SE	29.565 dB – 17.465 dB =	12.1 dB	40.871 dB – 30.486 dB =	10.4 dB
SE – SE	Transmisión = -17.465 dB		Transmisión = -30.486 dB	
DM – DM vs SE – SE	43.954 dB – 17.465 dB =	26.4 dB	48.738 dB – 30.486 dB =	18.2 dB

En la Tabla 2 se muestra la tabla comparativa de los resultados en el canal corto (19 cm) y el canal largo (170 cm), como se puede observar el escenario con menos transmisión es el convencional con ambos baluns en los electrodos, tanto en canal corto como canal largo. El escenario SE – SE es el que más transmisión presenta, en cualquier longitud del canal, sin embargo, como se explicó, este escenario debe descartarse debido a que no se aísla de la tierra del instrumento. Recordando que el objetivo de esta tesis es mejorar la transmisión en el canal, se considera el escenario DM – SE como el óptimo para trabajar de

una manera eficaz, ya que este escenario si aísla la tierra del instrumento de medida y mejora la transmisión al solo utilizar un balun. La discusión y conclusiones de este trabajo de tesis se presentan en las siguientes secciones.

Capítulo 4. Discusión y aportaciones de este trabajo

En esta sección se presenta la discusión de este trabajo de tesis en donde se contrastan los resultados obtenidos, se discuten las limitaciones de trabajar con CHBC (por sus siglas en inglés, *Capacitive Human Body Communication*), y los métodos empleados para compensar esas limitantes.

En el Capítulo 2 se mostró en la Figura 24 el diseño del porta-electrodo con apantallamiento conectado a una mano del sujeto de prueba, este diseño asegura que el electrodo tenga contacto fijo a la piel, puesto que, en la parte inferior tiene un tope que le impide moverse una vez colocado, y el mecanismo de sujeción mantiene la presión suficiente que inmovilice el electrodo. Así, el diseño presentado en este trabajo de tesis asegura un buen contacto del electrodo y la piel, minimizando las pérdidas asociadas a la capacitancia creada por la distancia entre la piel y el electrodo de señal.

En el Capítulo 2 se presentó la Figura 22, en la que se observa el arreglo instrumental utilizando electrodos con balun integrado y apantallamiento, los cuales como se mostró en el Capítulo 3 en las Figuras 40 y 41 se obtiene una respuesta mejor en comparación con los electrodos convencionales (es decir, con balun externo y sin apantallar), ya que la respuesta muestra que el canal de transmisión se estabiliza, esto se presenta como un problema en (Bae, J., Cho, H., Song, K., Lee, H., & Yoo, H. J. 2012), ya que, al trabajar con CHBC los factores del ambiente afectan directamente las medidas realizadas con esta técnica de acoplamiento. Este problema se resuelve al utilizar este tipo de diseño con la configuración propuesta, ya que, al apantallar la señal, la capacitancia creada tanto por la separación existente entre la piel y el electrodo de señal como el capacitor creado internamente por la distancia entre el electrodo de señal y el electrodo de tierra, son minimizados por el apantallamiento, logrando así estabilizar el canal de transmisión haciéndolo menos dependiente del entorno.

En el Capítulo 3 en la Figura 34 se mostró la comparación de respuestas de dos sujetos de prueba, la cual marca una diferencia máxima de 0.48 dB en el canal largo (170 cm), en el canal corto y canal medio no es notable, por lo cual se considera despreciable. En (Ahlbom, A., Bergqvist, U., Bernhardt, J. H., Cesarini, J. P., Grandolfo, M., Hietanen, M., & Matthes, R. 1998), se presenta este inconveniente que sigue afectando al desarrollo de HBC, debido que, al tomar mediciones con distintas personas estas difieren dependiendo de las características físicas del sujeto de prueba. Como se muestra en estas respuestas, utilizando la configuración del electrodo con balun integrado, este problema se reduce, puesto que, al emplear los electrodos con la configuración de balun integrado en su diseño, la impedancia Z_{be} (presentada en la

Sección 2.1) se elimina, ya que esta se debe a la impedancia creada entre el balun y el electrodo, al implementar el balun en el diseño del electrodo, se reduce la posibilidad de que las componentes del balun se acoplen a las del canal extrínseco. Logrando así que este diseño de electrodo con balun integrado sea menos dependiente de la persona que lo utilice.

En la Tabla 2, se muestra que la comparación de los escenarios DM – DM vs DM – SE presenta una diferencia de 14.4 dB en el canal corto, lo cual equivale al 32.76% de transmisión que aporta este escenario (DM – SE). La comparación de los escenarios DM – SE vs SE – SE difiere en 12.1 dB en el canal corto, que equivale al 40.9% de transmisión que suma este escenario (SE – SE). La comparación de los escenarios DM – DM vs SE – SE tiene una diferencia de 26.4 dB, equivalente al 60% de aportación a la transmisión de este escenario (SE – SE). Recordando que el objetivo de esta tesis es mejorar la transmisión en el canal, es normal pensar que el mejor escenario es SE – SE, sin embargo, este es el escenario que más limitaciones presenta debido a que en un ambiente real no se podría implementar, ya que, no se está aislando la tierra del instrumento de medición. Por lo tanto, el escenario DM – SE es el que más ventajas presenta, al mejorar notablemente el canal de transmisión y aislar la tierra del instrumento de medición.

Lo anterior muestra las limitantes de trabajar con CHBC y como estas pueden ser compensadas o minimizadas con las distintas configuraciones en el diseño de los electrodos y los diferentes escenarios propuestos en el desarrollo de este trabajo de tesis. En la siguiente sección se presentan las conclusiones de este proyecto al igual que las propuestas de trabajo futuro.

Capítulo 5. Conclusiones y trabajo futuro

La primera hipótesis de este trabajo de tesis fue que, al apantallar el campo electromagnético de los electrodos, se compensan o minimizan los efectos parásitos del canal extrínseco. Los resultados se muestran en la Sección 3.4, las gráficas demuestran que esta hipótesis se cumple, ya que, al colocar la pantalla el canal de transmisión aumenta el nivel de la señal propagada, lo cual es uno de los objetivos de esta tesis.

La segunda hipótesis del presente trabajo fue que, el canal de transmisión se puede mejorar mediante la adecuación de los canales intrínseco y extrínseco, utilizando los distintos diseños de electrodos de transmisión y recepción, lo cual fue expuesto en la Sección 2.5, en donde se plantean distintos escenarios para compensar la pérdida en el canal de transmisión. El análisis de los resultados se muestra en la Sección 3.6.3, donde se comparó cada uno de los escenarios y se demostró que el escenario híbrido (DM – SE) es el que compensa de mejor manera los efectos parásitos del canal de transmisión y aísla la tierra del instrumento de medición.

El objetivo principal de este proyecto es compensar las pérdidas en el canal de transmisión asociados a efectos dinámicos de acoplamiento, lo cual se refiere a los efectos parásitos creados por la instrumentación de trabajar con CHBC. Como se presentó en la Sección 2.3, el diseño de electrodos con balun integrado en su diseño, mejora la instrumentación al eliminar cables de conexión que se utilizan convencionalmente para conectar el balun externamente al electrodo. Al eliminar este cable se descarta el posible acoplamiento del balun con el canal extrínseco. Lo cual compensa el canal HBC y ayuda a estabilizarlo utilizando el apantallamiento en el electrodo.

Los objetivos específicos se cumplieron, ya que como se presentó en este trabajo de tesis se lograron establecer los efectos parásitos que degradan el canal de transmisión, los cuales son inherentes al utilizar baluns externos en los electrodos TX y RX, se propusieron distintas técnicas de compensación del canal utilizando dos tipos de diseño de electrodos, uno con balun externo y otro con balun integrado. Lo cual se validó experimentalmente para demostrar que en realidad cumplen su función al mejorar el canal HBC, minimizando los efectos parásitos que lo afectan.

En conclusión, los baluns externos al electrodo o integrados en el diseño del electrodo son los responsables de degradar la transmisión en el canal HBC, por lo cual, la alternativa para compensar esas pérdidas añadidas por el balun es eliminar uno de ellos interna y externamente al electrodo, teniendo un solo

electrodo con balun integrado del lado de transmisor TX y un electrodo sin balún de receptor RX. Este escenario es el modo híbrido (DM – SE), el cual se presentó en la Sección 2.5.2, en donde se aprecia la configuración del diagrama de conexión y los electrodos utilizados. Los resultados se muestran en la Sección 3.6.1, donde se comprueba que esta configuración de los electrodos compensa el canal y mejora la transmisión.

Dentro de los trabajos futuros propuestos derivados de esta tesis se pueden citar, por ejemplo, que se debe crear un modelo que incluya los efectos parásitos que degradan la señal en el canal de transmisión de HBC, en donde se describan las capacitancias y resistencias que afectan el canal, para así atacarlas con distintas técnicas y lograr mejorar aún más el canal de transmisión, contribuyendo al desarrollo de nuevas técnicas de diseño de sistemas basados en CHBC.

Por otra parte, una vez identificadas las configuraciones que mejoran la transmisión en el canal HBC, es posible plantear diferentes escenarios de aplicación, que involucren tanto electrodos vestibles como estacionarios, es decir electrodos embebidos en las estructuras cercanas al cuerpo con las cuales las personas interactúan.

El concepto de apantallamiento para el diseño de electrodos se puede extender a diferentes escenarios, con electrodos flexibles o rígidos, por lo tanto, en futuros diseños de transceptores HBC se propone incorporar apantallamiento para reducir la influencia parásita del entorno circundante al cuerpo humano.

Literatura citada

- Ahlbom, A., Bergqvist, U., Bernhardt, J. H., Cesarini, J. P., Grandolfo, M., Hietanen, M. & Matthes, R. 1998. Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz). *Health physics*, 74(4) 494-521.
- Ahmed, D., Fischer, G., & Kirchner, J. 2019, March. Simulation-based models of the galvanic coupling intra-body communication. In *2019 IEEE Sensors Applications Symposium (SAS)*. IEEE.
- Álvarez-Botero, G. A., Hernández-Gómez, Y. K., Telléz, C. E., & Coronel, J. F. 2019. Human body communication: Channel characterization issues. *IEEE Instrumentation & Measurement Magazine*, 22(5) 48-53.
- Astrin, A. 2012. IEEE standard for local and metropolitan area networks part 15.6: Wireless body area networks. *IE EE Std 802.15. 6*.
- Bae, J., Cho, H., Song, K., Lee, H., & Yoo, H. J. 2012. The signal transmission mechanism on the surface of human body for body channel communication. *IEEE Transactions on microwave theory and techniques*, 60(3) 582-593.
- Barnes, F. S., & Greenebaum, B. 2018. *Handbook of Biological Effects of Electromagnetic Fields-Two Volume Set*. CRC press.
- Estudillo, M. A., Naranjo, D., Roa, L. M., & Reina-Tosina, J. 2010. Intrabody Communications (IBC) as an alternative proposal for biomedical wearable systems. In *Handbook of Research on Developments in E-Health and Telemedicine: Technological and Social Perspectives*. IGI global. p. 1-28.
- Jiang, X., & Sen, S. 2016, July. Secure, energy-efficient, interference-robust connectivity for physiological sensors using human body communication. In *2016 IEEE National Aerospace and Electronics Conference (NAECON) and Ohio Innovation Summit (OIS)*. IEEE. p. 119-122.
- Karulf, E. 2008. Body area networks (ban). *A survey paper written under guidance of Prof. Raj Jain*. Consultado en agosto 2022 de: <http://www.cse.wustl.edu/~jain/cse574-08/ftp/ban.pdf>
- Keysight Technologies 2000–2022. Consultado el 12 Mayo del 2022, de: <https://www.keysight.com/mx/en/products/software/pathwave-design-software/pathwave-advanced-design-system.html>
- Leblic, M. A. C. 2016. *Contribuciones a la caracterización del cuerpo humano como medio de transmisión en las técnicas de comunicaciones intracorporales* (Doctoral dissertation, Universidad de Sevilla).
- Lee, K. R., Jang, J., Cho, H., & Yoo, H. J. 2016, May. A 635 μ W non-contact compensation IC for body channel communication. In *2016 IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS)*. IEEE. 1406-1409.
- Lin, Y. S., Wang, C. C., Liao, Y. C., & Lu, S. S. 2014. Design and implementation of intrabody communication hub/alarm unit in IBC platform for fall prevention system. *Microwave and Optical Technology Letters*, 56(10) 2345-2351.
- Maity, S., Nath, M., Bhattacharya, G., Chatterjee, B., & Sen, S. 2020. On the safety of human body communication. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 67(12) 3392-3402.

- Pereira, M. D., Alvarez-Botero, G. A., & de Sousa, F. R. 2015. Characterization and modeling of the capacitive HBC channel. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 64(10) 2626-2635.
- Roa, L. M., Reina-Tosina, J., Callejón-Leblic, A., Naranjo, D., Estudillo-Valderrama, M. Á., & Nikita, K. S. 2014. Intrabody communication. *Handbook of Biomedical Telemetry*, p. 252-300.
- Warren, S., & Natarajan, B. 2011. Wireless communication technologies for wearable systems. In *Wearable Monitoring Systems*. Springer, Boston, MA. p. 51-80.
- Wegmueller, M. S., Oberle, M., Felber, N., Kuster, N., & Fichtner, W. 2009. Signal transmission by galvanic coupling through the human body. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 59(4)963-969.
- Xu, R., Ng, W. C., Zhu, H., Shan, H., & Yuan, J. 2012. Equation environment coupling and interference on the electric-field intrabody communication channel. *IEEE Transactions on biomedical engineering*, vol. 59(7) 2051-2059.
- Xu, R., Zhu, H., & Yuan, J. 2010. Electric-field intrabody communication channel modeling with finite-element method. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 58(3) 705-712.
- Zimmerman, T. G. 1995. Personal Area Networks (PAN): Near-Field Intra-Body Communication.-MS Thesis. MIT Media Laboratory, Cambridge, MA, 1995.
- Zimmerman, T. G. 1996. Personal area networks: Near-field intrabody communication. *IBM systems Journal*, 35(3.4) 609-617.