

Trabajo Fin de Grado  
Grado en Ingeniería de las Tecnologías de  
Telecomunicación

Estudio de la Variabilidad de las medidas de  
Comunicaciones Intracorporales ante diferentes  
sujetos con diferentes características

Autora: Lucía Tejero Torres

Tutora: Laura M. Roa Romero

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

Sevilla, 2016





Trabajo Fin de Grado  
Grado en Ingeniería de las Tecnologías de Telecomunicación

# **Estudio de la Variabilidad de las medidas de Comunicaciones Intracorporales ante diferentes sujetos con diferentes características**

Autora:

Lucía Tejero Torres

Tutora:

Laura M. Roa Romero

Catedrática de Universidad

Dep. Ingeniería de Sistemas y Automática

Escuela Técnica Superior de Ingeniería

Universidad de Sevilla

Sevilla, 2016



Trabajo Fin de Grado: Estudio de la Variabilidad de las medidas de Comunicaciones Intracorporales ante diferentes sujetos con diferentes características

Autora: Lucía Tejero Torres

Tutora: Laura M. Roa Romero

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

Presidente:

Vocales:

Secretario:

Acuerdan otorgarle la calificación de:

Sevilla, 2016

El Secretario del Tribunal



*A mi familia*

*A mis amigos*

*A mis profesores*





# Agradecimientos

---

*En primer lugar, dar las gracias a Laura M. Roa porque con su inmenso conocimiento en el mundo de la biomedicina fue capaz de contagiarme su entusiasmo.*

*Gracias a M. Amparo Callejón y a David Naranjo por la gran ayuda que me ofrecieron en todo momento. Sin ellos, este trabajo no podría haber sido posible.*

*Agradecer a mis padres, Antonio y M<sup>a</sup> Ángeles, y a mis hermanas, Olga M<sup>a</sup>, M<sup>a</sup> Ángeles y Julia, por depositar en mí toda su confianza y ánimos. Por todo el amor que me demuestran cada día que es tan necesario para afrontar cualquier adversidad.*

*Por supuesto, dar las gracias a Ricardo por acompañarme en esta aventura de la Ingeniería ofreciéndome su apoyo y cariño incondicional.*

*Y, por último, también me gustaría agradecer a mis compañeros por hacerme más llevaderos estos años de estudio.*

*Lucía Tejero Torres*

*Sevilla, 2016*



# Resumen

---

El significativo avance de las Tecnologías de la Información y la Comunicación (TIC) en los últimos tiempos permite su aplicación en el sector de la salud de numerosas maneras, aportando beneficios de calidad, seguridad y un importante ahorro económico. En este ámbito toman gran relevancia los Sistemas de Salud Personales (PHS) que suponen una innovación ideada para ofrecer una asistencia sanitaria ininterrumpida, individualizada y de calidad controlada.

En este marco se presentan las redes de sensores corporales (BSN) como una solución para el seguimiento de personas con problemas de salud, ya que las redes de sensores corporales surgen como respuesta a la necesidad de garantizar la individualización en la asistencia sanitaria y la prevención, así como mejorar la calidad de vida del paciente. Las redes inalámbricas de sensores proporcionan sistemas personalizados de atención médica que permiten la monitorización remota del paciente [1] en cualquier momento y lugar.

Que el paciente sea supervisado las 24 horas del día influye en la necesidad de considerar que estas redes de sensores sean inalámbricas para una mayor comodidad, así como el tamaño de los sensores, u otros aspectos como el consumo de baterías, la inmunidad frente a interferencias, el alcance y la tasa de transmisión de datos.

*Zigbee* o *Bluetooth Low Energy* (BLE) son estándares de comunicaciones empleados en redes inalámbricas de área personal que actualmente son implementadas pero con una serie de limitaciones [2] como: el número de dispositivos que se pueden usar, la velocidad [3] de transmisión de datos o interferencias con dispositivos que trabajen en la misma frecuencia. Debido a estas limitaciones surgieron las *Intrabody Communication* (IBC).

Las *Intrabody Communication* emplean el cuerpo humano como medio de transmisión de las señales eléctricas para la interconexión de sensores inalámbricos en los sistemas de monitorización biomédicos. En este caso, la señal queda confinada en la superficie de la piel sin radiar al exterior, por lo que disminuye tanto las interferencias con dispositivos cercanos, como el consumo. Por ello, este tipo de comunicación es adecuada para aplicaciones biomédicas. No obstante, al ser las señales transmitidas a través de la superficie corporal, se ven condicionadas por las propiedades de los tejidos vivos creando incertidumbre en las medidas.

En este trabajo se ha realizado un análisis de la influencia de las características antropométricas en las comunicaciones intracorporales. Para ello, y como consecuencia de la falta de estandarización en las medidas en IBC y la incertidumbre que presenta el cuerpo humano, se ha empleado un modelo circuital (*phantom*) con el propósito de validar los distintos montajes experimentales empleados antes de las pruebas finales sobre voluntarios. Dicho *phantom* modela el comportamiento en frecuencia de los distintos tejidos que componen el brazo humano. El análisis fue realizado desde dos puntos de vista. En primer lugar se analizó la impedancia de entrada, con el propósito de estimar la corriente inyectada y mantenerla dentro de los márgenes de seguridad. En segundo lugar se analizó la atenuación de la señal en diversas frecuencias y diferentes distancias con el propósito de proporcionar información sobre las características del canal de comunicaciones corporal. A continuación, se procedió a realizar las medidas experimentales con dos sujetos de diferentes características. Las diferencias encontradas pusieron de manifiesto la importancia de las características antropométricas en las comunicaciones corporales.

Como la señal se atenuaba rápidamente a medida que aumentaba la distancia, se encontraron serios problemas a la hora de medir en distancias superiores a 12 cm. El ruido en los niveles de señal obtenidos también resultaba importante, lo que impedía la realización de medidas objetivas para distancias mayores. Para resolver el problema de la señal atenuada se diseñó una etapa amplificadora en recepción. Para ello se realizó un estudio de amplificadores y de posibles configuraciones de circuitos para conseguir amplificar la señal. Aun solventando este problema de la atenuación, la señal seguía estando interferida por el ruido.

Se realizó un proceso iterativo para eliminar el ruido de la señal implementando un circuito electrónico de captura de señal con tres electrodos. Este tercer terminal permitía obtener un punto de referencia para las medidas y de esta forma se conseguía eliminar el ruido. Se realizaron simulaciones en el osciloscopio para analizar los efectos que se producían en la señal recibida cuando se implementaba el tercer electrodo en las mediciones. Una vez comprobado los efectos, se volvieron a realizar medidas con diferentes personas para estudiar la influencia de las características de los distintos sujetos. Los resultados obtenidos para los dos sujetos con el *setup* mejorado fueron muy distintos, y estos resultados, a su vez, discrepaban de los resultados obtenidos para los dos sujetos de la primera experimentación.

El *setup* mejorado ha permitido realizar medidas del canal de comunicaciones corporal a mayores distancias que el *setup* inicial. Los circuitos electrónicos de la etapa de captura de señal para la amplificación y eliminación de ruido con el tercer electrodo podrían ser empleados para optimizar las prestaciones de un transceptor en comunicaciones intracorporales.

# Abstract

---

The significant advancement of information and communications technology (ICT) in recent times allows implementation in the health sector in many ways providing quality benefits, safety and significant financial savings. In this area Personal Health Systems (PHS) take great relevance which represent an innovation designed to deliver an uninterrupted, individualized and quality controlled health care.

In this framework the body sensor networks (BSN) are shown as a solution for tracking people with health problems because the body sensor networks arise in response to the necessity to ensure individualization in health care and prevention as well as improve the quality of life of patients. Wireless sensor networks provide personalized health care systems that allow remote monitoring of the patient at any time and place.

The patient is monitored 24 hours a day influences the need to consider these sensor networks are wireless for comfort as well as the size of the sensors, or other aspects such as battery consumption, immunity against interference the extent and rate of data transmission.

Standards such as Zigbee or Bluetooth Low Energy (BLE) are wireless personal area networks that they are currently implemented but with a number of limitations such as the number of devices that it can be used, the speed of data transmission or interference with devices that work in the same frequency. Because of these limitations intrabody Communication (IBC) emerged.

The Intrabody Communication employ the human body as a transmission medium of electrical signals to interconnect wireless sensor in biomedical monitoring systems. In this case, the signal is confined to the skin surface without radiating to the outside, thereby decreasing both interference with nearby devices such as consumption. Therefore, this type of communication is suitable for biomedical applications. However, when signals are transmitted through the corporeal surface, they are conditioned by the properties of living tissue by creating uncertainty in the measurements. The analysis was conducted from two points of view. Firstly, the input impedance was analyzed in order to estimate the injected current and keep within safety margins analyzed. Secondly, the signal attenuation at different frequencies and different distances was analyzed in order to provide information on the channel characteristics body communications. Then it proceeded to perform experimental measurements with two subjects with different characteristics. The differences highlighted the importance of anthropometric characteristics in body communications.

As the signal is attenuated rapidly with increasing distance, serious problems when measured at distances exceeding 12 cm were found. The noise in the signal levels obtained also was important, which prevented the realization of objective measures for greater distances. To solve the problem of the attenuated signal design an amplifier stage in reception. For this, study amplifiers and possible circuit configurations was performed for amplifying the signal. Even solving this problem of attenuation, the signal was still interfered by noise.

An iterative process was performed to remove noise signal implementing a phantom with three terminals. This third terminal allowed to obtain a reference point for measurements and thus eliminate noise was achieved. Simulations were performed on the oscilloscope to analyze the effects that occurred in the received signal when the third electrode was implemented in measurements. Once verified the effects, measurements with different people returned to perform to study the influence of the characteristics of the different subjects. The results obtained for the two subjects with improved setup were very different, and these results, in turn, results obtained differed for the two subjects of the first experimentation.

The setup has allowed improved measures body channel communications over greater distances than the initial setup. The electronic circuitry of the capture step signal for amplification and elimination of noise with the third electrode could be used to optimize the performance of a transceiver in intracorporeal communications.



<b>Agradecimientos</b>	<b>i</b>
<b>Resumen</b>	<b>i</b>
<b>Abstract</b>	<b>i</b>
<b>Índice</b>	<b>i</b>
<b>Índice de Tablas</b>	<b>i</b>
<b>Índice de Ecuaciones</b>	<b>i</b>
<b>Índice de Figuras</b>	<b>i</b>
<b>Notación</b>	<b>i</b>
<b>1 Introducción</b>	<b>1</b>
1.1 Antecedentes	1
1.2 Justificación y Objetivos	6
1.3 Estructura de la memoria	7
<b>2 Materiales y métodos</b>	<b>9</b>
2.1 Introducción	9
2.2 Setups para el análisis de las características antropométricas	10
2.2.1 Setup para la medida de impedancia	11
2.2.2 Setup para la medida de <i>pathloss</i>	12
2.3 Metodología	14
<b>3 Resultados</b>	<b>17</b>
3.1 Introducción	17
3.2 Resultados del setup para el análisis de las características antropométricas	17
3.2.1 Resultados del setup para medidas de impedancia con <i>phantom</i>	17
3.2.2 Resultados del setup para medidas de <i>pathloss</i> con <i>phantom</i>	18
3.2.3 Resultados del setup para medidas de impedancia con personas	19
3.2.4 Resultados del setup para medidas de <i>pathloss</i> con personas	20
3.3 Resultados del setup mejorado	20
3.3.1 Mejora del setup	20
3.3.2 Diseño de las mejoras	25
3.4 Comprobación de las mejoras	35
3.4.1 Resultados del setup mejorado para medidas de <i>pathloss</i> con <i>phantom</i>	35
3.4.2 Resultados del setup mejorado para medidas de <i>pathloss</i> con personas	36
<b>4 Conclusiones</b>	<b>39</b>
<b>5 Referencias</b>	<b>41</b>





# ÍNDICE DE TABLAS

---

Tabla 1.- Diferencias entre acoplamiento capacitivo y galvánico.	5
Tabla 2.- Medidas antropométricas sujetos 1 y 2	14
Tabla 3.- Datos de experimentación para medidas de impedancia sujetos 1 y 2	15
Tabla 4.- Datos de experimentación para medidas de <i>pathloss</i> sujetos 1 y 2	15
Tabla 5.- Medidas antropométricas sujetos 3 y 4	16
Tabla 6.- Datos de experimentación para medidas de <i>pathloss</i> sujetos 3 y 4	16



# ÍNDICE DE ECUACIONES

---

Ecuación 1.- Expresión de las impedancias en función de las resistencias extracelulares, intracelulares y la capacidad de membrana.	11
Ecuación 2.- Relación entre las tensiones de entrada y salida.	11
Ecuación 3.- Impedancia	12
Ecuación 4.- Intensidad	12
Ecuación 5.- Ganancia del circuito	13



# ÍNDICE DE FIGURAS

---

Figura 1.- Técnica acoplamiento electrostático	2
Figura 2.- Red de monitorización distribuida	2
Figura 3.- Red de monitorización central	3
Figura 4.- Acoplamiento capacitivo	3
Figura 5.- Acoplamiento galvánico	4
Figura 6.- Posición de electrodos en la piel. Caso 1	4
Figura 7.- Posición de electrodos en la piel. Caso 2	5
Figura 8.- Posición de electrodos en la piel. Caso 3	5
Figura 9.- Phantom	10
Figura 10.- Modelo circuital simplificado de <i>phantom</i>	10
Figura 11.- Circuito <i>phantom</i> de dos terminales	11
Figura 12.- Sistema de medida de bioimpedancia	12
Figura 13.- Sistema de medida de bioimpedancia	12
Figura 14.- Sistema de medida de acoplamiento galvánico para tierra aislada	13
Figura 15.- Pulsera IBC ajustable con electrodos	13
Figura 16.- Pulsera para medidas de <i>pathloss</i>	15
Figura 17.- Ubicación de electrodos para medida de <i>pathloss</i>	16
Figura 18.- Medida de impedancia	18
Figura 19.- Medida de <i>pathloss</i> con tierras acopladas	18
Figura 20.- Medida de <i>pathloss</i> con tierras aisladas	19
Figura 21.- Comportamiento del voltaje, la corriente y la impedancia. Sujeto1(arriba), Sujeto2(abajo)	19
Figura 22.- Medida de <i>pathloss</i>	20
Figura 23.- Etapa de alimentación	21
Figura 24.- Amplificador de instrumentación	21
Figura 25.- Etapa amplificadora 10 dB	22
Figura 26.- Realimentación	22
Figura 27.- Implementación en placa electrónica de prototipado	23
Figura 28.- Phantom de tres electrodos	23
Figura 29.- Electrodo	24
Figura 30.- Layout etapa amplificación	24
Figura 31.- Layout amplificador de instrumentación	24
Figura 32.- Layout etapa amplificadora 10 dB	25
Figura 33.- Layout realimentación	25
Figura 34.- Circuito amplificador de instrumentación	25
Figura 35.- Simulación del operacional OPA830	26

Figura 36.- Circuito de las etapas de instrumentación y amplificación	26
Figura 37.- Simulación del operacional RC4558	27
Figura 38.- Simulación del operacional LMH6657	27
Figura 39.- Etapa de alimentación	28
Figura 40.- <i>Layout</i> de la etapa de alimentación	28
Figura 41.- <i>Layout</i> del amplificador de instrumentación	28
Figura 42.- <i>Layout</i> de la etapa de amplificación	29
Figura 43.- Etapa del tercer electrodo	29
Figura 44.- <i>Layout</i> de la etapa del tercer electrodo	29
Figura 45.- Ganancia de las etapas	30
Figura 46.- Ruido de 50 Hz en el osciloscopio	30
Figura 47.- Señal distorsionada por armónicos	31
Figura 48.- Señal estabilizada con el tercer electrodo	31
Figura 49.- Señal a la entrada del <i>phantom</i>	32
Figura 50.- Señal ruidosa a la salida del <i>phantom</i>	32
Figura 51.- Señal a la salida del amplificador de instrumentación con el tercer electrodo	32
Figura 52.- Señal a la salida del amplificador de instrumentación sin el tercer electrodo	33
Figura 53.- Señal obtenida poniendo IN+ al valor de referencia	33
Figura 54.- Señal obtenida poniendo IN- al valor de referencia	34
Figura 55.- Señal a la salida de la etapa de amplificación con el tercer electrodo	34
Figura 56.- Señal a la salida de la etapa del tercer electrodo	34
Figura 57.- Medida de <i>pathloss</i> con tierras aisladas, <i>phantom</i> de tres electrodos	35
Figura 58.- Comparativa de la medida de <i>pathloss</i> con tierras aisladas, <i>setup</i> mejorado	35
Figura 59.- Medida de <i>pathloss</i> para una separación de canal de 20 cm, mejora de <i>setup</i> .	36
Figura 60.- Medida de <i>pathloss</i> para una separación de canal de 25 cm, mejora de <i>setup</i> .	37
Figura 61.- Medida de <i>Pathloss</i> para distintas distancias. Sujeto 3	37
Figura 62.- Medida de <i>Pathloss</i> para distintas distancias. Sujeto 4	38

# Notación

---

<b>WSN</b>	Wireless Sensor Network
<b>WPAN</b>	Wireless Personal Area Network
<b>IEEE</b>	Institute of Electrical and Electronics Engineers
<b>BLE</b>	Bluetooth Low Energy
<b>BSN</b>	Body Sensor Network
<b>WBAN</b>	Wireless Body Area Network
<b>PHS</b>	Sistemas de Salud Personales
<b>TIC</b>	Tecnologías de la Información y la Comunicación
<b>NB</b>	Narrowband
<b>UWB</b>	Ultrawideband
<b>HBC</b>	Human Body Communication
<b>IBC</b>	Intrabody Communication
<b>TX</b>	Transmisor
<b>RX</b>	Receptor
<b>S1</b>	Sensor 1
<b>S2</b>	Sensor 2
<b>S3</b>	Sensor 3
<b>Scentral</b>	Sensor central
<b>GND</b>	Graduated Neutral Density
<b>Vout</b>	Tensión de salida
<b>Vin</b>	Tensión de entrada
<b>Vg</b>	Tensión del generador
<b>Rg</b>	Resistencia del generador
<b>Hz</b>	Hertzio
<b>KHz</b>	Kilo Hertzio
<b>MHz</b>	Mega Hertzio
<b>mA</b>	Mili Amperio
<b>mVpp</b>	Mili Voltios pico a pico
<b>RF</b>	Radiofrecuencia
<b>t</b>	Transversal
<b>l</b>	Longitudinal
<b>Rext,l</b>	Resistencia extracelular longitudinal
<b>Rext,t</b>	Resistencia extracelular transversal
<b>Rint,l</b>	Resistencia intracelular longitudinal
<b>Rint,t</b>	Resistencia intracelular transversal
<b><math>\Omega</math></b>	Ohmios
<b>dB</b>	Decibelios

**μF**  
**SMA**

Micro Faradios  
SubMiniature version A



# 1 INTRODUCCIÓN

---

## 1.1 Antecedentes

Actualmente existen muchas carencias en la atención sanitaria. Las Tecnologías de la Información y la Comunicación (TIC) [4], [5], [6] presentan grandes posibilidades a la hora de mejorar la eficiencia del sector sanitario. Presenta una serie de beneficios como el incremento de la calidad en la atención al paciente y de la eficiencia, la reducción de los costes operativos de los servicios médicos, la disminución de los costes administrativos y la posibilidad de llevar a cabo modelos de sanidad completamente nuevos. Los Sistemas de Salud Personales (PHS) [7], [8] están basados en el cuidado continuo de la salud del paciente a través de la monitorización ambulatoria [9] y domiciliaria del mismo cuyo objetivo es mejorar la calidad de vida [10] de la persona y garantizarle seguridad [11].

Para cumplir estos objetivos son necesarias las redes de sensores corporales (BSN) [12]. Estas redes proporcionan sistemas personalizados de atención médica que permiten la monitorización [13] remota del paciente y tienen como objetivo permitir una atención médica preventiva, personalizada y centrada en el ciudadano. Las BSNs proporcionan numerosos beneficios, como la reducción del tiempo de hospitalización de los pacientes en tratamiento, la mejora del cumplimiento del paciente con las pautas indicadas en la terapia, la mejora de la evaluación del riesgo pre-operatorio de los pacientes y la mayor fiabilidad en la evaluación de los resultados con los ensayos clínicos [14].

También es necesario que, estas redes de sensores, para controlar la monitorización del paciente sean inalámbricas para así proporcionarle una mayor comodidad. Como son las tecnologías WSN [15] (*Wireless Sensor Network*) y WPAN (*Wireless Personal Area Network*). WPAN [16] (IEEE 802.15) permite la conectividad entre dispositivos periféricos con un alcance de algunas decenas de metros, cuya tecnología principal es Bluetooth [17]. Bluetooth [18], [19] ofrece un servicio inalámbrico eficaz para el intercambio de datos a distancias cortas. Sin embargo tiene un alto consumo, sólo puede mantener comunicación activa hasta con 7 dispositivos, y puede interferir con otros dispositivos que emitan en su mismo rango de frecuencia.

Más adelante, con la creación de ZigBee [20] (IEEE 802.15.4) y *Bluetooth Low Energy* [21] (BLE), se solucionaron los problemas a cambio de incrementar el ancho de banda, reducir el alcance y la tasa de transmisión de datos [22]. Las mejoras fueron un menor consumo y la posibilidad de comunicación activa de hasta 64000 dispositivos. Sin embargo, provocan interferencias y no son robustos ante ataques a la privacidad.

Para evitar los problemas anteriormente citados, surgieron las WBAN [23], [24], [25] (*Wireless Body Area Network*). Son las actuales redes corporales de corto alcance que permiten la comunicación entre dispositivos de baja potencia [26], basadas en tres capas físicas: NB (*NarrowBand*), *Ultrawideband* [27], [28] (UWB) y HBC [29] (*Human Body Communication*), también conocidas en la literatura como Intradobody Communication [30], [31], [32] (IBC) la cual utiliza la tecnología de comunicación de campo eléctrico [33].

Zimmerman [34], [35] presenta en 1996 las tecnologías IBC, las cuales son tecnologías de comunicaciones intracorporales basadas en WPAN que consisten en la interconexión de dispositivos electrónicos por transmisión de señal a través del cuerpo humano mediante acoplamiento electrostático de campo cercano [36], [37]. Es decir, el cuerpo humano es usado como medio de propagación de la señal, ofreciendo un bajo consumo, una potencia por debajo de 1mW y un coste menor. Además, las señales quedan limitadas a la

proximidad de la persona, sin haber ningún escape de señal por la piel, por lo que el ruido tiene menos efecto. El diseño de Zimmerman consistió en un transmisor y un receptor, cuyos electrodos estaban colocados en el cuerpo humano de la forma que muestra la siguiente figura [38].

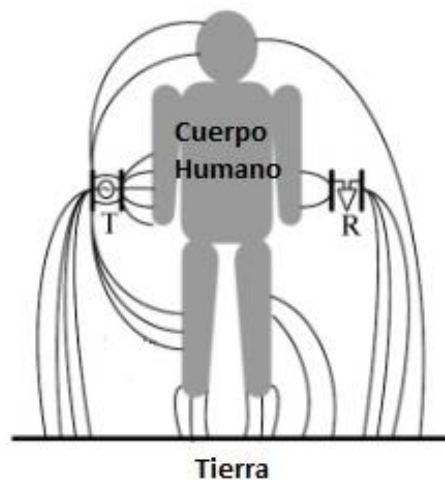


Figura 1.- Técnica acoplamiento electrostático

Los electrodos transmisores (T) inducen el campo eléctrico del transmisor que fluye hacia el suelo. Ese campo eléctrico es detectado por los electrodos del receptor (R) que fluye por el cuerpo humano con respecto al suelo. Es habitual que una pequeña parte del campo eléctrico fluya por otras partes del cuerpo, lo que requiere que el receptor debe ser lo suficientemente sensible para que sea lo más fiable posible y para que tenga un mejor rendimiento [39], [40]. La mayor parte de la señal transmisora queda confinada en la piel sin interferencias [41] con los dispositivos de radiofrecuencias externas [42] debido a que se trabaja en bandas de frecuencias distintas.

Actualmente, la mayoría de los sensores que realizan la monitorización médica se conectan por cables a los dispositivos. Dado que esto puede resultar incómodo para el paciente se está estudiando la posibilidad de aplicar las tecnologías inalámbricas [43] a dichos sensores y, de esta manera, beneficiar al paciente en cuanto a libertad y movilidad. Esto puede ser importante especialmente cuando la monitorización se realiza a largo plazo.

Estos sensores [44] serán colocados en el cuerpo del paciente por lo que es preciso que cumplan con unos requisitos que deben ser [45]: pequeño tamaño y ligeros de peso para que sean fáciles de transportar. El paciente es supervisado las 24 horas [46] del día así que es importante que los sensores sean de bajo consumo [47]; deben adaptarse a las condiciones del usuario, fácil de usar, reconfigurables; no deben crear interferencias a otros dispositivos y a la vez ser robusto tanto a interferencias como al ruido como a la distorsión.

Los sensores biomédicos pueden formar una red distribuida en la que cada uno de ellos manda información al dispositivo de monitorización, como muestra la figura 2, o por el contrario, puede haber un sensor central el cual sea el encargado de mandar la información recibida por los otros sensores, como muestra la figura 3.

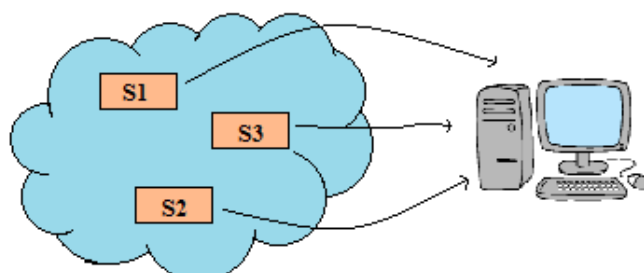


Figura 2.- Red de monitorización distribuida

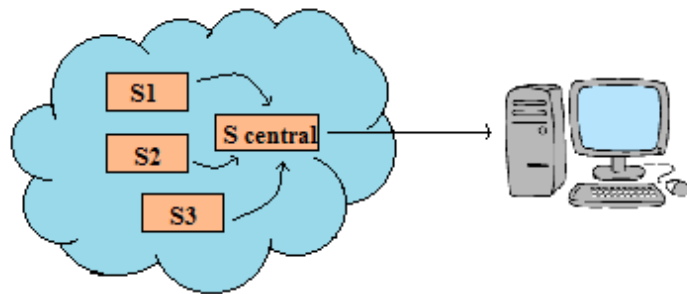


Figura 3.- Red de monitorización central

Medir señales biológicas con un único sensor no es tan fácil por el hecho de que oscilan a frecuencias de unos pocos de Hz y por lo tanto la velocidad de los datos es muy pequeña. Por consiguiente, para aumentar la velocidad [48] de corriente de esos datos se requiere de la utilización de varios sensores.

Es importante tener en cuenta que estos sensores van a estar en contacto con la piel del paciente, incluso implantados. Por lo que, los sensores además de cumplir con los requisitos anteriores, deben ser fabricados para que no produzcan irritaciones en la piel o algún otro efecto secundario.

En las tecnologías IBC se han desarrollado dos técnicas de acoplo: acoplamiento capacitivo y acoplamiento galvánico.

En el caso de acoplamiento capacitivo [49], la señal es controlada por un potencial eléctrico entre los electrodos transmisor y receptor. En esta configuración existe un electrodo de señal unido al cuerpo y otro electrodo de tierra orientado hacia el ambiente externo. Por lo que la calidad de la transmisión depende del ambiente que haya alrededor del electrodo. Los electrodos de tierra no están conectados entre sí. Esto hace que la señal quede confinada en la superficie corporal, a través de la piel, que actúa como una guía de ondas que acopla la señal electrostáticamente, mientras que el camino de retorno se hace a través del aire de forma capacitiva [50], [51]. En este modelo el cuerpo humano se modela como un conductor perfecto, y el acoplamiento eléctrico a través de los electrodos del transceptor, el cuerpo y el medio ambiente son modelados como condensadores.

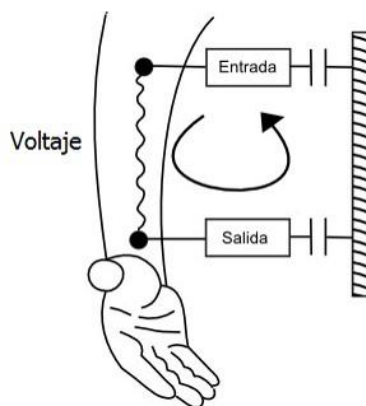


Figura 4.- Acoplamiento capacitivo

En el caso de acoplamiento galvánico la señal consiste en un flujo de corriente a través del cuerpo humano [52], [53]. Dos electrodos conectados al cuerpo humano acoplan una señal diferencial en transmisión y recepción. Estos electrodos pueden ser colocados sobre la piel o implantados en ella. Parte de la corriente se propaga de forma superficial y otra parte por el interior del cuerpo, dependiendo de la frecuencia [54]. La señal es conducida por un único camino a través del cuerpo humano mediante cuatro electrodos y la tierra no es requerida. En este caso el cuerpo es modelado como una guía de ondas y la calidad de transmisión no se ve

afectada por el entorno externo del individuo. Las ondas electromagnéticas de alta frecuencia son generadas en un terminal de entrada que se propagan a través del cuerpo y son recibidas por otro terminal.

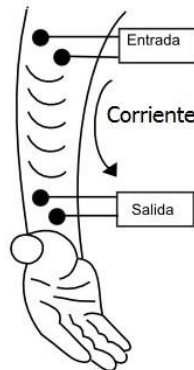


Figura 5.- Acoplamiento galvánico

En la técnica de acoplamiento galvánico hay distintos métodos para colocar los electrodos [55]. Pueden estar los electrodos de transmisión implantados sobre la piel y los de recepción sobre ella, puede ser que ambos pares de electrodos estén implantados en la piel, o también que los electrodos de transmisión y recepción se coloquen sobre la piel [56].

En el primer caso, el acoplamiento galvánico es usado para enviar señales desde dispositivos implantados en el cuerpo a electrodos sobre la piel [57]. Los electrodos que están sobre la piel son más fáciles de colocarlos y de cambiarlos de lugar si fuera necesario. Sin embargo, que la señal viaje sobre la piel implica una mayor atenuación [58] de la misma, ya que los tejidos externos son menos conductivos que los tejidos internos [59].

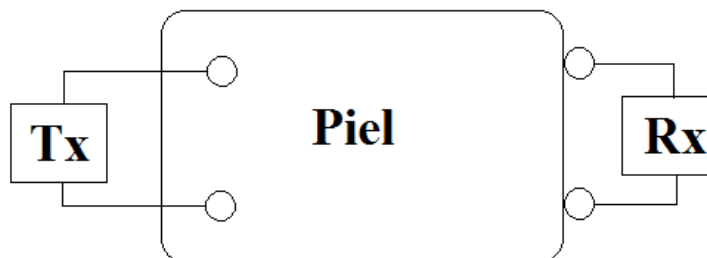


Figura 6.- Posición de electrodos en la piel. Caso 1

En el segundo caso, el dispositivo y el par de electrodos se disponen sobre el tejido humano [60]. Permite el posicionamiento fácil y rápido de electrodos, menos limitaciones en el tamaño de los electrodos y evitar la intervención quirúrgica. Pero al estar los electrodos sobre la piel da lugar a mediciones distorsionadas en comparación con los implantados. Sin embargo, este método permite combinar las señales de la superficie con las señales de otros dispositivos implantados para crear una red de sensores a través y dentro del cuerpo, y de esta forma obtener mejor resultado.

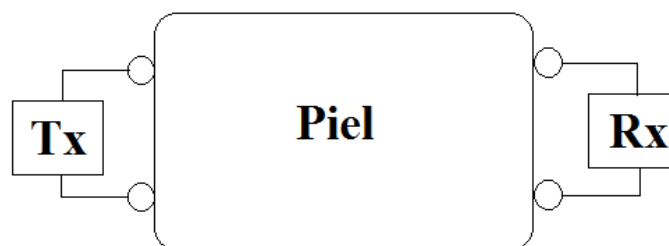


Figura 7.- Posición de electrodos en la piel. Caso 2

En el último caso ambos pares de electrodos están implantados en la piel. En el interior del cuerpo las señales se transmiten desde el dispositivo implantado al electrodo receptor [61]. El receptor puede ser conectado a un equipo externo al cuerpo usando un cable corto o sistemas inalámbricos de telemetría RF, formando de nuevo la red de comunicaciones dentro del cuerpo. En este método no es necesaria tanta potencia para transmitir la información a los electrodos de recepción, ya que, como se comentó antes los tejidos internos son mucho más conductivos. Sin embargo, al estar implantados en el cuerpo no es tan fácil su reposicionamiento [62].

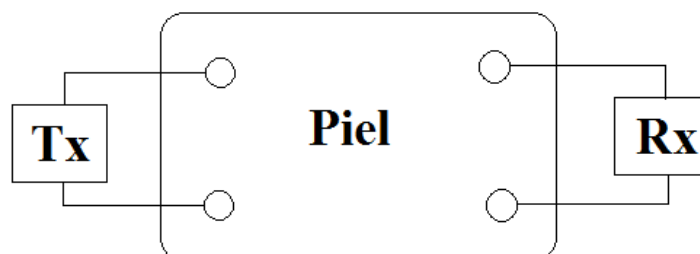


Figura 8.- Posición de electrodos en la piel. Caso 3

A continuación se muestra una comparativa de los métodos de acoplamiento gálvanico y capacitivo.

Datos tomados de [63] [64] [65] [66].

	CAPACITIVO	GALVÁNICO
Frecuencia	330KHz,10.7MHz,1MHz	70KHz,256KHz
Transmisión	2400bps,9600bps,38.4kbps,9.6kbps	64kbps
Consumo	1.5mW,1.75mW	8uW,20mW
Electrodos	Un electrodo de transmisión y un electrodo de recepción están sobre la piel, y los otros dos electrodos están por encima	Los dos electrodos de transmisión y recepción están sobre la piel.
Alcance	150cm	15-25cm
Aplicaciones típicas	Identificación de usuarios en sistemas de seguridad, difusión de publicidad en trenes y metros mediante el contacto directo entre usuario y la agarradera del vehículo, monitorización de fatiga muscular.	Comunicación de dispositivos implantados en el cuerpo humano.

Tabla 1.- Diferencias entre acoplamiento capacitivo y gálvanico.

Una de las principales diferencias [67] entre ambos métodos es que el acoplamiento capacitivo está altamente influenciado por el medio ambiente. Mientras que el acoplamiento galvánico está más influenciado por los parámetros físicos del cuerpo [68]. En la técnica de acoplamiento galvánico los electrodos deben ser colocados directamente en la piel, mientras que en acoplamiento capacitivo no hay necesidad de un contacto directo con la piel.

Por todo lo visto, la técnica de acoplamiento galvánico es más atractiva para la creación de redes de dispositivos biomédicos en el cuerpo humano para distancias cortas [69], [70]. Sin embargo, la frecuencia de operación es muy baja. Las mediciones realizadas con esta técnica deben cumplir una normativa de seguridad en cuanto a la corriente eléctrica que se inyecta al cuerpo humano. Para evitar problemas de salud, las señales transmitidas deben cumplir con gran margen los límites especificados por las instituciones reguladoras internacionales [71], [72], [73]. Las frecuencias de transmisión se seleccionan a partir de los 10 kHz para no interferir con otras señales fisiológicas endógenas y los valores típicos de amplitud de señal están en el rango de 1 a 2 mA [74].

Las comunicaciones IBC constituyen una técnica innovadora para el desarrollo de sistemas portables orientados a aplicaciones biomédicas [75], [76], [77]. Las características de transmisión de un sistema IBC dependen de las condiciones ambientales y de las propiedades electrofisiológicas del sujeto, como son las propiedades dieléctricas de los tejidos vivos [78], del camino de señal por el medio de transmisión, de la amplitud y la frecuencia portadora y del esquema de modulación utilizado. En el cuerpo humano se inducen corrientes debido a los campos externos que hay alrededor de este [79], [80]. La distribución de estas corrientes depende de la posición del cuerpo, de la forma, del tamaño, etc.

Debido a la multitud de parámetros de los que dependen las IBC, en la literatura se observa que existen diferentes resultados para las medidas tomadas en IBC a diferentes personas. Esto puede ser porque cada autor elija un setup distinto y además, por las características antropométricas de los sujetos.

Por estos motivos, surge la necesidad de realizar un estudio sobre la influencia de las características antropométricas en diferentes individuos a partir de una metodología común.

## 1.2 Justificación y Objetivos

Debido a la falta de estandarización en la metodología de diseño de los sistemas IBC [81], se encuentran distintos resultados de atenuación medidos en el cuerpo humano. Esta discrepancia puede deberse a la gran diversidad en cuanto a los métodos y condiciones de medida, estrategias de desacoplo de tierras, equipos de medida, tipos de electrodos, técnica de acoplamiento, entre otros. Además, se presentan diferencias en las medidas tomadas a distintos sujetos mostrando la repercusión que las características antropométricas tienen en las comunicaciones intracorporales. El cuerpo humano constituye una fuente de incertidumbre y, por ello, es complicado conocer de qué forma influyen parámetros como la altura, la posición, el índice de tejido graso, o el movimiento del sujeto. Esto supone que, incluso usando una metodología concreta para los experimentos realizados en una misma persona, existe la dificultad de reproducir las mismas condiciones para diferentes sesiones.

El objetivo principal de este trabajo fin de grado es el estudio de la influencia de las características antropométricas [82], comparando a personas de distinto género. Se ha empleado la técnica de acoplamiento galvánico, ya que, de esta forma el flujo de corriente permanece entre los electrodos conectados sobre la piel y en el interior del cuerpo, sin necesidad de una referencia de tierra externa como en el caso de acoplamiento capacitivo y, sin la influencia de ningún factor externo al cuerpo humano.

Para lograr éste objetivo fundamental, se realizarán los siguientes subobjetivos:

- 1.- Análisis de las medidas de los *setups* para el estudio de las características antropométricas.
- 2.- Propuesta y diseño de una serie de mejoras para mejorar las medidas en comunicaciones intracorporales.
- 3.- Implementación de las mejoras.

4.- Comprobación de las mejoras.

### 1.3 Estructura de la memoria

En este subapartado del trabajo se aclaran los contenidos que la memoria aborda, dividiéndose en seis capítulos que se describen brevemente a continuación.

1. Introducción. En este apartado se realiza un breve recorrido por las redes inalámbricas existentes y se hace una introducción a las técnicas de acoplo de las IBC. Además, se expone la motivación por la que se realiza el proyecto y los objetivos principales.
2. Materiales y métodos. En este apartado se describen los setups que se configuraron para los distintos experimentos y los componentes electrónicos que se emplearon para ello. Comenzando con el *setup* utilizado para analizar la repercusión de las características antropométricas en diferentes personas. En segundo lugar, dados los resultados obtenidos, se realiza una mejora de este *setup*, explicando detalladamente el diseño de éste.
3. Resultados. En este apartado se ofrecen los distintos resultados obtenidos en las simulaciones realizadas para los distintos setups del apartado anterior. En primer lugar se presentan los resultados obtenidos para el estudio del *setup* de las características antropométricas. En segundo lugar, se muestran los resultados obtenidos del estudio de la mejora de ese *setup*, seguido de los resultados experimentales obtenidos gracias a esas mejoras.
4. Conclusiones. Por último se realiza un análisis de los resultados obtenidos detallando, a su vez, causas, motivos y soluciones de los problemas que se plantearon y fueron surgiendo en este trabajo.
5. Referencias. Se expone la bibliografía a la que se ha recurrido para realizar este trabajo.





## 2 MATERIALES Y MÉTODOS

---

En este capítulo se describen las diferentes configuraciones de los *setups* utilizados para las medidas tomadas en los distintos experimentos. También se enumeran los materiales empleados, así como los programas que se necesitaron.

En primer lugar, se presentan los *setups* elaborados para analizar los efectos que tenían las características antropométricas de diferentes sujetos. Con los resultados obtenidos, se consideró necesario hacer una mejora de estos *setups*, por lo que, en segundo lugar, se describen los pasos seguidos para lograr este propósito. Por último, se nombra la metodología usada para realizar los experimentos con estos *setups*.

### 2.1 Introducción

Dada la variabilidad de las medidas IBC que se presentan en la literatura, se ha considerado necesario hacer un estudio experimental de medidas para diferentes personas.

Debido a la incertidumbre provocada por el cuerpo humano, se utilizó un circuito eléctrico IBC (*phantom*) que simulaba las propiedades eléctricas del brazo humano [83]. Se realizaron medidas de bioimpedancia [84] y de ganancia para eliminar la incertidumbre de medir en el cuerpo humano. Así que, se configuraron dos *setups*, uno para tomar las medidas de impedancia, y otro para tomar las medidas de *pathloss*.

Además se debe tener en cuenta que los distintos dispositivos empleados en la experimentación también producen efectos en las medidas, tales como el osciloscopio, el generador de señal o el analizador de espectro. Esos efectos pueden ser provocados por la conexión a tierra, la resistencia de carga, el tipo de dispositivo de medición o el efecto de los cables. Por ello, en el *setup* empleado para las medidas de *pathloss* se introdujo un balun [85] en transmisión para aislar los posibles efectos de tierra interna de los dispositivos.

Ya que la técnica de acoplamiento galvánico opera a baja frecuencia, se realizaron las medidas en un rango de frecuencia de 10 KHz a 1MHz.

Una vez verificadas las medidas y los *setups*, gracias al *phantom* [86], se realizó el mismo estudio con diferentes personas. Para éste estudio se eligieron personas de distinto sexo, con diferente estatura, peso, etc, para comparar cómo influyen estas características en las medidas.

Para la experimentación con personas se utilizaron los mismos *setups*, pero además añadiendo una mejora. Se trata de una pulsera reajutable con el fin de que fuera más rápida y cómoda la colocación de los electrodos [87] sobre la piel [88]. Sin embargo, solo se pudieron realizar medidas con una separación longitudinal de poca distancia entre pulseras ya que éste diseño tenía una serie de limitaciones, como por ejemplo debido a los bajos niveles de señal se obtenía una SNR muy baja. Además, al estar expuesto el circuito al exterior se tienen unos niveles altos de ruido.

Por todo esto, se vio la necesidad de diseñar un receptor con una nueva etapa amplificadora. Para el diseño del receptor, se realizó un estudio de las etapas necesarias para conseguir el objetivo propiamente dicho, además de conseguir minimizar el ruido que aparece al incrementar la separación longitudinal entre pulseras. En éste caso, se sustituyó el primer modelo *phantom* por otro que poseía tres terminales. Esta posibilidad permitía obtener un punto de referencia en las medidas y de esta forma eliminar el ruido.

Cuando se verificó que la opción de tener un terminal más como referencia disminuía el ruido, se realizó el estudio con personas colocando tres electrodos en transmisión para analizar la influencia de las distintas características antropométricas en diferentes personas y también para analizar los efectos de introducir el tercer electrodo en la experimentación.

## 2.2 Setups para el análisis de las características antropométricas

Para analizar y comparar cómo influyen las características antropométricas de diferentes sujetos en las comunicaciones intracorporales, es necesario que todas las medidas se hagan con el mismo montaje experimental o *setup*, el cual debe estar bien definido para permitir su reproducibilidad. En este trabajo se han realizado dos *setups*: el primero para medir la impedancia y el segundo para medir la ganancia. Antes de proceder a la experimentación con personas, se han realizado las medidas de impedancia y ganancia empleando un circuito eléctrico *phantom* [89] para tener la certeza de que las medidas son correctas.

El *phantom* (ver figura 9) es un circuito de dos electrodos que simula las características de *pathloss* e impedancia del brazo humano. El motivo de utilizar este modelo es poder analizar las diferentes configuraciones de medición, evitando la incertidumbre introducida por el cuerpo humano.



Figura 9.- Phantom

Puesto que los experimentos serán realizados en el brazo, se operará en el rango de frecuencias de 10 KHz a 1MHz donde es útil y sencillo emular las propiedades eléctricas del cuerpo humano.

El modelo consta de cuatro impedancias complejas:  $Z_a$  y  $Z_c$  modelan el flujo de corriente transversal entre electrodos y, por otro lado,  $Z_b$  y  $Z_d$  modelan el flujo de corriente longitudinal desde el transmisor (Tx) al receptor (Rx). Como muestra la figura 10.

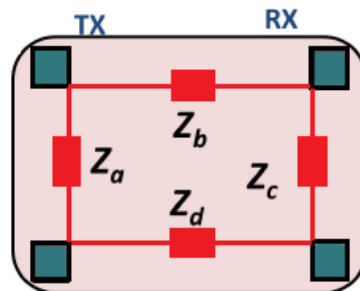


Figura 10.- Modelo circuital simplificado de *phantom*

Se ha considerado una red simétrica y recíproca para simplificar el modelo ( $Z_a=Z_c$  y  $Z_b=Z_d$ ), es decir, se han omitido los caminos diagonales y la interfaz piel-electrodo. Consiste en una resistencia extracelular ( $R_{ext}$ ), una resistencia intracelular ( $R_{int}$ ) y una capacitancia de la membrana ( $C_m$ ). La siguiente ecuación representa ese modelo, donde  $Z_a$  y  $Z_b$  se han basado en el modelo de Debye:

$$Z_{\{a,b\}} = \frac{R_{ext,\{t,l\}}(R_{int,\{t,l\}} + \frac{1}{j\omega C_{m,\{t,l\}}})}{R_{ext,\{t,l\}} + R_{int,\{t,l\}} + \frac{1}{j\omega C_{m,\{t,l\}}}}$$

Ecuación 1.- Expresión de las impedancias en función de las resistencias extracelulares, intracelulares y la capacidad de membrana.

Donde los sufijos *t* y *l* se refieren a los flujos de corrientes transversales y longitudinales, respectivamente.

La relación entre las tensiones de entrada y salida es la siguiente:

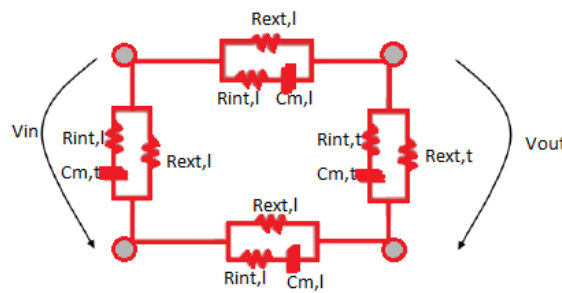


Figura 11.- Circuito *phantom* de dos terminales

Cumple con la Ecuación 2:

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{V_{out+} - V_{out-}}{V_{in+} - V_{in-}}$$

Ecuación 2.- Relación entre las tensiones de entrada y salida.

### 2.2.1 Setup para la medida de impedancia

Este *setup* es un esquema experimental que permite hallar la impedancia [90] que existe entre los electrodos con el objetivo de tener una medida del comportamiento del cuerpo humano ante una tensión de entrada, a la vez que para poder conocer la cantidad de corriente inyectada. Para ello es necesario conocer la tensión y la corriente entre ambos electrodos.

La tensión se mide directamente con el osciloscopio entre ambos electrodos y para medir la corriente añadimos una resistencia de 200 Ω de tal forma que, al hallar la tensión que circula por ella, podemos calcular la corriente que circula por el circuito, y así, la impedancia [91] del brazo.

En la siguiente figura se muestra el *setup* descrito donde  $V_2$  es la tensión que modela el cuerpo humano. Cuando se simuló se consideró un esquema sin resistencia, ya que solo nos servía para calcular la corriente. Por lo que  $V_g$  coincide con la tensión en bornas de  $Z_{body}$ , es decir, la medida  $V_2$ . En simulación  $V_g = V_2$  que coincide para una corriente inyectada como la medida.

En experimentación, el generador de señal tiene una resistencia interna de 50 Ω, de modo que no es posible medir la impedancia directamente. Como el generador y el osciloscopio comparten tierra, se emplearon dos esquemas diferentes para la medida de la impedancia. Para la medida de la tensión  $V_1$  se empleó el montaje

descrito en la figura 12. Para la medida de la tensión  $V_2$  se empleó el montaje descrito en la figura 13.

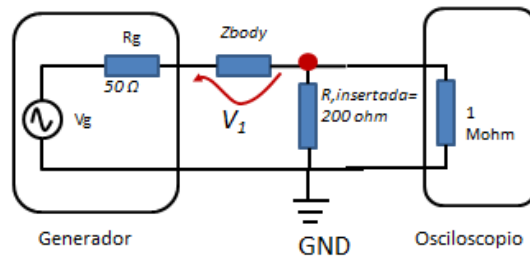


Figura 12.- Sistema de medida de bioimpedancia

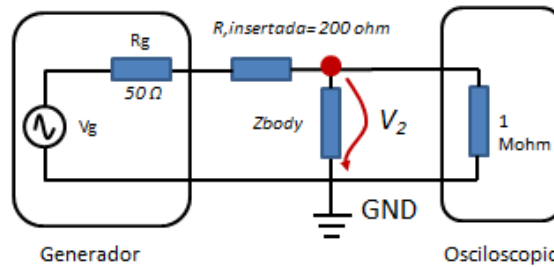


Figura 13.- Sistema de medida de bioimpedancia

Donde,

$$Z = \frac{V_2}{I}$$

Ecuación 3.- Impedancia

Siendo I,

$$I = \frac{V_1}{R, insertada}$$

Ecuación 4.- Intensidad

### 2.2.2 Setup para la medida de *pathloss*

La atenuación o *pathloss* es una de las variables que ofrece más información sobre la característica de un canal de comunicaciones. Es un indicativo de la calidad de un enlace de comunicaciones y de la distancia que se puede llegar a abordar. Por este motivo, el canal corporal ha sido también analizado desde el punto de vista de la atenuación. Para ello, se ha utilizado el sistema de medida de acoplamiento galvánico. Este método consiste en un generador de señal para proporcionar la señal (con una resistencia de salida de  $50 \Omega$ ), un osciloscopio para adquirirla, dos pares de electrodos transmisores y receptores. Se ha usado un único balun [92] en

transmisión (TX) para quitar el efecto de la tierra interna tanto del generador de señal como del osciloscopio y obtener un camino de transmisión de acoplamiento real IBC galvánico. Este efecto de tierra, podría conducir a medidas erróneas, ya que la conexión de tierra proporciona un camino cableado por el cual la señal se acopla de forma parásita al esquema de experimentación, dando lugar a resultados de atenuación erróneos.

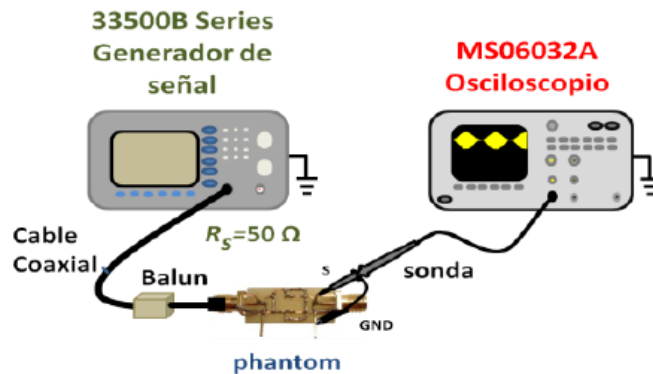


Figura 14.- Sistema de medida de acoplamiento galvánico para tierra aislada

La curva de pathloss en dB fue obtenida aplicándole a la Ecuación 2 el logaritmo, es decir, la proporción entre el voltaje recibido y el voltaje transmitido.

$$Pathloss(dB) = 20 \log \frac{|V_{out}|}{|V_{in}|}$$

Ecuación 5.- Ganancia del circuito

Para realizar las medidas con las personas se mejoraron estos *setups* elaborándose un brazalete, donde se colocaron los electrodos. Para poder colocar los electrodos sobre la piel se pensó alguna forma sencilla de elaborar una pulsera ajustable a los diferentes diámetros de brazo de diferentes personas, y que fuera cómoda de usar. Se fabricaron dos pulseras de velcro para el antebrazo. En el interior de cada una de estas pulseras se colocaron dos electrodos redondos de 2 cm de diámetro también pegados con velcro de forma que pueda ajustarse a la medida del brazo de cada persona correctamente y, también para que se puedan tomar distintas medidas en un mismo sujeto, aumentando o disminuyendo la distancia entre dichos electrodos.



Figura 15.- Pulsera IBC ajustable con electrodos

Cada electrodo tiene un cable el cual termina en un conector SMA que permite la conexión al osciloscopio y al generador de señal. De esta forma, se ha podido medir la señal de dos sujetos diferentes.

Con estos *setups* las señales que se recibían se encontraban muy atenuadas, así que se realizaron unas mejoras de estos *setups* para aumentar la ganancia de la señal, que consistía en el diseño de un amplificador en recepción.

Se realizó un proceso iterativo de propuesta de esquemas circuitales, los cuales fueron simulados con el programa Tina-TI e implementados para comprobar su correcto funcionamiento. Dichas propuestas de mejora surgieron como consecuencia de las limitaciones observadas durante las primeras medidas realizadas en los voluntarios.

## 2.3 Metodología

Dada la diversidad de metodología que se encuentra en la literatura para el diseño de los sistemas IBC, no existe una medida estandarizada para la realización de medidas en IBC [93]. Por este motivo, en primer lugar se ha realizado en este trabajo un análisis de la influencia de las características antropométricas en las comunicaciones intracorporales.

En la literatura se muestra que existe una carencia en la estandarización de las medidas en IBC, además de que el cuerpo humano introduce incertidumbre en esas medidas. Por ello, se ha usado un modelo circuital (*phantom*) con la finalidad de corroborar que los montajes experimentales usados son válidos. Dicho *phantom* modela el comportamiento en frecuencia de los distintos tejidos que componen el brazo humano. Se realizaron dos análisis. En el primero se examinó la impedancia de entrada con el interés de evaluar la corriente que se inyectaba y de esta forma controlarla para que permaneciera dentro de los márgenes de seguridad. En el segundo análisis se estudió la atenuación de la señal para distintas frecuencias y variando la distancia para obtener información acerca de las características del canal de comunicaciones intracorporales.

Se operó en el rango de frecuencias de 10 KHz a 1 MHz. Esta banda de frecuencias está dentro de la gama de frecuencias usadas en acoplamiento galvánico, ya que a frecuencias más altas otros efectos como la radiación de los cables y electrodos no son despreciables.

A continuación, se realizaron las medidas experimentales con personas. Se eligieron dos sujetos, hombre y mujer, con distintas características (ver tabla 2). Para las medidas de impedancia se alcanzó una distancia interelectrodos de 12 cm, cuyos datos de experimentación se pueden ver en la tabla 3. Luego se procedió a realizar las medidas de *pathloss* para una longitud de canal (distancia entre pulseras) de 5 cm, y para la mayor distancia posible entre pares de electrodos (11 cm para el sujeto 1 y 12 cm para el sujeto 2). Esto fue así para conseguir la mayor ganancia posible [94]. Los datos de los sujetos para este caso se muestran en la Tabla 4.

	Sujeto 1	Sujeto 2
Sexo	Mujer	Hombre
Peso	49 Kg	75,2 Kg
Estatura	155 cm	171 cm
Diámetro del brazo	7,6 cm	12 cm
Longitud del brazo	29 cm	30 cm
Índice de masa corporal	20,4Kg/m <sup>2</sup>	25,7Kg/m <sup>2</sup>
Índice de tejido blando	11,5Kg/m <sup>2</sup>	18,6Kg/m <sup>2</sup>
Índice de tejido graso	9,1Kg/m <sup>2</sup>	7,4Kg/m <sup>2</sup>

Tabla 2.- Medidas antropométricas sujetos 1 y 2

	Sujeto 1	Sujeto 2
Transmisor	Generador de señal	
Receptor	Osciloscopio	
Amplitud de señal	2 Vpp	
Cables	sondas pasivas y cocodrilos	
Electrodos	Redondos de 2cm de diámetro	
Resistencia de medida	200 $\Omega$	
Parte del cuerpo	Antebrazo superior izquierdo	
Distancias interelectrodos	6 cm, 12 cm	

Tabla 3.- Datos de experimentación para medidas de impedancia sujetos 1 y 2

	Sujeto1	Sujeto2
Tansmisor	Generador de señal	
Receptor	Osciloscopio	
Amplitud de señal	2 Vpp	
Cables	Balun y SMA	
Electrodos	Redondos de 2 cm de diámetro	
Parte del cuerpo	Antebrazo superior izquierdo	
Distancias interelectrodos	11 cm	12 cm
Longitud del canal	5 cm	

Tabla 4.- Datos de experimentación para medidas de *pathloss* sujetos 1 y 2



Figura 16.- Pulsera para medidas de *pathloss*

A continuación se realizaron mejoras en el *setup* y se volvieron a realizar experimentos con distintas personas para estudiar la atenuación de la señal recibida. En este caso, se realizaron medidas de *pathloss* a dos sujetos de sexo distinto, cuyas características se muestran en la tabla 5. Para el sujeto 3 la idea era comenzar a realizar las medidas de *pathloss* para la mayor longitud de canal posible e ir decrementando la distancia. Sin embargo, comenzaron a surgir problemas en las placas de circuitos integrados y solo se pudieron realizar medidas para una longitud de canal de 20 y 25 cm, con una distancia entre electrodos de 12 cm. En el caso del sujeto 4, las longitudes de canal tomadas fueron 5, 10, 15, 20 y 25 cm, con una distancia entre electrodos de 5 cm.

	Sujeto 3	Sujeto 4
Sexo	Mujer	Hombre
Peso	57 Kg	95 Kg
Estatura	167 cm	182 cm
Diámetro del brazo	8 cm	9,9 cm
Longitud del brazo	27 cm	29 cm
Índice de masa corporal	20,4Kg/m <sup>2</sup>	28,7 Kg/m <sup>2</sup>

Tabla 5.- Medidas antropométricas sujetos 3 y 4

	Sujeto3	Sujeto 4
Tansmisor	Generador de señal	
Receptor	Osciloscopio	
Amplitud de señal	4 Vpp	
Cables	Balun, cocodrilos y sondas	
Electrodos	Cuadrados de 2x2 cm	
Parte del cuerpo	Antebrazo superior izquierdo	Antebrazo superior derecho
Distancias interelectrodos	12 cm	5 cm
Longitud del canal	20 cm, 25 cm	5 cm, 10 cm, 15 cm, 20 cm, 25 cm,

Tabla 6.- Datos de experimentación para medidas de *pathloss* sujetos 3 y 4Figura 17.- Ubicación de electrodos para medida de *pathloss*



# 3 RESULTADOS

---

## 3.1 Introducción

En este capítulo se describen los resultados derivados de la investigación realizada en este trabajo. En primer lugar se presenta una primera parte en la que se muestran los resultados de las simulaciones realizadas con el primer *setup* para analizar las características antropométricas en diferentes individuos. En esta parte se encuentran los resultados realizados con el *phantom* para las medidas de impedancia y *pathloss*, y los resultados realizados con personas para las medidas de impedancia y *pathloss*. Para el experimento de impedancia y *pathloss* realizado con el *phantom* se ha representado la medida teórica frente a la experimental para verificar que el esquema de medida propuesto es el adecuado. Además, en el caso de la medida de *pathloss* se han comparado los resultados de tener las tierras aisladas y acopladas. Para el experimento de impedancia realizado con personas se ha estudiado el comportamiento del voltaje, la corriente inyectada y la impedancia. Para las medidas de *pathloss* se ha considerado tierras aisladas y se han analizado los resultados obtenidos para cada sujeto, los cuales presentaron comportamientos dispares. Además, la atenuación de señal recibida era muy elevada de modo que se propusieron una serie de mejoras al *setup* experimental para permitir una mayor calidad en la señal recibida.

En segundo lugar se presenta una segunda parte en la que se muestran los resultados de las simulaciones realizadas con el *setup* mejorado. En esta parte se presenta el diseño de las mejoras realizadas: se muestran los resultados del estudio de la búsqueda del amplificador operacional, los resultados de la elaboración de los layouts, la ganancia que se consigue con las distintas etapas del *setup*, la repercusión de implementar el tercer electrodo, los resultados de *pathloss* del *phantom* de tres terminales sin la mejora del *setup* y con la mejora, los resultados de *pathloss* de dos sujetos sin la mejora del *setup* y con la mejora. También se muestran los circuitos implementados para conseguir que la ganancia de la señal aumente, así como los layouts que se fabricaron para obtener unos circuitos más compactos. Se explican los efectos que produce en las medidas la implementación del tercer electrodo y se muestran algunos resultados obtenidos con el osciloscopio para demostrarlos. Se muestran los resultados del *phantom* de tres terminales para comprobar que las medidas se están tomando correctamente, además se presentan los resultados del *phantom* con la implementación de la mejora del *setup*, es decir, la señal amplificada. Se presentan los resultados obtenidos de *pathloss* para dos sujetos diferentes, observando de nuevo los diferentes comportamientos entre ellos.

## 3.2 Resultados del *setup* para el análisis de las características antropométricas

### 3.2.1 Resultados del *setup* para medidas de impedancia con *phantom*

Para tener la certeza de que el *setup* y las medidas realizadas son correctas, se presentan los resultados obtenidos de la medida de impedancia empleando un *phantom* de dos electrodos. Estas medidas son tomadas utilizando la técnica de acoplamiento galvánico, ya que este método depende de las características internas del sujeto. Se aíslan las tierras para eliminar los efectos que puedan producir dispositivos electrónicos como el osciloscopio o el generador de señal.

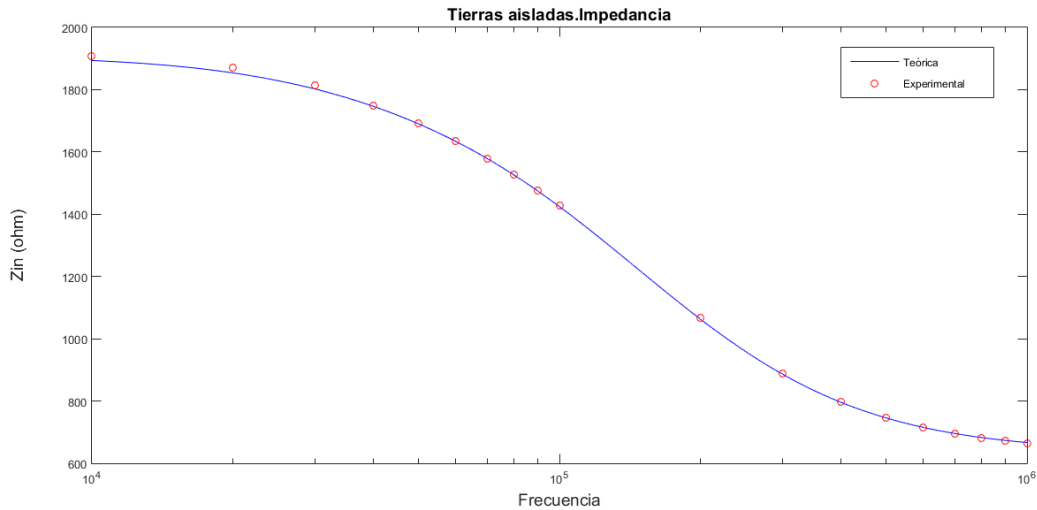


Figura 18.- Medida de impedancia

Como se puede observar en la figura, la medida de impedancia experimental coincide con la medida teórica. Por lo que es posible verificar que el esquema de medida propuesto es el adecuado al coincidir los resultados experimentales con los esperados.

### 3.2.2 Resultados del setup para medidas de *pathloss* con *phantom*

El esquema de medida propuesto fue también validado respecto del *pathloss* empleando a su vez el circuito *phantom*. A continuación se muestran dos gráficas de medidas de *pathloss* realizadas con el *phantom* de dos electrodos. Además se presentan dos gráficas: la primera con tierras acopladas y la segunda con tierras aisladas para analizar el efecto de la tierra.

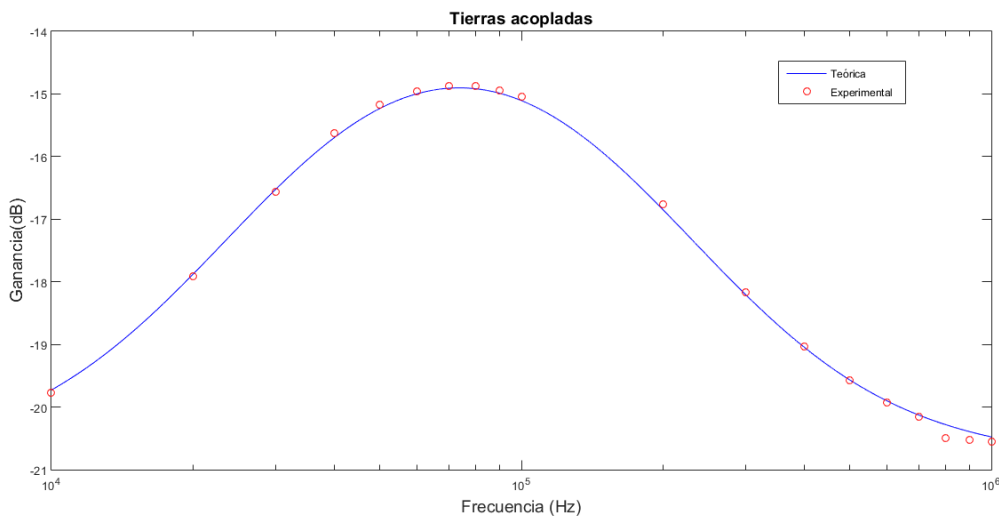


Figura 19.- Medida de *pathloss* con tierras acopladas

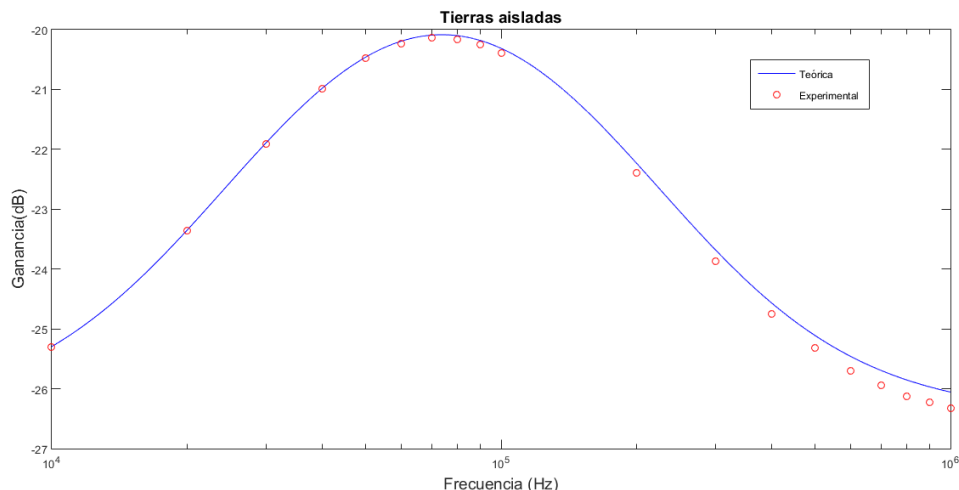


Figura 20.- Medida de *pathloss* con tierras aisladas

Las medidas tomadas para ambos casos son coincidentes en un amplio margen de frecuencias, lo que permite validar el esquema de medida propuesto. Aunque, cabe destacar que, para altas frecuencias las medidas experimentales tienen una ligera variación en cuanto a la curva teórica. Esto se acentúa más en las medidas tomadas para tierras aisladas.

Una vez validado el esquema de medida experimental empleando el *phantom* se pasó a realizar medidas en personas.

### 3.2.3 Resultados del setup para medidas de impedancia con personas

Se han realizado medidas con dos personas con características antropométricas distintas.

A continuación, se muestra el comportamiento que presentan el voltaje, la corriente y la impedancia para dos sujetos cuyas características antropométricas son muy diferentes.

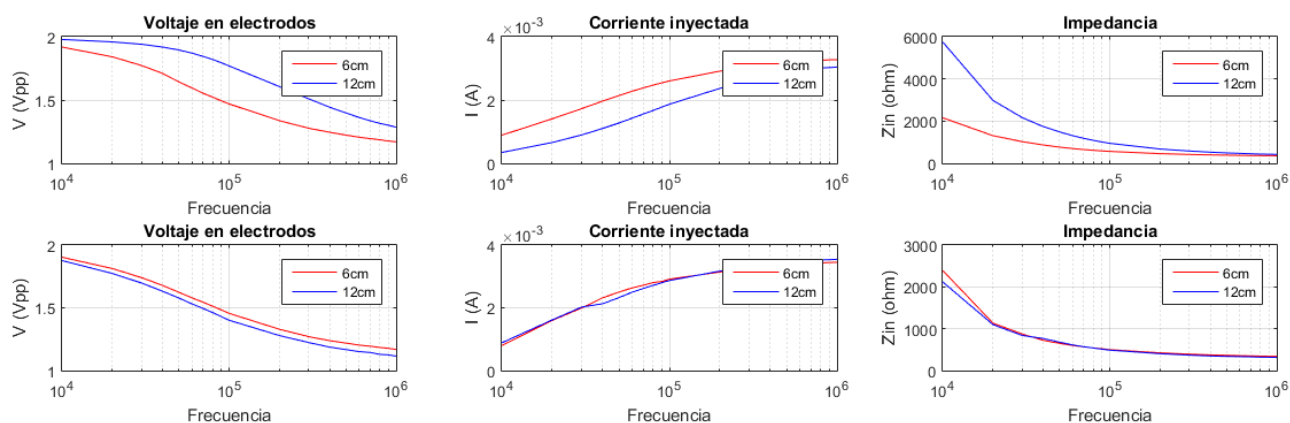


Figura 21.- Comportamiento del voltaje, la corriente y la impedancia. Sujeto1(arriba), Sujeto2(abajo)

En cuanto al voltaje, el sujeto 1 presenta valores más altos para las mismas frecuencias que el sujeto 2, tanto para una distancia entre electrodos de 6 cm, como para 12 cm. Se puede observar que para el sujeto 1, los valores de tensión más altos se dan a mayor distancia entre electrodos, mientras que en el sujeto 2 ocurre justo lo contrario. Además, el sujeto 2 presenta valores de voltaje no muy distintos para ambas

distancias, sin embargo, en el sujeto 1 si hay una variación considerable entre los valores de tensión de las diferentes distancias entre electrodos.

Por otro lado, el sujeto 2 toma valores más altos de corriente para las distancias de 6 y 12 cm entre electrodos, que el sujeto 1. Mientras que el sujeto 2 presenta valores de intensidad casi similares para dichas distancias, en el sujeto 1 aumenta la corriente para la distancia más corta.

Por último, a una distancia entre electrodos de 6cm, el sujeto 1 muestra valores más bajos de impedancia que el sujeto 2 para valores bajos de frecuencia. Y para 12 cm, el sujeto 1 es quien tiene valores más altos de impedancia. Sin embargo, a alta frecuencia esos valores de impedancias para ambas distancias y sujetos se igualan.

A continuación, en el siguiente apartado, se explican los resultados obtenidos para las medidas de *pathloss*.

### 3.2.4 Resultados del setup para medidas de *pathloss* con personas

En este caso se representa como medida del *pathloss* la tensión recibida, ya que la tensión transmitida es constante. Se puede observar que ambas medidas son diferentes. El sujeto 1 presenta a bajas frecuencias valores más altos de *pathloss* que el sujeto 2. Además, mientras que el sujeto 1 presenta un pico en torno a los 40 kHz, el sujeto 2 no sólo no presenta dicho pico, sino que se obtiene una curva creciente con la frecuencia, comportamiento opuesto al que se obtiene con el sujeto 1.

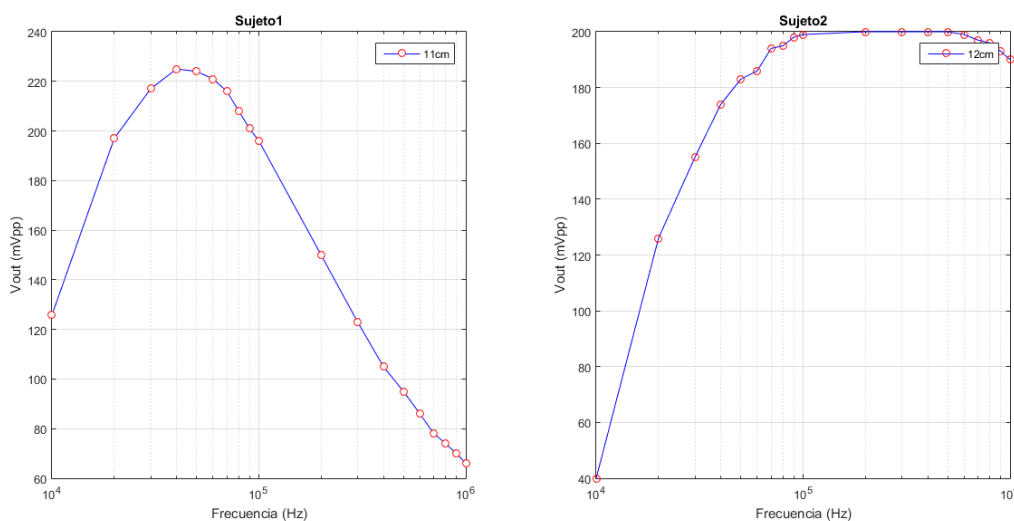


Figura 22.- Medida de *pathloss*

Además en ambos sujetos la señal se atenuaba considerablemente ocasionando problemas a la hora de tomar medidas a distancias mayores, además de verse afectada de forma importante por problemas de ruido. Para resolver estos problemas se propusieron una serie de mejoras en la etapa de captura de señal.

## 3.3 Resultados del setup mejorado

### 3.3.1 Mejora del setup

Se decidió emplear un diseño conformado por amplificadores operacionales para favorecer la modularidad del diseño, disminuir el coste gracias al empleo de componentes de propósito general y tener un control completo sobre la funcionalidad requerida. Por este motivo, una parte fundamental del proceso de diseño fue la elección del amplificador operacional más adecuado para la aplicación en la captura de señales IBC. Para proceder a la

búsqueda del amplificador se recurrió a la página web Texas Instruments.

En un primer momento se trabajó con el programa Orcad16.0 para la simulación del amplificador. No obstante, por motivos de compatibilidad de los dispositivos de Texas Instruments con dicho programa, éste se dejó de usar y se reanudaron las simulaciones con el programa Tina9-Ti. El amplificador elegido cumplía los requisitos de que su ancho de banda debía ser de al menos 1 MHz, y su ganancia de amplificación de 20 dB. Con estas características y tras las simulaciones se eligió el amplificador LMH6657, aunque no se descartó la posibilidad de usar el amplificador operacional OPA211 debido a sus buenos resultados en otros experimentos. Al finalizar la búsqueda, se prosiguió a estudiar las distintas etapas que servirían para que la señal recibida aumentara en ganancia.

La primera etapa se implementó para proporcionar alimentación al circuito y de esta forma no conectar directamente la alimentación a la persona para no añadir ruido al sistema. Está compuesta por un regulador de tensión A 7805 para obtener a la entrada 2.5 V, dos resistencias de 10 KHz, un amplificador operacional, un condensador de valor  $1\mu\text{F}$ .

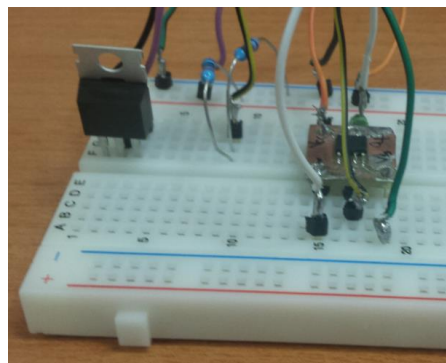


Figura 23.- Etapa de alimentación

Debido a que las señales que se quieren recibir son de muy baja amplitud, se eligió un amplificador de instrumentación que conseguía aumentar la ganancia de la señal en 20 dB. Está formado por tres amplificadores operacionales, cuatro resistencias de 20 KHz, dos resistencias de 40 KHz y una de 2 KHz.

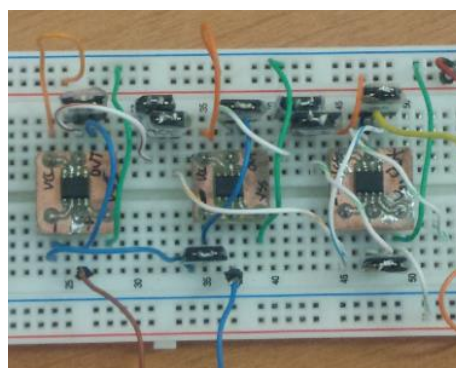


Figura 24.- Amplificador de instrumentación

Para aumentar aun más la ganancia de la señal, se implementó otra etapa amplificadora consiguiendo aumentar la ganancia de la señal en 40 dB. Sus componentes son un amplificador operacional, una resistencia de 20 KHz y otra de 2 KHz. Además se colocó un condensador de  $1\mu\text{F}$  a la salida de la etapa de instrumentación y a la entrada de esta etapa para desacoplar el nivel de continua y, de este modo, que fuera más fácil captar la señal.

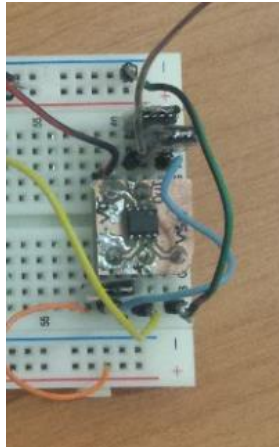


Figura 25.- Etapa amplificadora 10 dB

Con todas estas etapas, se conseguía el objetivo de mejorar los setups aumentando la ganancia de la señal recibida. Esto permitía aumentar la separación longitudinal entre las pulseras de electrodos. Sin embargo, al aumentar dicha distancia el camino recorrido por la corriente a través de la piel también aumenta, por lo que se incrementa a su vez el ruido que interfiere en la señal. Por este motivo, otra de las mejoras de este *setup* es la implementación de un tercer electrodo en las medidas experimentales, cuyo circuito también fue diseñado.

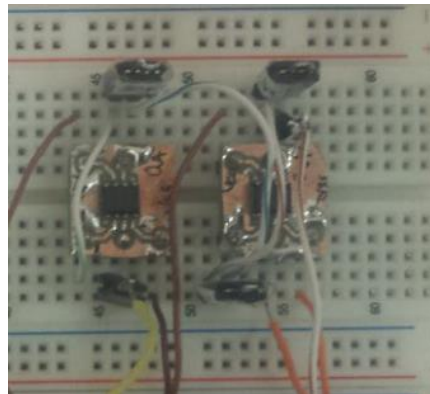


Figura 26.- Realimentación

La etapa de realimentación se compone de dos subetapas: un seguidor de tensión para aislar los circuitos anteriores de este, y así poder trabajar con el tercer electrodo sin posibilidad de interferencia, y un amplificador inversor que amplifica 15,67 dB aproximadamente.

De tal forma quedan todas las etapas implementadas en la placa de prototipado:

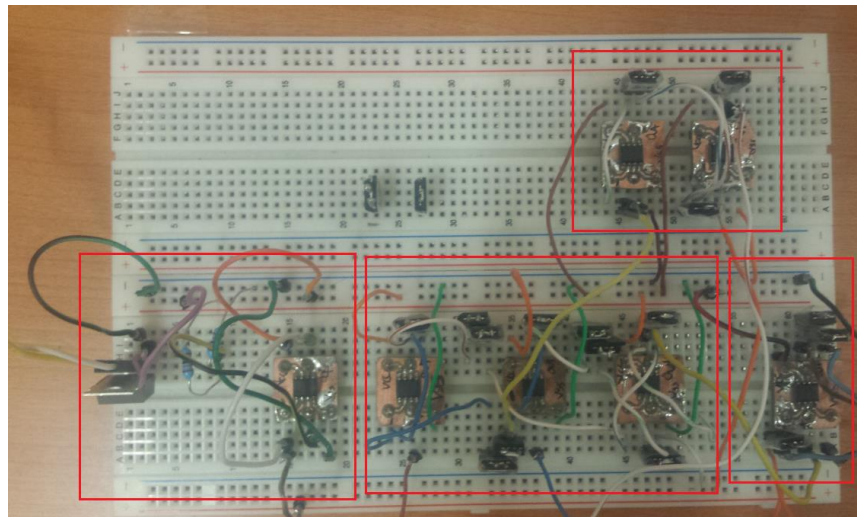


Figura 27.- Implementación en placa electrónica de prototipado

La etapa de alimentación sería la remarcada en la parte izquierda inferior, seguida del amplificador de instrumentación, la etapa de amplificación, y por último, la etapa del tercer electrodo arriba a la derecha.

Para estudiar el efecto de este tercer electrodo y así tener la certeza de que, de nuevo, las medidas tomadas son correctas, se implementó en el *setup* un *phantom* de tres terminales como el que se muestra en la figura 28. Este modelo *phantom* es diferencial porque existen dos terminales de entrada y salida, sin embargo, en la práctica, se hace necesario un tercer terminal para poder fijar una línea simétrica longitudinal que permanezca a un potencial cero y así poder tomar las medidas con respecto a este punto simétrico, y de esta forma poder eliminar el ruido.

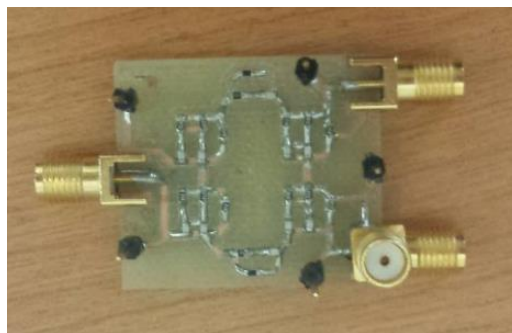


Figura 28.- Phantom de tres electrodos

Tras los resultados se pudo comprobar que, efectivamente, fijando un punto de referencia simétrico el ruido desaparece y la señal recibida puede captarse con mayor facilidad.

Una vez conseguido este objetivo, se vuelve a realizar un estudio de las medidas de diferentes personas, comparando nuevamente de qué forma repercuten las características antropométricas de cada individuo en las comunicaciones intracorporales. Para ello, se emplearon dos pares de electrodos para transmisión y recepción, y un tercer electrodo. Estos electrodos son de cobre cuadrados y de 2x2 cm. Se trabajó, en este caso, con este electrodo debido a sus buenos resultados en otros artículos [95].

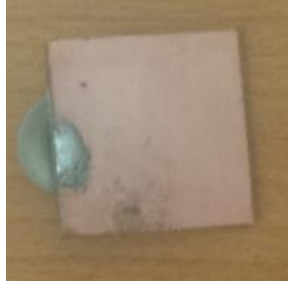


Figura 29.- Electrodo

Además, se realizó un diseño más compacto de este receptor mediante circuitos impresos. Para ello, se elaboraron los layouts correspondientes a cada etapa en el programa Tina8 y se procedió a la impresión de los mismos mediante la fresadora. Para ello, se adaptó el formato de los archivos para que pudiera ser legibles por la máquina de fresar a través del programa CircuitCam5.2.713. La impresión de los circuitos fue posible gracias al programa BoardMaster5.0.1100. Los layouts correspondientes a las etapas explicadas anteriormente aparecen a continuación:



Figura 30.- Layout etapa amplificación

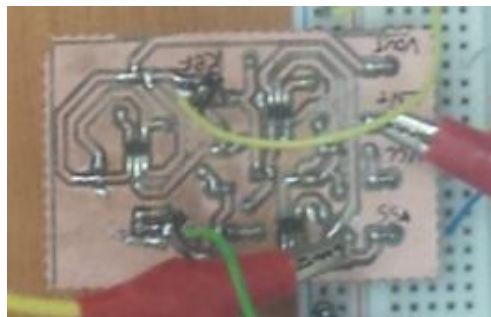


Figura 31.- Layout amplificador de instrumentación



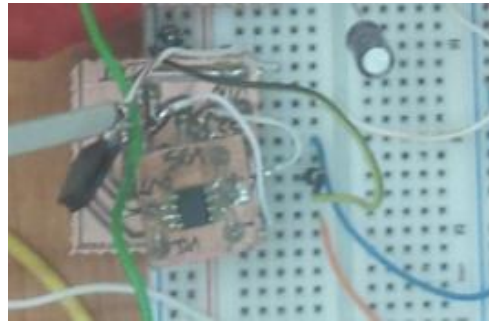


Figura 32.- Layout etapa amplificadora 10 dB

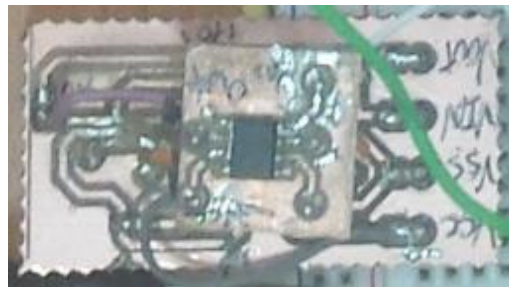


Figura 33.- Layout realimentación

### 3.3.2 Diseño de las mejoras

En este apartado se explica todo el procedimiento seguido para mejorar el *setup*. Se trata de diseñar una etapa amplificadora en recepción para aumentar la ganancia de la señal. Las especificaciones de diseño del sistema de recepción completo eran que tuviera un ancho de banda de al menos 1 MHz y una ganancia de 20 dB. Se decidió emplear un amplificador de instrumentación como primera etapa del receptor, ya que es muy adecuado para la captura de señales de muy baja amplitud, como es el caso de las señales IBC (ver figura 34).

Se utilizó el programa Orcad16.0. para simular el amplificador OPA830, con el que no se obtuvieron muy buenos resultados dado que si se lograba amplificar la señal por 10, el ancho de banda empeoraba. Esto se puede observar en la figura 35, ya que cuando la frecuencia alcanza los 300 KHz aproximadamente, la tensión  $V_{out}$  (representada en color rojo) no es lineal.

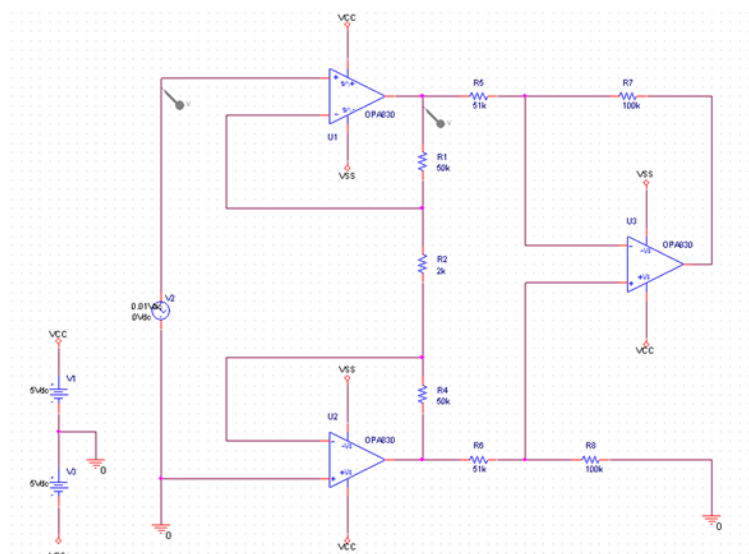


Figura 34.- Circuito amplificador de instrumentación

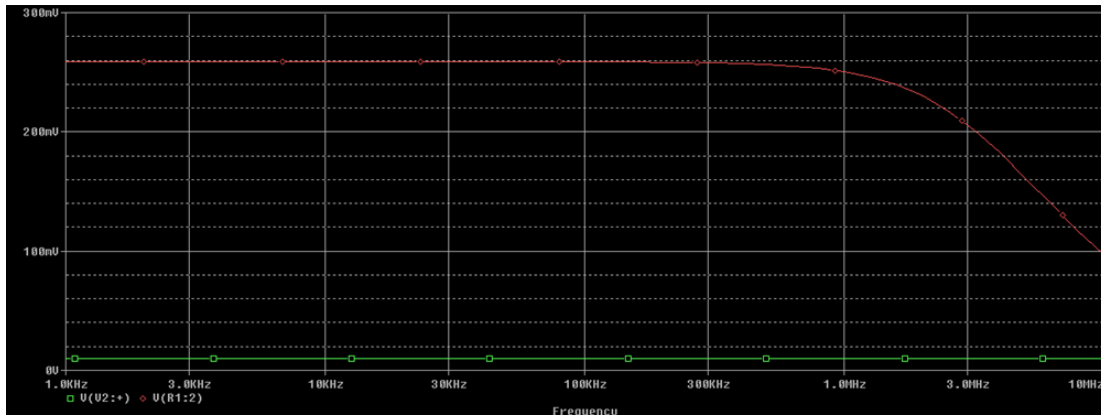


Figura 35.- Simulación del operacional OPA830

Se prosiguió con la simulación de otros amplificadores operacionales pero debido a la incompatibilidad de los operacionales descargados de Texas Instruments y el programa Orcad16.0 se decidió cambiar al programa Tina9-Ti para seguir con la investigación del amplificador deseado.

Esta vez se presentan las simulaciones de los dispositivos para el amplificador de instrumentación y la siguiente etapa de amplificación (ver figura 36). En el diseño se incluyó una segunda etapa amplificadora para aumentar la ganancia de la señal. En la figura 37 se representa la ganancia de salida en el amplificador de instrumentación (representado en color verde) y en la siguiente etapa de amplificación (representado en color rojo) del dispositivo RC4558. Se puede observar que la ganancia a la salida del amplificador de instrumentación es de 20 dB, que se corresponde con aumentar la señal por 10, y la ganancia a la salida de la segunda etapa de amplificación es de 40 dB, que se corresponde con aumentar la señal por 100. Sin embargo, su ancho de banda no alcanza 1 MHz, puesto que se observa como la señal decae cuando se aproxima a los 50 KHz.

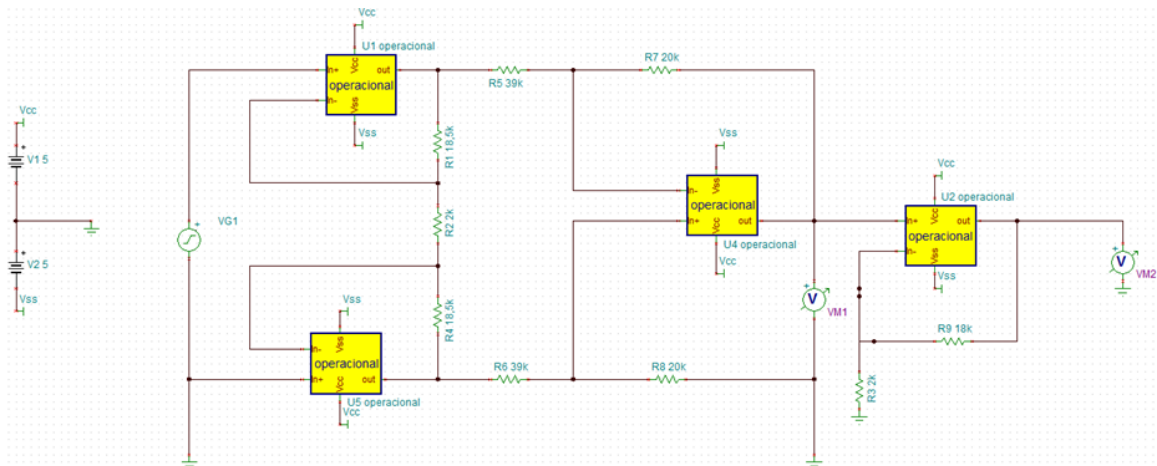


Figura 36.- Circuito de las etapas de instrumentación y amplificación

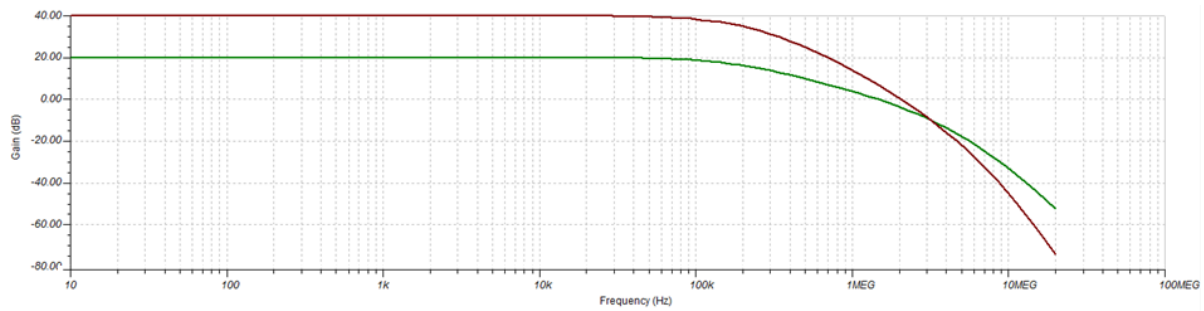


Figura 37.- Simulación del operacional RC4558

Tras varias simulaciones con distintos dispositivos, el LMH6657 fue el que se seleccionó debido a que, como se observa en la siguiente figura 38, alcanza un ancho de banda de 3 MHz y se consigue amplificar la señal por 100.

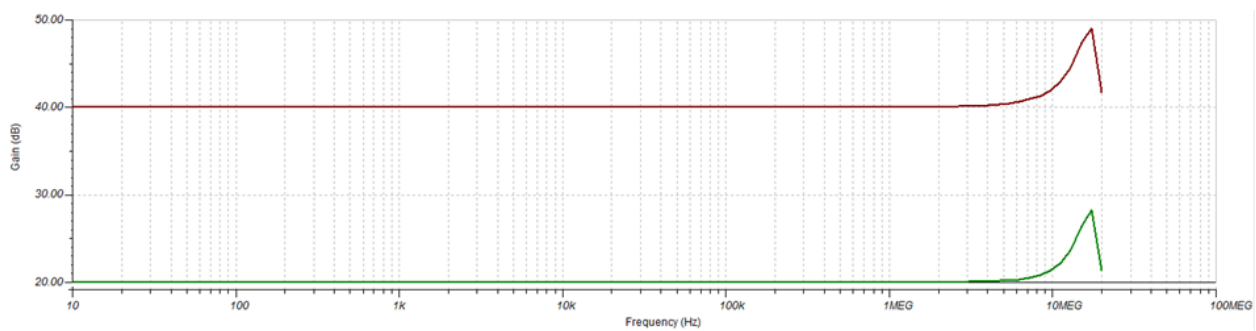


Figura 38.- Simulación del operacional LMH6657

Aunque este amplificador fue escogido para implementarlo en el diseño de la mejora del *setup* por sus características, no se descarta la posibilidad de usar el OPA211 debido a sus resultados favorables en otras investigaciones. Una vez seleccionado este dispositivo, se elaboraron las distintas etapas que se añadirían al *setup*. El procedimiento seguido fue : diseñar los circuitos en el programa Tina-Ti y tras verificar su correcto funcionamiento se diseñaron layouts para hacerlos más compactos y simplificar el diseño. A continuación se muestran las distintas etapas necesarias para mejorar el *setup*, junto con los layouts diseñados correspondientes a esas etapas.

En la etapa de alimentación no es posible inyectar una tensión muy elevada a la entrada debido a que las baterías no pueden soportarla. El circuito se encuentra alimentado por una batería de 5 V. para evitar el empleo de un esquema de alimentación diferencial, el cual complicaría el diseño y aumentaría el coste del dispositivo, se decidió utilizar un divisor de tensión y un amplificador operacional en la configuración de seguidor de tensión con el propósito de fijar un tensión intermedia (2.5 V) que sirviera de referencia en las etapas de amplificación y filtrado.

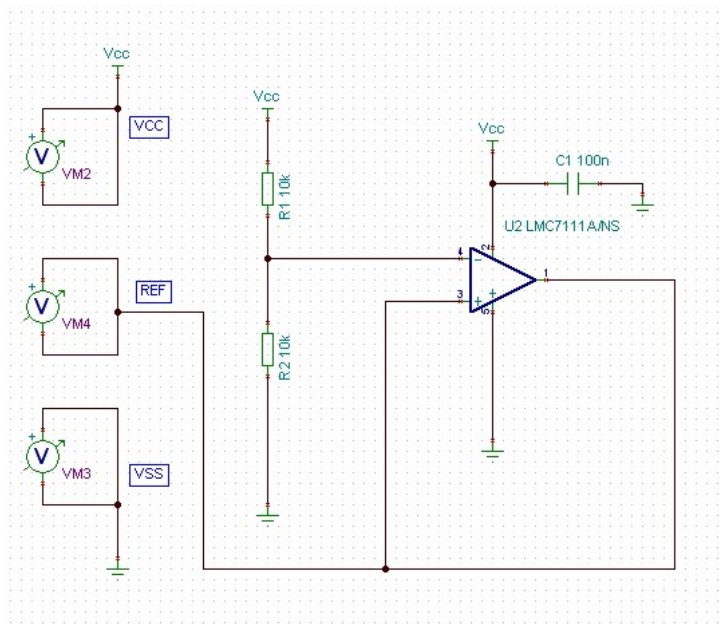


Figura 39.- Etapa de alimentación

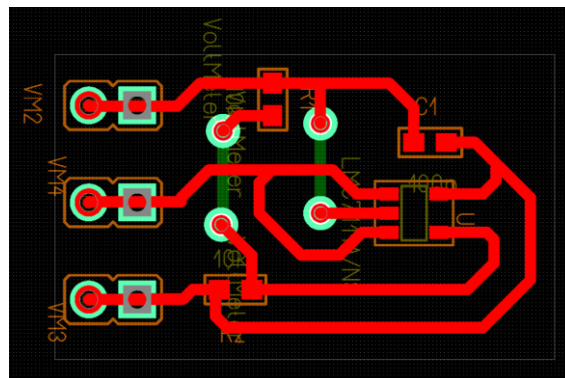


Figura 40.- *Layout* de la etapa de alimentación

Luego se implementó un amplificador de instrumentación (ver figura 34) para aumentar la ganancia de la señal en 20 dB, siendo este circuito el más complejo de todos. Con el mismo propósito se utiliza la segunda etapa amplificadora (ver figura 36). En las siguientes figuras se muestran sus *layouts*.

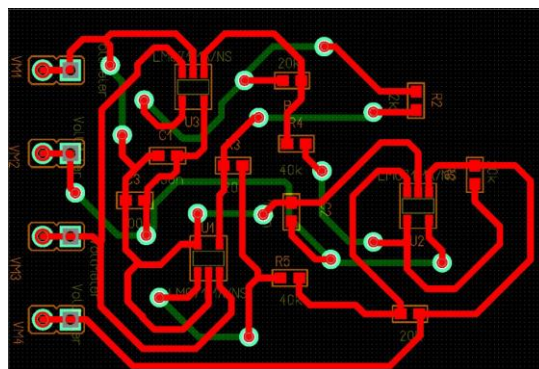


Figura 41.- *Layout* del amplificador de instrumentación

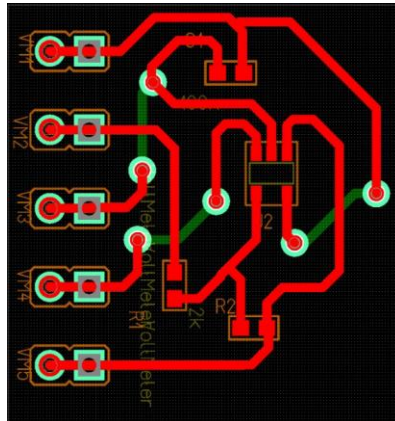


Figura 42.- *Layout* de la etapa de amplificación

Es cierto, que en los experimentos anteriores se podía visualizar la señal que se propagaba. No obstante, esta señal era bastante débil, sufría interferencias y estaba afectada por ruidos externos. Para evitar estos problemas en el esquema de medida se introduce un tercer electrodo a través del cual se retro-alimenta de forma negativa el modo común de la señal diferencial captada por el amplificador de instrumentación. A continuación, en las figuras 43 y 44, se muestran el circuito y el *layout* correspondiente a esta etapa.

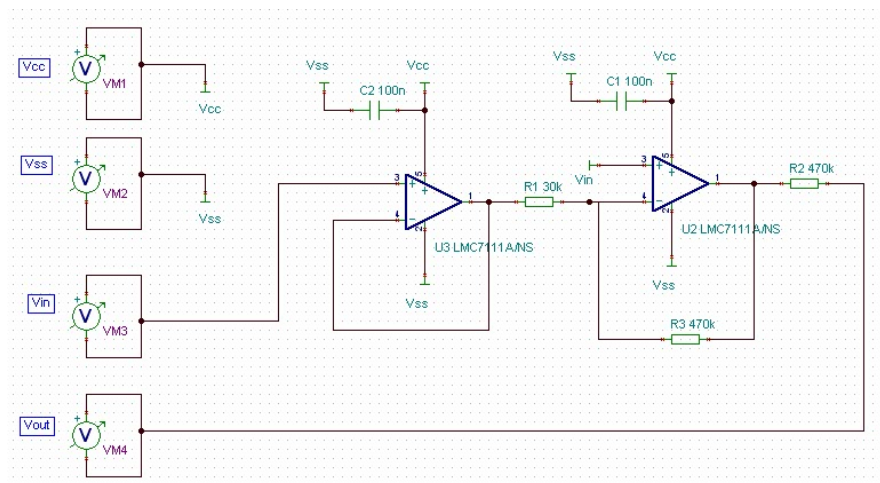


Figura 43.- Etapa del tercer electrodo

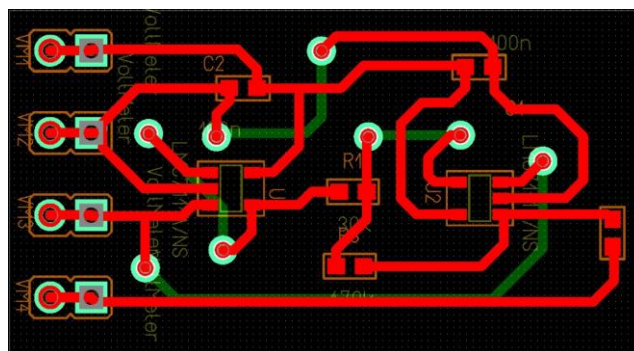


Figura 44.- *Layout* de la etapa del tercer electrodo

En la siguiente figura, se representan dos gráficas para demostrar que, de acuerdo con las simulaciones teóricas, el *setup* mejorado aumenta la amplitud de la señal. Para esta simulación, se inyectó una corriente de unos 100 mVpp. En la primera gráfica la señal es medida a la salida del amplificador de instrumentación. Se muestra un aumento de la amplitud de la señal en unos 20 dB de media, aproximadamente, disminuyendo con la frecuencia. En la segunda gráfica la señal es medida a la salida de la etapa de amplificación. Se observa que la señal aumenta en 20 dB más su amplitud consiguiéndose una amplificación de unos 40 dB. En este caso, la ganancia de la señal también disminuye a medida que aumenta la frecuencia.

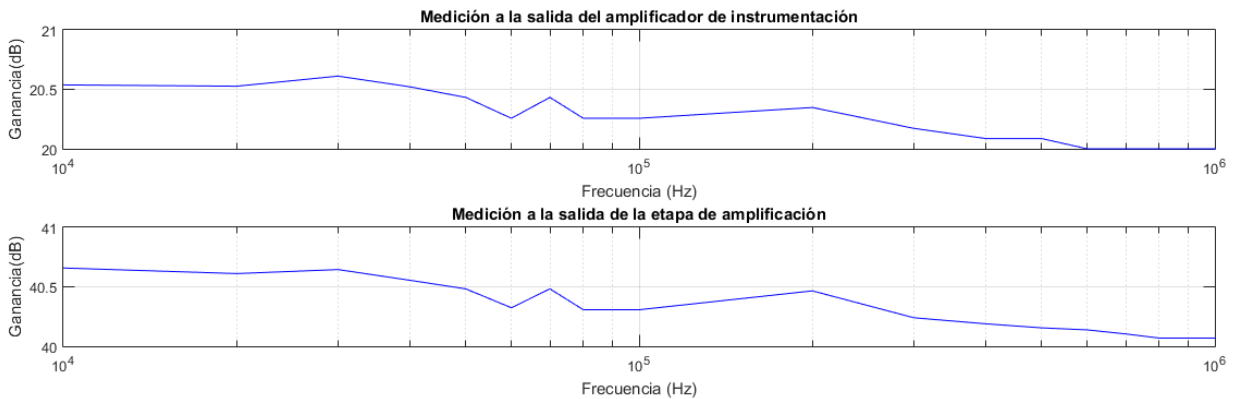


Figura 45.- Ganancia de las etapas

En los primeros experimentos realizados para encontrar diferencias y similitudes entre las señales corporales de personas con características antropométricas distintas, se apreció que la señal resultaba muy atenuada con lo que fue necesario mejorar el *setup* inicial. Una vez diseñado y comprobado que amplificaba la señal, al aumentar la distancia entre los electrodos transmisores y receptores, en ocasiones, no era posible medir la señal con tanta facilidad debido a que interfería el ruido de 50 Hz. La solución que se le dio fue implementar en el receptor un tercer electrodo y, de esta forma, mejorar la señal. La siguiente figura muestra cómo afecta en el osciloscopio el ruido de 50 Hz que interfería con la señal que se quería medir. En este caso el ruido de 50 Hz es dominante y la señal IBC interfiere en el proceso de sincronización del osciloscopio obteniendo una banda de señales superpuestas. Como la señal de 50 Hz es dominante resulta complicado conocer la amplitud de la señal recibida.

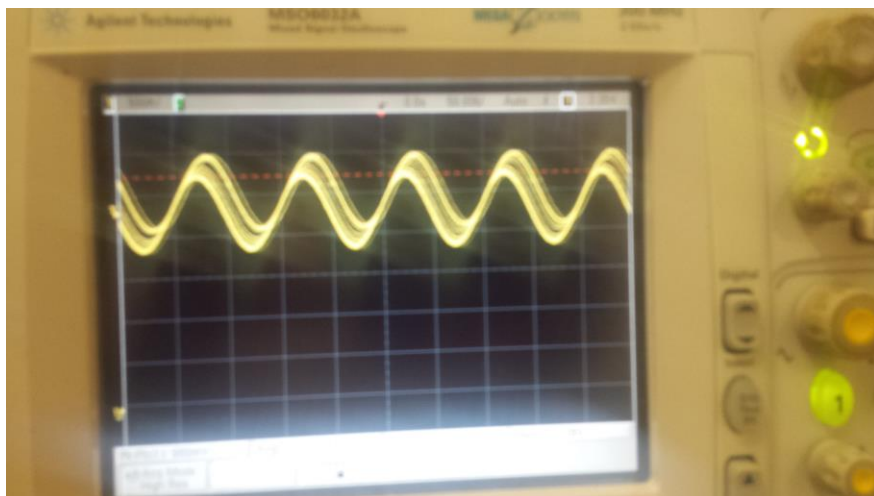


Figura 46.- Ruido de 50 Hz en el osciloscopio

Para solventar este problema, se ha implementado un tercer electrodo en las medidas. Esto no solo ayuda a la amplificación de la señal, si no también a aportar mayor estabilidad a la señal eliminando el ruido interferente. Mientras que cuando no está implementado el tercer electrodo los valores de señal son menores y más inestables, incluso en ocasiones aparecían armónicos de orden superior que distorsionaban aun más la señal. En las siguientes figuras se muestra, por este orden, la señal distorsionada debido a los armónicos que aparecían, y la señal estabilizada cuando se introdujo el tercer electrodo.

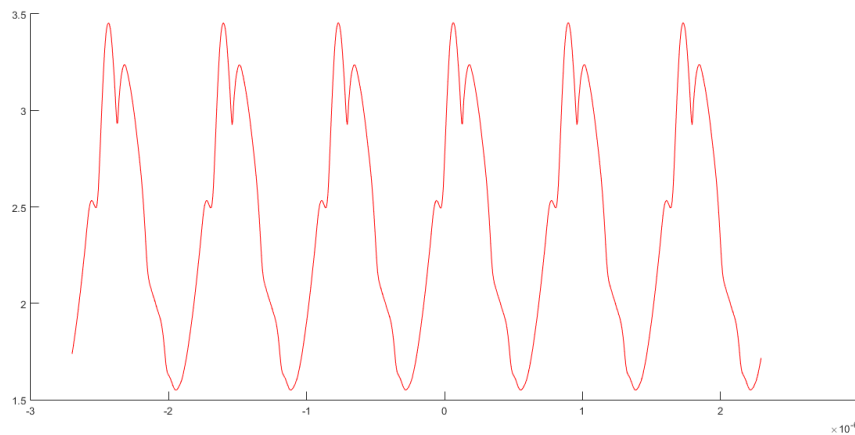


Figura 47.- Señal distorsionada por armónicos

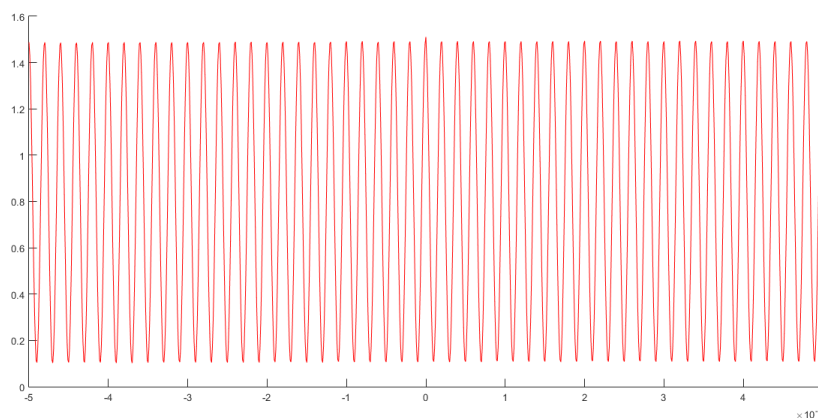
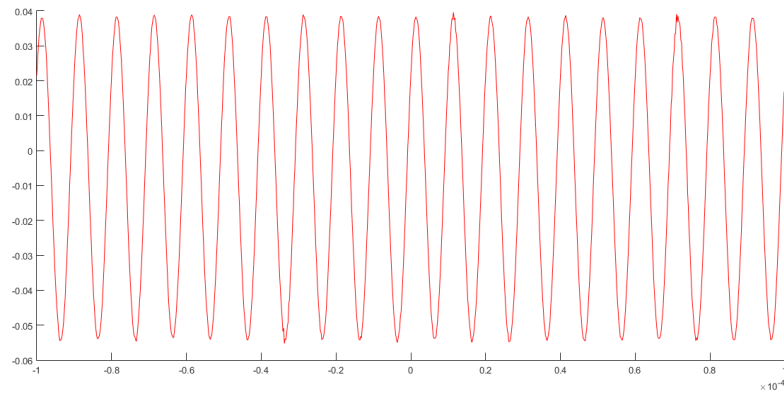
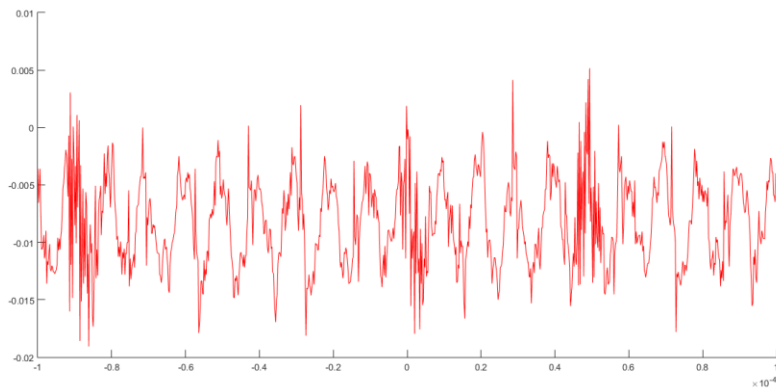


Figura 48.- Señal estabilizada con el tercer electrodo

Como se puede observar, la implementación del tercer electrodo es necesaria para obtener una señal libre de ruidos, armónicos, y en definitiva, para que sea capaz de ser medida. Siguiendo con la explicación de por qué es necesario el tercer electrodo para conseguir un buen receptor, en este apartado se hace un recorrido de la señal por las distintas etapas que aclararán aún más esta cuestión.

La primera figura es de la señal transmitida, medida a la entrada del *phantom*. Se puede observar que en transmisión no existe ningún problema, la señal es totalmente estable. Sin embargo, la segunda figura medida a la salida del *phantom*, es muy ruidosa e ilegible .

Figura 49.- Señal a la entrada del *phantom*Figura 50.- Señal ruidosa a la salida del *phantom*

Al no tener implementado el tercer electrodo la señal es bastante ruidosa e incapaz de ser medida por el osciloscopio. Esto también se puede observar en las figuras 51 y 52. En la primera se representa la señal medida a la salida del amplificador de instrumentación con el tercer electrodo introducido. En este caso la señal queda amplificada con respecto a la señal medida a la salida del *phantom* y totalmente estable, siendo el ruido eliminado totalmente de la señal de medida. La segunda figura muestra la señal medida en el mismo lugar pero sin la implementación del tercer electrodo en el *setup*, siendo imposible identificarla.

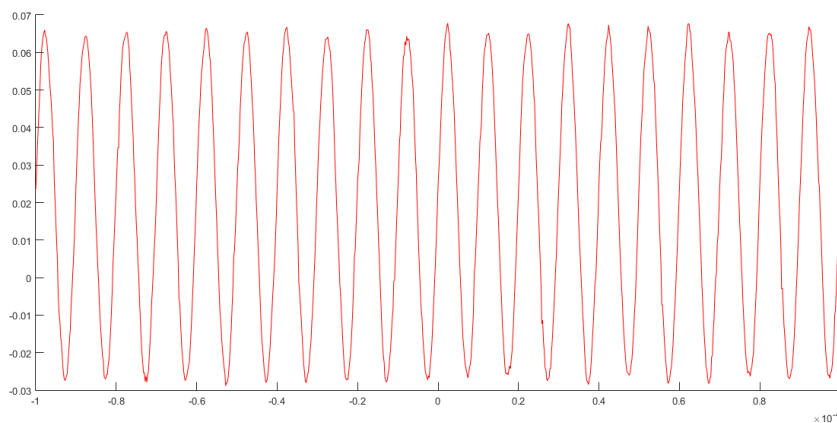


Figura 51.- Señal a la salida del amplificador de instrumentación con el tercer electrodo



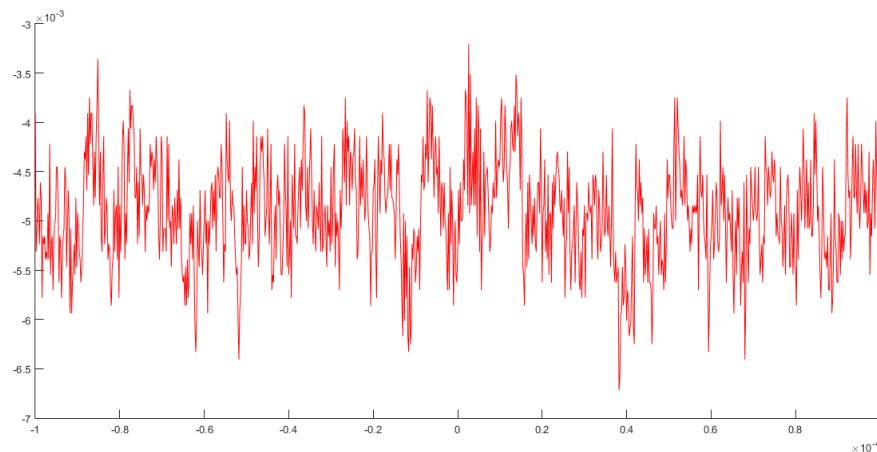


Figura 52.- Señal a la salida del amplificador de instrumentación sin el tercer electrodo

Como se ha explicado, la función del tercer electrodo consiste en conseguir eliminar el ruido gracias a que con este tercer electrodo se fija un punto de referencia con potencial cero para obtener las medidas en función a ese punto de referencia. En las siguientes figuras, se muestra qué ocurre si en lugar de fijar el tercer electrodo como punto de referencia, se fijan otros puntos como los terminales IN+ e IN- del amplificador de instrumentación.

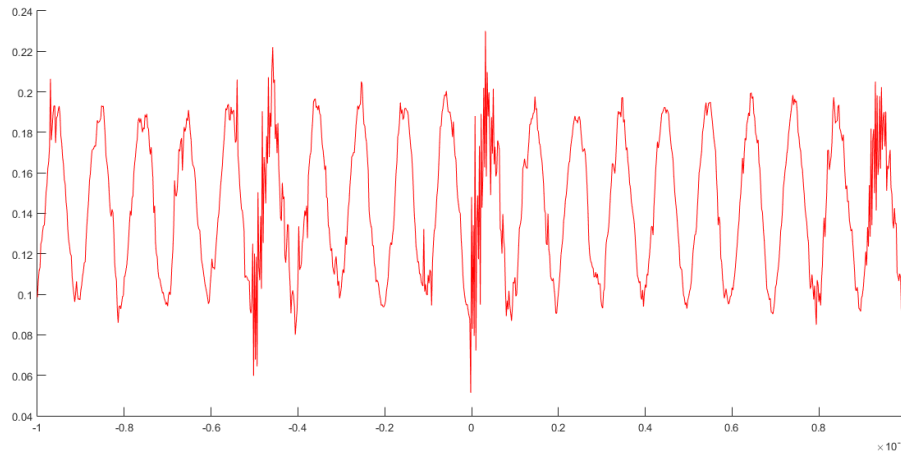


Figura 53.- Señal obtenida poniendo IN+ al valor de referencia

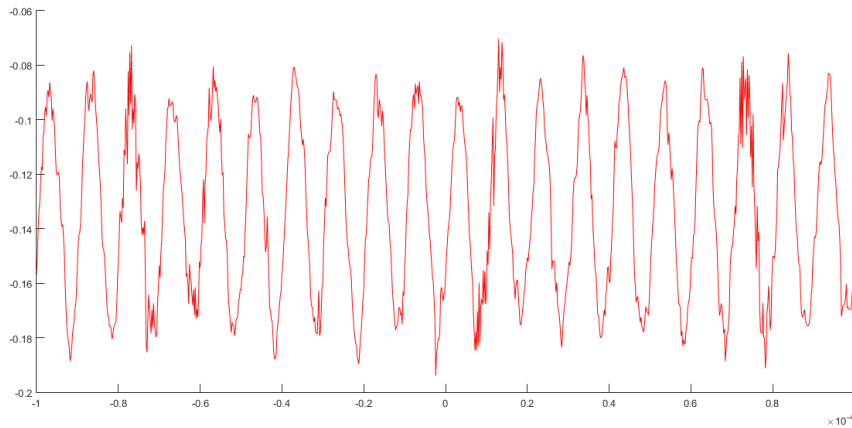


Figura 54.- Señal obtenida poniendo IN- al valor de referencia

Se observa que al poner IN+ o IN- como referencia, la señal se ve con mayor claridad aunque no es comparable con la nitidez con la que se capta cuando se implementa el tercer electrodo. Por lo que como mejor funciona y mayor estabilidad se consigue es con el tercer electrodo, como se observa en la siguiente figura, donde la señal es medida a la salida de la etapa de amplificación.

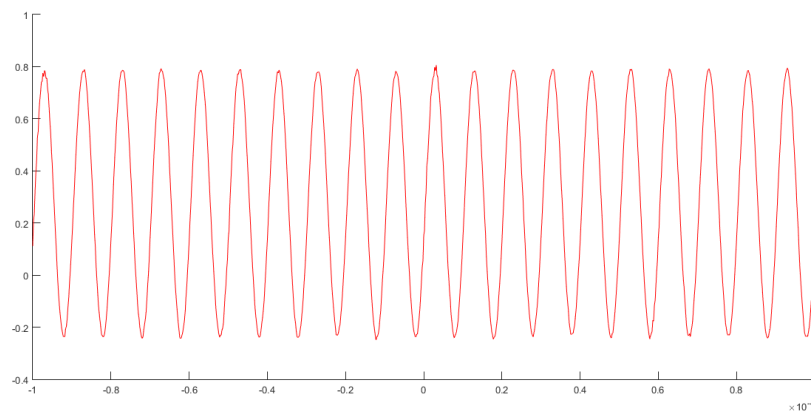


Figura 55.- Señal a la salida de la etapa de amplificación con el tercer electrodo

Por último, se muestra la señal medida a la salida de la etapa del tercer electrodo. Esta señal es la que corrige el ruido de los 50 Hz (retroalimenta al circuito para que elimine el ruido).

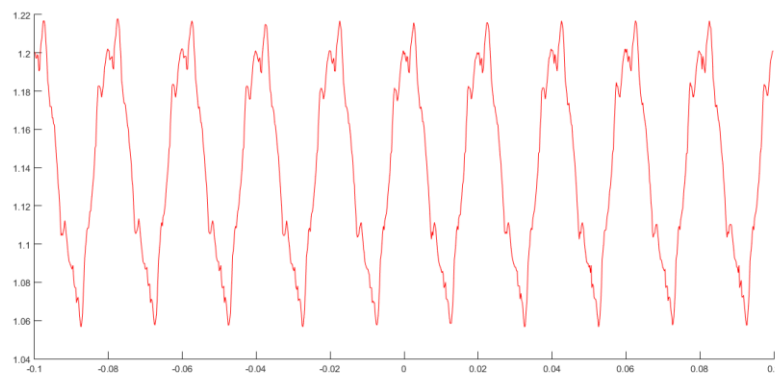


Figura 56.- Señal a la salida de la etapa del tercer electrodo

### 3.4 Comprobación de las mejoras

#### 3.4.1 Resultados del *setup* mejorado para medidas de *pathloss* con *phantom*

En este apartado se vuelven a realizar experimentos para analizar la influencia de las características antropométricas en diferentes sujetos, pero esta vez implementando la mejora en *setup*. A continuación se muestran las medidas realizadas con el *phantom* de tres electrodos. Se inyectó una tensión de entrada de unos 100 mVpp.

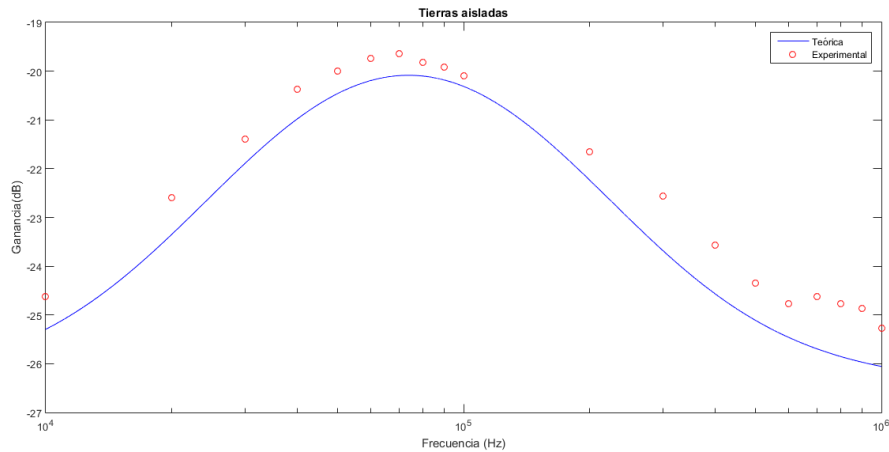


Figura 57.- Medida de *pathloss* con tierras aisladas, *phantom* de tres electrodos

Se observa una concordancia entre las medidas teóricas esperadas y las obtenidas de forma experimental, lo que permite validar el esquema de mejora propuesto para la amplificación y eliminación de ruido en situaciones donde la señal recibida es muy débil y está sometida a interferencias. La figura 58 muestra la medida teórica de *pathloss* para el *phantom*, la medida de *pathloss* experimental tomada a la salida del amplificador de instrumentación y la medida de *pathloss* tomada a la salida de la etapa de amplificación.

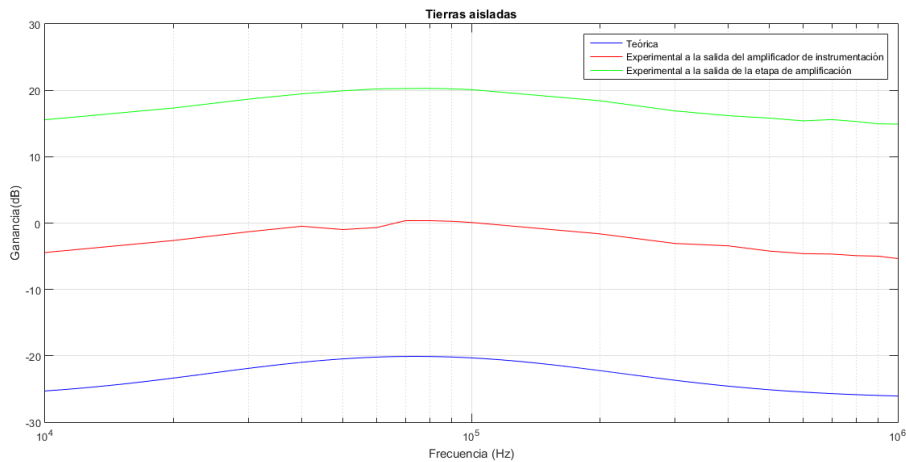


Figura 58.- Comparativa de la medida de *pathloss* con tierras aisladas, *setup* mejorado

### 3.4.2 Resultados del *setup* mejorado para medidas de *pathloss* con personas

Gracias a la mejora del *setup*, en este caso se han podido alcanzar longitudes de canal mayores, las cuales habrían sido imposibles de realizar con el *setup* inicial descrito en la memoria. En este caso se representa como medida del *pathloss* la tensión recibida, ya que la tensión transmitida es constante. Se muestran los resultados para dos sujetos distintos para una separación de canal de 20 y 25 cm, fijando la separación transversal a 17 cm. Se ha realizado el experimento para una amplitud de entrada de 4 mVpp con los sujetos 3 y 4 cuyas características antropométricas son distintas. Para una longitud de canal de 20 cm se observa que los sujetos 3 y 4 presentan curvas de atenuación muy diferentes. El sujeto 3 presenta un pico a la frecuencia de 20 KHz y a medida que la frecuencia aumenta, la señal disminuye. A pesar de que el sujeto 4 presenta una curva de atenuación mucho más irregular que la del sujeto 3, también presenta un pico de atenuación en los 30 KHz y la curva disminuye conforme la frecuencia aumenta. También se observa que el sujeto 4 consigue mayores valores de voltaje que el sujeto 3.

Para una longitud de canal de 25 cm, en este caso el sujeto 3 presenta una curva no uniforme con un pico de 1.2 mVpp a la frecuencia de 30 KHz. A medida que la frecuencia aumenta, la curva de atenuación disminuye pero presentando picos. El sujeto 4 también presenta un pico en 40 KHz, siendo en este caso el sujeto 4 quien presenta la curva más regular.

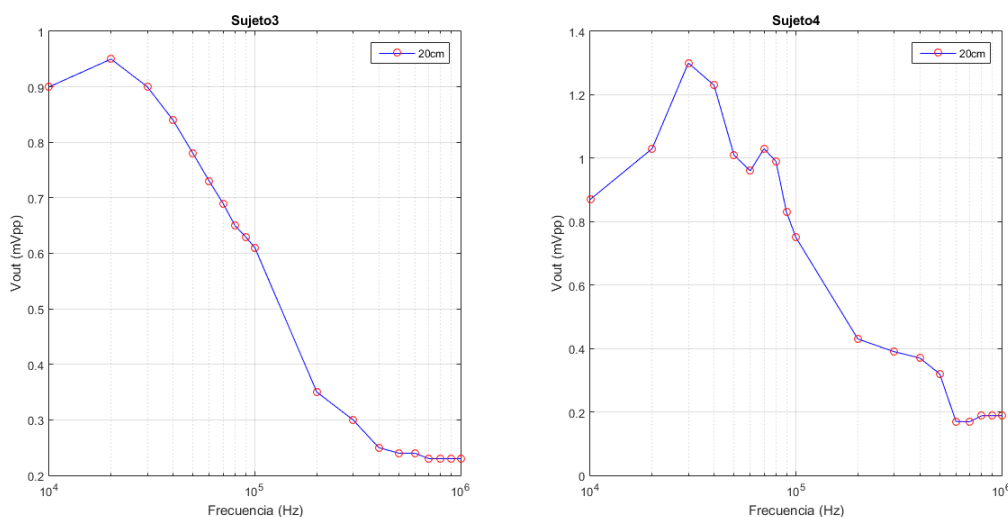


Figura 59.- Medida de *pathloss* para una separación de canal de 20 cm, mejora de *setup*.

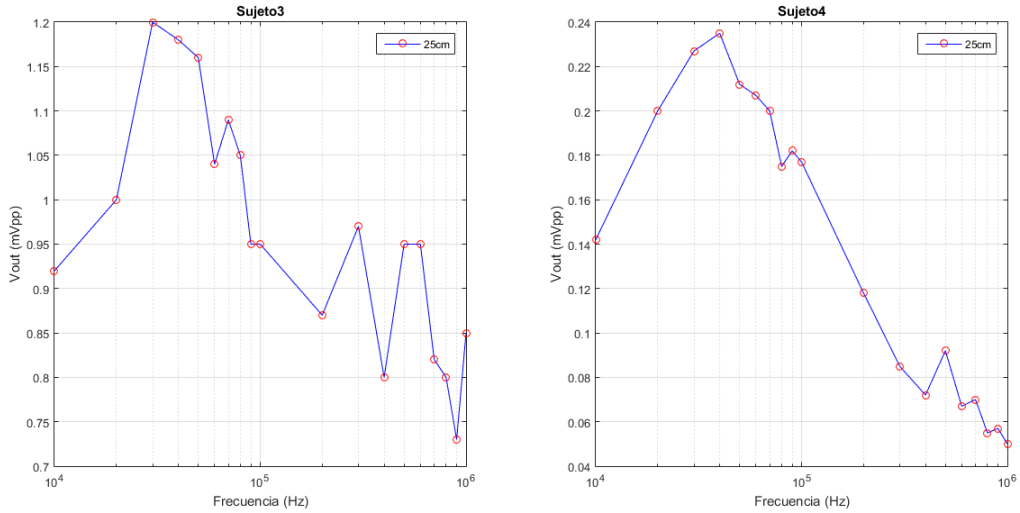


Figura 60.- Medida de pathloss para una separación de canal de 25 cm, mejora de setup.

Como se puede observar, las curvas de atenuación varían según las características antropométricas del sujeto. Además, estas curvas de atenuación son distintas a las de los sujetos 1 y 2 presentadas en el apartado 3.2.4. Siendo estas últimas medidas más lineales que las que se muestran en este apartado. Se puede observar que a medida que aumenta la longitud de canal, la señal se hace más débil. Esto se representa de forma más clara en las siguientes figuras. Estas medidas tomadas a la salida de la etapa de amplificación. Muestran una comparativa de las señales recibidas con una separación longitudinal (entre pulseras) de 20 y 25 cm para el sujeto 3 en primer lugar, y para el sujeto en segundo lugar. Además, los resultados de pathloss del sujeto 3 tienen valores más bajos de ganancia que los resultados del sujeto 4.

Cabe destacar que a pesar de las irregularidades encontradas, es posible establecer comportamientos de la transmisión IBC en casos donde la señal es muy débil o está sujeta a interferencias. Además, sin el tercer electrodo y el circuito de amplificación no habría sido posible medir a estas distancias.

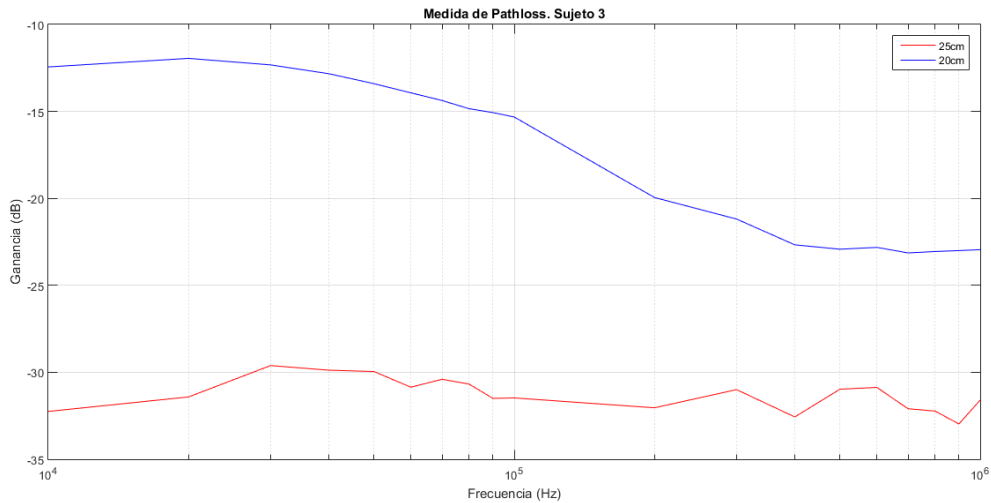


Figura 61.- Medida de Pathloss para distintas distancias. Sujeto 3

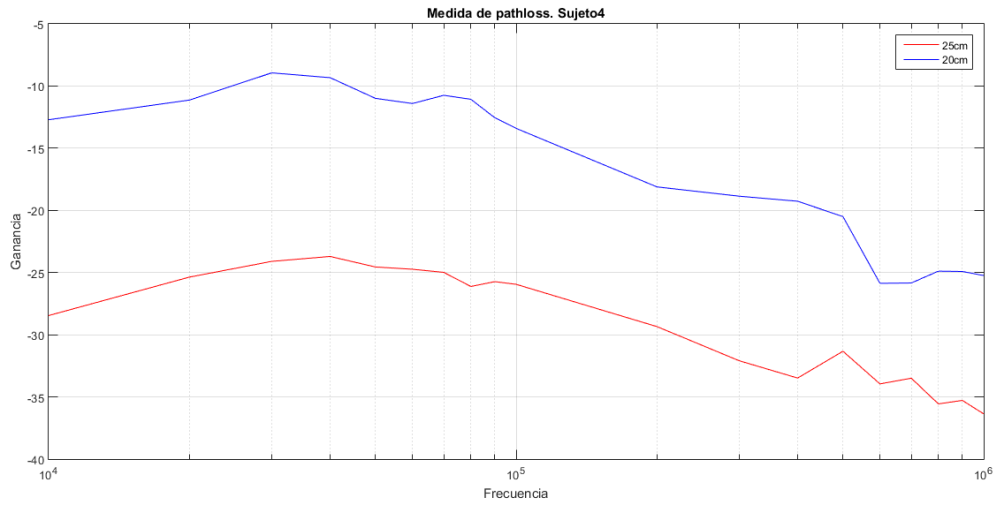


Figura 62.- Medida de Pathloss para distintas distancias. Sujeto 4

## 4 CONCLUSIONES

---

Las Intrabody Communication emplean el cuerpo humano como canal de transmisión de las señales eléctricas, quedando la señal confinada en la superficie de la piel. Dado que las señales se transmiten sobre la superficie corporal, las medidas IBC dependen de los tejidos vivos. De esta forma las medidas IBC dependen de las características antropométricas de las personas. La incertidumbre creada por el cuerpo humano unido a la falta de estandarización en las medidas IBC en la literatura conlleva a utilizar un modelo circuital que sirva para validar los montajes experimentales.

En primer lugar, tras analizar los resultados obtenidos en la experimentación con el *phantom* para medir la impedancia de entrada con el fin de evaluar la corriente inyectada, se puede concluir que el esquema de medida utilizado es apropiado, ya que las medidas experimentales coinciden con las medidas teóricas. Esto mismo se puede decir del esquema de medida planteado para medir la atenuación de la señal con el *phantom* al obtener los resultados esperados.

En segundo lugar, al observar los resultados de la experimentación con diferentes sujetos, cabe destacar que las características antropométricas en las comunicaciones corporales son muy importantes. Después de los resultados que se han obtenido en el primer *setup* tanto para medidas de impedancia como de *pathloss*, se puede decir que: si la separación entre electrodos es mayor, habrá mejor atenuación de la señal. Una posible explicación a este fenómeno es que en el caso de que la separación entre electrodos transversales aumente, un mayor porcentaje de corriente empieza a fluir por el músculo, el cual presenta mayor conductividad [96], favoreciendo el flujo de la corriente [97], [98]. Esto además podría deducirse también de las medidas de impedancia del sujeto 2, que presentando un mayor índice de masa muscular, presenta también una menor impedancia entre electrodos [99]. La magnitud de atenuación y la forma en frecuencia dependen de las características antropométricas del sujeto, por eso los resultados obtenidos fueron tan dispares. Esto puede deberse al índice del tejido blando y graso de cada sujeto.

Fueron evidentes los problemas surgidos al medir distancias superiores a 12 cm, porque la atenuación de la señal aumentaba con la distancia y también porque el ruido en los niveles de señal imposibilitaba la realización de las medidas.

Por este motivo se propusieron una serie de mejoras para la experimentación en IBC. Gracias a la implementación de un circuito electrónico de captura de señal con tres terminales se consiguió eliminar el ruido y una señal completamente estable. De esta forma, se pudieron realizar medidas con mayores distancias de canal.

Antes de analizar los resultados obtenidos con diferentes personas, se tomaron medidas con el *phantom* de tres electrodos. Se concluye que el sistema de medida propuesto para la amplificación y eliminación de ruido de la señal es válido tras observar que las medidas experimentales coinciden con las medidas teóricas.

Tras los resultados obtenidos de la experimentación de sujetos distintos empleando el *setup* mejorado, se puede concluir que a pesar de las irregularidades encontradas para dos sujetos es posible establecer comportamientos de la transmisión IBC en casos donde la señal es muy débil o esta sujeta a interferencias. El *setup* mejorado ha permitido realizar medidas del canal de comunicaciones corporal a mayores distancias que el *setup* inicial. Además sin el tercer electrodo y el circuito de amplificación no habría sido posible medir a estas distancias. Cabe destacar la importancia que tienen las características

antropométricas en las comunicaciones intracorporales al obtener medidas del *pathloss* distintas para ambos sujetos.

El circuito propuesto para la etapa de captura de señal con el tercer electrodo y amplificación podría emplearse como primera etapa de un transceptor IBC.



## 5 REFERENCIAS

---

- [1] H. S. E. A. a. R. M. M. Paksuniemi, «Wireless sensor and data transmission needs and technologies for patient monitoring in the operating room and intensive care unit,» in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2005. IEEE-EMBS 2005. 27th Annual International Conference*, p. 5182 {5185, 2005.
- [2] M. Gray, «Physical limits of intrabody signalling,» *Ph.D. dissertation, MIT Media Laboratory Cambridge, MA, USA, 1997.*
- [3] a. J. H. Zhu R.Xo, «High speed intra-body communication for personal health care.,» in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2009*, pp. 709-712, 2009.
- [4] I. N. R. P. M. C. H. R. C. M. y. J. P. P. Susana Beatriz Llanusa Ruiz, «Las tecnologías de información y comunicación y la gestión del conocimiento en el sector salud,» *Cubana Salud Pública*, vol. 31, nº 3, 2005.
- [5] F. G. J. V. M. C. Luis Becerra, Impacto de las TIC en la salud.
- [6] L. R. J. R.-T. a. D. N.-H. M. Estudillo-Valderrama, «Design and implementation of a distributed fall detection system: Personal server,» *Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on*, vol. 13, nº 6, p. 874 {881, 2009.
- [7] «Medicina de los sistemas de salud personalizados,» [En línea]. Available: <http://ciencia.estudiareneuropa.eu/>. [Último acceso: 16 Febrero 2015].
- [8] P. B. a. T. T. N. Maglaveras, «Guest editorial special section on personal health systems,» *Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on*, vol. 14, nº 2, pp. 360-363, 2010.
- [9] R. P. a. A. B. Y. Ren, «Monitoring patients via a secure and mobile healthcare system,» *Wireless Communications, IEEE*, vol. 17, nº 1, p. 59 {65, 2010.
- [10] «A study on electrode gels for skin conductance measurements,» *Physiological Measurement*, vol. 31, nº 10, p. 1395.
- [11] E. v. a. M. R. D. S. Deventer, «Handbook of biological effects of electromagnetic fields: Biological and medical aspects of electromagnetic,» *EMF Standards for Human Health, C. Press, 2007.*
- [12] M. M. C. Oliveira, «Challenges for Body Area Networks Concerning Radio Aspects,» *European Wireless 2011*, pp. 27-29, 2011.
- [13] J. B. J. C. a. A. A. J. Fraile, «Applying wearable solutions in dependent environments,» *Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on*, vol. 14, p. 1459 {1467, 2010.
- [14] M. S.-E. M. D. Atienza Alonso, Estudio de consumo en redes de sensores inalámbricos para la detección de ondas características, Madrid, 2007-2008.

- [15] M. D. W. S. Networks, «The Biggest Cross-Community Design Exercise To-Date,» *Recent Patents on Computer Science*, vol. Vol. 1, nº 1, p. 9–25, 2008.
- [16] T. G. Zimmerman, *Personal area network*, 1995.
- [17] «Bluetooth,» [En línea]. Available: <https://es.wikipedia.org/wiki/Bluetooth>. [Último acceso: 2 agosto 2016].
- [18] «Especificaciones bluetooth,» 2016. [En línea]. Available: <http://www.bluetooth.com/English/Technology/Building/Pages/Specification.aspx>.
- [19] «Bluetooth ulp working group,» 2016. [En línea]. Available: <https://www.bluetooth.org/apps/content/>.
- [20] «Zigbee Alliance web site,» [En línea]. Available: <http://www.zigbee.org/>. [Último acceso: 29 julio 2016].
- [21] «Bluetooth Low Energy web site,» [En línea]. Available: <http://www.ti.com/BluetoothLowEnergy>.
- [22] J. Wexler, *Bluetooth and zigbee: compare and contrast*, 2005.
- [23] W. J. B. L. B. B. G. V. E. T. L. M. I. M. E. Reusens, «Characterization of on-body communication channel and energy e\_icient topology design for wireless body area networks,» *Information Technology in Biomedicine, IEEE*, vol. 13, nº 6, pp. 933-945, 2009.
- [24] J. X. a. S. S. J. Ruiz, «Propagation characteristics of intra-body communications for body area networks,» in *Consumer Communications and Networking Conference, IEEE*, vol. 1, pp. 509 - 513, 2006.
- [25] S. U. Kyung Sup Kwak y N. Ullah, «An overview of IEEE 802.15.6 standard,» *IEEE*, pp. 1 - 6, 2010.
- [26] S. S. S. I. S. T. a. T. S. T. Handa, «A very low-power consumption wireless ecg monitoring system using body as a signal transmission medium,» in *Solid State Sensors and Actuators, 1997. TRANSDUCERS '97 Chicago., 1997 International Conference on*, vol. 2, pp. 1003-1006, 1997.
- [27] R. F. R. Y. T. T. T. a. I. S. M. Fujii, «Exploration of whole human body and uwb radiation interaction by e\_icient and accurate two-debye-pole tissue models,» *Antennas and Propagation, IEEE Transactions on*, vol. 58, nº 2, pp. 515 -524, 2010.
- [28] R. C. a. S. a. I. B. A. Khaleghi, «Ultra-wideband pulse-based data communications for medical implants,» *Communications, IET*, vol. 4, nº 15, p. 1889 –1897, 2010.
- [29] H. C. K. S. H. L. a. H.-J. Y. J. Bae, «The signal transmission mechanism on the surface of human body for body channel communication,» *IEEE Trans. Microw. Theory Tech*, vol. 60, nº 3, p. 582–593, 2012.
- [30] H.-Y. S. a. Y.-C. Chang, «68.4  $\mu$ W 400 MHz intrabody communication receiver front-end for biomedical applications,» *Electron. Lett*, vol. 48, nº 3, p. 143–144, 2012.
- [31] B. K. MirHojjat Seyedi, D. T. H. Lai y M. Faulkner, «A Brief Survey on Design of Intrabody communication System for Human Area Network Applications,» *IEEE*, vol. 60, pp. 2067 - 2079, 2013.
- [32] Z. Zhuyan, «Use of intra-body communication,» vol. 23, pp. 308,861, 2008.

- [33] M. T. a. K. I. K. Fujii, «Electric field distributions of wearable devices using the human body as a transmission channel,» *Antennas and Propagation, IEEE Transactions on*, vol. 55, n° 7, pp. 2080-2087, 2007.
- [34] A. K. a. M. C. Z. Lucev, «A finite element method study of the current density distribution in a capacitive intrabody,» in *XII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing*, 2010.
- [35] S. H. P. P. U. M. M. D. M. I. V. Y. M. Gao, «Preliminary Modeling for Intra-Body Communication,» vol. 23, n° 3, pp. 1044-104, 2009.
- [36] S. C. A. F. K. K. a. T. S. H. Baldus, «Humancentric connectivity enabled by body-coupled communications,» *IEEE Commun. Mag*, vol. 47, n° 6, p. 172–178, 2009.
- [37] H. Z. a. J. Y. R. Xu, «Electric-field intrabody communication channel modeling with finite-element method,» *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 58, n° 3, p. 705–712, 2011.
- [38] K. Z. B. K. R. X. F. S. a. Q. H. Y. Song, «The sensitivity characteristics of the electrostatic coupling intra-body communication based on the Mach–Zehnder electro-optic modulation,» in *Communications in Computer and Information Science*, vol. 202, p. 210–216, 2011.
- [39] Z. Zhuyan, «Use of intra-body communication,» *U.S. Patent 12/308,861*, n° Dec. 23, 2008.
- [40] J. Y. S.-J. S. J. L. S. J. a. H.-J. Y. N. Cho, «The human body characteristics as a signal transmission medium for intrabody communication,» *Microwave Theory and Techniques, IEEE Transactions on*, vol. 55, n° 5, p. 1080–1086, 2007.
- [41] A. A. B. M. A. B. L. K. A. J. D. B. a. W. J. K. W. H. Wu, «Medic: Medical embedded device for individualized care,» *Artificial intelligence in medicine*, vol. 42, n° 2.
- [42] J. X. a. S. S. J. Ruiz, «Propagation characteristics of intra-body communications for body area networks,» in *Consumer Communications and Networking Conference, 2006. CCNC 2006. 3rd IEEE*, vol. 1, p. 509 – 513, 2006.
- [43] D. N. L. M. R. a. J. R.-T. M. Estudillo, «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*, M. Cruz-Cunha, A.J. Tavares, and R. Simoes Ed. Chicago, IL, USA, vol. 1, p. 1–28, 2009.
- [44] M. S. a. K. O. A.-i. Sasaki, «Principles and demonstration of intrabody communication with a sensitive electrooptic sensor,» *Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on*, vol. 58, n° 2, p. 457 – 466, 2009.
- [45] B. K. D. T. L. a. M. F. M. Seyedi, «A survey on intrabody communications for body area network applications,» *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 60, n° 8, p. 2067–2079, 2013.
- [46] M. M.-S. C. M. F. S. a. C. W. C. Kirsch, «Monitoring chronically ill patients using mobile technologies,» *IBM Syst. J.*, vol. 46, p. 85–93, 2007.
- [47] Y. N. a. H. W. S. Dagtas, «An integrated wireless sensing and mobile processing architecture for assisted living and healthcare applications,» in *Proceedings of the 1st ACM SIGMOBILE international workshop on Systems and networking support for healthcare and assisted living environments*, vol.

- HealthNet '07, pp. 70-72, 2007.
- [48] M. Z. S. A. R. S. N. Chahat, «Human skin-equivalent phantom for on-body antenna measurements in 60 GHz band,» *Electronics Lett.*, vol. 48, pp. 67-8, 2012.
- [49] I. K. a. M. C. Z. Lucev, «A capacitive intrabody communication channel from 100 kHz to 100 MHz,» in *Proc. IEEE Instrum. Meas. Technol. Conf.*, p. 1-4, 2011.
- [50] A. N. T. T. Y. T. K. S. K. S. H. H. a. K. I. K. Hachisuka, «Development and performance analysis of an intra-body communication device,» in *TRANSDUCERS, Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems, 12th International Conference on 2003*, vol. 2, pp. 1722-1725, 2003.
- [51] H. M. T. K. S. K. J. K. C. H. H. P. I. L. J. K. K. K. a. S. K. J. Hwang, «Reverse effect of ground electrode on the signal loss of human body communication,» in *Antennas and Propagation Society International Symposium, 2008. AP-S 2008. IEEE*, pp. 1-4, 2008.
- [52] S. H. J. F. M. O. N. F. N. K. a. W. F. M. Wegmueller, «Galvanic coupling enabling wireless implant communications,» *Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on*, vol. 58, n° 8, p. 2618 – 2625, 2009.
- [53] M. O. N. F. N. K. a. W. F. M. Wegmueller, «Signal transmission by galvanic coupling through the human body,» *Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on*, vol. 59, n° 2010, p. 963 –969, 4.
- [54] J. Y. S.-J. S. J. L. S. J. a. H.-J. Y. N. Cho, «The human body characteristics as a signal transmission medium for intrabody communication,» *Microwave Theory and Techniques, IEEE Transactions on*, vol. 55, n° 5, p. 1080 –1086, 2007.
- [55] K. I. a. S. T. K. Fujii, «A study on the receiving signal level in relation with the location of electrodes for wearable devices using human body as a transmission channel,» in *Antennas and Propagation Society International Symposium, 2003. IEEE*, vol. 3, p. 1071 –1074, 2003.
- [56] V. Brodar, «Observations on skin thickness and subcutaneous tissue in man,» *Z. Morph. und Anthropol.*, vol. 50, p. 386–395, 1960.
- [57] Á. E. Elizondo, Modelos eléctricos aproximados de tejidos humanos para análisis de respuesta ante influencia de ondas electromagnéticas a distintas frecuencias.
- [58] P. S. P. Y. G. M. V. a. D. X. Chen, «Signal transmission through human muscle for implantable medical devices using galvanic intra-body communication technique,» in *Proc. 34th Annu. Int. Conf. IEEE EMBC, San Diego, CA, USA*, p. 1651–1654, 2012.
- [59] D. K. W. J. a. G. V. L. Martens, «In-body Path Loss Model for Homogeneous and Heterogeneous Human Tissues,» *IBBT-Ghent University, Dept. of Information Technology*, 2011.
- [60] C.-M. T. a. R. Bashirullah, «Channel characterization for galvanic coupled in vivo biomedical devices,» in *Proc. IEEE Int. Symp. Circuits Syst.*, p. 921–924, 2011.
- [61] A. K. a. M. C. Z. Lucev, «A finite element method study of the current density distribution in a capacitive intrabody communication system,» in *XII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2010, ser. IFMBE Proceedings, R. Magjarevic, P. D. Bamidis, and N. Pallikarakis, Eds. Springer Berlin Heidelberg*, vol. 29, p. 422–425.

- [62] B. L. R. K. a. G. Z. Y. L. Atallah, «Sensor Placement for Activity Detection using Wearable Accelerometers,» *International Conference on Body Sensor Networks*, pp. 24-29, 2010.
- [63] M. A. R. J. R. L. M. N. Callejón, «D.: A Distributed-parameter Approach to Model Galvanic and Capacitive Coupling for Intra-body Communications,» *2nd International ICST Conference on Wireless Mobile Communication and Healthcare - MobiHealth 2011, Kos, Greece*, n° 4, 2011.
- [64] M. A. N. D. S. M. J. S. a. R. L. F. Callejón, «A Comprehensive study into Intrabody Communications Measurements,» *IEEE*.
- [65] S. M. I. B. K. S. M. I. D. T. H. L. M. I. a. M. F. M. I. MirHojjat Seyedi, «A Survey on Intrabody Communications for Body Area Network Applications».
- [66] S. M. I. M. S. S. M. I. D. T. H. L. M. I. a. M. F. M. I. Behailu Kibret, «Investigation of Galvanic-Coupled Intrabody Communication Using the Human Body Circuit Model».
- [67] O. t. t. e. i. t. m. o. c. i. c. t. c. u. g. instruments, «in 6th European Conf. Int. Federation for Medical and Biological Engineering,» pp. 260-263, 2015.
- [68] M. C. e. al, «A comprehensive study into intrabody communication measurements,» *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 62, n° 9, pp. 2446-2455, 2013.
- [69] H. K. D. o. E. a. C. G. L. Ruhi, Modeling and Simulation of Galvanic Coupling Intrabody Communication.
- [70] A. K. J. F. O. N. F. N. K. a. W. F. M. S. Wegmueller, «An attempt to model the human body as a communication channel,» *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 54, n° 10, p. 1851–1857, 2007.
- [71] D. S. a. M. R. E. V. Deventer, EMF Standards for Human Health, CRC Press, Handbook of biological effects of electromagnetic fields: Biological and medical aspects of electromagnetic fields, 2007.
- [72] U. B. J. H. B. J. P. C. L. A. C. M. G. M. H. A. F. M. M. H. R. D. H. S. J. A. J. S. M. L. S. L. D. S. M. T. T. S. T. H. P. J. a. R. M. A. Ahlbom, «Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz),» *Health Phys.*, vol. 74, n° 4, p. 494–521, 1998.
- [73] «Guidelines for limiting exposure to time-varying electric and magnetic fields (1 Hz to 100 kHz),» *International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection*, vol. 99, n° 6, p. 818–36, 2010.
- [74] M. O. N. F. N. K. a. W. F. M. Wegmueller, «Signal Transmission by Galvanic Coupling Through the Human Body,» *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 59, n° 4, p. 963–969, 2010.
- [75] A. P. a. N. Bourbakis, «A survey on wearable sensor-based systems for health monitoring and prognosis,» *Systems, Man, and Cybernetics, Part C: Applications and Reviews, IEEE Transactions on*, vol. 40, n° 1, p. 1–12, 2010.
- [76] R. L. a. M. P. G. Cote, «Emerging biomedical sensing technologies and their applications,» *Sensors Journal, IEEE*, vol. 3, n° 3, pp. 251 - 266, 2003.
- [77] J. R. a. S. Shimamoto, «Novel communication services based on human body and environment interaction: applications inside trains and applications for handicapped people,» *in Wireless Communications and Networking Conference, 2006. WCNC 2006. IEEE*, vol. 4, pp. 2240 - 2245, 2006.

- [78] R. L. a. C. G. S. Gabriel, «The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues,» *Phys Med. Biol.*, vol. 41, n° 11, p. 2271–2293, 1996.
- [79] A. F. a. M. S. A. ichiro Sasaki, «10-mbps short-range baseband wireless communications via quasi-static electric fields,» *IEICE TRANSACTIONS on Communications*, Vols. %1 de %2E93-B, n° 1.
- [80] E. v. a. M. R. E. S. f. H. H. C. P. E. D. S. Deventer, «Handbook of biological effects of electromagnetic fields: Biological and medical aspects of electromagnetic fields,» 2007.
- [81] B. D. A. V. A. C. A. F. J. G. a. G. B. K. Partridge, «Empirical measurements of intrabody communication performance under varied physical configurations,» in *Proceedings of the 14th annual ACM symposium on User interface software and technology*, pp. 183-190, 2001.
- [82] N. P. a. F. H. D. Miklavcic, *Electric properties of tissues*, ed. New York, NY, USA Wiley, 2006.
- [83] M. O. N. K. a. W. F. M. Wegmueller, «From dielectrical properties of human tissue to intra-body communications,» in *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006, ser. IFMBE Proceedings*, R. Magjarevic, R. Magjarevic, and J. H. Nagel, Eds. Springer Berlin Heidelberg, vol. 14, pp. 613-617.
- [84] D. M. a. W. Zhang, «Analytic propagation model for body area network channel based on impedance boundary condition,» in *Antennas and Propagation, 2009. EuCAP 2009. 3rd European Conference on*, pp. 974-978, 2009.
- [85] J. e. Al, «Balun's effect on the measurement of transmission characteristics for intrabody communication channel,» in *IEEE MTTs Int. Microwave Workshop Series RF and Wireless Technologies for Biomedical and Health Applications*, pp. 1-3, 2013.
- [86] S. H. P. M. D. M. V. a. P. U. M. Y. M. Gao, «Quasi-static field modeling and validation for intra-body communication,» in *Bioinformatics and Biomedical Engineering , 2009. ICBBE 2009. 3rd International Conference on*, pp. 1-4, 2009.
- [87] Y. T. Y. K. T. H. K. S. H. H. a. K. I. K. Hachisuka, «Simplified circuit modeling and fabrication of intrabody communication devices,» in *Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems, 2005. Digest of Technical Papers. TRANSDUCERS '05. The 13th International Conference on*, vol. 1, pp. 461-464, 2005.
- [88] in *XXXII Jornadas de Automática*, 2011.
- [89] L. R. L. R.-T. a. D. N. M. Callejon, «Study of attenuation and dispersion through the skin in intra-body communications systems,» *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, vol. 16, n° 1, p. 159–165, 2012.
- [90] J. B. S. L. B. K. T. R. K. S. a. H.-J. Y. L. Yan, «A 3.9mw 25-electrode reconfigured thoracic impedance/ecg soc with body-channel transponder,» in *Solid-State Circuits Conference Digest of Technical Papers (ISSCC)*, pp. 490-491, 2010.
- [91] S. G. a. O. G. Martinsen, *Bioimpedance and Bioelectricity Basics*, London, U.K.: Academic, 2008.
- [92] H. M. T. K. S. K. J. K. C. H. H. P. I. L. J. K. K. K. a. S. K. J. Hwang, «Reverse effect of ground electrode on the signal loss of human body communication,» in *Antennas and Propagation Society International Symposium, 2008. AP-S 2008. IEEE*, p. 1 –4, 2008.

- [93] K. J. H. Z. a. F. J. L. Yang, «Measurement system for propagation characteristics of intra-body communication,» in *Wireless Communications Networking and Mobile Computing (WiCOM), 2010 6th International Conference on*, pp. 1-4, 2010.
- [94] M. A. Callejón, «Nuevo Modelo de la Piel como Medio de Transmisión para Comunicaciones Intracorporales,» 2010-2011.
- [95] M. W. e. al, «An attempt to model the human body as a communication channel,» *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 54, n° 10, pp. 1851-1857, 2007.
- [96] Y. G. P. M. M. V. a. M. D. S. Pun, «Quasi-static multilayer electrical modeling of human limb for IBC,» *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed*, vol. 15, n° 6, p. 870–876, 2011.
- [97] S. H. P. M. D. M. I. V. a. P. U. M. Y. ming Gao, «A preliminary two dimensional model for intra-body communication of body sensor networks,» in *Intelligent Sensors, Sensor Networks and Information Processing, 2008. ISSNIP 2008. International Conference on*, pp. 273-278, 2008.
- [98] Y. G. P. M. M. D. a. M. V. S. Pun, «Modeling for intra-body communication with bone effect,» in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2009. EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE*, pp. 693-696, 2009.
- [99] B. K. e. al, «Investigation of galvanic-coupled intrabody communication using the human body circuit model,» *IEEE J. Biomed. Health Inform*, vol. 18, n° 4, pp. 1196-1206, 2014.
- [100] «Recomendaciones para limitar la exposición a campos eléctricos, magnéticos y,» *International commission on non-ionizing radiation protection e.V.*
- [101] U. B. J. B. J. C. M. G. M. H. A. M. M. R. D. S. a. J. S. A. Ahlbom, «Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz). International commission on nonionizing radiation protection,» *Health Phys*, vol. 74, n° 4, p. 494–522, 1998.





