

Grado Universitario en Ingeniería Electrónica Industrial y
Automática
Curso Académico 2018-2019

Trabajo Fin de Grado

“SISTEMA MEDIDOR DE IMPEDANCIA PARA SU INCORPORACIÓN EN UN SISTEMA DE AUDIOMETRÍA OBJETIVO POR MICROFÓNICOS COCLEARES”

Autor: Daniel José Rodríguez del Rosario

Tutor: Nazario Félix González

Leganés, 2019



Esta obra se encuentra sujeta a la licencia Creative
Commons **Reconocimiento – No Comercial – Sin Obra Derivada**

RESUMEN

La audiometría objetiva es una técnica muy útil en el diagnóstico de pacientes con disfunción auditiva, ya que no requiere de la colaboración del paciente, como puede ser un recién nacido o una persona con discapacidad cognitiva. Con esta técnica, se pueden registrar los microfónicos cocleares producidos en la cóclea humana y compararlos con la respuesta que tendría ésta en un paciente sano. Este método inocuo registra las señales eléctricas producidas en el órgano de Corti mediante la disposición de dos electrodos superficiales ubicados en la apófisis mastoidea del hueso temporal del cráneo y una referencia en la frente para la eliminación del modo común.

El resultado de estas mediciones es un audiograma completo del rango de audición del paciente según la potencia de las señales eléctricas producidas. Debido a la atenuación al paso por los tejidos que componen la zona temporal del encéfalo, las señales registradas en la superficie de la piel se ven atenuadas de una manera significativa, lo que puede generar una mala interpretación del audiograma y que conlleve a problemas en el ajuste de aparatos de audición y agravar la disfunción auditiva de los pacientes.

Para poder solucionar este problema, en este trabajo se toma como objetivo específico modelar un sistema eléctrico que calcule la atenuación de la señal que se mide en los electrodos proveniente del órgano auditivo mediante la recreación de un fantoma. La caracterización de cada uno de los tejidos que atraviesan las señales microfónicas cocleares, como son la piel, el hueso y la médula ósea será un paso importante para estimar la atenuación en pacientes según su fisionomía.

El diseño se realizó con la preparación de un fantoma de piel compuesta de un gel salino, un fantoma de la médula ósea mediante una solución salina y un fantoma del hueso temporal con la recreación de un modelo 3D real de filamento conductivo. Todos los modelos fueron caracterizados según datos de conductividad y resistividad documentadas en la bibliografía y se agruparon para un registro de medidas completo en el laboratorio de Bioinstrumentación y Nanotecnología del Centro de Tecnología Biomédica de la UPM, donde se dispone del equipamiento adecuado para realizarlas.

La conclusión general del estudio es que se ha conseguido modelar la anatomía deseada y se ha obtenido un modelo eléctrico que caracteriza casi al completo la atenuación de una persona sana a pesar del desajuste de uno de sus tejidos. Además, en el trabajo se han incluido las distintas líneas de trabajo futuras para la obtención de una mejora del sistema de modelado y de la recreación de un fantoma más exacto y desarrollado.

PALABRAS CLAVE: Bioimpedancia, Bioseñal, Audiometría objetiva, Microfónicos cocleares, Fantoma.

ABSTRACT

Objective audiometry is a very useful technique in the diagnosis of patients with auditory dysfunction, as it doesn't require the collaboration of the patient, such as a newborn or a person with cognitive disability or impairment. With this technique, the cochlear microphones produced in the human cochlea can be recorded and compared with the response of the human cochlea in a healthy patient. This harmless or innocuous method records the electrical signals produced in the Corti organ through the arrangement of two surface electrodes located in the mastoid process of the temporal bone of the skull and a reference on the forehead for the elimination of the common mode.

The result of these measurements is a complete audiogram of the patient's hearing range according to the power of the electrical signals produced, due to the attenuation to the passage through the tissues that compose the temporal zone of the brain, the signals registered on the surface of the skin are attenuated in a significant way, which can generate a bad interpretation of the audiogram and that entails problems in the adjustment of hearing devices and aggravate the hearing dysfunction of the patients.

In order to solve this problem, the specific objective of this work is to model an electrical system that calculates the attenuation of the signal is measured in the electrodes coming from the auditory organ through the recreation of a phantom. The characterization of each of the tissues that cross or pass the cochlear microphonic signals, such as skin, bone and bone marrow, will be an important step to estimate attenuation in patients according to their physiognomy.

The design was done by preparing a skin phantom composed of a saline jelly or gel, a bone marrow phantom using a saline solution and a temporal bone phantom by recreating a real 3D model of conductive filament. All models were characterized according to conductivity and resistivity data documented in the bibliography and were grouped for a complete measurement record in the Bioinstrumentation and Nanotechnology laboratory of the UPM Biomedical Technology Center, where the appropriate equipment is available to perform them.

The general conclusion of the study is that the desired anatomy has been modelled and an electrical model has been obtained that almost completely characterizes the attenuation of a healthy person despite the mismatch of one of its tissues. In addition, the different lines of future work have been included in the work in order to obtain an improvement in the modeling system and the recreation of a more accurate and developed phantom.

KEY WORDS: Bioimpedance, Biosignal, Objective audiometry, Cochlear microphones, Phantom.

AGRADECIMIENTOS

Dar las gracias al Centro de Tecnología Biomédica (CTB) de la Universidad Politécnica de Madrid por incluirme en un proyecto de investigación tan innovador, por aportarme y hacer como más las instalaciones, herramientas y materiales necesarios para realizar este proyecto, y especialmente a mi tutor Nazario Félix y al profesor José Javier Serrano que me han guiado y dado las pautas para encauzar este trabajo en los términos que se requerían.

ÍNDICE

LISTA DE FIGURAS.....	X
LISTA DE TABLAS.....	XII
1. INTRODUCCIÓN.....	14
1.1. MOTIVACIÓN.....	14
1.2. OBJETIVOS.....	15
1.3. MARCO TEÓRICO.....	15
1.3.1. ANATOMÍA.....	15
1.3.1.1. HUESO TEMPORAL.....	16
1.3.1.2. ÓRGANO AUDITIVO.....	18
1.3.1.3. PIEL.....	20
1.3.1.3.1. EPIDERMIS.....	21
1.3.1.3.2. DERMIS.....	21
1.3.1.3.3. HIPODERMIS.....	21
1.3.2. AUDICIÓN.....	21
1.3.3. BIOIMPEDANCIA.....	22
1.3.3.1. CONCEPTOS BÁSICOS.....	22
1.3.3.2. DISPERSIONES.....	23
1.3.3.3. CONDUCTIVIDAD DE LOS TEJIDOS.....	24
2. ESTADO DEL ARTE.....	26
2.1. AUDIOMETRÍA.....	26
2.1.1. AUDIOMETRÍA OBJETIVA.....	26
2.1.2. AUDIOMETRÍA CON MICROFÓNICOS COCLEARES.....	27
3. MÉTODOS.....	28
3.1. MATERIAL EMPLEADO.....	28
3.1.1. HARDWARE.....	28
3.1.2. SOFTWARE.....	32
3.2. METODOLOGÍA DEL FANTOMA.....	32
3.2.1. HUESO.....	33
3.2.2. MÉDULA ÓSEA.....	36
3.2.3. PIEL.....	36
3.3. CARACTERIZACIÓN DEL FANTOMA.....	37
3.3.1. CONCEPTOS BÁSICOS.....	37
3.3.2. HUESO.....	38
3.3.3. MÉDULA ÓSEA.....	40
3.3.4. PIEL.....	40
3.3.4.1. INFLUENCIA DE LA TEMPERATURA.....	41
3.3.4.2. HOMOGENEIDAD.....	42
3.3.4.3. CARACTERIZACIÓN.....	42
3.4. MODELO ELÉCTRICO EQUIVALENTE DEL FANTOMA.....	44
3.4.1. MODELO COLE-COLE.....	44
3.4.2. APROXIMACIÓN TEÓRICA.....	45
3.4.3. CARACTERIZACIÓN DEL MODELO.....	45
3.5. CONEXIONES.....	46

4. RESULTADOS.....	48
4.1 PRUEBAS DE MEDIDA.....	48
4.1.1. DATOS OBTENIDOS.....	48
5. CONCLUSIÓN.....	50
5.1. VALIDACIÓN DEL MODELO.....	50
5.2. MARCO REGULADOR.....	51
5.3. ENTORNO SOCIOECONÓMICO.....	51
5.3.1. PRESUPUESTO FINAL PROYECTO.....	51
5.3.2. IMPACTO SOCIAL.....	52
5.3.3. IMPACTO ECONÓMICO.....	52
5.4. FUTUROS TRABAJOS.....	53
5.5. CONCLUSIONES.....	54
5.6. VALORACIÓN PERSONAL.....	54
6. BIBLIOGRAFÍA.....	55
ANEXO.....	

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1: PROTOTIPO DE SISTEMA DE AUDIOMETRÍA OBJETIVA [1].	14
FIGURA 2: ESTRUCTURA CRANEAL [2].	16
FIGURA 3: PORCIONES HUESO TEMPORAL [3].	16
FIGURA 4: POROSIDAD HUESO ESPONJOSO [4].	17
FIGURA 5: COMPOSICIÓN ÓSEA [5].	18
FIGURA 6: ESTRUCTURA ÓRGANO AUDITIVO [6].	19
FIGURA 7: CAPAS CUTÁNEAS [7].	20
FIGURA 8: ESPECTRO UMBRAL AUDICIÓN [8].	22
FIGURA 9: COMPORTAMIENTO CELULAR EN FRECUENCIA [9].	23
FIGURA 10: DISPERSIONES DE ESPECTRO DIELECTRICO [10].	24
FIGURA 11: EJEMPLO DE AUDIOGRAMA [11].	26
FIGURA 12: COLOCACIÓN ELECTRODOS SUPERFICIALES [12].	27
FIGURA 13: FUENTE DE ALIMENTACIÓN [13].	28
FIGURA 14: GENERADOR DE FUNCIONES [14].	28
FIGURA 15: MULTÍMETRO DIGITAL [15].	29
FIGURA 16: COMPONENTES ELECTRÓNICOS [16].	29
FIGURA 17: MEDIDOR DE PH [17].	30
FIGURA 18: CONDUCTÍMETRO DIGITAL [18].	30
FIGURA 19: ELECTRODO SUPERFICIAL [19].	31
FIGURA 20: IMPRESORA 3D [20].	31
FIGURA 21: PROGRAMA MODELADO 3D [21].	32
FIGURA 22: FILAMENTO ABS CONDUCTIVO [22].	33
FIGURA 23: SOPORTES MODELO 3D [23].	34
FIGURA 24: INFILL MODELO 3D [24].	35
FIGURA 25: MODELO 3D HUESO TEMPORAL [25].	35
FIGURA 26: FANTOMA PIEL [26].	37
FIGURA 27: TUBOS FILAMENTO PRUEBA [27].	38
FIGURA 28: ESQUEMA ELÉCTRICO PTE. DE WHEATSTONE [28].	38
FIGURA 29: CONEXIONES CIRCUITO FILAMENTO [29].	39
FIGURA 30: MEDIDA CONDUCTIVIDAD SOLUCIÓN SALINA [30].	40
FIGURA 31: GRÁFICO INFLUENCIA DE TEMPERATURA [31].	41
FIGURA 32: MEDIDA CONDUCTIVIDAD GELATINA [32].	42
FIGURA 33: CONEXIONES MEDIDA CONDUCTIVIDAD GELATINA [33].	43
FIGURA 34: ESQUEMA MODELO ELÉCTRICO COLE-COLE [34].	44
FIGURA 35: ESQUEMA ELÉCTRICO CIRCUITO EQUIVALENTE [35].	45
FIGURA 36: ESQUEMA ELÉCTRICO MODELO REDUCIDO [36].	46
FIGURA 37: CONEXIONES FANTOMA COMPLETO [37].	47
FIGURA 38: GRAFICO ATENUACIÓN EN FUNCIÓN DE FRECUENCIA [38].	49
FIGURA 39: PUENTE DE WHEATSTONE.	57

LISTA DE TABLAS

TABLA 1: DATOS CONDUCTIVIDAD TEJIDOS [1].	25
TABLA 2: DATOS CONDUCTIVIDAD TEJIDOS [2].	25
TABLA 3: INGREDIENTES FANTOMA PIEL [3].	36
TABLA 4: VALORES CONDUCTIVIDAD FILAMENTO ABS [4].	39
TABLA 5: VALORES INFLUENCIA TEMPERATURA GELATINA [5].	41
TABLA 6: VALORES CONDUCTIVIDAD FANTOMA PIEL [6].	43
TABLA 7: VALORES DE GANANCIA Y ATENUACIÓN DEL FANTOMA [7]. ...	48
TABLA 8: PRESUPUESTO HARDWARE [8].	51
TABLA 9: PRESUPUESTO SOFTWARE [9].	52
TABLA 10: PRESUPUESTO EMPLEADOS [10].	52
TABLA 11: PRESUPUESTO TOTAL [11].	52

1. INTRODUCCIÓN

El centro de tecnología biomédica (CTB) de la Escuela Politécnica de Madrid está trabajando en el diseño y prototipado de una máquina de audiometría objetiva. En una prueba de audiometría común, el paciente interviene dando “feedback” a las sensaciones y los estímulos gesticulando como levantar la mano o repetir los vocablos que percibe de la máquina de audiometría. Esto sería en todo caso una medida subjetiva del paciente. Por el contrario, en una prueba de audiometría objetiva las señales producidas por el órgano de Corti (microfónicos cocleares) son recogidas por la máquina de audiometría, la cual amplifica debido a su pequeña magnitud, filtra y procesa la respuesta respecto a la de otros pacientes para determinar si se encuentra entre valores de lo que se entendería como un órgano auditivo sano y nos indicará la discapacidad auditiva del paciente intervenido. El sistema estudiado aportaría una precisión mayor en la recogida de estas señales. En este trabajo se va a tratar de recrear un modelo anatómico humano o también llamado fantoma, el cual simula con la mayor precisión posible todas y cada una de las estructuras y características del encéfalo humano. A partir de este modelo, se hará un estudio de la impedancia y de la atenuación de la señal generada por el oído interno, concretamente de la cóclea, al paso por los diferentes tejidos que componen esta estructura para poder incorporarlos a un sistema de audiometría objetiva de captación de microfónicos cocleares.

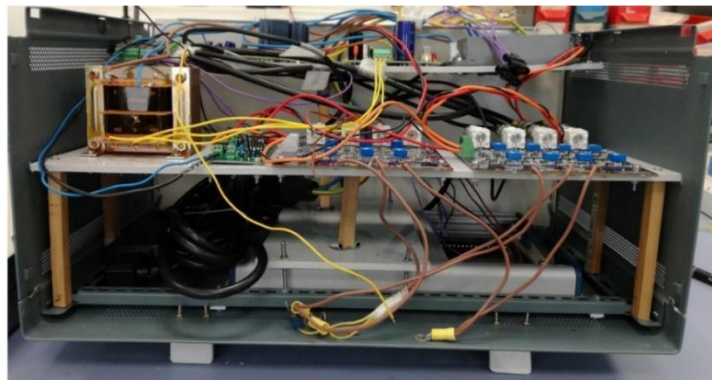


Figura 1: Prototipo de sistema de audiometría objetiva [1].

1.1. MOTIVACIÓN

La motivación principal de este trabajo es la de comenzar una nueva línea de investigación de la zona temporal y el órgano auditivo para conocer su comportamiento al estímulo con señales eléctricas. El comportamiento de este tipo de tejido en la actualidad es bastante desconocido por la complejidad y difícil accesibilidad que tiene, además de la delicada zona donde se encuentra.

El conocimiento del comportamiento de estos tejidos puede ser muy valioso en el mundo de la audiometría. Al conocer la atenuación al paso por tejidos biológicos, podremos ajustar implantes cocleares de forma remota sin necesidad de conexiones intra-extracorporales, mejorando la calidad de vida del paciente con un menor coste y dolor de postoperatorio. Otra de las grandes ventajas de este proyecto es la del ajuste de aparatos de audición como son los audífonos, ya que estos aparatos necesitan de su calibración constante al disminuir la capacidad de audición por la edad, generando grandes costes de mantenimiento en empresas que se podrían solventar con una mayor exactitud en el ajuste de la señal o simplemente logrando ser autorregulables.

Por todo esto y la contribución social que puede tener este tipo de proyectos, he decidido enfocar mi proyecto hacia una línea más de investigación y no tan corporativa para que en líneas futuras estos conocimientos sean aplicables y se pueda ganar más en calidad de vida del paciente.

1.2. OBJETIVOS

El objetivo primordial de este trabajo es la de conseguir realizar un sistema de medida de bioimpedancia para una máquina de audiometría objetiva, mediante la recreación de un modelo con materiales sintéticos que pueden simular características y estructuras similares a las originales. Con la ayuda de este punto clave del estudio de este sistema, se podrá conseguir emular el camino de transmisión de las señales desde la cóclea hasta los electrodos superficiales, pasando por el encéfalo y la parte ósea del cráneo. Por ello, los objetivos específicos que parten de esta línea de trabajo para lograr el objetivo principal del sistema de impedancia que se van a estudiar e intentar alcanzar en este proyecto son:

- Conocer la fisiología, características y propiedades de cada uno de los tejidos que intervienen desde la generación de señal en la cóclea hasta la recepción en base de la piel con electrodos, además de su comportamiento al estímulo frente a las bioseñales producidas por esta.
- Desarrollar un modelo anatómico o fantoma de la zona a estudiar con la mayor realidad y precisión posible, así como la caracterización e influencia de los tejidos que lo componen frente a señales eléctricas.
- Modelizar en un circuito eléctrico equivalente cada uno de los tejidos de la zona temporal y estudiar el comportamiento eléctrico del modelo completo.
- Determinar un valor de atenuación válido al modelo circuital obtenido y comprobar su validación frente a un modelo anatómico real.

1.3. MARCO TEÓRICO

1.3.1. ANATOMÍA

La cabeza humana es una estructura muy compleja en la que intervienen gran cantidad de órganos, vasos sanguíneos, tejidos, además de todo el sistema nervioso controlado por el cerebro. Uno de los puntos importantes de este trabajo es conocer específicamente todos y cada uno de los tejidos que se encuentran en la zona encefálica, concretamente aquellos que se encuentren en el plano horizontal de la cabeza, desde el órgano auditivo hasta el exterior de esta, para interpretar sus características y su comportamiento frente a señales eléctricas. Por ello, se debe hacer un estudio anatómico previo que es el que se explica a continuación.

En la ilustración [Fig.2], se puede apreciar toda la estructura y composición encefálica que vamos a exponer. Al centrarnos únicamente en su zona temporal, focalizaremos el estudio en el hueso temporal, la piel y el órgano auditivo.

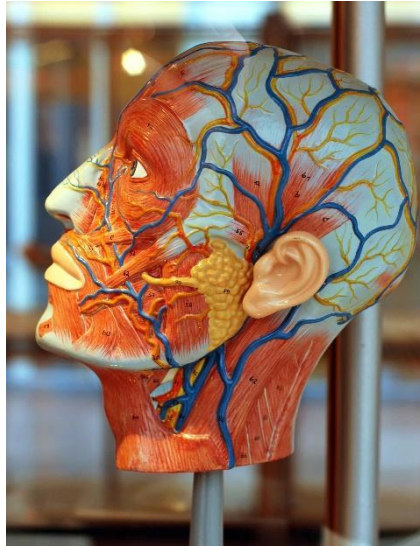


Figura 2: Estructura craneal [2].

1.3.1.1. HUESO TEMPORAL

El hueso temporal es un hueso par, irregular, neumático, situado en la parte lateral, media e inferior del cráneo. Contiene en su espesor el órgano vestibulococlear o de la audición. De manera oficial, el temporal solo tiene tres porciones: porción escamosa, porción mastoidea y porción petrosa, como se puede ver en la ilustración [Fig.3] [1].



Figura 3: Porciones hueso temporal [3].

La porción mastoidea es la más accesible a la hora de hablar de tejido biológico ya que se encuentra en la zona posterior del pabellón auditivo y el conducto auditivo externo. Siempre está libre de tejido capilar, lo que ayudará a las mediciones experimentales a la hora de colocar electrodos de tipo superficial en esa zona. Además, es una porción con muy poco índice de masa corporal, por lo que se puede considerar la zona más cercana al oído interno y la mejor para realizar el estudio.

La porción escamosa es la parte más superior del hueso temporal y cubierta por tejido capilar. Es una parte del hueso muy plana y bastante alejada del órgano auditivo. Debido a estas características anatómicas es por lo que no entra dentro de la zona a estudiar.

La porción petrosa tiene forma de pirámide y presenta cuatro caras, dos de ellas endocraneanas y dos extracraneanas. En el hueso petroso existen varias cavidades óseas dispuestas en su eje longitudinal y transversal, entre ellas contienen el conducto

auditivo externo, el oído medio y oído interno, además del conducto auditivo interno. Por cercanía sería la zona más adecuada para realizar las medidas del estudio, pero su inaccesibilidad lo impide.

Una vez expuesta la morfología del hueso temporal, se deberá comprender a fondo la fisiología del tejido óseo que es el componente principal del hueso. Este está formado por células y sustancia extracelular, también llamada matriz ósea. Las células representan únicamente el 2% del tejido, mientras que la matriz extracelular es el 98% [1].

El hueso temporal en concreto tiene una peculiaridad y es que tiene dos partes diferenciadas de tejido óseo, un tejido compacto o cortical en la zona exterior y un hueso esponjoso o trabecular en su zona interior. Estas zonas no están delimitadas y separadas, sino que se unen de forma gradual [2].

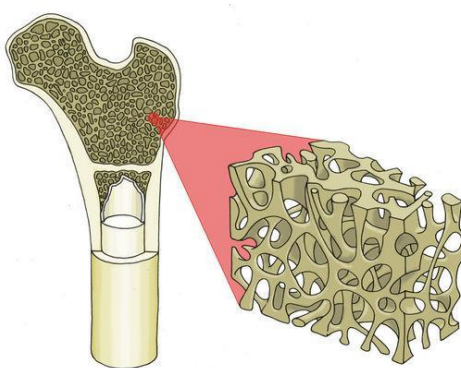


Figura 4: Porosidad hueso esponjoso [4].

El hueso compacto está compuesto por un 70% de matriz inorgánica, un 20% de matriz orgánica y un 10% de agua. Dentro de la parte inorgánica, el componente principal es hidroxiapatita cristalina en forma de placa $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3(\text{OH})$ formada por fosfato y carbonato cálcico cristalino. En la parte orgánica, aproximadamente el 90% es colágeno de tipo I, mientras que el porcentaje restante son células proteicas no colágenas, como lípidos y otras macromoléculas.

El tejido óseo compacto o hueso cortical representa el 80% de la masa ósea del esqueleto. Se encuentra en la diáfisis o porción central de los huesos largos, en la región exterior e interior de los huesos planos y en distintas zonas del resto de los huesos como puede ser la del hueso temporal. Está constituido por capas concéntricas de laminillas óseas que forman estructuras cilíndricas llamadas osteonas, sin dejar prácticamente espacio unas con otras. Esto genera que la porosidad de esta parte de tejido sea de entre el 5% y 10% aportando una rigidez y su característica fuerza mecánica [2].

Por el contrario, el hueso esponjoso no contiene osteonas, sino que las láminas intersticiales se disponen de forma irregular formando unas placas llamadas trabéculas. Estas placas forman una estructura esponjosa en la que se intercalan huecos llenos de médula ósea roja entre otros y donde se encuentran los osteocitos. Los vasos sanguíneos penetran directamente en el hueso esponjoso y permiten el intercambio de nutrientes y oxígeno entre la sangre y los osteocitos [2].

El hueso esponjoso representa el 20% de la masa ósea total y se encuentra en los extremos o epífisis de los huesos largos y el interior de otros huesos como el hueso

temporal. Según [3] la formación de las trabéculas en este tipo de tejido da lugar a una gran porosidad que podría estar entre el 70% y el 90%, dependiendo de la persona y de otro tipo de causas anatómicas ya sea de genética o debido a una enfermedad como puede ser la osteoporosis.

La porosidad de este tipo de tejido hace que en su interior se encuentre líquido fisiológico que en este caso es médula ósea roja. En ella, se fabrican las células que pasan a formar parte de la sangre, por lo que recibe el nombre de tejido hematopoyético. En un adulto humano se localiza principalmente en el esternón, costillas, cráneo, columna vertebral, pelvis, escápula y los extremos o epífisis de los huesos largos [4].

Tiene una función crucial, pues genera los hematíes que transportan el oxígeno a las células, los glóbulos blancos o leucocitos, que permiten combatir los procesos infecciosos, y las plaquetas, que hacen que se coagule la sangre cuando se produce la rotura de algún vaso sanguíneo. Si la médula ósea roja no cumple su función, se produce una situación muy grave que hace peligrar la vida. Está constituida por un 60% de células hematopoyéticas y un 40% de adipocitos. Su composición aproximada es 40% de grasa, 40% de agua y 20% de proteínas [4].

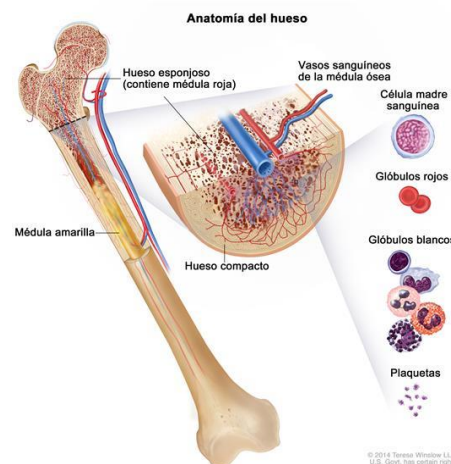


Figura 5: Composición ósea [5].

1.3.1.2. ÓRGANO AUDITIVO

El tejido óseo esponjoso, además de contener la médula ósea roja en su interior, tiene infinidad de cavidades repletas de otro tipo de tejidos, como pueden ser vasos sanguíneos, nervios o cavidades más grandes e importantes reservadas para albergar el órgano auditivo humano.

El órgano auditivo se puede dividir para su estudio en tres secciones: oído externo, oído medio y oído interno.

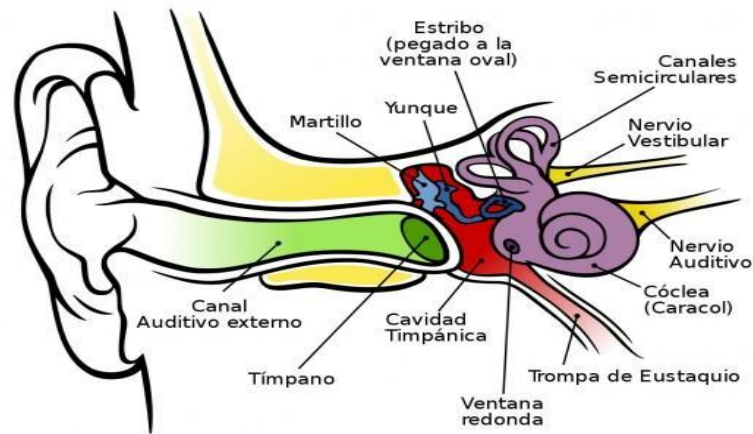


Figura 6: Estructura órgano auditivo [6].

El oído externo está formado por el pabellón auricular u oreja, el cual dirige las ondas sonoras hacia el conducto auditivo externo a través del orificio auditivo. El otro extremo del conducto auditivo se encuentra cubierto por la membrana timpánica o tímpano, la cual constituye la entrada al oído medio. La función del oído externo es la de recolectar las ondas sonoras y encauzarlas hacia el oído medio. Asimismo, el conducto auditivo tiene dos propósitos adicionales: proteger las delicadas estructuras del oído medio contra daños y minimizar la distancia del oído interno al cerebro, ya que mide alrededor de 2,5 cm de longitud y se extiende desde el pabellón auricular hasta el tímpano, trayecto en el que atraviesa el hueso temporal del cráneo reduciendo el tiempo de propagación de los impulsos nerviosos [5].

El oído medio es una cavidad llena de aire que está separada del conducto auditivo externo mediante el tímpano y entra en comunicación con el oído interno a través de dos pequeños orificios: la ventana oval y la ventana redonda. Está ubicado en el hueso temporal y en su interior se encuentra la cadena de huesecillos que transmiten las vibraciones generadas en el tímpano al oído interno. Está recubierta por mucosa y una lámina epitelial [5].

El oído interno o laberinto está ubicado en el seno del hueso temporal del cráneo. Existe un laberinto óseo y un laberinto membranoso. El laberinto óseo no es más que la cápsula ósea que rodea al laberinto membranoso, y este último consiste en un sistema de conductos huecos que contiene en su interior un líquido que se llama endolinfa. El oído interno se divide en dos porciones diferenciadas. La primera está destinada al mantenimiento del equilibrio y se encuentra formada por el vestíbulo y los conductos semicirculares. La segunda tiene como función la audición y está constituida por la cóclea o caracol. El vestíbulo se divide en dos sectores que se llaman utrículo y sáculo, mientras que la cóclea o caracol contiene el órgano de Corti, responsable de transformar la energía mecánica de las ondas sonoras en impulsos eléctricos que posteriormente se transmiten al cerebro a través del nervio auditivo o nervio vestibulococlear [5].

1.3.1.3. PIEL

Todas las estructuras y tejidos mencionados anteriormente necesitan un recubrimiento frente a agentes externos para su protección, ahí es donde se encuentra el órgano más importante del cuerpo humano, la piel. Esta actúa como barrera protectora que aísla al organismo del medio que lo rodea, protegiéndolo y contribuyendo a mantener íntegras sus estructuras, ya que sin esta función no podría ser posible la vida.

La piel se divide en dos capas superpuestas: epidermis, más superficial y dermis, más profunda. Por debajo de la dermis se encuentra el tejido subcutáneo o hipodermis. Cada una de las capas tiene funciones y componentes diferentes, la epidermis deriva embriológicamente del ectodermo y la dermis del mesodermo.

En el ser humano el grosor de la piel es variable y oscila entre los 0,5 mm en los párpados y 4 mm en los talones. En la mayor parte del cuerpo el espesor de la piel está comprendido entre 1 y 2 mm. Puede distinguirse una piel fina que cuenta con pelo y glándulas sebáceas, se encuentra distribuida en la mayor parte de la superficie del cuerpo, y una piel gruesa sin pelo ni glándulas sebáceas que está presente sobre todo en las palmas de las manos y plantas de los pies. La piel del varón tiene más vello, es más gruesa y produce mayor secreción sebácea que la de la mujer, debido a los andrógenos (hormona sexual masculina) [6].

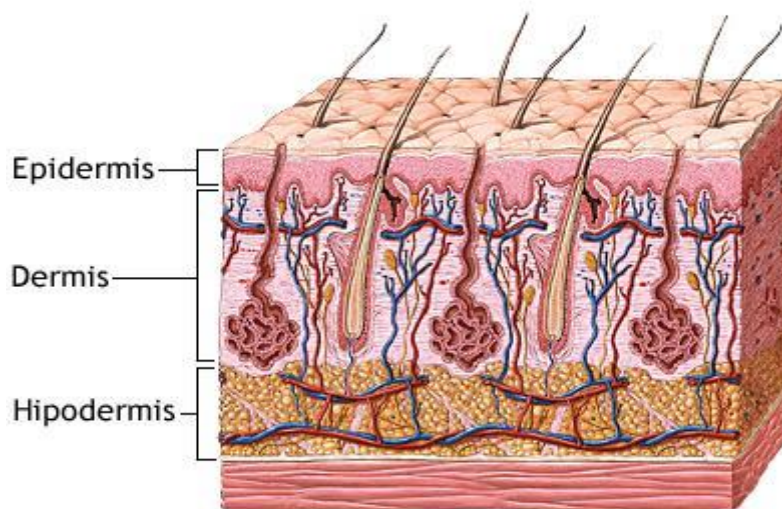


Figura 7: Capas cutáneas [7].

1.3.1.3.1. EPIDERMIS

Las células principales que forman la epidermis se llaman queratinocitos. Contiene también melanocitos que dan la pigmentación a la piel, y células de Langerhans y linfocitos, que se encargan de dar protección inmunológica. La epidermis crece constantemente, pero mantiene siempre el mismo espesor debido a un proceso de descamación. Las células situadas en el estrato germinativo se dividen frecuentemente y forman células hijas que emigran progresivamente desde el estrato germinativo situado en profundidad hasta la superficie. Finalmente, cuando alcanzan el estrato disyuntivo, acaban por desprenderse. El proceso completo dura alrededor de cuatro semanas [7].

1.3.1.3.2. DERMIS

La dermis se encuentra debajo de la epidermis, tiene la peculiaridad de presentar gran abundancia de fibras de colágeno y elásticas que se disponen de forma paralela y que le dan a la piel la consistencia y elasticidad característica del órgano. Histológicamente se divide en 2 capas:

- Estrato papilar (dermis papilar). Es más superficial y su espesor representa el 20% de la dermis. Está compuesto por tejido conectivo laxo y fibras de colágeno tipo III [7].
- Estrato reticular (dermis reticular). Es la capa más profunda y corresponde al 80% del espesor de la dermis. Está formado por tejido conectivo denso, fibras de colágeno tipo I, fibras elásticas. Contiene mastocitos, reticulocitos y macrófagos [7].

La dermis es más gruesa que la epidermis. En ella se encuentran los anexos cutáneos, que son de dos tipos: córneos (pelos y uñas) y glandulares (glándulas sebáceas y sudoríparas). Cuenta también con vasos sanguíneos y terminaciones nerviosas [7].

1.3.1.3.3. HIPODERMIS

En ocasiones se denomina también fascia superficial. Se encuentra situada debajo de la dermis. Está formada por tejido conjuntivo laxo que dispone de fibras para unirse tanto a la dermis como a los tejidos subyacentes. Contiene adipocitos que sirven como reserva de grasa y dispone de numerosos vasos sanguíneos que aportan sangre a las capas más superficiales de la piel. Esta capa subcutánea se encuentra en bastantes regiones del cuerpo, a excepción de la zona temporal del cráneo, área que vamos a tratar en este trabajo, que no incluye esta capa de tejido [7].

1.3.2. AUDICIÓN

El órgano de Corti contenido en la cóclea es el encargado de nuestra audición y está compuesto por las células ciliadas responsables de generar el impulso eléctrico que llegará al cerebro en forma de audición. Estas células simplemente contrayéndose y estirándose consiguen que se cree la sensación en el cerebro del sonido.

Las ondas sonoras que emite nuestro órgano de Corti son de un orden reducido en cuanto a valores de intensidad y voltaje, debido a su pequeño tamaño, siendo del orden de milivoltio/amperio. Por el contrario, tienen un espectro bastante grande, por lo que se deberá diferenciar atendiendo a la frecuencia a la que se mida:

- Infrasonidos: ondas sonoras de frecuencia inferior a 20 Hz, las cuales son imperceptibles al órgano auditivo.
- Sonido audible: ondas sonoras con frecuencia comprendida entre 20 y 20000 Hz. Es el rango de frecuencia apreciable por el ser humano y el cual se va a utilizar para el estudio de este trabajo.
- Ultrasonidos: ondas sonoras de frecuencia superior a 20000 Hz. Imperceptibles por el ser humano, aunque sí por algunos tipos de animales.

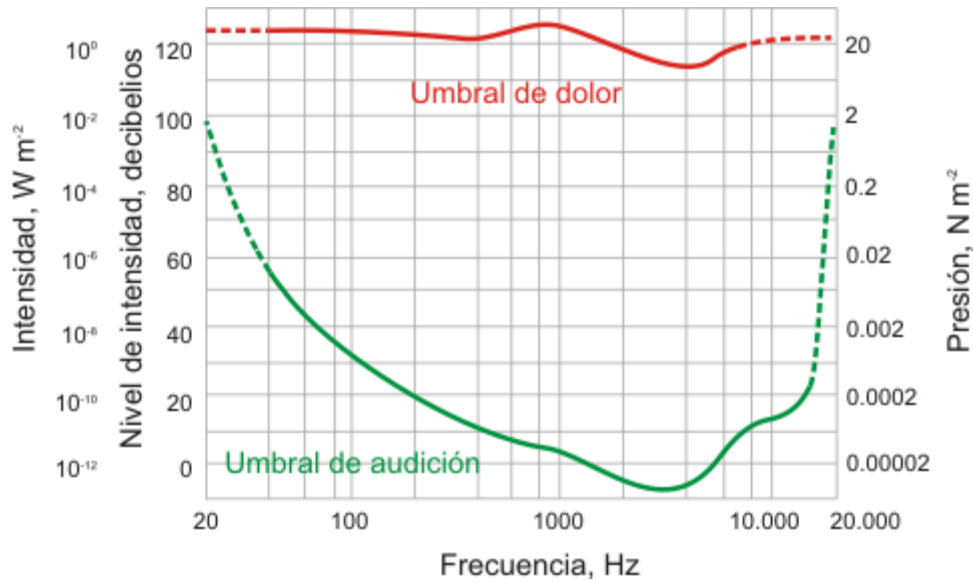


Figura 8: Espectro umbral audición [8].

La respuesta en frecuencia del oído humano permite que seamos capaces de tolerar un rango dinámico que va desde los 0 dB (umbral de audición) a los 120 dB (umbral de dolor) como se puede apreciar en el espectro de la [Fig.8].

1.3.3. BIOIMPEDANCIA

1.3.3.1. CONCEPTOS BÁSICOS

El término bioimpedancia se refiere a la obstrucción del paso de corriente a causa de la interacción con los tejidos biológicos, ya sean piel, músculo, hueso, etc... Esta obstrucción se produce a pequeña escala, del orden celular. Cuando un tejido se encuentra en medio de un campo eléctrico este produce alteraciones en la composición fisiológica de sus células, como puede ser la variación de concentración de iones en su interior o la variación de su volumen intra y extracelular [8].

Los valores fisiológicos que podemos caracterizar para cualquier tejido es el valor de conductividad (σ) y permitividad (ϵ), que están relacionados según las ecuaciones (1) y (2) ya que determinan la corriente que circula por el material (J) y su densidad de carga (D) al aplicarles un campo eléctrico (E).

$$\vec{D} = \epsilon_r \cdot \epsilon_0 \cdot \vec{E} = \vec{E} \cdot \epsilon \quad (1)$$

$$\vec{J} = \sigma \cdot \vec{E} \quad (2)$$

Estos valores como en cualquier dieléctrico cambian según la polarización de sus células. La propiedad de polarizarse es una de las más importantes para este trabajo. Este tipo de fenómeno se produce cuando las células cambian de posición rigiéndose por una dirección de carga, la cual se denomina momento eléctrico. La polarización se puede caracterizar también según la siguiente ecuación:

$$\vec{D} = \epsilon_0 \cdot \vec{E} + \vec{P} = \vec{E} \cdot \epsilon \quad (3)$$

Donde (P) es la densidad volumétrica de cargas polarizadas en el dieléctrico, (E) es el campo eléctrico inducido y (D) es la densidad de flujo eléctrico.

Por tanto, la capacidad de polarizar los tejidos biológicos está determinada por la permitividad del material y, en consecuencia, por la conductividad que tendrá el mismo.

1.3.3.2. DISPERSIONES

Las células humanas son estructuras constituidas por una membrana exterior que recubre el material genético. La agrupación y ordenamiento de estas células da lugar a los tejidos biológicos. Entre las células de los tejidos, externamente a la membrana celular, se encuentra líquido fisiológico, un medio iónico que será encargado de la polarización de sus iones y, por consiguiente, de la conducción de la electricidad. En el medio intracelular, además del material genético, también se encuentra fluido que contribuye a la conducción de electricidad, pero en menor medida, debido a la obstrucción que ofrece la membrana celular.

Según [8] cuando se inyecta una corriente eléctrica a través del tejido biológico se produce una polarización de los iones que se encuentran en el líquido fisiológico de las células produciendo así una conducción eléctrica en proporción a la cantidad de iones que contiene. Esta magnitud de conducción es en mayor o menor medida según la frecuencia de la señal que se inyecta, habiendo un aumento de la conductividad y una disminución de la permitividad al aumenta la frecuencia.

Si se inyecta una corriente a baja frecuencia, ésta circula por el medio extracelular. Por el contrario, si se inyecta una corriente a alta frecuencia, ésta atraviesa el medio extra e intracelular produciendo un cortocircuito en la membrana celular. Esto hace que se tomen valores de impedancia más bajos cuando la frecuencia aumenta y viceversa.

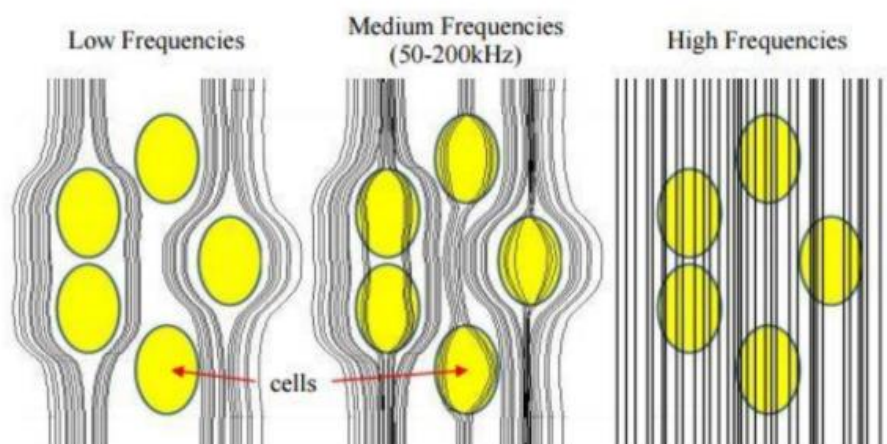


Figura 9: Comportamiento celular en frecuencia [9].

La respuesta de tejidos biológicos y de cualquier material a una señal eléctrica se rige según las ecuaciones de Maxwell que están definidas por los parámetros de permitividad y conductividad. El espectro dieléctrico de un material con contenido en agua tiene la siguiente forma:

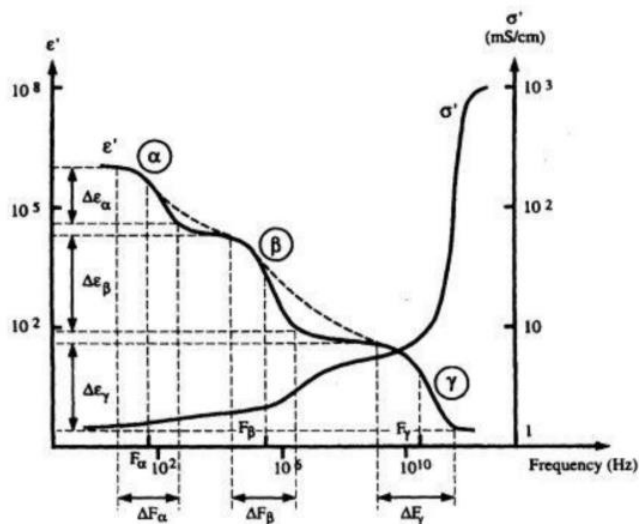


Figura 10: Dispersiones de espectro dieléctrico [10].

En él, se pueden diferenciar tres zonas según la frecuencia en la que se trabaje:

La primera para frecuencias inferiores a 100 Hz, donde la célula es poco conductora en relación con el medio extracelular. La dispersión α se debe a la difusión iónica de los iones que envuelven a la membrana celular [8].

La segunda zona comprendida en frecuencias de 10 MHz hasta 100 MHz, donde la impedancia de la membrana de la célula se reduce considerablemente, siendo el tejido como una suspensión de proteínas no conductoras en un medio electrolítico. La dispersión β se debe al cortocircuito de la membrana celular [8].

La tercera zona para frecuencias superiores a 100 MHz. En ella la conductividad aumenta en mayor medida debido a varios factores como la polarización de la membrana celular o la relajación dieléctrica del agua. La dispersión γ se debe a la relajación de las moléculas de agua presentes en el medio [8].

La permitividad por el contrario sufre el efecto contrario en cada una de las zonas.

Cada tejido se caracteriza según las cantidades de agua y salinidad que lo componen, por ello, cada uno de los tejidos tendrá su propia respuesta al paso de corriente ya sea en magnitud o en frecuencia, y se podrá caracterizar siguiendo los modelos de tejido biológico de Cole-Cole.

1.3.3.3. CONDUCTIVIDAD DE LOS TEJIDOS

Muchos estudios se han realizado para obtener datos sobre la influencia que tiene el paso de electricidad sobre tejidos biológicos, en muchos casos sobre la piel, músculos y cerebro ya que son puntos importantes de generación de señales bioeléctricas. Este tipo de estudios se ha logrado gracias al avance de las tecnologías de medición y técnicas avanzadas no invasivas que han permitido registrar señales como la actividad cerebral (EEG), la actividad muscular (EMG) o la actividad cardiaca (ECG).

A partir de esta recogida de señales se han podido estimar las magnitudes de estas y, por consiguiente, es importante para nuestro estudio, el valor de la magnitud de bioimpedancia de algunos tejidos característicos del cuerpo humano. Por ejemplo, el estudio [9] se ha podido determinar la conductividad eléctrica de tejidos como los huesos por la influencia que tienen en la medición de señales de EEG o con otro tipo de técnica innovadora como es la del estudio [10], en la que se ha realizado estructuras de modelos 3D por ordenador para ver la influencia y distribución que adoptan los campos magnéticos al paso por tejidos como la piel o el músculo.

Pero estos estudios están condicionados por las características del tejido y de la naturaleza del experimento como se ha indicado antes y dependen de muchos factores, como características físicas de humedad, temperatura o edad del tejido, además de factores técnicos como puede ser la frecuencia a la que se trabaje, precisión en la recogida de datos o resolución en las máquinas de recogida de valores. Por ello, a continuación, se exponen unas tablas recogidas en la bibliografía [9] y [10], contrastados con otros muchos experimentos, que han obtenido valores medios similares a los que aquí se indican.

Tissue	Conductivity (S/m)	Tissue	Conductivity (S/m)
Bone marrow	0.046	Scalp	0.43
Fat	0.040	Eye	0.51
Skull/Bones	0.087, 0.054, 0.029, 0.014	Muscles	0.11

Tabla 1: Datos conductividad tejidos [1].

Material	Conductividad [mS/cm]	Permitividad [$\mu F/m$]
Grasa	0.36	0.18
Pulmón	0.4 (Inspiración)	0.22
Músculo Cardíaco	1.0 (Expiración)	0.44
Hígado	2.3 (Transversal)	0.36
Sangre	6.3 (Longitudinal)	0.88

Tabla 2: Datos conductividad tejidos [2].

Estos valores se han supuesto como válidos y se aplicarán como guía en el cálculo de los diferentes tejidos de este trabajo. Siendo los valores de conductividad para cada tejido:

- Médula ósea: 0,63 S/m.
- Hueso: 0,029 S/m.
- Piel: 0,43 S/m.

2. ESTADO DEL ARTE

2.1. AUDIOMETRÍA

La audiometría es una técnica en la cual se obtiene una cantidad o una medida de la capacidad de una persona para percibir los sonidos. Esta técnica se realiza emitiendo señales acústicas de diferentes frecuencias e intensidades sonoras al paciente dentro de la banda de sonido audible.

2.1.1. AUDIOMETRÍA OBJETIVA

El planteamiento de la prueba de forma objetiva contiene grandes beneficios frente a otros sistemas que se aplican actualmente como, por ejemplo, la atención de casos especiales de disfunciones auditiva de bebés y niños pequeños, ya que en una prueba de audiometría común el paciente interviene aportando un “feedback”, respuesta que no podemos obtener en sujetos de estas características. La naturaleza de la prueba consiste en que el paciente te indique un gradiente de sonido desde su propia referencia de forma subjetiva. Igualmente, personas de tercera edad pueden creer que escuchan ese tono e influir negativamente en el diagnóstico. Todo esto generaría una incertidumbre en la toma de datos y en consecuencia una mala calibración de los aparatos de audición, qué con este tipo de técnica, se puede suplir completamente.

Normalmente, las pérdidas de audición se pueden tratar con ayuda de aparatos externos como son los audífonos o los implantes cocleares. Cuando un sonido es percibido por un paciente con este tipo de aparatos, éste detecta el valor de la señal proveniente y el propio aparato realiza un ajuste de la señal a la frecuencia e intensidad indicada sumándole un promedio estándar o “offset” que es la referencia de la audición teórica de personas sanas. Este ajuste se realiza para todo el rango de frecuencias audibles y representa el comportamiento que tiene el órgano de Corti en el interior del oído interno, donde las células ciliadas producen una transducción de la presión y vibración del sonido a una señal eléctrica con las características y valores necesarios para que el cerebro lo reconozca.

El ajuste necesario para calibrar los audífonos o una máquina de audiometría objetiva es el mismo, pero es diferente para cada paciente, ya que se rige según su audiograma. Un audiograma es el espectro de valores que una persona oye respecto de la frecuencia.

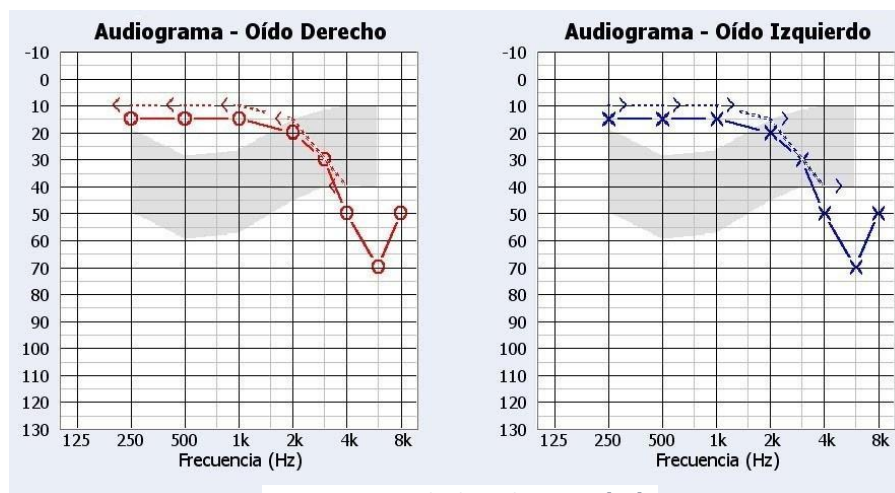


Figura 11: Ejemplo de audiograma [11].

En un audiograma se debe tener en cuenta el “offset” de amplificación de la audición de una persona sana como se ha indicado, ya que es el nivel de pérdida disfunción de esa persona. Además de esto, se debe distinguir la atenuación de la señal al paso con los tejidos biológicos desde la cóclea hasta el punto de medida de los electrodos como una componente más de la señal. En la actualidad, la atenuación estaría comprendida dentro del valor de “offset” que se indica, pero esto hace que el ajuste se haga siempre con un error de intensidad por encima del necesario para el paciente y siempre tenga sensación de audición. Esta calibración se debe realizar cada poco tiempo debido al incremento de sordera con la edad y puede provocar una pérdida de audición más rápida de lo que naturalmente se debería. Cuanto más alto es el sonido percibido más se acostumbra el oído a esa intensidad y, por el contrario, la sensibilidad del oído se reduce. Por ello, la atenuación debe ser caracterizada para poder precisar lo máximo posible el valor promedio y eliminar el error al estandarizar ya que, en diferentes tipos de personas, ese valor puede cambiar considerablemente sin corresponderse.

2.1.2. AUDIOMETRÍA CON MICROFÓNICOS COCLEARES

Aunque las pruebas de audiometría objetiva pueden realizarse con multitud de técnicas, este trabajo se centrará en la audiometría objetiva por microfónicos cocleares. Esta técnica recoge las ondas producidas en el órgano de Corti, ya que no solo se transmite la señal por el órgano auditivo, sino que también atraviesa los tejidos de esa zona llegando hasta la superficie de la piel de una forma considerable. Colocando dos electrodos en las apófisis mastoides del hueso temporal y otro electrodo situado en la frente como referencia, se consigue la toma de estos datos. Se produce la señal generando sonidos de corta duración pulsados, para obtener picos de frecuencia alta para el rango de frecuencia audible, a partir de los 2 KHz, así se puede distinguir cuando el órgano está trabajando. Esta técnica es muy reciente, anteriormente la única forma de recoger esta información era mediante electrodos de aguja insertados en el tronco encefálico, lo cual era invasivo y bastante peligroso.

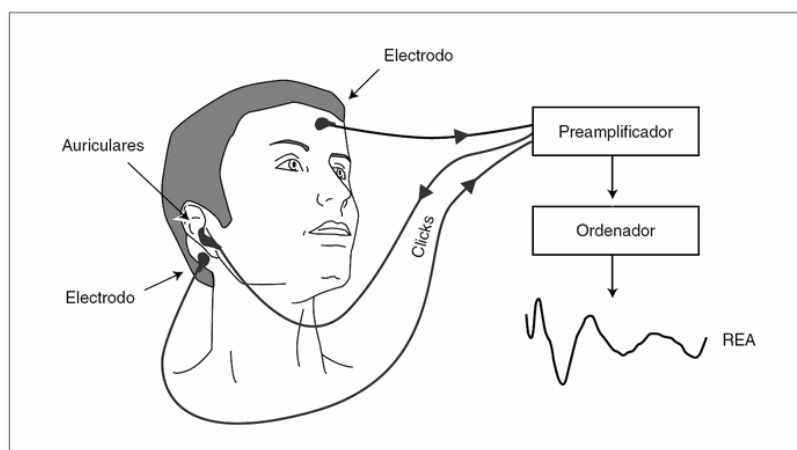


Figura 12: Colocación electrodos superficiales [12].

Por ello, la medición con electrodos de superficie es una técnica con mucho potencial, aunque la falta de conocimientos sobre la cóclea y el camino por donde se transmite la señal que se registra dificulta mucho la detección de estas bioseñales y es por lo que es un objetivo importante en este trabajo.

3. MÉTODOS

3.1. MATERIAL EMPLEADO

Para la realización del conjunto de pruebas, medidas y experimentos llevados a cabo en este trabajo se ha necesitado utilizar los instrumentos hardware y software que se exponen a continuación.

3.1.1. HARDWARE

- Fuente de alimentación (TTi QL355TP)

Fuente de alimentación de corriente continua con voltaje e intensidad regulable, con diferentes salidas para dar alimentación a los circuitos y componentes eléctricos realizados en las pruebas experimentales. Se ha utilizado un valor de tensión de 9V.

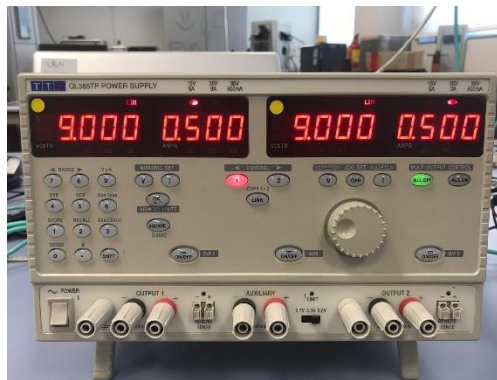


Figura 13: Fuente de alimentación [13].

- Generador de funciones (TTi TG5011)

Fuente de alimentación de corriente alterna con voltaje y frecuencia regulable. Servirá para determinar en pruebas experimentales el efecto capacitivo, la respuesta en frecuencia, que tendrán las muestras establecidas para el estudio.

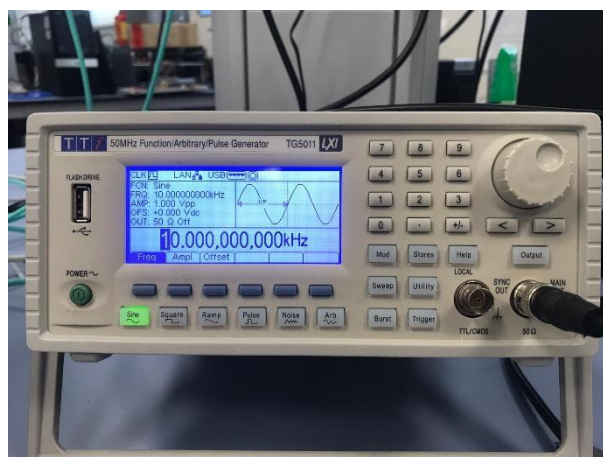


Figura 14: Generador de funciones [14].

- Multímetro (Amprobe 30XR-A)

Aparato de medida multifuncional para voltaje e intensidad de forma continua y alterna, además de valores de resistencia eléctrica. Se usarán dos de ellos para equilibrar el puente de Wheatstone y para medir la resistencia eléctrica regulable del mismo.



Figura 15: Multímetro digital [15].

- Componentes electrónicos

Para la realización de los circuitos eléctricos de medida se han utilizados varios elementos como son:

- Placa protoboard.
- Resistencias de valor fijo.
- Resistencias variables (Potenciómetro).
- Cables.

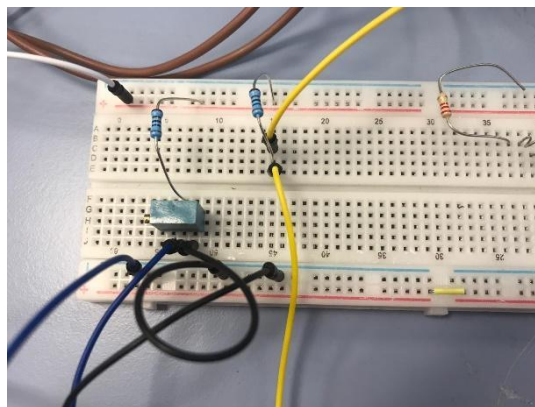


Figura 16: Componentes electrónicos [16].

- PH meter (Eutech Instruments)

Instrumento de medida de concentración de pH que incorpora una sonda de temperatura la cual se usará para determinar la temperatura de las muestras del fantoma de piel. Este instrumento trabaja en valores de grados centígrados.



Figura 17: Medidor de pH [17].

- Conductímetro (Eutech Instruments)

Aparato de medida de concentración salina en medios acuosos, se utilizará para determinar la conductividad eléctrica presente en la solución salina que recrea el fantoma de la médula ósea. Este aparato trabaja en valores de mS/m con un rango máximo de 200 mS/m.



Figura 18: Conductímetro digital [18].

- Electrodoes superficiales

Estos aparatos permiten realizar pruebas de medida de bioseñales de forma no invasiva adhiriéndose a la superficie donde se requiere medir mediante un gel viscoso. En el centro de estos se encuentra un botón metálico, que será encargado de recoger o emitir la señal eléctrica que se necesite. En este trabajo se usarán 3 electrodos diferentes para el estudio.



Figura 19: Electrodo superficial [19].

- Impresora 3D (Anet A8)

Aparato de fabricación aditiva, la cual permite realizar modelos 3D de cualquier geometría mediante la fusión de una bobina de plástico, en este caso ABS. En este estudio se usará para fabricar el modelo del hueso temporal.

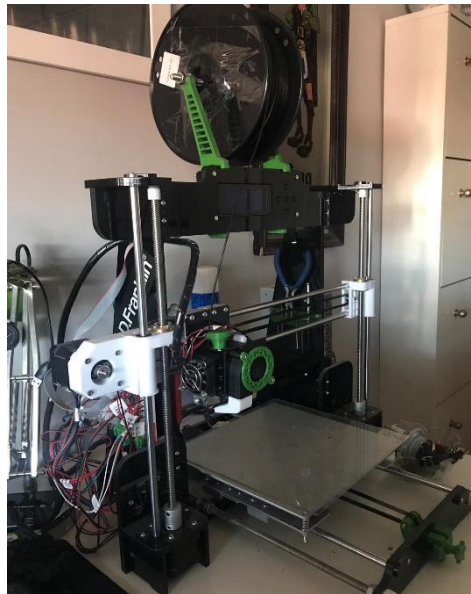


Figura 20: Impresora 3D [20].

3.1.2. SOFTWARE

- Programa (Simplify 3D)

Programa de modelado 3D el cual se utilizó para configurar la pieza 3D del hueso temporal, así como las estructuras de soporte y material con el que se realiza. En resumen, configurar todas las características y especificaciones necesarias para modelar la pieza y que su definición sea la idónea.

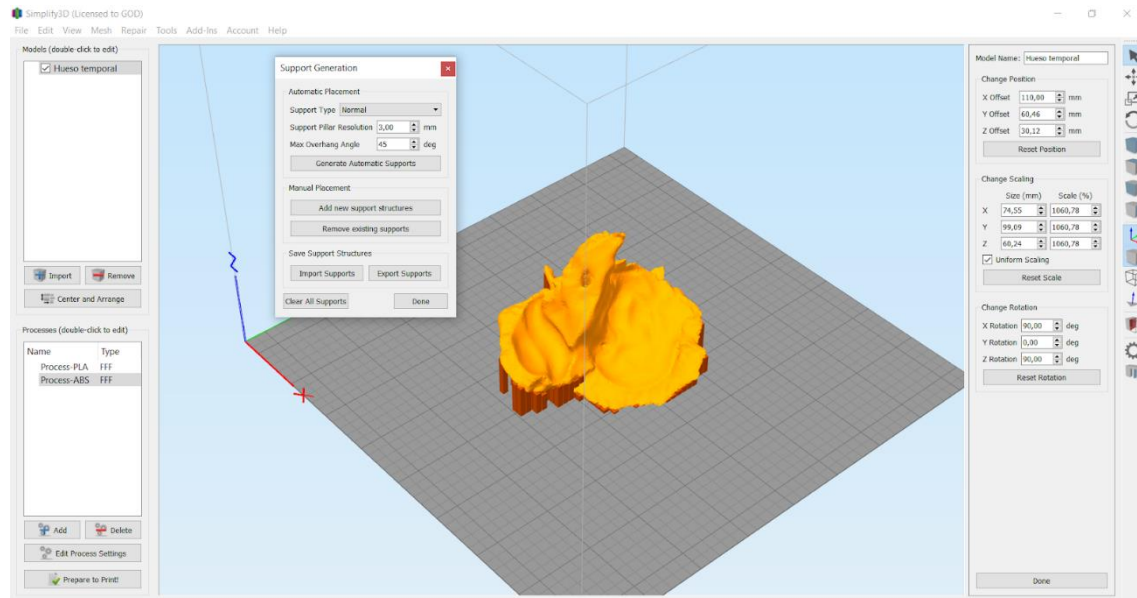


Figura 21: Programa modelado 3D [21].

3.2. METODOLOGÍA DEL FANTOMA

El estudio de la atenuación producido al atravesar tejido biológico tiene algunas complicaciones de planteamiento, ya que la primera incógnita que aparece es la posición real del órgano de Corti productor de las señales bioeléctricas. No es posible conocer con exactitud la posición de la cóclea de un ser humano adulto por muy preciso que sea el modelo anatómico que se utilice, por su pequeño tamaño y por la diversidad de tamaños, formas y deformaciones que tiene el encéfalo de los seres humanos. Como se ha explicado en la parte anatómica, se conoce que la cóclea productora de las señales se encuentra introducida dentro del hueso temporal, que este es un hueso par y simétrico respecto al eje cenital que divide el cuerpo en dos, pero aun así el tamaño del hueso temporal también puede distorsionar la posición estimada. Por ello, se ha realizado un fantoma de la zona temporal de la cabeza de un adulto de tamaño estándar para simular el comportamiento eléctrico que tendría, ya que si se conociera la distancia entre cóclea y el exterior del conducto auditivo externo con exactitud sería un cálculo de atenuación bastante simple y casi trivial mediante la medición de la caída de potencial en puntos simétricos del cráneo.

Al simular este modelo general, será posible posteriormente aproximarlos para tamaños y edades de personas con cabezas de mayor o menor medida mediante la extrapolación del volumen del modelo.

Otra de las complicaciones que tiene el estudio es la que supone recrear un modelo biológico, puesto que las muestras biológicas no son sencillas de conseguir y requieren un tratamiento muy cuidadoso y especial ya que se deterioran rápidamente. Además, se necesitan permisos especiales, según el marco regulador expuesto más adelante, para trabajar con ellas. Por estos motivos, se decidió recrear la estructura completa que componen la anatomía de la zona temporal: piel, hueso temporal y médula ósea roja, únicos intervinientes en la zona a tratar. A continuación, se expondrán los métodos, aparatos y materiales empleados en el desarrollo de este modelo.

3.2.1. HUESO

Primero, se realizó el modelo de la estructura del hueso temporal, ya que como su función anatómica demuestra, tendrá la función de sujeción del resto de tejidos. Para conseguir recrear un modelo con la suficiente exactitud para afirmar que es un modelo válido sólo se puede conseguir con la tecnología de impresión 3D.

Para la construcción del modelo se utilizó una impresora 3D Modelo (Anet A8), es una máquina capaz de realizar réplicas de diseños en 3D, creando piezas o maquetas volumétricas a partir de un diseño hecho por ordenador. Esta tecnología tan novedosa consigue recrear cualquier modelo que se le implemente con una precisión inferior a los 0,4 mm. La impresora trabaja con tres ejes ortogonales emulando los ejes de coordenadas espaciales (x, y, z), en esos carriles se encuentran tres motores de paso controlados por una placa base. Encima de estos ejes, se encuentra el extrusor o también denominado “hot-end”. El extrusor es una especie de boquilla muy delgada como puede ser la de un lápiz o bolígrafo, hecha de acero, la cual está conectada también a la placa base o controladora, estas conexiones lo que genera es que la placa alimente el acero de la boquilla y este comience a calentarse hasta la temperatura idónea de fusión del material que estemos empleando para imprimir. Normalmente la temperatura de extrusión está entre los 200 – 240°C. El material utilizado en las impresiones 3D suele ser filamento termoplástico de diferentes tipos, como puede ser PLA o ABS, los más utilizados. En este caso se empleó un filamento especial de tipo ABS conductor. Este tipo de plástico es una combinación de termoplástico con virutas de metales disueltas, lo que genera que se tenga una pieza con propiedades conductivas que sería imposible para cualquier otro tipo de plástico.



Figura 22: Filamento ABS conductor [22].

Para conseguir que el material sea expulsado, el extrusor dispone de otro motor de paso que hace que se empuje el material en forma de hilo por la boquilla. Todo el material cae sobre una “cama caliente” que se encuentra entre los 50 - 100°C. Necesita de esta temperatura para que el material quede fijado y la boquilla no lo arrastre deformando la pieza.

El modelo 3D del hueso temporal se ha conseguido de una plataforma online que dispone de archivos del formato “.stl” y “.obj” utilizados para la aplicación en impresoras llamada “thingiverse”, totalmente gratuita y libre de derechos de autor. El modelo 3D se debe configurar y modelar antes de realizar la impresión, para ello, se ha utilizado un software llamado “Simplify 3D”, en él, se pueden modificar todas las características de la impresora como son la posición, velocidad, temperatura, tipo y cantidad de relleno, tamaño, etc...

La configuración elegida para el modelo del hueso temporal ha sido entre otras tomar una escala a la medida natural del tamaño humano, se le ha diseñado una base para crear una buena sujeción, además de estructuras de soporte como se aprecian en la ilustración [Fig.23].

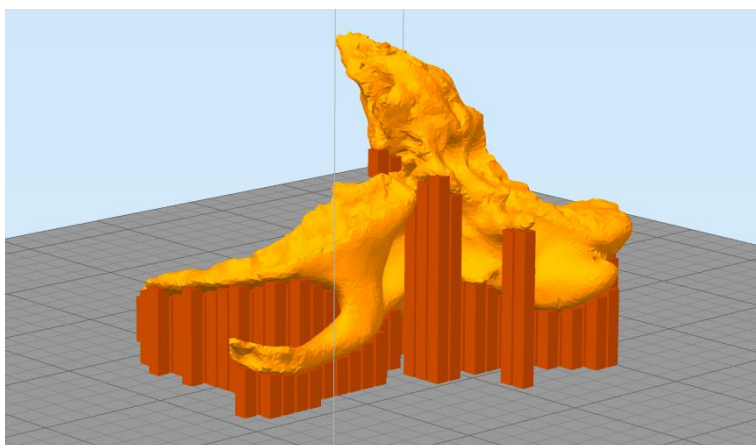


Figura 23: Soportes modelo 3D [23].

El material no puede comenzar a construirse sobre la nada, por eso mismo, se incorporan estos soportes para que el material se asiente y quede perfectamente definido.

Como se ha explicado en la parte de anatomía y según lo encontrado en la documentación [3] la porosidad del hueso temporal se encuentra en valores comprendidos entre 70 – 90 %, tomando estos valores como referencia y aplicando su inverso suponemos que la cantidad de hueso en el interior del hueso temporal debido a las trabéculas es de entre el 10 – 30%.

Esta porosidad se puede modelar también en la tecnología de impresión 3D. Todas las piezas impresas en 3D necesitan tener en su interior una estructura detallada que le de forma y solidez al conjunto, este relleno también llamado “infill” se puede modelar según estructuras poligonales de diversos tipos para dar diferentes cantidades de rigidez y con la cantidad de relleno que se necesite, desde una pieza hueca con 0% hasta una pieza completamente solida con 100%. Para nuestro modelo se tomó un valor medio del 20% y una estructura poligonal como se muestra en la ilustración [Fig.24].

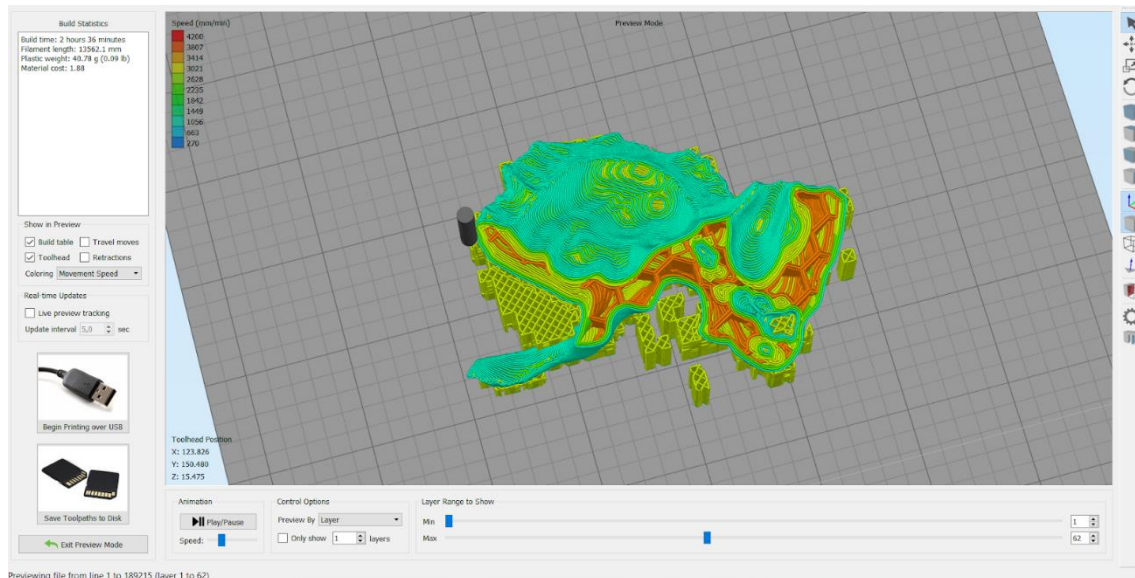


Figura 24: Infill modelo 3D [24].

En el interior de esta estructura generada, y a medida que la impresión se iba realizando, se introdujo líquido, siendo éste una solución salina que, anatómicamente hablando, sería la médula ósea roja que se encuentra en el hueso esponjoso de la zona temporal. La pieza final se muestra en la siguiente ilustración.



Figura 25: Modelo 3D hueso temporal [25].

El modelo completo recrea casi a la perfección un hueso temporal real, por eso es actualmente una línea de investigación muy importante en hospitales de todo el mundo como trasplantes de cualquier parte de hueso dañado, cartílago o últimamente tejido, pero la forma y el detalle generado en estos modelos no sirve de nada si no se consigue

recrear las características físicas o fisiológicas reales. Por ello, para la caracterización de la atenuación de la señal eléctrica a través del hueso, además de tener una morfología idéntica a la real, se necesita caracterizar los valores de conductividad que tiene un hueso humano.

3.2.2. MÉDULA ÓSEA

Como se ha comentado en el apartado anterior, la médula ósea se recreó mediante una solución de agua con sal en proporciones apropiadas para caracterizarla como dicho fluido. Estas proporciones y ajuste de la solución se explicará detalladamente en el apartado de caracterización del fantoma.

3.2.3. PIEL

Para la obtención de la parte del fantoma de la piel, se ha necesitado recrear un material gelatinoso de la misma o aproximada densidad que tendría la piel, además de proporcionarle idénticas características eléctricas.

De la bibliografía [8], se ha obtenido una receta de una masa gelatinosa realizada con diversos materiales la cual puede emular bastante bien lo que sería el tejido de la piel humana. Siguiendo esta fórmula, se ha realizado un proceso parecido, pero se ha modificado algunas cantidades de algunos de los ingredientes.

Se ha realizado el fantoma con gelatina debido a que es un material bastante económico, rápido de fabricar y fácil de manipular. Además de esto, debido al marco regulador de muestras biológicas como se había explicado en apartados anteriores, se deben usar muestras artificiales.

El conjunto y cantidad de ingredientes utilizados se expone en la siguiente tabla:

INGREDIENTES	CANTIDAD	FUNCIÓN
Agua destilada	0,5 L	No aporta conductividad al estar desionizada.
Láminas de gelatina	20 g	Aporta densidad y textura parecida a la de la piel.
Sal común	4g	Su ajuste proporciona la cantidad de conductividad necesaria.

Tabla 3: Ingredientes fantoma piel [3].

El proceso de preparación es bastante simple y se puede resumir en unos pocos pasos. Primero se añaden las láminas de gelatina en un recipiente con agua destilada para que se ablanden, durante aproximadamente 10 - 15 minutos. Una vez pasado el tiempo, se introducen las láminas de gelatina en una cazuela con más agua destilada y se calienta hasta que se consiga diluir las láminas de gelatina en el agua y desaparezcan completamente. Después, se retira del fuego la cazuela, se añade la cantidad de sal necesaria para caracterizar la conductividad de la piel, se mezcla durante unos minutos para conseguir que la sal se extienda homogéneamente por el recipiente y se vierte en un vaso con la cantidad necesaria para emular un espesor parecido al que se necesita obtener. En este caso de un par de milímetros aproximadamente. Este recipiente se conservará en frío durante unas cuatro horas por lo menos, para que espese y gelifique consiguiendo una densidad y textura parecida a la de la piel.

A la hora de realizar las pruebas se deberá templar el fantoma para conseguir propiedades adecuadas.

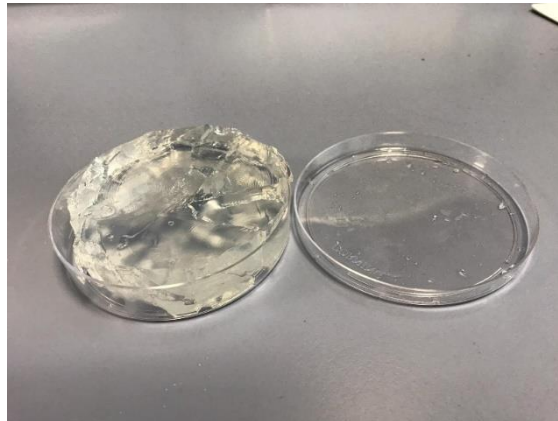


Figura 26: Fantoma piel [26].

A esta receta se le podría haber añadido otro tipo de ingredientes como pueden ser una solución de formaldehído o etil-hidroxibenzoato, ya que estas mantienen las muestras del fantoma más estables y libres de bacterias, lo que genera que se conserven mejor y durante más tiempo. El no uso de estos productos se ha debido a su difícil accesibilidad y a la toxicidad de su composición, su adición ayudaría en el mantenimiento de muestras, pero las pruebas se han realizado poco tiempo después de su gelificación, por lo que el deterioro de la muestra se considerará como nulo.

3.3. CARACTERIZACIÓN DEL FANTOMA

Para la recreación óptima del fantoma encefálico, además de necesitar una morfología lo más parecida posible a la real, se debe proporcionar a cada una de las recreaciones de tejido las propiedades, en este caso eléctricas, indicadas para su réplica exacta. Por este motivo, a continuación, se detallarán los métodos y experimentos requeridos para la obtención de las propiedades eléctricas y su ajuste a valores de la bibliografía encontrada.

3.3.1. CONCEPTOS BÁSICOS

El cálculo de conductividad de cualquier dieléctrico se rige principalmente por la ley de Ohm, la cual plantea que cuando se produce una diferencia de potencial (E) entre dos puntos de un material por este circula una corriente eléctrica (I) directamente proporcional al producto de esta y la resistencia opuesta por el material (R).

$$E = I \cdot R \quad (4)$$

La resistencia eléctrica de un material dieléctrico se puede calcular según la ecuación (5) la cual depende de la geometría del conductor, siendo (l) la medida longitudinal del material y (S) el área de la sección transversal del mismo, además de su coeficiente de resistividad del material (ρ) característico para cada tipo de material.

$$R = \rho \cdot \frac{l}{S} \quad (5)$$

La conductividad eléctrica es la inversa de este coeficiente de resistividad como se ve en la ecuación (6) y su unidad es S/m (Siemens por metro).

$$\sigma = 1/\rho \quad (6)$$

La conductividad eléctrica es la capacidad de un material o sustancia para dejar pasar corriente eléctrica a través de él. Depende de su estructura atómica y molecular diferenciando en conductividad en medios líquidos y sólidos.

3.3.2. HUESO

Como se indicó en la generación de la pieza 3D del hueso temporal, se utilizó un filamento de tipo conductivo para la recreación del modelo. El valor de conductividad del material utilizado es el que se debe caracterizar para poder lograr una exactitud lo más parecida posible al tejido real.

Para el cálculo de conductividad se diseñaron unos tubos de este material mediante impresión 3D de diferentes longitudes y con la misma sección transversal. Estos tubos de prueba se conectaron a un circuito eléctrico compuesto por un puente de Wheatstone de la siguiente forma:

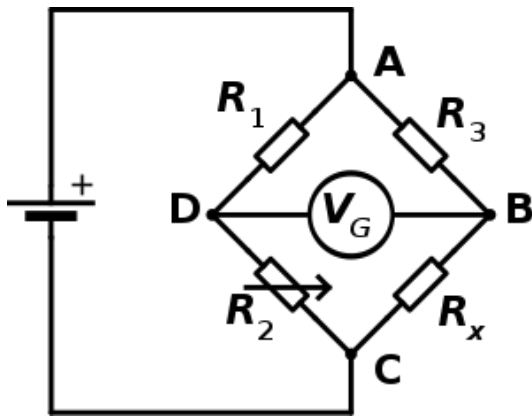


Figura 28: Esquema eléctrico pte. de Wheatstone [28].

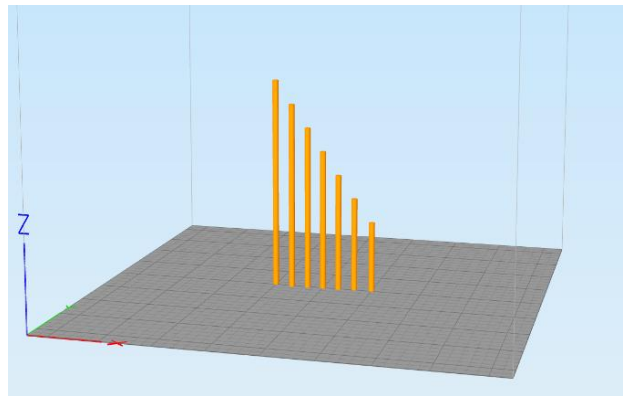


Figura 27: Tubos filamento prueba [27].

En el esquema se tiene como incógnita la resistencia R_x , que representa la resistencia que se quiere hallar de los tubos de filamento. Esta se determina con los valores del resto de resistencias R_1 , R_2 y R_3 , donde los valores de R_1 y R_3 son fijos y la resistencia R_2 es de tipo variable. Si se toma el mismo valor para las resistencias R_1 y R_3 el cálculo se simplifica bastante, en este caso se usaron dos de $1K\Omega$. Para determinar el valor exacto de la muestra R_x , se debe igualar la corriente que circula por las dos ramas del puente. Esto se consigue cuando la relación de (R_1/R_2) es igual a la de (R_3/R_x) regulando el valor de la resistencia R_2 hasta quedar el voltaje en los puntos A y B nulo, así como la corriente que circula entre estos. La justificación de esta relación viene detallada en el anexo A, donde se encuentra la demostración de la ecuaciones del puente de Wheatstone. Cuando se consigue llegar a este punto de equilibrio, se mide el valor de R_2 que será igual a la resistencia del conductor que se busca como se aprecia en las ecuaciones (7) y (8):

$$\frac{R_2}{R_1} = \frac{R_x}{R_3} \quad (7)$$

$$R_x = R_2 \quad (8)$$

En la siguiente tabla, se muestra en detalle el valor de las medidas de las muestras y el valor de conductividad, resistividad y resistencia obtenidos mediante el cálculo del puente de Wheatstone.

Longitud (m)	Resistencia (K Ω)	Resistividad ($\Omega \cdot m$)	Conductividad (S/m)
$r = 1,5 \text{ mm} \quad S = \pi \cdot r^2 = 7,0685 \cdot 10^{-6}$			
0,03	15,29	3,60	0,277
0,04	20,84	3,68	0,271
0,05	27,18	3,84	0,260
0,06	32,62	3,80	0,263
0,07	36,74	3,72	0,268
0,08	38,95	3,45	0,289

Tabla 4: Valores conductividad filamento ABS [4].

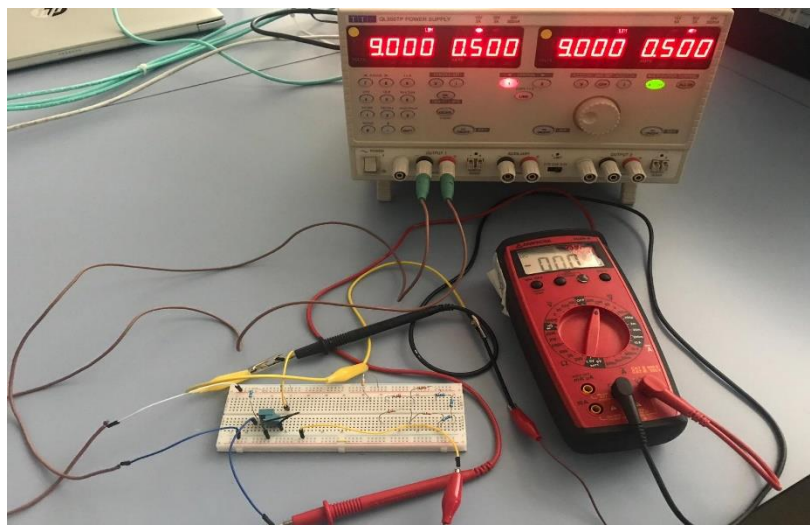


Figura 29: Conexiones circuito filamento [29].

Se puede concluir que, según los valores obtenidos en el experimento, el filamento conductivo posee un valor de conductividad media de 0,271 S/m.

Como se ha explicado anteriormente, el valor de conductividad obtenido en experimentos y estudios para este tipo de tejido no es convergente para la comunidad científica ya que el espectro de valores es muy amplio, así como la diversidad de experimentos realizados para su cálculo. Por tanto, tomando el valor del estudio [9] se fijará la conductividad eléctrica del hueso humano en 0,029 S/m, siendo el obtenido en las muestras 10 veces mayor al valor real.

Debido a la restricción que se tiene en este material y la imposibilidad de obtener otro tipo de filamento de una menor conductividad, ya que no se fabrica actualmente filamento con menor composición metálica, se aceptará el valor obtenido en las muestras y quedará como una de las restricciones en el objetivo de la caracterización del fantoma.

3.3.3. MÉDULA ÓSEA

Para la caracterización de la médula ósea simplemente se necesitó hacer un ajuste adecuado en proporciones de agua y sal a medida que se realizaba una medición de conductividad mediante el uso de un conductímetro digital, el cual indicaba el valor de la solución en valores de S/m. En este caso y como se ha recogido de la bibliografía, el valor de conductividad estimado por el estudio [10] entre otros es de 0,63 S/m. Para conseguir una conductividad de ese valor, se necesita una concentración de sólidos disueltos en agua de 4.030 TDS (ppm) según la relación:

$$1,56 \mu \frac{S}{cm} = 1ppm \quad (9)$$

Siendo 1 ppm (partes por millón) igual a 1 mg/L, unidad de medida internacional para las disoluciones. Por tanto, se necesitarán 4.038 mg/L para conseguir la conductividad necesaria. En este caso, se disponía de un conductímetro digital, el cual indicaba la conductividad de la solución. El inconveniente fue que el rango máximo de medida para concentraciones salinas era de 0,2 S/m. Como se muestra en la ilustración [Fig.30] y para su justificación, se introdujeron 12 g de sal en 100 ml de agua obteniendo una conductividad de 0,19 S/m. Después se ajustó la disolución añadiendo hasta 40,3 g de sal en la misma solución, obteniendo así la concentración y conductividad deseadas.

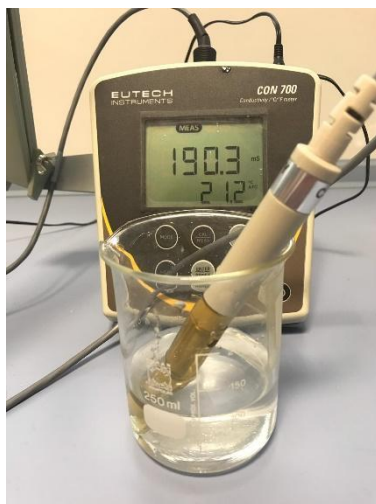


Figura 30: Medida conductividad solución salina [30].

3.3.4. PIEL

Para la obtención del fantoma de la piel se realizó una gelificación de agua salina. Conseguir la caracterización de este tipo de tejido ha sido una de las más difíciles debido a la complejidad de factores que influyen en la gelatina. Antes de reproducir un fantoma final se tuvo que hacer un estudio previo del efecto de características físicas externas como fueron la influencia de la temperatura en las muestras o la homogeneidad de estas.

3.3.4.1. INFLUENCIA DE LA TEMPERATURA

Las muestras de gelatina no son muy estables a la influencia con la temperatura debido a que en el proceso de preparación de las muestras no se usaron componentes químicos para su estabilización como podría ser el formaldehído, que como se explicó anteriormente, además de ser componentes químicos de un alto riesgo de uso son productos difíciles de conseguir. Estos productos consiguen que la temperatura de fusión de las placas de gelatina sea más alta, en torno a los 60°C, cuando la temperatura habitual para este tipo de producto es de 30°C. Debido a este punto de fusión bajo, las muestras son muy inestables al cambio de temperatura, produciéndose su descomposición y perdiendo su propiedad gelatinosa y densidad sobre los 25°C.

Se realizó un cálculo de la conductividad de una muestra a diferentes temperaturas usando una sonda y el resultado fue que la influencia de la temperatura en la conductividad de las muestras de gelatina es del 0,014 S/m/°C como se puede apreciar en la tabla (Tabla 5) y la ilustración [Fig.31].

Temperatura °C	Resistencia (Ω)	Resistividad (Ω/m)	Conductividad (S/m)
17,5	803	1,5766905	0,6342398841
19,0	770	1,511895	0,6614215934
20,5	753	1,4785155	0,6763540862
21,5	738	1,449063	0,6901011205
22,4	725	1,4235375	0,7024753475
23,2	713	1,3999755	0,7142982145

Tabla 5: Valores influencia temperatura gelatina [5].

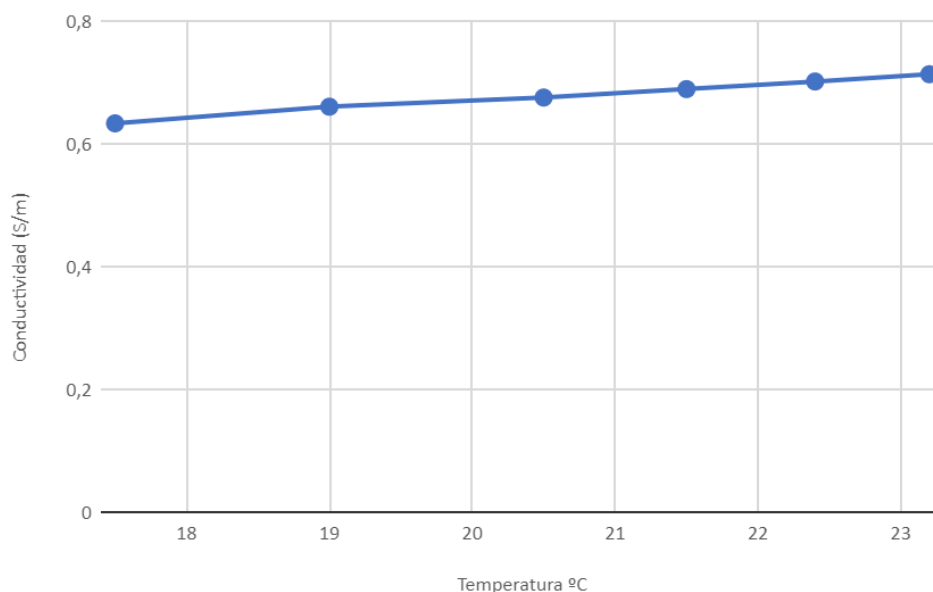


Figura 31: Gráfico influencia de temperatura [31].

Viendo el gráfico obtenido, se concluye que la temperatura es un componente importante en la gelificación de las muestras y en su conductividad, siendo la conductividad directamente proporcional a la temperatura.

3.3.4.2. HOMOGENEIDAD

Al igual que con el procedimiento realizado para el estudio de la influencia de la temperatura sobre las muestras, se hicieron varias pruebas de cálculo de conductividad para diferentes posiciones del bloque de gelatina fabricado. Al ser una disolución, es posible que en su fabricación, la concentración de sal no se reparta homogéneamente por todo el recipiente quedando zonas con mayor influencia de sal y, por tanto, con mayor conductividad que el resto de muestras.

Para ello, se cogieron 5 muestras de forma cilíndrica en direcciones correspondientes a un eje cartesiano de coordenadas, además de otras dos muestras en direcciones diagonales. Todas las muestras se midieron a una temperatura constante de 10°C directamente salidas del refrigerador. El resultado fue que la influencia de la homogeneidad de las muestras no es relevante ya que la diferencia en resistencia de las muestras era de entre 1 - 2 Ω , lo que se puede considerar como error en la medición de las muestras o de una pequeña variación de temperatura.

3.3.4.3. CARACTERIZACIÓN

Una vez estudiados los parámetros físicos del fantoma de la piel y teniendo en cuenta su influencia en las muestras a estudiar, se realizó el experimento para su caracterización. Para ello, se compuso de nuevo un puente de Wheatstone de la misma manera que para las muestras de filamento conductivo. Los componentes utilizados y el esquema es el mismo que el de la ilustración [Fig.28] siendo R_1 y R_3 resistencias de valor conocido (1K Ω) y R_2 una resistencia variable. En este caso las muestras se han hecho en el interior de una jeringuilla de plástico con dos electrodos fabricados con estaño, variando la longitud de las muestras y calculando la resistencia que se halla según la fórmula (5).



Figura 32: Medida conductividad gelatina [32].

Los resultados obtenidos con este método de conductividad, resistividad y resistencia para las diferentes medidas de las muestras han sido los que aparecen en la siguiente tabla:

Longitud (m)	Resistencia (K Ω)	Resistividad ($\Omega \cdot m$)	Conductividad (S/m)
$r = 1 \text{ cm} \quad S = \pi \cdot r^2 = 7,854 \cdot 10^{-5}$			
0,049	1,813	2,906	0,344
0,043	1,561	2,849	0,351
0,038	1,369	2,833	0,353
0,033	1,167	2,777	0,360
0,025	0,889	2,793	0,358
0,021	0,766	2,865	0,349

Tabla 6: Valores conductividad fantoma piel [6].

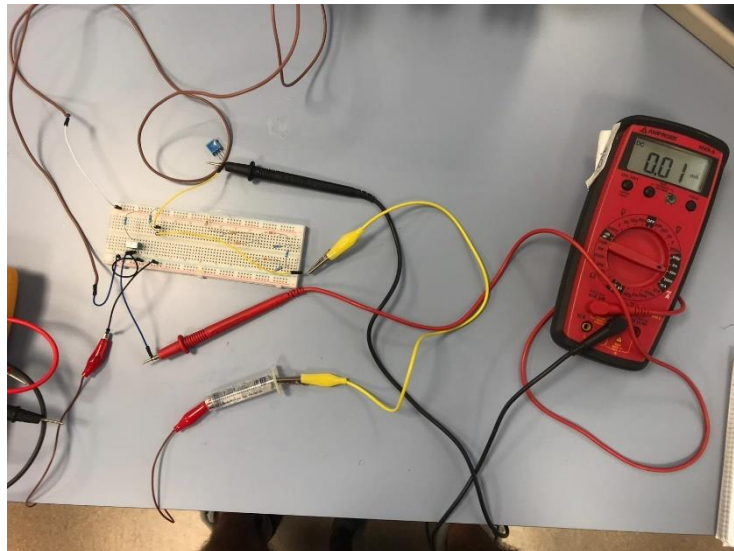


Figura 33: Conexiones medida conductividad gelatina [33].

Se puede concluir que el valor medio realizado de las muestras del fantoma de piel es de 0,35 S/m y que se corresponde con los valores que se obtuvieron en las pruebas de conductividad recogidas en la bibliografía, siendo el rango de valores de entre 0,33 - 0,45 S/m.

3.4. MODELO ELECTRICO EQUIVALENTE DEL FANTOMA

3.4.1 MODELO COLE-COLE

El tejido biológico se puede caracterizar por dos componentes, la resistencia eléctrica R y su reactancia X_c , variando estos según la siguiente ecuación:

$$Z^2 = R^2 + X_c^2 \quad (10)$$

Donde R representa la resistencia del tejido al paso de corriente eléctrica y X_c es la oposición debida a la capacitancia que tienen los tejidos gracias a la membrana celular. Así, los tejidos biológicos responden según la frecuencia de la señal que reciben. Además, los flujos eléctricos atraviesan el cuerpo de manera distinta según atraviesen tejidos iónicos, membranas celulares o líquidos intra y extracelulares.

Como se ha comentado anteriormente, la conductividad y la permitividad son los parámetros propios que caracterizan un tejido de otro. Si se tiene en cuenta que los tejidos son isotrópicos e independientes del tiempo, se podrán considerar sus componentes como valores escalares en función de la frecuencia que se aplique.

Los modelos eléctricos que representan mejor las características eléctricas de los tejidos biológicos se basan en los fluidos que se encuentran dentro y fuera de las células corporales. Suponiendo una célula introducida en un medio iónico, en la que la resistencia es representada por el medio extracelular, otra resistencia como la del medio intracelular y, paralelamente a esta, una capacidad que representa la reactancia que tiene la membrana celular [11]. Este circuito eléctrico quedaría como el mostrado en la ilustración [Fig.34].

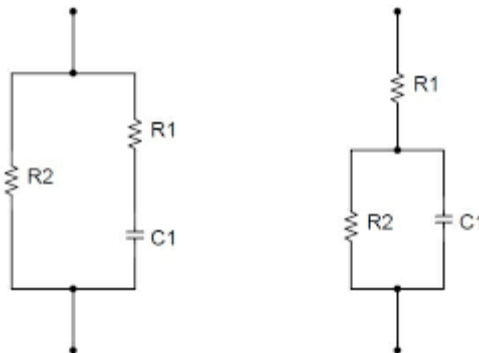


Figura 34: Esquema modelo eléctrico Cole-Cole [34].

Los valores de la parte real de la impedancia del medio extracelular (R_1), la parte real de la impedancia del medio intracelular (R_2) y la capacidad de la membrana celular (C) pueden ser calculados según las ecuaciones del modelo eléctrico de Cole-Cole.

$$R = R_0 \quad (11)$$

$$S = \frac{1}{\frac{1}{R_\infty} - \frac{1}{R}} \quad (12)$$

$$C = \frac{1}{2\pi f_c(R+S)} \quad (13)$$

3.4.2. APROXIMACIÓN TEÓRICA

Según el modelo explicado de Cole-Cole y con los tejidos que se encuentran en la zona a estudiar, se puede realizar una aproximación del modelo eléctrico que se ajusta mejor a las propiedades y respuesta del modelo real. El circuito completo sería el de la siguiente ilustración:

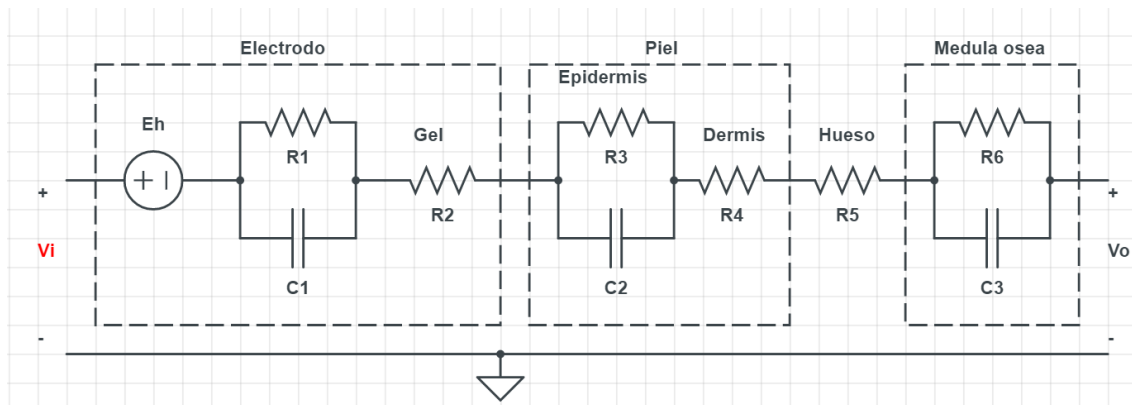


Figura 35: Esquema eléctrico circuito equivalente [35].

En él, se pueden apreciar las distintas capas de tejido que va atravesando la señal bioeléctrica desde la cóclea hasta su recepción en el electrodo superficial y su equivalencia eléctrica. Siendo las capas con condensadores C2 y C3 aquellas en las que el efecto capacitivo influye por el efecto de las membranas celulares presentes en estos tejidos y C1 caracterizado por el efecto al cambio de material dieléctrico entre la piel y el gel del electrodo.

3.4.3. CARACTERIZACIÓN DEL MODELO

El modelo eléctrico de la ilustración [Fig.35], no representa a la perfección el modelo del fantoma que se ha construido en este estudio debido a pequeñas singularidades y factores que afectan de distinta manera en el modelo real respecto del artificial.

Se deberá hacer un reajuste de los componentes que integran este modelo entre los que están:

- Eliminación del potencial eléctrico Eh: debido a que se va a realizar un estudio empleando corriente alterna este elemento no influye en el modelo.
- Eliminación de los elementos capacitivos de la piel y la medula ósea: debido a que los fantomas creados para simular estos tejidos son soluciones salinas y no se puede recrear el efecto capacitivo producido en las membranas celulares.

- Reducción de las resistencias R3 y R4: se ha tomado como una única resistencia debido a que el valor de resistividad conseguido en el fantoma de la piel es para todo el conjunto del tejido, entendiendo las capas de la piel como una sola.

A partir de estos ajustes se ha formado un modelo eléctrico de la siguiente forma:

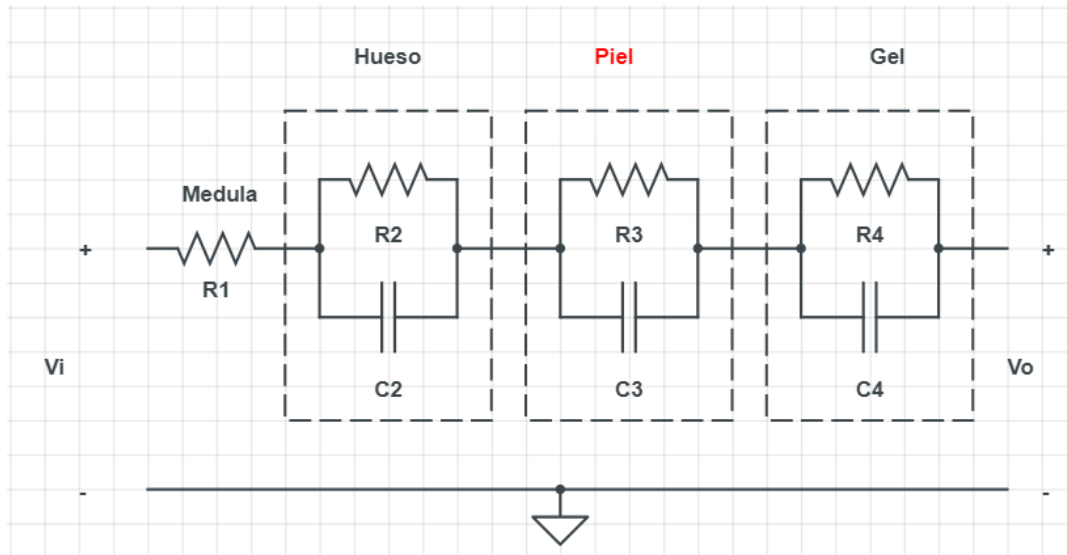


Figura 36: Esquema eléctrico modelo reducido [36].

El efecto capacitivo que se encontraba en las membranas celulares de los tejidos en este modelo no influye, pero aparecen otros efectos capacitivos que son los representados en los condensadores C2, C3 y C4, producidos por el contacto entre los distintos materiales que componen los fantasmas de los tejidos. Cada resistencia de tejido viene definida por la conductividad eléctrica calculada en anteriores apartados. Al no tener una percepción exacta del volumen y las medidas exactas del recorrido de la señal eléctrica producida en la cóclea, no se puede estimar un valor exacto para los componentes, por lo que se deberá hacer un estudio completo de la atenuación de la señal al paso por el conjunto de estos tejidos.

3.5. CONEXIONES

Para la realización del estudio de atenuación se intentó replicar el procedimiento que se sigue en las pruebas de audiometría objetiva por microfónicos cocleares, en ellas, se utilizan tres electrodos superficiales, dos con apantallamiento y uno que no lo incluye. La colocación de los electrodos en una prueba de audiometría objetiva, como se explicó anteriormente, se realiza colocando dos electrodos en cada una de las apófisis mastoideas del hueso temporal registrando las señales producidas por las cócleas y otro electrodo situado en la frente, como toma de referencia que será realimentado por medio del modo común del previo diferencial.

En este caso, no se pudo realizar esta disposición debido a que se carece de encéfalo completo y solo se dispone de la zona temporal de la misma. Por ello, se realizó la siguiente configuración:

- Se conectó el generador de funciones al fantoma con un cable introducido en el orificio del conducto del nervio auditivo tapando el mismo con masilla para mantener la solución salina en su interior y llegar al punto más próximo donde se situaría la cóclea humana.
- Se dispusieron dos electrodos superficiales con una delgada capa de fantoma de piel, boca arriba, donde se apoyaría la pieza impresa coincidiendo estos lugares con la apófisis mastoidea y una ramificación que simula el hueso mandibular.
- El electrodo conectado a la apófisis fue el que se cableó para la toma de medidas al osciloscopio digital.
- El electrodo conectado a la ramificación fue la toma de referencia del circuito para la eliminación del modo común. Así mismo, se conectaron también el contacto negativo del generador de funciones como el del osciloscopio. El punto de toma de referencia se situó lo más lejano a los puntos de entrada y medida de la pieza para influir lo menos posible en la toma de medidas.

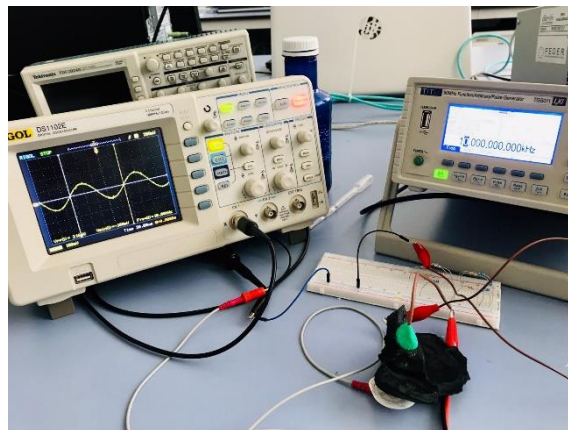


Figura 37: Conexiones fantoma completo [37].

4. RESULTADOS

4.1 PRUEBAS DE MEDIDA

Una vez fabricados y caracterizados los tres fantasmas de tejido biológico necesarios, se dio paso a la realización de las pruebas experimentales para el estudio completo de la atenuación producida por la impedancia de estos.

4.1.1. DATOS OBTENIDOS

Una vez realizadas todas las conexiones necesarias para la medida de la atenuación del modelo del fantoma, se comenzó con la toma de datos experimentales. El experimento se realizó siguiendo la forma que se utiliza en la prueba de audiometría objetiva para la maquina diseñada en el laboratorio del centro CTB.

En ella, la captura de microfónicos cocleares se realiza a unas determinadas frecuencias, debido a que producen una respuesta característica en la membrana basilar de la cóclea. Estas frecuencias están dentro del rango de audición humana y son 250, 500, 1.000, 2.000, 4.000, 8.000 y 16.000 Hz.

En este estudio se han tomado más medidas en el rango de frecuencias para tener una mayor precisión de los resultados obtenidos.

Las medidas se realizaron con una magnitud de voltaje similar al que produciría el órgano de Corti en condiciones sanas de un humano, este valor, recogido en estudio [12] es del orden de los 200 mVpp y las muestras del fantoma de piel se utilizaron a una temperatura de 10°C para influir lo menos posible en la prueba.

Los datos obtenidos de la ganancia del sistema son los siguientes:

Frecuencia (Hz)	Voltaje (mVpp)	Ganancia (V/V)	Atenuación (dB)
10	29	0,145	-16,77263996
25	30	0,150	-16,47817482
50	30	0,150	-16,47817482
75	31	0,155	-16,19336604
100	31	0,155	-16,19336604
250	32	0,160	-15,91760035
500	34	0,170	-15,39102157
750	36	0,180	-14,8945499
1000	38	0,190	-14,42492798
2000	41	0,205	-13,76492278
4000	44	0,220	-13,15154638
8000	50	0,250	-12,04119983
16000	54	0,270	-11,37272472
20000	54	0,270	-11,37272472

Tabla 7: Valores de ganancia y atenuación del fantoma [7].

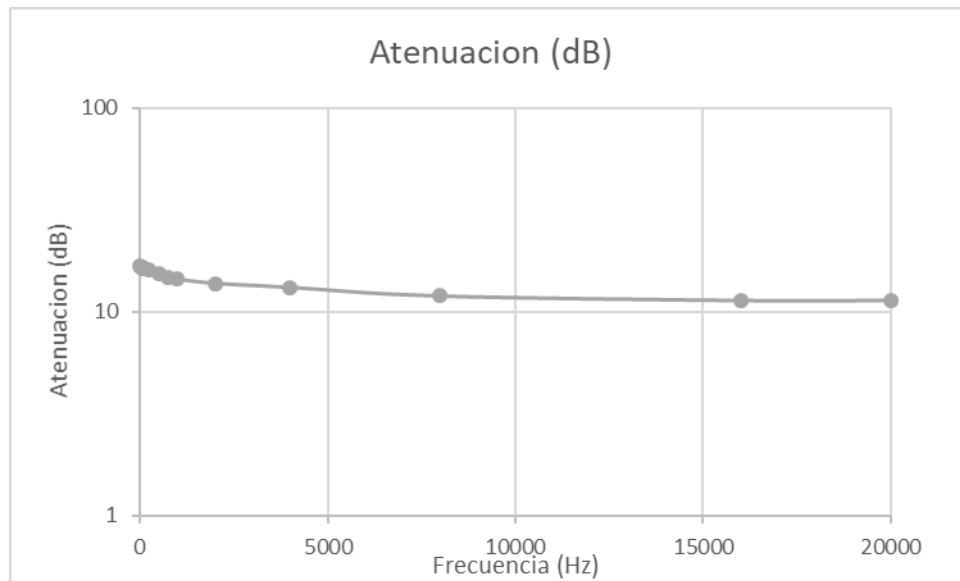


Figura 38: Grafico atenuación en función de frecuencia [38].

Se ha calculado la atenuación obtenida en dB como aparece en la gráfica de la ilustración [Fig.38], según la formula (14) y se puede concluir que es del orden de los 10 dB de media. Esta se ha mostrado de forma logarítmica para apreciar mejor su evolución en función de la frecuencia.

$$G_V (dB) = 20 \log \frac{V_o}{V_i} \quad (14)$$

Como se puede apreciar en los resultados obtenidos en la tabla (Tabla 7), se observa una ganancia menor a 1, lo que indica que se produce una atenuación en la señal de entrada producido por el paso de cada uno de los tejidos que componen el fantoma, como tendría que pasar al pasar las bioseñales de la cóclea a través del encéfalo humano, pero con una magnitud inferior a la esperada como se explicará en las conclusiones.

5. CONCLUSIÓN

5.1. VALIDACIÓN DEL MODELO

A partir de los resultados obtenidos en el apartado anterior se ha realizado una estimación del modelo eléctrico que concuerda lo máximo posible con el comportamiento eléctrico del fantoma creado, siendo el modelo teórico expuesto en la figura [Fig.36] el que mejor representa este comportamiento.

Como se aprecia en la figura [Fig.38], se ve una influencia de la ganancia en función de la frecuencia de tal manera que en cuanto aumenta la frecuencia el valor de ganancia es más grande. Esto quiere decir que la atenuación del modelo disminuye y que no ofrece tanta resistencia al paso de densidad de corriente debido en principio a la polarización de las células de los tejidos, tal y como se ha explicado en el marco teórico de bioimpedancia anteriormente. Sin embargo, al carecer de la componente celular en los tejidos recreados, aparece un nuevo efecto producido por la unión de distintos materiales dieléctricos que generan un efecto capacitivo en el cambio de material por pequeñas diferencias de potencial.

Este efecto capacitivo también se comporta de forma que disminuye su resistencia al aumento de la frecuencia. Esto se debe a que los elementos capacitores a bajas frecuencias, así como en corriente continua, no tienen efecto sobre estos elementos, dejando el esquema eléctrico como un circuito abierto y forzando a pasar toda la corriente de ese tramo por los elementos resistivos, que en este caso serán los mismos materiales que componen el fantoma. Por el contrario, el aumento de la frecuencia en los elementos capacitores produce un aumento del efecto de polarización de los materiales que intervienen en él, haciendo que la corriente que llega hasta ellos atraviese el componente y no se desvíe tanto flujo de corriente por la parte resistiva del material, lo que genera una disminución de la resistencia y por consiguiente una reducción de la atenuación.

Por lo que se podría concluir que este parámetro de los resultados es satisfactorio y se corresponde con el modelo teórico equivalente propuesto, además de reproducir en cierta manera un comportamiento real en función de la frecuencia.

También hay que destacar de los resultados el valor de magnitud de la atenuación producida. Como se ha indicado en el apartado de resultados y procedente de la bibliografía [12], es conocido el valor en magnitud de la señal eléctrica producida en la cóclea, del orden de los 200 mVpp. En la recogida de datos realizada en el estudio, se dan un rango de valores percibidos en la superficie exterior de la piel mediante electrodos superficiales como se realiza en este experimento y son del orden de los 10 nV, por lo que se trataría de una atenuación bastante considerable respecto a la hallada en los resultados de este experimento. El rango obtenido por [12] está respaldado por un marco teórico que coincide en magnitud, por lo que el valor obtenido en este experimento de 30 mVpp está muy lejos del esperado.

Una de las causas de esta disparidad es la proporcionalidad obtenida en el fantoma del hueso, que como se explicó en apartados anteriores esta superaba en 10 veces el valor real de conductividad. Esta causa, unida al desconocimiento de la influencia que tiene el hueso en la transmisión de los microfónicos cocleares hasta la superficie exterior de

la piel, ya que es desconocido el trayecto tomado por las señales en esta zona, puede ser un condicionante para que haya una atenuación mucho menor de lo esperado.

Aun teniendo una variación en la magnitud de la atenuación producida en el modelo, se puede concretar que el modelo representa el comportamiento eléctrico de un modelo real de una forma considerablemente válida.

5.2. MARCO REGULADOR

Según [13] el Real Decreto 411/1996, de 1 de marzo, por el que se regulan las actividades relativas a la utilización de tejidos humanos, se debe tener un consentimiento explícito del paciente o en caso de fallecimiento, el consentimiento de la familia, además de guardar la confidencialidad del origen, datos (LO 15/1999) e historial del paciente (Ley 41/2002).

Todo tejido humano que se obtenga deberá ser aportado de forma voluntaria. Además, se deberá de informar la finalidad y el estudio de investigación al que va a ser sometido el tejido (Ley 14/2007).

El marco regulador de tratamiento de tejidos humanos es muy severo y exhaustivo además de tener una gran dificultad para conseguir tejidos tan complejos como los que se necesitan en este proyecto, por todo ello, se ha optado por seguir una línea de investigación más conservadora y austera utilizando materiales y herramientas artificiales para la composición del modelo anatómico a estudiar.

5.3. ENTORNO SOCIOECONÓMICO

5.3.1. PRESUPUESTO FINAL DEL PROYECTO

El presupuesto final para el desarrollo e implementación del sistema de medición de impedancia y su modelo físico se refleja en las tablas que aparecen a continuación. Hay que puntualizar que todo el material utilizado en el laboratorio para la recogida de medidas del estudio no ha sido incluido en el presupuesto, solo el material necesario para producir y desarrollar el modelo.

DESCRIPCIÓN	UNIDADES	PRECIO/UNIDAD (€)	PRECIO TOTAL (€)
Impresora 3D	1	250	250
Filamento conductivo	1	60	60
Conductímetro digital	1	30	30
Resistencias	2	0,2	0,4
Potenciómetro	1	0,3	0,3
Protoboard	1	8	8
Cables	-	1	1
Pila	1	1	1
Ordenador	1	600	600
Gelatina	1	3	3
Sal	1	2	2
IVA (21%)	-	-	200,7
TOTAL	-	-	1.156,4

Tabla 8: Presupuesto hardware [8].

DESCRIPCIÓN	UNIDADES	PRECIO/UNIDAD (€)	COSTE TOTAL (€)
Simplify 3D	1	200	200
IVA (21%)	-	-	42
TOTAL	-	-	242

Tabla 9: Presupuesto software [9].

DESCRIPCIÓN	HORAS	PRECIO/HORA (€)	COSTE TOTAL (€)
Becario Ingeniero	600	4	2.400
IVA (21%)	-	-	504
TOTAL	-	-	2.904

Tabla 10: Presupuesto empleados [10].

DESCRIPCIÓN	COSTE TOTAL (€)
Hardware	1.156,4
Software	242
Empleados	2.904
TOTAL	4.302,4

Tabla 11: Presupuesto total [11].

5.3.2. IMPACTO SOCIAL

El impacto social que puede llegar a causar el desarrollo e implementación de este sistema es de una gran repercusión, concretamente en estratos de la población que son más propensos a la disfunción auditiva, como pueden ser las personas de avanzada edad, bebés y niños de corta edad o personas con enfermedades auditivas. Más de 360 millones de personas padecen pérdidas de audición según la OMS, en España existe alrededor de un millón de personas afectadas (INE, 2000) [14]. El tratamiento de estos problemas auditivos actualmente se realiza mediante audífonos e implantes cocleares.

El desarrollo de este sistema puede repercutir considerablemente en aspectos como la calibración de los audífonos, ya que la disfunción de la audición se agrava con el avance de la edad y conseguir un modelo estable y preciso, y además para cada paciente, haría que se necesitara menos de estos ajustes, lo que conlleva que se fuerce menos el órgano auditivo del paciente y que la disfunción sea menor con el tiempo.

Otro impacto considerable es la de los implantes cocleares, ya que estos implantes es necesario colocarlos mediante cirugía en la zona craneal, una zona muy peligrosa para la vida del paciente además de dolorosa por la cantidad de terminaciones nerviosas que posee. El desarrollo de este estudio podría aportar precisión en la transmisión de las señales a través de esta zona del cuerpo y lograr enviar las señales auditivas hasta el nervio auditivo del paciente sin necesidad de un cableado intracraneal, simplemente con la colocación de un emisor-receptor en la zona temporal del cráneo, reduciendo el tiempo de postoperatorio del paciente y calidad de vida del mismo.

5.3.3. IMPACTO ECONÓMICO

El impacto económico que puede llegar a tener el desarrollo de este sistema va ligado a las consecuencias obtenidas también en el impacto social. Al no necesitar la calibración de los audífonos, se ahorraría un gran presupuesto en técnicos y mantenimiento de los aparatos en los centros médicos, así como la posibilidad de encontrar otras soluciones a este problema, aunque se encarezcan los aparatos de audición.

Además, en cuanto a los implantes cocleares, se reduciría el tiempo de postoperatorio de los pacientes, lo que conlleva menos gasto por parte de los centros hospitalarios en cuidados al paciente, material clínico y personal de atención.

También, influiría en compañías aseguradoras, en la resolución de informes sobre accidentes laborales o enfermedades profesionales determinando el grado de incapacidad auditiva sin necesidad de la opinión subjetiva de las partes afectadas.

Todas estas medidas a escala global podrían tener una repercusión económica que en estas circunstancias sería muy difícil de calcular con exactitud debido a la diversidad y cantidad de gente que afectaría además de entrar en un campo en el que es muy costoso cualquier producto o servicio del que se trate.

5.4. FUTUROS TRABAJOS

Con la aportación de este trabajo en el entorno de investigación biomédica se pueden desarrollar varias líneas de trabajo a partir del mismo, como podrían ser alguna de las desarrolladas a continuación:

- Desarrollo del fantoma que modela el hueso mediante filamento conductivo de una menor magnitud, ya que este ha sido uno de los puntos clave en la disparidad de resultados con un modelo real. Se podría recrear este mismo trabajo con la solución de un filamento para impresora 3D con un valor de conductividad menor, mediante la fabricación de este. Este tipo de filamentos se pueden derretir y volver a dar forma realizando una mezcla en proporciones adecuadas y conseguir una aproximación más idónea a la hallada en este trabajo.
- Desarrollo del fantoma completo con tejido biológico de animales, ya que este tipo de muestras biológicas es relativamente fácil conseguir y pueden llegar a aportar resultados bastante parecidos a los que puede dar una prueba con tejido humano, teniendo en cuenta la buena conservación de las muestras y salvando las diferencias entre este tipo de tejidos y el humano como características físicas de grosor o cantidad de grasa.
- Desarrollo del fantoma de piel mediante biomateriales. Por ahora es una técnica de investigación que se desarrolla en lugares concretos y con equipamiento muy específico y complejo. Aun así, es una línea de trabajo que, en mi opinión, llegará pronto y en la que será posible desarrollar cualquier tipo de tejido biológico con la implementación de biomateriales producidos con células madre en dispositivos de impresión 3D, ya que serán capaces de replicar cualquier modelo y con las características físicas del paciente a tratar.
- Determinar un método para el posicionamiento de la cóclea en el encéfalo humano. Esta línea de trabajo hubiera sido mucho más sencilla si se conociera este dato ya que, con la triangulación de varios electrodos y el conocimiento de conductividad de los tejidos que atraviesa, se podría lograr determinar la posición de la cóclea y el camino por el que se produce la atenuación de una manera mucho más precisa.
- Desarrollar un dipolo eléctrico de la magnitud del órgano de Corti. La incertidumbre en los valores de emisión y recogida de las señales procedentes de la cóclea es aún un problema para determinar la atenuación exacta. Esto se podría resolver mediante la reproducción de un dipolo eléctrico que simule el

funcionamiento del órgano de Corti en el interior de la cóclea a una escala similar a la real, para poder conocer la magnitud exacta de la generación de esas bioseñales.

5.5. CONCLUSIONES

Con la finalización de este proyecto se pueden exponer las siguientes conclusiones en relevancia a los objetivos propuestos sobre el sistema estudiado. En cuanto a los objetivos específicos:

- Se ha obtenido un estudio completo sobre la fisiología de la zona temporal del cráneo humano, sus características y propiedades eléctricas mediante las referencias bibliográficas de otros estudios que las obtuvieron.
- Se ha conocido el valor de resistividad y conductividad de cada uno de los tejidos y su comportamiento frente a señales eléctricas que los estimulen.
- Se ha desarrollado el modelo anatómico propuesto, desarrollando cada uno de los tejidos mediante una metodología distinta y con su correspondiente caracterización para que repliquen las características y comportamiento frente a señales eléctricas. A excepción de un tejido, por problemas externos al proyecto. Además, se han realizado pruebas adicionales para ver el efecto en temperatura y homogeneidad del fantoma de piel al tener propiedades más sensibles que otros de los tejidos.
- Se ha modelizado un circuito eléctrico que represente el modelo anatómico deseado, además del real, con cada uno de sus tejidos que lo engloban.
- Se ha determinado un valor de atenuación y comportamiento eléctrico similar a la respuesta que tendría un modelo real, con pequeñas variaciones de magnitud producidas por problemas externos al proyecto

En cuanto al objetivo global del proyecto se ha conseguido estimar un sistema para modelizar la impedancia o atenuación de la señal de una persona, aunque de una forma muy global. Este sistema deberá ser depurado mediante la incorporación de más variables y de técnicas más avanzadas que representen mejor al paciente deseado para poder ser incorporado en una máquina de audiometría objetiva.

5.6. VALORACIÓN PERSONAL

En mi opinión, comenzar con este trabajo de investigación ha sido satisfactorio debido, en primer lugar, por los resultados finales obtenidos, ya que se ha conseguido emular el comportamiento eléctrico que tendría un modelo real, aunque no haya sido con la misma magnitud que con tejido biológico y disponiendo de composición celular, pero se corresponde bastante bien. En segundo lugar, por comenzar una línea de investigación que tiene mucho potencial en el futuro y que creo convergerá en una solución que podrá ser aplicable y útil en la investigación audiométrica, así como en empresas dedicadas al desarrollo y aplicación de tecnologías de audición en un futuro próximo. Por último, por el cómputo global del trabajo, el conocimiento adquirido sobre anatomía, composición y comportamiento eléctrico de los tejidos, por adquirir conocimientos en biomedicina e indagar en esta rama de la ingeniería, por el desarrollo de un fantoma que física y eléctricamente emula casi a la perfección el comportamiento humano, y por la realización de su estudio completo, que tras finalizar la carrera de ingeniería electrónica, es satisfactorio personalmente.

6. BIBLIOGRAFÍA

- [1] "Hueso temporal". Wikipedia Enciclopedia Libre.
https://es.wikipedia.org/wiki/Hueso_temporal (Acceso: 18 de Julio de 2019).
- [2] "Hueso". Wikipedia Enciclopedia Libre.
<https://es.wikipedia.org/wiki/Hueso> (Acceso: 20 de Julio de 2019).
- [3] P. García Florencio. "Estudio de la porosidad y la mineralización en el callo de Distracción Ósea", Trabajo fin de grado, Dpto. Mecánica, Universidad de Sevilla, Sevilla, España, 2017. [En línea]. Disponible en:
<http://bibing.us.es/proyectos/abreproy/91446/fichero/MEMORIA.pdf>
- [4] "Médula ósea". Wikipedia Enciclopedia Libre.
https://es.wikipedia.org/wiki/M%C3%A9dula_%C3%B3sea (Acceso: 20 de Julio de 2019).
- [5] "Oído". Wikipedia Enciclopedia Libre.
<https://es.wikipedia.org/wiki/O%C3%ADdo> (Acceso: 20 de Julio de 2019).
- [6] "La piel humana en cifras". Xataka Ciencia.
<https://www.xatakaciencia.com/biologia/la-piel-humana-en-cifras#targetText=La%20piel%20m%C3%A1s%20fina%2C%20que,con%202.380%20por%20cent%C3%ADmetro%20cuadrado>. (Acceso: 5 de Agosto de 2019).
- [7] "Piel". Wikipedia Enciclopedia Libre.
<https://es.wikipedia.org/wiki/Piel> (Acceso: 12 de Agosto de 2019).
- [8] Hip Kõiv. "Developing tissue phantom materials with required electric conductivities", Trabajo fin de máster, Dpto. de Electrónica, Universidad tecnológica de Tallin, Tallin, Estonia, 2015. [En línea]. Disponible en:
<https://digi.lib.ttu.ee/i/file.php?DLID=3396&t=1>
- [9] Katrina Wendel, Juho Väisänen, Gunnar Seemann, Jari Hyttinen and Jaakko Malmivuo, "The Influence of Age and Skull Conductivity on Surface and Subdermal Bipolar EEG Leads", Department of Biomedical Engineering, Tampere University of Technology, Korkeakoulunkatu, Tampere, Finland, 2009. [En línea]. Disponible en:
https://www.researchgate.net/publication/41405695_The_Influence_of_Age_and_Skull_Conductivity_on_Surface_and_Subdermal_Bipolar_EEG_Leads
- [10] M.A. San-Pablo-Juárez, E. Morales-Sánchez, F. Ireta-Moreno, R. Ávalos-Zúñiga, J.J. González-Barbosa, "Method for measuring bone density through the electrical conductivity calculated by Electrical Impedance Tomography", Instituto Politécnico Nacional. Centro de Investigación en Ciencia Aplicada y Tecnología Avanzada unidad Querétaro, Querétaro, México, 2017. [En línea]. Disponible en:
https://www.researchgate.net/publication/317268208_Method_for_measuring_bone_density_through_the_electrical_conductivity_calculated_by_Electrical_Impedance_Tomography

- [11] Alvero-Cruz, J.R.; Correas Gómez, L.; Ronconi, M.; Fernández Vázquez, R.; Porti Manzanido, J., "La bioimpedancia eléctrica como método de estimación de la composición corporal: normas prácticas de utilización". *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, vol. 4, núm. 4, diciembre, 2011, pp. 167-174. [En línea]. Disponible en: <http://www.redalyc.org/pdf/3233/323327668006.pdf> (Acceso: 30 de Agosto de 2019).
- [12] L.Blas Narvaez, "Diseño de un dispositivo de audiometría objetiva microfónico coclear", Trabajo fin de master, Universidad Politécnica de Madrid, Madrid, España, 2018.
- [13] S. Luquero Bueno, "Manejo de Muestras Biológicas en Investigación", presentada en V Edición La Buena Práctica Clínica en los Ensayos Clínicos, Hospital Universitario de La Princesa, 8 de Abril de 2015. [En línea]. Disponible en: https://www.iis-princesa.org/wp-content/uploads/14_Manejo_de_Muestras_Biologicas_en_Investigacion_Sergio_Luquero.pdf
- [14] J.J. Serrano Olmedo, "AudioMC (Audiometría Microfónico Coclear): Nuevo método definitivo para el estudio audiométrico objetivo", Centro de Tecnología Biomédica UPM. [En línea]. Disponible en: <http://ctb.upm.es/pdfs/AuidoMC.pdf>

ANEXO A

DEMOSTRACIÓN PUENTE DE WHEATSTONE.

En la demostración de puente de Wheatstone partimos desde el esquemático que se muestra en la siguiente figura:

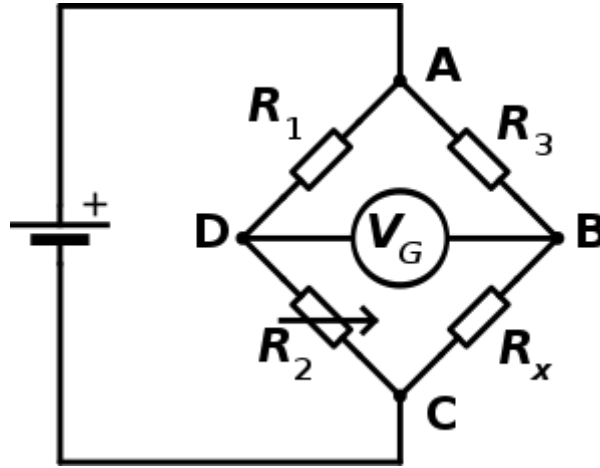


Figura 39: Puente de Wheatstone.

Donde las resistencias R_1 y R_3 son resistencias de valor fijo, R_2 es una resistencia de valor variable y R_x el valor de la resistencia que se quiere calcular.

Comienza la demostración siguiendo la primera ley de Kirchoff, donde las corrientes que entran y salen de un nodo son igual a cero, así se puede encontrar la corriente que circula por los nodos D y B:

$$I_1 - I_2 - I_G = 0 \quad (1)$$

$$I_3 - I_X + I_G = 0 \quad (2)$$

A partir de las ecuaciones (1) y (2) y siguiendo la segunda ley de Kirchoff donde el voltaje que circula por una malla es también igual a cero, se podrán obtener las ecuaciones (3) y (4).

$$V_3 - V_G - V_1 = 0 \quad (3)$$

$$V_X - V_2 + V_G = 0 \quad (4)$$

Cuando tenemos el puente equilibrado es cuando la corriente I_G es igual a cero, entonces podemos reescribir las ecuaciones (3) y (4) de la siguiente forma con ayuda con la ley de Ohm (5).

$$V = I \cdot R \quad (5)$$

$$I_3 \cdot R_3 = I_1 \cdot R_1 \quad (6)$$

$$I_X \cdot R_X = I_2 \cdot R_2 \quad (7)$$

Reordenando las ecuaciones (6) y (7) tenemos:

$$\frac{I_3}{I_1} = \frac{R_1}{R_3} \quad (8)$$

$$\frac{I_X}{I_2} = \frac{R_2}{R_X} \quad (9)$$

Por otro lado, si I_G es igual a cero podemos decir según las ecuaciones (1) y (2) que:

$$I_3 = I_X \quad I_1 = I_2$$

Quedando:

$$\frac{R_1}{R_3} = \frac{R_2}{R_X} \quad (10)$$

Lo cual se puede afirmar que el valor de voltaje aplicado al puente no influye en el ajuste y cálculo de las resistencias, además de que si se toma el mismo valor para las resistencias fijas R_1 y R_3 no es necesario hacer el cálculo ya que la resistencia variable R_2 se corresponde directamente con el valor de la resistencia R_X que se busca.