



**CENTRO DE INVESTIGACIÓN Y DE ESTUDIOS AVANZADOS
DEL INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL**

UNIDAD ZACATENCO
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELÉCTRICA
SECCIÓN DE BIOELECTRÓNICA

Diseño, construcción y caracterización de prototipo de prótesis de pabellón auricular por impresión 3D en polifluoruro de vinilideno como sensor de presión y temperatura

Tesis que presenta

Grissel Rodríguez Roldán

para obtener el Grado de

Maestra en Ciencias

en la Especialidad de

Ingeniería Eléctrica

Director de la Tesis: Dr. Ernesto Suaste Gómez

México, D.F.

Diciembre, 2015

Agradecimientos

En primer lugar quiero agradecer al Consejo de Ciencia y Tecnología (CONACyT) por el apoyo económico brindado para realizar mis estudios de maestría, al Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional (CINVESTAV-IPN) por ser una gran institución de la cual me llevo un gran recuerdo.

Agradezco infinitamente al Dr. Ernesto Suaste Gómez por haber confiado en mí, por todas sus enseñanzas, sus exigencias, su tiempo, sus frases tan inspiradoras y por el apoyo brindado.

A mi familia por su calidez, a mis padres por exigir lo mejor de mí y enseñarme que con constancia y esfuerzo se llega siempre al objetivo, a mis abuelos por darme su apoyo y amor incondicional, a mi tía Nora por curarme y cuidarme siempre que me enfermaba, por escucharme y darme siempre ánimos, a mi tía Luz por consentirme y a mis primos, por ser los hermanos que siempre quise.

A mis personas favoritas: Esperanza Pérez por estar conmigo en todas las decisiones locas de mi vida, buenas o malas y regañarme siempre que fuera necesario; a Sergio Ramos por escucharme, darme consejos y ser mi mejor amigo; a Daniela Sánchez por ser la hermana que yo elegí y quererme y cuidarme y, finalmente, a Lenin que aunque no es persona es el ser que me alegra todos los días al llegar a casa y me acompaña en todo momento.

A Héctor Reyes, auxiliar del laboratorio 10 por sus consejos y por sus bromas que me hacían reír.

A todos mis compañeros con los que conviví diario así como a Modesto, auxiliar del laboratorio.

Agradezco también a los doctores que me impartieron clases por dejar su granito de conocimiento.

Agradezco al pueblo de México, al panadero, al profesor, al cocinero, al taxista, etcétera porque gracias a sus impuestos se llevó a cabo la realización de este proyecto. Espero no haberlos defraudado.

Finalmente, agradezco a todos aquellos que confiaron en mí, pero sobre todo a los que no confiaron, por hacerme una mejor persona.

A todos y cada uno de los que arriba se mencionan, ¡gracias!

Contenido

Agradecimientos	i
Abreviaturas.....	vi
Resumen	vii
Abstract.....	viii
1. Introducción	1
1.1 Planteamiento del problema.....	3
1.2 Estado del arte	6
1.3 Objetivos	11
1.3.1 Objetivo general.....	11
1.3.2 Objetivos específicos.....	12
1.4 Estructura de la tesis	13
2. Antecedentes.....	15
3. Marco teórico.....	20
3.1 Anatomía del oído externo	20
3.2 Proceso de audición.....	23
3.2 Microtia.....	24
3.2.1 Clasificación	25
3.2.2 Tratamiento	26
3.3 Materiales inteligentes.....	27
3.4 Electrospinning.....	28
4. Desarrollo	30
4.1 Prótesis.....	30
4.1.1 Diseño	30
4.1.1.1 Oído.....	30
4.1.1.2 Canal auditivo	31
4.1.2 Simulación.....	32
4.1.3 Impresión 3D.....	35
4.1.3.1 ABS	36
4.1.3.2 PVDF	36
4.1.3.3 PLA FLEXIBLE	36
4.1.4 Caracterización de las propiedades del PVDF	37
4.1.5 Caracterización de la prótesis	40
4.1.5.1 Caracterización de temperatura.....	42

4.1.5.2 Caracterización de presión	44
4.2 Fabricación y caracterización de membranas por electrospinning	46
4.2.1 PVDF.....	46
Caracterización de temperatura	47
Caracterización de presión	47
SEM.....	47
Microanálisis.....	47
4.2.2 Solución de PVDF/PLA	48
Caracterización de temperatura	49
Caracterización de presión	49
SEM.....	49
Microanálisis.....	49
4.2.3 PLA	50
4.3 Fabricación y caracterización de compuestos poliméricos	51
Caracterización de temperatura	52
5. Resultados.....	53
5.1 Prótesis.....	53
5.1.1 Diseño	53
5.1.2 Impresión 3D.....	54
5.1.3 Caracterización	55
5.1.3.1 Prótesis de oído hecha en PVDF como sensor de temperatura (sin polarizar).....	56
5.1.3.2 Prótesis de oído hecha en PVDF como sensor de presión (sin polarizar).....	57
5.1.3.3 Prótesis de oído hecha en PVDF como sensor de temperatura (polarizada).....	58
5.1.3.4 Prótesis de oído hecha en PVDF como sensor de presión (polarizada).....	59
5.2 Resultados de la caracterización de las membranas elaboradas por electrospinning.....	60
5.2.1 Membrana de PVDF.....	67
5.2.1.1 Temperatura	67
5.2.1.2 Presión	68
5.2.2 Membrana de PVDF/PLA.....	69
5.2.2.1 Temperatura	69
5.2.2.2 Presión	70

5.3 Fabricación y aplicación del compuesto polimérico PPy/PLA/PVDF	71
6. Discusión	74
7. Conclusiones	76
8. Perspectivas a futuro	78
9. Referencias	79
Apéndice A	83
Productos de la tesis	83
Apéndice B	84
Tráquea	84

Abreviaturas

ABS. Acrilonitrilo butadieno estireno

CAD. Diseño asistido por computadora

DMF. Dimetil formamida

PLA. Ácido poliláctico

PPy. Polipirrol

PVDF. Polifluoruro de vinilideno

SEM. Microscopía electrónica de barrido

STL. Estereolitografía

3D. Tercera dimensión

Resumen

Cuando una persona tiene alguna deficiencia física, es frecuente que se recurra al uso de una prótesis. La finalidad de éstas, consiste en reemplazar una parte del cuerpo que haya sido perdida por una amputación o bien por alguna malformación genética.

La sustitución por pérdida de miembros humanos por artefactos distintos a los naturales es una realidad desde hace más de dos mil años.

Gracias a la integración de campos como la electrónica, la medicina y la ingeniería de materiales, las prótesis han sido mejoradas, el desafío ahora es recuperar la capacidad sensorial táctil.

Cada miembro del cuerpo está dotado de un sin número de nervios aferentes que permiten la más amplia gama de sensaciones: calor, frío, presión, temperatura y todos aquellos estímulos que son capaces de ser transmitidos por la piel.

En este trabajo se presentan las etapas de diseño, construcción y caracterización de una prótesis de pabellón auricular fabricada por medio de la aplicación de las nuevas tecnologías para fabricación de las mismas, la impresión 3D por el método de modelado por deposición fundida (FDM), la cual permite fabricar piezas de acuerdo a la antropometría del paciente y el uso de un material polimérico con propiedades piezoeléctricas y piroeléctricas (Polifluoruro de vinilideno, PVDF) para la generación de una respuesta eléctrica en función de estímulos externos como presión y temperatura.

Con esto, los pacientes en un futuro, no sólo habrán recuperado la funcionalidad de un miembro, sino también una retroalimentación sensorial en una forma semejante al sentido natural del tacto.

Abstract

When a person has a physical, often it recourse to the use of a prosthesis. The purpose of these ones is to replace a missing body part that has been lost either by amputation or by congenital conditions.

The replacement for loss of human artifacts members by other than natural is a reality for over two thousand years ago.

By integrating fields such as electronics, medicine and materials engineering, prosthetics have been improved, the challenge now is to restore the tactile sensory ability.

Each member of the body is provided with a number of afferent nerves that allow the widest range of sensations: heat, cold, pressure, temperature and all those stimuli that are able to be transmitted through the skin.

In this work, the stages of design, construction and characterization of a prosthetic ear made through the application of new technologies for manufacturing, 3D printing by means of fused deposition modeling method (FDM) are presented. 3D printing allows to manufacture parts according to anthropometric measurements of patients and the use of a polymeric material with piezoelectric and pyroelectric properties (polyvinylidene fluoride, PVDF) to generate an electrical response in function of external stimuli such as pressure and temperature.

Thus, patients in the future will have recovered not only the functionality of a member, but also a sensory feedback in a similar way to the natural sense of touch.

1. Introducción

Los avances en el campo de las prótesis han avanzado mucho en los últimos años tanto a nivel estético como funcional combinando diferentes técnicas. La biónica ha permitido que las personas que tienen alguna discapacidad física causada ya sea por un accidente o una deformidad genética, puedan llevar una vida casi normal.

Las prótesis auriculares (que en el lenguaje común se denominan “orejas artificiales”) son un ejemplo del avance en esta área.

La ausencia del pabellón auricular es una afección más frecuente de lo que puede suponerse. Uno de cada ocho mil niños nace con Microtia, una malformación congénita caracterizada por el escaso desarrollo de una oreja o las dos. Además del efecto psicológico que puede causar una oreja malformada, el niño o el adulto con microtia tiene una pérdida de conducción auditiva.

Otros casos de ausencia de oreja son resultado de su amputación debido a algún traumatismo.

En ambas situaciones (microtia o amputación), las prótesis auriculares son la alternativa más recomendable, ya que permiten de manera práctica y sencilla recuperar la funcionalidad y el aspecto de una oreja natural, sin que se perciba en lo más mínimo su condición protésica.

Actualmente los técnicos construyen de forma artesanal estas prótesis y al precio de los materiales utilizados, las empresas fabricantes ofertan sus productos con costos elevados.

Es por eso que en este trabajo se diseña y construye una prótesis con características semejantes a las del pabellón auricular humano, teniendo en cuenta la antropometría en el diseño y utilizando la impresión 3D como método de automatización del proceso, así como la incorporación de materiales inteligentes como el Fluoruro de Polivinilideno (PVDF), el cual es un fluoropolímero termoplástico que se utiliza generalmente en

aplicaciones que requieren la más alta pureza, fuerza y resistencia a los solventes, ácidos, bases, generación de calor y baja emisión de humos durante un evento de fuego.

Cuando tiene polaridad, el PVDF es un polímero ferroeléctrico que exhibe eficientes propiedades piezoeléctricas y piroeléctricas. Estas características lo hacen especialmente útil en aplicaciones como sensor, de esta manera, la prótesis impresa en PVDF es capaz de responder a estímulos externos de presión y temperatura como lo haría un miembro normal y así lograr la integridad del miembro amputado o ausente.

1.1 Planteamiento del problema

La microtia (en latín “pequeña oreja”) es una malformación congénita (que está presente desde el nacimiento) de severidad variable que involucra al oído externo o pabellón auricular y al oído medio. La oreja con microtia está formada por restos de cartílago que están adheridos a una cantidad variable de tejido lobular suave y generalmente no está en posición simétrica con la otra oreja.

Esto quiere decir que la oreja (o pabellón auricular) no está completamente formada o está ausente. Generalmente se asocia con atresia (estrechamiento) auricular o ausencia del canal auditivo, de la membrana timpánica, y puede que incluso haya problemas en el oído interno.

Afecta más a los niños que a las niñas y en la microtia unilateral, el lado derecho es, generalmente, el más afectado.

La incidencia de la microtia en la población en general es aproximadamente de 1 en 8000 nacimientos, pero varía dependiendo del grupo étnico: de menos de 1 en 1000 en algunos grupos indígenas en México, E.U y Sudamérica hasta 1 en 2100 en la comunidad japonesa y coreana y 1 en 20,000 en la comunidad caucásica.

Además del efecto psicológico que puede causar una oreja malformada, el niño o el adulto con microtia tiene una pérdida auditiva bastante importante. Los síntomas que presenta un individuo afectado son:

- ausencia o malformación del oído externo,
- ausencia (o estrechez) del canal auditivo y del tímpano,
- un oído medio pequeño en el que los huesecillos están fusionados y
- una Trompa de Eustaquio abierta (es una estructura anatómica, en forma de tubo, habitualmente cerrado. Su función es regular las presiones dentro del oído medio, para proteger sus estructuras ante cambios bruscos y equilibrar las presiones a ambos lados del tímpano. Si las presiones no están equilibradas, el tímpano no puede transmitir las ondas sonoras de manera eficiente a través de la cadena de huesecillos hasta el nervio acústico).



Figura 1. Anatomía del oído humano

El oído interno es normal porque se forma de un tejido embriológico diferente del oído medio y del externo. Por lo tanto, es raro que esté afectado en el caso de la microtia. El problema real es la conducción del sonido el cual está bloqueado por la malformación en el complejo medio y externo (es por esto que el tipo de hipoacusia generalmente es conductiva).

Una solución tanto estética como funcional a este problema es el uso de orejas prostáticas, las cuales, son hechas de silicón suave, se moldean de acuerdo a las impresiones que se toman de la otra oreja y se les da el color más parecido que se pueda a la piel del niño.

Este tipo de prótesis soluciona el problema de audición, pero algo que estos pacientes no recuperan es la capacidad de percibir sensaciones como lo haría su piel.

Es por eso que en este trabajo se le da un nuevo enfoque a esta perspectiva con el fin de manufacturar una prótesis con características parecidas a las de una extremidad humana teniendo en cuenta las necesidades de las personas como la antropometría, utilizando los últimos avances en la fabricación 3D e incorporando materiales inteligentes como el Fluoruro de Polivinilideno (PDVF) que logren responder a estímulos externos como presión y temperatura como haría un miembro normal.

1.2 Estado del arte

Prótesis de oreja en impresión 3D. 2013, Ithaca, New York

Bioingenieros han utilizado impresiones en 3D para crear un gran logro dentro de medicina, creando las primeras orejas artificiales que se ven y actúan como las reales.

Los investigadores, pertenecientes a la Universidad de Cornell (Nueva York), han demostrado cómo sus nuevas orejas prostéticas son casi indistinguibles de las naturales y utilizan un molde impreso en 3D, rellenándolo con un gel hecho de células vivas.

Luego de tres meses de pruebas, las orejas han demostrado ser flexibles, desarrollando incluso su propio cartílago para reemplazar el colágeno utilizado para moldearlas.

De acuerdo a Jason Spector, co-autor de la investigación, este nuevo tipo de oreja puede ser la solución para los cirujanos que desean ayudar a los niños con malformaciones en las orejas.

"Una oreja construida con bioingeniería podría ayudar a muchas personas que han perdido parte o toda su oreja externa por un accidente o por cáncer" señaló.

Actualmente, las prótesis de oreja son usualmente construidas con materiales no naturales con consistencias similares a la del plumavit. De manera alternativa los cirujanos también han construido orejas desde las costillas del paciente, pero esta opción es dolorosa para los niños, y las orejas en pocas ocasiones se logran ver naturales o cumplir bien su función.

Para hacer este nuevo tipo de orejas, Bonassar y sus colegas comenzaron a digitalizar imágenes en 3D de orejas de humanos. Luego, utilizaron una impresora para ensamblar un molde basado en la imagen, el cual rellenaron con el nuevo "colágeno vivo". El gel, desarrollado por la Universidad de Cornell, es de alta densidad similar a la consistencia de la jalea cuando el molde ha sido removido. El colágeno sirve como un andamio en donde el cartílago puede crecer.

De acuerdo a Bonassar, el proceso es muy rápido. Toma medio día diseñar el molde, un día para imprimirlo, 30 minutos para inyectar el gel, y 15 minutos para ser removido.

Según los expertos, este nuevo proceso sería muy útil para los niños que han nacido con una malformación congénita llamada Microtia, en donde el oído externo no se logra desarrollar correctamente. Si bien en la mayoría de los casos los niños nacen con la estructura del oído interno intacto, experimentan pérdida de audición debido a la falta de una estructura externa [1].

Mano robótica con capacidad sensorial, Suiza, 2014

Un hombre holandés que perdió la mano izquierda en un accidente de fuegos artificiales hace nueve años es capaz de sentir diferentes tipos de presión sobre tres dedos de una mano robótica protésica. En el trabajo se ha usado un nuevo tipo de dispositivo implantado que proporciona información directamente a los nervios que el hombre aún tiene en el brazo. El implante se colocó durante 31 días, permitiendo que el hombre sintiera distintos grados de presión de contacto, dependiendo de la cantidad de estímulo eléctrico generado.

El trabajo, realizado por investigadores del Instituto Federal Suizo de Tecnología en Lausanne, Suiza, se suma a otros recientes y notables avances en prótesis capaces de transmitir sensaciones. En otro proyecto, los investigadores de la Universidad Case Western Reserve (EEUU) están probando un modelo diferente de implante que ofrece distintos tipos de sensaciones y se ha unido al brazo de un hombre de Ohio durante 19 meses. Este implante sigue generando sensaciones de forma fiable, como tocar los rodamientos de bolas, papel de lija, o bolas de algodón, en 20 puntos de la mano y los dedos.

Para lograr estos resultados, los investigadores suizos insertan electrodos en dos de los tres principales nervios del brazo del paciente: el cubital y el mediano. Cuando se detecta fuerza en las yemas de los dedos de la mano artificial, ésta se convierte en estímulos eléctricos que van hasta los electrodos.

Los detalles del implante suizo se publicaron en la revista *Science Translational Medicine* [2].

La estimulación del nervio cubital produjo sensaciones en el meñique del hombre, mientras que la estimulación del nervio mediano produjo sensaciones en los dedos

índice y pulgar. Los investigadores fueron capaces de ajustar los niveles de estimulación para que se correspondieran con la cantidad de presión aplicada a un dedo, produciendo sensaciones que van desde el toque más ligero a una presión mayor. Es más, Sorensen fue capaz de saber con cuánta fuerza sostenía un objeto, lo que le permitió evitar que se deslizara sin apretarlo demasiado. Sorensen también pudo diferenciar si estaba agarrando algo redondo, hecho de madera, o un paño enrollado, incluso con los ojos vendados y cubriéndose los oídos con material de insonorización.

"Esto es muy importante", señala el científico del Laboratorio de Ingeniería Neural Traslacional en el instituto suizo, Stanisa Raspopovic, que además es uno de los investigadores del proyecto. "Esta sensación gradual se realiza en tiempo real, y la diferencia se puede sentir de inmediato".

El instituto suizo afirmó en un comunicado de prensa que el holandés fue "el primer amputado en el mundo en lograr sensaciones, en tiempo real, con una prótesis sensorial mejorada", pero que hay otros ensayos en marcha. Los implantes que han estado colocados durante más tiempo pertenecen a uno de los sujetos de Case Western en Ohio (EEUU), Igor Spetic, un hombre de 48 años de edad que perdió la mano derecha en un accidente industrial.

El director del Instituto de Nanociencia para Tecnologías de Ingeniería y Médicas de la Universidad de Florida, en Gainesville (EEUU), Jack Judy, que además fue gerente del programa de la Agencia de Proyectos de Investigación de Defensa de EEUU y trabajó en interfaces neurales, señala que "los resultados tienen buen aspecto a corto plazo", pero añade que "la verdadera preocupación es la estabilidad a largo plazo" de la tecnología. "Cuando se establezca el rendimiento a largo plazo de la nueva interfaz neural, este nuevo enfoque alternativo podría mejorar significativamente la calidad de vida de los amputados", asegura.

Raspopovic señaló en estudios anteriores en ratas que el implante suizo duró de nueve a doce meses, y agregó: "Tenemos mucha confianza en que este podría durar un gran período de tiempo".

El estudio suizo es el resultado de una colaboración llamada Lifehand 2, que usa una mano robótica y está siendo desarrollado por varias universidades y hospitales europeos. Un paciente controla el movimiento de la mano con tecnología estándar en la que los músculos de la extremidad residual activan partes mecánicas de la prótesis.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo general

Diseñar, construir y caracterizar un prototipo de prótesis de pabellón auricular por medio de software de diseño asistido por computadora (CAD) y la impresión 3d, utilizando un material polimérico piezoeléctrico (PVDF) y obtener respuestas a estímulos externos como presión y temperatura del mismo modo que lo hace la piel. Además, fabricar y caracterizar membranas de polímeros compuestos (PVDF/PLA, PVDF/PLA/PPy) con el fin de comparar las respuestas a los estímulos mencionados con las obtenidas del PVDF.

1.3.2 Objetivos específicos

- Diseñar la prótesis en un software de diseño, teniendo en cuenta las medidas antropométricas del paciente.
- Adaptar el PVDF a la impresora 3D.
- Polarizar el PVDF por medio de efecto corona para incrementar sus propiedades piezoeléctricas.
- Construir circuitos eléctricos para caracterizar la prótesis.
- Caracterizar la respuesta de la prótesis a estímulos como presión y temperatura.
Obtener el modelo matemático de la respuesta.
- Fabricar membranas de polímeros compuestos (PVDF/PLA, PVDF/PLA/PPy)
- Caracterizar la respuesta de las membranas a estímulos como presión y temperatura.
- Obtener el modelo matemático de la respuesta.
- Comparar las respuestas de las membranas a los estímulos mencionados con las obtenidas del PVDF.

1.4 Estructura de la tesis

Esta tesis presenta el diseño, la construcción y la caracterización de una prótesis de pabellón auditivo así como la fabricación y caracterización de membranas poliméricas.

La tesis se divide en 8 capítulos y un apéndice los cuales se describen a continuación:

En el capítulo 1 se presenta la introducción, se plantea el problema a resolver, la situación actual de la enfermedad llamada microtia, dos trabajos previos y los objetivos de esta tesis.

En el capítulo 2 se presentan los antecedentes. Aquí se detallan algunos hechos en la historia de las prótesis y la evolución de la manufactura de las mismas hasta llegar a la impresión 3D.

En el capítulo 3 se presenta un marco teórico con el fin de que se comprendan mejor los conceptos utilizados en esta tesis, tales como la anatomía del oído, el proceso de audición, las características de la microtia y la definición de material inteligente.

En el capítulo 4 se presenta el desarrollo, es decir la metodología propuesta así como las pruebas realizadas.

En el capítulo 5 se muestran los resultados. Aquí se presentan los productos obtenidos como prótesis fabricadas por impresión 3D en diversos materiales tales como PVDF, PLA y ABS y la fabricación de membranas poliméricas así como las gráficas de cada caracterización de presión y temperatura y las ecuaciones que las describen.

En el capítulo 6 se presenta la discusión en la cual se presentan algunas comparaciones entre los resultados presentados así como comparaciones con sus similares comerciales.

En el capítulo 7 se presentan las conclusiones que se llegaron al experimentar con materiales como el PVDF y compuestos poliméricos como PVDF/PLA y PVDF/PLA/PPy como sensores de presión y temperatura.

En el capítulo 8 se presentan las perspectivas a futuro de este trabajo.

En el apéndice A se muestran los productos generados por este trabajo de investigación, mientras que el apéndice B detalla un producto derivado de esta tesis: diseño y construcción de una tráquea en impresión 3D.

2. Antecedentes

El avance en el diseño las de prótesis ha estado ligado directamente con el avance en el manejo de los materiales empleados por el hombre, así como el desarrollo tecnológico y el entendimiento de la biomecánica del cuerpo humano.

Una prótesis es un elemento desarrollado con el fin de mejorar o reemplazar una función, una parte o un miembro completo del cuerpo humano afectado, por lo tanto, una prótesis para el paciente y en particular para el amputado, también colabora con el desarrollo psicológico del mismo, creando una percepción de totalidad al recobrar movilidad y aspecto.

La primera prótesis de miembro superior registrada data del año 2000 a. C., fue encontrada en una momia egipcia; la prótesis estaba sujeta al antebrazo por medio de un cartucho adaptado al mismo.

Con el manejo del hierro, el hombre pudo construir manos más resistentes y que pudieran ser empleadas para portar objetos pesados, tal es el caso del general romano Marcus Sergius, que durante la Segunda Guerra Púnica (218-202 a. C.) fabricó una mano de hierro para él, con la cual portaba su espada, ésta es la primera mano de hierro registrada.

En la búsqueda de mejoras en el año de 1400 se fabricó la mano de alt-Ruppin construida también en hierro, constaba de un pulgar rígido en oposición y dedos flexibles, los cuales eran flexionados pasivamente, éstos se podían fijar mediante un mecanismo de trinquete y además tenía una muñeca movable. El empleo del hierro para la fabricación de manos era tan recurrente, que hasta Goethe da nombre a una de sus obras inspirado en el caballero germano Götz von Berlichingen, por su mano de hierro.



Figura 2. Mano de alt-Ruppin construida con hierro en el año 1400

No es sino hasta el siglo XVI, que el diseño del mecanismo de las prótesis de miembro superior se ve mejorado considerablemente, gracias al médico militar francés Ambroise Paré, quien desarrolló el primer brazo artificial móvil al nivel de codo, llamado “Le petit Loraine” el mecanismo era relativamente sencillo tomando en cuenta la época, los dedos podían abrirse o cerrarse presionando o traccionando, además de que constaba de una palanca, por medio de la cual, el brazo podía realizar la flexión o extensión a nivel de codo. Esta prótesis fue realizada para un desarticulado de codo. Paré también lanzó la primera mano estética de cuero, con lo que da un nuevo giro a la utilización de materiales para el diseño de prótesis de miembro superior.

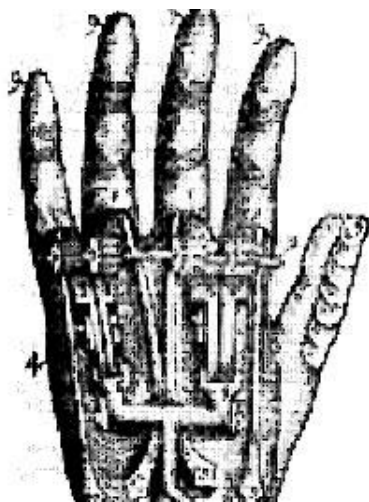


Figura 3. Primer brazo artificial móvil

En el siglo XIX se emplean el cuero, los polímeros naturales y la madera en la fabricación de prótesis; los resortes contribuyen también al desarrollo de nuevos mecanismos para la fabricación de elementos de transmisión de la fuerza, para la sujeción, entre las innovaciones más importantes al diseño de las prótesis de miembro superior, se encuentra la del alemán Peter Beil. El diseño de la mano cumple con el cierre y la apertura de los dedos pero, es controlada por los movimientos del tronco y hombro contra lateral, dando origen a las prótesis autopropulsadas.

Más tarde el Conde Beafort da a conocer un brazo con flexión del codo activado al presionar una palanca contra el tórax, aprovechando también el hombro contra lateral como fuente de energía para los movimientos activos del codo y la mano. La mano constaba de un pulgar móvil utilizando un gancho dividido sagitalmente, parecido a los actuales ganchos Hook.

Para el siglo XX, el objetivo de que los amputados regresaran a su vida laboral, es alcanzado gracias a los esfuerzos del médico francés Gripoulleau, quien realizó diferentes accesorios que podían ser usados como unidad terminal, tales como anillos, ganchos y diversos instrumentos metálicos, que brindaban la capacidad de realizar trabajo de fuerza o de precisión.

En el año de 1912 Dorrance en Estados Unidos desarrolló el Hook, que es una unidad terminal que permite abrir activamente, mediante movimientos de la cintura escapular, además se cierra pasivamente por la acción de un tirante de goma. Casi al mismo tiempo fue desarrollado en Alemania el gancho Fischer cuya ventaja principal era que poseía una mayor potencia y diversidad en los tipos de prensión y sujeción de los objetos.

El origen de las prótesis activadas por los músculos del muñón se da en Alemania gracias a Sauerbruch, el cual logra idear como conectar la musculatura flexora del antebrazo con el mecanismo de la mano artificial, mediante varillas de marfil que hacía pasar a través de túneles cutáneos, haciendo posible que la prótesis se moviera de forma activa debido a la contracción muscular.

Es hasta 1946 cuando se crean sistemas de propulsión asistida, dando origen a las prótesis neumáticas y eléctricas. Un sistema de propulsión asistida es aquel en el que el movimiento es activado por algún agente externo al cuerpo.

Las prótesis con mando mioeléctrico comienzan a surgir en el año de 1960 en Rusia. Esta opción protésica funciona con pequeños potenciales extraídos durante la contracción de las masas musculares del muñón, siendo estos conducidos y amplificados para obtener el movimiento de la misma. En sus inicios, este tipo de prótesis solo era colocada para amputados de antebrazo, logrando una fuerza prensora de dos kilos.

Actualmente las funciones de las prótesis de mano están limitadas al cierre y apertura de la pinza, la diferencia entre éstas radican en el tipo de control que emplean, pero todas realizan básicamente las mismas actividades.



Figura 4. Prótesis de mano con pulgar móvil y gancho dividido sagitalmente

En 1984, Charles Hull inventa el método de la estereolitografía (SLA), el cual es un proceso de impresión orientado a maquetas para la prueba de prototipos antes de su fabricación en cadena. Ese mismo año crea 3DSystems, empresa líder en el mercado que permitió la utilización a nivel industrial de este proceso. Varios años más tarde, entre 1989 y 1990, S. Scott Crump, fundador a su vez de Stratasys, desarrolló la técnica de Fused Deposition Modeling (FDM), que consistía en la creación de objetos tridimensionales mediante la superposición de capas de material fundido que posteriormente solidificaba con la forma deseada. Con el tiempo este método permitió una mayor difusión de la impresión 3D abaratando costos y permitiendo a pequeños

usuarios y talleres no industriales tener acceso a esta tecnología para fines propios.
[4,5]

La popularización de la impresión 3D ha seguido un curso imparable en todos los campos. Entre ellos, uno de los que más está avanzando y que más controversia y escepticismo genera es el de la impresión 3D con fines biomédicos. Sin embargo, la experimentación con esta tecnología en el campo de la medicina se remonta a 1999 con el primer órgano impreso en 3D. Entre sus ventajas destacan que al ser un órgano o una parte de este “impreso” con las propias células del paciente, el riesgo de rechazo era prácticamente nulo. Tras este primer acercamiento entre ambos mundos ha habido muchos más casos exitosos, como la creación en 2002 del primer riñón 3D en funcionamiento, la fabricación en masa de células y vasos sanguíneos o la creación de prótesis útiles y adaptadas completamente al paciente

(impresas para él). Han surgido por lo tanto empresas pioneras en este campo, e incluso impresoras 3D de tejidos humanos, como la 3D MMX Bioprinter [6].

3. Marco teórico

3.1 Anatomía del oído externo

El oído externo está constituido por el meato acústico externo y el pabellón auricular u oreja; ambas estructuras son fácilmente observables. La oreja es una dilatación laminar situada en la superficie lateral de la cabeza, por delante del proceso mastoideo y por detrás de la articulación temporomandibular. Tiene una altura de 60 a 65 mm, y una anchura de 25 a 35 mm. Es libre en sus dos tercios posteriores y adherente en el tercio anterior.

Entre el eje horizontal de la oreja y la superficie lateral de la cabeza se forma el ángulo cefaloauricular, el cual tiene un valor promedio de 20 a 30°, pero es muy variable. La cara lateral (externa) está orientada hacia delante y adentro, y es una superficie irregular formada por elevaciones y depresiones características.

Concha. Constituye una concavidad profunda en forma de embudo, situada hacia el centro de la oreja. En su profundidad se continúa con el meato acústico externo. Tomada como referencia, a su alrededor se encuentran las elevaciones siguientes: hélix, antihélix, trago y antitrago (Figura):

–Hélix. Constituye el borde de la oreja; se inicia en la concavidad por un extremo afilado, raíz del hélix, la cual divide la concha en dos áreas, una superior ovalada y otra inferior triangular. El hélix continúa contorneando en forma de círculo el borde de la oreja hasta terminar en la parte posteroinferior, la cola del hélix. El hélix contornea un surco semicircular denominado surco del hélix.

–Antihélix. Es una elevación arqueada situada entre la concha y el hélix. Hacia arriba se divide en dos ramas: superior e inferior, y delimita una fosa llamada fosa triangular o del antihélix (escafoidea o navicular).

–Trago. Referencia anatómica importante para el examen físico de la articulación temporomandibular y la localización del extremo lateral del cóndilo de la mandíbula. Tiene aspecto laminar, muy variable en forma y tamaño: rectangular, triangular, situado

por debajo del hélix (del que está separado por el surco auricular anterior [incisura trago-helicina]), situado por delante de la concha (se aconseja tirar del trago hacia delante para observar la entrada el poro acústico externo [agujero auditivo externo]).

La base del trago corresponde al sitio de implantación, donde la piel que lo cubre se continúa con la de estructuras vecinas. El borde libre puede presentar un pequeño tubérculo en cada extremo; de acuerdo con su posición se denomina: tubérculo supratrágico (de His) e infratrágico. En el varón de la tercera edad es frecuente observar el crecimiento de un mechón de pelos rígidos (barbula hirci); los antiguos lo comparaban con las barbas del chivo, de aquí deriva el nombre de trago.

–Antitrago. Es una pequeña eminencia que, como indica su nombre, se encuentra en posición opuesta al trago: por detrás de él y por debajo de la concha. Entre el trago y el antitrago se encuentra un surco casi vertical extendido desde la concha hacia abajo, la incisura intertrágica.



Figura 5. Anatomía del pabellón auricular

Lóbulo de la oreja. Es una prolongación cutánea situada en el extremo inferior de la oreja. No posee tejido cartilaginoso y es muy variable en su forma, extensión y en la adherencia a la piel.

El borde circunferencial de la oreja establece el límite entre las superficies de esta. Hacia la parte posterosuperior se presenta en ocasiones una eminencia de tamaño variable, llamada tubérculo de Darwin. Se le considera un atavismo que recuerda la oreja del mono. La superficie medial o interna de la oreja se corresponde con las eminencias y depresiones de la superficie lateral, pero de forma invertida.

El meato acústico externo es la parte profunda del oído externo. Es de estructura osteocartilaginosa y su fondo se encuentra cerrado por la membrana del tímpano. Debido a la disposición de su luz, para poder observar la membrana se debe tirar de la oreja hacia atrás y arriba.

La oreja se origina por proliferaciones mesenquimatosas en el extremo posterior del primero y segundo arcos branquiales. Las malformaciones congénitas son bastante frecuentes.

Variaciones. La oreja tiene múltiples variaciones: dimensiones, forma, inclinación del eje mayor, que están influenciadas fundamentalmente por las características hereditarias y la raza. Por el tamaño se clasifican en orejas pequeñas o microtia, medianas y grandes o macrotia.

3.2 Proceso de audición

La audición es el proceso de recibir los sonidos y darles un sentido.

La audición comienza cuando las ondas sonoras que viajan por el aire llegan al oído externo o pabellón auricular.

Después, las ondas sonoras viajan desde el pabellón auricular, a través del conducto auditivo, hasta llegar al oído medio, que incluye el tímpano (una fina capa de tejido) y tres diminutos huesos denominados huesecillos: martillo yunque y estribo. Cuando el tímpano vibra, los huesecillos amplifican dichas vibraciones y las transmiten al oído interno.

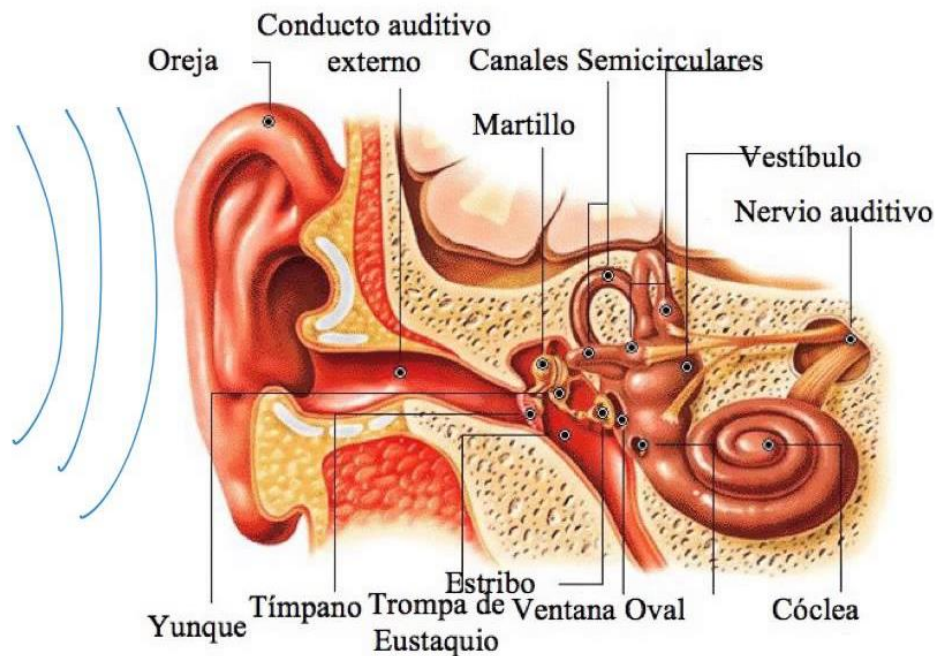


Figura 6. Estructura del oído

El oído interno está formado por una cámara en forma de caracol denominada cóclea (localizada en la porción petrosa del hueso temporal), que está llena de líquido y recubierta de miles de diminutas células ciliadas. Cuando las vibraciones recorren dicho fluido, las diminutas células ciliadas las convierten en

impulsos eléctricos nerviosos y los envían al nervio auditivo, que conecta el oído interno con el cerebro. Cuando esos impulsos nerviosos llegan al cerebro, son interpretados como sonidos.

3.2 Microtia

Es una malformación congénita (que está presente desde el nacimiento) de severidad variable que involucra al oído externo o pabellón auricular y al oído medio. La oreja con microtia está formada por restos de cartílago que están adheridos a una cantidad variable de tejido lobular suave y generalmente no está en posición simétrica con la otra oreja.

Esto quiere decir que la oreja (o pabellón auricular) no está completamente formada o está ausente. Generalmente se asocia con atresia (estrechamiento) auricular o ausencia del canal auditivo, de la membrana timpánica, y puede que incluso haya problemas en el oído interno.

En ocasiones el niño nace con un bulto de piel en el lugar donde la oreja normalmente se debería encontrar. Otras veces, la parte inferior de la oreja está bien formada, pero la parte superior no lo está. En casos más serios el oído completo no se forma y hay ausencia del conducto auditivo. Esto se conoce como anotia. Esta malformación se presenta en las primeras semanas del embarazo, antes de que muchas mujeres se den cuenta de que están embarazadas.

Puede ser unilateral o bilateral, por lo general, afecta el lado derecho más que el oído izquierdo. En el 20% de los casos pueden estar afectados ambos lados [7].

3.2.1 Clasificación

Existe una gran variedad en la forma que adoptan las orejas que no se han desarrollado, algunas veces hay solamente un poco de tejido.

En la mayoría de los casos existe una pequeña estructura de piel y cartílago en el sitio en el que la oreja debería de estar, con un lóbulo pequeño y mal situado.

De acuerdo a esto, los especialistas consideran cuatro grados de Microtia:

Grado I: La oreja es más pequeña que lo normal, aunque la mayoría de los rasgos de una oreja normal, tales como un bien definido lóbulo, hélix y antihélix, están presentes. El canal auditivo externo es pequeño pero está presente.

Grado II: La oreja tiene una elevación oblonga, al igual que una forma de gancho en el extremo superior. Otros se refieren a esta deformidad como una oreja constreñida o deformidad de “taza”. El canal auditivo externo puede estar ocluido (atresia) o medio cerrado. Esto es causa de pérdida de la audición.

Grado III: “La Microtia Clásica”: Ausencia del oído externo. La oreja consiste en un apéndice vertical de piel con un lóbulo mal formado en el extremo inferior. Usualmente hay tejido firme en el extremo superior que está hecho de vestigios no organizados cartilagosos. El extremo inferior es usualmente una pieza de tejido lobular que será el futuro lóbulo de la oreja cuando ésta sea reconstruida. El canal auditivo y el tímpano están ausentes (atresia).

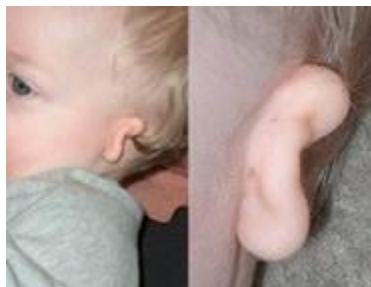


Figura 7. Microtia unilateral grado III

La Microtia grado III (figura 7) es la más común y puede repararse con cirugía.

Grado IV: Ausencia total del oído o “anotia” (figura 8). La anotia total es muy rara [8,9,10].



Figura 8. Anotia

3.2.2 Tratamiento

Dependiendo de la naturaleza y el grado de deformidad de la oreja, es posible que el tratamiento sea por medio de una cirugía que ayude al niño a mejorar tanto su apariencia como la audición.

La cirugía siempre tiene algunos riesgos y los padres tienen que hablar claramente con el cirujano y entender perfectamente el resultado que se espera. En lo que sea posible, el niño mismo debe de estar involucrado en cualquiera de estas discusiones y dar su opinión y consentimiento.

El tratamiento quirúrgico de la Microtia no es esencial y algunas personas prefieren que no se les reconstruya este defecto. Para el resto, existen tres opciones:

1. La reconstrucción a partir de sus propios tejidos con cartílago de las costillas. (reconstrucción autógena).
2. Reconstrucción utilizando un marco de material artificial (en la actualidad es la que menos se recomienda).

3. Colocación de una oreja prostática o falsa que se ancla al hueso del lado de la cabeza por medio de placas de titanio (prótesis anclada al hueso). Los individuos con anotia generalmente requieren que se les haga también una reconstrucción del lóbulo.

Para que la reconstrucción sea simétrica, es importante que el cirujano haga una estimación exacta de la ubicación de la oreja contraria [11].

3.3 Materiales inteligentes

Se denominan materiales inteligentes (smart materials) a todos aquellos materiales cuyas propiedades pueden ser controladas y cambiadas a petición.

La revolución industrial impulsó la creación de materiales producidos en serie y en consecuencia la creación de nuevas tecnologías para ello. Otro factor fue el desarrollo de nuevas tecnologías para el arte de la guerra.

El desarrollo de materiales inteligentes se debe principalmente al desarrollo de tecnologías que permiten cada vez más entender el mundo subatómico y como manipularlo. Al mismo tiempo, algunos materiales inteligentes permiten el desarrollo de nuevas tecnologías, por lo que existe una realimentación constante.

Las nuevas tecnologías de fabricación han conseguido un abaratamiento de los materiales inteligentes que permiten el desarrollo de nuevas aplicaciones y la sustitución de materiales tradicionales. Este avance está siendo posible gracias a la cooperación de distintos campos de conocimiento, tales como: física de estado sólido, química, ingeniería de materiales, medicina, mecánica, biología, etc. y a la creación de grupos de desarrollo multidisciplinarios.

Existe una gran variedad de propiedades que pueden ser modificadas, entre ellas están las propiedades mecánicas (dureza, flexibilidad, deformación, tensión, etc.), las propiedades térmicas (transiciones de fase), las propiedades electromagnéticas (ferro, ferri, paramagnéticos), las propiedades ópticas (transmisión de la luz), así como colorimetría, propiedades acústicas y propiedades químicas.

En biología molecular, se pueden hacer modificaciones en estructuras celulares y lograr un cambio en una característica biológica en particular [12].

3.4 Electrospinning

Electrospinning es un método de fabricación de membranas el cual utiliza alta tensión para crear un chorro eléctricamente cargado de una solución de polímero o un polímero fusionado, que se seca o se solidifica para formar una fibra de polímero. Un electrodo se coloca en la solución de hilado / fusión y el otro en la pantalla colectora. El final del tubo capilar que contiene el líquido de polímero, mediante la ayuda de su tensión superficial, es sometido a un campo eléctrico. Esto induce una carga sobre la superficie del líquido. La repulsión mutua de carga causa una fuerza directamente opuesta a la tensión superficial. Dado que la intensidad del campo eléctrico se incrementa. La superficie semiesférica de líquido en la punta del tubo capilar se alarga para formar una forma cónica conocida como el cono de Taylor como se muestra en la figura 9.



Figura 9. Cono de Taylor.

Con el incremento del campo eléctrico, se alcanza un valor crítico cuando la fuerza de repulsión electrostática supera la tensión superficial, esto provoca que un chorro

cargado de líquido salga de la punta del cono de Taylor. El chorro de solución de polímero eyectado experimenta un proceso de vapuleo en el que el solvente se evapora, dejando tras de sí una fibra de polímero cargada, la cual se tiende al azar sobre sí misma en una de pantalla colectora de metal aterrizada. En el caso del chorro eyectado de polímero fusionado, éste se solidifica, cuando viaja en el aire y se recoge en la pantalla de metal conectada a tierra como se observa en el arreglo experimental de la figura 10 [13, 14].

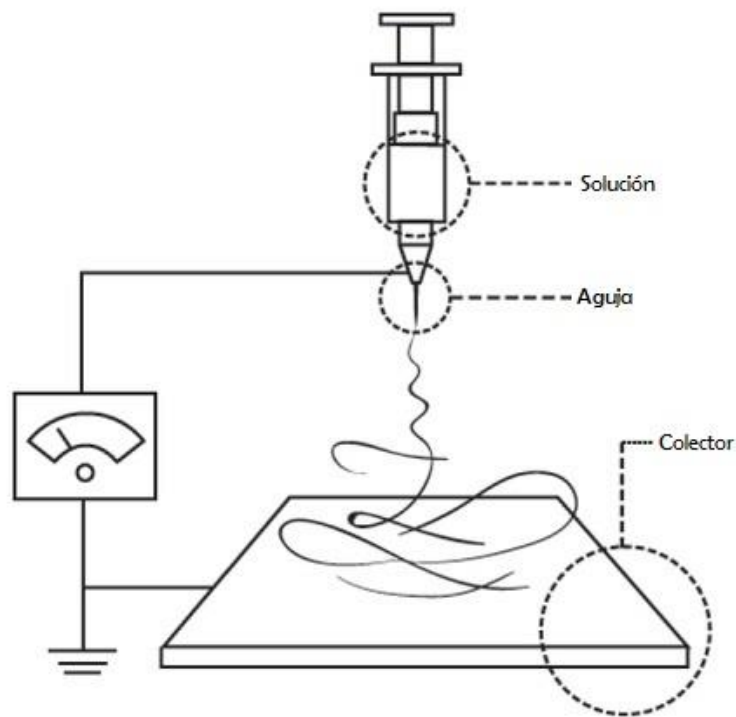


Figura 10. Arreglo experimental para Electrospinning.

4. Desarrollo

4.1 Prótesis

4.1.1 Diseño

4.1.1.1 Oído

Para iniciar este trabajo, se eligió una prótesis de oído externo.

El primer paso fue conocer la estructura del oído y las partes que lo componen y así obtener las medidas antropométricas promedio de un oído humano así como del conducto auditivo.

Las medidas promedio del pabellón auditivo se aprecian en mm en la figura 11.

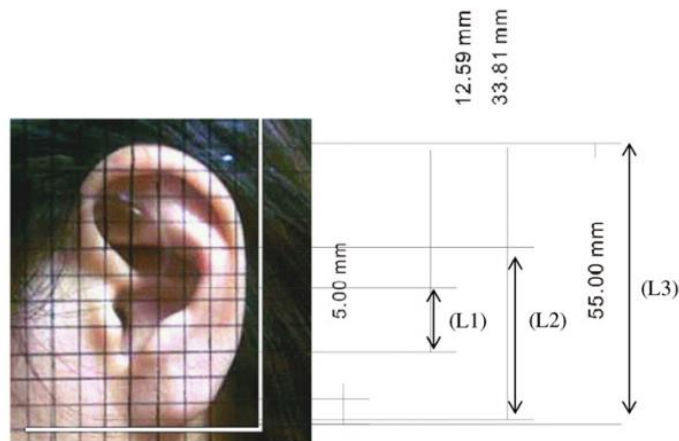


Figura 11. Tres dimensiones críticas del oído: (L1) Longitud de la abertura del oído; (L2) Longitud de la conexión del oído; (L3) Longitud del pabellón.

Se eligieron dos tipos de software: el primero es Rhinoceros 3D, el cual es una herramienta de software para modelado en tres dimensiones basado en NURBS. Es un software de diseño asistido por computadora creado por Robert McNeel & Associates, originalmente como un agregado para AutoCAD de Autodesk y el segundo es Blender es un programa informático multiplataforma, dedicado especialmente al modelado, iluminación, renderizado, animación y creación de gráficos tridimensionales.

El conducto auditivo externo se diseñó en Rhinoceros 3D, teniendo como base las medidas antropométricas mencionadas anteriormente.

El pabellón auricular se diseñó en Blender utilizando como base una imagen de la figura a modelar [15, 16].

La imagen que se utilizó para diseñar el oído se observa en la figura 12.



Figura 12. Modelo utilizado en el diseño del oído

A partir de esta se crea el contorno y se comienza a dar profundidad a partir de prismas cuadrangulares.

4.1.1.2 Canal auditivo

El canal auditivo externo tiene unos 2,7 cm de longitud y un diámetro promedio de 0,7 cm. Al comportarse como un tubo cerrado en el que oscila una columna de aire, la frecuencia de resonancia del canal es de alrededor de los 3.200 Hz.

4.1.2 Simulación

Una vez hecho el diseño, se realiza la simulación. Esto se hace en un software propio de la impresora llamado Axon. Aquí se observan las trayectorias en las que la impresora depositaría el material, así como el tiempo estimado de impresión. Axon es el software que genera el archivo de código G (.bfb) a partir del archivo de estereolitografía (.stl)

En las figuras 13 y 14 se observan algunas características del Axon para la simulación del conducto.

Como se puede observar el tiempo de impresión del mismo fue de 13 minutos.

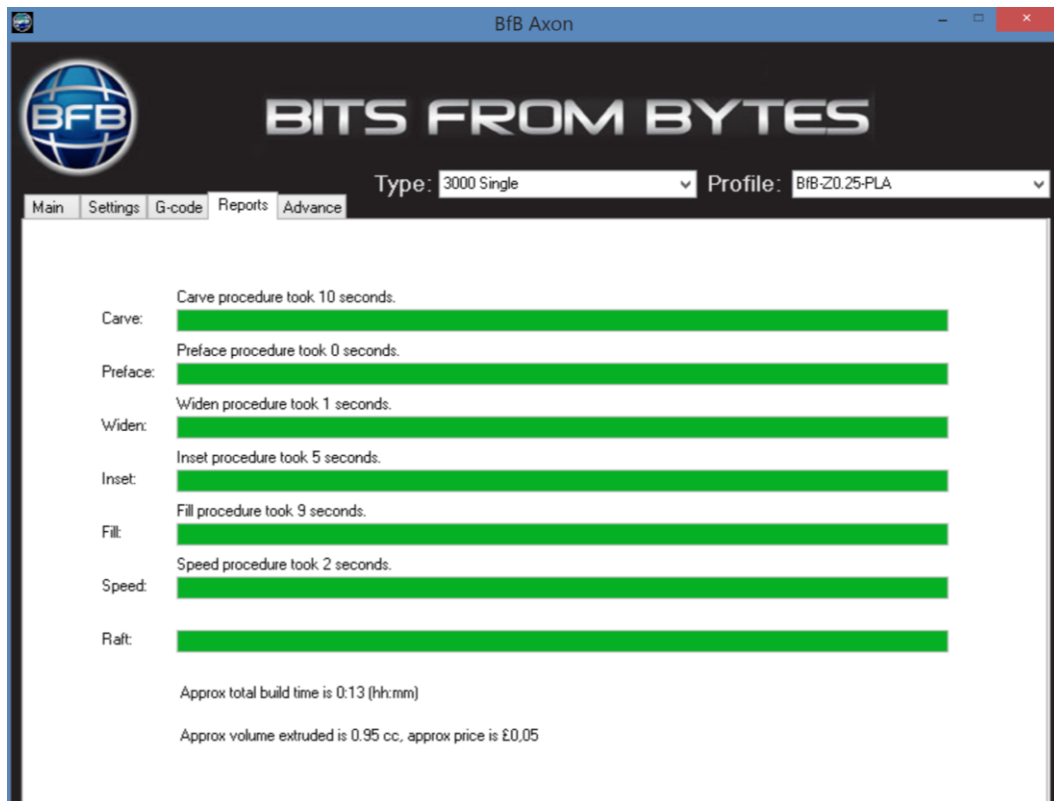


Figura 13. Tiempo estimado de impresión del conducto auditivo

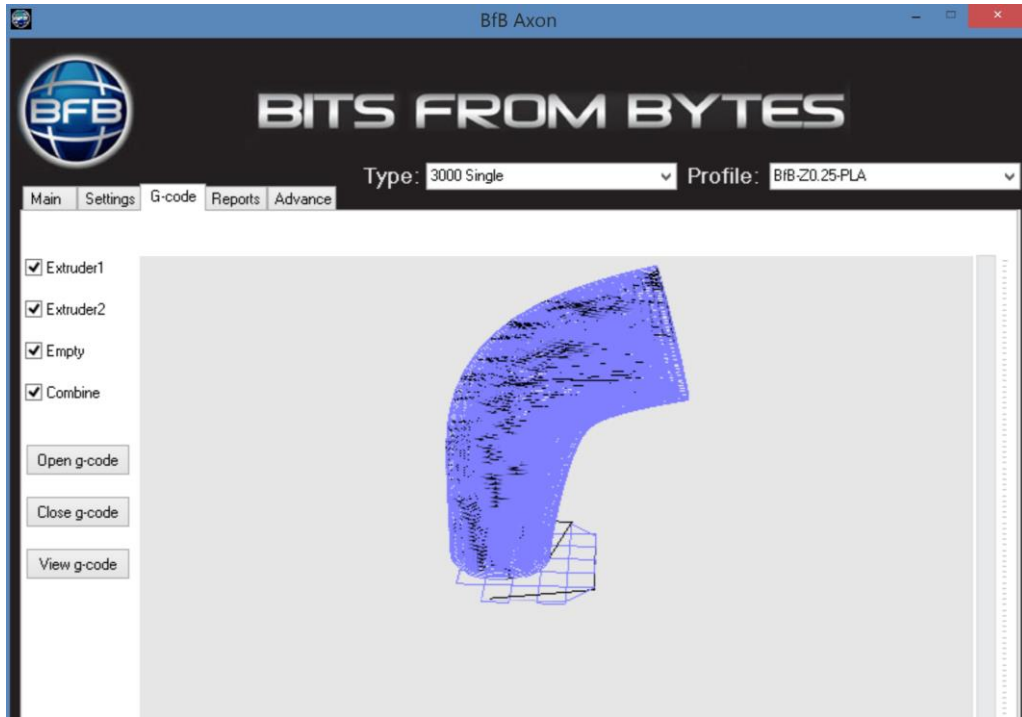


Figura 14. Trayectorias de la inyección del conducto auditivo

Para el pabellón se estimó un tiempo de 40 minutos como se observa en la figura 15.

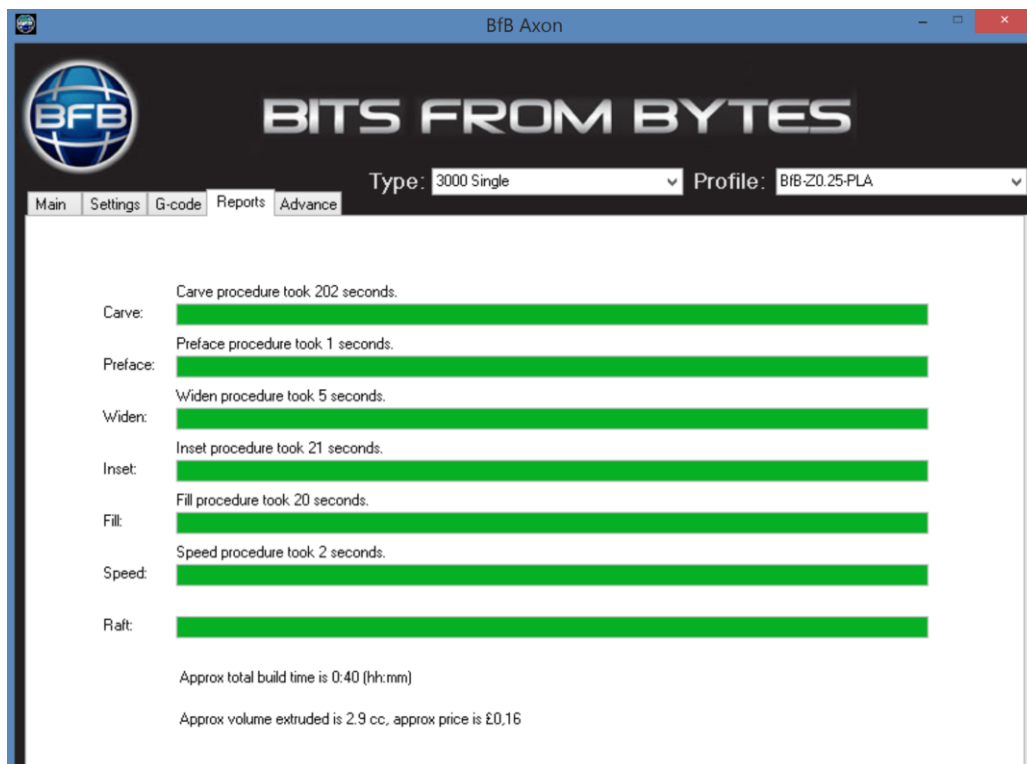


Figura 15. Tiempo estimado de impresión del pabellón.

La figura 16 muestra una simulación de la pieza una vez impresa.

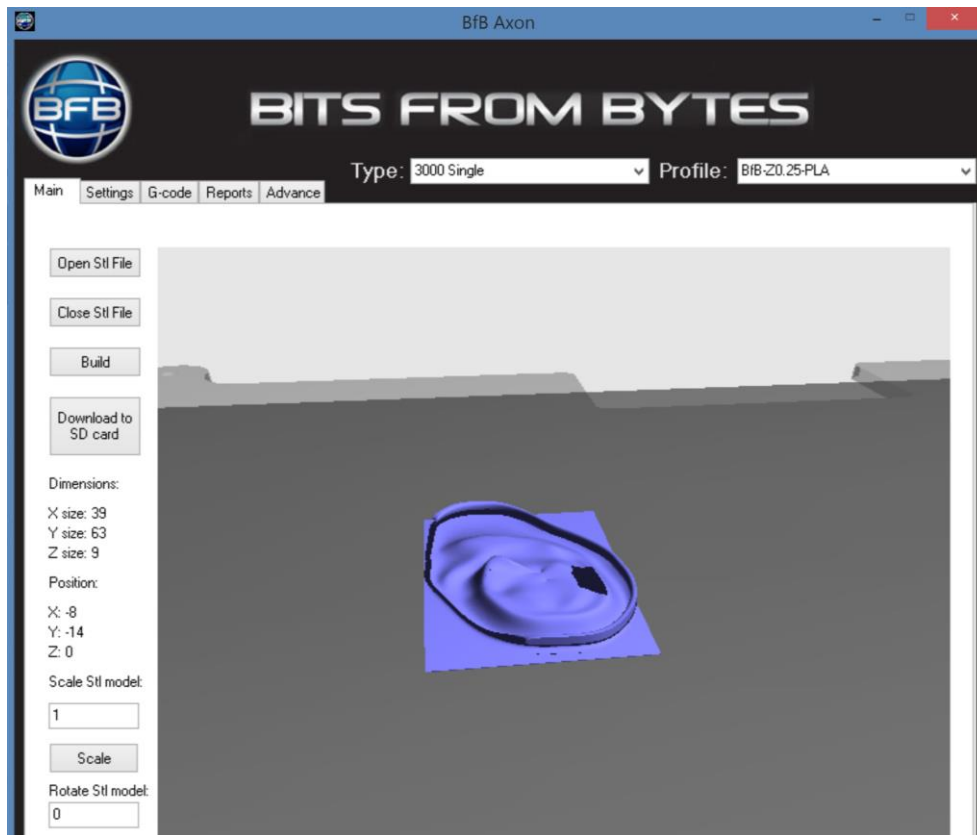


Figura 16. Simulación de impresión de pabellón auditivo.

4.1.3 Impresión 3D

Para este proceso se contó con la impresora 3D Touch de la marca Bits from Bytes del laboratorio 10 de la sección de Bioelectrónica la cual se observa en la figura 17.

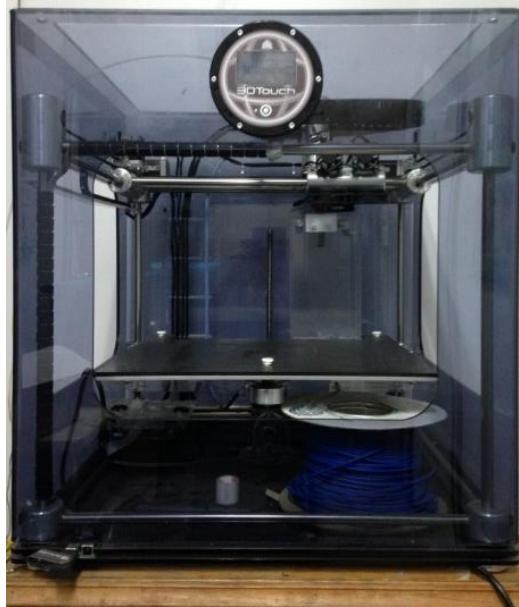


Figura 17. Impresora 3D Touch

Las características de la impresora son las siguientes:

Capacidad de hasta 3 cabezas extrusoras.

Interfaz de usuario mediante pantalla táctil frontal.

Soporte de material automático.

Tecnología: FDM

Volumen de impresión: 18.5 x 27.3 x 20 cm.

Velocidad de impresión: 15 mm³/seg.

Material de impresión: PLA, ABS, PLA soluble.

Resolución: 0.125mm (medido sobre el eje Z).

Diámetro del filamento: 3 mm

Espesor de capa: 100 micras

Tipos de archivo: .stl

Conectividad: USB [17]

El conducto se imprimió en ABS y las impresiones para el pabellón auditivo se realizaron en 3 polímeros diferentes: Acrilonitrilo Butadieno Estireno (ABS), Polifluoruro de Vinilideno (PVDF) y Ácido Poliláctico flexible (PLA).

4.1.3.1 ABS

Es un polímero compuesto por tres bloques, acrilonitrilo, butadieno y estireno por lo que se le denomina terpolímero. Cada uno de los tres bloques aporta características distintas. El acrilonitrilo rigidez, resistencia a ataques químicos, dureza y estabilidad a las altas temperaturas. El butadieno, tenacidad a la temperatura cuando ésta es especialmente baja y resistencia a impacto; y el estireno, resistencia mecánica, rigidez, brillo, dureza.

En general, es un plástico muy resistente al impacto y utilizado en automoción y otros usos tanto industriales como domésticos.

Este termoplástico puede ser extruido por medio de una impresora 3D y su temperatura de fusión es de 260 °C [18].

4.1.3.2 PVDF

El polifluoruro de vinilideno o PVDF o fluoruro de polivinilideno es un fluoropolímero termoplástico altamente inerte químicamente.

Para imprimir en este polímero, se adecuaron varillas de PVDF de la marca Goodfellow al espesor permitido por la impresora.

Se caracterizó el parámetro de la temperatura en este nuevo material, ya que no se ha impreso en este tipo de termoplástico.

Después de hacer varias pruebas se obtuvo que el parámetro adecuado antes de que se funda o seque muy rápido es de 177 °C [19,20,21].

4.1.3.3 PLA FLEXIBLE

El ácido poli-láctico es un polímero biodegradable derivado del ácido láctico. Es un material altamente versátil, que se hace a partir de recursos renovables al 100%, como el maíz, el betabel, el trigo y otros productos ricos en almidón.

En este caso, se adquirió PLA flexible de la marca Makerbot el cual tiene un punto de fusión y de extrusión más bajo que el PLA por lo que se hicieron pruebas para determinar su punto de fusión y el resultado fue 185°C [22].

Este tipo de PLA es un material potencial en el área protésica gracias a su elasticidad y flexibilidad.

4.1.4 Caracterización de las propiedades del PVDF

Se imprimieron dos láminas rectangulares de PVDF de 25 mm x 15 mm y un espesor de 2mm.

A una de ellas se le colocaron dos contactos de cobre cubriéndolos con pintura de plata como se observa en la figura 18.



Figura 18. Placa de PVDF con contactos de cobre

Se construyó un circuito oscilador usando un 74HC04, se colocó la pieza de PVDF en lugar de un cristal como suele utilizarse y se observó la respuesta en la salida de la terminal inversora.

El montaje se muestra en la figura 19.

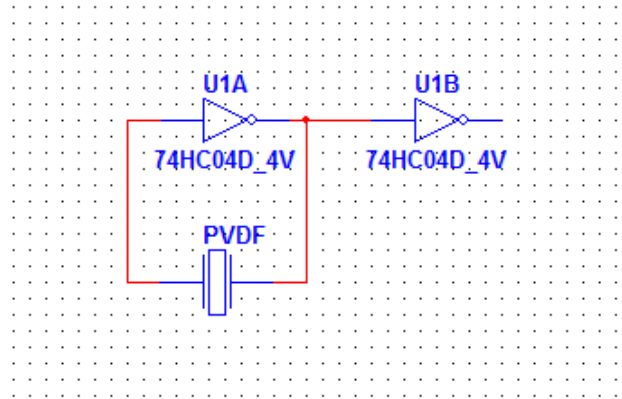


Figura 19. Circuito oscilador

Se observaron cambios en la frecuencia del material al aplicar deformación mecánica. La otra placa de PVDF fue polarizada por medio del efecto corona con el equipo del laboratorio.

Debido a que el PVDF tiene una molécula altamente dipolar, si se logra la morfología correcta, se obtienen valiosas propiedades piezoeléctricas y piroeléctricas. La forma deseada se conoce como la fase β o forma I y se logra por deformación mecánica seguida de polarización eléctrica a un muy alto campo eléctrico [23].

La configuración de la polarización por efecto corona incluye una aguja suspendida sobre un electrodo de cobre. La distancia entre la aguja y el electrodo es de aproximadamente 1 cm y se aplica un alto voltaje (15 kV) [24].

La figura 20 muestra un diagrama esquemático del proceso de polarización por efecto corona para el PVDF.

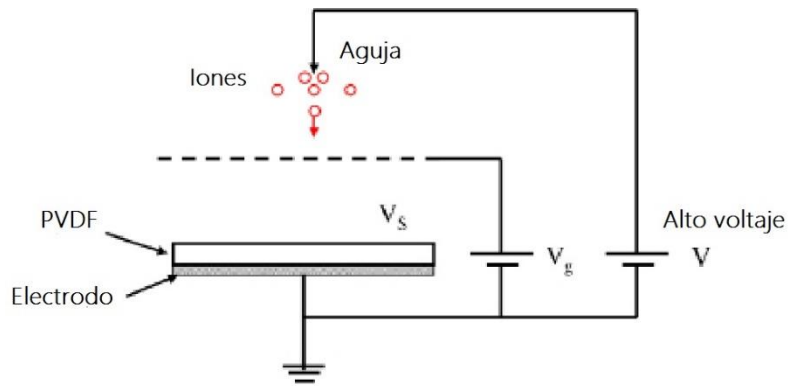


Figura 20. Esquema de polarización por efecto corona

En las figuras 21 y 22 se observa el montaje que se realizó para la polarización.



Figura 21. Placa de PVDF en electrodo de cobre.



Figura 22. Efecto corona en placa de PVDF

4.1.5 Caracterización de la prótesis

A las prótesis se le colocaron dos contactos con pintura de plata en anverso y reverso. El área de los electrodos fue de 6.26 mm² y estaba separados a una distancia de 41 mm.

Al observarse cambios en la capacitancia de la prótesis de PVDF de acuerdo a variaciones de presión y temperatura, decidió implementarse el circuito oscilador LM555 en su configuración astable, el cual genera una señal de reloj donde la frecuencia de oscilación depende de dos resistencias (RA y RB) y un capacitor (C).

La ecuación (1) muestra la relación entre estos valores.

$$F = \frac{1}{(0.693)(RA+2RB)(C)} \quad (1)$$

En lugar del capacitor, se colocó la prótesis de oído como se observa en la figura 23 y se observó la respuesta en frecuencia.

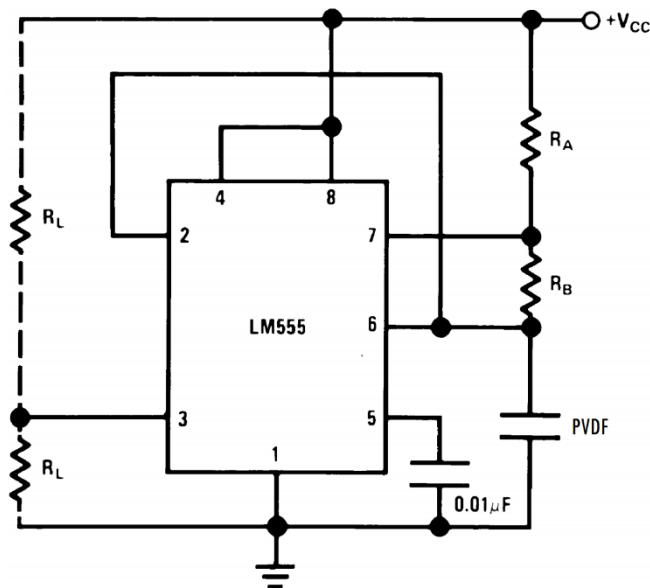


Figura 23. Multivibrador astable

Sabiendo que la capacidad puede expresarse por la ecuación 2:

$$C = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{A}{d} \quad (2)$$

Donde:

ϵ_0 es la permitividad del vacío $\approx 8.854 \times 10^{-12} \text{ F}\cdot\text{m}^{-1}$

ϵ_r es la constante dieléctrica o permitividad relativa del material dieléctrico entre las placas;

A es el área efectiva de las placas;

y d es la distancia entre las placas o espesor del dieléctrico.

Podemos expresar la frecuencia en función de la permitividad relativa del material como muestra la ecuación (3).

$$f = \frac{d}{A \epsilon_0 \epsilon_r (0.693)(RA+2RB)} \quad (3)$$

4.1.5.1 Caracterización de temperatura

Calor

La caracterización de la prótesis como sensor de calor fue realizada en un horno desde 25 °C hasta 90 °C, en intervalos de 5 °C. La temperatura se controló con el control del horno además de un termopar. El montaje de esta caracterización se muestra en la figura 24.

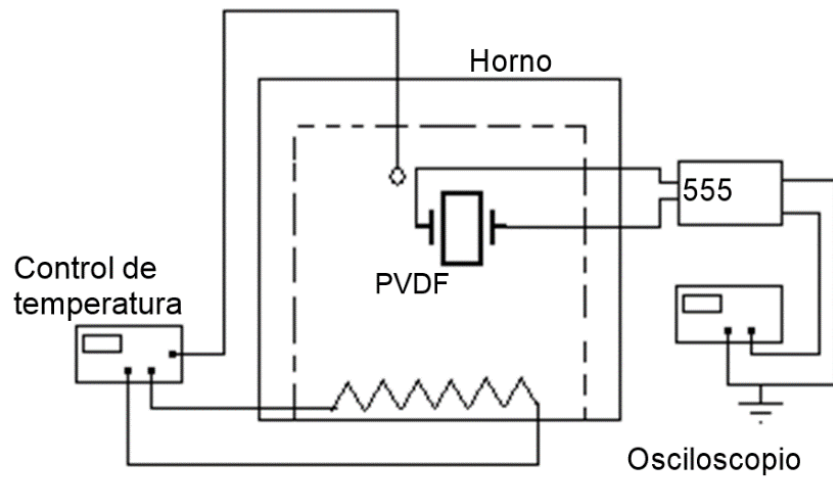


Figura 24. Caracterización de la prótesis como sensor de calor

Frío

La caracterización de la prótesis como sensor de frío fue realizada utilizando un baño de hielo desde 3.5 °C hasta 20 °C, en intervalos de 5 °C. La temperatura se verificó utilizando un termopar. El montaje de esta caracterización se muestra en la figura 25 [25].

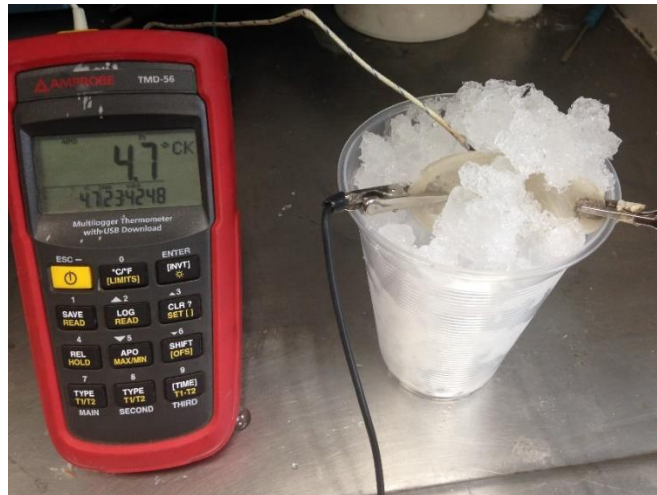


Figura 25. Caracterización de la prótesis como sensor de frío

4.1.5.2 Caracterización de presión

Así mismo, la prótesis fue caracterizada como sensor de presión [26,27]. Se utilizó un marco de pesas certificadas entre 25g y 3 kg las cuales se colocaron encima de la prótesis como lo muestra la figura 26.



Figura 26. Caracterización de la prótesis como sensor de presión

Para obtener la fuerza se sabe de (4) que:

$$F = ma \quad (4)$$

Donde:

F = Fuerza

m = masa

a = 9.81 m/s²

Y para obtener la presión ejercida se utilizó (5):

$$P = \frac{F}{A} \quad (5)$$

Donde:

A = área en contacto con la superficie de la prótesis.

Todos estos experimentos fueron realizados por triplicado y se observó que la frecuencia varía linealmente en función de las variaciones de presión y temperatura.

Una vez caracterizada, se procedió a polarizar la prótesis de oído por medio del efecto corona, el cual se describió anteriormente, la figura 27 ilustra este proceso.

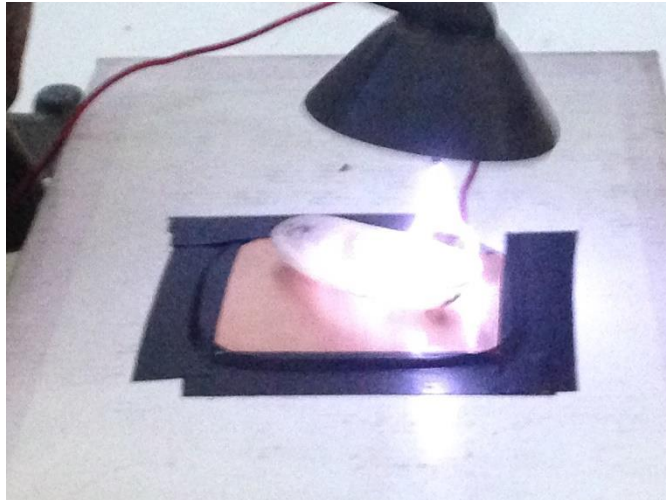


Figura 27. Polarización de la prótesis por efecto corona

La prótesis se sometió a 1 minuto de polarización a 15 kV y posteriormente se volvió a caracterizar como sensor de presión y temperatura para observar los cambios en la respuesta.

4.2 Fabricación y caracterización de membranas por electrospinning

4.2.1 PVDF

Se prepararon 3 ml de una solución de PVDF al 33% utilizando como solvente dimetil formamida (DMF).

Se calentó a baño maría hasta disolver el PVDF como se observa en la figura 28.

Se agitó durante 15 minutos en el vórtex y finalmente 10 minutos en el sonicador como se observa en la figura 29.

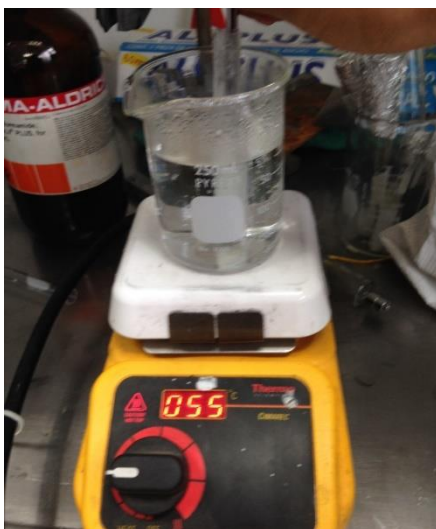


Figura 28. Solución de PVDF en baño maría



Figura 29. Mezclado por medio del vórtex

La membrana obtenida se recortó en un rectángulo de 25 mm x 20 mm para su caracterización.

Finalmente fue polarizada por medio de efecto corona durante 20 segundos.

Caracterización de temperatura

Calor

La caracterización de la membrana como sensor de calor fue realizada en un horno desde 25 °C hasta 90 °C, en intervalos de 5 °C. La temperatura se controló con el control del horno además de un termopar.

Frío

La caracterización de la membrana como sensor de frío fue realizada utilizando un baño de hielo desde 2 °C hasta 20 °C, en intervalos de 5 °C. La temperatura se verificó utilizando un termopar.

Caracterización de presión

Así mismo, la membrana fue caracterizada como sensor de presión. Se utilizó un marco de pesas certificadas entre 1 g y 30 g las cuales se colocaron encima de la membrana.

SEM

Esta membrana se observó por microscopía electrónica de barrido (SEM) para conocer el tamaño y topografía de las fibras obtenidas.

Microanálisis

Además de esto se realizó el microanálisis para la determinación de la composición química cualitativa y cuantitativa de la membrana.

4.2.2 PVDF/PLA

Para la solución de PVDF se mezclaron 0.5 g de PVDF, 0.5 g de PLA en trozo y 3 ml de dimetil formamida (DMF) en la figura 30 se observan los diferentes compuestos ante de ser mezclados

Se calentó a baño maría hasta disolver el PVDF y el PLA.

Se agitó durante 15 minutos en el vórtex y finalmente 10 minutos en el sonicador.



Figura 30. Solución de PVDF, PLA y DMF sin mezclar

La membrana obtenida se recortó en un rectángulo de 25 mm x 20 mm para su caracterización.

Finalmente fue polarizada por medio de efecto corona durante 20 segundos.

Caracterización de temperatura

Calor

La caracterización de la membrana como sensor de calor fue realizada en un horno desde 25 °C hasta 90 °C, en intervalos de 5 °C. La temperatura se controló con el control del horno además de un termopar.

Frío

La caracterización de la membrana como sensor de frío fue realizada utilizando un baño de hielo desde 2 °C hasta 20 °C, en intervalos de 5 °C. La temperatura se verificó utilizando un termopar.

Caracterización de presión

Así mismo, la membrana fue caracterizada como sensor de presión. Se utilizó un marco de pesas certificadas entre 1 g y 30 g las cuales se colocaron encima de la membrana.

SEM

Esta membrana se observó por microscopía electrónica de barrido (SEM) para conocer el tamaño y topografía de las fibras obtenidas.

Microanálisis

Además de esto se realizó el microanálisis para la determinación de la composición química cualitativa y cuantitativa de la membrana.

4.2.3 PLA

Se prepararon 3ml de una solución de PLA al 33% utilizando como solvente dimetil formamida (DMF).

Se calentó a baño maría hasta disolver el PVDF.

Se agitó durante 15 minutos en el vórtex y finalmente 10 minutos en el sonicador.

Una vez hechas las soluciones el proceso de fabricación por electrospinning es el mismo y la metodología se describe a continuación:

- Esmerilar la aguja.
- El cátodo debe quedar arriba
- Se cubre el cátodo con papel aluminio.
- Se coloca la aguja a una distancia de 15 cm del cátodo.
- Se coloca la solución en la jeringa.
- Se ponen los caimanos: uno a la aguja y el otro al cátodo.
- Se suministran 20 kV.

El proceso para cada membrana tardó aproximadamente 1 hora con 10 minutos y se observa en la figura 31.



Figura 31. Fabricación de membranas por electrospinning

4.3 Fabricación y caracterización de compuestos poliméricos

Se fabricó una membrana de un compuesto polimérico de PPy/PLA/PVDF para ver su funcionamiento como sensor de temperatura.

Se eligieron estos tres polímeros con el fin de que cada uno aporte alguna de sus propiedades características a la membrana.

Para la fabricación se utilizó la mezcla de PLA/PVDF descrita en el experimento anterior.

Se hizo un vaciado de esta solución a un molde, se esperó durante 4 horas para la evaporación parcial del solvente utilizado, en este caso DMF.

Posteriormente se hizo una solución de PPy y DMF al 40%. Se calentó en baño maría para disolver los compuestos. Este proceso se ilustra en la figura 32.



Figura 32. Solución de PPy al 40%

La solución se sonicó durante 15 minutos y posteriormente 10 minutos de agitarlo con el vórtex.

Finalmente, por medio de un aerógrafo se esparció la solución por encima de la mezcla PLA/PVDF.

Este proceso se hizo 3 veces esperando 2 horas entre cada aplicación.

Finalmente se dejó secar por 2 días.

Una vez seca, la membrana obtenida se recortó en un rectángulo de 15 mm x 10 mm para su caracterización y se polarizó por medio de efecto corona durante 20 segundos.

Caracterización de temperatura

Calor

La caracterización de la membrana como sensor de calor fue realizada en un horno desde 25 °C hasta 80 °C, en intervalos de 5 °C. La temperatura se controló con el control del horno además de un termopar.

Frío

La caracterización de la membrana como sensor de frío fue realizada utilizando un baño de hielo desde 2 °C hasta 20 °C, en intervalos de 5 °C. La temperatura se verificó utilizando un termopar.

Montaje en piel

La membrana mostró ser flexible, por lo que se montó sobre la piel del antebrazo izquierdo con el fin de hacer mediciones y comparar los resultados con un termómetro infrarrojo modelo TM969 de la marca Lutron.

Las mediciones se hicieron durante 5 días consecutivos a diferentes horas del día.

5. Resultados

5.1 Prótesis

5.1.1 Diseño

El conducto auditivo externo se diseñó en Rhinoceros 3D, teniendo como base las medidas antropométricas de un humano promedio. El diseño final se observa en la figura 33.

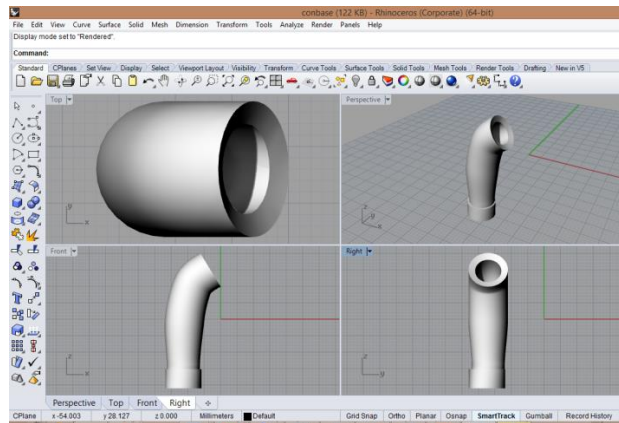


Figura 33. Diseño de conducto auditivo en Rhinoceros.

El diseño de la prótesis de pabellón se hizo en el software de CAD Blender el cual se observa en la figura 34.

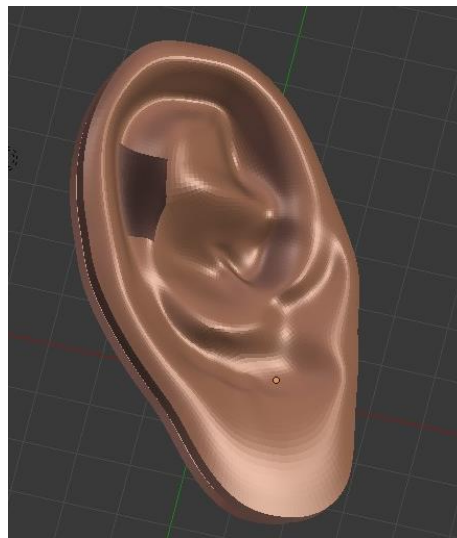


Figura 34. Diseño de oído en Software Blender

5.1.2 Impresión 3D

El diseño del conducto se imprimió en la impresora 3D touch de bits from bites en ABS y se observa en la figura 35.



Figura 35. Manufactura de conducto auditivo impreso en ABS

El diseño del pabellón se imprimió en la impresora 3D touch de bits from bites en ABS, PVDF y PLA.

El resultado se observa en la figura 36.

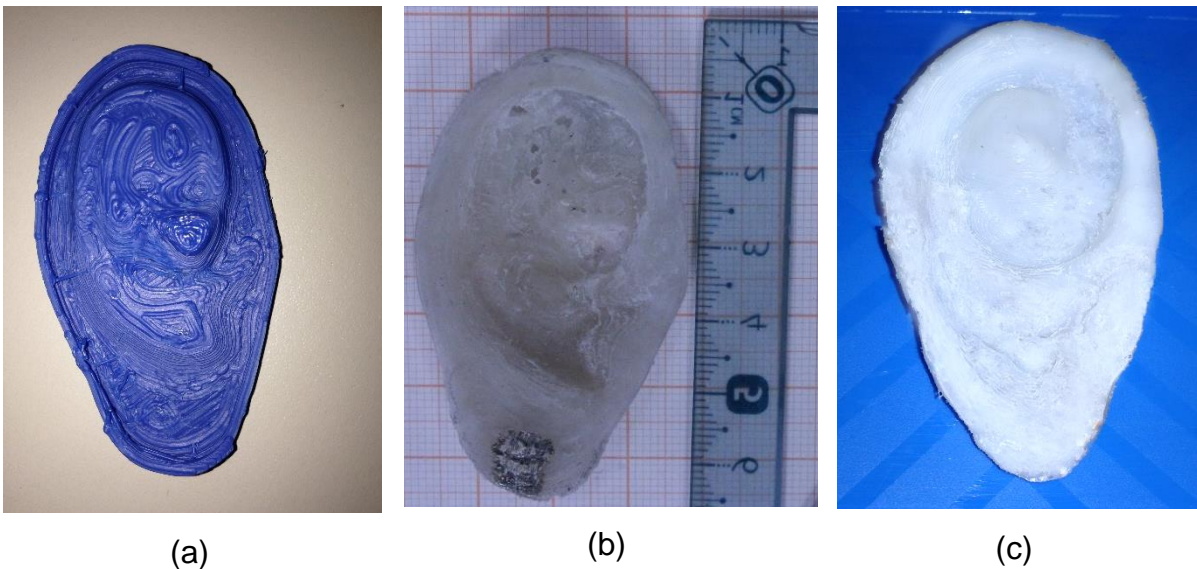


Figura 36. Manufactura de prótesis de pabellón auricular impresa en: a) ABS; (b) PVDF; (c) PLA

5.1.3 Caracterización

Al construir el oscilador de la figura 19 y colocar la placa de PVDF en lugar de un cristal como suele utilizarse, se observó la respuesta en la salida de la terminal inversora.

Sin aplicar deformación, el circuito mostró una frecuencia de 51.69 MHz como se observa en la figura 37.

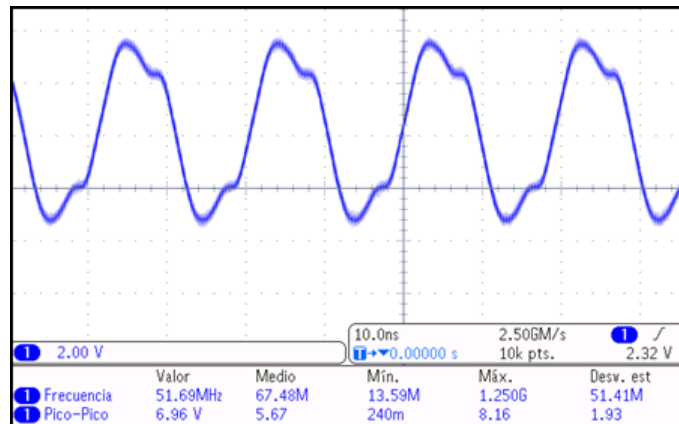


Figura 37. Respuesta del oscilador sin aplicar deformación

Al aplicar deformación mecánica, la frecuencia aumentó a 94.79 MHz como se observa en la figura 38.

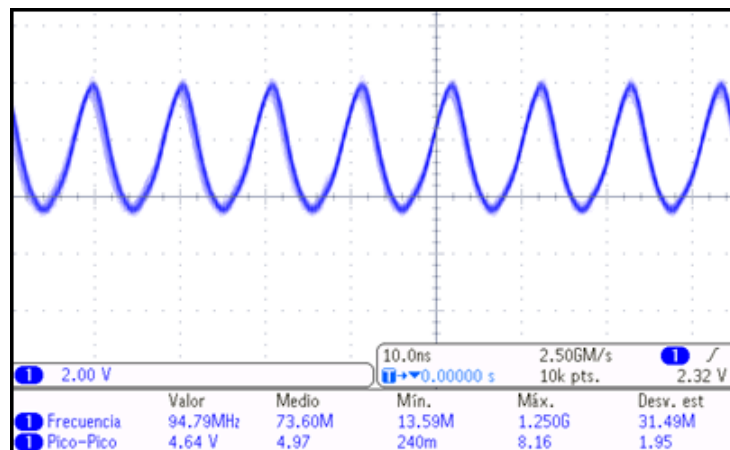


Figura 38. Respuesta del oscilador al aplicar deformación

5.1.3.1 Prótesis de oído hecha en PVDF como sensor de temperatura (sin polarizar)

Se caracterizó la prótesis como sensor de temperatura y el resultado se observa en la figura 39, como se puede observar el sensor es lineal sólo en algunos rangos de temperatura.

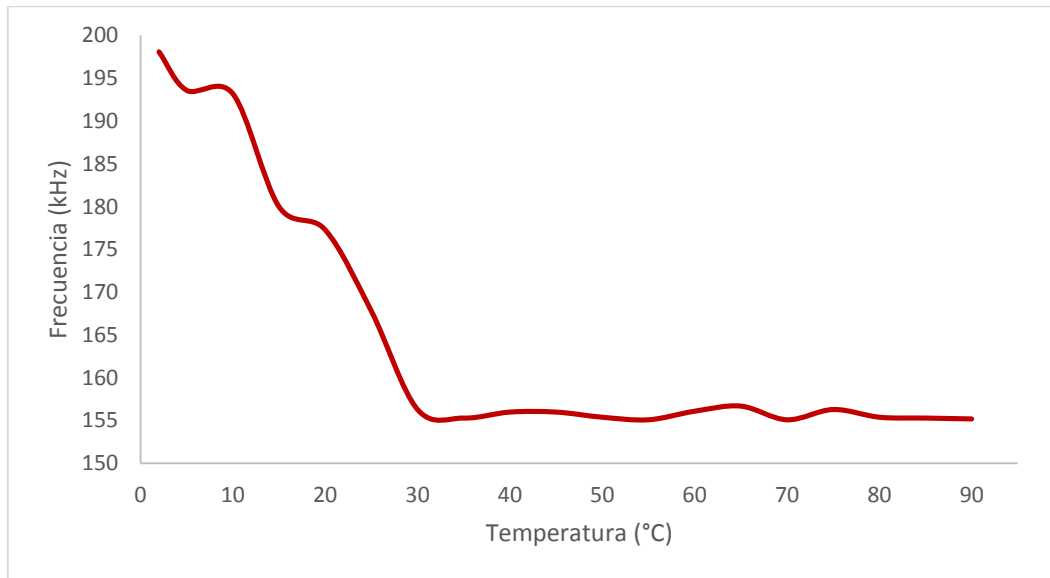


Figura 39. Respuesta térmica de la prótesis de PVDF sin polarizar desde 2 °C hasta 90 °C.

5.1.3.2 Prótesis de oído hecha en PVDF como sensor de presión (sin polarizar)

Se caracterizó la prótesis como sensor de temperatura y el resultado se observa en la figura 40, como se puede observar el sensor es lineal en el rango de 12 a 16.35 kPa.

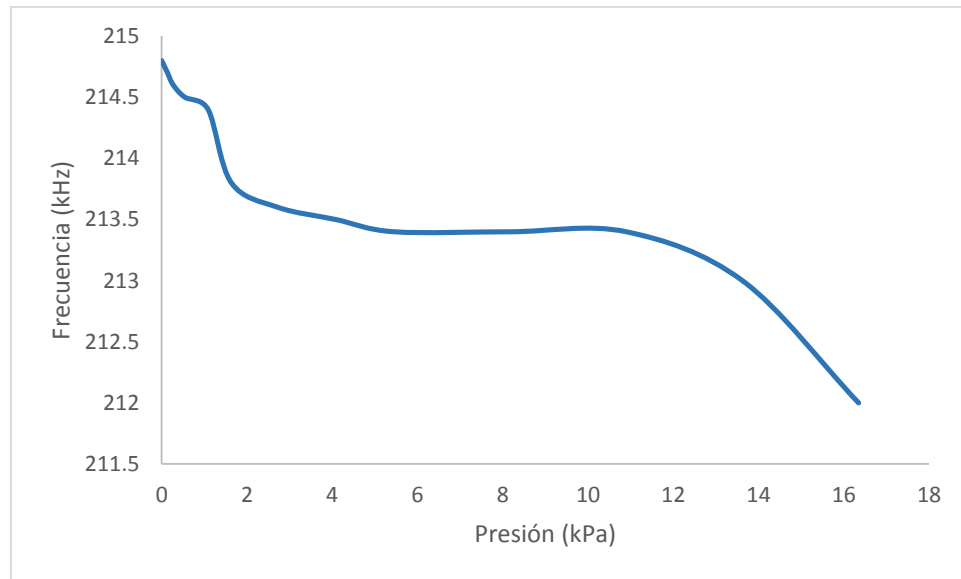


Figura 40. Respuesta de la prótesis de PVDF sin polarizar como sensor de presión desde 0 hasta 16.35 kPa.

5.1.3.3 Prótesis de oído hecha en PVDF como sensor de temperatura (polarizada)

Una vez realizadas las caracterizaciones antes mencionadas se procedió a polarizar la prótesis por medio del efecto corona. La figura 41 muestra la respuesta de la prótesis de PVDF polarizada como sensor de temperatura.

El experimento se hizo por triplicado y se observó una respuesta lineal. Se ajustaron los datos por el método de regresión de mínimos cuadrados y la ecuación de la recta obtenida se muestra en (6), presentando una desviación estándar promedio de ± 13.94 .

$$f(\text{kHz}) = -0.4834T(^{\circ}\text{C}) + 195.93 \quad (6)$$

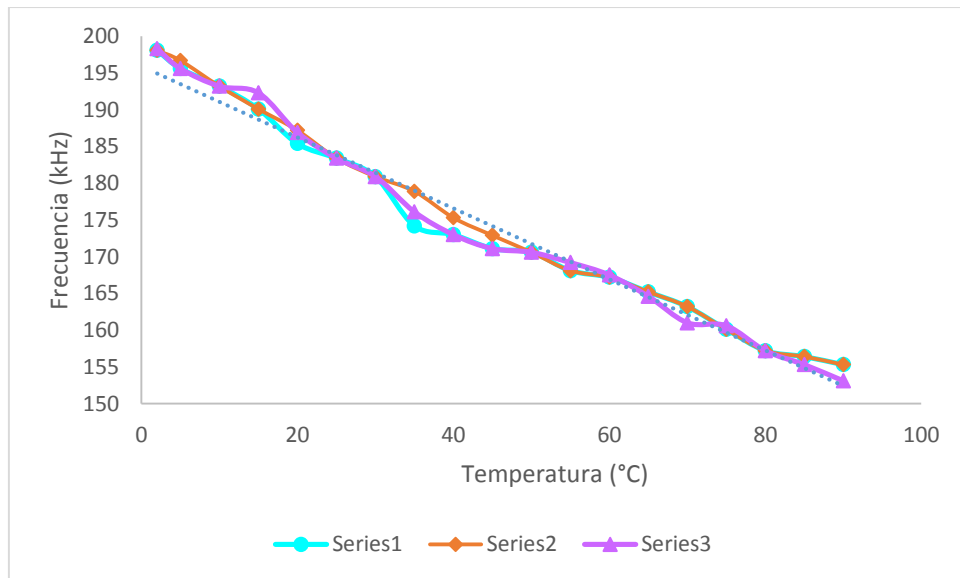


Figura 41. Respuesta térmica de la prótesis de PVDF polarizada desde 2 °C hasta 90 °C.

5.1.3.4 Prótesis de oído hecha en PVDF como sensor de presión (polarizada)

La figura 42 muestra la respuesta de la prótesis de PVDF como sensor de presión. El experimento se hizo por triplicado y se observó una respuesta lineal. Se ajustaron los datos por el método de regresión de mínimos cuadrados y la ecuación de la recta obtenida se muestra en (7), presentando una desviación estándar promedio de ± 1.32 .

$$f(\text{kHz}) = -0.2133P(\text{kPa}) + 214.58 \quad (7)$$

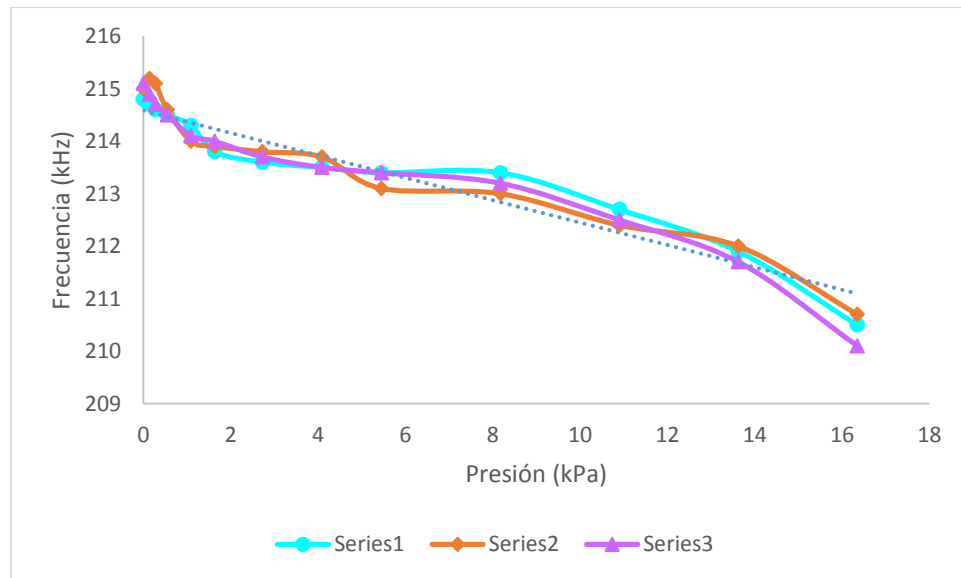


Figura 42. Respuesta de la prótesis de PVDF como sensor de presión desde 0 hasta 13.62 kPa.

En función de la frecuencia obtenida, el área del pabellón y la distancia, se obtuvo el valor de la constante dieléctrica el cual fue de 8.99 para la frecuencia más alta (215.2 kHz) y de 12.64 para la frecuencia más baja.

5.2 Resultados de la caracterización de las membranas elaboradas por electrospinning

Se obtuvieron las membranas hechas por electrospinning de los tres materiales: PVDF, PVDF/PLA y PLA y se recortaron en rectángulos de 25 mm x 20 mm para su caracterización como lo muestra la figura 43.

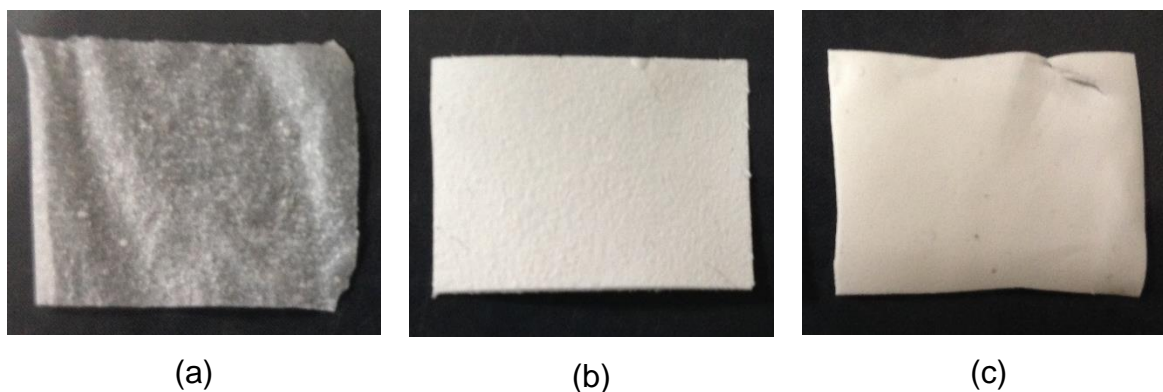


Figura 43. Fabricación de membranas por electrospinning: (a) PVDF; (b) PVDF/PLA; (c) PLA.

Estas membranas se observaron por microscopía electrónica de barrido (SEM) para conocer el tamaño y topografía de las fibras obtenidas, los resultados se observan en las figuras 44, 45 y 46 en donde se puede observar que hay mucho más fibras en la membrana de PLA y con un diámetro menor que las demás. En el caso de PLA/PVDF se observa la formación de fibras más uniforme que en el caso de PLA.

En la membrana de PVDF no se observa formación de fibras.

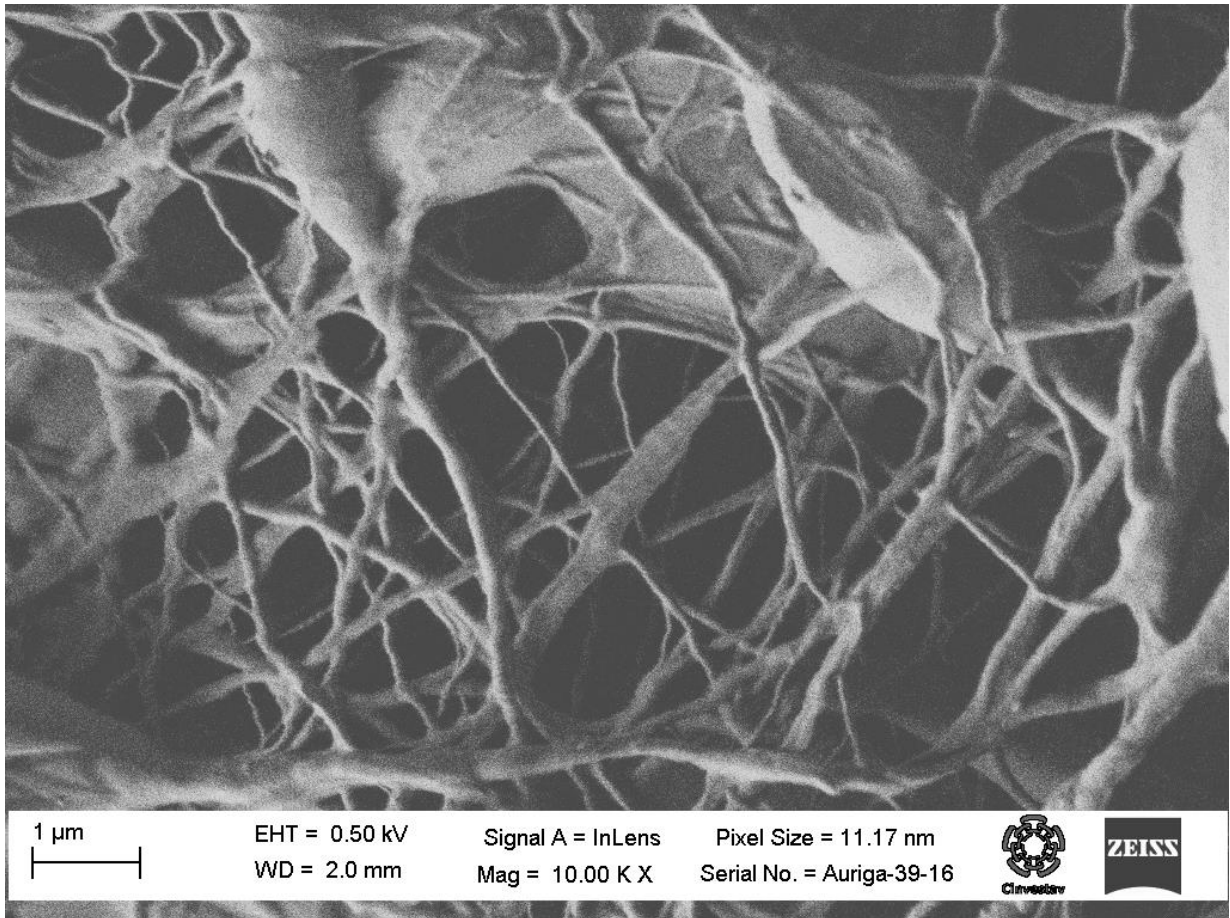


Figura 44. Membrana de PLA

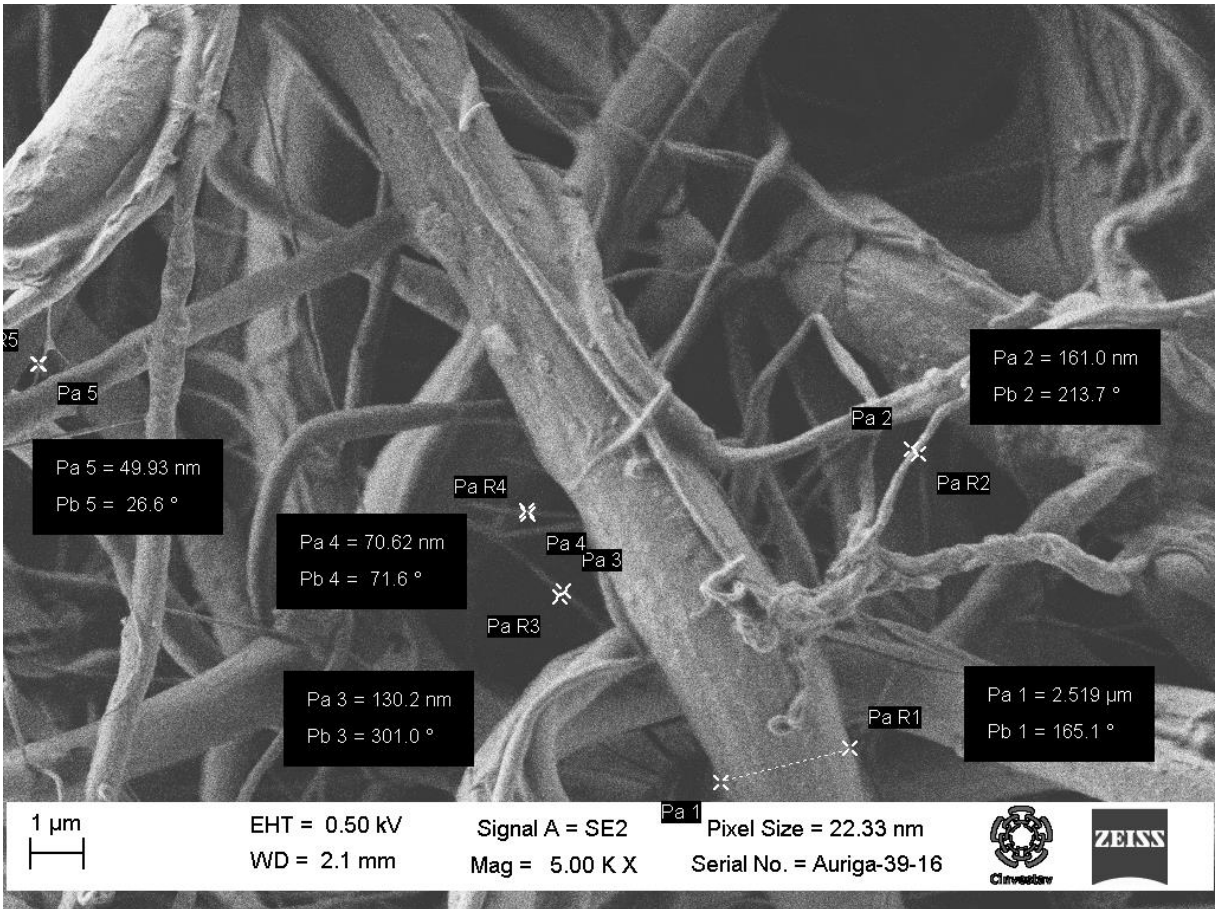


Figura 45. Membrana de PLA/PVDF

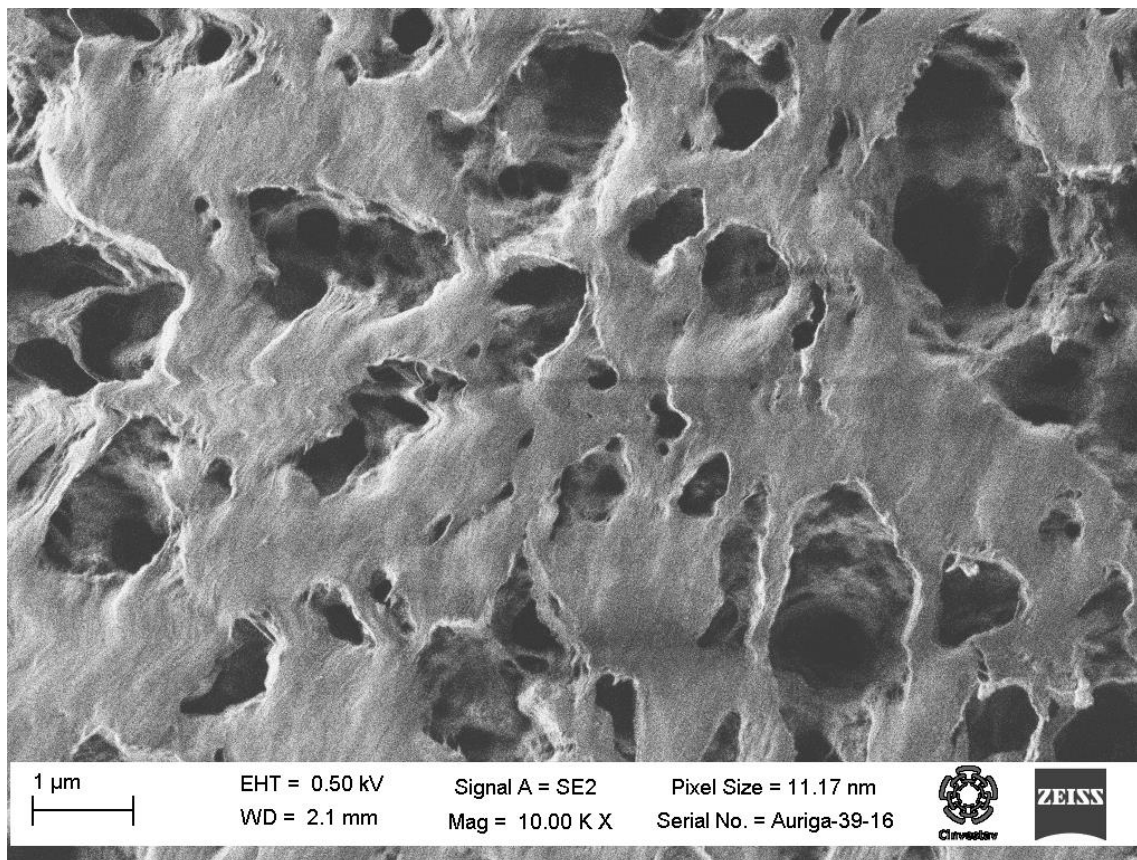


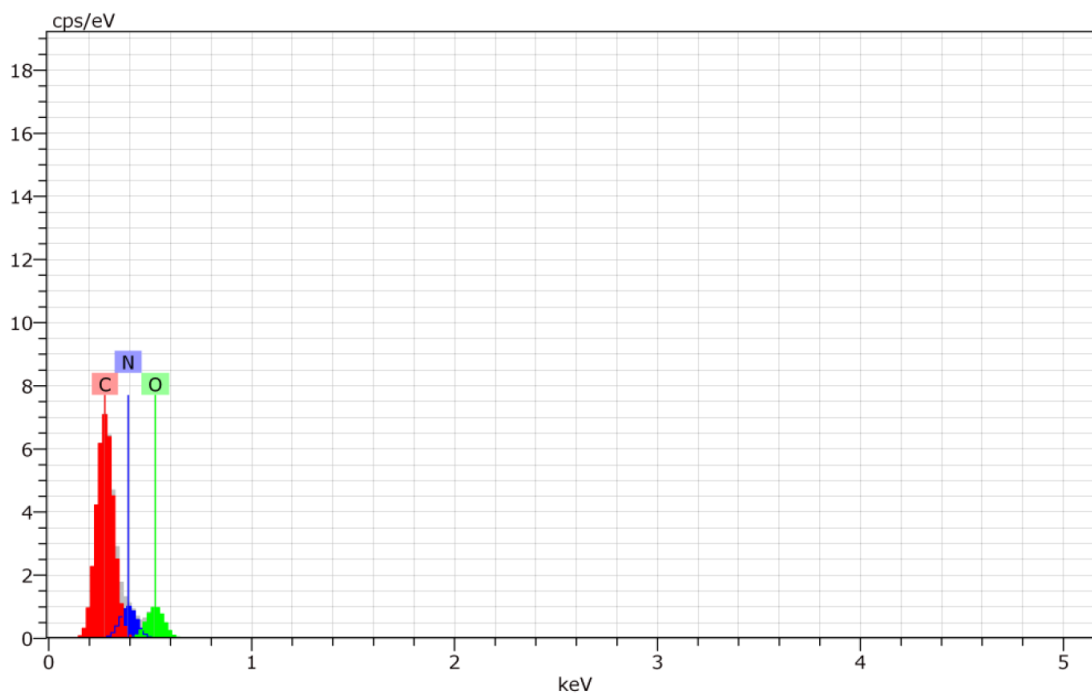
Figura 46. Membrana de PVDF

Además de esto se realizó el microanálisis para la determinación de la composición química cualitativa y cuantitativa de cada una de las membranas, el resultado se observa en las figuras 47, 48 y 49.

Para el caso del PLA ($C_3H_4O_2$)n se confirmó la presencia de Carbono y Oxígeno como se muestra en la figura 47.

Se observa, como era de esperarse, un porcentaje mayor de Carbono (45.91%) que de Oxígeno (21.65%).

Además se observa la presencia de Nitrógeno (32.45%).



Spectrum: Acquisition

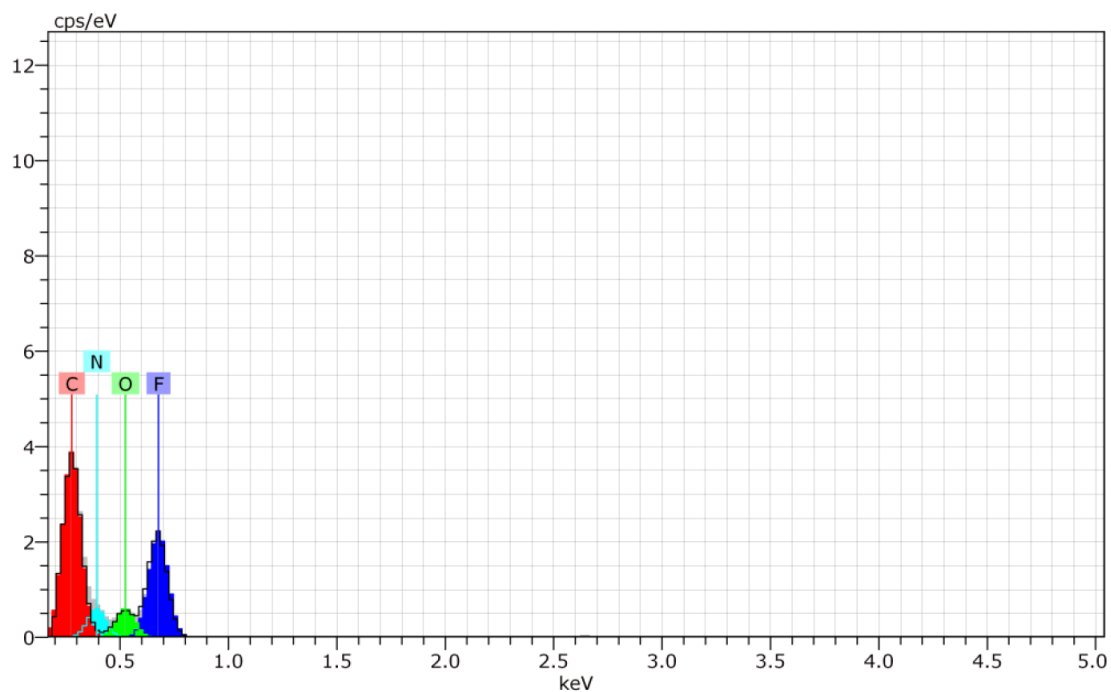
Element	Series	unn. C [wt.%]	norm. C [wt.%]	Atom. C [at.%]	Error (1 Sigma) [wt.%]
Carbon	K-series	45.91	45.91	51.02	5.10
Oxygen	K-series	21.65	21.65	18.06	2.79
Nitrogen	K-series	32.45	32.45	30.92	4.17
Total:		100.00	100.00	100.00	

Figura 47. Microanálisis de la membrana de PLA

Para el caso del PLA/PVDF se confirmó la presencia de Carbono, Flúor y Oxígeno como se muestra en la figura 48.

Se observa un porcentaje mayor de Carbono (45.92%), mientras que de Oxígeno se obtuvo 12.28% y 26.33% para el Flúor.

Además se observa la presencia de Nitrógeno.



Spectrum: Acquisition

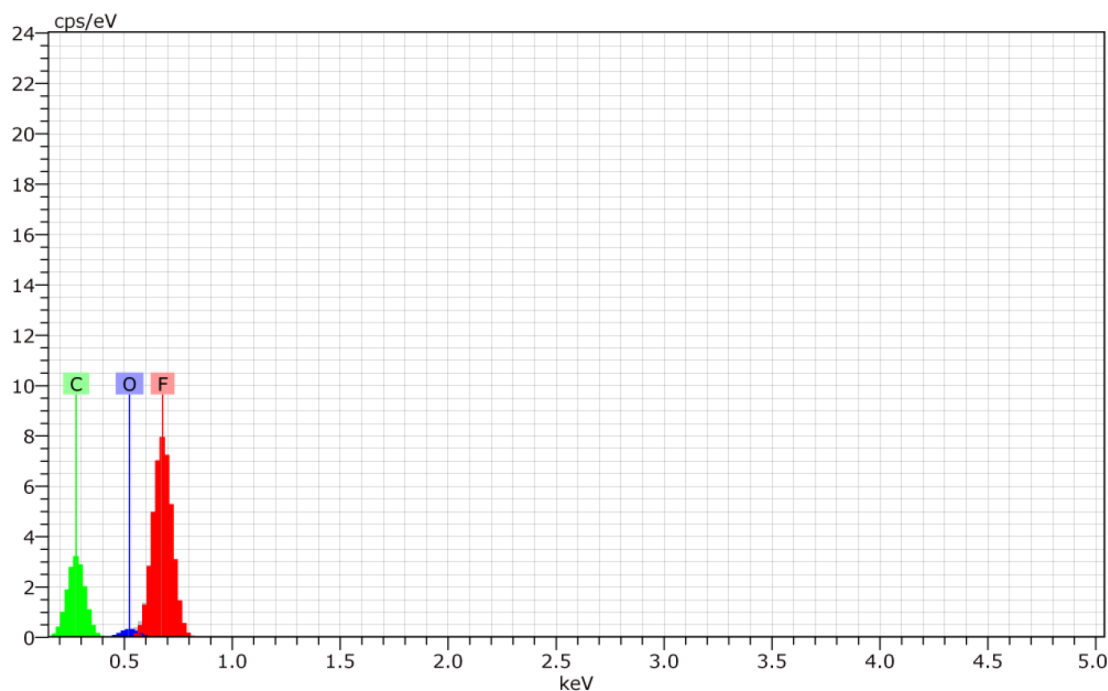
Element	Series	unn. C [wt.%]	norm. C [wt.%]	Atom. C [at.%]	Error (1 Sigma) [wt.%]
Carbon	K-series	39.92	39.92	47.41	4.57
Oxygen	K-series	12.28	12.28	10.95	1.68
Fluorine	K-series	26.33	26.33	19.77	3.13
Nitrogen	K-series	21.47	21.47	21.86	2.92
Total:		100.00	100.00	100.00	

Figura 48. Microanálisis de la membrana de PLA/PVDF

Para el caso del PVDF ($C_2H_2F_2$)n se confirmó la presencia de Oxígeno y Flúor como se muestra en la figura 49.

Se observa, como era de esperarse, un porcentaje mayor de Flúor (54.39%) que de Carbono (41.47%).

Además se observa la presencia de Oxígeno en pequeñas cantidades (4.14%).



Spectrum: Acquisition

Element	Series	unn. C [wt.%]	norm. C [wt.%]	Atom. C [at.%]	Error (1 Sigma) [wt.%]
Fluorine	K-series	54.39	54.39	43.55	6.10
Carbon	K-series	41.47	41.47	52.52	4.96
Oxygen	K-series	4.14	4.14	3.93	0.68

Total: 100.00 100.00 100.00

Figura 49. Microanálisis de la membrana de PVDF

Finalmente se caracterizaron las membranas de PVDF y PVDF/PLA como sensores de presión y temperatura.

5.2.1 Membrana de PVDF

5.2.1.1 Temperatura

La figura 50 muestra la respuesta de la membrana de PVDF como sensor de temperatura. El experimento se hizo por triplicado y se observó una respuesta lineal. Se ajustaron los datos por el método de regresión de mínimos cuadrados y la ecuación de la recta obtenida se muestra en (8), presentando una desviación estándar promedio de ± 15.71 .

$$f(\text{kHz}) = -0.4977T(^{\circ}\text{C}) + 197.23 \quad (8)$$

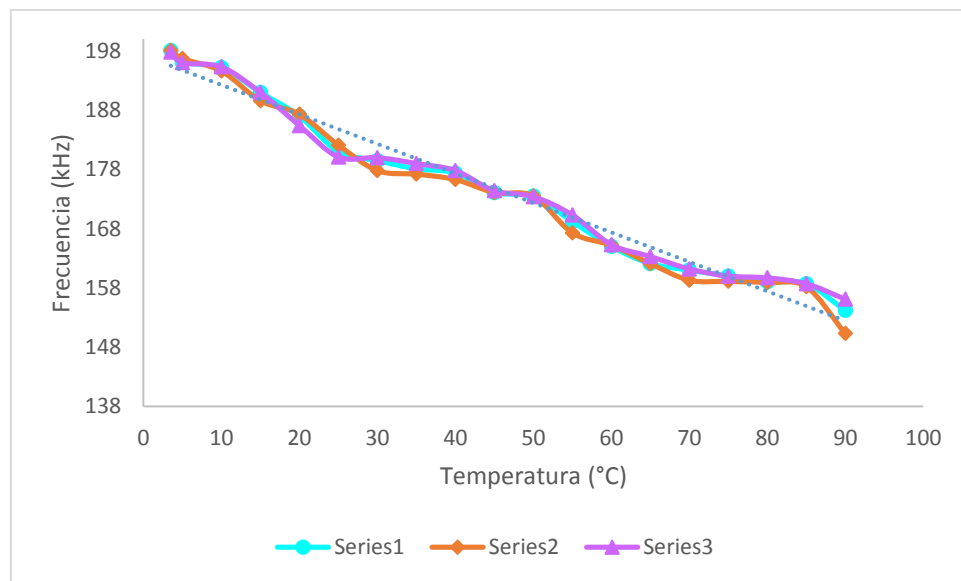


Figura 50. Respuesta térmica de la membrana de PVDF/PLA desde 2 °C hasta 90°C.

5.2.1.2 Presión

La figura 51 muestra la respuesta de la membrana de PVDF como sensor de presión. El experimento se hizo por triplicado y se observó una respuesta lineal en el rango de 1100 a 2600 Pa. Se ajustaron los datos por el método de regresión de mínimos cuadrados y la ecuación de la recta obtenida se muestra en (9), presentando una desviación estándar promedio de ± 0.59 .

$$f(\text{kHz}) = -0.0004P(\text{Pa}) + 190.71 \quad (9)$$

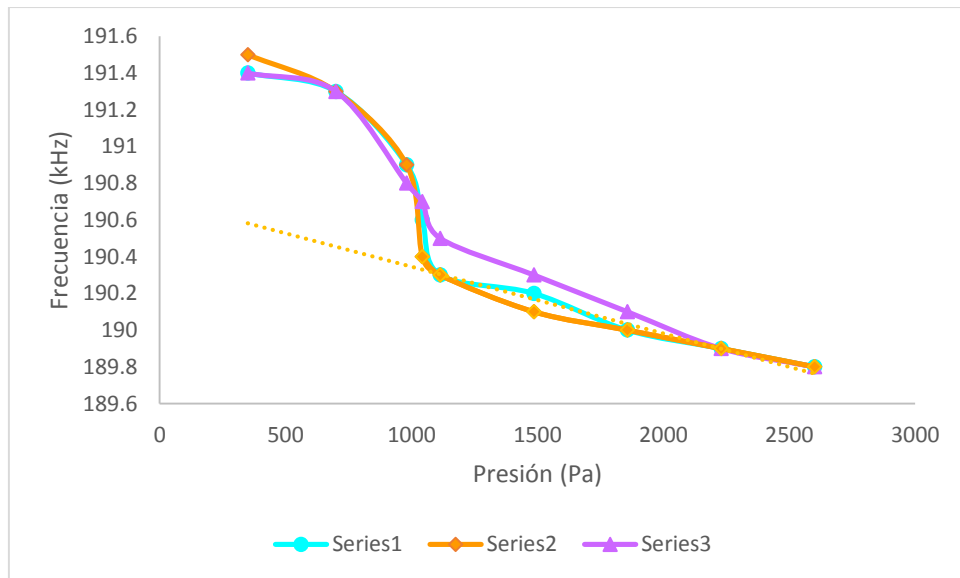


Figura 51. Respuesta de la membrana de PVDF como sensor de presión desde 0 hasta 2.6 kPa.

5.2.2 Membrana de PVDF/PLA

5.2.2.1 Temperatura

La figura 52 muestra la respuesta de la membrana de PVDF/PLA como sensor de temperatura. El experimento se hizo por triplicado y se observó una respuesta lineal a trozos. Se ajustaron los datos por el método de regresión de mínimos cuadrados para 3 rangos: de 3.5 a 30°C, de 31°C a 70°C y de 71°C a 100°C.

Las ecuaciones de las rectas obtenidas se muestran en (10, 11 y 12) respectivamente.

Los datos presentan una desviación estándar promedio de ± 5.03 .

$$y = -0.3416x + 193.51 \quad (10)$$

$$y = -0.076x + 186.9 \quad (11)$$

$$y = -0.1879x + 194.33 \quad (12)$$

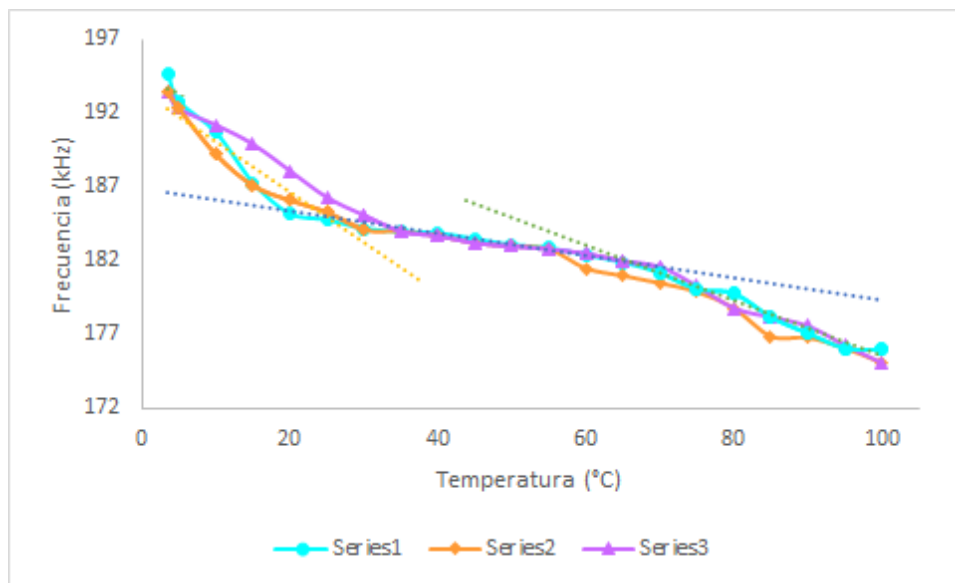


Figura 52. Respuesta térmica de la membrana de PVDF/PLA desde 3.5 °C hasta 100°C.

5.2.2.2 Presión

La figura 53 muestra la respuesta de la membrana de PVDF/PLA como sensor de presión. El experimento se hizo por triplicado y se observó una respuesta no lineal. Se ajustaron los datos de la serie 2 mediante una interpolación polinomial de 6to orden. La ecuación polinómica obtenida se muestra en (13).

Los datos presentan una desviación estándar promedio de ± 1.043

$$f(\text{kHz})=6 \times 10^{-19} P(\text{Pa})^6 - 6 \times 10^{-15} P(\text{Pa})^5 + 3 \times 10^{-11} P(\text{Pa})^4 - 5 \times 10^{-8} P(\text{Pa})^3 + 5 \times 10^{-5} P(\text{Pa})^2 - 0.0248 P(\text{Pa}) + 196.99 \quad (13)$$

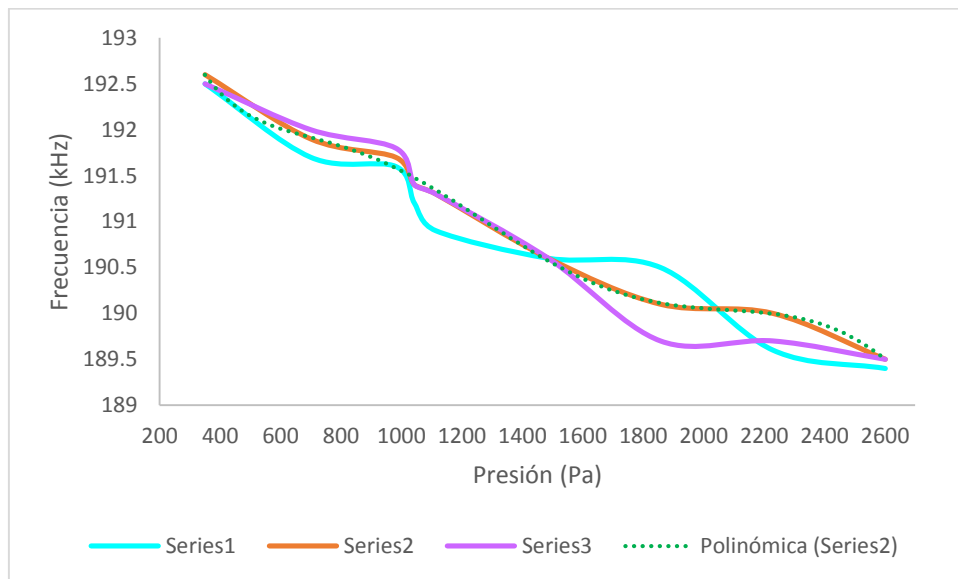


Figura 53. Respuesta de la membrana de PVDF/PLA como sensor de presión desde 0 hasta 2.6 kPa.

5.3 Fabricación y aplicación del compuesto polimérico PPy/PLA/PVDF

Se fabricó una membrana de un compuesto polimérico (PPy/PLA/PVDF) la cual se observa en la figura 54. Se recortó en un rectángulo de 15 mm x 10 mm para su caracterización como sensor de temperatura.

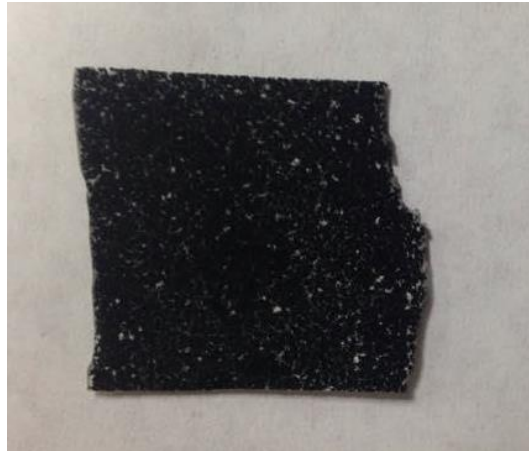


Figura 54. Compuesto de PPy/PLA/PVDF

La figura 55 muestra la respuesta del compuesto de PPy/PLA/PVDF como sensor de temperatura. Se observó una respuesta lineal y se ajustaron los datos por el método de regresión de mínimos cuadrados. La ecuación de la recta obtenida se muestra en (14)

$$T(^{\circ}\text{C}) = -528.01R(\text{k}\Omega) + 691.77 \quad (14)$$

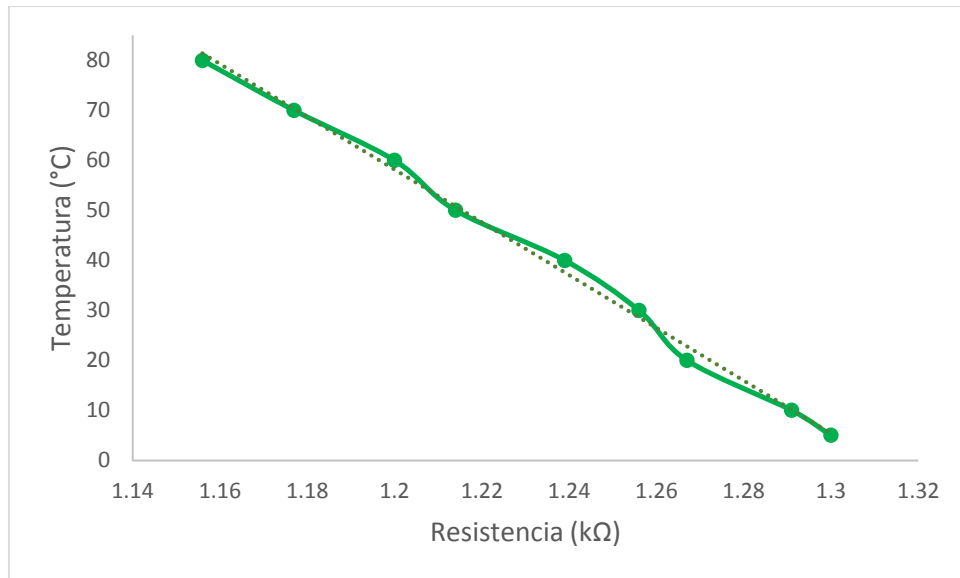


Figura 55. Respuesta del compuesto de PPy/PLA/PVDF como sensor de temperatura de 5 a 80 °C.

Posteriormente se hizo el montaje en piel como lo muestra la figura 56 y se midió el valor de la resistencia, el cual, se introdujo en el modelo matemático descrito anteriormente para obtener la temperatura, misma que se comparó con un termómetro infrarrojo modelo TM969 de la marca Lutron.

Este experimento se repitió durante 5 días mostrando los resultados en la tabla 1.

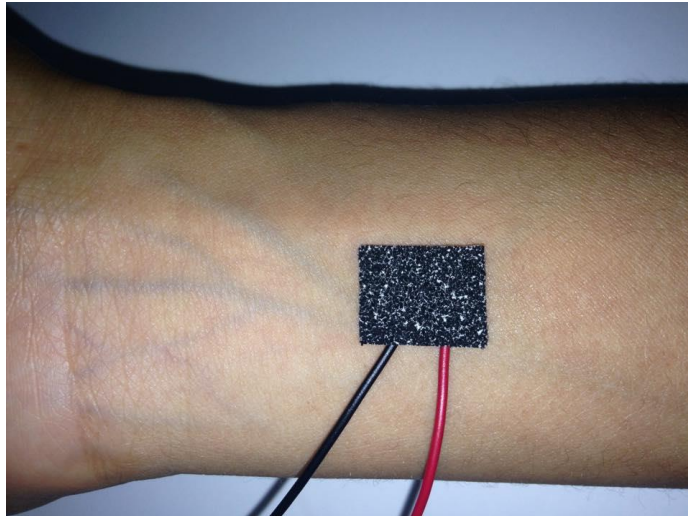


Figura 56. Sensor de temperatura corporal

TEMPERATURA (°C)					
TERMÓMETRO INFRARROJO TM969	36.7	36.4	36.9	37.2	36.8
SENSOR PPy/PLA/PVDF	36.43	36.13	36.23	36.67	36.36

Tabla 1. Comparación entre termómetro infrarrojo y sensor de PPy/PLA y PVDF

6. Discusión

Este trabajo que tuvo como objetivo la creación de prótesis de pabellón auricular fabricada por impresión 3D en los tratamientos de microtia y traumatismo exhibe los resultados experimentales que demuestran la potencialidad del uso del PVDF como material protésico táctil.

Debido a la automatización del proceso con la utilización de la impresora 3D, el tiempo y el costo se ven reducidos para la realización de estas prótesis por encima de la manufactura convencional.

Las respuestas a los estímulos de presión y temperatura aplicados tanto a las prótesis como a las membranas muestran un comportamiento lineal una vez polarizadas por medio del efecto corona.

En el caso de la prótesis como sensor de temperatura se observó que el rango de respuesta de ésta es entre 2 °C y 90 °C ya que la respuesta deja de tener variaciones a temperaturas mayores a ésta. Esta última consideración no tiene impacto en la utilización de la prótesis normalmente, ya que la temperatura ambiental no excede de esos rangos y la aplicación directa de una temperatura mayor podría provocar la deformación de la misma.

Por otra parte, la prótesis como sensor de presión mostró una efectividad en el rango de 0 a 13 kPa, valores que también entran en el rango de presión aplicada que podría aguantar un oído sin dañar al mismo.

La repetitividad de los resultados permite evaluar al PVDF como un material confiable, ya que cada estímulo aplicado (presión y temperatura) fue probado por triplicado obteniendo resultados con ligeras variaciones pero con la misma tendencia.

En el caso de las membranas de PVDF y PVDF/PLA, se observó una mayor sensibilidad en las membranas de PVDF con respecto a la temperatura.

Con respecto a la presión, la membrana de PVDF respondió linealmente sólo en el rango de 1100 a 2600 Pa, mientras que la de PVDF/PLA mostró un comportamiento no lineal, además de una baja repetibilidad.

Se observó también en el microanálisis la presencia de Nitrógeno en el caso de las membranas de PVDF y PVDF/PLA, esto debido a la incompleta evaporación del DMF.

La membrana de PPy/PLA/PVDF mostró una alta linealidad, a pesar de que contiene un material no conductor ni piezoeléctrico como el PLA, esta membrana potencializó sus propiedades piroeléctricas gracias a que el PPy es un material conductor. Este tipo de sensores puede ser usado tanto en partes robóticas, adaptándose al mecanismo, así como a la piel humana debido a que es biocompatible al estar formado por 3 polímeros de este tipo. Se pretende su uso en situaciones de condiciones extremas de temperatura.

7. Conclusiones

En este trabajo se diseñó de manera satisfactoria una prótesis de pabellón auricular en un software de CAD teniendo como modelo una foto de una persona.

Al utilizar la tecnología de impresión 3D, se creó una prótesis personalizada de oído, permitiendo que no exista diferencia con una natural.

Se logró adaptar el PVDF en barra a las medidas del extrusor de la impresora y se caracterizó su temperatura de fusión, la cual fue de 177 °C.

Se polarizó la prótesis de PVDF, así como los compuestos que lo contenían por medio de efecto corona, lo cual permitió tener sensores de presión y temperatura con respuesta lineal y con una mayor sensibilidad.

Se construyeron dos circuitos eléctricos con el fin de caracterizar la prótesis: un circuito oscilador utilizando un 74HC14, en el cual, se colocó el pedazo impreso de PVDF en lugar del cristal y se confirmó que el material posee propiedades piezoeléctricas.

La prótesis fue probada como sensor de presión y temperatura obteniendo respuestas lineales una vez polarizada.

Se observó también que el PVDF tuvo una alta sensibilidad a las variaciones de presión en el rango de 0-16 kPa y de temperatura en el rango de 5-90 °C.

Se obtuvieron membranas hechas por electrospinning: PLA, PVDF y PLA/PVDF.

Se caracterizaron de manera satisfactoria y se obtuvo el modelo matemático de las membranas de PVDF y PLA/PVDF como sensores de presión y temperatura.

De acuerdo a los resultados, se concluye que el PVDF combinado con un polímero no piezoeléctrico ni conductor, disminuye las propiedades piezoeléctricas de la membrana y se obtienen respuestas no lineales.

Se fabricó de manera satisfactoria una membrana compuesta PPy/PLA/PVDF.

Se obtuvo un sensor resistivo y flexible de temperatura debido a que el PPy es un polímero conductor, el PLA le otorgó a la membrana la propiedad de adaptarse a

cualquier superficie gracias a su flexibilidad, y el PVDF al ser un polímero piroeléctrico permitió el sensado de temperatura.

El PPy al ser un material conductor, incrementó las propiedades piroeléctricas de la membrana y se obtuvo un sensor lineal.

Además, al colocarlo en la piel se obtuvieron valores de temperatura que, si bien, no son precisos, muestran un error máximo de 1.81% y al tener un rango de operación de 5 a 80°C se convierte en un sensor potencial de temperatura corporal para condiciones extremas.

En general, se concluye que el uso de materiales piezoeléctricos poliméricos tiene grandes potencialidades en el campo de la ingeniería biomédica debido a su flexibilidad y capacidad para generar un potencial eléctrico en respuesta a las variaciones de presión y temperatura.

8. Perspectivas a futuro

Se demostró que la utilización de materiales poliméricos piezoeléctricos tiene una alta potencialidad en el campo de las prótesis debido a que pueden ser caracterizados de modo que respondan a estímulos externos, como presión, temperatura y toque, además pueden ser estimulados con luz, acústica, humedad, etc. ,

Uno de los objetivos a futuro es transferir señales eléctricas que son obtenidas a partir de la aplicación de los estímulos mencionados anteriormente a las células nerviosas, de este modo, las personas que utilicen una prótesis perciban sensaciones en sus extremidades artificiales.

Otra perspectiva es la creación de filamentos hechos de mezclas poliméricas conductoras o con propiedades inteligentes con el fin potencializar o incrementar dichas propiedades, de este modo, manufacturar prótesis que respondan no sólo a los estímulos a los que responde la piel sino también a estímulos que permitan crear un miembro artificial inteligente permitiendo responder al sonido, a la luz e incluso a la deformación.

9. Referencias

- [1] Alyssa J. Reiffel, et al., "High-Fidelity Tissue Engineering of Patient-Specific Auricles for Reconstruction of Pediatric Microtia and Other Auricular Deformities," PLoS ONE, 2013; 8 (2): e56506 DOI: 10.1371/journal.pone.0056506
- [2] S. Raspopovic, M. Capogrosso, F. M. Petrini, M. Bonizzato, J. Rigosa, G. Di Pino, et al., "Restoring Natural Sensory Feedback in Real-Time Bidirectional Hand Protheses," Science Translational Medicine, vol. 6, p. 222ra19, February 5, 2014.
- [3] P. Ueberschlag, "PVDF piezoelectric polymer," Sensor Review, vol. 21 (2), pp. 118-126, 2001.
- [4] Castillo Dorador Flores, Juarez. Actualidad y tendencias en el diseño de prótesis de miembro superior. Memorias del X Congreso Anual de la Sociedad Mexicana de Ingeniería Mecánica, Querétaro, México, 2004.
- [5] M. García, J. Aída, O. María, and P. Miguel. Potenciales Bioeléctricos: Origen y registro. Universidad Autónoma Metropolitana. México. Unidad Iztapalapa, page 195, 1998.
- [6] Sue Coatney, Biren Gandhi, Beom Soo Park, Dmitry Dzilno, Emmanuel Munguia Tapia, Gowri Kamarthy, Ikhlaq Sidhu, "3D Bio-Printing", Fung Technical Report No. 2013.04.17, University of California, Berkeley, 2013, disponible online en [http://www.funginstitute.berkeley.edu/sites/default/les/3D_Bio-Printing.pdf]
- [7] Félix A. Companioni Landín, Yolanda Bachá Rigal, "Anatomía aplicada a la estomatología", Editorial Ciencias Médicas, ISBN 978-959-212-784-5, 2012.
- [8] J. Kiefer, and R. Staudenmaier, "Combined Aesthetic and Functional Reconstruction of Ear Malformations," Aesthetics and Functionality in Ear

Reconstruction, *Advances in Oto-Rhino-Laryngology* R. Staudenmaier, ed., pp. 81-94, 2010.

- [9] Aguinaga-Ríos, Mónica, Frías, Sara, Arenas-Aranda, Diego J., & Morán-Barroso, Verónica Fabiola. (2014). Microtia-atresia: aspectos clínicos, genéticos y genómicos. *Boletín médico del Hospital Infantil de México*, 71(6), 387-395. Recuperado en 17 de noviembre de 2015, de http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1665-11462014000600010&lng=es&tlng=es. 10.1016/j.bmhmx.2014.11.001.
- [10] C. Park, Y.S. Yoo, and S.-T. Hong, "An update on auricular reconstruction: three major auricular malformations of microtia, prominent ear and cryptotia," *Current Opinion in Otolaryngology & Head and Neck Surgery*, vol. 18 (6), pp. 544-549, 2010.
- [11] Roger E. Stevenson, Judith G. Hall, "Human Malformations and Related Anomalies", Oxford University Press, USA, Oct 19, 2005.
- [12] Encarnación Cano Serrano, Marina Urbina Fraile, "Polímeros inteligentes y aplicaciones", *Informe de Vigilancia Tecnológica*, España, 2009.
- [13] Bhardwaj, N, Kundu, S. C, "Electrospinning: a fascinating fiber fabrication technique", *Biotechnology Advances*, 28, 325-347, 2010.
- [14] Lina Marcela Duque Sánchez, Leonardo Rodriguez, Marcos López, "Electrospinning: la era de las nanofibras", *Revista Iberoamericana de Polímeros*, Volumen 14(1), Enero de 2013.
- [15] Robert McNeel & Associates, Rhinoceros, <http://www.rhino3d.com/>.
- [16] Blender Foundation, Blender, <http://www.blender.org/>.

- [17] Bits from bites 3d touch printer,
<http://www.nasa.gov/sites/default/files/files/BFBTutorial.pdf>
- [18] ABS – acrylonitrile butadiene styrene, Designsite.dk, lists applications.
- [19] H. R. Gallantree, "Review of transducer applications of polyvinylidene fluoride," IEE Proceedings-I Communications Speech and Vision, vol. 130 (5), pp. 219-224, 1983.
- [20] U. Klinge, B. Klosterhalfen, A. P. Ottinger, K. Junge, and V. Schumpelick, "PVDF as a new polymer for the construction of surgical meshes," Biomaterials, vol. 23 (16), pp. 3487-3493, 2002.
- [21] Andrew J. Lovinger, " Ferroelectric Polymers," Science, vol. 220, pp. 1115-1121, 1983.
- [22] Makerbot, <http://store.makerbot.com/filament/flexible>
- [23] X. Qiu, "Patterned piezo-, pyro-, and ferroelectricity of poled polymer electrets," Journal of Applied Physics, vol. 108 (1), 2010.
- [24] S. N. Fedosov, A. E. Sergeeva, J. A. Giacometti, and P. A. Ribeiro, "Corona poling of a ferroelectric polymer (PVDF)," in Polymers and Liquid Crystals. vol. 4017, A. Wlochowicz and E. TargoszWrona, Eds., ed, 1999, pp. 53-58.
- [25] Yunfang Jia, Qingshan Ni, Xinjuan Chen, Cheng Ju, Keli Xing and Tianhong Jin "Simulation and Experiment of PVDF temperature sensor", Applied Mechanics and Materials Vols. 303-306, pp. 109-113, 2013.

- [26] Essa Jafer and Khalil Arshak, "The Use of PE / PVDF Pressure and Temperature Sensors in Smart Wireless Sensor Network for Environmental Monitoring System Developed" *Sensor Letters* vol. 6, No. 4, pp. 1-13, 2008.
- [27] J. S. Lee, K.-Y. Shin, O. J. Cheong, J. H. Kim, and J. Jang, "Highly Sensitive and Multifunctional Tactile Sensor Using Free-standing ZnO/PVDF Thin Film with Graphene Electrodes for Pressure and Temperature Monitoring," *Scientific Reports*, vol. 5 2015.

Apéndice A

Productos de la tesis

Participación en Congresos Internacionales

G. Rodríguez-Roldán, E. Suaste-Gómez, “Design, construction and characterization of bionic prostheses made with a 3D printer using smart materials (piezoelectric, pyroelectric and shape memory polymers)” en International Conference: Material Science in the Age of Sustainability, La Habana, Cuba, Junio 2015, pp.16.

G. Rodríguez-Roldán, E. Suaste-Gómez, “Comparative analysis between PVDF and corona poled PVDF prostheses, fabricated by a 3d printer, as pressure, tactile and temperature sensors” en XXIV International Materials Research Congress , Cancún, México, Agosto 2015.

G. Rodríguez-Roldán, E. Suaste-Gómez, “A wearable, flexible and biocompatible temperature sensor based on a PLA/PPy/PVDF composite” en International Conference on Polymers and Advanced Materials POLYMAT 2015 , Huatulco, México, Octubre 2015.

Apéndice B

Tráquea

Además de los productos presentados, se diseñó y fabricó una tráquea en PLA. Por impresión 3D.

A continuación se presenta un poco de la anatomía de la tráquea.

La tráquea empieza en el borde inferior del cartílago cricoides y se extiende hasta la carina (Figura B1). En la vida adulta mide 10 a 11 cm de longitud, pero esta medida varía con la edad, sexo y raza. El diámetro de la tráquea en un plano coronal es aproximadamente de 2 a 2.5 cm.



Figura 6. Tráquea. 1. Cartílago cricoides, 2. Carina.

La tráquea no tiene forma cilíndrica, presenta un aplanamiento en su parte dorsal donde está en contacto con el esófago. En su pared anterior la curvatura se mantiene por los anillos cartilagosos, los cuales, usualmente, son 2.1 anillos por 1 cm de tráquea. Por esto hay aproximadamente 20 a 22 anillos en la tráquea adulta.

Teniendo en cuenta estos parámetros, se diseñó en el software de CAD Rhinoceros una tráquea y el resultado se muestra en la figura B2.

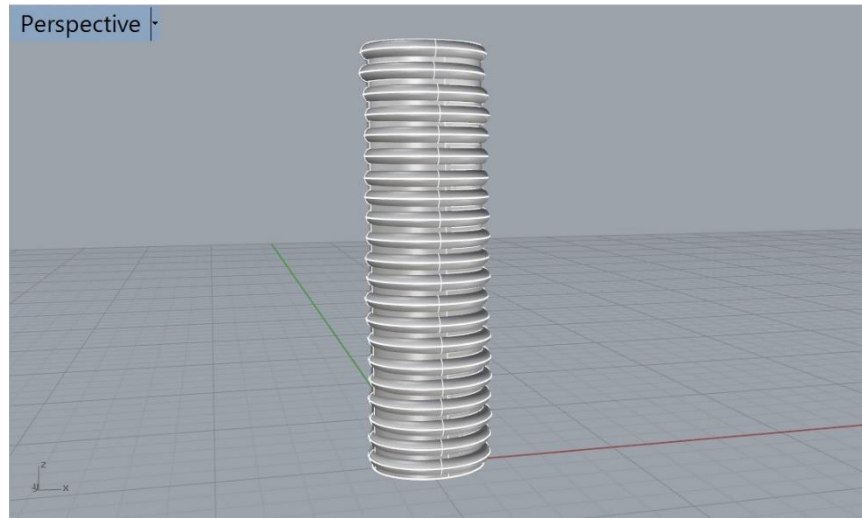


Figura B2. Diseño de tráquea

Este diseño se simuló y se estimó un tiempo de 3 horas y 40 minutos. La simulación y el tiempo estimado de impresión se observan en las figuras B3 y B4 respectivamente.

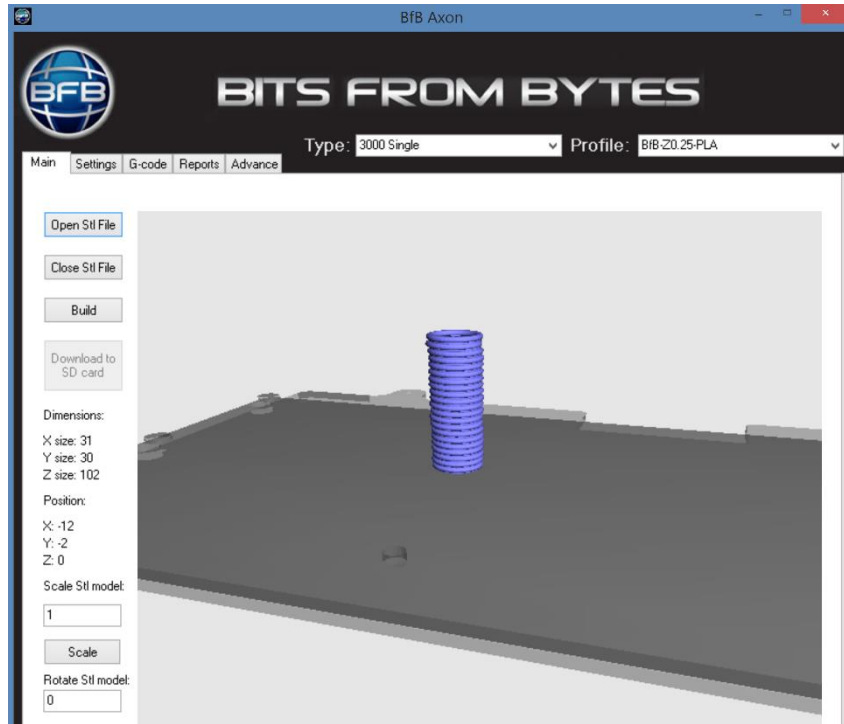


Figura B3. Trayectorias de la inyección de la tráquea

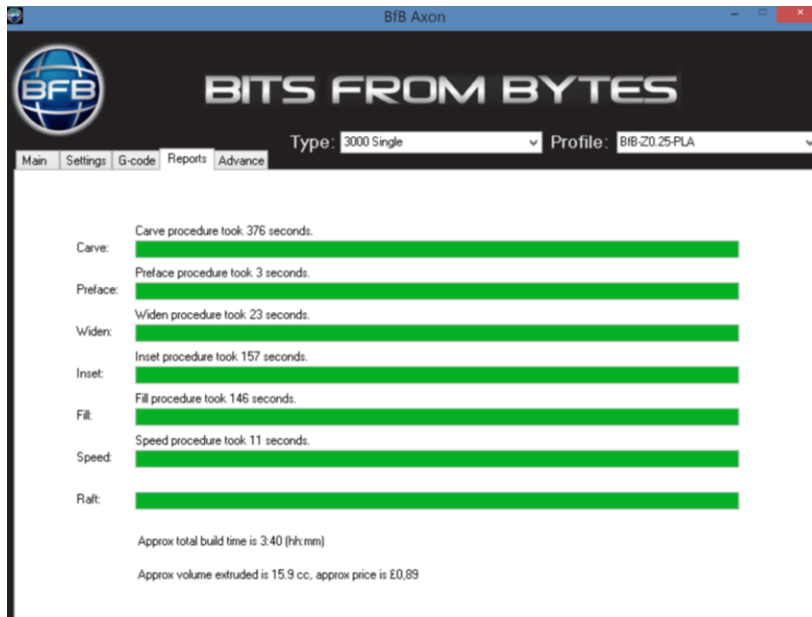


Figura B4. Tiempo estimado de impresión de la tráquea.

Finalmente, la tráquea se imprimió en PLA flexible y el resultado se observa en la figura B5.



Figura B5. Tráquea impresa en PLA.