



UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA  
Escuela de Ingeniería Informática



# Redes neuronales en el desarrollo de herramientas intraoperatorias para la verificación de la correcta inserción del implante coclear.

Autor: Carla Cabestrero Romero

Tutores:

Dr. Cayetano Guerra Artal

Ángel Ramos de Miguel

Dr. Ángel Ramos Macías



**Grado en Ingeniería Informática Universidad  
de Las Palmas de Gran Canaria.  
Las Palmas de Gran Canaria, julio de 2017**

Redes Neuronales En El Desarrollo De Herramientas Intraoperatorias Para La Verificación De La Correcta Inserción Del Implante Coclear.

---

Redes Neuronales En El Desarrollo De Herramientas Intraoperatorias Para La Verificación De La Correcta Inserción Del Implante Coclear.

---

Redes Neuronales En El Desarrollo De Herramientas Intraoperatorias Para La Verificación De La Correcta Inserción Del Implante Coclear.

---

## AGRADECIMIENTOS

---

En primer lugar, a mis padres y mi hermana. Por todo. Por lo que son, por cómo soy. Por darme lo mejor que tienen, creer en mí y apoyarme en todo momento.

A la Unidad de hipoacusia del CHUIMI, por brindarme la oportunidad de formarme a su lado y tener una insuperable primera experiencia en el mundo de la Ingeniería Biomédica. Ha sido increíble.

A mi tutor Cayetano Guerra, por su implicación, por el dólar, por ser un lazarillo y un profesor de verdad.

A mis compañeros, los que me han acompañado durante estos años y los que han aparecido más recientemente. En especial a Chaxi, Miguel y Matthew. Por los momentos compartidos y contribuir a enriquecer el camino.

A Guille. Porque es muy importante tener un ingeniero del software al lado y los ríos se conectan mucho más fuerte de lo que esperamos.

A todos los profesores motivados que se han preocupado de darnos una educación de calidad tratando de garantizar nuestro futuro profesional y a su vez supervisando nuestro crecimiento personal. Han sido un gran ejemplo de profesionalidad y calidad humana.

Y por último, gracias al café.

Redes Neuronales En El Desarrollo De Herramientas Intraoperatorias Para La Verificación De La Correcta Inserción Del Implante Coclear.

---

## RESUMEN

---

Durante la implantación coclear, el cirujano introduce el implante en la cóclea sin poder ver cómo queda posicionado, siendo necesaria una prueba de imagen para ello. Se busca evitar este procedimiento, ya que supone una gran exposición a la radiación tanto para el paciente como para el médico; por otro lado, supone un gran gasto económico y logístico y de tiempo.

De esta manera en este trabajo final de grado, se propone desarrollar una herramienta que calcule durante la operación la correcta colocación del implante en la cóclea. Se realizará mediante una red neuronal que analice las cargas recibidas en cada uno de los electrodos según distintas técnicas de estimulación del implante.

Redes Neuronales En El Desarrollo De Herramientas Intraoperatorias Para La Verificación De La Correcta Inserción Del Implante Coclear.

---



## ABSTRACT

---

During cochlear implantation, the surgeon inserts the implant into the cochlea without being able to see how it is positioned, requiring an image test to do so. It is sought to avoid this procedure, since it supposes a great exposure to the radiation for both the patient and the doctor; on the other hand, is a great economic and logistical and time expense.

In this final degree project, it is proposed to develop a tool that calculates during the operation the correct placement of the implant in the cochlea. It will be performed through a neural network that analyzes the loads received in each of the electrodes according to different techniques of implant stimulation.

## ÍNDICE

---

Capítulo 1. Introducción.....	1
A. Contexto /Motivación.....	1
B. Objetivos.....	2
C. Estructura de la memoria.....	2
D. Planificación inicial.....	4
E. Competencias específicas.....	5
Capítulo 2. Estado del arte.....	7
A. El oído y la capacidad auditiva.....	7
1.A.1 Anatomía del oído.....	7
1.A.2 La audición.....	9
B. Sordera.....	9
C. Implante coclear.....	10
2.C.1 ¿Qué es el implante coclear?.....	10
2.C.2 Tipos de implante coclear.....	11
2.C.3 El implante coclear y el nervio auditivo.....	12
2.C.4 Modos de estimulación del implante.....	13
D. Matriz monopolar.....	13
E. Procedimiento quirúrgico.....	15
F. Redes neuronales.....	19
G. Perceptrón multicapa.....	20
H. Tensorflow.....	22
Capítulo 3. Hipótesis inicial, sistema, diseño y desarrollo de la herramienta.....	23
A. Introducción.....	23
B. Herramientas para el estudio.....	23
C. Obtención de los datos.....	26
D. Primeras aproximaciones y evolución del estudio.....	29
E. Idea final. Red neuronal.....	33
F. Red neuronal final.....	35

Redes Neuronales En El Desarrollo De Herramientas Intraoperatorias Para La Verificación De La Correcta  
Inserción Del Implante Coclear.

---

Capítulo 4. Resultados ..... 37

Capítulo 5. Conclusiones y líneas futuras ..... 39

    A. Conclusiones ..... 39

    B. Líneas futuras y aportaciones al entorno socioeconómico ..... 39

Bibliografía ..... 41

ANEXO ..... 42

Redes Neuronales En El Desarrollo De Herramientas Intraoperatorias Para La Verificación De La Correcta Inserción Del Implante Coclear.

---

## CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN

---

### A. CONTEXTO /MOTIVACIÓN

Unos 360 millones de personas —32 millones, niños— padecen pérdidas de audición discapacitante, según datos de la Organización Mundial de la Salud (OMS). Algunas son congénitas y otras adquiridas. Cinco de cada mil bebés nacen con hipoacusia en distinto grado; uno de cada mil, con sordera severa o profunda.

Una de las principales consecuencias de la pérdida de audición es la limitación de la capacidad de la persona para comunicarse con los demás, lo que conduce al aislamiento social. Además, en los niños con pérdida de audición desatendida, el desarrollo del habla se suele retrasar y las dificultades en el entendimiento puede afectar negativamente al desarrollo de sus capacidades intelectuales. Las personas afectadas suelen tener mayores índices de fracaso escolar y necesitan más asistencia educativa.

El implante coclear se encarga de proporcionar la capacidad de audición a partir de impulsos eléctricos. Para ello, el paciente lleva por fuera un procesador con micrófonos que capta los sonidos y los convierte en un código digital y una bobina que lo transmite hasta otro dispositivo, colocado quirúrgicamente debajo de la piel. Esa parte interna recibe el código, lo procesa en señales eléctricas y estimula eléctricamente el nervio auditivo a través de una guía de electrodos que el cirujano ha colocado en la cóclea.

Los primeros implantes se hicieron en los años cincuenta, llegando a España en los ochenta y noventa. A principios de 2016 el número total de implantes cocleares alcanzó la cifra de 400.000, con muchas posibilidades de que este número aumente en los próximos años. Fuera, desde la OMS se alerta de que “la producción actual de estos dispositivos [implantes y audífonos] cubre menos del 10% de las necesidades globales y, en los países en desarrollo, menos de una de cada 40 personas que los precisan los llevan”.

Hacer oír a una persona con capacidad auditiva nula parece cosa del futuro, pero es posible ahora. Los sentidos son el medio mediante el cual los seres humanos interactuamos con el entorno. Aunque es posible desarrollar una vida normal sin alguno de ellos, cierto es que el hecho de conservar los cinco sentidos intactos facilita el día a día de las personas y una independencia y desarrollo personal pleno.

La concienciación de esta necesidad ha motivado a numerosos profesionales a emprender el desarrollo de técnicas nuevas que abaraten y agilicen la intervención quirúrgica, así como maneras de sacar el máximo partido a las posibilidades del implante coclear. Dado el ámbito de conocimientos en el que nos encontramos, se trató de alcanzar este objetivo a través de la inteligencia artificial.

## B. OBJETIVOS

El objetivo principal de este trabajo es desarrollar una herramienta que proporcione de manera intraoperatoria información sobre la colocación del implante coclear. Debido a la limitación horaria del trabajo, se trabajará siempre con simulaciones, tanto numéricas como en laboratorio de hueso temporal. De esta manera, trataremos de determinar la fiabilidad de la herramienta dentro de un entorno experimental, en modelos de plástico.

Otro objetivo fundamental del proyecto es introducir al alumno en el campo de la biotecnología. Su interés en dos campos punteros en la actualidad, las redes neuronales y la biotecnología se ven aunados de esta manera en un motivador trabajo final de grado.

Por tanto, nuestros objetivos principalmente son:

- Conocer la patología en cuestión
- Conocer cómo funciona el implante coclear
- Idear una técnica que minimice costes y/o explote el potencial del implante coclear
- Utilizar últimas herramientas disponibles en Deep Learning: TensorFlow.
- Analizar los resultados obtenidos
- Idear futuras implementaciones para la mejora de los resultados obtenidos

El proyecto está relacionado con la Unidad de Hipoacusia del Complejo Hospitalario Insular Materno Infantil (CHUIMI). Este trabajo final de grado puede suponer la apertura de una nueva línea de investigación que sirva de plataforma impulsora en el desarrollo de diversas técnicas de innovación tecnológica en el tratamiento de la enfermedad.

## C. ESTRUCTURA DE LA MEMORIA

Además de este capítulo de introducción, el trabajo consta de otros 4 capítulos los cuales nos irán adentrando de manera progresiva en el desarrollo de la herramienta.

En el **Capítulo 2 Estado del arte** se presenta el ámbito médico en el que se desarrolla el trabajo, así como la parte informática que entrará en juego. Se hablará del oído, la audición, la sordera y el implante coclear como alternativa; la matriz monopolar de datos, herramienta principal en el estudio; el procedimiento quirúrgico; y para finalizar, las redes neuronales y la tecnología a aplicar.

En el **Capítulo 3 Hipótesis inicial**, sistema, diseño y desarrollo de la herramienta se presentan las distintas líneas de investigación tomadas. Se explican los métodos y técnicas empleadas para el desarrollo de cada

una de manera cronológica. Se detallan los resultados y las conclusiones obtenidas hasta alcanzar la idea final.

En el **Capítulo 4 Resultados** se presentan los resultados obtenidos al finalizar el trabajo y se realiza una reflexión sobre la relación entre la informática y la medicina.

En el **Capítulo 5 Conclusiones y líneas futuras** se exponen las conclusiones y, tras estas, se proponen líneas de trabajo futuras que hagan posible la continuación y mejora del mismo tratando de aplicarlo a casos reales. Además, se especifica la influencia socioeconómica de este estudio y los que deriven de él.

## D. PLANIFICACIÓN INICIAL

La planificación y temporalización inicial del trabajo queda expuesta en la tabla a continuación:

<b>Fases</b>	<b>Duración Estimada (horas)</b>	<b>Tareas (nombre y descripción, obligatorio al menos una por fase)</b>
Estudio previo / Análisis	80	Tarea 1.1: Estudio de la anatomía del oído medio e interno y de la técnica quirúrgica
		Tarea 1.2: Familiarización con el implante coclear y la programación del mismo
		Tarea 1.3: Obtención y construcción del dataset.
Diseño / Desarrollo / Implementación	120	Tarea 2.1: Desarrollo de la red neuronal con Tensorflow y otras tecnologías, buscando la que proporcione mejores resultados. Debido a su carácter experimental, la fase de evaluación se integrará en la de desarrollo.
Evaluación / Validación / Prueba	30	Tarea 3.1: Se evaluará la aplicación comprobando la funcionalidad correcta de la misma. Esta fase está integrada en la de Implementación.
Documentación / Presentación	70	Tarea 4.1: Elaboración de la memoria final del trabajo realizado donde se refleje el contenido del proyecto, así como la información detallada de cada una de las fases.

Tabla 1-0-1: Planificación inicial



## E. COMPETENCIAS ESPECÍFICAS

La relación de competencias específicas cubiertas en este trabajo final de grado y su justificación se presenta a continuación:

<b>Competencia</b>	<b>Definición de la competencia</b>	<b>Tarea asociada</b>
<b>CP01</b>	Capacidad para tener un conocimiento profundo de los principios fundamentales y modelos de la computación y saberlos aplicar para interpretar, seleccionar, valorar, modelar, y crear nuevos conceptos, teorías, usos y desarrollos tecnológicos relacionados con la informática.	Desarrollo del trabajo final de grado en su totalidad.
<b>CP04</b>	Capacidad para conocer los fundamentos, paradigmas y técnicas propias de los sistemas inteligentes y analizar, diseñar y construir sistemas, servicios y aplicaciones informáticas que utilicen dichas técnicas en cualquier ámbito de aplicación.	Diseño del sistema clasificador.
<b>CP06</b>	Capacidad para desarrollar y evaluar sistemas interactivos y de presentación de información compleja y su aplicación a la resolución de problemas de diseño de interacción persona computadora.	Análisis del carácter de las distintas modalidades de tomas de muestras y representación de las mismas.
<b>CP07</b>	Capacidad para conocer y desarrollar técnicas de aprendizaje computacional y diseñar e implementar aplicaciones y sistemas que las utilicen, incluyendo las dedicadas a extracción automática de información y conocimiento a partir de grandes volúmenes de datos.	Desarrollo de la red neuronal.

Tabla1-2: Competencias específicas cubiertas y justificación



## CAPÍTULO 2. ESTADO DEL ARTE

### A. EL OÍDO Y LA CAPACIDAD AUDITIVA

#### 1.A.1 Anatomía del oído

El oído se compone de diversos órganos los cuales en conjunto dotan a los seres humanos de los sentidos de audición y equilibrio. Podemos distinguir tres partes:

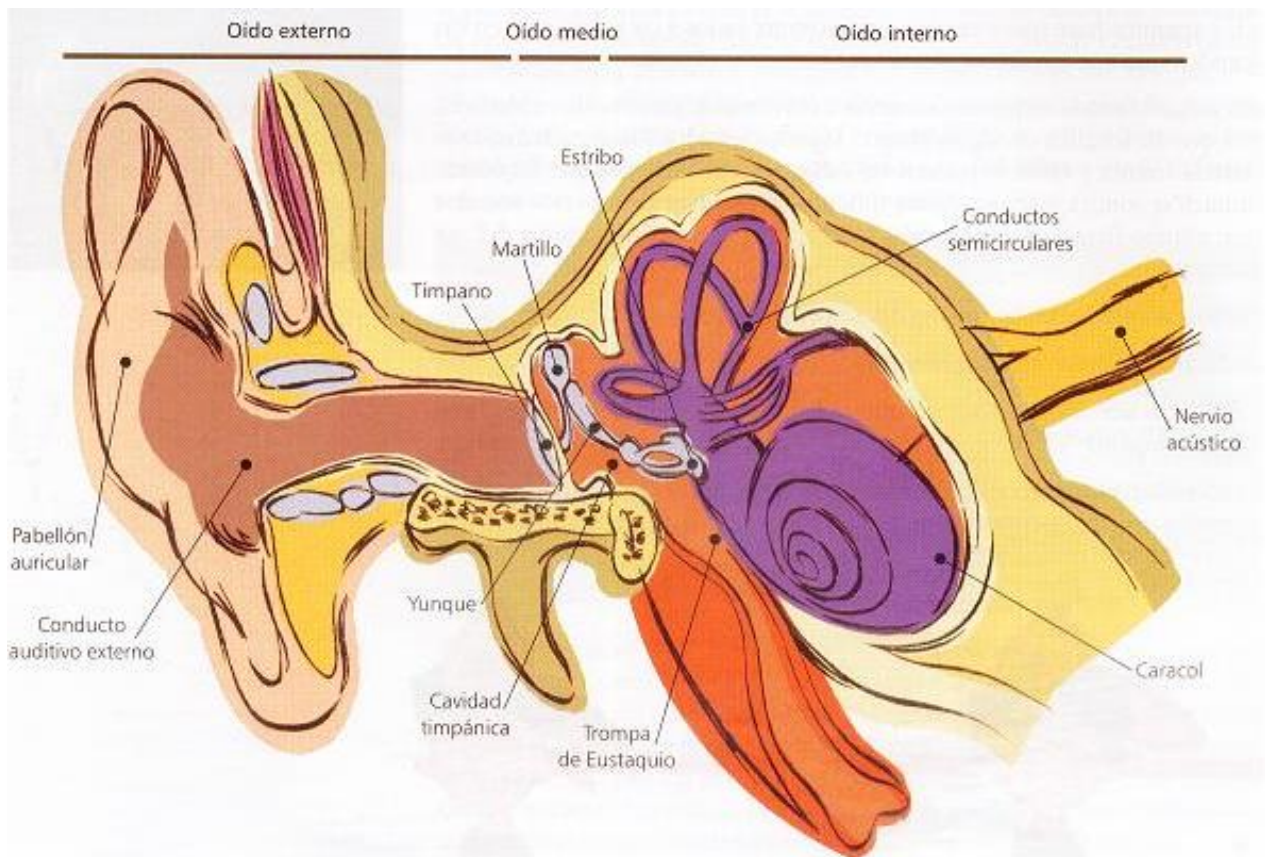


Ilustración 2-1: Oído

Fuente: <https://elcano5a.wordpress.com/2015/12/10/anatomia-la-funcion-de-relacion/>

- **Oído externo:**  
Está compuesto por la **oreja** y el **conducto auditivo externo** el cual suele alcanzar longitudes de 2.5cm de largo.
- **Oído medio:**  
Se encuentra la **cavidad timpánica** que se compone del **tímpano** en su entrada y la **cadena de huesecillos: yunque, martillo y estribo**.
- **Oído interno:**  
Puede distinguirse los **canales semicirculares**, que son tres conductos semicirculares los cuales contribuyen al mantenimiento del equilibrio de la cabeza y del cuerpo; y la **cóclea**, la cual se compone de un sistema de conductos en espiral denominados *canal vestibular*, *conducto coclear* y *canal timpánico*. En el eje de la espiral se encuentra el nervio auditivo; en la punta, el **ápex**, se unen el canal vestibular con el timpánico; y en la parte interna del canal timpánico se encuentra una lámina ósea denominada **modiolo**.

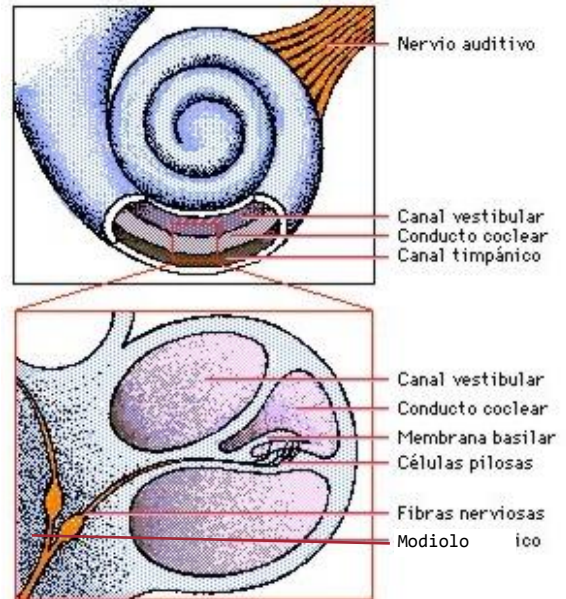


Ilustración 2-2: Cóclea completa y seccionada

Fuente:

<http://www.profesorenlinea.cl/Ciencias/oidoestructura.htm>

Dentro de la cóclea, en el conducto coclear (Ilustración 2-2: Cóclea completa y seccionada) encontramos un líquido llamado *endolinfa* el cual la llena por completo. Igualmente, en la superficie de la membrana basilar se encuentra el Órgano de Corti (Ilustración 2-3: Órgano de Corti) dentro del cual a su vez se encuentran las células ciliadas, los cilios y la placa tectoria.

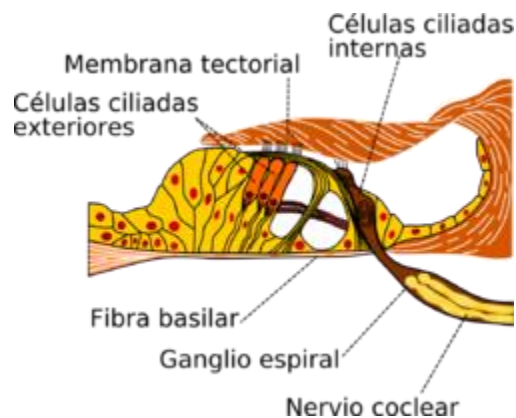


Ilustración 2-3: Órgano de Corti

Fuente: [https://es.wikipedia.org/wiki/%C3%93rgano\\_de\\_Corti](https://es.wikipedia.org/wiki/%C3%93rgano_de_Corti)

## 1.A.2 La audición

El proceso de audición comienza a la entrada del oído externo. El aire entra por el conducto auditivo hasta llegar al tímpano provocando la vibración del mismo. A continuación, el tímpano transmite la vibración a la cadena de huesecillos, provocando un movimiento mecánico. Este movimiento a su vez induce vibraciones en la cóclea.

Dentro de la cóclea, el movimiento del órgano de Corti estimula el nervio auditivo. Esto sucede debido al temblor de la membrana basilar, las células ciliadas bailan al compás del movimiento y los delgados filamentos de sus extremos, los cilios, entran en contacto y se separan de la placa tectoria. Al tocar la placa tectoria, los cilios se doblan produciendo una despolarización de la membrana de las células ciliadas, activándose. De esta manera se provoca la estimulación del nervio auditivo, y la sensación de audición.

## B. SORDERA

Con el término “sordera” englobamos una vasta cantidad de deficiencias auditivas. La sordera se define por: su grado de severidad (leve, moderada, severa o profunda), si es bilateral o unilateral (un solo oído) y si es total o parcial (sólo determinadas frecuencias). Puede ser causada por anomalías en el oído externo, medio y/o interno (sordera de origen periférico); o, para más inri, puede que el canal auditivo y el nervio funcionen perfectamente pero el cerebro no sea capaz de procesar el estímulo sonoro (sordera de origen central).

Lamentablemente, no todos los tipos de sordera pueden ser compensados con el implante coclear. Por ejemplo, pacientes con casos de deformaciones graves en la cóclea, de ausencia de cóclea o daños en el nervio auditivo no son candidatos a implante coclear ya que el sistema de transmisión nervioso y la capacidad de procesamiento del cerebro deben funcionar correctamente. Por otro lado, los otorrinos buscan potenciar y garantizar al máximo la preservación de restos auditivos. En casos de sorderas donde el umbral de audición sea superior a la media, es mejor opción colocar un audífono. Así mismo, en sorderas parciales el implante coclear sólo llevaría a cabo la estimulación sustituyendo las frecuencias para las que es sordo, permitiendo que el resto de frecuencias sean percibidas de manera natural o ayudadas con un audífono.

Dicho esto, los casos de sordera que nos competen son principalmente aquellos causados por problemas en el oído interno. Los problemas en oído externo y medio más comunes suelen ser solventados con una limpieza del conducto o un audífono. En su lugar, los problemas dentro del oído interno suelen ser más difíciles de solucionar, debido al mal funcionamiento de la cóclea.

## C. IMPLANTE COCLEAR

### 2.C.1 ¿Qué es el implante coclear?

El implante coclear es un producto sanitario implantable activo de alta tecnología que consiste en un transductor que transforma las señales acústicas en señales eléctricas que estimulan el nervio auditivo. Estas señales son procesadas durante distintas etapas en el procesador externo, que envía el patrón de estimulación al implante situado debajo de la piel. El estímulo eléctrico produce una estimulación en el nervio auditivo, que provoca una sensación auditiva al paciente implantado.

Las partes que componen un implante coclear son las siguientes:



Ilustración 2-4: Parte externa del implante coclear.

Fuente: <http://www.rofimo.com/2013/06/el-sabado-pasado-nos-invito-gaes-al.html>

- Internas:

**Receptor-Estimulador:** Se implanta detrás del pabellón auricular. Recibe el estímulo que tiene que producir.

**Guía de electrodos:** Se introducen en el interior de la cóclea y estimulan el nervio auditivo. Consiste en un filamento en el que se encuentran dispuestos una serie de electrodos, a través de los cuales se emite un potencial a las neuronas del modiol. También puede registrar el potencial inducido.

- Externas:

**Micrófono:** Recoge los sonidos, que pasan al Procesador.

**Procesador:** Selecciona y codifica las frecuencias más útiles para la comprensión del lenguaje.

**Transmisor:** Envía los sonidos codificados al Receptor.



Ilustración 2-5: Parte interna del implante coclear

Fuente:

<https://cochlearimplanthelp.com/2015/02/16/cochlear-ci512-nucleus-5-implant-is-back/>

Es importante conocer que los implantes cocleares son hechos a mano. Los electrodos de la guía están dispuestos dentro de ella de manera que los cables conductores y los electrodos quedan aislados unos de otros. La distancia entre electrodos consecutivos se supone equidistante, aunque dada la naturaleza de su producción pueden variar un poco. Son planos y sólo una cara de ellos queda expuesta al exterior.



*Ilustración 2-6: Detalle de la guía de electrodos.*

En el Anexo: *Ilustración Anexo-0—1: Así funciona el implante coclear e Ilustración Anexo-2: Principales aplicaciones y conectividad del implante coclear* se ilustra de manera general el funcionamiento del implante coclear e información interesante añadida.

## 2.C.2 Tipos de implante coclear

Antes de iniciar este subapartado, es preciso insistir en la definición del término “modiolo”. El modiolo es el eje central cónico en torno al cual la cóclea da vueltas y por cuyo interior discurren las fibras del nervio coclear. Familiarizados con este término podemos proceder a la especificación de los tipos de implante:

<sup>1</sup>En la actualidad, existen diversos tipos de implante coclear, híbridos, generales o específicos para tratar problemas como malformaciones congénitas. Los más comunes quedan divididos en dos grandes grupos: los sistemas **perimodiolares** (tratan de situarse en la pared interna de la cóclea) y los sistemas rectos o **antimodiolares** (situados en la pared externa de la cóclea).

Los sistemas **perimodiolares** presentan un mejor resultado en la estimulación al evitar en mayor grado la interacción de canales. En el siguiente subapartado 2.C.3 se encuentra explicada la estimulación del nervio auditivo por medio de los electrodos del implante.

Por otro lado, los sistemas **antimodiolares**, son más flexibles y permiten una inserción más profunda con estimulación directa de la región más apical (fondo de la cóclea, donde se procesan las frecuencias graves). Su situación alejada del modiolo aumenta el consumo de las baterías, aumenta la posibilidad de interacciones y con ellos una estimulación menos específica.



Además, pueden variar en el número de electrodos. La compañía Cochlear produce implantes con 22 electrodos, mientras que Medel comercializa implantes con 12.

No se puede afirmar que un diseño de implante sea mejor que otro, ya que depende de las necesidades del paciente dada la patología. Pero para los casos en los que se cumplen las condiciones ideales con un paciente totalmente cófítico, con una cóclea perfecta sin calcificaciones, el mejor implante es el perimodiolar.





Antimodiolar	Perimodiolar
<p data-bbox="337 615 505 674">Slim Straight (422)</p>  <p data-bbox="203 783 797 842"><i>Ilustración 2-7: Ejemplo de guía de electrodos de Implante antimodiolar</i></p> <p data-bbox="203 846 787 926"><i>Fuente: <a href="https://cochlearimplanthelp.files.wordpress.com/2016/03/cochler-array-portfolio.jpg">https://cochlearimplanthelp.files.wordpress.com/2016/03/cochler-array-portfolio.jpg</a></i></p>	<p data-bbox="933 590 1138 653">Modiolar Research Array</p>  <p data-bbox="824 772 1419 831"><i>Ilustración 2-9: Ejemplo de guía de electrodos de implante perimodiolar</i></p> <p data-bbox="824 835 1409 915"><i>Fuente: <a href="https://cochlearimplanthelp.files.wordpress.com/2016/03/cochler-array-portfolio.jpg">https://cochlearimplanthelp.files.wordpress.com/2016/03/cochler-array-portfolio.jpg</a></i></p>
 <p data-bbox="203 1266 574 1291"><i>Ilustración 2-8: Implante antimodiolar</i></p> <p data-bbox="203 1295 787 1375"><i>Fuente: <a href="http://www.gaesmedica.es/implantes-auditivos/implantes-cocleares/portfolio-electrodos/nucleus-ci24re-electrodo-recto-banda-completa">http://www.gaesmedica.es/implantes-auditivos/implantes-cocleares/portfolio-electrodos/nucleus-ci24re-electrodo-recto-banda-completa</a></i></p>	 <p data-bbox="852 1266 1230 1291"><i>Ilustración 2-10: Implante perimodiolar</i></p> <p data-bbox="852 1295 1365 1375"><i>Fuente: <a href="https://cochlearimplanthelp.com/2015/02/16/cochlear-ci512-nucleus-5-implant-is-back/">https://cochlearimplanthelp.com/2015/02/16/cochlear-ci512-nucleus-5-implant-is-back/</a></i></p>

Tabla 2-1: Tipos de implante según la guía de electrodos

### 2.C.3 El implante coclear y el nervio auditivo

Cuando el implante estimula el nervio auditivo, lo hace emitiendo un potencial en un solo electrodo a la vez. Este electrodo excita los neuroreceptores del modiolo que se encuentren a su alcance. En las imágenes a continuación se ilustra este fenómeno con un implante antimodiolar en la primera y perimodiolar en la segunda. De esta manera se podrá comparar fácilmente, marcado en color rojo, los rangos de distancia que abarcan uno y otro.



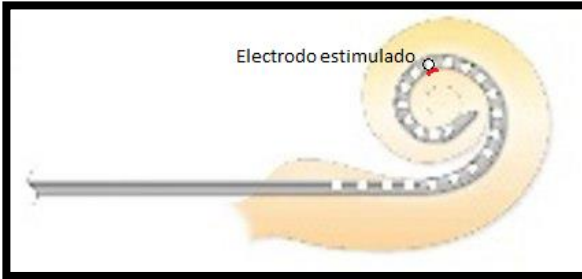


Ilustración 2-11: Detalle del rango de neuroreceptores estimulados en un implante perimodiolar.

Fuente:

<https://cochlearimplanthelp.files.wordpress.com/2016/03/cochler-array-portfolio.jpg>

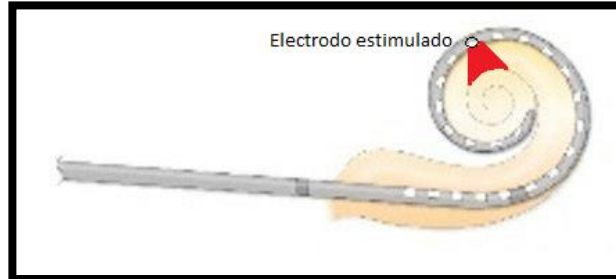


Ilustración 2-12: Detalle del rango de neuroreceptores estimulados en un implante perimodiolar.

Fuente:

<https://cochlearimplanthelp.files.wordpress.com/2016/03/cochler-array-portfolio.jpg>

#### 2.C.4 Modos de estimulación del implante

<sup>1</sup> "La estrategia de estimulación es la que se encarga de configurar los electrodos para que el impulso eléctrico estimule el nervio auditivo. Actualmente y de uso clínico existen tres modos de estimulación.

-Monopolar: Se aplica una diferencia de potencial entre un electrodo intracoclear y otro extracoclear.

-Bipolar: Se aplica una diferencia de potencial entre dos electrodos intracocleares.

-Common Ground: Se aplica una diferencia de potencial entre un electrodo intracoclear y todos los demás intracocleares."

Durante el estudio se experimentó con los modos de estimulación bipolar y monopolar. Siguiendo la estrategia bipolar nos enfrentamos a distintos contratiempos: ésta era 10 veces más lenta y además se producía hidrólisis. Con este segundo inconveniente, esta estrategia quedó completamente descartada ya que este fenómeno provoca un cambio constante y descontrolado en las propiedades del líquido conforme pasa el tiempo.

Finalmente, la estrategia de estimulación adoptada en este trabajo ha sido la estimulación monopolar.

#### D. MATRIZ MONOPOLAR

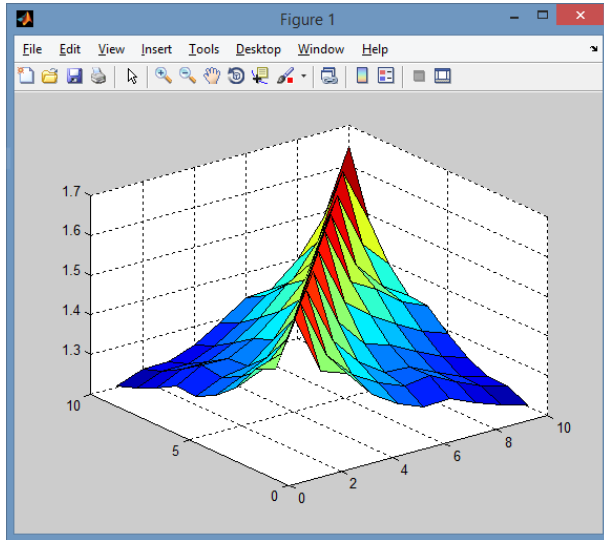
La matriz monopolar de voltajes es usada para detectar dobleces en el implante. Suele ser visualizada de dos maneras distintas, en 2D como un mapa de colores; o en una gráfica 3D donde debe apreciarse en la diagonal principal unos valores máximos y caída progresiva según nos vamos alejando.

La matriz monopolar se obtiene al realizar una estimulación monopolar en todos los electrodos del implante, registrando el potencial inducido el resto y sobre sí mismo.

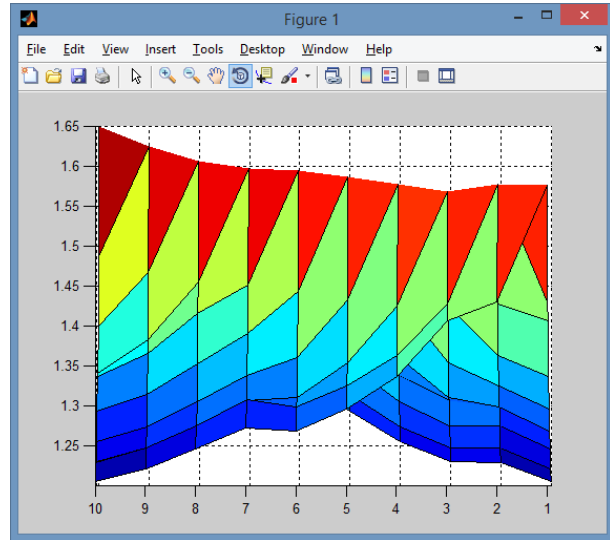
De esta forma, se obtiene una matriz de 22x22. Cada columna corresponde a un electrodo, y cada fila en su totalidad supone un caso distinto de estimulación monopolar de un único electrodo. Las medidas y las

## Redes Neuronales En El Desarrollo De Herramientas Intraoperatorias Para La Verificación De La Correcta Inserción Del Implante Coclear.

estimulaciones se realizan en orden. La columna  $n$  corresponde a mediciones de potencial en el electrodo  $n$ , y la fila  $m$  se corresponde a una estimulación monopolar en el electrodo  $m$ .



(Izquierda) Ilustración 2-13: Vista tridimensional de la matriz monopolar.



(Derecha) Ilustración 2-14: Vista tridimensional de perfil de la matriz monopolar.

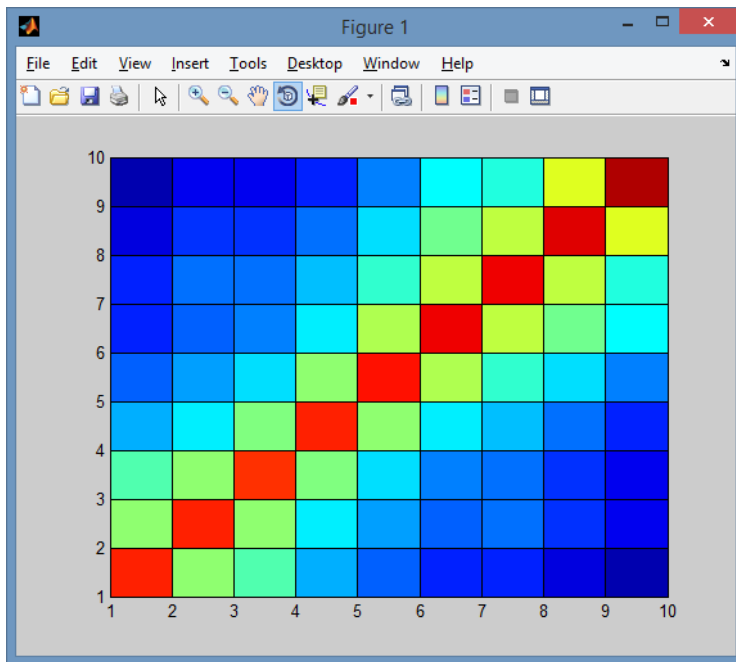


Ilustración 2-15: Vista en 2D de la matriz monopolar. Mapa de color.

## E. PROCEDIMIENTO QUIRÚRGICO

El tiempo quirúrgico promedio de la implantación coclear es de dos horas y media. En el Complejo Hospitalario Universitario Insular Materno-Infantil la intervención suele tomar la mitad del tiempo promedio gracias a los más de 20 años de experiencia adquiridos desde que se llevó a cabo la primera implantación en 1992. Además de ser una intervención poco traumática, no precisa ningún tipo de preparación previa y el periodo de recuperación es corto.

Durante la cirugía el paciente se encuentra bajo anestesia general. Es menester gran precisión por parte del cirujano y el uso de un microscopio ya que el área a intervenir ampara una serie de componentes anatómicos de tamaños muy reducidos como es el hueso más pequeño del cuerpo (el estribo, con una longitud entre 2,5 y 3mm). Una pantalla muestra en todo momento la vista desde el microscopio.

En el CHUIMI, dentro de quirófano se reúne un equipo de al menos 8 personas. Estos son: el cirujano, un médico interno residente, un enfermero de quirófano (encargado del instrumental quirúrgico), el anestesista, un profesional encargado de controlar el estado del nervio facial, el encargado de audiología y un componente del departamento de innovación tecnológica.

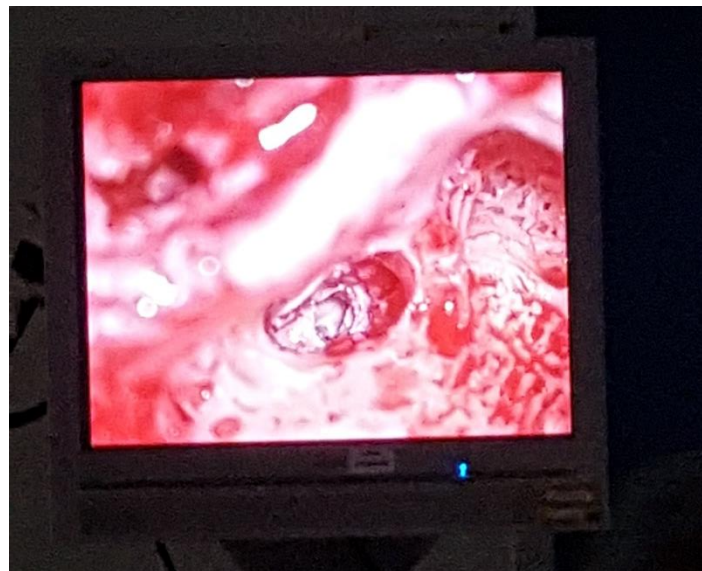


*Ilustración 2-16: Instantánea tomada en quirófano durante una operación de implante coclear*

La intervención comienza realizando una incisión en la parte de detrás de la oreja, donde se une a la piel. El bisturí eléctrico cauteriza a la vez que corta. Una vez realizada la incisión, se procede a separar la piel del cráneo y hacer hueco para el procesador interno. Un molde del implante facilita la tarea.

Una vez preparada la zona, se comienza a perforar el hueso mastoideo. Con la colaboración del médico interno residente, el cirujano va abriéndose paso rumbo a la cóclea cavando un túnel que comienza con una entrada más ancha que va cerrándose conforme va ganando profundidad. Durante el proceso, se monitoriza el estado del nervio facial y en el momento en el exista riesgo de ser seccionado, se le comunica al cirujano. Se sortea y prosigue la intervención

Una vez alcanzada la cóclea, se realiza una incisión en la misma para introducir la guía de electrodos. Se limpia bien la zona y se deja preparada para la colocación del implante.



*Ilustración 2-17: Instantánea de la cóclea preparada para la introducción del implante coclear.*

El auxiliar abre la caja contenedora del implante y extrae una bolsa esterilizada. Dentro de esta bolsa se encuentra el implante; el cirujano la recibe, abre y toma el implante.

Comienza la implantación: se introduce el implante en el nuevo orificio. Una vez implantado, la posición de la guía de electrodos es una incógnita que hasta el momento sólo podría despejarse con un escáner; en este estudio se pretende desarrollar una medida intraoperatoria que tras la inserción del implante permita verificar la correcta inserción.



*Ilustración 2-18: Momento en el que el cirujano introduce la guía de electrodos en la cóclea*





*Ilustración 2-19: El cirujano asegura la guía de electrodos.*

Un mes más tarde, cuando la hinchazón ha desaparecido y el paciente esté completamente recuperado se procede a la activación del implante. El paciente recibe sus primeros estímulos sonoros. A partir de entonces, comienza el proceso de programación del implante. En cada visita semestral, el programador va conociendo más al paciente y sus características auditivas particulares de manera que va ajustando los modos de estimulación buscando la mejor configuración posible. Con el trabajo del programador y el entrenamiento logopédico del paciente, se puede alcanzar un nivel de audición comparable al de un normoyente.

## F. REDES NEURONALES

### Sobre las redes neuronales

Las redes neuronales artificiales (RNA) se inspiran en la forma de procesamiento de información en el cerebro de los mamíferos, la cual es completamente distinta a la de un computador digital convencional. De esta manera, se trata de corresponder con un sistema altamente complejo, no-lineal y paralelo de manera que pueda realizarse muchas operaciones simultáneamente a diferencia de los computadores convencionales.

El campo de la computación neuronal se ha desarrollado con influencia de dos áreas de conocimiento. La Ingeniería Neuronal, la cual se enfoca en el diseño, análisis y aplicaciones de la neurobiología para resolver problemas en las ciencias de la computación; y el Modelamiento Neuronal, el cual se enfoca en el modelado computacional de la mente y el cerebro para tratar de explicar los comportamientos observados. Así, (Werbos, 2005) define tres enfoques de las RNA: por un lado, una caja de herramientas para la solución de un tipo particular de problemas; por otro lado, se podrán dar cuando se disponga de la sexta generación de computadores; y para acabar, se definen las RNA como sistemas matemáticos diseñados para capturar la capacidad funcional del sistema en el cerebro de los mamíferos.

Siendo en el primer enfoque el de interés en este estudio, cabe añadir que las Redes Neuronales aprenden de la experiencia, generalizan de ejemplos previos a ejemplos nuevos y abstraen las características principales de una serie de datos. Una red artificial consiste en un conjunto de unidades de procesamiento simples, las cuales se comunican enviando señales de una a otra sometidas a un gran número de conexiones ponderadas.

### Arquitectura

La arquitectura de cada red está basada en bloques muy similares:

- Un conjunto de unidades de procesamiento (neuronas).
- Un estado de activación para cada unidad  $y_k$ , equivalente a la salida de la unidad.
- Conexiones entre las unidades. Generalmente definidas por un peso  $w_{jk}$ , determina el efecto que tiene la unidad  $j$  sobre  $k$ .
- Una regla de propagación, la cual determina la entrada  $s_k$  efectiva desde las entradas externas.
- Una función de activación  $F_k$ .
- Una entrada externa (bias, offset...)  $\Theta_k$  para cada unidad
- Una regla de aprendizaje
- Un entorno en el cual el sistema deba operar, ofreciendo señales de entrada y señales de error.

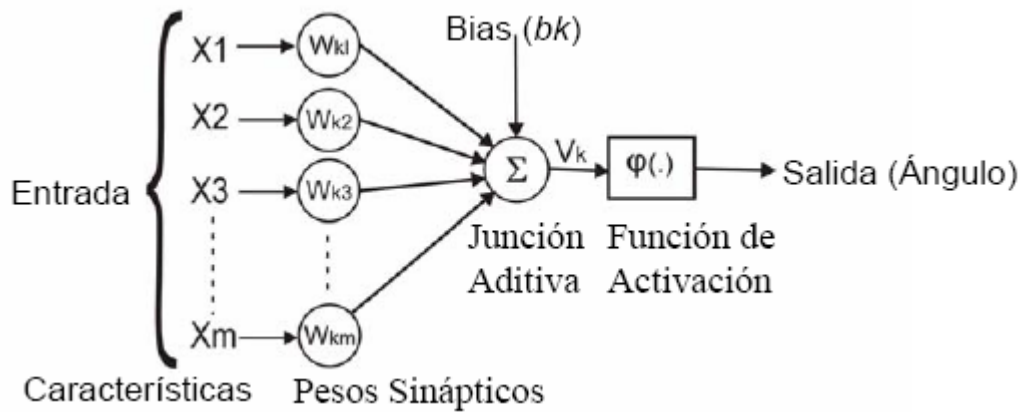


Ilustración 2-20: Modelo no lineal de una neurona artificial.

Fuente: [http://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0718-07642010000600018](http://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0718-07642010000600018).

## G. PERCEPTRÓN MULTICAPA

Los perceptrones de múltiples capas son los modelos de aprendizaje profundo por excelencia. El objetivo de una red de feedforward es aproximar alguna función. Por ejemplo, para un clasificador,  $y = f(x)$  mapea una entrada a una categoría. Una red de feedforward define una función de mapeado  $y = f(x; \theta)$  y aprende el valor de los parámetros  $\theta$  que resultan en la mejor aproximación de funciones

Existen muchos modelos de red neuronal, pero nos vamos a centrar en el perceptrón multicapa, ya que es el modelo de red implementado en este Trabajo fin de grado. El perceptrón multicapa está formado por una capa de entrada, una capa de salida, y una serie de capas ocultas entre ambas.

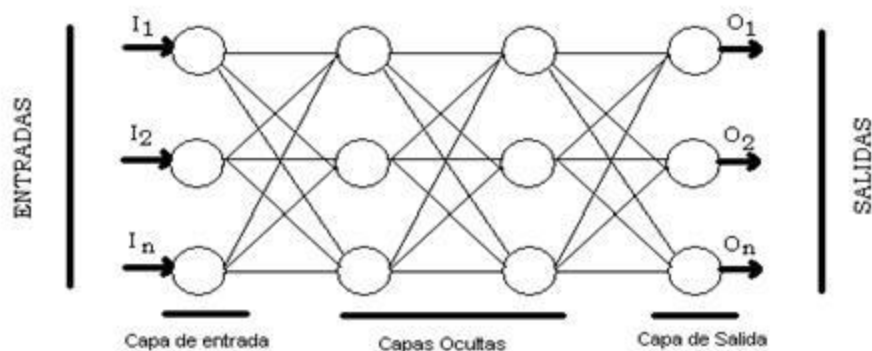
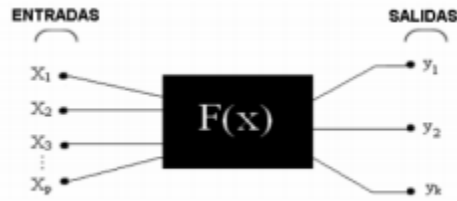


Ilustración 2:21: Perceptrón multicapa

La capa de entrada está formada por las neuronas que introducen los patrones de entrada en la red. En esta capa, no existe ningún tipo de procesamiento por parte de las neuronas. En las capas ocultas se realiza el procesamiento no lineal de los datos recibidos. El número de capas ocultas puede ser fijado



inicialmente. Las neuronas de la capa de salida son las encargadas de proporcionar la salida de la red para cada entrada. Se puede entender por lo tanto, la red en su totalidad, como una caja negra, que genera unas ciertas salidas, procedentes de operaciones con las entradas.



*Ilustración 2-22: Red neuronal representada como una caja negra.*

### **Backpropagation**

El sistema de entrenamiento mediante backpropagation consiste en:

- Empezar con unos pesos sinápticos cualquiera (generalmente elegidos al azar).
- Introducir unos datos de entrada (en la capa de entradas) elegidos al azar entre los datos de entrada que se van a usar para el entrenamiento.
- Dejar que la red genere un vector de datos de salida (propagación hacia delante).
- Comparar la salida generada por la red con la salida deseada.
- La diferencia obtenida entre la salida generada y la deseada (denominada error) se usa para ajustar los pesos sinápticos de las neuronas de la capa de salidas.
- El error se propaga hacia atrás (backpropagation), hacia la capa de neuronas anterior, y se usa para ajustar los pesos sinápticos en esta capa.
- Se continúa propagando el error hacia atrás y ajustando los pesos hasta que se alcance la capa de entradas.

Este proceso se repetirá con los diferentes datos de entrenamiento.

## H. TENSORFLOW

TensorFlow es una librería de software de Python que permite realizar cálculos numéricos en forma de grafos computacionales. Además, permite realizar cálculos de manera paralela.

Un programa se divide en dos fases: una fase de construcción y una fase de ejecución. Para realizar cálculos dentro de TensorFlow, el grafo debe ser lanzado dentro de una sesión. La sesión captura los recursos computacionales necesarios para ejecutarlas.

- Un **grafo computacional** se define como una red de nodos; cada nodo como una *operación* que puede acoger una función de cualquier complejidad (desde sumas y restas a ecuaciones con varias variables) y los arcos del grafo representan los *tensores*.
- Una **operación** puede devolver cero o más *tensores*, los cuales pueden ser usados con posterioridad en el grafo. De la misma manera, cada *operación* puede recibir únicamente *tensores*.
- Podemos pensar en un **tensor** como un *array n-dimensional* o una *lista*. Son de tipo estático y sus dimensiones son variables; además, tienen un rango y una forma.
- **Variables persistentes**, las cuales mantienen el estado a través de las ejecuciones del grafo. Son buffers en memoria que contienen tensores. Se crean utilizando el objeto Variable.
- Las **Variables simbólicas** (contenedores) nos permiten alimentar a las operaciones con los datos durante la ejecución del grafo. Estos contenedores deben ser alimentados antes de ser evaluados en la sesión, sino obtendremos un error.

## CAPÍTULO 3. HIPÓTESIS INICIAL, SISTEMA, DISEÑO Y DESARROLLO DE LA HERRAMIENTA

---

### A. INTRODUCCIÓN

La hipótesis inicial en torno a la cual se construye este estudio consiste en el convencimiento de que a partir de la matriz monopolar de voltajes se puede ser capaz de discernir entre la correcta e incorrecta colocación del implante coclear.

### B. HERRAMIENTAS PARA EL ESTUDIO

-Placa de Petri: recipiente donde se simula el interior de la cóclea en el momento de la intervención.



*Ilustración 3-1: Placa de Petri y modelo de plástico.*

## Redes Neuronales En El Desarrollo De Herramientas Intraoperatorias Para La Verificación De La Correcta Inserción Del Implante Coclear.

---

-POD: interfaz entre el implante y el ordenador. Permite la comunicación, envío y recepción de datos y órdenes.



*Ilustración 3-2: POD de interconexión.*

-Implante coclear: modelo Cochlear CI532 perimodiolar. 22 electrodos.



*Ilustración 3-3: Implante coclear modelo CI532 Perimodiolar.*

- Bobina y procesador estándares.



Ilustración 3-4: Bobina y procesador del implante coclear

- Ordenador: SO Windows 7 o superior; con Python 2.4. y librerías específicas NIC32 instalados.

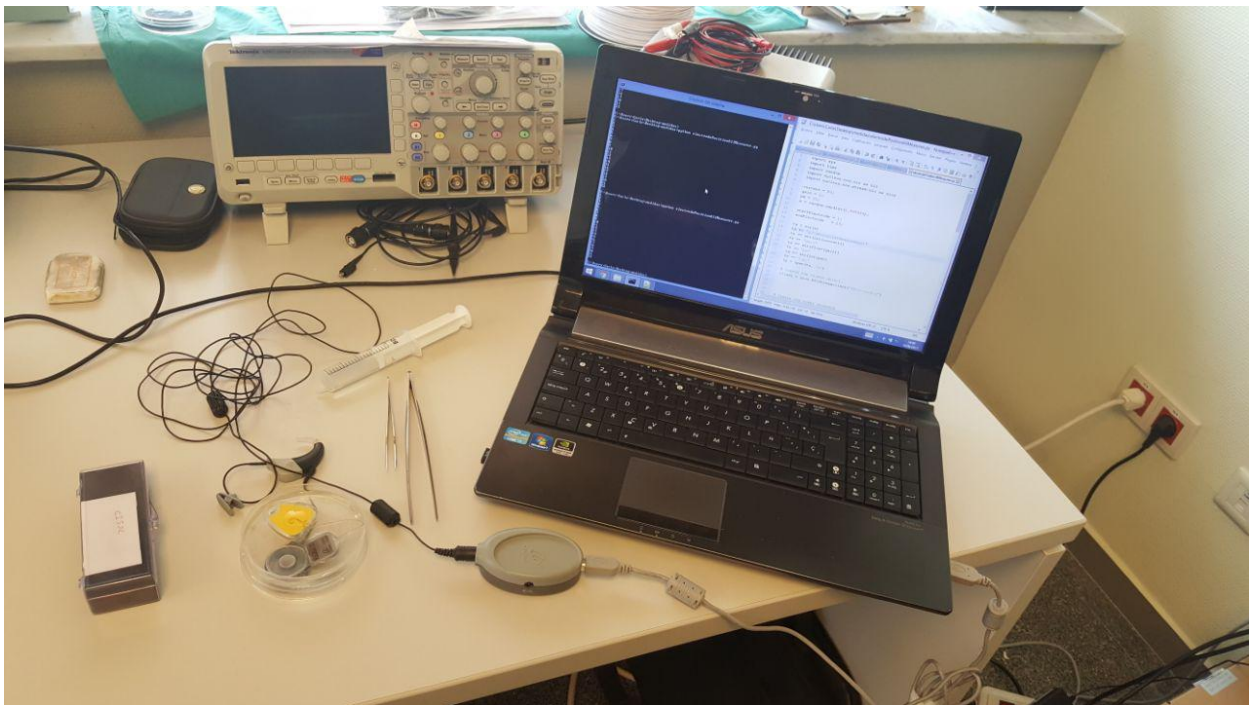


Ilustración 3-5: Puesto de trabajo

- Software
  - o Matlab R2014a
  - o COMSOL (Software de simulación elementos finitos).
  - o Python 2.4 + librerías NIC32.
  - o Máquina virtual Ubuntu 14.04 con Python 2.7 y Tensorflow 1.0.1.

## C. OBTENCIÓN DE LOS DATOS

Se ha desarrollado un Script en Python junto a la librería NIC. Dado que se hace uso de una librería de propiedad privada, no es posible compartir el código fuente de obtención de la matriz monopolar. En su lugar, se presenta un pseudocódigo (Tabla Anexo 1: Código obtención de la matriz monopolar NIC).

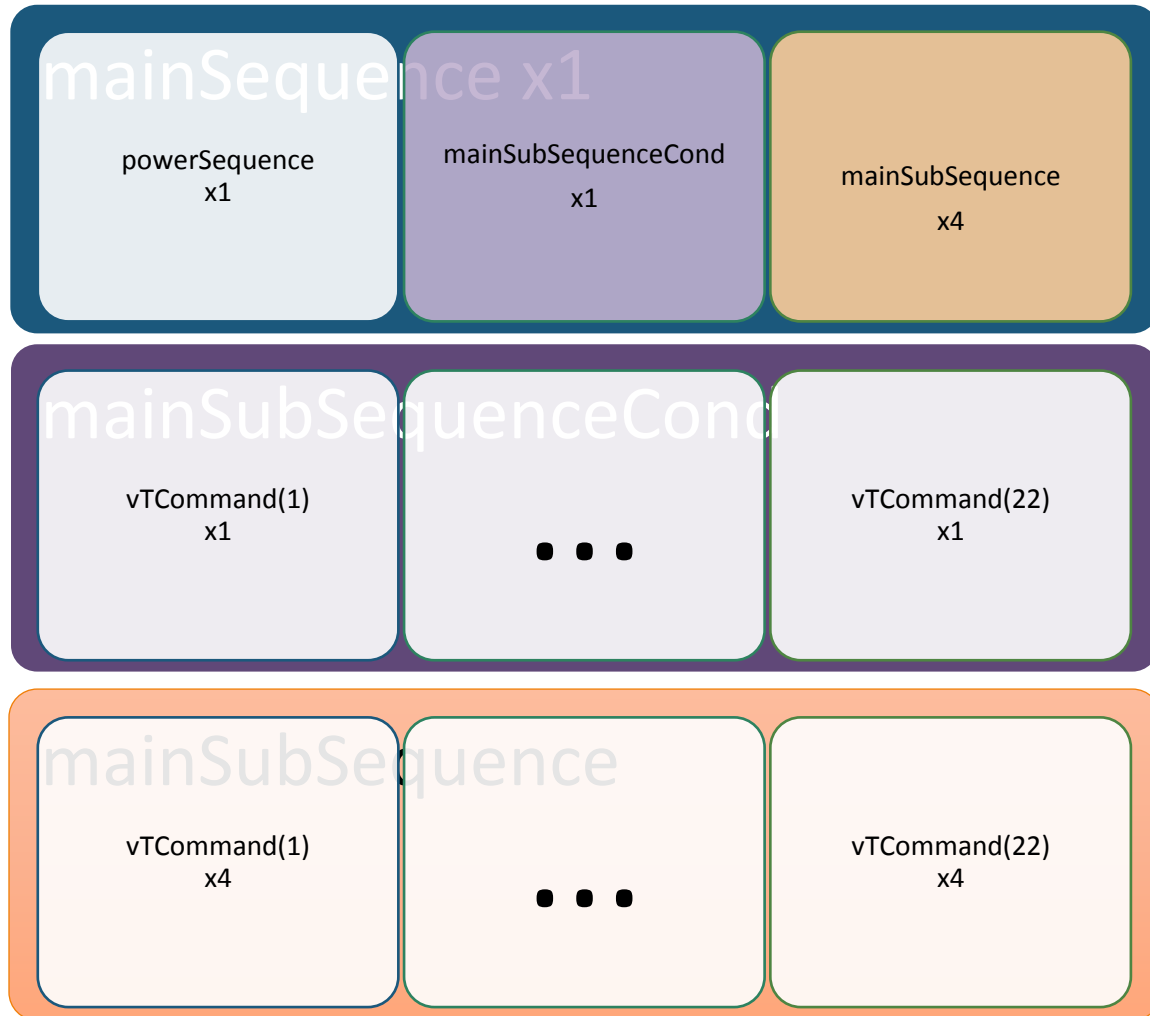
Dadas las limitaciones técnicas del implante, el programa debe ser recibido y ejecutado por módulos. Se crea una secuencia principal `mainSequence` a la cual se le van añadiendo módulos o subsecuencias.

`powerSequence`: carga el implante activando la bobina.

`mainSubSequenceCond`: precondicionado en el que se envía un estímulo nulo a todos los electrodos del implante. Es necesario para estabilizar el sistema.

`mainSubSequence`: de cuatro en cuatro, se estimula un electrodo y se registra el potencial en cada electrodo de la guía.

Se envía el valor medio de cada medición al ordenador y se escriben en un fichero. Este fichero contendrá lo que conocemos como una muestra, que es una matriz monopolar.



```

18 # Measurements
19 #Monopolar measurement
20
21 for electrodeSti in range (startElectrode, endElectrode):
22
23     print electrodeSti
24     mainSubSequence = sequence(4)
25
26     for electrodeReg in range (startElectrode, endElectrode):
27
28         vTCommand = monopolarStimulus((electrodeSti,-3), (electrodeReg, -1), pw, gain)
29
30         mainSubSequence.append(vTCommand)
31
    
```

Tabla 3-1: Extracto del código del implante. Se realiza la estimulación monopolar.

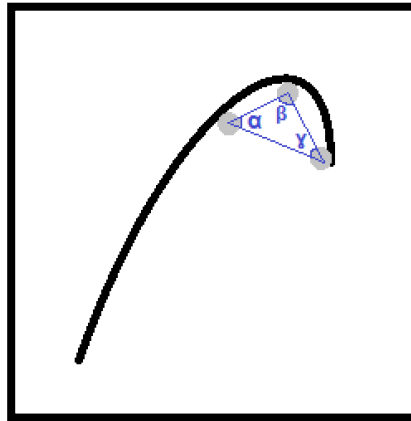
*En el extracto de código se lleva a cabo la estimulación monopolar. Se realiza un recorrido de los electrodos del implante y se define un módulo vTCommand donde se aplica un potencial en el electrodo electrodeStii cuatro veces con ambos electrodos de referencia como ground y se registra la diferencia de potencial entre eletrodeReg y el electrodo de referencia interno.*



## D. PRIMERAS APROXIMACIONES Y EVOLUCIÓN DEL ESTUDIO

### - Modelo matemático

En un primer momento, se trató de secundar la hipótesis a partir del modelado matemático del problema, en el cual se trató de estimar la posición exacta del implante, la forma que ha adoptado. Fundamentándonos en las propiedades físicas y geométricas del sistema, se construyó un modelo. Este modelo estimaba mediante trigonometría y la ley de Kirchoff los grados de los ángulos formados por tres electrodos consecutivos.



*Ilustración 3-6: Idea básica para modelo matemático*

Este modelo trató de ser validado mediante distintos procedimientos:

- **Datos reales:** Contando con el banco de datos de la unidad de hipoacusia, se probó el modelo con matrices monopolares reales de pacientes implantados y sus radiografías correspondientes.

Mediante un programa sencillo con interfaz en Matlab, se marcaba las coordenadas de los electrodos del implante en la imagen. Sustituyendo los valores de la matriz en el modelo, la forma estimada de la vía de electrodos no se correspondía con la visualizada en las radiografías.

# Redes Neuronales En El Desarrollo De Herramientas Intraoperatorias Para La Verificación De La Correcta Inserción Del Implante Coclear.



Ilustración 3-7: Numeración de los electrodos.

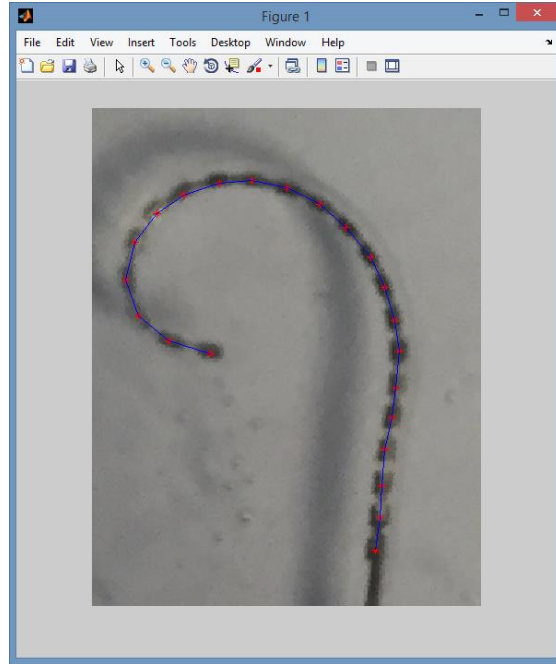


Ilustración 3-8: Electrodo ubicados en imagen mediante herramienta en Matlab.

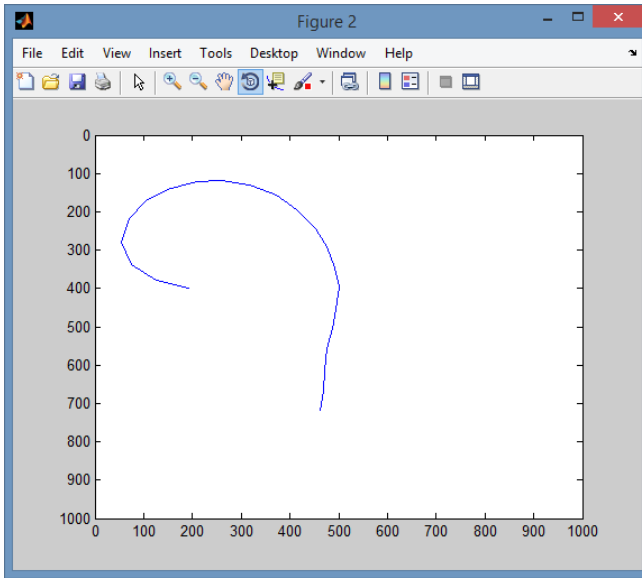


Ilustración 3-9: Ploteo de los puntos marcados en la Ilustración 3-8.

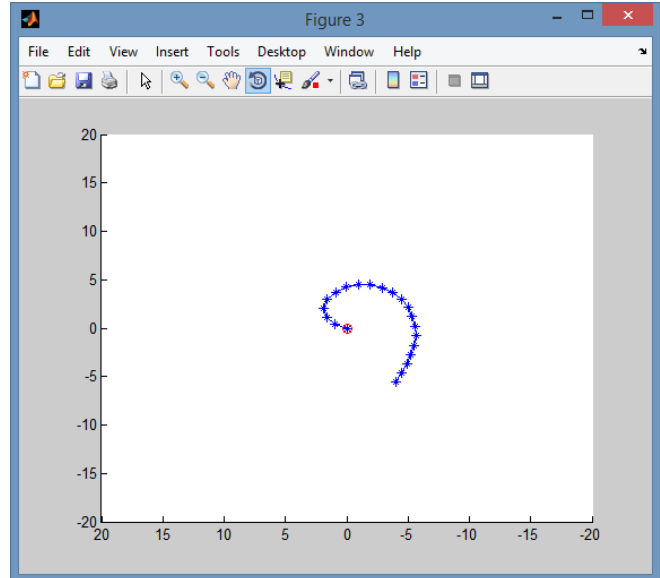


Ilustración 3-10: Estimación de la forma del electrodo según modelo matemático a partir de imagen y matriz monopolar.

- **Simulaciones de elementos finitos:** Se construyó una simulación de una guía de electrodos, disponiendo en un medio de densidad “1” y 22 puntos de potencial flotante colocados de manera aleatoria pero ajustándose a las limitaciones reales del sistema. Los potenciales debían ser equidistantes y pueden trazar una línea que los une, pero sin llegar a doblarse sobre sí misma.  
De esta manera, al llevar a cabo cada simulación se obtenía las coordenadas de cada “electrodo” y la matriz de voltajes. Sustituyendo los valores de la matriz en el modelo, la forma estimada de la vía de electrodos no se correspondía con la visualizada en las gráficas.
- **Simulaciones en plástico:** con el modelo de plástico referenciado en la *Ilustración 3-7*, un implante real modelo CI512, una placa de Petri y una solución salina se ha preparado una simulación del entorno *Ilustración 3-11*. De esta manera sería posible etiquetar a simple vista cada muestra y mediante fotos, tomar las coordenadas en la misma herramienta en Matlab nombrada en el primer caso. Se tomaron las medidas de los potenciales de la matriz, y nuevamente se testeó el modelo con los mismos y la forma resultante no se correspondía con la real.
- **Comparativa gráfica – imagen:** De manera paralela, en los demás casos además de tratar de justificar el modelo se llevaba a cabo una evaluación de las Gráficas 3D y 2D (escala de colores) de las matrices de voltaje tratando de hallar algún tipo de relación entre ellas y los valores de potencial.

Lamentablemente en ninguno de estos casos se fue capaz de resolver el problema. A pesar de haber aplicado conocimientos de física y matemáticas que a priori parecía nos iban a proporcionar las competencias adecuadas, y conforme nos documentamos más leyendo artículos de experimentos semejantes nos dimos cuenta de con estos ensayos siempre fracasaríamos en nuestros intentos de alcanzar el objetivo debido a diversos motivos, tales como:

- El campo eléctrico atraviesa distintas densidades variables. Endolinfa, hueso, nervio...
- La variación del tamaño de la sección. Esta característica del sistema añade otra(s) variable(s) las cuales alteran la linealidad del campo eléctrico. Mediante ingeniería inversa tratamos de deducir esta proporción, pero al introducir la variable en el modelo seguía fallando. Aunque el error en los ángulos estimados era mínimo, éste se acumularía deformando totalmente la forma estimada con respecto a la real.

Concluimos, aunque la hipótesis es correcta nos enfrentamos a limitaciones técnicas del conversor analógico-digital del implante que induce un error por defecto en la toma de medidas.



*Ilustración 3-11: Simulación en modelo de plástico*

## E. IDEA FINAL. RED NEURONAL.

Tras esa serie de infructuosos intentos, se decidió abordar la solución al problema desde otra perspectiva distinta. Con altas expectativas, pero con cautela a su vez, la siguiente opción fue tratar de clasificar las implantaciones entre buenas y malas haciendo uso de una red neuronal. Como lenguaje de programación se eligió Python y como tecnología TensorFlow, debido a su potencia y gran trascendencia en la actualidad.

Llegados a este punto en el curso de la investigación, el objetivo de incluir la red neuronal en la resolución del problema suponía hacer uso de una caja negra que ofreciera una abstracción de todos los problemas geométricos y físicos a los que se tuvo que hacer frente en las experiencias preliminares.

Se propuso distintos modelos de redes neuronales los cuales son presentados en la tabla a continuación. Se ha tratado de dotar al sistema de la menor complejidad posible. Tras la tabla, quedan expuestos los motivos por los cuales nuestras RNAs cuentan con esa configuración.

Modelo	Nodos entrada	Numero capas ocultas	Nodos oculta		Nodos capa salida
Monocapa 1 Line	22	1	5		1
Monocapa 3 Lines	66	1	5		1
Multicapa 1 Line	22	2	8	5	1
Multicapa 3 Lines	66	2	8	5	1
Monocapa Matrix	484	1	5		1

Tabla 3-2: Modelos propuestos de redes neuronales

### Nodos entrada

En los modelos Monocapa 1 Line y Multicapa 1 Line se cuenta con 22 nodos en la capa de entrada, de esta manera se entrena la red con una línea completa de la matriz de voltajes (22 entradas).

Monocapa 3 Lines y Multicapa 3 Lines serían alimentados con una entrada de 66 nodos, lo que se corresponde a 3 líneas completas de la matriz de voltaje. La elección de las líneas no está sujeta a restricciones ni a un orden, éstas pueden ser elegidas de manera arbitraria.

Monocapa Matrix toma como entrada la matriz entera de 22x22 valores.

### Número de capas ocultas y nodos

En las capas ocultas se lleva a cabo el proceso de entrenamiento de la red, mediante la configuración de sus pesos por backpropagation. De esta manera, la configuración de este apartado consta de gran importancia ya que serán las capas intermedias, las que procesen información extrayendo los rasgos característicos de las señales de entrada. Según la intuición del alumno y el tutor, curtida en experiencias

anteriores, se determinó que una sola capa oculta (a lo sumo, dos) sería suficiente para alcanzar una buena caracterización.

De la misma manera, teniendo en cuenta la considerable cantidad de nodos en la capa de entrada se deduce que es suficiente con contar con un reducido número de nodos en la capa oculta. Con la cantidad de 5 nodos queda modelada una red con una vasta cantidad de pesos a configurar. Como mínimo  $22 \times 5 + 5 \times 1$  (115) pesos (Monocapa 1 Line) y como máximo  $22 \times 8 + 8 \times 5 + 5 \times 1$  (4401) pesos (Multicapa 3 Lines)

#### Nodos de capa de salida

En todas las configuraciones se cuenta con 1 único nodo en la capa de salida. Queda justificado por la naturaleza de la red neuronal, la cual en este caso consiste en un clasificador con dos opciones distintas.

#### Resultados

La *primera aproximación* fue tratar de resolver el problema con la RNA **Monocapa 1 Line**. Partimos de la consideración de evitar complicar la red, configurando la red más sencilla posible para nuestro caso de estudio. Ésta fue una RNA en la que introdujéramos como entrada el registro de potenciales resultado de la estimulación de un único electrodo en particular y el potencial inducido de todos los demás. Como conjunto de set tomamos el mismo conjunto de entrenamiento.

El mayor porcentaje de aciertos se obtenía entrenando la red con la línea correspondiente a los electrodos 15 y vecinos; con los demás electrodos el porcentaje de error al evaluar el conjunto de test del 15% o más.

De esta manera, se procedió a probar con distintas configuraciones de redes y datos de entrada centrándonos en los modelos especificados en la tabla (Tabla 3-2 Modelos propuestos de redes neuronales). Los porcentajes de aciertos obtenidos, como moda se correspondían a los presentados a continuación:

Modelo	Líneas matriz input	Errores	Falsos positivos
Monocapa 1 Line	15	2	2
Monocapa 3 Lines	5, 15, 20	4	3
Multicapa 1 Line	15	2	2
Multicapa 3 Lines	5, 15, 20	9	8

Tabla 3-3:: Moda de errores en las RNAs

## F. RED NEURONAL FINAL

Finalmente, el modelo ganador ha sido un ensamble de tres redes. Se entrenan tres redes por separado con el mismo conjunto de entrenamiento. Se testean por separado con el mismo conjunto de test: si el sumatorio de la inferencia de las tres redes para una misma muestra es mayor a 2.75, se considera como una muestra buena. Para una muestra ser considerada mala, la suma de la salida de las tres ha de alcanzar un valor máximo de 2.75.

El fichero principal sobre el que corre el programa es `runclase.py`, cuya ejecución sigue la siguiente organización:

1. Importa las librerías necesarias (*numpy* para el manejo de matrices y *tensorflow*) y las clases `carlaNet` y `readFiles`

2. Lee los ficheros en los que están almacenados las matrices monopares haciendo uso de la clase `readFiles` y son etiquetados con el valor 0 para las muestras “malas, mal colocado”, y un 1 para muestras “buenas”: de esta manera, se parte de un conjunto de 100 muestras de matrices de 22x22, se separan de manera aleatoria 75 muestras para el set de entrenamiento y 25 muestras para el set de test.

A continuación, se instancian las 3 redes neuronales: en la clase `carlaNet`, se define el modelo RNA. Al constructor se le pasan  $n$  parámetros. El primer parámetro es el número de nodos de la capa de entrada y el último parámetro es el número de nodos de la capa de salida. Los parámetros intermedios se corresponden con los números de nodos de las capas ocultas.

3. Inicializa las variables del grafo y la sesión.

4. Comienza la fase de entrenamiento El entrenamiento de la red neuronal consiste en un bucle que itera tantas veces como el valor de la variable `epoch` (época). De esta manera, en cada iteración recorre el conjunto de entrenamiento y se introduce a la red por bloques de 5 (`batch`) para generar una salida. Esta salida es evaluada con la función de coste (`loss`). En caso de que dicho test supere al de la época pasada se guarda la nueva configuración de pesos, que representa la mejor solución hasta el momento.

5. Una vez finalizada la fase de entrenamiento y configurada la red, se calcula la salida de cada muestra en cada red y se almacena en una variable `result $\eta$` .

6. Etapa de test donde se prueba el porcentaje de acierto de la red neuronal sobre un conjunto de test con elementos distintos al conjunto de entrenamiento.





## CAPÍTULO 4. RESULTADOS

Como se especificó en el apartado anterior, el umbral del clasificador se estableció en 2.75. EL primer impulso normalmente es establecer este parámetro en el valor medio. Así se hizo, pero se tuvo que buscar el adecuado. En cuanto al modelo definitivo del ensamble, consiste en tres redes con 484 nodos en la capa de entrada, 1 nodo en la capa de salida y 10, 8 y 5 nodos en la capa oculta respectivamente. Se comprobó que a mayor número de neuronas, se obtenían mejores resultados en la red neuronal.

El valor de salida de cada red puede adoptar un valor en el rango de 0 a 1. Por lo tanto, el valor máximo posible para la sumatoria de salidas del ensamble es 3. De esta manera, en una primera instancia el umbral se estableció en 1.5.

Con el umbral establecido en 1.5 y entrenando la red varias veces, la mayoría de las ocasiones el set de test era clasificado con un error del 0%; sin embargo, en otras ocasiones se nos presentaban muestras calificadas erróneamente. Los valores de salida para la inferencia de algunas muestras etiquetadas como malas, era muy superior a 1.5. A este tipo de resultados los llamaremos falsos positivos: una muestra mala es clasificada como buena -en la imagen a continuación, en la tercera línea se puede ver un ejemplo de un falso positivo. A la izquierda vemos la etiqueta real y a la derecha el valor inferido por la RNA-. En la tercera muestra se aprecia un falso positivo.

```
0 --> [ 0.01556521]
1 --> [ 2.93865848]
0 --> [ 2.40329242]
1 --> [ 2.97170329]
```

Ilustración 4-1: Resultado de la inferencia del modelo entrenado en algunas muestras.

A continuación, se presenta una matriz de confusión que permite visualizar el desempeño de la red. Cada columna de la matriz representa el número de valores reales, mientras que cada fila representa la clasificación adjudicada por la herramienta.

		Valor real		total
		<i>p</i>	<i>n</i>	
Predicción outcome	<i>p'</i>	500	3	503
	<i>n'</i>	0	497	497
total		500	500	

Tabla 4-1: Matriz de confusión con umbral 1.5

Como podemos ver, existe un porcentaje de error del 1%. En la vida real, teniendo en cuenta que se está aplicando una solución en el ámbito sanitario, no se puede tolerar la existencia de falsos positivos. Este error tan grave no podía ser pasado por alto, ya que supondría privar al paciente del aprovechamiento del máximo potencial del implante o incluso llevaría a tolerar una posición del implante tan mala que al comprobarse su funcionalidad pasados los meses, hiciera necesaria una reintervención. De esta manera, se tuvo que alterar el valor umbral para solucionar el problema.

Seguidamente, el umbral se estableció en 2: aún así, los falsos positivos persistían. Nuevamente, se elevó el umbral en 0.5 puntos más: probando con un umbral de 2.5 aún no se era capaz de subsanar este gran inconveniente ya que seguían dándose falsos positivos. De esta manera, a base de analizar los valores de salidas de la red, se dedujo que el valor umbral debería establecerse en el valor 2.75. De esta manera se consiguió eliminar todos los falsos positivos, aunque se nos presentan falsos negativos. Queda una matriz de confusión como la presentada a continuación.

		Valor real		total
		<i>p</i>	<i>n</i>	
Predicción outcome	<i>p'</i>	499	0	499
	<i>n'</i>	1	500	501
total		500	500	

Tabla 4-2: Matriz de confusión con umbral 2.75

## CAPÍTULO 5. CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS

---

### A. CONCLUSIONES

El sorprendente avance tecnológico que la humanidad ha experimentado en los últimos dos siglos gracias a la informática y más concretamente la inteligencia artificial no podía dejar de lado al sector sanitario. Desde analizadores de imágenes para detectar patologías y tumores, hasta sistemas capaces de predecir las enfermedades que una persona desarrollará, constantemente están surgiendo ámbitos nuevos a los que aplicar las diferentes herramientas que nos ofrece la IA.

A pesar de su efervescencia en este sector, dada la criticidad de los problemas a resolver no recibe la aceptación que bien merece. Afortunadamente, esta actitud se está viendo sometida a un cambio. Poco a poco, los profesionales de la salud son conscientes de las facilidades que pueden brindarles y son más confiados en cuanto a la fiabilidad de los mismos.

Cuando estas barreras se vencen e inicia el diálogo entre ambos sectores, abruma la cantidad de aplicaciones que se pueden llegar a plantear: soluciones que son posibles de llevar a cabo y con no tanta resistencia, simplemente al ser mundos tan distintos la idea no llega a florecer.

Podemos concluir con que los resultados obtenidos en este trabajo final de grado son satisfactorios. Al no darse falsos positivos, se puede tener la certeza de la correcta inserción del implante; la existencia de falsos negativos no supone mayor problema, ya que es fácil y rápidamente enmendable -en la mayoría de los casos basta con extraer y volver a introducir mínimamente la guía para conseguir reposicionarlo- .

### B. LÍNEAS FUTURAS Y APORTACIONES AL ENTORNO SOCIOECONÓMICO

Dados los buenos resultados, queda abierta una línea de investigación prometedora. El siguiente paso consistiría en probar la red neuronal en el modelo de plástico como se ha hecho hasta ahora, pero sumergido en un líquido con propiedades distintas.

Ya que las endolinfas de cada paciente poseen densidades diferentes y la polaridad de sus cuerpos también son desiguales: si en estas pruebas se obtuvieran resultados favorables, supondría un acercamiento a la solución real del problema.

A continuación, se procedería a probar la herramienta en hueso temporal sumergido en líquido conductor. En este caso para etiquetar las muestras habría que realizar una radiografía ya que no es posible ver a

simple vista la forma del mismo. Se procedería de la misma manera que en el modelo de plástico: producir un dataset y etiquetar las muestras. Entrenar el mismo modelo de red neuronal y evaluar los resultados.

El último paso sería probar la herramienta en pacientes. Habría que construir un dataset, haciendo uso de las matrices monopolares y radiografías recogidas en operaciones anteriores e ir añadiendo las nuevas. Terminar de construir el dataset tomaría al menos un año.

Podría explotarse esta idea y llegar a predecir la posición exacta de cada electrodo. De esta forma podría sustituir al escáner, lo que supondría un ahorro importante de dinero además de una mejora en la calidad de vida de los cirujanos y pacientes al evitar la sobreexposición. Además, en el CHUIMI los escáneres son limitados. En cada intervención ha de reservarse uno y trasladarlo a quirófano. Las limitaciones horarias que impone esta situación se eliminarían, pudiéndose realizar un mayor número de implantes.

En adición, prescindir del escáner acerca la operación de implante coclear a países con recursos económicos reducidos. El no precisar de este equipo para llevar a cabo la intervención, reduce la lista de requisitos tecnológicos además del presupuesto final.

Por último, pero no menos importante, podría llegar a desarrollarse de manera que alcance ser una medida intraoperatoria que guíe al cirujano a tiempo real durante la operación indicando la forma del implante en cada etapa y la cercanía al modiolo haciendo las cirugías más rápidas y minimizando el daño, garantizando al máximo la preservación de restos auditivos. De manera paralela, al minimizar el daño en la cóclea, se estaría evitando realizar maniobras que también puedan dañar el implante, disminuyendo la

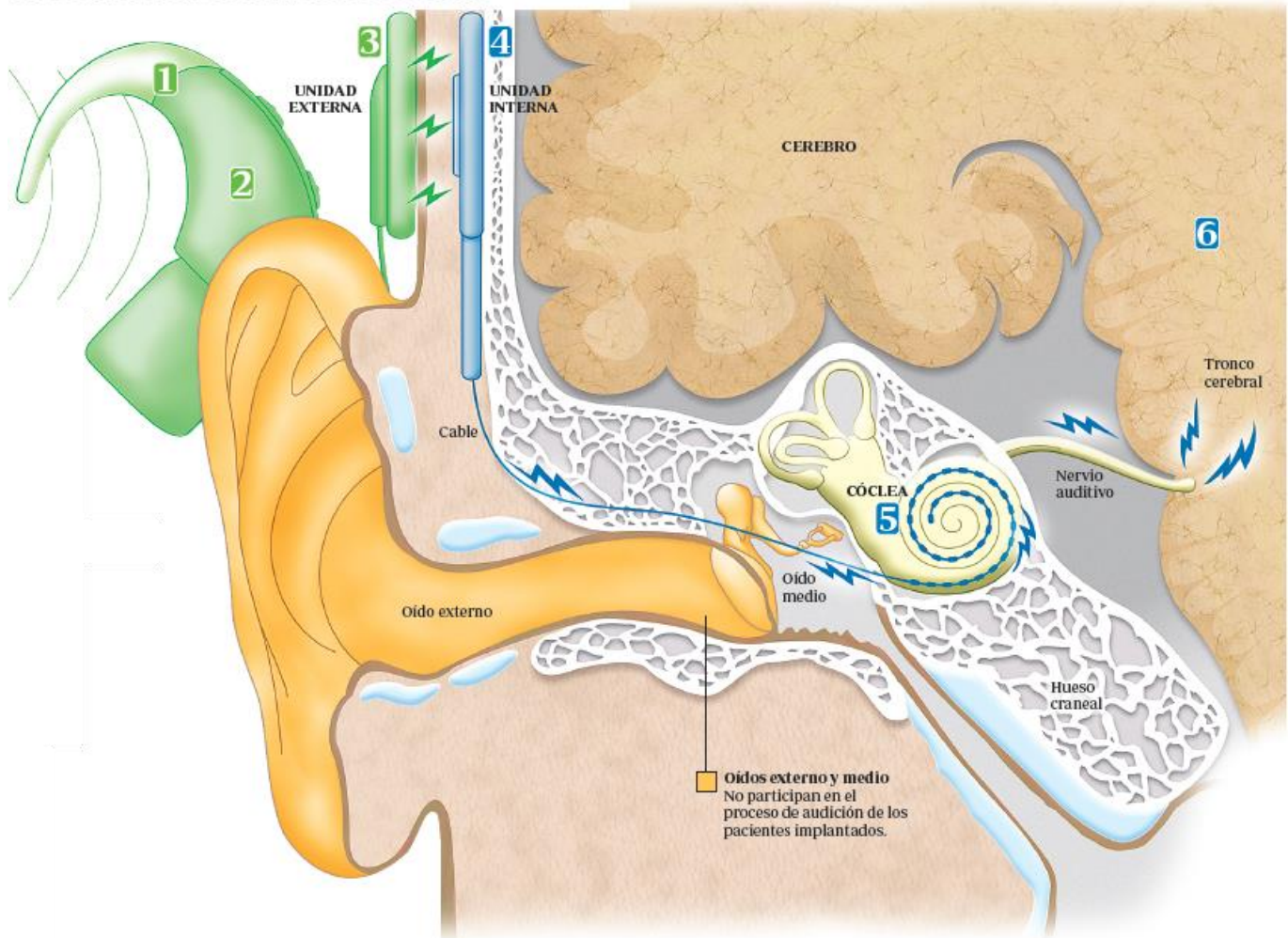
## BIBLIOGRAFÍA

---

- [1] Angel Ramos Macías , dra. Silvia Borkoski-Barreiro, dr. Juan C. Falcón-González , dr. Ángel Ramos de Miguel, implante coclear. Estado actual y futuro [rev. Med. Clin. Condes - 2016; 27(6) 798-807]
- [2] Ceberio Belaza. Mónica, Mi hijo sordo puede oír. El país semanal (2017)
- [3] Aguilar, J. (2005). Introducción a las Redes Neuronales, 1–19. Retrieved from [http://gaiatemp.fdi.ucm.es/people/pedro/aad/ivan\\_martinez.pdf](http://gaiatemp.fdi.ucm.es/people/pedro/aad/ivan_martinez.pdf)
- [4] Angel Ramos Macías , dr. Juan C. Falcón-González , dr. Ángel Ramos Tecnología aplicada a la estimulación neural coclear y vestibular. Curso de Extensión Universitaria ULPGC
- [5] Chandola V, Banerjee A, Kumar V. Anomaly detection: A survey. ACM Computing Surveys 2009; 41: 1.
- [6] Clínica Las Condes. (2017). Implante Coclear. Retrieved from <http://www.clinicalascondes.cl/CENTROS-Y-ESPECIALIDADES/Especialidades/Otorrinolaringologia/Implante-Coclear>
- [7] C. Morera, M. Manrique, A. Ramos, L. Garcia-Ibanez, L. Cavalle, A. Huarte, et al. Advantages of binaural hearing provided through bimodal stimulation via a cochlear implant and a conventional hearing aid: a 6-months comparative study
- [8] Acta Otolaryngol (Stockh)., 125 (6) (2005 Jun), pp. 596-606
- [9] Goodfellow, I., Bengio, Y., & Courville, A. (2016). Deep learning, 22(4), 351–354. Retrieved from <https://books.google.com/books?hl=en&lr=&id=omivDQAAQBAJ&oi=fnd&pg=PR5&dq=lan+Goodfellow+and+Yoshua+Bengio+and+Aaron+Courville&ots=MLU59rozNU&sig=YHYf6iAwhmFAQkB FuLnHAgkrMts>
- [10] Haykin, S. (2008). *Neural Networks and Learning Machines*. Pearson Prentice Hall New Jersey USA 936 pLinks (Vol. 3). <https://doi.org/978-0131471399>
- [11] Hilera, J. R., & Martínez, V. J. (2000). Redes Neuronales Artificiales, 23–68. [https://doi.org/10.1016/S0210-5691\(05\)74198-X](https://doi.org/10.1016/S0210-5691(05)74198-X)
- [12] John K. Niparko. Cochlear Implants: Principles and Practices
- [13] Manrique Rodríguez, M., & Huarte Irujo, A. (2013). Organización de un programa de implantes cocleares. *Acta Otorrinolaringologica Espanola*, 64(1), 55–67. <https://doi.org/10.1016/j.otorri.2011.09.009>
- [14] OMS. SORDERA Y PÉRDIDA DE LA AUDICIÓN. NOTA DESCRIPTIVA. 2017 <HTTP://WWW.WHO.INT/MEDIACENTRE/FACTSHEETS/FS300/ES/>
- [15] Pedro Larrañaga, Iñaki Inza, A. M. (2011). Tema 8. Redes Neuronales. *Redes Neuronales*, 12,17. Retrieved from <http://www.sc.ehu.es/ccwbayes/docencia/mmcc/docs/t8neuronales.pdf>
- [16] Rebscher, S., & Harrison, W. V. (2009). NIH Public Access, 115–142. <https://doi.org/10.1109/RBME.2008.2008250>.Cochlear
- [17] Rodríguez G, Manuel; Asensio del Barrio, Cristina; Manríquez R, M. (2003). *Implantes Cocleares: Actualización Y Revisión De Estudios Coste-Utilidad. Informe de evaluación de Tecnologías sanitarias* (Vol. 37). Retrieved from [http://implantecoclear.org/documentos/implante/coste\\_utilidad.pdf](http://implantecoclear.org/documentos/implante/coste_utilidad.pdf)
- [18] Smagt, P. Van Der. (1996). introduction to Neural, (November).

## ANEXO

### Así funciona el implante coclear



**3 Bobina**  
Envía las señales al receptor interno



#### UNIDAD INTERNA

**4 Receptor-estimulador**  
Colocado bajo la piel. Recibe la señal y la envía por un cable a los electrodos

**5 Electrodo**  
Estimula el nervio auditivo en la cóclea

**6 Percepción**  
La corteza auditiva procesa las señales recibidas

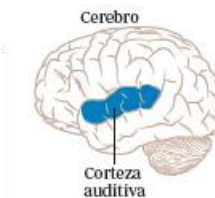


Ilustración Anexo-1: Así funciona el implante coclear.



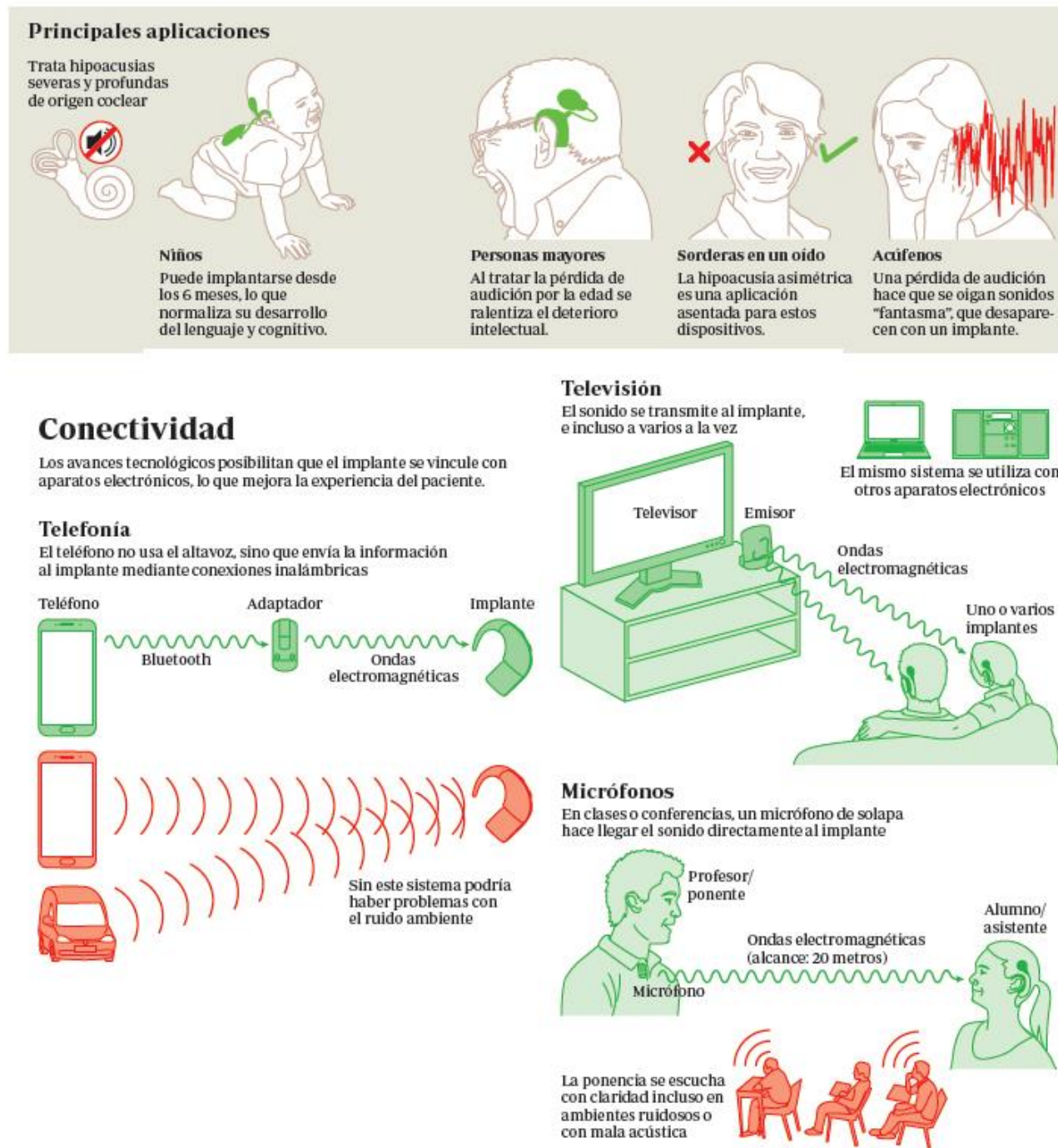


Ilustración Anexo-2: Principales aplicaciones y conectividad del implante coclear.

```
1 import sys, time, random, nic
2
3 initialize current, gain, pw
4 startElectrode = 1;
5 endElectrode = 23;
6
7 createFile()
8
9 # Create the client object.
10 client = initializeClient()
11
12 # Create the power sequence
13 powerSequence = powerUpSequence()
14
15 # Create the preconditioning sequence
16 mainSubSequenceCond = stimulateAllElectrodesOneByOne()
17
18 # Measurements
19 #Monopolar measurement
20
21 for electrodeSti in range (startElectrode, endElectrode):
22
23     print electrodeSti
24     mainSubSequence = sequence(4)
25
26 for electrodeReg in range (startElectrode, endElectrode):
27
28     vtCommand = monopolarStimulus((electrodeSti,-3), (electrodeReg, -1), pw, gain)
29
30     mainSubSequence.append(vtCommand)
31
32
33     #Create mainSequence
34     mainSequence = sequence(1)
35
36 # Specify the sequence to the client
37 mainSequence.append(powerSequence) #Insert on mainSequence
38 mainSequence.append(mainSubSequenceCond) #Insert on mainSequence
39 mainSequence.append(mainSubSequence)
40
41 # Specify the sequence to the client
42 client.sendData(mainSequence)
```



```
43
44 # Start streaming
45 client.startType = trigger()
46 client.startStream()
47
48 # Wait until the streaming has finished, by checking the
49 # stream status.
50 # Status progression is: Stopped -> Streaming -> Idle
51 while (client.streamStatus() != IDLE):
52     time.sleep(0.1)
53
54 # The system needs to be stopped, even though it has finished
55 # streaming.
56 client.stopStream()
57
58 #Retrieve the telemetry data and print it to screen.
59 data = client.receiveData()
60
61     for electrodeReg in range(startElectrode, endElectrode-1)
62         fp.write(str(data.at(electrodeReg-1).samples[0]))
63
64         fp.write(str(data.at(21).samples[0]))
65
66 fp.close()
67
68
69 # Cease communications with the hardware and clean up the memory.
70 del client
```

Tabla Anexo-1: Código obtención de la matriz monopolar NIC