

Trabajo Fin de Grado.  
Grado en Ingeniería de las Tecnologías  
Industriales.

Prototipado de comunicaciones entre electrodos a  
través de medio salino.

Autor: Norberto Toledo Máez

Tutores: Hipólito Guzmán Miranda y Alejandro Barriga Rivera

Dpto. Ingeniería Electrónica y Dpto. Física Aplicada III  
Escuela Técnica Superior de Ingeniería  
Universidad de Sevilla

Sevilla, 2024





Trabajo Fin de Grado  
Grado en Ingeniería de las Tecnologías Industriales

# **Prototipado de comunicaciones entre electrodos a través de medio salino.**

Autor:

Norberto Toledo Máez

Tutores:

Hipólito Guzmán Miranda (Profesor Titular)

Alejandro Barriga Rivera (Profesor Contratado Doctor)

Dpto. de Ingeniería Electrónica y Dpto. de Física Aplicada III

Escuela Técnica Superior de Ingeniería

Universidad de Sevilla

Sevilla, 2024



Trabajo Fin de Grado: Prototipado de comunicaciones entre electrodos a través de medio salino.

Autor: Norberto Toledo Máez

Tutores: Hipólito Guzmán Miranda  
Alejandro Barriga Rivera

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

Presidente:

Vocales:

Secretario:

Acuerdan otorgarle la calificación de:

Sevilla, 2024

El Secretario del Tribunal

*A mi familia*

*A mis maestros*





# Agradecimientos

---

Quiero agradecer, en primer lugar, a mi familia: a mi madre, mi padre y mi hermana, por su apoyo incondicional e incansable durante estos cinco años que han durado mis estudios de grado. No ha sido un recorrido fácil, ellos lo saben, pero siempre han estado a mi lado, apoyándome en lograr, poco a poco, mis metas.

En segundo lugar, quiero dar gracias a todas las personas que participaron en mi Erasmus en Padua, en mi tercer año de carrera, por hacer de ese año un año especial, el mejor año de mis estudios de grado y probablemente uno, por no decir el mejor año de mi vida. En concreto, me gustaría dar gracias a Roberto Alba, Jorge Castilla y Sergio Segovia, porque son amigos que me acompañaron en Italia, y que, hoy, me siguen acompañando aquí en España y que se han convertido en un pilar fundamental en mi vida.

Por último, quiero dar gracias a Alejandro Barriga e Hipólito Guzmán, tutores de este trabajo de fin de grado, por todo el apoyo, ayuda y herramientas que me han dado. A Alejandro, por acercarme a este mundo tan apasionante de la neuroestimulación y a Hipólito, que he tenido la suerte de que sea mi profesor, por ser el profesor y la persona que es.

En resumen, quiero dar gracias a todas estas personas que me han acompañado y me han facilitado, en cierta medida, mi carrera.

*Norberto Toledo Máez*

# Resumen

---

La evolución de las técnicas de miniaturización ha posibilitado la integración de funcionalidades avanzadas en dispositivos médicos implantables. En específico, el desarrollo de la 'electroceuticals' o bioelectrónica, que implica la sustitución de medicamentos mediante electroestimulación selectiva a través de dispositivos implantables, está transformando la industria farmacéutica y atrayendo inversiones sustanciales de diferentes empresas y grupos de dicha industria.

En este contexto, surge la necesidad de potenciar estas tecnologías dotando a los dispositivos de la capacidad de comunicarse entre sí para realizar acciones coordinadas. En colaboración con los Departamentos de Ingeniería Electrónica y Física Aplicada III, esta propuesta se centra en el estudio del canal de transmisión electrodo-electrodo en un modelo de laboratorio.

Además de la capacidad de comunicación entre electrodos para poder realizar acciones coordinadas y así abordar el tratamiento de enfermedades que así lo requieren, también es objeto de este trabajo de fin de grado como veremos más adelante, aprovechar el estímulo que se ha utilizado convencionalmente como técnica de neuroestimulación para enviar información. Es decir, aprovechamos la energía de la onda del estímulo para introducir la información modulada en dicha onda.

En el proyecto, estudiaremos diversas técnicas de modulación como AM, FM, FSK, etc. Aunque finalmente se ha optado por la modulación FSK para abordar nuestro experimento, por los siguientes motivos:

1. Robustez frente a variaciones en la amplitud: en el caso de la modulación AM, la información se transmite modulando la amplitud de la señal portadora. Es frecuente, en neuroestimulación, la variación de las posiciones relativas de los electrodos entre sí, esto afecta a la amplitud de la señal recibida, provocando variaciones indeseadas en la información.
2. Inmunidad al ruido: los medios salinos, suelen ser propensos a ruidos impulsivos debido a diversas interferencias electromagnéticas. La modulación FSK es menos susceptible al ruido en comparación con la modulación AM, ya que esta última modula la amplitud de la señal y por lo tanto puede ser más vulnerable a la distorsión por ruidos rápidos y repentinos.
3. Demodulación: la demodulación de una señal FSK es relativamente directa y eficiente, lo cuál es una consideración importante en términos de fiabilidad y simplicidad.
4. Digital: la modulación FSK nos permite modular señales digitales, mientras que la modulación AM y FM se centra en la modulación de señales analógicas. En nuestro proyecto enviaremos cadenas de bits, por este motivo, es más interesante utilizar la modulación FSK.

# Abstract

---

The evolution of miniaturization techniques has enabled the integration of advanced functionalities into implantable medical devices. Specifically, the development of 'electroceuticals' or bioelectronics, involving the replacement of drugs with selective electrostimulation through implantable devices, is transforming the pharmaceutical industry and attracting substantial investments from various pharmaceutical companies.

In this context, there is a growing need to enhance these technologies by enabling devices to communicate with each other to perform coordinated actions. In collaboration with the Departments of Electronic Engineering and Applied Physics III, this proposal focuses on studying the electrode-to-electrode transmission channel in a laboratory model.

In addition to facilitating communication between electrodes for coordinated actions to address diseases requiring such interventions, this undergraduate thesis project also aims to utilize the stimulation traditionally used for neurostimulation to transmit information. Essentially, we harness the energy of the stimulation wave to introduce modulated information onto that wave.

# Índice

---

<b>Agradecimientos</b>	<b>19</b>
<b>Resumen</b>	<b>20</b>
<b>Abstract</b>	<b>21</b>
<b>Índice</b>	<b>22</b>
<b>Índice de Figuras</b>	<b>24</b>
<b>1 Introducción</b>	<b>29</b>
1.1 <i>Objetivos del proyecto</i>	29
1.2 <i>Estado del arte</i>	30
<b>2 Metodología</b>	<b>34</b>
2.1 <i>Generador de ondas arbitrario</i>	34
2.1.1 Modulación de amplitud (AM)	34
2.1.2 Modulación de frecuencia (FM)	36
2.1.3 Modulación de fase (PM)	37
2.1.4 Modulación Frequency Shift Keying (FSK)	37
2.1.5 Criterio de elección	39
2.1.6 Estímulo bifásico modulado	39
2.2 <i>Convertor Howland</i>	42
2.2.1 Justificación del uso del convertor Howland en neuroestimulación	44
2.3 <i>Medio salino</i>	44
2.3.1 Potencial de media celda	45
2.3.2 Modelo de la interfaz electrodo-electrolito	47
2.4 <i>Etapa de amplificación</i>	48
2.4.1 Resultados obtenidos en laboratorio (Etapa de amplificación aislada)	50
2.4.2 Etapa de amplificación y verificación de comunicación	54
2.5 <i>Demodulación</i>	55
<b>3 Resultados</b>	<b>59</b>
3.1 <i>Relación 20% entre señal modulada y estímulo bifásico</i>	59
3.1.1 Señales moduladas	60
3.1.2 Señal medida tras convertor Howland	63
3.1.3 Señal medida tras etapa de amplificación	64
3.1.4 Resultados de la demodulación	66
3.1.5 Tasa de fallo de bits	69
3.2 <i>Relación 10% entre señal modulada y estímulo bifásico</i>	69
3.2.1 Tasa de fallo de bits	76
3.3 <i>Relación 5% entre señal modulada y estímulo bifásico</i>	76
3.3.1 Tasa de fallo de bits	83
<b>4 Discusión y Ampliaciones</b>	<b>84</b>
<b>5 Anexos</b>	<b>85</b>

5.1	<i>Anexo I: Figuras</i>	85
5.2	<i>Anexo II: Código</i>	90
5.2.1	Código de modulación	90
5.1.2	Código de demodulación	94
	<b>Referencias</b>	<b>100</b>

# ÍNDICE DE FIGURAS

---

Figura 1. Forma de onda de señal de estimulación. Con amplitud entre -1V y 1V. Duración de la señal 2ms. Contiene 8 bits (1 bit / 0.25 ms). Se utiliza la frecuencia más alta (20kHz) para representar '1' y la frecuencia más baja (12.5kHz) para representar '0'. Modulación FSK.	30
Figura 2. Lugares para neuromodulación bioeléctrica que nos permite cambiar diferentes funciones gastrointestinales. Cabe destacar, que las flechas amarillas corresponden al lugar de estimulación del nervio mientras que el círculo de color azul al sitio de estimulación eléctrica directa al aparato gástrico [6].	31
Figura 3. Matriz de electrodos implantada en la corteza visual del cerebro. [10]	32
Figura 4. Campos recibidos al estimular matriz de electrodos. Obsérvese las posiciones relativas entre los campos recibidos no coinciden con las posiciones relativas de la matriz de electrodos. [10]	32
Figura 5. Implante de cinco electrodos en la pared medial del lóbulo.	33
Figura 6. Estimulación de electrodos secuencial con incremento y decremento de la corriente.	33
Figura 7. Esquema general del montaje experimental.	34
Figura 8. Modulación AM. En la imagen superior, observamos el mensaje que se quiere transmitir. En la imagen que se encuentra en el medio, se trata de la señal portadora. En último lugar, observamos la señal modulada AM. Amplitud del mensaje 10V y frecuencia del mensaje 500Hz. Amplitud de la portadora 10V y frecuencia de la portadora 10V.	35
Figura 9. Modulación FM. Frecuencia de la señal moduladora 100Hz y frecuencia de la señal portadora 500Hz. La amplitud de la señal moduladora y de la portadora es de 63V. Índice de modulación igual a tres.	36
Figura 10. Modulación PM. Señal moduladora con amplitud de 4V y frecuencia de 5Hz. Señal portadora, con amplitud de 4V y frecuencia de 100Hz.	37
Figura 11. Señal moduladora, portadora y modulada. Modulación FSK. La señal portadora es una senoide de frecuencia 100Hz. La señal moduladora es una señal cuadrada de frecuencia 10 Hz. La señal modulada FS, modula los '1' con alta frecuencia y los '0' con baja.	39
Figura 12. Especificación de los parámetros de un pulso bifásico de neuroestimulación. TP: valor en tiempo del ancho de pulso. TEP: valor del tiempo entre pulsos. TPER: valor en tiempo del periodo de repetición de ambos pulsos. TCMP: tiempo añadido por el sistema al valor de TP del segundo pulso, IO+/IO-: es la amplitud de la corriente de salida de ambos pulsos. [18]	40
Figura 13. Estimulo bifásico. Duración del estímulo completo 2 ms. En cada estímulo se codificarán 10 bits. 1 bit/0.2 ms. Cada estímulo de 2 ms será un carácter de la cadena 'hola mundo'.	40
Figura 14. Forma de onda de señal de estimulación (Letra 'h'). Con amplitud entre -1V y 1V. Duración de la señal 2ms. Contiene 8 bits (1 bit / 0.2 ms). Se utiliza la frecuencia más alta (20kHz) para representar '1' y la frecuencia más baja (12500Hz) para representar '0'. Modulación FSK.	41
Figura 15. Conversor Howland configuración básica. [19]	42
Figura 16. Conversor Howland implementado utilizando el amplificador operacional TL072ACP.	43
Figura 17. Señal 'hola mundo' medida tras la etapa del conversor Howland, circuito cerrado con una resistencia de 1 kΩ.	43

- Figura 18. Prueba realizada: Conversor Howland conectado a una carga de  $1k\Omega$ . Medimos tensión en la carga. 43
- Figura 19. Dimensiones del recipiente lleno de suero fisiológico con una concentración del 0.9% de cloruro sódico y de los electrodos fabricados con plata con una pureza del 99.99%. El radio del recipiente es de 3.8 cm y la distancia entre los pares de electrodos es de 4.2 cm. 45
- Figura 20. Prueba realizada: estimulación de los electrodos directamente con el generador de ondas. Los electrodos son la propia terminación del cable de cobre que transmite la onda del generador de ondas arbitrario al suero fisiológico y del cable que recibe la señal del suero fisiológico y la transmite al amplificador de instrumentación. 46
- Figura 21. Onda azul, onda afectada por el potencial de media celda a la salida de la etapa de amplificación. En rojo, recta de tendencia que mide el valor medio de la onda en cada instante de tiempo. Refleja la pendiente alista de la onda senoidal debido al potencial de media celda. Cabe destacar que la onda azul es una medida realizada con el osciloscopio y que ha sido posteriormente procesada con Matlab, en cambio, la recta roja ha sido calculada matemáticamente con Matlab. 46
- Figura 22. Evolución de los modelos para la interfaz electrodo-electrolito a lo largo de la historia. [33] 48
- Figura 23. Esquemático TMA0515D proporcionado por fabricante [35]. 49
- Figura 24. Condensador sugerido por fabricante para TMA 0515D para cumplir con la normativa EN 55032 de límites de radiación y conducción [35]. 49
- Figura 25. Esquema de la etapa de acondicionamiento de la alimentación. Observamos el condensador de estabilización de alimentación a la entrada del conversor DC/DC de valor  $4.7 \mu F$ . Traco Power TMA0515D, 2 pines de entrada y 3 pines de salida. 5V a  $\pm 15V$ . 49
- Figura 26. Montaje recomendado por el fabricante para AD622AN frente a interferencias de radiofrecuencia. [36] Corresponde con el montaje realizado, vease Figura 27. 50
- Figura 27. Esquema general de la etapa de amplificación completa. Posee tres etapas, una etapa inicial de acondicionamiento de señal frente a ruido EMI y de protección frente a sobrecargas. Una segunda etapa, formada por el amplificador de instrumentación, AD622AN. Una tercera etapa, con el operacional TL072ACP. 51
- Figura 28. Esquema: prueba realizada para comprobar el correcto funcionamiento de la etapa de amplificación. 52
- Figura 29. Verificación etapa de amplificación. Azul: señal de entrada de la etapa de amplificación y naranja: señal de salida de la etapa de amplificación. Amplitudes de Entrada de 500mV, 200mV y 100mV. Frecuencia 20 kHz. Amplitud en [V] y tiempo en [us]. 52
- Figura 30. Verificación etapa de amplificación. Azul: señal de entrada de la etapa de amplificación y naranja: señal de salida de la etapa de amplificación. Amplitudes de Entrada de 80mV, 60mV y 40mV. Frecuencia 20 kHz. Amplitud en [V] y tiempo en [us]. 53
- Figura 31. Verificación etapa de amplificación. Azul: señal de entrada de la etapa de amplificación y naranja: señal de salida de la etapa de amplificación. Amplitudes de Entrada de 20mV y 10mV. Frecuencia 20 kHz. Amplitud en [V] y tiempo en [us]. 53
- Figura 32. Prueba realizada para verificar el correcto funcionamiento de la etapa de amplificación y correcta transmisión de señal mediante el suero fisiológico. 54
- Figura 33. Verificación de comunicación entre electrodos en un medio salino. La señal roja es la señal de entrada a la etapa de amplificación. La señal azul es la señal de salida de la etapa de amplificación tras el suero fisiológico. Para la imagen superior, la onda de estimulación del electrodo es una senoide con amplitud 10 mV y frecuencia 50 kHz. Para la imagen inferior, la onda de estimulación del electrodo es una senoide con amplitud 8 mV y frecuencia 100 kHz. 54
- Figura 34. Pseudocódigo demodulación realizado en Matlab. 55
- Figura 35. Derivada de la señal modulada y sus respectivos picos. La ubicación de estos picos nos sirve para ubicar las transiciones de la señal modulada de cualquier carácter. 56

Figura 36. Señal modulada del carácter 'h' dividida en tres ventanas. Límites calculados de dichas ventanas utilizando la derivada anteriormente calculada.	56
Figura 37. Letra 'h' procesada en Matlab. Cadena de bits: '0110 10 1000'. Recuérdese que '1' se modula con 20kHz y '0' con 12.5kHz.	57
Figura 38. Transformada de Fourier de la primera ventana de la letra 'h'. La primera ventana son los primeros 0.8ms del carácter h y cada subventana son 0.2ms. Recuérdese que en la primera ventana se modula '0110' para letra h. Frecuencias cercanas a 12500 Hz son '0' y frecuencias cercanas a 20kHz son '1'.	58
Figura 39. Esquema del montaje experimental completo.	59
Figura 40. Señal de neuroestimulación con una relación del 20% entre la Señal Modulada y la Señal de Estímulo. En negro, indicamos el Vpp de la señal de estímulo y el Vpp de la señal modulada.	59
Figura 41. Señal binaria y modulada FSK para carácter 'h' y 'o'	60
Figura 42. Señal de estimulación 'hola mundo' modulada con un 20% de relación entre amplitud de la señal modulada y amplitud de la señal de estímulo. Duración de la señal 'hola mundo' 22 ms. Duración de cada carácter 2ms. Once caracteres en total.	61
Figura 43. Carácter 'h' modulado con el valor que toman cada bit indicado.	61
Figura 44. Señales de estimulación moduladas para los caracteres 'h', 'o', 'l' y 'a' de la cadena 'hola mundo'. Duración de la señal para cada carácter 2ms. Frecuencia para '1' 20kHz y frecuencia para '0' 12.5kHz. 20% de relación entre la señal modulada y el estímulo bifásico.	62
Figura 45. Prueba realizada: medida de tensión en la salida del convertidor Howland conectado a los electrodos sumergidos en el suero fisiológico.	63
Figura 46. Señal 'hola mundo' tras convertidor Howland. El convertidor se encuentra conectado a los electrodos de estimulación sumergidos en el suero fisiológico.	63
Figura 47. Corriente de salida del convertidor Howland aplicada al electrodo.	64
Figura 48. Señales de neuroestimulación moduladas para caracteres 'h', 'o', 'l', 'a', ' ' y 'm'. Relación de 20% entre señal modulada y señal de estimulación. 20kHz de frecuencia para '1' y 12500Hz de frecuencia para '0'. Duración de cada carácter 2 ms. Duración de la cadena 'hola mundo' 22 ms.	65
Figura 49. Señales de neuroestimulación moduladas para caracteres 'u', 'n', 'd', 'o' y 'ok'. Relación de 20% entre señal modulada y señal de estimulación. 20kHz de frecuencia para '1' y 12500Hz de frecuencia para '0'. Duración de cada carácter 2 ms. Duración de la cadena 'hola mundo' 22 ms.	66
Figura 50. Letra 'h' procesada en Matlab. Cadena de bits: '0110 10 1000'. Recuérdese que '1' se modula con 20kHz y '0' con 12500Hz.	67
Figura 51. Transformada de Fourier de la primera ventana de la letra 'h'. La primera ventana son los primeros 0.8ms del carácter h y cada subventana son 0.2ms. Recuérdese que en la primera ventana se modula '0110' para letra h. Frecuencias cercanas a 12500 Hz son '0' y frecuencias cercanas a 20kHz son '1'.	67
Figura 52. Transformada de Fourier de la Segunda Ventana de la Letra 'h'. La segunda ventana, son los 0.4ms intermedios de la señal y consta de 2 subventanas, es decir, dos bits. Frecuencias cercanas a 12500Hz son '0' y las cercanas a 20 kHz son '1'. Recuérdese, son bits de paridad, en este caso, '10'.	68
Figura 53. Transformada de Fourier de la Tercera Ventana de la Letra 'h'. La tercera ventana, son los últimos 0.8 ms de la señal y consta de 4 subventanas. En este caso, para la letra 'h', modula '1000'. Recuérdese los '1' frecuencias cercanas a 20kHz y los '0' frecuencias cercanas a 12.5kHz.	68
Figura 54. Resultado para un 20% de señal modulada frente a la señal de estímulo. Matriz cadena de bits. Cada fila es un carácter y cada columna es un bit de ese carácter. Frase Resultante: hola mundo.	69
Figura 55. Señal de estimulación modulada (Cadena de caracteres completa 'hola mundo') con un 10% de amplitud de la señal modulada respecto a la amplitud de la señal de estimulación. Duración de la señal completa 22ms, 2ms por cada carácter. Observamos la diferencia con respecto a la señal de la Figura 40. Se puede apreciar notablemente la diferencia entre ambas imágenes, ya que hemos reducido la amplitud de la	



señal modulada a la mitad con respecto a la señal modulada de la Figura 40.	70
Figura 56. Modulación carácter 'h' con indicación del valor que toma cada bit.	70
Figura 57. Señales de estimulación moduladas para los caracteres 'h','o','l' y 'a' de la cadena 'hola mundo'. Duración de la señal para cada carácter 2ms. Frecuencia para '1' 20kHz y frecuencia para '0' 12.5kHz. 10% de relación entre la amplitud de la señal modulada y amplitud de la señal de estimulación.	71
Figura 58. Señal de estimulación modulada 'hola mundo' tras conversor Howland con electrodos sumergidos en suero fisiológico. 10 % de relación entre amplitudes de la señal modulada frente al estímulo bifásico.	71
Figura 59. Corriente de salida del conversor Howland para estimular electrodo.	72
Figura 60. Caracteres 'h', 'o','l','a','\','m' leídos, tras la etapa de amplificación, y por consiguiente, tras el suero fisiológico para una relación entre amplitudes de la señal modulada frente a la señal de estimulación de un 10%.	73
Figura 61. Caracteres 'u', 'n','d','o' y 'ok', leídos tras la etapa de amplificación, y por consiguiente, tras el suero fisiológico para una relación entre amplitudes de la señal modulada frente a la señal de estimulación de un 10%.	74
Figura 62. Transformada de Fourier Armónicos para Ventana 1 (subventana 2, subventana 3 y subventana 4), letra 'h'. Cadena: '0110', como hemos obviado el primer bit, '110'. Recordamos que '1' se encuentra modulado con una frecuencia de 20 kHz y '0' se encuentra modulado con 12.5kHz.	75
Figura 63. Transformada de Fourier Armónicos para Ventana 2, letra 'h'. Cadena: '10'. Recordamos que '1' se encuentra modulado con 20 kHz y '0' se encuentra modulado con 12.5kHz.	75
Figura 64. Transformada de Fourier Armónicos Ventana 3 para letra 'h'. Cadena: '1000'. Recordamos que '1' se encuentra modulado con 20 kHz y '0' se encuentra modulado con 12.5kHz..	76
Figura 65. Resultados obtenidos para un 10% de amplitud de modulada frente amplitud de estímulo. Matriz cadena de bist. Cada fila es un carácter y cada columna es un bit de ese carácter. Frase Resultante: Hola mundo.	76
Figura 66. Señal de estimulación modulada (Cadena de caracteres completa 'hola mundo') con un 5% de amplitud de la señal modulada respecto a la amplitud de la señal de estimulación. Duración de la señal completa 22ms, 2ms por cada carácter. Observar la diferencia con respecto a las señales de la Figura 40 y de la Figura 55.	77
Figura 67. Carácter 'h' modulado con el valor que toma cada bit indicado.	77
Figura 68. Señales de estimulación moduladas para los caracteres 'h','o','l' y 'a' de la cadena 'hola mundo'. Duración de la señal para cada carácter 2ms. Frecuencia para '1' 20kHz y frecuencia para '0' 12.5kHz. 5% de relación entre la amplitud de la señal modulada frente al estímulo bifásico.	78
Figura 69. Caracteres 'h', 'o','l','a','\','m' leídos, tras la etapa de amplificación, y por consiguiente, tras el suero fisiológico para una relación entre amplitudes de la señal modulada frente a la señal de estimulación de un 5%.	79
Figura 70. Caracteres 'u', 'n', 'd', 'o', 'ok' leídos, tras la etapa de amplificación, y por consiguiente, tras el suero fisiológico para una relación entre amplitudes de la señal modulada frente a la señal de estimulación de un 10%.	80
Figura 71. Transformada de Fourier para Ventana 1 Letra 'o' (Excepto Subventana 1). Cadena: 0110', omitiendo el primer bit. Cadena: '110'. Recordamos que '1' se encuentra modulado con 20 kHz y '0' se encuentra modulado con 12.5kHz.	81
Figura 72. Transformada de Fourier para Letra 'o' Ventana 2. Cadena '11'. Recordamos que '1' se encuentra modulado con 20 kHz y '0' se encuentra modulado con 12.5kHz.	82
Figura 73. Transformada de Fourier para Letra 'o' Ventana 3. Cadena '1111'. Recordamos que '1' se encuentra modulado con 20 kHz y '0' se encuentra modulado con 12.5kHz.	82
Figura 74. Señal binaria y modulada FSK para carácter 'l' y 'a'.	85
Figura 75. Señal binaria y modulada FSK para carácter '\' y 'm'.	85

Figura 76. Señal binaria y modulada FSK para carácter 'u' y 'n'.	86
Figura 77. Señal binaria y modulada FSK para carácter 'd' y 'o'.	86
Figura 78. Señal binaria y modulada FSK para carácter 'ok'	87
Figura 79. Señales de estimulación moduladas para los caracteres '\', 'm', 'u' y 'n' de la cadena 'hola mundo'. Duración de la señal para cada carácter 2ms. Frecuencia para '1' 20kHz y frecuencia para '0' 12.5kHz. 20% de relación entre la señal modulada y el estímulo bifásico.	87
Figura 80. Señales de estimulación moduladas para los caracteres 'd', 'o' y 'ok' de la cadena 'hola mundo'. Duración de la señal para cada carácter 2ms. Frecuencia para '1' 20kHz y frecuencia para '0' 12.5kHz. 20% de relación entre la señal modulada y el estímulo bifásico.	88
Figura 81. Señales de estimulación moduladas para los caracteres '\', 'm', 'u' y 'n' de la cadena 'hola mundo'. Duración de la señal para cada carácter 2ms. Frecuencia para '1' 20kHz y frecuencia para '0' 12.5kHz. 10% de relación entre la amplitud de la señal modulada y la amplitud del estímulo bifásico.	88
Figura 82. Señales de estimulación moduladas para los caracteres 'd', 'o' y 'ok' de la cadena 'hola mundo'. Duración de la señal para cada carácter 2ms. Frecuencia para '1' 20kHz y frecuencia para '0' 12.5kHz. 10% de relación entre la amplitud de la señal modulada y la amplitud del estímulo bifásico.	89
Figura 83. Señales de estimulación moduladas para los caracteres '\', 'm', 'u' y 'n' de la cadena 'hola mundo'. Duración de la señal para cada carácter 2ms. Frecuencia para '1' 20kHz y frecuencia para '0' 12.5kHz. 5% de relación entre la amplitud de la señal modulada y la amplitud del estímulo bifásico.	89
Figura 84. Señales de estimulación moduladas para los caracteres 'd', 'o' y 'ok' de la cadena 'hola mundo'. Duración de la señal para cada carácter 2ms. Frecuencia para '1' 20kHz y frecuencia para '0' 12.5kHz. 5% de relación entre la amplitud de la señal modulada y la amplitud del estímulo bifásico.	90

# 1 INTRODUCCIÓN

---

Las técnicas de neuroestimulación, que implican la aplicación controlada de carga para activar fibras nerviosas y musculares, han alcanzado una prominencia significativa en la práctica médica moderna. Se utilizan en el tratamiento de enfermedades como el Parkinson [1], [2], [3], la depresión [4], [5], las enfermedades gastrointestinales funcionales [6], [7], [8], [9] e incluso la ceguera [10]. En este contexto, los neuroestimuladores, dispositivos especializados que desempeñan un papel crucial, operan mediante la inyección de corriente eléctrica a través de electrodos en el tejido objetivo.

La comunicación efectiva entre estos electrodos se erige como un componente esencial, ya que habilita la coordinación precisa de la estimulación, un requisito indispensable para abordar eficazmente ciertas enfermedades neurológicas. Mi investigación se centra, precisamente, en este aspecto vital de la neuroestimulación: la capacidad de los electrodos para intercambiar información. Este proceso bidireccional implica, no solo la transmisión de señales a electrodos vecinos, sino también la recepción de información desde otros electrodos. Es en este intercambio dinámico donde reside el potencial para un abordaje terapéutico más sofisticado.

La extensa variedad de posibilidades de transmisión y modulación de señales se convierte en un punto central de exploración en mi trabajo. La implementación de técnicas de modulación, como, por ejemplo, la modulación en amplitud o en frecuencia, permite no solo transmitir información, sino también adaptarse a las necesidades específicas de cada situación médica. La versatilidad en la transmisión de señales entre electrodos ofrece un amplio espectro de oportunidades para personalizar y optimizar la estimulación en función de los requerimientos terapéuticos únicos de cada paciente.

Es crucial destacar la importancia de la recuperación de carga eléctrica, ya que la falta de un mecanismo eficiente para este propósito podría resultar en la reducción del electrodo y la liberación de sustancias perjudiciales para el paciente. Este aspecto subraya la necesidad fundamental de contar con dos electrodos en el proceso, uno para administrar la carga y otro para recuperarla de manera controlada y segura. Un aspecto esencial, para poder tener controlada la carga inyectada y recogida por ambos electrodos, es incluir un conversor Howland en nuestro dispositivo de estimulación, el cual será explicado y diseñado más adelante.

El diseño experimental de mi trabajo implica estimular con dos electrodos y registrar la información con otros tres en un medio salino simulando las condiciones de transmisión de señales en un entorno biológico. Este enfoque práctico busca replicar las complejidades de la comunicación entre electrodos en condiciones cercanas a la realidad clínica. En suma, mi investigación aborda, de manera integral, la crucial faceta de la comunicación entre electrodos, explorando diversas estrategias y técnicas para lograr una neuroestimulación más precisa y coordinada, esencial para el tratamiento efectivo de diversas patologías neurológicas.

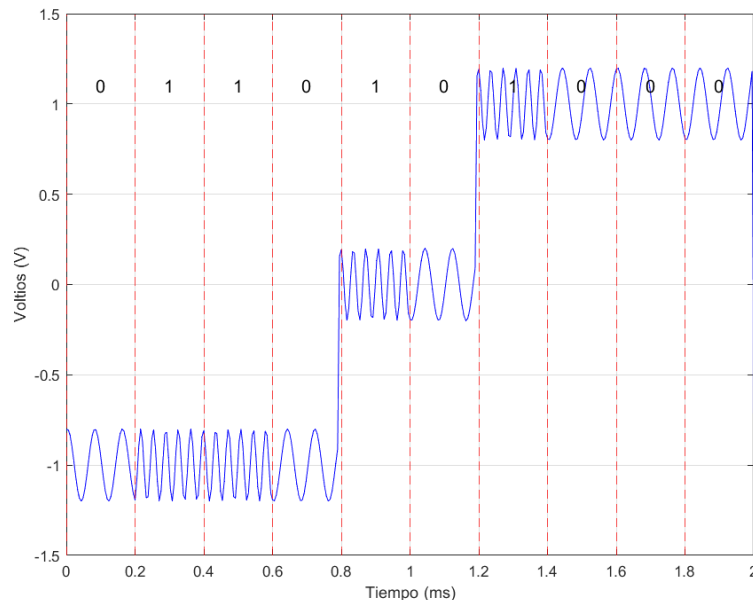
## 1.1 Objetivos del proyecto

Este proyecto tiene dos objetivos principales:

En primer lugar, y como objetivo principal, se quiere demostrar la transmisión de información entre electrodos en un medio salino. Este aspecto, como se ha comentado anteriormente, es esencial para abordar diversas enfermedades en el campo de la neuroestimulación. Por ejemplo, para tratar la disfunción intestinal neurogénica, se utiliza la neuroestimulación colónica, la cuál se beneficiaría encarecidamente de una estimulación coordinada mediante electrodos que se comunican entre sí [7]. Esta enfermedad afecta directamente al tracto gastrointestinal, pudiendo provocar estreñimiento o incontinencia fecal [7]. Actualmente, aunque existen neuroestimuladores miniaturizados implantables, estos dispositivos no pueden establecer interacciones para ofrecer una acción coordinada [7]. Para demostrar la transmisión de información,

modularemos la frase “hola mundo”, transmitiremos dicha señal a través del medio salino y finalmente, esta señal será demodulada con el objetivo de obtener el mensaje inicial.

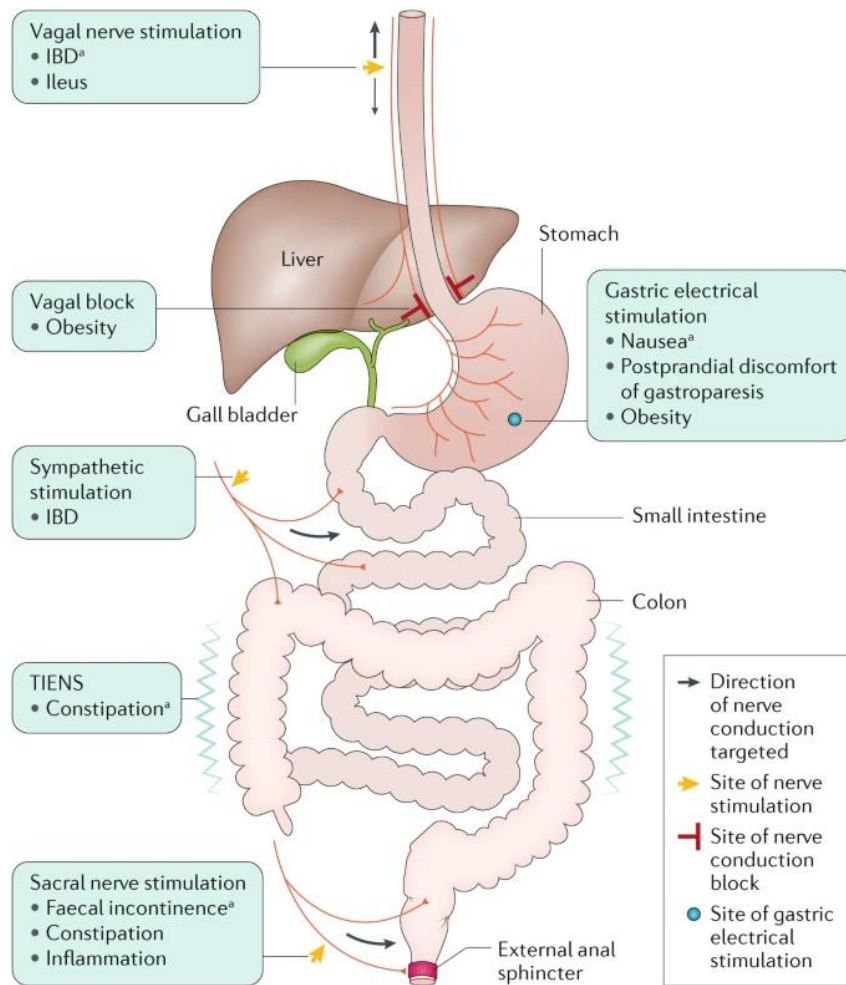
El segundo desafío al que nos enfrentamos en este proyecto es el de introducir la información en un estímulo bifásico, es decir, aprovechar el propio estímulo, para introducir la información que nos permita comunicarnos entre los diferentes electrodos implantados. Para introducir dicha información en el estímulo bifásico nos apoyamos en una modulación FSK como comentábamos anteriormente (Figura 1).



**Figura 1. Forma de onda de señal de estimulación. Con amplitud de 1V. Duración de la señal 2ms. Contiene 10 bits (1 bit / 0.2 ms). Se utiliza la frecuencia más alta (20kHz) para representar ‘1’ y la frecuencia más baja (12.5kHz) para representar ‘0’. Modulación FSK.**

## 1.2 Estado del arte

La neuromodulación bioeléctrica, también conocida como electroceuticals, es una técnica emergente que utiliza la estimulación eléctrica de los nervios o centros cerebrales como herramienta terapéutica en una variedad de enfermedades humanas, incluyendo trastornos gastrointestinales. El sistema digestivo, con su extensa y accesible conexión nerviosa con el sistema nervioso central, presenta una oportunidad única para la aplicación de esta técnica. Actualmente, la estimulación del nervio sacro para la incontinencia fecal es el único protocolo de neuromodulación en uso general para un trastorno gastrointestinal [6]. Sin embargo, se ha investigado la aplicación de la neuromodulación bioeléctrica en una variedad de condiciones, tales como inflamación intestinal, obesidad, náuseas y gastroparesis, con resultados variables [6]. Recientemente, se han descubierto los efectos antiinflamatorios de la estimulación del nervio vago [6]. Además, se ha utilizado la estimulación eléctrica del estómago para reducir náuseas en pacientes con gastroparesis y reducir el aumento de peso en pacientes con obesidad [6]. Se requiere una comprensión clara de la biología gastrointestinal para maximizar la efectividad y minimizar los efectos adversos de las terapias de neuromodulación bioeléctrica. Como se muestra en la Figura 2, la neuromodulación se ha aplicado en diferentes nervios que irrigan el gastro intestinal en estudios con animales y entornos clínicos. Dependiendo de donde se aplique la estimulación, trataremos una enfermedad u otra de las que comentamos anteriormente. Obsérvese en la Figura 2, como una estimulación eléctrica gástrica nos ayudaría a tratar náuseas entre otras enfermedades, mientras que, si aplicamos la estimulación en el nervio sacro, nos ayudaría a tratar la incontinencia fecal [6].



**Figura 2. Lugares para neuromodulación bioeléctrica que nos permite cambiar diferentes funciones gastrointestinales. Cabe destacar, que las flechas amarillas corresponden al lugar de estimulación del nervio mientras que el círculo de color azul al sitio de estimulación eléctrica directa al aparato gástrico [6].**

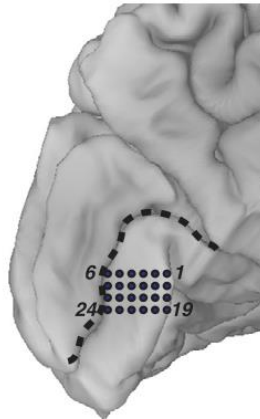
Cabe destacar que la disfunción intestinal neurogénica (NBD) debido al gran número de pacientes que sufren esta enfermedad en la actualidad [7]. La disfunción intestinal neurogénica es una patología que aparece como consecuencia de un problema en las neuronas, y que se ve reflejada en problemas de incontinencia fecal o estreñimiento con distintos grados de severidad [7]. La neuroestimulación colónica es una alternativa prometedora, especialmente para pacientes que sufren de una neuropatía que afecta a las neuronas intrínsecas y que no disponen de un tratamiento efectivo [7]. El tratamiento de éstas y otras patologías se beneficiaría de una acción coordinada de neuroestimulación en diferentes ubicaciones del cuerpo de manera adecuada y coordinada [7]. Si bien la tecnología actual permite implantar neuroestimuladores miniaturizados que pueden recolectar energía de ultrasonido o microondas, hoy en día, estos dispositivos no pueden establecer interacciones para ofrecer una acción coordinada. Por ejemplo, la neuroestimulación distribuida podría usarse para tratar diferentes tipos de dolor, bloqueando la acción nerviosa, o también para restaurar la movilidad de extremidades mediante la estimulación coordinada de los músculos agonistas y antagonistas. Sin embargo, estos dispositivos no tienen la capacidad de transferir información como una red de colaboración [7].

En este contexto, el presente Trabajo de Fin de Grado propone investigar la transmisión de información entre electrodos para realizar una acción coordinada. Esta información como hemos comentado anteriormente será introducida mediante modulación FSK en un estímulo bifásico.

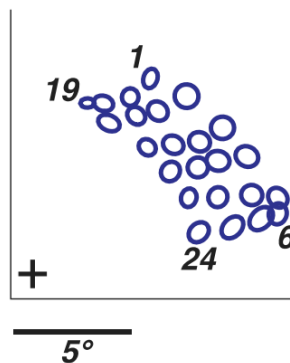
En segundo lugar, restaurar la visión en personas ciegas es un problema que se beneficiaría encarecidamente de la transmisión de información entre electrodos. Las prótesis visuales corticales (VCPs) son dispositivos que buscan restaurar la visión en personas ciegas transmitiendo información visual desde una cámara directamente a la corteza visual, evitando los ojos y el nervio óptico [10]. Estos dispositivos funcionan estimulando la corteza visual con corrientes eléctricas para producir fosfenos, pequeños haces de luz percibidos no por la luz externa, sino por la estimulación directa de las neuronas en la corteza visual [10]. La corteza visual organiza la

información de manera retinotópica, es decir, las áreas adyacentes en la retina se representan de manera contigua en la corteza cerebral. Esto permite predecir con cierta certeza la ubicación en la que se experimentará la percepción visual asociada a la estimulación de cada electrodo [10]. A pesar de los avances recientes en ingeniería biomédica, aún existen desafíos en la generación de percepciones visuales coherentes.

El primer desafío, es que la estimulación de una matriz de electrodos no se traduce en un conjunto de fosfenos con las mismas posiciones que la matriz de electrodos estimulada, tal y como se observa en la Figura 3 y en la Figura 4 [10].

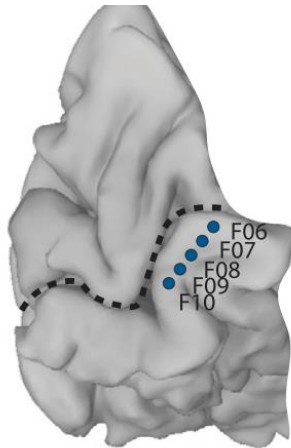


**Figura 3. Matriz de electrodos implantada en la corteza visual del cerebro. [10]**

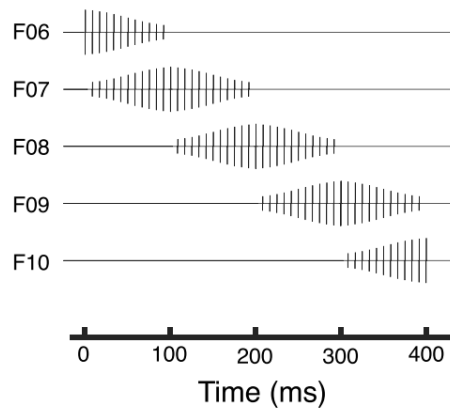


**Figura 4. Campos recibidos al estimular matriz de electrodos. Obsérvese las posiciones relativas entre los campos recibidos no coinciden con las posiciones relativas de la matriz de electrodos. [10]**

El segundo desafío consiste en que la estimulación de un conjunto de electrodos provoca la percepción de un conjunto aislado de fosfenos que no se combinan en una imagen coherente [10]. Para abordar este segundo problema, se ha propuesto el uso de una técnica conocida como ‘Current Steering’. Esta técnica permite crear un electrodo virtual entre dos electrodos físicos, permitiendo una estimulación más precisa y continua de la corteza visual. En el caso de tener un implante de electrodos como el de la Figura 5, para usar ‘Current Steering’, tendríamos que ir disminuyendo progresivamente la corriente de estímulo del electrodo anterior, e ir aumentado progresivamente la corriente de estímulo del siguiente electrodo. Tal y como se observa en la Figura 6 [10].



**Figura 5. Implante de cinco electrodos en la pared medial del lóbulo.**



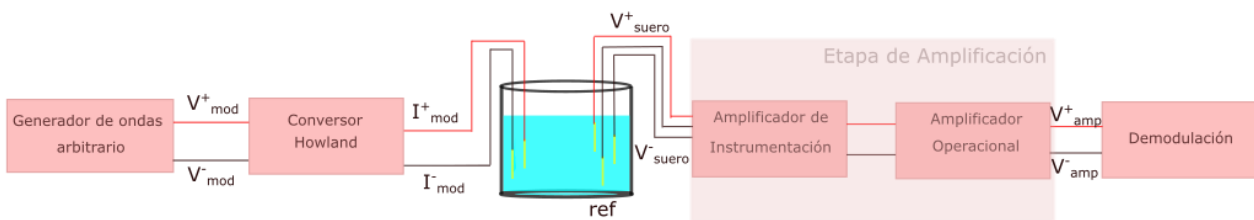
**Figura 6. Estimulación de electrodos secuencial con incremento y decremento de la corriente.**

Sería esencial lograr la transmisión de información entre electrodos para implantes de prótesis visuales corticales. Con la finalidad, por ejemplo, de que un electrodo pudiera transmitir al resto de electrodos en qué momento comienza su descenso progresivo de corriente inyectada, para que el siguiente electrodo comenzara inmediatamente a ser estimulado, aumentado progresivamente la corriente inyectada en el mismo.

Con esto se podría controlar que electrodo se está estimulando en cada momento y qué cantidad de carga se está inyectando. De este modo, podríamos calcular retardos, errores no deseados en la estimulación e incluso realizar sistemas de control más complejos que nos permitieran actuar sobre la matriz de electrodos de una forma más óptima.

## 2 METODOLOGÍA

En este apartado explicaremos la metodología de nuestro experimento, en la Figura 7, observamos el esquema general del montaje experimental. Encontramos una primera etapa, compuesta por el generador de ondas arbitrario. Con el generador de ondas arbitrario, obtenemos la señal modulada en tensión, y esa tensión la convertiremos en corriente a través del conversor Howland. A continuación, inyectamos la carga a través del electrodo en el medio salino, en nuestro caso hemos utilizado suero fisiológico con una concentración de NaCl del 0.9%. Por último, amplificamos la señal con la etapa de amplificación y la demodularemos.



**Figura 7. Esquema general del montaje experimental. Formado por cinco etapas: generador de ondas arbitrario, conversor Howland, suero fisiológico, etapa de amplificación y sistema de demodulación.**

### 2.1 Generador de ondas arbitrario

En nuestro caso utilizaremos como osciloscopio, el PicoScope Series 2000, el cual incluye un generador de ondas arbitrario que es compatible con ficheros .csv. El generador de ondas de nuestro modelo, el PicoScope 2204, tiene un generador de ondas arbitrario con un ancho de banda de 100kHz [11]. El procedimiento que hemos realizado es modular la señal con MatLab, guardar los datos en un fichero .csv e importarlo al software de PicoScope con el propósito de generar la onda de estimulación deseada. Hemos realizado previamente un estudio de los diferentes tipos de modulación de señales más comunes, comenzando con modulaciones más simples, como la modulación AM y la modulación FM, y finalizaremos estudiando la modulación FSK, modulación que será la que utilizaremos en nuestro proyecto. Cabe destacar que la modulación AM y la modulación FM, representan dos técnicas fundamentales en el ámbito de las comunicaciones analógicas, mientras que la modulación FSK es una técnica de modulación digital. Este es uno de los principales motivos por los que utilizaremos la modulación FSK. Es importante mencionar que, aunque existen otras modulaciones digitales como la PSK y la QAM, hemos optado por la modulación FSK. Esto se debe a que el objetivo del TFG es demostrar la comunicación entre dos pares de electrodos y, por simplicidad tanto del trabajo como del hardware de futuros dispositivos implantables, se ha elegido una modulación sencilla. No obstante, esto no implica que en trabajos futuros no se puedan explorar esquemas de modulación más complejos.

#### 2.1.1 Modulación de amplitud (AM)

La modulación de amplitud (AM) implica combinar una señal de información (moduladora) con una onda portadora de mayor frecuencia. La moduladora afecta a la amplitud de la portadora, transmitiendo así la información. La señal resultante, llamada onda modulada, contiene la información de la moduladora. En la recepción, se demodula para extraer la señal original. Resumiendo, en la modulación AM, la portadora de alta frecuencia es modificada en amplitud por la señal de información (moduladora) para obtener la señal resultante (modulada) [12].



Las expresiones matemáticas para las señales moduladora, portadora y modulada en el dominio del tiempo son las siguientes:

$$\text{Señal moduladora: } m(t) = A_m * \cos(2\pi f_m t) \text{ [12]}$$

Siendo  $A_m$  la amplitud de la moduladora y  $f_m$  la frecuencia de la moduladora.

$$\text{Señal portadora: } c(t) = A_c \cos(2\pi f_c t) \text{ [12]}$$

Siendo  $A_c$  la amplitud de la portadora y  $f_c$  la frecuencia de la portadora.

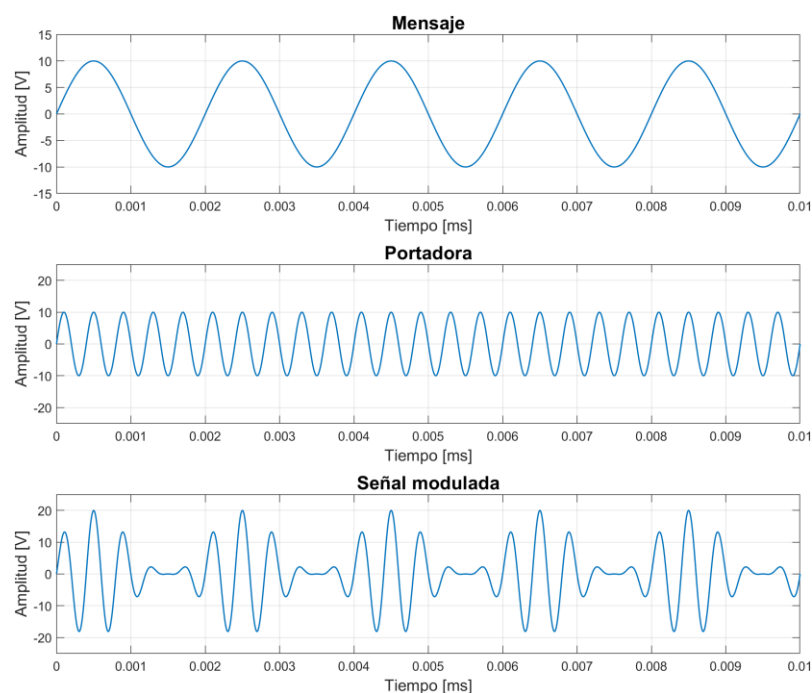
$$\text{Señal modulada: } s(t) = [A_c + A_m \cos(2\pi f_m t)] \cos(2\pi f_c t) \text{ [12]}$$

$$s(t) = A_c * [1 + m * \cos(2 * \pi * f_m * t)] * \cos(2 * \pi * f_c * t)$$

***Ecuación 1. Expresión matemática señal modulada modulación AM. [12], [13]***

- $s(t)$  es la señal resultante (onda modulada).
- $A_c$  es la amplitud de la portadora.
- $m$  es el índice de modulación: representa la amplitud de la señal de información en relación con la amplitud de la portadora.
- $f_c$  es la frecuencia de la portadora.
- $f_m$  es la frecuencia de la señal de información (moduladora).
- $t$  es el tiempo.

A continuación, mostraremos los resultados obtenidos en Matlab (Figura 8), programando las ecuaciones anteriores.



***Figura 8. Modulación AM. En la imagen superior, observamos el mensaje que se quiere transmitir. En la imagen que se encuentra en el medio, se trata de la señal portadora. En último lugar, observamos la señal modulada AM. Amplitud del mensaje 10V y frecuencia del mensaje 500Hz. Amplitud de la portadora 10V y frecuencia de la portadora 10V.***

## 2.1.2 Modulación de frecuencia (FM)

La modulación de frecuencia (FM) es una técnica de modulación en la que la frecuencia de una onda portadora se varía de manera proporcional a la amplitud instantánea de una señal de información. Esto permite la transmisión de datos a través de cambios en la frecuencia de la onda portadora. La modulación FM se utiliza comúnmente en radiodifusión y transmisiones de audio de alta calidad debido a su capacidad para ofrecer una mejor calidad de señal y resistencia al ruido en comparación con otras técnicas de modulación. En resumen, en FM, la información se codifica mediante variaciones en la frecuencia de la onda portadora. [14]

Las expresiones matemáticas en el dominio del tiempo son las siguientes:

$$\text{Señal portadora: } V_c(t) = A_c * \cos(2 * \pi * f_c * t) \text{ [14]}$$

Siendo  $f_c$  la frecuencia de la portadora y  $A_c$  la amplitud de la portadora.

$$\text{Señal moduladora: } V_M(t) = A_M * \cos(2 * \pi * f_M * t) \text{ [14]}$$

Siendo  $A_M$  la amplitud de la moduladora y  $f_M$  la frecuencia de la moduladora.

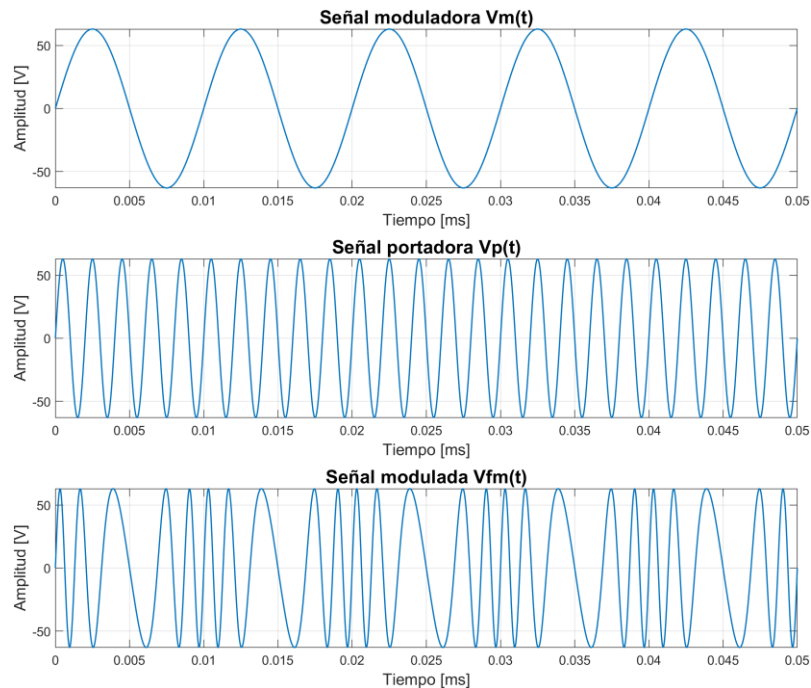
$$\text{Señal modulada: } V_{FM}(t) = A_c * \cos[2 * \pi * f_c * t + n * \sin(2 * \pi * f_M * t)] \text{ [14], [15]}$$

### ***Ecuación 2. Señal modulada Modulación FM.***

Donde  $n$  es el índice de modulación:  $n = \frac{k * A_M}{2 * \pi * f_M}$  [14], [15]

Y en una forma más general:  $\gamma(t) = A_c * \cos[\omega_c * t + K * \int f_m(t) dt]$  [15]

Los resultados obtenidos mediante la implementación de dichas ecuaciones en MatLab son los que se pueden observar en la Figura 9.



***Figura 9. Modulación FM. Frecuencia de la señal moduladora 100Hz y frecuencia de la señal portadora 500Hz. La amplitud de la señal moduladora y de la portadora es de 63V. Índice de modulación igual a tres.***

### 2.1.3 Modulación de fase (PM)

La modulación de fase (PM) se produce variando la fase instantánea de la portadora a una velocidad que es proporcional a la frecuencia de la modulación y por una cantidad que es proporcional a la amplitud instantánea de la modulante. La amplitud de la portadora permanece constante e inalterable. [15]

La señal moduladora tiene la forma:

$$f_m = A_m * \text{sen}(\omega_m * t) [15]$$

La expresión de la portadora:

$$y_c = A_c * \cos(\omega_c * t + \phi) = A_c * \cos\theta [15]$$

Si al ángulo  $\Phi$  le sumo un ángulo que sea proporcional a la señal modulante, estaremos modulando en fase:

$$y_c(t) = A_c * [\cos(\omega_c * t + \phi + K * A_m * \text{sen } \omega_m * t)] [15]$$

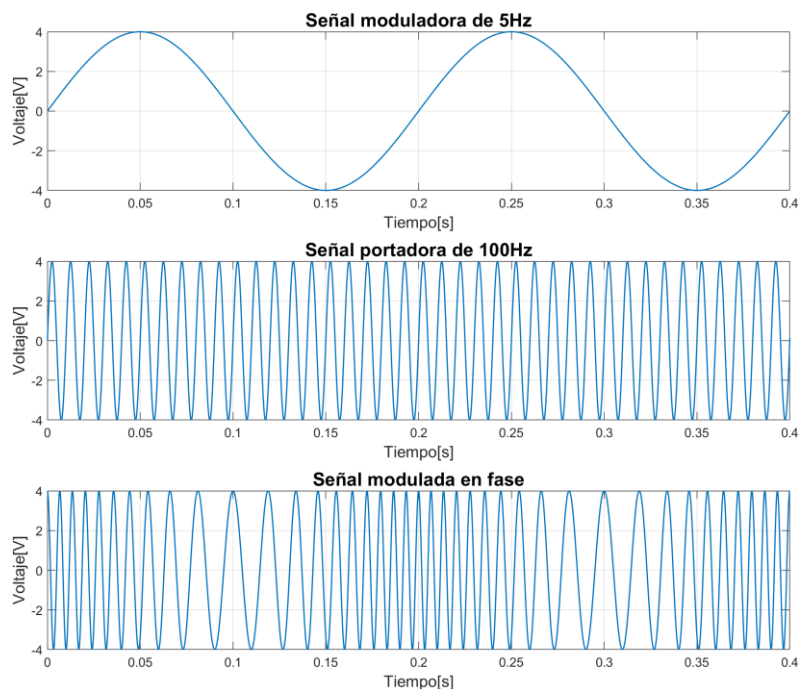
Si elegimos convenientemente el tiempo, podemos hacer  $\Phi=0$ . Definimos el índice de modulación como:

$$m_\phi = K A_m [15]$$

Obtenemos la expresión general de la modulación PM.

$$y_{PM}(t) = A_c * \cos(\omega_c * t + m_\phi * \text{sen}(\omega_m * t)) [15]$$

Los resultados obtenidos en Matlab mediante la implementación de las expresiones anteriores se muestran en la Figura 10.



**Figura 10. Modulación PM. Señal moduladora con amplitud de 4V y frecuencia de 5Hz. Señal portadora, con amplitud de 4V y frecuencia de 100Hz.**

### 2.1.4 Modulación Frequency Shift Keying (FSK)

La modulación FSK (Frequency Shift Keying), es una técnica de modulación digital en la que la información, como su propio nombre indica, se encuentra modulada en frecuencia. FSK es simplemente un caso particular de modulación FM. [16]

Comenzamos con una señal moduladora binaria que oscila entre cero y uno. En la modulación de frecuencia (FM), asignamos una frecuencia específica para el cero y otra frecuencia para el uno. [16]

El índice de modulación en FSK se define como la relación entre la desviación de frecuencia y la tasa de modulación (la velocidad de cambio de los datos). Es una medida de cuánto varía la frecuencia de la portadora en respuesta a los datos binarios.

$$\text{Índice de modulación} = \frac{\Delta f}{R}$$

Donde:

$\Delta f$  es la desviación de frecuencia, que es la diferencia entre las dos frecuencias utilizadas para representar los estados binarios.

R es la tasa de modulación, que es la velocidad a la que los datos binarios cambian, generalmente expresada en bits por segundo (bps).

El índice de modulación en FSK influye en varias características importantes del sistema de comunicación, tales como el ancho de banda necesario y la robustez ante el ruido. Podemos considerar dos extremos en este escenario:

- **FSK de banda angosta o banda estrecha:** en este caso, la frecuencia asignada al uno y al cero es muy similar, lo que resulta en una pequeña desviación de frecuencia. Esto conduce a un ancho de banda menor y un índice de modulación menor. Se denomina FSK de banda angosta o banda estrecha cuando el índice de modulación es menor que uno, es decir, hay poca desviación de frecuencia. [16]
- **FSK de banda ancha:** en el otro extremo, tenemos una gran desviación de frecuencia. Si consideramos el análisis de Fourier, esto resulta en un ancho de banda mayor. Se denomina FM de banda ancha cuando tiene un índice de modulación mayor que uno. [16]

El índice de modulación en FSK es crucial para diseñar sistemas de comunicación eficientes y efectivos. Un índice de modulación adecuado puede mejorar significativamente la resistencia al ruido y la capacidad de transmisión de datos del sistema. Por lo tanto, la FSK es una solución muy eficaz para mitigar el ruido. [16]

$$V_{fsk}(t) = V_c * \cos \{2\pi * [f_c + V_m(t) * \text{delta}_f] * t\}$$

### ***Ecuación 3. Ecuación modulación FSK. [16]***

$V_{fsk}(t)$ : forma de onda binaria FSK.

$V_c$ : amplitud de la portadora (Voltios).

$f_c$ : frecuencia central de la portadora

$\text{Delta}_f$ : desviación máxima de frecuencia (Hz).

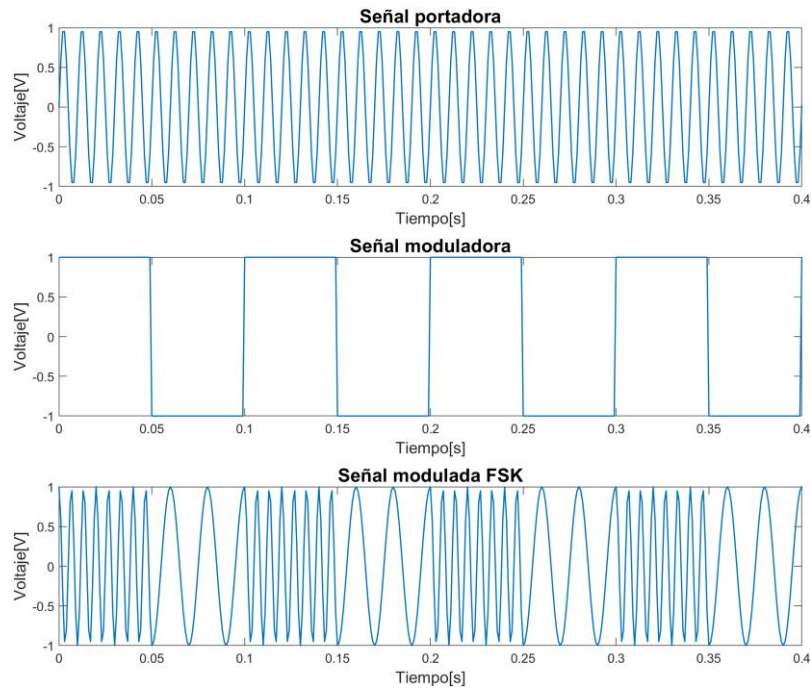
$V_m(t)$ : señal moduladora de entrada binaria ( $\pm 1$ )

La desviación máxima de frecuencia se calcula como:

$$\text{delta}_f = \frac{f_{marca} - f_{espacio}}{2}$$

### ***Ecuación 4. Ecuación desviación máxima. [16]***

A continuación, en la Figura 11, se muestran los resultados obtenidos en Matlab implementando las expresiones anteriores.



**Figura 11. Señal moduladora, portadora y modulada. Modulación FSK. La señal portadora es una senoide de frecuencia 100Hz. La señal moduladora es una señal cuadrada de frecuencia 10 Hz. La señal modulada FSK, modula los '1' con una frecuencia mayor y los '0' con una frecuencia menor.**

### 2.1.5 Criterio de elección

La modulación que utilizaremos para realizar nuestra investigación es la modulación FSK por los siguientes motivos:

1. **Robustez frente a variaciones en la amplitud:** en el caso de la modulación AM, la información se transmite modulando la amplitud de la señal portadora. Es frecuente, en neuroestimulación, la variación de las posiciones relativas de los electrodos entre sí, esto afecta a la amplitud de la señal recibida, provocando variaciones indeseadas en la información.
2. **Inmunidad frente al ruido:** los medios salinos suelen ser propensos a ruidos impulsivos debido a interferencias electromagnéticas. La modulación FSK es menos susceptible al ruido, en comparación con la modulación AM, ya que esta última modula la amplitud de la señal y, por lo tanto, puede ser más vulnerable a la distorsión por ruidos rápidos y repentinos. [17]
3. **Demodulación:** la demodulación de FSK es relativamente directa y eficiente, lo cual es una consideración importante en términos de fiabilidad y simplicidad. [17]
4. **Digital:** la modulación FSK nos permite modular señales digitales, mientras que la modulación AM y FM se centran en la modulación de señales analógicas. En nuestro proyecto enviaremos cadenas de bits, por este motivo, es más interesante utilizar la modulación FSK. [17]

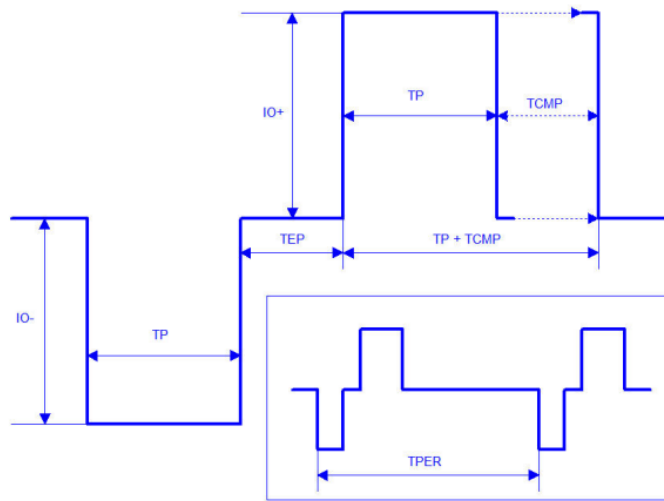
Cabe destacar que, aunque existen otras modulaciones digitales como la PSK y la QAM, hemos decidido utilizar la modulación FSK. Esto se debe a que, como hemos comentado anteriormente, el objetivo principal del TFG es demostrar la comunicación entre dos pares de electrodos. Por ese motivo, hemos optado por una modulación sencilla, tanto por la simplicidad del trabajo como por la facilidad de implementación en futuros dispositivos implantables.

### 2.1.6 Estímulo bifásico modulado

Nuestro objetivo es introducir la modulación FSK en un estímulo bifásico, para ello, hemos implementado un Software en MatLab (el código se encuentra en el Anexo II), el cuál, modula carácter a carácter la frase 'hola mundo'.

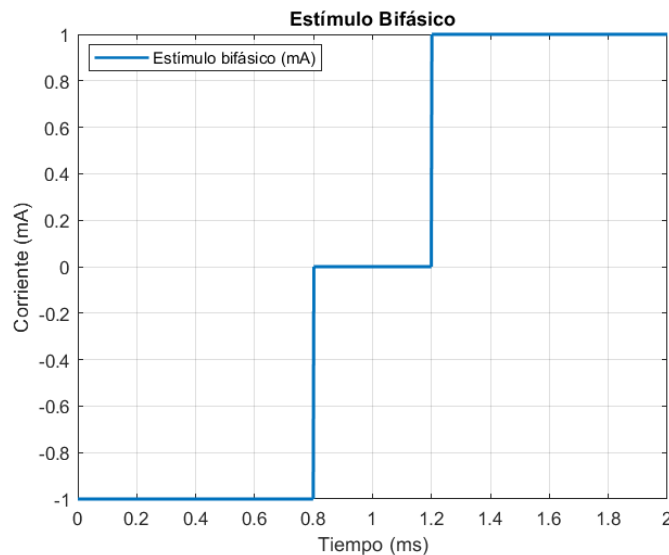
Un estímulo bifásico utilizado en neuroestimulación, se describe por los parámetros que se pueden observar en

la Figura 12.



**Figura 12. Especificación de los parámetros de un pulso bifásico de neuroestimulación.  $TP$ : valor en tiempo del ancho de pulso.  $TEP$ : valor del tiempo entre pulsos.  $TPER$ : valor en tiempo del periodo de repetición de ambos pulsos.  $TCMP$ : tiempo añadido por el sistema al valor de  $TP$  del segundo pulso,  $IO+/IO-$ : es la amplitud de la corriente de salida de ambos pulsos. [18]**

En nuestro caso, nuestro pulso bifásico que utilizaremos tendrá un  $TP$  de 0.8 ms y un  $TEP$  de 0.4 ms (Obsérvese la Figura 13). También tendremos un  $TCMP$  de 0 ms debido a una restricción de almacenamiento de bits que tiene nuestro generador de ondas [11]. Esto se explicará con mayor profundidad en la parte final del apartado 3.1.1 “Señales moduladas”.



**Figura 13. Estimulo bifásico. Duración del estímulo completo 2 ms. En cada estímulo se codificarán 10 bits. 1 bit/0.2 ms. Cada estímulo de 2 ms será un carácter de la cadena ‘hola mundo’.**

Para codificar cada carácter de la cadena ‘hola mundo’ utilizaremos la tabla ASCII, de tal forma que cada carácter quedaría codificado con 8 bits. En nuestro caso, hemos añadido dos bits más de paridad, que irán modulados en el tiempo correspondiente en el que la señal toma el valor de 0 mA.

A continuación, lo explicaremos paso a paso, para el caso concreto de la letra ‘h’.

Los primeros 0.8 ms, en los que la señal se encuentra en -1 mA, enviaremos 4 bits, los 4 primeros bits del carácter según nos indica la tabla ASCII. Para ‘h’ su código binario en ASCII sería ‘0110 1000’. Entonces, en estos primeros 0.8 ms, enviaríamos ‘0110’.

En los 0.4 ms en los que la señal se encuentra en 0 mA, enviaremos dos bits de paridad. El primer bit, será '1' si el número de unos de los cuatro primeros bits es par y '0', si el número de unos de los cuatro primeros bits es impar. El segundo bit, será '1' si el número de unos de los cuatro últimos bits es par y '0' si el número de unos de los cuatro últimos bits es impar.

En este caso, sería '10', ya que en '0110' hay un número par de unos y en '1000' existe un número impar de unos. Estos dos bits nos servirán en la demodulación para comprobar que no ha ocurrido ningún error.

Los últimos 0.8ms, en los que la señal está a +1mA, enviaremos los cuatro últimos bits de la cadena ASCII. Para el caso del carácter 'h', serían '1000'.

Por tanto, con esta lógica que hemos implementado, la codificación para la 'h' sería '0110101000'. Esto mismo, hemos realizado con el resto de los caracteres,

```

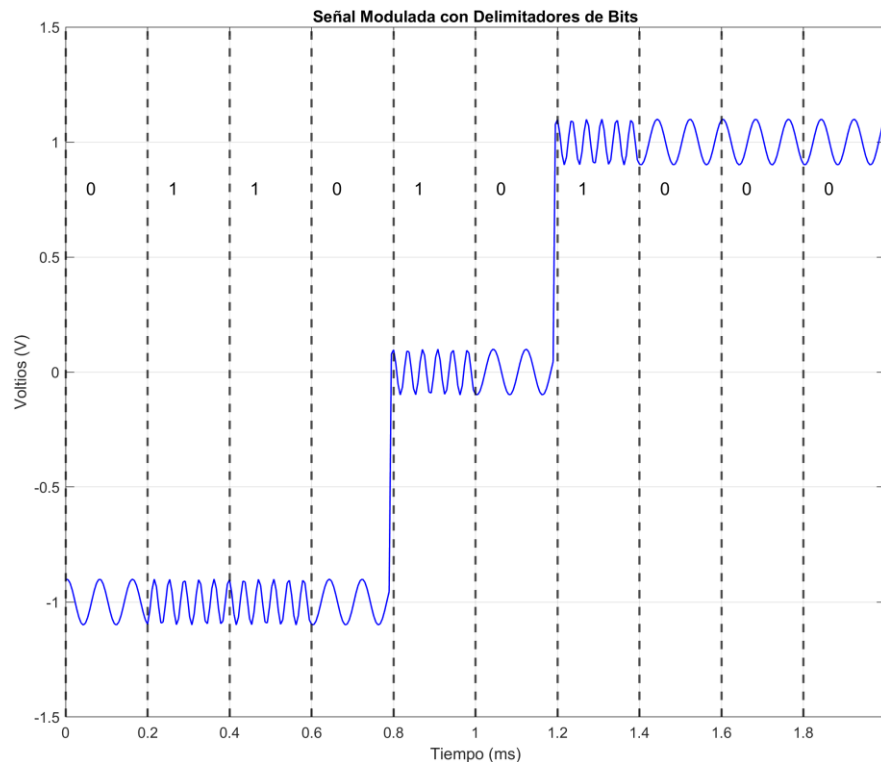
h = [0 1 1 0 1 0 1 0 0 0];
o = [0 1 1 0 1 1 1 1 1 1];
l = [0 1 1 0 1 1 1 1 0 0];
a = [0 1 1 0 1 0 0 0 0 1];
' ' = [0 0 1 0 0 1 0 0 0 0];
m = [0 1 1 0 1 0 1 1 0 1];
u = [0 1 1 1 0 1 0 1 0 1];
n = [0 1 1 0 1 0 1 1 1 0];
d = [0 1 1 0 1 0 0 1 0 0];
o = [0 1 1 0 1 1 1 1 1 1];
NUL (ok) = [0 0 0 0 0 0 0 0 0 0];

```

Vamos a modular la señal apoyándonos de la función *fmod* de Matlab. A esta función, le pasamos la señal a modular (en nuestro caso, los trenes de pulsos), la frecuencia central, la frecuencia de muestreo y la frecuencia de desviación.

En este caso, hemos elegido los siguientes valores:  $f_s = 185000 \text{ Hz}$ ,  $f_c = 20000 \text{ Hz}$  y  $f_{Dev} = 7500 \text{ Hz}$ .

En la Figura 14, se observa como quedaría modulado el estímulo bifásico para el caso del carácter 'h'. Nótese que para modular los '1' la frecuencia será 20 kHz y para modular los '0' la frecuencia será 12.5 kHz. Modulación FSK.



**Figura 14. Forma de onda de señal de estimulación (Letra 'h'). Con amplitud de 1V. Duración de la señal 2ms. Contiene 10 bits (1 bit / 0.2 ms). Se utiliza la frecuencia más alta (20 kHz) para representar '1' y la frecuencia más baja (12.5 kHz) para representar '0'. Modulación FSK.**

## 2.2 Conversor Howland

El circuito de Howland es la configuración más típica para diseñar una fuente de intensidad controlada por tensión con capacidad de ser suministrada a una carga con un terminal a tierra. La configuración básica de este circuito es la que se muestra en la Figura 15.

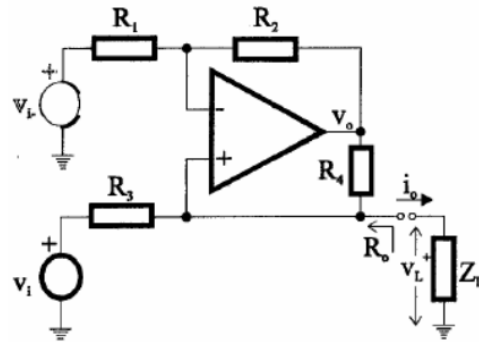


Figura 15. Conversor Howland configuración básica. [19]

En este circuito se cumple:

$$I_o = \frac{v_i - v_L}{R_3} + \frac{(v_o - v_L)}{R_4} \quad [19]$$

$$v_o = \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) * v_L \quad [19]$$

Eliminando entre ambas ecuaciones, la tensión  $v_o$ , resulta,

$$I_o = \frac{v_i}{R_3} - \frac{v_L}{R_o} \quad [19]$$

Siendo,

$$R_o = \frac{R_4}{\frac{R_4}{R_3} - \frac{R_2}{R_1}} \quad [19]$$

Cuando en este circuito se balancea el puente constituido por las cuatro resistencias, es decir, cuando se verifica la siguiente expresión:

$$\frac{R_4}{R_3} = \frac{R_2}{R_1} \quad [19]$$

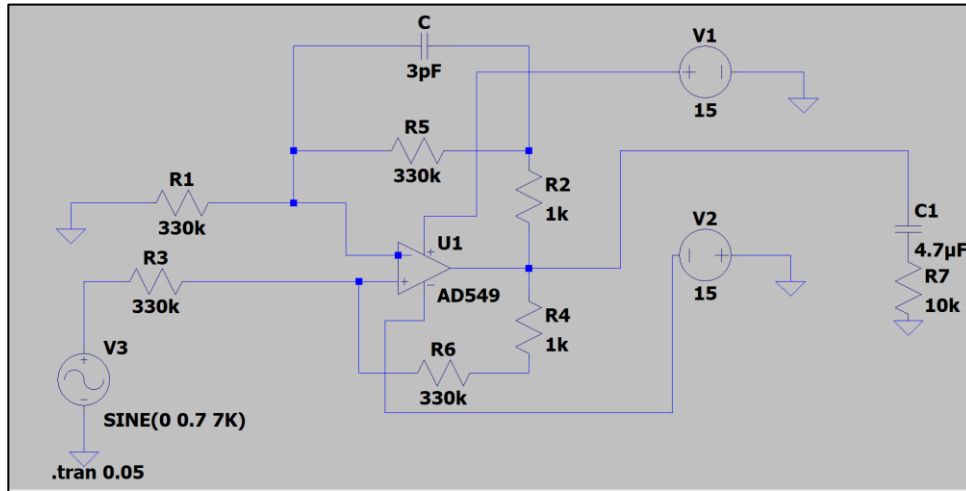
La impedancia de salida del circuito  $R_o$ , que se ve desde la carga se hace infinita, y en consecuencia la intensidad en la carga se hace independiente de esta, siendo su valor:

$$i_o = \frac{1}{R_3} * v_i \quad [19]$$

Lo que indica que el circuito se comporta como una fuente de intensidad, en la que el valor nominal únicamente depende de la tensión de entrada y no del valor de la carga. [19]

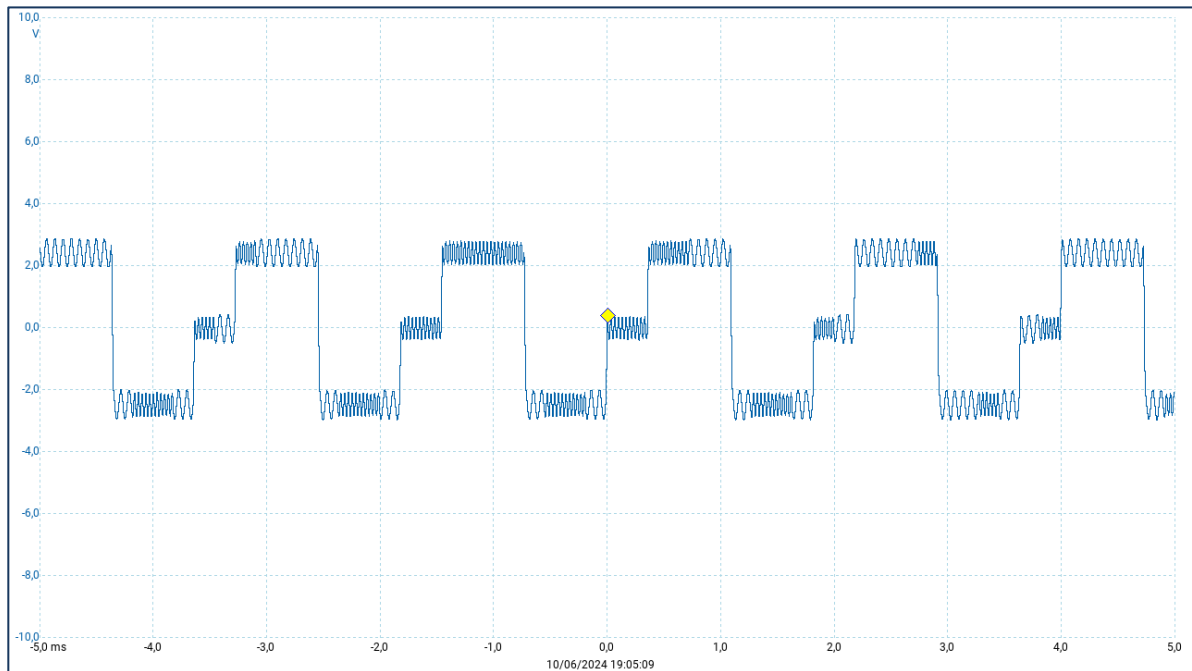
En nuestro caso, hemos implementado el siguiente circuito que se muestra en la Figura 12, utilizando el amplificador operacional TL072ACP. Hemos utilizado este amplificador dado que, de los que teníamos disponibles en el laboratorio, era el más apropiado dado su bajo nivel de ruido en la tensión de entrada (12 nV/√Hz) y su baja distorsión armónica (0.01%). Además, era el único que nos permitía alimentarlo a una mayor tensión ( $\pm 15$  V) [20].



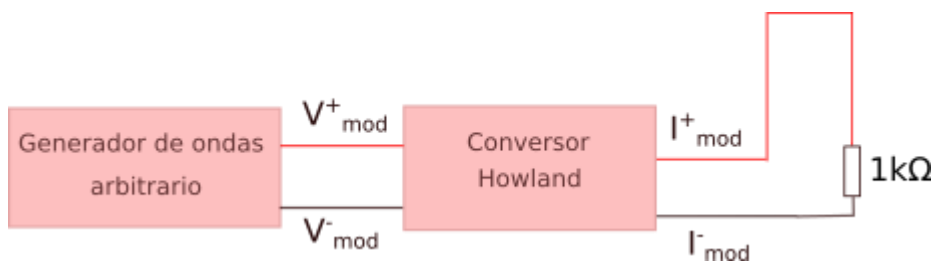


**Figura 16. Conversor Howland implementado utilizando el amplificador operacional TL072ACP.**

En la Figura 17 se puede observar el correcto funcionamiento del conversor Howland implementado. En esta prueba, hemos aislado el conversor Howland de la parte del circuito correspondiente a los electrodos, suero fisiológico y etapa de amplificación. Hemos conectado el generador de ondas al conversor Howland y hemos utilizado una carga de un  $1\text{k}\Omega$  para realizar la prueba (Figura 18).



**Figura 17. Señal 'hola mundo' medida tras la etapa del conversor Howland, circuito cerrado con una resistencia de  $1\text{k}\Omega$ .**



**Figura 18. Prueba realizada: Conversor Howland conectado a una carga de  $1\text{k}\Omega$ . Medimos con el osciloscopio en la carga.**

Si observamos la Figura 17, el voltaje pico a pico de nuestra onda de salida de la etapa del convertor Howland es de 6V aproximadamente.

$$I = \frac{V}{R} = \frac{6V}{1000\Omega} = 6 \text{ mA}$$

En la Figura 14, observamos como el voltaje pico a pico de la onda de entrada al convertor Howland es de 2.4 V aproximadamente.

$$G_m = \frac{I_o}{V_{ent}} = \frac{6mA}{2.4V} = 2.5 \frac{mA}{V} \text{ [21]}$$

Por tanto 2.5 mA/V es la transconductancia de nuestro convertor Howland. [21]

### 2.2.1 Justificación del uso del convertor Howland en neuroestimulación

El uso del convertor Howland en neuroestimulación es crucial por varias razones técnicas y funcionales:

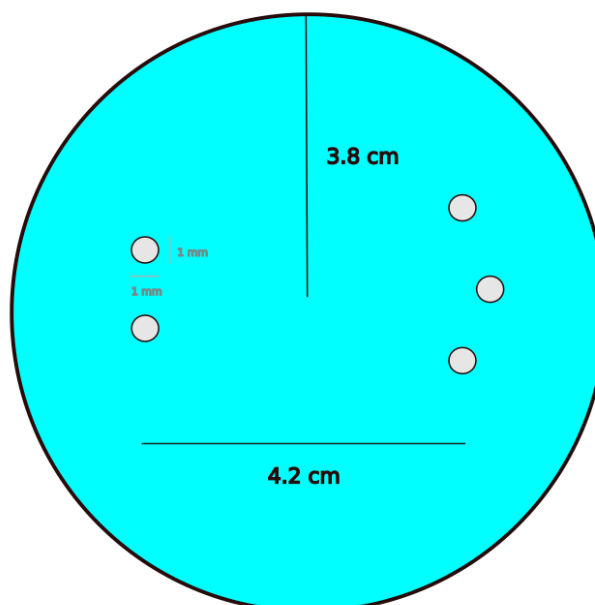
- **Precisión en la corriente salida:** el convertor Howland es conocido por su capacidad de generar corrientes precisas y estables, lo cual es esencial en aplicaciones de neuroestimulación donde la precisión de la corriente administrada puede afectar directamente los resultados terapéuticos y experimentales. Una corriente precisa y controlada asegura que se están aplicando los niveles adecuados de estimulación para obtener respuestas neuronales deseadas sin causar daño o variabilidad en los resultados. [22]
- **Flexibilidad y control bidireccional:** este tipo de convertor permite un control bidireccional de la corriente, lo que significa que puede generar corrientes tanto positivas como negativas. Esta capacidad es especialmente importante en neuroestimulación, donde diferentes tipos de neuronas y tejidos pueden requerir diferentes polaridades de corriente para ser estimulados eficazmente. [23]
- **Impedancia de salida alta:** el convertor Howland puede mantener una alta impedancia de salida, lo cual es beneficioso para mantener la estabilidad y precisión de la corriente incluso cuando hay variaciones en la impedancia del tejido biológico. Esto es crucial porque los tejidos biológicos pueden presentar variaciones significativas en su impedancia, y una alta impedancia de salida del convertor ayuda a mitigar estos efectos y mantener una corriente constante. [22]
- **Compatibilidad con sistemas de control de realimentación:** La capacidad del convertor Howland para integrarse con sistemas de control de retroalimentación permite ajustes dinámicos de la corriente en tiempo real. Esto es vital en neuroestimulación para ajustar la estimulación basándose en las respuestas inmediatas del tejido, optimizando así la eficacia del tratamiento o del experimento. [24]

## 2.3. Medio salino

Para nuestra investigación, hemos utilizado el suero fisiológico, una solución isotónica de cloruro de sodio (NaCl) al 0.9% en agua. Esta solución es ampliamente utilizada en investigación y aplicaciones médicas debido a varias razones clave que la hacen adecuada para simular el entorno biológico del cuerpo humano y las neuronas:

- La concentración de 0.9% de NaCl en el suero fisiológico es similar a la concentración de cloruro de sodio en el plasma sanguíneo. Esto es crucial porque los gradientes de concentración de iones, especialmente de sodio (Na<sup>+</sup>) y cloruro (Cl<sup>-</sup>), juegan un papel fundamental en la generación y propagación de potenciales de acción en las neuronas. [25]
- El suero fisiológico tiene una conductividad eléctrica similar a la de los fluidos extracelulares del cuerpo humano. Esto es importante para estudios de neuroestimulación, ya que permite una adecuada propagación de los estímulos eléctricos y una interacción efectiva con los electrodos. [25]

En la Figura 19, se observa el dimensionado del experimento, contamos con un recipiente cilíndrico cuya base tiene un diámetro aproximadamente de 7.5cm, este recipiente ha sido llenado hasta una altura de 4 cm con suero fisiológico con una concentración de NaCl del 0.9%. Posteriormente, se han fabricado los electrodos utilizando plata con un 99.99% de pureza. Los cinco electrodos han sido fabricados con las mismas dimensiones, 1 mm de diámetro aproximadamente (Dimensiones típicas utilizadas para neuroestimulación). [26], [27], [28]

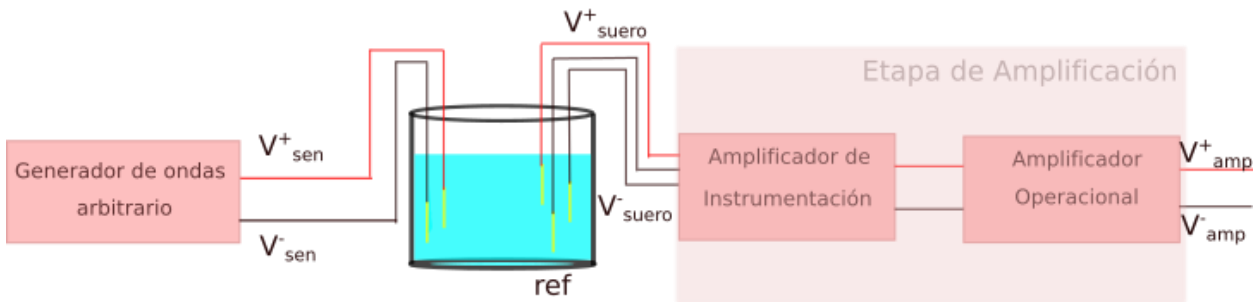


**Figura 19. Dimensiones del recipiente lleno de suero fisiológico con una concentración del 0.9% de cloruro sódico y de los electrodos fabricados con plata con una pureza del 99.99%. El radio del recipiente es de 3.8 cm y la distancia entre los pares de electrodos es de 4.2 cm.**

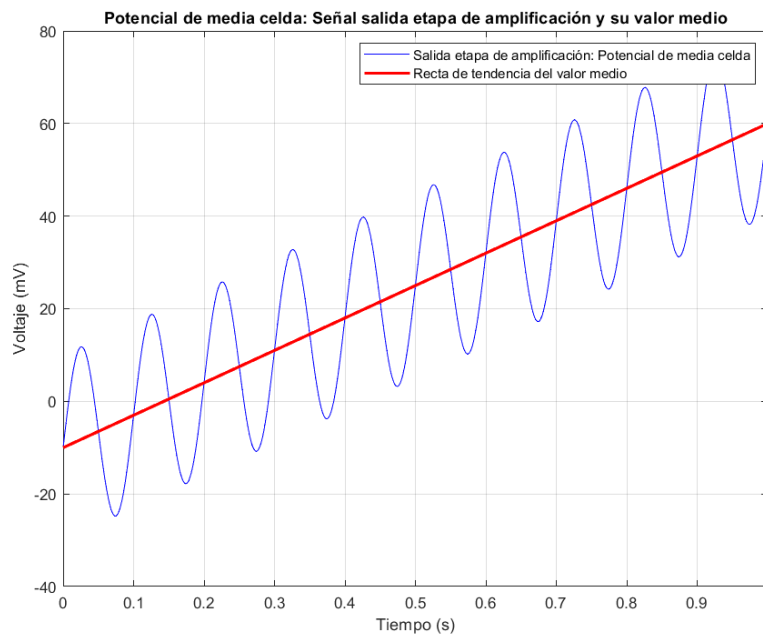
### 2.3.1 Potencial de media celda

El potencial de media celda es el potencial eléctrico que se desarrolla en la interfaz entre un electrodo y un electrolito. En soluciones salinas como el suero fisiológico, este potencial depende de la naturaleza del material del electrodo y la concentración de iones en la solución. Cuando se utilizan electrodos de diferentes materiales, se generan distintos potenciales de media celda en cada electrodo debido a las diferentes afinidades de los materiales por los electrones. Esto resulta en un potencial de celda (diferencia de potencial) entre los dos electrodos, lo que puede conducir a reacciones redox no deseadas: un electrodo se oxida (pierde electrones) y el otro se reduce (gana electrones). [29]

Estas reacciones redox pueden alterar las propiedades de los electrodos y del medio, cambiando la impedancia de los electrodos y afectando la señal de neuroestimulación. La oxidación ocurre en el ánodo (donde los electrones son liberados) y la reducción en el cátodo (donde los electrones son aceptados). Si los electrodos son de diferentes materiales, uno se corroerá con el tiempo debido a la oxidación, mientras que el otro podría acumular productos de reducción. Este fenómeno puede observarse como una pendiente ascendente en la forma de onda de la señal leída por la etapa de amplificación, indicando un cambio en la impedancia del electrodo debido a estas reacciones [30]. Obsérvese la Figura 21, obtenida durante una de las primeras pruebas realizadas (Esquema de la prueba en la Figura 20), en la que no usamos electrodos fabricados con plata con un 99.99% de pureza. En esta primera prueba, utilizamos como electrodo el propio cable de cobre utilizado para transmitir la señal desde el conversor Howland hasta el suero fisiológico. El resultado, como se puede observar en la Figura 21, es que aparece una pendiente ascendente del valor medio de la señal.



**Figura 20. Prueba realizada: estimulación de los electrodos directamente con el generador de ondas. Los electrodos son la propia terminación del cable de cobre que transmite la onda del generador de ondas arbitrario al suero fisiológico y del cable que recibe la señal del suero fisiológico y la transmite al amplificador de instrumentación.**



**Figura 21. Onda azul, onda afectada por el potencial de media celda a la salida de la etapa de amplificación. En rojo, recta de tendencia que mide el valor medio de la onda en cada instante de tiempo. Refleja la pendiente alcista de la onda senoidal debido al potencial de media celda. Cabe destacar que la onda azul es una medida realizada con el osciloscopio y que ha sido posteriormente procesada con Matlab, en cambio, la recta roja ha sido calculada matemáticamente con Matlab.**

El potencial galvánico es la diferencia de potencial eléctrico entre dos metales diferentes sumergidos en el mismo electrolito. Este potencial puede causar una corriente galvánica no deseada, que puede interferir con la medición o el proceso de estimulación. Para solucionar estos problemas y asegurar una señal de estimulación estable y predecible, es fundamental que ambos electrodos sean del mismo material, en este caso, plata de alta pureza (99.99%). [31]

La plata de alta pureza se utiliza por varias razones importantes:

- La alta pureza de la plata utilizada nos asegura que el potencial de media celda sea el mismo en ambos electrodos, eliminando la diferencia de potencial entre ellos. [31]
- Minimización de las reacciones redox no deseadas debido a la alta resistencia a la corrosión y

oxidación en soluciones salinas que presenta este material. Esto significa que las propiedades del electrodo permanecerán estables durante el experimento. [31]

- La alta pureza de la plata garantiza que la impedancia del electrodo sea baja y constante, lo cual es fundamental para obtener señales precisas. Al usar electrodos del mismo material, se evita la formación de potenciales galvánicos, asegurando una impedancia estable. [31]

### 2.3.2 Modelo de la interfaz electrodo-electrolito

El modelo electrodo-electrolito describe la interacción entre un electrodo y un electrolito en términos de fenómenos electroquímicos en la interfaz. Es importante explicar la evolución de este modelo a lo largo de la historia ya que tiene una gran repercusión en los resultados que vamos a obtener a lo largo del experimento. En estos modelos se estudiarán conceptos como la capacitancia de doble capa, la resistencia de transferencia de carga y la impedancia difusiva, los cuales causan efectos transitorios que se manifiestan como pendientes ascendentes o descendentes en las formas de onda de nuestros resultados.

En 1879, Helmholtz propuso uno de los primeros modelos para describir la doble capa eléctrica en la interfaz electrodo-electrolito. Según su modelo, las cargas se organizan en capas paralelas, creando una separación de carga similar a un condensador plano. La capacitancia de esta doble capa puede causar un retardo en la respuesta eléctrica del sistema, afectando la forma de onda. [32]

Warburg, en 1899, introdujo el concepto de impedancia difusiva, que describe cómo los iones se difunden hacia y desde la superficie del electrodo. Esta impedancia adicional puede crear una respuesta de fase compleja en la señal, provocando distorsiones y pendientes en la forma de onda debido a los efectos combinados de capacitancia y resistencia. [32]

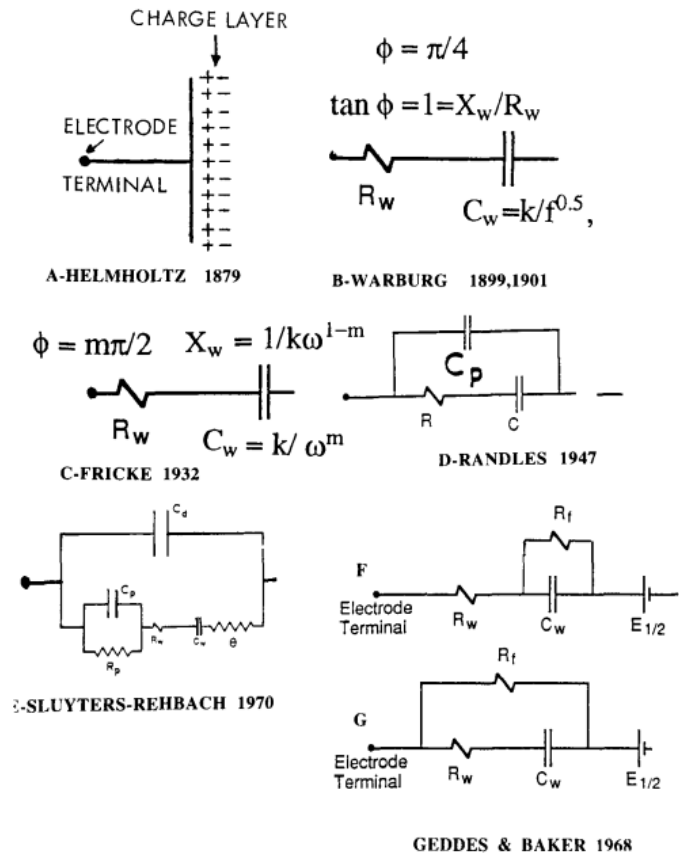
En 1932, Frick estudió la difusión de iones en electrolitos y cómo esto afecta la capacitancia de la doble capa. Sus investigaciones demostraron que la variabilidad en la concentración de iones cerca de la superficie del electrodo puede alterar significativamente la impedancia del sistema, resultando en formas de onda irregulares. [32]

El modelo de Randles, desarrollado en 1947, añadió un componente resistivo en serie con la capacitancia de la doble capa, conocido como resistencia de transferencia de carga. Este modelo ayudó a explicar cómo las reacciones redox y la resistencia del electrolito afectan a la respuesta del sistema, contribuyendo a la aparición de pendientes y distorsiones en la señal. [32]

Geddes y Baker, en 1968, estudiaron las propiedades electroquímicas de los electrodos de plata/cloruro de plata y cómo la pureza del material afecta la capacitancia y la estabilidad de la doble capa. Sus trabajos mostraron que la pureza de los materiales de los electrodos es crucial para minimizar las distorsiones en la forma de onda, asegurando una respuesta más lineal y predecible. [32]

En 1970, Sluyters-Rehbach profundizó en la caracterización de la impedancia de la doble capa y las reacciones de adsorción/desorción de iones en la superficie del electrodo. Este trabajo destacó la importancia de los efectos capacitivos transitorios que pueden modificar significativamente la forma de onda debido a la carga y descarga de la doble capa eléctrica. [32]

Toda esta evolución de los diferentes modelos para la interfaz electrodo-electrolito a lo largo de la historia se ven reflejados en la Figura 22.



**Figura 22. Evolución de los modelos para la interfaz electrodo-electrolito a lo largo de la historia. [32]**

El comportamiento capacitivo en la interfaz electrodo-electrolito se debe a la formación de la doble capa eléctrica, que actúa como un condensador, almacenando carga y afectando la distribución de potencial a lo largo del tiempo. La capacitancia de esta doble capa, junto con la resistencia de transferencia de carga y la impedancia difusiva, puede causar efectos transitorios en la respuesta del sistema, manifestándose como pendientes ascendentes o descendentes en las formas de onda [32]. Estos cambios en la impedancia del electrodo y el electrolito, debido a la carga y descarga de la doble capa, son cruciales para interpretar las formas de onda en experimentos de neuroestimulación y asegurar la precisión de las mediciones. Todo esto se verá reflejado cuando presentemos los resultados más adelante, se observará como pese a introducir en los electrodos de estimulación la señal bifásica modulada, la señal que mediremos amplificada estará totalmente distorsionada.

## 2.4. Etapa de amplificación

En primer lugar, mostraremos el circuito completo que se ha implementado para la amplificación de la señal, se ha dividido entre la Figura 25, correspondiente a la etapa de conversión DC/DC de 5 a 15V, y la Figura 27, que contiene el acondicionamiento de señal, el amplificador de instrumentación y el amplificador operacional.

En la Figura 23, se observa la etapa de acondicionamiento de alimentación, ya que necesitaremos alimentar la etapa de amplificación con  $\pm 15V$ , para ello, hemos utilizado el TMA0515D, un convertor DC/DC aislado y de 1W de potencia. Tiene un rango de voltajes de entrada entre 4.5V y 5.5V y proporciona un voltaje de salida de  $\pm 15V$ . [33]

El fabricante nos recomienda utilizar un condensador de 4.7  $\mu F$  a la entrada del convertor (Figura 23 y Figura 24), se trata de un filtro para cumplir con los límites de emisiones conducidas y radiadas clase A EN 55032. [34].

Single output models

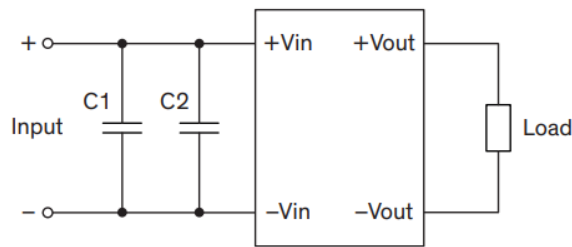


Figura 23. Esquemático TMA0515D proporcionado por fabricante [34].

Suggested components to comply with EN 55032 Conducted and Radiated Emissions Class A limits		
Model	C1	C2
TMA 05xxx	4.7 $\mu$ F / 16 V / 1206 MLCC	-

Figura 24. Condensador sugerido por fabricante para TMA 0515D para cumplir con la normativa EN 55032 de límites de radiación y conducción [34].

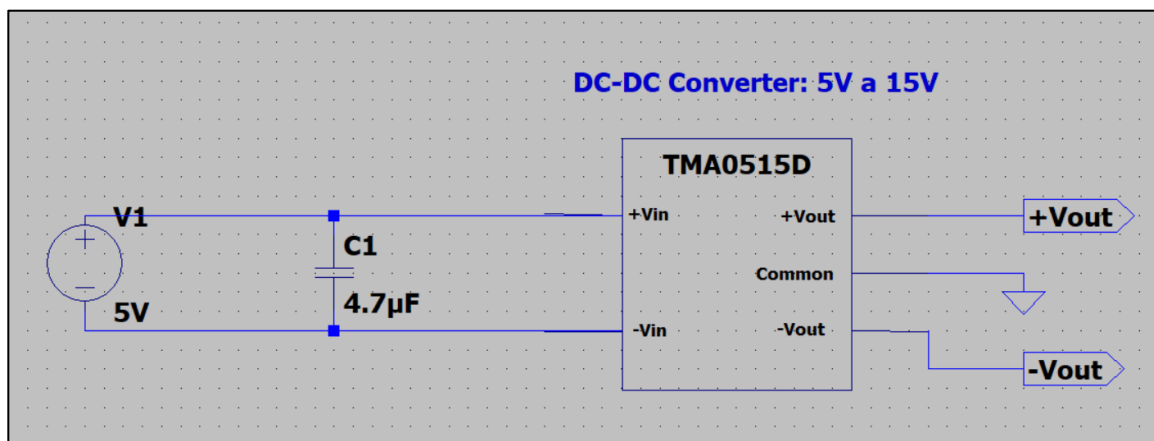
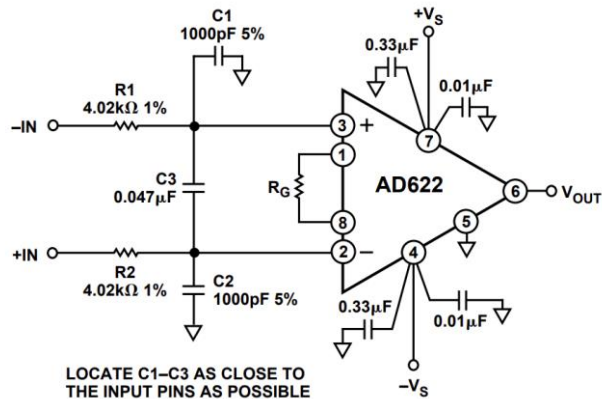


Figura 25. Esquema de la etapa de acondicionamiento de la alimentación. Observamos el condensador de estabilización de alimentación a la entrada del convertor DC/DC de valor 4.7  $\mu$ F. Traco Power TMA0515D, 2 pines de entrada y 3 pines de salida. Convierte de 5V a  $\pm$ 15V.

Vamos a analizar el montaje experimental de la Figura 27 en tres etapas:

La primera etapa es el acondicionamiento de señal a la entrada del amplificador de instrumentación que recomienda el fabricante (Figura 26). Está formada por dos resistencias (R3 y R2) y tres condensadores (C2, C3 y C4). El objetivo de esta etapa de acondicionamiento es proteger al amplificador de instrumentación frente a sobrecargas y obtener un buen comportamiento frente a ruido por parte del amplificador de instrumentación [35].

En la segunda etapa, tenemos el amplificador de instrumentación AD622AN. En esta etapa cabe destacar C5, C6, C7 y C8. Estos condensadores son condensadores de estabilización de la alimentación. Suelen tener valores de capacidad pequeños y se colocan en paralelo. Hemos utilizado los valores que nos recomienda el fabricante (Figura 26). Rg es la resistencia utilizada para regular la ganancia, en nuestro caso, vamos a buscar una ganancia aproximada de cincuenta, por tanto, Rg será de 1k [35].



**Figura 26. Montaje recomendado por el fabricante para AD622AN frente a interferencias de radiofrecuencia. [35] Corresponde con el montaje realizado, vease Figura 27.**

En la tercera etapa, utilizamos el amplificador operacional TL072, estabilizaremos la alimentación con C9, C10, C11 y C12 de valores idénticos al caso anterior [20]. Con  $R_4$  y  $R_5$  hacemos el montaje de un amplificador no inversor, en el que buscamos una ganancia de diez. Por tanto,  $R_5$  deberá ser nueve veces mayor que  $R_4$ .

$$V_{out} = \left(1 + \frac{R_5}{R_4}\right) * V_{ref}$$

**Ecuación 5. Ganancia amplificador configuración no inversor.**

La ganancia total del montaje es aproximadamente de 500, 50 de la segunda etapa y 10 de la tercera etapa.

**2.4.1 Resultados obtenidos en laboratorio (Etapa de amplificación aislada)**

En este apartado, vamos a describir los resultados obtenidos probando el montaje de la etapa de amplificación en el laboratorio. Para la obtención de estos resultados, hemos utilizado un osciloscopio digital del fabricante PicoScope, concretamente de la serie 2000.

Vamos a trasladar todas las señales del osciloscopio al software de Matlab, para poder hacer desde el software un tratamiento de las correspondientes señales, de tal modo, que quede todo lo más compacto y se puedan observar las señales de la mejor forma posible.

Como objetivo de este apartado tenemos el comprobar el correcto funcionamiento de la etapa de amplificación que hemos montado, de tal forma que amplifique la señal con la ganancia que hemos calculado de manera teórica. Para la validación de la etapa de amplificación, hemos configurado la ganancia con un factor de diez. Tendremos dos señales en las siguientes imágenes, la correspondiente a la señal de entrada a la etapa de amplificación y la correspondiente a la señal de salida de toda la etapa de amplificación.

Todas las pruebas serán realizadas con una frecuencia de 20kHz, que es la magnitud de las frecuencias que utilizaremos posteriormente en nuestro experimento.

En este caso, para probar el funcionamiento de la etapa de amplificación, lo haremos con una señal senoidal a la entrada de la etapa de amplificación, a la salida deberíamos de poder ver la misma señal amplificada. Iremos disminuyendo la amplitud de la señal de entrada desde los 500mV hasta los 10mV.

El esquema de la prueba realizada lo encontramos en la Figura 28, en este caso, simplemente estamos probando la etapa de amplificación, por consiguiente, únicamente utilizaremos el generador de ondas y dicha etapa.



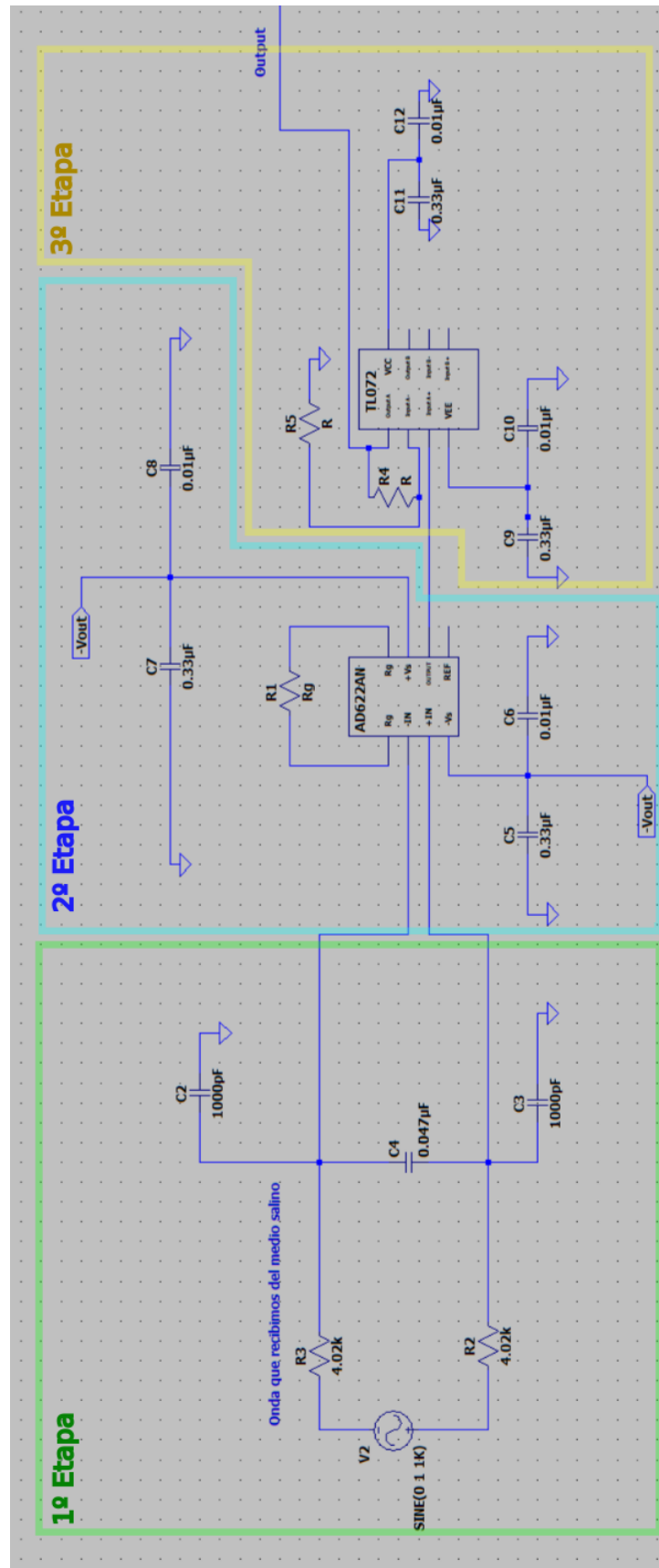
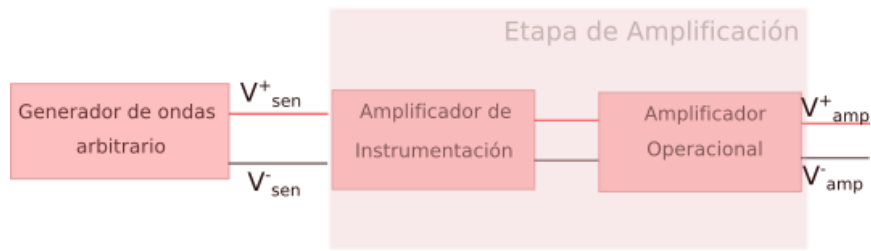
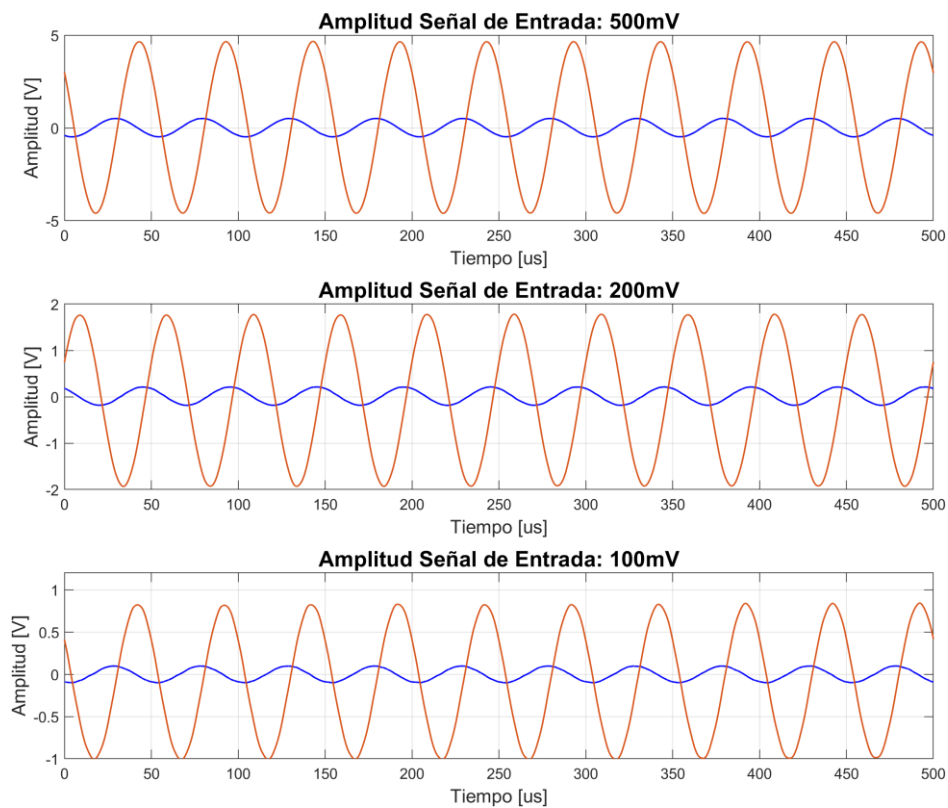


Figura 27. Esquema general de la etapa de amplificación completa. Posee tres etapas, una etapa inicial de acondicionamiento de señal frente a ruido EMI y de protección frente a sobrecargas. Una segunda etapa, formada por el amplificador de instrumentación, AD622AN. Una tercera etapa, con el operacional TL072ACP.



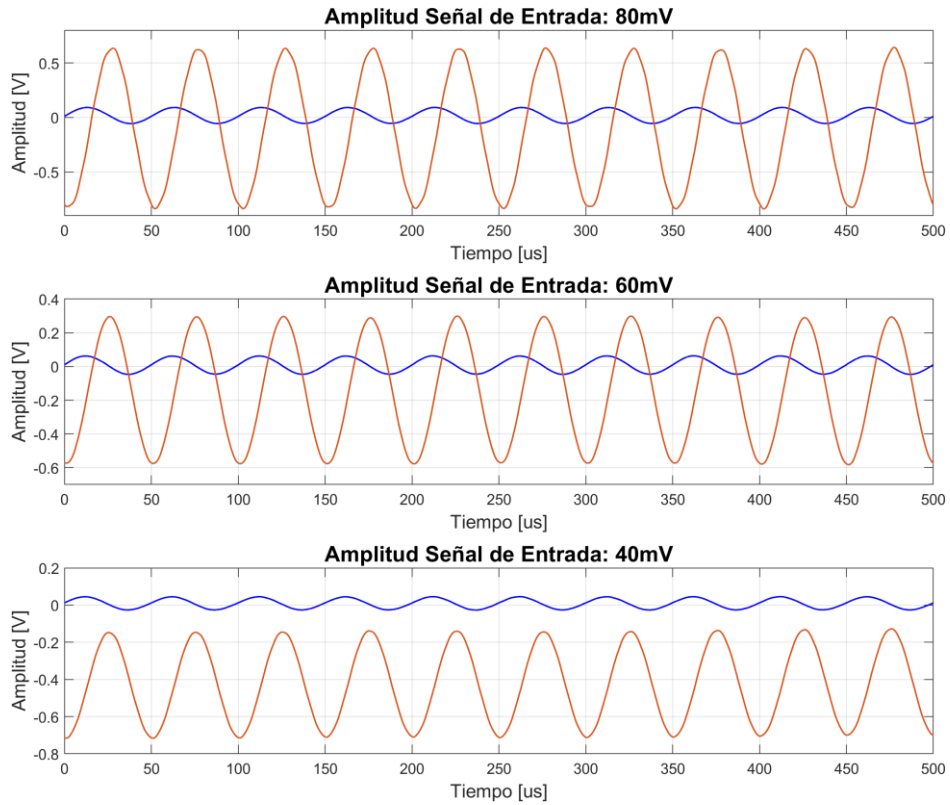
**Figura 28. Esquema: prueba realizada para comprobar el correcto funcionamiento de la etapa de amplificación. Únicamente utilizaremos el generador de ondas y la etapa de amplificación. Mediremos con el osciloscopio a la entrada de la etapa de amplificación y a la salida de la etapa de amplificación.**

En la Figura 29, presentamos los resultados de las pruebas realizadas utilizando señales de entrada senoidales de amplitud 500 mV, 200 mV y 100 mV. A la salida, obtenemos señales senoidales de amplitud 5V, 2V y 1V.



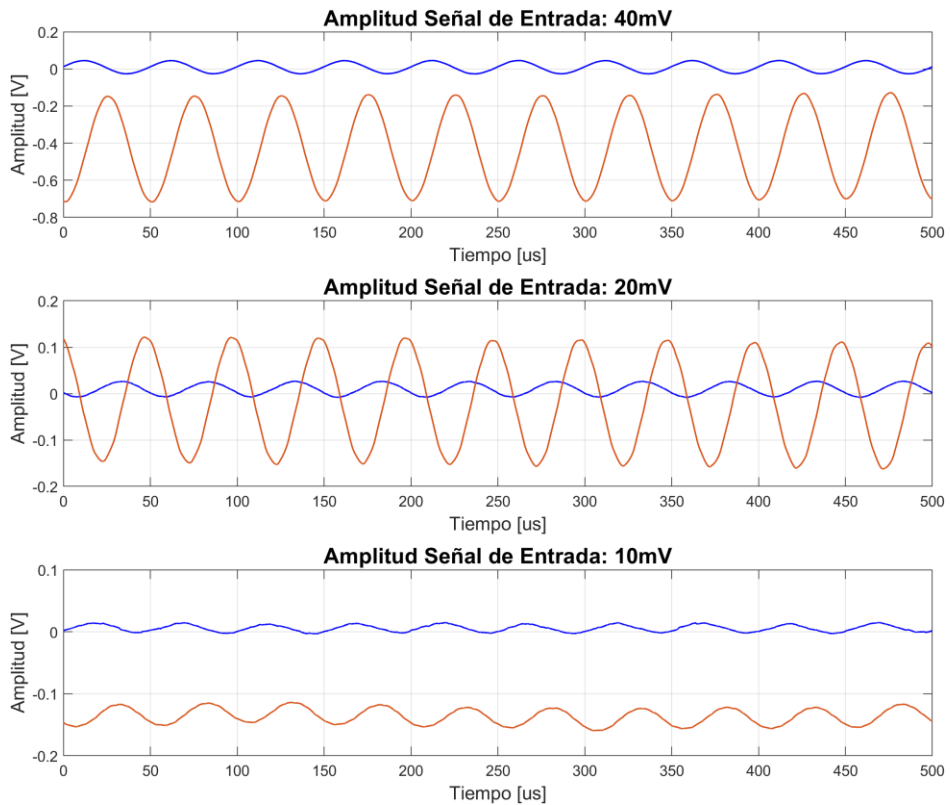
**Figura 29. Verificación etapa de amplificación. Azul: señal de entrada de la etapa de amplificación y naranja: señal de salida de la etapa de amplificación. Amplitudes de Entrada de 500mV, 200mV y 100mV. Frecuencia 20 kHz. Amplitud en [V] y tiempo en [us].**

En la Figura 30, realizaremos exactamente la misma prueba disminuyendo la amplitud de la señal de entrada a 80 mV, 60 mV y 40 mV.



**Figura 30. Verificación etapa de amplificación. Azul: señal de entrada de la etapa de amplificación y naranja: señal de salida de la etapa de amplificación. Amplitudes de Entrada de 80mV, 60mV y 40mV. Frecuencia 20 kHz. Amplitud en [V] y tiempo en [us].**

En la Figura 31, disminuirémos la amplitud de la señal de entrada a 40 mV, 20 mV y 10 mV.

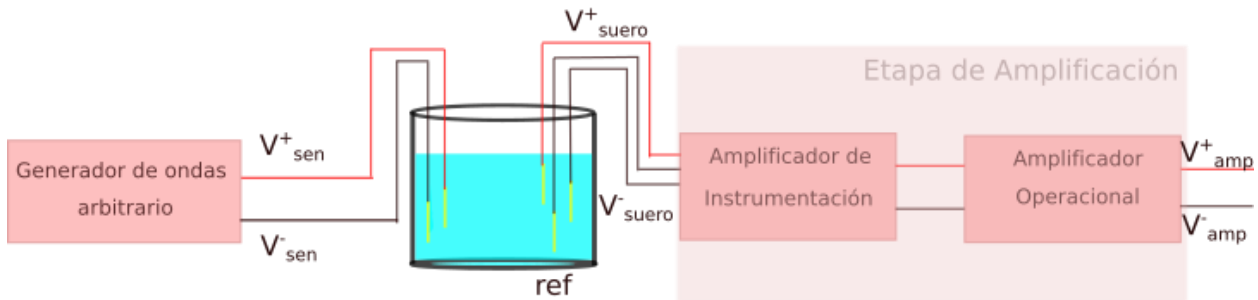


**Figura 31. Verificación etapa de amplificación. Azul: señal de entrada de la etapa de amplificación y naranja: señal de salida de la etapa de amplificación. Amplitudes de Entrada de 20mV y 10mV. Frecuencia 20 kHz. Amplitud en [V] y tiempo en [us].**

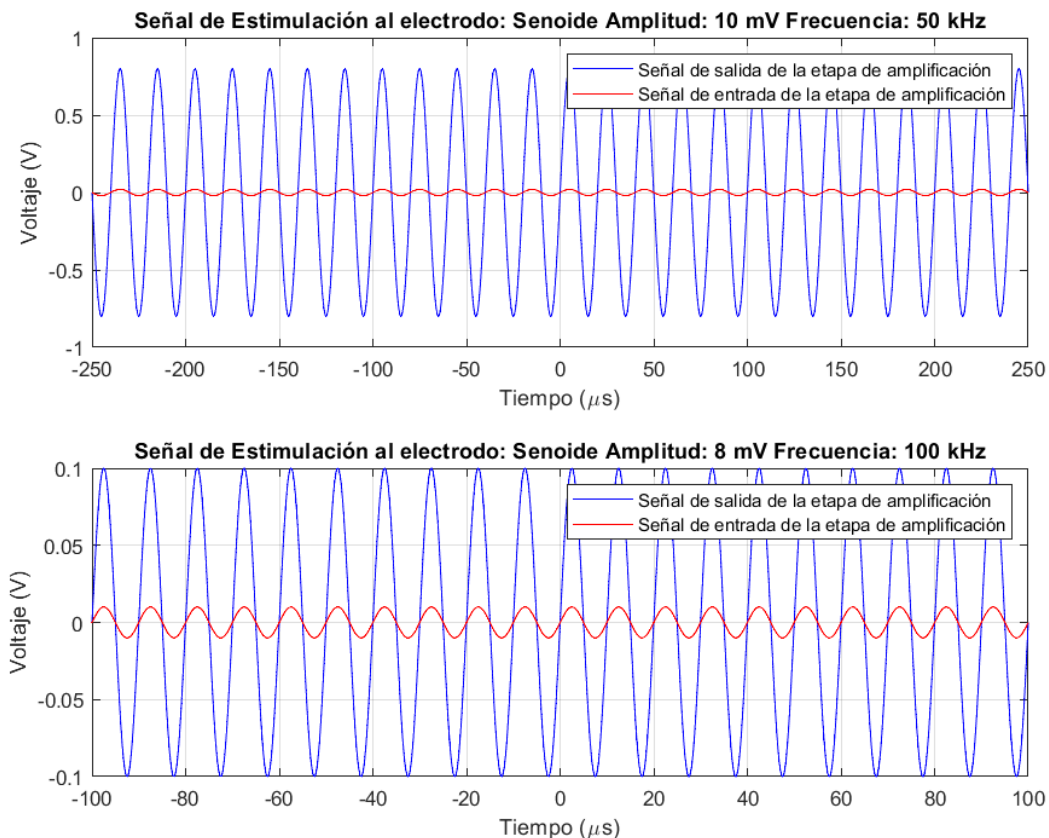
## 2.4.2 Etapa de amplificación y verificación de comunicación

Esta prueba si se realizará transmitiendo la señal a través del suero fisiológico. El diagrama de la prueba realizada se encuentra en la Figura 32. Hemos realizado varias pruebas aumentando la frecuencia desde 1kHz hasta 100kHz. En la Figura 33, se muestran los resultados de las pruebas realizadas a 50kHz y a 100kHz, utilizando en la primera una amplitud de la señal de estímulo al electrodo de 10 mV y en la segunda una amplitud de 8 mV de señal de estímulo al electrodo.

Nótese que para esta prueba no estamos utilizando el conversor Howland, ya que la finalidad de la misma es comprobar el correcto funcionamiento de la etapa de amplificación y demostrar la comunicación con una onda senoidal mediante electrodos sumergidos en el suero fisiológico.



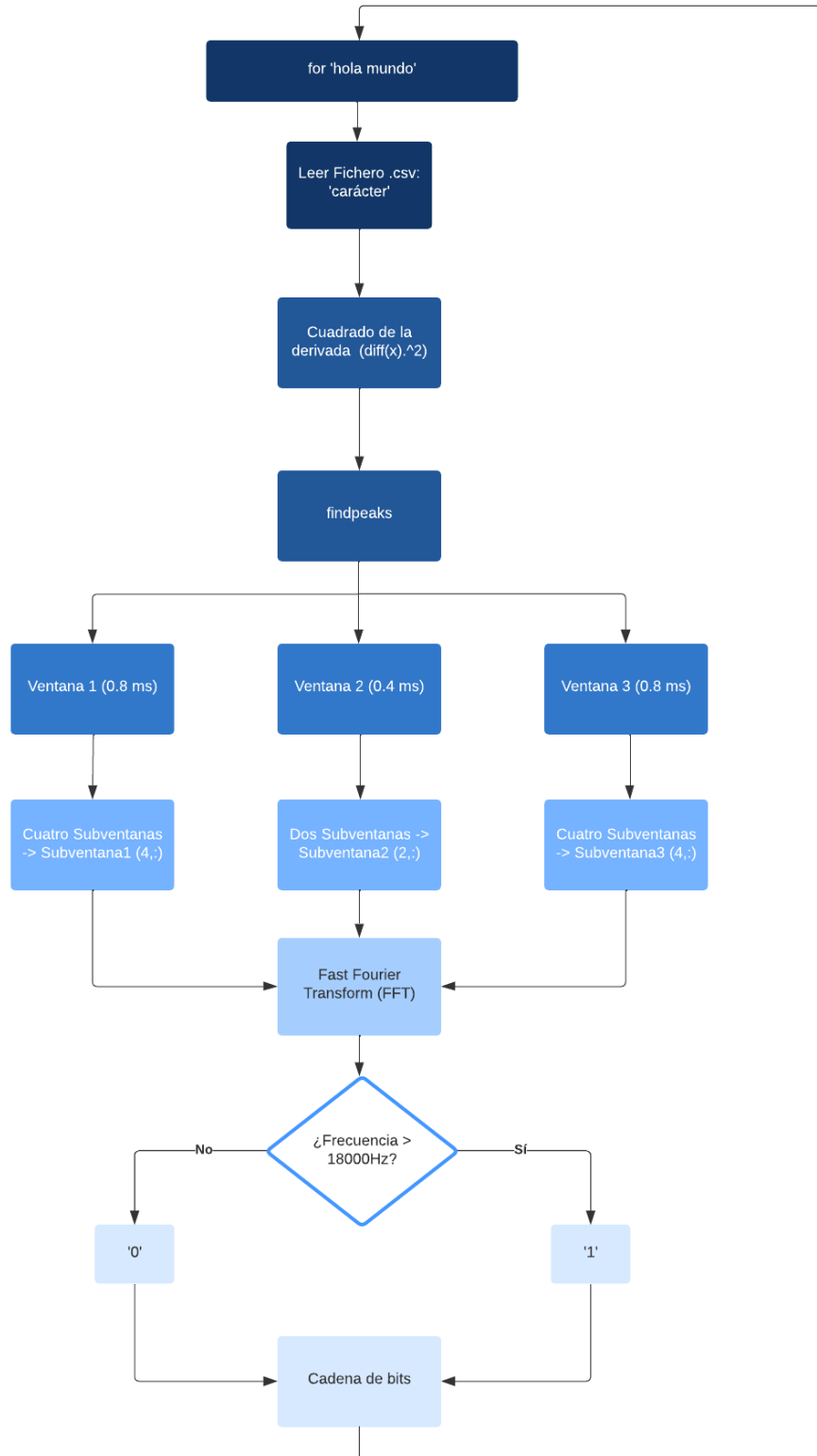
**Figura 32. Prueba realizada para verificar el correcto funcionamiento de la etapa de amplificación y correcta transmisión de señal mediante el suero fisiológico. No utilizamos conversor Howland.**



**Figura 33. Verificación de comunicación entre electrodos en un medio salino. La señal roja es la señal de entrada a la etapa de amplificación. La señal azul es la señal de salida de la etapa de amplificación tras el suero fisiológico. Para la imagen superior, la onda de estimulación del electrodo es una senoide con amplitud 10 mV y frecuencia 50 kHz. Para la imagen inferior, la onda de estimulación del electrodo es una senoide con amplitud 8 mV y frecuencia 100 kHz.**

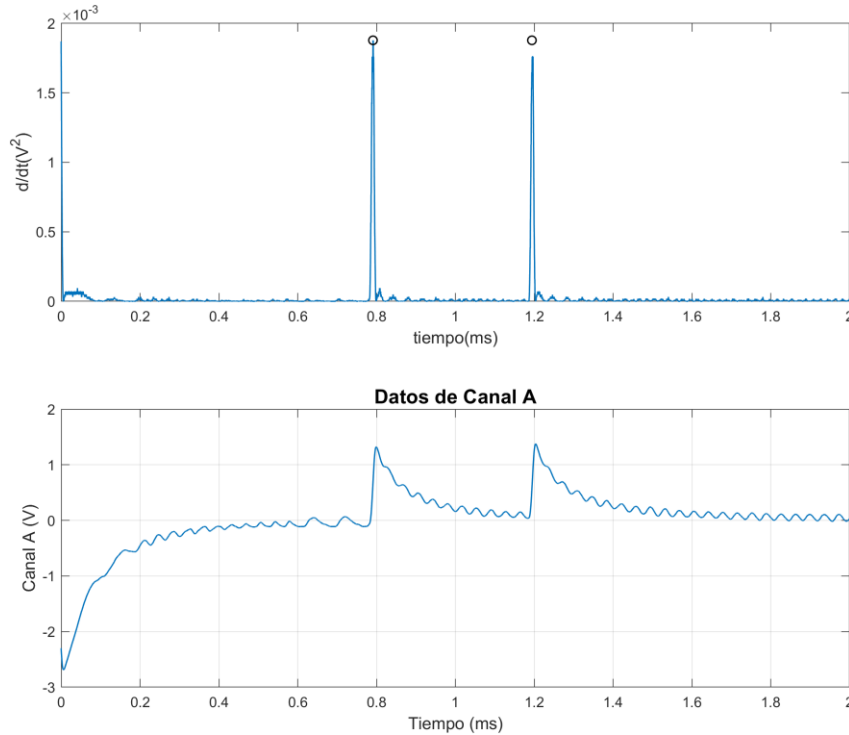
## 2.5. Demodulación

Al igual que en el apartado modulación de señal, el código será aportado y explicado en el Anexo II al final de la memoria. Este apartado está destinado a explicar de manera conceptual como se ha realizado la demodulación y los resultados obtenidos. En la Figura 34 observamos un pseudocódigo de la implementación realizada en Matlab.



**Figura 34. Pseudocódigo demodulación realizado en Matlab. Dividimos en tres ventanas, las ventanas las dividimos en subventanas, realizamos la transformada rápida de Fourier y establecemos un límite de 18000Hz para distinguir entre '0' y '1'.**

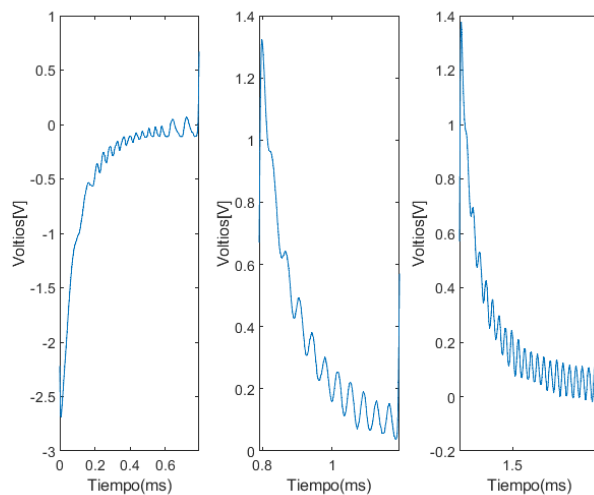
Para realizar la demodulación nos vamos a basar en la transformada enventanada de Fourier, pero antes de ello, vamos a calcular la derivada de nuestra señal, con el objetivo de obtener el instante de tiempo en el que se producen las dos transiciones de la señal, tal y como se indica en la Figura 35.



**Figura 35. Derivada de la señal modulada y sus respectivos picos. La ubicación de estos picos nos sirve para ubicar las transiciones de la señal modulada de cualquier carácter.**

Nos hemos apoyado para calcular la derivada de la función *diff* de Matlab. Posteriormente, hemos localizado los picos utilizando la función *findpeaks* de Matlab. Por último, los hemos ordenado descendientemente para quedarnos con los dos más pronunciados, estos serán los equivalentes a las dos transiciones de la señal de estimulación modulada que estábamos buscando.

Una vez calculada la derivada y sus picos, conocemos tanto la amplitud del pico como el instante de tiempo en el que se produce. Entonces, podemos dividir nuestra señal en tres partes, como se muestra en la siguiente imagen.



**Figura 36. Señal modulada del carácter 'h' dividida en tres ventanas. Límites calculados de dichas ventanas utilizando la derivada anteriormente calculada.**

Una vez obtenidas estas tres ventanas, dividiremos la ventana número uno en cuatro subventanas. La segunda ventana la dividimos en dos subventanas y la ventana tres la dividimos en cuatro subventanas. A estas subventanas son a las que le realizamos la transformada enventanada de Fourier. Para realizar la transformada de Fourier nos apoyaremos de la función *fft* de Matlab que calcula la Fast Fourier Transform.

$$Y1(:, i) = \text{fft}(\text{subventana1});$$

Una vez calculada la transformada de Fourier, hemos calculado los picos de la misma con la función *findpeaks* y nos hemos quedado con los cinco más pronunciados.

El más pronunciado de estos picos es el que compararemos con una determinada frecuencia para saber si se trata de un '1' o de un '0'. Para ello debemos recordar la frecuencia central y la frecuencia de desviación elegidas en la modulación de la señal.

$$f_c = 20000 \text{ Hz}$$

$$f_{dev} = 7500 \text{ Hz}$$

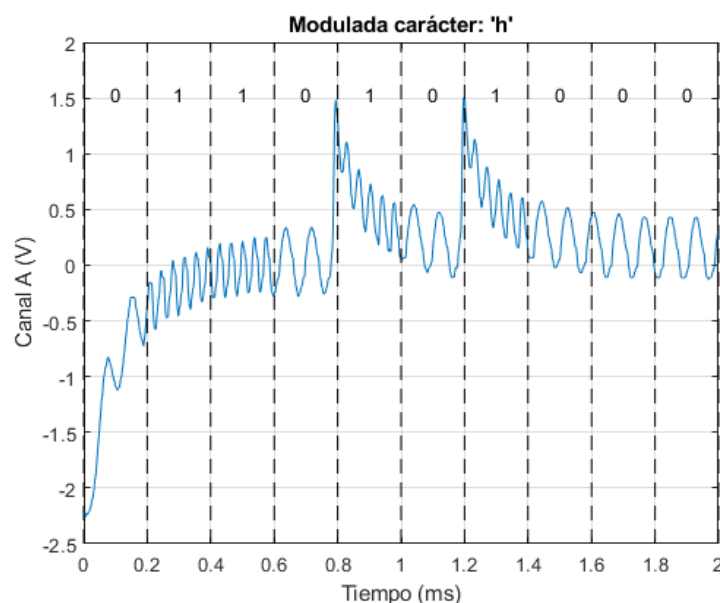
De aquí podemos calcular la frecuencia de la onda “rápida” y la frecuencia de la onda “lenta

$$f_{rápida} = 20000 \text{ Hz}$$

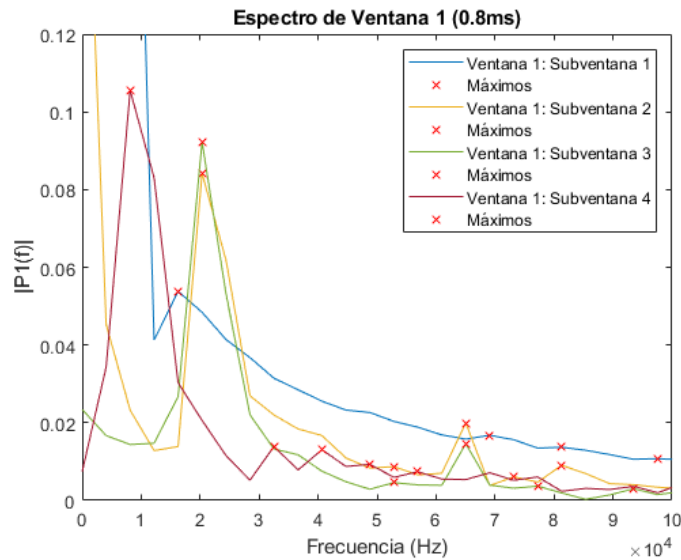
$$f_{lenta} = 12500 \text{ Hz}$$

Hemos establecido el límite después de diversas pruebas en 18000 Hz, se ha establecido empíricamente. Para ello nos hemos basado en la frecuencia más alta calculada para un '0'. Para todas las pruebas que hemos realizado, la frecuencia calculada era entorno a 12500 Hz, excepto la frecuencia del primer '0' de cada trama de bits que se aproximaba a 17000 Hz, esto se debe a que la forma de onda del primer bit (el cual siempre es '0') se encuentra bastante distorsionada debido al efecto capacitivo que se produce en la interfaz electrodo-electrolito [32]. A continuación, vamos a mostrar los resultados obtenidos para el caso de una amplitud del 20% de la señal modulada con respecto la señal de estimulación.

A continuación, veremos un ejemplo de demodulación para el carácter 'h'. En la Figura 37, observamos la señal modulada recibida referente al carácter 'h'. En este caso, la señal ha sido obtenida del montaje experimental completo, al igual que todas las señales del Apartado 3 “Resultados”. Las Figura 38 también es como las que nos encontraremos en el Apartado 3 (montaje experimental completo). Ambas figuras se sitúan en este apartado para poder explicar con mayor facilidad como se realiza la demodulación.



**Figura 37. Letra 'h' procesada en Matlab. Cadena de bits: '0110 10 1000'. Recuérdese que '1' se modula con 20kHz y '0' con 12.5kHz.**



**Figura 38.** Transformada de Fourier de la primera ventana de la letra ‘h’. La primera ventana son los primeros 0.8ms del carácter h y cada subventana son 0.2ms. Recuérdese que en la primera ventana se modula ‘0110’ para letra h. Frecuencias cercanas a 12500 Hz son ‘0’ y frecuencias cercanas a 20kHz son ‘1’.

**Nota:** Debemos observar los picos o máximos situados a frecuencias menores de cada señal (de cada color) ya que son los que tienen un mayor valor, es decir, son los armónicos principales de cada onda.

Obsérvese como para subventana 2, amarillo, el pico se encuentra por encima de los 20kHz, se trata de un ‘1’. Para la subventana 3, verde, también se encuentra por encima de 20kHz, se trata de un ‘1’. Para la subventana 4, granate, se encuentra aproximadamente en los 12kHz, se trata de un ‘0’. Uno de los principales inconvenientes lo encontramos en los primeros 0.2 ms de cada carácter, véase la Figura 37, en este primer intervalo de tiempo de 0.2 ms la forma de onda se ve muy deteriorada por el comportamiento capacitivo de la interfaz electrodo-electrolito [32]. MatLab calcula una frecuencia aproximadamente de 17kHz, por este motivo, como debe ser un ‘0’, hemos establecido el límite entre ‘0’ y ‘1’ en 18kHz.

Este inconveniente, (0.2ms iniciales de cada carácter) va a estar presente en todos los caracteres y se verá agravado cuando reduzcamos la relación de amplitud entre la onda modulada y la amplitud de la onda de estimulación al 10% y al 5%.

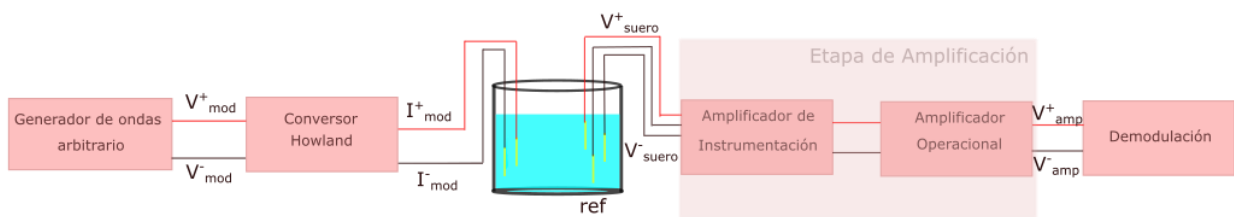
Se han omitido el resto de transformadas de Fourier ya que se mostrarán en el apartado de Resultados.



# 3 RESULTADOS

En este apartado, realizaremos un estudio de cuanto podemos reducir la amplitud de la señal modulada con respecto a la amplitud de la señal del estímulo. Partiremos con una relación de un 20% (Figura 40), posteriormente reduciremos a un 10% y finalizaremos con un 5%. También calcularemos la tasa de error de bits para cada caso.

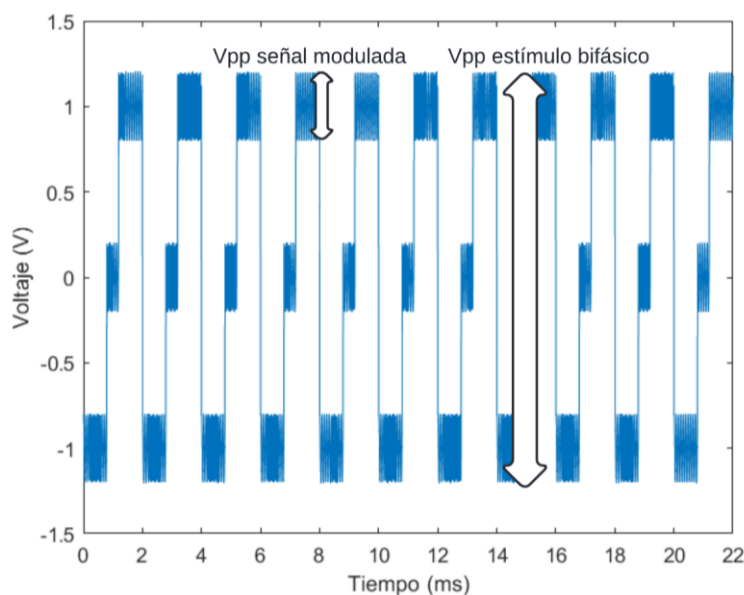
Para este capítulo utilizaremos nuestro montaje experimental completo (Figura 39), recuérdese que en el apartado anterior hemos verificado el correcto comportamiento de cada uno de los elementos que forman nuestro montaje por separado. Partiremos de nuestra señal modulada FSK en un estímulo bifásico que transmitiremos a partir del generador de ondas, esta señal será convertida de tensión a corriente mediante el convertor Howland, estimularemos los electrodos fabricados con plata con una pureza del 99.99%. La señal será recibida y amplificada con nuestra etapa de amplificación y finalmente la demodularemos para obtener el mensaje 'hola mundo'.



**Figura 39. Esquema del montaje experimental completo (utilizado para mostrar los resultados). Formado por cinco etapas: generador de ondas arbitrario, convertor Howland, suero fisiológico, etapa de amplificación y sistema de demodulación.**

## 3.1 Relación 20% entre señal modulada y estímulo bifásico

En la Figura 40 se muestra una señal de estimulación con un 20% de relación entre la amplitud de la señal modulada y la amplitud del estímulo bifásico. También se indica el voltaje pico a pico de la señal modulada y el voltaje pico a pico del estímulo bifásico.



**Figura 40. Señal de neuroestimulación con una relación del 20% entre la Señal Modulada y la Señal de**

**Estímulo.** En negro, indicamos el  $V_{pp}$  de la señal de estímulo y el  $V_{pp}$  de la señal modulada.

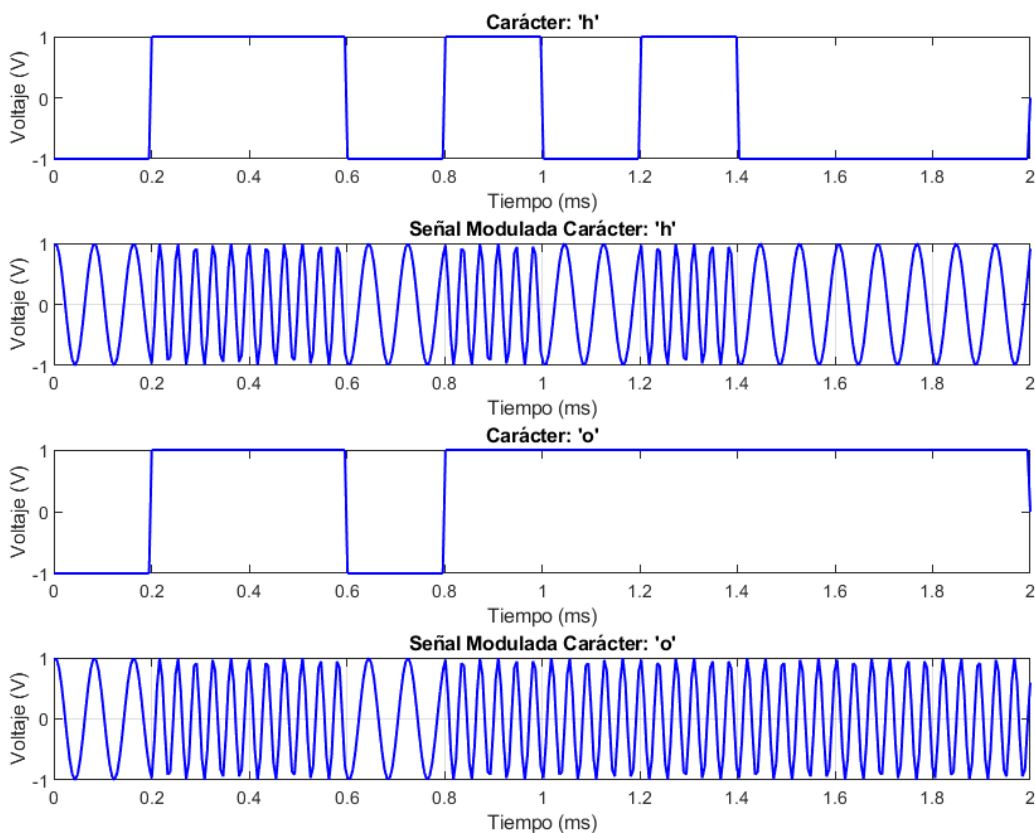
### 3.1.1 Señales moduladas

Generamos las señales con el Software de Matlab, guardamos los datos en un fichero .csv (el código completo se encuentra en el Anexo II) y abrimos el fichero desde el Software de PicoScope. Con este proceso podremos generar las señales desde el generador de ondas arbitrario de PicoScope.

Vamos a modular la señal apoyándonos de la función  $fmmod$  de Matlab. A esta función, le pasamos la señal a modular (en nuestro caso, los trenes de pulsos), la frecuencia central, la frecuencia de muestreo y la frecuencia de desviación.

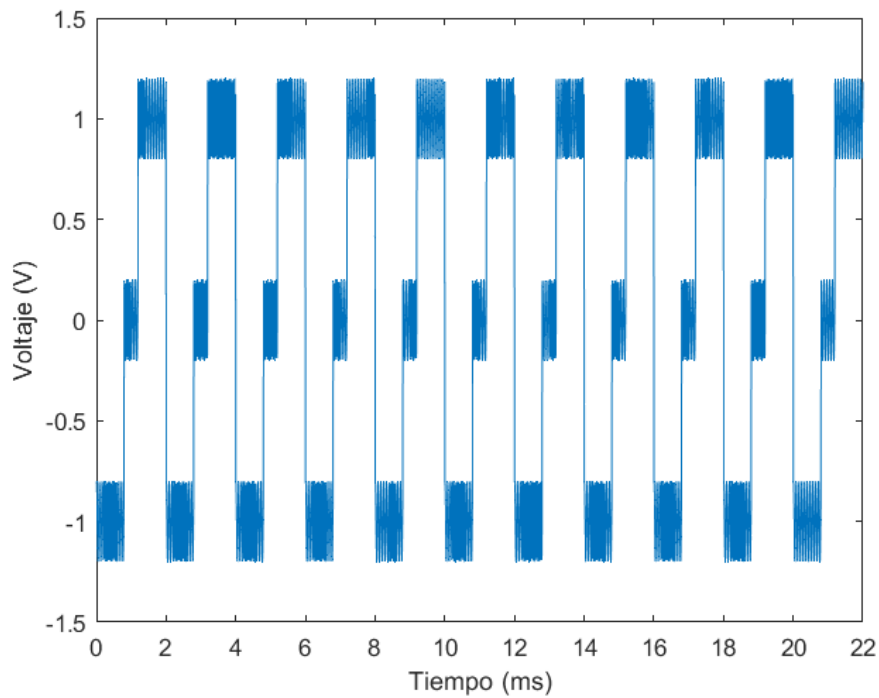
En este caso, hemos elegido los siguientes valores:  $f_s = 185000 \text{ Hz}$ ,  $f_c = 20000 \text{ Hz}$  y  $f_{Dev} = 7500 \text{ Hz}$ .

A continuación, mostraremos las cadenas de bits y la modulación FSK para los caracteres 'h' y 'o' (Figura 41). El resto de caracteres de la cadena 'hola mundo' se encuentran en el Anexo I.



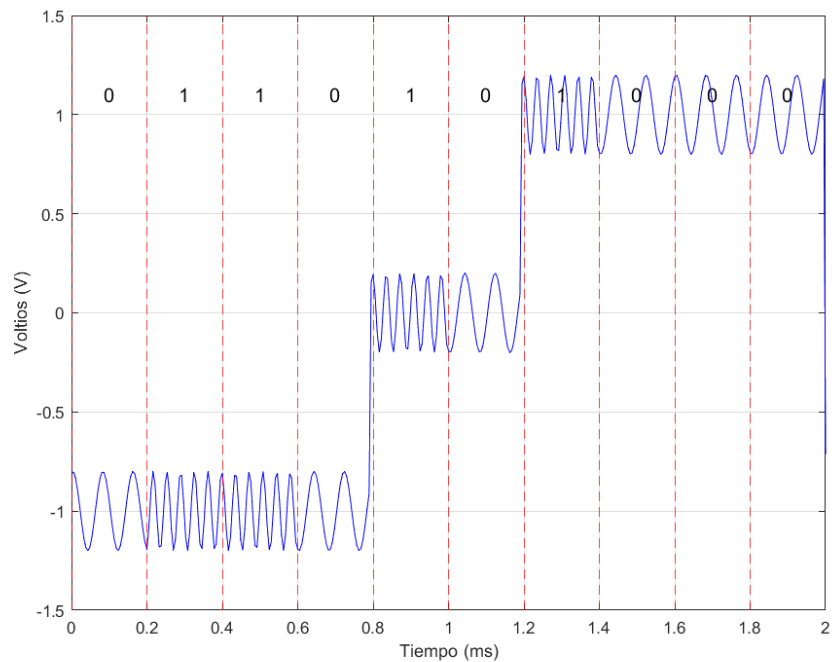
**Figura 41.** Señal binaria y modulada FSK para carácter 'h' y 'o'

Una vez moduladas en FM las señales, el siguiente paso es generar el mensaje completo, esto se consigue concatenando las señales moduladas que corresponden a cada carácter y combinándolas con el estímulo bifásico, tal y como se observa en la Figura 42.

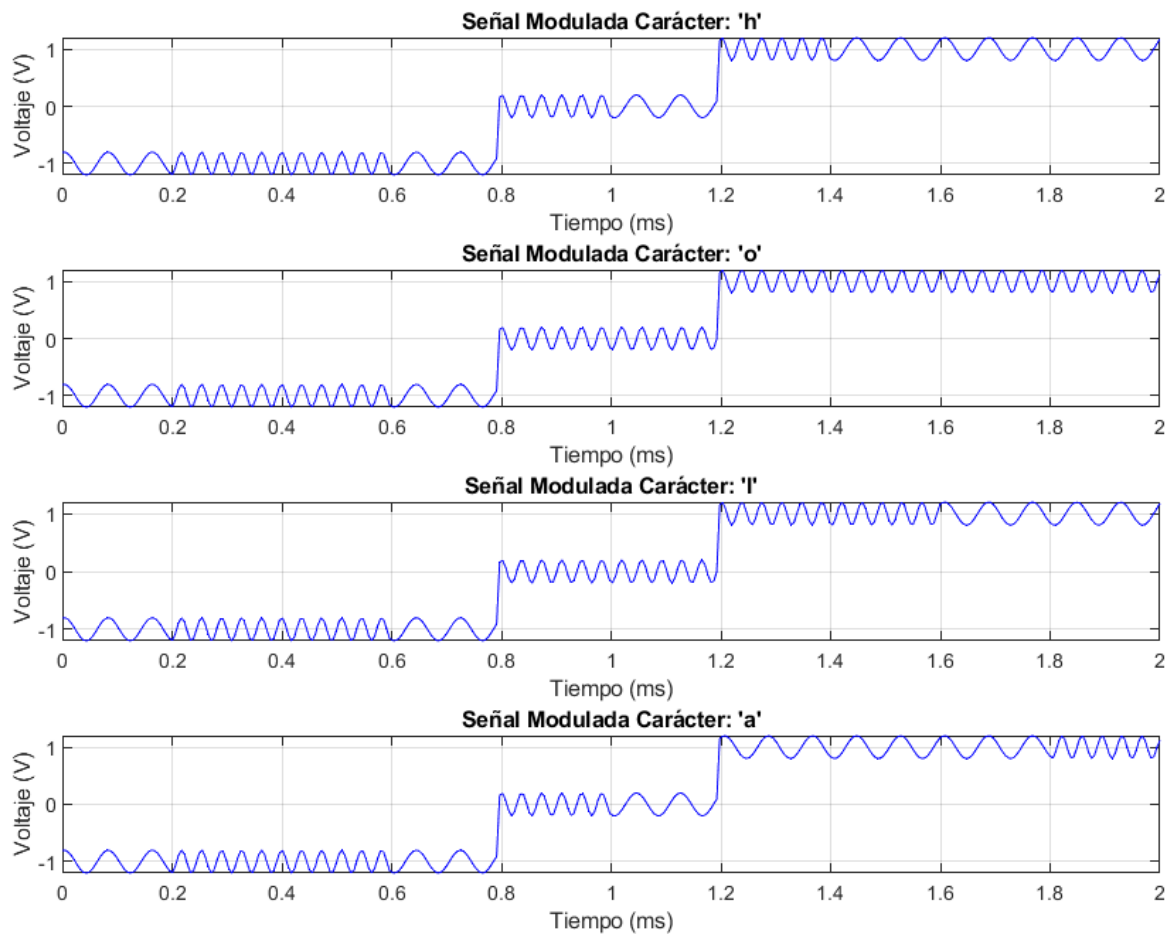


**Figura 42. Señal de estimulación 'hola mundo' modulada con un 20% de relación entre amplitud de la señal modulada y amplitud de la señal de estímulo. Duración de la señal 'hola mundo' 22 ms. Duración de cada carácter 2ms. Once caracteres en total.**

El tiempo para enviar un único carácter, como comentamos anteriormente, es de 2 ms, tiempo típico para neuroestimulación [27]. Como en la imagen anterior no se puede observar con claridad la modulación de cada carácter, vamos a mostrar, a continuación, por separado, los diferentes caracteres modulados en la señal de estimulación. En este caso, en la Figura 43 podemos observar el carácter 'h' modulado con el valor de sus respectivos bits indicado. Mientras que en la Figura 44 podemos observar los caracteres 'h', 'o', 'l' y 'a' modulados. El resto de figuras que hacen referencia al resto de caracteres se encuentran en el Anexo I.



**Figura 43. Carácter 'h' modulado con el valor que toma cada bit indicado.**



**Figura 44. Señales de estimulación moduladas para los caracteres 'h', 'o', 'l' y 'a' de la cadena 'hola mundo'. Duración de la señal para cada carácter 2ms. Frecuencia para 'l' 20kHz y frecuencia para 'o' 12.5kHz. 20% de relación entre la señal modulada y el estímulo bifásico.**

Una vez que tenemos la señal de estimulación modulada para nuestra cadena de caracteres completa 'hola mundo' debemos escribirla mediante Matlab en un fichero .csv. Aquí es donde nos encontramos con una restricción, el tamaño de la señal. PicoScope únicamente permite importar ficheros .csv de 4096 bits [11], por tanto, debemos de compactar nuestra cadena de caracteres en el espacio que tenemos disponible.

Esto lo hemos conseguido regulando la frecuencia de muestreo y haciendo una aproximación.

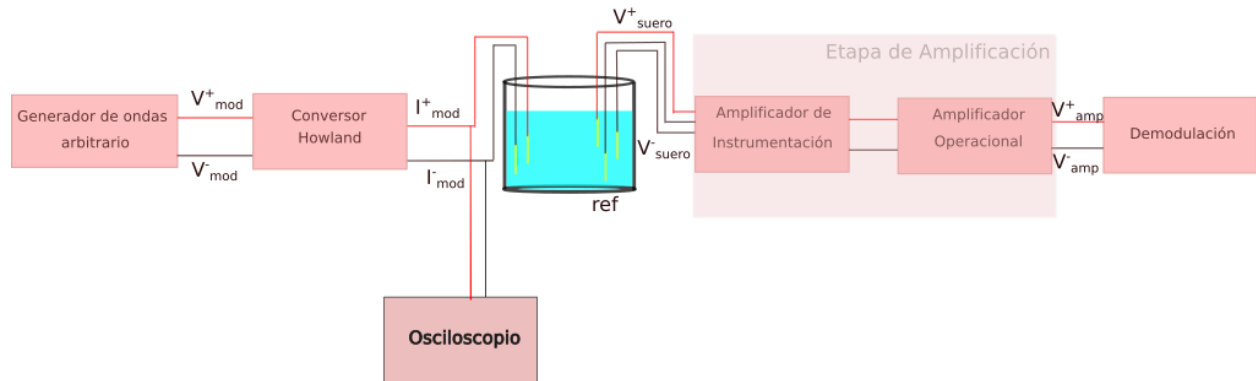
- Hemos ajustado la frecuencia de muestreo lo máximo posible, y el valor máximo que nos permite alcanzar es  $f_s = 185000\text{Hz}$ . Cuanto mayor es la frecuencia de muestreo, mayor es la resolución de señal, ya que tomamos un mayor número de muestras entre dos instantes determinados. Este valor de frecuencia de muestreo es la máxima frecuencia de muestreo que podemos implementar para introducir los once caracteres en un fichero .csv y que ocupen menos de 4096 bits.

- Luego, hemos realizado una aproximación. En neuroestimulación, se suele dejar un tiempo entre cada estímulo que puede ser tanto aleatorio como controlado [18]. Este tiempo nosotros no lo hemos dejado, al terminar un estímulo justo en ese instante comenzamos el siguiente estímulo, con el objeto de poder introducir toda la cadena de caracteres y que sea importable para el AWG de PicoScope.

En un apartado posterior, trataremos siguientes objetivos e implementaciones que se pueden realizar, pero que quedan fuera del alcance de este trabajo de fin de grado.

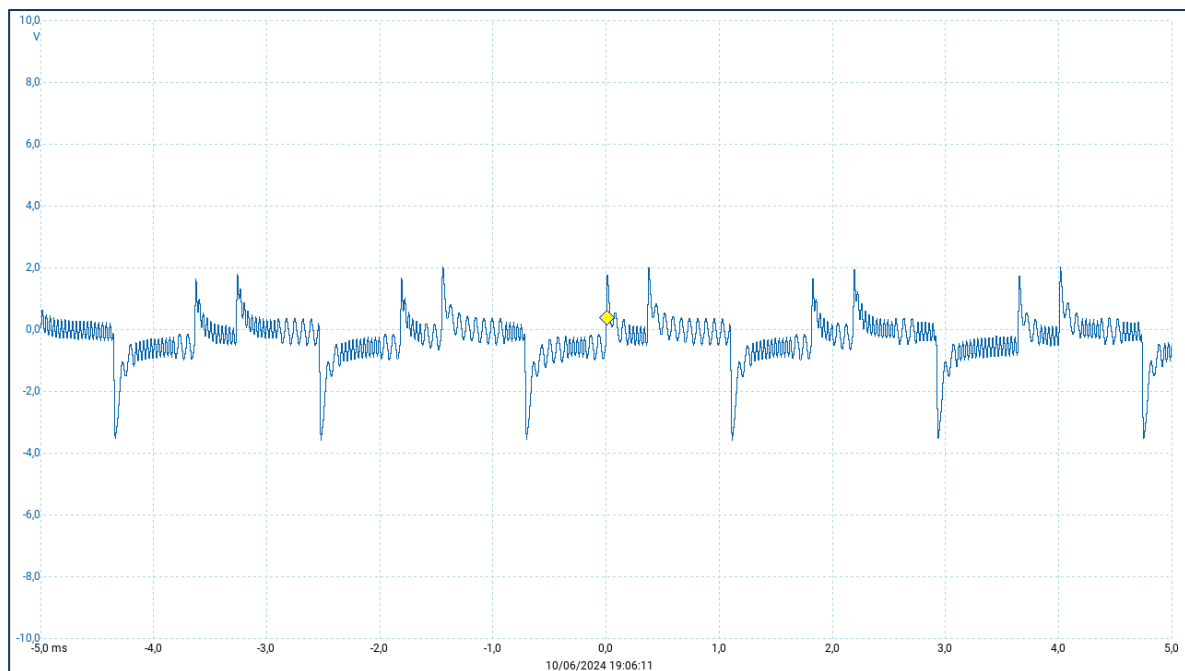
### 3.1.2 Señal medida tras conversor Howland

En este apartado, mediremos la señal tras el conversor Howland, el conversor Howland se encuentra conectado a los electrodos de estimulación sumergidos en el suero fisiológico (Obsérvese la Figura 45).



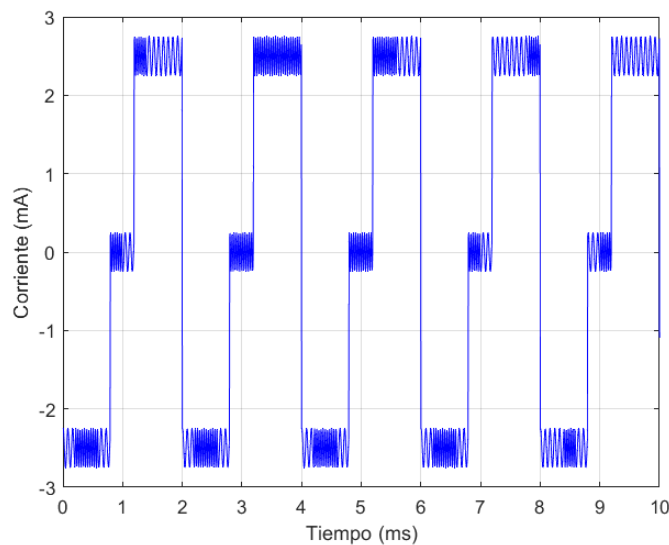
**Figura 45. Prueba realizada: medida de tensión en la salida del conversor Howland conectado a los electrodos sumergidos en el suero fisiológico.**

Nótese en la Figura 46, la forma de onda, como se pone de manifiesto ese comportamiento capacitivo de la interfaz electrodo-electrolito que comentábamos en el apartado 'Modelo de la interfaz electrodo-electrolito' [32].



**Figura 46. Señal 'hola mundo' tras conversor Howland. El conversor se encuentra conectado a los electrodos de estimulación sumergidos en el suero fisiológico.**

En la Figura 47, podemos observar la corriente de salida del conversor Howland con la que estimulamos el electrodo.



**Figura 47.** Corriente de salida del conversor Howland aplicada al electrodo.

### 3.1.3 Señal medida tras etapa de amplificación

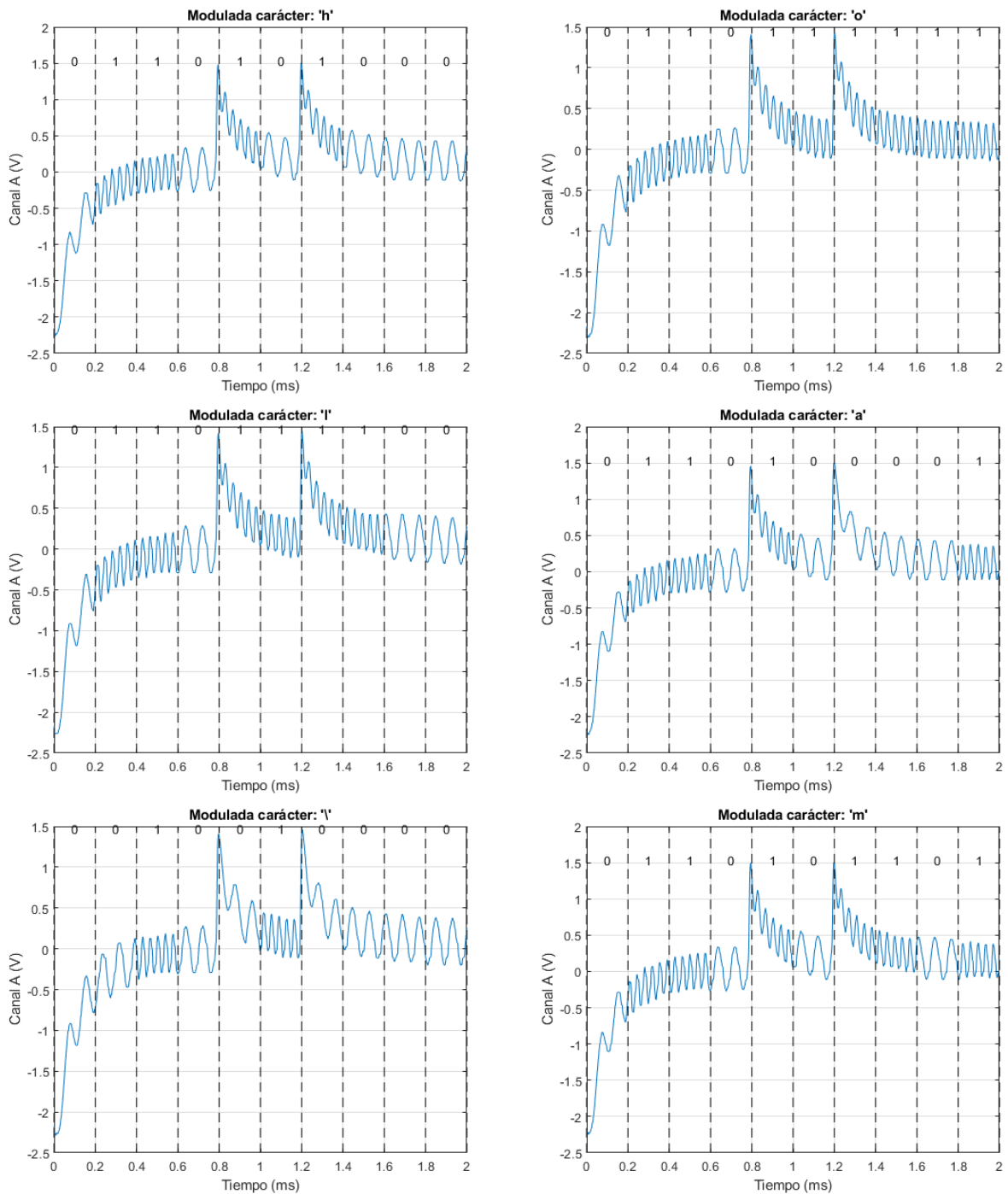
El objetivo de este subapartado es demostrar la viabilidad de la comunicación entre electrodos mediante la medición de la señal 'Hola Mundo' tras la etapa de amplificación. Esta etapa es crucial para evidenciar que la señal de estimulación, una vez amplificada, se puede observar de manera clara y nítida, permitiendo así su posterior demodulación. Es fundamental considerar que la señal de estimulación original es extremadamente débil y se ve atenuada debido a su transmisión a través del suero fisiológico. Además, al contar con una ganancia muy alta en la etapa de amplificación, el ruido desempeña un papel significativo. Para mitigar este problema, hemos configurado el montaje experimental siguiendo estrictamente las recomendaciones del fabricante. Esta configuración busca maximizar el rechazo del ruido. El amplificador de instrumentación seleccionado se caracteriza por su excelente desempeño en este tipo de aplicaciones, especialmente gracias a su alta capacidad de rechazo al modo común (Presenta un mínimo de 66 dB de rechazo al modo común para todas las ganancias) [35]. Esto asegura que la señal amplificada mantenga una alta fidelidad con respecto a la señal original.

A continuación, se presenta la cadena de caracteres 'hola mundo' medida tras la etapa de amplificación, mostrando cómo cada carácter se corresponde perfectamente con las simulaciones realizadas en MATLAB.

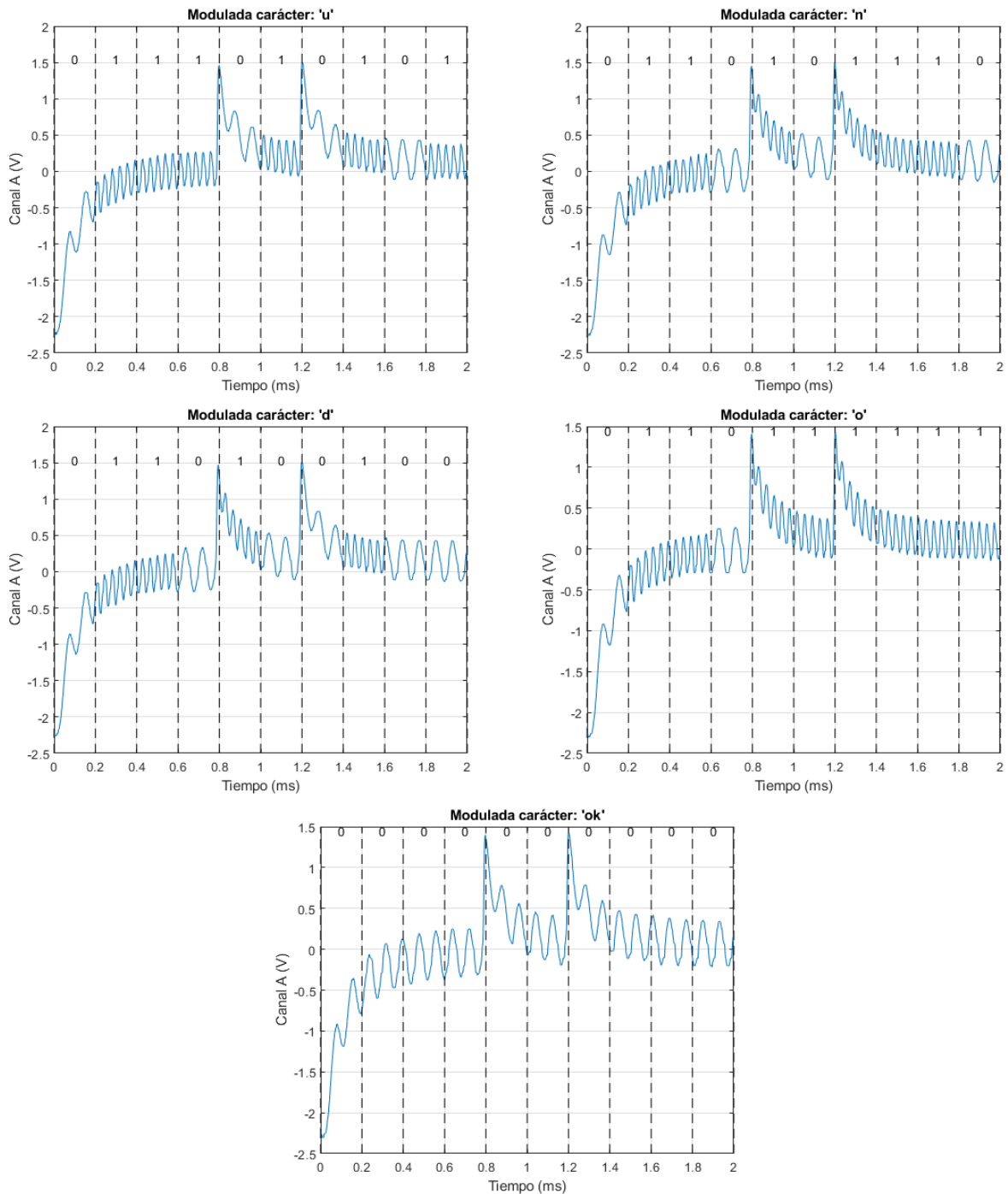
Para esta demostración, hemos utilizado el buffer del osciloscopio para almacenar las señales correspondientes a la cadena completa 'hola mundo'. El buffer del osciloscopio tiene capacidad suficiente para almacenar múltiples instancias de esta cadena de caracteres. Se configuró la frecuencia de la señal de tal manera que la señal de estimulación modulada correspondiente a un carácter tenga una duración de 2 ms. Adicionalmente, ajustamos la ventana del osciloscopio para que en cada pantalla se observe un único carácter.

El trigger del osciloscopio se configuró de forma precisa para que el inicio de la señal de estimulación modulada correspondiente a cada carácter coincida con el origen del eje X. Específicamente, el trigger se ajustó a aproximadamente -2.2V en un flanco ascendente. Esta configuración garantiza que el comienzo de la señal modulada, representando el inicio del carácter, se sitúe en el origen del eje X cuando la señal se encuentra en su mínimo. A continuación, se muestran todos los caracteres medidos tras su transmisión a través del suero fisiológico. Es importante destacar que la señal modulada representa aproximadamente un 20% de la señal de estimulación original, manteniendo su integridad y coherencia con las simulaciones previas. Esta configuración y los resultados obtenidos demuestran la capacidad del sistema para transmitir y amplificar señales a través del suero fisiológico con alta precisión, confirmando la validez del enfoque experimental y la calidad de la comunicación entre electrodos. Finalmente, los datos de los resultados han sido exportados a Matlab. Las señales han sido procesadas y guardadas con este software, permitiendo visualizarlas con una mayor calidad y de una manera más profesional. A continuación, en las Figuras 48 y 49, podremos observar

cada carácter de la cadena 'hola mundo'. Cabe destacar, que el generador de ondas, envía cíclicamente 'hola mundo' hasta que se pause, entonces, en el buffer, como hemos explicado anteriormente, tendremos múltiples instancias de la cadena 'hola mundo'. En resumen, se envía la cadena de caracteres completa 'hola mundo' pero mostramos por pantalla carácter a carácter para poder visualizar y apreciar correctamente la señal.



**Figura 48. Señales de neuroestimulación moduladas para caracteres 'h', 'o', 'l', 'a', ' ' y 'm'. Relación de 20% entre señal modulada y señal de estimulación. 20kHz de frecuencia para 'l' y 12500Hz de frecuencia para 'o'. Duración de cada carácter 2 ms. Duración de la cadena 'hola mundo' 22 ms.**



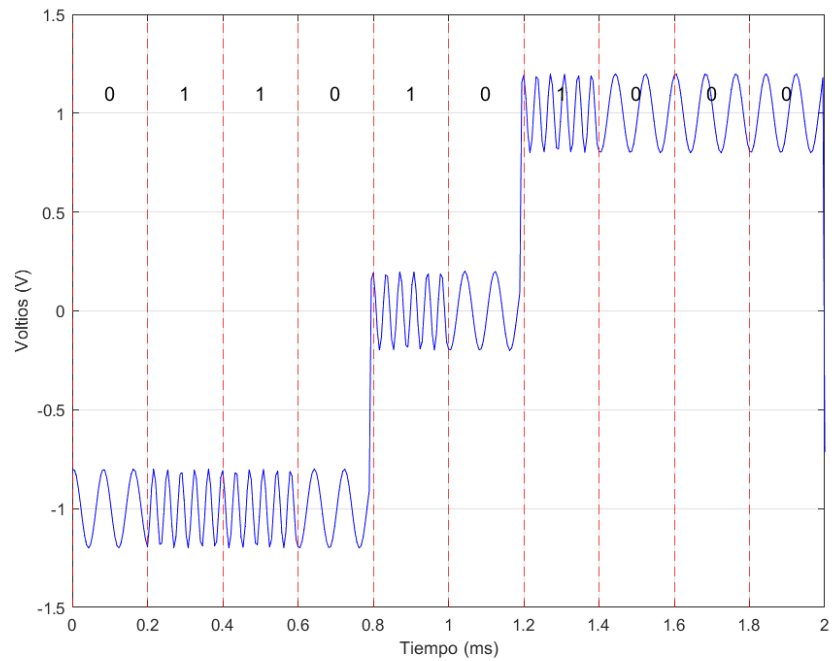
**Figura 49. Señales de neuroestimulación moduladas para caracteres 'u', 'n', 'd', 'o' y 'ok'. Relación de 20% entre señal modulada y señal de estimulación. 20kHz de frecuencia para '1' y 1250Hz de frecuencia para '0'. Duración de cada carácter 2 ms. Duración de la cadena 'hola mundo' 22 ms.**

### 3.1.4 Resultados de la demodulación

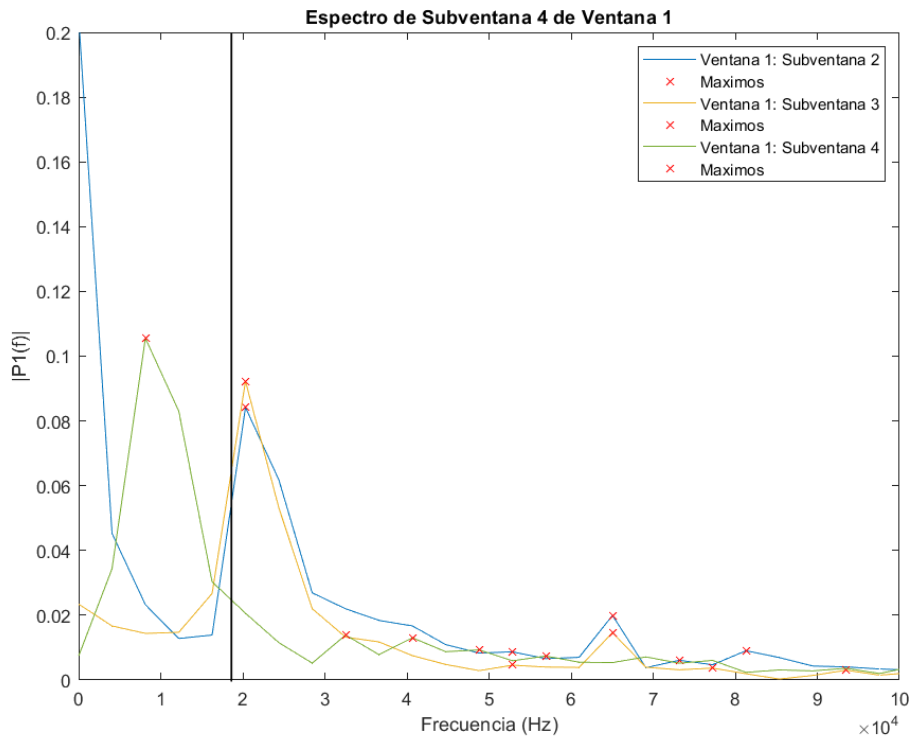
En el apartado 'Demodulación' ya se explicó cuál era el proceso para demodular la señal, por lo tanto, en este apartado nos limitaremos a mostrar y discutir los resultados obtenidos.

A continuación, mostraremos la señal modulada del carácter 'h' (Figura 50) y sus respectivas transformadas de Fourier (Figura 51, Figura 52 y Figura 53).



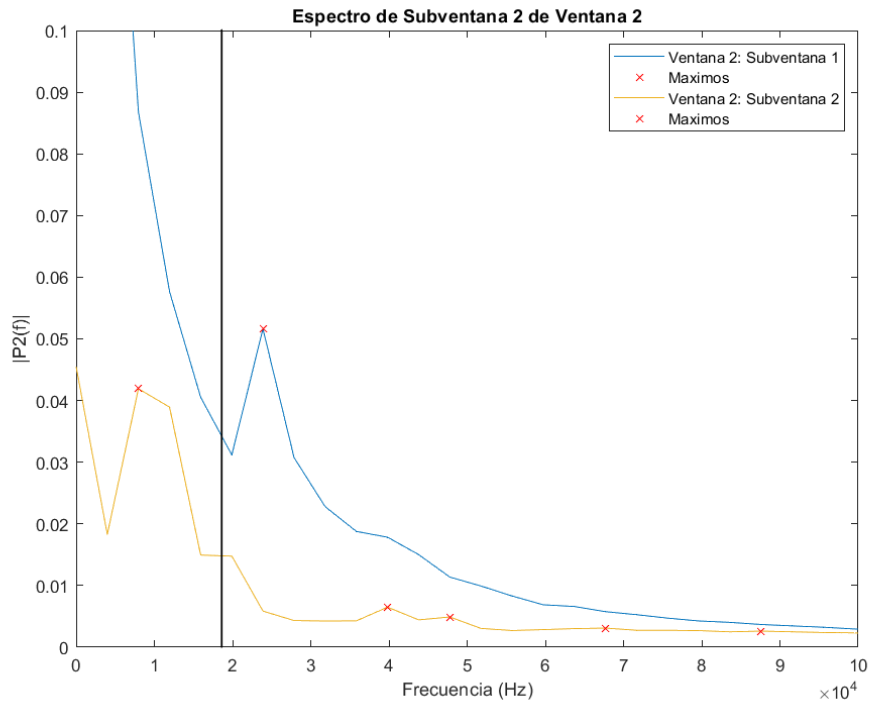


**Figura 50. Letra 'h' procesada en Matlab. Cadena de bits: '0110 10 1000'. Recuérdese que '1' se modula con 20kHz y '0' con 12500Hz.**



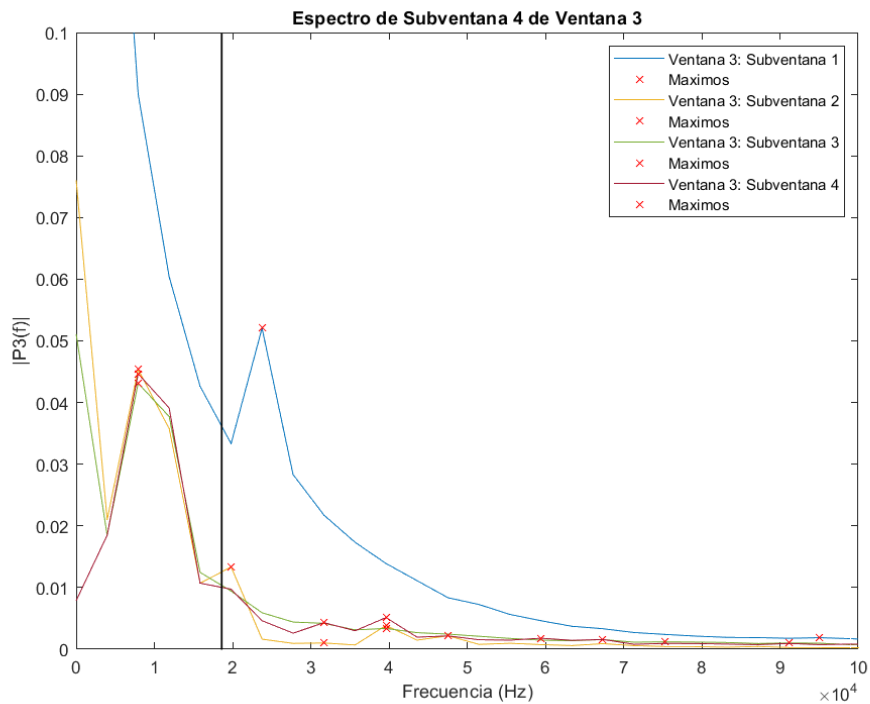
**Figura 51. Transformada de Fourier de la primera ventana de la letra 'h'. La primera ventana son los primeros 0.8ms del carácter h y cada subventana son 0.2ms. Recuérdese que en la primera ventana se modula '0110' para letra h. Frecuencias cercanas a 12500 Hz son '0' y frecuencias cercanas a 20kHz son '1'.**

La demodulación de la primera ventana del carácter 'h' para una relación de un 20% de la amplitud de la señal modulada frente al estímulo bifásico ya fue analizada en el apartado 2.5. Por consiguiente, no la vamos a volver a analizar.



**Figura 52. Transformada de Fourier de la Segunda Ventana de la Letra 'h'. La segunda ventana, son los 0.4 ms intermedios de la señal y consta de 2 subventanas, es decir, dos bits. Frecuencias cercanas a 12.5 kHz son '0' y las cercanas a 20 kHz son '1'. Recuérdese, son bits de paridad, en este caso, '10'.**

Para la subventana 1, su armónico principal tiene una frecuencia algo superior a 20 kHz, se trata de un '1'. Para la subventana 2, su armónico principal tiene una frecuencia cercana a 12.5 kHz, se trata de un '0'.



**Figura 53. Transformada de Fourier de la Tercera Ventana de la Letra 'h'. La tercera ventana, son los últimos 0.8 ms de la señal y consta de 4 subventanas. En este caso, para la letra 'h', modula '1000'. Recuérdese los '1' frecuencias cercanas a 20 kHz y los '0' frecuencias cercanas a 12.5 kHz.**

En este caso, la primera subventana tiene una frecuencia superior a 20 kHz ('1') y las tres primeras subventanas una frecuencia similar a 10 kHz, cercano a 12.5 kHz ('0').

Entonces, con este método de la transformada enventanada de Fourier, comparando las frecuencias con nuestro límite de 18 kHz, seleccionado empíricamente, en base a la primera subventana de cada carácter (recuérdese que nos salía una frecuencia algo alta para ser un '0', alrededor de 17 kHz).

Realizando esta comparación mediante un bucle para cada carácter y almacenando todos los valores en una matriz, luego podemos compararlos con un registro de la Tabla ASCII y descifrar nuestro mensaje (Figura 54).

Cadenas de bits para cada archivo:									
0	1	1	0	1	0	1	0	0	0
0	1	1	0	1	1	1	1	1	1
0	1	1	0	1	1	1	1	1	0
0	1	1	0	1	0	0	0	0	1
0	0	1	0	0	1	0	0	0	0
0	1	1	0	1	0	1	1	0	1
0	1	1	1	0	1	0	1	0	1
0	1	1	0	1	0	1	1	1	0
0	1	1	0	1	0	0	1	0	0
0	1	1	0	1	1	1	1	1	1
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

La frase resultante es: hola mundo

**Figura 54. Resultado para un 20% de señal modulada frente a la señal de estímulo. Matriz cadena de bits. Cada fila es un carácter y cada columna es un bit de ese carácter. Frase Resultante: hola mundo.**

En la Figura 54, se observa en la matriz, en cada fila, la cadena de bits, respectiva a cada carácter de la cadena 'hola mundo'. Y, por último, la frase correctamente demodulada.

Nótese que como explicamos en el apartado modulación de señal, los dos bits del medio corresponden con bits de paridad, son bits de comprobación de que el número de uno enviados sea correcto. Recuérdese que el primer bit de los dos bits de paridad es '1' si el número de unos en los cuatro primeros bits es par y que el segundo bit de los dos bits de paridad es '1' si el número de unos en los cuatro últimos bits es par.

El código tiene esto en cuenta, realiza las respectivas comprobaciones para que los bits de paridad coincidan con el número de unos y de ceros. Se explicará en el Anexo II junto al código.

### 3.1.5 Tasa de fallo de bits

La tasa de fallo de bits, también conocida como BER (Bit Error Rate), cuantifica la cantidad de errores que ocurren en una secuencia de bits transmitida en un canal de comunicación. Se define como el número de bits erróneos divididos por el número total de bits transmitidos. [36]

$$BER = \frac{N_E}{N_t} [36]$$

Donde

$N_e$  es el número de bits erróneos recibidos.

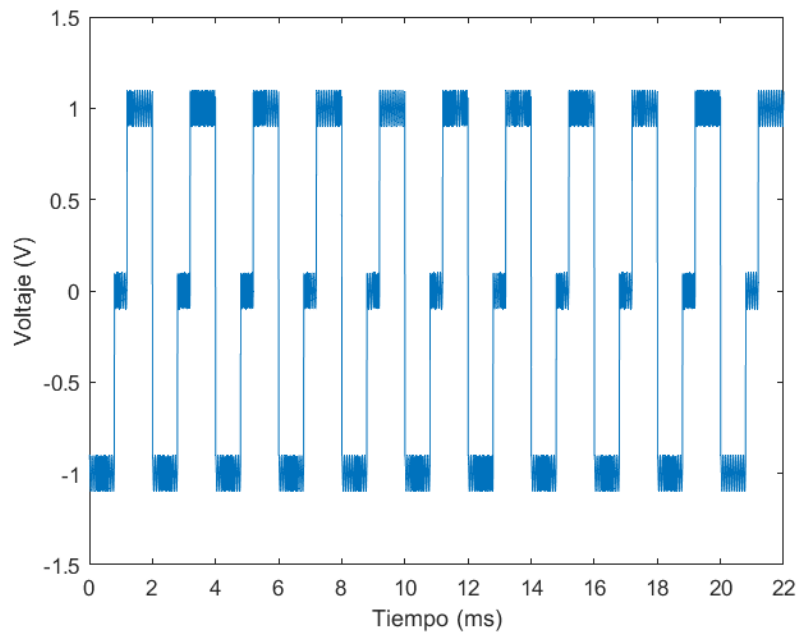
$N_t$  es el número total de bits transmitidos.

Para este caso específico, relación del 20% entre la señal modulada y el estímulo bifásico, hemos realizado veinte pruebas enviando la cadena 'hola mundo' completa, recibiendo cero bits erróneos. Por tanto, la tasa de fallo de bits para una relación del 20% entre la señal modulada y el estímulo bifásico es cero. Nótese que para obtener un valor estadísticamente significativo habría que hacer un número más elevado de pruebas, enviando un número de bits mayor.

## 3.2 Relación 10% entre señal modulada y estímulo bifásico

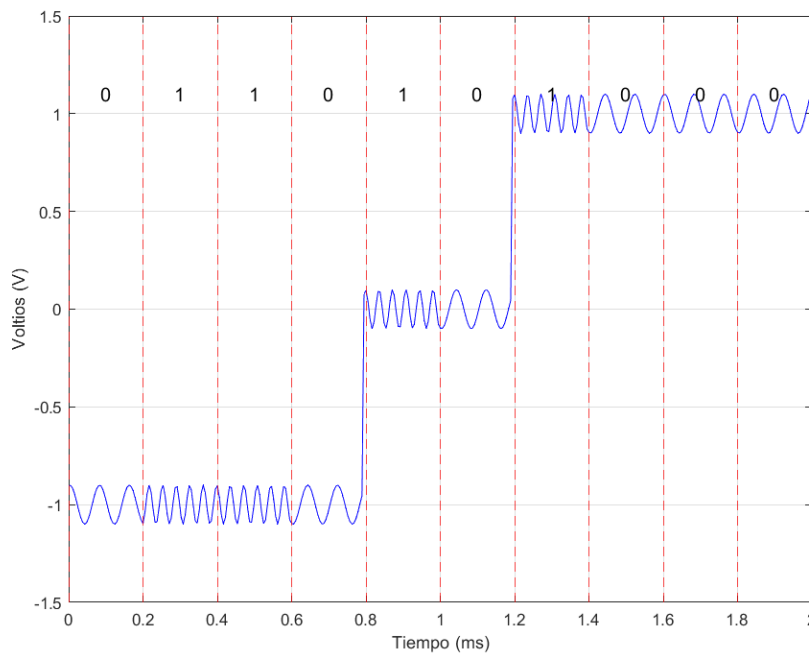
El objetivo de los siguientes apartados es hacer la señal modulada con respecto a la señal de estímulo lo más pequeña posible sin perder la eficacia de la comunicación. Un diez por ciento, es un valor más que correcto, para el objetivo de nuestro proyecto y para poder llevarlo a la práctica. No obstante, si la comunicación no pierde eficacia reduciremos la relación a un 5%.

En la Figura 55, podemos observar la cadena de caracteres 'hola mundo' con una relación de un 10% entre la señal modulada y el estímulo bifásico. Se puede comparar con la Figura 42, para apreciar la reducción de amplitud de la señal modulada FSK frente al estímulo bifásico.

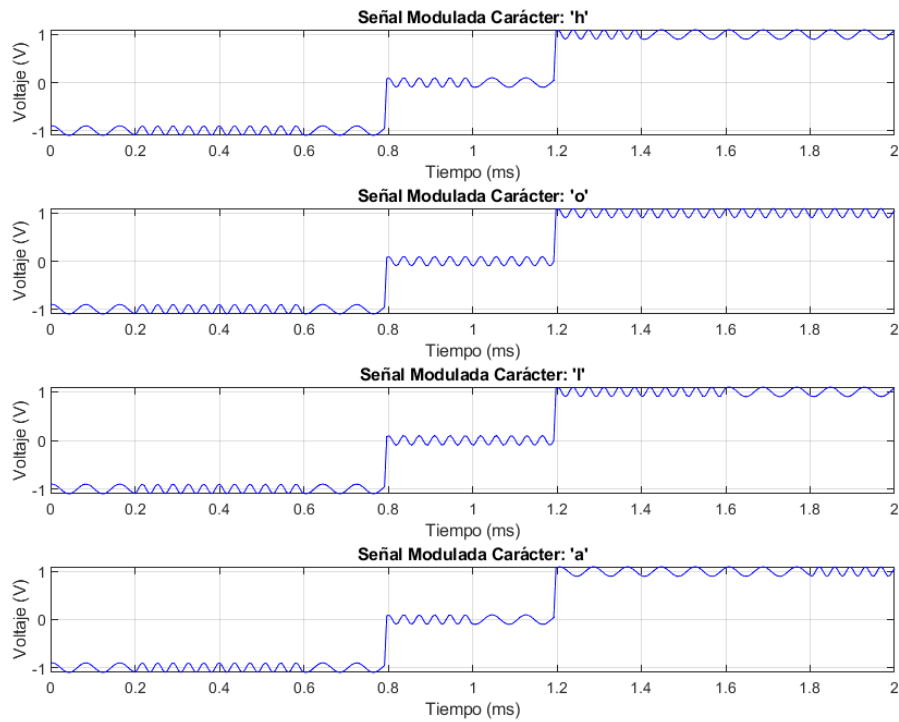


**Figura 55. Señal de estimulación modulada (Cadena de caracteres completa 'hola mundo') con un 10% de amplitud de la señal modulada respecto a la amplitud de la señal de estimulación. Duración de la señal completa 22ms, 2ms por cada carácter. Observamos la diferencia con respecto a la señal de la Figura 42. Se puede apreciar notablemente la diferencia entre ambas imágenes, ya que hemos reducido la amplitud de la señal modulada a la mitad con respecto a la señal modulada de la Figura 42.**

Vamos a mostrar ahora la señal del carácter 'h' por separado con la indicación del valor que toma cada bit (Figura 56) y la señal de los caracteres 'h', 'o', 'l' y 'a' (Figura 57). Las modulaciones del resto de caracteres se adjuntan en el Anexo I.

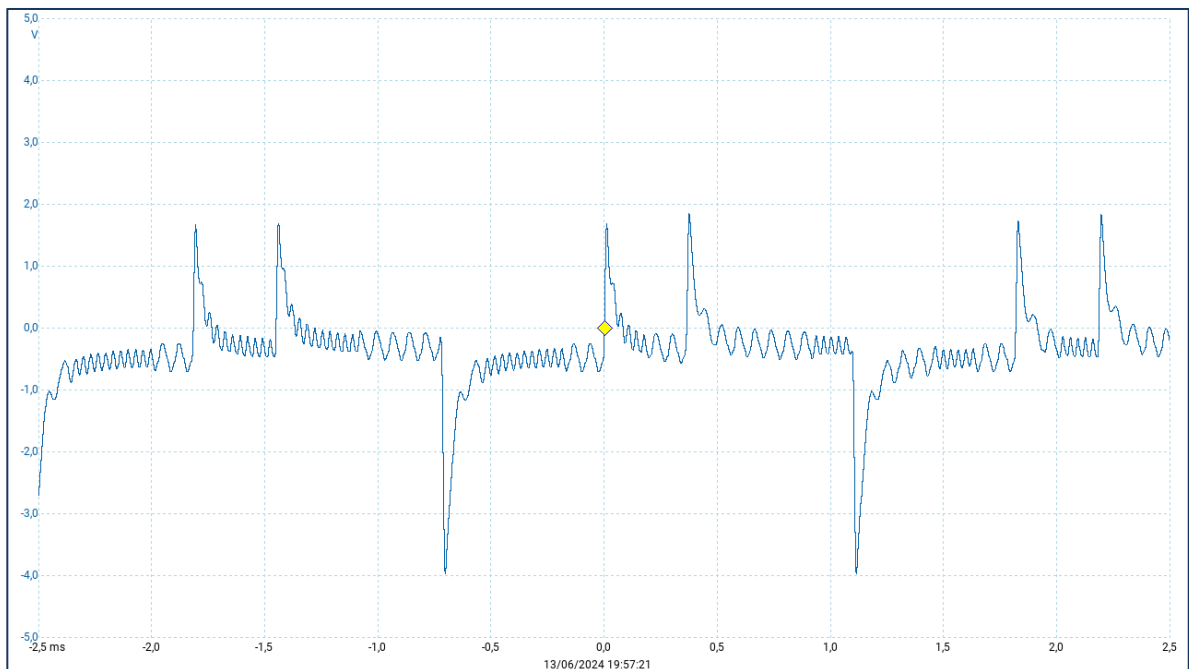


**Figura 56. Modulación carácter 'h' con indicación del valor que toma cada bit. 10% de relación entre amplitud de la señal modulada FSK y amplitud del estímulo bifásico.**



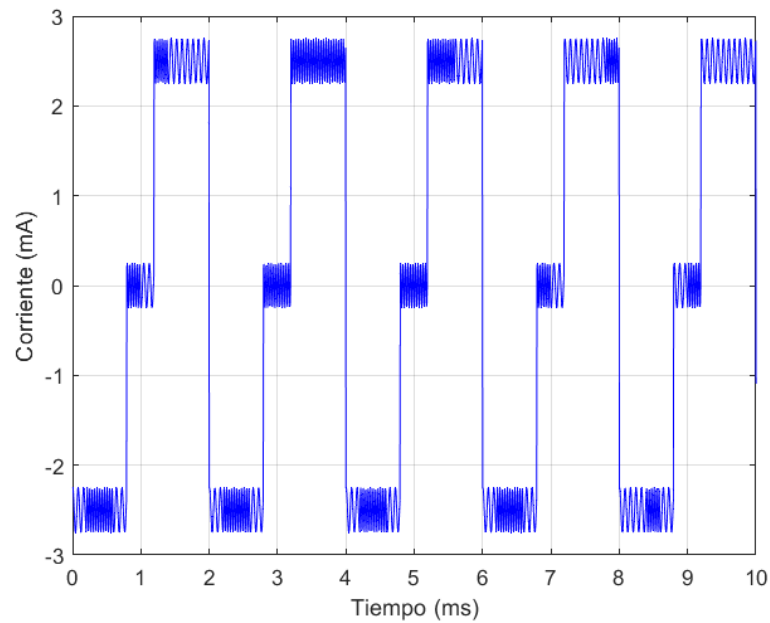
**Figura 57. Señales de estimulación moduladas para los caracteres 'h', 'o', 'l' y 'a' de la cadena 'hola mundo'. Duración de la señal para cada carácter 2ms. Frecuencia para 'l' 20kHz y frecuencia para 'o' 12.5kHz. 10% de relación entre la amplitud de la señal modulada y amplitud de la señal de estimulación.**

En la Figura 58 podemos observar el estímulo bifásico modulado medido tras el conversor Howland conectado a los electrodos sumergidos en el suero fisiológico. Nótese que al igual que sucedía en la Figura 46 se puede apreciar la forma de onda distorsionada por el efecto capacitivo de la interfaz electrodo-electrolito que causa efectos transitorios en la respuesta del sistema ascendentes y descendentes.



**Figura 58. Señal de estimulación modulada 'hola mundo' tras conversor Howland con electrodos sumergidos en suero fisiológico. 10 % de relación entre amplitudes de la señal modulada frente al estímulo bifásico.**

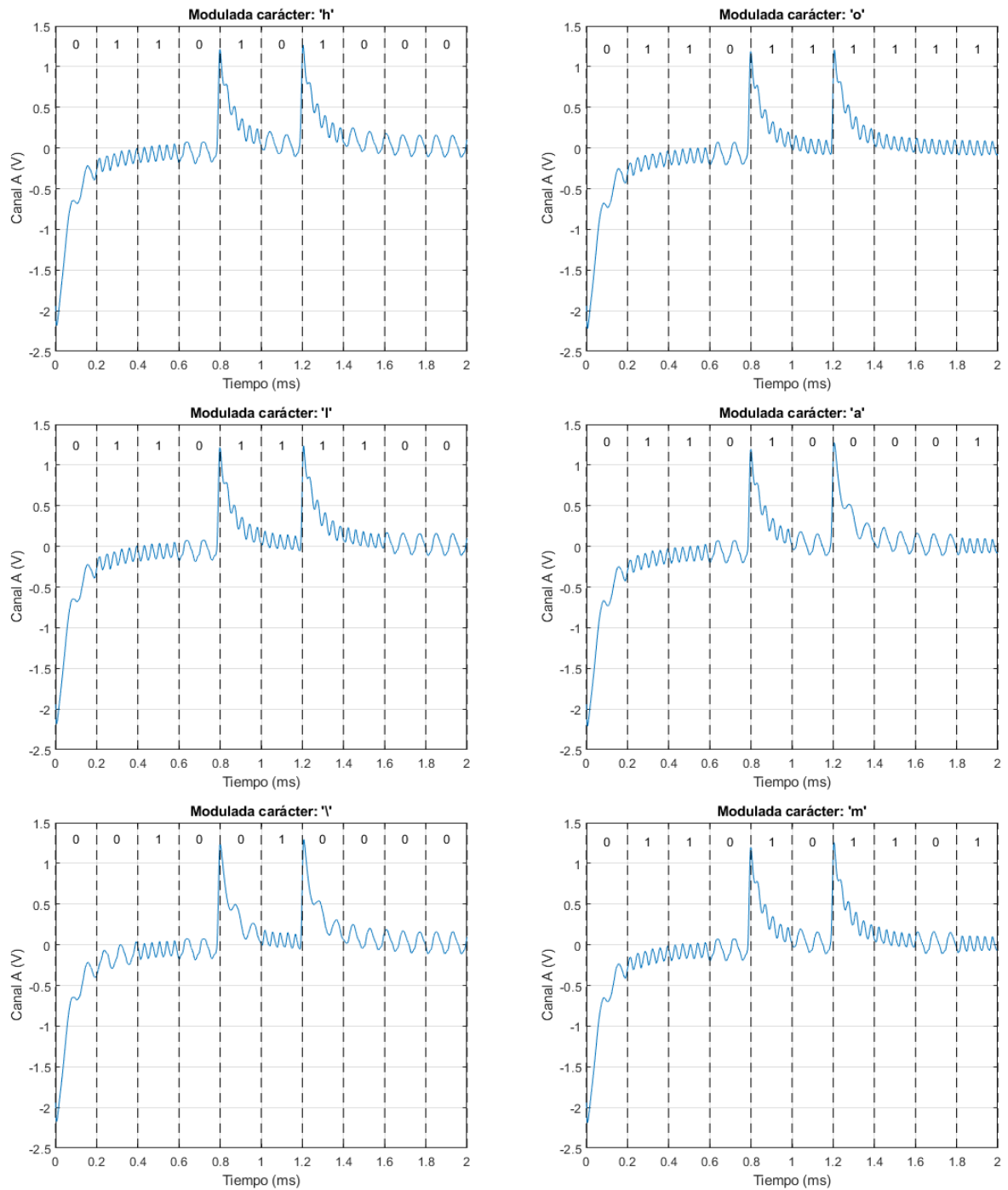
En la Figura 59, observamos la corriente de salida del conversor Howland que se aplica al electrodo.



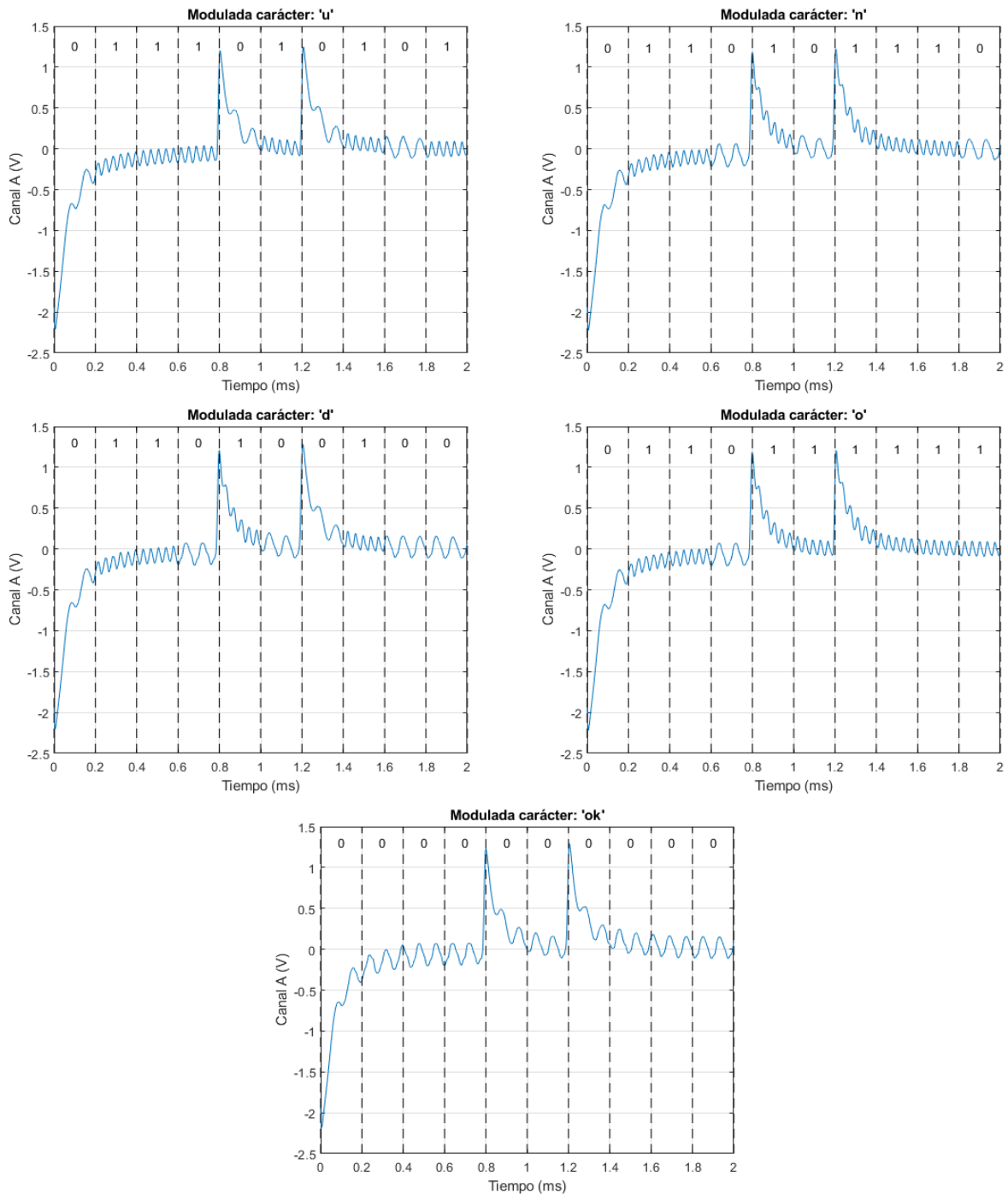
**Figura 59. Corriente de salida del conversor Howland para estimular electrodo.**

A continuación, mostramos las señales correspondientes a cada carácter (Figura 60 y Figura 61) después del suero fisiológico y de la etapa de amplificación para comprobar la correcta comunicación entre electrodos. Me gustaría realizar de nuevo mención en que se envía la cadena de caracteres completa, 'hola mundo', sin embargo, observamos cada carácter por separado para poder visualizarlo correctamente.

El generador de ondas envía 'hola mundo' de manera cíclica hasta que lo pausamos, el buffer del osciloscopio, recoge la cadena de caracteres varias veces hasta que se llena. Nosotros cogemos esa cadena de caracteres completa y la analizamos con MatLab y obtenemos las imágenes de cada carácter por separado a partir de MatLab, para poder tratarlas y visualizarlas de una forma más profesional y que se observen mejor los resultados.



**Figura 60.** Caracteres 'h', 'o', 'l', 'a', 'v', 'm' leídos, tras la etapa de amplificación, y por consiguiente, tras el suero fisiológico para una relación entre amplitudes de la señal modulada frente a la señal de estimulación de un 10%.

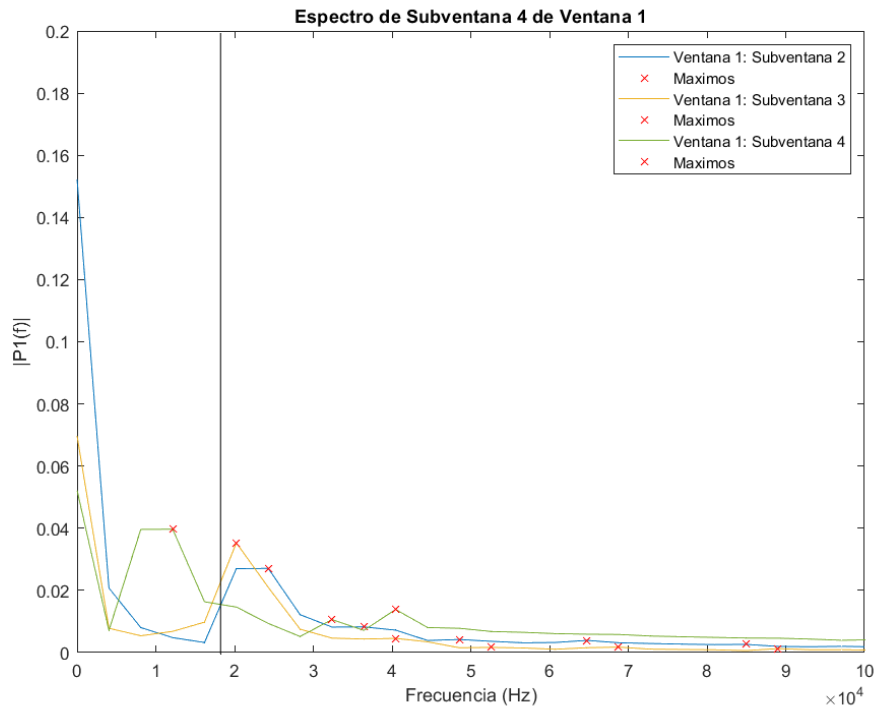


**Figura 61. Caracteres 'u', 'n', 'd', 'o' y 'ok', leídos tras la etapa de amplificación, y por consiguiente, tras el suero fisiológico para una relación entre amplitudes de la señal modulada frente a la señal de estimulación de un 10%.**

A continuación, mostraremos la Transformada Enventanada de Fourier para la letra 'h' (Figura 62, Figura 63 y Figura 64) y podremos observar como las frecuencias obtenidas de los armónicos principales corresponden con la frecuencia de 20kHz para '1' y 12500Hz para '0'.

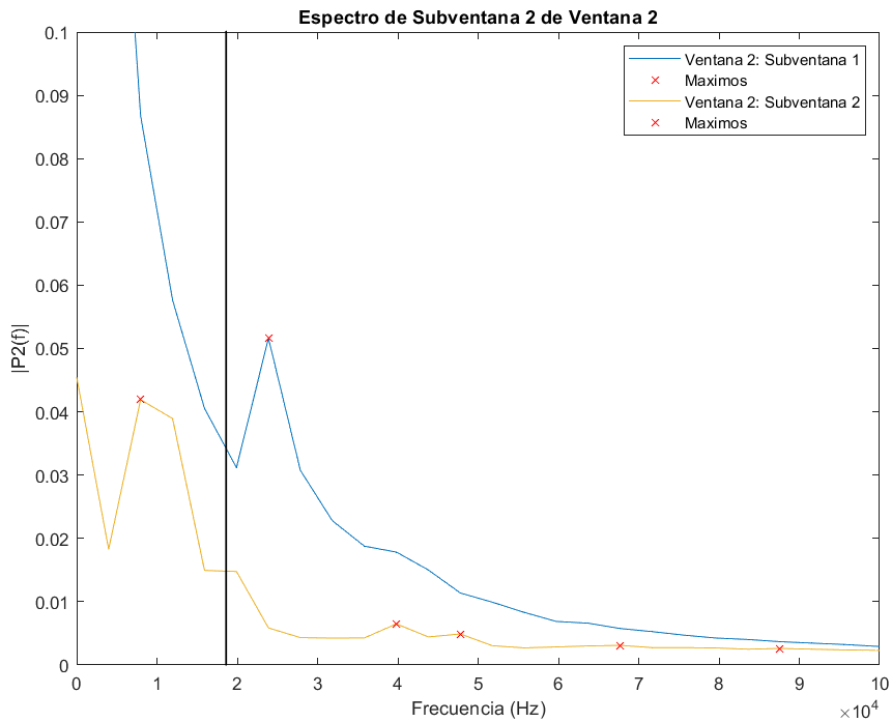
Como comentamos en el apartado anterior, en la subventana 1 de la ventana 1 se ve agravado el efecto de la distorsión de la forma de onda, y nos da una frecuencia algo lejana de los 12.5kHz que nos debería proporcionar (en torno a 17 kHz). Este efecto empeora para las relaciones de amplitud del 10% y del 5%, por tanto, como el primer bit es redundante de cada carácter ya que siempre será '0' (La Tabla ASCII se codifica con tan sólo 7 bits), esto será programado de esta manera mediante Software y no calcularemos los armónicos para esta primera subventana.





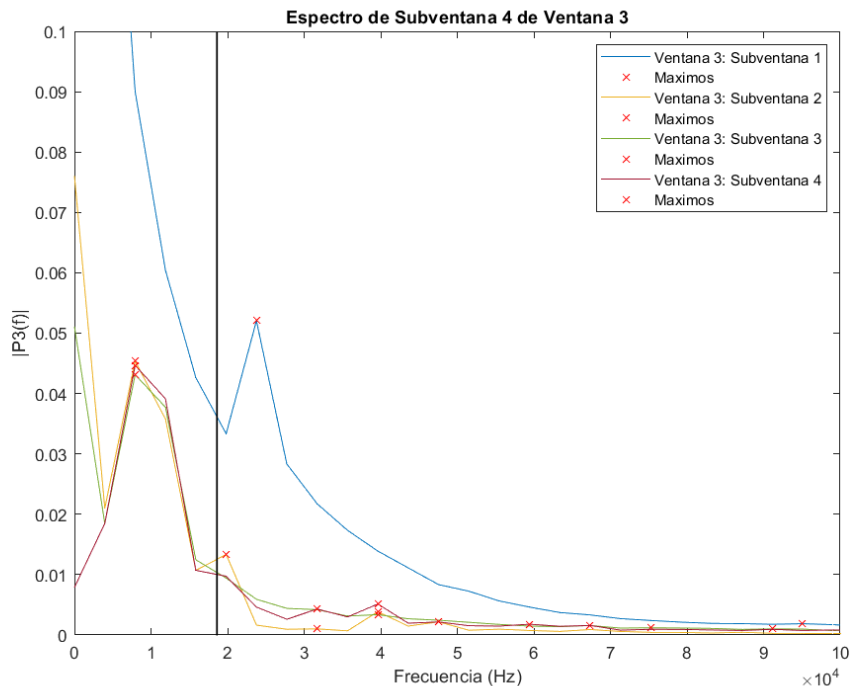
**Figura 62. Transformada de Fourier Armónicos para Ventana 1 (subventana 2, subventana 3 y subventana 4), letra 'h'. Cadena: '0110', como hemos obviado el primer bit, '110'. Recordamos que '1' se encuentra modulado con una frecuencia de 20 kHz y '0' se encuentra modulado con 12.5kHz.**

Observamos como coincide, azul, subventana 2, es un '1' ya que está por encima de 20kHz, al igual, que el amarillo, subventana 3. El verde, subventana 4, efectivamente es un '0', aproximadamente 12.5 kHz.



**Figura 63. Transformada de Fourier Armónicos para Ventana 2, letra 'h'. Cadena: '10'. Recordamos que '1' se encuentra modulado con 20 kHz y '0' se encuentra modulado con 12.5kHz.**

Observamos como efectivamente también son resultados positivos, ya que subventana 1, azul, está por encima de 20kHz, '1' y subventana 2, amarillo, se encuentra aproximadamente en 10kHz, '0'.



**Figura 64. Transformada de Fourier Armónicos Ventana 3 para letra 'h'. Cadena: '1000'. Recordamos que '1' se encuentra modulado con 20 kHz y '0' se encuentra modulado con 12.5kHz..**

Como podemos observar también obtenemos lo que esperábamos, la primera subventana(azul), es un '1', frecuencia por encima de 20kHz. El resto de subventanas son '0', frecuencia aproximada, 10000Hz.

El mensaje ha sido conseguido demodulado correctamente, tal y como se observa en la Figura 65.

Cadenas de bits para cada archivo:									
0	1	1	0	1	0	1	0	0	0
0	1	1	0	1	1	1	1	1	1
0	1	1	0	1	1	1	1	1	0
0	1	1	0	1	0	0	0	0	1
0	0	1	0	0	1	0	0	0	0
0	1	1	0	1	0	1	1	1	0
0	1	1	1	0	1	0	1	0	1
0	1	1	0	1	0	1	1	1	0
0	1	1	0	1	0	0	1	0	0
0	1	1	0	1	1	1	1	1	1
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

La frase resultante es: hola mundo

**Figura 65. Resultados obtenidos para un 10% de amplitud de modulada frente amplitud de estímulo. Matriz cadena de bist. Cada fila es un carácter y cada columna es un bit de ese carácter. Frase Resultante: Hola mundo.**

### 3.2.1 Tasa de fallo de bits

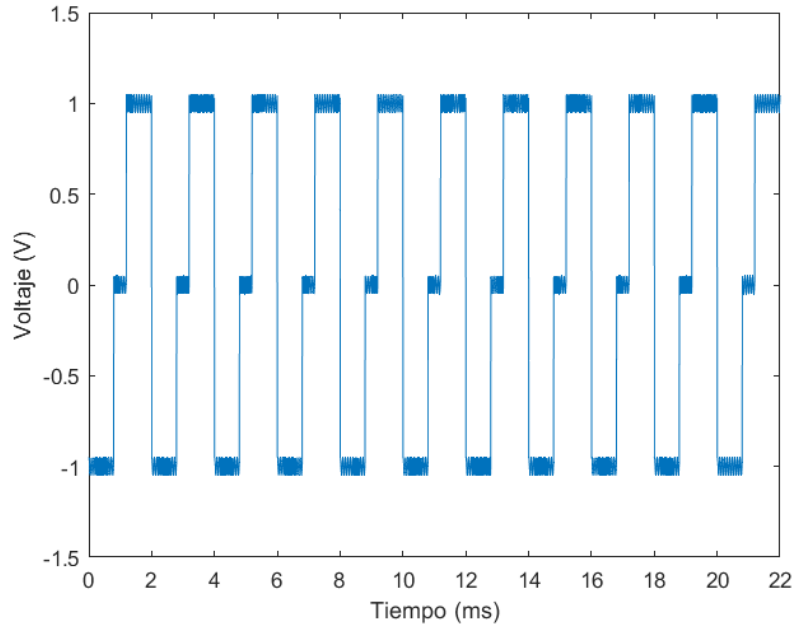
Al igual que para el caso anterior, se han transmitido veinte cadenas de caracteres 'hola mundo' de las cuáles se han recibido las veinte correctamente. Todos los bits de cada carácter se han recibido correctamente. Por tanto, la tasa de fallo de bits es de cero. Al igual que en el caso anterior, es necesario realizar en el futuro pruebas en las que se envíen una cantidad mayor de bits para poder obtener resultados de BER estadísticamente significativos.

## 3.3 Relación 5% entre señal modulada y estímulo bifásico

El objetivo de este apartado es poder demostrar la comunicación de una forma eficaz reduciendo la relación entre las amplitudes de la señal modulada y la señal del estímulo a un 5%, que es más optimista que el objetivo que nos habíamos planteado inicialmente, que era un 10%.

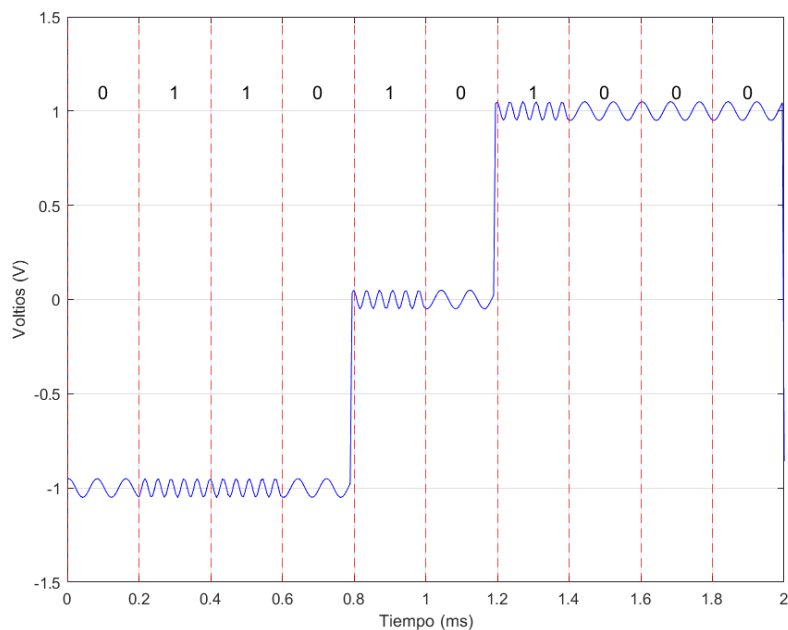
A continuación, como en el apartado anterior vamos a mostrar los resultados obtenidos para este nuevo factor de relación entre señales y vamos a comentarlos.

En la Figura 66 observamos la cadena de caracteres 'hola mundo' modulada con una relación entre amplitudes de la señal modulada frente al estímulo bifásico de un 5%.



**Figura 66. Señal de estimulación modulada (Cadena de caracteres completa 'hola mundo') con un 5% de amplitud de la señal modulada respecto a la amplitud de la señal de estimulación. Duración de la señal completa 22ms, 2ms por cada carácter. Observar la diferencia con respecto a las señales de la Figura 40 y de la Figura 55.**

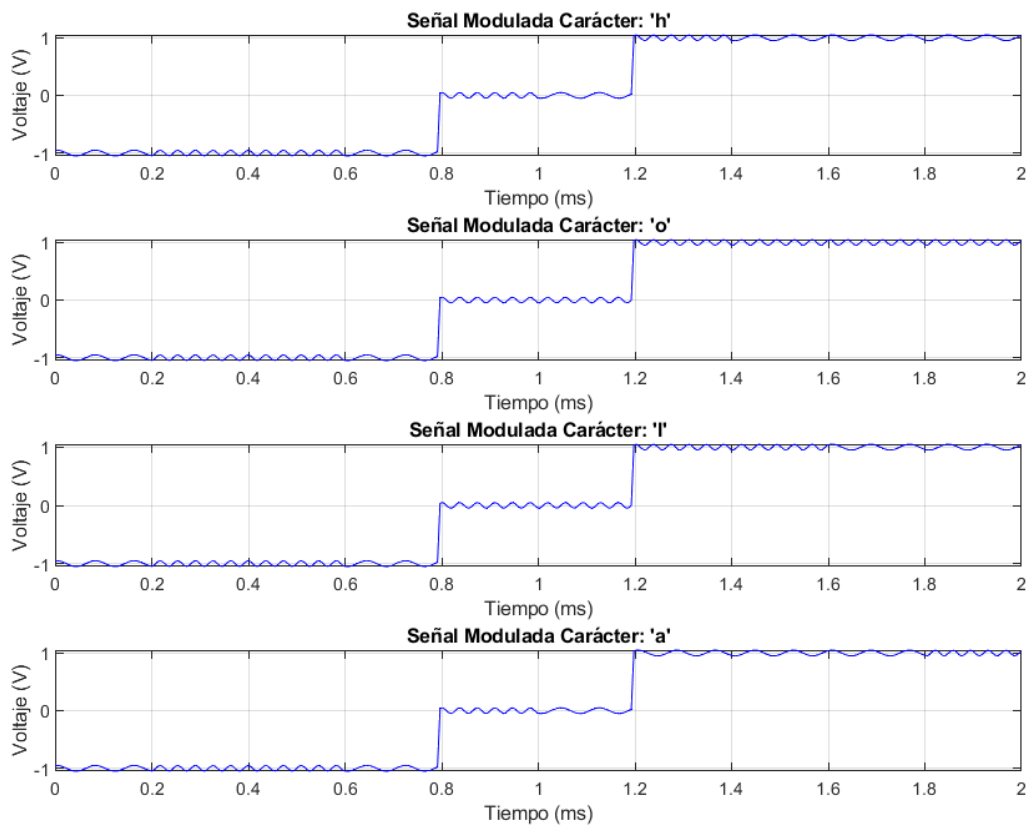
En la Figura 67 observamos el carácter 'h' modulado con el valor que toma cada bit indicado.



**Figura 67. Carácter 'h' modulado con el valor que toma cada bit indicado.**

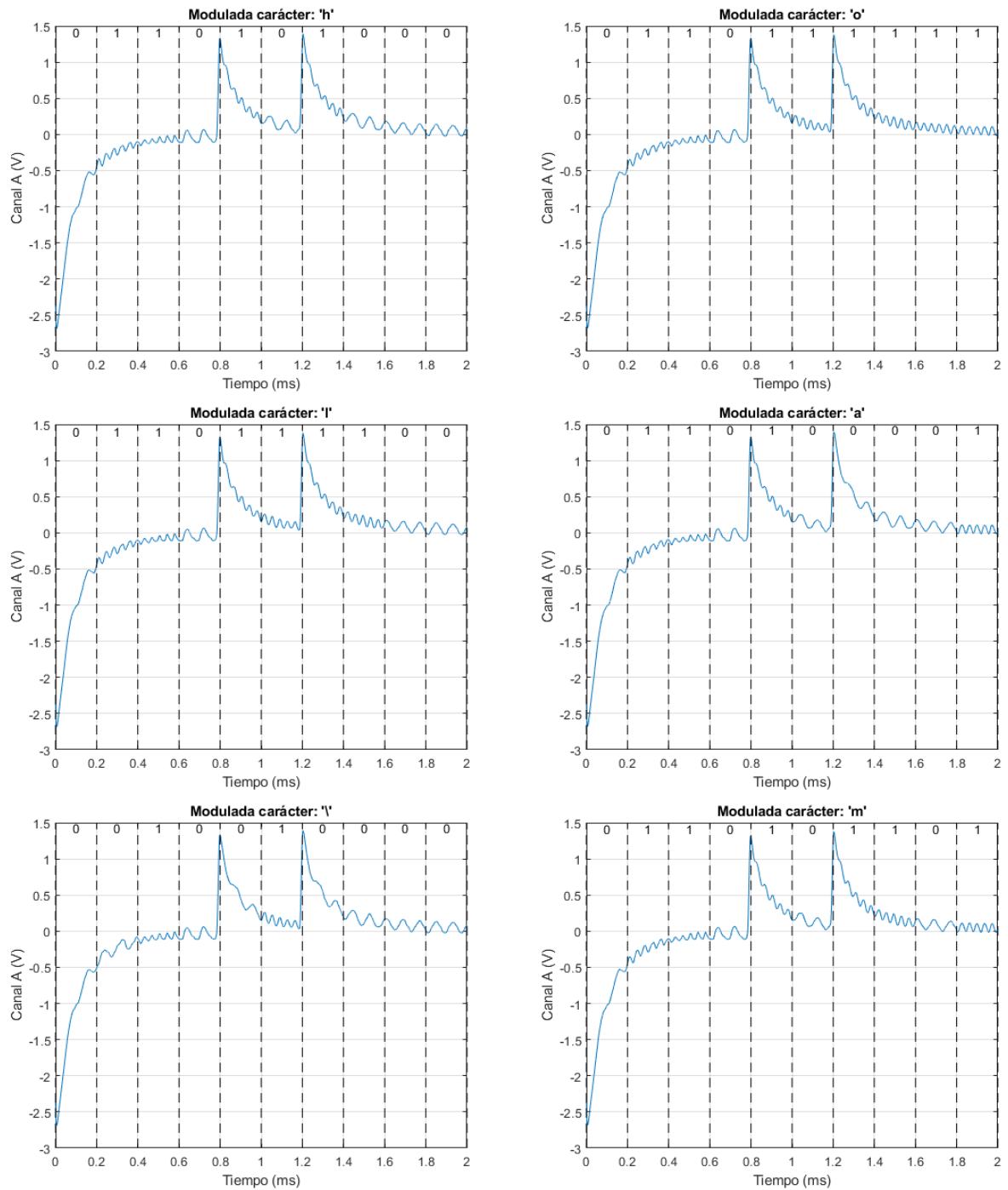
A continuación, en la Figura 68, observamos la señal de estimulación de los caracteres 'h', 'o', 'l' y 'a' por

separado con una relación entre amplitudes de la señal modulada FSK con respecto al estímulo bifásico de un 5%. Los resultados del resto de caracteres se encuentran en el anexo I.

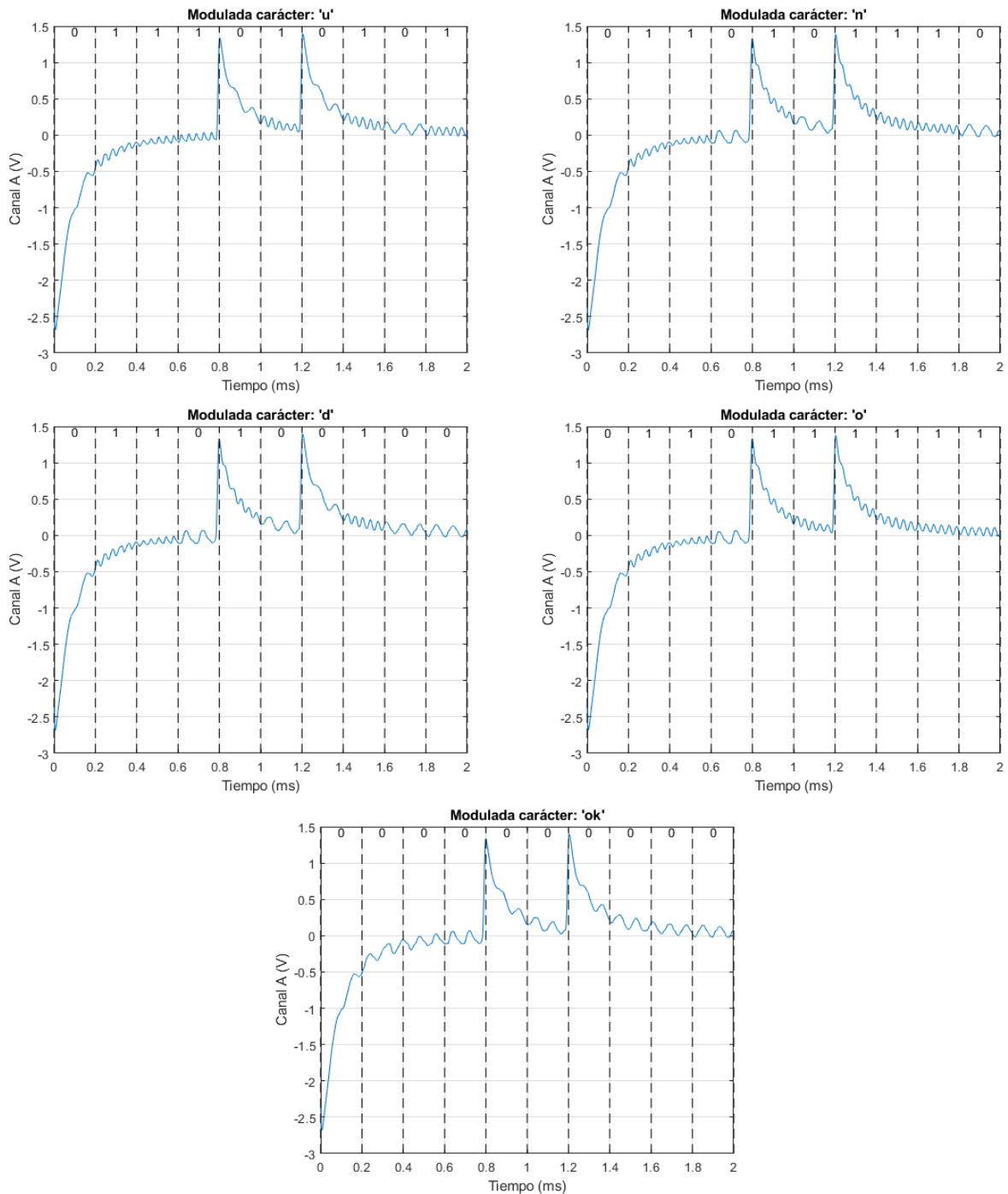


**Figura 68. Señales de estimulación moduladas para los caracteres ‘h’, ‘o’, ‘l’ y ‘a’ de la cadena ‘hola mundo’. Duración de la señal para cada carácter 2ms. Frecuencia para ‘l’ 20kHz y frecuencia para ‘o’ 12.5kHz. 5% de relación entre la amplitud de la señal modulada frente al estímulo bifásico.**

En tercer lugar, mostraremos las señales de cada carácter obtenidas con el osciloscopio para esta nueva relación, midiendo tras el suero fisiológico y la etapa de amplificación (Figura 69 y Figura 70). Como en apartados anteriores, aunque se envía la cadena de caracteres completa ‘hola mundo’ y se almacena en el buffer del osciloscopio, los datos serán extraídos y tratados en Matlab para una mayor claridad de los resultados. También se observará letra a letra, en vez de la cadena completa, de cara a poder ver la señal con una mayor claridad. Destacar también que para todas las pruebas de “Resultados” se está utilizando el montaje experimental completo.



**Figura 69.** Caracteres 'h', 'o', 'l', 'a', 'v', 'm' leídos, tras la etapa de amplificación, y por consiguiente, tras el suero fisiológico para una relación entre amplitudes de la señal modulada frente a la señal de estimulación de un 5%.



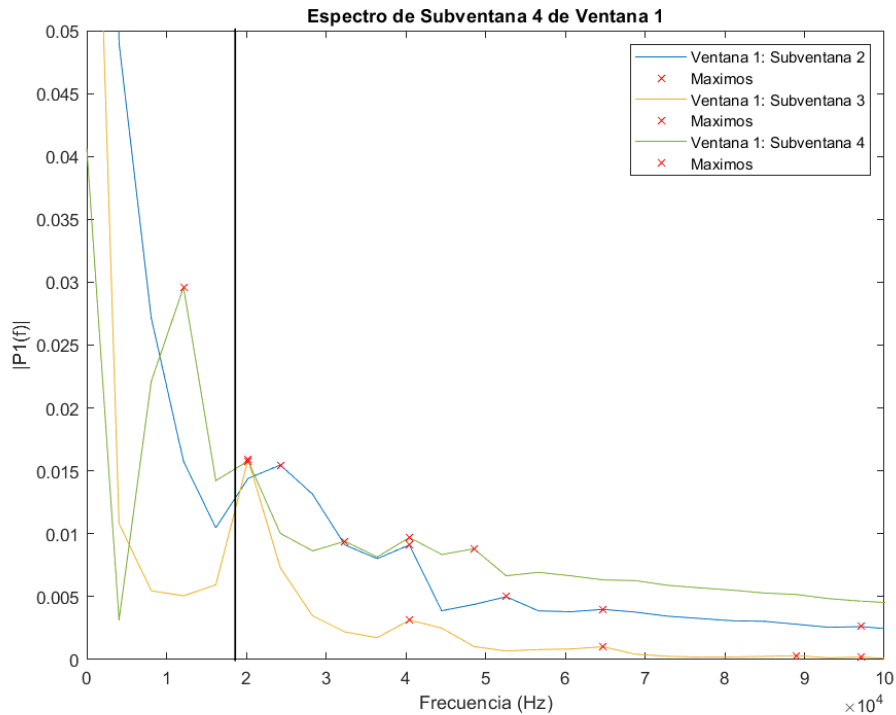
**Figura 70. Caracteres 'u', 'n', 'd', 'o', 'ok' leídos, tras la etapa de amplificación, y por consiguiente, tras el suero fisiológico para una relación entre amplitudes de la señal modulada frente a la señal de estimulación de un 10%.**

Observamos, lo que comentábamos anteriormente, este efecto capacitivo intrínseco en la forma de onda y esas alteraciones en las amplitudes debidas a su transmisión a través del suero fisiológico se ven agravadas por la pequeña amplitud de onda modulada que tenemos en este caso. Esto dificultará bastante la demodulación, sobre todo los tramos iniciales de cada ventana, es decir, entre 0ms y 0.2ms, entre 0.8ms y 1ms y entre 1.2ms y 1.4ms. Debido a que, en estos tramos, son donde la forma de onda se ve más alterada. En este caso, nos hemos encontrado con dos problemas. El primero, como ya se ha comentado en apartados anteriores, es que no somos capaces de calcular la frecuencia de 12500Hz en el primer bit '0' de cada carácter, calculamos una frecuencia entorno a 18kHz. Esto se debe a que la forma de onda en los 0.2 ms iniciales se encuentra muy deteriorada y alterada. Por este motivo, hemos hecho una suposición, como el primer bit es redundante, es decir, siempre para todas las letras de la tabla ASCII va a ser 0, ya que la tabla ASCII se codifica únicamente con siete bits,

vamos a forzarlo en el código a que sea cero en el código.

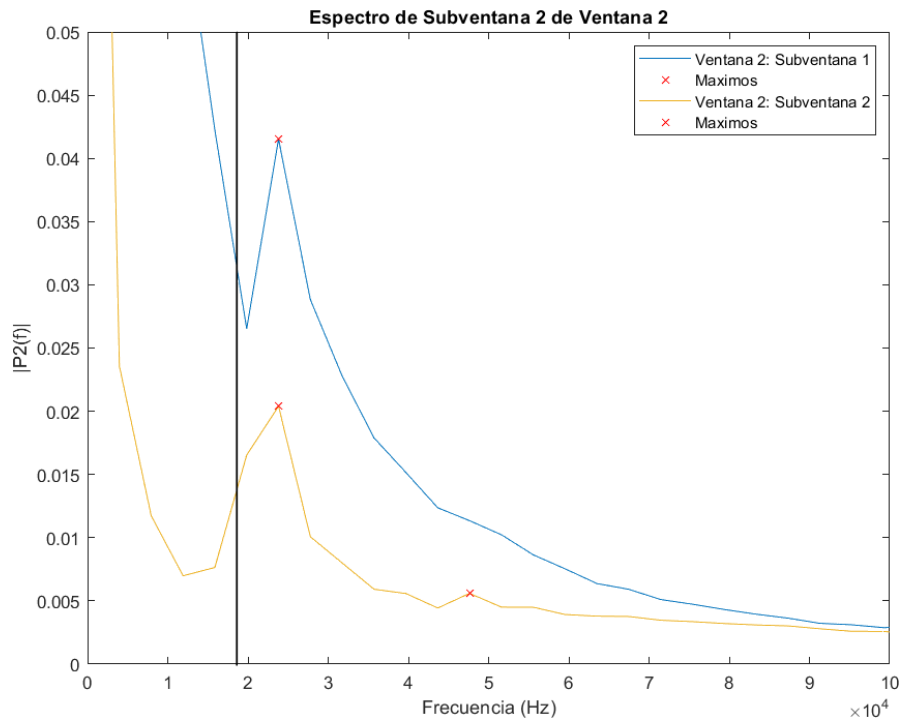
El segundo problema, es que, en la primera prueba, tan solo falló un bit (sin contar el primer bit de cada carácter, que ya se había forzado a cero), el sexto bit del carácter 'a', es decir, la segunda subventana de la segunda ventana. Esto se solucionó, utilizando la segunda cadena 'hola mundo' enviada, en lugar de la primera, entonces en esta segunda prueba, ya si conseguimos una comunicación efectiva de todos los bits. Por este motivo, se ha decidido calcular la tasa de fallo de bits en todos los casos (relaciones de amplitud entre señal modulada y estímulo bifásico de un 20%, 10% y 5%).

A continuación, mostraremos la Transformada Enventanada de Fourier para la letra 'o', en el caso que estamos actualmente, relación de amplitudes de un 5% (Figura 71, Figura 72 y Figura 73).



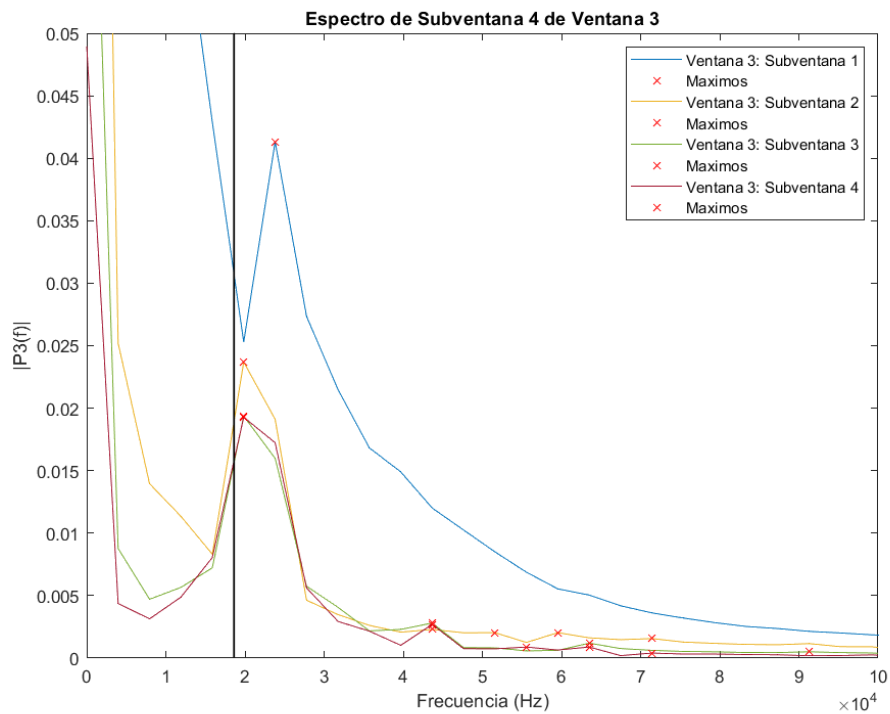
**Figura 71. Transformada de Fourier para Ventana 1 Letra 'o' (Excepto Subventana 1). Cadena: 0110', omitiendo el primer bit. Cadena: '110'. Recordamos que '1 se encuentra modulado con 20 kHz y '0' se encuentra modulado con 12.5kHz.**

Observamos como, subventana 2 y subventana 3, azul y amarillo, su armónico principal está en torno a los 20kHz, es decir, un '1'. También se encuentra bien calculada la frecuencia para la subventana 4, entorno a 12500Hz, es decir, un '0'.



**Figura 72. Transformada de Fourier para Letra 'o' Ventana 2. Cadena '11'. Recordamos que '1' se encuentra modulado con 20 kHz y '0' se encuentra modulado con 12.5kHz.**

Observamos como ambos armónicos principales se encuentran en torno a los 20kHz, por tanto, estamos ante dos '1'.



**Figura 73. Transformada de Fourier para Letra 'o' Ventana 3. Cadena '1111'. Recordamos que '1' se encuentra modulado con 20 kHz y '0' se encuentra modulado con 12.5kHz.**



A continuación, calcularemos la tasa de fallo de bits para esta relación, realizando varias veces la misma prueba.

### 3.3.1 Tasa de fallo de bits

Para calcular la tasa de fallo de bits, se ha enviado veinte veces la cadena de caracteres 'hola mundo', es decir, se ha repetido veinte veces la misma prueba. Se han obtenido los siguientes resultados:

- 14 pruebas con 0 bits erróneos.
- 5 pruebas con 1 bit erróneo.
- 1 prueba con 2 bits erróneos.

Si realizamos los calculos de la tasa de fallo de bits:

$$[36] \quad BER = \frac{N_E}{N_T} = \frac{7}{110} = 0.064 \frac{\text{bits erróneos}}{\text{bits recibidos}}$$

Al igual que en los casos anteriores será necesario realizar más pruebas para obtener valores de BER estadísticamente significativos.

# 4 DISCUSIÓN Y AMPLIACIONES

---

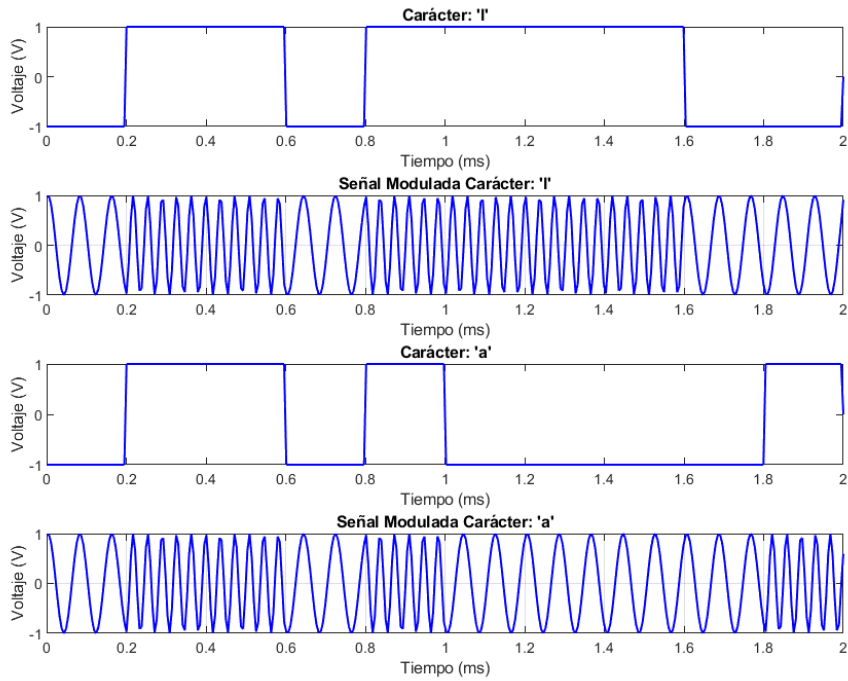
Se podrían implementar las siguientes ampliaciones en un futuro:

- Implementar una señal de estimulación con tiempos de separación entre estímulos ya sean controlados o aleatorios para acercarnos más a la realidad de la neuroestimulación. Esto se podría realizar con el estimulador ‘icestim’ diseñado por Alejandro Barriga e Hipólito Guzmán como parte de los trabajos relacionados con la patente [7].
- Elaborar un protocolo de comunicación, para realizar una comunicación síncrona en la recepción de señal y en la demodulación, de tal forma que no haya que cargar los ficheros .csv en Matlab.
- Diseñar una PCB con el conversor Howland y el circuito de Amplificación.
- Probar distintos esquemas de demodulación, ya que el esquema que se ha probado es una primera aproximación para demostrar la viabilidad de la comunicación.
- Probar otros tipos de modulaciones más complejas, como la PSK y la QAM. Estudiar cómo varían las tasas de error de bits (BER) conforme vamos reduciendo la relación entre la señal modulada y el estímulo bifásico, para determinar si alguna de las modulaciones resulta más robusta ante esta reducción.

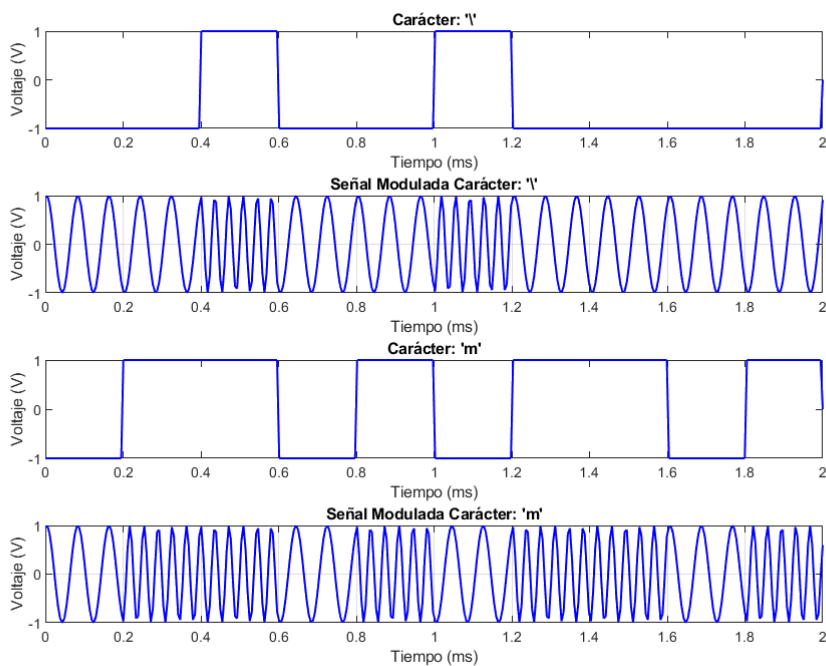
Como conclusión, podemos afirmar que hemos logrado la comunicación entre electrodos en un medio salino, lo cual tiene especial interés de cara al tratamiento de enfermedades que requieran de acciones coordinadas por parte de los electrodos, tales como enfermedades en el gastro intestinal o enfermedades relacionadas con la pérdida de visión.

También hemos logrado el segundo objetivo del proyecto, que era modular la cadena de caracteres ‘hola mundo’ en el propio estímulo bifásico, consiguiendo reducir la relación entre la señal modulada y la señal de estimulación hasta un 5%.

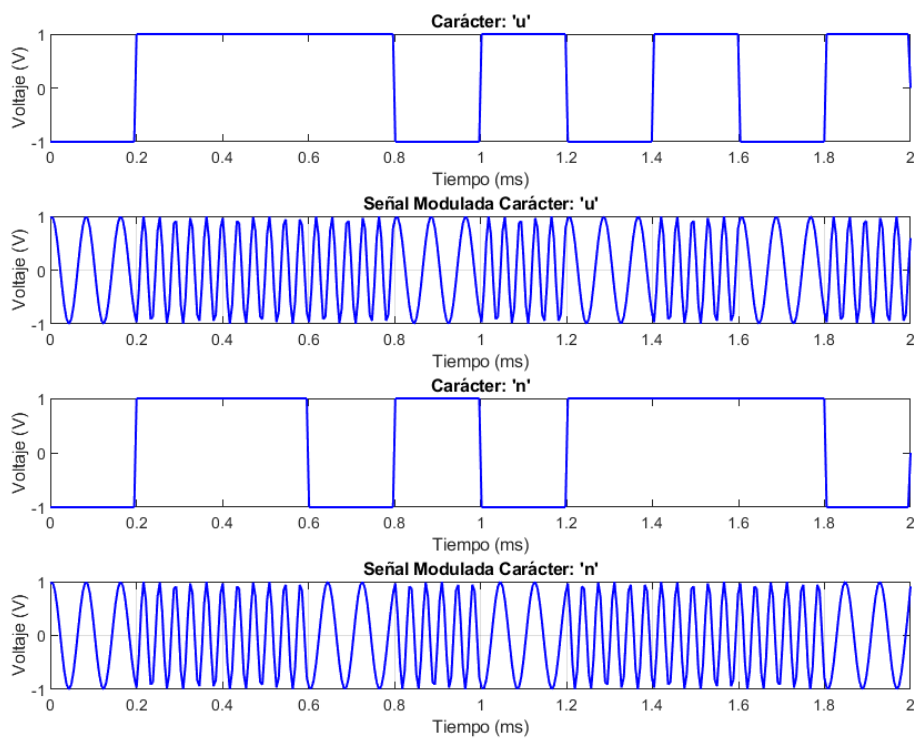
## 5.1 Anexo I: Figuras



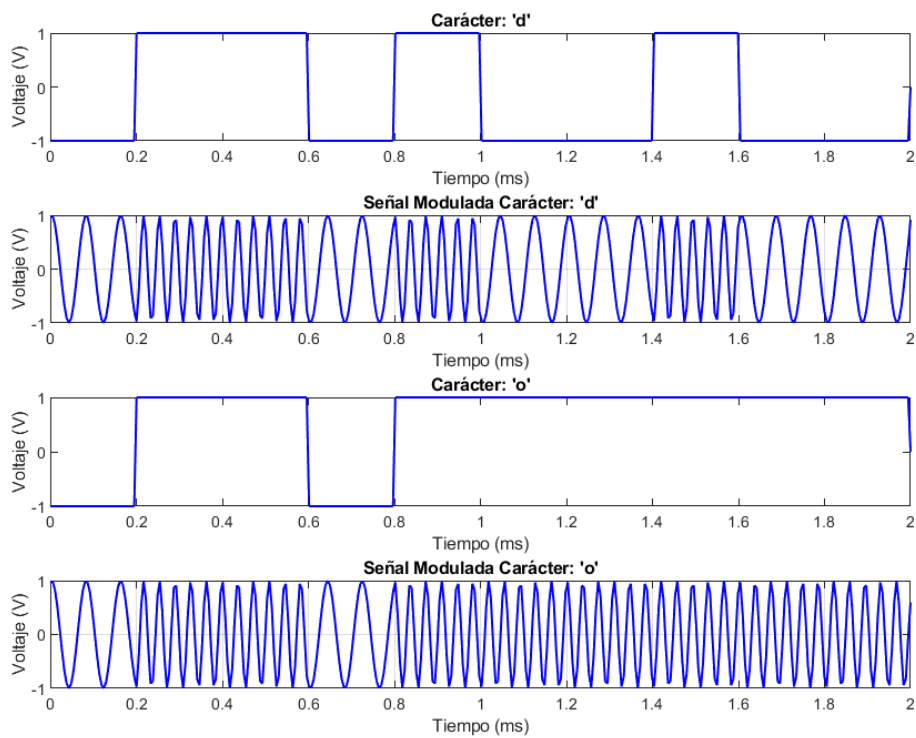
*Figura 74. Señal binaria y modulada FSK para carácter 'l' y 'a'.*



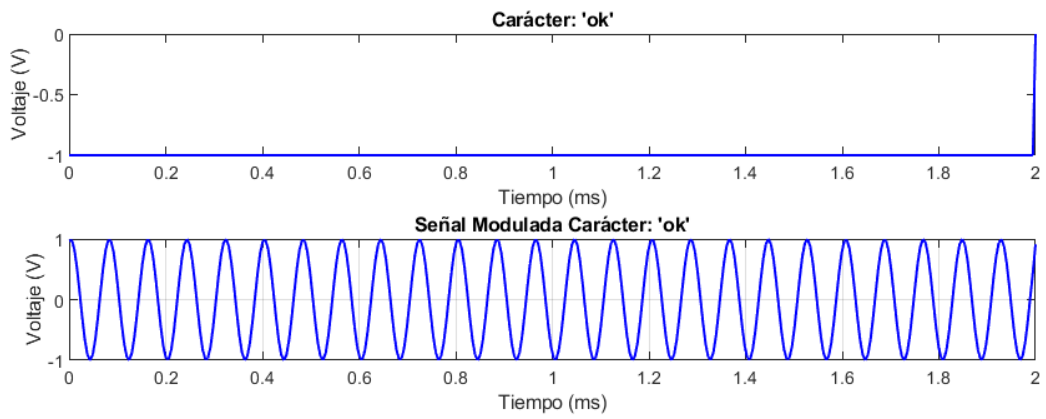
*Figura 75. Señal binaria y modulada FSK para carácter 'l' y 'm'.*



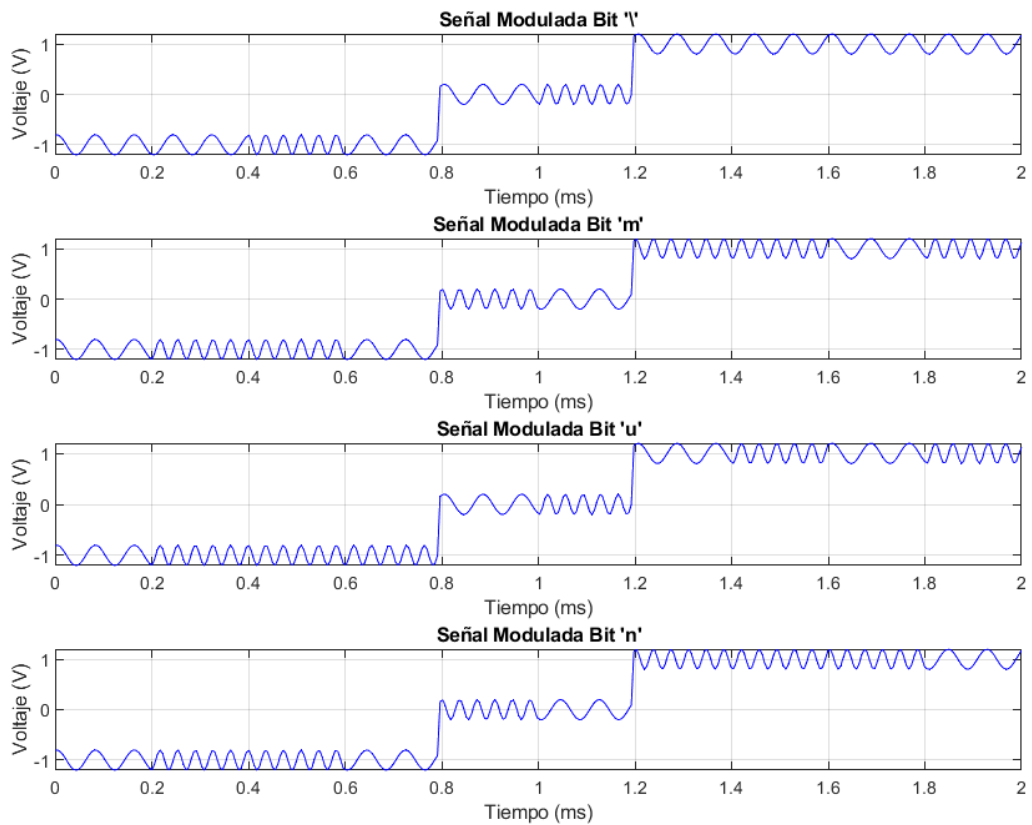
**Figura 76. Señal binaria y modulada FSK para carácter 'u' y 'n'.**



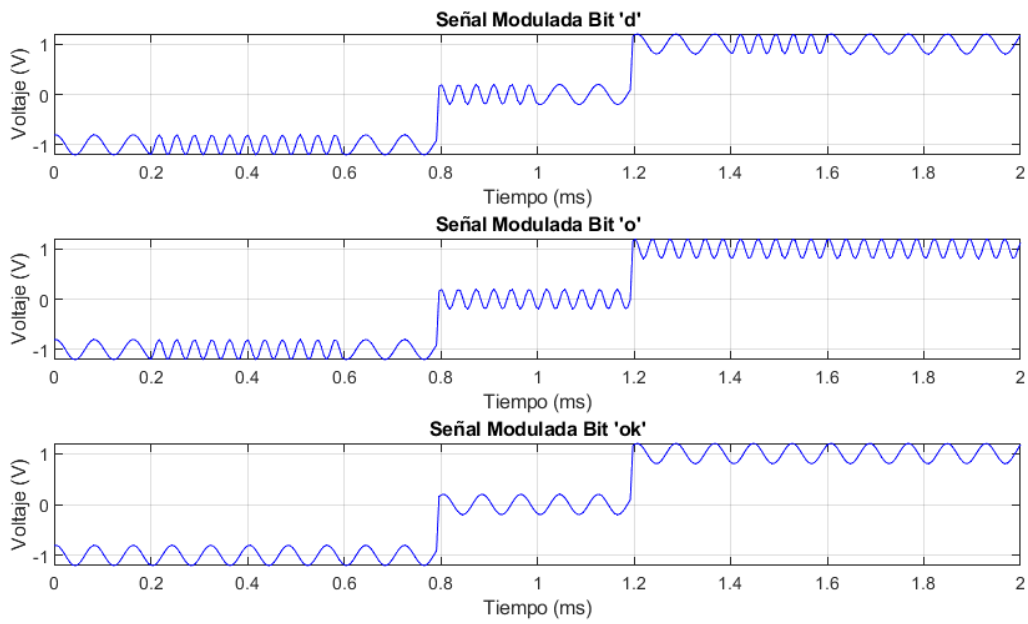
**Figura 77. Señal binaria y modulada FSK para carácter 'd' y 'o'.**



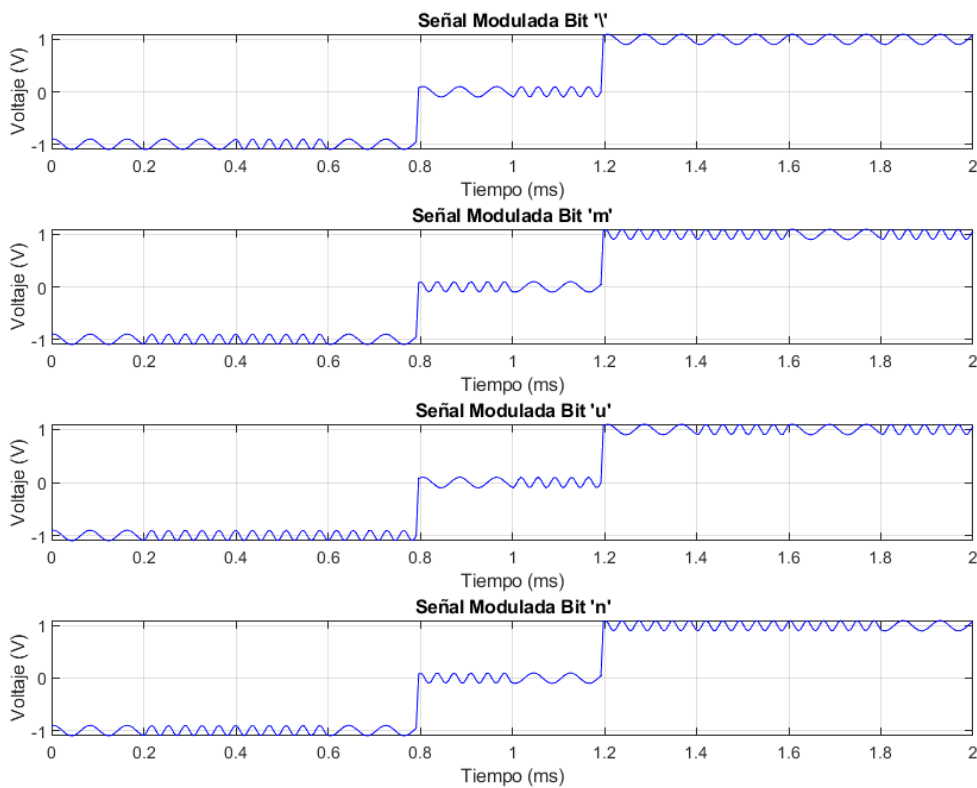
**Figura 78. Señal binaria y modulada FSK para carácter 'ok'**



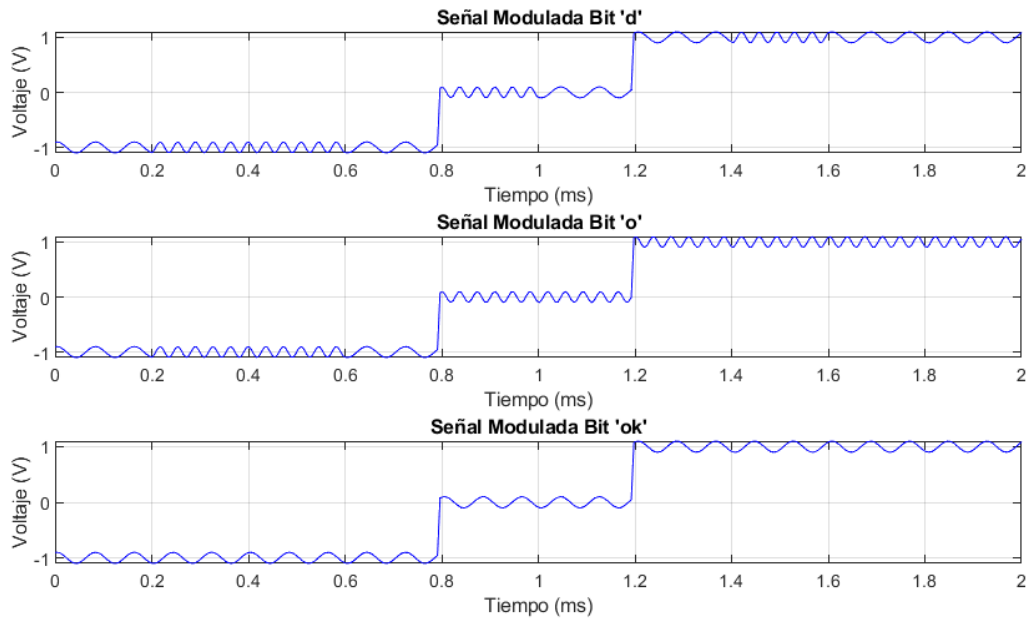
**Figura 79. Señales de estimulación moduladas para los caracteres 'l', 'm', 'u' y 'n' de la cadena 'hola mundo'. Duración de la señal para cada carácter 2ms. Frecuencia para '1' 20kHz y frecuencia para '0' 12.5kHz. 20% de relación entre la señal modulada y el estímulo bifásico.**



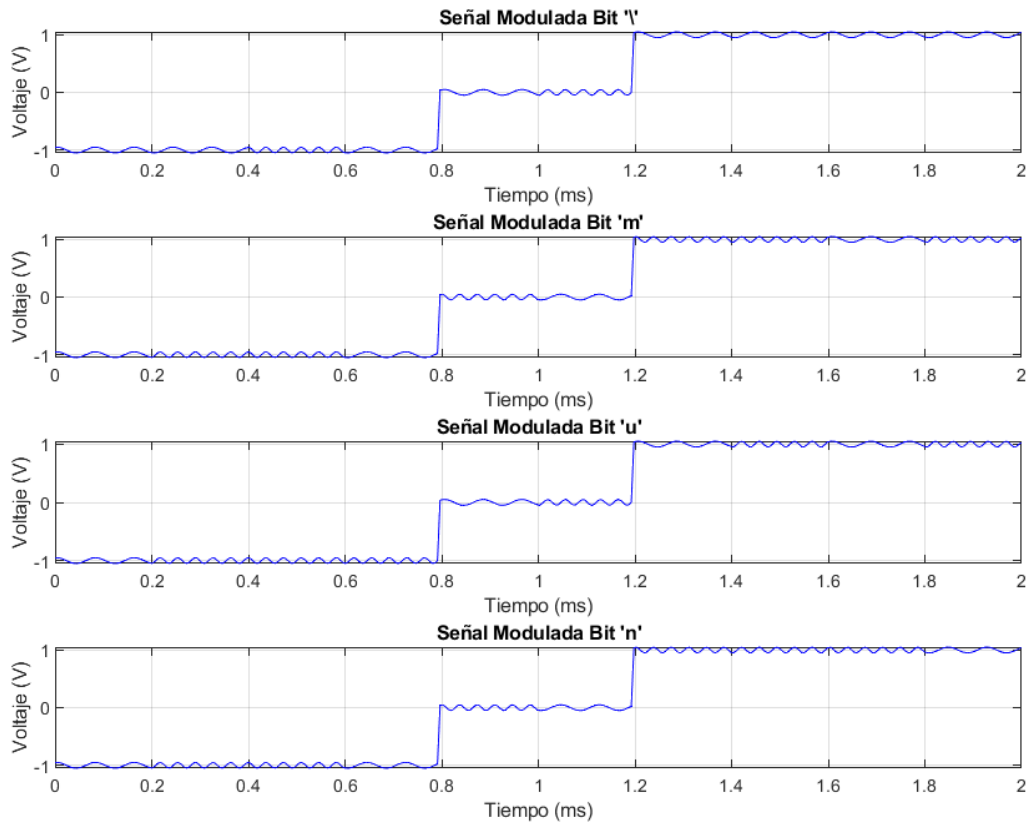
**Figura 80.** Señales de estimulación moduladas para los caracteres 'd', 'o' y 'ok' de la cadena 'hola mundo'. Duración de la señal para cada carácter 2ms. Frecuencia para '1' 20kHz y frecuencia para '0' 12.5kHz. 20% de relación entre la señal modulada y el estímulo bifásico.



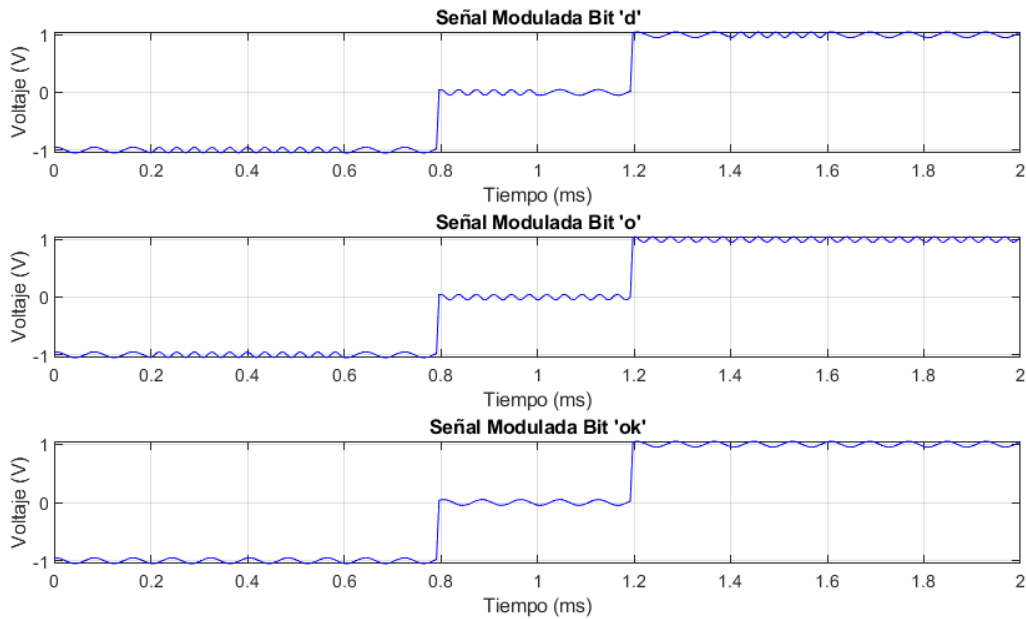
**Figura 81.** Señales de estimulación moduladas para los caracteres 'l', 'm', 'u' y 'n' de la cadena 'hola mundo'. Duración de la señal para cada carácter 2ms. Frecuencia para '1' 20kHz y frecuencia para '0' 12.5kHz. 10% de relación entre la amplitud de la señal modulada y la amplitud del estímulo bifásico.



**Figura 82.** Señales de estimulación moduladas para los caracteres 'd', 'o' y 'ok' de la cadena 'hola mundo'. Duración de la señal para cada carácter 2ms. Frecuencia para '1' 20kHz y frecuencia para '0' 12.5kHz. 10% de relación entre la amplitud de la señal modulada y la amplitud del estímulo bifásico.



**Figura 83.** Señales de estimulación moduladas para los caracteres 'l', 'm', 'u' y 'n' de la cadena 'hola mundo'. Duración de la señal para cada carácter 2ms. Frecuencia para '1' 20kHz y frecuencia para '0' 12.5kHz. 5% de relación entre la amplitud de la señal modulada y la amplitud del estímulo bifásico.



**Figura 84. Señales de estimulación moduladas para los caracteres 'd', 'o' y 'ok' de la cadena 'hola mundo'. Duración de la señal para cada carácter 2ms. Frecuencia para '1' 20kHz y frecuencia para '0' 12.5kHz. 5% de relación entre la amplitud de la señal modulada y la amplitud del estímulo bifásico.**

## 5.2 Anexo II: Código

El objetivo de este apartado es mostrar tanto el código de modulación como el código de demodulación, ambos implementados en Matlab e ir explicando brevemente paso a paso cada uno.

### 5.2.1 Código de modulación

**En primer lugar, definimos los parámetros principales: frecuencia de muestreo, duración, tasa de envío de bit, frecuencia central y frecuencia de desviación. Debemos de generar también el vector tiempo con ayuda de la función *linspace* de MatLab.**

```
% Parámetros
fs = 185000; % Frecuencia de muestreo
bit_rate = 5000; % Tasa de bits (bps)
duration = 0.002; % Duración de la señal de estimulación (2 ms)
max_amplitud = 1;
```

```
% Parámetros de modulación FM
fc = 20000;
fDev = 7500;
```

```
% Generación de la señal de estimulación
t = linspace(0, duration, fs * duration);
signal = zeros(size(t));
```

**Debemos de inicializar todos los caracteres de la cadena 'hola mundo' utilizando la tabla ASCII como explicamos en el apartado anterior.**



```
% Codificación de la señal de estimulación
```

```
hola_mundo= zeros(11,10);  
hola_mundo(1,:) = [0 1 1 0 1 0 1 0 0 0];  
hola_mundo(2,:) = [0 1 1 0 1 1 1 1 1 1];  
hola_mundo(3,:) = [0 1 1 0 1 1 1 1 0 0];  
hola_mundo(4,:) = [0 1 1 0 1 0 0 0 0 1];  
hola_mundo(5,:) = [0 0 1 0 0 1 0 0 0 0];  
hola_mundo(6,:) = [0 1 1 0 1 0 1 1 0 1];  
hola_mundo(7,:) = [0 1 1 1 0 1 0 1 0 1];  
hola_mundo(8,:) = [0 1 1 0 1 0 1 1 1 0];  
hola_mundo(9,:) = [0 1 1 0 1 0 0 1 0 0];  
hola_mundo(10,:) = [0 1 1 0 1 1 1 1 1 1];  
hola_mundo(11,:) = [0 0 0 0 0 0 0 0 0 0];
```

En segundo lugar, generamos la señal de pulsos, definimos el inicio del bit y el final de bit, en función de la duración de pulso. Recuérdese que la duración de un pulso coincide con la inversa de la tasa de transmisión de bits.

```
pulse_duration = 1/bit_rate;
```

```
for j = 1:11  
for i = 1:10  
bit_start = (i-1)*pulse_duration;  
bit_end = i*pulse_duration;  
if hola_mundo(j,i)==1  
signal(j,t >= bit_start & t < bit_end)=1;  
else  
signal(j,t >= bit_start & t < bit_end)=-1;  
end  
end  
end  
colors = ['r', 'g', 'b', 'c'];  
figure(1); % Crea una nueva figura  
for j = 1:4  
subplot(4, 1, j); % Crea un subgráfico en una cuadrícula de 6 filas y 1 columna  
plot(t, signal(j, :), 'Color', colors(j), 'LineWidth', 2); % Dibuja la señal correspondiente  
title(['Bit ', num2str(j)]); % Título del subgráfico con el número del bit  
xlabel('Tiempo(s));  
ylabel('bit');  
end  
figure(2);  
for j = 5:8  
subplot(4, 1, (j-4)); % Crea un subgráfico en una cuadrícula de 6 filas y 1 columna  
plot(t, signal(j, :), 'Color', colors(j-4), 'LineWidth', 2); % Dibuja la señal correspondiente  
title(['Bit ', num2str(j)]); % Título del subgráfico con el número del bit  
xlabel('Tiempo(s));  
ylabel('bit');  
end  
figure(3);  
for j = 9:11  
subplot(3, 1, (j-8)); % Crea un subgráfico en una cuadrícula de 6 filas y 1 columna  
plot(t, signal(j, :), 'Color', colors(j-8), 'LineWidth', 2); % Dibuja la señal correspondiente  
title(['Bit ', num2str(j)]); % Título del subgráfico con el número del bit  
xlabel('Tiempo(s));  
ylabel('bit');  
end  
%%
```

**Realizamos la modulación FM utilizando la función *fmod* de Matlab y sacamos por pantalla. A esta función, debemos pasarle la señal a modular (En este caso coincide con la señal de pulsos generada), la frecuencia central, la frecuencia de muestreo y la frecuencia de desviación.**

```
% Modulación FM de los bits codificados
signal_mod=zeros(length(hola_mundo),length(t));
for j=1:11
signal_mod(j,:)=fmod(signal(j,:), fc, fs, fDev);
end
figure(4);
for j = 1:4
subplot(4, 1, j); % Crea un subgráfico en una cuadrícula de 6 filas y 1 columna
plot(t, signal_mod(j, :), 'Color', colors(j), 'LineWidth', 1.5); % Dibuja la señal correspondiente
grid on
title(['Señal Modulada Bit ', num2str(j)]); % Título del subgráfico con el número del bit
xlabel('Tiempo(s));
ylabel('bit');
end
figure(5);
for j = 5:8
subplot(4, 1, (j-4)); % Crea un subgráfico en una cuadrícula de 6 filas y 1 columna
plot(t, signal_mod(j, :), 'Color', colors(j-4), 'LineWidth', 1.5); % Dibuja la señal correspondiente
grid on
title(['Señal Modulada Bit ', num2str(j)]); % Título del subgráfico con el número del bit
xlabel('Tiempo(s));
ylabel('bit');
end
figure(6);
for j = 9:11
subplot(3, 1, (j-8)); % Crea un subgráfico en una cuadrícula de 6 filas y 1 columna
plot(t, signal_mod(j, :), 'Color', colors(j-8), 'LineWidth', 1.5); % Dibuja la señal correspondiente
grid on
title(['Señal Modulada Bit ', num2str(j)]); % Título del subgráfico con el número del bit
xlabel('Tiempo(s));
ylabel('bit');
end
%%
```

**Una vez que tenemos la cadena de ya modulada, tenemos que incorporarla a la señal de estimulación. Para ello, debemos en primer lugar, generar la señal de estimulación y posteriormente, le añadimos la señal modulada multiplicada por un factor, en este caso, el factor toma el valor de 0.05. Este factor, es el que hemos ido modificando a lo largo de las pruebas, para modificar la amplitud de la señal modulada frente a la señal de estimulación.**

```
%Incorporo señal modulada a señal de estimacion
estim(1:(length(t)*4/10))=-1;
estim((length(t)*4/10):length(t*6/10))=0;
estim((length(t)*6/10):length(t))=1;

salida=zeros(1,length(hola_mundo)*length(t));
for j=1:11
salida((j-
1)*length(salida)/length(hola_mundo)+1:j*length(salida)/length(hola_mundo))=estim+0.05*signal_mod(j,:);
end
```

```

t_total=linspace(0, duration*length(hola_mundo), fs * duration*length(hola_mundo));
figure(7)
plot(t_total,salida)
xlim([0 max(t_total)]);
xlabel('Tiempo(s)');
ylabel('Voltios(V)');
%% Ploteo salida por separado

figure(8);
for j = 1:4
    subplot(4, 1, j); % Crea un subgráfico en una cuadrícula de 6 filas y 1 columna
    plot(t, salida((j-1)*length(salida)/length(hola_mundo)+1:j*length(salida)/length(hola_mundo)), 'Color',
colors(j), 'LineWidth', 0.5); % Dibuja la señal correspondiente
    grid on
    title(['Señal Modulada Bit ', num2str(j)]); % Título del subgráfico con el número del bit
    xlabel('Tiempo(s)');
    ylabel('bit');
end
figure(9);
for j = 5:8
    subplot(4, 1, (j-4)); % Crea un subgráfico en una cuadrícula de 6 filas y 1 columna
    plot(t, salida((j-1)*length(salida)/length(hola_mundo)+1:j*length(salida)/length(hola_mundo)), 'Color',
colors(j-4), 'LineWidth', 0.5); % Dibuja la señal correspondiente
    grid on
    title(['Señal Modulada Bit ', num2str(j)]); % Título del subgráfico con el número del bit
    xlabel('Tiempo(s)');
    ylabel('bit');
end
figure(10);
for j = 9:11
    subplot(3, 1, (j-8)); % Crea un subgráfico en una cuadrícula de 6 filas y 1 columna
    plot(t, salida((j-1)*length(salida)/length(hola_mundo)+1:j*length(salida)/length(hola_mundo)), 'Color',
colors(j-8), 'LineWidth', 0.5); % Dibuja la señal correspondiente
    grid on
    title(['Señal Modulada Bit ', num2str(j)]); % Título del subgráfico con el número del bit
    xlabel('Tiempo(s)');
    ylabel('bit');
end

```

**Por último, debemos de guardar la señal en un fichero .csv. Téngase en cuenta, que hemos tenido que realizar algunas operaciones para cambiar los '.' por ','.** Esto fue algo que al principio nos planteó algunos problemas, ya que escribíamos la señal en el fichero .csv pero no éramos capaz de importar el fichero al AWG de PicoScope. Consulté en algunos foros y se debía a que PicoScope utiliza la ',' como separador decimal, mientras que Matlab utiliza el '.'. Por este motivo, se debe realizar esta conversión. Para esta conversión, nos hemos apoyado en las funciones *strep* y *sprintf* de MatLab.

```

%%
% Directorio para guardar los archivos CSV
directorio = 'C:\Users\Usuario\Desktop\TFG\Modulaciones';
nombre_archivo = sprintf('modulated_signal_holamundo_5_porcentaje.csv');
ruta_archivo = fullfile(directorio,nombre_archivo);

fid = fopen(ruta_archivo, 'w');
tam=size(salida);
for i = 1:tam(2)
    str_y = strep(sprintf('%0.3f', salida(1,i)), '!', '!');
    fprintf(fid, '%s\n', str_y);
end

```

```
fclose(fid);
```

## 5.1.2 Código de demodulación

```
close all;  
clc;  
clear;
```

En primer lugar, debemos de inicializar la ruta en la que se encuentran los ficheros. También los nombres de los ficheros .csv. Nosotros hemos guardado los ficheros .csv con el nombre hola\_mundo\_01, hola\_mundo\_02... Téngase en cuenta, que cada fichero contendrá un carácter de la cadena de caracteres 'hola mundo'. PicoScope guarda ficheros .csv hasta que se llena el buffer, entonces en cada carpeta (en cada prueba) tenemos 64 ficheros .csv, en los que cada once ficheros corresponde con una cadena 'hola mundo' y en cada fichero tendremos un carácter de esa cadena.

```
% Definir la ruta y el nombre del archivo CSV  
directorio = 'C:\Users\norberto.toledo\Desktop\Copia_TFG\hola_mundo_5_v2\hola_mundo';  
numeros_archivos = [01, 02, 03, 04, 05, 06, 07, 08, 09, 10, 11];  
% Prealocar la matriz para almacenar las cadenas de bits  
cadena = zeros(length(numeros_archivos), 10);  
for car = 1:length(numeros_archivos)  
    nombre_archivo = sprintf('hola_mundo_%02d.csv', numeros_archivos(car));  
    archivo_csv = fullfile(directorio, nombre_archivo);
```

Al igual que cambiamos los '.' por ',' para guardarlos en el fichero .csv. Ahora debemos de hacer la operación inversa, intercambiar las ',' por '.' Para que MatLab pueda interpretarlo correctamente.

```
% Leer el archivo CSV y reemplazar comas por puntos  
datos_str = fileread(archivo_csv);  
datos_str = strep(datos_str, ',', '.');  
  
% Eliminar las dos primeras líneas  
inicio_datos = find(datos_str == newline, 3, 'first');  
datos_str = datos_str(inicio_datos(3):end);
```

Debemos de convertir la lectura del fichero de texto a flotante.

```
% Convertir texto a flotante y almacenar en una matriz  
datos_celdas = strsplit(datos_str, newline);  
num_filas = numel(datos_celdas);  
datos = zeros(num_filas, 2);  
for i = 1:num_filas  
    fila = strsplit(datos_celdas{i}, ',');  
    if numel(fila) == 2 % Para evitar errores por filas vacías  
        datos(i, :) = str2double(fila);  
    end  
end
```

Guardamos en variables y omitimos primera fila y última, ya que toman valor NaN.

```
% Extraer las columnas de tiempo y Canal A  
tiempo = datos(:, 1);  
canal_A = datos(:, 2);  
tiempo = tiempo(2:end-1);
```

```
canal_A = canal_A(2:end-1);
```

**Calculamos la derivada, para poder dividir cada señal correspondiente a cada carácter en las tres ventanas principales. Buscaremos los picos de esta derivada y los ordenaremos descendientemente.**

```
% Calculo derivada
der = diff(canal_A).^2;
[PKS, LOCS] = findpeaks(der); % Calculo picos de la derivada
PKSord = sort(PKS, 'descend'); % Ordenamos picos

% Nos quedamos con los picos más relevantes y aseguramos que no estén en el mismo sitio
ind = zeros(1, 2);
ind(1) = LOCS(find(PKS == PKSord(1), 1)); % Índice del primer pico

% Encontrar el segundo pico más relevante que no esté en la misma ubicación que el primero
for i = 2:length(PKSord)
    temp_idx = LOCS(find(PKS == PKSord(i), 1));
    if temp_idx >= ind(1)+20 || temp_idx <= ind(1)-20
        ind(2) = temp_idx;
        break;
    end
end
temp=ind(1);
if (tiempo(ind(1))>tiempo(ind(2)))
    ind(1)=ind(2);
    ind(2)=temp;
end
% Si no se encuentra un segundo pico diferente, lanzar un error
if ind(2) == 0
    error('No se encontró un segundo pico diferente del primero.');
```

```
end

% Graficar los datos
figure
plot(tiempo(1:end-1), der);
xlim([0 2])
hold on
plot(tiempo(ind), PKSord(1:2), 'ok')
figure
plot(tiempo, canal_A);
xlim([0 2])
xlabel('Tiempo (ms)');
ylabel('Canal A (V)');
title('Datos de Canal A');
grid on;
```

**Dividimos en las tres ventanas principales, con los valores obtenidos de la derivada.**

```
% Dividimos en tres ventanas
ventana1 = canal_A(1:ind(1));
ventana2 = canal_A(ind(1):ind(2));
ventana3 = canal_A(ind(2):end);

figure
subplot(1,3,1)
plot(tiempo(1:ind(1)), ventana1)
xlim([tiempo(1) tiempo(ind(1))])
```

```

subplot(1,3,2)
plot(tiempo(ind(1):ind(2)), ventana2)
xlim([tiempo(ind(1)) tiempo(ind(2))])
subplot(1,3,3)
plot(tiempo(ind(2):end), ventana3)
xlim([tiempo(ind(2)) tiempo(end)])

```

**Ahora realizaremos la transformada enventanada de Fourier, para ello dividiremos la 1° ventana en cuatro ventanas, la 2° ventana en dos ventanas y la 3° ventana en cuatro ventanas. A cada ventana, de las pequeñas, le haremos la transformada de Fourier y nos quedaremos con los cinco armónicos principales. Para representarlos posteriormente, en la gráfica de la transformada de Fourier. Aunque de estos cinco armónicos, únicamente utilizaremos el principal para obtener la frecuencia de la señal.**

```

% Transformada enventanada de Fourier. Periodograma
Fs = 2500000;

```

```

% Inicializar matrices para almacenar las frecuencias y picos
TopFreqs1 = zeros(3, 4);
TopPeaks1 = zeros(3, 4);
TopFreqs2 = zeros(3, 2);
TopPeaks2 = zeros(3, 2);
TopFreqs3 = zeros(3, 4);
TopPeaks3 = zeros(3, 4);

```

```

% Dividir ventana1 en 4 subventanas

```

```

for i = 1:4
    subventana1 = ventana1((i-1)*floor(length(ventana1)/4)+1:i*floor(length(ventana1)/4));
    Y1(:,i) = fft(subventana1);
    L1(i) = length(subventana1);
    f1 = Fs * (0:(L1(i)/2)) / L1(i);
    P1 = abs(Y1(1:L1(i)/2+1,i) / L1(i));

```

```

figure
plot(f1, P1)
title(['Espectro de Subventana ' num2str(i) ' de Ventana 1'])
xlabel('Frecuencia (Hz)')
ylabel('|P1(f)|')

```

```

% Encontrar picos

```

```

[PEAKS(:,i), Locs(:,i)] = findpeaks(P1, 'NPeaks', 5);
hold on
plot(f1(Locs(:,i)), PEAKS(:,i), 'rx')

```

```

% Ordenar picos y seleccionar los tres más altos

```

```

[sortedPeaks, idx] = sort(PEAKS(:,i), 'descend');
top3Idx = idx(1:3);
TopFreqs1(:,i) = f1(Locs(top3Idx,i));
TopPeaks1(:,i) = sortedPeaks(1:3);

```

```

end

```

```

% Dividir ventana2 en 2 subventanas

```

```

for i = 1:2
    subventana2 = ventana2((i-1)*floor(length(ventana2)/2)+1:i*floor(length(ventana2)/2));
    Y2(:,i) = fft(subventana2);
    L2(i) = length(subventana2);

```

```

f2 = Fs * (0:(L2(i)/2)) / L2(i);
P2 = abs(Y2(1:L2(i)/2+1,i) / L2(i));

figure
plot(f2, P2)
title(['Espectro de Subventana ' num2str(i) ' de Ventana 2'])
xlabel('Frecuencia (Hz)')
ylabel('P2(f)')

% Encontrar picos
[PEAKS2(:,i), Locs2(:,i)] = findpeaks(P2, 'NPeaks', 5);
hold on
plot(f2(Locs2(:,i)), PEAKS2(:,i), 'rx')

% Ordenar picos y seleccionar los tres más altos
[sortedPeaks, idx] = sort(PEAKS2(:,i), 'descend');
top3Idx = idx(1:3);
TopFreqs2(:,i) = f2(Locs2(top3Idx,i));
TopPeaks2(:,i) = sortedPeaks(1:3);
end

% Dividir ventana3 en 4 subventanas
for i = 1:4
subventana3 = ventana3((i-1)*floor(length(ventana3)/4)+1:i*floor(length(ventana3)/4));
Y3(:,i) = fft(subventana3);
L3(i) = length(subventana3);
f3 = Fs * (0:(L3(i)/2)) / L3(i);
P3 = abs(Y3(1:L3(i)/2+1,i) / L3(i));

figure
plot(f3, P3)
title(['Espectro de Subventana ' num2str(i) ' de Ventana 3'])
xlabel('Frecuencia (Hz)')
ylabel('P3(f)')

% Encontrar picos
[PEAKS3(:,i), Locs3(:,i)] = findpeaks(P3, 'NPeaks', 5);
hold on
plot(f3(Locs3(:,i)), PEAKS3(:,i), 'rx')

% Ordenar picos y seleccionar los tres más altos
[sortedPeaks, idx] = sort(PEAKS3(:,i), 'descend');
top3Idx = idx(1:3);
TopFreqs3(:,i) = f3(Locs3(top3Idx,i));
TopPeaks3(:,i) = sortedPeaks(1:3);
end

% Mostrar las tres frecuencias más altas de cada subventana
format long g
% disp('Top 3 frecuencias de las subventanas de Ventana 1:');
% disp(TopFreqs1);
% disp('Top 3 picos de las subventanas de Ventana 1:');
% disp(TopPeaks1);
%
% disp('Top 3 frecuencias de las subventanas de Ventana 2:');
% disp(TopFreqs2);
% disp('Top 3 picos de las subventanas de Ventana 2:');

```

```

% disp(TopPeaks2);
%
% disp('Top 3 frecuencias de las subventanas de Ventana 3:');
% disp(TopFreqs3);
% disp('Top 3 picos de las subventanas de Ventana 3:');
% disp(TopPeaks3);

```

Como comentamos en el apartado anterior, hemos establecido el límite empíricamente en 18 kHz, recuérdese que la frecuencia de nuestra onda para '1' es 20 kHz y para '0' es 12.5 kHz.

```

for i=1:4
    if TopFreqs1(1,i)>18000
        cadena(car,i)=1;
    end
end
for i=5:6
    if TopFreqs2(1,i-4)>18000
        cadena(car,i)=1;
    end
end
for i=7:10
    if TopFreqs3(1,i-6)>18000
        cadena(car,i)=1;
    end
end
pause
close all
clearvars -except cadena directorio numeros_archivos;
end

```

En esta parte del código, se comprueba la paridad, se desecha el terminador y se convierte cada cadena de bits a carácter. Por último, se imprime la frase 'hola mundo'.

```

%%
% Inicializar la cadena resultante
frase = "";
cadena(:,1)=0; %Los bits 1 de cada fila, siempre serán cero ya que son bits redundantes.
% Mostrar las cadenas de bits para cada archivo
disp('Cadenas de bits para cada archivo:');
disp(cadena);
for i = 1:size(cadena, 1)
    fila = cadena(i, :);
    primeros_4 = fila(1:4);
    verificacion = fila(5:6);
    ultimos_4 = fila(7:10);

    % Verificar los bits de paridad
    paridad_1 = mod(sum(primeros_4), 2) == 0;
    paridad_2 = mod(sum(ultimos_4), 2) == 0;

    if paridad_1 == verificacion(1) && paridad_2 == verificacion(2)
        % Si la verificación es correcta, convertir a carácter ASCII
        binario = [primeros_4, ultimos_4];
        decimal = bin2dec(num2str(binario));
    end
end

```



```
% Ignorar el terminador (0000 0000)
if decimal ~= 0
    frase = [frase char(decimal)];
end
end
end

% Imprimir la frase resultante
disp(['La frase resultante es: ', frase]);
```

# REFERENCIAS

---

- [1] W. Schuepbach, «Neurostimulation for Parkinson's Disease with Early Motor Complications,» *The New England Journal of Medicine*, vol. 368, nº 7, 2013.
- [2] A. Mogilner, «NIY Langone Health: Deep Brain Stimulation for Parkinson's Disease,» 2022. [En línea]. Available: <https://nyulangone.org/care-services/center-for-neuromodulation/neuromodulation-technologies#:~:text=Deep%20Brain%20Stimulation&text=Conditions%20we%20use%20DBS%20to,Huntington's%20disease%20and%20cluster%20headache..>
- [3] A. C. Campos Pinheiro, «Effect of Subthalamic Stimulation and Electrode Implantation in the Striatal Microenvironment in a Parkinson's Disease Rat Model,» *National Library of Medicine*, vol. 23, nº 10.3390/ijms232012116, 2022.
- [4] H. Akhtar, «Therapeutic Efficacy of Neurostimulation for Depression: Techniques, Current Modalities, and Future Challenges,» *National Library of Medicine*, 2016.
- [5] «National Institute of Mental health: Brain Stimulation Therapies,» 2022. [En línea]. Available: <https://www.nimh.nih.gov/health/topics/brain-stimulation-therapies/brain-stimulation-therapies>.
- [6] S. Payne, «Bioelectric neuromodulation for gastrointestinal disorders: effectiveness and mechanisms,» *Nature reviews*.
- [7] Barriga Rivera, A., Guzmán Miranda, H. «Red de neuroestimuladores inalámbricos implantables / Network of implantable wireless neurostimulators (Sistema para la neuroestimulación)». Patente Nacional nº 201930510 N/Ref.: 053/19.
- [8] C. Jiande, «Emerging Noninvasive Neuromodulation Methods for Functional Gastrointestinal Diseases,» *National Library of Medicine*.
- [9] C. Jiande, «Neuromodulation and Neurostimulation for the Treatment of Functional Gastrointestinal Disorders,» *National Library of Medicine*.
- [10] M. Beauchamp, «Dynamic Stimulation of Visual Cortex Produces Form Vision in Sighted and Blind Humans,» *CellPress*, p. 16, 2020.
- [11] «Pico Technology: PicoScope 2000 Series,» [En línea]. Available: <https://www.picotech.com/download/datasheets/picoscope-2000-series-data-sheet-en.pdf>.
- [12] Sathyabama, «Basics and Amplitude Modulation - SEC1304,» *Institute of Science and Technology*, p. 89.
- [13] «Universidad de Las Palmas de Gran Canaria,» 2007. [En línea]. Available: [https://www2.ulpgc.es/hege/almacen/download/7053/7053733/tema\\_2\\_2007\\_2008\\_a.pdf](https://www2.ulpgc.es/hege/almacen/download/7053/7053733/tema_2_2007_2008_a.pdf).
- [14] M. Rico Secades, «Modulación en Frecuencia (FM),» de *Curso de Doctorado-Universidad de Oviedo*.

- [15] O. M. Santa Cruz, «profesores.frc.utn,» 2010. [En línea]. Available: <https://www.profesores.frc.utn.edu.ar/electronica/electronicaaplicadaiii/Aplicada/Cap06FM1-1.pdf>.
- [16] J. Luque Rodríguez, Modulación de Señales Digitales, Universidad de Sevilla, Departamento de Tecnología Electrónica.
- [17] J. J. Herrera Mejía, «Repositorio Universidad Tecnológica de Bolívar: Monografía sobre modulación y demodulación FSK,» 2009. [En línea]. Available: <https://hdl.handle.net/20.500.12585/490>.
- [18] D. Araujo Sousa, «Generador de pulsos para la estimulación de cultivos de cardiomiocitos, con salida en corriente bifásico y con eliminación activa de componente continua,» Universitat Politècnica de Catalunya, 2015.
- [19] «Universidad de Cantabria: Instrumentación Electrónica,» [En línea]. Available: [https://www.ctr.unican.es/asignaturas/instrumentacion\\_5\\_it/iec\\_7.pdf](https://www.ctr.unican.es/asignaturas/instrumentacion_5_it/iec_7.pdf).
- [20] Texas Instruments, «Datasheet: TL072ACP».
- [21] K. C. Smith, Microelectronic Circuits, Oxford University Press, 2004.
- [22] L. A. Geddes, Principles of Applied Biomedical Instrumentation, John Wiley & Sons, 1989.
- [23] J. F. Rodriguez, «Design and Implementation of a Precision Current Source for Neurostimulation,» de *Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, pp. 238-244.
- [24] R. Gómez Martínez, «Application of Howland Current Pump in Neural Engineering: A Review,» *Journal of Medical Engineering & Technology*, vol. 44, n° 1, pp. 25-34.
- [25] A. Guyton, Textbook of Medical Physiology, 2011.
- [26] R. Morris, «Design and fabrication of microelectrode arrays for neural prosthesis,» *Transactions on Biomedical Engineering*, n° 48(2), pp. 192-200.
- [27] M. Bikson, Electrical stimulation of excitable tissue: design of efficacious and safe protocols., *Journal of Neuroscience Methods*.
- [28] J. Bronzino, «Electrodes for Biomedical Applications,» de *The Biomedical Engineering Handbook*.
- [29] L. R. Faulkner, Electrochemical Methods: Fundamentals and Applications, 2001.
- [30] D. Sawyer, Experimental Electrochemistry for Chemists, Wiley-Interscience, 1974.
- [31] «Silver/Silver Chloride (Ag/AgCl) Reference Electrodes,» Universidad de Harvard.
- [32] G. Leslie Alexander, «Historical Evolution of Circuit Models for the Electrode-Electrolyte Interface,» *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 25, pp. 1-14, 1997.
- [33] Traco Power, «Datasheet TMA0515D,» [En línea]. Available: <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/574657/TOUCHSTONE/TMA0515D.html>.
- [34] Traco Power, «Application Notes: TMA 0515D,» [En línea]. Available: <https://www.tracopower.com/model/tma-0515d>.

[35] Texas Instruments, «Datasheet AD622AN».

[36] J. G. Proakis, Digital Communications.

