

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA
Facultad de Ingeniería



Diseño e implementación de plataforma de *hardware* y de *software* que permita la comunicación remota de un neuroestimulador del nervio vago luego de su implantación.

Trabajo de graduación presentado por Roberto Andrés Girón Rubio para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería Electrónica

Guatemala,

2019

Diseño e implementación de plataforma de *hardware* y de *software* que permita la comunicación remota de un neuroestimulador del nervio vago luego de su implantación.

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA
Facultad de Ingeniería



Diseño e implementación de plataforma de *hardware* y de *software* que permita la comunicación remota de un neuroestimulador del nervio vago luego de su implantación.

Trabajo de graduación presentado por Roberto Andrés Girón Rubio para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería Electrónica

Guatemala,

2019

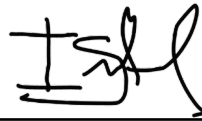
Vo.Bo.:



(f)

MSc. Isaías Ortiz Polanco

Tribunal Examinador:



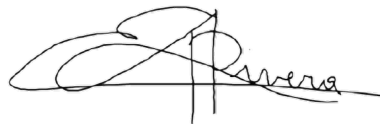
(f)

MSc. Isaías Ortiz Polanco



(f)

MSc. Carlos Esquit



(f)

PhD. Luis Rivera

Fecha de aprobación: Guatemala, 23 de noviembre de 2020.

Lista de figuras	VIII
Lista de cuadros	IX
Resumen	XI
Abstract	XIII
1. Introducción	1
2. Antecedentes	3
2.1. Cyberonics	3
3. Justificación	7
4. Objetivos	9
4.1. Objetivo general	9
4.2. Objetivos específicos	9
5. Alcance	11
6. Marco teórico	13
6.1. Epilepsia	13
6.1.1. Diagnóstico de epilepsia	13
6.1.2. Tratamiento de la epilepsia	16
6.1.3. Efectos de los tratamientos	17
6.2. Estimulador del nervio vago (VNS)	17
6.2.1. Funcionamiento	18
6.2.2. Riesgos	19
6.2.3. Efectos del tratamiento por VNS	19
6.2.4. Procedimiento de implantación	20
6.2.5. Procedimiento posterior a la implantación	20
6.3. Chequeo de redundancia cíclica	21
6.4. Comunicación SPI	22

6.5. Comunicación inalámbrica	23
6.5.1. Sistemas con antena	24
6.5.2. Tipos de transmisión	25
7. Análisis y diseño	27
7.1. Análisis de requisitos	27
7.1.1. Parámetros de estimulación	28
7.1.2. Interfaz gráfica y conexión para el envío de parámetros	28
7.1.3. Comunicación inalámbrica para el envío de parámetros	28
7.1.4. Estimulación basada en parámetros	28
7.1.5. Módulo de potencia	29
7.1.6. Bajo consumo de corriente	29
8. Prototipo 1	31
9. Prototipo 2	35
10. Implementación de módulo RF SPSGRFC	39
10.1. Registros del módulo SPSGRFC	40
11. Configuración del módulo SPSGRFC para la comunicación inalámbrica	41
11.0.1. Frecuencia central de operación	43
11.0.2. Potencia del módulo	44
11.0.3. Modulación	44
11.0.4. Data Rate	44
11.0.5. Spirit 1 DK	44
12. Interfaz gráfica para envío de parámetros	47
12.1. Protocolo de envío de datos	48
12.1.1. Aspectos a mejorar	49
13. Pruebas para prototipo final	51
13.1. Conexión con fase de estimulación	51
13.2. Potencia	51
14. Diseño e impresión de placa para prototipo final	53
15. Consumo de corriente	55
16. Conclusiones	57
17. Recomendaciones	59
18. Bibliografía	61
19. Anexos	63
20. Glosario	65

Lista de figuras

1.	Comparación de estimuladores del nervio vago de Cyberonics [4]	4
2.	Sistema que conforma el neuroestimulador del nervio vago	4
3.	Neuroestimulador del nervio vago modelo 102 de Cyberonics	5
4.	Testimonio de familiar de Camila, después de la implantación del neuroestimulador [7]	7
5.	Medicinas necesarias para el tratamiento médico de la epilepsia [8]	8
6.	Interfaz gráfica del sistema del neuroestimulador del nervio vago	12
7.	Electroencefalograma con resultados normales [9]	15
8.	Electroencefalograma con resultados anormales, mostrando patrones con picos [9]	15
9.	Electroencefalograma de una convulsión empezando en el lado derecho del cerebro. [9]	16
10.	Mensaje generado con CRC-16	22
11.	Mensaje recibido y chequeado CRC-16	22
12.	Modos de funcionamiento del protocolo SPI [17]	23
13.	Transmisión Simplex[20]	25
14.	Transmisión Half-Duplex[20]	26
15.	Transmisión Full Duplex[20]	26
16.	Comunicación SPI entre dos PIC16F887	32
17.	PIC 18F47J13 soldado en un adaptador TQFP a DIP	32
18.	Esquemático del módulo ZL70550 [21]	33
19.	Módulo ZL70550	33
20.	Módulo SPSGRFC	36
21.	Antena especificada para el módulo SPSGRFC	36
22.	Diseño de placa para módulo SPSGRFC realizado en Altium Designer	37
23.	Vista 3D de la placa diseñada en Altium Designer	37
24.	Placa diseñada para la implementación de los módulos SPSGRFC	37
25.	Estados del módulo SPSGRFC	39

26.	Registro DEVICE_INFO	40
27.	Operación de lectura de registros	41
28.	Operación de escritura de registros	42
29.	Operación de comandos del módulo	42
30.	Cálculo de frecuencia central	43
31.	Cálculo de frecuencia base	43
32.	SPIRIT1 Development Kit, herramienta del módulo SPSGRFC	45
33.	Interfaz creada en Python con la herramienta TKinter	48
34.	Ejemplo de implementación de la herramienta GTK [22]	50
35.	Placa diseñada para la implementación del prototipo inalámbrico	53
36.	Vista 3D de la placa diseñada	54
37.	Primera capa de la placa creada para el prototipo final	54
38.	Segunda capa de la placa creada para el prototipo final	54
39.	Consumo de corriente en modos estáticos del módulo SPSGRFC	55
40.	Consumo de corriente en modos de operación del módulo SPSGRFC a 868MHz	55
41.	Prototipo funcional	63
42.	Adaptador U.FL para antena	63

Lista de cuadros

1.	Efectos secundarios que puede causar el tratamiento farmacológico [12]	17
2.	Parámetros de la terapia de estimulación del nervio vago para el tratamiento de la epilepsia [5]	18
3.	Tabla de verdad XOR	21
4.	Protocolo de envío de información	49
5.	Información de distintas herramientas implementables para la interfaz	49
6.	Valores de los registros de potencia y distancia de alcance	51
7.	Consumo de corriente en los modos utilizados	56

El estimulador del nervio vago es un dispositivo que se implanta en personas con epilepsia, ya que con un tratamiento se estimula el nervio vago de manera intermitente por medio de señales cuadradas de corriente, logrando reducir la cantidad e intensidad de los ataques epilépticos del paciente. El producto final, consistirá en dos partes, el estimulador, que es el dispositivo que se implanta y la interfaz con la cual se programa este dispositivo. El estimulador cumplirá con los parámetros que se han investigado y se discutieron con HUMANA, una de las asociaciones encargadas del tratamiento de la epilepsia en Guatemala, además este será impreso en un PCB, paso previo al diseño de su estuche y la interfaz que lo conecta con los electrodos. La interfaz de programación consistirá en un programa de computadora que permita configurar los parámetros del estimulador de manera remota, para esto se necesitará de una antena y transmisor que mandará la información a ser programada en el implante.

Tomando como base el modelo 102 de la marca Cyberonics, se replicarán la comunicación entre el módulo implantable y la varilla de programación. Con esta varilla se modificarán los parámetros y se enviarán de manera inalámbrica para lograr la estimulación del nervio vago para el tratamiento de la epilepsia en un prototipo. Los parámetros de la estimulación podrán ser modificados de manera remota a través de una interfaz y enviados utilizando comunicación por radiofrecuencia. El prototipo incorporará tres módulos: funcionamiento y control, comunicación inalámbrica y el de potencia que proveerá la alimentación de la señal de corriente que va hacia al electrodo. En este trabajo de graduación se desarrollará el módulo de comunicación inalámbrica. Posteriormente, se construirá una placa impresa de no más de 25cm^2 (aproximadamente la medida del modelo 102 de Cyberonics) con componentes de superficie en una etapa previa a la realización de pruebas con animales. No se diseñará un estuche que se pueda implantar, ni se trabajará con electrodos. Se dimensionará la batería a utilizar para que el estimulador tenga una vida útil de al menos 3 años.

The vague nerve stimulator, it's a device that is implanted in people that suffer epilepsy, these treatment involves the intermittent stimulation through square waves of current, being capable of reducing the quantity and intensity of the epileptic seizures of the patient. The final product, will consist of two parts: the stimulator, which is the device implanted, and a graphical interface on which the device is programmed. The stimulator will accomplish the parameters that have been investigated and discussed with HUMANA, one of the associations responsible for the treatment of epilepsy in Guatemala, in addition, this will be printed in a PCB, previous step of the design of the case and the interface that connects it with its electrodes. The graphical interface will consist in a software that allows the setup of parameters of the stimulator remotely, which involves an antenna and a transmitter that will send the data to be programmed in the device.

Based in the model 102 of Cyberonics, the communication between the device and the programming wand will be replicated. With the programming wand, the parameters will be modified and sent wirelessly to accomplish the vagus nerve stimulation for the treatment of epilepsy. The stimulation parameters may be modified remotely through the interface and sent using radiofrequency. The prototype will incorporate 3 modules: operation and control, wireless communication and the power part which will provide current to the electrode. In this graduation work, the wireless communication will be developed. Subsequently, a board of no more than $25cm^2$ will be created with superficial components in a stage before to the tests with animals.

CAPÍTULO 1

Introducción

Este trabajo tiene como objetivo principal presentar la importancia al tratamiento de la epilepsia por medio de un neuroestimulador del nervio vago. En Guatemala, la epilepsia es una enfermedad que afecta a 5.8 personas de cada 1000.[1] El problema es que no se le da el tratamiento necesario o no se cuenta con los medicamentos para lograr mejorar la enfermedad.

El inconveniente radica en lo mismo, la epilepsia es una enfermedad que requiere tratamiento y tampoco se cuenta con la capacitación del personal. Por lo tanto, esta enfermedad está afectando a los guatemaltecos, sin darse cuenta del efecto que tiene el no saber tratarla.

Viendo la problemática, el estimulador del nervio vago tiene como objetivo reducir o mejorar los casos de epilepsia que existen principalmente en Guatemala, reduciendo los costos para la implementación del mismo. El dispositivo a crear, ya existe en diferentes países, tiene un costo es de aproximadamente 20000\$, cantidad elevada para la población Guatemalteca.[2]

Por lo tanto, la implementación de este proyecto tiene como finalidad lograr el tratamiento de la epilepsia por medio de un neuroestimulador del nervio vago de menor costo. Al crear un dispositivo de menor costo, los casos de epilepsia son más propensos a tratarse, siendo un beneficio para la población que cuenta con esta enfermedad.

2.1. Cyberonics

Una de las empresas que se han dedicado a varios tratamientos médicos, LinaNova, ha sido líder durante los últimos años en la creación de productos y terapias para el tratamiento de aspectos cardiovasculares y la neuroestimulación. Según estudios de Linanova, demuestran que el tratamiento por medio de la estimulación del nervio vago -VNS- es el número 1 a nivel mundial para las convulsiones, en caso de que la medicina no sea suficiente para el mismo.[3] El tratamiento por medio de la estimulación del nervio vago ha sido implantado en más de 65000 personas que padecen de epilepsia.

LinaNova, innovadora en este campo, ha creado diferentes productos para el mismo tratamiento, los cuales consisten en implantaciones de componentes, componentes desechables y un sistema externo de programación para lograr la programación del generador de pulsos.

Los modelos de Cyberonics, son dispositivos VNS que han sido implementados en los últimos años. Estos cuentan con un software de programación, en donde se modifican los parámetros y se evalúa la función generadora de pulsos. El software se puede utilizar también para ver el récord de los parámetros que se han enviado. Posteriormente se tiene el generador de pulsos, este es un dispositivo implantable y programable que provee un patrón de pulsos para la estimulación del nervio vago.[4] Cyberonics ofrece diferentes generadores que varían según el paciente.

A continuación, en la Figura 1 se muestra una comparación de los productos que actualmente ofrece LinaNova.

Generator Model	102	102R	103	104	105
Lead Compatibility	Single Pin	Dual Pin	Single Pin	Dual Pin	Single Pin
Available Since	2002	2003	2007	2007	2011
Thickness*	7 mm	7 mm	7 mm	7 mm	7 mm
Volume*	14 cc	16 cc	8 cc	10 cc	14 cc
Weight*	25 g	27 g	16 g	18 g	25 g

Figura 1: Comparación de estimuladores del nervio vago de Cyberonics [4]

Los dispositivos para la terapia de estimulación del nervio vago se dividen de la siguiente forma: tablet o software de programación, tarjeta SD, varilla programadora y por último el dispositivo a implantar. La composición se puede visualizar en la Figura 2

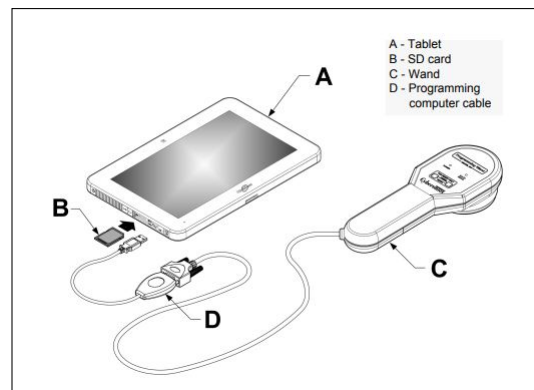


Figura 2: Sistema que conforma el neuroestimulador del nervio vago

También incluyen un software de computación para la programación de parámetros y la configuración de la varilla programadora. Este sistema se utiliza para leer y cambiar la configuración del estimulador.

Otra parte importante de estos dispositivos es que cuentan con un servicio de diagnóstico. En este servicio, se chequean diferentes aspectos como:

- El valor de salida de corriente
- La impedancia de los electrodos esté en un rango correcto de funcionamiento
- El nivel de batería del estimulador

Dependiendo de los valores obtenidos en el chequeo, se determina si el estimulador está en óptimas condiciones de funcionamiento. Si la batería ya está debajo del nivel, se requiere un reemplazo del dispositivo. Este reemplazo no requiere un cambio de electrodos a menos que la continuidad de uno esté mala. El proceso de cambio de estimulador dura aproximadamente una hora. [5]

Uno de los modelos más comunes de Cyberonics es el modelo 102. Este se basa en todo lo mencionado anteriormente. Se puede observar en la Figura 3:

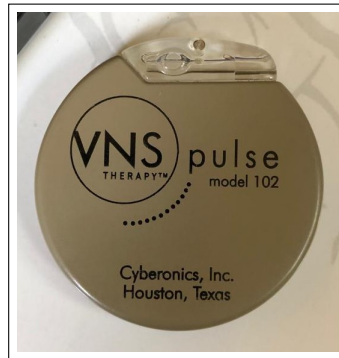


Figura 3: Neuroestimulador del nervio vago modelo 102 de Cyberonics

El diseño y desarrollo del estimulador del nervio vago para el tratamiento de la epilepsia tiene como fin ayudar a guatemaltecos y guatemaltecas que padecen de epilepsia y que son candidatos para optar a un tratamiento de estimulación del nervio vago y no son capaces de costear tal tratamiento. Con este tratamiento se puede mejorar la calidad de vida de dichas personas; además se estima que en Guatemala 2 de cada 100 personas padecen de esta enfermedad, por lo cual desarrollar un dispositivo como tal sería de gran impacto y beneficio para el país.

Al haber más de 65 mil pacientes [3] con tratamiento por el neuroestimulador del nervio vago, se puede afirmar que es un tratamiento que beneficiaría a nuestro país, ya que según la OMS la epilepsia presenta dos millones de casos nuevos en el mundo, una enfermedad que puede seguir afectando a nuestra población, sin saber o darle seguimiento a las personas que padecen de la misma. El índice de mortalidad por epilepsia en América Latina es de 1.04 por cada 100 mil habitantes, superando las estadísticas de potencias mundiales como Estados Unidos y Canadá. [6]

En Guatemala existe una asociación llamada HUMANA encargada de estos procesos médicos, para el tratamiento de diferentes aspectos de la salud. Esta asociación cuenta ya con varios testimonios de aplicación del neuroestimulador del nervio vago, logrando un gran aporte en cuanto a información para nuestro proyecto.

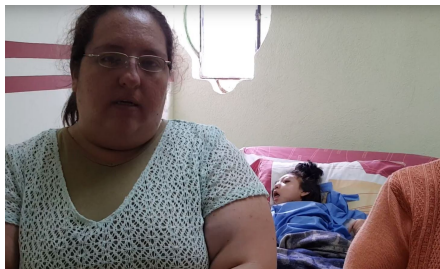


Figura 4: Testimonio de familiar de Camila, después de la implantación del neuroestimulador [7]

Por lo mencionado anteriormente, el tratamiento de esta enfermedad es de suma importancia, y por esto se debe promover la utilización de nuevos métodos funcionales que disminuyan las estadísticas anteriores. Con esto se lograría aportar un grano de arena para el desarrollo en diferentes ámbitos de Guatemala.

Otra forma de tratar es por medio de la medicación, según la OMS, los medicamentos que se necesitan son los FAE, *fármacos antiepilépticos*. Según la OMS, como se muestra en [8] Guatemala no cuenta con ninguno de los mismos, demostrando déficit en este tratamiento, haciendo favorable la aplicación de este proyecto.

Países por subregión	Fenobarbital	Fenitoína	Carbamazepina	Ácido valproico
Costa Rica	Sí	Sí	Sí	No
Cuba	Sí	Sí	Sí	Sí
El Salvador	Sí	Sí	No	No
Guatemala	No	No	No	No
Haití	Sí	No	No	No
Honduras	Sí	Sí	Sí	No
México	Sí	Sí	Sí	Sí
Panamá	Sí	Sí	Sí	Sí
República Dominicana	Sí	Sí	Sí	Sí
Subtotal	9/8: 88,9%	9/7: 77,8%	9/6: 66,7%	9/4: 44,4%

Figura 5: Medicinas necesarias para el tratamiento médico de la epilepsia [8]

El neuroestimulador consiste de diferentes partes como se observó en la Figura 2. Siendo implantado en el cuerpo humano, justifica la importancia del enfoque de este trabajo. La comunicación inalámbrica es la parte que se encarga de la modificación de los parámetros del neuroestimulador, por medio de la varilla programadora. Estos parámetros dependen de cada paciente y puede existir evolución en cuanto a la enfermedad. Existiendo evolución de enfermedad hace que la modificación de parámetros de manera inalámbrica sea esencial, ya que esta evita operaciones cada vez que se quieran modificar.

4.1. Objetivo general

- Desarrollar una plataforma de hardware y de software que permita la comunicación remota de un neuroestimulador del nervio vago luego de su implantación, para lograr la estimulación del nervio vago y la prevención de ataques epilépticos.

4.2. Objetivos específicos

- Establecer el rango de frecuencias correcto para la comunicación inalámbrica, para evitar el ruido y otras señales electromagnéticas que puedan influir en el neuroestimulador.
- Lograr un módulo de bajo consumo de potencia, para que el neuroestimulador tenga una vida útil de al menos 3 años.
- Crear una varilla de programación, que por medio de comunicación inalámbrica envíe parámetros al neuroestimulador, para lograr la configuración del neuroestimulador del nervio vago.
- Diseñar una interfaz gráfica amigable capaz de modificar y enviar parámetros por medio de la varilla de programación, para la configuración del neuroestimulador del nervio vago.
- Desarrollar un protocolo de comunicación inalámbrica para el envío y recepción correcta de información, para evitar el envío de información errónea al neuroestimulador.

Este trabajo busca crear un prototipo funcional de un estimulador del nervio vago, basándose en la estructura mencionada anteriormente 2. Debido a la complejidad del proyecto, este se dividirá en tres módulos:

- Módulo de control y estimulación
- Módulo de comunicación inalámbrica
- Módulo de potencia

El presente trabajo buscará llevar a cabo el módulo de comunicación inalámbrica para lograr la correcta implementación de un dispositivo estimulador del nervio vago. Esta parte se dividirá en diferentes fases, las fases de investigación, fase de creación del protocolo de comunicación inalámbrica, fase de creación de software para enviar los parámetros y el prototipo final.

La fase de creación del protocolo de comunicación inalámbrica buscará ser eficaz y con alcance de aplicación mínimo, para lograr evitar ruido externo de ondas electromagnéticas. El protocolo a utilizar será por medio de SPI.

Por otro lado, la fase de creación de software tiene como finalidad lograr crear una interfaz para establecer los parámetros a enviar de manera inalámbrica. Esta interfaz se tratará que siga el formato de la Figura 6:

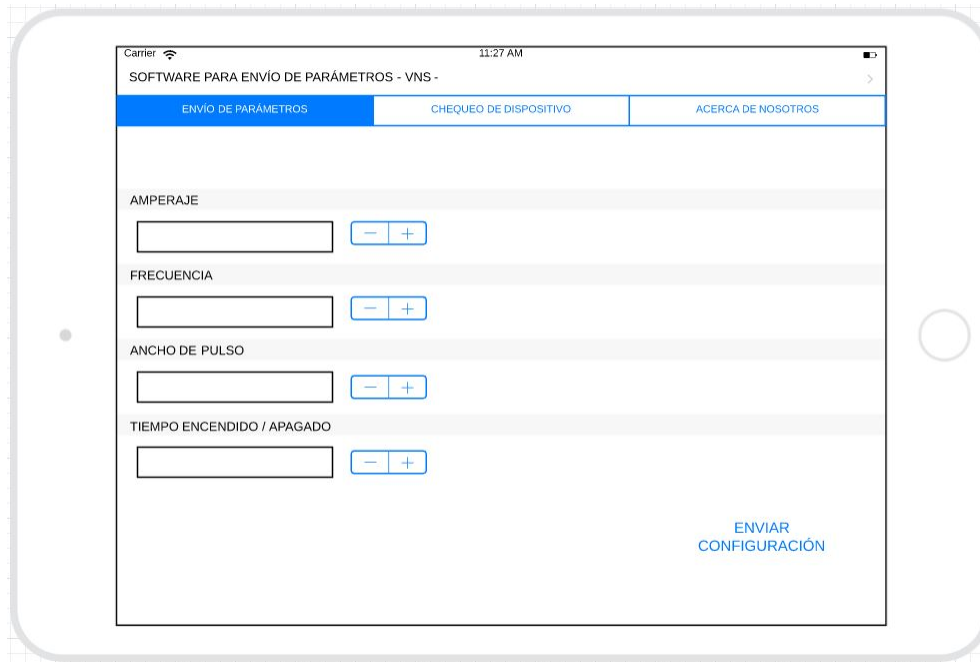


Figura 6: Interfaz gráfica del sistema del neuroestimulador del nervio vago

En la fase final, se tiene propuesto que este proyecto logre seguir la siguiente secuencia de pasos:

- Iniciar la interfaz
- Establecer los parámetros
- Enviar los parámetros por la varilla programadora
- Chequear que los datos enviados fueron correctos
- Configurar los nuevos parámetros
- Lograr la estimulación con los parámetros enviados

El prototipo incorporará los módulos RF y el de potencia que proveerá la alimentación de la señal de corriente que va hacia al electrodo. Se construirá una placa impresa de no más de 25 cm^2 con componentes de superficie en una etapa previa a la realización de pruebas con electrodos reales y pruebas en animales. No se diseñará un estuche que se pueda implantar y se dimensionará la batería a utilizar para que el estimulador tenga una vida útil de al menos 3 años.

Para trabajo futuro, en cuanto al tema inalámbrico, se planea utilizar la carga por inducción. Lo anterior se plantea para lograr la mejora de la vida útil del dispositivo a crear.

6.1. Epilepsia

La epilepsia es un trastorno del sistema nervioso central (neurológico) en el que la actividad cerebral se altera, lo que provoca convulsiones o períodos de comportamiento y sensaciones inusuales, y, a veces, pérdida de la conciencia. Cualquiera persona puede padecer epilepsia. La epilepsia afecta tanto a hombres como a mujeres de todas las razas, grupos étnicos y edades.

Durante la historia, la epilepsia ha sido una enfermedad con diferentes tratamientos. Estos pueden ser por medio de medicamentos, pociones, ungüentos, quirúrgico, dietas, etc.

Por lo tanto, es crucial saber establecer un correcto diagnóstico de la epilepsia, ya que se necesita establecer un plan y una serie de exámenes para determinar el tratamiento que se llevará a cabo. Pero, ¿cómo se sabe que es epilepsia?

6.1.1. Diagnóstico de epilepsia

Los síntomas de las convulsiones pueden variar mucho. Algunas personas con epilepsia simplemente permanecen con la mirada fija por algunos segundos durante una convulsión, mientras que otras contraen repetidamente los brazos o las piernas. Tener una única convulsión no significa que padezcas epilepsia.

Existen diferentes exámenes que se deben hacer, y el diagnóstico de epilepsia es siempre un cuadro clínico. Ciertas personas necesitan exámenes para verificar la actividad cerebral. Por lo tanto, diagnosticar epilepsia, requiere tiempo y otras enfermedades pueden ser confundidas con la epilepsia. Por ejemplo, los desmayos o pseudoconvulsiones pueden ser causa de un diagnóstico erróneo. Entre estas enfermedades que se confunden con la epilepsia, suelen estar [9]:

- Vértigo postural paroxístico benigno: Es un síntoma que se siente que la habitación está girando. Después de unos segundos, desaparece el síntoma volviendo todo a la normalidad y no se siente confusión o sueño después de estos ataques.
- Desmayos: Son muy comunes, generalmente ocurren cuando una persona ha estado a una temperatura caliente por mucho tiempo o cuando se cuenta con una gripe o dolor estomacal. Se empieza a sentir mareo, se empieza a sudar y la piel se torna en un tono pálido. En muy pocas ocasiones la gente siente deseo de ir al baño. Los desmayos son consecuencia de un ritmo cardíaco bajo. La recuperación de un desmayo suele ser rápida y sin dejar consecuencias.
- Migraña: Es un dolor de cabeza severo que en ocasiones tiene consecuencias en el aura visual. A pesar de que estos problemas visuales suelen ocurrir también en ataques epilépticos, en la migraña suelen durar un poco más de tiempo.
- Narcolepsia: Son episodios de sueño de repente durante 30 segundos y unos pocos minutos.
- Coreoatetosis paroxística: Es un grupo de condiciones raras que son provocadas por estrés emocional o movimientos rápidos, durante el cuál las personas presentan movimientos de retorcimiento de extremidades.
- Disritmia cardíaca: Son anomalías en el ritmo o frecuencia cardíaca.
- Hiperventilación: Respirando muy fuerte o muy rápido, generalmente causados por un ataque de pánico.
- Pseudoconvulsiones: También llamadas convulsiones pseudoepilépticas o ataques no epilépticos. Estas son convulsiones que parecen ser del área epiléptica pero no lo son, generalmente tienen una causa psicológica y son más comunes en mujeres que en hombres.

Después de evaluar si no es algún síntoma de las enfermedades mencionadas anteriormente, se realiza un electroencefalograma, para poder ver la actividad cerebral y determinar si existen algunas anomalías en la misma.

En los electroencefalogramas, los doctores buscan patrones de ondas cerebrales fuera de lo ordinario, en donde se muestran que las señales eléctricas cerebrales no se están enviando de una manera correcta. La forma y el tiempo en el que ocurren, proveen información acerca del tipo de convulsión que se está sufriendo y el área donde comienza. Generalmente, estos mapas de actividad cerebral proveen información a pesar de que los ataques o convulsiones no hayan ocurrido.

La Figura 7 muestra un ejemplo de un electroencefalograma normal, la parte derecha indica donde fueron colocados los electrodos. En este caso, los patrones de ondas cerebrales lucen de manera simétrica y regular.

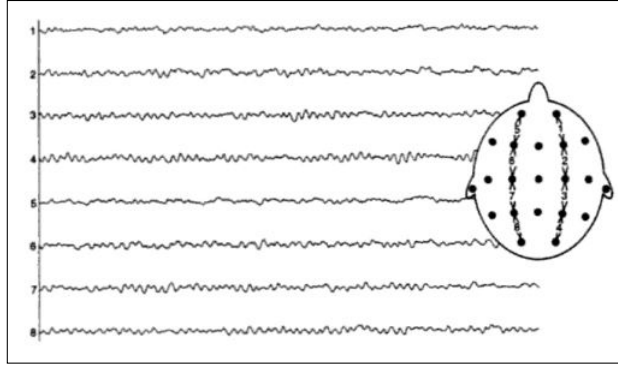


Figura 7: Electroencefalograma con resultados normales [9]

La Figura 8 muestra un electroencefalograma que contiene patrones con picos. Existen diferentes tipos de convulsiones que presentan picos. Entre ellas está la convulsión por ausencia, en donde generalmente se encuentran patrones de 3 picos y descargas lentas cada segundo. Este patrón es llamado patrón ictal y aparece únicamente cuando se está dando una convulsión. Mientras no se esté dando una convulsión, el patrón vuelve a la normalidad como en la Figura 7. Este tipo de convulsión generalmente ocurre cuando hay hiperventilación, por lo tanto, si se cree que podría tener este tipo de convulsión, en el 99% de los casos, respirando más fuerte se puede causar uno. Este tipo de convulsiones es muy raro que ocurra en adultos.

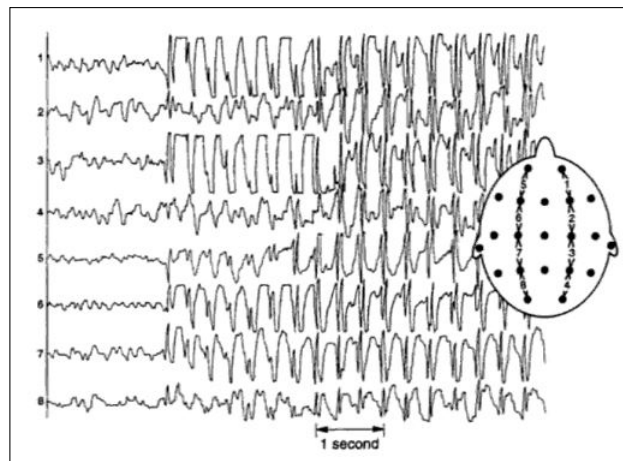


Figura 8: Electroencefalograma con resultados anormales, mostrando patrones con picos [9]

Por último, la Figura 9 muestra por qué la información que provee un electroencefalograma no puede utilizarse por sí solo. En este caso, aparecen nuevamente picos y descargas lentas, pero ahora aparecen únicamente en algunas líneas del análisis. Por lo tanto, en este caso, no hay forma de determinar si la convulsión es una convulsión simple o una compleja. El especialista debe saber exactamente lo ocurrido en una convulsión para lograr hacer un diagnóstico correcto y definitivo.

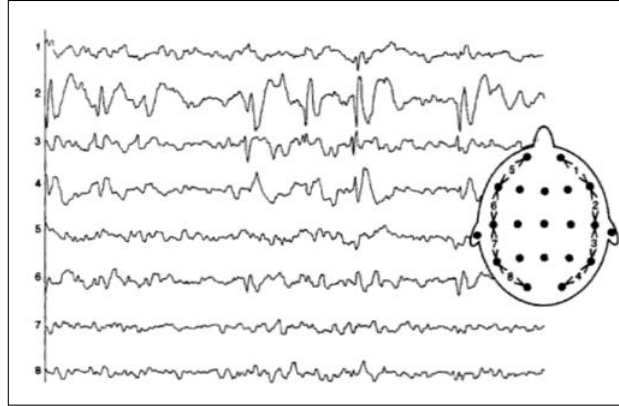


Figura 9: Electroencefalograma de una convulsión empezando en el lado derecho del cerebro. [9]

6.1.2. Tratamiento de la epilepsia

En el tratamiento de la epilepsia, el objetivo principal es la reducción de las convulsiones. En ciertos casos, se puede mejorar de manera completa la actividad convulsional. Los dos tipos de tratamiento más comunes son: farmacológico y quirúrgico. Numerosos estudios anuales proporcionan evidencia de que estas dos intervenciones pueden provocar resultados terapéuticos y perjudiciales o, a menudo, ambos.

El enfoque que tienen los estudios de epilepsia es la eficacia en cuanto a los tratamientos de la enfermedad. Es importante cuantificar los efectos que tienen los tratamientos para asegurar que los tratamientos más efectivos sean seguros. Esta importancia se basa en 5 puntos [10]:

- Daño potencial de intervenciones
- Desarrollo de medidas más eficaces
- Reducción de costos
- Responsabilidad
- Verificación de mejora

Generalmente, los doctores utilizan los términos antiepilépticos y anticonvulsivos, para referirse al tratamiento de la epilepsia. Existen diferentes tipos de convulsiones epilépticas y varios tipos de epilepsia. La mayoría de tipos de epilepsia son fáciles de controlar con tratamientos. El objetivo de estos tratamientos es lograr parar las convulsiones por dos o más años. En general, entre 60 y 70 % de las personas con epilepsia, tienen las convulsiones controladas completamente con un tratamiento. Adicionalmente, se puede controlar otro 10 % pero utilizando una combinación de tratamientos.

El porcentaje restante de personas con epilepsia, es difícil de controlar su enfermedad completamente. Es en este caso en el que los tratamientos deben cambiarse para encontrar el mejor método de curación, por ejemplo, encontrar el tratamiento que controle la mayor

cantidad de convulsiones y que tenga menos efectos secundarios en el paciente. Desafortunadamente, esto puede llevar mucho tiempo. Las convulsiones pueden ser tratadas por un lapso de tiempo y el tratamiento puede dejar de funcionar meses o años después, volviendo a sufrir convulsiones. Esto puede ser causa de no seguir el tratamiento de la manera correcta o por que se necesite una mayor dosis. [9]

Los efectos clínicos que tiene la epilepsia son comúnmente dramáticos y alarmantes, y provocan temor. Por estas razones, durante las últimas décadas se han estado estudiando y profundizando las consecuencias que resultan en el enfermo. Aparte, con el crecimiento de la neurocirugía, ha crecido el interés del tratamiento de la epilepsia por medio de ellas. [11]

6.1.3. Efectos de los tratamientos

Todo tratamiento puede causar ciertos efectos secundarios en el paciente, como se ha mencionado anteriormente, esto puede resultar de un mal tratamiento o de un mal seguimiento del mismo. Por lo tanto, se debe realizar un diagnóstico correcto de epilepsia y posteriormente adecuar el mejor tratamiento. Aparte, este tratamiento se debe seguir al pie de la letra, ya que esto puede influir en que la enfermedad no sea controlable.

A continuación en el Cuadro 1 se muestran algunos efectos secundarios que puede resultar del tratamiento farmacológico:

	EFEECTO SECUNDARIO	EJEMPLO
1	Predictivo y común, generalmente al principio del tratamiento	Ahogamiento con carbamezapina
2	Predictivo a dosis altas	Nauseas con Etosuximida
3	Idiosincrásica	Pérdida de cabello, hígado disfuncional, alteraciones de comportamiento
4	Interacción con drogas	Crecimiento de niveles de sangre con carbamezapina
5	Toxicidad	Tratamiento con valproato

Cuadro 1: Efectos secundarios que puede causar el tratamiento farmacológico [12]

6.2. Estimulador del nervio vago (VNS)

VNS de las siglas en inglés Vagus Nerve Stimulation, es uno de los métodos utilizados para tratar la epilepsia que consiste en la estimulación de los pares de nervios que se encuentran ubicados a lo largo de todo el cuerpo, que se encargan del envío de mensajes entre el cerebro y el cuerpo. Este es un tratamiento propuesto por *Cyberonics Inc.* utilizado para la terapia para la reducción de frecuencia de convulsiones en adultos y niños mayores a 12 años, que son refractarios a la medicación antiepiléptica. Este es el primer, y sigue siendo el único, tratamiento no farmacológico para la epilepsia. Ha sido experimentado en diferentes ensayos y ha sido aprobado para la epilepsia. Después de su aprobación, más de 17 mil pacientes con epilepsia han sido tratados con este método.[13]

El método de VNS es el tratamiento no farmacológico más utilizado para la epilepsia. Se han realizado diferentes experimentos y observaciones en el comportamiento de la epilepsia en los humanos, demostrando 3 perfiles de efectos de la implementación del dispositivo [13]:

- Efecto abortivo: Una convulsión en proceso puede ser atenuada por medio del dispositivo
- Efecto profiláctico: Las convulsiones son menos propensas a ocurrir después de unos minutos de una estimulación con el dispositivo.
- Efecto profiláctico crónico progresivo: La frecuencia de las convulsiones es reducida después de la estimulación crónica durante semanas o meses con el dispositivo.

Sabiendo ya los perfiles a los que apunta el dispositivo VNS, surge la duda del funcionamiento. ¿Cómo es que funciona el estimulador del nervio vago? ¿De qué consiste?

6.2.1. Funcionamiento

El nervio vago está compuesto de Aferentes y Eferentes somáticas y viscerales. La mayoría de las fibras eferentes se originan de las neuronas ubicadas en la médula oblonga. Los dos nervios vagos vienen juntos desde varias ubicaciones de la médula y atraviesan una larga ruta hasta la víscera. Por esta complejidad y amplia distribución, se le dio el nombre de nervio vago.[13]

Cada nervio vago se encuentra entre la arteria carótida y la vena yugular del cuello con la vaina carótida. El tratamiento consiste en el uso de un dispositivo que, por medio de impulsos eléctricos, estimula el nervio vago. Este dispositivo es implantado en el cuerpo, debajo del pecho. Cuando se activa, el dispositivo manda impulsos eléctricos a lo largo del nervio vago izquierdo. Este sistema de protección contra la epilepsia se lleva a cabo debido a que cerca de un tercio de las personas con esta enfermedad, no responden de manera completa al tratamiento farmacológico para evitar las convulsiones. De cierta manera, el VNS reduce la frecuencia de estos ataques en personas que no han logrado el control de esta con medicación.

El estimulador del nervio vago, tiene parámetros de funcionamiento, que cambian conforme a cada paciente en el que es implantado. En el Cuadro 2 se muestran los parámetros con los que se han trabajado en los últimos años:

Parámetros	Unidades	Rango	Valores típicos
Corriente de estimulación	mA	0 - 3.5	1 - 2
Frecuencia de estimulación	Hz	0 - 30	20 - 30
Ancho de pulso	μs	130 - 1000	250 - 500
Tiempo de estimulación	s	7 - 60	30
Tiempo apagado de estimulación	min	0.2 - 180	5

Cuadro 2: Parámetros de la terapia de estimulación del nervio vago para el tratamiento de la epilepsia [5]

A partir de la creación del estimulador del nervio vago, se han hecho estudios que demuestran los efectos que tiene la estimulación y su influencia en convulsiones futuras. El estudio, realizado 2 semanas después de la implantación del estimulador y medido de 12-16 semanas posteriores, se dividió en dos grupos: estimulación a alta frecuencia y a baja frecuencia. En este se demostró que las convulsiones fueron reducidas en un 31 % en los pacientes de estimulación de alta frecuencia, y un 14 % en los pacientes con estimulación de baja frecuencia. [14]

Con estos estudios, se demuestra una mejora de la enfermedad con los tratamientos de epilepsia por medio del estimulador del nervio vago, afirmando ser una opción viable para la mejora de los pacientes. Los primeros estudios demostraron ciertos efectos como problemas con los impulsos eléctricos del cerebro en los pacientes, pero estos dependen de los parámetros mencionados anteriormente y de la capacitación suficiente del personal para poder aplicar este método.

6.2.2. Riesgos

En la implantación del dispositivo, pueden ocurrir ciertos aspectos como en toda operación quirúrgica. Entre estos se encuentran[15]:

- Dolor en donde se realizó la incisión
- Infecciones
- Dificultad para ingerir alimentos
- Parálisis de las cuerdas vocales, generalmente es temporal, pero puede ser permanente.

6.2.3. Efectos del tratamiento por VNS

Cada nervio vago contiene eferentes que están conectados a las cuerdas vocales y a otros músculos esqueléticos de la laringe y faringe. Por lo tanto, puede repercutir en algunas acciones cotidianas.

Generalmente, los efectos secundarios que genera la implantación del dispositivo, pueden incluir:

- Cambios de voz: La vocalización es comúnmente afectada por el dispositivo, generalmente produciendo estridor en cada tren de estimulación. Este estridor puede ser reducido con el ajuste de la densidad de corriente del dispositivo. [13]
- Ronquera
- Dolor de garganta
- Tos
- Dolor de cabeza

- Dificultad de respirar
- Dificultad para ingerir alimentos
- Insomnio
- Sensación de hormigueo de extremidades

Para la mayoría de las personas, los efectos secundarios son tolerables, pueden reducirse conforme el paso del tiempo, pero algunos pueden seguir afectando hasta el fin del uso del dispositivo. [15]

6.2.4. Procedimiento de implantación

Antes de la implantación, el médico debe realizar un examen físico. Generalmente, son exámenes de sangre u otros para asegurar que no se tienen problemas de salud que podrían afectar en la operación. El médico puede proporcionar antibióticos antes de la operación para prevenir infecciones.

Por otro lado, la operación a realizar usualmente toma de una hora a una hora y media. Puede ocurrir que el paciente esté despierto pero tenga anestesia local para entumecer el área de cirugía o que el paciente esté totalmente inconsciente con anestesia general durante la cirugía.

La cirugía no incluye ningún área cerebral; se realizan dos incisiones, una en el pecho o en el área axilar y la otra en el lado izquierdo del cuello. El dispositivo es implantado en el lado izquierdo superior del pecho; está creado para ser un dispositivo implantado permanentemente pero puede ser removido si en dado caso hubiera necesidad.

El tamaño del dispositivo es aproximadamente del de un cronómetro y funciona con batería interna. Un cable es conectado al generador de pulsos. Este cable es guiado debajo de la piel desde el pecho hasta el cuello, en donde se adhiere al nervio vago izquierdo, donde se realiza la segunda incisión. [15]

6.2.5. Procedimiento posterior a la implantación

El generador de pulsos debe ser programado unas semanas después de haber sido implantado. Este puede ser programado para generar impulsos eléctricos al nervio vago en varias duraciones, frecuencias y corrientes. La estimulación generalmente empieza en un nivel bajo y crece gradualmente dependiendo de los síntomas y efectos secundarios que presente el paciente.

La estimulación es programada para encenderse y apagarse en un ciclo de tiempo establecido, por ejemplo, 30 segundos encendido y 5 minutos apagado. A partir de estos cambios, se pueden tener sensaciones de hormigueo o dolor leve en el cuello.

El estimulador no detecta las convulsiones u otros síntomas. Cuando este se encuentra encendido, como se mencionó anteriormente, este estimula y se apaga en ciertos lapsos

de tiempo que son determinados por el médico. Adicionalmente, se cuenta con un imán, que puede activar la estimulación si en dado caso el paciente siente que puede ocurrir una convulsión.

El imán puede utilizarse también para apagar temporalmente la estimulación, acción necesaria si en dado caso se desee realizar actividades como hablar en público, cantar o hacer ejercicio, o si en dado caso se tiene dificultades al comer.

El tratamiento requiere la asistencia periódica al médico para asegurar el funcionamiento correcto del dispositivo y la correcta posición del mismo. [15]

6.3. Chequeo de redundancia cíclica

El chequeo de redundancia cíclica es un método que se implementa para lograr la detección de errores en un mensaje. Existen diferentes tipos de CRC, entre estos se encuentran:

- CRC-16
- CRC-CCITT
- CRC-32

En el CRC-16, que es el tipo que utilizan generalmente los dispositivos Microchip, los datos son tratados por el algoritmo como un número binario. Luego este número es dividido por otro número binario llamado polinomio. El residuo de la división del paso anterior, representa un dígito que verifica la suma correcta. Este dígito es añadido al mensaje que es transmitido. Luego, el receptor divide el mensaje, por el mismo polinomio utilizado en el transmisor. Si el resultado de esta división es cero, la transmisión de datos fue exitosa. El polinomio utilizado en este tipo de CRC se presenta a continuación en (1):

$$x^{16} + x^{15} + x^2 + 1 \tag{1}$$

La ecuación mostrada anteriormente, se puede convertir en un valor binario, por que el divisor es visto como un polinomio con coeficientes binarios. El polinomio de (1) se convierte a 1000000000000101b, debido a que los coeficientes como x^{16} , x^{15} y x^2 son representados como un uno lógico en valores binarios.

Por otro lado, la división implementada anteriormente se aplica un XOR, que tiene la tabla de verdad que se muestra en el Cuadro 3:

X1	X2	Y
0	0	0
0	1	1
1	0	1
1	1	0

Cuadro 3: Tabla de verdad XOR

La división usa la aritmética *Módulo 2* en el cual se aplica un XOR a dos números. Por lo tanto, este método se divide en dos partes. La primera consiste en generar el mensaje de transmisión, y luego se verifica el resultado de transmisión. Este proceso se muestra en las figuras 10 y 11 [16]

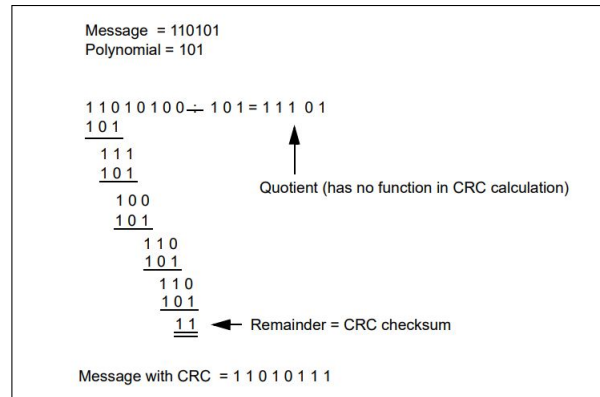


Figura 10: Mensaje generado con CRC-16

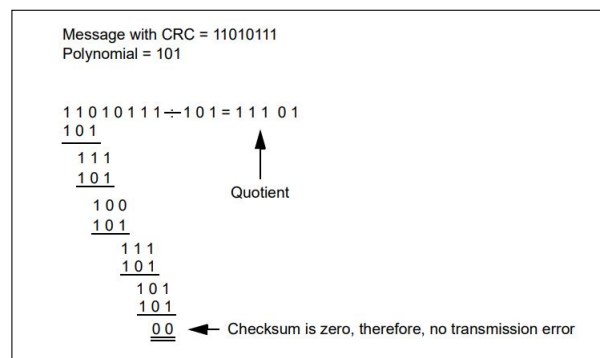


Figura 11: Mensaje recibido y chequeado CRC-16

6.4. Comunicación SPI

SPI, del inglés *Serial Peripheral Interface*, es una interfaz utilizada por el puerto MSSP, del inglés, *Master Synchronous Serial Port*, para lograr la comunicación con otros periféricos o microcontroladores. Es un modo que permite transmitir y recibir cierta cantidad de bits de forma síncrona, es decir, es dependiente de un reloj, Este envío y recepción se pueden hacer de manera simultánea.

Para lograr la comunicación, se utilizan los pines **SDO** (Serial Data Out), **SDI** (Serial Data In) y **SCK** (Serial Clock). El protocolo de comunicación SPI depende de bits de control que determinan el modo de operación en el que se encuentran. Los modos que existen son los siguientes:

- Modo maestro
- Modo esclavo

Y también depende de otros bits de control para determinar su funcionamiento, por ejemplo:

- Polaridad del reloj
- Flancos del reloj
- Frecuencia de reloj
- Selección de esclavo

El funcionamiento del modo SPI consiste configurar el reloj, utilizando una frecuencia que sea soportada por el esclavo. Existe un bit de selección, que determina la selección del dispositivo esclavo. Posteriormente, en cada ciclo de reloj, se genera una transmisión de datos. El dispositivo maestro envía un bit y el esclavo lo recibe, y el esclavo manda un bit para que el maestro lo lea. Puede ser una transmisión de datos .

Las transmisiones de datos generalmente incluyen dos registros de desplazamiento. Estos datos son transmitidos bit por bit, generalmente del más significativo al menos significativo.

Con los años, los modos de SPI han resultado en ser 4 (Modo 1-4). Estos modos operan básicamente de la misma manera pero emplean de una forma distinta los tiempos de reloj y la secuencia de envío y recepción de datos. Al reloj que controla el envío de información le llamaremos SCK, a los datos enviados SDO, a los recibidos SDI, CKP a la polaridad del reloj y CKE al flanco de toma de datos. Los modos de SPI que existen se explican a continuación:

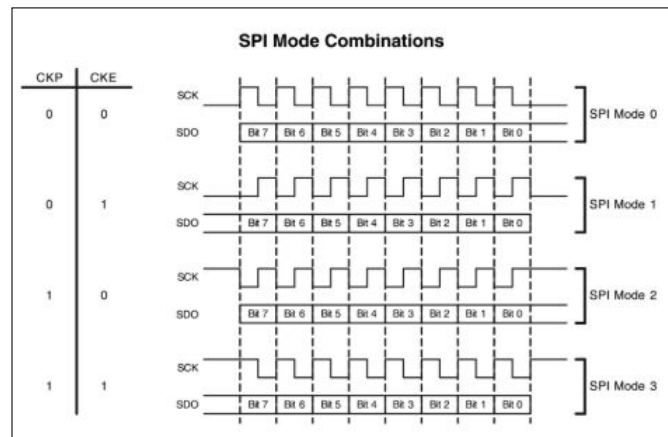


Figura 12: Modos de funcionamiento del protocolo SPI [17]

Como se puede observar en la Figura 12, los modos de operación se basan principalmente en el CKP y el CKE. Dependiendo de estos valores, se da la toma de datos en los flancos del SCK y se generan los SDO y SDI según sea el caso (envío o recepción de datos).

6.5. Comunicación inalámbrica

Una comunicación inalámbrica, como su nombre lo indica, es un tipo de comunicación que se da sin necesidad de cables. Dentro de este tipo de comunicación, generalmente se

refiere como radiofrecuencia (RF).

La comunicación inalámbrica empieza desde hace más de un siglo con la demostración del telégrafo de Marconi en 1897. Luego, se dio la recepción por radio en el océano atlántico. Con el avance de la tecnología, se ha visto un progreso formidable en cuanto a este tipo de comunicación.

Los sistemas modernos de comunicación, requieren radio frecuencia y señales electromagnéticas para lograr la transmisión inalámbrica de información. Estos sistemas emplean osciladores, filtros y amplificadores para generar y procesar diferentes tipos de señales.

El transmisor se comunica con el receptor por medio de antenas posicionadas en cada lado. El ruido eléctrico asociado con los sistemas y el canal pueden afectar el rendimiento.[18]

6.5.1. Sistemas con antena

Los sistemas con antena pueden clasificarse en dos tipos: antenas de apertura y antenas alámbricas. Las antenas de apertura se subdividen en primarias y secundarias. Las primarias son aquellas antenas que se energizan con la fuente y pueden ser utilizadas de manera independiente para la transmisión y recepción de señales. Por otro lado, las antenas secundarias requieren de otra antena como alimentación.

Cuando una antena se energiza, esta genera dos tipos de campos electromagnéticos. Parte de la energía se mantiene cerca y otra parte se propaga hacia afuera. La señal que se propaga, representa los campos de radiación mientras que la señal que no se propaga, representa una señal reactiva, es decir, capacitiva o inductiva.[18]

Propiedades de las antenas

La potencia radiada por una antena por unidad angular, es conocida como la intensidad de radiación U . Esta se encuentra representada por la siguiente fórmula:

$$U = r^2 * \tilde{W}_{rad} \quad (2)$$

Si la antena radia uniformemente en todas direcciones, se le llama una antena *isotrópica*. Este es un tipo de antena que como ganancia directa D_G está definida como el ratio de intensidad de radiación debido a la antena. Por tanto, se representa de la siguiente forma [19]:

$$D_G = \frac{U}{U_o} = \frac{4\pi U}{P_{rad}} \quad (3)$$

En donde:

- U representa la intensidad de radiación debido a la antena de prueba.

- U_o representa la intensidad de radiación debido a la antena isotrónica.
- P_{rad} representa la potencia radiada

6.5.2. Tipos de transmisión

Dos dispositivos electrónicos están conectados directamente al otro, para lograr la transmisión y recepción de señales en forma de paquetes. La transmisión puede ser clasificada en los siguientes tipos:

- Transmisión Simplex
- Transmisión Half-Duplex
- Transmisión Full-Duplex

La transmisión *Simplex* es un tipo de transmisión unidireccional, es decir, un dispositivo puede únicamente enviar datos y el otro lo recibe. Un ejemplo de esto puede ser una estación de radio. La estación de radio manda señales en el aire sin esperar ninguna respuesta de los oyentes.

Por lo mencionado anteriormente, este tipo de comunicación no tiene muchas aplicaciones en la comunicación de datos. La siguiente figura explica el funcionamiento de este tipo de transmisión[20]:

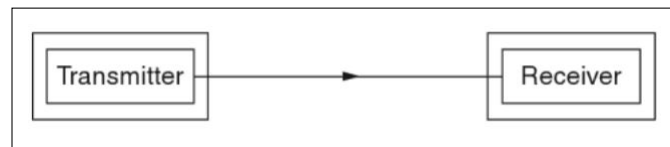


Figura 13: Transmisión Simplex[20]

Como segundo tipo de transmisión, se encuentra *Half-Duplex*. Este es un tipo de comunicación bidireccional pero en un momento determinado, únicamente uno de los dos dispositivos puede mandar o recibir datos. En este tipo de transmisión, el emisor mandará datos y el receptor podrá responder hasta que se haya completado la transmisión de datos. Ambos dispositivos son capaces de transmitir y recibir datos, pero si uno funciona como transmisor, el otro funcionará como receptor y viceversa. [20]

En la siguiente figura, se muestra este tipo de transmisión de datos:

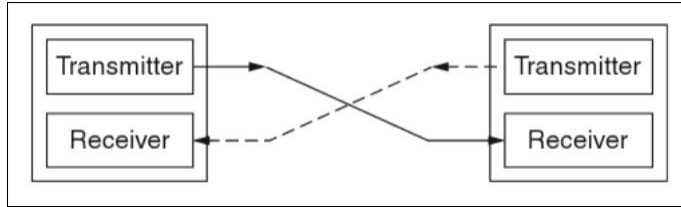


Figura 14: Transmisión Half-Duplex[20]

Por último, se encuentra la transmisión *Full-Duplex*. Este tipo de transmisión es bidireccional pero en este caso, ambos dispositivos pueden enviar y recibir datos al mismo tiempo, de manera simultánea. Un ejemplo claro de la transmisión Full-Duplex es una conversación por teléfono. Las dos personas pueden hablar y escuchar al mismo tiempo. [20]

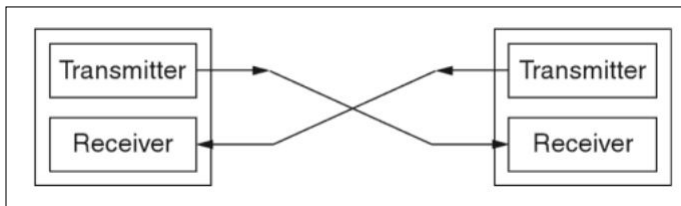


Figura 15: Transmisión Full Duplex[20]

Parte importante de la creación de un dispositivo, consiste en la correcta información acerca del mismo, los requisitos con los que cuenta para funcionar y posteriormente el diseño del mismo para poder obtener los resultados que se desean.

Como primer paso, se analizó el funcionamiento del modelo 102 de LinaNova, para poder crear un dispositivo parecido, con parámetros y objetivos a cumplir. Posteriormente, ya con la información necesaria para el funcionamiento, se procedió a crear un diseño que implementara las características del análisis.

7.1. Análisis de requisitos

Analizando el modelo 102 de LinaNova, existen ciertos aspectos en los que se basan para el funcionamiento correcto y óptimo del dispositivo. Entre estos se encuentran:

- Parámetros de estimulación
- Interfaz gráfica y conexión para el envío de parámetros
- Comunicación inalámbrica para el envío de parámetros
- Estimulación basada en los parámetros anteriores
- Módulo de potencia para generar impulsos de corriente
- Bajo consumo de potencia

7.1.1. Parámetros de estimulación

Los parámetros de estimulación son importantes, ya que son los que definen el funcionamiento del dispositivo a crear. Estos se pueden visualizar en el Cuadro 2. Son estos en los que se basan los tratamientos por medio del dispositivo VNS, son los parámetros que el médico modifica para mejorar el tratamiento de epilepsia de un paciente con el dispositivo implantado.

7.1.2. Interfaz gráfica y conexión para el envío de parámetros

La interfaz gráfica es una de las partes importantes, ya que es el medio por el cual se realiza el envío de los parámetros mencionados en la sección anterior. Este es el medio de comunicación entre humano-dispositivo, por lo tanto, juega un papel importante en la creación del mismo.

Como se puede observar en la Figura 2, el dispositivo se comunica de manera serial a la interfaz, siendo el protocolo a utilizar. Entonces la parte para el envío de parámetros consistiría de lo siguiente:

- Interfaz gráfica para ingreso de parámetros
- Conexión interfaz-dispositivo por medio de protocolo serial
- Comunicación inalámbrica para el envío de parámetros

7.1.3. Comunicación inalámbrica para el envío de parámetros

La comunicación inalámbrica es el motivo de este trabajo. La parte inalámbrica forma parte de uno de los 3 módulos que conforman el proyecto y es necesaria debido a que el dispositivo está implantado en el cuerpo y si el médico necesita cambiar algunos parámetros, estos deben enviarse de manera inalámbrica debido a que no se puede estar realizando operaciones para el cambio de los mismos.

Aparte, el envío de información por medio inalámbrico, debe ser correcto. Por eso mismo, se deben estudiar medios para el chequeo de errores en información, para determinar si se realiza el cambio de parámetros. Esta parte será controlada por un microcontrolador, el cual se deberá comunicar por medio de algún protocolo serial con un módulo de comunicación inalámbrica por radiofrecuencia (RF).

7.1.4. Estimulación basada en parámetros

La estimulación es otra parte importante del proyecto. Esta será realizada por el estudiante Rodolfo Cacacho. La estimulación depende de los parámetros establecidos en la interfaz gráfica y estos pueden ser modificados. Por lo tanto, ya se tiene una estructura más completa del funcionamiento del módulo. Primero se ingresan los parámetros, estos se verifican y se envían de la interfaz al módulo emisor, este recibe los datos y los envía de manera

inalámbrica por un modulo de radiofrecuencia, estos son recibidos en el módulo receptor y empieza la estimulación según los parámetros establecidos.

Esta parte es esencial ya que es la unión de la parte de comunicación inalámbrica con el módulo de potencia. En esta parte, se necesitará de un microcontrolador para poder establecer la estimulación de una manera correcta, en base a los parámetros recibidos. Como se puede observar en el Cuadro 2 existen rangos de valores ya definidos para cada parámetro, por lo tanto, se trabajará en base a estos rangos, para no causar daños colaterales en los pacientes en los que se implante el dispositivo.

7.1.5. Módulo de potencia

En este módulo, es donde se generarán los impulsos de corriente establecidos en el módulo de estimulación. Debido a que el módulo de estimulación trabaja únicamente con voltajes, este deberá realizar una conversión de voltaje a corriente para poder estimular. Esta parte será realizada por el compañero Hugo Elvira.

La parte de potencia cuenta con cierta complejidad también, ya que se deben crear pulsos de corriente, pero estos no deben generar picos de pulsos, ya que es una aplicación médica. Por lo tanto, requerirá un poco de profundización para poder lograr esa correcta implementación.

7.1.6. Bajo consumo de corriente

El consumo de corriente es una parte importante del proyecto completo, ya que este rige el tiempo de vida del dispositivo. Mientras menos consumo de corriente exista, mayor será la vida útil del dispositivo a implantar.

Mejorar este consumo es un paso clave del proyecto, ya que se busca reducir costos del modelo mencionado anteriormente, mientras más tiempo de vida tenga el dispositivo, menos renovaciones se deberán hacer por lo tanto se deberá invertir menos dinero para seguir con la terapia por medio del neuroestimulador del nervio vago.

Como primer prototipo del estimulador del nervio vago, se establecieron todas las partes que conforman el neuroestimulador del nervio vago. Como se ha mencionado anteriormente, el proyecto se dividió en tres partes, cada una en una rama distinta, para desarrollar diferentes módulos funcionales que en conjunto, logren los pasos mencionados en el alcance.

Posteriormente, ya establecidos los módulos, se empezó a trabajar en el módulo de comunicación inalámbrica. Como primera fase, se hizo la investigación de los componentes que se utilizan para lograr esto. La comunicación inalámbrica se divide en tres partes principales: el emisor, el envío de información y el receptor.

La parte del emisor y el receptor, se empezaron con un arduino, esto para tener un conocimiento rápido de los módulos y de la comunicación inalámbrica. Para el envío de información, se empezó a utilizar el módulo RF de 433MHz, esto debido a que se buscó y se determinó que el funcionamiento de este módulo era fácil de implementar con arduino.

A la hora de empezar a hacer pruebas con arduino, se empezó con el protocolo de comunicación UART, logrando el envío y recepción correcta de información de un arduino a otro utilizando el módulo RF.

Luego de lograr la comunicación inalámbrica en arduino, se prosiguió a replicar el mismo sistema utilizando la familia de microcontroladores PIC. Con conocimiento por clases anteriores, se decidió utilizar el PIC16F887 y la interfaz MPLab. Para lograr la comunicación por medio de UART, se envió un bit codificado, y se recibió en otro PIC, utilizando el mismo módulo RF de 433MHz. Esta comunicación se logró implementar de manera correcta en ambos sistemas, pero enviando un solo bit de información. Cuando se enviaba más de un bit de información, la recepción no era correcta.

Para solucionar este problema, se investigó y se determinó que probablemente la implementación sería mejor por medio de comunicación SPI y no por UART, debido a que es el que utilizan los módulos de radiofrecuencia implementados para aplicaciones médicas. Para lograr esto, se importaron diferentes librerías en MPLab, para la programación de los dos PICs. Uno se configuró como master y otro como esclavo, enviándole información que obtenía de un switch de 8 bits. Este sistema se puede observar en la siguiente figura:

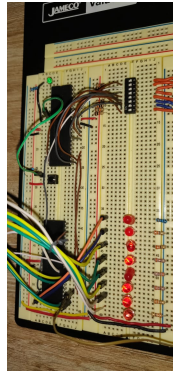


Figura 16: Comunicación SPI entre dos PIC16F887

Como se puede observar en la Figura 16, se obtenía el valor del switch superior, se codificaba y por medio de SPI se enviaba la información al otro PIC, que lo representaba en una cadena de LEDs. El problema con esta fase, fue que el módulo RF de 433MHz solo cuenta con un canal para el envío de información, y el protocolo SPI necesita la interconexión de tres variables: SCK, SDA y SDO.

Luego como última parte, para hacer más eficiente el tiempo y pruebas por hacer, se investigó los diferentes componentes necesarios para la implementación del proyecto, se establecieron que PICs y que módulos de radiofrecuencia se utilizarían. Por lo que se decidió realizar la compra de los PICs de bajo consumo de potencia (18F47J13), junto a módulos de radiofrecuencia para aplicaciones médicas (ZL70550), para empezar a utilizar el material en el que realmente se implementará el diseño.

Al recibir los PICs, con empaquetado de componentes de superficie, se realizó también la compra adaptadores para lograr hacer pruebas en protoboard. Los PICs y headers se soldaron en los adaptadores como se muestra en la siguiente figura:



Figura 17: PIC 18F47J13 soldado en un adaptador TQFP a DIP

Posteriormente, al recibir los módulos RF, se empezó a estudiar la hoja de datos del mismo, para empezar a lograr su implementación. A la hora de investigar, la hoja de datos presenta una antena de 50Ω . Este aspecto es un problema, ya que es una necesidad del módulo para funcionar de manera correcta. Por lo que esta antena se deberá construir, o se deberá buscar una alternativa para agregarla al mismo.

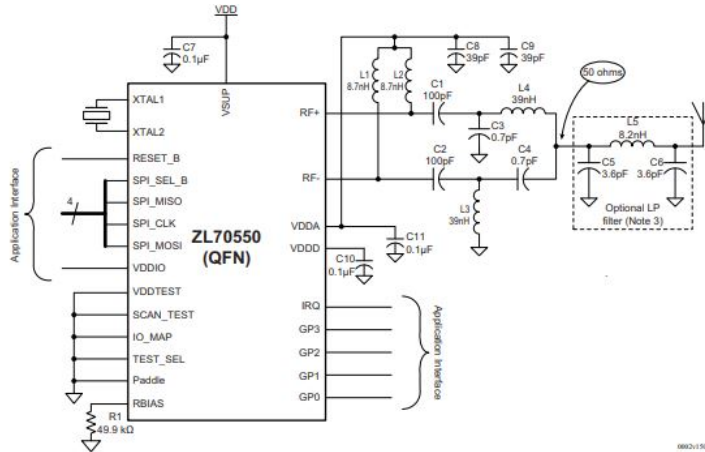


Figura 18: Esquemático del módulo ZL70550 [21]

Como última parte del prototipo 1, se empezó a diseñar la placa en Altium del módulo RF, creando librerías y esquemáticos para empezar a probarlo y comprobar si realmente era necesaria la antena mencionada. La soldadura de este módulo es un poco más difícil a la de los PICs, debido a que el empaquetado requiere un proceso con pistola de calor.

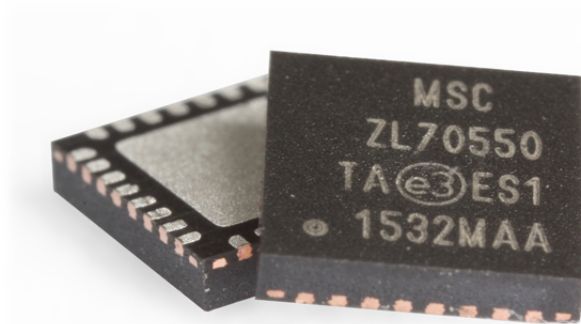


Figura 19: Módulo ZL70550

Como segundo prototipo del estimulador del nervio vago. Se empezó por crear las librerías y esquemáticos mencionados anteriormente. Revisando el datasheet, el prototipo se empezó a complicar ya que como se muestra en la Figura 18, se necesitaba la creación de filtros con capacitores y resistencias. Además de esto, se necesitaba realizar la búsqueda de la antena para lograr transmitir por radiofrecuencia.

Analizando todo lo mencionado anteriormente, se decidió por cambiar el módulo ZL70550, por alguno un poco más sencillo de implementar, para empezar a hacer pruebas de comunicación. Para tomar la decisión de que módulo escoger, en lugar del módulo de la Figura 19, se tomaron en cuenta algunos factores importantes:

- Debe comunicarse por medio de SPI
- Debe contener los componentes de los filtros
- Debe contar con corrección y detección de errores
- Debe transmitir a alta frecuencia

Estas fueron las principales características en las que se basó para lograr la elección correcta y parecida al modulo con el que se quería trabajar.

Estas características son de suma importancia debido a lo siguiente:

	Función	¿Por qué es necesario?
1	Comunicación SPI	El módulo ZL70550 se comunica por medio de este protocolo. Es importante crear un prototipo que se asemeje a este módulo.
2	Componentes de los filtros	Debido a la complejidad de crear la placa y obtener los componentes. La placa debería mandarse a hacer a otro país como Estados Unidos o China. Tener los componentes facilita el trabajo.
3	Corrección y detección de errores	Debido a la información con la que se va a trabajar. La información se debe enviar y recibir de manera correcta y esto se logra con el CRC
4	Alta frecuencia	Se necesita alta frecuencia para que el rango de cobertura del módulo sea pequeño

Siguiendo estas condiciones, se llegó a la conclusión de que la mejor opción era el módulo SPSGRFC que se muestra a continuación:

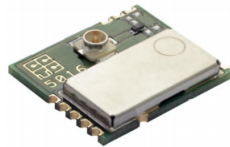


Figura 20: Módulo SPSGRFC

Aparte de contener todo lo especificado anteriormente, el fabricante del módulo recomienda una antena, lo cual es esencial para el funcionamiento de cada módulo. Ya teniendo todo listo, se prosiguió a realizar la compra de los módulos, uno que funcionará como receptor y otro como emisor. Se prosiguió a comprar la antena mencionada en la hoja de datos, junto con los adaptadores U.FL como se muestra en la Figura 42 para poder conectarlas al módulo. La antena especificada se muestra en la Figura 21:

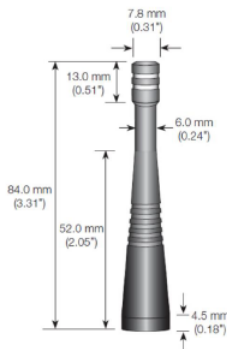


Figura 21: Antena especificada para el módulo SPSGRFC

Ya con los módulos, las antenas y los adaptadores decididos, se empezó el diseño de la placa para pruebas del mismo. Este procedimiento se puede observar en las siguientes figuras:

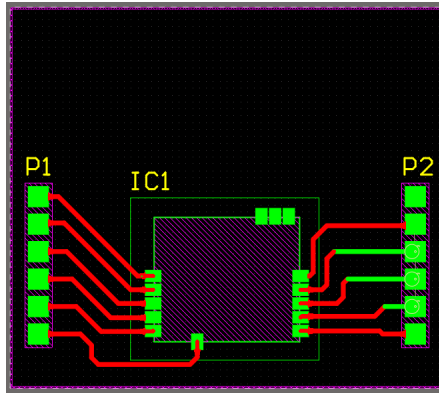


Figura 22: Diseño de placa para módulo SPSGRFC realizado en Altium Designer

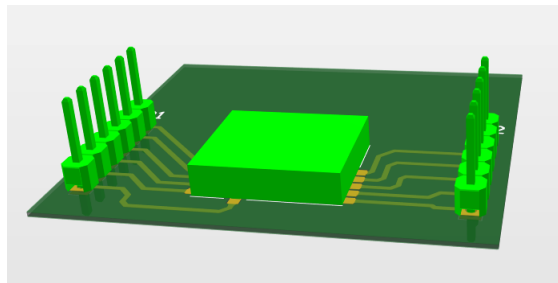


Figura 23: Vista 3D de la placa diseñada en Altium Designer

Con los diseños creados, se crearon las placas en el MakerLab de la Universidad del Valle, para empezar la implementación de los módulos. El resultado se ve en la siguiente figura:

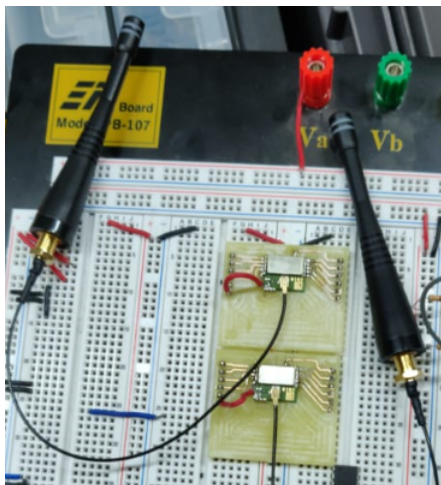


Figura 24: Placa diseñada para la implementación de los módulos SPSGRFC

Implementación de módulo RF SPSGRFC

Para lograr la implementación de este módulo, como primer punto se revisó la hoja de datos para ver el funcionamiento del módulo, el proceso que sigue para enviar o recibir datos.

El módulo SPSGRFC funciona como una máquina de estados finitos, teniendo 6 estados, funcionando de la siguiente manera:

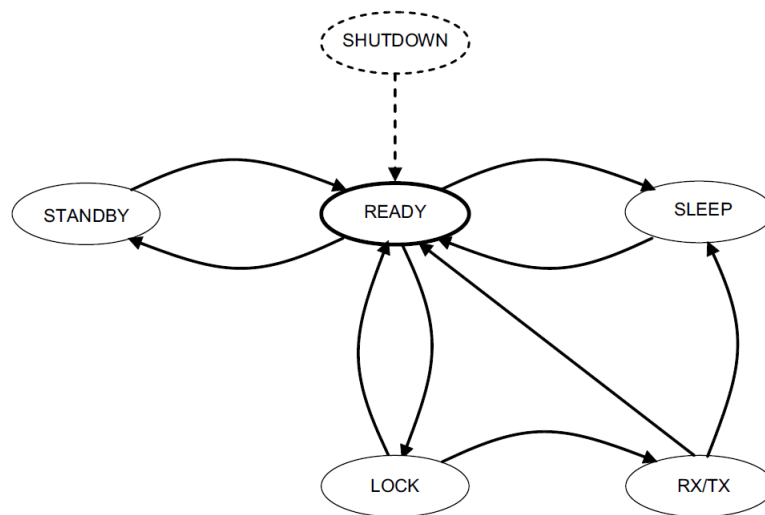


Figura 25: Estados del módulo SPSGRFC

Estos estados dependen de la función que se necesite realizar y son controlados por comandos enviados por SPI. Este es un módulo muy eficiente ya que cuenta con un estado Standby, en el cuál el uso de energía decrece, mejorando así el consumo de potencia del mismo.

10.1. Registros del módulo SPSGRFC

Para lograr la configuración del módulo, se debe revisar la tabla de registros, ya que son estos los que definen el funcionamiento del mismo. El primer registro importante es el DEVICE_INFO, ya que es el que contiene el número de versión y parte del dispositivo. Logrando obtener esta información, se puede empezar a configurar los demás.

Register	Address	Bit	Field name	Reset	R/W	Description
DEVICE_INFO[1:0]	0xF0	7:0	PARTNUM[7:0]	0x01	R	Device part number
	0xF1	7:0	VERSION[7:0]	0x30	R	Device version number

Figura 26: Registro DEVICE_INFO

Posteriormente existen otros registros, que definen características importantes del módulo como:

	Aspecto	Uso
1	Voltaje de operación	Este se puede elegir entre varios rangos, el que se eligió fue el más cercano a 3.3V.
2	Frecuencia del oscilador	Este se eligió según la frecuencia del módulo, en este caso se utilizará 50Mhz.
3	Espacio de canal	Esto es importante ya que define el espacio en frecuencia entre los canales del módulo.
4	Tasa de datos	Esto es importante ya que define cuantas muestras se toman en un tiempo determinado. En este caso se buscó uno parecido al utilizado en los microcontroladores en el módulo de estimulación.
5	Modulación	Existen diferentes tipos de modulación, que se utilizan dependiendo de las necesidades. En este caso se utilizara ASK/OOK
6	RSSI	Es importante ya que determina la calidad de la señal y se puede utilizar como filtro para determinar si un paquete se recibió de manera correcta
7	Dirección	Este registro es importante ya que establece el tamaño del espacio a tomar como dirección en el paquete.
8	CRC	Esta es una parte esencial, ya que como se mencionó anteriormente la información enviada/recibida tiene que ser correcta.

Existen varios registros importantes, los mencionados anteriormente son solo algunos. Ya con los registros se puede lograr la configuración del módulo y empezar a realizar pruebas.

Configuración del módulo SPSGRFC para la comunicación inalámbrica

Como se menciona, el módulo contiene diferentes registros que establecen el funcionamiento del mismo. El módulo contiene puertos, se utilizó el tercero y se estableció como una salida digital a baja potencia. En este pin fue donde se mandan las interrupciones y se verifica el estado del módulo, el estado de 25, por ejemplo.

Para la configuración del módulo, es necesaria la comunicación con el mismo. Esto se realiza por medio del protocolo SPI. En este prototipo, se trabajó con el PIC16F1789. Como se observa en 12, existen diferentes modos de operación, en este caso, el módulo funciona con el modo 0.

Sabiendo lo mencionado anteriormente, se procedió a crear funciones que implementaran la comunicación SPI. En las siguientes figuras, se encuentra la forma de comunicación para leer y escribir en los registros del módulo.

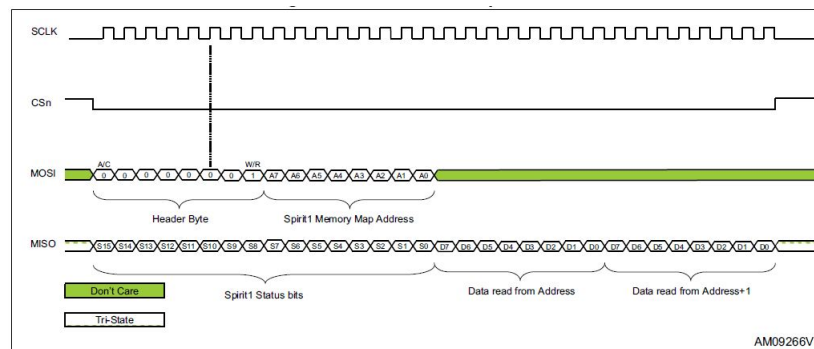


Figura 27: Operación de lectura de registros

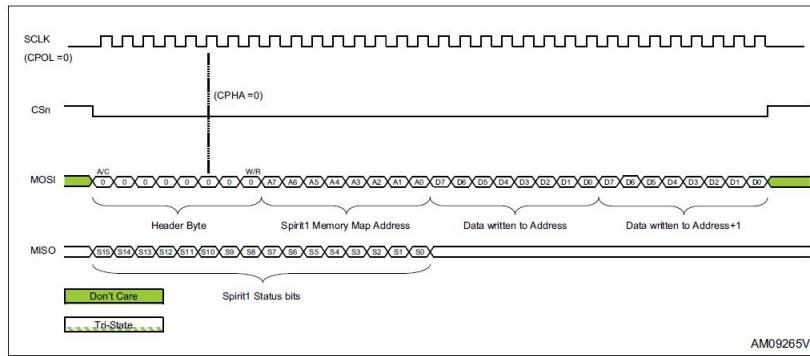


Figura 28: Operación de escritura de registros

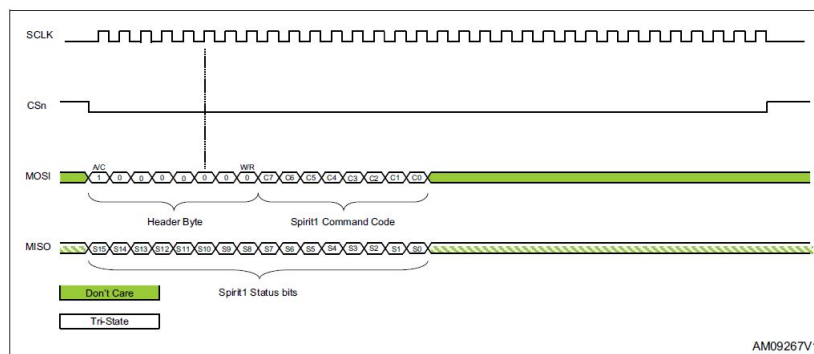


Figura 29: Operación de comandos del módulo

Como se observa en las figuras anteriores, se necesita un encabezado que varía dependiendo de la operación que se desee realizar (lectura, escritura, comandos). Posteriormente, si se desea realizar una lectura, se manda la dirección que se desea leer, si se siguen mandando bytes de información, sin importar que, se realiza una lectura de las direcciones siguientes de la leída; si se desea realizar una escritura, se manda la dirección en la que se desea escribir y posteriormente el valor que se desea escribir. Si se siguen mandando bytes, se escribirá en la dirección siguiente a la previamente indicada.

Al tener ya las funciones para lograr la comunicación con el módulo, se procedió a realizar la configuración del mismo. Entre las características más importantes que se debían establecer se encontraron:

- Frecuencia central
- Potencia
- Modulación
- Data rate

11.0.1. Frecuencia central de operación

Luego, se estableció la frecuencia a la que funcionaría el módulo. Este puede trabajar a 433MHz, 868MHz y a 915MHz. En este caso, se eligió la frecuencia de 868MHz, esto debido a que es una aplicación médica. Se investigó y la frecuencia de 868MHz es una frecuencia que se puede utilizar de manera libre para hacer pruebas y funciona perfectamente para el proyecto ya que es una de las frecuencias más limpias para transmitir.

Por lo tanto, se estableció la frecuencia central de 868MHz. Este cálculo cuenta con los registros de la siguiente figura:

$$f_c = f_{base} + f_{offset} + \left(\frac{f_{XO}}{2^{15}} \cdot CHSPACE \right) \cdot CHNUM$$

Figura 30: Cálculo de frecuencia central

En nuestro caso, se utilizó un offset de 0, un espaciado de canal de 1 y un número de canales de 0. Para que la frecuencia central se quedara como la frecuencia base. Pero la frecuencia base estaba regida por otros registros, como se ve a continuación:

$$f_{base} = \frac{f_{XO}}{(B * D)} \frac{SYNT}{2^{18}}$$

Figura 31: Cálculo de frecuencia base

Como se puede observar en 31, dependemos de parámetros como B y D. B en este caso representa el rango de frecuencias en donde se desea trabajar:

- B=6 para bandas altas (779MHz a 956MHz)
- B=12 para bandas medias (387MHz a 470Mhz)
- B=16 para bandas bajas (300MHz a 348MHz)
- B=32 para bandas muy bajas (169MHz)

Y D es un parámetro que depende de la referencia interna, en este caso, se deshabilitó:

- 1 si REFDIV es 0 (Divisor de referencia interna deshabilitada)
- 2 si REFDIV es 1 (Divisor de referencia interna habilitada)

Teniendo en cuenta esos parámetros, se pudo despejar para el registro SYNT y lograr la configuración de la frecuencia de operación a 868MHz del módulo.

11.0.2. Potencia del módulo

Este es uno de los temas más importantes del proyecto, ya que al ser un proyecto con comunicación inalámbrica para aplicación médica, este requiere que el rango de distancia para la configuración sea lo menor posible, para evitar señales externas que puedan afectar la configuración del dispositivo implantado.

Para lograr la configuración de esta parte, se encuentra el registro PA_POWER, que da la potencia de la antena en dBm. En este caso no se utilizó transmisión en rampa, por lo tanto solo se configuró el último registro de PA_POWER.

11.0.3. Modulación

La modulación es una parte esencial de la comunicación, debido a que por medio de esta se logra el aprovechamiento de los canales, logrando enviar una mayor cantidad de datos simultáneos, con protección a agentes externos como ruido o interferencia.

Como primera configuración, la modulación que se había decidido configurar fue OOK/ASK, pero investigando, esta es una modulación que no es completamente segura, por lo que se decidió cambiar. Como nueva configuración, se implementó la modulación 2-FSK. Este tipo de modulación, es uno en base a la frecuencia.

11.0.4. Data Rate

El data rate que se escogió fue de 38.5 kbps. Este es un término importante ya que determina la velocidad de transmisión de datos, tener un alto data rate es bueno por lo mismo, en poco tiempo se logra la transmisión de bytes con información.

11.0.5. Spirit 1 DK

Como parte importante para poder determinar la configuración de los registros, se utilizó el kit de desarrolladores del módulo Spirit 1. Spirit 1 es el módulo de comunicación inalámbrica que está contenido en el SPSGRFC. Por tanto, esta herramienta permitió la variación de registros para verificar su influencia en la configuración del módulo. Esta interfaz se muestra en la siguiente figura:

En la figura anterior, se muestra la interfaz de esta herramienta. Fue muy útil ya que con la configuración que realizamos, era posible determinar el comportamiento del módulo sin necesidad de experimentar físicamente.

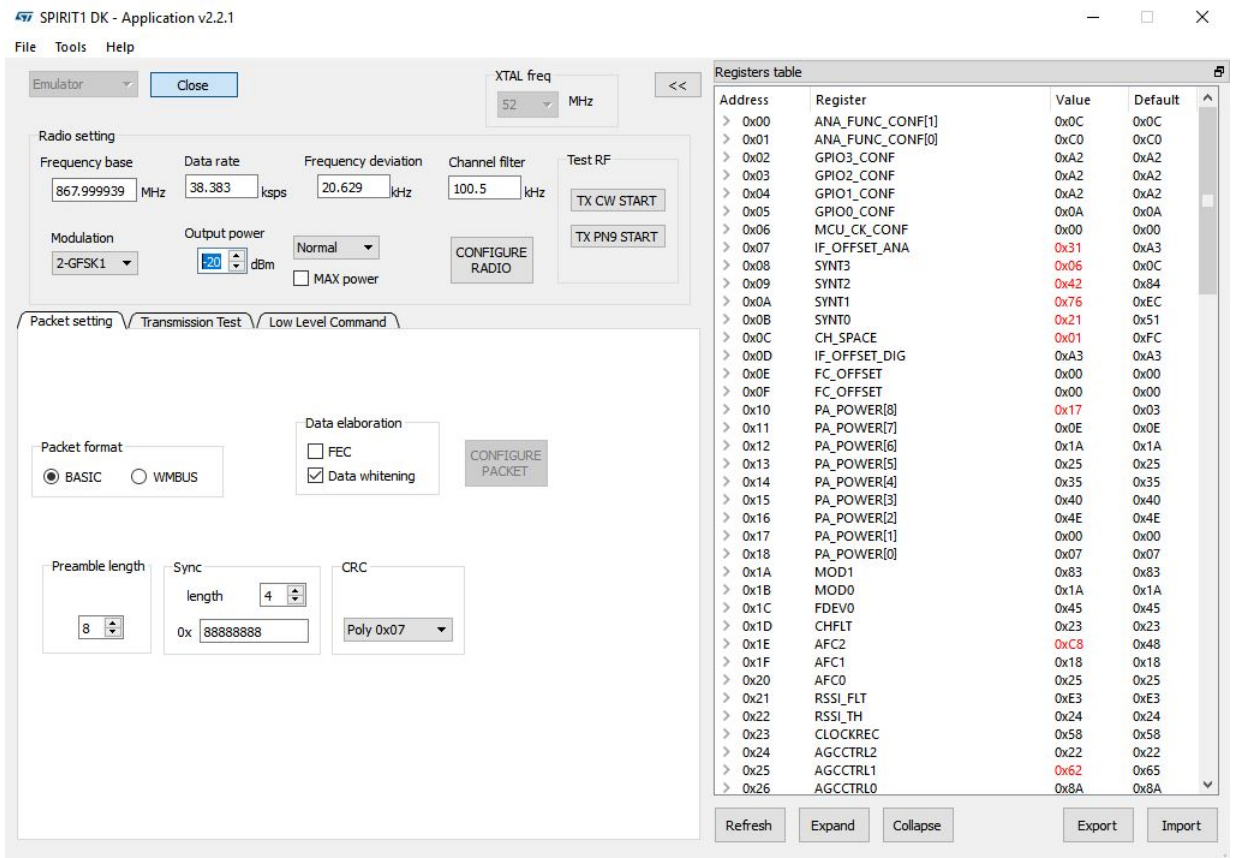


Figura 32: SPIRIT1 Development Kit, herramienta del módulo SPSSGRFC

Interfaz gráfica para envío de parámetros

Como primer prototipo para la interfaz gráfica, se empezó por decidir un entorno gráfico con el que ya se había trabajado anteriormente, eligiendo Python. La librería que se utilizó para crear la interfaz gráfica en Python fue TKinter.

TKinter cuenta con diferentes funciones en las que se pueden implementar botones, espacios para texto, etiquetas, etc. Los parámetros del estimulador, como se muestra en el Cuadro 2, son cinco, pero en este prototipo se tomaron únicamente los siguientes:

- Frecuencia de estimulación
- Ancho de pulso
- Tiempo de estimulación
- Tiempo de apagado de estimulación

Tomando en cuenta estos parámetros, se creó la interfaz gráfica en Python, obteniendo el siguiente resultado:

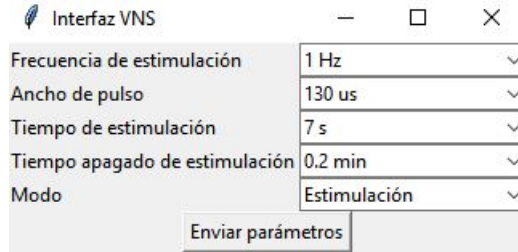


Figura 33: Interfaz creada en Python con la herramienta TKinter

Luego, como siguiente paso, se estableció la manera de comunicación interfaz-emisor, en este caso, se mandó la información desde la computadora, por medio de protocolo serial al módulo emisor. Para realizar esta comunicación, se utilizó PySerial. Esta librería permitió la comunicación por medio de un dispositivo FTDI, en el cual se enviaron los parámetros que se escogían en la interfaz.

La forma de enviar los parámetros fue de suma importancia también, ya que se estableció un protocolo de envío de datos con el compañero Rodolfo Cacacho. Por ejemplo existen tres modos de operación:

- Modo estimulación
- Modo reposo
- Modo programación

Para lograr saber el modo al que se quería cambiar, por medio de la interfaz gráfica, se eligieron dos números hexadecimales para lograr determinar cada modo. Para el modo de estimulación, se enviaba el carácter *0xA3*. Para el modo de reposo, se enviaba el carácter *0xC5* y para el modo programación *0x00*.

Luego de ya saber en que modo se iba a encontrar el módulo, se estableció un protocolo para el envío de los demás parámetros. Como ya están establecidos todas las opciones de los parámetros, se vio en cuantos bits se podían codificar. Por medio del protocolo SPI, se pueden mandar bytes de información, por lo tanto, se buscó crear grupos de 8 bits.

12.1. Protocolo de envío de datos

Para la frecuencia de estimulación, se tienen 8 opciones, por lo tanto se requieren de 3 bits para lograr representar las opciones en números binarios. El ancho de pulso, tiene 5 opciones, por lo tanto, también requiere de 3 bits para codificarlo en número binario. El tiempo de estimulación tiene 5 opciones también y el tiempo de apagado tiene 22 opciones, por lo tanto se requieren de al menos 5 bits.

Sabiendo esto, se creó la siguiente forma de enviar los datos:

Luego de establecer el protocolo de envío de datos, se configuró la comunicación UART con el PIC16F1789, para poder recibir los datos en el microcontrolador de manera serial.

Primer Byte								Segundo Byte								Tercer Byte							
7	6	5	4	3	2	1	0	7	6	5	4	3	2	1	0	7	6	5	4	3	2	1	0
Modo de operación								0	Ancho			0	Tiempo			Frecuencia				Tiempo sleep			

Cuadro 4: Protocolo de envío de información

Como siguiente paso, se envió la información de forma inalámbrica para que Rodolfo Cacacho pudiera interpretar los datos y crear la estimulación en base a los parámetros enviados.

12.1.1. Aspectos a mejorar

Para la siguiente fase del proyecto, se debe establecer otro entorno gráfico para la interfaz, esto para crear todo el proyecto en un solo lenguaje de programación. Esta elección de entorno es un aspecto importante, se sugiere escoger un entorno con el mismo lenguaje por el mantenimiento de los programas. Esto es mucho más fácil de realizar ya que pueden haber confusiones con palabras o expresiones, porque estas varían según sea el lenguaje de programación, teniendo el mismo lenguaje, este problema se eliminaría.

Actualmente, hay muchas herramientas que permiten la implementación de interfaces gráficas. Se tomaron en cuenta las siguientes herramientas, con sus respectivas características:

	Herramienta	Características
1	GTK	-Programado en C -Multiplataforma -Puede implementarse en 22 lenguajes de programación -Es una librería solo para interfaces gráficas -Buena documentación
2	Qt	-Programado en C++ -Es un framework completo, no solo una librería -Tiene buena documentación
3	Kiwi	-Programado en C -Se utiliza para crear juegos -Basado en SDL, lo necesita para implementarse -Bajo creación actualmente -Mala documentación
4	wxWidgets	-Programado en C++ -Multiplataforma -Puede implementarse en otros lenguajes de programación
5	Nuklear	-Programado en C -Puede implementarse en otros lenguajes de programación -Mala documentación

Cuadro 5: Información de distintas herramientas implementables para la interfaz

Como se puede observar en el Cuadro 5, se cuenta con diferentes herramientas, cada una con diferentes características. Para lograr la elección, se tomaron en cuenta los factores:

- La programación de todos los módulos se realiza en el lenguaje de programación C
- Se necesita implementar una librería para crear una interfaz gráfica, no la implementación en un nuevo software.
- Se necesita una buena documentación, para lograr crear de manera correcta la interfaz gráfica.

Por lo tanto, se le puso mayor peso a estos aspectos. Como se puede observar en la tabla anterior, la que cumple con estos aspectos de mejor manera es la herramienta GTK. Un ejemplo de esta interfaz se muestra a continuación:

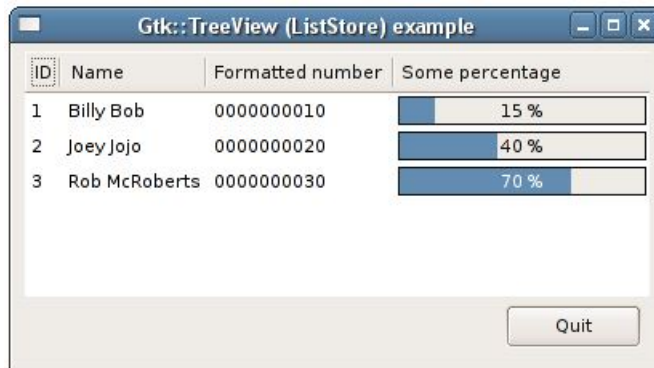


Figura 34: Ejemplo de implementación de la herramienta GTK [22]

13.1. Conexión con fase de estimulación

Luego de lograr la comunicación entre módulos, se realizó la conexión con la fase de estimulación. Es decir, este debía recibir los datos que se seleccionen en la interfaz gráfica, de manera inalámbrica, para poder cambiar la estimulación actual.

Como primera parte, estos datos fueron almacenados en un vector de datos, sin la parte de interfaz gráfica, logrando resultados positivos. Se realizaron cambios de parámetros varias veces para determinar el funcionamiento correcto del módulo de estimulación.

Luego, los datos recibidos de la interfaz gráfica, fueron guardados y enviados al módulo de estimulación. Logrando la comunicación interfaz-estimulación. Esta fue una fase importante, ya que fue donde se aplicó el protocolo para el envío de datos.

13.2. Potencia

Se realizaron pruebas para establecer los valores de potencia. En este caso, se hicieron dos pruebas y se muestran en el siguiente cuadro:

	VALOR PA_POWER	POTENCIA (dBms)	DISTANCIA (m)
1	0x01	11	20
2	0x52	-28	0.15

Cuadro 6: Valores de los registros de potencia y distancia de alcance

En el cuadro anterior, se observa que se redujo un rango de distancias de funcionamiento, de 20 metros a 15 centímetros, ajustando únicamente la potencia del módulo. Por esto mismo, juega un papel importante en el proyecto ya que ahora se deben realizar pruebas con diferentes objetos de por medio, para lograr establecer el valor correcto al registro para así lograr comunicación inalámbrica a corta distancia.

Diseño e impresión de placa para prototipo final

Para el prototipo final, se realizó el diseño de la placa en la herramienta de Altium. Al momento de realizar el diseño se tomaron en cuenta los siguientes aspectos:

- La placa debería de contener la mayor cantidad de componentes de superficie que sean adquiribles en Guatemala
- El módulo de radiofrecuencia debe estar aislado para evitar ruido externo
- Debe cumplir con las medidas establecidas como objetivo

Con los factores mencionados con anterioridad, se procedió a realizar el diseño de la placa, como se muestra en las figuras 35 y 36:

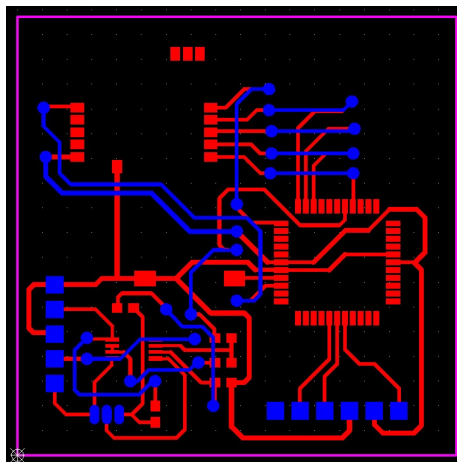


Figura 35: Placa diseñada para la implementación del prototipo inalámbrico

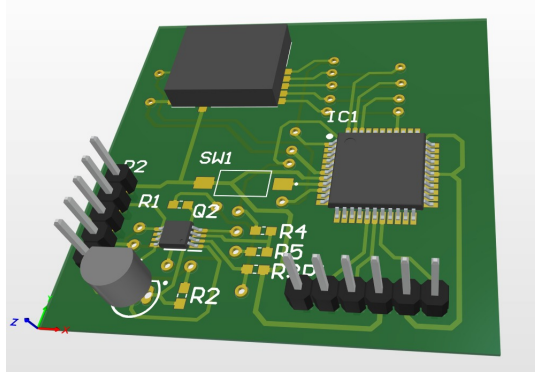


Figura 36: Vista 3D de la placa diseñada

Posterior al diseño de dos capas, se imprimió en el Makerlab de la Universidad del Valle, obteniendo como resultados las figuras 37 y 38:

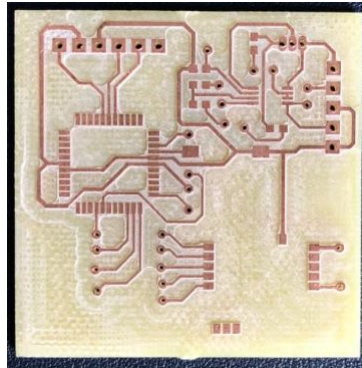


Figura 37: Primera capa de la placa creada para el prototipo final

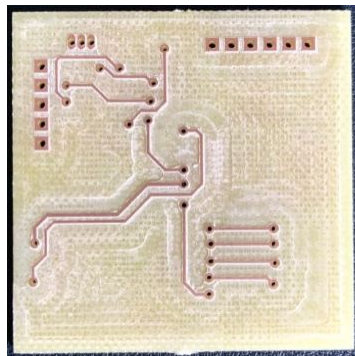


Figura 38: Segunda capa de la placa creada para el prototipo final

Consumo de corriente

Como último capítulo, se realizaron las estimaciones de consumo de corriente del módulo inalámbrico. Como se muestra en la Figura 25, el módulo cuenta con diferentes estados, que van cambiando según el funcionamiento del mismo.

Cada estado tiene un consumo de corriente diferente, como se observa a continuación:

Symbol	Parameter	Test conditions	Min.	Typ.	Max.	Unit
IBAT	Supply current	Shutdown ⁽¹⁾	-	2.5	-	nA
		Standby ⁽¹⁾		600		
		Sleep ⁽¹⁾		850		
		Ready (default mode) ⁽¹⁾		400		μA
		Lock ⁽¹⁾		4.4		mA

Figura 39: Consumo de corriente en modos estáticos del módulo SPSGRFC

Symbol	Parameter	Test conditions	Max.	Unit
Idd	Supply current	Operating mode Tx, +11.6 dBm, 2-FSK, 868 MHz	22	mA
		Operating mode Tx, -7 dBm, 2-FSK, 868 MHz	9	mA
		Operating mode Rx, 868 MHz	10	mA
		Command mode	0.6	mA
		Shutdown high level Vdd with other I/O in high impedance	0.1	μA

Figura 40: Consumo de corriente en modos de operación del módulo SPSGRFC a 868MHz

Para lograr estimar el consumo de corriente del módulo de comunicación inalámbrica, se asumieron los siguientes tiempos:

- 2 segundos en modo Ready
- 4 segundos en modo de recepción (RX)
- 604800 segundos (7 días) en modo Standby

Con estos datos, se obtiene la siguiente tabla:

MODO	TIEMPO (s)	CONSUMO DE CORRIENTE
Ready	2	800uA
Recepción (RX)	4	40mA
Standby	604800	36mA

Cuadro 7: Consumo de corriente en los modos utilizados

Tomando en cuenta los datos del Cuadro 7, se calculó el consumo de corriente promedio en el tiempo que toma hacer toda la recepción, es decir siete días y seis segundos. El cálculo se realizó de la siguiente forma:

$$\text{Corriente Promedio} = \text{Consumo de corriente} / \text{Lapso de tiempo}$$

En donde:

- Consumo de corriente = $800\mu A + 40mA + 36mA$
- Lapso de tiempo = $2s + 4s + 604800s$

Con los datos anteriores se obtiene un consumo de corriente promedio de 67.46nA, presentando un valor relativamente bajo, cumpliendo con el objetivo de bajo consumo.

Según el trabajo realizado, se obtuvieron las siguientes conclusiones:

- Se llevó a cabo un prototipo funcional de una varilla programadora para enviar parámetros inalámbricamente.
- Se diseñó una interfaz gráfica simple y amigable para la modificación y envío de parámetros por medio de la varilla programadora.
- Se creó un protocolo de comunicación para el envío y recepción correcta de parámetros.
- Se logró el establecimiento de una frecuencia central limpia y para aplicaciones médicas. Evitando así ruido y señales externas.
- Se implementó el chequeo de redundancia cíclica para descartar paquetes erróneos.
- Se diseñó e implementó una placa de menos de $25cm^2$
- Se optimizó el consumo de corriente del módulo SPSGRFC

Después de cumplir con los parámetros necesarios para realizar un estimulador funcional, existen diferentes recomendaciones que podrían mejorar el proyecto en los siguientes aspectos:

- Tamaño del estimulador del nervio vago
- Consumo de potencia
- Antena del módulo de comunicación inalámbrica

Para mejorar estos aspectos, se recomienda utilizar el PIC18F27J13, debido a que el tamaño disminuye en comparación al del utilizado, aparte de que es más eficiente en cuanto al consumo de energía. Para mejorar el consumo de potencia, se recomienda utilizar otro módulo de radiofrecuencia, que la corriente consumida en los diferentes modos sea menor, garantizando una mayor vida útil del estimulador del nervio vago. Se recomienda también utilizar otro módulo de comunicación inalámbrica que utilice una antena más pequeña o una ya incorporada.

Por último, se recomienda la utilización de una batería de estándar médico, esto para empezar a hacer pruebas con un módulo independiente de una fuente de voltaje, además de utilizar un regulador de voltaje para que los voltajes brindados a los diferentes módulos del estimulador sean estables.

-
- [1] *Informe sobre epilepsia en latinoamérica*, http://new.paho.org/hq/dmdocuments/2008/Informe_sobre_epilepsia.pdf, Con acceso el: 28/09/2019.
 - [2] *Cost of treatment*, <https://epilepsy.chicago.org/epilepsy/treatment/vagus-nerve-stimulation/cost-of-treatment/>, Con acceso el: 28/09/2019.
 - [3] *LinaNova about*, <https://www.livanova.com/en-US/Home/About-Us.aspx>, Con acceso el: 15/07/2019.
 - [4] *Cyberonics products*, <http://latinamerica.cyberonics.com/en/vns-therapy-for-epilepsy/healthcare-professionals/vns-therapy/about-products>, Con acceso el: 15/07/2019.
 - [5] *Cyberonics manual, VNS Therapy System, Epilepsy Physician's Manual*, <http://latinamerica.cyberonics.com/en/vns-therapy-for-epilepsy/healthcare-professionals/vns-therapy/manuals-page>, Con acceso el: 15/07/2019.
 - [6] *OPS/OMS, Más de la mitad de las personas con epilepsia no reciben ningún tipo de atención en América Latina y el Caribe*, https://www.paho.org/gut/index.php?option=com_content&view=article&id=1188:mas-de-la-mitad-de-las-personas-con-epilepsia-no-reciben-ningun-tipo-de-atencion-en-america-latina-y-el-caribe&Itemid=441, Con acceso el: 15/07/2019.
 - [7] *Testimonio, de aplicación del neuroestimulador a Camila en Guatemala*. <https://www.humanagt.org/testimonios.html>, Con acceso el: 15/07/2019.
 - [8] *Informe, sobre la epilepsia en América Latina y el Caribe*, <https://www.paho.org/hq/dmdocuments/2013/SPA-epilepsia1.pdf>, Con acceso el: 15/07/2019.
 - [9] B. Chappell y P. Crawford, *Epilepsy: The 'at Your Fingertips' Guide*, ép. At Your Fingertips Series. Class Publishing, 2001.
 - [10] D. Mostofsky e Y. Loyning, *The Neurobehavioral Treatment of Epilepsy*, ép. Routledge Studies in the Modern World Economy. Taylor & Francis, 2013.

- [11] W. H. Organization, G. C. against Epilepsy, P. for Neurological Diseases, N. (H. Organization), I. B. for Epilepsy, W. H. O. D. of Mental Health, S. Abuse, I. B. of Epilepsy e I. L. against Epilepsy, *Atlas: Epilepsy Care in the World*, ép. Nonserial Publication. Programme for Neurological Diseases, Neuroscience, Department of Mental Health y Substance Abuse, World Health Organization, 2005.
- [12] E. Neal, *Dietary Treatment of Epilepsy: Practical Implementation of Ketogenic Therapy*. Wiley, 2012.
- [13] J. Robertson, C. Roux, K. Wiggins, S. Schachter y D. Schmidt, *Vagus Nerve Stimulation*. CRC Press, 2002, ISBN: 9781135412807. dirección: <https://books.google.com.gt/books?id=H3qmDwAAQBAJ>.
- [14] E. Wyllie, G. Cascino, B. Gidal y H. Goodkin, *Wyllie's Treatment of Epilepsy: Principles and Practice*. Wolters Kluwer Health, 2012.
- [15] *Vagus nerve stimulation*, <https://www.mayoclinic.org/tests-procedures/vagus-nerve-stimulation/about/pac-20384565>, Con acceso el: 12/09/2019.
- [16] *Using a Hardware or Software CRC with enhanced Core*, <http://ww1.microchip.com/downloads/en/AppNotes/00001817A.pdf>.
- [17] C. Huddleston, *Intelligent Sensor Design Using the Microchip dsPIC*, ép. Embedded Technology. Elsevier Science, 2006.
- [18] D. Tse y P. Viswanath, *Fundamentals of Wireless Communication*, ép. Wiley series in telecommunications. Cambridge University Press, 2005.
- [19] D. Misra, *Radio-Frequency and Microwave Communication Circuits: Analysis and Design*. Wiley, 2004, ISBN: 9780471463979. dirección: <https://books.google.com.gt/books?id=i-niu8P4gjUC>.
- [20] M. Moussavi, *Data Communication and Networking: A Practical Approach*. Cengage Learning, 2011.
- [21] *Manual de uso del modulo ZL70550*, <https://www.microsemi.com/document-portal/doc-download/135816-microsemi-zl70550-ultra-low-power-sub-ghz-rf-transceiver-data-sheet>.
- [22] *Ejemplos GTK*, <https://developer.gnome.org/gtkmm-tutorial/unstable/sec-treeview-examples.html.es>, Con acceso el: 28/09/2019.

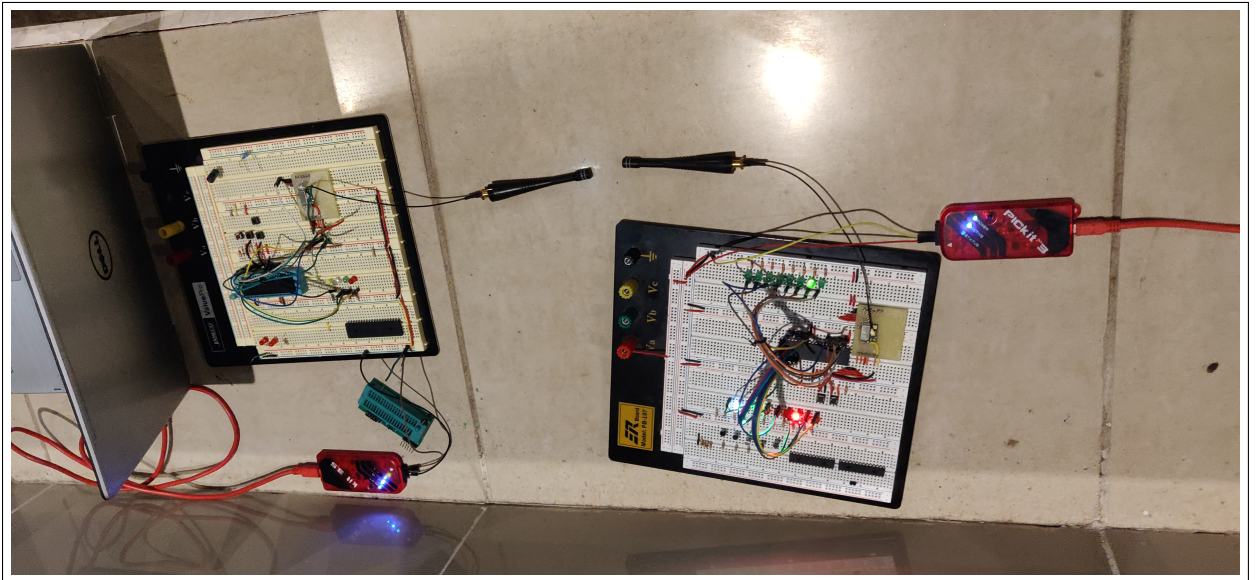


Figura 41: Prototipo funcional



Figura 42: Adaptador U.FL para antena

- aferentes** Las neuronas aferentes, se encargan del transporte de los impulsos nerviosos desde los órganos receptores hasta el sistema nervioso central. Se puede distinguir entre las neuronas aferentes viscerales (que se encargan de los estímulos procedentes de las vísceras) y las neuronas aferentes somáticas (relacionadas al dolor, la temperatura, etc.). 18
- CKE** De las siglas del inglés *Clock edge*, determina en que parte del bit se hace la medición de datos. 23
- eferentes** Las neuronas eferentes, llevan los impulsos nerviosos hacia fuera del sistema nervioso central. 18
- SCK** De las siglas del inglés *Serial clock*, es el reloj de referencia para el envío y recepción de datos. 23
- SDI** De las siglas del inglés *Serial Data In*, consiste en los datos recibidos por medio del protocolo SPI. 23
- SDO** De las siglas del inglés *Serial Data Out*, consiste en los datos enviados por medio del protocolo SPI. 23
- SPI** De las siglas del inglés *Serial Peripheral Interface*, es un protocolo de comunicación síncrona, es decir, que depende de los flancos del reloj. 22, 23, 41
- VNS** De las siglas del inglés *Vagus Nerve Stimulation*, es el dispositivo a crear, Estimulador del Nervio Vago. 17–19, 28