

UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA
FACULTAD DE CIENCIAS EXACTAS, FÍSICAS Y NATURALES
CARRERA INGENIERÍA ELECTRÓNICA

PROYECTO INTEGRADOR PARA LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE
GRADO INGENIERO ELECTRÓNICO

**"ELECTROESTIMULADOR PARA
MIEMBRO SUPERIOR CONTROLADO POR
COMPUTADORA."**

Alumno: Castellano, Martin

Director: Ing. Rodrigo Gabriel Bruni

Co-Director: Ing. Ladislao Mathe

Córdoba, República Argentina - 2018



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA

Facultad de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales

Escuela de Ingeniería Electrónica

El Tribunal Evaluador reunido en éste acto y luego de haber aprobado la Solicitud de Aprobación de Tema y efectuado las distintas instancias de correcciones del Informe del Proyecto Integrador para la obtención del Título de Grado “Ingeniero Electrónico” y cumpliendo con el Reglamento correspondiente, declaran el Informe Final del estudiante: **Martín Castellano** como “aceptado sin correcciones” y la defensa oral Aprobada. Por lo tanto, luego de haber tenido en cuenta los aspectos de evaluación que indica el Reglamento, el Proyecto Integrador se considera Aprobado.

Se firma el Acta de Examen correspondiente y se distribuyen los ejemplares impresos.

Firma y aclaración del Tribunal Evaluador

Fecha:

NOTA:

Les dedico este trabajo a mi familia especialmente, que siempre está para apoyarme, a mis amigos y a todos los que hicieron que hoy esté acá en este día tan especial. ¡Muchas gracias a todos!

Martín

Agradecimientos

Quiero agradecer en primer lugar a quienes me guiaron en este proyecto, especialmente al Ing. Lasdislao Mathe y al Ing. Rodrigo Bruni por su tiempo y dedicación. A los miembros del tribunal y a mis compañeros que me acompañaron durante estos años de cursado.

Muchas gracias a todos.

Declaración

Visto: la Resolución 1030 del año 2010; y Considerando los Anexos del EXP-UNC 23134/2010, referido al Régimen de la Propiedad Intelectual de la Universidad Nacional de Córdoba – UNC; declaro conocer y aceptar en todos sus terminos.

El trabajo aqui presente constituye una disertación original y no ha sido puesta en consideración de forma total o parcial para la obtención de algún otro título de grado o calificación en esta u otra universidad.

Alumno: Castellano, Martin
Córdoba, República Argentina - 2018

Resumen

La electroterapia aparece como una herramienta en la búsqueda de mejores tratamientos para enfermedades neurodegenerativas. El motivo de desarrollo de este trabajo, es lograr las bases de un prototipo de electroestimulador. Para más adelante, en conjunto con un sistema de censado de señales musculares y un sistema predictivo, poder reducir los movimientos musculares involuntarios y así mejorar la calidad de vida de los pacientes. Por la complejidad y dimensiones del desarrollo de este concepto, el proyecto integrador se enfoca sobre el componente electroestimulador controlado por una interfaz gráfica que posibilite de forma didáctica la aplicación de señales pertinentes a una carga que simula un músculo. Durante el proyecto se adentra brevemente en lo que es la historia de la electroestimulación, explicando los conceptos básicos de la temática, formas de ondas, parámetros para su estudio, tipos de electrodos y aspectos de seguridad, para luego llegar a develar el estado del arte de esta tecnología.

Con esta noción del tema se procede a describir el diseño y construcción de un equipo de estimulación muscular de uso educativo. Un prototipo capaz de generar la electroestimulación deseada, dando razones del desarrollo del proyecto, materiales utilizados, procedimiento de diseño, simulación, armado de partes, ensambles y mediciones.

Por último, se detallan las conclusiones sobre los resultados obtenidos en las pruebas de implementación y posibles mejoras a futuro.

Área temática y Asignaturas

- Área temática: Electrónica Digital.
- Asignaturas: Electrónica Digital III, Electrónica Industrial, Electrónica Analógica II.

Palabras clave

Electroestimulación, FES, TENS

Abstract

Electrotherapy appears as a tool in the search for better treatments for neurodegenerative diseases. The reason for the development of this work is to achieve the bases of a prototype electro-stimulator. For later, in conjunction with a system of census of muscle signals and a predictive system, to reduce involuntary muscle movements and thus improve the quality of life of patients. Due to the complexity and dimensions of the development of this concept, the integrating project focuses on the electrostimulator component controlled by a graphical interface that enables the application of relevant signals to a load that simulates a muscle in a didactic way. During the project briefly delves into what is the history of electrostimulation, explaining the basic concepts of the subject, waveforms, parameters for their study, types of electrodes and safety aspects, to then get to unveil the state of art of this technology.

With this notion of the subject we proceed to describe the design and construction of a muscle stimulation equipment for educational use. A prototype capable of generating the desired electrostimulation, giving reasons for the development of the project, materials used, design procedure, simulation, assembly of parts, assemblies and measurements.

Finally, the conclusions on the results obtained in the implementation tests and possible future improvements are detailed.

Key Words

Electrostimulator,FES,TENS

Resumo

O presente projeto tem como objetivo a realização de um protótipo de eletroestimulação, que através de uma interface gráfica, permitirá de forma didática a aplicação a distancia dos sinais pertinentes a uma carga que simulará um músculo. No final do projeto haverá um protótipo que consistirá em um espaço gráfico desenhado em algum programa, neste caso será usado o LabView, onde será possível variar certos parâmetros de diferentes variáveis. Depois, esses dados serão enviados para um micro controlador (de maneira direta o inalámbrica) que é integrado a uma segunda parte e que vai se comunicar com o gerador de sinais de estimulação e seu sistema de potencia, como assim também uma fonte controlada, gerando assim os sinais pertinentes. Esses sinais, com os parâmetros previamente definidos, serão aplicados a uma carga específica. Será possível variar tanto a frequência que é administrada, os níveis de tensão que atingem a carga, como assim também o tempo de duração entre um trem de pulsos e certa largura do dito pulso.

Palavras chave

Electrostimulator, FES, TENS

Tabla de contenidos

| | |
|--|------------|
| Lista de tablas | xix |
| Lista de figuras | xxi |
| Lista de símbolos y convenciones | xxv |
| 1 Introducción | 1 |
| 1.1 Motivación y Relevancia de trabajo | 3 |
| 1.2 Objetivos | 3 |
| 1.2.1 Objetivos Generales | 3 |
| 1.2.2 Objetivos Específicos | 3 |
| 1.3 Lugar de trabajo | 4 |
| 1.3.1 Requerimientos de instrumental y equipos | 4 |
| 1.3.2 Inversión estimada o prevista | 4 |
| 2 Marco Teórico | 5 |
| 2.1 Reseña Histórica | 5 |
| 2.2 Electroestimulación | 8 |
| 2.2.1 Características FES | 9 |
| 2.2.2 FES músculo desnervado | 9 |
| 2.2.3 FES músculo inervado | 10 |
| 2.3 Formas de onda en electroestimulación | 10 |
| 2.3.1 Galvánicas | 11 |

| | | |
|-------|--|----|
| 2.3.2 | Farádicas o Interrumpidas galvánicas | 12 |
| 2.3.3 | Diadinámicas | 13 |
| 2.3.4 | Interferenciales o Moduladas | 15 |
| 2.3.5 | Kotz | 16 |
| 2.3.6 | TENS | 17 |
| 2.3.7 | EMS | 18 |
| 2.4 | Parámetros | 18 |
| 2.4.1 | Frecuencia | 18 |
| 2.4.2 | Amplitud y ancho de pulso | 19 |
| 2.4.3 | Modo de aplicación | 19 |
| 2.5 | Electrodos | 19 |
| 2.5.1 | Electrodo de succión o ventosa | 20 |
| 2.5.2 | Electrodos planos | 21 |
| 2.5.3 | Electrodos de disco | 22 |
| 2.5.4 | Electrodo de guante o manopla | 23 |
| 2.5.5 | Electrodo tipo lápiz | 25 |
| 2.5.6 | Colocación de electrodos | 25 |
| 2.5.7 | Protocolo de aplicación para electroterapia | 28 |
| 2.5.8 | Consideraciones en electroterapia | 29 |
| 2.5.9 | Precauciones y contraindicaciones | 30 |
| 2.6 | Seguridad | 31 |
| 2.6.1 | Definición de equipo médico | 31 |
| 2.6.2 | Efectos fisiológicos de la corriente eléctrica | 32 |
| 2.6.3 | Efecto de la corriente sobre el cuerpo humano | 32 |
| 2.6.4 | Riesgo de macroshock | 33 |
| 2.6.5 | Riesgo de microshock | 33 |
| 2.6.6 | Corrientes de fuga | 34 |
| 2.6.7 | Normas | 35 |
| 2.7 | Estado del arte | 37 |

| | | |
|----------|--|-----------|
| 3 | Diseño e implementación | 45 |
| 3.1 | Funcionamiento General | 45 |
| 3.2 | Criterios de diseño | 46 |
| 3.3 | Elementos del sistema | 47 |
| 3.3.1 | Interfaz de usuario | 47 |
| 3.3.2 | Bluetooth | 51 |
| 3.3.3 | Comunicación UART - VISA | 53 |
| 3.3.4 | Forma de uso del software | 54 |
| 3.3.5 | Generación de señales | 55 |
| 3.3.6 | Fuente controlada | 66 |
| 3.3.7 | Transformador | 69 |
| 3.3.8 | Medición del nivel de intensidad | 71 |
| 3.3.9 | Etapa de control de tensión sobre parte lógica | 72 |
| 3.4 | Electrodos | 73 |
| 3.5 | Fuente de alimentación | 74 |
| 3.6 | Construcción del prototipo | 76 |
| 4 | Descripción del modelo experimental | 79 |
| 4.1 | Presupuesto | 79 |
| 4.2 | Pruebas de Hardware | 80 |
| 4.3 | Ensayos de validación | 84 |
| 4.4 | Resultados de los ensayos | 91 |
| 4.5 | Posibles mejoras | 91 |
| 5 | Conclusiones | 93 |
| | Bibliografía | 95 |
| | Referencias | 97 |

| | |
|--|----------------|
| Anexo | 99 |
| 5.1 Programa completo en 'C' | 99 |
| 5.1.1 Librerías y cabecera completos | 113 |
| 5.2 Calculo de capacitor boost | 126 |
| 5.3 Esquemático de hardware | 131 |
| 5.4 Calculo para transformador | 141 |
| 5.5 Instalación software e inicio | 144 |
| 5.6 Configuración bluetooth | 153 |
| Anexos del Proyecto Integrador | 169 |

Lista de tablas

| | | |
|-----|--|----|
| 2.1 | Efectos fisiológicos producidos por corriente. | 32 |
| 4.1 | Tabla de componentes y precios 2018. | 79 |
| 4.2 | Tabla de resultados. | 83 |

Lista de figuras

| | | |
|------|---|----|
| 2.1 | Pez torpedo. | 6 |
| 2.2 | Pez gato. | 7 |
| 2.3 | Muahamed Ali y Franz Beckenbauer. | 7 |
| 2.4 | Corriente galvánica. | 11 |
| 2.5 | Corriente Interrumpidas galvánicas. | 12 |
| 2.6 | Corrientes diadinamicas. | 14 |
| 2.7 | Corriente interferencial. | 16 |
| 2.8 | Corriente Kotz o rusa. | 17 |
| 2.9 | Electrodo de succión. | 21 |
| 2.10 | Electrodo Plano | 22 |
| 2.11 | Electrodo de disco (sin arco). | 23 |
| 2.12 | Electrodo de manopla. | 24 |
| 2.13 | Electrodo lápiz. | 25 |
| 2.14 | Aplicación de electrodos bipolar. | 27 |
| 2.15 | Macroshock y Microshock. | 34 |
| 2.16 | Antigua técnica de electroterapia. | 37 |
| 2.17 | Estimulador ODFS | 38 |
| 2.18 | Estimulador biones h200 | 39 |
| 2.19 | Estimulador biones L300 | 40 |
| 2.20 | Estimulador walk aide | 41 |
| 2.21 | Estimulador motionstim8 | 42 |

| | | |
|------|--|----|
| 2.22 | Estimulador compex3 | 43 |
| 3.1 | Diagrama general del sistema | 46 |
| 3.2 | Interfaz de usuario | 48 |
| 3.3 | Diagrama de bloque programación gráfica | 50 |
| 3.4 | Modulo Hc-05 | 52 |
| 3.5 | Configuración de la comunicación VISA. | 53 |
| 3.6 | Detalle de bloques Read-Write. | 54 |
| 3.7 | Placa Lpcexpresso1769 | 56 |
| 3.8 | Diagrama del microprocesador | 57 |
| 3.9 | configuración de conmutación ON-OFF | 59 |
| 3.10 | Configuración del comparador | 60 |
| 3.11 | Configuración de puente H. | 61 |
| 3.12 | Conexión típica de medio puente. | 62 |
| 3.13 | Circulación de Corrientes en el Excitador por Carga. | 63 |
| 3.14 | Protección de compuerta con Diodo Zener. | 63 |
| 3.15 | Tiempo muerto | 65 |
| 3.16 | Duty cycle. | 65 |
| 3.17 | Configuración de realimentación negativa. | 67 |
| 3.18 | Control de corriente. | 68 |
| 3.19 | Control de corriente del prototipo. | 69 |
| 3.20 | Transformadores y núcleos de ferrita | 70 |
| 3.21 | Transformador de ferrita utilizado | 70 |
| 3.22 | censado de señal. | 71 |
| 3.23 | Regulador de tensión encapsulado TO220 | 72 |
| 3.24 | conexión básica L78xx | 72 |
| 3.25 | Manga con electrodos. | 73 |
| 3.26 | Manga con electrodos colocada. | 74 |
| 3.27 | Fuente de alimentación switching. | 75 |
| 3.28 | Diagrama de PCB. (Eagle) | 76 |

| | | |
|------|--|----|
| 3.29 | PCB del prototipo final. | 77 |
| 3.30 | Prototipo final. | 77 |
| 3.31 | prototipo montado. | 78 |
| 3.32 | Presentación del prototipo final. | 78 |
| 4.1 | Señal de salida en el prototipo. | 80 |
| 4.2 | Carga 510 ohm | 81 |
| 4.3 | Tren de pulso a 2seg, Carga 510 ohm | 81 |
| 4.4 | Carga 1200 ohm | 82 |
| 4.5 | Tren de pulso a 2seg, Carga 1200 ohm | 82 |
| 4.6 | Carga 2000 ohm. | 83 |
| 4.7 | Tren de pulso a 2seg, Carga 2000 ohm | 83 |
| 4.8 | 10kHz,max tensión, ancho de pulso min. | 85 |
| 4.9 | 10kHz,max tensión, ancho de pulso Max. | 85 |
| 4.10 | 10kHz,min tensión, ancho de pulso min. | 86 |
| 4.11 | 10kHz,min tensión, ancho de pulso Max. | 86 |
| 4.12 | 2.5kHz,max tensión, ancho de pulso Max. | 87 |
| 4.13 | 2.5kHz,max tensión, ancho de pulso min. | 87 |
| 4.14 | 10kHz,max tensión, ancho de pulso Max. | 88 |
| 4.15 | 2.5kHz,max tensión, ancho de pulso Max. | 88 |
| 4.16 | 2.5kHz,max tensión, ancho de pulso min. | 89 |
| 4.17 | 2.5kHz,max tensión, ancho de pulso Max y fuente 11v. | 90 |
| 4.18 | 2.5kHz,max tensión, ancho de pulso Max y fuente 14v. | 90 |

Lista de símbolos y convenciones

Símbolos - Nomenclatura

Ω Ohm - Unidad de resistencia

m, u, n, p: prefijos $10^{-3}, 10^{-6}, 10^{-9}, 10^{-12}$ respectivamente

k, M, G: prefijos $10^3, 10^6, 10^9$, respectivamente

Abreviaciones

USB Universal Serial Bus - Bus en Serie Universal

IMAQ IMage AcQuisition - Herramienta de LabView

CMOS Complementary metal/oxide semiconductor - Semiconductor de complemento metal/óxido

SIV Sistema de Instrumentación Virtual

bps Bits Por Segundo

VCC Tensión de corriente continua

VI Virtual Instrument - Instrumento Virtual

VISA Virtual Instrument Software Architecture - Arquitectura de Software para Instrumentación Virtual

MP Mega-Píxel

| | |
|--------|---|
| HD | High Definition - Alta Definición |
| I/O | input/output - entrada/salida |
| Hz | Hertz |
| USB | MOSFET - Por sus siglas en inglés: Transistor de Efecto de Campo de Complemento Metal/Óxido |
| Script | Algoritmo de ejecución automática para un entorno específico |
| PCB | Printed Circuit Board - Placa de circuito impreso |
| MCU | Micro Controller Unit - Unidad de Micro-Control |
| LED | Light Emitting Diode - Diodo Emisor de Luz |
| IDE | Integrated Development Environment - Entorno de Desarrollo Integrado |
| ADC | Analogic to Digital Converter - Conversor Analógico-Digital |
| DAC | Digital to Analogic Converter - Conversor Digital-analógico |
| ddp | Diferencia De Potencial |
| UART | Universal Asynchronous Receiver/Transmitter - Transmisor/Receptor Asíncrono Universal |
| BT | BlueTooth |

CAPÍTULO 1

Introducción

En la actualidad, en el campo de la fisioterapia, se pueden encontrar sistemas y equipos que ayudan a complementar los distintos programas de rehabilitación como así también tratar lesiones o mejorar ciertos aspectos dentro del rendimiento muscular. La coordinación motriz es un aspecto vital en la calidad de vida de las personas siendo un factor clave en cuanto al desarrollo cognoscitivo, social y afectivo, formando parte fundamental sobre el bienestar general del ser humano. Una de las principales enfermedades que afecta a esta capacidad, a nivel mundial, es el Parkinson, el cual aún no tiene cura. Sin embargo, existen terapias o métodos capaces de tratar la misma con el objeto de incrementar la calidad de vida de quienes lo sufren.

Este proyecto forma parte de uno de los bloques de un concepto mayor, el cual tiene como fin el de reducir los movimientos no deseados del mal de Parkinson, que es una enfermedad neurodegenerativa crónica caracterizada por temblor, bradicinesias (movimientos lentos), rigidez (aumento del tono muscular), entre otras manifestaciones. El temblor en reposo suele ser el síntoma más característico y de mayor repercusión en la vida diaria del paciente, siendo la reducción de estos movimientos indeseados lo que motivó el desarrollo de este trabajo.

Dentro de esta Universidad se encuentran proyectos que detectan y/o censan las señales mioeléctricas (electromiógrafo o EMG) del cuerpo que sumados a otros desarrollos, como el

control inteligente de los pulsos y la estimulación muscular (EMS), podrían ser suficientes en el tratamiento o control de esta patología. Así mismo, lograr esto conlleva un trabajo de gran envergadura, imposible de realizar por costos y tiempos; además de la gran demanda de recursos y materiales. Por estos motivos se decidió tomar el bloque de electroestimulación para el desarrollo del Proyecto Integrador final de la carrera.

1.1 Motivación y Relevancia de trabajo

La motivación del presente trabajo es la búsqueda de la reducción de los temblores no deseados en paciente con la enfermedad de Parkinson. Con esto se busca darle al mismo una mejor calidad de vida para el desarrollo de las actividades cotidianas.

Si bien hay desarrollos EMG y EMS por separado, actualmente dentro de la institución no se encuentran proyectos integradores que vinculen ambas temáticas y que generen el aumento del bienestar del paciente que sufre de la enfermedad de Parkinson.

Este tipo de tratamientos se los conocen como paliativos. Estos procuran aliviar el dolor y otros síntomas estresantes de aquellas enfermedades que no tienen cura aún o que son de estado terminal. El hecho de poder mejorar la calidad de vida de dichas personas hace que merezca la pena realizar su desarrollo.

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivos Generales

El objetivo general del presente desarrollo es diseñar e implementar el prototipo de un dispositivo electrónico, accesible y capaz de generar formas de onda consideradas aptas para la electroestimulación muscular con parámetros variables, utilizando conocimientos adquiridos durante el cursado de la carrera de Ingeniería Electrónica, cumpliendo con parámetros previamente establecidos.

1.2.2 Objetivos Específicos

- Indagar sobre la necesidad del usuario, profesional de la salud que utilizará el prototipo.
- Determinar las especificaciones del prototipo para poder cumplir con las necesidades del usuario.
- Seleccionar y utilizar las herramientas adecuadas para el diseño del hardware.

- Aplicar conocimientos adquiridos durante el curso de la carrera de Ingeniería para el censado, adquisición y procesamiento de señales.
- Realizar la integración de software y hardware.
- Diseñar una interfaz de usuario que sea amigable y de fácil manejo.
- Utilizar tecnología accesible y lo más económica posible para dicho sistema.
- Diseñar e implementar un prototipo que genere señales analógicas de tensión, corriente y frecuencia a partir de un software a través de una computadora.
- Analizar los resultados parciales y totales obtenidos del prototipo.

1.3 Lugar de trabajo

El lugar previsto para la realización del presente trabajo será dentro del predio de la Institución en el área de electrónica más precisamente en el Laboratorio de investigación aplicada y desarrollo (LIADE).

1.3.1 Requerimientos de instrumental y equipos

- Placa LPCexpresso1769
- Osciloscopio
- Fuente
- Computadora personal
- Generador de señales
- Tester

1.3.2 Inversión estimada o prevista

Se prevé un gasto aproximado de 600 pesos argentinos sin contar con la placa lpcexpresso.

CAPÍTULO 2

Marco Teórico

2.1 Reseña Histórica

Gracias a los jeroglíficos de Horapolo datados del 3000 a.C tenemos constancia de que en esa época los egipcios ya utilizaban ciertos peces para tratar dolencias, luego gracias a algunos escritos de Tales de Mileto tenemos constancia de su conocimiento sobre las propiedades electrostáticas de ámbar durante el 600 a.C y por otro lado, tenemos diálogos entre Platón y Sócrates en el 400 a.C del uso de peces torpedo para fines terapéuticos.[9] Más adelante datan registros de la utilización de dichos animales por parte de Galeno, médico del imperio romano (129 d.C), los cuales se utilizaban para aliviar algunos males con cierta eficacia.[10] Los animales más utilizados eran anguilas, peces gato o peces torpedo. No fue hasta que Luigi Galvani (1786) hiciese experimentos con algunos animales logrando movimientos contráctiles por cierto tiempo luego de que estos hayan sido diseccionados.

Fue Ritter en 1801, quien encontró la importancia del nivel a amplitud de las corrientes proporcionadas para lograr contracciones. Fue por esta época y debido a esta serie de pruebas, que gracias a los contactos de su padre, la escritora Mary Shelley escribe una de las grandes obras literarias El moderno Prometeo (1818) o mejor conocido como Frankenstein. En 1831 Michael Faraday uno de los más grandes hombres de renombre de esa época, descubridor de

la inducción eléctrica, desarrolla las corrientes farádicas. En 1833 Dougchelegn de Bulgne logra realizar los primeros electrodos transcutáneos y más adelante Weiss (1902) y Lapique (1909). El primero es quien se da cuenta de la importancia no solo de la intensidad sino del tiempo de duración del estímulo y el segundo, pudo expresar dichos descubrimientos en forma matemática. Dentro del siglo XX, Bernar (1925) desarrolla las corrientes diadinámicas. Luego, Le Go (1939) las interferenciales y Leduc (1908) demuestra la iontoforesis, al mismo tiempo que se toma la importancia de la frecuencia de la estimulación. Luego Nemeç (1950) y Libeson (1961) desarrollan el protocolo FES. Mientras que en 1965 Melzack y Wall proponen la teoría de compuerta en la que la transmisión del dolor se suprime mediante corrientes, utilizándolas así, como método analgésico. En 1970 fue el ruso Kotz quien empieza a utilizar la electroestimulación como forma de entrenamiento muscular.[6] Es a partir de esta época en la cual se da un crecimiento en el uso y aceptación de esta tecnología dada especialmente por parte de atletas como Bruce Lee (Flexitone 1974) o Franz Beckenbauer.



Fig. 2.1 Pez torpedo.



Fig. 2.2 Pez gato.

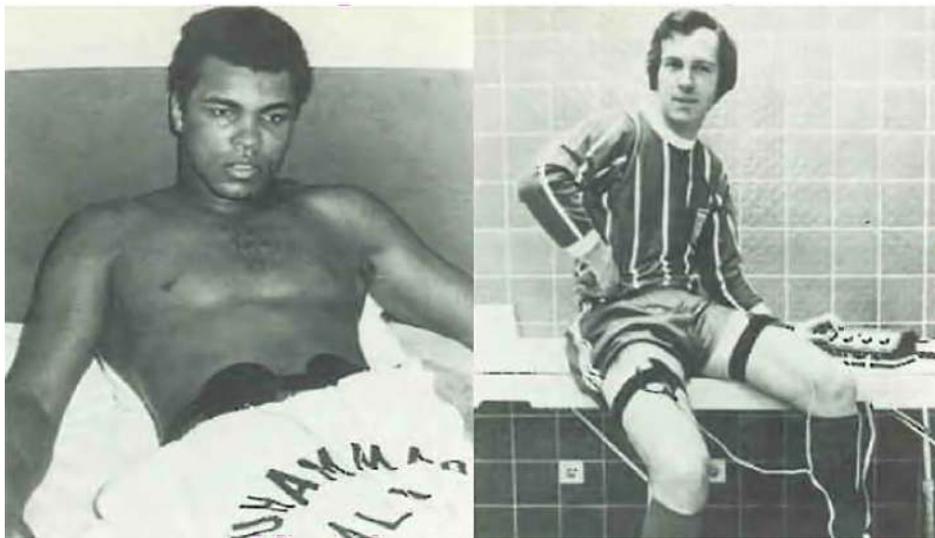


Fig. 2.3 Muahamed Ali y Franz Beckenbauer.

2.2 Electroestimulación

Para realizar una contracción o un movimiento muscular voluntario, el cerebro genera un impulso que viaja por el sistema nervioso central hasta el nervio motor, conocido como una estimulación muscular. Se produce una descarga eléctrica en la zona muscular y se logra de forma regulada una contracción o un movimiento. En este proceso se realizan polarizaciones y despolarizaciones hasta que al final se consigue una contracción muscular. La potencia de esta contracción dependerá de la intensidad del estímulo. Por otra parte, es necesario alcanzar y sobrepasar un nivel umbral mínimo el cual debe llegar hasta el músculo para que se produzca una mínima contracción, ya que, de lo contrario, por debajo de este umbral no se producirá movimiento. Conforme el estímulo es mayor también lo será la contracción o la intensidad del movimiento. En el caso de un electroestimulador el estímulo se produce a través de una descarga eléctrica la cual ocasiona e inicia las despolarizaciones que llevan a la contracción muscular. Esta descarga puede realizarse por medio de electrodos ubicados sobre la piel, directamente sobre el músculo, o aplicarse en el nervio motor que origina la despolarización del músculo. En estos casos no es el sistema nervio central, sino el electroestimulador el encargado de generar el impulso eléctrico en este caso, que conducido por el nervio motor realizará el trabajo que se desea. Tanto la contracción voluntaria como en la obtenida por medio de impulsos eléctricos el resultado final será el mismo: una contracción.[7] En general la electro estimulación se puede clasificar de dos formas:

- Terapéutica
- Funcional

El propósito principal de la estimulación eléctrica terapéutica (TES) es el de mejorar la salud o funcionalidad de un músculo atrofiado, en este caso, el paciente se encuentra en reposo y descansando. Mientras que por el otro lado la estimulación eléctrica funcional (FES), lo que busca es activar músculos intactos o paralizados para lograr una contracción. Como se puede apreciar la tipo FES se puede utilizar para rehabilitación de miembros y disfunción motora.[8]

Por otro lado la aplicación de la estimulación se puede producir tanto sobre el nervio (conocida como estimulación neural) como sobre el músculo (siendo esta la estimulación muscular). A su vez, los efectos que se producirán sobre la persona, dependerán de algunos factores como la amplitud, frecuencia, forma de onda, duración del tren de pulsos aunque también así, dependerá de cada paciente, ya que la resistencia y/o la permeabilidad de cada persona es diferente. Estos parámetros serán aclarados posteriormente.

2.2.1 Características FES

Los sistemas FES se pueden encontrar divididos en dos formas, para músculo desnervado o para músculo inervado. Estos electroestimuladores utilizan señales eléctricas para activar las fibras nerviosas o los músculos deseados, con el fin de contraerlos o relajarlos como se mencionó anteriormente. Estos sistemas que se utilizan para generar movimientos artificiales se los suele conocer con el nombre de neuroprótesis. Pensando en este fin, lo que se busca es que posean un diseño portable.

2.2.2 FES músculo desnervado

Se habla de un músculo desnervado cuando este pierde la conexión con el sistema nervioso central. Cuando un nervio sufre una lesión o traumatismo, se daña de forma local pero también afecta la conducción a nivel distal, porque la mielina se va fagocitando, por lo tanto, toda la musculatura y motricidad distal a la lesión estará comprometida. Ocurre por consiguiente, un aumento de la atrofia muscular y del tejido adiposo, una pérdida de la estructura de la placa motora y un cambio en el potencial de membrana. Las regiones próximas a la lesión también experimentan cambios. Para lograr una recuperación de esta dolencia se busca que los nervios periféricos al afectado crezcan y formen nuevas uniones neuromusculares. El músculo en su estado fisiológico normal puede ser electroestimulado de manera muy fácil, pero cuando está desnervado no, y no es posible obtener una contracción representativa del mismo. Una forma de tratarlo es con la aplicación de corriente farádica, tipo de Onda Cuadrada simétrica o asimétrica.

2.2.3 FES músculo inervado

La FNMES, conocida como estimulación eléctrica funcional neuromuscular, por sus siglas en inglés, utiliza señales pequeñas a diferencia de la anterior mencionada FES de músculo Desnervado que utiliza señales eléctricas de mayor magnitud. Estas señales que permiten la contracción de uno o varios músculos de forma coordinada permite a quien recibe el tratamiento completar tareas funcionales por sí mismo. Esto se produce ya que las corrientes introducidas por un par de electrodos generan un campo eléctrico capaz de despolarizar las membranas neuronales más cercanas, al ser despolarizadas y alcanzar cierto nivel se produce una entrada de iones sodio que genera un potencial de acción artificial que se propaga desde el punto donde se realizó la estimulación. Cuando este potencial crítico llega a las terminales axonales se libera el neurotransmisor, que produce el movimiento. Este tipo de sistema activa neuronas motoras inferiores en vez de hacerlo sobre el músculo directamente, por lo tanto, el nivel de la señal que se requiere para la estimulación de dichas neuronas, es menor que el que se requiere para producir un potencial de acción que genere el movimiento sobre un músculo. Debido a esto es necesario que, para poder aplicar FNMES, las neuronas motoras interiores estén en condiciones o no presenten lesión alguna, dicho de otra forma el daño de las neuronas motoras no permite la aplicación de FNMES.[8]

2.3 Formas de onda en electroestimulación

Actualmente se pueden encontrar una gran variedad de formas de ondas en los distintos sistemas de electroestimulación, las cuales cumplen una función específica para cada tratamiento.[4] A continuación se detallarán algunas de ellas con sus usos más relevantes:

- Galvánicas
- Farádicas
- Diadinámicas
- Interferenciales

- TENS
- NMES
- Kotz

2.3.1 Galvánicas

Las corrientes de tipo galvánicas o continuas, son aquellas que se mantienen con la misma polaridad durante un tiempo determinado en el que la intensidad aplicada, aumenta progresivamente hasta alcanzar el nivel deseado, y luego de finalizado ese tiempo disminuye su nivel progresivamente hasta cero. Este tipo de corrientes se han utilizado para aumentar la circulación sanguínea, en tratamiento de neuralgia, electrolisis y para el tratamiento de iones a través de la piel, mejor conocido como iontoforesis. Este tipo de onda no tiene los medios para producir contracciones musculares, pero si puede producir espasmos que se deben al inicio/fin de la aplicación de las mismas. Algunas de sus características a la hora de ser utilizadas para una electroterapia son la duración, la cual supera el milisegundo (1 a 350 ms); la tensión aplicada, que suele ser de 20 a 30 V y la intensidad máxima, que llega hasta unos 20mA.[3]

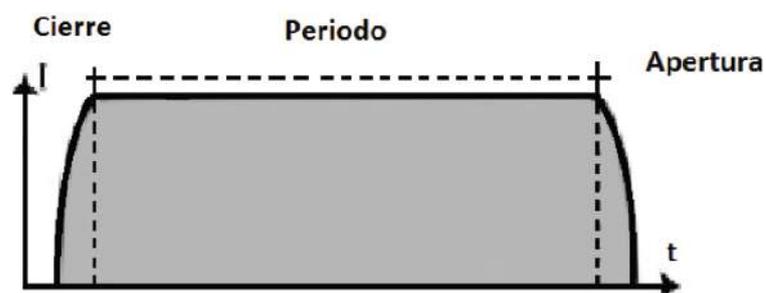


Fig. 2.4 Corriente galvánica.

2.3.2 Farádicas o Interrumpidas galvánicas

Otra forma de onda galvánica son las Interrumpidas o Farádicas. Las cuales están compuestas por pulsos (positivos o negativos) de forma asimétrica y en el mismo sentido durante su aplicación y reposo entre cada uno; y a su vez se forman ráfagas entre dichos trenes de pulsos, de duraciones de 1 a 20 segundos y a su vez reposos entre ráfagas, de 1 a 40 segundos. Dichos pulsos, pueden tener diferentes formas de onda, siendo las principales cuadradas, rectangulares, diente de sierra, triangular y exponencial. Los cuales varían en su gradiente de subida. Normalmente, abarcan una banda de frecuencia de 1 a 1000 Hz, considerándose de baja frecuencia y en general están destinadas a estimular el sistema muscular o nervioso, tanto fibra lisa como estriada, como así también, sensitivo o motoro respectivamente. Estas contracciones musculares son muy semejantes a contracciones voluntarias, por lo que, se suelen utilizar frecuencias de 40 a 80 Hz para obtener un movimiento más agradable. Este tipo de onda se utiliza en general para aumentar la potencia muscular, por lo que se deja para tratamiento de atrofas por inmovilización o desuso.[3]



Fig. 2.5 Corrientes Interrumpidas galvánicas.

2.3.3 Diadinámicas

Son formas de onda galvano farádicas semisinusoidales, también conocidas como moduladas de Bernard. Son unidireccionales y de baja frecuencia, de 50 Hz con reposo de 10 ms o de 100 Hz sin reposo, aplicadas con diferentes modulaciones y con la duración de los trenes de pulso de 1 a 12 segundos, dependiendo del tipo de onda diadinámica.[4] A partir de este punto, Bernard, las normalizó en:

- Monofásica fija: Son semisinusoidales de 10 ms de duración, con reposos del mismo tiempo, con una frecuencia de 50 Hz y de amplitudes de corriente débiles.
- Difásica fija: Es producida por la suma de dos monofásicas fijas, formando semiciclos de 10 ms pero sin reposo entre ellos, con una frecuencia de 100 Hz. Al igual que la monofásica, es de intensidad débil, pero con amplitudes elevadas, pudiendo provocar contracciones.
- Cortos períodos: Esta forma de onda es la suma de una monofásica fija, seguida por una bifásica fija con una duración de un segundo cada una, este tipo de onda es generalmente utilizada como analgésico para reabsorción de hematomas y edemas.
- Largos períodos: Estas están formadas por un período de ondas monofásicas fijas y otro difásicas fijas, en el cual, la intensidad de estas últimas es creciente y decreciente, con una duración de seis segundos cada una aproximadamente.
- Ritmo sincopado: En este caso están formadas únicamente por monofásicas fijas pero con un período de reposo largo entre dos ráfagas. Ambos, la ráfaga y el reposo, son de una duración de un segundo. Son muy utilizadas para electrogimnasia.

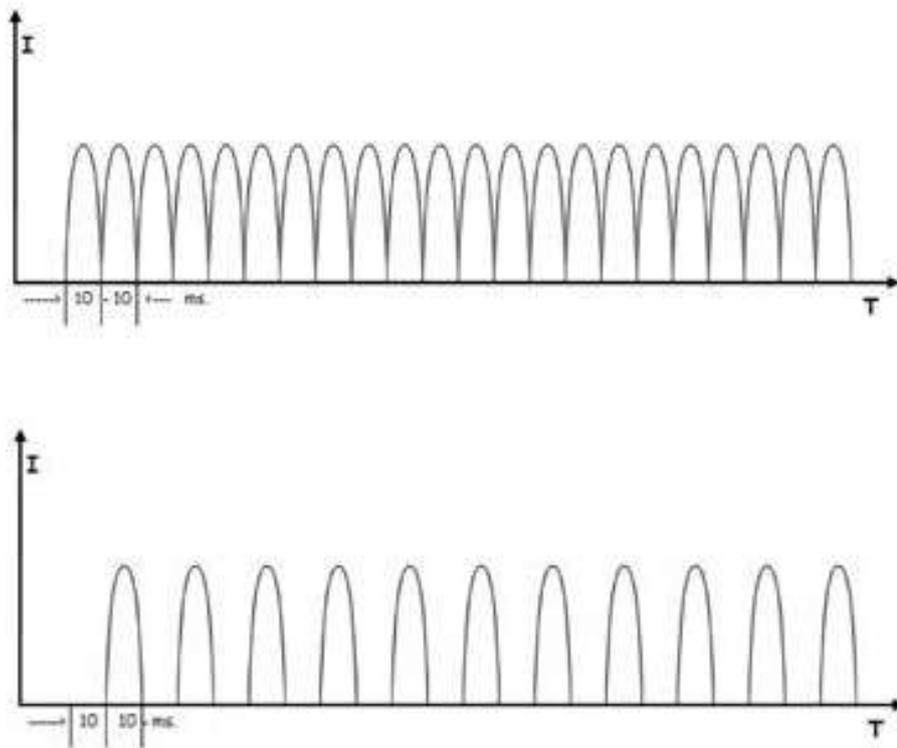


Fig. 2.6 Corrientes diadinamicas.

2.3.4 Interferenciales o Moduladas

Son formas de ondas llamadas de este modo debido a que se forman cuando dos señales de tipo sinusoidales de aproximadamente 4000 Hz y 4000 ± 100 Hz se mezclan entre sí, formando una nueva señal. A diferencia de las mencionadas anteriormente, en este tipo de señales es necesario utilizar cuatro electrodos, por los cuales se mandan las señales que se mezclarán en el interior del organismo en su forma más clásica, pero a su vez se pueden encontrar equipos que realizan la mezcla y se aplica la onda ya modulada mediante dos electrodos. Este proceso es conocido como media frecuencia tetrapolar para el primer caso, mientras que para el segundo caso son conocidas como media frecuencia bipolar, aún cuando se esté utilizando cuatro electrodos. Cuando se habla de modular, no solo posee una onda modulada en frecuencia sino también en amplitud, (en general se las puede encontrar con las siglas AM para las moduladas en amplitud y AMF para aquellas que son moduladas tanto en amplitud como en barridos de frecuencia). En equipos actuales se pueden encontrar límites de modulación de frecuencia de 200 hasta 500 Hz, así como las portadora también son regulables entre 2000 y 10000 Hz. Estas modulaciones pueden encontrarse en forma cuadrangular y sinusoidal siendo las triangulares de menor frecuencia. Debido a estas características se puede generar una gran cantidad de posibilidades, aunque se debe configurar para cada razón fisiológica.[4]

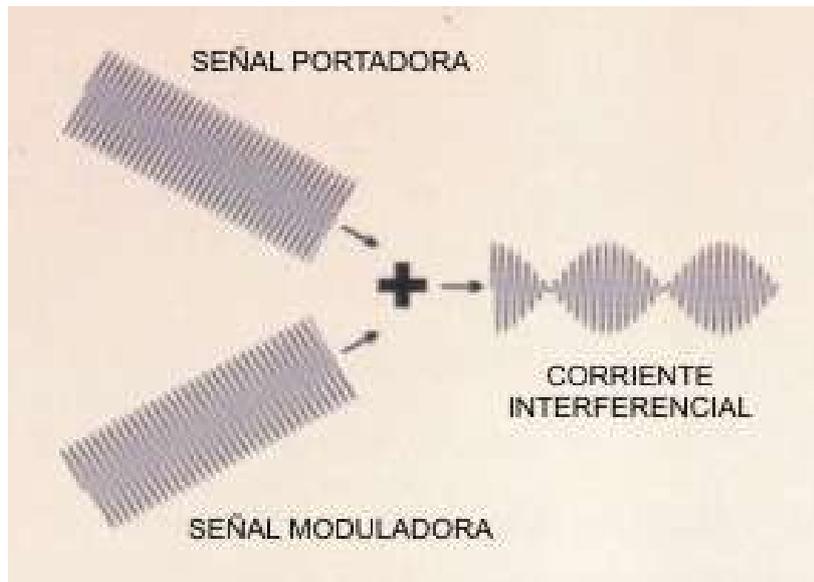


Fig. 2.7 Corriente interferencial.

2.3.5 Kotz

Desarrolladas por Yakov Kotz (Rusia), estas ondas también interferenciales, son sinusoidales bifásicas y simétricas, con modulación cuadrada, las cuales forman ráfagas de trenes de pulso con frecuencias de 50 Hz y siendo la portadora interna de estos trenes de pulso de unos 2500 Hz con 10 ms de estimulación y 10 ms de reposo. Este tipo de ondas fueron especialmente diseñadas para la tonificación muscular. Muy utilizada entre deportistas de alto rendimiento, ya que se pueden obtener contracciones mayores a la nominal del músculo, provocando un aumento en el tamaño del mismo. Actualmente tienen gran aplicación en estética. Nuevos descubrimientos científicos sobre el mecanismo de contracción o tics en la masa muscular, así como nuevas tecnologías que pueden generar impulsos de diferentes formas (cuadrada, triangular, trapezoidal) llevaron al abandono gradual de la corriente sinusoidal para la estimulación eléctrica de los músculos para los deportes, propósito a favor de la corriente más pre formateada con ondas cuadradas bifásicas simétricas con frecuencias que varían de 30 a 120 Hz.[4]

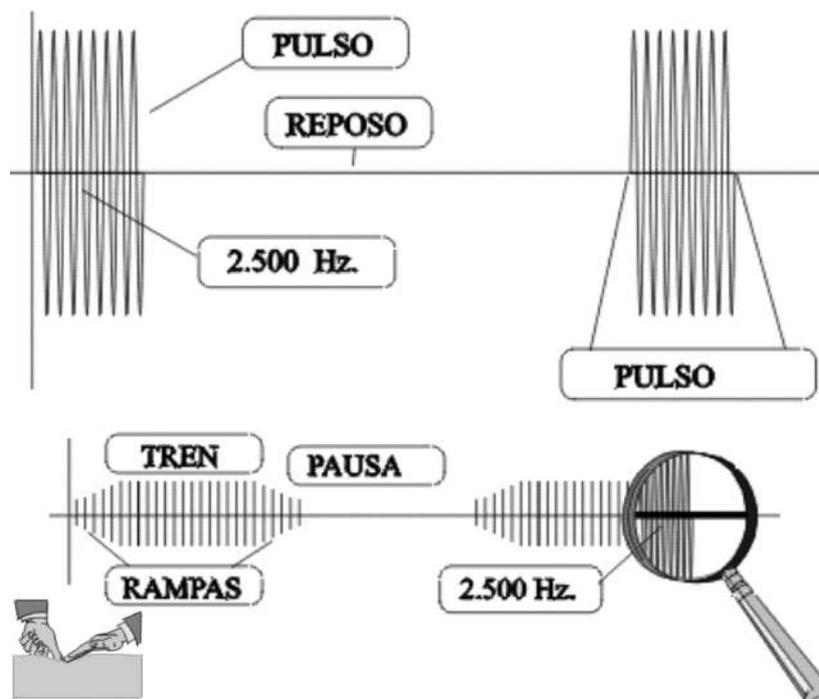


Fig. 2.8 Corriente Kotz o rusa.

2.3.6 TENS

Su nombre proviene de las siglas en inglés de estimulación eléctrica nerviosa transcutánea. Son principalmente de uso analgésico para dolores agudos o crónicos localizados, siendo la duración muy breve (entre unos 20 a 250 μ s), su frecuencia se encuentra entre los 8 Hz y los 200 Hz, con intensidades de 1 a 10 mA aproximadamente. Su forma de onda es una combinación entre una cuadrada y una exponencial equilibrada, asimétrica y bifásica. Se debe tener en cuenta, que el área de la onda positiva (cuadrada) es igual al área de la onda negativa (exponencial); es por este motivo que no se producen efectos polares, evitando la acumulación de iones positivos/negativos tanto en los electrodos como en el interior del tejido, evitando reacciones dermatológicas contraproducentes .[4]

2.3.7 EMS

El acrónimo proviene de sus siglas en inglés de estimulación eléctrica muscular. Esta técnica actúa sobre los puntos principales de la motoneurona, provocando una respuesta de contracción muscular similares a las contracciones voluntarias. La forma de onda consiste en impulsos cuadrados equilibrados, simétricos y bifásicos. A su vez, su valor medio es igual a cero, por lo que la corriente galvánica es cero. Gracias a esto no se producen efectos polares, evitando acumulación de iones, tanto debajo de los electrodos como en el tejido.

2.4 Parámetros

Como se vio anteriormente la electroestimulación se puede aplicar al cuerpo a través de distintos tipos de ondas, las cuales dependerán de la aplicación que se quiera obtener en los sistemas FES. La forma de onda más utilizada en la actualidad es la de pulsos. Más allá de la configuración de estos pulsos o trenes de pulso, estas ondas tienen parámetros de frecuencia, amplitud y ancho de pulso, como así, el período de estimulación de dichos trenes de pulso, los cuales pueden ser bifásicos o no. A continuación se muestra una breve descripción de dichos parámetros y sus configuraciones.[3]

2.4.1 Frecuencia

Cuando se habla de la frecuencia utilizada en la electroterapia, se utilizan señales que se repiten cada cierto período de tiempo dentro del espectro electromagnético no ionizante, clasificadas en:

- Baja frecuencia de 0 a 1000 HZ
- Media frecuencia de 1000 a 500000 Hz (donde se utiliza de 2000 a 10000 Hz)
- Alta frecuencia de 500000 Hz hasta el límite entre los Uv-A

Esta frecuencia de estimulación es la que influye directamente sobre la fuerza a producir en la respuesta motora, es decir, la cantidad de corriente en forma de pulsos por segundo durante la etapa de estimulación, por ejemplo 40 impulsos por segundo o 40 Hz.

2.4.2 Amplitud y ancho de pulso

Es necesario alcanzar un nivel y una duración del pulso aplicado para excitar el tejido y generar la debida potencia de acción, estos valores típicos de ancho de pulso son de 50 a 800 μ s en los sistemas FES. En caso de no tener el ancho de pulso adecuado, se deberá proporcionar una amplitud de pulso mayor para alcanzar el umbral de disparo de un potencial de acción.[1]

2.4.3 Modo de aplicación

La forma más común de aplicación de electroterapia se clasifica en:

- Pulsos aislados
- Trenes o ráfagas
- Frecuencia fija
- Corrientes moduladas

La utilización de una estimulación por medio de rampa, es decir, que vaya incrementando la amplitud del pulso hasta un valor deseado, ayuda a proveer confort en el individuo que recibe la estimulación.

2.5 Electroodos

Los electroodos son elementos de contacto, que permiten introducir las señales pertinentes para la electroestimulación del músculo sobre el paciente. Son en general dos planchas de metal u otro material conductor. En electroterapia se puede encontrar diferentes tipos de

electrodos de distintas formas y tamaños, que dependerán de la función, la zona a tratar y el tipo de onda que se va utilizar.[11] Algunos de los más conocidos son:

- Electrodo de succión o ventosa
- Electroodos planos
- Electroodos de disco
- Electrodo de guante o manopla
- Electrodo tipo lápiz

El electrodo está formado por una parte conductora de plomo, latón, estaño o goma semiconductora y una capa envolvente que impida que el metal toque la piel directamente, para así evitar quemaduras químicas. En general, los bordes de la placa conductora son redondeadas para evitar el efecto punta y efecto borde, ya que los electrones tienden a acumularse en zonas terminadas en punta. A su vez, el tamaño de los electrodos depende de la corriente que circula a través de ellos y la zona a la cual van dirigidos.

2.5.1 Electrodo de succión o ventosa

Los electrodos de ventosa están formados por una placa metálica de un lado y una goma con forma de copa invertida por el otro, la cual es utilizada para generar succión y así poder adherirse a la piel. La placa metálica de dicho electrodo está aislada por una esponja humedecida. Una de las principales ventajas de la utilización de dichos electrodos de vacío, es la rapidez con la que se pueden colocar y la sencillez de sujeción, permitiendo al paciente poder cambiar de posición sin que los electrodos pierdan su postura inicial. Cabe aclarar que para disminuir la resistencia y aumentar la conductividad eléctrica de la piel, esta debe estar humedecida, por lo que se suele utilizar alguna solución salina o gel conductor.



Fig. 2.9 Electrodo de succión.

2.5.2 Electrodo planos

Estos electrodos están fabricados generalmente de carbono o caucho conductor, permitiendo flexibilidad y una muy buena adaptación a la superficie cutánea. Estos, suelen encontrarse tanto de forma cuadrada, con sus puntas redondeadas, como de forma circular o rectangular. Hoy por hoy, son los más utilizados en técnicas de electroterapia; y dependiendo de la corriente que se utilice, se coloca una esponja de protección o gel conductor. Suelen ser sujetos mediante cintas de fijación, correas de goma, velcro, entre otros. También se pueden encontrar electrodos de almohadilla, estos consisten en electrodos planos tetrapolares,

que se colocan dentro de almohadillas utilizados para ondas interferenciales y muy útiles para zonas de puntos dolorosos superficiales y tratamientos faciales. .



Fig. 2.10 Electrodo Plano

2.5.3 Electrodo de disco

Los electrodos de disco con fijación de arco, está compuesto por electrodos semiesféricos metálicos, unidos por un arco, para su correcta manipulación, en general, es utilizado cuando se utilizan formas de onda diadinámicas. A su vez el arco se fija por medio de correas de goma perforadas y de este modo, quede sujeta en el lugar correspondiente. En caso de no contar con el arco con forma de manubrio, se pueden colocar los electrodos con una goma perforada, como ocurre en tratamientos de articulaciones. Dicha goma debe ser de longitud

adecuada para su correcta fijación al cuerpo, de manera tal, que no haya movimiento de los electrodos.



Fig. 2.11 Electrodo de disco (sin arco).

2.5.4 Electrodo de guante o manopla

Dichos electrodos llevan este nombre debido a que se encuentran embebidos en un guante, donde por un lado tenemos un electrodo en la manopla y por el otro uno externo a esta.



Fig. 2.12 Electrodo de manopla.

2.5.5 Electrodo tipo lápiz



Fig. 2.13 Electrodo lápiz.

De forma de cigarro o de lápiz deben su nombre a su forma dichos electrodos son los más adecuados para tratar zonas pequeñas y muy específicas como puntos motores, debido a que la superficie de aplicación es puntual es decir muy reducida la densidad de corriente suele ser alta con respecto a otros electrodos de mayores superficie de contacto, esto consigue un mayor efecto de profundidad.

2.5.6 Colocación de electrodos

En general hay tres maneras de colocar los electrodos:

- Monopolar
- Bipolar
- Contralateral

En la aplicación monopolar o unipolar, se emite una señal negativa (sobre el punto motor muscular o nervioso a estimular) la cual será conducida mediante el cuerpo de aplicación cerrándose el circuito por medio del electrodo de retorno que se encuentra de forma distal al electrodo emisor. El electrodo activo, es en general, más pequeño que el electrodo que está conectado a masa o de retorno. A su vez, esto produce mayor penetrabilidad la cual se encuentra en función del área del electrodo activo, consiguiendo una mayor profundidad, a medida que se reduce el área del emisor.

En la aplicación bipolar, el tamaño de ambos electrodos es igual, ambos se encuentran colocados a cada lado de la masa muscular que se desea excitar. Si bien es indistinta la forma que se colocan el activo y el de retorno, Se aconseja cambiar de polaridad a los electrodos para probar si se obtienen mejores resultados, debido a que, cuando uno de los electrodos proximales es negativo, las contracciones que se obtienen pueden resultar más selectivas o puede haberse encontrado una rama nerviosa, la cual consigue una mayor eficiencia motora. Por otro lado la penetrabilidad del impulso es menor que en el caso de la aplicación monopolar.

Cuando se habla de una aplicación contralateral, se está haciendo referencia, por lo general, a la utilización de corrientes galvánicas, iontoforesis o para lograr efectos sensitivos. Es factible, para ciertos casos, utilizarla para dar una respuesta motora, aunque por lo general en ese caso se puede observar que tendrá menor precisión como así también será poco selectiva. En este caso se puede encontrar que los electrodos son de igual tamaño, pero, si se desea que alguno en particular actúe de forma activa, este será más pequeño.

Se puede resumir entonces que, sí se utilizan electrodos del mismo tamaño, la mejor respuesta estará en el extremo negativo (-), por otra parte, sí se seleccionan electrodos de distintos tamaños, el más pequeño, es quien tendrá una respuesta más selectiva, y para

finalizar, en aplicaciones longitudinales se obtendrá una mejor respuesta, sí el electrodo distal es negativo y el proximal positivo.

Cumpliendo estas tres pautas se obtendrán buenos resultados, reforzándose entre sí. En la actualidad, se emplea generalmente la colocación bipolar múltiple o varios canales en distintos músculos. Esto se hace para lograr un efecto potenciador, lográndolo con estimuladores de varios canales, en los cuales, la intensidad de cada uno es independiente.

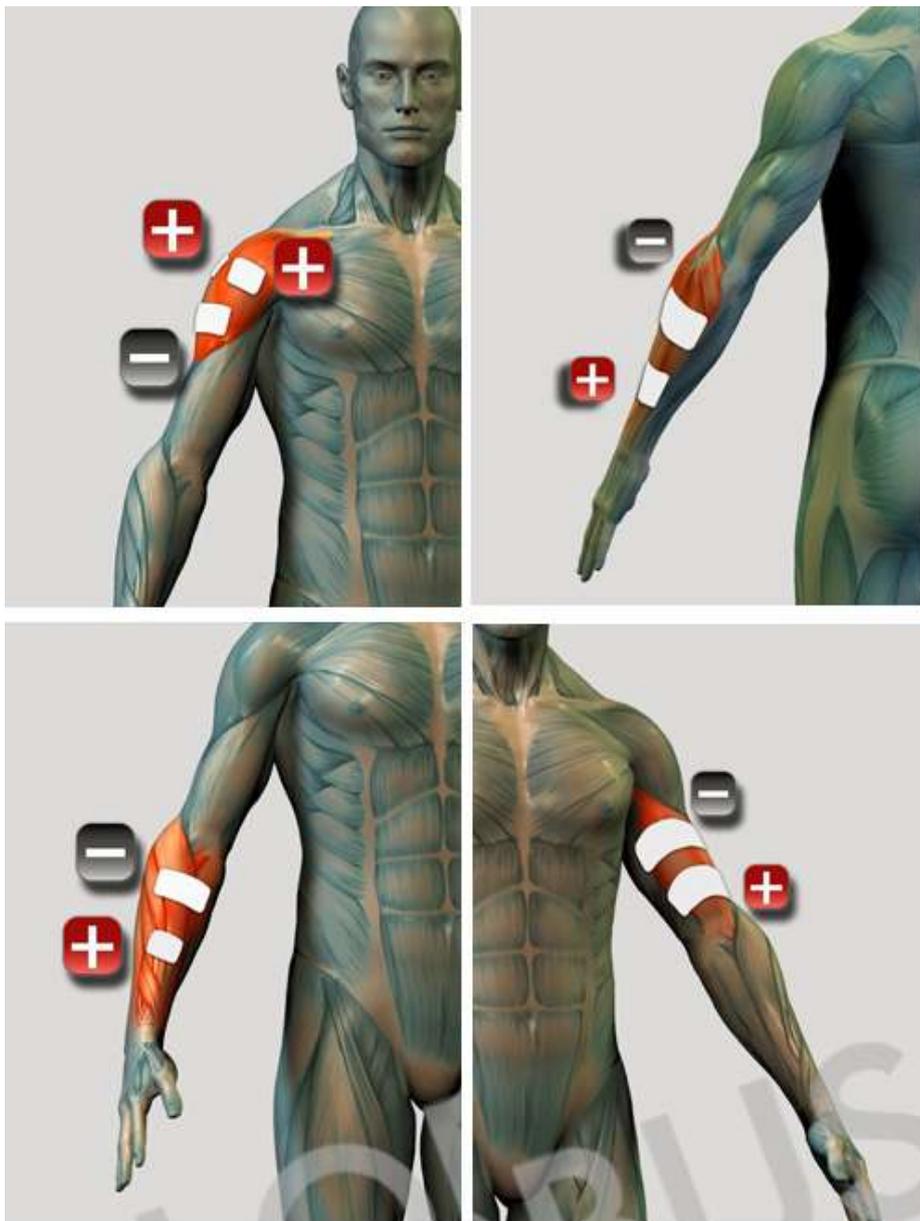


Fig. 2.14 Aplicación de electrodos bipolar.

2.5.7 Protocolo de aplicación para electroterapia

Se sugiere seguir con pasos establecidos para aplicar las sesiones de electroterapia. A continuación se dejarán algunos puntos a considerar[5]:

1. Marcar el objetivo a conseguir.
2. Establecer, aunque sea teóricamente, la o las mejores técnicas posibles para lograrlo.
3. Posicionar al paciente correctamente según la técnica elegida.
4. Cuidar y vigilar las posibles derivaciones eléctricas, entre el paciente y tierra u otros aparatos eléctricos que se encuentren próximos.
5. Descubrir la zona a tratar, evitando así, compresiones o estrangulaciones por parte de prendas replegadas.
6. Explicar al paciente lo proyectado y advertirle de las posibles sensaciones, tratando siempre de evitar dolores o molestias.
7. Disponer y preparar los electrodos adecuados para cada una de las terapias.
8. Programar adecuadamente el equipo para cada paciente o terapéutica.
9. Fijar y aplicar los electrodos adecuadamente.
10. Subir la intensidad o potencia adecuada y progresivamente.
11. Palpar, observar, preguntar y comprobar, la respuesta deseada y si se cumple con el objetivo propuesto.
12. Variar parámetros de corriente, de ser necesario, en pos de mejores respuestas.
13. Prevenir de posibles molestias o dolores al paciente. Procurando en todos los casos evitar quemaduras.

14. Discontinuar en caso de que no se cumpla con los objetivos o sea fallida.
15. Marcar y determinar los tiempos de sesión.
16. Estar pendiente de la evolución a la largo de las sesiones y comentar con el paciente para que éste pueda detectar, si nota sensaciones extrañas o molestas.
17. Desconectar lentamente e interrogar al paciente sobre la evolución de la sesión.
18. Tener en cuenta evolución y datos aportados por la observación directa y comentarios del paciente.
19. Tomar nota de los cambios, incidencias y variaciones producidas en la evolución del tratamiento o en parámetros de la forma de onda utilizada.
20. Discontinuar el tratamiento al lograr los objetivos.

2.5.8 Consideraciones en electroterapia

A modo de concreción se tomarán las siguientes consideraciones para evitar quemaduras en los pacientes [5]:

1. Considerar el tipo de corriente que se va a aplicar teniendo en cuenta que las alternas o bifásicas no requieren tanto cuidado como las interrumpidas galvánicas.
2. Conocer si el equipo funciona a tensión constante (VC) o a corriente constante (CC).
3. Examinar el estado de la piel en la cual se van a fijar los electrodos, buscando siempre una zona de la piel sana y sin lesiones, se debe descartar excoriaciones, cicatrices, granos, depilación reciente, etcétera.
4. Comprobar que los electrodos que se van a utilizar se encuentren en buen estado, tanto el elemento conductor como el que hará contacto con la piel, una gamuza o adhesivo de contacto.
5. Comprobar la correcta fijación de los electrodos, no debe ser ni excesivo, ni muy flojo.

6. Hallar el porcentaje de componentes galvánicos que se va a utilizar. Es decir el valor medio entre el pulso aplicado y el tiempo de reposo.
7. Medir la superficie tratada. En caso de utilizar electrodos de contacto, medir la gamuza del electrodo.
8. Calcular la intensidad máxima de seguridad que debemos aplicar al paciente.
9. Ajustar la potencia adecuada aplicable a cada uno de los tratamientos.
10. Dosificar correctamente cada una de las etapas del tratamiento.

2.5.9 Precauciones y contraindicaciones

Al igual que se mencionan algunas precauciones a la hora de aplicar una electroterapia, se debe incluir las principales contraindicaciones de estas, las cuales se detallan a continuación[5]:

- Paciente que tenga algún estimulador cardíaco.
- Embarazo.
- Problemas arteriales de importancia.
- Hernia abdominal.
- No se debe realizar la aplicación de electroestimulación en una persona de pie en la primera sesión, esta deben realizarse en posición sentada o acostada.
- En primera sesión, se debe fijar la extremidad a estimular para comprobar el movimiento cuando ocurre una contracción.
- No utilizar electroestimuladores mientras se trabaja o se utiliza maquinaria o se conduce.
- No colocar electrodos en la cabeza.

- No asentar los electrodos sobre lesiones de ninguna clase o próximas a ellas.
- No utilizar en caso de sufrir patología inflamatorias.
- Se debe desconectar el aparato antes de ser retirado del paciente.
- Se debe limpiar la zona para eliminar grasa, antes de colocar los electrodos.
- Se debe evitar la ingesta de alcohol para su uso.
- El uso por parte de menores de 18 años sin autorización de un tutor o respaldo médico.

2.6 Seguridad

En la actualidad la utilización de equipos eléctricos en el campo de la medicina es cada vez mayor y se debe tomar las medidas de seguridad pertinentes para minimizar los riesgos inherentes al uso de equipos, y de esta manera evitar posibles daños al paciente o a algún equipo próximo.

2.6.1 Definición de equipo médico

Es el equipo eléctrico, provisto de no más de una conexión o fuente de alimentación, cuyo propósito es, diagnosticar, tratar o monitorear pacientes bajo supervisión médica, que mantenga contacto físico o eléctrico con el paciente y/o transfiera o detecte energía hacia o desde el paciente.¹

¹Sub cláusula 2.2.15 IEC 60601

2.6.2 Efectos fisiológicos de la corriente eléctrica

Cuando se habla de un equipo médico o electrodoméstico, hay que tener en cuenta como éste afecta al cuerpo humano y cuáles son los posibles riesgos que se pueden presentar:

- Efecto de la corriente sobre el cuerpo humano
- Riesgo de macroshock
- Riesgo de microshock
- Corrientes de fuga

2.6.3 Efecto de la corriente sobre el cuerpo humano

| Tabla II. Efectos fisiológicos producidos por el paso de una intensidad eléctrica (50/60 Hz) | |
|---|---|
| Intensidad | Efectos fisiológicos que se observan en condiciones normales |
| 0 - 0,5 mA | No se observan sensaciones ni efectos. El umbral de percepción se sitúa en 0.5 mA |
| 0,5 - 10 mA | Calambres y movimientos reflejos musculares. El umbral de no soltar se sitúa en 10 mA |
| 10-25 mA | Contracciones musculares. Agarrotamiento de brazos y piernas con dificultad de soltar objetos. Aumento de la presión arterial y dificultades respiratorias. |
| 25-40 mA | Fuerte tetanización. Irregularidades cardíacas. Quemaduras. Asfixia a partir de 4 s |
| 40 - 100 mA | Efectos anteriores con mayor intensidad y gravedad. Fibrilación y arritmias cardíacas. |
| ~ 1 A | Fibrilación y paro cardíaco. Quemaduras muy graves. Alto riesgo de muerte. |
| 1 - 5 A | Quemaduras muy graves. Parada cardíaca con elevada probabilidad de muerte |

Table 2.1 Efectos fisiológicos producidos por corriente.

Cuando el cuerpo humano es parte del circuito eléctrico de un equipo médico, por ley de Ohm en él circulará una intensidad de corriente proporcional al valor de impedancia

característica y única que este posea y a la diferencia de potencial existente. Los efectos que se producen sobre el cuerpo humano dependen de los valores de ciertos parámetros tales como la amplitud de la corriente suministrada, su frecuencia, propiedades del tejido por el cual la corriente se desplazará, el tiempo de exposición y los puntos de entrada y salida de dicha corriente.

Como se observa en la tabla 2.1 de los efectos fisiológicos en una persona promedio (70Kg), producida por el paso de una corriente eléctrica con una duración de 1 a 3 segundos y con una frecuencia de 60 HZ, en función de la amplitud de dicha corriente.[2]

2.6.4 Riesgo de macroshock

Estos suceden cuando una persona entra en contacto tanto con el conductor, como con el neutro simultáneamente. Estando el neutro o masa unida con algún conductor activo. Por lo que, a la hora de diseñar algún sistema eléctrico, se debe prestar atención a que dicho equipo no pueda entrar en contacto (por ejemplo la carcasa) con el conductor activo, para esto, es necesario la utilización de materiales aislantes y mantener cierta distancia entre el conductor activo y la carcasa o chasis del equipo. A su vez este debe estar conectado a masa evitando así fugas.

2.6.5 Riesgo de microshock

Este se puede llegar a producir por un acoplamiento capacitivo entre el conductor activo y el chasis, de un equipo a pesar de que el equipo presente un aislamiento en buen estado. Puede existir riesgo de microshock tanto en defectos o roturas de un conductor a tierra, materiales metálicos cercanos al paciente que no estén conectados a tierra, diferencias de potenciales entre equipos o equipos alimentados a batería.[2]

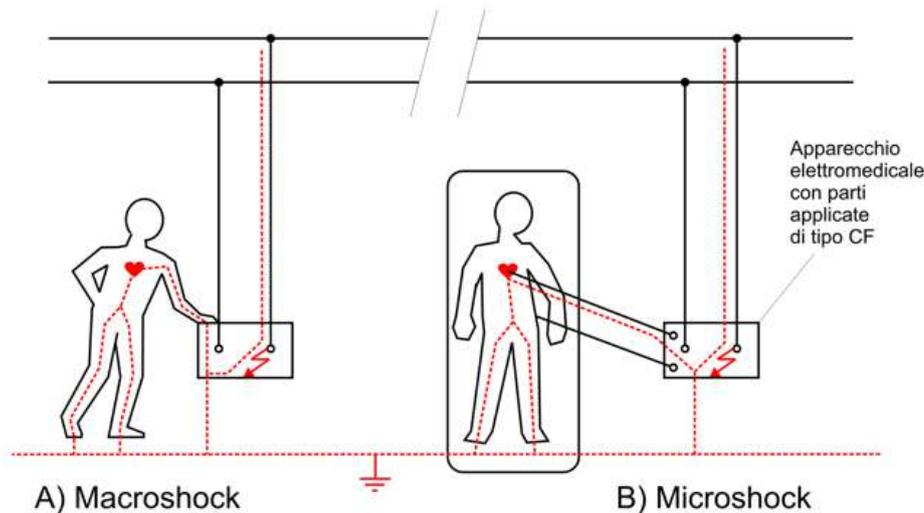


Fig. 2.15 Macroshock y Microshock.

2.6.6 Corrientes de fuga

Estas son derivaciones de corrientes que, aunque pueden ser de pequeñas magnitudes, pueden causar riesgos de microshock. Algunos motivos pueden ser:

- Corriente de fuga a tierra: Es aquella que circula a través de una puesta a tierra desde la alimentación. Se dice que hay una corriente de fuga cuando existe una diferencia de voltaje al medir en una de las fases y neutro respectivamente.
- Corriente de fuga a chasis: Cuando la corriente se desplaza a través de un camino conductor a tierra u otra parte del chasis pero no por el conductor de protección.
- Corriente de fuga de paciente: Esta ocurre cuando la corriente aplicada al paciente hacia tierra o de un equipo conductor a través del paciente a un equipo flotante.
- Corriente de fuga auxiliar del paciente: Esta corriente ocurre cuando circula a través del paciente por equipos conectados a este sin la intención de producir efectos fisiológicos.[2]

2.6.7 Normas

La Organización Internacional de Estandarización (ISO), como la Comisión Electrotécnica Internacional (IEC), son aquellas organizaciones que fijan los estándares que facilitan la creación de productos y servicios que sean seguros, fiables y de calidad. Una de las principales normas es la IEC60601 que determina los requisitos y métodos de prueba o test mínimos de seguridad para la práctica en utilización de estimuladores nerviosos y musculares. Otra de las normas a tener en cuenta es la IEC 62353 la cual describe los estándares para probar dispositivos médicos en hospitales.

IEC 60601-1:2005 Se menciona que esta es una norma particular la cual adapta los requisitos de la norma general para casos particulares como lo es un electroestimulador. Parte 1: Requisitos generales para la seguridad básica y performance esencial. En esta parte de la norma se encuentra los requerimientos generales tales como:[12]

- Alimentación
- Protección contra electroshock
- Modo de operación
- Salida
- Instrucciones de uso

IEC 60601-2-10:2012 Requisitos particulares para la seguridad básica y la performance esencial de estimuladores nerviosos y musculares. También adapta los requisitos a la norma general. Se trata de la norma particular que establece los requisitos mínimos que garantizan un grado de seguridad práctica, en la operación de estimuladores nerviosos y musculares definido en 201.3.204. Abarca tanto a estimuladores nerviosos eléctricos transcutáneos (TENS), como a estimuladores musculares eléctricos (EMS). Resultan excluidos:

- Equipos EM implantables o que se conecten a electrodos implantables.
- Equipos EM que estimulan el cerebro (p. ej., equipos EM de terapia electro convulsiva).

- Equipos EM destinados a la investigación neurológica.
- Marcapasos cardiacos externos
- Equipos EM para diagnóstico por potenciales evocados medidos.
- Equipos EM para electromiografía.
- Equipos EM para la desfibrilación cardiaca.

Otros requisitos de la norma para el caso particular de un electroestimulador son:

- Las pruebas deben realizarse con una carga de 1000 ohm
- El sistema se debe iniciar con la tensión mínima y esta no debe superar el 2% del valor máximo.
- La corriente máxima para una frecuencia superior a 1500 Hz no debe superar los 100 mA.
- La salida se debe mantener con una alimentación +/- 10% de la tensión de alimentación con al que fue diseñado.
- Se debe conectar el sistema tanto sin carga como en cortocircuito durante 10 min.

Algunos términos y definiciones en el caso de electroestimuladores que se puede encontrar en dicha norma son:

- Cable: Conductor aislado que posee un terminal de conexión al estimulador en una de sus extremos y un terminal de conexión al electrodo en el otro extremo, cuya función es conducir las señales de salida desde el estimulador hacia el electrodo.
- Duración del pulso: Duración del pulso de salida al 50% de la amplitud máxima.
- Estimulador: Equipo electro-médico para la aplicación de corrientes eléctricas a través de electrodos en contacto directo con el paciente para el diagnóstico y/o la terapia de trastornos neuromusculares.

- Forma de onda: Variaciones en la amplitud de una señal eléctrica que proviene de las partes aplicadas (ya sea como voltaje o corriente) en función del tiempo.
- Partes aplicadas: Los electrodos del estimulador y todas las partes conectadas por cable a ellos.
- Pulso: Porción de forma de onda entre dos niveles de tensión cero.

2.7 Estado del arte

Cada día se ven más neuroprótesis, tanto para la sustitución parcial o total de la función motora de las diferentes partes del cuerpo. Caminar, agarrar o controlar la micción son algunos de sus objetivos principales como así también reducir el nivel de deterioro motor, los trastornos como la depresión o restaurar funciones motoras voluntarias tras el uso terapéutico de las FES. Estos electroestimuladores utilizados en algunas de las mencionadas aplicaciones proporcionan una estimulación eléctrica deseada a través de distintos tipos de electrodos; ya sean superficiales, implantados o percutáneos. A continuación se muestran algunos dispositivos tanto desarrollados por universidades como comerciales para uso médico.

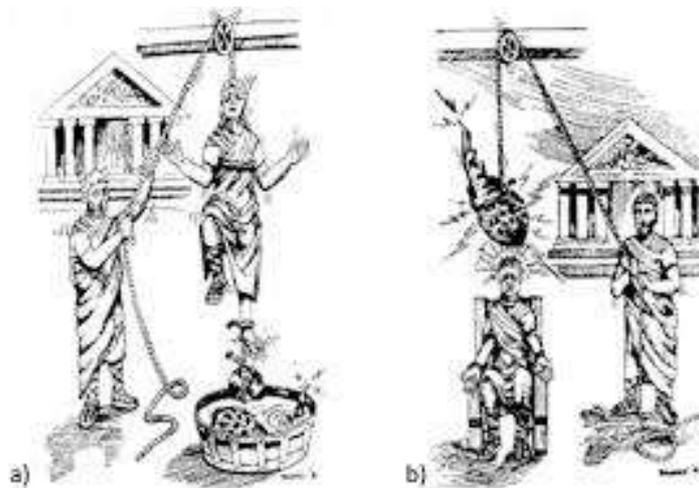


Fig. 2.16 Antigua técnica de electroterapia

ODFS PACE

El Odstock dropped foot stimulator (ODFS) es un electroestimulador adecuado para personas cuyo caminar se ve afectado, este dispositivo proporciona estimulación, ayudando a levantar el pie. Es activado por un sensor localizado en ese lugar del cuerpo de forma inalámbrica, el cual elimina la necesidad de tener cables y por consiguiente es más práctico y a su vez le da una estética más discreta para su uso diario. (Precio US\$ 5700)



Fig. 2.17 Estimulador ODFS

BIONESS H200

Esta neuroprotesis consiste en un sistema inalámbrico para rehabilitación de manos. Este está integrado en una órtesis (férula) para colocar la muñeca en la posición requerida. El sistema está diseñado para aumentar la función de la mano, mantener el rango de movimiento de la misma, reducir espasmos musculares, prevenir la pérdida muscular o aumentar la circulación sanguínea. Contiene cinco electrodos de superficie, los cuales permiten el agarre palmar y lateral. (Precio US\$ 6200)



Fig. 2.18 Estimulador biones h200

BIONESS L300

Este sistema para lesiones de pie caído consiste en un solo electrodo con un mando para ser controlado por el paciente. El sistema está diseñado para ayudar a las personas con afecciones neurológicas a caminar de forma más natural. Contiene un sensor que adapta su funcionamiento dependiendo de los cambios de velocidad y el terreno por el cual se circula, permitiendo así la detección de posición de zancada y el estado del ciclo de marcha, brindando un caminar con más seguridad y facilidad como así también subir y bajar escaleras. (Precio US\$ 5500)



Fig. 2.19 Estimador biones L300

WALKKAIDE

El walkaide es un sistema de electroestimulación FES para restablecer las señales típicas de los nervios en las piernas y los pies, levantando efectivamente el mismo en el momento apropiado. Desarrollado para corregir la lesión de pie caído. Consiste en un estimulador eléctrico de un solo canal accionado por batería AA, dos electrodos y cables de electrodos. Walkaide se aplica directamente a la pierna, no se implanta debajo de la piel, lo que significa que no hay cirugía involucrada. (Precio US\$ 4500)



Fig. 2.20 Estimulador walk aide

MOTIONSTIM 8

Este sistema FES superficial es utilizado para rehabilitación a partir de software (programable aunque requiere de conocimiento específico para esto). Se pueden lograr fácilmente patrones de movimiento complejos, como agarrar un objeto o levantarse fácilmente y el uso de hasta 8 canales de estimulación permite un tratamiento eficiente de la atrofia muscular.



Fig. 2.21 Estimulador motionstim8

COMPEX3

Es un electro estimador FES de cuatro canales de estimulación, con la capacidad de multiplicar sensores para capturar la actividad muscular. Cuenta con entrada USB para poder cargar distintos tipos de programas



Fig. 2.22 Estimador compex3

CAPÍTULO 3

Diseño e implementación

3.1 Funcionamiento General

El usuario define parámetros generales a través de una interfaz gráfica. Esta información se envía al microcontrolador, que transmite instrucciones tanto al generador de señales como a la fuente controlada. El generador de señales manda un tren de pulsos primitivos para adecuarlos según las necesidades de frecuencia y duración, obteniendo así un tren de pulsos definitivos que llegan al transformador para luego amplificar el nivel de tensión y finalmente poder aplicarlas a la carga. La fuente controlada modifica pertinentemente el nivel de tensión de las señales generadas que luego se dirigen al transformador. Por otro lado, existe un elemento de medición del nivel de intensidad del sistema que realimenta al microcontrolador para disponer de un control general de la intensidad que le llega al paciente.

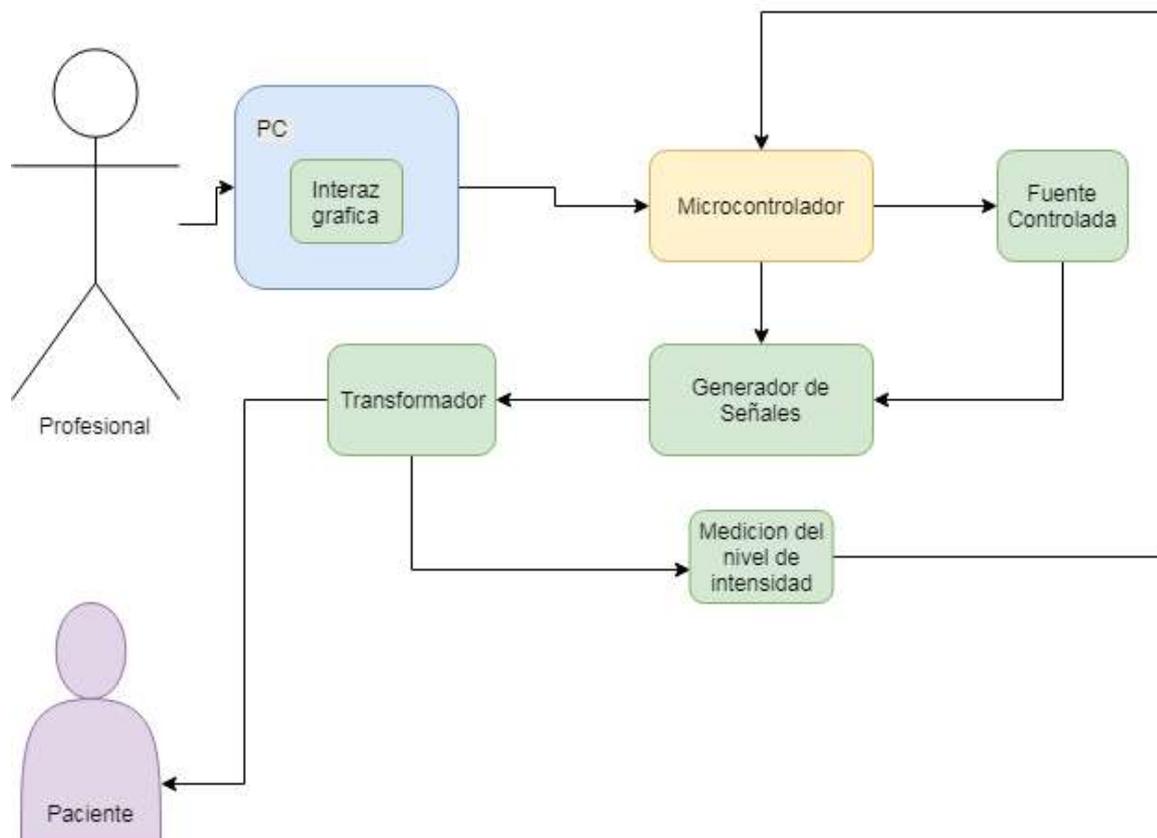


Fig. 3.1 Diagrama general del sistema

3.2 Criterios de diseño

Los criterios para la implementación de este prototipo fueron, en primer lugar utilizar los recursos disponibles como componentes utilizados en trabajos anteriores y durante el cursado de la carrera, para tener acceso a los mismos y no realizar gastos innecesarios, como así también, componentes que se encuentren, de ser posible, en el mercado local. El sistema debe contar con una interfaz gráfica de fácil utilización tanto por el profesional como por el usuario. La comunicación entre la computadora y el dispositivo es inalámbrica, simplificando la utilización y mejorando la calidad de la prestación.

3.3 Elementos del sistema

3.3.1 Interfaz de usuario

Para generar la interfaz de usuario se ha utilizado del programa LabView, el cual proporcionó la posibilidad de realizar un trabajo con una apariencia amigable y de fácil utilización para el usuario. El programa cuenta con conexión bluetooth por medio de la comunicación COM. En la sección "formas de uso de software" se mencionan algunas dificultades que se encontraron al trabajar con bluetooth y con el puerto serial dentro de la plataforma.

La interfaz cuenta con la posibilidad de:

- Variar el nivel de tensión que le llega al primario del transformador, cambiando la tensión aplicada a los electrodos como se observa en la Fig. 3.2.
- Cambiar la frecuencia tanto de la modulada como también de la portadora.
- Controlar el ancho de los pulsos y así, el grado de intensidad que llega a la carga.

Estos cambios se pueden apreciar en un indicador que muestra la intensidad de los pulsos en la carga (nivel alto o bajo), teniendo una apreciación de la potencia suministrada.

Como se ha mencionado antes, este proyecto busca poder producir contracciones musculares, no es un electroestimulador comercial, sino más bien de uso educativo. De esta manera, gracias a la forma en que fue diseñado, es posible agregar nuevas formas de ondas con solo modificar el código. En posteriores trabajos, estos cambios se deberán realizar tanto en el microcontrolador como en la interfaz gráfica utilizando LabView.

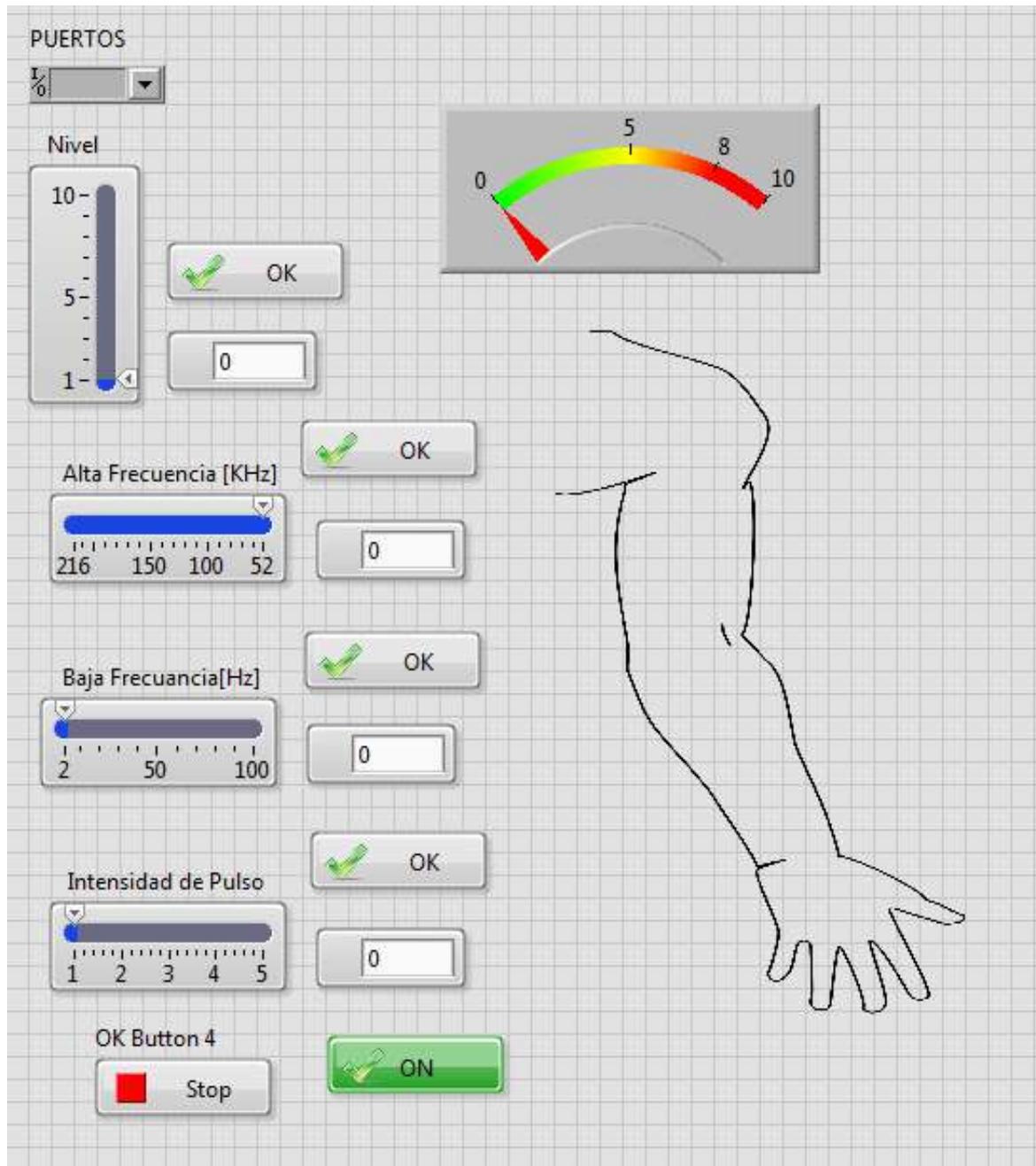


Fig. 3.2 Interfaz de usuario

A partir de la Fig. 3.2 se pueden apreciar los distintos controles:

- Nivel: Es quien cumple la función de controlar la tensión que entra al transformador.
- Alta Frecuencia: Con este control se puede variar la frecuencia modulada de 2.5 kHz a 10 kHz aproximadamente.

- Baja Frecuencia: Para controlar la portadora o más bien el tiempo en el cual existe contracción.
- Intensidad de Pulso: Permite variar que tan intensos van a ser los pulsos, modulando su ancho y permitiendo un mayor control de intensidad sobre la carga.

A continuación se presenta el diagrama de bloques del programa en LabVIEW (fig3.3). Se procederá a explicar su funcionamiento básico sin entrar en detalles en lo que respecta a la comunicación, lo cual se ampliará posteriormente. Como se puede observar hay un ciclo repetitivo en el cual ingresa y sale información por los puertos. Una vez ingresado el valor deseado y luego de oprimir en el botón "OK", se computa este valor adicionado a una letra, la cual indicará qué tipo de cambio se reproducirá en el software. Esta información se enviará como una cadena caracteres por el puerto de salida y de aquí hacia el puerto COM. Básicamente este es el funcionamiento de cada uno de los bloques, que contribuye a poder manejar los distintos parámetros como así también el botón de encendido/apagado. Por otro lado, todo lo que ingresa pertenece a valores dados por el ADC ya convertidos a decimal y en formato de cadena tipo string. Debido a esto, es necesario transformarlos en valores tipo double para poder ser procesados por el medidor.

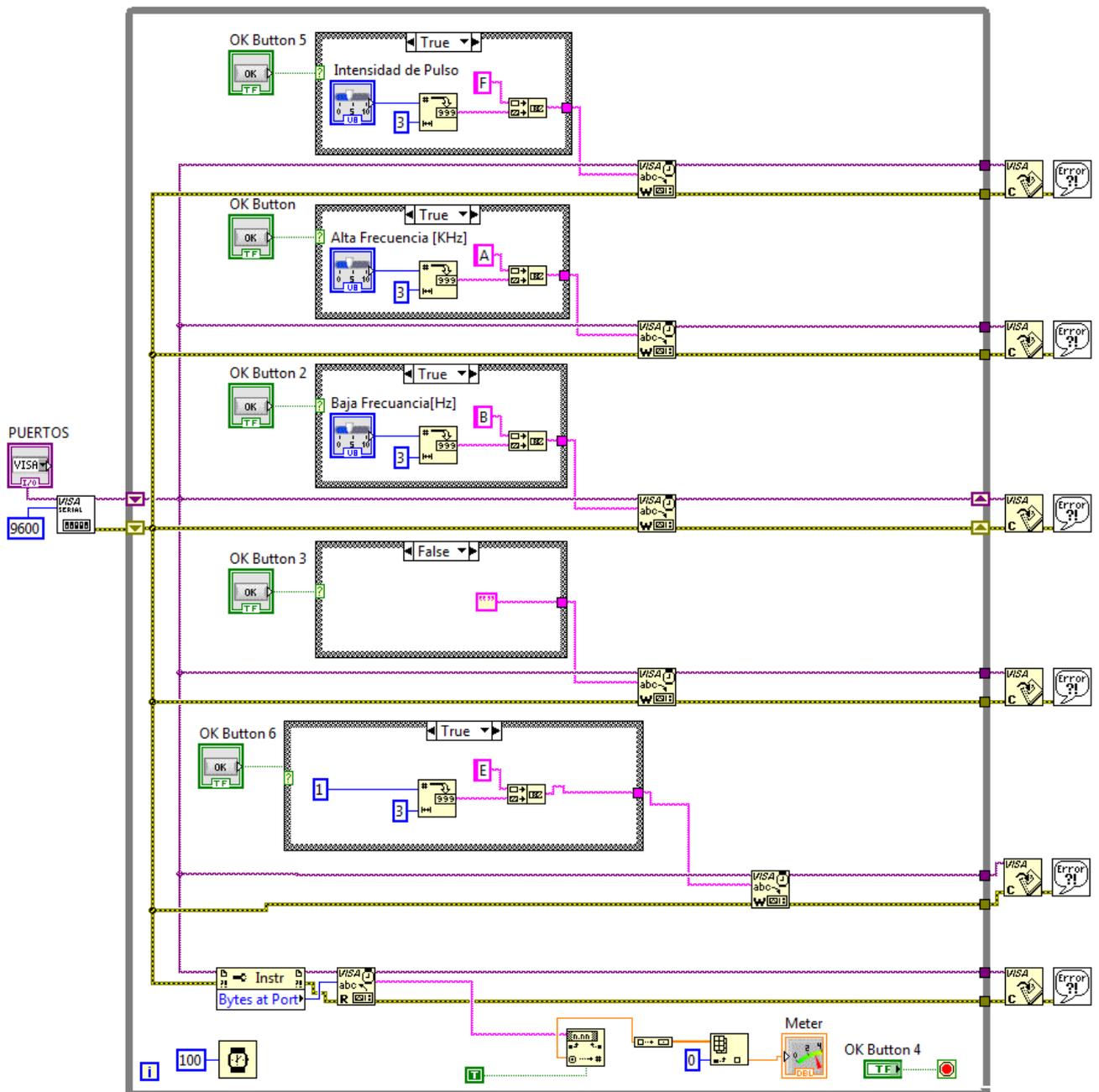


Fig. 3.3 Diagrama de bloque programación gráfica

3.3.2 Bluetooth

Para la conexión Bluetooth se utilizó el módulo HC-05 el cual se conecta en la placa a los pines del UART permitiendo el envío de datos hacia la computadora. Este módulo viene configurado de fábrica para trabajar como maestro o esclavo (esclavo por defecto). En el modo maestro puede conectarse con otros módulos bluetooth, mientras que en el modo esclavo queda a la escucha de peticiones de conexión. Dicho módulo utiliza el protocolo UART RS 232 serial lo que permite una fácil adaptación a la configuración previamente establecida. Tan solo fue necesario conectar el TX y el RX de la placa de desarrollo en los pines correspondientes en el módulo tal como se muestra en la figura 3.4, alimentar el mismo y detectarlo en la PC para establecer la conexión. A continuación se listan las características del módulo:

- Especificación bluetooth v2.0+EDR (Enhanced Data Rate).
- Puede configurarse como maestro, esclavo, y esclavo con autoconexión (Loopback) mediante comandos AT.
- Chip de radio: CSR BC417143
- Frecuencia: 2.4[GHz], banda ISM.
- Modulación: GFSK (Gaussian Frequency Shift Keying).
- Antena de PCB incorporada.
- Potencia de emisión: ≤ 4 [dBm], Clase2.
- Alcance 5[m] a 10[m]
- Sensibilidad: ≤ -84 [dBm] a 0.1% BER.
- Velocidad: Asíncronica: 2.1[Mbps] (max.)/160[kbps], sincrónica: 1[Mbps]/1[Mbps].
- Seguridad: Autenticación y encriptación (Password por defecto: 1234).

- Perfiles: Puerto serial Bluetooth.
- Módulo montado en tarjeta con regulador de voltaje y 6 pines suministrando acceso a VCC, GND, TXD, RXD, KEY y status LED (STATE).
- Consumo de corriente: 50[mA].
- Niveles lógicos: 3.3[V].
- Voltaje de alimentación: 3.6[V] a 6[V].
- Dimensiones totales: 1.7[cm]x4[cm] aprox.
- Temperatura de operación: -20[°C] a +75[°C].

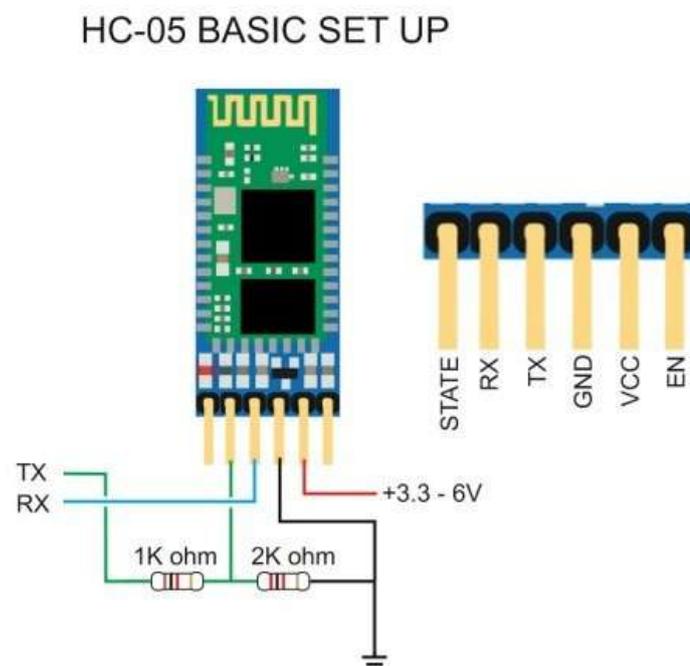


Fig. 3.4 Modulo HC-05.

Para más detalles sobre cómo cambiar la configuraciones utilizando los comandos AT dirigirse al Anexo.

3.3.3 Comunicación UART - VISA

Para realizar la comunicación con la placa de desarrollo se optó por utilizar una comunicación serie asincrónica. LabView cuenta con bloques especializados para ello, permitiendo acceder a los protocolos "COM" de Windows y configurar fácilmente los parámetros necesarios. En la figura 3.5 se puede observar la apariencia de este bloque:

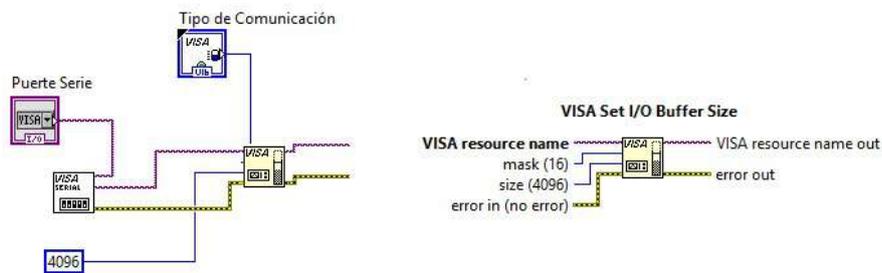


Fig. 3.5 Detalle de la configuración de la comunicación VISA.

La elección del puerto y el tipo de comunicación se realiza en la interfaz gráfica de usuario. Una vez seleccionado un puerto, el mismo constituirá el recurso VISA que utilizará el programa a partir de ese momento. De cambiar el puerto (físico o virtual), el programa deberá ser reiniciado.

Petición y recepción de datos mediante VISA

Para enviar y recibir datos se utilizan las funciones "Write" y "Read". Mediante el envío de un carácter (*Write*) o una serie de caracteres de 8 bits desde la aplicación en LabView, el micro-controlador tendrá una rutina encargada de escribir en el buffer, a ser leído por el SIV, el dato indicado según una pauta previa. Es necesario entender de antemano el tipo de dato que se está pidiendo y el tipo de dato que se pretende leer. Se puede además escribir cadenas de datos a modo de configuración, tema tratado en la sección siguiente. La función *Read*, por su lado, leerá el dato enviado por el micro-controlador al buffer, y lo asignará a la variable

correspondiente en el programa. En la figura 3.6 se puede observar dichas funciones, las cuales solo requieren el recurso VISA previamente configurado y disponible (Abierto).

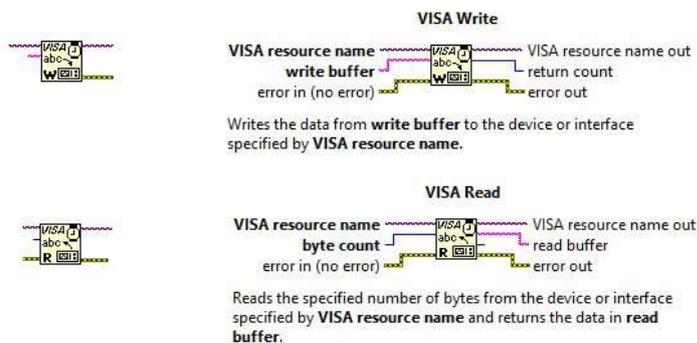


Fig. 3.6 Detalle de bloques *Read - Write*.

3.3.4 Forma de uso del software

Al iniciar el programa es necesario indicar el puerto de comunicación al cual el bluetooth está conectado. Esto se realiza de forma automática al encontrarse el dispositivo conectado a la misma o de forma manual yendo a: **Dispositivos bluetooth » Agregar dispositivo** seleccionamos el dispositivos e introducimos su contraseña. Luego se debe ir a la pestaña **PUERTOS** y dentro del programa seleccionamos el de salida. Una vez hecho esto, se puede iniciar y se podrán seleccionar el nivel, que por defecto estará en cero, (mínimo nivel de tensión aplicada) el control de baja frecuencia, que indica la duración de tiempo de la ráfaga de pulsos en la cual habrá señal o no; el control de alta frecuencia, siendo esta la frecuencia del tren de pulsos de alterna que llega a primario del transformador; y el control de anchos de pulso, que permite un mayor control de la intensidad que llega a la carga.

Por último se cuenta con un botón que activa o desactiva las señales y un botón para detener el programa.

Algunas de los elementos a tener en cuenta para evitar problemas es la instalación de los drivers correctamente antes de la utilización del sistema.

3.3.5 Generación de señales

Placa LPCxpresso1769 (microcontrolador)

Tanto para la generación de los pulsos, la comunicación UART, el control de nivel por DAC y el censado del nivel de intensidad por medio de ADC, se utilizó la placa LPCxpresso1769, la cual fue utilizada en una de las materias de cursado. Se hizo uso de esta placa debido principalmente a que se contaba con una de ellas tanto en la institución como de uso personal, cumpliendo así con uno de los criterios de los objetivos anteriormente propuestos. Se propone para posteriores mejoras el uso de algún PIC u otro microprocesador. Para reducir costos, LPCXpresso™ es una plataforma de desarrollo relativamente de bajo costo, disponible en NXP® que soporta los micro-controladores basados en ARM de NXP. La plataforma está formada por un IDE simplificado basado en Eclipse y tablas de destino de bajo costo que incluyen un depurador JTAG adjunto. LPCXpresso™ es una solución de extremo a extremo que permite a los ingenieros desarrollar sus aplicaciones desde la evaluación inicial hasta la producción final.

El LPC1769 combina el alto nivel de integración y el bajo consumo de energía del LPC1769 y el bajo precio del LPCXpresso™. Algunas características de la placa son:

- Procesador: NXP's Cortex-M3 LPC1769 microcontroller in LQFP100 package
- Flash: 512 kB
- Data Memory: 64 kB
- Clock Crystals: 12.000 MHz crystal for CPU
- Dimensiones 35 x 140 mm
- Alimentación 3.15V-3.3V external powering, or from USB via JTAG probe (LPC-LINK)
- Conectores: All relevant LPC1769 pins available on expansion connector (2x27 pin rows, 100 mil pitch, 900 mil between rows)

- Embedded JTAG (LPC-LINK) functionality via LPCXpresso toolchain
- LPC-LINK can be connected to external target processor after modifications to the LPCXpresso board
- LED en PIO022

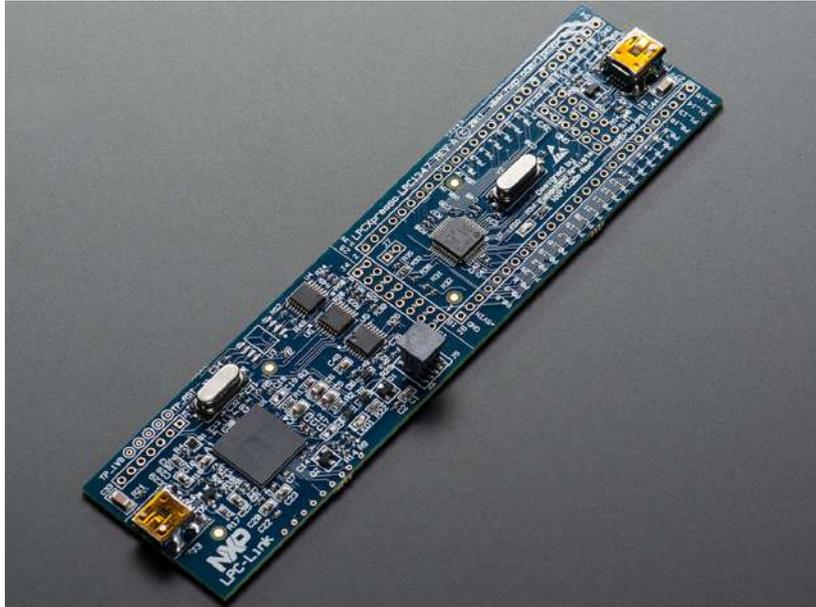


Fig. 3.7 Placa Lpcexpresso1769

A continuación se dará una breve explicación del funcionamiento interno del programa realizado sobre la placa de desarrollo. Para mayor detalle es posible visualizar el código completo en el anexo.

Luego de dar inicio al programa, se procede a configurar los pines de salida, el valor inicial del DAC, los valores de timer0 y timer1 (que producen tanto la señal alterna como la portadora de la señal), los parámetros tanto del UART3 como del ADC. En caso de que la portadora este en estado ON se leerá el canal0 del ADC y se procede a enviar dicho valor por medio del UART hacia la computadora. En caso contrario, controla si se ha recibido datos por UART. De ser positivo, esto se cambiarán los parámetros de acuerdo a los datos guardados en un buffer Posteriormente a realizar esta acción, se procede a limpiar el buffer, tanto en el caso de no haber recibido ningún dato. Luego de haber limpiado el buffer se vuelve a revisar el estado de la portadora entrando en un ciclo repetitivo.

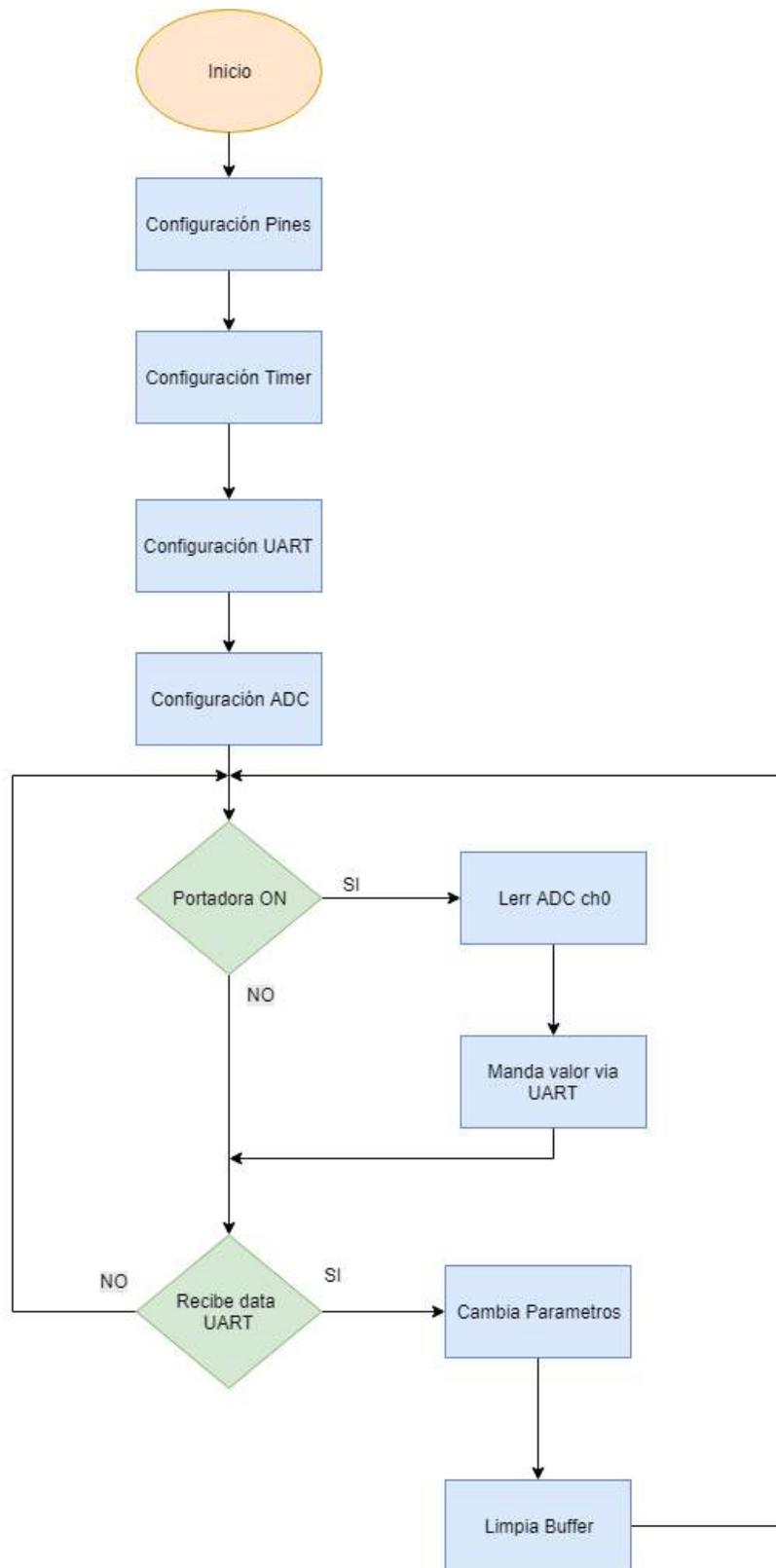


Fig. 3.8 Diagrama del microprocesador

Protección de la placa

El bloque de aislación, o de protección, aísla a la placa de desarrollo LPCxpresso 1769 del resto del circuito, permitiendo separar las referencias de masa de la etapa de potencia de las de la etapa de control evitando posibles sobrecorrientes y/o sobretensiones que pudieran dañar el equipo controlador. La frecuencia máxima de trabajo con la que es posible operar el dispositivo de aislación (optoacoplador) sin deformar la señal es definida por la máxima frecuencia que puede llegar a generar el microcontrolador, que luego comandará cada llave de potencia. Para ello se seleccionan optoacopladores 4N25 cuyas características dinámicas de conmutación en tiempos de encendido y tiempos de apagado dadas por el fabricante se muestran a continuación:

| SWITCHING CHARACTERISTICS | | | | | | |
|---------------------------|--|------------|------|------|------|---------------|
| PARAMETER | TEST CONDITION | SYMBOL | MIN. | TYP. | MAX. | UNIT |
| Rise and fall times | $V_{CE} = 10 \text{ V}$, $I_F = 10 \text{ mA}$, $R_L = 100 \Omega$ | t_r, t_f | | 2 | | μs |

Como se puede observar el tiempo de conmutación es muy pequeño, de unos $2\mu\text{s}$ como valor típico.

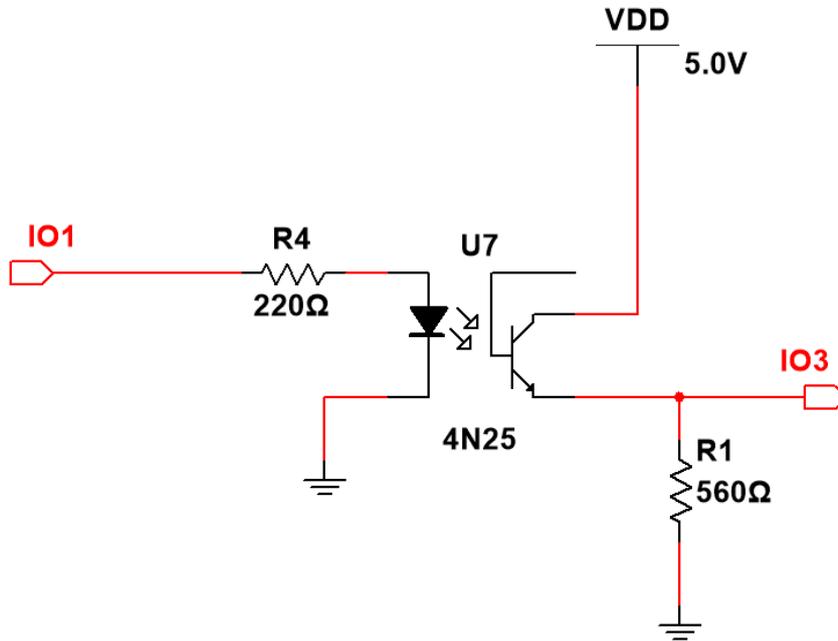


Fig. 3.9 configuración de conmutación ON-OFF

En la figura 3.9 se puede apreciar la configuración de conmutación on-off la cual permite, con una pequeña señal de entrada digital dada por el microcontrolador de aproximadamente 3V, obtener a la salida una señal de 5V (nivel de tensión dado por los reguladores de tensión) conectados al colector del transistor interno del optoacoplador, de forma que la entrada lógica de los controladores de los MOSFET obtengan los niveles de tensión lógicos propuestos por el fabricante. Si bien los tiempos de subida son los que el fabricante indica, la señal de salida se deforma a medida que se aumenta la frecuencia de trabajo por lo que se decidió realizar un acondicionamiento.

Acondicionamiento de señal

A medida que aumenta la frecuencia de las señales producidas por el microprocesador estas se van deformando a la salida de los optoacopladores debido a que el tiempo de caída es mayor al que deberían ser según el fabricante. Si bien esto no ocurre con los tiempos de subida, se generaría un problema si quisiéramos trabajar a mayores frecuencias. Para esto se tomaron dos medidas, la primera es reducir la resistencia a la salida del optoacoplador

aumentando la corriente y la segunda es la utilización de comparadores para mejorar la forma de la señal que luego ingresa a los controladores de los MOSFET. Para esto se hizo uso del LM311.

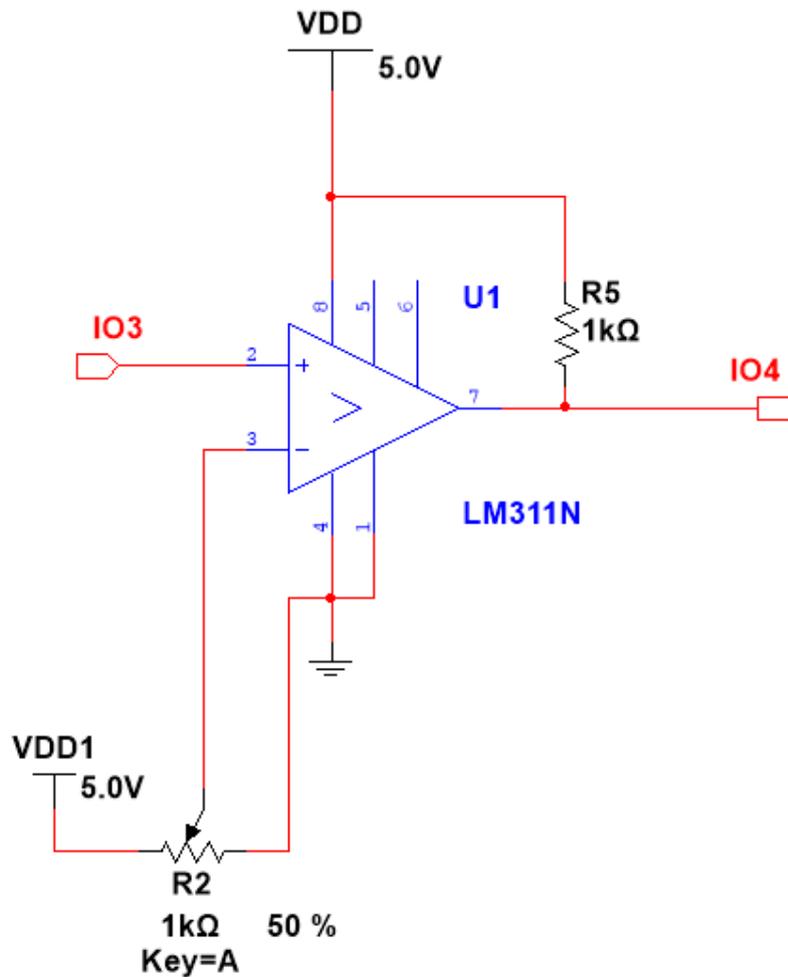


Fig. 3.10 Configuración del comparador

Luego, se cuenta una mejora significativa en lo que respecta a la forma de señal que llega a los controladores.

Controlador y puente H

Para lograr una forma de onda deseada, lo que se decidió utilizar fue la configuración de puente H. Uno de los grandes beneficios de esta configuración es la gran versatilidad que

brinda a la hora de crear formas de onda, tanto alternas como continuas positivas y negativas, según se conecten los electrodos.

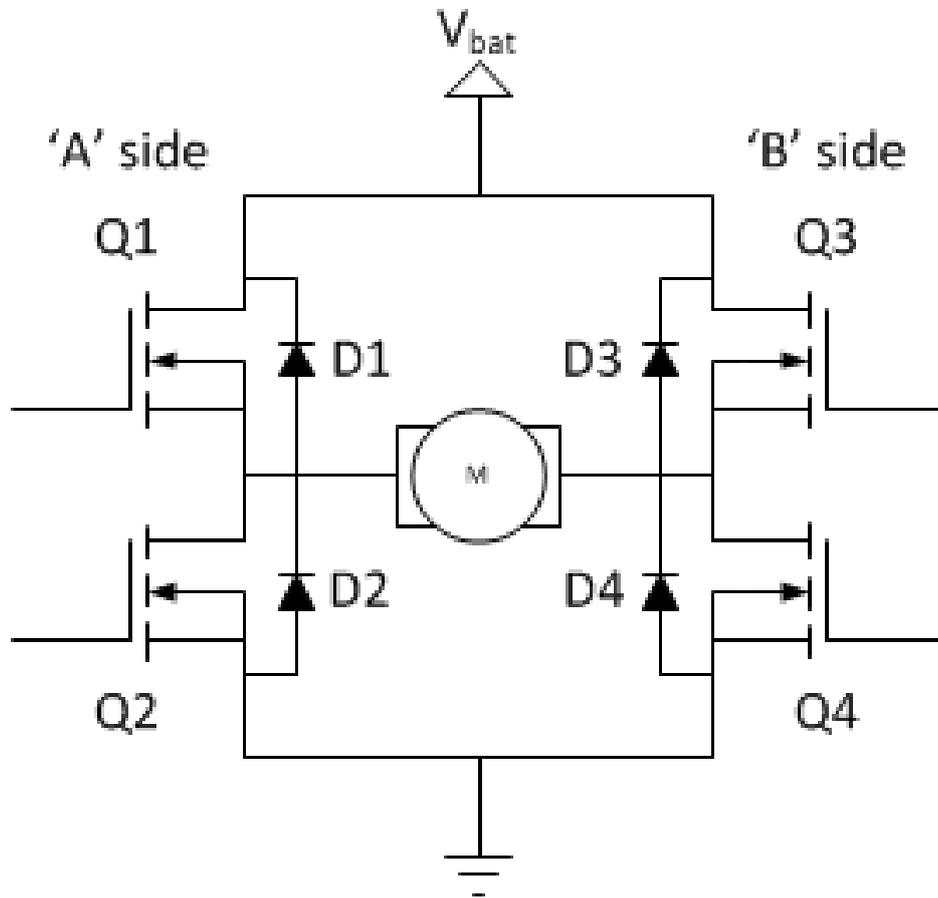


Fig. 3.11 Configuración de puente H

Esta configuración está formada por cuatro llaves conmutadas. En este caso serán utilizados transistores MOSFET de canal N. Si bien una configuración con este tipo de transistores conlleva la complicación de la utilización de drivers los cuales deben proporcionar una tensión adecuada sobre las respectivas compuertas-surtidores (V_{gs}) de cada uno de los transistores. Esto se debe a que en una configuración para MOSFET tipo N - P, es necesario encontrar MOSFETs tipo N y P que tengan las mismas características tanto de corriente como de tensión y de resistencia de conducción llamados MOSFET complementarios. Este tipo de MOSFET por lo general son difíciles de encontrar en el mercado y suelen tener un mayor precio debido a las características recientemente comentadas. De esta forma los

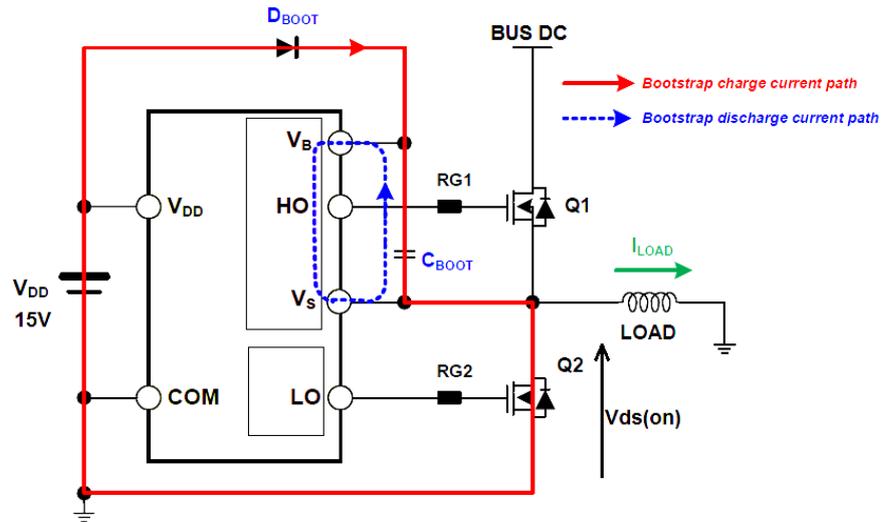


Fig. 3.13 Circulación de Corrientes en el Excitador por Carga

Otro componente a tener en cuenta es la protección de la compuerta del transistor. Esta debe ser protegida de cualquier pico que sobrepase los 18V para que no sufra daños limitándole la tensión que le llega. Si bien los niveles de tensión que proporcionan los reguladores L7810 para el disparo de la compuerta del transistor son confiables, es necesario tener presente que cualquier eventualidad puede llegar a hacer que algún tipo de sobretensión llegue hasta las compuertas de los transistores. Para evitar este tipo de eventualidades se colocaron diodos de protección como se muestra en la siguiente figura.

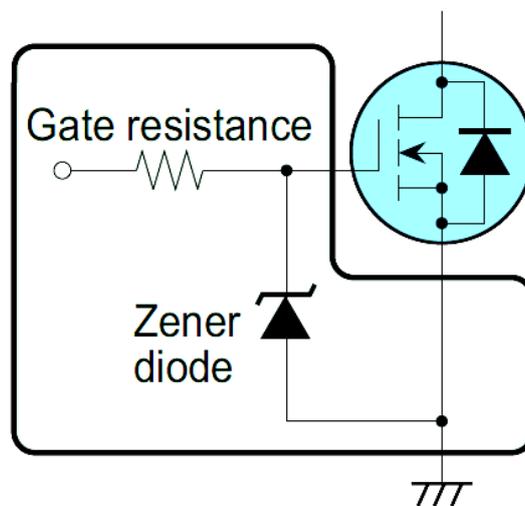


Fig. 3.14 Protección de compuerta con Diodo Zener.

Características mínimas de los transistores:

- Soportar tensiones mayores a 15V entre Drenador y Surtidor, tomando 30V mínimo como coeficiente de seguridad.
- Soportar 300mA, para que la corriente que llega hasta la carga no supere los 30mA (teniendo en cuenta pérdidas).
- La velocidad de conmutación debe ser superior a 15KHz.

Pulsos

Hay dos características de la conmutación de los MOSFET que merecen ser mencionadas: tiempo muerto y ciclo de trabajo.

-Tiempo muerto

Por un lado uno de los principales inconvenientes en la conmutación de los MOSFETs de una misma rama, son los tiempos de conmutación de encendido y apagado. En una conmutación complementaria entre el MOSFET superior e inferior, donde puede existir un intervalo de tiempo en el cual el apagado y encendido de los respectivos transistores coinciden, permite a la tensión positiva cortocircuitarse con la referencia elevándose considerablemente la corriente en ellos pudiendo ocasionar la ruptura de los mismos. Una solución a este problema es el atraso en el tiempo de accionamiento de cada MOSFET, logrando así un desplazamiento de tiempo en el apagado y encendido como se muestra en la figura 3.15. Este tiempo muerto es suficiente para evitar que en el apagado de uno de los dispositivos se mantenga en conducción durante el tiempo de encendido del otro. Por el otro lado, lo que se busca es que el cambio de sentido de la corriente que actúa sobre el músculo no sea tan brusca. En este caso el tiempo muerto se realizó por software lo que permite cambiar su duración en caso de ser necesario.

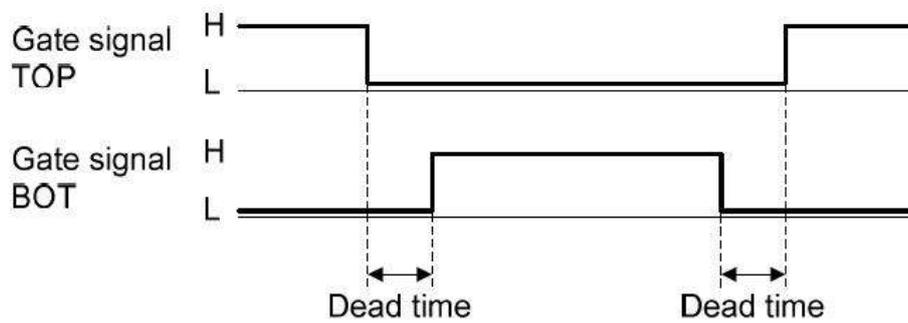


Fig. 3.15 Tiempo muerto.

-Ciclo de trabajo

Para una mayor capacidad de control de la intensidad que llega a la carga se decidió realizar un manejo de la duración de las señales impulsivas controlando el ancho de los pulsos (duty cycle), es decir el tiempo en el que se encuentra en estado de conducción sin variar el periodo.

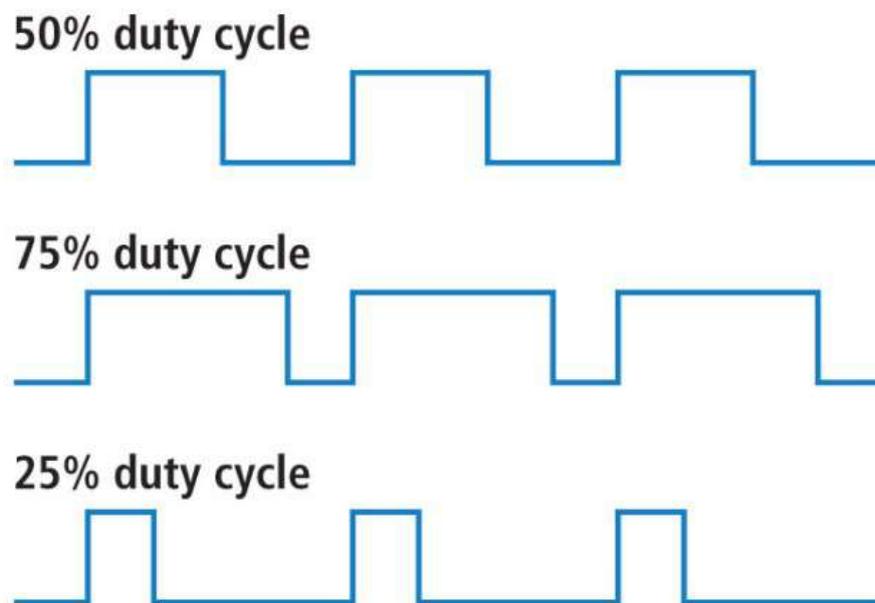


Fig. 3.16 Duty cycle.

3.3.6 Fuente controlada

-Nivel por DAC.

Una vez colocados los electrodos al paciente, la resistencia de carga queda definida ya que cada paciente es diferente. Esto hará que cada resistencia de carga sea diferente, por lo tanto es necesario poder controlar el nivel de tensión que se aplica al músculo y, por ende, se puede controlar la corriente que recibe el paciente. A su vez, a medida que aumenta el nivel aplicado, la tensión va incrementando logrando que el cambio de nivel de tensión aplicada no sea demasiado brusco. La idea general es que el DAC inyecte una tensión controlada por la interfaz gráfica a la base del transistor variando la corriente de colector/emisor del mismo. Para lograr esto, se utilizó el DAC integrado en la placa de desarrollo, que posee un rango de 0.33V a 3.3V aproximadamente, y un transistor BJT. Para hacerlo más eficiente se colocó un integrado (OPA140A) el cual aumenta la salida de tensión multiplicando la tensión de entrada, proporcionada por el DAC, por un factor de cuatro veces se aplica en la base del transistor (Darlington). Esto permite variar la tensión que llega al transformador con una carga específica.

Para la selección del componente lo que se buscó fue que sea un integrado en base JFET ,ya que estos consumen muy poca corriente, y que pueda ser alimentado con tensiones superiores a 12V asegurando que pueda entregar tensiones de ese rango en saturación. Se optó el componente OPA140 que cumple con las mencionadas características.

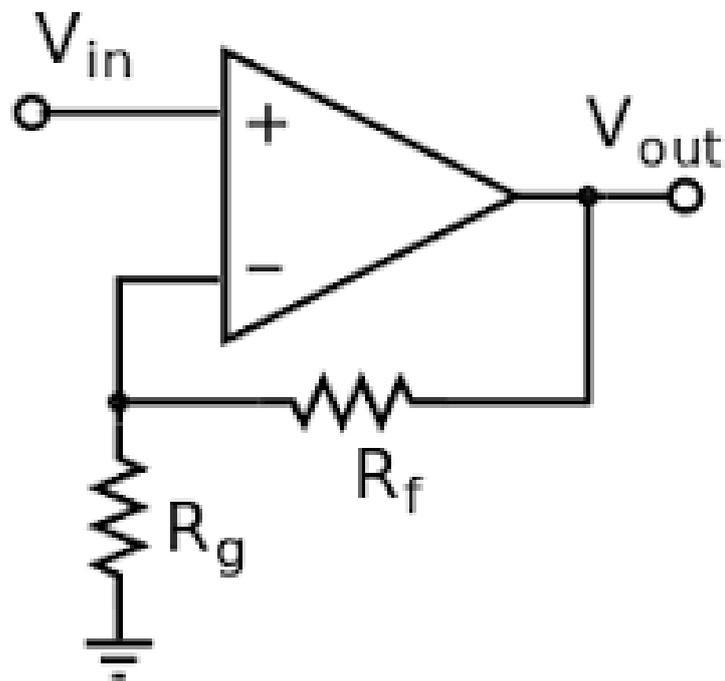


Fig. 3.17 Configuración de realimentación negativa

-Nivel de corriente.

Una vez amplificada la tensión en la base del transistor, se puede controlar tanto la tensión que llega a la resistencia como la que llega al secundario del transformador, que se encuentra en paralelo a esta. A su vez esta resistencia hace de escape para corrientes no deseadas en los tiempos de transición del cambio de sentido de la corriente, producido por la carga inductiva.

Para esto se utilizó un integrado de transistores en configuración Darlington (TIP122G) el cual requiere muy poca corriente en su base para su funcionamiento. Para la selección de este dispositivo se tiene en cuenta tanto la corriente máxima que debe poder transmitir y la tensión máxima de alimentación con sus respectivos factores de seguridad, los cuales son semejantes a los de los transistores.

Lo anterior se refleja en el siguiente esquema de circuito:

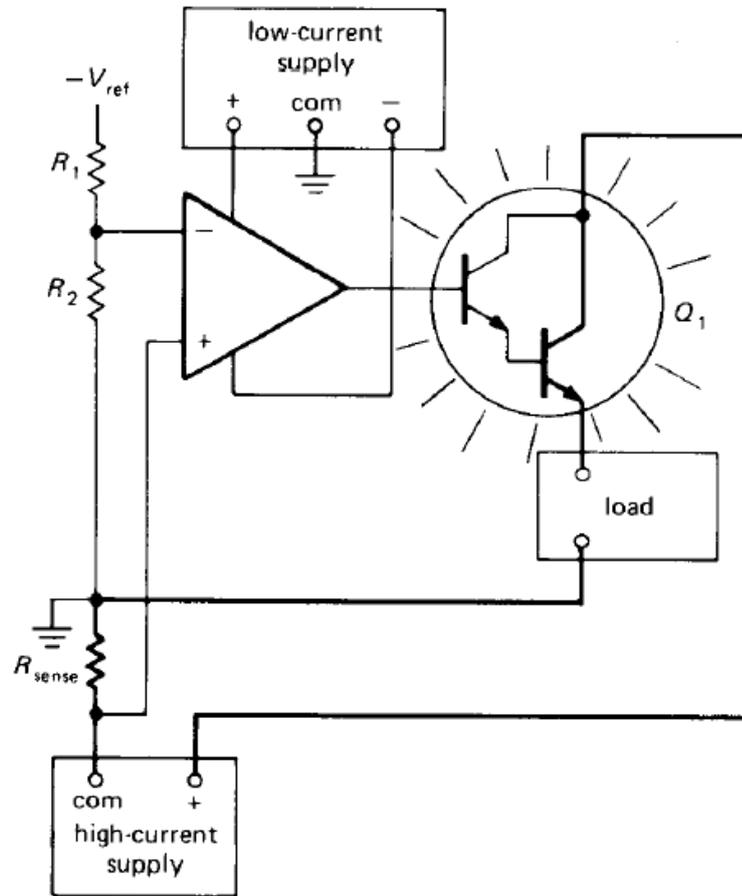


Fig. 3.18 Control de corriente.

Luego, aplicado al diseño del prototipo:

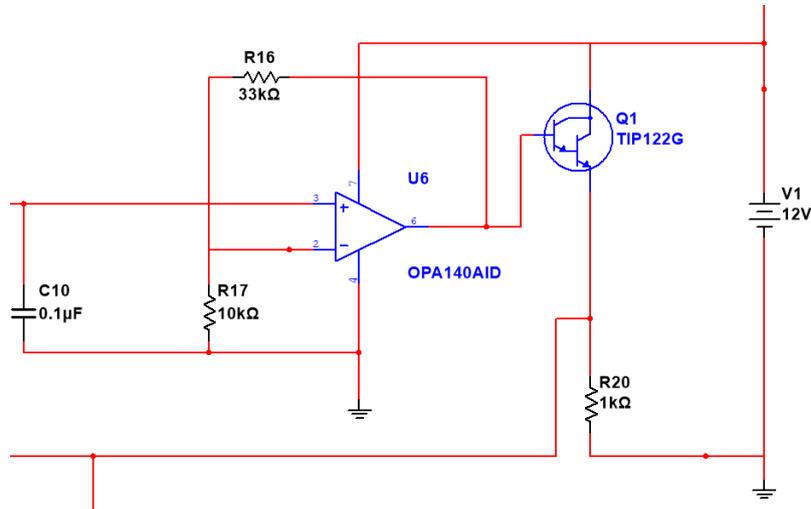


Fig. 3.19 Control de corriente del prototipo.

3.3.7 Transformador

El objetivo principal del transformador es aumentar la tensión que recibe el primario en el secundario con la menor cantidad de pérdidas posibles y manteniendo una corriente en el secundario que no sobrepase valores que puedan ocasionar daño al cuerpo humano. Debido a que no es posible conseguir un transformador a medida con las características necesarias, dentro del mercado local, se confeccionó uno. Este se realizó utilizando núcleo de ferrita y una relación de transformación de 1:10, cabe destacar que se realizaron aproximadamente 500 vueltas en secundario y 50 vueltas en el primario (esto se hizo para una mejor resistencia a la tensión en especial en el secundario). Se han bobinado al primario con alambre de cobre esmaltado de 0.2mm de diámetro y al secundario de igual forma pero con 0.13mm de diámetro aunque no se consiguió un núcleo del tamaño de ventana óptimo, se obtuvo un transformador que cumple con los requisitos para producir la estimulación muscular. (En caso de poder conseguir un núcleo óptimo, se encuentran los cálculos necesarios en el anexo.) Debido a las características propias de un transformador, la forma de onda que se puede medir en el secundario sufre deformaciones que no afectan significativamente al resultado general.

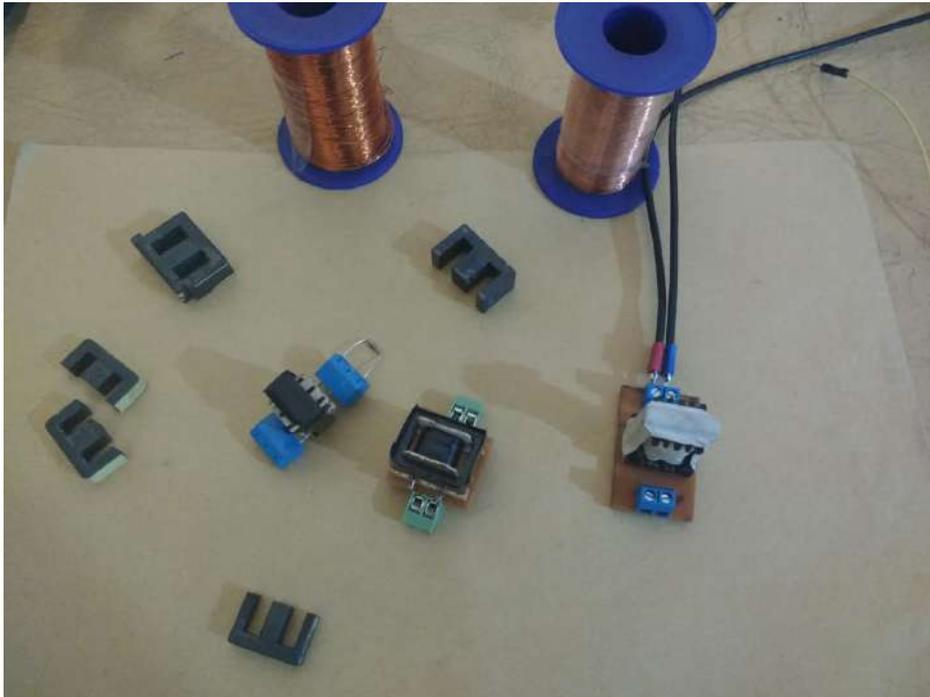


Fig. 3.20 Transformadores y núcleos de ferrita

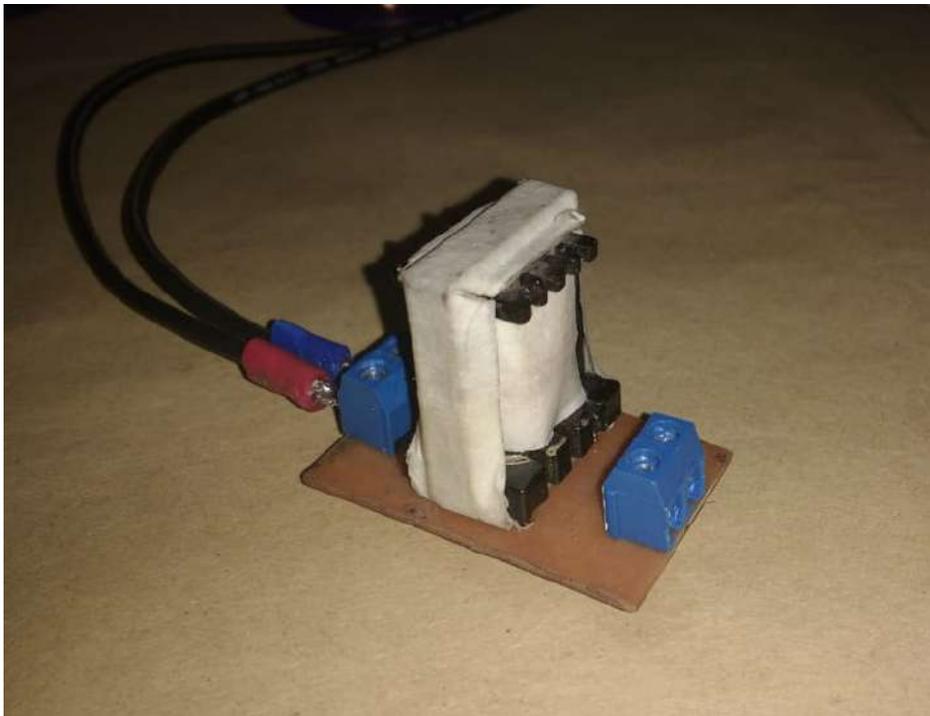


Fig. 3.21 Transformador de ferrita utilizado

3.3.8 Medición del nivel de intensidad

Para tener mejor respuesta en el secundario del transformador se buscó fijar una corriente mínima. Para esto se colocaron dos resistencias en paralelo entre los surtidores del puente H y tierra permitiendo que estas resistencias se sumen a la reflejada por el transformador en el primario y así contar con una corriente mínima que pase por el transformador. A su vez, se utiliza la caída de tensión en estas resistencias para tomar la caída de tensión que hay en las resistencias, luego pasan por un operacional en modo inversor y la salida de este se dirige hacia un bloque ADC de 12 bits que se encuentra en la placa de desarrollo. La salida del operacional permite medir los cambios de intensidad de los pulsos en el primario la cual brinda una idea aproximada del nivel de intensidad que existe en el secundario.

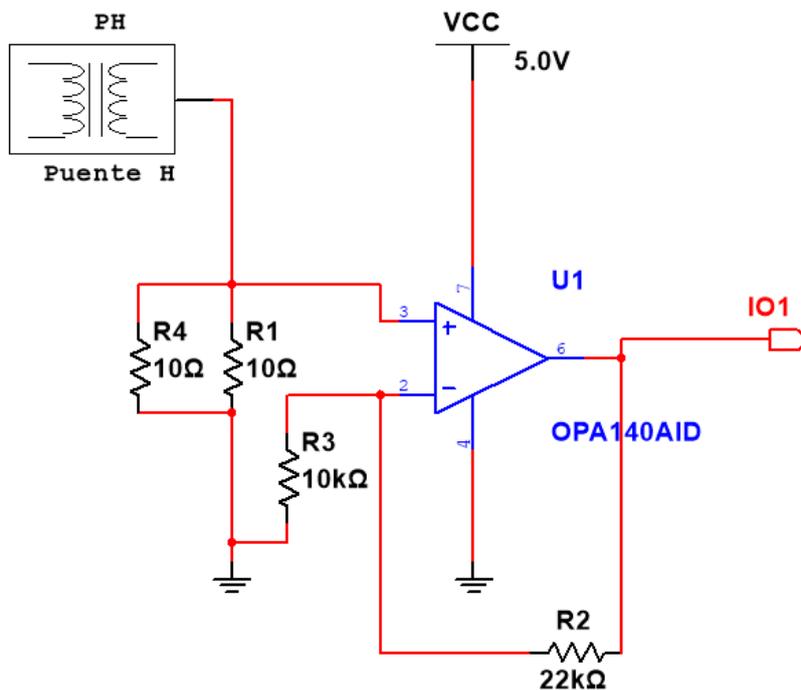


Fig. 3.22 Censado de señal.

3.3.9 Etapa de control de tensión sobre parte lógica

Debido a que los drivers del puente H, los optoacopladores, el acondicionamiento de señal, el módulo bluetooth y la placa de desarrollo deben tener niveles de tensión adecuados para su funcionamiento se utilizará para dicho propósito los reguladores de tensión (L78xx).

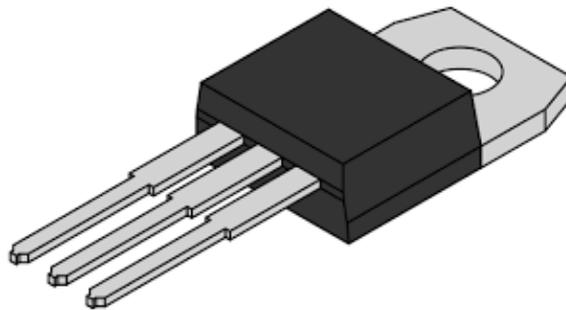


Fig. 3.23 Regulador de tensión encapsulado TO220

Figure 4. Application circuits

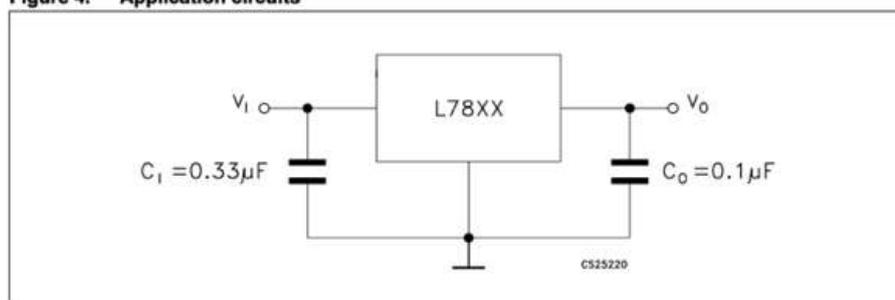


Fig. 3.24 conexión básica L78xx

3.4 Electrodo

Se utilizaron electrodo de goma siliconada, utilizados ampliamente en aparatología de kinesiología, por su buen rendimiento, comodidad, accesibilidad en el mercado (precio/calidad) y durabilidad. Estos fueron colocados sobre una banda ajustable por medio de velcros los cuales permiten un buen ajuste sobre músculos de distintos tamaños con la posibilidad de realizar diferentes ajustes de conexión por medio de pinzas tipo cocodrilo. Se debe recordar de utilizar gel conductor para una mejor distribución de la corriente sobre la superficie del músculo.

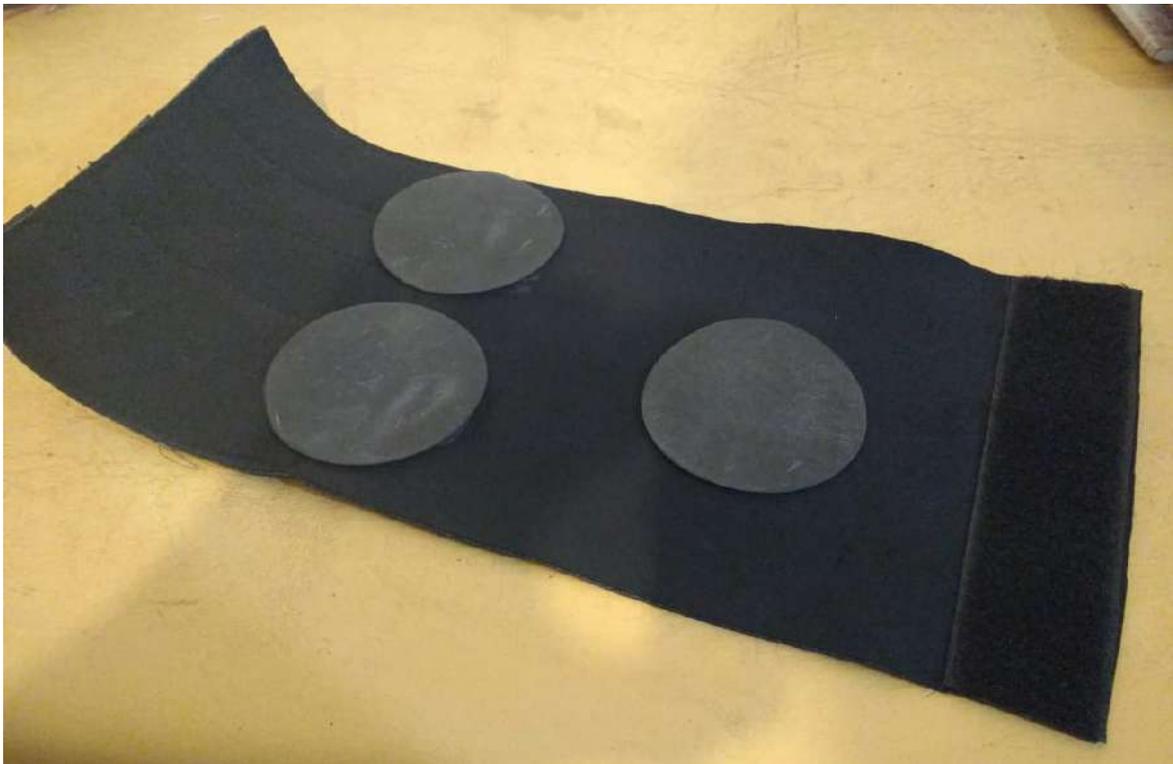


Fig. 3.25 Manga con electrodo.

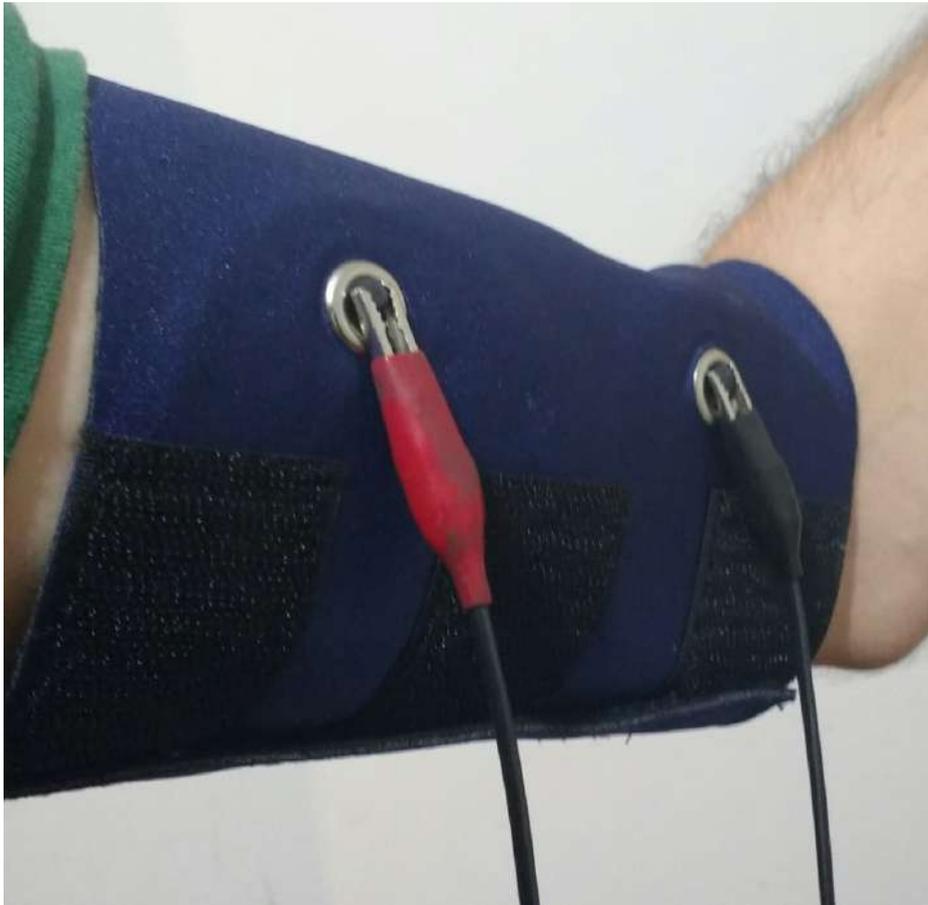


Fig. 3.26 Manga con electrodos colocada.

3.5 Fuente de alimentación

Para este trabajo se utilizó una fuente de alimentación tipo switching de 12V, 1000mA; pero es necesario conocer que este tipo de sistemas necesita de una fuente interna aislada, la cual no puede ser modificada o cambiada, o de una fuente de alimentación externa, que cuente con las debidas aislaciones y protecciones; Siendo esto un punto a considerar a la hora de mejoras. En el caso de querer utilizar una fuente de mayor voltaje se deberá tener en cuenta el consumo de los reguladores de tensión, ya que un aumento en la tensión de la fuente producirá un aumento de la potencia disipada en dichos componentes. Una de las principales ventajas de utilizar fuentes conmutadas es, por un lado, su eficiencia que ronda entre el 68% y el 90% y, por otro lado, su reducido volumen. Debido a que la tensión de entrada

es conmutada en forma de alterna y ubicada en un elemento magnético, se puede variar la relación de transformación pudiendo funcionar como reductor, elevador, o inversor de tensión con múltiples salidas. Esto es muy práctico tanto para alimentar a los reguladores como así también para alimentar caso de un sistema en paralelo permitiendo así aumentar la cantidad de canales en trabajos posteriores, pero teniendo siempre en cuenta la potencia requerida para mantener el sistema. Su principal desventaja es su complicado diseño y elaboración. Un problema que pueden causar las fuentes de este tipo es la radiación de interferencia electromagnética y de radiofrecuencia que se puede encontrar tanto en la entrada como en la salida de estas.



Fig. 3.27 Fuente de alimentación switching.

3.6 Construcción del prototipo

En base al esquemático, que se puede encontrar en el anexo, se realizó el siguiente diseño para PCB utilizando la herramienta Eagle.

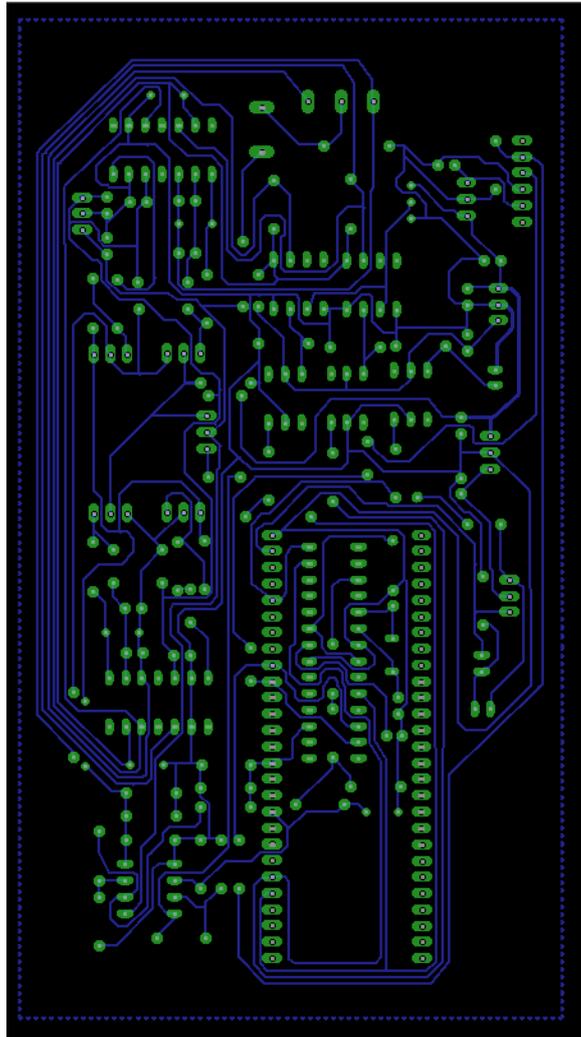


Fig. 3.28 Diagrama de PCB. (Eagle).

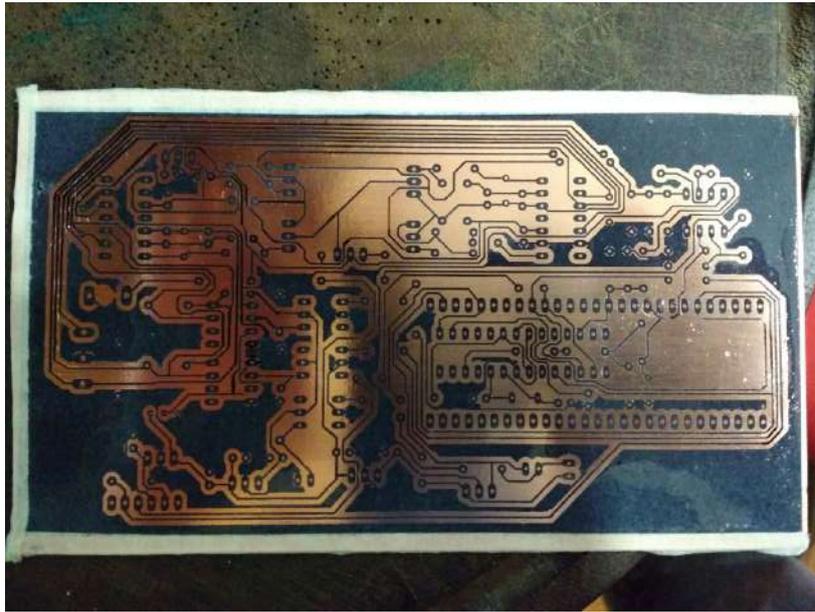


Fig. 3.29 PCB del prototipo final.

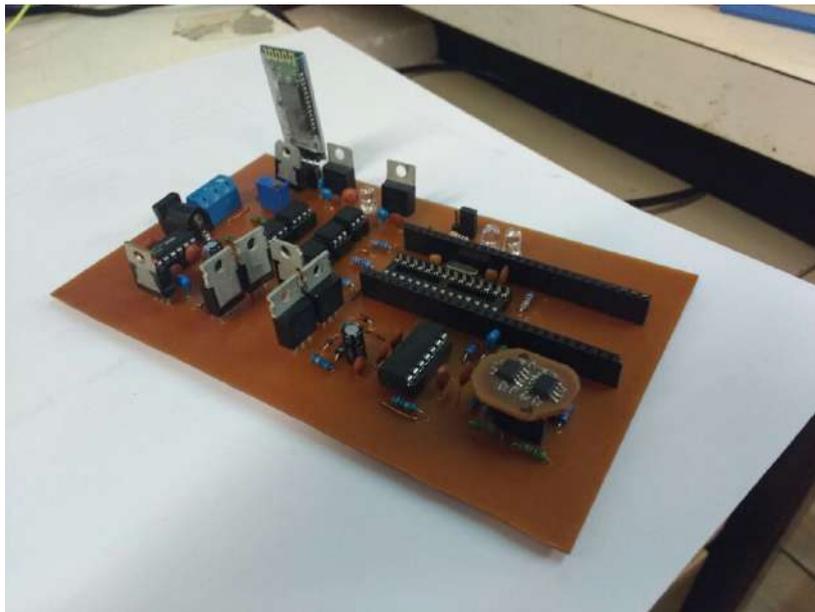


Fig. 3.30 Prototipo final.

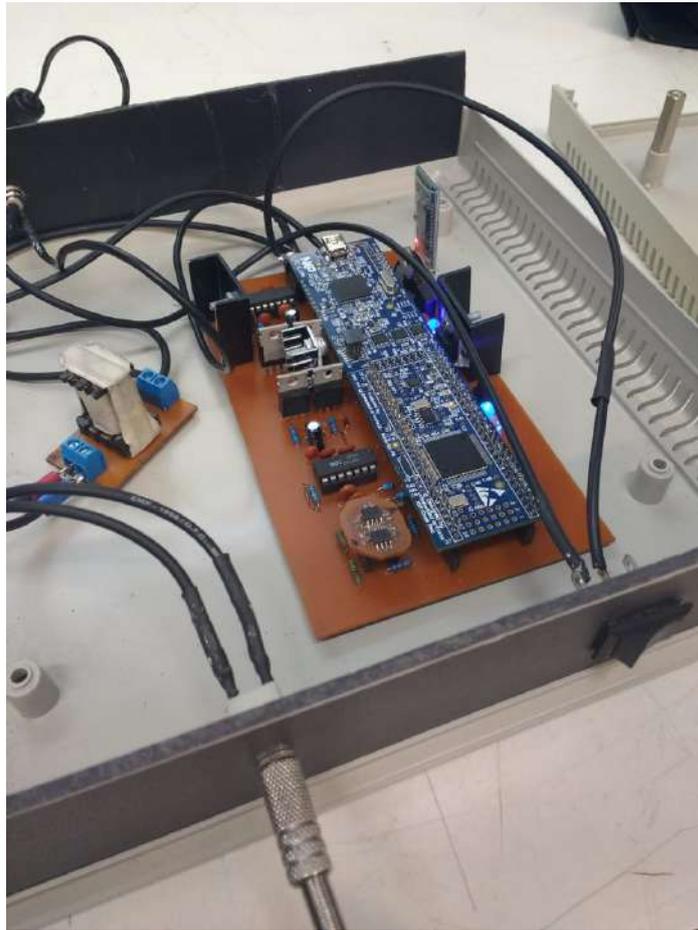


Fig. 3.31 Prototipo montado.



Fig. 3.32 Presentación del prototipo final.

CAPÍTULO 4

Descripción del modelo experimental

4.1 Presupuesto

Si bien se utilizaron componentes comprados en el año 2017 a continuación se adjuntan los precios de dichos componentes (en U\$S) que se pueden conseguir en el exterior con precios actualizados (25/5/2018).

| Componente | Cantidad utilizada | Precio x unida US\$ | Precio x 100 US\$ | Subtotal x unida | Total |
|-------------------|--------------------|---------------------|-------------------|------------------|--------------|
| LM78xx | 4 | 0,71 | 0,379 | 2,84 | 42,22 |
| Lm311 | 2 | 0,83 | 0,544 | 1,66 | Total pesos1 |
| 4N25 | 3 | 0,6 | 0,328 | 1,8 | 1013,28 |
| IR2110PBF | 2 | 2,92 | 2,15 | 5,84 | Total pesos2 |
| TIP122G | 1 | 0,57 | 0,302 | 0,57 | 679,742 |
| OPA140 | 2 | 4,36 | 3,21 | 8,72 | |
| Capacitores E. | 2 | 0,25 | 0,079 | 0,5 | |
| Capacitores C. | 18 | 0,1 | 0,044 | 1,8 | |
| MUR160 | 2 | 0,47 | 0,219 | 0,94 | |
| 1N4148 | 4 | 0,1 | 0,022 | 0,4 | |
| 1n4728 | 1 | 0,25 | 0,069 | 0,25 | |
| Resistencias | 22 | 0,32 | 0,05 | 7,04 | |
| Resistencias-trim | 1 | 1,44 | 0,993 | 1,44 | |
| Led | 2 | 0,73 | 0,307 | 1,46 | |
| Hc05 | 1 | 2,8 | 272 | 2,8 | |
| IRF630N | 4 | 1,04 | 0,677 | 4,16 | |

Table 4.1 Tabla de componentes y precios 2018.

Si bien el precio para realizar una unidad en la actualidad alcanza los \$913.44, lo cual escapa al presupuesto que se consideró en un principio, se debe tener en cuenta que la mayoría de los componentes se compraron en junio de 2017 con otro precio dólar el cual se

establecía en los \$16.10 pesos argentinos dando un estimado de \$679 pesos argentinos, el cual no es un valor muy alejado al estimado en un principio el cual rondaba los \$600. Otro factor a tener en cuenta es que se los componentes utilizados en el trabajo no son los óptimos sino los que se podían obtener en el mercado local, a veces teniendo que sobredimensionarlos, dando como resultado un aumento en el precio total.

4.2 Pruebas de Hardware

A continuación se proporcionan algunas pruebas que se realizaron con distintas cargas. Para esto se fijaron los siguientes parámetros:

- Nivel de tensión: Máximo (nivel 10).
- Frecuencia: 10kHz.
- Duración de tren de pulsos: 2 segundos.
- Ancho de pulso: Mínimo (nivel 5).

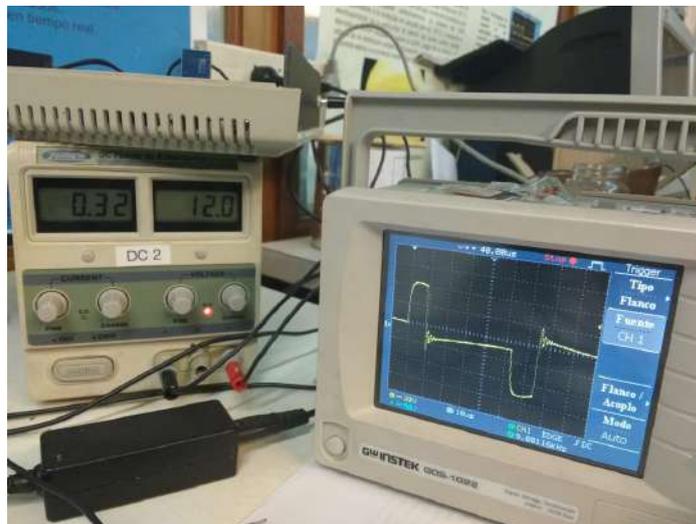


Fig. 4.1 Señal de salida en el prototipo.

Se puede apreciar que el consumo total del sistema cuando está realizando la estimulación es de unos 300mA aproximadamente para una alimentación de 12V.

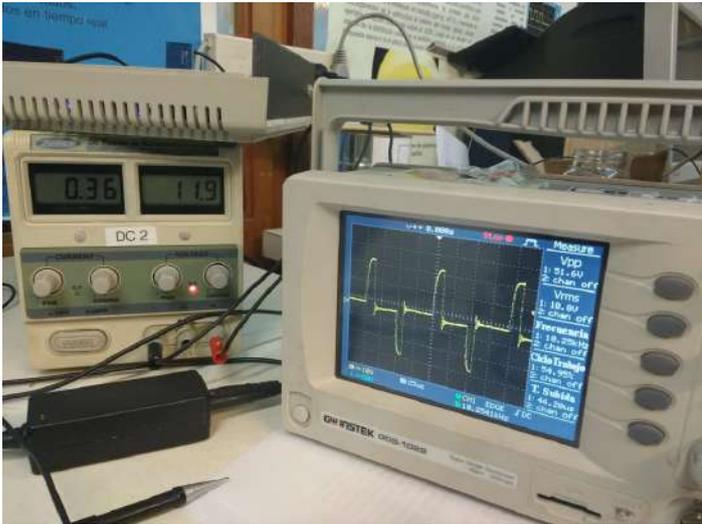


Fig. 4.2 Carga 510 ohm



Fig. 4.3 Tren de pulso a 10KHz, Carga 510 ohm

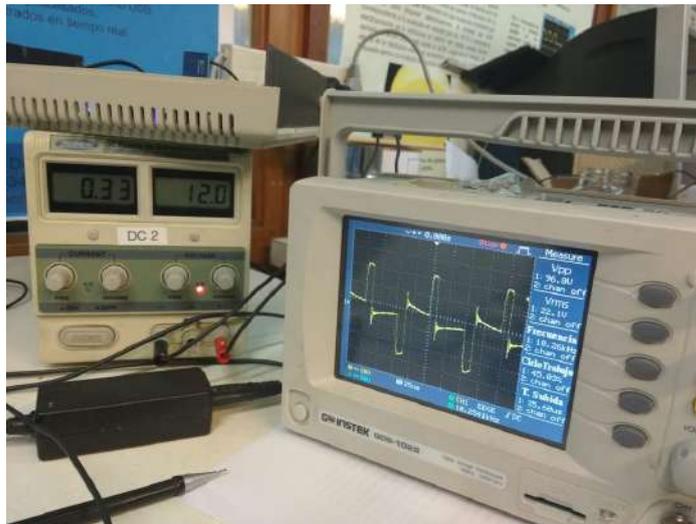


Fig. 4.4 Carga 1200 ohm



Fig. 4.5 Tren de pulso a 2seg, Carga 1200 ohm

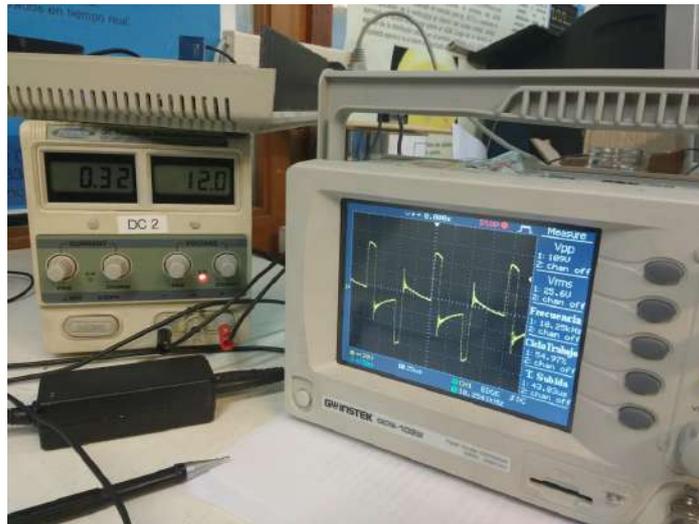


Fig. 4.6 Carga 2000 ohm.

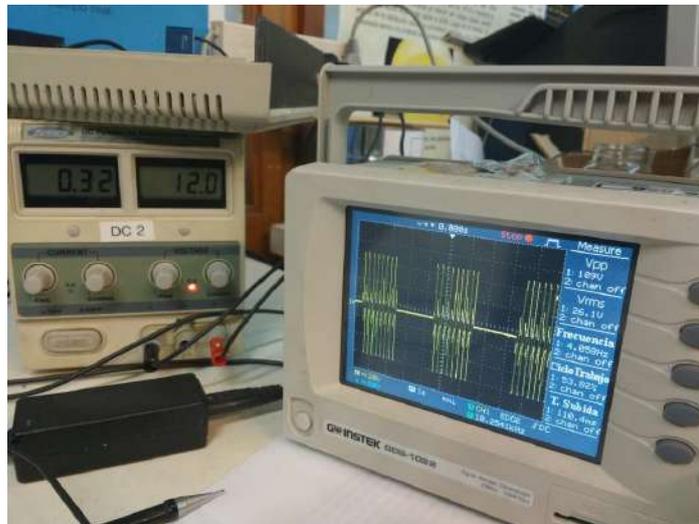


Fig. 4.7 Tren de pulso a 2seg, Carga 2000 ohm

| Vrms [V] | RL [Ω] | Vpp [V] | Irms [mA] |
|----------|-----------------|---------|-----------|
| 10.8 | 510 | 51.6 | 21.17 |
| 22.4 | 1500 | 96.8 | 14.9 |
| 25.6 | 2000 | 109 | 12.8 |

Table 4.2 Tabla de resultados.

4.3 Ensayos de validación

La norma indica algunas características que debe cumplir un sistema de electroestimulación para una carga determinada:

- Las pruebas deben realizarse con una carga de 1000 ohms
- el sistema debe inicializarse con la tensión mínima y esta no debe superar el 2% del valor máximo.
- la corriente máxima para una frecuencia superior a 1500 Hz no debe superar los 100 mA.
- la salida se debe mantener con una alimentación +/- 10% d la tensión con al que fue diseñado.
- Se debe conectar el sistema tanto sin carga como en cortocircuito durante 10 min.

A continuación se muestra la salida del sistema con diferentes parámetros para ver que cumplan con los puntos anteriormente mencionados (Exceptuando el último inciso que se utiliza para probar la durabilidad de un producto listo para salir al mercado y no para un prototipo).

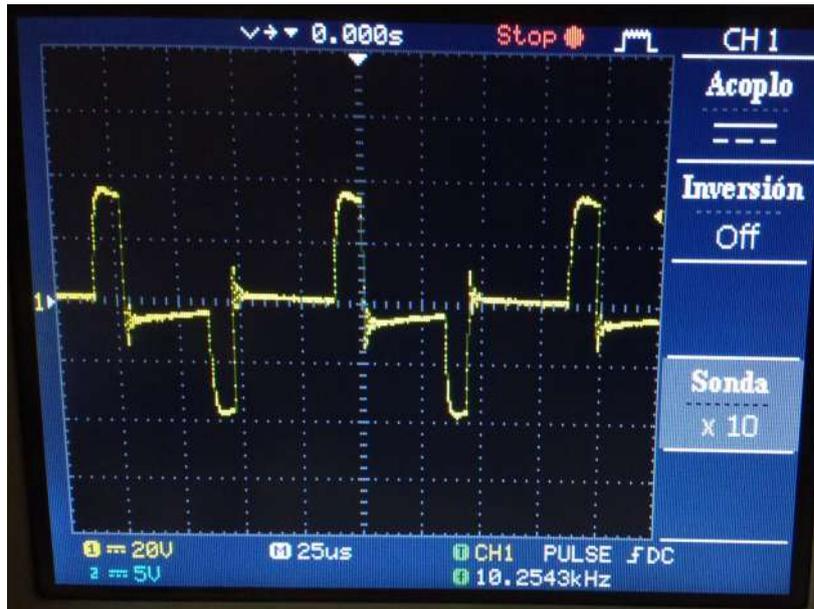


Fig. 4.8 10KHz, Max tensión, ancho de pulso min.



Fig. 4.9 10kHz, Max tensión, ancho de pulso Max.

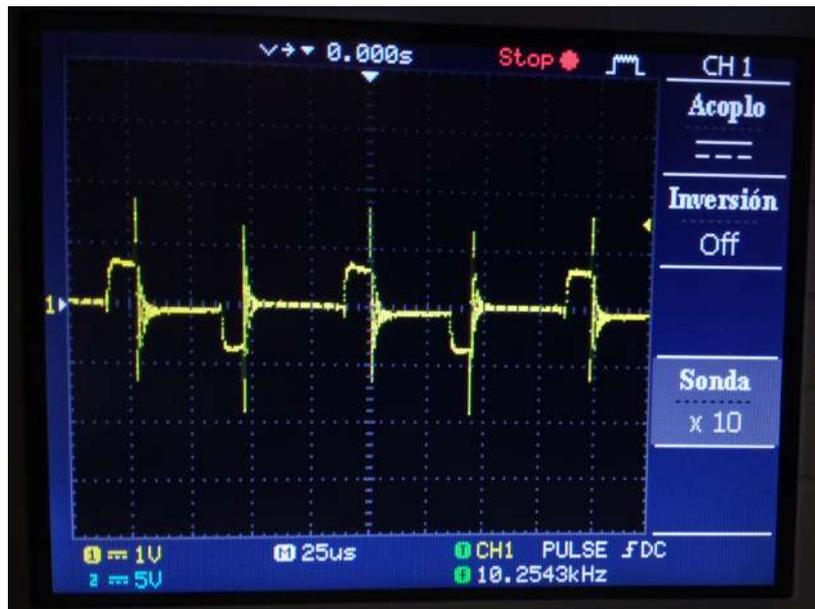


Fig. 4.10 10kHz, min tensión, ancho de pulso min.



Fig. 4.11 10kHz, min tensión, ancho de pulso Max.

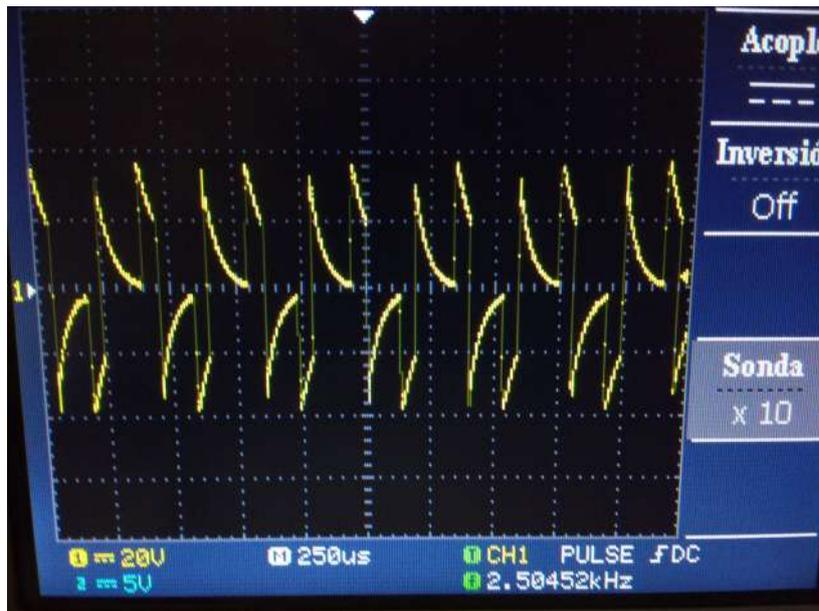


Fig. 4.12 2.5kHz, Max tensión, ancho de pulso Max.

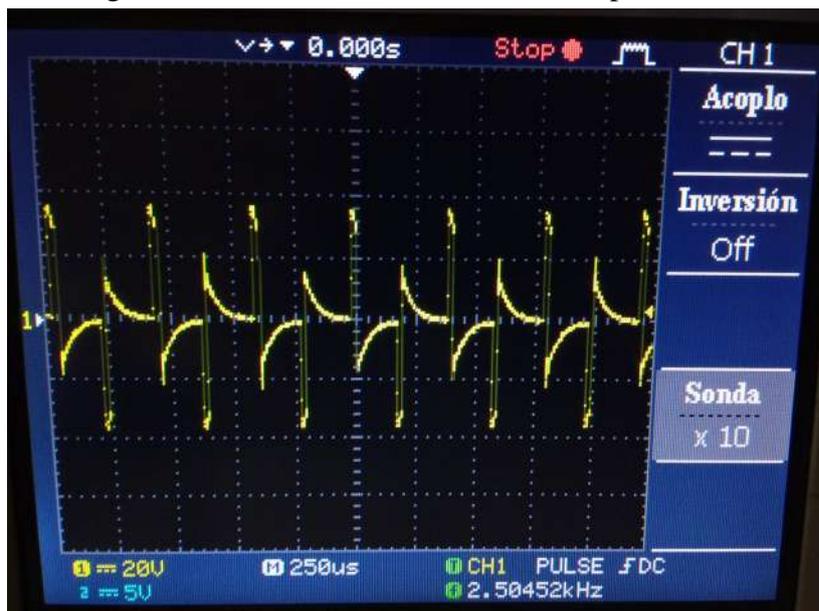


Fig. 4.13 2.5kHz, Max tensión, ancho de pulso min.



Fig. 4.14 10kHz, Max tensión, ancho de pulso Max.

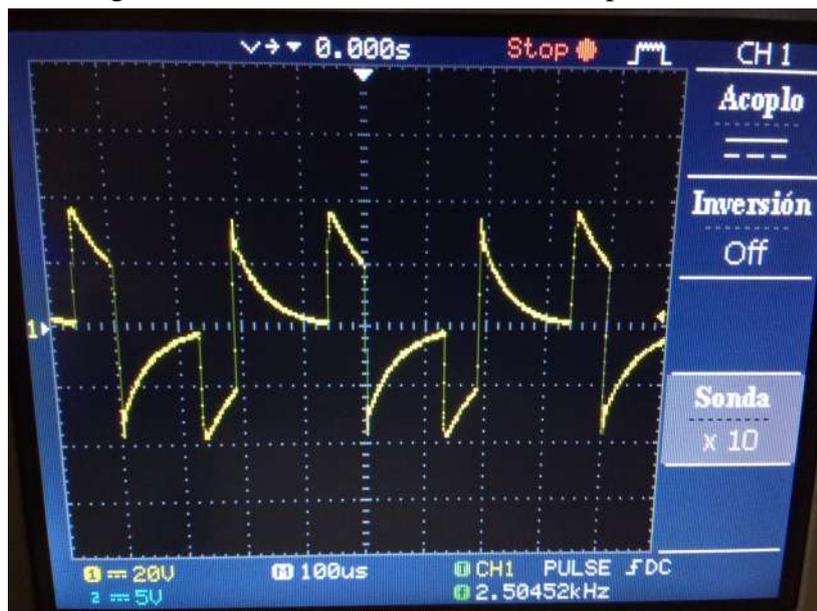


Fig. 4.15 2.5kHz, Max tensión, ancho de pulso Max.

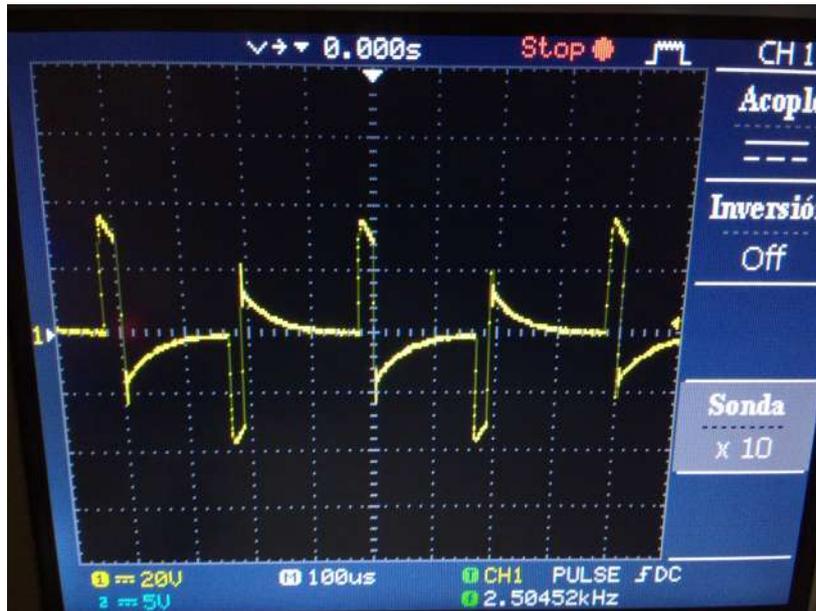


Fig. 4.16 2.5kHz, Max tensión, ancho de pulso min.

Luego, el comportamiento variando la fuente de alimentación fue el siguiente:

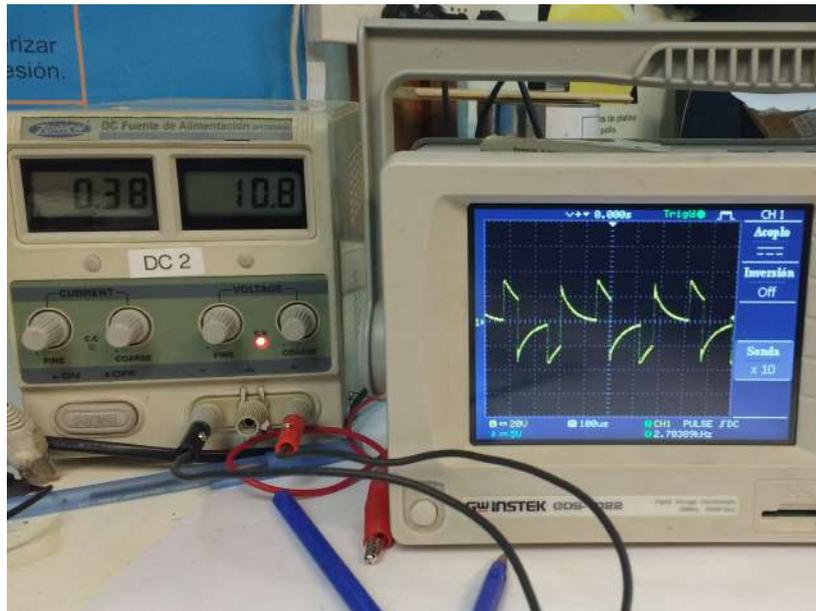


Fig. 4.17 2.5kHz, Max tensión, ancho de pulso Max y fuente 11v.

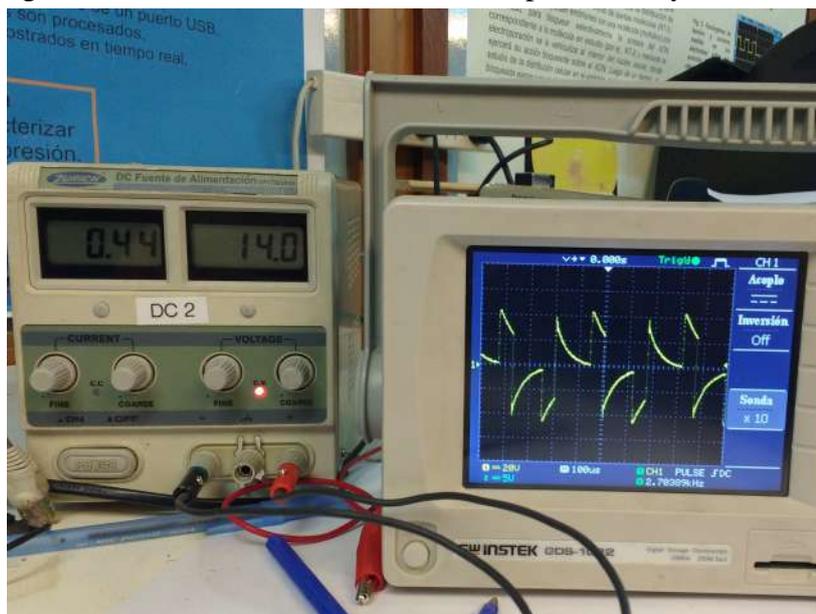


Fig. 4.18 2.5kHz, max tensión, ancho de pulso Max y fuente 14v.

4.4 Resultados de los ensayos

Como resultado general durante las pruebas, se pudo comprobar que el prototipo logra la correcta estimulación y permite mantener el buen control de la misma al hacer variaciones en los parámetros por medio del software con un bajo consumo relativo de energía. Además cumple, como se puede apreciar en los gráficos anteriores, con los requerimientos mínimos indicados por la norma 60601-10 para electroestimuladores.

En cuanto a los resultados particulares, podemos detallarlos de acuerdo a los elementos que lo componen y como estos fueron comportándose durante las pruebas:

- Interfaz gráfica: si bien se logró una interfaz gráfica amigable pero limitada, resultó eficaz para el envío de señales al microprocesador y de recepción de parámetros de salida del sistema.
- Bluetooth: su funcionamiento fue según lo esperado, conectándose directamente al equipo y transmitiendo sin complicaciones las señales pertinentes.
- Microprocesador: respondió acordemente a las variaciones de frecuencias y de parámetros que fueron determinados por medio de la interfaz sin complicaciones.
- Transformador: a pesar de que el diseño no fue el óptimo, se lograron bajas pérdidas a la salida del secundario y una señal lo suficientemente buena para el movimiento muscular.
- Drivers: si bien funcionaron de acuerdo a las frecuencias deseadas, estos requerían de una manipulación cuidadosa ya eran muy frágiles al momento de trabajar con ellos y varios vinieron con fallas..

4.5 Posibles mejoras

A continuación se da un listado de algunas posibles mejoras para trabajos posteriores.

- Poder realizar un control de la duración entre la contracción y descanso manipulando el ancho de la señal modulada.
- Aumentar el número de canales de salida.
- Mayor número de programas y formas de onda.
- Cambiar el microprocesador utilizado por uno más económico.
- Integrar una fuente de alimentación aislada o baterías.
- Optimización de componentes y reducción del tamaño del prototipo.
- Empleo de transistores que se ajusten mejor a los requerimientos de 600mA y 30V.
- Interfaz gráfica: mejorar la visualización y manipulación de los parámetros recibidos.
- Utilizar núcleos de ferrita del tamaño adecuado para el armado del transformador.

CAPÍTULO 5

Conclusiones

Al comienzo de este proyecto se planteó como alcance el desarrollo de un electroestimulador con fines educativos, centrando el foco en lograr estimular el músculo de manera controlada mediante un software que permita ir variando los parámetros ad-hoc para una mejor respuesta.

El desarrollo fue una práctica aplicada de los conocimientos adquiridos en el transcurso de la carrera y, a su vez, también permitió indagar sobre otros campos de la ingeniería del software, como LabView, y hardware referidos a la tecnología de comunicación bluetooth y la mejora de señales analógicas utilizando comparadores. Por otro lado, durante el diseño de este prototipo se dificultó el registro de parámetros, el cuál no resultó ser lo suficientemente específico. Así mismo, permitió medir los niveles de intensidades de corriente que se generan dentro del sistema (por medio de las intensidades de los pulsos) y se logró configurar un parámetro que sirve de referencia al estímulo. Esto representa un primer paso, para nada despreciable, hacia un desarrollo más complejo. A partir de los resultados obtenidos, tanto en pruebas de hardware como de software, se detectó que la electroestimulación era posible y podía ser controlada con la tecnología empleada. Aun así se presentaron algunos problemas, principalmente con el software, el cual presenta limitaciones en la visualización de los parámetros. Podríamos concluir que si bien se lograron los objetivos de

diseño, la escalabilidad de esta tecnología a nivel software es baja. En futuros desarrollos se deberán tener en cuenta las deficiencias encontradas con este sistema o valorar la necesidad de incorporar alguna otra herramienta de software. Se espera que gracias a este proyecto integrador puedan abrirse nuevos desarrollos que permitan aplicaciones más específicas y con mayor implicancia en la Universidad Nacional de Córdoba y que puedan servir al tratamiento de enfermedades neurodegenerativas como la enfermedad del Parkinson.

Bibliografía

- [1] Angello, D. (2011). *New-generation fully programmable controller for functional electrical stimulation applications*. University of Toronto.
- [2] Barbagaleta, E. (2006). *Seguridad electrica*. Argentina.
- [3] Capote, A. (2009). *Electroterapia de baja y media Frecuencia*. Ciencia Medicas.
- [4] Cifuentes, L. (2006). *Electroterapia ,electro diagnostico y electromiografia*. Ecuador.
- [5] Martin, J. (2004). *Electroterapia en fisioterapia*. Ed Panamericana.
- [6] Martinez-Matheus, M.-d.-S. (1993). *Principios de electroestimulación y terminología electroterapéutica*. Saunders College Publishing.
- [7] Mortimer, J. (1981). *Motor protheses, in Handbook of physiology-The Nervous System II*. American physiological Society.
- [8] Orti, E., Bredas, J., and Larisse, C. (2006). *The history of electrical stimulation of the nervous system for the control of pain. Electrical stimulation and the relief of pain*. Elsevier BV.
- [9] Rossi, U. (2006). *The history of electrical stimulation of the nervous system for the control of pain. Electrical stimulation and the relief of pain*. Elsevier BV.

Referencias

- [10] F.A.S.T.E.M.S.(2009).*Historia de la electroestimulación*,<http://www.fastfitness.es/historia>
- [11] Universidad de Sevilla.(2006)*Open course wave*.
- [12] IEC.(2012).*IEC 60601-2-10*

Anexo

5.1 Programa completo en 'C'

Se incluye el software que se encuentra programa en en el microprocesador y las librerías utilizadas con sus respectivos comentarios dentro del código.

```

#ifdef __USE_CMSIS
#include "LPC17xx.h"
#include "uart3.h"

#endif

#include "cr_section_macros.h"

enum BOOLEAN
{
    FALSE = 0,
    TRUE = 1
};

typedef enum BOOLEAN bool;

bool set3=1; // se hara un & tanto con set1 como con set2 para
producir la portadora

uint8_t contador=0; // esta variable almacena un contador que va
producir el pwm
uint8_t contador2=0;
uint8_t contador3=0;

uint8_t Buffer;
uint8_t UART3Buffer2[4];

uint8_t Letra;
uint8_t Numeroentero=0;
uint8_t LetraDE=68;
double ValorADC2;
int conversion;
uint8_t valorasignado=0;
int k=4;
// 4400 520 ms
// 26375 3000ms
uint16_t dac=0;
uint8_t num=102;

```

```

void configPINES ();
void configTIMER ();
void configADC0 ();

void TIMER0_IRQHandler ();
void TIMER1_IRQHandler ();

void ADC0_IRQHandler ();

void convertir2int ();
void convertir2Letra ();
void delay ();
void delay2 ();
void convertir2Dec ();
void Almacena ();
void Lugar ();

int main(void) {

    configPINES ();
    configTIMER ();
    uart3_enable(9600);
    configADC0 (); //cnfig sin burst

    while(1){

        if(set3==1){

            ADC0_IRQHandler (); //le indico q convierta--sin burst

            uart3_printDouble(ValorADC2,2);

        }else{}

        //uart3_printString("\n");

        Buffer=uart3_read();

        if(Buffer != 00){

```

```

UART3Buffer2[k-1]=Buffer;

k=k-1;

if (k==0){

    Lugar();
    convertir2int();
    Letra=UART3Buffer2[3];
    convertir2Letra();
    UART3Buffer2[0]=00;
    UART3Buffer2[1]=00;
    UART3Buffer2[2]=00;
    UART3Buffer2[3]=00;
    k=4;

}

}

}

return 0 ;
}

void delay(){
    int i=0;
    for ( i=0; i <1000000; i++){
        return;
    }
}

void delay2(){
    int j=0;
    for ( j=0; j <5000; j++){
    }
}

void configPINES()
{
    LPC_GPIO0->FIODIR |= (1<<21); //pin23 como salida alta frec1 9
    LPC_GPIO0->FIODIR |= (1<<3); //pin22 como salida alta frec2
    LPC_GPIO0->FIODIR |= (1<<9); //pin5 como salida baja frec 21

    LPC_GPIO0 -> FIODIR |= (1<<26); //dac pin18

```

```

LPC_PINCON->PINSEL0|=0b1010; //P0.0 como TX pin9 y P0.1 como RX
pin10

LPC_PINCON->PINSEL1 |= (1<<21);

LPC_GPIO0 -> FIODIR &=~ (1<<23); // pin15 P0[23] COMO ENTRADA. adc?

LPC_DAC->DACR=0; // inicializo el dac en cero registro

LPC_DAC->DACR =(306<<6); // inicializo el valor de tension en el
dac cn una tension x

LPC_GPIO0->FIOCLR |= (1<<3);
LPC_GPIO0->FIOCLR |= (1<<21);

LPC_GPIO0->FIOSET |= (1<<9);

return ;

}

void configTIMER()

{
    //dehabilito timer0
    NVIC->ISER[0] &=~ (1<<1);
    //dehabilito timer1
    NVIC->ISER[0] &=~ (1<<2);

    LPC_SC->PCONP|=(1<<0); // prendia el timer0..
    LPC_SC->PCONP |= (1<<1); //prende timer1

    LPC_SC->PCLKSEL0 &=~ (1<<2);
    LPC_SC->PCLKSEL0 &=~ (1<<4); //divide clck/4
    LPC_SC->PCLKSEL0 &=~ (1<<3); //dividen el clck/4 25MHz/4...no
hace falta
    LPC_SC->PCLKSEL0 &=~ (1<<5);

    LPC_TIM0->CTCR=0; // funciona como contador
    LPC_TIM1->CTCR=0; //CONF COMO TIMER

    LPC_TIM0->TCR|=(1<<1); //resetea
    LPC_TIM1->TCR|=(1<<1); //reseteamos el timer

    LPC_TIM0->TC=0; // el ctimer esta en 0...no hace falta
    LPC_TIM1->TC=0;

```

```

LPC_TIM0->PR=0; // prescaler en 0
LPC_TIM1->PR=0;//prescaler 0

LPC_TIM0->MCR |= (1<<0)|(1<<1); //interrumpe por mach0 y
resetea
LPC_TIM1->MCR |= (1<<3)|(1<<4); //interrupcion por mrl y
reinicio tc

LPC_TIM0->MR0 = 200;
LPC_TIM1->MR1 = 50000000;// asignamos valor a mro

// hab inter timer1
NVIC->ISER[0] |= (1<<2);
// hab INTERRUPT TIMER0
NVIC->ISER[0] |= (1<<1);

LPC_TIM0->TCR =0x01;// Inicio timer.
LPC_TIM1->TCR =0x01; //arranco el timer

return ;

}

void configADC0 () {

LPC_PINCON->PINSEL1 |= (1<<14); // AD0.0
activado para recibir la señal analogica pin23 del puerto0.
LPC_PINCON->PINSEL1 &=~ (1<<15);
LPC_PINCON->PINMODE1 |= (1<<15); // Desactivo
resistencias pull up y pull down.
LPC_SC->PCONP |= (1<<12); // Le damos energia al
periferico ADC.
LPC_ADC->ADCR |= (1<<0)|(1<<8)|(1<<21); // (AD0CR) Elijo el
AD0.0 (PIN P0.23), divido la frecuencia del PCLK_ADC en dos(25MHz/2) y
doy energia al AD.

}

```

```

void TIMER0_IRQHandler(void)
{
    LPC_TIM0->IR |= (1<<0); //Resetea las interrupciones.

    contador++;
    if((contador<(7-valorasignado)) & (set3==1)){// entra acacuando el
contador esta entre 1 y 7 ..6 veces

        LPC_GPIO0->FIOSET |= (1<<21);

        LPC_GPIO0->FIOCLR |= (1<<3);

    }else if((contador<25)){// entra acacuando el contador esta
entre 7 y 25... 18 veces

        LPC_GPIO0->FIOCLR |= (1<<21);

        LPC_GPIO0->FIOCLR |= (1<<3);

    }else if(((contador>24)&(contador<(31-valorasignado))) &
(set3==1)){// entra acacuando el contador esta entre 26 y 31 ..6 veces

        LPC_GPIO0->FIOCLR |= (1<<21);

        LPC_GPIO0->FIOSET |= (1<<3);

    }else if ((contador<46)){// entra acacuando el contador esta
entre 34 y 52...18 veces

        LPC_GPIO0->FIOCLR |= (1<<21);

        LPC_GPIO0->FIOCLR |= (1<<3);

```

```

        }else if ((contador==46)){
            contador=0;
        }

    }

void TIMER1_IRQHandler(void){
    LPC_TIM1->IR |= (1<<1);

    if((LPC_GPIO0->FIOPIN) & (1<<9) )
    {
        set3=0;
        LPC_GPIO0->FIOCLR |= (1<<9);

    }
    else
    {
        set3=1;
        LPC_GPIO0->FIOSET |= (1<<9);
        contador2=0;
    }

}

void convertir2int()
{

    uint8_t Centena;
    uint8_t Decena;
    uint8_t Unidad;
    uint8_t G=48;

    switch ( contador3 )
    {

        case 1:

```



```

timer0
(1<<1);
timer1
(1<<2);

>PCONP|=(1<<0); // prendia el timer0..
|= (1<<1); //prende timer1

&=~ (1<<2);
&=~ (1<<4); //divide clck/4
&=~ (1<<3); //dividen el clck/4 25MHz/4...no hace falta
&=~ (1<<5);

funciona como contador
//CONF COMO TIMER

>TCR|=(1<<1); //reseteamos el timer
>TCR|=(1<<1); //reseteamos el timer

if((Numeroentero>51) | (Numeroentero<217)) {

>MR0=Numeroentero;

>MR0=52;

//dehabilito
NVIC->ISER[0] &=~
//dehabilito
NVIC->ISER[0] &=~

LPC_SC-
LPC_SC->PCONP

LPC_SC->PCLKSELO
LPC_SC->PCLKSELO
LPC_SC->PCLKSELO
LPC_SC->PCLKSELO

LPC_TIM0->CTCR=0; //
LPC_TIM1->CTCR=0;

LPC_TIM0-
LPC_TIM1-

LPC_TIM0->TC=0;
LPC_TIM1->TC=0;

LPC_TIM0-
}else{
LPC_TIM0-
}

LPC_TIM0->TCR =0x01;
LPC_TIM1->TCR =0x01;

```

```

//limpio
el numerentero y la letra no haria falta ninuno de los dos

                                break;
                                case 66://B

                                //desabiito uart
                                NVIC->ISER[0] &=~
(1<<8);                                //dehabilito
timer0                                NVIC->ISER[0] &=~
(1<<1);                                //dehabilito
timer1                                NVIC->ISER[0] &=~
(1<<2);

                                LPC_SC-
>PCONP|=(1<<0); // prendia el timer0..
                                LPC_SC->PCONP
|(1<<1); //prende timer1

                                LPC_SC->PCLKSELO
&=~ (1<<2);                                LPC_SC->PCLKSELO
&=~ (1<<4); //divide clck/4                                LPC_SC->PCLKSELO
&=~ (1<<3); //dividen el clck/4 25MHz/4...no hace falta
                                LPC_SC->PCLKSELO
&=~ (1<<5);

                                LPC_TIM0->CTCR=0; //
funciona como contador                                LPC_TIM1->CTCR=0;
//CONF COMO TIMER

                                LPC_TIM0-
>TCR|=(1<<1); //reseteamos el timer                                LPC_TIM1-
>TCR|=(1<<1);

                                LPC_TIM0->TC=0; // el
ctimer esta en 0...no hace falta                                LPC_TIM1->TC=0;

```

```

>MR1=Numeroentero*500000; //Numeroentero*10000000;
//habilito timer0
(1<<8);
//habilito timer1
(1<<1);
(1<<2);
=0x01;//comenzams contar

LPC_TIM1-
NVIC->ISER[0] |=
NVIC->ISER[0] |=
NVIC->ISER[0] |=
LPC_TIM0->TCR
LPC_TIM1->TCR =0x01;

break;

case 67://C

dac=Numeroentero*num;
if((LPC_DAC-
int i;
for(
LPC_DAC-
int j=0;
for (
}
}
else if((LPC_DAC-
LPC_DAC->DACR
})

break;

faltan hacer en el labview

case 68://D
LetraDE=68;//esta prendido

```

```

NVIC->ISER[0] |= (1<<2);

break;

case 69://E //
LetraDE=69;//esta apagado
contador=0; // vuelve a
empezar cuand se de inicio de nuevo ... cuando
NVIC->ISER[0] &=~ (1<<2);
//deshabilito el timer1 para que n se produzca interrupccion
LPC_SC->PCONP &=~(1<<1);
set3=0;// ponga en 0 set
para que no se pueda formar la señal

break;

case 70://F

valorasignado=(Numeroentero-1);

break;

default:

break;

}

}

void ADC0_IRQHandler(){
int prev;

LPC_ADC->ADCR |= (1<<24);
// Empieza la conversion no iria aca
while((LPC_ADC->ADDR0 & (1<<31))==0)
{
}
conversion=((LPC_ADC->ADDR0>>4) & 0xfff); // Desplazo 4
bits el valor del registro donde se guarda la conversion.

prev=(conversion*330)/4095;//replicarestoen labview

ValorADC2=prev/10;

```

```
}
```

```
void Lugar() {  
    if(!(UART3Buffer2[2]==32)) {  
        contador3=3;  
    }  
    else if(!(UART3Buffer2[1]==32)) {  
        contador3=2;  
    }  
    else {  
        contador3=1;  
    }  
}
```

5.1.1 Librerías y cabecera completos

```
/*
***
Copyright (c) 2011, Nic McDonald
All rights reserved.
```

Redistribution and use in source and binary forms, with or without modification, are permitted provided that the following conditions are met:

1. Redistributions of source code must retain the above copyright notice, this list of conditions and the following disclaimer.
2. Redistributions in binary form must reproduce the above copyright notice, this list of conditions and the following disclaimer in the documentation and/or other materials provided with the distribution.

THIS SOFTWARE IS PROVIDED BY THE COPYRIGHT HOLDERS AND CONTRIBUTORS "AS IS" AND ANY EXPRESS OR IMPLIED WARRANTIES, INCLUDING, BUT NOT LIMITED TO, THE IMPLIED WARRANTIES OF MERCHANTABILITY AND FITNESS FOR A PARTICULAR PURPOSE ARE DISCLAIMED. IN NO EVENT SHALL THE COPYRIGHT OWNER OR CONTRIBUTORS BE LIABLE FOR ANY DIRECT, INDIRECT, INCIDENTAL, SPECIAL, EXEMPLARY, OR CONSEQUENTIAL DAMAGES (INCLUDING, BUT NOT LIMITED TO, PROCUREMENT OF SUBSTITUTE GOODS OR SERVICES; LOSS OF USE, DATA, OR PROFITS; OR BUSINESS INTERRUPTION) HOWEVER CAUSED AND ON ANY THEORY OF LIABILITY, WHETHER IN CONTRACT, STRICT LIABILITY, OR TORT (INCLUDING NEGLIGENCE OR OTHERWISE) ARISING IN ANY WAY OUT OF THE USE OF THIS SOFTWARE, EVEN IF ADVISED OF THE POSSIBILITY OF SUCH DAMAGE.

```
*****
***
```

Information:

```
File Name   : uart3.h
Author(s)   : Nic McDonald
Hardware    : LPCXpresso LPC1768
Purpose     : UART 3 Driver
```

```
*****
***
```

Modification History:

| Revision | Date | Author | Description of Revision |
|----------|------------|--------|-------------------------|
| 1.00 | 05/30/2011 | NGM | initial |

```
*****
***
```

Assumptions:

All print functions assume the UART is enabled. Calling these functions while the UART is disabled produced undefined behavior.

```
*****
**/
```

```
#ifndef _UART3_H_
#define _UART3_H_
```

```
/* includes */
#include <stdint.h>
```

```
/* defines */
#define SW_FIFO_SIZE          512
```

```

#define UART3_DISABLED          0x00
#define UART3_OPERATIONAL      0x01
#define UART3_OVERFLOW         0x02
#define UART3_PARITY_ERROR     0x03
#define UART3_FRAMING_ERROR    0x04
#define UART3_BREAK_DETECTED   0x05
#define UART3_CHAR_TIMEOUT     0x06

/* typedefs */

/* functions */
void uart3_enable(uint32_t baudrate);
void uart3_disable(void);
void uart3_printByte(uint8_t c);
void uart3_printBytes(uint8_t* buf, uint32_t len);
void uart3_printString(char* buf); // must be null terminated
void uart3_printInt32(int32_t n, uint8_t base);
void uart3_printUint32(uint32_t n, uint8_t base);
void uart3_printDouble(double n, uint8_t frac_digits);
uint32_t uart3_available(void);
uint8_t uart3_peek(void);
uint8_t uart3_read(void);
uint8_t uart3_txStatus(void);
uint8_t uart3_rxStatus(void);

#endif /* _UART3_H_ */

/*****
***
Copyright (c) 2011, Nic McDonald
All rights reserved.

Redistribution and use in source and binary forms, with or without
modification, are permitted provided that the following conditions
are met:

1. Redistributions of source code must retain the above copyright
notice, this list of conditions and the following disclaimer.
2. Redistributions in binary form must reproduce the above
copyright notice, this list of conditions and the following
disclaimer in the documentation and/or other materials provided
with the distribution.

THIS SOFTWARE IS PROVIDED BY THE COPYRIGHT HOLDERS AND CONTRIBUTORS
"AS IS" AND ANY EXPRESS OR IMPLIED WARRANTIES, INCLUDING, BUT NOT
LIMITED TO, THE IMPLIED WARRANTIES OF MERCHANTABILITY AND FITNESS
FOR A PARTICULAR PURPOSE ARE DISCLAIMED. IN NO EVENT SHALL THE
COPYRIGHT OWNER OR CONTRIBUTORS BE LIABLE FOR ANY DIRECT, INDIRECT,
INCIDENTAL, SPECIAL, EXEMPLARY, OR CONSEQUENTIAL DAMAGES (INCLUDING,
BUT NOT LIMITED TO, PROCUREMENT OF SUBSTITUTE GOODS OR SERVICES; LOSS
OF USE, DATA, OR PROFITS; OR BUSINESS INTERRUPTION) HOWEVER CAUSED AND
ON ANY THEORY OF LIABILITY, WHETHER IN CONTRACT, STRICT LIABILITY, OR
TORT (INCLUDING NEGLIGENCE OR OTHERWISE) ARISING IN ANY WAY OUT OF THE
USE OF THIS SOFTWARE, EVEN IF ADVISED OF THE POSSIBILITY OF SUCH
DAMAGE.

*****/

```

Information:

File Name : uart3.c
Author(s) : Nic McDonald
Hardware : LPCXpresso LPC1768
Purpose : UART 3 Driver

Modification History:

| Revision | Date | Author | Description of Revision |
|----------|------------|--------|-------------------------|
| 1.00 | 05/30/2011 | NGM | initial |

Theory of Operation:

This provides a simple UART driver with accompanying print functions for converting integer and floating point numbers to bytes.

**/

```
#include "uart3.h"  
#include "fifo.h"  
#include "LPC17xx.h"
```

```
/* local defines */
```

```
#define RX_TRIGGER_ONE          0x0  
#define RX_TRIGGER_FOUR        0x1  
#define RX_TRIGGER_EIGHT       0x2  
#define RX_TRIGGER_FOURTEEN    0x3  
  
#define RX_TRIGGER_LEVEL       RX_TRIGGER_FOURTEEN  
#define RLS_INTERRUPT          0x03  
#define RDA_INTERRUPT          0x02  
#define CTI_INTERRUPT          0x06  
#define THRE_INTERRUPT         0x01  
#define LSR_RDR                 (1<<0)  
#define LSR_OE                  (1<<1)  
#define LSR_PE                  (1<<2)  
#define LSR_FE                  (1<<3)  
#define LSR_BI                  (1<<4)  
#define LSR_THRE                (1<<5)  
#define LSR_TEMT                (1<<6)  
#define LSR_RXFE                (1<<7)
```

```
/* local persistent variables */
```

```
static uint8_t uart3_tx_sts = UART3_DISABLED;  
static uint8_t uart3_rx_sts = UART3_DISABLED;  
static uint8_t uart3_txBuffer[SW_FIFO_SIZE];  
static uint8_t uart3_rxBuffer[SW_FIFO_SIZE];  
static FIFO txFifo;  
static FIFO rxFifo;
```

```
/* private function declarations */
```

```
static inline void uart3_interruptsOn(void);  
static inline void uart3_interruptsOff(void);
```

```
uint32_t rdaInterrupts = 0;
```

```

uint32_t ctiInterrupts = 0;

/* public functions */
void uart3_enable(uint32_t baudrate) {
    uint32_t fdiv, pclk;

    // initial the SW FIFOs
    fifo_init(&txFifo, SW_FIFO_SIZE, (uint8_t*)uart3_txBuffer);
    fifo_init(&rxFifo, SW_FIFO_SIZE, (uint8_t*)uart3_rxBuffer);

    // set pin function to RxD3 and TxD3
    LPC_PINCON->PINSEL0 &= ~0x0000000F;
    LPC_PINCON->PINSEL0 |= 0x0000000A;

    // give power to PCUART3
    LPC_SC->PCONP |= (1 << 25);

    // set peripheral clock selection for UART3
    LPC_SC->PCLKSEL1 &= ~(3 << 18); // clear bits
    LPC_SC->PCLKSEL1 |= (1 << 18); // set to "01" (full speed)
    pclk = SystemCoreClock;

    // set to 8 databits, no parity, and 1 stop bit
    LPC_UART3->LCR = 0x03;

    // enable 'Divisor Latch Access" (must disable later)
    LPC_UART3->LCR |= (1 << 7);

    // do baudrate calculation
    fdiv = (pclk / (16 * baudrate));
    LPC_UART3->DLM = (fdiv >> 8) & 0xFF;
    LPC_UART3->DLL = (fdiv) & 0xFF;

    // disable 'Divisor Latch Access"
    LPC_UART3->LCR &= ~(1 << 7);

    // set the number of bytes received before a RDA interrupt
    LPC_UART3->FCR |= (RX_TRIGGER_LEVEL << 6);

    // enable Rx and Tx FIFOs and clear FIFOs
    LPC_UART3->FCR |= 0x01;

    // clear Rx and Tx FIFOs
    LPC_UART3->FCR |= 0x06;

    // add the interrupt handler into the interrupt vector
    NVIC_EnableIRQ(UART3_IRQn);

    // set the priority of the interrupt
    NVIC_SetPriority(UART3_IRQn, 30); // '0' is highest

    // turn on UART3 interrupts
    uart3_interruptsOn();

    // set to operational status
    uart3_tx_sts = UART3_OPERATIONAL;
    uart3_rx_sts = UART3_OPERATIONAL;
}

void uart3_disable(void) {
    // disable interrupt

```

```

NVIC_DisableIRQ(UART3_IRQn);

// turn off all interrupt sources
uart3_interruptsOff();

// clear software FIFOs
fifo_clear(&txFifo);
fifo_clear(&rxFifo);

// set to disabled status
uart3_tx_sts = UART3_DISABLED;
uart3_rx_sts = UART3_DISABLED;
}

void uart3_printByte(uint8_t b) {
    uint8_t thr_empty;

    // turn off UART3 interrupts while accessing shared resources
    uart3_interruptsOff();

    // determine if the THR register is empty
    thr_empty = (LPC_UART3->LSR & LSR_THRE);

    // both checks MUST be here. there is a slight chance that
    // the THR is empty but chars still reside in the SW Tx FIFO
    if (thr_empty && fifo_isEmpty(&txFifo)) {
        LPC_UART3->THR = b;
    }
    else {
        // turn UART3 interrupts back on to allow Sw Tx FIFO emptying
        uart3_interruptsOn();

        // wait for one slot available in the SW Tx FIFO
        while (fifo_isFull(&txFifo));

        // turn interrupts back off
        uart3_interruptsOff();

        // add character to SW Tx FIFO
        fifo_put(&txFifo, b); // <- this is the only case of txFifo
        putting
    }

    // turn UART3 interrupts back on
    uart3_interruptsOn();
}

void uart3_printBytes(uint8_t* buf, uint32_t len) {
    // transfer all bytes to HW Tx FIFO
    while ( len != 0 ) {
        // send next byte
        uart3_printByte(*buf);

        // update the buf ptr and length
        buf++;
        len--;
    }
}

void uart3_printString(char* buf) {
    while ( *buf != '\0' ) {

```

```

        // send next byte
        uart3_printByte((uint8_t)*buf);

        // update the buf ptr
        buf++;
    }
}

void uart3_printInt32(int32_t n, uint8_t base) {
    uint32_t i = 0;

    // print '-' for negative numbers, also negate
    if (n < 0) {
        uart3_printByte((uint8_t)'-');
        n = ((~n) + 1);
    }

    // cast to unsigned and print using uint32_t printer
    i = n;
    uart3_printUInt32(i, base);
}

void uart3_printUInt32(uint32_t n, uint8_t base) {
    uint32_t i = 0;
    uint8_t buf[8 * sizeof(uint32_t)]; // binary is the largest

    // check for zero case, print and bail out if so
    if (n == 0) {
        uart3_printByte((uint8_t)'0');
        return;
    }

    while (n > 0) {
        buf[i] = n % base;
        i++;
        n /= base;
    }

    for (; i > 0; i--) {
        if (buf[i - 1] < 10)
            uart3_printByte((uint8_t)('0' + buf[i - 1]));
        else
            uart3_printByte((uint8_t)('A' + buf[i - 1] - 10));
    }
}

void uart3_printDouble(double n, uint8_t frac_digits) {
    uint8_t i;
    uint32_t i32;
    double rounding, remainder;

    // test for negatives
    if (n < 0.0) {
        uart3_printByte((uint8_t)'-');
        n = -n;
    }

    // round correctly so that print(1.999, 2) prints as "2.00"
    rounding = 0.5;
    for (i=0; i<frac_digits; i++)
        rounding /= 10.0;
}

```

```

n += rounding;

// extract the integer part of the number and print it
i32 = (uint32_t)n;
remainder = n - (double)i32;
uart3_printUint32(i32, 10);

// print the decimal point, but only if there are digits beyond
if (frac_digits > 0)
    uart3_printByte((uint8_t)'.');

// extract digits from the remainder one at a time
while (frac_digits-- > 0) {
    remainder *= 10.0;
    i32 = (uint32_t)remainder;
    uart3_printUint32(i32, 10);
    remainder -= i32;
}
}

uint32_t uart3_available(void) {
    uint32_t avail;
    uart3_interruptsOff();
    avail = fifo_available(&rxFifo);
    uart3_interruptsOn();
    return avail;
}

uint8_t uart3_peek(void) {
    uint8_t ret;
    uart3_interruptsOff();
    ret = fifo_peek(&rxFifo);
    uart3_interruptsOn();
    return ret;
}

uint8_t uart3_read(void) {
    uint8_t ret;
    uart3_interruptsOff();
    ret = fifo_get(&rxFifo);
    uart3_interruptsOn();
    return ret;
}

uint8_t uart3_txStatus(void) {
    return uart3_tx_sts;
}

uint8_t uart3_rxStatus(void) {
    return uart3_rx_sts;
}

/* private functions */
void UART3_IRQHandler(void) {
    uint8_t intId; // interrupt identification
    uint8_t lsrReg; // line status register

    // get the interrupt identification from the IIR register
    intId = ((LPC_UART3->IIR) >> 1) & 0x7;

    // RLS (receive line status) interrupt

```

```

if ( intId == RLS_INTERRUPT ) {
    // get line status register value (clears interrupt)
    lsrReg = LPC_UART3->LSR;

    // determine type of error and set Rx status accordingly
    if (lsrReg & LSR_OE)
        uart3_rx_sts = UART3_OVERFLOW; // won't happen when using
SW fifo
    else if (lsrReg & LSR_PE)
        uart3_rx_sts = UART3_PARITY_ERROR;
    else if (lsrReg & LSR_FE)
        uart3_rx_sts = UART3_FRAMING_ERROR;
    else if (lsrReg & LSR_BI)
        uart3_rx_sts = UART3_BREAK_DETECTED;
}
// RDA (receive data available) interrupt
else if ( intId == RDA_INTERRUPT ) {
    // this interrupt occurs when the number of bytes in the
    // HW Rx FIFO are greater than or equal to the trigger level
    // (FCR[7:6])

    // read out bytes
    // clears interrupt when HW Rx FIFO is below trigger level
FCR[7:6]
    // the number of loops should be the trigger level (or +1)
    while ((LPC_UART3->LSR) & 0x1)
        fifo_put(&rxFifo, LPC_UART3->RBR);
    rdaInterrupts++;
}
// CTI (character timeout indicator) interrupt
else if ( intId == CTI_INTERRUPT ) {
    // this interrupt occurs when the HW Rx FIFO contains at least
one
    // char and nothing has been received in 3.5 to 4.5 char
times.
    // read out all remaining bytes

    while ((LPC_UART3->LSR) & 0x1)
        fifo_put(&rxFifo, LPC_UART3->RBR);
    ctiInterrupts++;
}
// THRE (transmit holding register empty) interrupt
else if ( intId == THRE_INTERRUPT ) {
    uint8_t i;
    // transfer 16 bytes if available, if not, transfer all you
can
    for (i=0; ((i<16) && (!fifo_isEmpty(&txFifo))); i++)
        LPC_UART3->THR = fifo_get(&txFifo);
}
}

static inline void uart3_interruptsOn(void) {
    LPC_UART3->IER = 0x07; // RBR, THRE, RLS
}

static inline void uart3_interruptsOff(void) {
    LPC_UART3->IER = 0x00; // !RBR, !THRE, !RLS
}

```

```
/*
***
```

```
Copyright (c) 2011, Nic McDonald
All rights reserved.
```

Redistribution and use in source and binary forms, with or without modification, are permitted provided that the following conditions are met:

1. Redistributions of source code must retain the above copyright notice, this list of conditions and the following disclaimer.
2. Redistributions in binary form must reproduce the above copyright notice, this list of conditions and the following disclaimer in the documentation and/or other materials provided with the distribution.

THIS SOFTWARE IS PROVIDED BY THE COPYRIGHT HOLDERS AND CONTRIBUTORS "AS IS" AND ANY EXPRESS OR IMPLIED WARRANTIES, INCLUDING, BUT NOT LIMITED TO, THE IMPLIED WARRANTIES OF MERCHANTABILITY AND FITNESS FOR A PARTICULAR PURPOSE ARE DISCLAIMED. IN NO EVENT SHALL THE COPYRIGHT OWNER OR CONTRIBUTORS BE LIABLE FOR ANY DIRECT, INDIRECT, INCIDENTAL, SPECIAL, EXEMPLARY, OR CONSEQUENTIAL DAMAGES (INCLUDING, BUT NOT LIMITED TO, PROCUREMENT OF SUBSTITUTE GOODS OR SERVICES; LOSS OF USE, DATA, OR PROFITS; OR BUSINESS INTERRUPTION) HOWEVER CAUSED AND ON ANY THEORY OF LIABILITY, WHETHER IN CONTRACT, STRICT LIABILITY, OR TORT (INCLUDING NEGLIGENCE OR OTHERWISE) ARISING IN ANY WAY OUT OF THE USE OF THIS SOFTWARE, EVEN IF ADVISED OF THE POSSIBILITY OF SUCH DAMAGE.

```
*****
***
```

Information:

```
File Name   : fifo.h
Author(s)   : Nic McDonald
Hardware    : Any
Purpose     : First In First Out Buffer
```

```
*****
***
```

Modification History:

| Revision | Date | Author | Description of Revision |
|----------|------------|--------|-------------------------|
| 1.00 | 05/30/2011 | NGM | initial |

```
*****
**/
```

```
#ifndef _FIFO_H_
#define _FIFO_H_
```

```
/* includes */
#include <stdint.h>
```

```
/* defines */
#define FIFO_GOOD      0x00
#define FIFO_OVERFLOW  0x01
#define FIFO_UNDERFLOW 0x02
```

```
/* typedefs */
typedef struct {
```

```

    volatile uint32_t size;
    volatile uint8_t* data;
    volatile uint8_t status;
    volatile uint32_t putIndex;
    volatile uint32_t getIndex;
    volatile uint32_t used;
} FIFO;

/* functions */
void fifo_init(FIFO* f, uint32_t size, uint8_t* data);
uint32_t fifo_isFull(FIFO* f);
uint32_t fifo_isEmpty(FIFO* f);
uint8_t fifo_get(FIFO* f);
void fifo_put(FIFO* f, uint8_t c);
uint8_t fifo_peek(FIFO* f);
uint32_t fifo_available(FIFO* f);
void fifo_clear(FIFO* f);
uint8_t fifo_status(FIFO* f);

#endif // _FIFO_H_

/*****
***
Copyright (c) 2011, Nic McDonald
All rights reserved.

Redistribution and use in source and binary forms, with or without
modification, are permitted provided that the following conditions
are met:

1. Redistributions of source code must retain the above copyright
notice, this list of conditions and the following disclaimer.
2. Redistributions in binary form must reproduce the above
copyright notice, this list of conditions and the following
disclaimer in the documentation and/or other materials provided
with the distribution.

THIS SOFTWARE IS PROVIDED BY THE COPYRIGHT HOLDERS AND CONTRIBUTORS
"AS IS" AND ANY EXPRESS OR IMPLIED WARRANTIES, INCLUDING, BUT NOT
LIMITED TO, THE IMPLIED WARRANTIES OF MERCHANTABILITY AND FITNESS
FOR A PARTICULAR PURPOSE ARE DISCLAIMED. IN NO EVENT SHALL THE
COPYRIGHT OWNER OR CONTRIBUTORS BE LIABLE FOR ANY DIRECT, INDIRECT,
INCIDENTAL, SPECIAL, EXEMPLARY, OR CONSEQUENTIAL DAMAGES (INCLUDING,
BUT NOT LIMITED TO, PROCUREMENT OF SUBSTITUTE GOODS OR SERVICES; LOSS
OF USE, DATA, OR PROFITS; OR BUSINESS INTERRUPTION) HOWEVER CAUSED AND
ON ANY THEORY OF LIABILITY, WHETHER IN CONTRACT, STRICT LIABILITY, OR
TORT (INCLUDING NEGLIGENCE OR OTHERWISE) ARISING IN ANY WAY OUT OF THE
USE OF THIS SOFTWARE, EVEN IF ADVISED OF THE POSSIBILITY OF SUCH
DAMAGE.

*****/

```

Information:

File Name : fifo.c
Author(s) : Nic McDonald
Hardware : Any
Purpose : First In First Out Buffer

Modification History:

| Revision | Date | Author | Description of Revision |
|----------|------------|--------|-------------------------|
| 1.00 | 05/30/2011 | NGM | initial |

Theory of Operation:

This FIFO implementation provides a memory safe 'First In First Out'

circular buffer. If the operating conditions of a FIFO causes it to 'underflow' or 'overflow' the FIFO will not corrupt memory other than its own data buffer. However, memory accesses into the buffer will be invalid. If a FIFO 'underflows' or 'overflows', it should be re-initialized or cleared.

Example Usage:

```
volatile uint8_t fifo_buf[128];  
FIFO fifo;  
fifo_init(&fifo, 128, fifo_buf);
```

**/

```
#include "fifo.h"
```

```
void fifo_init(FIFO* f, uint32_t size, uint8_t* data) {  
    f->size      = size;  
    f->data      = data;  
    f->status    = FIFO_GOOD;  
    f->putIndex  = 0;  
    f->getIndex  = 0;  
    f->used      = 0;  
}
```

```
uint32_t fifo_isFull(FIFO* f) {  
    return (f->used >= f->size);  
}
```

```
uint32_t fifo_isEmpty(FIFO* f) {  
    return (f->used == 0);  
}
```

```
uint8_t fifo_get(FIFO* f) {  
    uint8_t c;  
    if (f->used > 0) {  
        c = f->data[f->getIndex];  
        f->getIndex = (f->getIndex+1) % f->size;  
        f->used--;  
        return c;  
    }  
    else {  
        f->status = FIFO_UNDERFLOW;  
        return 0;  
    }  
}
```

```

    }
}

void fifo_put(FIFO* f, uint8_t c) {
    if (f->used >= f->size)
        f->status = FIFO_OVERFLOW;
    else {
        f->data[f->putIndex] = c;
        f->putIndex = (f->putIndex+1) % f->size;
        f->used++;
    }
}

uint8_t fifo_peek(FIFO* f) {
    return f->data[f->getIndex];
}

uint32_t fifo_available(FIFO* f) {
    return f->used;
}

void fifo_clear(FIFO* f) {
    f->status = FIFO_GOOD;
    f->putIndex = 0;
    f->getIndex = 0;
    f->used = 0;
}

uint8_t fifo_status(FIFO* f) {
    return f->status;
}

```

5.2 Cálculo de capacitor boost

CÁLCULO DE CAPACITOR DE BOOTSTRAP

Primero, debemos entender cómo funciona el IR2110, para eso es indispensable descargar la nota de aplicación AN-978

<http://www.irf.com/technical-info/appnotes/an-978.pdf>

Tomamos por ejemplo el cálculo para un medio puente como se muestra a continuación.

Vamos a calcular el valor del capacitor C3 en base a las características del MOSFET elegido y del driver IR2110 (ignoren el valor del capacitor que tiene en la imagen, solo es con fines de ejemplificar).

En la página 6, el artículo muestra la ecuación para el cálculo del capacitor de la fuente flotante del mosfet de la parte alta.

The minimum bootstrap capacitor value can be calculated from the following equation:

$$C \geq \frac{2 \left[2Q_g + \frac{I_{qbs(max)}}{f} + Q_{ls} + \frac{I_{Chs(leak)}}{f} \right]}{V_{cc} - V_f - V_{LS} - V_{Min}}$$

Los datos de esta ecuación son los siguientes:

- a) Q_g : Valor de la carga del MOSFET del lado alto
- b) f : Frecuencia de operación
- c) $I_{Chs(leak)}$: corriente de fuga del capacitor bootstrap (en este caso el capacitor que vamos a calcular)
- d) $I_{qbs(max)}$: Máxima corriente inactiva
- e) V_{cc} : Voltaje de alimentación del IR2110
- f) V_f : Caída de voltaje en el diodo D3

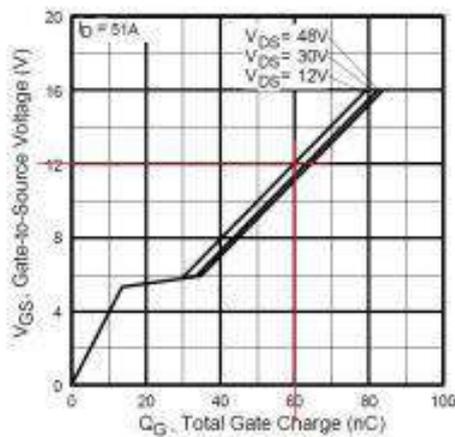
- g) VLS: Caída de voltaje a través del MOSFET del lado bajo
- h) V_{min} : Voltaje mínimo entre los pines V_b y V_s
- i) Q_{ls} : Nivel de carga requerida por ciclo

Dichos parámetros, si trabajamos con el medio puente de la imagen anterior, tienen los siguientes valores:

- a) El valor de carga lo encontramos en la hoja de datos de MOSFET que utilizemos. Aquí es importante entender cómo se enciende un MOSFET, para entender mejor este proceso es recomendable leer el siguiente documento:

<http://www.ti.com/lit/ml/slup169/slup169.pdf>

El proceso es posicionarse en la gráfica de carga vs voltaje de gate. Como el voltaje en la base de los MOSFETS es de 12V, vemos qué valor de carga corresponde el valor de este voltaje.



Por lo tanto el valor de esta variable para este ejemplo es de 30nC

- b) La frecuencia de operación la podemos elegir a 20Khz

c) Esta corriente se toma como cero si el capacitor a seleccionar es cerámico. Por lo tanto podemos ignorar esta variable

d), i) Los valores de estas variables vienen dadas en la hoja de datos del IR2110, los cuales son $I_{qbs} = 230\mu A$ y $Q_{ls} = 5nC$. Es necesario aclarar que los 5nC se deben a que el driver va a tener menos de 600V flotantes.

e) El voltaje de alimentacion es de 12 V

f) Se toma el valor de 0.7V de caída de tension del 1n4148

g) Este voltaje es el valor de la caída de tension en el MOSFET del lado bajo. Idealmente se toma como la corriente multiplicada por su resistencia interna, la cual es muy baja, sin embargo personalmente tomo el valor de 0.7V, como si fuera un diodo, para darle un margen de error un poco más grande.

h) Este valor es el voltaje mínimo para excitar la base del MOSFET. Como en la figura de voltaje vs carga el valor mínimo para que el MOSFET conduzca plenamente es de 8V, podemos dejarle un valor de 10 para garantizar que el MOSFET va a conducir de forma apropiada.

Sustituyendo los valores de las variables tenemos que el valor del capacitor es:

$$C > (2 * [2*(30nC) + (230uA / 20Khz) + 5nC]) / (12v - 0.7 - 0.7 - 10V)$$

$$C > (273nC / 0.6V)$$

$$C > 455nF$$

Por tanto el capacitor bootstrap DEBE ser mayor a 0.4uF.

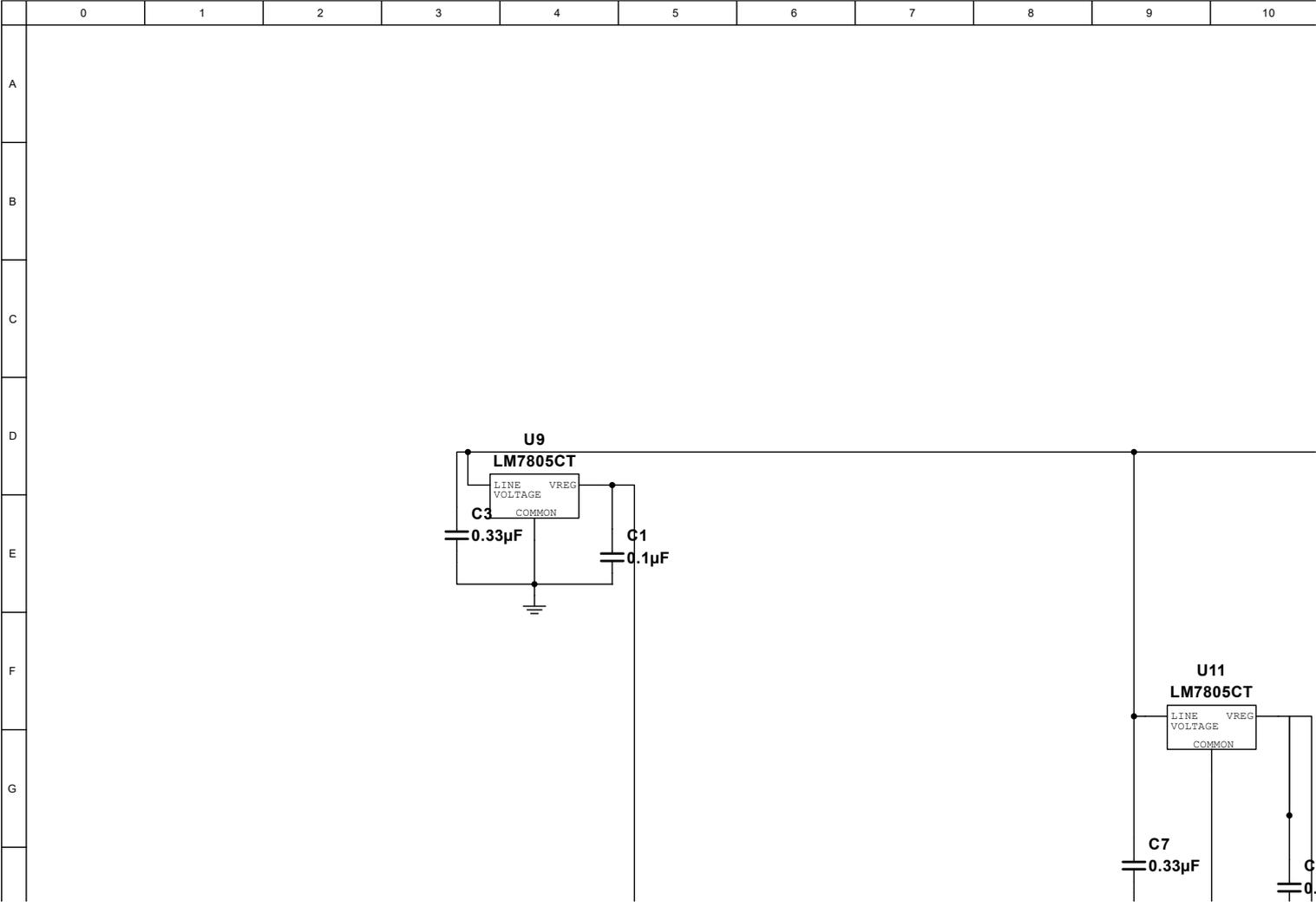
En el primer documento se recomienda un valor mayor de 0.4uF, el cual es el valor que se obtuvo, en este caso, para que la fuente flotante de nuestro sistema funcione.

Como última recomendación, si el valor del capacitor obtenido excede el de un cerámico convencional (p.e. 1uF), se puede colocar un electrolítico en paralelo con un cerámico para minimizar las corrientes de fugas del electrolítico. El valor del cerámico puede ser de 0.1u. Recordemos que capacitores en paralelo se suman en serie, por lo tanto se estaría incrementando el valor del capacitor bootstrap.

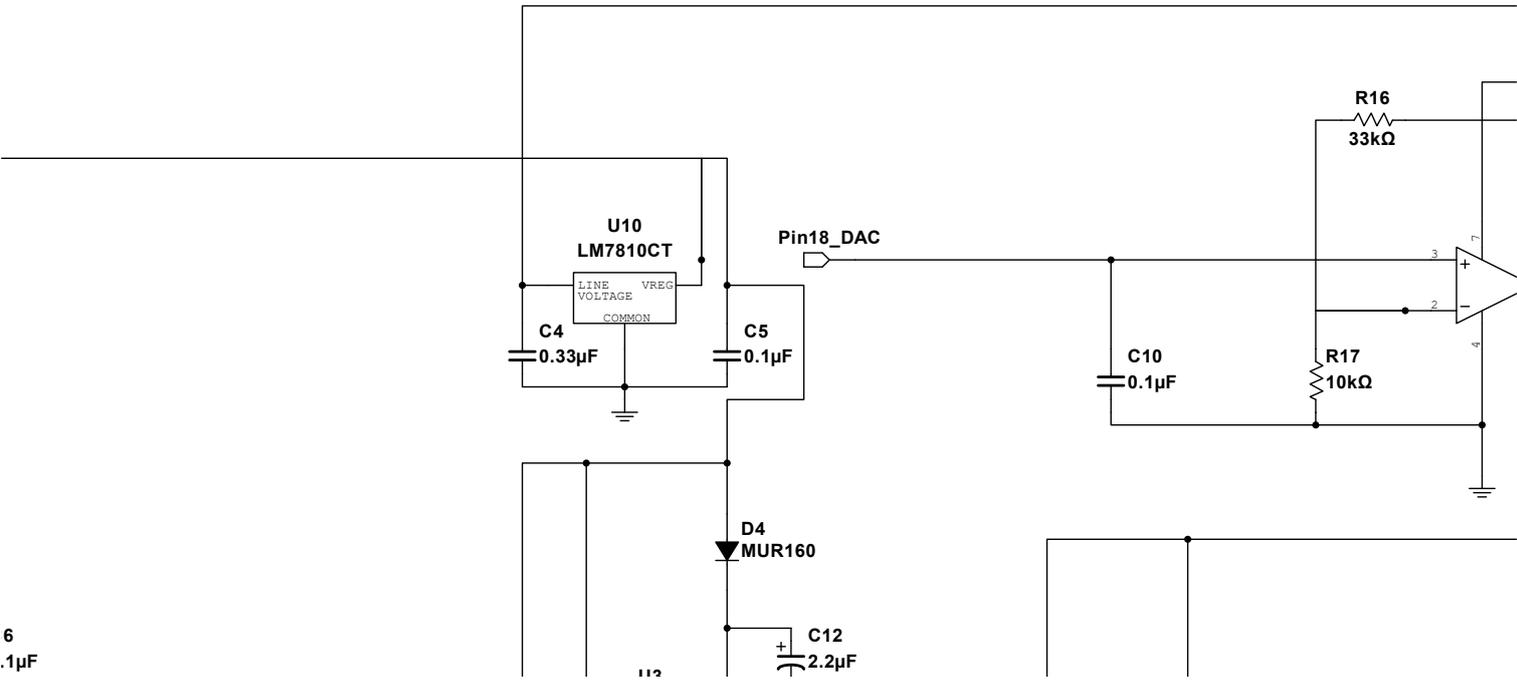
En nuestro caso los valores para las distintas frecuencias fueron 523nF para los 2.5kh, 293nF para los 10kHz y 255nF para los 20Khz sin embargo por recomendación se colocó un capacitor de 2.2uF y uno de 100nf en paralelo para disminuir corrientes de fuga consiguiendo un funcionamiento adecuado

5.3 Esquemático de hardware

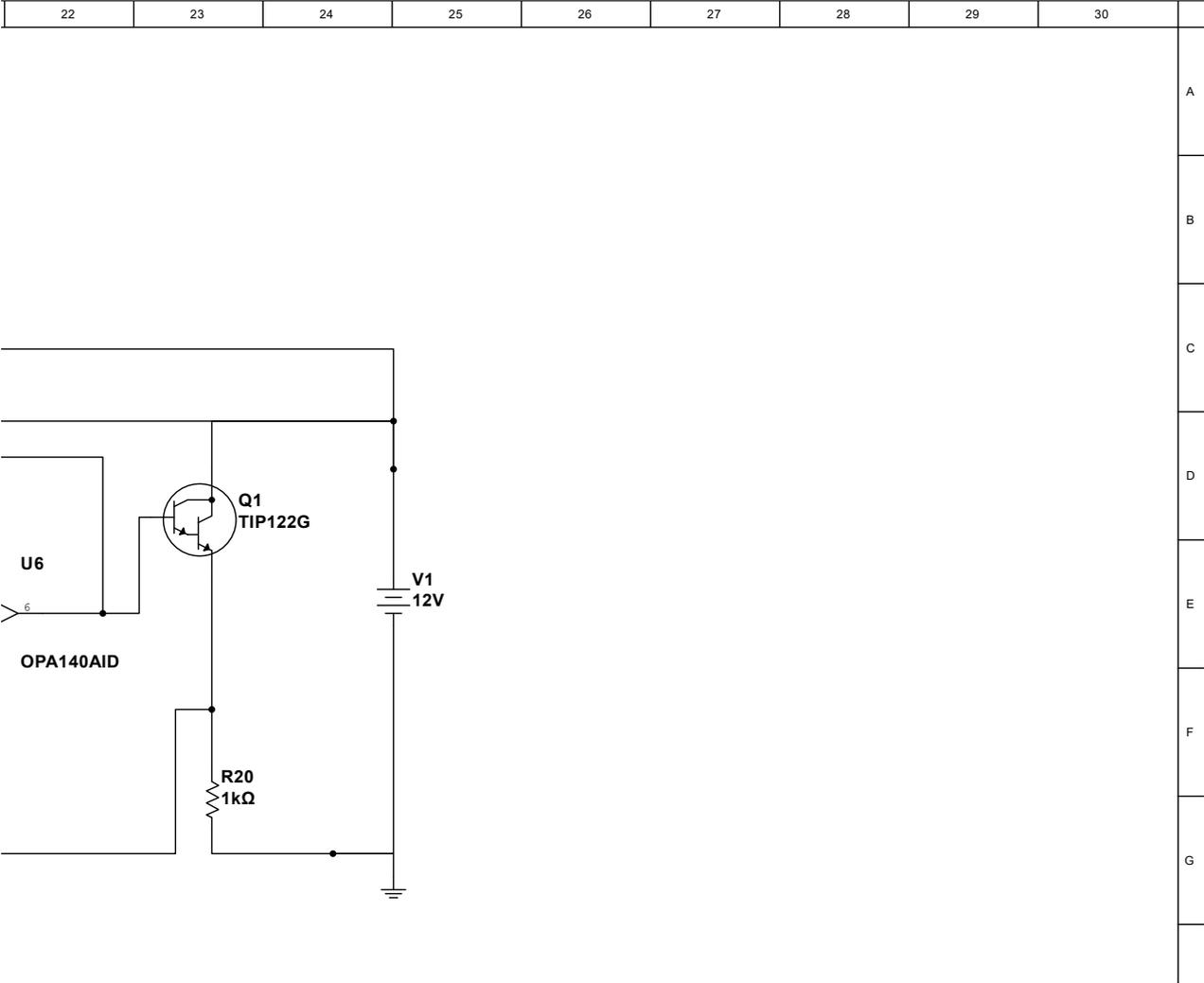
A continuación se adjunta el esquemático del hardware.



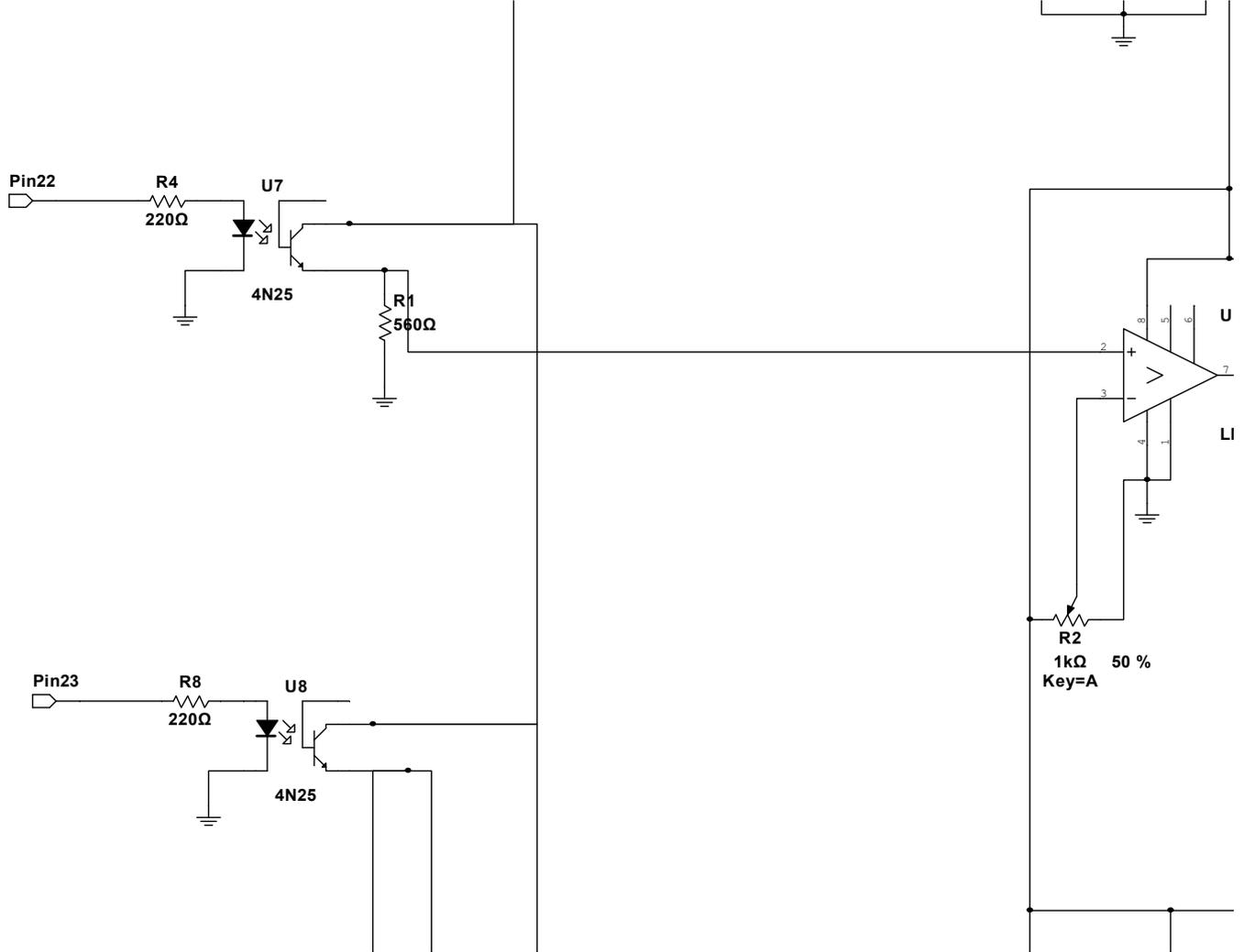
| | | | | | | | | | | |
|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|
| 11 | 12 | 13 | 14 | 15 | 16 | 17 | 18 | 19 | 20 | 21 |
|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|

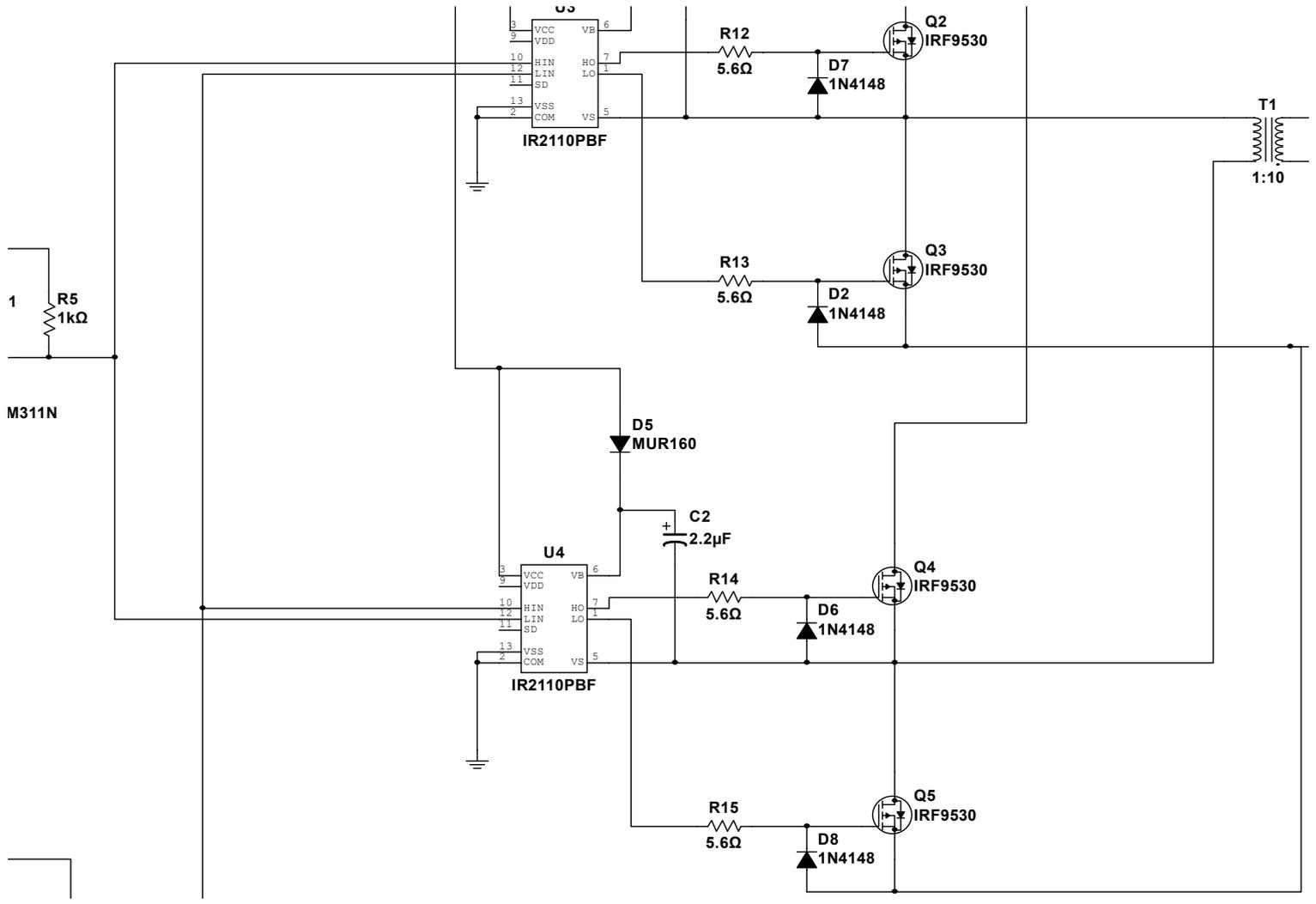


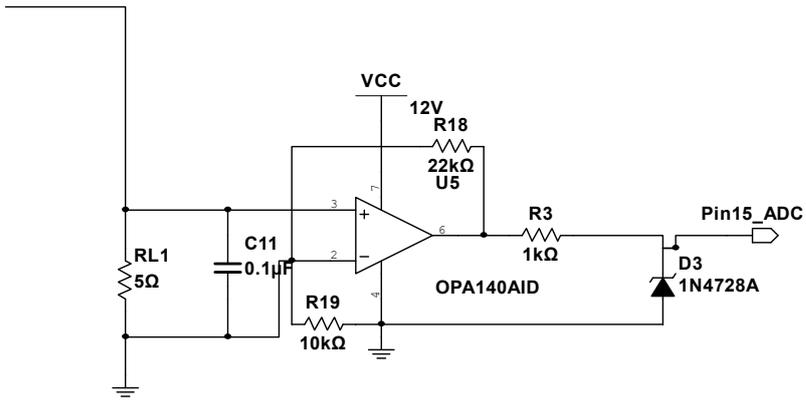
6
.1μF



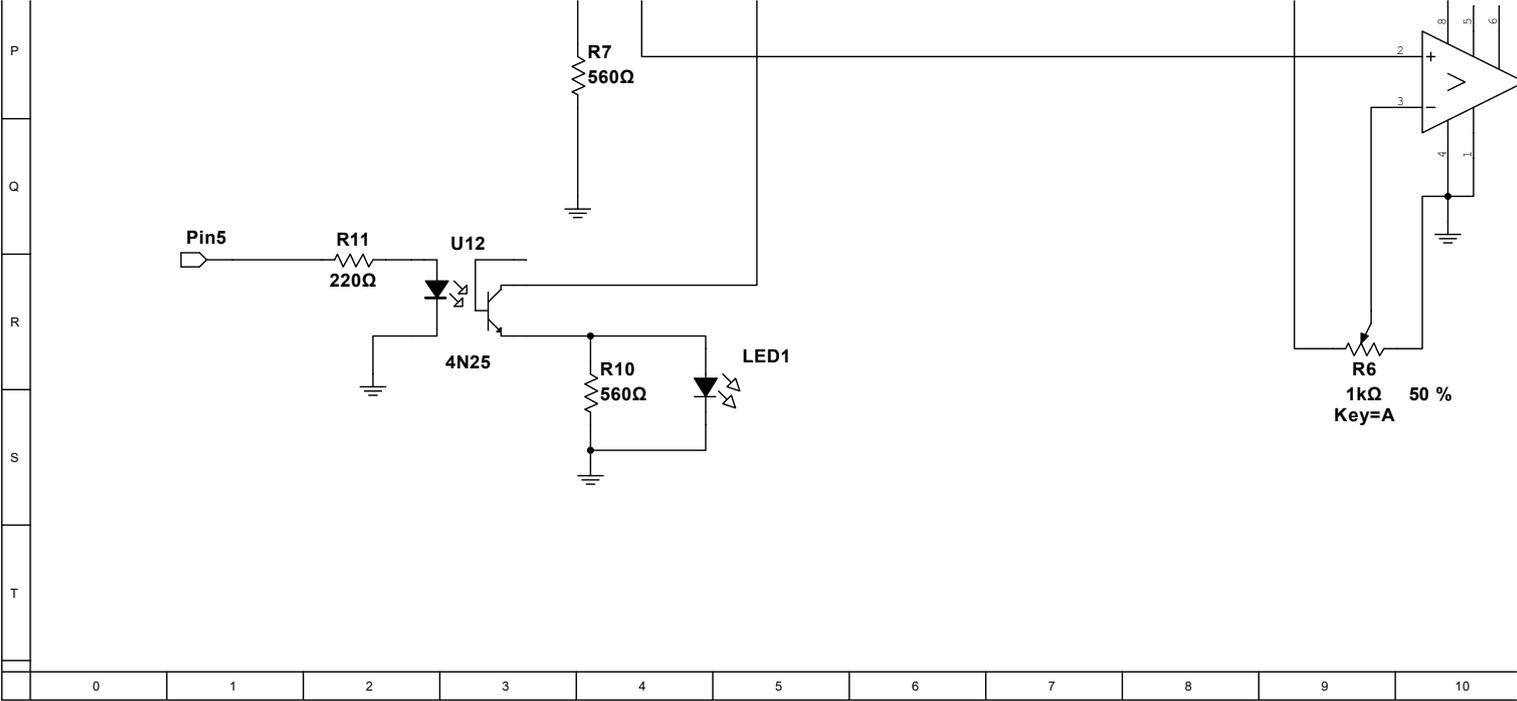
H
I
J
K
L
M
N
O







| |
|---|
| H |
| I |
| J |
| K |
| L |
| M |
| N |
| O |



P

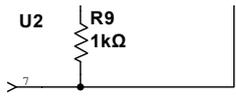
Q

R

S

T

| | | | | | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|----|
| 0 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|----|



LM311N

| | | | | | | | | | | |
|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|
| 11 | 12 | 13 | 14 | 15 | 16 | 17 | 18 | 19 | 20 | 21 |
|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|

| | | | | | | | | | | |
|----|----|----|----|----|----|----|----|----|--|---|
| | | | | | | | | | | P |
| | | | | | | | | | | Q |
| | | | | | | | | | | R |
| | | | | | | | | | | S |
| | | | | | | | | | | T |
| | | | | | | | | | | |
| 22 | 23 | 24 | 25 | 26 | 27 | 28 | 29 | 30 | | |

5.4 Calculo para transformador

A continuación se darán los cálculos necesarios para el transformador utilizado si bien no se consiguió el tamaño de núcleo específico si se logra conseguir uno que se acerca mucho a las características del requerido.

Para el calculo se tomaron algunas consideraciones.

- Tensión de primario 12V.
- La tensión de secundario serán 100V.
- Corriente de secundario 12mA.
- Frecuencia de trabajo 2500Hz y 10KHz (se utiliza la mas baja para el calculo).

Siendo:

- $W_a A_c$ = Producto entre el Area ventana y el Area del Nucleo(cm⁴)
- P_o = Potencia de salida (watts)
- D_{cma} = Densidad de corriente (cir. mils/amp) Esta puede ser seleccionada dependiendo de la temperatura que se tome como aceptable. Ej: 750 cir. mils/amp es un valor conservador ; 500 cir. mils es un valor agresivo.
- B_{max} = Densidad de flujo para este caso 2000(gauss) Se selecciona dependiendo de la frecuencia de trabajo . Sobre 20kHz, Aumentan las perdidas en el núcleo.
- A_c = Área del núcleo en cm².
- V = Tensión.
- f = Frecuencia(hertz).
- I_p = Corriente de primario.
- K_t = Constante topologica. Siendo 0.0014 para el caso de un puente completo.

- I_s = Corriente de secundario.
- N_p = Vueltas de primario
- N_s = Vueltas de secundario

reemplazando en la ecuación.

$$W_a A_c = \frac{P_o * D_c m_a}{K_t * B_{max} * f}$$

Una vez hecho esto se puede ir al catalogo del fabricante y buscar el núcleo mas cercano, en este caso el valor es de $0,128 \text{ cm}^4$. El mas cercano en este caso es el 0F41810EC, con las siguientes características:

- $A_e = 45.5 \text{ mm}^2$
- $V_e = 1820 \text{ mm}^2$
- $A_c = 45,26 \text{ cm}^2$

Luego es necesario calcular las vueltas de primario.

$$N_p = \frac{V * 10^8}{4 * B * A_c * f}$$

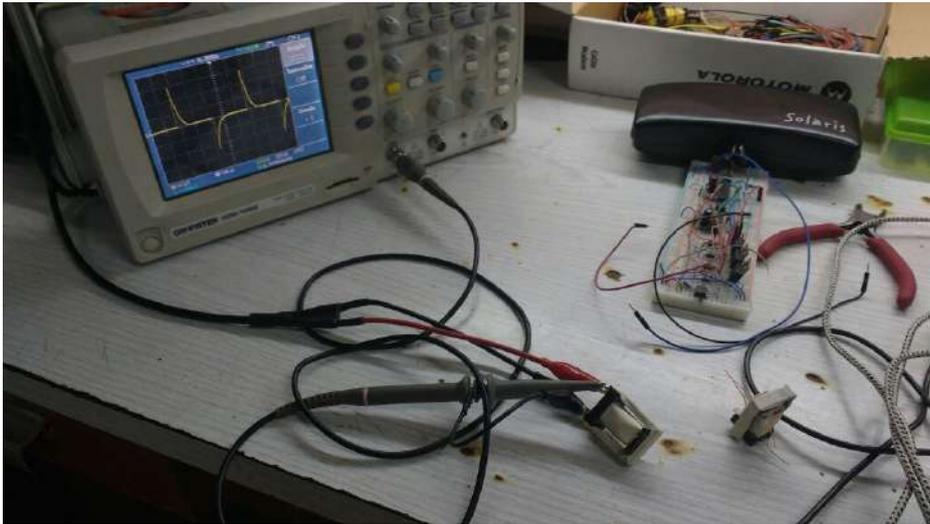
Luego como se esta utilizando núcleo doble E.

$$N_p' = N_p / 2$$

Para el caso particular $N_p = 66$ vueltas aprox. por ultimo haciendo la relación.

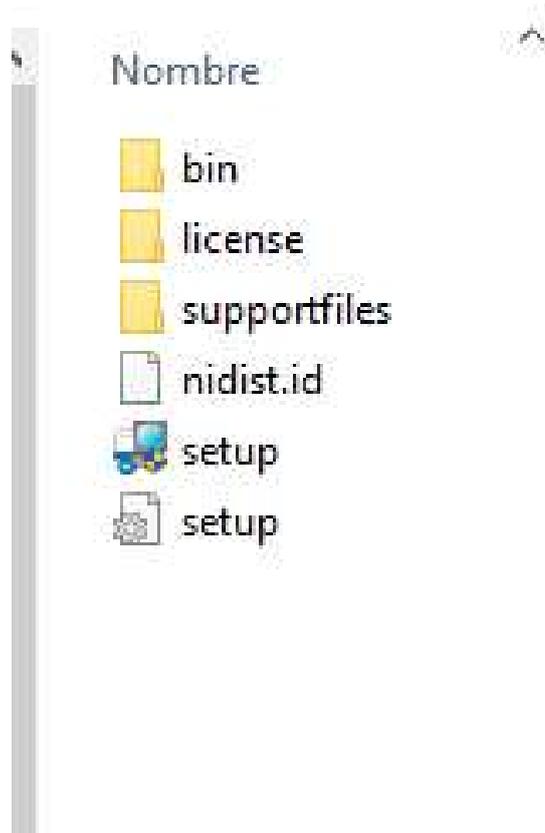
$$N_s = \frac{V_s}{V_p} * N_p$$

Obteniendo 550 vueltas de secundario aprox. para el transformador.



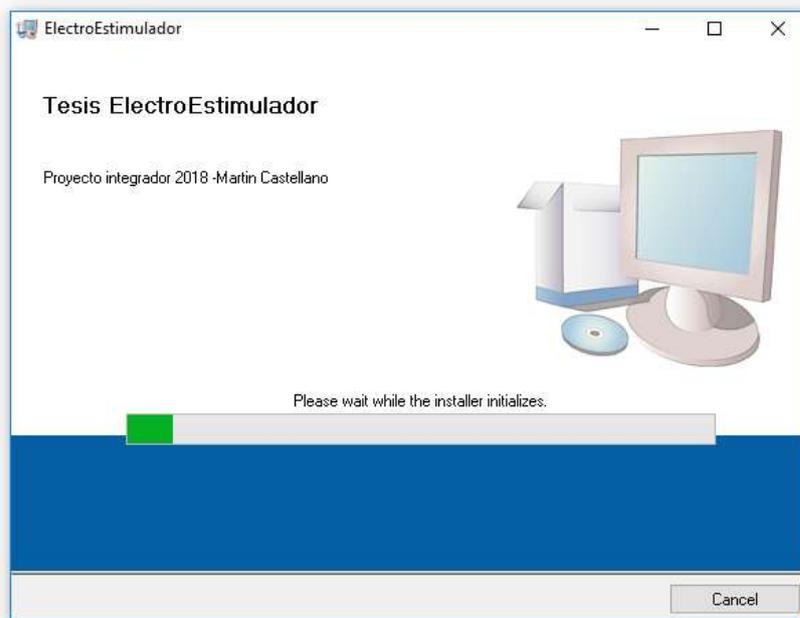
Se colocó el transformador en vacío conectado a un generador de pulsos a 5V y se obtuvo una salida de 60v por lo que los valores no están muy alejados de lo que se buscaba.

5.5 Instalación software e inicio

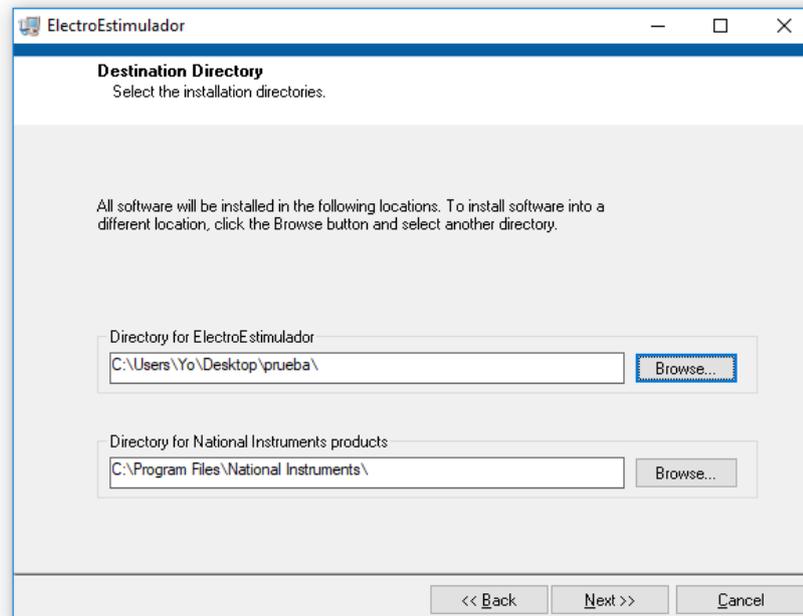


Aparecerá una ventana de bienvenida antes de comenzar a instalarse el programa.

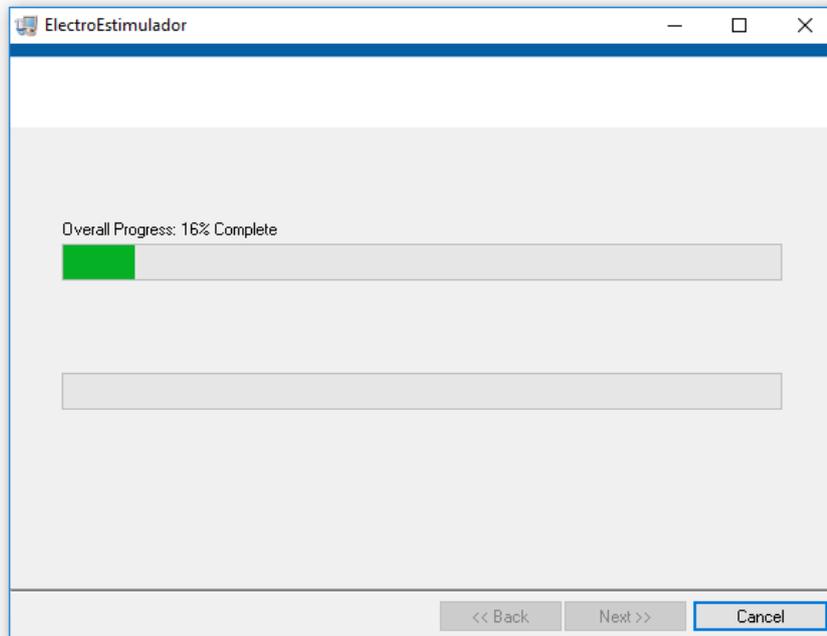
| Nombre | Fecha de modifica... | Tipo | Tamaño |
|--------------|----------------------|----------------------|----------|
| bin | 31/05/2018 10:08 | Carpeta de archivos | |
| license | 31/05/2018 10:08 | Carpeta de archivos | |
| supportfiles | 31/05/2018 10:08 | Carpeta de archivos | |
| nidist.id | 31/05/2018 8:11 | Archivo ID | 1 KB |
| setup | 07/06/2016 17:08 | Aplicación | 1.430 KB |
| setup | 31/05/2018 8:11 | Opciones de confi... | 23 KB |



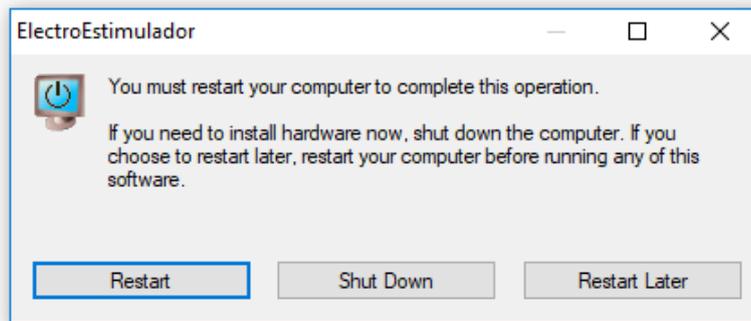
Luego se debe indicar al ruta donde se desea instalar el programa. En este caso sera en la carpeta prueba que se encuentra en el escritorio.



Luego de aceptar los terminos, se procede la instalacion.



Para que el cambios surjan efecto correctamente es aconsejable reiniciar el equipo.

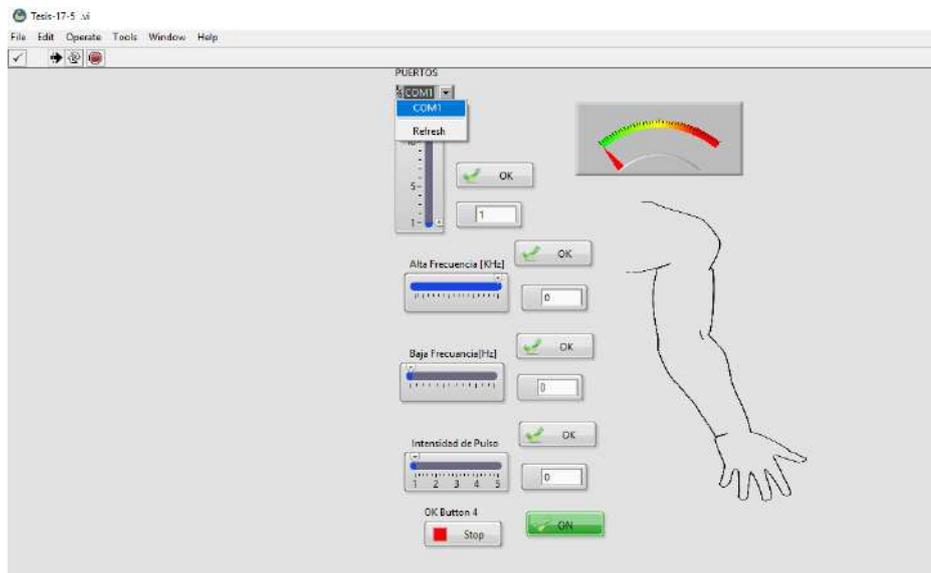


Antes de iniciar el programa encienda el equipo. Nos dirijamos a la carpeta donde se a decidido instalar el programa y damos clic en icono "Application" iniciando el programa.

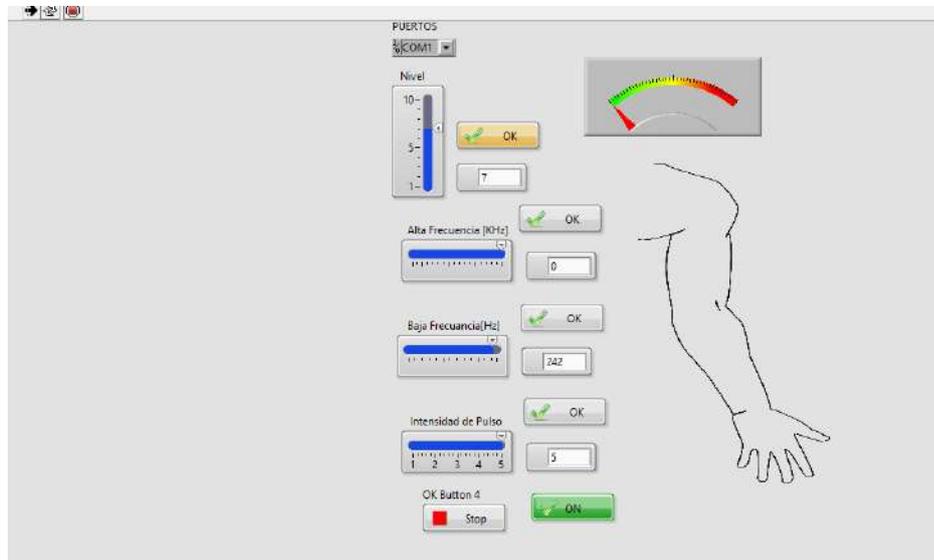
| Nombre | Fecha de modifica... | Tipo | Tamaño |
|---------------------|----------------------|----------------------|--------|
| data | 31/05/2018 10:29 | Carpeta de archivos | |
| Application.aliases | 31/05/2018 8:01 | Archivo ALIASES | 1 KB |
| Application | 31/05/2018 8:01 | Aplicación | 442 KB |
| Application | 31/05/2018 8:01 | Opciones de confi... | 1 KB |

Tipo: Opciones de configuración
Tamaño: 298 bytes
Fecha de modificación: 31/05/2018 8:01

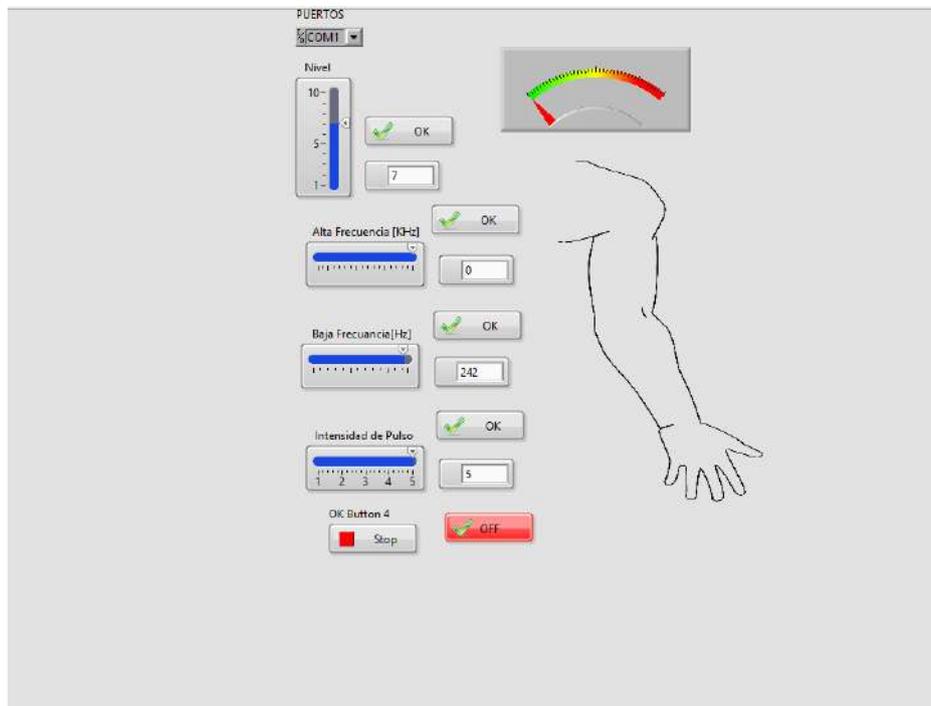
Elegimos el puerto COM el cual debe estar vincualdo al Bluetooth del Prototipo.



Para ejercer cambios en los distintos parámetros se debe mover el control y presionar en el botón "OK" que lo vincula el cual se encuentra a su derecha.



En caso de querer detener momentáneamente el programa se puede lograr presionado en el botón "ON" el cual cambiar a color rojo ("OFF").



Para volver a iniciar el programa se debe volver a presionar el botón "OFF" .cabe mencionar que los parámetros se han reiniciado por lo que hay que volver a configurarlos.

5.6 Configuración bluetooth

Se adjunta una forma de cambiar las características que viene por defecto en especial para la seguridad ya que debe de cambiarse la contraseña que viene por defecto para que no se pueda interferir con otros dispositivos por error.

En este tutorial aprenderemos como configurar nuestro módulo HC-05, Se explicara cómo trabajar como dispositivo maestro o esclavo, cambiar la velocidad de transmisión, el nombre y código de vinculación de nuestro hc-05 entre otras cosas.

Este tutorial es un equivalente a este otro tutorial, pero aplicado al módulo HC-05, por lo que solo se aplica al módulo bluetooth HC-05.

Existen varios modelos y versiones para el módulo HC-05, el que usaremos es el que se muestra en las siguientes imágenes, que como vemos tiene un pulsador, el que nos servirá para entrar en Modo AT y configurarlo.



EL modulo Bluetooth HC-05 viene configurado de fábrica como Esclavo, pero se puede cambiar para que trabaje como maestro, además al igual que el hc-06, se puede cambiar el nombre, código de vinculación velocidad y otros parámetros más.

Definamos primero que es un dispositivo bluetooth maestro y dispositivo esclavo:

Modulo bluetooth hc-05 como esclavo:

Cuando está configurado de esta forma, se comporta similar a un HC-06, espera que un dispositivo bluetooth maestro se conecte a este, generalmente se utiliza cuando se necesita comunicarse con una PC o Celular, pues estos se comportan como dispositivos maestros.

Modulo bluetooth hc-05 como Maestro:

En este modo, EL HC-05 es el que inicia la conexión. Un dispositivo maestro solo se puede conectarse con un dispositivo esclavo. Generalmente se utiliza este modo para comunicarse entre módulos bluetooth. Pero es necesario antes especificar con que dispositivo se tiene que comunicar, esto se explicará más adelante

El módulo HC-05 viene por defecto configurado de la siguiente forma:

- Modo o role: Esclavo
- Nombre por defeco: HC-05

- Código de emparejamiento por defecto: 1234
- La velocidad por defecto (baud rate): 9600

EL Modulo HC-05 tiene 4 estados los cuales es importante conocer:

Estado Desconectado:

- Entra a este estado tan pronto alimentas el modulo, y cuando no se ha establecido una conexión bluetooth con ningún otro dispositivo
- EL LED del módulo en este estado parpadea rápidamente
- En este estado a diferencia del HC-06, el HC-05 no puede interpretar los comandos AT

Estado Conectado o de comunicación

- Entra a este estado cuando se establece una conexión con otro dispositivo bluetooth.
- El LED hace un doble parpadeo.
- Todos los datos que se ingresen al HC-05 por el Pin RX se transmiten por bluetooth al dispositivo conectado, y los datos recibidos se devuelven por el pin TX. La comunicación es transparente

Modo AT 1

- Para entrar a este estado después de conectar y alimentar el modulo es necesario presionar el botón del HC-05.
- En este estado, podemos enviar comandos AT, pero a la misma velocidad con el que está configurado.
- EL LED del módulo en este estado parpadea rápidamente igual que en el estado desconectado.

Modo AT 2

- Para entrar a este estado es necesario tener presionado el botón al momento de alimentar el modulo, es decir el modulo debe encender con el botón presionado, después de haber encendido se puede soltar y permanecerá en este estado.
- En este estado, para enviar comandos AT es necesario hacerlo a la velocidad de 38400 baudios, esto es muy útil cuando nos olvidamos la velocidad con la que hemos dejado configurado nuestro modulo.

- EL LED del módulo en este estado parpadea lentamente.

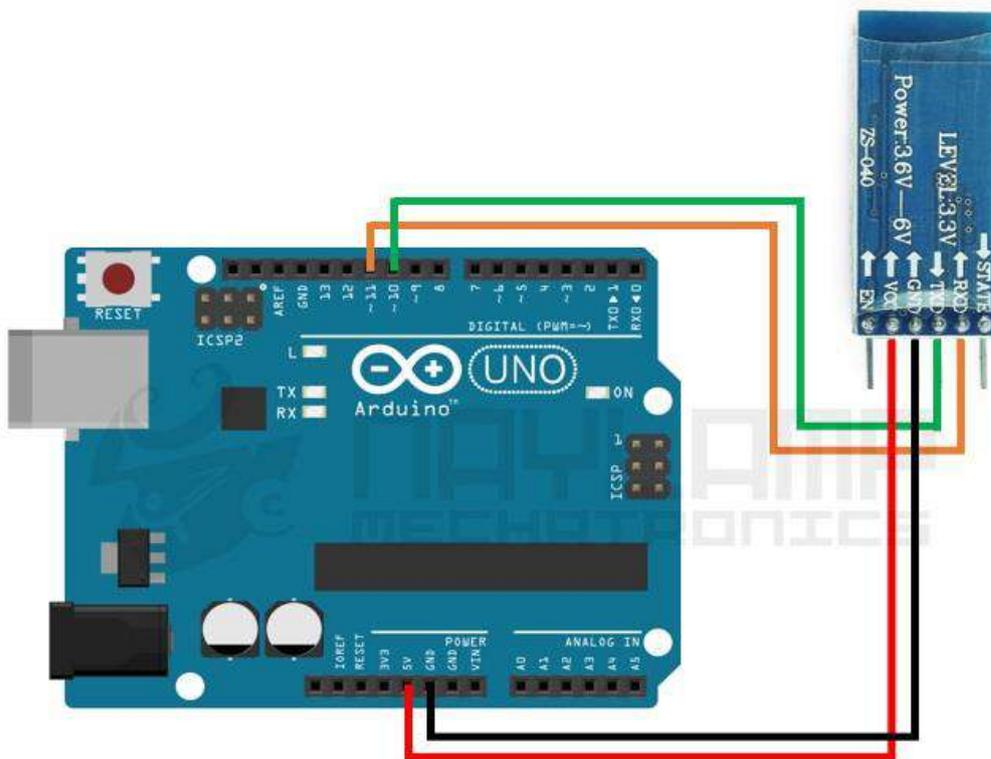
Entendido lo anterior vamos realizamos las conexiones para configurar el HC-05.

Para configurar el modulo necesitamos enviar los comandos AT desde una computadora, esto lo podemos hacer de dos formas:

Hacer la comunicación entre la PC y el módulo de forma indirecta a través de un Arduino:



Las conexiones serían las siguientes:



Ahora es necesario compilar y cargar el siguiente sketch que hemos preparado, que como vemos lee los datos enviados de la PC a través de nuestro IDE y se lo envía serialmente hacia los pines RXD y TXD de nuestro módulo HC-05.

```

#include <SoftwareSerial.h> // Incluimos la librería SoftwareSerial
SoftwareSerial BT(10,11); // Definimos los pines RX y TX del Arduino conectados al
Bluetooth

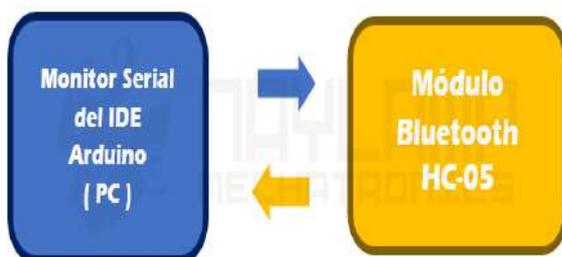
void setup()
{
  BT.begin(9600); // Inicializamos el puerto serie BT (Para Modo AT 2)
  Serial.begin(9600); // Inicializamos el puerto serie
}

void loop()
{
  if(BT.available()) // Si llega un dato por el puerto BT se envía al monitor serial
  {
    Serial.write(BT.read());
  }

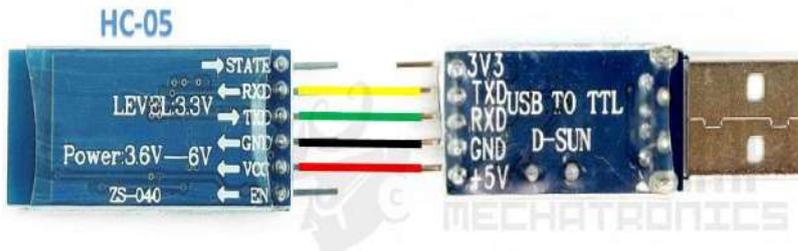
  if(Serial.available()) // Si llega un dato por el monitor serial se envía al puerto BT
  {
    BT.write(Serial.read());
  }
}

```

Hacer la comunicación entre la PC y el módulo de forma Directa usando un conversor USB-Serial:



Las conexiones serían las siguientes:



Como se observa los datos le llegan directamente desde la PC a través del módulo USB a Serial, para esto se pueden usar cualquier modelo de conversor como el CP2102 y PL2303 pero también se puede hacer a través de un módulo MAX232 en caso tengan un puerto físico serial en su PC.

Configurando nuestro Módulo HC-05

En nuestro ejemplo usaremos un conversor USB serial CP2102 que se ha instalado como puerto serial COM5, por lo que antes de abrir el Monitor serial, en nuestro IDE Arduino debemos escoger dicho Puerto.

El siguiente paso es entrar al Modo AT 1 o Modo AT 2:

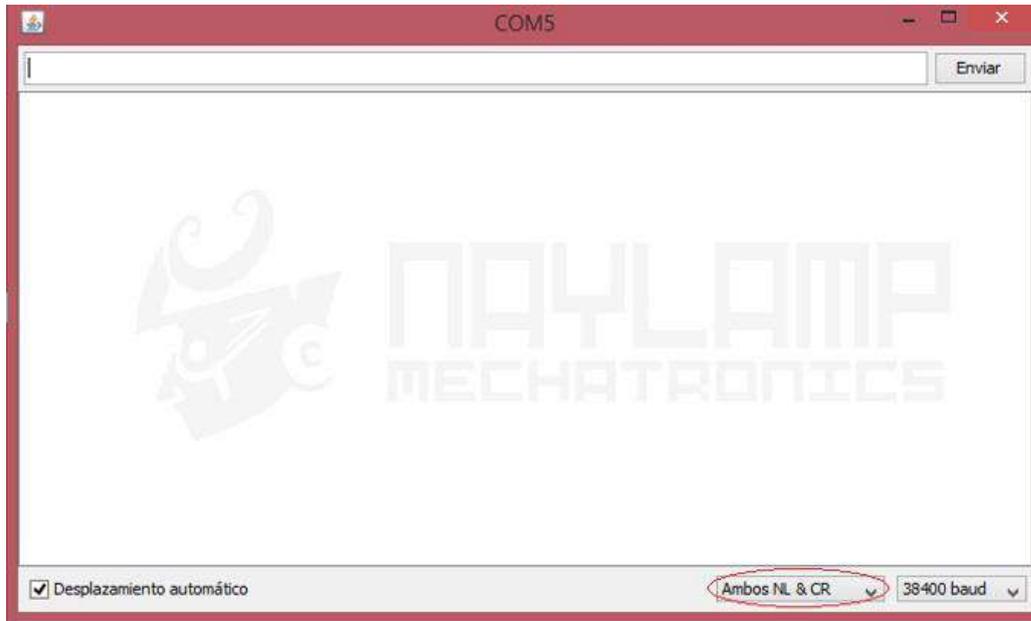
- Para entrar al modo AT 1, después de alimentar el modulo y haber encendido tan solo basta presionar el botón que tiene el módulo HC-05, el LED del módulo seguirá parpadeando rápidamente, por lo que para saber si hemos entrado al Modo AT 1 es necesario enviar comandos AT y ver si responde, estos comandos se verán más adelante.
- Para entrar al modo AT 2, antes de alimentar o encender el modulo es necesario presionar su botón, mantener presionado y alimentar el modulo, después que enciende recién podemos soltar el botón. Si el LED Parpadea lentamente es porque ya está en Modo AT 2.

En este tutorial enviaremos los comandos AT usando el Modo AT 2, pero también es válido si están en el Modo AT 1, con la diferencia que tendrán que cambiar a la velocidad con la que tienen configurado su Bluetooth (si es la primera vez que configuran, la velocidad por defecto es de 9600).

Ahora abrimos nuestro Monitor serial del IDE de Arduino, pero puedes usar cualquier

monitor serial.

En la parte inferior debemos escoger “Ambos NL & CR” y la velocidad “38400 baud” (la velocidad para comunicarse en el MODO AT 2)



Echo esto Podemos empezar a enviar los comandos AT a nuestro Bluetooth

Test de comunicación

Lo primero es comprobar si nuestro bluetooth responde a los comandos AT

Enviar: AT

Recibe: OK

Si recibimos como respuesta un OK entonces podemos continuar, sino verificar las conexiones o los pasos anteriores.

Cambiar nombre de nuestro módulo HC-05

Por defecto nuestro bluetooth se llama “HC-05” esto se puede cambiar con el siguiente comando AT

Enviar: AT+NAME=<Nombre> Ejm: AT+NAME=Robot

Respuesta: OK

Cambiar Código de Vinculación

Por defecto viene con el código de vinculación (Pin) "1234", para cambiarlo hay que enviar el siguiente comando AT

Enviar: AT+PSWD=<Pin> Ejm: AT+PSWD=2560

Respuesta: OK

Se puede saber cuál es el pin actual de nuestro modulo, para eso hay que enviar el siguiente comando: **AT+PSWD?**

Configurar la velocidad de comunicación:

La velocidad por defecto es de 9600 baudios, con Stop bit =0 (1 bit de parada), y sin Paridad, para cambiar estos parámetros, se hace uso del siguiente comando AT:

Enviar: AT+UART=<Baud> ,< StopBit>,< Parity>

Respuesta: OK

Donde :

< Baud > equivale a una velocidad, los valores pueden ser: 4800, 9600, 19200, 38400, 57600, 115200, 23400, 460800, 921600 o 1382400.

< StopBit> es el Bit de parada, puede ser 0 o 1, para 1 bit o 2 bits de parada respectivamente, Para aplicaciones comunes se trabaja con 1 bit por lo que este parámetro normalmente se lo deja en 0.

< Parity> Es la paridad, puede ser 0 (Sin Paridad), 1 (Paridad impar) o 2 (Paridad par). Para aplicaciones comunes no se usa paridad, por lo que se recomienda dejar este parámetro en 0.

Ejemplo:

Enviar: AT+UART=9600,0,0

Respuesta: OK

Se puede saber cuál es la configuración actual, para eso hay que enviar el siguiente comando: **AT+UART?**

Configurar el Role: para que trabaje como Maestro o Esclavo

Por defecto nuestro HC-05 viene como esclavo, el siguiente comando nos permite cambiar esto:

Enviar: AT+ROLE=<Role> Ejm: AT+ROLE=0

Respuesta: OK

Donde:<Role>

0 -> Esclavo

1 -> Maestro

Para saber cuál es la configuración actual, enviar el siguiente comando: **AT+ ROLE?**

Configurar el modo de conexión (cuando se trabaja como maestro)

Esta configuración aplica para cuando el modulo está trabajando como maestro, el modulo necesita saber si se va a conectar con un dispositivo en particular o con cualquiera que esté disponible.

Enviar: AT+CMODE=<Mode> Ejm: AT+CMODE=1

Respuesta: OK

Donde: < Mode >

0 -> Conectarse a un dispositivo con la dirección especificada(Se utiliza otro comando AT para especificar esta dirección).

1 -> conectar el módulo a cualquier dirección disponible(aleatorio).

Enviar el siguiente comando para averiguar el modo actual de conexión: **AT+ CMODE?**

Especificar la dirección del dispositivo al cual nos vamos a conectar

Esta configuración aplica cuando nuestro modulo está configurado como maestro, y a la vez el modo de conexión está en 0 (CMODE=0) el cual indica que nos vamos a conectar al dispositivo esclavo en particular. Para especificar la dirección al cual nos vamos a conectar se usa el siguiente comando AT

Enviar: AT+BIND=<Address>

Respuesta: OK

Donde:

< Address > Es la dirección del dispositivo al cual nos vamos a conectar, la dirección se envía de la siguiente forma: **1234,56,ABCDEF** la cual equivale a la dirección 12:34:56:AB:CD:EF

Ejemplo:

Enviar: AT+BIND=E668,46,9277F2

Respuesta: OK

Para ver la dirección actual en este parámetro hay que enviar el siguiente comando: **AT+
BIND?**

Otros comandos AT de utilidad:

Obtener la versión del firmware:

Enviar: AT+VERSION?

Respuesta: +VERSION<Versión> Resp Ej: +VERSION:2.0-20100601

Obtener la dirección de nuestro modulo bluetooth

Enviar: AT+ADDR?

Respuesta: +ADDR:<dirección> Resp Ej: +ADDR: 98d3:31:2052e6

Resetear nuestro Modulo, después de hacer esto salimos del MODO AT

Enviar: AT+RESET

Respuesta: OK

Restablecer valores por defecto.

Enviar: AT+ORGL

Respuesta: OK

*Al hacer esto todos los parámetros del módulo se restablecen, a los valores por defecto de fábrica. En algunas versiones la velocidad cambia a 38400 baudios y en otros a 9600.

Ahora veremos Dos ejemplos prácticos, con los pasos para configurar nuestro HC-05 como maestro y esclavo:

Configurando nuestro módulo HC-05 como esclavo:

Realizaremos un ejemplo para configurar nuestro modulo con las siguientes características:

- Modo o role: Esclavo
- Nombre: Robot
- Código de emparejamiento: 1212
- Velocidad o Baud rate: 9600 baudios

A continuación se muestra los pasos para realizar la configuración:

- Entrar en modo AT 1 o Modo AT 2
- Verificar si estamos en modo AT

Enviar: AT

Recibe: OK

- Establecer el Role como Esclavo

Enviar: AT+ROLE=0

Respuesta: OK

- Configurar el Nombre del modulo

Enviar: AT+NAME=Robot

Respuesta: OK

- Establecer el Pin de vinculación

Enviar: AT+PSWD=1212

Respuesta: OK

- Configura la Velocidad

Enviar: AT+UART=9600,0,0

Respuesta: OK

- Verificar los parámetros cambiados

Enviar:

AT+ROLE?

AT+PSWD?

AT+UART?

Respuesta:

+ROLE:0

OK

+PSWD:1212

OK

+UART:9600,0,0

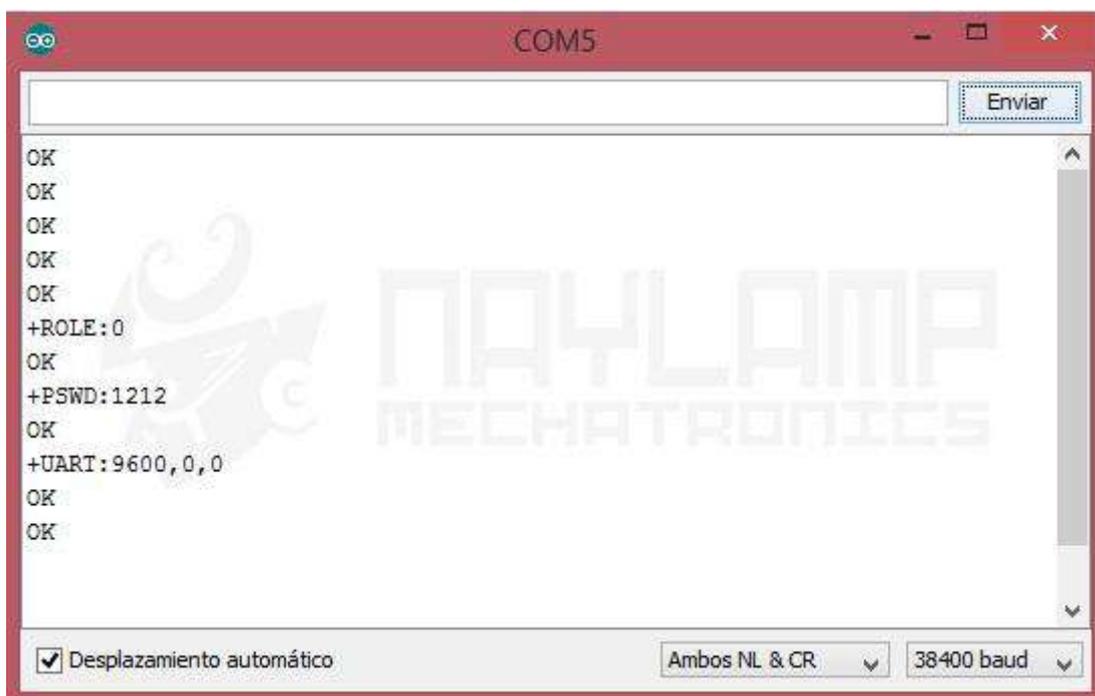
OK

- Resetear el modulo

Enviar: AT+RESET

Respuesta: OK

En la siguiente imagen podemos ver la secuencia de datos recibidos por el monitor serial en el mismo orden en que se realizaron los pasos anteriores.



Después de hacer la configuración anterior, podemos usar el modulo como un dispositivo esclavo, el cual estará siempre en espera de una conexión por parte de una dispositivo bluetooth maestro.

Configurando nuestro módulo HC-05 como Maestro:

Ahora veremos un ejemplo para configurar nuestro modulo como maestro, con las siguientes características:

-Modo o role: Maestro

-Nombre: Naylamp

-Código de emparejamiento: 1465 (La misma que el dispositivo a conectarse)

-Velocidad o Baud rate: 57600 baudios

-Dirección del dispositivo esclavo con el que se desea conectar: 98:D3:31:20:3A:D0

A continuación se muestra los pasos para realizar la configuración:

- Entrar en modo AT 1 o Modo AT 2

- Verificar si estamos en modo AT

Enviar: AT

Recibe: OK

- Establecer el Role como Maestro

Enviar: AT+ROLE=1

Respuesta: OK

- Configurar el Nombre del modulo

Enviar: AT+NAME=Naylamp

Respuesta: OK

- Establecer el Pin de vinculación

Enviar: AT+PSWD=1465

Respuesta: OK

- Configura la Velocidad

Enviar: AT+UART=57600,0,0

Respuesta: OK

- Configurar el modo de conexión

Enviar: AT+CMODE=0

Respuesta: OK

- Especificar la dirección del dispositivo a conectarse

Enviar: AT+BIND=98D3,31,203AD0

Respuesta: OK

- Verificar los parámetros cambiados

Enviar:

AT+ROLE?

AT+PSWD?

AT+UART?

AT+CMODE?

AT+BIND?

Respuesta:

+ROLE:1

OK

+PSWD:1465

OK

+UART:57600,0,0

OK

+CMOD:0

OK

+BIND:98d3:31:203ad0

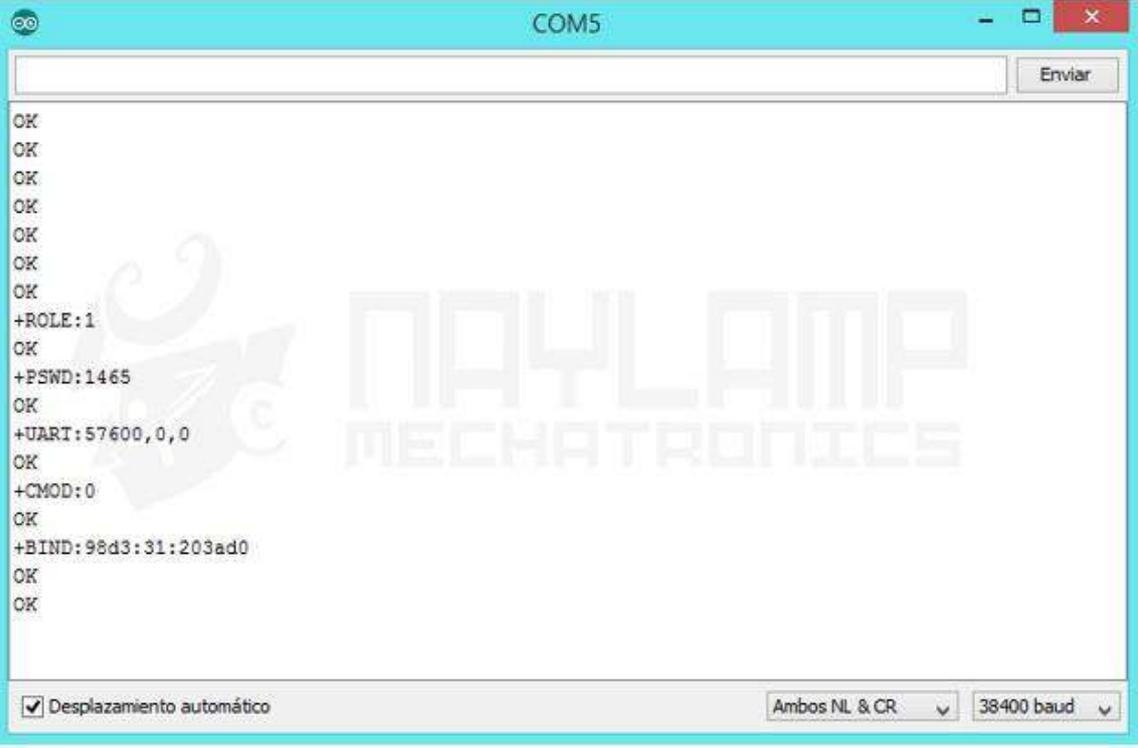
OK

- Resetear el modulo

Enviar: AT+RESET

Respuesta: OK

En la siguiente imagen podemos ver la secuencia de datos recibidos por el monitor serial en el mismo orden en que se realizaron los pasos anteriores.



The screenshot shows a serial monitor window titled "COM5". The window contains a text area with the following output:

```
OK
OK
OK
OK
OK
OK
OK
+ROLE:1
OK
+PSWD:1465
OK
+UART:57600,0,0
OK
+CMOD:0
OK
+BIND:98d3:31:203ad0
OK
OK
```

At the bottom of the window, there are three controls: a checked checkbox labeled "Desplazamiento automático", a dropdown menu set to "Ambos NL & CR", and another dropdown menu set to "38400 baud". A watermark for "NAYLAMP MECHATRONICS" is visible in the background of the text area.

Después de haber hecho las configuraciones, nuestro modulo se comporta como un dispositivo maestro, el cual estará constantemente buscando el dispositivo especificado hasta encontrarlo y conectarse. Para que el Maestro pueda conectarse con el dispositivo esclavo, ambos deben tener el mismo código de vinculación.

Anexos del Proyecto Integrador



Facultad de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales

AREA INGENIERÍA

ESCUELA DE ELECTRONICA

C.C. 755 - Correo Central - 5000 - CÓRDOBA

Tel. Directo (0351) 33-4147 int 110

Conmutador: 433-4141 y 33-4152 - Interno 10

Sr. Director de la Escuela de Ingeniería Electrónica
Ing.: RODRIGO BRUNI

Me dirijo a Ud. a fin de solicitar la **aprobación del tema del Proyecto Integrador (PI)** que propongo a continuación:

TEMA

NOMBRE DEL PROYECTO:

ELECTROESTIMULADOR PARA MIEMBRO SUPERIOR CONTROLADO POR COMPUTADORA.

DESARROLLO DE PROTOTIPO: El trabajo contara con la presentación de un prototipo.

AREA TEMATICA DEL PI: Digitales.

ASIGNATURAS: Digitales III, Electrónica Industrial, Electrónica Analógica II.

Director de PI

Nombre: Ing. Rodrigo Gabriel Bruni.

Cargo: Profesor asistente dedicación semi exclusiva.

Dirección Personal o Laboral: Av. Vélez Sarsfield 1611-FCEFyN.

TE: 3517582558.

eMail: rodrigo.gabriel.bruni@unc.edu.ar.

Firma del Director/Co Director:

Co-Director de PI

Nombre: Ing. Ladislao Mathe.

Cargo: Profesor titular dedicación exclusiva.

Dirección Personal o Laboral: Av. Vélez Sarsfield 1611-FCEFyN.

TE: 3516502152.

eMail: ladislao.mathe@unc.edu.ar.

Firma delCo-Director:

Datos del Estudiante

Nombre y Apellido: Martin Castellano.

Matrícula: 34574528.

Materias que faltan aprobar: Ninguna.

Dirección: Gral. Deheza 63 2° D B° Gral. Paz.

Localidad: Córdoba. **Provincia:** Córdoba.

e-mail: martin.castellano89@gmail.com.

Teléfono :3515170471.

Firma:.....

Objetivo General:El objetivo general del presente desarrollo es diseñar e implementar el prototipo de un dispositivo electrónico ,accesible, capaz de generar formas de onda consideradas aptas para la electro estimulación muscular con parámetros variables. Utilizando conocimientos adquiridos durante el cursado de la carrera de Ingeniería Electrónica, cumpliendo con parámetros previamente establecidos.

Objetivos Específicos

- *Indagar sobre las necesidades del usuario (profesional de la salud que utilizará el prototipo).*
- *Determinar las especificaciones del prototipo para poder cumplir con las necesidades del usuario.*
- *Seleccionar y utilizar las herramientas adecuadas para el diseño del hardware.*
- *Aplicar conocimientos adquiridos durante el curso de la carrera de Ingeniería para el censado, adquisición y procesamiento de señales .*
- *Realizar la integración de software y hardware.*

Metodología

Lugar previsto de realización: El presente trabajo se realizara dentro del predio de la facultad.

Requerimiento de Instrumental y equipos:

- Placa lpcexpreso 1769.
- Osciloscopio.
- Fuente.
- Computadora personal.
- Generador de señales.
- Tester.

Inversión estimativa prevista por el alumno: \$600 (aproximadamente sin contar la placa utilizada que pertenece a la facultad).

Apoyo Económico externo a la Facultad:

Referencias Bibliográficas o de Software:

Software:LabView 15.0 de National instrument, Multisim 14.0 de National instrument.

Referencias Bib: Electroterapia en fisioterapia, Autor: Jose Maria Rodriguez Martin,Editoraiamedicapanamericana, año 2000.

Recibido Cátedra PI

.....

Firma

Córdoba, / / .

ANEXO

1. Descripción Detallada del Proyecto

Para realizar una contracción o un movimiento muscular voluntario, el cerebro genera un impulso que viaja por el sistema nervioso central hasta el nervio motor, conocido como una estimulación muscular. Se produce una descarga eléctrica en la zona muscular y se logra de forma regulada una contracción o un movimiento. En este proceso se realizan polarizaciones y despolarizaciones hasta que al final se consigue una contracción muscular. La potencia de esta contracción dependerá de la intensidad del estímulo. Por otra parte, es necesario alcanzar un estímulo umbral mínimo para que se produzca una mínima contracción, ya que por debajo del mismo ésta no se producirá. Conforme el estímulo es mayor también lo será la contracción o la intensidad del movimiento.

En el caso de un electroestimulador el estímulo se produce a través de una descarga eléctrica la cual ocasiona el inicio de las despolarizaciones que llevan a la contracción muscular. Esta descarga puede realizarse por medio de electrodos ubicados sobre la piel, directamente sobre el músculo, o aplicarse en el nervio motor que origina la despolarización del músculo. En estos casos no es el sistema nervioso central, sino el electroestimulador el encargado de generar el impulso eléctrico en este caso, que conducido por el nervio motor realizará el trabajo que deseamos. Tanto la contracción voluntaria como en la obtenida por medio de impulsos eléctricos el resultado final será el mismo: una contracción.

En general la electroestimulación se puede clasificar de dos formas:

- Terapéutica
- Funcional

El propósito principal de la estimulación eléctrica terapéutica (TES) es el de mejorar la salud o funcionalidad de un músculo atrofiado, en este caso, el paciente se encuentra en reposo y descansando. Mientras que por el otro lado la estimulación eléctrica funcional (FES), lo que busca es activar músculos intactos o paralizados para lograr una contracción. Como se puede apreciar la tipo FES se puede utilizar para rehabilitación de miembros y disfunción motora, por este motivo para este trabajo en particular nos enfocaremos en la segunda ya que el objetivo final es lograr un prototipo para el control de dichas contracciones musculares.

Por otro lado la aplicación de la estimulación se puede producir tanto sobre el nervio (conocida como estimulación neural) como sobre el músculo (siendo esta la estimulación muscular). A su vez, los efectos que se producirán sobre la persona, dependerán de algunos factores como la amplitud, frecuencia, forma de onda, duración de tren de pulsos, aunque también así, dependerá de cada paciente, ya que la resistencia y/o la permeabilidad de cada persona es diferente. Estos parámetros serán aclarados más adelante, más allá de interesarnos por las FES. A su vez los sistemas FES se pueden encontrar divididos en dos formas, para músculo Inervado o para músculo Desnervado. Hablamos de un músculo desnervado cuando este pierde la conexión con el sistema nervioso central, mientras que un músculo inervado no.

Estos sistemas que se utilizan para generar movimientos artificiales se los suele conocer con el nombre de neuroprotesis. Pensando en este fin, lo que se busca, es que tengan un diseño portable. Estos electro estimuladores utilizan señales eléctricas para activar las fibras nerviosas deseada o los músculos con el fin de contraerlos o relajarlos como se mencionó anteriormente.

En el marco de este proyecto lo que se buscara es lograr un prototipo de un electro estimulador que será utilizado para uso didáctico en el cual se podrán variar los parámetros de distintas variables tales como amplitud de tensión, intensidad de corriente y frecuencia. Para esto en primer lugar lo que se realizara es llevar a cabo una búsqueda de información para conocer los requerimientos mínimos de dichas variables para luego poder identificar cuáles serán requisitos necesarios que deben cumplir y así reconocer como podrán variar dichos parámetros.

A partir de ese punto lo que se realizara es conocer cuáles son las técnicas que se podrían utilizar para realizar dicho sistema y que cumplan con los requisitos mínimos de frecuencias, niveles de tensiones y corrientes tanto mínimas como máximas como así también la forma de onda utilizada que luego serán implementadas.

Al finalizar el proyecto se contara con un prototipo como se observa en el Diagrama-1 que constara con un programa diseñado con un entorno grafico, en el cual se podrá variar ciertos parámetros de distintas variables, luego estos datos serán enviados a un micro controlador el cual se comunicara con el generador de señales de estimulación y su sistema de potencia como así también una fuente controlada, generando así las señales pertinentes. Dichas señales con sus parámetros definidos previamente, se aplicaran a una carga determinada.

Para finalizar hay que tener en cuenta que si bien el proyecto será un dispositivo de uso didáctico se tendrán en cuenta las normativas de seguridad aplicables a un equipo de esta naturaleza.

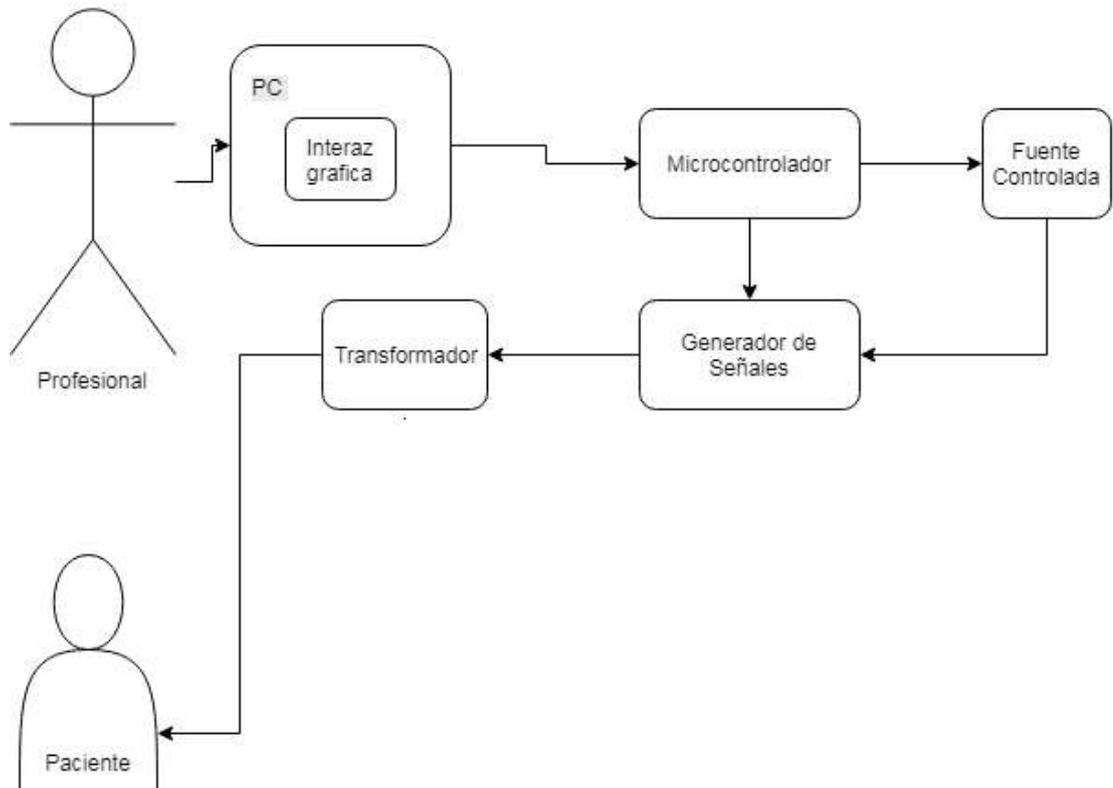


Diagrama-1

2. Referencias Bibliográficas y de Software

Software:

Lab View 15.0 de National instrument

Multisim 14.0 de National instrument

Referencias Bib:

Electroterapia en fisioterapia, Autor: Jose Maria Rodriguez Martin, Editoraiamedicapanamericana, año 2000.



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA

Facultad de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales

Escuela de Ingeniería Electrónica

Quien suscribe el Profesor en su
carácter de Director del Proyecto Integrador del Estudiante

....., denominado:
.....
.....

considera que el desarrollo del trabajo se ha completado según lo especificado en la
Solicitud de Aprobación de Tema y se encuentra en condiciones de tramitar su defensa.

A los efectos de quién corresponda, en fecha/...../.....

Firma y aclaración del Director

