

Universidad Nacional Autónoma de Nicaragua, Managua

Recinto Universitario “Rubén Darío”

Facultad de Ciencias e Ingenierías

Departamento de Tecnología



Seminario de Graduación para optar al título de Ingeniero Electrónico

Tema:

“Diseño de un prototipo médico electro-estimulante para uso quirúrgico en la corrección de malformaciones congénitas de ano imperforado”.

Autores:

Br. Otoniel José Herrera Soto.

Br. Cristian Elías Jarquín.

Tutor:

Msc. Milciades Delgadillo.

Febrero del 2016

DEDICATORIA

- A Dios por regalarnos la vida y prestarnos la salud día a día, para poder llevar a cabo la realización del presente seminario de graduación.

- A nuestros padres, familiares y amistades por su apoyo incondicional, tanto económico y moral, quienes con esfuerzo, sacrificio y conducción por el buen camino, están haciendo posible la culminación de nuestra carrera, depositando su confianza y entusiasmo en nosotros a lo largo de nuestra formación.

- A nuestro tutor del presente seminario por su paciencia y dedicación en el desarrollo del presente trabajo.

Br. Otoniel José Herrera Soto.

Br. Cristian Elías Jarquín.

AGRADECIMIENTO

- A DIOS nuestro señor por estar siempre con nosotros, brindarnos la sabiduría necesaria y darnos la fuerza para seguir adelante en este proceso y por concedernos llegar al fin de nuestra carrera para poder optar al título de Ingeniero Electrónico y de esta manera poder seguir nuestro camino como profesionales que sepan desempeñarse en el mundo laboral.
- A nuestro tutor del presente trabajo quien dedicó tiempo en la docencia para transmitir y compartir conocimientos al momento de darnos las instrucciones y correcciones necesarias para elaborar este documento conforme a las normativas de esta institución.
- Agradecemos a Ing. Juan A. Guido, Ing. Jessenia García, Dr. Alfredo Valle y a todos los que colaboraron en el desarrollo de este trabajo para lograr concluir con este proyecto de seminario de graduación.

Br. Otoniel José Herrera Soto.

Br. Cristian Elías Jarquín.

Índice

Contenido

| | |
|---|----|
| Resumen..... | 1 |
| Introducción del tema..... | 2 |
| Justificación..... | 4 |
| Objetivo General..... | 5 |
| Objetivos Específicos..... | 5 |
| Desarrollo del tema | |
| Capítulo 1 Definiciones fisiológicas y variables del proyecto..... | 6 |
| 1.1 Anatomía de los Músculos..... | 6 |
| 1.2 Clases de Músculos..... | 7 |
| 1.2.1 Músculo Liso..... | 7 |
| 1.2.2 Músculo Estriado..... | 8 |
| 1.2.3 Músculo Cardíaco | 8 |
| 1.3 Función Muscular..... | 9 |
| 1.3.1 Mecanismo Contráctil..... | 9 |
| 1.3.2 Cronaxia..... | 10 |
| 1.4 Malformación congénita del ámbito Anorectal..... | 11 |
| 1.5 Descripción del procedimiento de la Anorrectoplastia sagital posterior..... | 12 |
| 1.6 Variables para el desarrollo del proyecto..... | 14 |
| 1.6.1 Intensidad de la Corriente..... | 14 |
| 1.6.2 Importancia de la Bio-Impedancia..... | 16 |
| 1.6.3 Sensibilidad y nivel de frecuencia..... | 18 |
| 1.6.4 Generador de Ondas..... | 19 |
| 1.6.5 Tiempo de contacto..... | 21 |
| Capítulo 2 Selección y características de los componentes utilizados | |
| 2.1 Características del Arduino Leonardo..... | 24 |
| 2.2 Microcontrolador 18F4550..... | 27 |
| 2.3 Placa pingüino con 18f4550..... | 28 |
| 2.4 Amplificador de corriente..... | 29 |
| 2.5 Regulador..... | 29 |
| 2.6 Sensor de Impedancia..... | 29 |
| 2.7 Electroodos..... | 30 |

Capítulo 3

| | |
|---|-----------|
| 3.1 Esquema global del prototipo medico Electro-estimulante..... | 31 |
| 3.2 Etapa Monitor..... | 33 |
| 3.2.1 Utilización con I2C..... | 36 |
| 3.2.2 Utilización con SPI..... | 36 |
| 3.2.3 Comparación I2C o SPI..... | 37 |
| 3.3 Comunicación entre Arduino y PIC18f4550..... | 40 |
| 3.3.1 Programa de comunicación I2C entre Arduino y el PIC18F4550..... | 40 |
| 3.4 BMP a LCD 128x64..... | 46 |
| 3.5 Diseño de la placa pingüino con microcontrolador 18f4550..... | 49 |
| 3.5.1 Software necesario para Pingüino..... | 53 |
| 3.5.2 Corriendo el primer programa..... | 54 |
| 3.6 Circuito de control y visualización del prototipo Electro-estimulador..... | 55 |
| 3.7 Sensor de Bio-Impedancia..... | 58 |
| 3.8 Circuito Electroestimulador..... | 59 |
| 3.9 Modelo 3D de prototipo Electro estimulador..... | 62 |
| 3.10 Control de Tensión..... | 64 |
| 3.11 Control de Interrupciones..... | 67 |
| 3.12 Amplificación de Señal..... | 71 |
| 3.13 Circuito general del prototipo Electro estimulante..... | 73 |
| | |
| Conclusiones..... | 74 |
| Recomendaciones..... | 76 |
| Bibliografía..... | 77 |
| Sitios visitados..... | 79 |
| Anexos..... | 80 |

RESUMEN

El término malformaciones anorrectales comprende múltiples defectos congénitos con variable grado de complejidad cuya reparación varía con respecto al grado de dificultad técnica. En una reciente investigación realizada en el Hospital Infantil Manuel de Jesús Rivera en colaboración con el cirujano pediátrico Dr. Alfredo Valle, se determinó que las malformaciones anorrectales de ano imperforado cuya característica es la de poseer el ano cubierto por una membrana de piel normal, forman parte de una de las grandes causas de obstrucción intestinal en neonatos y que constituyen el 25% de las malformaciones digestivas.

La corrección de malformaciones anorrectales de ano imperforado constituye uno de los tratamientos o métodos quirúrgicos que no pueden ser llevados a cabo en los hospitales de Nicaragua debido a la falta del equipo médico necesario para este tipo de operación.

He aquí la gran necesidad e importancia de desarrollar un proyecto Electro-médico que aporte a esta problemática haciendo uso de la tecnología digital y la simplicidad de las placas arduino.

La electro-estimulación es la técnica que utiliza la corriente eléctrica, para provocar una contracción muscular, los equipos de electro-estimulación muscular trabajan dependiendo del objetivo que se persiga al emplearlos, por lo que es importante elegir bien la intensidad de las descargas que se aplican y la zona donde se colocan los electrodos que hacen contacto directo con el músculo.

Por tratarse de un dispositivo digital deberá programarse para que sea capaz de transformar las señales analógicas que serán ingresadas en un teclado, interpretarlas e imprimirlas en una pantalla Led por medio de la cual se apreciarán los valores de corriente y frecuencia que se estén suministrando así como las diferentes condiciones de seguridad para que el dispositivo comience a operar. Una vez que el dispositivo haya cumplido con las condiciones y esté listo para utilizarse, el usuario podrá ingresar los valores a suministrar en el paciente para lograr la estimulación del músculo, los cuales deberán ser completamente precisos, y que a la vez definirán el correcto funcionamiento y la seguridad que brinda dicho prototipo.

INTRODUCCION DEL TEMA

Uno de los métodos novedosos para tratar malformaciones anorectales es mediante la estimulación electrónica de músculo que es una técnica avanzada usada mundialmente para examinación, identificación, reparación, reconstrucción y otros propósitos en músculos esqueléticos

La historia del estimulador muscular está estrechamente relacionada a la historia de la anorrectoplastia para ano imperforado, los doctores han visto y han intentado tratar a recién nacidos con ano imperforado de los cuales muy pocos pacientes son registrados y se supone que más pacientes han muerto sin tratamiento.

En 1980 el tratamiento quirúrgico de malformaciones anorectales cambió drásticamente con la introducción de la anorrectoplastia sagital posterior y un aporte desarrollado por el Prof. Dr. Alberto Peña, también conocido como cirugía de Peña.

Las membranas de las células del organismo están polarizadas, puesto que hay un reparto desigual de cargas eléctricas entre el exterior de la célula (positivo) y el interior de la misma (negativo), donde precisamente intenta actuar la energía de la electroterapia.

Así, el tipo de frecuencia seleccionado en los equipos de electro-estimulación es la clave para indicar al cuerpo qué tipo de fibra muscular se está activando o excitando, según el estado en que el paciente se encuentre, o el problema de salud que se intente solucionar mediante esta técnica.

En un estimulador común las frecuencias más bajas están indicadas para conseguir una relajación tanto del músculo como de la propia persona, con un aumento de la circulación sanguínea y de la liberación de endorfinas pero, a medida que se va subiendo la banda de la frecuencia eléctrica, se trabaja el músculo con una combinación de ejercicios aeróbico-anaeróbico, con las frecuencias más altas, superiores a los 50 hercios.

Para el caso de una corrección de ano imperforado el procedimiento quirúrgico requiere una serie de detalles técnicos para ser observados y uno muy importante es la locación precisa del músculo estriado del esfínter externo que es donde es reposicionado el recto.

Para ello se realiza una técnica que implica una incisión en la media línea sagital posterior partiendo de la porción media del sacro a la etapa anterior del esfínter externo. La parte posterior del trasero del paciente (niño) es abierto como un libro y toda la estructura interna es expuesta. Luego el recto es separado meticulosamente de la vía genitourinaria, diseccionado y liberado lo suficiente para alcanzar una posición normal sin tensión. Luego el lugar de la fistula es cerrado.

Con la ayuda de un estimulador muscular eléctrico, los límites del mecanismo del esfínter son determinados y el recto es ubicado en una locación óptima para lograr los mejores resultados funcionales.

Esto es logrado con la estimulación eléctrica del músculo estriado. Esta técnica y la estimulación muscular han sido desarrolladas por el Prof. Peña desde 1980, reportados en 1982 y ha sido aceptada mundialmente.

El electro-estimulador muscular que se desea elaborar especialmente para este tipo de cirugías es un generador de pulsos de corrientes y los valores de la amplitud de pulsos dependen de la cantidad que se desea aplicar para la estimulación.

La estructura del presente documento está dividida de tal forma que la primera parte contemple el resumen, introducción, justificación y los objetivos del proyecto, la segunda parte estará dividida en capítulos que reflejaran los fundamentos teóricos como las definiciones de los parámetros implicados, el análisis y el desarrollo del proyecto en cuanto a simulación, programación y montaje del mismo; las conclusiones, recomendaciones, bibliografía y anexos se mostraran en la última parte de este documento.

JUSTIFICACION

Las malformaciones anorrectales constituyen el 25% de las malformaciones digestivas y son una de las grandes causas de obstrucción intestinal en neonatos, con una frecuencia de 1 x 4000 nacidos vivos y son más frecuentes en el varón y del 40 al 70% de los pacientes presentan una o más anomalías asociadas, esto de acuerdo con la información ofrecida por el cirujano pediátrico Dr. Alfredo Valle en conjunto con los datos registrados en la biblioteca del área de docencia y el departamento de estadísticas del Hospital Infantil MJR. Se determinó que la imposibilidad de los hospitales en Nicaragua para operar por falta del equipo médico que brinde la seguridad necesaria para realizar una corrección de ano imperforado o anorrectoplastia sagital posterior no permite que los niños que nacen con este tipo de malformación sean tratados a tiempo.

Tomando en cuenta esta problemática que afecta a los recién nacidos con este tipo de malformación ,se decidió realizar el presente proyecto con el objetivo de diseñar un prototipo médico con un sistema electro-estimulante del nervio muscular localizado en el recto, en el que se pueda controlar y monitorear la corriente suministrada además de los componentes bio-electrónicos que interactúan con el fin de que este prototipo pueda ser utilizado para identificar las estructuras musculares del recto mediante el estímulo eléctrico antes de realizar una anorrectoplastia sagital posterior.

Además se pretende diseñar este prototipo que originalmente es un equipo médico con funcionamiento análogo para que trabaje de manera electrónico-digital y en el que se puedan programar los niveles de frecuencia y corriente con ayuda del microcontrolador 18F4550 y el Arduino (Leonardo).

Por consiguiente este proyecto será de gran beneficio para las instituciones hospitalarias, por ser el primer proyecto Electro-médico relacionado con el tema de corrección de malformaciones anorrectales congénitas, y que a la vez servirá como referencia y documentación para los hospitales y otros investigadores.

De igual manera también constituirá una herramienta de apoyo para los estudiantes que realicen sus próximos trabajos o proyectos investigativos relacionados con la Electromedicina.

OBJETIVOS

Objetivo General

- Desarrollar un prototipo médico electro-estimulante con programación de los niveles de frecuencia y corriente usando el microcontrolador 18F4550 y el Arduino "Leonardo" para la corrección de malformaciones congénitas de ano imperforado.

Objetivos Específicos

- Diseñar el sistema electrónico-digital de control y monitoreo de la corriente suministrada y los componentes bio-electrónicos que interactúan con el músculo estriado del esfínter externo.
- Elaborar el software operativo del dispositivo en lenguaje C.
- Brindar una propuesta de características y diseño del encapsulado para el dispositivo médico electro estimulante para su uso quirúrgico en corrección de malformaciones anorrectales.

DESARROLLO DEL TEMA

Capítulo 1 Definiciones y variables fisisiológicas.

1.1 Anatomía de los músculos

El cuerpo humano está formado en una gran parte por músculos en un 40%. El tejido muscular se encuentran en el aparato locomotor en una parte conocida como parte activa, existe otra parte pasiva que es donde se encuentran: hueso, cartílago y tendones. Cuenta con una capacidad para contraerse la cual es considerada su principal característica.

Para poder mandar pulsos eléctricos al músculo es necesario conocer cómo trabaja, todos los músculos reciben pulsos de corrientes eléctricas las cuales causan que estos se contraigan y se muevan. También se debe tomar en cuenta que para que un músculo logre ser excitado se debe conocer la intensidad del impulso y la duración.

Para lograr contraerse necesita de una gran cantidad de células que contienen unas fibras o miofibrillas, cuyo número va a depender de la fuerza que desarrolle cada célula.

Cuando hay una contracción las fibras sufren un acortamiento el cual no puede ser mayor a la mitad de su longitud. Siempre hay un esfuerzo muscular por lo cual el cuerpo necesita más bombeo de sangre.

Los músculos también experimentan irritabilidad que es una propiedad de las estructuras vivas que consiste en la capacidad para responder a través de reacciones dadas a los estímulos del medio. Puede tener diversas formas propias y características del tipo de estructura y tipo de estímulo. Todas las células tienen irritabilidad.

Se ha comprobado que existen tres tipos de células que tienen una irritabilidad cualitativamente destacada:

- Células del sistema endocrino (glandulares)
- Células musculares
- Células nerviosas

A través de esta irritabilidad especial se realizan funciones y respuestas del ser vivo.

La irritabilidad especial, respuesta a estímulo con una acción particular, se denomina *Excitación*, y les sirve para distinguirse de otros tipos de células.

1.2 Clases de músculos

Existen varios tipos de músculos los cuales pueden ser planos o fusiformes, aislados o en manojos. Se pueden encontrar por su estructura de las fibras ya sean claras o no tan claras, es decir blancas o rojas.

Se encuentran otros 3 tipos de músculos diferenciados por su anatomía los cuales son: Músculo Liso, Estriado y Cardíaco.

1.2.1 Músculo Liso

Contiene fibras y células alargadas entrelazadas, este tipo de músculo no consume mucha energía solo cuando cambia de un estado a otro. Su función es sostener, son lentos a la hora de la contracción, son autónomos y su contracción se puede hacer de una manera violenta como los cólicos.

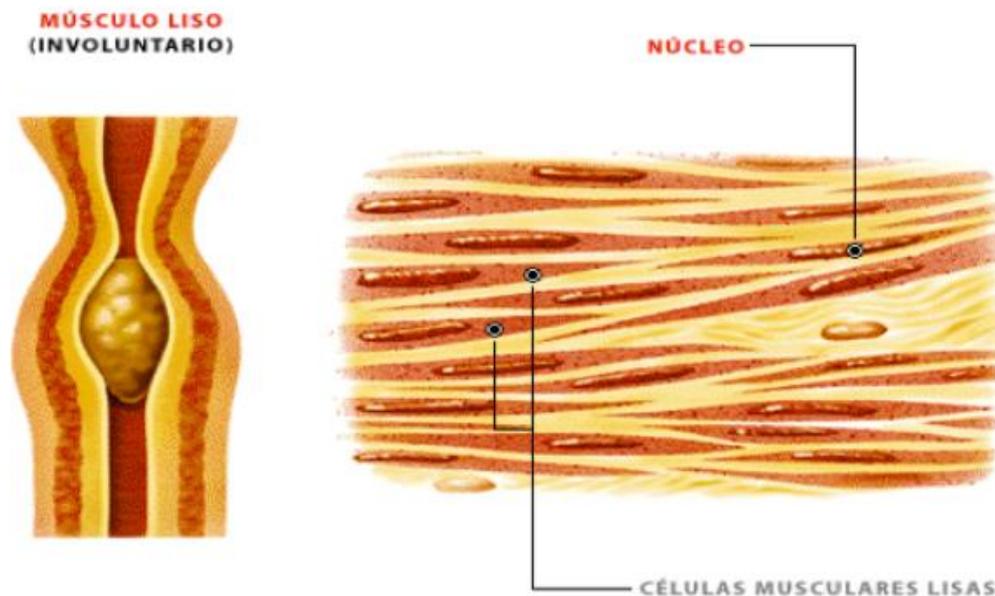


Fig. 1.2.1: Estructura del músculo liso.

Fuente: Merino, P. J. & Noriega. M.J. (2010). *Fisiología general del músculo*. Universidad de Cantabria. Ciencias de la salud. Recuperado de: <http://www.unican.es/ciencias-de-la-salud/fisiologia-general/materiales-de-clase-1/bloque-ii/Tema%2010-Bloque%20II-Fisiologia%20del%20Musculo.pdf>

1.2.2 Músculo Estriado

Contiene una gran cantidad de fibras, se diferencia por tener una estriación transversal debido a una sustancia proteínica clara y otra oscura, este músculo no es autónomo, es manejado por nuestra voluntad y es el encargado de mover los huesos (el esqueleto).

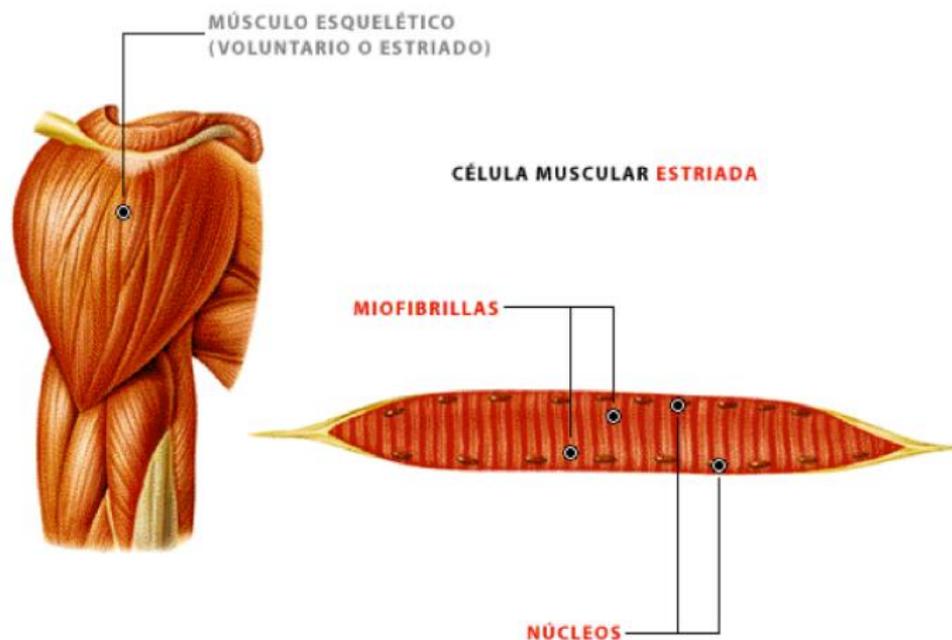


Fig.1.2.2: Estructura del músculo estriado.

Fuente: Merino, P. J. & Noriega. M.J. (2010). *Fisiología general del músculo*. Universidad de Cantabria. Ciencias de la salud. Recuperado de: <http://www.unican.es/ciencias-de-la-salud/fisiologia-general/materiales-de-clase-1/bloque-ii/Tema%2010-Bloque%20II-Fisiologia%20del%20Musculo.pdf>

1.2.3 Músculo cardíaco

Constituye un intermedio entre el músculo liso y el estriado, por lo tanto cuenta con estas dos formas de anatomía, es decir de un lado liso y del otro estriado. Escapa al manejo de nuestra voluntad. Solo se localiza en el corazón.

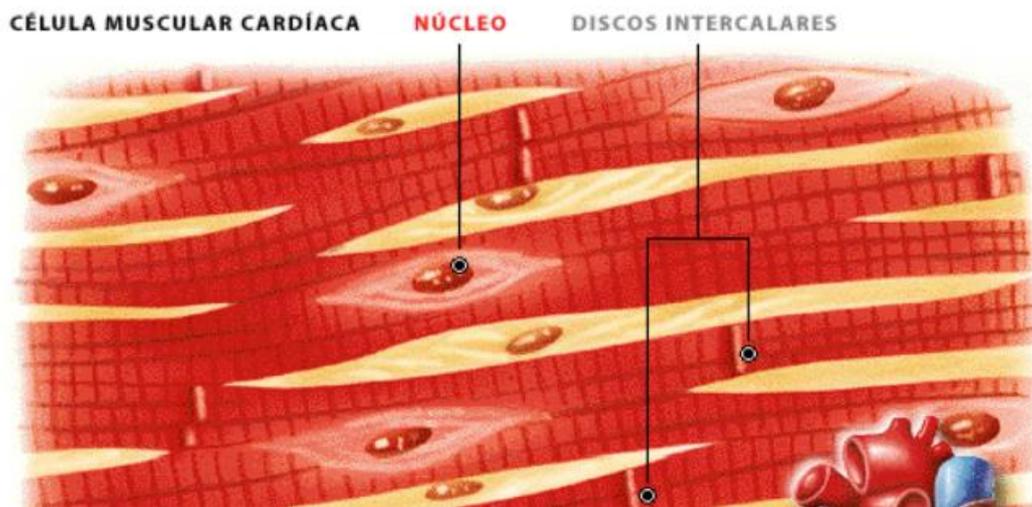


Fig.1.2.3: estructura del músculo cardíaco.

Fuente: Merino, P. J. & Noriega. M.J. (2010). *Fisiología general del músculo*. Universidad de Cantabria. Ciencias de la salud. Recuperado de: <http://www.unican.es/ciencias-de-la-salud/fisiologia-general/materiales-de-clase-1/bloque-ii/Tema%2010-Bloque%20II-Fisiologia%20del%20Musculo.pdf>

1.3 Función muscular

Cuando el músculo se contrae es por excitaciones nerviosas, en el caso de actividad las contracciones son repetitivas por lo cual hay un momento en el que comienzan a disminuir las contracciones y hay una respuesta deficiente del estímulo, es decir una fatiga muscular, se segregan sustancias como el ácido láctico y si llega a un exceso puede haber un calambre.

Las fibras al contraerse lo hacen de una manera total, con lo que el trabajo muscular se regula dependiendo del número de fibras que se interpongan a la hora de la contracción

1.3.1 Mecanismo contráctil

Durante mucho tiempo los fisiólogos creían que existía una fuerte relación entre la amplitud de potencia de la membrana y el alcance de la reacción contráctil. se ha comprobado que esto es cierto para el músculo esquelético (estriado) y para el cardíaco, pero en un proceso patológico o durante una medicación puede haber una desunión entre la corriente y la actividad contráctil.

Cuando la membrana muscular es excitada los sarcómeros cercanos se contraen simultáneamente y la contracción avanza por medio de las miofibrillas con la misma velocidad de onda que avanza por la membrana.

La duración de la contracción para el músculo depende de muchos factores como el lugar donde se va a estimular, la inercia del sistema, la longitud del músculo, entre otros.

La duración de una contracción de la fibra muscular ocasionada por una excitación simple, continuada se considera más corta que la del músculo completo, ya que se produce una dispersión por las diferencias de velocidad en la conducción de las fibras musculares. La duración de un ciclo completo en una contracción de todo el músculo es de 0.1 segundos aproximadamente con una fase que ocupa de 0.3 a 0.4 segundos de duración total.

1.3.2 Cronaxia

La palabra Cronaxia proviene del griego cronos: tiempo y axia: valor, constituye el tiempo mínimo para excitar al músculo con un estímulo del doble de la intensidad de reobase.

La cronaxia forma parte de uno de los factores más importantes que intervienen en el funcionamiento y el uso adecuado de los aparatos de estimulación eléctrica.

Hay dos factores que influyen en la estimulación de la excitabilidad neuromuscular:

- La duración del estímulo.
- La intensidad que necesita el músculo para percibir una excitación.

El umbral de respuesta o reobase es la mínima intensidad de corriente de duración que se necesita para excitar al músculo.

Es importante mencionar que ni todos los nervios ni todos los músculos tienen la misma cronaxia lo cual quiere decir que cada músculo va a necesitar una anchura del impulso específica para obtener una contracción y conforme la anchura del impulso vaya superando aún más su cronaxia la contracción será también más potente.

1.4 Malformación congénita del ámbito anorectal.

Las malformaciones anorectales han sido motivo de poco interés, puede ser porque ocurren en un área poco elegante; o bien debido a que involucran materia fecal o quizá porque los intentos quirúrgicos que en un principio se utilizaban eran mediocres y los niños y niñas terminaban viviendo una vida miserable, afectados de la secuela más común y temida que es la incontinencia fecal. En ocasiones, a esto se sumaba la incontinencia urinaria y la incapacidad sexual.

Los pacientes con malformaciones anorectales presentan una baja mortalidad, porque pueden vivir en el peor de los casos con una colostomía a permanencia que limita las oportunidades de realizar estudios anatómicos y en consecuencia, conocer la anatomía anormal y diseñar una técnica racional que reparará el defecto.

El procedimiento de este tipo de corrección implica explorar quirúrgicamente a los pacientes extendiendo una incisión sagital posterior entre los glúteos, desde la parte media del sacro, hasta la base del escroto en los niños o hasta el vestíbulo de los genitales en las niñas para luego usar un electro estimulador que permita identificar y preservar el músculo del esfínter externo.

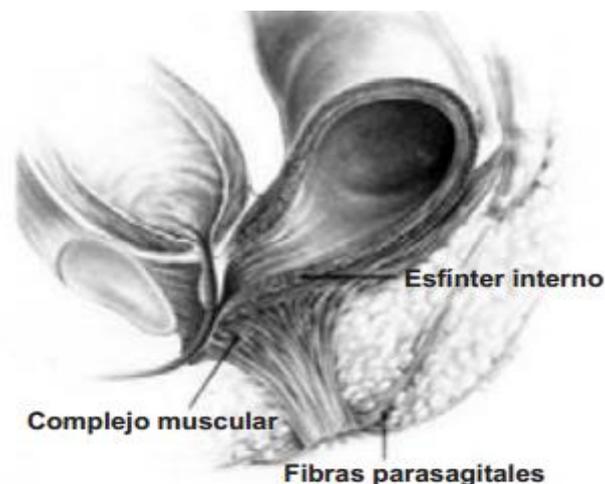


Fig.1.4(a). Diagrama que muestra el patrón anatómico más común de las malformaciones anorectales en pacientes del sexo masculino.

Fuente: Stephenns, FS & Smith, ED. (1971). *“Imperforate Anus: A New Surgical Technique”*. Chicago. Med J Aust, 7:202-207

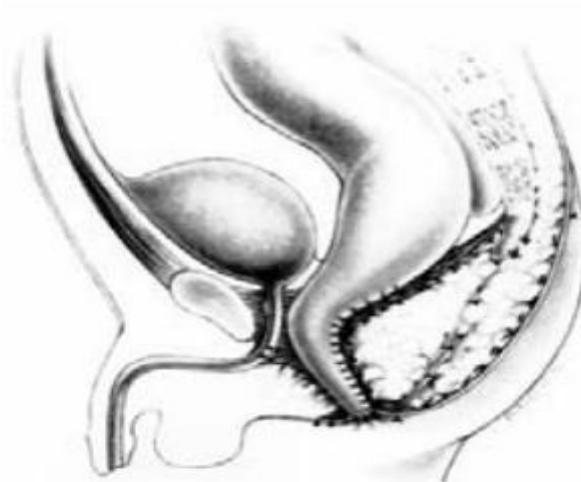


Fig. 1.4 (b). Malformación anorectal reparada.

Fuente: Stephenns, FS & Smith, ED. (1971). “*Imperforate Anus: A New Surgical Technique*”. Chicago. Med J Aust, 7:202-207

1.5 Descripción del procedimiento de la Anorrectoplastia sagital posterior o Cirugía de Peña.

Este procedimiento quirúrgico desarrollado por el Dr. Alberto Peña requiere una serie de detalles técnicos para ser observado, uno muy importante es la ubicación precisa de la estructura muscular del músculo estriado del esfínter externo, donde se vuelve a colocar el recto.

Este método implica una incisión sagital en la línea media posterior que va desde la porción media del sacro hasta el borde anterior del esfínter externo.

El mecanismo del esfínter se divide en una incisión de línea media, preservando así las fibras nerviosas y la disminución de la cantidad del dolor postoperatorio.



Fig.1.5(a): Posición quirúrgica ASP.

Fuente: M.J.Ansari. (2006).History of Invention & Role of Muscle Stimulator in Pediatric Surgery General & Pediatric Surgeon. /Technique of PSARP

La parte posterior de los glúteos del niño se abre como un libro y todas las estructuras internas están expuestas para luego separar meticulosamente desde el tracto genitourinario, diseccionado y liberado lo suficiente como para llegar a su sitio normal sin tensión. Seguidamente se procede a cerrar el sitio de la fistula.



Fig.1.5 (b): posición quirúrgica ASP.

Fuente: M.J.Ansari. (2006).History of Invention & Role of Muscle Stimulator in Pediatric Surgery General & Pediatric Surgeon. /Technique of PSARP

Con el uso de un estimulador muscular eléctrico o electro estimulador, los límites del mecanismo del esfínter se determinan y el recto puede ser colocado en su posición óptima para lograr mejores resultados funcionales.

Esto por tratarse de un estimulador muscular especialmente para abordaje quirúrgico que deja de lado la estimulación transcutánea para abrirse paso a la estimulación directa de los músculos expuestos.

1.6 Variables para el desarrollo del proyecto.

Es fundamental para el desarrollo de este proyecto mencionar algunos factores que intervienen en dicho trabajo para comprender aún mejor las variables que interactúan en este proyecto y que se deben de tomar en cuenta al momento de realizar el diseño de dicho prototipo; éstos factores son a la vez de vital importancia ya que los valores que serán ingresados para luego ser suministrados en el nervio o músculo de Peña deben ser completamente seguros y precisos, por tratarse de un dispositivo que trabaja con corriente aplicada a un paciente, tal es el caso de la intensidad de la corriente, la bio-impedancia, la frecuencia y el tiempo de contacto.

1.6.1 Intensidad de la Corriente

La intensidad es un factor muy importante ya que el organismo humano cuando es atravesado por la corriente eléctrica actúa como un conductor y se ajusta a la Ley de Ohm.

Según Arsonval la intensidad es la que produce más daños y al alcanzar ciertos niveles determina la lesión de los órganos internos y sobre todo del corazón.

Los valores de intensidad y sus efectos en el organismo que se señalan a continuación no son rigurosamente exactos, son un valor aproximado de magnitud que se ha obtenido de acuerdo a lo que indican algunos científicos como Koeppen, Dalziel, Weber y Andreuzzi; pero que pueden tomarse en cuenta para este trabajo por ser valores generales de las posibles daños que puede causar la corriente cuando es manipulada de manera incorrecta, poniendo en peligro la seguridad del paciente y del mismo usuario que trabaje con un equipo que tenga la función de suministrar valores bajos de

corrientes para lograr una contracción en el músculo, tal es el caso de un dispositivo Electroestimulador muscular.

| mA | Efectos sobre el cuerpo humano |
|-----------|---|
| 0.02 | Electrodos aplicados directamente sobre el miocardio producen fibrilación ventricular con frecuencias de 1.000 Hz. |
| 0.02 | Percepción sensorial a nivel de retina. |
| 0.045 | Percepción sensorial a nivel de la lengua. |
| 0.01 | Ligeras contracciones musculares en dedos. |
| 0.8 | Percepción cutánea (cosquilleo) para la mujer. |
| 1 | Percepción cutánea (cosquilleo) para el hombre. |
| 6 | Percepción cutánea dolorosa. Contracciones musculares en dedos. Umbral inferior de sensación de no poderse despegar. |
| 8.8 | La imposibilidad de autoliberación aumenta al 0.5% |
| 9 | La contracción muscular aumenta. Proyección o imposibilidad de autoliberación. Se suma la posibilidad de contractura de músculos respiratorios. Con asfixia si tiempo mayor de 3 min. Reversible. |
| 10 | Aumenta el umbral de imposibilidad de auto liberación al 50%. Quemadura de 1mm/2. |
| 15.5 | La imposibilidad de autoliberación aumenta al 100%. |
| 20 | Asfixia ventilatoria si el tiempo es mayor de 3 min. Y si el trayecto de corriente es mano a mano. |
| 25 | Contracciones musculares no tienen influencia sobre el corazón. Límite superior de la categoría 1 de Koeppen. |
| 30 | Se añade a lo anterior la imposibilidad de fibrilación ventricular si el tiempo es mayor de 1 minuto. |
| 50 | La posibilidad de fibrilación ventricular aumenta al 50% si el tiempo es mayor de 1 seg. |
| 70 | Fibrilación ventricular para tiempo mayor de 1 seg. |
| 80 | Fibrilación ventricular. Límite superior de la categoría 2 de Koeppen. |

| A | |
|-----|---|
| 0.3 | Parálisis del centro respiratorio. |
| 0.5 | Posibilidad de fibrilación ventricular mayor del 50% si el tiempo es menor de 1 seg. |
| 0.6 | Parálisis del centro respiratorio solo reversible solo reversible el 30% después del cese de corriente. |
| 2 | Inhibición de centros nerviosos. |
| 4 | Fibrilación ventricular. Límite superior de la categoría 3 de Koeppen. |
| >4 | Categoría 4 de Koeppen. parálisis respiratorias, cardíaca, fibrilación ventricular, depresión del SNC, quemaduras graves y carbonización, |
| >20 | Grandes quemaduras con importantes mutilaciones. |

Tabla 1: Efectos de la corriente en el cuerpo humano.

Fuente: Herrezuelo P. Isabel. (1993) “*Resistencia de la piel de los niños al paso de la corriente eléctrica*”. Universidad Complutense de Madrid, Facultad de Medicina, Departamento de toxicología y Legislación sanitaria. (Tesis doctorado), Madrid. P.128-245

1.6.2 Importancia de la bio-impedancia

La segunda capa de la piel, la dermis, constituye el factor esencial de la resistencia de la piel, debido a que dicha capa tiene como característica más importante su humedad. En esta capa la resistencia de la piel puede variar considerablemente ante la acción de multitud de influencias diversas, tales como, la edad del paciente, la parte corporal donde se realiza el tratamiento, humedad de la superficie corporal, vascularización mayor o menor de dicha zona, etc.

Cuando se usan corrientes alternas o continuas interrumpidas, la resistencia del tejido disminuye al aumentar la frecuencia. Esto se debe al hecho de que las interfaces entre los diferentes tipos de tejidos y entre las membranas no resultan muy permeables a los iones, que son los agentes encargados de conducir la corriente.

El resultado consiste en una acumulación de iones en las interfaces, con desarrollo de una diferencia de potencial opuesta al voltaje de la corriente aplicada. Esto constituye

un fenómeno conocido con el nombre de polarización electrolítica, desde este punto de vista el tejido puede compararse a un conductor con capacitancia, que se carga por la aplicación de un voltaje y desarrolla un contravoltaje el cual puede interpretarse como una oposición, una reactancia o resistencia capacitiva. El tejido tiene cierta capacitancia polarizante y que depende de la superficie de los electrodos.

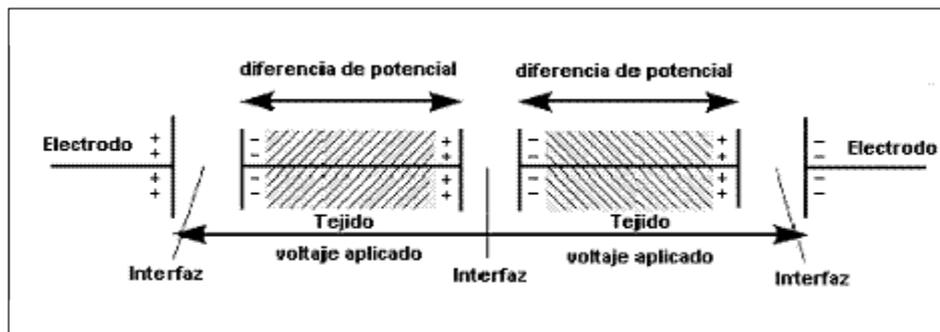


Fig.1.6.2 Comportamiento del tejido al paso de la corriente eléctrica.

Fuente: Herrezuelo P. Isabel. (1993) “Resistencia de la piel de los niños al paso de la corriente eléctrica” (tesis doctorado), Madrid. (p.128-245) /Fisiopatología/impedancia.

La resistencia de la piel, que es compleja, va a estar en función de la frecuencia de la corriente eléctrica. Para la corriente continua va a presentar un valor entre 150 a 250 $k\Omega$, reduciéndose a 2/3 de estos valores con una corriente alterna de 50 Hz y a la mitad si son de 100 Hz, siendo sólo de algunos ohmios a la frecuencia de 1.000 Hz. En este fenómeno, se basa la dosificación no crítica de las corrientes interferenciales, para las cuales los receptores sensoriales de la piel quedan cortocircuitados por un acoplamiento capacitivo en las frecuencias cercanas a 5.000 Hz.

La resistencia del cuerpo humano no es constante sino que varía según la influencia de varios factores. De las capas de la piel, la epidermis ofrece mayor resistencia que la dermis, por el hecho de ser avascular.

En las áreas del organismo donde la epidermis es más gruesa la resistencia corporal es mayor. Se admite que la resistencia de la piel oscila entre 1.000Ω y $1.000.000\Omega$, este valor disminuye en un 15% para la resistencia ofrecida por la dermis que es el lugar de trabajo para este dispositivo.

Entre los factores que modifican la resistencia de la piel se encuentra el grosor de la piel, la humedad, situaciones especiales (enfermedad), la superficie de contacto, el tiempo de contacto y presión, el trayecto de la corriente y la modificación de la resistencia de la piel según el voltaje cuando varía en función inversa al voltaje de la corriente, es decir, disminuye cuando la tensión aumenta.

Como adición de información para lograr ver la importancia de la impedancia en la piel, en la siguiente tabla se muestran los efectos que se producen en el organismo en función de la resistencia para diferentes valores de voltajes o caídas de tensión.

| Resistencia Ω | Voltaje corriente | | |
|----------------------|---------------------------------------|---|--|
| | 100 v | 1.000v | 10.000v |
| 500-1000 Ω | Muerte cierta. Quemaduras ligeras. | Muerte probable. Quemaduras evidentes. | Supervivencia posible. Quemaduras serias. |
| 5.000 Ω | Shock molesto. No hay lesión. | Muerte segura. Quemaduras ligeras. | Muerte probable. Quemaduras serias. |
| 50.000 Ω | Sensación apenas perceptible. | Shock molesto. No hay lesiones. | Muerte segura. Quemaduras ligeras. |

Tabla 2: Efectos que se producen en el organismo en función de la resistencia para un voltaje o tensiones dadas.

Fuente: Herrezuelo P. Isabel. (1993) “*Resistencia de la piel de los niños al paso de la corriente eléctrica*” (tesis doctorado), Madrid. (p.128-245) /Fisiopatología/impedancia.

1.6.3 Sensibilidad y nivel de la frecuencia.

La intensidad de corriente deberá adaptarse siempre a la sensibilidad subjetiva del paciente, la cual está expresada en cuatro grados de sensibilidad de mínima a máxima, es decir, sensibilidad subliminal, liminal, supraliminal y límite de tolerancia. En todas estas escalas, se debe evitar cualquier sensación de quemazón o escozor.

También conviene añadir que la sensibilidad varía según el estado en que se encuentre la piel del paciente (humedad, vello, espesor de la epidermis, inervación, etc.).Para

el caso del músculo expuesto se pueden producir diferencias de sensibilidad a la corriente en una sesión, esto puede ser debido a una respuesta de acomodación por parte del paciente, al disminuir su sensibilidad.

Cuando la frecuencia de una corriente alterna aumenta paulatinamente hasta alcanzar un determinado nivel se incrementa de forma paralela su peligrosidad.

En corrientes de alta frecuencia por encima de 1.000hz el peligro disminuye a medida que aumenta la frecuencia. En corrientes terapéuticas (300.000hz) como consecuencia del efecto Kelvin desaparecen los efectos patológicos, químicos y biológicos de las descargas eléctricas a favor de los efectos térmicos, con una acción preferentemente superficial y totalmente inocua.

1.6.4 Generador de ondas

El generador de ondas es el encargado de generar la señal que se desea utilizar para el tratamiento, se tienen diferentes tipos de señal utilizados en la electro estimulación.

Se utilizan corrientes denominadas no ionizantes de acuerdo al espectro electromagnético, cuyo límite se encuentra en las radiaciones ultravioleta de tipo B.

Las ondas o radiaciones ionizantes alteran la estructura elemental de la materia orgánica, generando mutaciones en la información genética o moléculas elementales debido a la longitud de onda.

Si la longitud de onda es igual o menor que los espacios intermoleculares de la materia, se logra penetrar en ella desprendiendo elementos, los cuales generan un cambio en el material genético, por tal motivo no son utilizados en la electro-estimulación.

Debido a que la longitud de onda es inversamente proporcional a la frecuencia, las altas frecuencias contienen longitudes de ondas muy pequeñas.

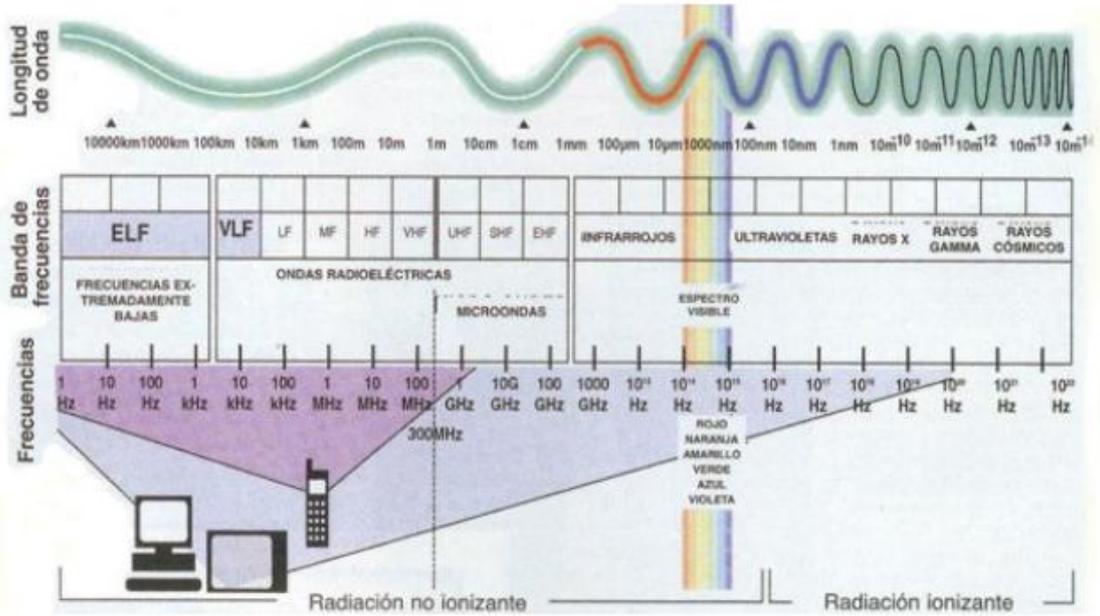


Fig. 1.6.4: Relación de longitudes de onda respecto al espectro electromagnético.

Fuente: Juárez, J & Oliva, O. (2012). *Estimulador muscular para analgesia*. Instituto Politécnico Nacional. Escuela superior de Ingeniería, Mecánica y Eléctrica –Zacatengo.

Recuperado de: [http://: estimuladores analgésicos.pdf](http://estimuladoresanalgesicos.pdf)

La clasificación de acuerdo al tipo de radiación se muestra en la siguiente tabla:

| Radiación | Tipo de radiación |
|--------------|-------------------|
| Rayos gamma | Ionizantes |
| Rayos x | |
| Ultravioleta | |
| Luz visible | No ionizantes |
| Infrarrojos | |
| Microondas | |
| radio | |

Tabla 3: Clasificación de acuerdo a su radiación.

Fuente: Juárez, J & Oliva, O. (2012). *Estimulador muscular para analgesia*. Instituto Politécnico Nacional. Escuela superior de Ingeniería, Mecánica y Eléctrica –Zacatengo.

Recuperado de: [http://: estimuladores analgésicos.pdf](http://estimuladoresanalgesicos.pdf)

Las terapias según la frecuencia de los pulsos a utilizar en una terapia de electro estimulación están clasificadas de la siguiente manera:

- Baja frecuencia: Comprende frecuencias de 0 a 1000hz.
- Media frecuencia: Van de 1000hz a 500,000hz aunque las más utilizadas son de 2000 a 10,000hz.
- Alta frecuencia: De 500,000hz hasta el límite de las ultravioleta de tipo B.

Con corrientes de baja frecuencia es posible estimular las fibras y a la vez influir en la modulación del dolor.

Cada tipo de fibra responde a un rango de frecuencias por lo que se permite una estimulación prácticamente individualizada (ver tabla 4).con intensidades elevadas la selectividad es menor y puede existir una estimulación múltiple.

| Fibra | Transmite | Frecuencia optima(Hz) |
|-----------------------------|------------------|-----------------------|
| A β (II)mielinizada | Tacto, vibración | 80-100 |
| A δ (III)mielinizada | Dolor vivo | 15-40 |
| C(IV)amielinica | Dolor sordo | 1-4 |

Tabla 4. Respuesta al rango frecuencia con respecto al tipo de fibra.

Fuente: Juárez, J & Oliva, O. (2012). *Estimulador muscular para analgesia*. Instituto Politécnico Nacional. Escuela superior de Ingeniería, Mecánica y Eléctrica –Zacatengo.

Recuperado de: [http://: estimuladores analgésicos.pdf](http://estimuladoresanalgésicos.pdf)

1.6.5 Tiempo de contacto

Por tratarse de un prototipo médico se deben de seguir las precauciones de seguridad en cuanto al tiempo de duración del impulso debido a que los efectos nocivos de la corriente dependen del tiempo de actuación de la misma, con una intensidad elevada es suficiente un contacto de milésimas de segundo para ocasionar lesiones en el paciente.

Esto indica el tiempo durante el cual se va a aplicar el estímulo, el tiempo del impulso se mide en microsegundos, conforme establece la ley de Weiss que relaciona la amplitud del impulso con la intensidad aplicada y la duración del mismo, se desarrolla

el concepto de cronaxia ya antes mencionado que nos indica la cantidad de tiempo necesario para que una corriente actúe sobre el músculo y lo estimule produciendo una contracción con una amplitud doble de la reobase que no es más que la amplitud de corriente que al ser aplicada durante un tiempo suficiente da lugar a una contracción.

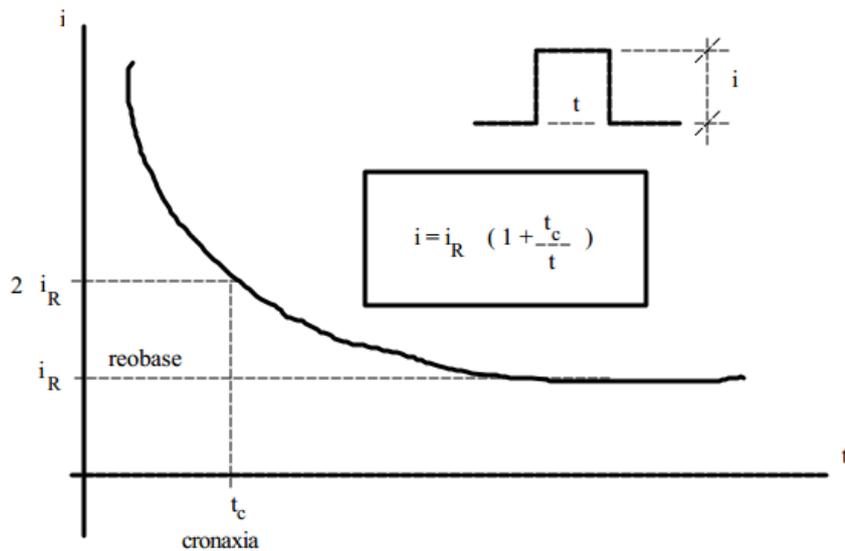


Fig.1.6.5 Curva de excitabilidad de las fibras nerviosas.

Fuente: [http:// corriente_eléctrica_en_medicina.pdf](http://corriente_eléctrica_en_medicina.pdf)

Si se emplea corriente directa, se debe tener en cuenta la observación básica siguiente que describe la relación entre corriente y tiempo:

- Si la intensidad de corriente es suficiente para efectuar la despolarización, cierta duración del estímulo es requerida, ésta duración es el tiempo de utilización (t).
- Una duración de estímulo dado requiere de un mínimo de corriente para lograr la estimulación de la célula. La magnitud de esta corriente es llamada corriente umbral (i).
- Si la duración del estímulo es prolongada la corriente de estimulación tiende a un valor mínimo, el umbral básico o reobase (i_R).

- d) La relación general de la corriente umbral(i) y el tiempo de utilización (t) está dada por

$$i = iR \left(1 + \frac{t_c}{t} \right)$$

Donde t_c : es el tiempo de utilización, el cual tiene una corriente umbral igual al doble de la corriente de rebase. Este tiempo de utilización es conocido como cronaxia.

Cuando la corriente se incrementa linealmente, se observa un fenómeno adicional llamado acomodación o acostumbamiento al estímulo. Esto significa que la corriente umbral depende del incremento di/dt de la corriente. El umbral de la corriente se incrementa con el decrecimiento de la velocidad para corrientes de incrementos lentos, la despolarización no ocurrirá hasta con altos valores de corrientes.

Capítulo 2

Selección y características de los componentes.

2.1 Características del Arduino Leonardo

El Arduino Leonardo es una placa electrónica basada en el ATmega32u4 (ficha técnica). Cuenta con 20 pines digitales de entrada / salida (de los cuales 7 se pueden utilizar como salidas PWM y 12 entradas como analógicas), un oscilador de cristal de 16 MHz, una conexión micro USB, un conector de alimentación, una cabecera ICSP, y un botón de reinicio.

Contiene todo lo necesario para apoyar al microcontrolador; simplemente conectándolo a una computadora con un cable USB o a la fuente de alimentación externa con un adaptador de CA o la batería a CC. La fuente de alimentación se selecciona automáticamente.

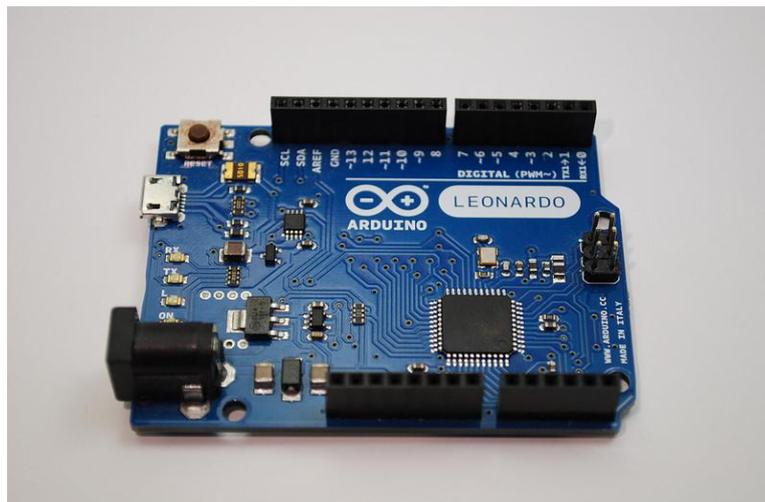


Fig.2.1(a). Arduino Leonardo

Fuente: Arduino. (2016). *Descripción de placa arduino*. De Arduino.
Sitio web: <http://arduino.cc/es/Reference/HomePage>
<http://www.arduino.cc/en/Tutorial/HomePage>

Los pines de la placa Arduino Leonardo son los siguientes:

- VIN: El voltaje de entrada a la placa Arduino cuando se utiliza una fuente de alimentación externa. se puede suministrar tensión a través de ese pin.
- 5V: La fuente de alimentación regulada utiliza para alimentar el microcontrolador y otros componentes de la placa. Se puede hacer desde VIN a través de un regulador de a bordo, o ser suministrada por USB u otra fuente de 5v regulada.
- 3V3: Un suministro de 3.3 voltios generada por el regulador de a bordo. Empate corriente máxima es de 50mA.
- GND: Pines a tierra.
- IOREF: Es la instrucción que indica la tensión a la que los pines de E/S están trabajando (vcc para la placa, 5v en el Leonardo).

El Arduino Leonardo posee una memoria de 32KB y tiene 2.5KB de SRAM y 1KB de EEPROM (que puede ser leído y escrito con la biblioteca EEPROM).

En esta placa las entradas y salidas son analógicas y digitales, en la figura 2.1(a) se puede apreciar que cada uno de los pasadores de 20 E/S digitales se pueden utilizar como una entrada o salida usando pinMode, digitalWrite y funciones digitalWrite. Operan a 5v y cada pin puede proporcionar un máximo de 40mA y tiene una resistencia pull-up de 20-50 kohms.

Posee algunos pines con funciones especiales como:

- Serial (0RX y 1TX) se utiliza para transmitir y recibir datos en serie utilizando la capacidad en serie del hardware ATmega32U4.
- TWI (2SDA y 3SCL) interrupciones externas, estos pines pueden configurarse para activar una interrupción en un valor bajo.
- PWM proporciona una salida PWM de 8 bits.
- SPI en la cabecera ICSP. Estos pines soportan la comunicación SPI utilizando la librería SPI.

- LED incorporado conectado al pin 13. Cuando el pasador es de alto valor, el Led esta encendido, cuando el pasador es bajo, está apagado.

El Leonardo posee 12 entradas analógicas, a través de la etiqueta A0-A11, todos los cuales también se pueden utilizar como E/S digitales. Las entradas A6-A11 están en E/S digital pines 4-12 (es decir 1024 valores diferentes).

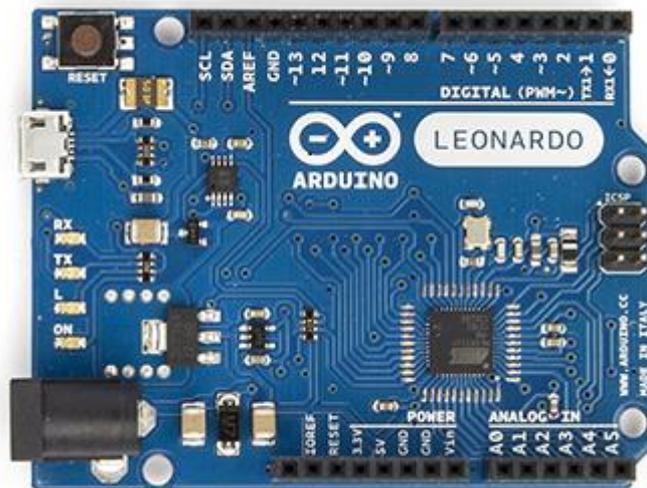


Fig.2.1 (b). Vista de E/S de la placa Arduino Leonardo

Fuente: Arduino. (2016). *Descripción de placa arduino*. De Arduino.

Sitio web: <http://arduino.cc/es/Reference/HomePage>

<http://www.arduino.cc/en/Tutorial/HomePage>

El Arduino Leonardo tiene una serie de instalaciones para la comunicación con una computadora, otro Arduino u otros micro controladores, también ofrece UART TTL (5v) de comunicación en serie, que está disponible en los pines digitales RX y TX. El software de Arduino incluye un monitor de serie que permite a los datos de texto simples ser enviados hacia y desde la placa Arduino. El indicador de que se está transmitiendo a través de la conexión USB a la computadora es mediante el parpadeo de los Leds RX y TX.

2.2 Microcontrolador 18F4550

Para realizar el diseño del prototipo tendremos que elegir el microcontrolador que nos va a permitir realizar la programación de manera que el sistema funcione de acuerdo a nuestros propósitos, para ello se ha decidido utilizar el microcontrolador 18f4550 por ser uno de los más populares en cuanto a conectividad USB se trata, otra de sus características es que posee más memoria RAM EEPROM, y FLASH que el común de la familia PIC16F. Este tipo de microcontrolador es ideal para pequeñas potencias (nanovatio) y aplicaciones de conectividad que benefician de la disponibilidad de los tres puertos seriales: FS-USB (12 Mbit / s), I²C™ y SPI™ (hasta 10 Mbit / s). Su gran capacidad de memoria RAM para almacenamiento temporal y su memoria FLASH de programa mejoradas hacen que sea ideal para el control integrado y aplicaciones de monitoreo que requieren conexión periódica con un ordenador personal a través de USB para la carga y descarga de datos y / o actualizaciones de firmware.

En la Figura 2.2 se ilustra el microcontrolador a utilizar.

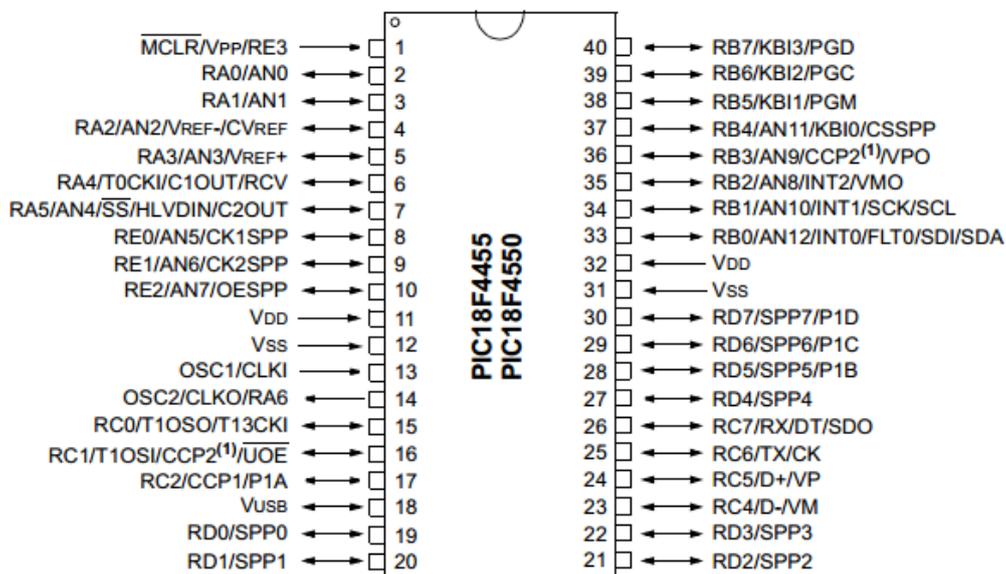


Fig. 2.2 Microcontrolador 18f4550

Fuente: Microchip Technology. (2009) *Especificaciones del PIC18F4550*. De Microchip Technology Inc.

Tomado de: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/39632e.pdf>

Principales Características

- Puerto USB V2.0 que puede trabajar en modo low speed (1.5 Mb/s) y Full speed (12 Mb/s).
- RAM 1-Kbyte accesible por USB.
- Reloj externo hasta de 48 MHz.
- Oscilador interno de 31 KHz – 8 MHz configurable por software.
- Pines con salida de alta corriente de hasta 25 mA.
- 4 timers de los cuales: hasta 2 pueden ser utilizados como módulos de captura/comparación/PWM.
- Puerto USART con soporte para comunicaciones MSSP, SPI e I²C.
- Hasta 13 canales ADC de 10 bits.
- Memoria FLASH con 100,000 ciclos de lectura-escritura típicos.
- Memoria EEPROM con 1, 000,000 ciclos de lectura escritura típicos y retención de datos de hasta 40 años.
- Programación con código de protección.
- Programación ICSP vía dos pines

2.3 Placa Pingüino con PIC18F4550

Pingüino consiste en una plataforma de hardware y software open source para la experimentación con micro controladores, esta es similar a Arduino pero basada en un microcontrolador PIC (en este caso 18f4550) y que además cuenta con su propio Entorno de Desarrollo Integrado de uso y apariencia similar al de Arduino con la diferencia de que Pingüino no necesita una Interfaz UART a USB adicional para

comunicarse con la PC, debido a que el microcontrolador tiene un módulo USB integrado, lo cual le permite comunicarse directamente con la PC y reduce el costo del hardware, dejando además libre el puerto UART del microcontrolador para las aplicaciones. El circuito básico del Pingüino es muy simple y sólo se precisan unos pocos componentes; todo el software necesario está disponible para bajarse de internet gratuitamente.

2.4 Amplificador de corriente.

La etapa de amplificación es la encargada de suministrar la corriente necesaria de salida a cada electrodo. La corriente requerida en este caso para estimular el músculo estriado del esfínter externo tiene unos valores que van desde el orden de 1 a 250 mA.

Se tiene un amplificador de voltaje y corriente, el amplificador de voltaje debe ser suficiente para enviar un voltaje capaz de provocar una contracción en el músculo.

2.5 Regulador

El principio de funcionamiento de un regulador consiste en detectar el voltaje suministrado por un alternador de manera que cuando llegue a un valor, éste mantenga ese voltaje sin que aumente más.

Cuando el regulador detecta que se alcanza un voltaje adecuado, se encarga de regular la corriente o voltaje que llega directamente a los electrodos para evitar daños en el paciente debido a una corriente elevada y de igual manera intensificarla o disminuirla según lo requiera el paciente.

2.6 Sensor de impedancia

Primeramente podemos definir un sensor como un dispositivo que proporciona una respuesta (normalmente mediante la generación de una señal eléctrica) frente a estímulos o señales físicas o químicas.

Tras la implementación del electro-estimulador es posible que no se obtenga respuesta fisiológica a la estimulación eléctrica.

El sensor de impedancia nos permite conocer la impedancia presentada por el área de aplicación.

2.7 Electrodo

Todas las señales eléctricas se van a aplicar al músculo mediante unos electrodos, el electrodo consiste en una membrana conductora que es utilizada para hacer contacto con una parte metálica de un circuito.

Es a la vez la salida de la señal hacia las placas conductoras las cuales hacen contacto directo con el músculo permitiendo que se difunda la corriente a través de él logrando la estimulación efectiva.

Por tratarse en este caso de una aplicación manual de los electrodos (colocando y manteniendo sobre el punto deseado) el uso de este tipo de electrodo debe ser completamente seguro para evitar contacto excesivo con el músculo a fin de evitar irritaciones o quemaduras.

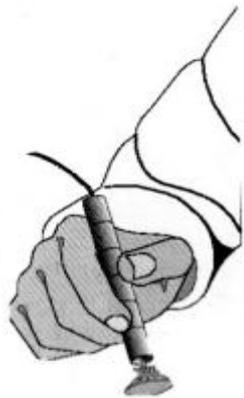


Fig. 2.7. Aplicación manual del electrodo.

Fuente: Juárez, J & Oliva, O. (2012). *Estimulador muscular para analgesia*. Instituto Politécnico Nacional. Escuela superior de Ingeniería, Mecánica y Eléctrica –Zacatengo. Recuperado de: <http://www.iontoforesis.com/pdf/estimulador%20para%20analgesia.pdf>

Capítulo 3

3.1 Esquema global del prototipo médico electro-estimulante.

A la hora del diseño de nuestro prototipo electro-estimulante se han tenido en cuenta las principales características, ya nombradas, que debe tener todo circuito.

Ante todo este esfuerzo de diseño se ha procurado el desarrollo del sistema con el fin de que reúna las siguientes características:

- Asegurar en todo momento un control de los parámetros de la estimulación.
- Dotar al sistema con una mayor exactitud en los valores que son ingresados y de corrientes suministrados.
- Brindar completa seguridad tanto para el usuario como para el paciente.
- Poseer unas dimensiones adecuadas para su fácil manejo e implementación.

Estas exigencias nos han llevado a elegir una implementación mediante una circuitería acompañadas con programación de manera que resulte lo más seguro y fiable que los dispositivos electro-estimulantes ya existentes.

El sistema completo contará con una unidad externa por donde serán ingresados los valores de corrientes que se necesiten suministrar, los cuales serán enviados a un bloque interno que será programado mediante una computadora que a la vez se encargará de almacenar los parámetros antes programados para la estimulación, de igual manera estos datos o parámetros ingresados serán interpretados y reflejados en una pantalla Led.

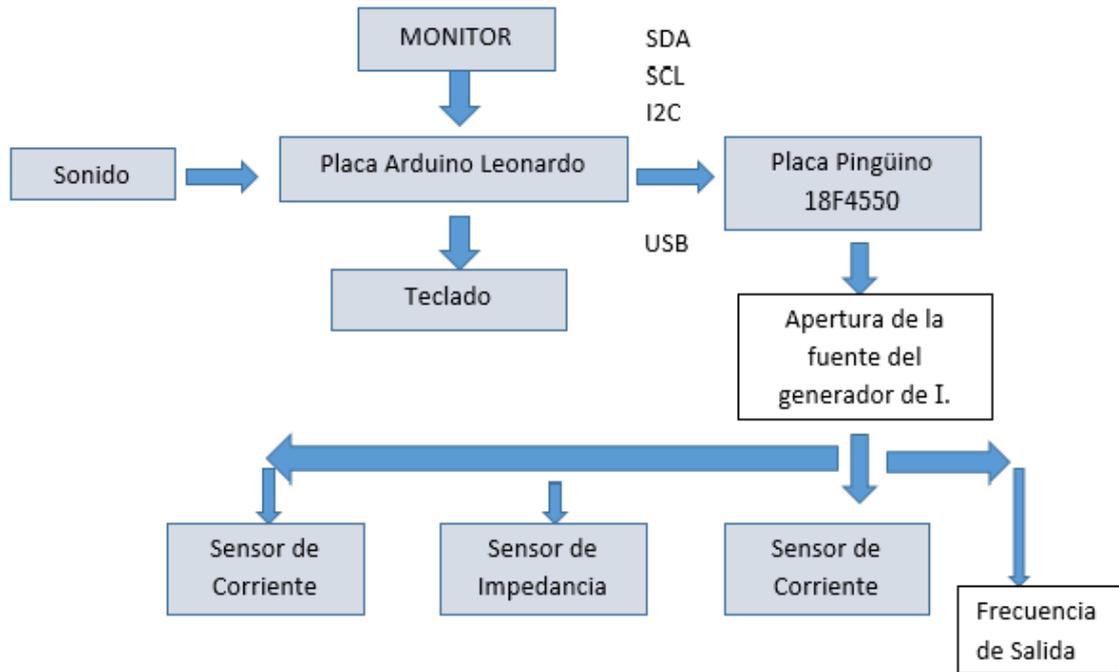


Fig.3.1: Esquema global del prototipo médico electro-estimulante.

Fuente: Propia.

El bloque interno estará formado a su vez por módulos que serán previamente programados y por una circuitería que se encargarán de recuperar la energía así como de generar la señal de estimulación.

Del esquema global podemos mencionar que contará con:

- Una parte receptora-transmisora, que recupera los datos recibidos del exterior y que enviará la información a una pantalla Led, tanto de la medida de impedancia como del control de la corriente suministrada, en este caso estará conformada por las placas Arduino Leonardo y la Placa Pingüino.
- Un Regulador que consiste en un circuito de protección que limita la alimentación a un valor fijo.
- Sensor de impedancia que nos permita conocer la impedancia presentada por el área de aplicación.
- Una Circuitería lógica que generará las señales digitales de control y estimulación que serán suministrados por medio de los electrodos.

3.2 Etapa Monitor

Se optó por tecnología OLED por lo novedoso y sorprendente que es su tamaño y porque el consumo que presenta este display es de unos 16 mA, aún menos que un LED y eso con una resolución de 128×64 pixeles. Tiene un contraste magnifico y no necesita backlit para poder ver el display, ya que la tecnología OLED genera la luz por si sola.

OLED viene de Organic Light Emitting Diode, o sea que son diodos LED con otra tecnología orgánica de emisión de luz.

Además permite la representación tanto de caracteres como de matrices gráficas e imágenes en una cierta resolución , 128×64 pixeles, este display tiene muchas ventajas, entre ellas que supuestamente funciona igual a 5V que a 3.3V, tanto para la alimentación como para las señales de datos.



Fig.3.2(a): Display OLED 128x64

Fuente: Redline asesores. (2014). *Configuración de arduino con oled*. de Prometec.

Sitio web: <http://www.prometec.net/oled/>

Lo bueno de los 128x64 OLED es que se pueden utilizar protocolo de comunicación I2C (+ una línea de reset) o SPI.

SPI es generalmente más rápido que I2C pero utiliza más pines. También es más fácil para algunos microcontroladores que utilizan SPI. Se puede utilizar cualquiera de los dos con este tipo de pantalla.

El proceso de funcionamiento de la pantalla estará definido según lo muestra el diagrama de flujo de la siguiente figura, en donde se aprecia que la pantalla una vez encendida mostrara las diferentes pruebas de calibración que se necesiten realizar para asegurar el correcto funcionamiento del prototipo y que brinde la seguridad de que los valores que se están apreciando en la pantalla sean los valores físicos reales.

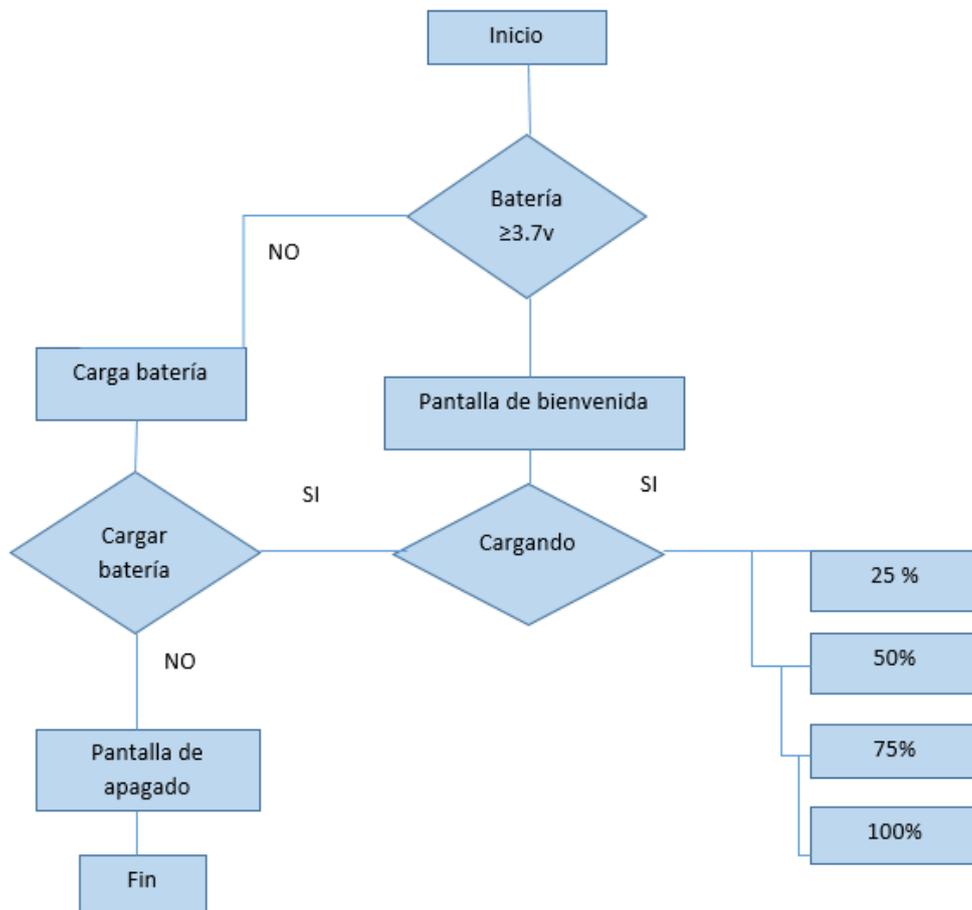


Fig.3.2 (b): Diagrama de flujo-Inicio del monitor

Fuente: Propia.

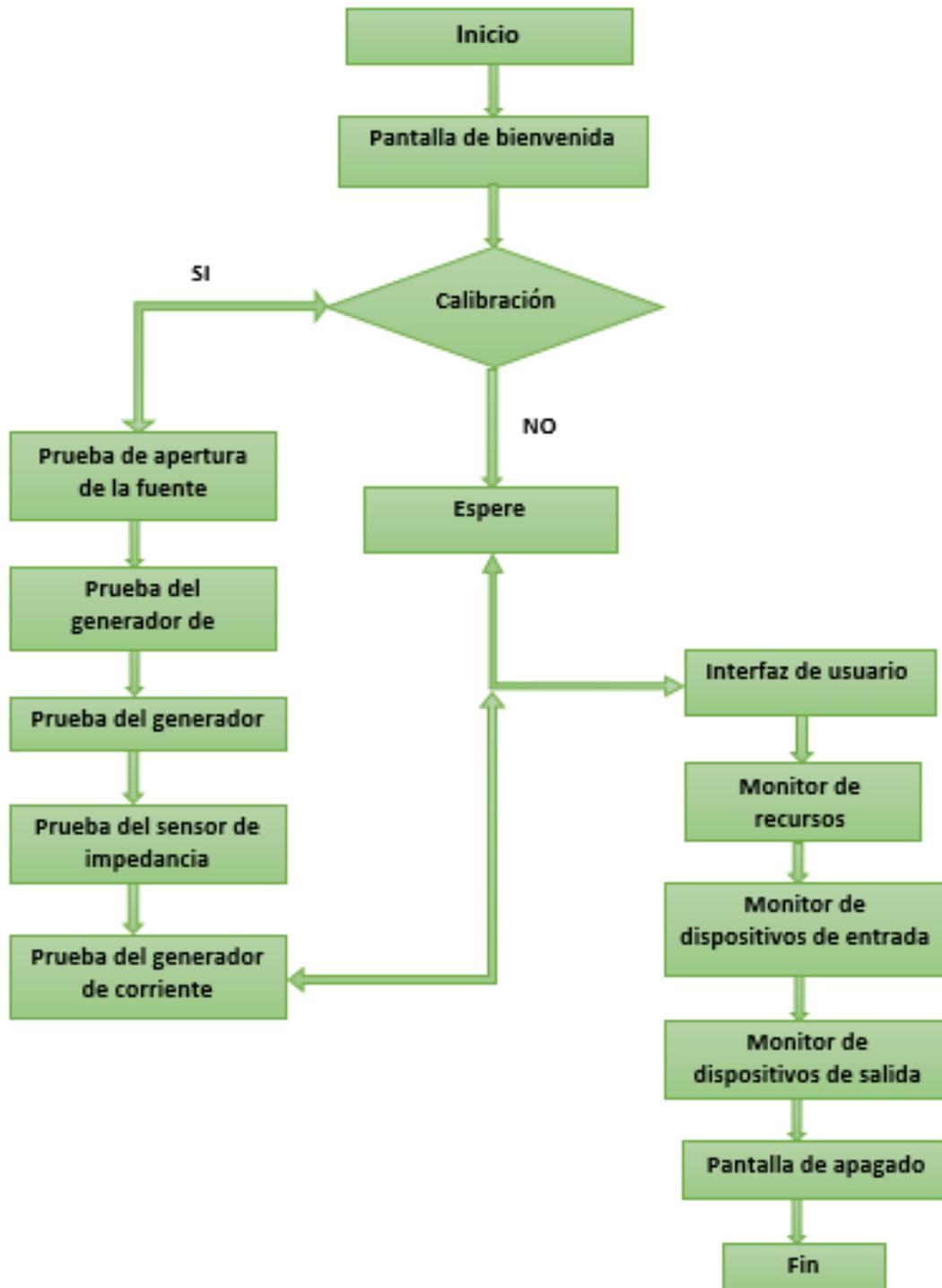


Fig.3.2 (c): Diagrama de flujo-Pruebas de calibración de la pantalla.

Fuente: Propia

3.2.1 Utilización con I2C.

El bus I2C, es un estándar que facilita la comunicación entre microcontroladores, memorias, solo requiere de dos líneas de señal y un común o masa. La pantalla se puede utilizar con cualquier microcontrolador I2C. Debido a que la interfaz I2C es para escritura sólo a la pantalla, todavía se tiene que amortiguar toda la trama de 512 bytes en la RAM del microcontrolador, no se puede leer datos de la OLED (aunque I2C es un protocolo bidireccional). Para empezar, se tendrá que soldar los dos puentes en la parte posterior de la pantalla OLED. Ambos se deben soldar 'cerrado' para I2C para trabajar.

La conexión seria de esta forma:

- GND va a tierra.
- Vin va a 5V
- Datos a I2C SDA (en el Uno, esto es A4 en la Mega es 20 y en el Leonardo digital de 2)
- Clk para I2C SCL (en el Uno, esto es A5 en el Mega es 21 y en el Leonardo digital de 3)
- RST a digital 4 (se puede cambiar este pin en el código, más adelante)

Una vez que se obtiene este trabajo, se puede intentar un restablecimiento diferente de pin (no se puede cambiar la SCA y los pines SCL). Por último, se puede ejecutar:

Archivo → Sketchbook → → Bibliotecas Adafruit_SSD1306 →
SSD1306_128x64_i2cejemplo

3.2.2 Utilización con SPI

SPI es un estándar de comunicaciones, usado principalmente para la transferencia de información entre circuitos integrados en equipos electrónicos. El bus de interfaz de periféricos serie o bus SPI es un estándar para controlar casi cualquier dispositivo electrónico digital que acepte un flujo de bits serie regulado por un reloj (comunicación sincrónica). Los brotes están listos para el SPI por defecto, pero si se utilizan para I2C en algún momento, se tendrán que quitar los puentes de soldadura.

La conexión es de esta forma:

- GND va a tierra.
- Vin va a 5V
- DATOS digital 9
- CLK a digital 10
- D / C a digital 11
- RST a digital 13
- CS a digital 12

(Nota: si se utiliza la pantalla con otros dispositivos SPI, D/C, CLK y DAT pueden ser compartidos, pero CS debe ser único para cada dispositivo).

Una vez que obtenga este trabajo, se puede probar con otro conjunto de pasadores. Finalmente se puede ejecutar:

Archivo → Sketchbook → → Bibliotecas Adafruit_SSD1306 →
SSD1306_128x64_spi ejemplo

3.2.3 Comparación I2C o SPI.

El SPI es un protocolo síncrono. La sincronización y la transmisión de datos se realizan por medio de 4 señales:

- **SCLK** (*Clock*): Es el pulso que marca la sincronización. Con cada pulso de este reloj, se lee o se envía un bit. También llamado TAKT (en Alemán).
- **MOSI** (*Master Output Slave Input*): Salida de datos del Master y entrada de datos al Slave. También llamada SIMO.
- **MISO** (*Master Input Slave Output*): Salida de datos del Slave y entrada al Master. También conocida por SOMI.
- **SS/Select**: Para seleccionar un Slave, o para que el Master le diga al Slave que se active. También llamada SSTE.

El bus I2C fue diseñado por Philips a principios de los años 80 para facilitar la comunicación entre los componentes que se encuentran en la misma placa de circuito. El nombre I2C se traduce en "Inter IC". A veces, el autobús se llama IIC o bus I²C. La velocidad de comunicación original se definió con un máximo de 100 kbit por segundo aplicaciones y muchos no requieren transmisiones más rápidas. Para los que sí hay un kbit fastmode 400 y - desde 1998 - una alta velocidad de 3,4 Mbit opción disponible. Recientemente, *el modo rápido*, más se ha especificado una velocidad de transferencia entre el presente. Más allá de esto está el modo ultra rápido UFM, pero esto no es un bus I2C real.

La metodología de comunicación de datos de bus I2C es en serie y sincrónica. Una de las señales del bus marca el tiempo (pulsos de reloj) y la otra se utiliza para intercambiar datos.

Descripción de las señales

- SCL (system clock) es la línea de los pulsos de reloj que sincronizan el sistema.
- SDA (system data) es la línea por la que se mueven los datos entre los dispositivos.
- GND (masa) común de la interconexión entre todos los dispositivos enganchados al bus.

I2C no sólo se utiliza en los tableros individuales, sino también para conectar componentes que están vinculados a través de cable. La sencillez y la flexibilidad son características clave que hacen que este autobús sea atractivo para muchas aplicaciones.

La mayoría de las características importantes incluyen:

- Sólo se requieren dos líneas de autobús
- No hay requisitos estrictos de velocidad de transmisión como por ejemplo con el RS232, el maestro genera un reloj de bus
- Existen relaciones maestro / esclavo simples entre todos los componentes
Cada dispositivo conectado al bus es software direccionable por una dirección única

- I2C es un verdadero multi-master bus proporcionando detección de arbitraje y de la colisión.

Hay variantes de estos displays en I2C y en versión SPI. En este caso se ha elegido I2C porque en principio es más rápido y da menos problemas al momento de configurar. La conexión resulta de la siguiente manera:

| OLED | ARDUINO |
|------|---------|
| GND | GND |
| Vcc | 5V |
| SCL | D3 |
| SDA | D2 |
| RST | D4 |
| DC | D9 |

Como es habitual, podemos aprovecharnos de la facilidad de usar una protoboard o tabla de nodo para conectar los pines del display OLED directamente a los pines digitales de Arduino, para programarlos directamente.

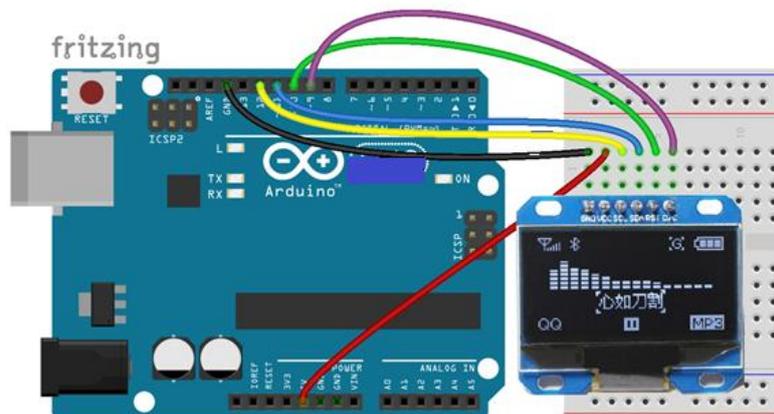


Fig.3.2.3: Ejemplo de conexión de la placa arduino con OLED 128x64

Fuente: Redline asesores. (2014). *Configuración de arduino con oled*. De Prometec.

Sitio web: <http://www.prometec.net/oled/>

3.3 Comunicación entre Arduino y PIC18f4550

Hay varias librerías disponibles para manejar estos OLED directamente por programa, que se pueden descargar, tomando en cuenta que la librería con la que se decida trabajar pueda brindar estas dos grandes ventajas:

- Una que funcione a la primera sin configurar nada más que los mensajes de texto que queremos sacar.
- Otra que se disponga de todo el código a mano para modificar lo que queramos, lo que sería de mucha utilidad porque podríamos hacernos las librerías graficas o funciones de dibujo, si las necesitamos.

3.3.1 Programa de Comunicación I2C entre arduino y pic18f4550 (master – slave, respectivamente).

El programa para el pic.

```
1    unsigned short j, tx_data, rx_buf, index;
2    void main() {
3        short addr = 0x22; //dirección en i2c + 1 envía datos a master, arduino lo reconoce como 0x11
4        ANSEL = 0;
5        ANSELH=0;
6        TRISC = 0;
7        TRISB = 0xFF;
8        PORTC = 0;
9
10       SSPADD = addr; //dirección del pic en i2c
11       SSPCON = 0x36; //habilitar i2c con direccionamiento de 7 bits
```

```
12  SSPCON.SSPOV = 0;
13  INTCON.GIE = 1; //habilita interrupciones
14  INTCON.PEIE = 1; //habilita interrupciones por periféricos
15  PIE1.SSPIE = 1; //habilita interrupción POR SSP
16
17  index = 0;
18
19  SSPSTAT = 0;
20
21  val=0;
22  tx_data = 128;
23  while(1){
24  delay_ms(1000);
25  //espera una interrupción
26  }
27  }
28
29  void interrupt(){
30
31  if(PIR1.SSPIF == 1) //INDICA INTERRUPCION I2C
32  {
33  //cuando se recibe la dirección del dispositivo ...
34  PIR1.SSPIF = 0; //limpia bandera
```

```
35
36  if( SSPSTAT.R_W == 1){ //PETICION PARA enviar datos al maestro
37  SSPBUF = tx_data; //obtener dato a enviar
38  SSPCON.CKP = 1; //liberar línea scl, envía
39  j = SSPBUF; //leer para limpiar bandera
40  return;
41  }
42
43  if (SSPSTAT.BF == 0){ //BUFFER VACIO
44  j = SSPBUF;
45  return;
46  }
47
48  if( SSPSTAT.D_A == 1){ //INDICA QUE EL ULTIMO BYTE RECIBIDO FUERON DATOS
49  rx_buf = SSPBUF;
50  j = SSPBUF;
51
52  return;
53  }
54
55  if(SSPSTAT.D_A == 0){ //el ultimo byte recibido fue una dirección
56  j = SSPBUF;
57  }
```

```
58
59  }
60
61  j = SSPBUF;// read buffer to clear flag [address]
62  }
```

NOTAS.

```
1  SSPCON = 0x36; //habilitar i2c con direccionamiento de 7 bits
```

Primero, en el registro SSPCON habilitamos los bits: 1, 2, 4 y 5 (el primer bit perteneciente a un registro se encuentra en la posición 0, el segundo se encuentra en la posición 1 y así sucesivamente) los cuales son:

- bit 5: SSPCON.SSPEN: Habilita el puerto serial y configura los pines SDA y SCL como pines para el puerto serial
- bit 4: SSPCON.SCK: Controla la liberación de la línea SCK, habilita el reloj.
- bits 3:0 Seleccionan el modo de operación, en este caso, se habilita el modo i2c con direccionamiento de 7 bits.

En la interrupción; Cualquier dato recibido desde el master es almacenado en SSPBUF, los datos recibidos desde el maestro pueden utilizarse, por ejemplo, para seleccionar algún modo de operación del esclavo, iniciar una conversión analógica a digital, etc. En este ejemplo sencillo, los datos recibidos desde el master no tienen efecto alguno.

```
1  if( SSPSTAT.D_A == 1){//INDICA QUE EL ULTIMO BYTE RECIBIDO FUERON DATOS
2    rx_buf = SSPBUF;
3    j = SSPBUF;
4
```

```
5   return;
6   }
```

Cualquier dato a enviar hacia el master debe ser almacenado en el registro SSPBUF, en este ejemplo, siempre se envía un 128 como respuesta al master (tx_data obtiene el valor 128 en la función main).

```
1   if( SSPSTAT.R_W == 1){ //PETICION PARA enviar datos al maestro
2       SSPBUF = tx_data; //obtener dato a enviar
3       SSPCON.CKP = 1; //liberar linea scl
4       j = SSPBUF; //leer para limpiar bandera
5       return;
6   }
```

Solo se puede enviar o recibir un byte a la vez, para enviar o recibir otro tipo de dato (llámese int, float, string) éste debe ser descompuesto y procesado Byte por Byte. Ahora el código de prueba en Arduino

```
1   #include
2   #define slave 0x11//dirección del pic esclavo = dirección programada / 2
3
4   void setup(){
5       Wire.begin(); //inicializar i2c
6       Serial.begin(9600); //la salida de datos se
7       //realizara mediante la terminal serial
8
```

```
9    delay(1000);
10   }
11
12   void loop(){
13
14     Serial.println("Lectura del esclavo");
15     Wire.beginTransmission(slave); //Establecer comunicacion con el slave
16     Wire.endTransmission();
17
18     delay(5);
19
20     Wire.requestFrom( slave, 1); //pide 1 byte al slave
21     delay(10);
22
23     while( Wire.available() ){ //lee byte por byte los datos recibidos desde el slave
24         //este ciclo while solamente se realiza una vez,
25         //puesto que solamente se solicitó un Byte al slave
26         k = Wire.read();
27         Serial.println(k);
28     }
29     delay(200);
30 }
```

Para este caso la dirección del esclavo en el programa de arduino es 0x11 y no 0x22 como se programó en el microcontrolador; se debe recordar que en este ejemplo se utiliza la comunicación i2c con modo de direccionamiento de 7 bits.

En el pic se cargó el registro SSPADD (registro de 8 bits) con el valor 0x22 que equivale a 0010 0010 en binario, el bit en la posición cero es utilizado por el slave para saber si las peticiones que hace el master son para leer o escribir datos, dado esto tenemos que la “dirección efectiva” del slave es 0001 0001 (un corrimiento a la derecha, despreciando el bit 0 de la dirección asignada al pic) que equivale a 0x11 en hexadecimal.

3.4 BMP to LCD 128x64 Converter for ST7565.

BMP es un programa de Windows que permite crear un gran gráfico (Pantalla de bienvenida) para la pantalla LCD gráfica y la pantalla gráfica OLED 128x64. Se convierte un archivo BMP 2 de color en la matriz de caracteres hex que se puede utilizar en un programa para visualizar el gráfico. No requiere instalación, basta con extraerlo del archivo zip, almacenarlo en algún lugar, y ejecutarlo.

Ahora se tendrá que crear un archivo en el programa de gráficos. El archivo debe ser de 128 píxeles por 64 píxeles y 2 colores (blanco y negro) solamente. Una vez que se haya creado el archivo graphic, se ejecuta el programa de BMP-LCD.

La figura 3.4(a) muestra la pantalla principal, se observa que no hay menús solo 2 botones, uno para cargar un archivo de gráficos, y el otro para generar la salida.

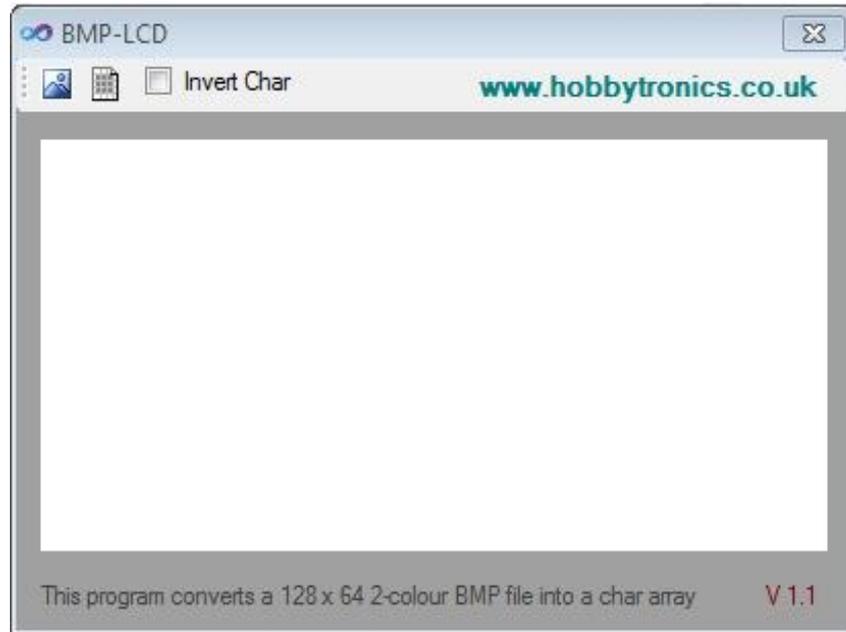


Fig.3.4(a): Pantalla principal de BMP-LCD

Fuente: propia

Hacemos clic en el botón **gráfico de carga** y cargamos nuestro archivo de gráficos BMP. Aquí el archivo que hemos creado se muestra en su tamaño real 3x.



Fig.3.4 (b): Pantalla de archivo cargado en BMP-LCD

Fuente: propia

A continuación, pulsamos el botón **Generar** para crear la salida en una ventana separada.

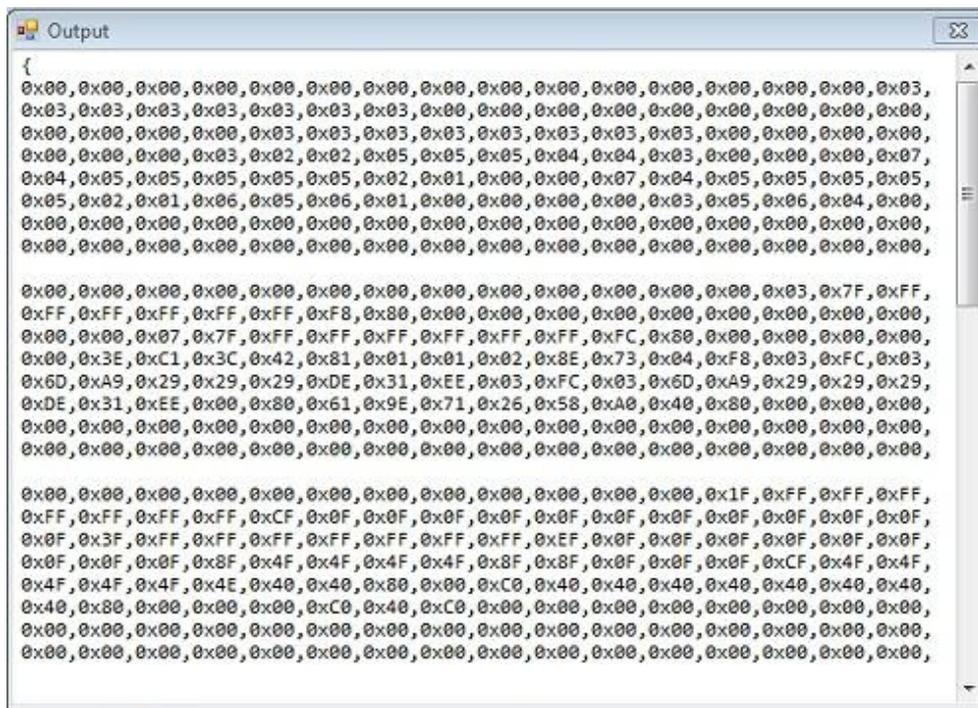


Fig.3.4(c): Pantalla en BMP-LCD una vez seleccionado el botón generar.

Fuente: propia

Suponiendo que se está utilizando la Biblioteca Arduino para la pantalla ST7565 de Adafruit, la pantalla de bienvenida Adafruit por defecto se guarda en el archivo de la biblioteca llamada **ST7565.cpp**

Ahora se carga este archivo en un editor de texto y se desplaza hacia abajo hasta que logren verse los códigos hexadecimales para nuestro logotipo. Empieza con

```
//el buffer de memoria para la pantalla LCD st7565_buffer uint8_t [1024]= {
```

Sólo tenemos que sustituir los códigos hexadecimales con los recién generados queridos y guardar el archivo. A continuación se compila el ejemplo boceto Arduino para el LCD y podemos subir a ver el gráfico muestra.

3.5 Diseño de la Placa pingüino con 18f4550

Esta versión de la placa pingüino está construido con un chip de Microchip PIC18F4550. Funciona con un cristal de 20 MHz y es compatible con USB 2.0.

Las características de esta placa son:

- 29 entrada / salida digital con 8 entradas analógicas compartidas.
- UART para comunicaciones serie.
- 2 salida PWM rápido (3000 Hz).
- 8 entradas analógicas.

El siguiente diagrama de circuito muestra el hardware mínimo para una placa Pingüino:

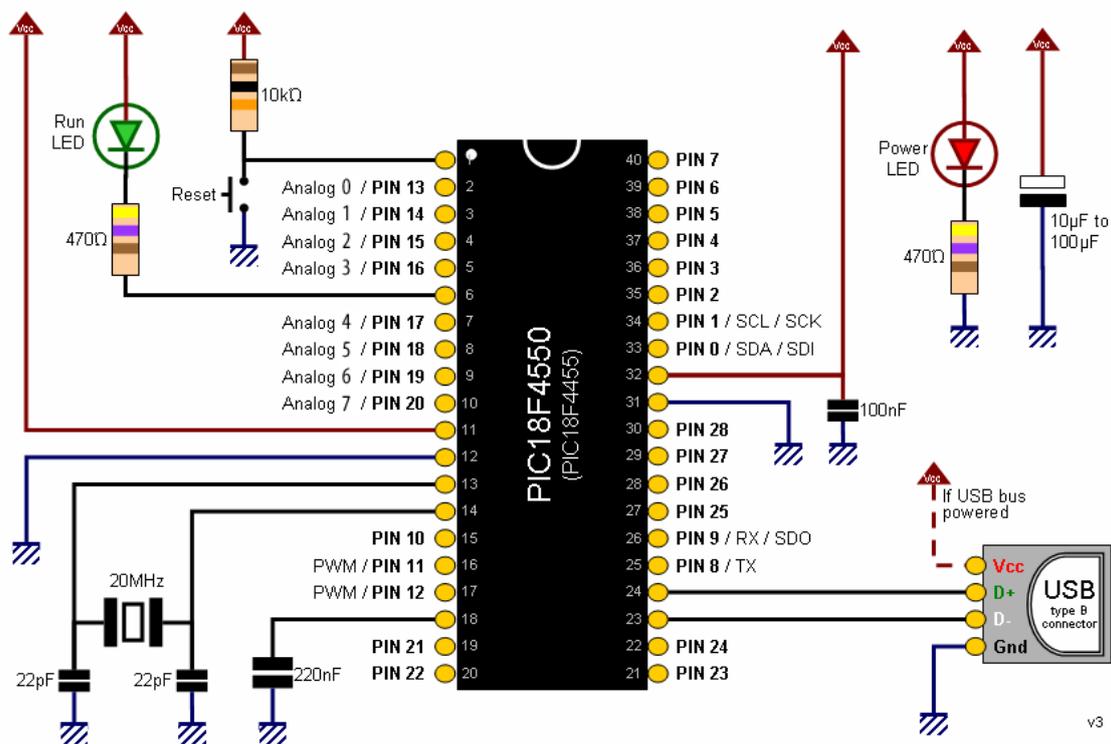


Fig.3.5(a): Circuito básico para una placa pingüino.

Fuente: Torrico, A. (2012). *Diseño y construcción de placas pingüino*. Tecnológico de Bolivia, tomado de: <http://tecbolivia.com/index.php/articulos-y-tutoriales-microcontroladores/23-introduccion-a-la-plataforma-qpinguinoq-arduino-con-pic>

El circuito puede ser armado y probado en un breadboard o tabla de nodo con facilidad, que fue lo que se hizo para este caso y funcionó perfectamente.

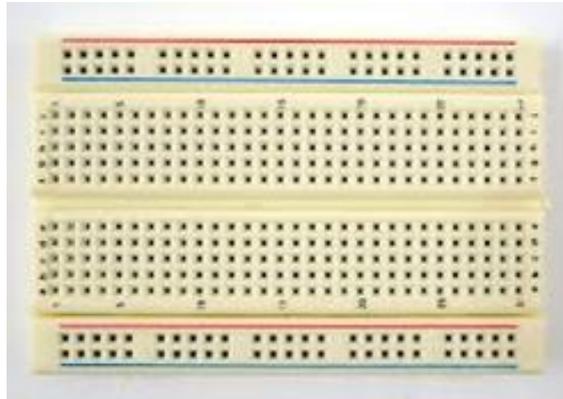


Fig. 3.5 (b): Breadboard o tabla de nodo.

Fuente: propia



Fig.3.5(c): Cables de protoboard.

Fuente: propia.

Para que el circuito funcione, el PIC18F4550 debe tener grabado el cargador de arranque (bootloader) de pingüino, el cual puede ser bajado fácilmente de internet. Para ello se necesita un programador de micro controladores Microchip compatible para grabar el bootloader en el PIC18F4550. El circuito asume que ya se cuenta con una fuente de alimentación regulada de 5VDC.

A continuación se muestra la lista de componentes y el diseño del circuito de la placa pingüino con microcontrolador 18f4550 desarrollado para este proyecto.

Diseño de un prototipo médico electro-estimulante para uso quirúrgico en la corrección de malformaciones congénitas de ano imperforado

Lista de componentes.

| Componente | Valor | Descripción |
|------------|----------------|---------------------------------|
| B1 | | Conector de 2 pines verde |
| C1 | 15pF | Condensador cerámico |
| C2 | 15pF | Condensador cerámico |
| C3 | 0.47uF/25V | Condensador electrolítico |
| C4 | 0.1uF | Condensador cerámico |
| C5 | 10uF/25V | Condensador electrolítico |
| C6 | 0.1uF | Condensador cerámico |
| C7 | 0.1uF | Condensador cerámico |
| D1 | 1N4148 | Diodo de conmutación |
| D2 | 1N4004 | Diodo rectificador |
| Jx | | Espadín de 40 pines macho |
| JPx | | Espadín largo de 40 pines macho |
| JPX | | Espadín de 40 pines hembra |
| LED1 | RUN | Led rojo de 3mm |
| LED2 | ON | Led verde de 3mm |
| R1 | 10K ohm | Resistencia de 1/4w |
| R2 | 470 ohm | Resistencia de 1/4w |
| R21 | 470 ohm | Resistencia de 1/4w |
| S3 | RESET | Pulsador de 4 pines |
| U\$1 | | Zócalo de 40 pines |
| U1 | PIC18F4550-I/P | Microcontrolador PIC |
| U2 | LM7805 | Regulador lineal |
| USB | PN61729-S | Conector USB tipo B |
| X1 | 20MHz | Cristal resonador |
| Placa | | Placa pingüino hlak v0.5 |
| Jumper | | Jumper verde |
| Cable USB | | Cable USB para impresora |

Tabla 5: Lista de componentes de una placa pingüino.

Fuente: Propia.

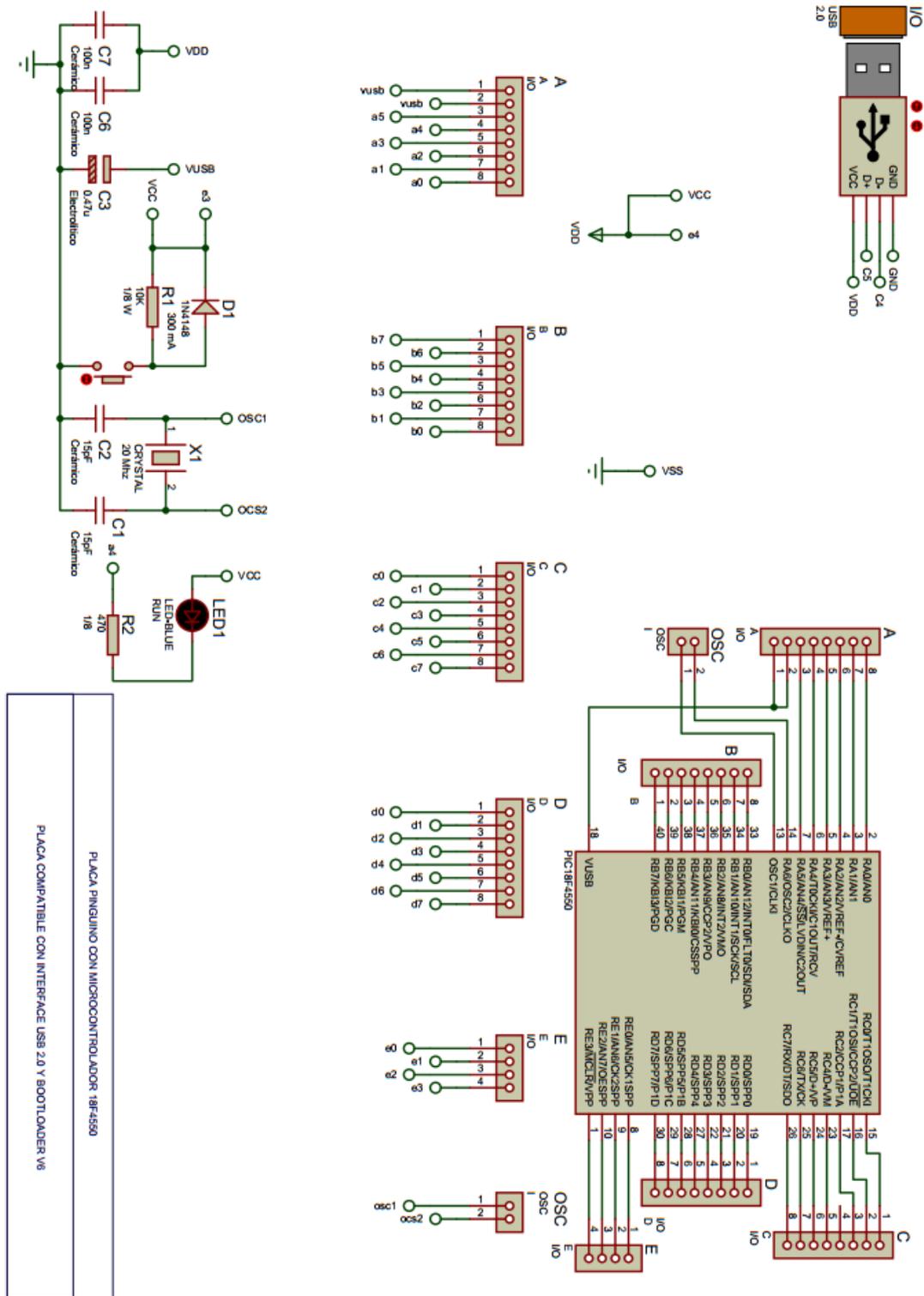


Fig.3.5 (d): Diseño de la placa pingüino para el prototipo electro-estimulador.

Fuente: Propia

3.5.1 Software Necesario Para Pingüino

Actualmente el software para Pingüino solo esta soportado oficialmente para los sistemas operativos Linux, Windows XP, Windows 7 y MACOSX. Debido a que el entorno de desarrollo integrado de Pingüino (El cual permite escribir, compilar y grabar los programas, está escrito en Python, es necesario instalar componentes Python para su funcionamiento. En el caso de Windows, la lista de componentes varía ligeramente según sea el sistema operativo Windows XP o 7) en el cual queramos instalar, sin embargo todo esto está detallado en los tutoriales oficiales del proyecto Pingüino.

Instalación del Software Pingüino en Windows 7

En el sitio: <https://sites.google.com/site/pinguinotutorial/installation/windows-7> se encuentra el procedimiento para la instalación del software en Windows 7. Primero es necesario instalar el driver libusb. El instalador se puede bajar de (<http://www.hackinlab.org/pinguino/download/driver%20pinguino%20windows%207/setup.exe>). Este driver es compatible con 32 y 64 bits con múltiples arquitecturas (X86, AMD64, IA64). Cuando el driver esté instalado, se conecta la placa Pingüino y se verifica en el Administrador de Dispositivos (panel de control/sistema/administrador de dispositivos). Se debe ver algo parecido a lo que se aprecia en la figura 3.5.1(a).



Fig.3.5.1(a): Driver de pingüino instalado en el administrador de dispositivos.

Fuente: <http://tecbolivia.com/index.php/articulos-y-tutoriales-microcontroladores/23-introduccion-a-la-plataforma-qpinguinoq-arduino-con-pic>

Luego se instala:

- Python 2.6.6
- wxpython 2.8
- pyusb for python 2.6

Se descarga la última versión de pinguino y se extrae a una carpeta de cualquier elección, ingresamos al folder y hacemos click en el archivo “pinguinobetax-x.py” para lanzar el entorno de desarrollo integrado.

Instalación del Software Pinguino en Windows XP

En el sitio: <https://sites.google.com/site/pinguinotutorial/installation/windows> se encuentra el procedimiento para la instalación del software en Windows XP, es muy similar al procedimiento para Windows 7 antes detallado. Se debe tomar en cuenta sin embargo, que los componentes de software para la instalación son de versiones distintas y los enlaces para bajarlos se encuentran también en dicha página.

3.5.2 Corriendo el Primer Programa

Un ejemplo sencillo de programa para el Pinguino para probar que todo funciona correctamente consiste simplemente en encender y apagar un LED intermitentemente. Se necesita:

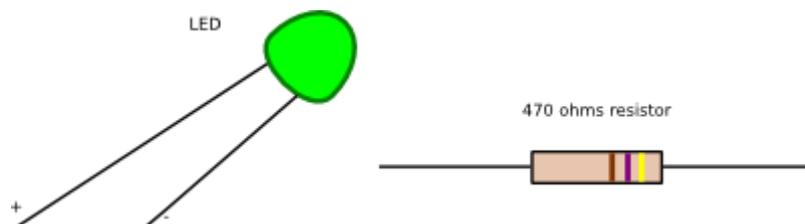


Fig.3.5.2(a): Led y resistencia para prueba del programa en pinguino.

Fuente: propia

Circuito de prueba:

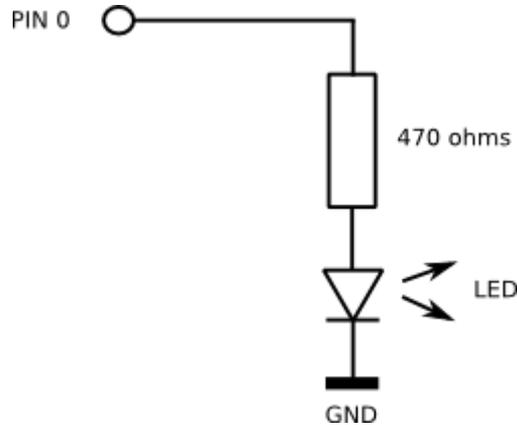


Fig.3.5.2 (b): Led y resistencia para prueba del programa en pingüino.

Fuente: propia

Nota: PIN 0 corresponde a USER I/O-0 en el diagrama de circuito del Pingüino

El entorno de desarrollo de la placa pingüino es básicamente similar al de Arduino, el lenguaje de programación también y por consiguiente podemos suponer que muchos programas y librerías existentes para Arduino pueden ser usados o adaptados con facilidad para su uso con Pingüino.

3.6 Circuito de control y visualización del prototipo Electro-estimulador.

La siguiente imagen muestra el circuito correspondiente para que el usuario pueda lograr visualizar los parámetros que necesite para la estimulación. El circuito está conformado por el display, la placa Arduino y los componentes electrónicos que garanticen el buen funcionamiento del dispositivo.

- Al presionar el botón de POWER (●), verá una pantalla de bienvenida, donde se mostrará la información del dispositivo, versión del Firmware y el estado de los sensores.
- A continuación se muestra la bienvenida al usuario.
- Seguidamente, el dispositivo presentará la pantalla de operación, está dividida en dos áreas de diferentes colores, la barra de estado en la parte superior del monitor de color amarillo y el área de trabajo en la parte inferior del monitor de color azul.
- La barra de estado muestra la información de la carga de la batería, el estado del generador de corriente la apertura de la fuente y la medida del GSR.
- El área de trabajo muestra la salida de corriente configurable con los botones (↑) para subir de rango y (↓) para bajar de rango, el dispositivo tiene un límite de 250 miliamperios para suministrar a las sondas, ya que este es el máximo de corriente soportada por el ser humano sin sufrir efectos secundarios de alto riesgo.
- También se muestra el valor el estado de operación activo o inactivo.
- Se puede acceder al panel de calibración oprimiendo el botón (≡).
- En el panel de calibración se aloja el menú de calibración del GSR, la calibración de la fuente con el GSR calibrado y el estado del fusible de apertura de la fuente.
- La calibración del GSR se efectúa al habilitar el interruptor de calibración en las terminales de la sonda, la lectura de calibración tiene que ser igual a 0 para su funcionamiento, de lo contrario el dispositivo indicara el mensaje de (Calibración de GSR necesaria.) nuevamente.
- El dispositivo cuenta con un conjunto de fusibles que garantizan la seguridad del sistema ante sobrecargas de corriente y fallos del sistema, también cuenta con fusibles de protección de salida de corriente que no debe ser mayor de 250 miliamperios, al calibrar el GSR el sistema verifica automáticamente el estado de los fusibles de protección.

- Para salir del panel de calibración, presione la tecla de guardar y salir (Δ).
- Si el sistema experimenta cambios repentinos de operación, congelamiento de monitor o alarma sonora, oprima el botón de reseteo del sistema (\bigcirc).

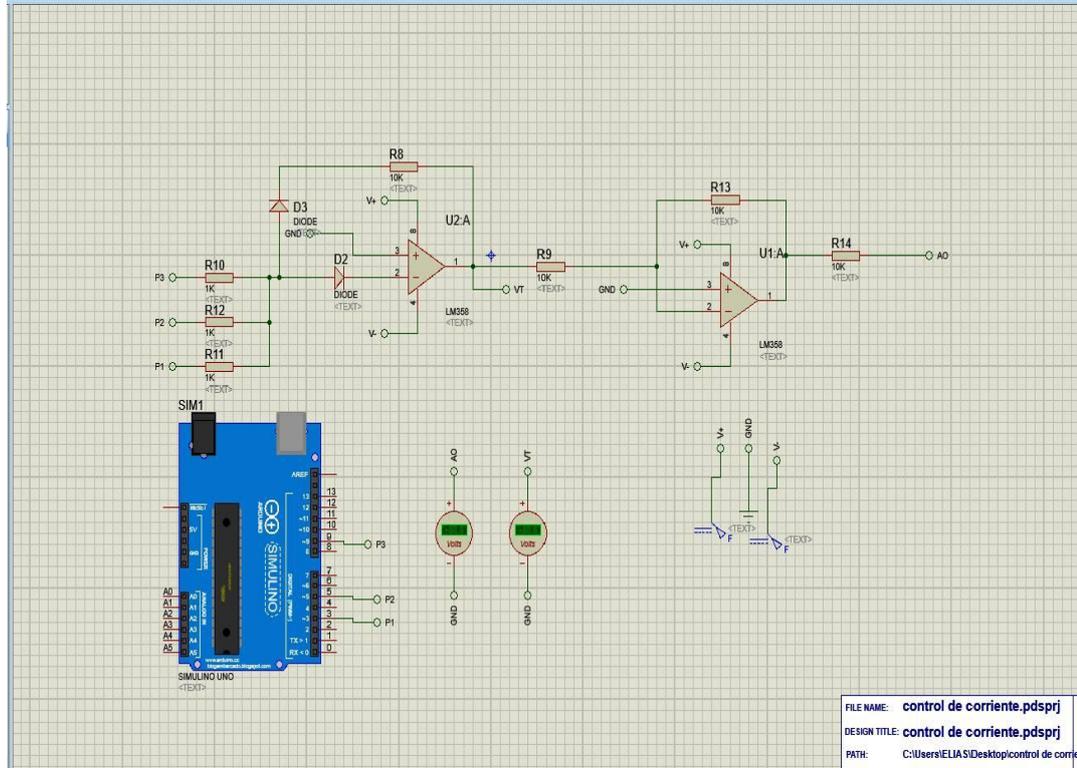


Fig. 3.6 (b): Circuito de control de corriente.

Fuente: Propia

3.7 Sensor de Bio-impedancia

En la unidad interna se ha añadido un medidor de impedancia. Ésta circuitería nos facilitara verificar el estado del electrodo. El análisis de Bio-Impedancia es considerado uno de los métodos más fiables y accesibles de medición de la resistencia ofrecida por el musculo. El sensor mide la impedancia o resistencia de una señal que viaja a través del agua que se encuentra en el músculo y la grasa. Cuanto más músculo tenga una persona, más agua contiene su cuerpo. Cuanto mayor es la cantidad de agua en el cuerpo de una persona, más fácil es para que la corriente pase a través de él. Cuanta más grasa tiene el cuerpo, mayor será la resistencia a la corriente que pasara a través de él.

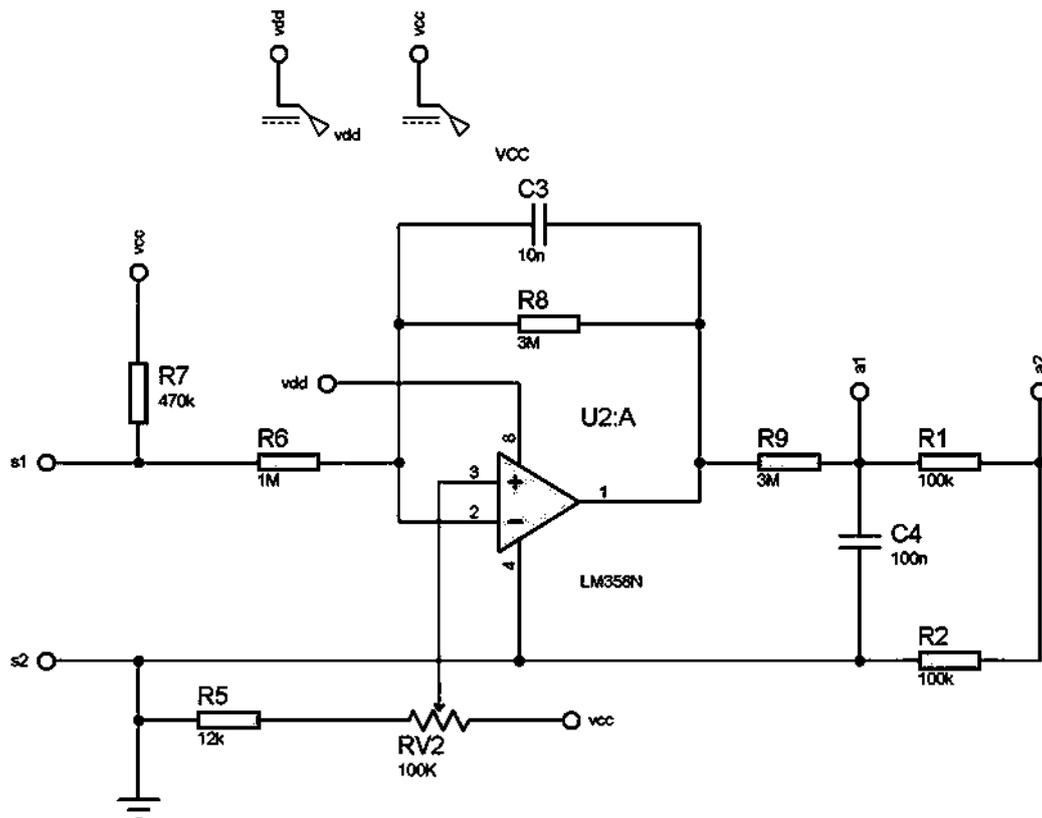


Fig.3.7: Circuito de sensor de bio-impedancia

Fuente: Propia

3.8 Circuito Electroestimulador

Hasta ahora hemos descrito, por un lado, cuales son las características de la señal, los componentes y variables fisisiológicas que debemos implementar para conseguir una estimulación de las raíces sacras y, por el otro lado, se ha analizado la interface entre nuestro circuito electrónico y el músculo expuesto, que proporcionará directamente las señales de estimulación que se ha implantado.

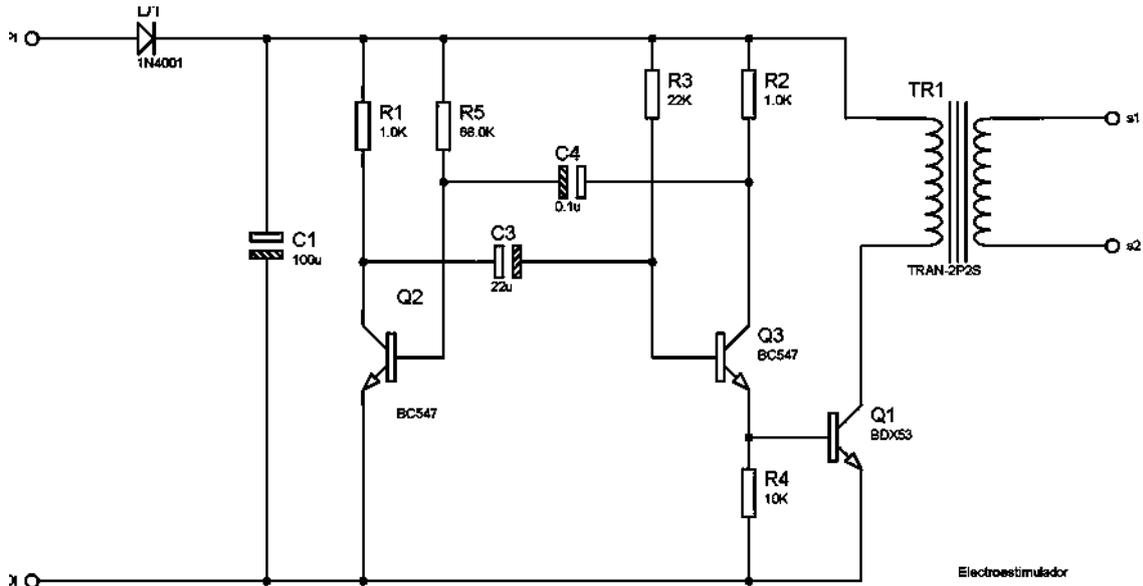


Fig.3.8(a): Circuito Electroestimulador.

Fuente: propia

El circuito diseñado es un estimulador muscular especialmente desarrollado para este tipo de abordaje quirúrgico. Se trata de un generador de corriente de pulso y los valores de amplitud de pulso están disponible para las necesidades de la inicial estimulación transcutánea a la estimulación directa de los músculos expuestos.

Con el completo acoplamiento de cada uno de los módulos, el prototipo de estimulador eléctrico se podrá instalar cerca del campo quirúrgico, ya que es ligero, compacto, es impulsado tanto por la corriente y las baterías de corriente alterna, como características adicionales posee un indicador acústico y LCD que informa al flujo de corriente eléctrica a través del tejido muscular, estas características hacen de este dispositivo digital una buena herramienta para su aplicación quirúrgica en correcciones de malformaciones anorrectales, específicamente de ano imperforado.

En la siguiente figura 3.8(c) se logra apreciar el circuito que sirve de control de seguridad y las entradas de medición del GSR además de este sistema se hace de manera que los estados o salidas cambien de acuerdo a una manera deseada, la salida se genera dependiendo de la entrada o bien de los valores ingresados; el sistema de control debe conseguir los siguientes objetivos: ser estables y robustos frente a perturbaciones y errores en los modelos, ser eficiente según un criterio preestablecido evitando comportamientos bruscos e irreales.

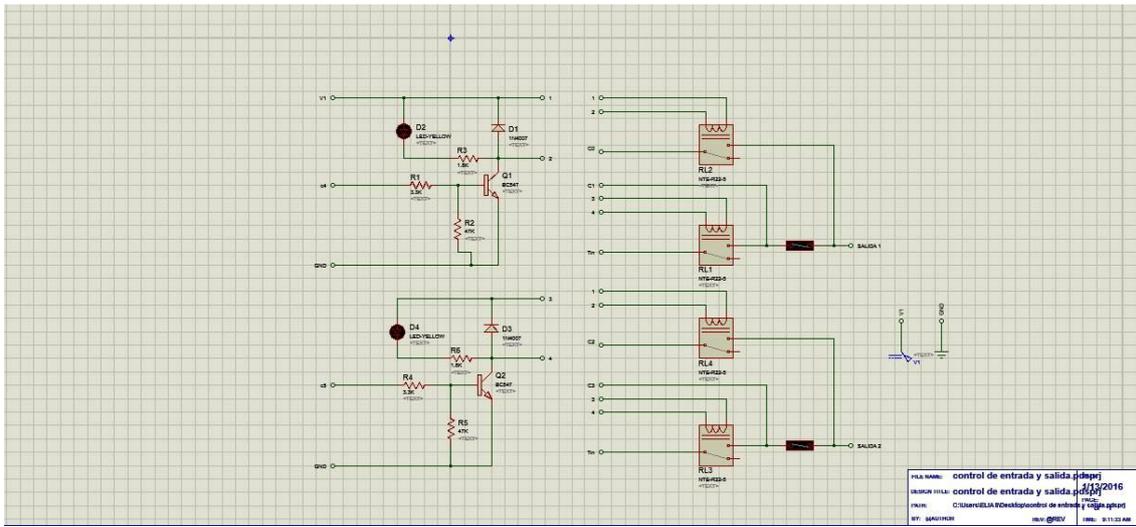


Fig.3.8(c): Circuito de control de seguridad de entradas y salidas.

Fuente: Propia

Podemos mencionar que el prototipo debe cumplir con los requerimientos mínimos, es decir generar un impulso con la corriente y el voltaje óptimos para provocar un cosquilleo en la zona directa del músculo de aplicación con el fin de que éste pueda experimentar una contracción.

3.9 Modelo 3D del prototipo Electroestimulador.

Una vez definidas las variables que intervienen en el desarrollo de dicho proyecto y definidas las características con las que el prototipo electro estimulante debería contar con el fin de brindar primeramente seguridad tanto para el usuario como para el paciente al momento del proceso quirúrgico, la calibración y exactitud en los valores de estimulación que se desean seleccionar son fundamentales para este dispositivo por tratarse de un dispositivo médico, además el dispositivo debe ser ligero, compacto y manipulable dentro del campo quirúrgico; basándonos en estas características en la fig.3.9 podemos apreciar un modelo de como sería diseño del encapsulado de nuestro

prototipo electro estimulante, este constituye solamente una visión de cómo podría elaborarse y muestra las partes importantes que se aprecian en todo dispositivo estimulador.

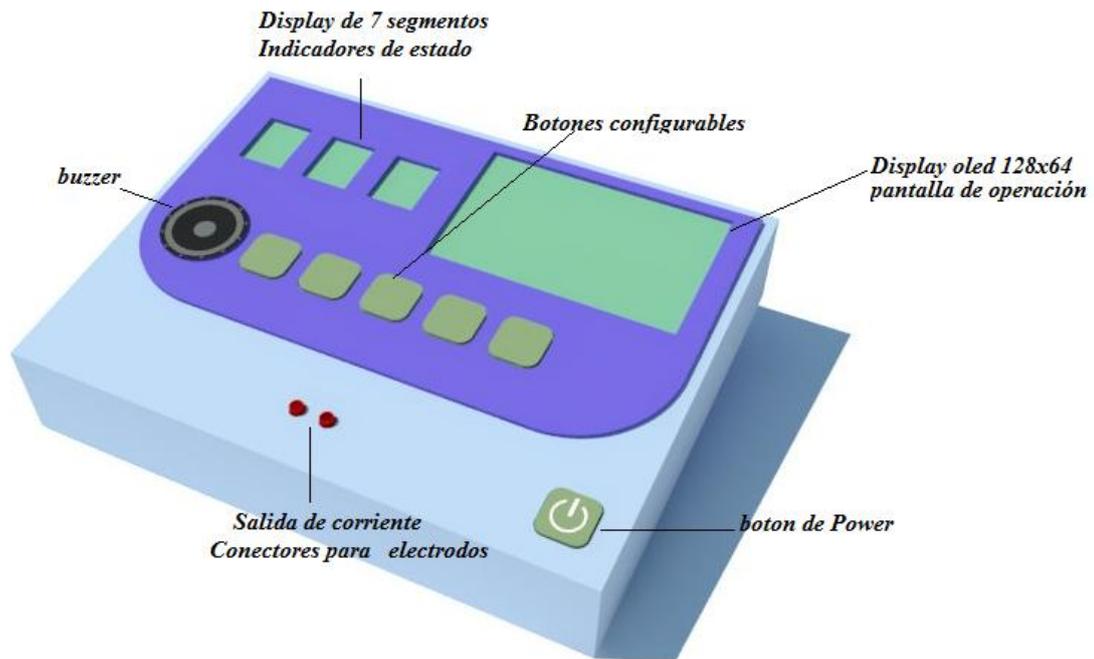
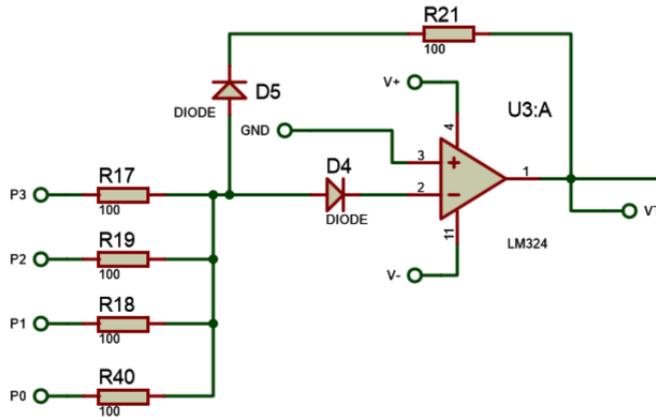


Fig.3.9: Modelo 3D de prototipo Electroestimulador del músculo de Peña.

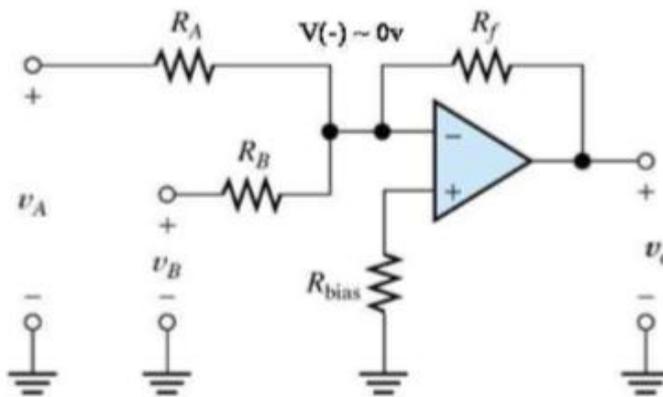
Fuente: Propia.

3.10 Control de tensión.

La relación entre la tensión de salida V_0 y las cuatro tensiones de entrada V_1, V_2, V_3, V_4 ; el resultado obtenido Aplicando la 1ª Ley de Kirchoff, y la Ley de Ohm, se obtiene:



Analizando el circuito en un diagrama simple:



$$i_a + i_b + i_c + i_d = i_f$$

$$V_0 = - \left(\frac{R_f}{R_A} V_A + \frac{R_f}{R_B} V_B + \frac{R_f}{R_C} V_C + \frac{R_f}{R_D} V_D \right)$$

Con $V_- = 0$ voltios; tenemos:

$$\frac{V_A + V_-}{R_A} + \frac{V_B + V_-}{R_B} + \frac{V_C + V_-}{R_C} + \frac{V_D + V_-}{R_D} = \frac{V_- - V_0}{R_f}$$

Como $R_A = R_B = R_C = R_D = R_i$; entonces:

$$V_0 = - \frac{R_f}{R_i} (V_A + V_B + V_C + V_D)$$

Teniendo en cuenta que $R_f = R_i$; podemos simplificar la ecuación a:

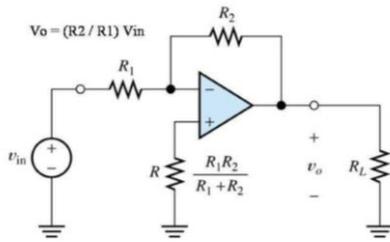
$$V_0 = -(V_A + V_B + V_C + V_D)$$

La tensión de salida es la suma, con signo cambiado, de las tensiones de entrada, y como la máxima tensión suministrada por el microcontrolador Arduino Leonardo es de 5 voltios, obtenemos una tensión máxima controlada de:

$$V_0 = -(V_A + V_B + V_C + V_D) = -(5v + 5v + 5v + 5v) = -20 v$$

Siempre y cuando la fuente que alimenta a los amplificadores operacionales supere los +22 voltios y -22 voltios respectivamente.

Para poder calcular R_{bias} , el valor de dicha resistencia debe ser el paralelo de las restantes resistencias (R1 y R2).

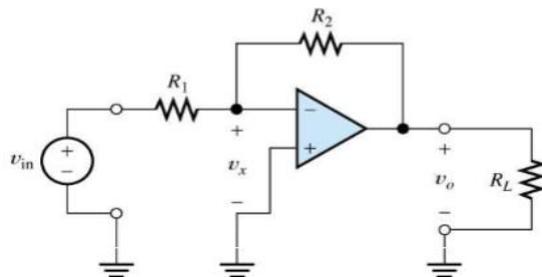


$$R_{bias} = \frac{R_1 R_2}{R_1 + R_2}$$

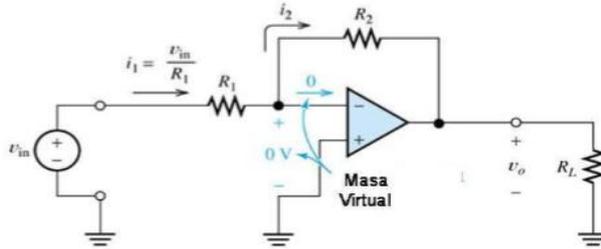
Si $R_a = R_b = R_c = R_d = R_i$; entonces:

$$R_{bias} = \frac{R_i R_2}{R_i + R_2}$$

Suponiendo que en la entrada inversora está al mismo potencial que la entrada no inversora, la corriente proveniente del generador de señal que circula por R1 tendrá que continuar su camino por R2 hasta el terminal de salida:



En análisis de corriente obtenemos:

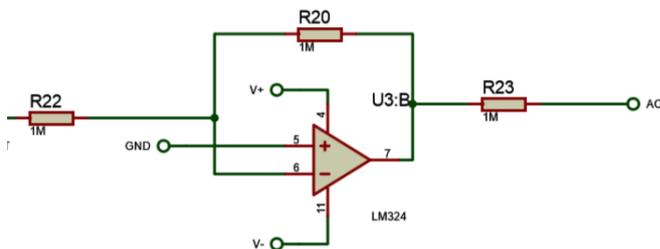


$$i_{R1} = i_{R2}$$

$$\frac{V_I - V_-}{R_1} = \frac{V_- - V_0}{R_2} = \text{con } V_- = 0 \text{ voltios}$$

$$V_0 = -V_{IN} \frac{R_2}{R_1}$$

Para nuestro caso:



$$V_0 = -V_{IN} \frac{R_2}{R_1}$$

Ya que $R_2 = R_1$, entonces:

$$V_0 = -V_{IN} \frac{R_2}{R_1} = -V_{IN}$$

Teniendo en cuenta que la máxima tensión controla y suministrada es de 20v, obtenemos una salida:

$$V_0 = -V_{IN} = -(-20v) = 20v$$

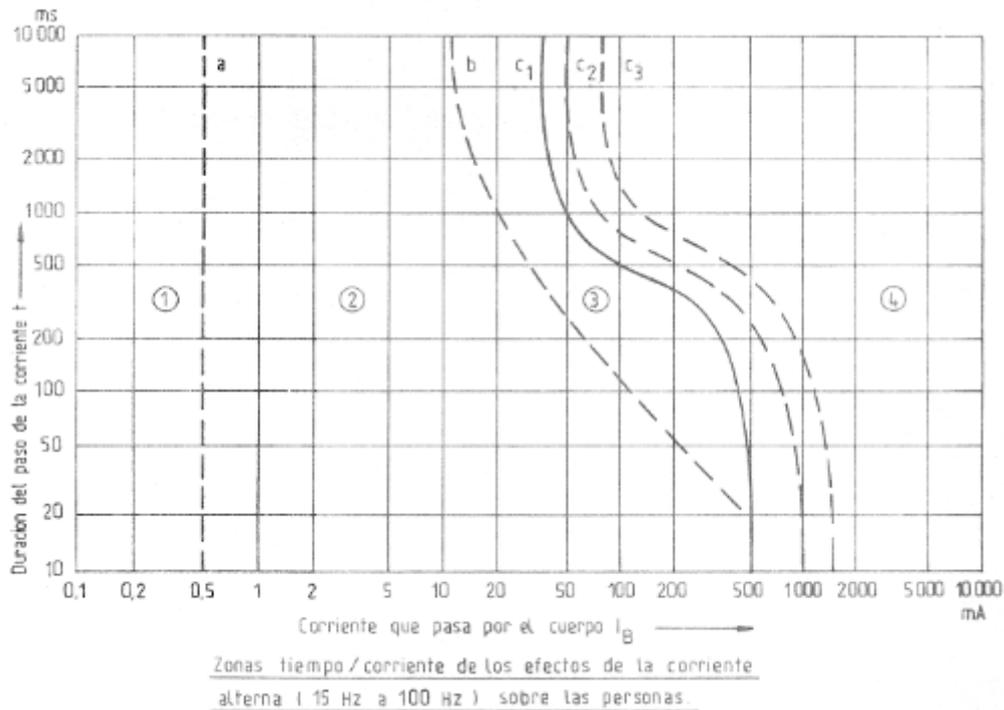
Siempre y cuando la fuente que alimenta a los amplificadores operacionales supere los +22 voltios y -22 voltios respectivamente.

3.11 Control de interrupciones.

Efectos físicos de la corriente.

Según norma IRAM 2371-1.

Con corriente Alterna entre 15Hz y 100Hz

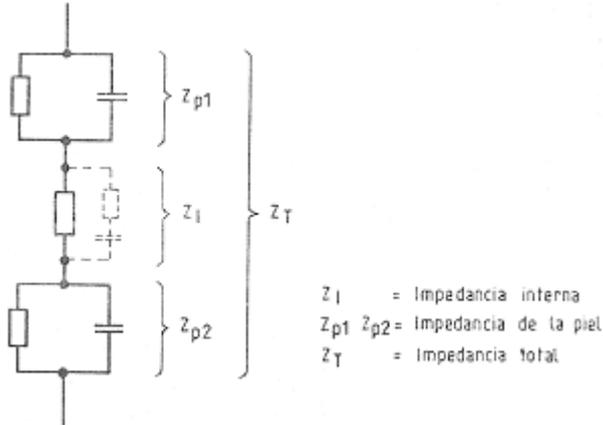


La constante dieléctrica depende del tejido que se suministra la corriente:

| Elemento | Constante dieléctrica (K) |
|----------------|---------------------------|
| Músculo | 85-100 |
| Hígado | 88-93 |
| Bazo | 135-140 |
| Riñón | 120-130 |
| Médula ósea | 7-8 |
| Cerebro | 110-114 |
| Agua | 81 |
| Aire | 1 |
| Tejidos grasos | 11-13 |

La impedancia dependerá de ciertos factores: edad, sexo, estado de la piel, órganos involucrados, superficie de entrada/salida, presión ejercida, tensión de contacto, frecuencia de la corriente (a mayor frecuencia, menor resistencia) y de la temperatura. Así, puede variar (normalmente) entre:

- 600 ohms
- y 6000 ohms

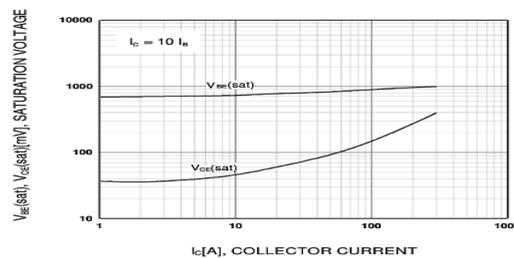


Si la impedancia de la piel es elevada en comparación con la interna, predominará una destrucción local de tejido. Si en cambio es baja, predominarán lesiones internas como las cardíacas y cerebrales.

Teniendo en cuenta esto y obtenida la tensión controlada es necesario elevar dicha tensión por medio del uso de los transformadores, pero al ser una tensión continua, necesitamos hacer que esta oscile de 0v a su máximo valor suministrado a una frecuencia aproximada de 1000Hz.

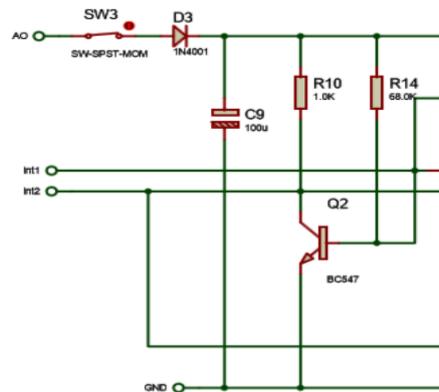
Como no es posible hacer uso de relés, debido a que estos dispositivos no pueden aproximarse a los 1000 Hz de frecuencia de interrupción, es necesario hacer un arreglo de transistores BJT y MOSFET para poder oscilar la tensión constante en un pulso de trenes con una frecuencia cercana a los 1000 Hz, cuya activación se hace desde un tren de pulsos enviado por el microcontrolador arduino Leonardo.

Como el transistor BJT BC547 tiene un rango de saturación de aproximadamente 0.5v, es el indicado para poder hacer un circuito que actúe como interruptor de alta frecuencia.

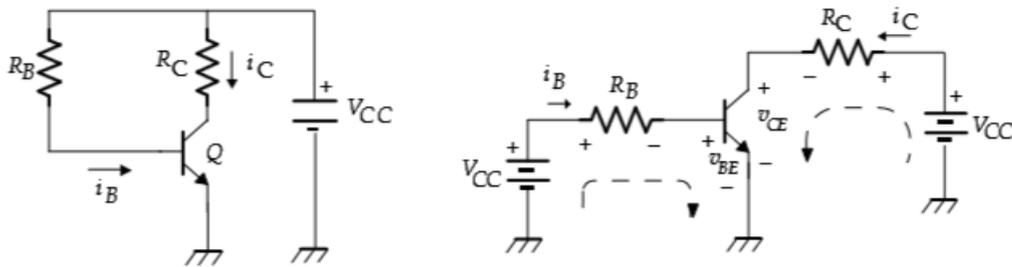


**Figure 4. Base-Emitter Saturation Voltage
Collector-Emitter Saturation Voltage**

Si tenemos:



Podemos analizarlo de la siguiente forma, en un circuito de auto acoplación:



Entonces:

$$V_{CC} = i_B R_B + v_{BE}$$

Luego la recta de carga será:

$$i_B = -\frac{v_{BE}}{R_B} + \frac{V_{CC}}{R_B}$$

Para la malla de salida se tiene:

$$V_{CC} = i_C R_C + v_{CE}$$

Así la recta de carga será:

$$i_C = -\frac{v_{CE}}{R_C} + \frac{V_{CC}}{R_C}$$

El punto de operación se determina de la misma forma que en el circuito de polarización fija, es decir para v_{BE} dado:

$$I_{BQ} = -\frac{V_{BE(ON)}}{R_B} + \frac{V_{CC}}{R_B}$$

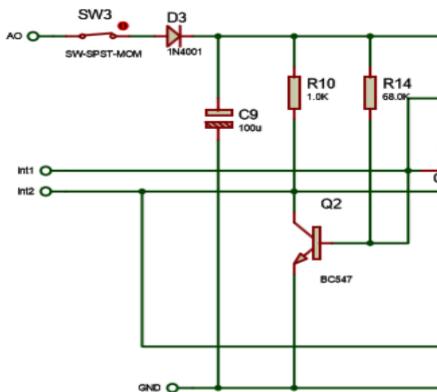
Donde:

$$V_{CEQ} = V_{CC} - \beta I_{BQ} R_C$$

Si $R_B \rightarrow \infty$, $\frac{v_{BE}}{R_B} \rightarrow 0$, así $i_B \approx \frac{V_{CC}}{R_B}$. Luego, para un punto Q dado,

$$I_{CQ} = \beta \frac{V_{CC}}{R_B}, \text{ luego } V_{CEQ} = V_{cc} - I_{CQ} R_C = V_{cc} \left(1 - \beta \frac{R_C}{R_B} \right).$$

Para nuestro caso, $\beta = 100$, un $V_{BE(ON)} = 0.65v$ y un voltaje de entrada máximo de $20v$:



La corriente de base es:

$$20v = i_B R_B + V_{BE(ON)}$$

Sustituyendo:

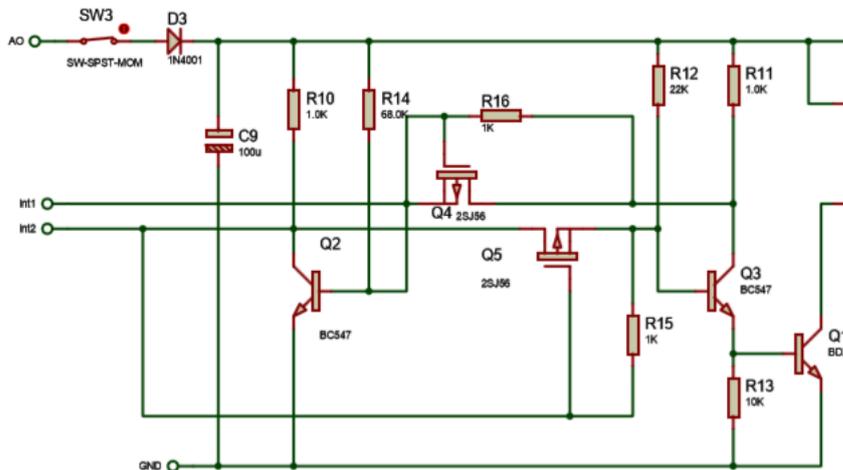
$$20v = i_B 68\Omega + 0.65v$$

$$i_B = \frac{20v - 0.65v}{68000\Omega} = 0.28 \mu A$$

La corriente del colector viene dada:

$$i_C = 100 i_B = 100 * 0.28\mu A = 0.02A$$

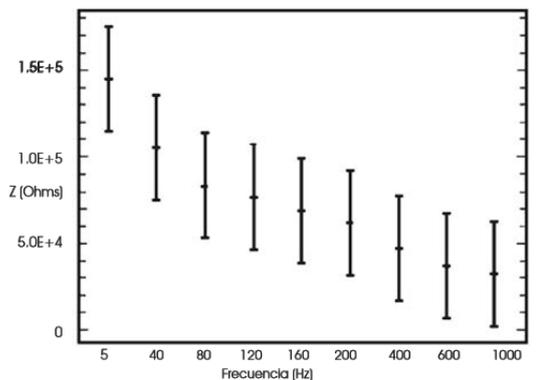
Ya comprobada que existe suficiente corriente para que los transistores funcionen en saturación y corte, es posible activarlos y desactivarlos por medio de un pulso a partir de la siguiente configuración, donde no entraremos en detalle con el transistor MOSFET porque simplemente actúa como una tierra virtual.



3.12 Amplificación de la señal.

Ya controlada la amplitud de la señal y su frecuencia de oscilación, es necesario elevarla a un voltaje lo suficientemente grande para que, junto con la frecuencia de salida logre generar la corriente solicitada por el usuario.

Ya sabemos que la máxima tensión controlada y suministrada es de 20V, para una corriente de 250 mA de salida, para calcular el tipo de transformador a usar, ya que el valor medio de la resistencia de la piel a 1000 Hz se aproxima a los 50000 ohmios.



Teniendo en cuenta esto, usaremos la Ley de Ohm para conocer el voltaje que necesitamos:

$$V = R * I$$

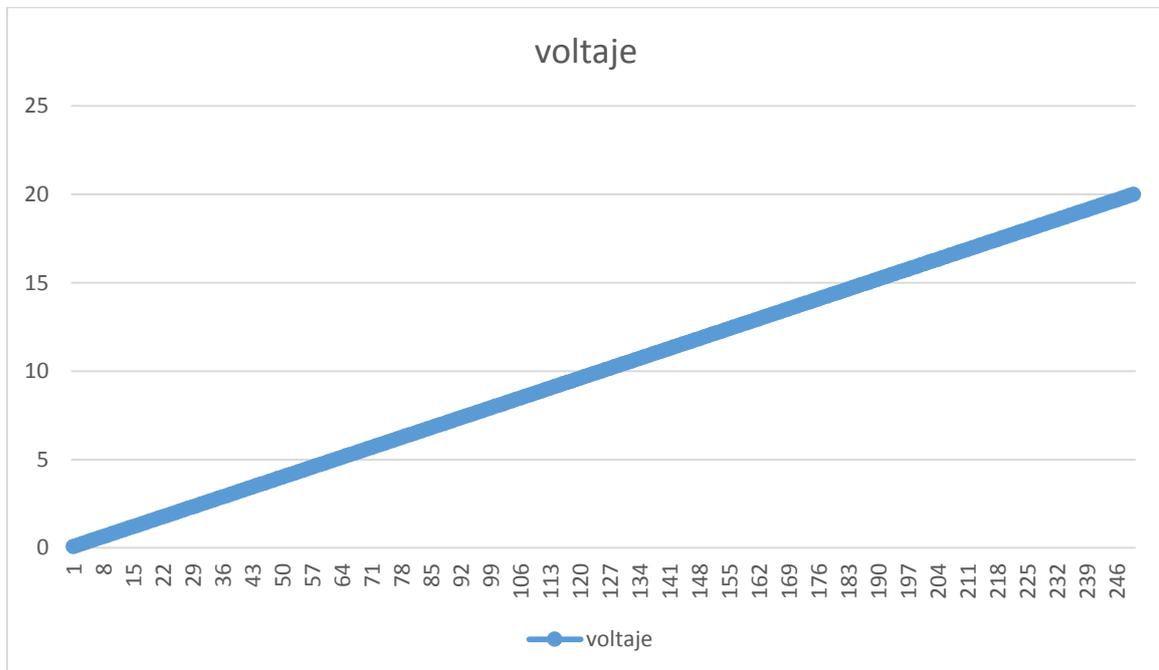
Para nuestro caso:

$$V = 50000\Omega * .250A = 12500v$$

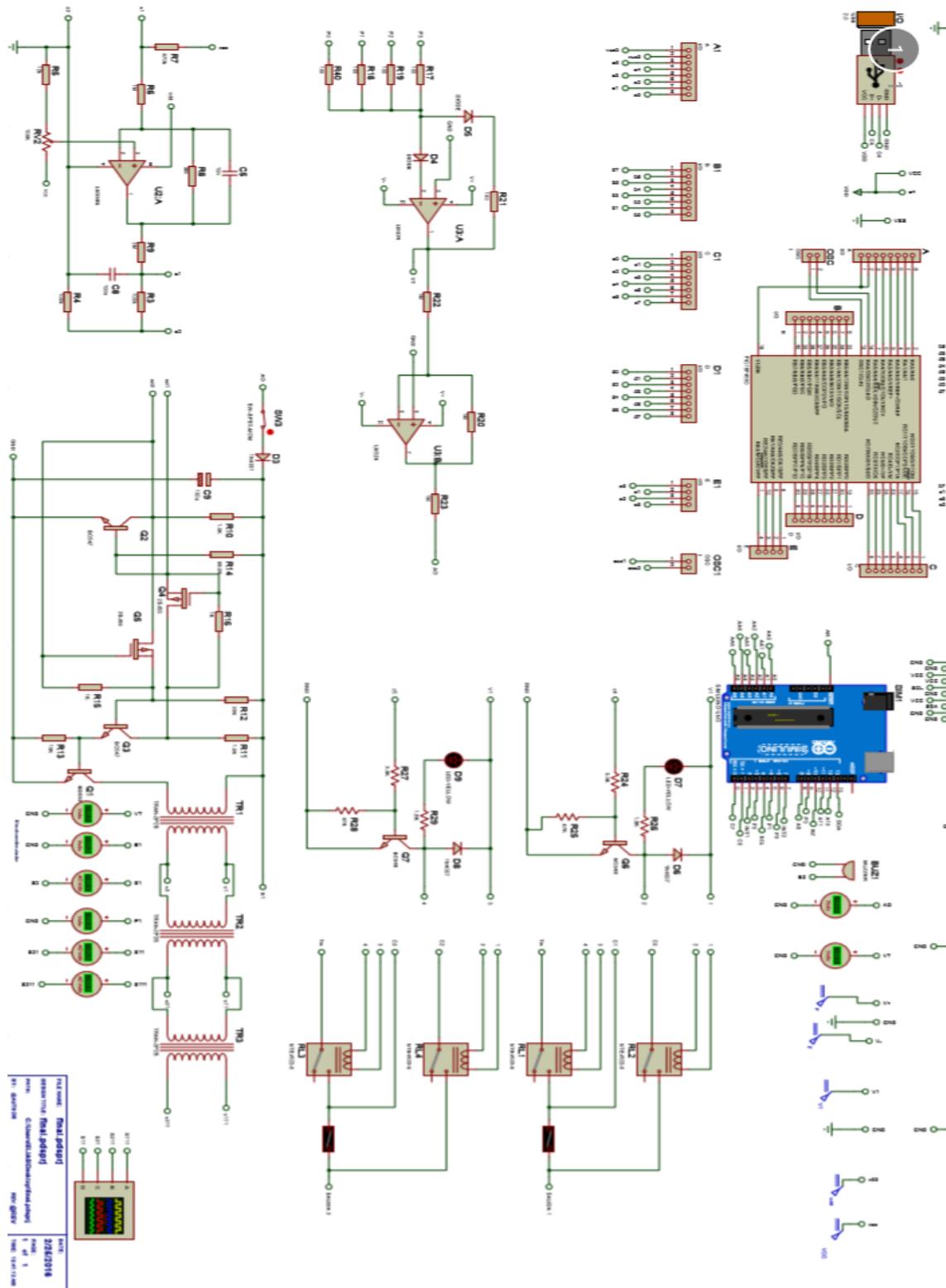
Para establecer la relación de vueltas del transformador:

$$\frac{N_p}{N_s} = \frac{V_p}{V_s}$$
$$\frac{V_p}{V_s} = \frac{20v}{12500v} = \frac{2}{1250} = \frac{1}{625}$$

Ahora solo necesitamos establecer la linealidad de la corriente de salida en un gráfico donde muestra el voltaje suministrado al transformador vs la corriente en miliamperios obtenida para una resistencia fija de 50000Ω, esta relación es la base del control del microcontrolador arduino Leonardo, cuyos valores son ingresados manualmente por medio de los botones del panel principal.



3.13 Circuito general del prototipo electro estimulante.



Conclusiones

Como se ha podido observar a lo largo de todo este trabajo, la estimulación eléctrica funcional es un campo en el que están involucrados tanto la medicina como la electrónica. Debido a los diferentes lenguajes y conceptos técnicos empleados en cada una de estas ciencias se hace indispensable la colaboración mutua para unificar criterios y definir las características óptimas del estimulador.

A través de este proyecto de Seminario de Graduación se identificó el tipo de malformación congénita de ano imperforado, se determinaron las características del proceso quirúrgico para su corrección y las cualidades que debe presentar el equipo de electro-estimulación utilizado para identificar la estructura del músculo estriado del esfínter externo.

Luego de las descripciones del funcionamiento de los distintos componentes involucrados en el prototipo, se propuso el diseño del sistema electro-estimulante de acuerdo a los parámetros fisisiológicos con tal de que el prototipo proporcione seguridad tanto para el usuario como para el paciente.

El nuevo sistema de prototipo digital permite un control mucho más exhaustivo de la señal de estimulación y de los valores suministrados, como ha quedado claro en el desarrollo de este seminario, el control de los parámetros de estimulación es imprescindible para el correcto funcionamiento del dispositivo y a la vez aporta al desarrollo de nuevas técnicas de estimulación.

La alimentación de 9 volts ayuda a evitar descargas, gracias a que no se conecta al tomacorriente, se reduce costo al no construir una fuente de voltaje y la corriente no es demasiado elevada como para generar una quemadura o lesión muscular.

El uso de un teclado para programar los valores que serán suministrados hace que el dispositivo sea más interactivo con el usuario y se tenga la seguridad de que los valores ingresados y desplegados en la pantalla son los mismos que le están llegando al músculo a través de los electrodos.

La simplicidad de las placas Arduino, su funcionalidad y facilidad de descargar cualquier software con el que se decida trabajar, permiten que este proyecto se desarrolle, introduciéndonos en un desarrollo completamente digital dejando de lado los inconvenientes que pudieran presentarse con un aparato analógico en cuanto a diseño y uso una vez implementado.

Con todo lo expuesto hasta aquí, se ha pretendido dar una visión global de los principales problemas y requerimientos que debemos exigir a un sistema de estimulación eléctrica, la precisión y seguridad que estos deben presentar por tratarse de dispositivos completamente ligados al uso en personas, en este caso el prototipo que se decidió diseñar está orientado a niños que nacen con este tipo de malformación congénita antes expuesta.

Recomendaciones

- El uso de este equipo electro-estimulador va a requerir de una serie de condiciones mínimas de seguridad, con el objetivo de evitar efectos indeseables sobre el paciente y el mismo usuario que trabaje con este prototipo.
- No conectar el electrodo del dispositivo al paciente si este se encuentra encendido ya que esto podría ocasionar corto circuito y en quemaduras.
- Nunca utilizar el dispositivo si el paciente está consciente, la estimulación con este dispositivo es muy dolorosa.
- Siempre comenzar con valores de corriente bajos: 40-60 mA sobre la piel y 20-40 mA directamente sobre el músculo.
- Se recomienda humedecer la piel con solución salina antes del contacto.
- Al hacer contacto se debe limpiar bien el área de contacto liberando de escombros de coágulos de sangre.
- Es recomendable repetir el tiempo de la prueba de forma bilateral.
- Antes de conectar cualquier equipo a la red, será necesario bajar todos los mandos y controles a cero, especialmente el interruptor de encendido-apagado.
- Se debe comprobar el perfecto contacto de los electrodos a la zona a tratar, y la ausencia de derivaciones metálicas de cualquier tipo.
- Al comenzar la aplicación de electroterapia, se debe subir poco a poco los valores de la intensidad; lo mismo debemos hacer al terminar la sesión, nunca se debe proceder bruscamente.

Bibliografía

- A. Uranga, N. Barniol. (2000). “*Estimulación eléctrica de las raíces sacras para el control de la micción en lesionados medulares: Diseño de un sistema integrado implantable*”, “Xarxa temàtica en Enginyeria Biomèdica”. Recuperado de: <http://www.tdx.cat/bitstream/10803/5336/4/maum4de4.pdf>
- Avendaño, G. (2001). “*Taller: Mantenición en Equipos de Fisioterapia*” Programa “Capacitación para Mejorar la Gestión en Salud Pública”. MINSAL – Servicio de Salud Aysén. Recuperado de: <http://www.spminsalmantenicion/equipos/taller.pdf>
- Bodington, Esteva, C. (2003). *Basic para microcontroladores PIC- 3a ed.* - México: Trillas.
Recuperado de: <http://www.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/39632e.pdf>
- Del Águila, C. (1994) “*Electromedicina*” .México. Ed. Hasa, 1994 Cap. 14, 15, 16, 17 y 22, p.267-322 y p. 385-396.
Recuperado de: www.tematika.com/libros/.../electromedicina--241651.htm
- Herrezuelo P. Isabel. (1993) “*Resistencia de la piel de los niños al paso de la corriente eléctrica*”. Universidad Complutense de Madrid, Facultad de Medicina, Departamento de toxicología y Legislación sanitaria. (tesis doctorado), Madrid. (p.128-245).
Recuperado de: <http://eprints.ucm.es/tesis/19911996/D/0/AD0087301.pdf>
- Juárez, J & Oliva, O. (2012). *Estimulador muscular para analgesia*. Instituto Politécnico Nacional. Escuela superior de Ingeniería, Mecánica y Eléctrica – Zacatengo.
Recuperado de: <http://www.iontoforesis.com/pdf/estimulador%20para%20analgesia.pdf>
- Merino, P. J. & Noriega. M.J. (2010). *Fisiología general del músculo*. Universidad de Cantabria. Ciencias de la salud. Recuperado de: <http://www.unican.es/ciencias-de-la-salud/fisiologia-general/materiales-de-clase-1/bloque-ii/Tema%2010-Bloque%20II-Fisiologia%20del%20Musculo.pdf>
- M.J.Ansari. (2006).*History of Invention & Role of Muscle Stimulator in Pediatric Surgery General & Pediatric Surgeon*. Facilitado por: Dr. Alfredo Valle(cirujano pediátrico HIMJR)

- Stephenns, FS & Smith, ED. (1971). “*Imperforate Anus: A New Surgical Technique*”. Chicago. Med J Aust, 7:202-207.
Recuperado de: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1477327/>
- Peña, A. (1972). “*Anorectal Anomalies*”, In Rob and Smith, Operative Surgery. London, U.K, Spitz L. Coran A. Chapman and Hall Medical, pp.423-451,1995.
Recuperado de: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1971061/>
- Peña, A. (1995). “*Serendipia, suerte y optimismo*”. Historia de una técnica quirúrgica. Bod Med His Fil Med. Recuperado de: <http://Anorectal/malformations.Semin/Pediatr/Surg.pdf>
- Rodríguez, E. (2010). “*Conf06 Electroestimuladores.pdf*” y “*Conf. 11 Electrocirugia.PDF*”. CD: \Medidas, Instrumentos y Equipos Médicos\Presentaciones\
Recuperado de: <http://slideplayer.es/slide/2261870/>
- Torrico, A. (2012). *Introducción a la plataforma pingüino*. TECNOLÓGICO DE BOLIVIA Sitio web: <http://tecbolivia.com/index.php/articulos-y-tutoriales-microcontroladores/23-introduccion-a-la-plataforma-qpinguinoq-arduino-con-pic>
- Webster, J.G. (1995). “*Medical Instrumentation: Application and Design*”, 3rd Ed. Chap13, pp 577-622.
Recuperado de:
<http://www.bme.ncku.edu.tw/files/classoutline/bioinstrumentation.pdf>

Sitios visitados

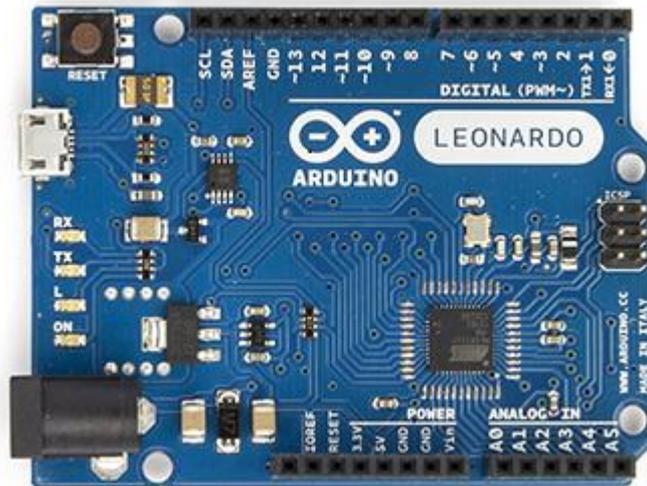
- Arduino. (2010). *Descripción de placa arduino*. Septiembre 27,2015, de Arduino.
Sitio web: <http://arduino.cc/es/Reference/HomePage>
<http://www.arduino.cc/en/Tutorial/HomePage>
- Arduino. (2010). *Funcionamiento de la placa Arduino Leonardo*. Septiembre 27,2015.Arduino.
Tomado de: <https://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardLeonardo>
- Microchip Technology. (2009) *Especificaciones del PIC18F4550*. Septiembre 30,2015. De Microchip Technology Inc.
Tomado de: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/39632e.pdf>
- Redline asesores. (2014). *Configuración de arduino con oled*. Octubre 12,2015, de Prometec.
Sitio web: <http://www.prometec.net/oled/>
- Medtronic. (2010). *Electro estimuladores*. Septiembre 16,2015, de Medtronic.
Sitio web:<http://www.medtronic.es/su-salud/dolor-neuropatico/acceder-dispositivo/neuroestimuladores/preguntas-frecuentes/index.htm>
- Pallas Areny, R. (2009). *Sensores y acondicionadores de señal*. Noviembre 13,2015.Ed.Marcombo. tomado de: <http://www.bajamotab0508.pdf>.
- Torrico, A. (2012). *Diseño y construcción de placas pingüino*. Octubre 22,2015. Tecnológico de Bolivia, tomado de:<http://tecbolivia.com/index.php/articulos-y-tutoriales-microcontroladores/23-introduccion-a-la-plataforma-qpinguinoq-arduino-con-pic>

Anexos

| Tabla de costos de diseño del prototipo Electroestimulador | | |
|---|---------------------------------------|------------------|
| Cantidad | Descripción | Valor C\$ |
| 1 | Tabla perforada 255G | 100 |
| 8 | Resistencias 1 M Ω | 24 |
| 2 | Conectores F-56 | 12 |
| 6 | Estaño en yardas | 48 |
| 2 | Batería 9V | 25 |
| 1 | Relay (5 pines) 6V | 38 |
| 4 | Fusibles 250 mA | 12 |
| 6 | Resistencias 10 K Ω | 18 |
| 2 | Potenciómetro (3 pines) 1 M Ω | 40 |
| 2 | Potenciómetro (3 pines) 50 K Ω | 40 |
| 3 | Estaño en yardas | 23 |
| 1 | Display 7 segmentos de 4 sesiones | 65 |
| 3 | Tubería termoaislante | 19,5 |
| 1 | Tabla perforada | 80 |
| 1 | OLED Display 0.96" 128x96 pixeles | 728 |
| 75 | Breadboard Jumper Wire | 224 |
| 1 | Microcontrolador 18F4550 | 400 |
| 1 | Microcontrolador Arduino Leonardo | 980 |
| 2 | Transistores MostFet NPN | 68 |
| 3 | Transistores BJT NPN | 45 |
| 4 | Resistencias de 10 K Ω | 16 |
| 4 | Resistencias de 1 K Ω | 16 |
| 2 | Amplificadores Operacionales 358N | 72 |
| 1 | Conector hembra para batería | 20 |
| 2 | Capacitores electrolíticos 4700 uF | 80 |
| 3 | Transformadores | 120 |
| 2 | Resistencias 470 K Ω | 8 |
| 2 | Resistencias 220 K Ω | 8 |
| 2 | Resistencias 68 K Ω | 8 |
| 5 | Diodos 4001 | 25 |
| 2 | Resistencias 22 K Ω | 8 |
| 1 | Resistor 3 M Ω | 10 |
| 1 | Resistor 10 M Ω | 10 |
| 2 | Capacitores electrolíticos 100 uF | 16 |
| 1 | Capacitor cerámico 10 nF | 5 |
| 2 | Resistencia 3.3k Ω | 8 |
| 2 | Resistencia 1.8 k Ω | 8 |

| | | |
|---------------------------------------|---------------------------|-----|
| 2 | Resistencia 47 k Ω | 8 |
| 2 | Diodos 4007 | 10 |
| 2 | LED amarillo | 10 |
| Gastos varios de diseño y encapsulado | | 520 |
| Costo Total= C\$ 3,975.5 | | |

Fuente: Propia



Vista frontal de la placa Arduino Leonardo

Fuente: Arduino. (2016). *Descripción de placa arduino*. Septiembre 27,2015, de Arduino.

Sitio web: <http://arduino.cc/es/Reference/HomePage>
<http://www.arduino.cc/en/Tutorial/HomePage>



Vista trasera de la placa Arduino Leonardo

Fuente: Arduino. (2016). *Descripción de placa arduino*. Septiembre 27,2015, de Arduino.

Sitio web: <http://arduino.cc/es/Reference/HomePage>

<http://www.arduino.cc/en/Tutorial/HomePage>

Tabla de especificaciones del Arduino Leonardo.

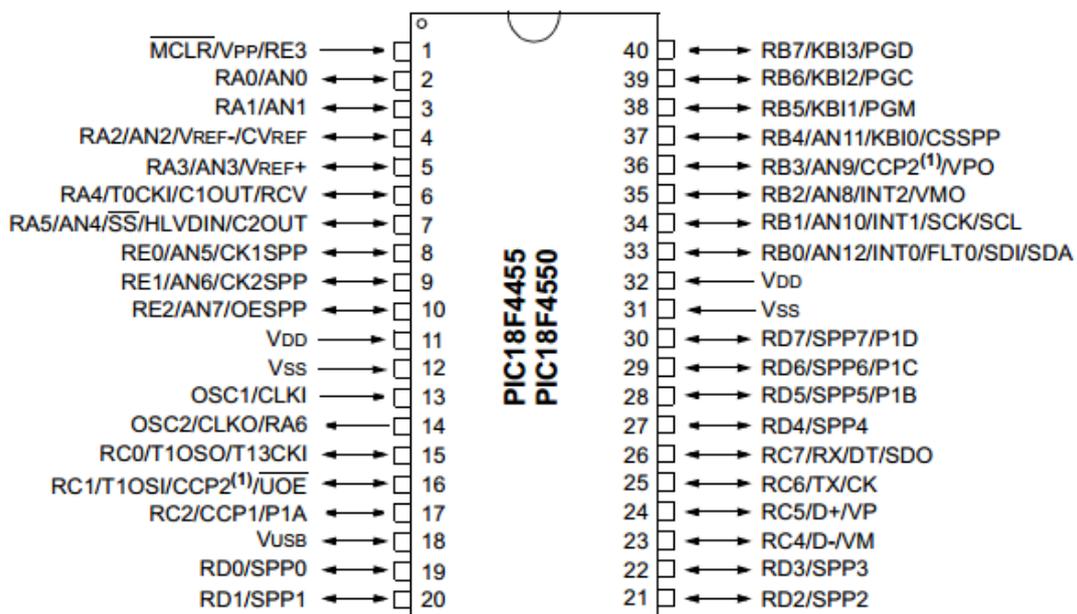
| Arduino Leonardo ATmega32U4 | |
|------------------------------------|-------------------|
| Voltaje de funcionamiento | 5v |
| Voltaje de entrada | 7-12v |
| E/S digital pernos | 20 |
| Canales PWM | 7 |
| Canales de entrada analógica | 12 |
| Corriente DC | Por E/S pin 40 mA |
| Corriente DC de 3.3v | Pin 50mA |

| | |
|---------------------|---|
| Memoria flash | 32KB de los cuales 4 KB utilizado por el gestor de arranque SRAM 2,5 KB |
| EEPROM | 1 KB |
| Velocidad del reloj | 16 MHz |
| Longitud | 68.6 mm |
| Ancho | 53.3 mm |
| Peso | 20g |

Fuente: Arduino. (2016). *Descripción de placa arduino*. Septiembre 27,2015, de Arduino.

Sitio web: <http://arduino.cc/es/Reference/HomePage>
<http://www.arduino.cc/en/Tutorial/HomePage>

Datasheet PIC18F4550



| Device | Program Memory | | Data Memory | | I/O | 10-Bit A/D (ch) | CCP/ECCP (PWM) | SPP | MSSP | | EUSART | Comparators | Timers 8/16-Bit |
|------------|----------------|----------------------------|--------------|----------------|-----|-----------------|----------------|-----|------|--------------------------|--------|-------------|-----------------|
| | Flash (bytes) | # Single-Word Instructions | SRAM (bytes) | EEPROM (bytes) | | | | | SPI | Master I ² C™ | | | |
| PIC18F4550 | 32K | 16384 | 2048 | 256 | 35 | 13 | 1/1 | Yes | Y | Y | 1 | 2 | 1/3 |

Fuente: Microchip Technology. (2009) *Especificaciones del PIC18F4550*. Septiembre 30,2015. De Microchip Technology Inc.
Tomado de: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/39632e.pdf>

Tabla de pines del PIC 18F4550.

| Nombre Pin | PCB Label | E / S digital | hasta 5.5V tolerantes | Entrada analógica | Otros | Pin on Chip | Nombre Microchip |
|------------|-----------|---------------|-----------------------|-------------------|-------------|-------------|--------------------------------------|
| 0 | D0 | Sí | Sí | | SDA / SDI | 33 | RB0 / AN12 / INT0 / FLT0 / SDI / SDA |
| 1 | D1 | Sí | Sí | | SCL / SCK | 34 | RB1 / AN10 / INT1 / SCK / SCL |
| 2 | D2 | Sí | Sí | | | 35 | RB2 / AN8 / INT2 / VMO |
| 3 | D3 | Sí | Sí | | | 36 | RB3 / AN9 / CCP2 (1) / VPO |
| 4 | D4 | Sí | Sí | | | 37 | RB4 / AN11 / KBI0 / CSSPP |
| 5 | D5 | Sí | Sí | | | 38 | RB5 / KBI1 / PGM |
| 6 | D6 | Sí | Sí | | ICSP PGC | 39 | RB6 / KBI2 / PGC |
| 7 | D7 | Sí | Sí | | ISCP PGD | 40 | RB7 / KBI3 / DGP |
| 8 | D8 | Sí | Sí | | TX de serie | 25 | RC6 / TX / CK |

Diseño de un prototipo médico electro-estimulante para uso quirúrgico en la corrección de malformaciones congénitas de ano imperforado

| | | | | | | | |
|-----------|----------|----|----|----|----------------|----|---------------------------------|
| 9 | D9 | Sí | Sí | | Serie RX / SDO | 26 | RC7 / RX / DT / SDO |
| 10 | D10 | Sí | Sí | | | 15 | RC0 / T1OSO / T13CKI |
| 11 | D11 | Sí | Sí | | PWM | 16 | RC1 / T1OSI / CCP2 (1) / UOE |
| 12 | D12 | Sí | Sí | | PWM | 17 | RC2 / CCP1 / P1A |
| 13 | D13 / A0 | Sí | Sí | Sí | | 2 | RA0 / AN0 |
| 14 | D14 / A1 | Sí | Sí | Sí | | 3 | RA1 / AN1 |
| 15 | D15 / A2 | Sí | Sí | Sí | | 4 | RA2 / AN2 / Vref- / CVREF |
| 16 | D16 / A3 | Sí | Sí | Sí | | 5 | RA3 / AN3 / VREF + |
| 17 | D17 / A4 | Sí | Sí | Sí | | 7 | RA5 / AN4 / SS / HLVDIN / C2OUT |
| 18 | D18 / A5 | Sí | Sí | Sí | | 8 | RE0 / AN5 / CK1SPP |
| 19 | D19 / A6 | Sí | Sí | Sí | | 9 | RE1 / AN6 / CK2SPP |
| 20 | D20 / A7 | Sí | Sí | Sí | | 10 | RE2 / AN7 / OESPP |
| 21 | D21 | Sí | Sí | | | 19 | RD0 / SPP0 |
| 22 | D22 | Sí | Sí | | | 20 | RD1 / SPP1 |
| 23 | D23 | Sí | Sí | | | 21 | RD2 / SPP2 |
| 24 | D24 | Sí | Sí | | | 22 | RD3 / SPP3 |
| 25 | D25 | Sí | Sí | | | 27 | RD4 / SPP4 |

Diseño de un prototipo médico electro-estimulante para uso quirúrgico en la corrección de malformaciones congénitas de ano imperforado

| | | | | | | | |
|--------------------------|-----|----|----|--|-------------------------------------|----|--------------------------|
| 26 | D26 | Sí | Sí | | | 28 | RD5 / SPP5 / P1B |
| 27 | D27 | Sí | Sí | | | 29 | RD6 / SPP6 / P1C |
| 28 | D28 | Sí | Sí | | | 30 | RD7 / SPP7 / P1D |
| 29 | D29 | Sí | Sí | | RUN LED / USERLED | 6 | RA4 / T0CKI / C1OUT / VN |
| OSC1 | | | | | | 13 | OSC1 / CLKI |
| OSC2 | | | | | | 14 | OSC2 / CLKO / RA6 |
| REINICIAR | RST | | | | Interruptor de reinicio / ICSP MCLR | 1 | MCLR / VPP / RE3 |
| USB- | | | | | USB | 23 | RC4 / D / VM |
| USB + | | | | | USB | 24 | RC5 / D + / VP |
| VUSB | | | | | USB | 18 | VUSB |
| VDD (hasta 5,5 V) | | | | | | 11 | VDD |
| VDD (hasta 5,5 V) | | | | | | 32 | VDD |
| VSS (GND) | | | | | | 12 | VSS |
| VSS (GND) | | | | | | 31 | VSS |

Fuente: Microchip Technology. (2009) *Especificaciones del PIC18F4550*. Septiembre 30,2015. De Microchip Technology Inc.
Tomado de: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/39632e.pdf>

PIC18F2455/2550/4455/4550

TABLE 1-1: DEVICE FEATURES

| Features | PIC18F2455 | PIC18F2550 | PIC18F4455 | PIC18F4550 |
|--------------------------------------|--|--|--|--|
| Operating Frequency | DC – 48 MHz |
| Program Memory (Bytes) | 24576 | 32768 | 24576 | 32768 |
| Program Memory (Instructions) | 12288 | 16384 | 12288 | 16384 |
| Data Memory (Bytes) | 2048 | 2048 | 2048 | 2048 |
| Data EEPROM Memory (Bytes) | 256 | 256 | 256 | 256 |
| Interrupt Sources | 19 | 19 | 20 | 20 |
| I/O Ports | Ports A, B, C, (E) | Ports A, B, C, (E) | Ports A, B, C, D, E | Ports A, B, C, D, E |
| Timers | 4 | 4 | 4 | 4 |
| Capture/Compare/PWM Modules | 2 | 2 | 1 | 1 |
| Enhanced Capture/Compare/PWM Modules | 0 | 0 | 1 | 1 |
| Serial Communications | MSSP, Enhanced USART | MSSP, Enhanced USART | MSSP, Enhanced USART | MSSP, Enhanced USART |
| Universal Serial Bus (USB) Module | 1 | 1 | 1 | 1 |
| Streaming Parallel Port (SPP) | No | No | Yes | Yes |
| 10-Bit Analog-to-Digital Module | 10 Input Channels | 10 Input Channels | 13 Input Channels | 13 Input Channels |
| Comparators | 2 | 2 | 2 | 2 |
| Resets (and Delays) | POR, BOR, RESET Instruction, Stack Full, Stack Underflow (PWRT, OST), MCLR (optional), WDT | POR, BOR, RESET Instruction, Stack Full, Stack Underflow (PWRT, OST), MCLR (optional), WDT | POR, BOR, RESET Instruction, Stack Full, Stack Underflow (PWRT, OST), MCLR (optional), WDT | POR, BOR, RESET Instruction, Stack Full, Stack Underflow (PWRT, OST), MCLR (optional), WDT |
| Programmable Low-Voltage Detect | Yes | Yes | Yes | Yes |
| Programmable Brown-out Reset | Yes | Yes | Yes | Yes |
| Instruction Set | 75 Instructions; 83 with Extended Instruction Set enabled | 75 Instructions; 83 with Extended Instruction Set enabled | 75 Instructions; 83 with Extended Instruction Set enabled | 75 Instructions; 83 with Extended Instruction Set enabled |
| Packages | 28-Pin PDIP 28-Pin SOIC | 28-Pin PDIP 28-Pin SOIC | 40-Pin PDIP 44-Pin QFN 44-Pin TQFP | 40-Pin PDIP 44-Pin QFN 44-Pin TQFP |

Posición de los electrodos del Electro-estimulador al momento de su aplicación.

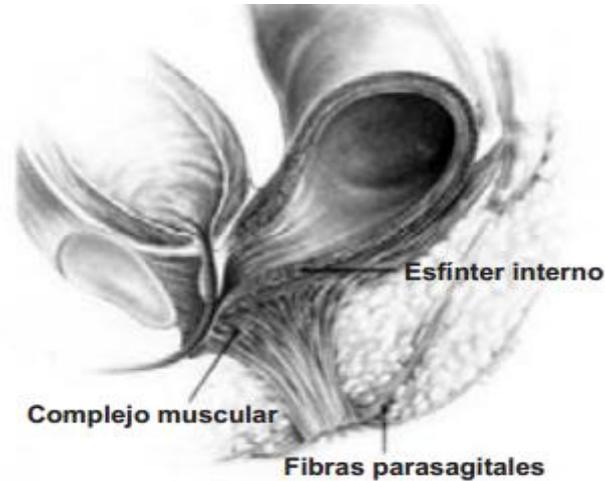


Fuente: M.J.Ansari. (2006).*History of Invention & Role of Muscle Stimulator in Pediatric Surgery General & Pediatric Surgeon*. Facilitado por: Dr. Alfredo Valle (cirujano pediátrico HIMJR)



Fuente: M.J.Ansari. (2006).*History of Invention & Role of Muscle Stimulator in Pediatric Surgery General & Pediatric Surgeon*. Facilitado por: Dr. Alfredo Valle (cirujano pediátrico HIMJR)

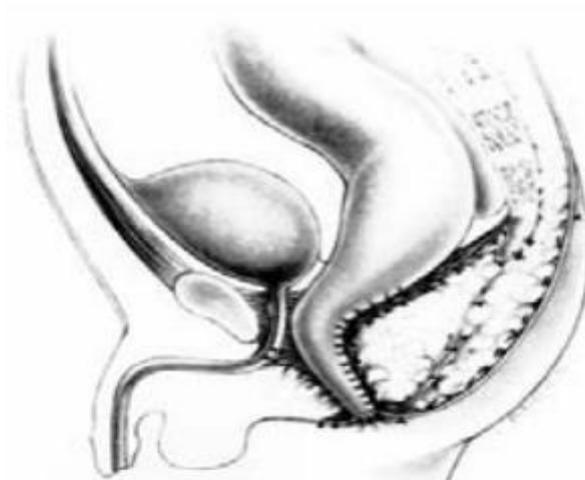
Diagrama que muestra el patrón anatómico más común de las malformaciones anorectales en pacientes del sexo masculino.



Fuente: Stephenns, FS & Smith, ED. (1971). “*Imperforate Anus: A New Surgical Technique*”. Chicago. Med J Aust, 7:202-207.

Recuperado de:<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1477327/>

Malformación anorectal reparada.



Fuente: Stephenns, FS & Smith, ED. (1971). “*Imperforate Anus: A New Surgical Technique*”. Chicago. Med J Aust, 7:202-207.

Recuperado de:<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1477327/>

Primera versión del estimulador para tratar correcciones de ano imperforado diseñado por el Dr. Alberto Peña.



Fuente: M.J.Ansari. (2006).*History of Invention & Role of Muscle Stimulator in Pediatric Surgery General & Pediatric Surgeon*. Facilitado por: Dr. Alfredo Valle (cirujano pediátrico HIMJR)

Estimulador del músculo de Peña actual disponible en los hospitales de Nicaragua.



Fuente: M.J.Ansari. (2006).*History of Invention & Role of Muscle Stimulator in Pediatric Surgery General & Pediatric Surgeon*. Facilitado por: Dr. Alfredo Valle (cirujano pediátrico HIMJR)

Tabla de efectos que se producen en el organismo en función de la resistencia para un voltaje o tensiones dadas.

| Resistencia Ω | Voltaje corriente | | |
|--|---------------------------------------|---|--|
| | <i>100 v</i> | <i>1.000v</i> | <i>10.000v</i> |
| 500-1000 Ω | Muerte cierta. Quemaduras ligeras. | Muerte probable. Quemaduras evidentes. | Supervivencia posible. Quemaduras serias. |
| 5.000 Ω | Shock molesto. No hay lesión. | Muerte segura. Quemaduras ligeras. | Muerte probable. Quemaduras serias. |
| 50.000 Ω | Sensación apenas perceptible. | Shock molesto. No hay lesiones. | Muerte segura. Quemaduras ligeras. |

Fuente: Herrezuelo P. Isabel. (1993) “*Resistencia de la piel de los niños al paso de la corriente eléctrica*”. Universidad Complutense de Madrid, Facultad de Medicina, Departamento de toxicología y Legislación sanitaria. (Tesis doctorado), Madrid. (P.128-245). Recuperado de: <http://eprints.ucm.es/tesis/19911996/D/0/AD0087301.pdf>

Tabla de efectos de la corriente en el cuerpo humano.

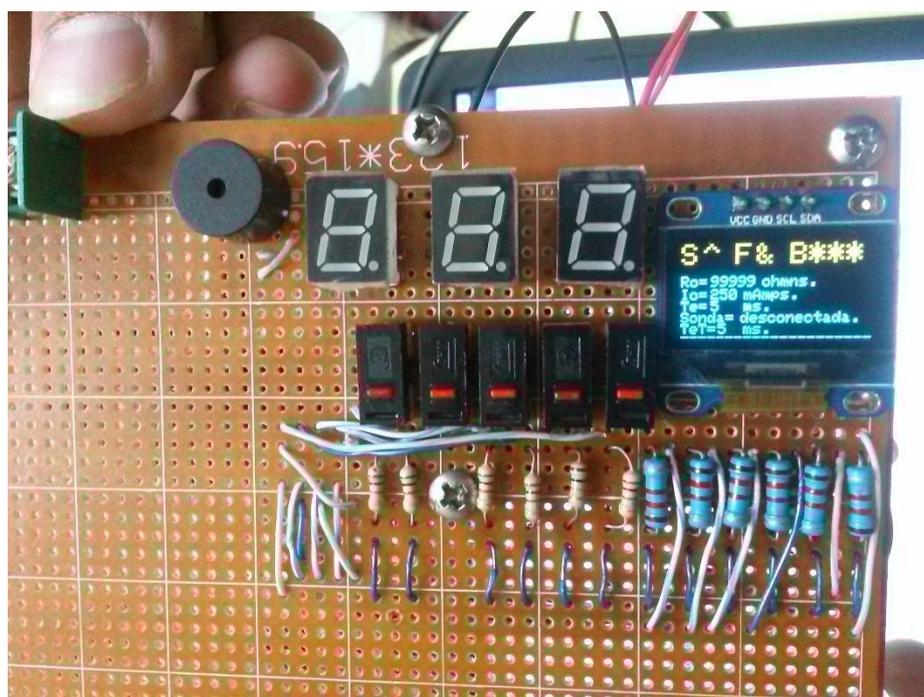
| mA | Efectos sobre el cuerpo humano |
|-----------|--|
| 0.02 | Electrodos aplicados directamente sobre el miocardio producen fibrilación ventricular con frecuencias de 1.000 Hz. |
| 0.02 | Percepción sensorial a nivel de retina. |
| 0.045 | Percepción sensorial a nivel de la lengua. |
| 0.01 | Ligeras contracciones musculares en dedos. |
| 0.8 | Percepción cutánea (cosquilleo) para la mujer. |
| 1 | Percepción cutánea (cosquilleo) para el hombre. |
| 6 | Percepción cutánea dolorosa. Contracciones musculares en dedos. Umbral inferior de sensación de no poderse despegar. |
| 8.8 | La imposibilidad de autoliberación aumenta al 0.5% |
| 9 | La contracción muscular aumenta. Proyección o imposibilidad de autoliberación. Se suma la posibilidad de contractura de músculos |

Diseño de un prototipo médico electro-estimulante para uso quirúrgico en la corrección de malformaciones congénitas de ano imperforado

| | |
|----------|---|
| | respiratorios. Con asfixia si tiempo mayor de 3 min. Reversible. |
| 10 | Aumenta el umbral de imposibilidad de auto liberación al 50%. Quemadura de 1mm/2. |
| 15.5 | La imposibilidad de autoliberacion aumenta al 100%. |
| 20 | Asfixia ventilatoria si el tiempo es mayor de 3 min. Y si el trayecto de corriente es mano a mano. |
| 25 | Contracciones musculares no tienen influencia sobre el corazón. Límite superior de la categoría 1 de Koeppen. |
| 30 | Se añade a lo anterior la imposibilidad de fibrilación ventricular si el tiempo es mayor de 1 minuto. |
| 50 | La posibilidad de fibrilación ventricular aumenta al 50% si el tiempo es mayor de 1 seg. |
| 70 | Fibrilación ventricular para tiempo mayor de 1 seg. |
| 80 | Fibrilación ventricular. Límite superior de la categoría 2 de Koeppen. |
| A | |
| 0.3 | Parálisis del centro respiratorio. |
| 0.5 | Posibilidad de fibrilación ventricular mayor del 50% si el tiempo es menor de 1 seg. |
| 0.6 | Parálisis del centro respiratorio solo reversible solo reversible el 30% después del cese de corriente. |
| 2 | Inhibición de centros nerviosos. |
| 4 | Fibrilación ventricular. Límite superior de la categoría 3 de koeppen. |
| >4 | Categoría 4 de Koeppen. parálisis respiratorias, cardíaca, fibrilación ventricular, depresión del SNC, quemaduras graves y carbonización, |
| >20 | Grandes quemaduras con importantes mutilaciones. |

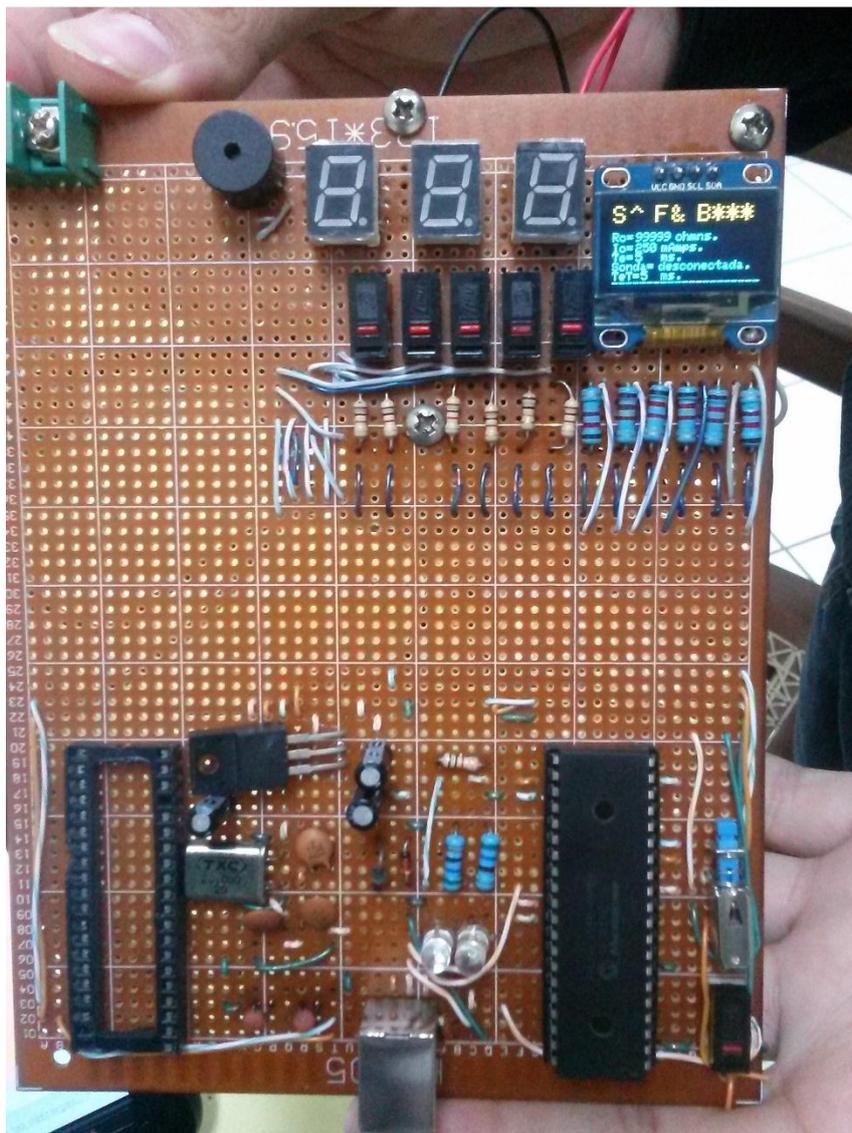
Fuente: Herrezuelo P. Isabel. (1993) “*Resistencia de la piel de los niños al paso de la corriente eléctrica*”. Universidad Complutense de Madrid, Facultad de Medicina, Departamento de toxicología y Legislación sanitaria. (Tesis doctorado), Madrid. (p.128-245). Recuperado de: <http://eprints.ucm.es/tesis/19911996/D/0/AD0087301.pdf>

Diseño de un prototipo médico electro-estimulante para uso quirúrgico en la corrección de malformaciones congénitas de ano imperforado



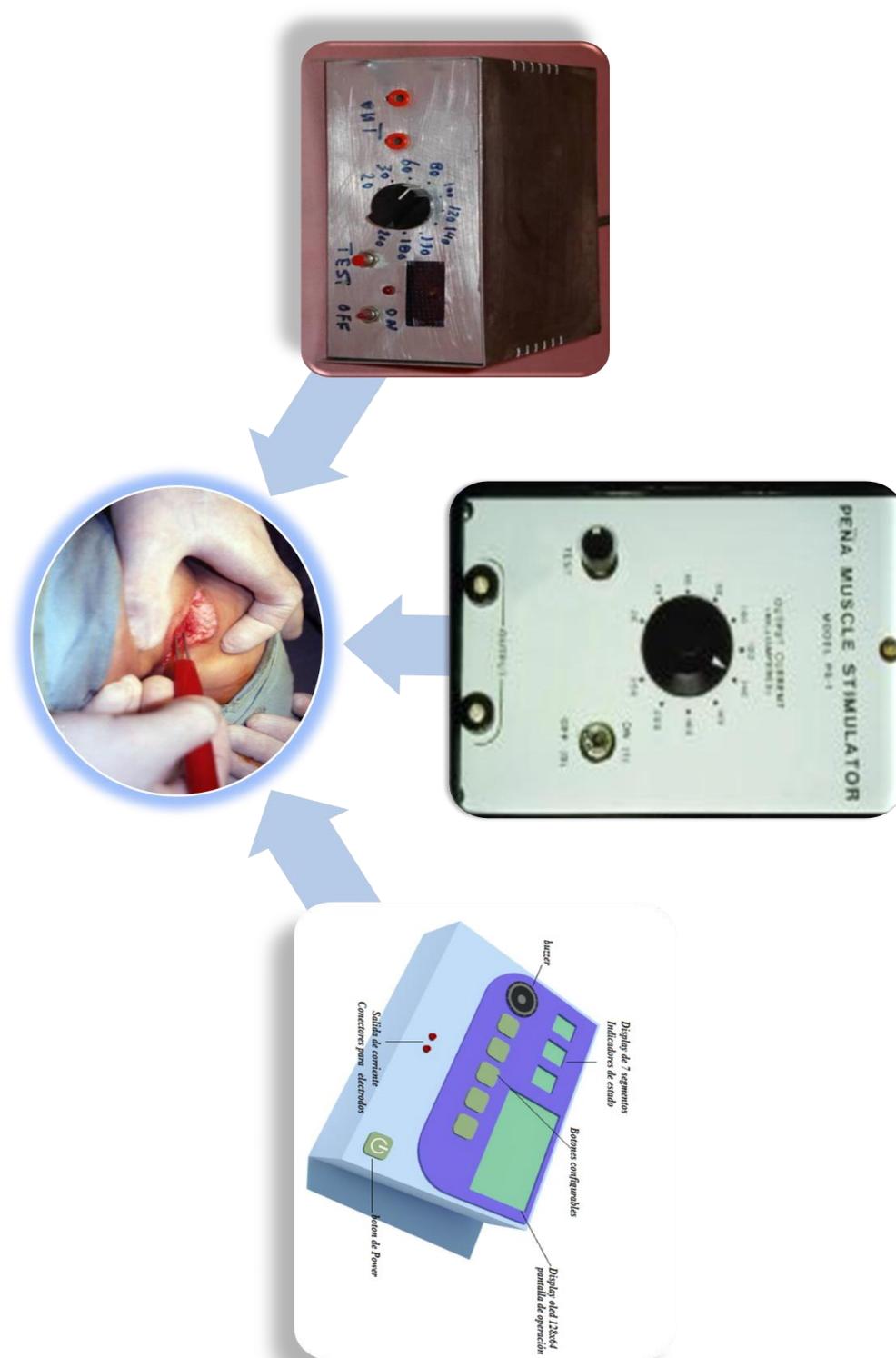
Circuito en proceso de pruebas de programación de pantalla Oled.

Fuente: Propia.



Circuito interno del prototipo en proceso de montaje.

Fuente: Propia.



Comparación entre el primer y segundo Electroestimulador muscular de Peña y el modelo propuesto en este trabajo.

Fuente: Propia