

	<b>GESTIÓN SERVICIOS BIBLIOTECARIOS</b>					  	
	<b>CARTA DE AUTORIZACIÓN</b>						
<b>CÓDIGO</b>	<b>AP-BIB-FO-06</b>	<b>VERSIÓN</b>	<b>1</b>	<b>VIGENCIA</b>	<b>2014</b>	<b>PÁGINA</b>	<b>1 de 2</b>

Neiva, 13 de Noviembre de 2015

Señores

CENTRO DE INFORMACIÓN Y DOCUMENTACIÓN

UNIVERSIDAD SURCOLOMBIANA

Ciudad

El (Los) suscrito(s):

Yeiner Carvajal Quina, con C.C. No. 1.075.269.250,  
Sergio Andrés Perdomo Murcia, con C.C. No. 1.075.267.493

autor(es) de la tesis y/o trabajo de grado

titulado: Diseño e Implementación de un Sistema Prototipo de Tecnología de Asistencia para Lectura Braille Basado en Estimulación Electrocutánea

presentado y aprobado en el año 2015 como requisito para optar al título de Ingeniero Electrónico

autorizo (amos) al CENTRO DE INFORMACIÓN Y DOCUMENTACIÓN de la Universidad Surcolombiana para que con fines académicos, muestre al país y el exterior la producción intelectual de la Universidad Surcolombiana, a través de la visibilidad de su contenido de la siguiente manera:

- Los usuarios puedan consultar el contenido de este trabajo de grado en los sitios web que administra la Universidad, en bases de datos, repositorio digital, catálogos y en otros sitios web, redes y sistemas de información nacionales e internacionales “open access” y en las redes de información con las cuales tenga convenio la Institución.
- Permita la consulta, la reproducción y préstamo a los usuarios interesados en el contenido de este trabajo, para todos los usos que tengan finalidad académica, ya sea en formato Cd-Rom o digital desde internet, intranet, etc., y en general para cualquier formato conocido o por conocer, dentro de los términos establecidos en la Ley 23 de 1982, Ley 44 de 1993, Decisión Andina 351 de 1993, Decreto 460 de 1995 y demás normas generales sobre la materia.
- Continúo conservando los correspondientes derechos sin modificación o restricción alguna; puesto que de acuerdo con la legislación colombiana aplicable, el presente es un acuerdo jurídico que en ningún caso conlleva la enajenación del derecho de autor y sus conexos.



## GESTIÓN SERVICIOS BIBLIOTECARIOS

### CARTA DE AUTORIZACIÓN



**CÓDIGO**

**AP-BIB-FO-06**

**VERSIÓN**

**1**

**VIGENCIA**

**2014**

**PÁGINA**

**2 de 2**

De conformidad con lo establecido en el artículo 30 de la Ley 23 de 1982 y el artículo 11 de la Decisión Andina 351 de 1993, “Los derechos morales sobre el trabajo son propiedad de los autores” , los cuales son irrenunciables, imprescriptibles, inembargables e inalienables.

EL AUTOR/ESTUDIANTE:

Firma: \_\_\_\_\_

EL AUTOR/ESTUDIANTE:

Firma: \_\_\_\_\_

	<b>GESTIÓN SERVICIOS BIBLIOTECARIOS</b>					  	
	DESCRIPCIÓN DE LA TESIS Y/O TRABAJOS DE GRADO						
<b>CÓDIGO</b>	<b>AP-BIB-FO-07</b>	<b>VERSIÓN</b>	<b>1</b>	<b>VIGENCIA</b>	<b>2014</b>	<b>PÁGINA</b>	<b>1 de 3</b>

**TÍTULO COMPLETO DEL TRABAJO:** Diseño e Implementación de un Sistema Prototipo de Tecnología de Asistencia para Lectura Braille Basado en Estimulación Electrocutánea.

**AUTOR O AUTORES:**

Primero y Segundo Apellido	Primero y Segundo Nombre
Carvajal Quina Perdomo Murcia	Yeiner Sergio Andrés

**DIRECTOR Y CODIRECTOR TESIS:**

Primero y Segundo Apellido	Primero y Segundo Nombre
Salgado Patrón	José de Jesús

**ASESOR (ES):**

Primero y Segundo Apellido	Primero y Segundo Nombre

**PARA OPTAR AL TÍTULO DE:** Ingeniero Electrónico

**FACULTAD:** Ingeniería

**PROGRAMA O POSGRADO:** Electrónica

	<b>GESTIÓN SERVICIOS BIBLIOTECARIOS</b>					  	
	DESCRIPCIÓN DE LA TESIS Y/O TRABAJOS DE GRADO						
<b>CÓDIGO</b>	<b>AP-BIB-FO-07</b>	<b>VERSIÓN</b>	<b>1</b>	<b>VIGENCIA</b>	<b>2014</b>	<b>PÁGINA</b>	<b>2 de 3</b>

**CIUDAD:** Neiva

**AÑO DE PRESENTACIÓN:** 2015

**NÚMERO DE PÁGINAS:** 95

**TIPO DE ILUSTRACIONES** (Marcar con una **X**):

Diagramas X Fotografías X Grabaciones en discos \_\_\_ Ilustraciones en general X  
 Grabados \_\_\_ Láminas \_\_\_ Litografías \_\_\_ Mapas \_\_\_ Música impresa \_\_\_ Planos \_\_\_  
 Retratos \_\_\_ Sin ilustraciones \_\_\_ Tablas o Cuadros X

**SOFTWARE** requerido y/o especializado para la lectura del documento:  
 YEISER versión 1.0

**MATERIAL ANEXO:**  
 Software del sistema.

**PREMIO O DISTINCIÓN** (*En caso de ser LAUREADAS o Meritoria*):

**PALABRAS CLAVES EN ESPAÑOL E INGLÉS:**

<b>Español</b>	<b>Inglés</b>
1. Braille	Braille
2. Cutáneo	Cutaneous
3. Electrodo	Electrode
4. Estimulación eléctrica	Electrical stimulation
5. Prototipo	Prototype

**RESUMEN DEL CONTENIDO:** (Máximo 250 palabras)

Diseñado como una tecnología de asistencia, el presente trabajo tiene como objetivo final el diseño e implementación de un prototipo que permita al usuario invidente la lectura de material digital desde el pc por medio de un display de electrodos Braille. Con este prototipo y después de un posterior entrenamiento, el usuario será capaz de acceder a abundante material digital, logrando mayor rendimiento en los estudios, trabajo, etc, alcanzando así mayor inclusión social. El prototipo acepta texto plano, cargado desde una computadora, que es transmitido a un display de electrodos Braille, donde la superficie de los dedos es estimulada eléctricamente con el fin de simular la misma presión y relieves del Braille en papel. Este prototipo es un proyecto inicial, que servirá como punto de partida para el mejoramiento del mismo y el desarrollo de múltiples aplicaciones.



## GESTIÓN SERVICIOS BIBLIOTECARIOS

### DESCRIPCIÓN DE LA TESIS Y/O TRABAJOS DE GRADO



**CÓDIGO**

**AP-BIB-FO-07**

**VERSIÓN**

**1**

**VIGENCIA**

**2014**

**PÁGINA**

**3 de 3**

#### **ABSTRACT:** (Máximo 250 palabras)

Designed as an assistive technology, this thesis aims eventually to the design and implementation of a system, which allows blind users to read digital material from the PC through a Braille display electrodes. With this device and after further training, the user will be able to access a huge amount of digital material, achieving higher performance in studies, work, etc., thus achieving greater social inclusion. The prototype accepts plaintext, loaded from a computer, which is transmitted to a Braille display electrodes, where the surface of the finger is stimulated electrically with the purpose to simulate the same pressure and embossing of braille paper. This prototype is an initial project, which will serve as a starting point for improving the same and the development of multiple applications.

#### **APROBACION DE LA TESIS**

Nombre Jurado: Faiber Ignacio Robayo Betancour

Firma:

Nombre Jurado: Johan Julián Molina Mosquera

Firma:

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA PROTOTIPO DE TECNOLOGÍA  
DE ASISTENCIA PARA LECTURA BRAILLE BASADO EN ESTIMULACIÓN  
ELECTROCUTÁNEA

YEINER CARVAJAL QUINA  
SERGIO ANDRÉS PERDOMO MURCIA

UNIVERSIDAD SURCOLOMBIANA  
FACULTAD DE INGENIERÍA  
PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA  
NEIVA, HUILA  
2015

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA PROTOTIPO DE TECNOLOGÍA  
DE ASISTENCIA PARA LECTURA BRAILLE BASADO EN ESTIMULACIÓN  
ELECTROCUTÁNEA

YEINER CARVAJAL QUINA  
SERGIO ANDRÉS PERDOMO MURCIA

Tesis de grado presentada para aplicar  
al título de Ingeniero Electrónico

Director  
JOSÉ DE JESÚS SALGADO PATRÓN  
Ingeniero Electrónico

UNIVERSIDAD SURCOLOMBIANA  
FACULTAD DE INGENIERÍA  
PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA  
NEIVA, HUILA  
2015

Nota de aceptación

---

---

---

---

---

Firma director de Tesis

---

Firma del jurado

---

Firma del jurado

Neiva, 13 de Octubre de 2015

## **AGRADECIMIENTOS**

Queremos agradecerles a Dios y nuestros padres, por su paciencia, por su apoyo y por permitir el desarrollo de este proyecto, abriéndonos de esta manera puertas en una nueva etapa de nuestras vidas.

A Hernando Calderón y Karen Lorena Lezmes, personas en situación de discapacidad visual, por su tiempo, paciencia y aportes para la evaluación del funcionamiento del dispositivo.

Al tecnoparque nodo Neiva, por abrirnos las puertas de sus instalaciones y contribuir en la construcción del prototipo.

## CONTENIDO

	Pág.
INTRODUCCIÓN .....	16
1. TECNOLOGÍAS DE ASISTENCIA.....	19
2. ESTIMULACIÓN ELECTROCUTÁNEA.....	21
2.1 DISPLAY ELECTROTÁCTIL .....	21
2.2 UNIDADES TÁCTILES DE LA PIEL LAMPIÑA EN LA MANO HUMANA.....	22
2.3 PRINCIPIO DE ESTIMULACIÓN ELÉCTRICA NERVIOSA .....	24
2.4 COLORES TÁCTILES PRIMARIOS.....	27
2.5 EFECTOS DE LA POLARIDAD Y FORMA DE UNA SEÑAL PARA LA ESTIMULACIÓN ELECTRO – CUTÁNEA .....	28
2.6 PARÁMETROS ÓPTIMOS PARA EL PROCESO DE ELECTRO ESTIMULACIÓN.....	30
2.7 IMPEDANCIA DE LA PIEL .....	31
2.8 REPRESENTACIÓN MATEMÁTICA DE LA IMPEDANCIA DE LA PIEL .....	32
2.9 LOCALIZACIÓN DEL ESTÍMULO ELECTRO – CUTÁNEO SOBRE LOS DEDOS .....	33
3. SISTEMA DE LECTURA BRAILLE.....	35
4. EL DISPOSITIVO .....	37
4.1 DIAGRAMA DE BLOQUES DEL SISTEMA.....	37
4.2 SECCIÓN DE ENTRADAS DEL SISTEMA .....	38
4.3 SECCIÓN OPERATIVA DEL SISTEMA .....	38
4.3.1 Módulo de generación de señal base y comunicación USB.....	39
4.3.1.1 Etapa de generación de señal base.....	39
4.3.1.2 Etapa de referenciado de Offset. ....	46
4.3.2 Módulo de conversión V – I y conmutación de señal de estimulación.....	50
4.3.2.1 Etapa de conversión V – I. ....	50
4.3.2.2 Etapa traducción Braille y conmutación de señal de estimulación. ....	54
4.3.3 Módulo de alimentación 200V (máx) .....	60
4.3.4 Software. ....	67
4.4 SECCIÓN DE SALIDAS DEL SISTEMA .....	70
5. RESULTADOS .....	72
5.1 FUNCIONAMIENTO DEL HARDWARE DEL SISTEMA .....	72
5.2 TEST 1. USUARIO NO INVIDENTE.....	74
5.3 TEST 2. USUARIO INVIDENTE .....	76
5.4 ELECTRODO BRAILLE, MONTAJE FÍSICO.....	78

6. ANÁLISIS DE RESULTADOS .....	79
6.1 ELECTRODO BRAILLE ÓPTIMO .....	79
6.2 PORCENTAJE DE ACIERTO DE PUNTOS Y CARACTERES BRAILLE .....	79
6.3 SENSACIONES FALSAS .....	80
6.4 LOCALIZACIÓN .....	81
6.5 ENTRENAMIENTO .....	81
7. CONCLUSIONES .....	82
8. RECOMENDACIONES.....	83
BIBLIOGRAFÍA.....	84
ANEXOS.....	88

## LISTA DE FIGURAS

Pág.

Figura 1. Sección transversal de la piel humana. Unidades FAI y SAI .....	23
Figura 2. Sección transversal de la piel humana. Unidades FAII y SAII .....	23
Figura 3. Red eléctrica representativa de una fibra nerviosa mielinizada .....	25
Figura 4. Función de activación para un axón horizontal.....	26
Figura 5. Estimulación selectiva usando electrodos anódicos y catódicos .....	27
Figura 6. Diagrama esquemático de un sistema de electroestimulación .....	29
Figura 7. Polaridad y forma de onda de un tren de pulso para estimulación .....	29
Figura 8. Forma de onda en corriente para la señal de estimulación .....	31
Figura 9. Modelos de la interfaz piel – electrodo.....	33
Figura 10. Grilla de electrodos .....	34
Figura 11. Configuración de electrodos sobre el dedo para electroestimulación ....	34
Figura 12. Tamaño y distribución de los puntos Braille.....	35
Figura 13. Alfabeto Braille.....	36
Figura 14. Secuencia operativa del prototipo.....	37
Figura 15. Diagrama de bloques del sistema prototipo.....	38
Figura 16. Esquema de funcionamiento del Módulo de generación de señal base y comunicación USB .....	39
Figura 17. Estructura de la señal de estimulación base.....	40
Figura 18. Análisis geométrico de forma de onda se estimulación base .....	41
Figura 19. Esquema utilizado en la generación de la señal PWM .....	43
Figura 20. Diagrama de flujo para la programación del PIC18F4550 .....	45
Figura 21. Operaciones para el referenciado a cero voltios de la señal base.....	46
Figura 22. Esquema electrónico para la obtención de offset de señal.....	47
Figura 23. Esquema electrónico de generación de la señal de estimulación base .....	49
Figura 24. Esquema funcional del módulo V – I .....	51
Figura 25. Fuente de corriente utilizada para el dispositivo .....	52
Figura 26. Generación de corriente de referencia IREF .....	52
Figura 27. Señal de estimulación base .....	53
Figura 28. Esquema de la etapa de conversión voltaje – corriente.....	54
Figura 29. Asignación numérica de puntos Braille relacionada con la letra ‘N’ .....	55
Figura 30. Diagrama de temporización para cada punto de la letra Braille ‘N’ .....	56
Figura 31. Esquema del hardware para la conmutación de señal .....	57
Figura 32. Esquema de control de activación de los puntos Braille .....	58
Figura 33. Diagrama de flujo para la programación del PIC18F2550 .....	59
Figura 34. Arreglo de fuentes de voltaje .....	60
Figura 35. Elementos generales de un regulador conmutado .....	61
Figura 36. Topología básica de un convertidor elevador .....	61
Figura 37. Esquema de fuente conmutada .....	65
Figura 38. Programación PIC18F2550 para fuentes conmutadas .....	66
Figura 39. Ventana principal del software del sistema.....	67

Figura 40. Ventana de configuración y entrenamiento.....	68
Figura 41. Ventana de lectura.....	69
Figura 42. Displays de Electrodo Braille .....	71
Figura 43. Imágenes de osciloscopio de la señal de estimulación base.....	72
Figura 44. Imágenes de osciloscopio de la señal de estimulación en corriente.....	73
Figura 45. Imágenes de osciloscopio de conmutación de señal de estimulación ...	73
Figura 46. Huellero - Electrodo Braille .....	78

## LISTA DE CUADROS

	Pág.
Cuadro 1. Unidades táctiles y algunas de sus propiedades distinguibles.....	22
Cuadro 2. Características de los axones nerviosos de la yema del dedo.....	24
Cuadro 3. Variables del esquema de la Figura 3.....	25
Cuadro 4. Rango de valores máximos y mínimos para lo .....	53
Cuadro 5. Correspondencia de pines del puerto B con respectivo punto Braille ...	55
Cuadro 6. Corrimiento de un bit en los pines activados para la letra Braille 'N' .....	56
Cuadro 7. Porcentaje de acierto de puntos Braille.....	80
Cuadro 8. Porcentaje de acierto de caracteres Táctiles .....	80

## LISTA DE ECUACIONES

	Pág.
Ecuación 1. Análisis geométrico para el valor de offset.....	40
Ecuación 2. Valor de offset de señal de estimulación base .....	40
Ecuación 3. Calculo del valor del periodo de PWM en un microcontrolador.....	41
Ecuación 4. Calculo de registro PR2 en la generación de PWM .....	41
Ecuación 5. Calculo de valor del ciclo útil de PWM .....	42
Ecuación 6. Factor de amplificación del arreglo Amp-Op de la Figura 23 .....	48
Ecuación 7. Relación condicional para el arreglo Amp-Op de la Figura 23 .....	48
Ecuación 8. Variación fina de la señal de estimulación .....	49

## LISTA DE ANEXOS

	Pág.
ANEXO A. Módulo de generación de señal base y comunicación USB .....	88
ANEXO B. Módulo de conversión V – I y conmutación de señal de estimulación .....	90
ANEXO C. Módulo de alimentación 200V.....	92
ANEXO D. Módulo de alimentación general .....	94

## GLOSARIO

**AXÓN:** prolongación filiforme de una neurona, por la que esta transmite impulsos nerviosos hasta una o varias células musculares, glandulares, nerviosas, etc.

**BRAILLE:** sistema de escritura para ciegos que consiste en signos dibujados en relieve para poder leer con los dedos.

**CANALES IÓNICOS:** son proteínas transmembrana que contienen poros acuosos que cuando se abren permiten el paso selectivo de iones específicos a través de las membranas celulares.

**CAMPO RECEPTIVO DE UNA NEURONA SENSITIVA:** la región del espacio en la cual la presencia de un estímulo altera la respuesta de dicha neurona, esto es, la tasa de impulsos electroquímicos que ésta genera.

**CÉLULAS CILIADAS:** son aquellas que poseen cilios. Los cilios son prolongaciones cilíndricas delgadas que se proyectan desde la superficie de la célula, están formadas por microtúbulos del cito esqueleto envueltos por la membrana ciliar.

**CÉLULAS DE MERKEL:** son células intraepiteliales de la piel. Su función no está muy clara aún pero se las asocia a la sensación táctil (especialmente en animales inferiores) ya que poseen unas microvellosidades que tendrían propiedades mecanorreceptoras, haciendo que la célula libere neurotransmisores que interactuarían con terminales nerviosos cercanos.

**CORPÚSCULOS DE MEISSNER:** son un tipo de terminaciones nerviosas en la piel que son responsables de la sensibilidad para el tacto GRUESO.

**CORPÚSCULOS DE RUFFINI:** son receptores sensoriales situados en la piel, perciben los cambios de temperatura relacionados con el calor y registran su estiramiento.

**CORPÚSCULOS DE PACINI:** son uno de los cinco tipos de mecanorreceptores que existen: en concreto, son receptores sensoriales de la piel que responden a las vibraciones rápidas y la presión mecánica profunda.

**CUTANEO:** perteneciente o relativo al cutis (piel).

**DESPOLARIZACIÓN:** es una disminución del valor absoluto del potencial de membrana en una neurona.

**DISPLAY:** dispositivo de ciertos aparatos electrónicos, como los teléfonos y las calculadoras, destinado a la representación de información.

**ELECTRODO:** extremo de un conductor en contacto con un medio, al que lleva o del que recibe una corriente eléctrica.

**MIELINA:** es un material lipoproteico que constituye algunos sistemas de bicapas fosfolipídicas. Se encuentra en el sistema nervioso de los vertebrados, formando una capa gruesa alrededor de los axones neuronales que permite la transmisión de los impulsos nerviosos a distancias relativamente largas gracias a su efecto aislante. Este recubrimiento se conoce como *vaina de mielina*.

**NERVIOS:** son un conjunto de fibras elásticas o axones (en ocasiones dendritas) asociadas en fascículos por medio de tejido conjuntivo.

**NEURONAS AFERENTES:** también conocidas como neuronas sensoriales o receptoras, transportan impulsos nerviosos desde los receptores u órganos sensoriales hacia el sistema nervioso central.

**POLARIZACIÓN ELECTROQUÍMICA:** la reducción de la fuerza electromotriz de un elemento voltaico como consecuencia de las alteraciones que su propio funcionamiento provoca en sus partes constituyentes, los electrodos y el electrolito.

**POTENCIAL DE ACCIÓN:** también llamado impulso eléctrico, es una onda de descarga eléctrica que viaja a lo largo de la membrana celular modificando su distribución de carga eléctrica.

**PROTOTIPO:** ejemplar original o primer molde en que se fabrica una figura u otra cosa.

**SISTEMA NERVIOSO CENTRAL (SNC):** es una estructura biológica que sólo se encuentra en individuos del reino animal. El sistema nervioso central está constituido por el encéfalo y la médula espinal.

**SISTEMA NERVIOSO PERIFÉRICO (SNP):** es el aparato del sistema nervioso formado por nervios y neuronas que residen o se extienden fuera del sistema nervioso central (SNC), hacia los miembros y órganos.

**TECNOLOGÍAS DE APOYO O TECNOLOGÍAS DE ASISTENCIA:** cualquier producto (incluyendo dispositivos, equipos, instrumentos, tecnología y software) que es usado para incrementar, mantener o mejorar las capacidades funcionales de personas con discapacidad. La específica para las personas con trastorno visual es la tiflotecnología.

## **RESUMEN**

Diseñado como una tecnología de asistencia dentro del campo de la tiflología, el presente trabajo tiene como objetivo final el diseño e implementación de un prototipo, que permita al usuario invidente la lectura de material digital desde el pc por medio de un display de electrodos Braille. Con este prototipo y después de un posterior entrenamiento, el usuario será capaz de acceder a abundante material digital, logrando mayor rendimiento en los estudios, trabajo, etc, alcanzando así mayor inclusión social. El prototipo acepta texto plano, cargado desde una computadora, que es transmitido a un display de electrodos Braille, donde la superficie de los dedos es estimulada eléctricamente con el fin de simular la misma presión y relieves del Braille en papel. Este prototipo es un proyecto inicial, que servirá como punto de partida para el mejoramiento del mismo y el desarrollo de múltiples aplicaciones.

## **ABSTRACT**

Designed as an assistive technology, this thesis aims eventually to the design and implementation of a prototype, which allows blind users to read digital material from the pc through a Braille display electrodes. With this prototype and after further training, the user will be able to access a huge amount of digital material, achieving higher performance in studies, work, etc., thus achieving greater social inclusion. The prototype accepts plaintext, loaded from a computer, which is transmitted to a Braille display electrodes, where the surface of the finger is stimulated electrically with the purpose to simulate the same pressure and embossing of braille paper. This prototype is an initial project, which will serve as a starting point for improving the same and the development of multiple applications.

## INTRODUCCIÓN

*Para personas sin discapacidades, la tecnología hace las cosas más fáciles; para personas con discapacidades, la tecnología hace las cosas posibles<sup>1</sup>.*

Durante las últimas décadas, en las sociedades han tenido lugar significantes cambios en la posición sobre las personas con discapacidades, tanto así que en muchos países se han desarrollado políticas, legislaciones y regulaciones como intento de remover la discriminación y limitación existente de las personas discapacitadas, para brindarles participación en los distintos órdenes de la vida cotidiana, como la educación, el empleo y la familia. Esta evolución social se refleja en el incremento de la conciencia enmarcada por los beneficios y el desarrollo colectivo, a raíz del aumento de la participación y la independencia de las personas con discapacidad. De esta manera, se ha requerido el rápido desarrollo de tecnologías de asistencia, producto de la interacción entre los usuarios discapacitados finales y la gran cantidad de profesionales coexistentes dentro de la misma comunidad, incluidos ingenieros, técnicos, terapeutas, trabajadores sociales y especialistas en el área de la medicina, envolviendo de esta manera el desarrollo y mejoramiento de estas tecnologías.

La tecnología es dividida en dispositivos de *baja y alta tecnología*<sup>2</sup>. Baja tecnología (low tech) son aquellos dispositivos de bajo costo, simples de hacer y fáciles de obtener; alta tecnología (high tech), por el contrario, son aquellos dispositivos que son costosos en producción y obtención, de igual manera que son más difíciles de fabricar. En conjunto, estas tecnologías pretenden mejorar la calidad de vida de individuos con discapacidades o limitaciones.

En términos sociales, la definición de tecnologías de asistencia depende de la definición o del modelo que se use, presentando como enfoques principales, el modelo médico y el modelo social<sup>3</sup>.

El modelo médico está basado en la Clasificación Internacional de Deficiencias, Discapacidades y Minusvalías (CIDDM). Esta clasificación define *Deficiencia* a las anomalías de la estructura corporal, de la apariencia y de la función de un órgano o sistema, cualquiera que sea su causa; *Discapacidad* como las

---

<sup>1</sup> RAFABAUNGH, Mary Pat Una forma de desarrollo con IBM Centro de Soporte a la Discapacidad. (IBM 1991).

<sup>2</sup> WENDT, O., QUIST, R. W., & LLOYD, L. L.. *Assistive Technology: Principles and Applications for Communication Disorders and Special Education*. (1ed) Bingley UK: Emerald Group Publishing Limited (2011). p.3. ISBN:978-1-78-052-294-4.

<sup>3</sup> HERSH, M. A., & JOHNSON, M. A. *Assistive Technology for Visual Impaired and Blind People*. London: Uk . Springer limited(2008), p.3. ISBN. 978-1-84628-866-1.

consecuencias de la deficiencia a partir del rendimiento funcional y de la actividad del individuo; *Minusvalía* como las desventajas que experimenta el individuo como consecuencia de las deficiencias y las discapacidades<sup>4</sup>.

El modelo social enfatiza las barreras físicas y sociales experimentadas por las personas discapacitadas<sup>5</sup>. Más allá de sus deficiencias considera el problema a la sociedad en lugar de a la persona con discapacidad. Este modelo social de discapacidad puede ser usado para identificar las siguientes dos áreas de responsabilidad de los ingenieros y diseñadores<sup>6</sup>:

- Diseñar para todos; que es diseñar y construir dispositivos y entornos que sean accesibles y usables por el más amplio rango de población posible, incluidos personas discapacitadas.
- Diseño de sistemas de tecnologías de asistencia, para de este modo extender las oportunidades y opciones abiertas a las personas discapacitadas.

En este orden de ideas y teniendo como referencia la gran cantidad de discapacitados visuales presentes en la sociedad neivana, 7499 en el departamento del Huila y 1413 en la capital huilense<sup>7</sup>, este proyecto está enfocado en el desarrollo de un sistema prototipo de tecnología de asistencia, clasificado dentro de los dispositivos de alta tecnología, que permite brindar acceso a información digital a personas en condiciones de invidencia, a través de un sistema compuesto de un software de computadora, un subsistema de electroestimulación y una interfaz entre la estimulación y las sensaciones táctiles (display de electrodos).

---

<sup>4</sup> Departamento Administrativo Nacional de Estadísticas. *Información estadística de la discapacidad*. Colombia: DANE.(2004).p.12.

<sup>5</sup> SWAIN, J., FRENCH , CAMERON, C.. *Controversial Issues in a Disabling Society*. Buckingham, UK: Open University Press.S., (2003).p. 2.ISBN 03352009041.

<sup>6</sup> HERSH, M. A., & JOHNSON, M. A. *Assistive Techonology for Visual Impaired and Blid People*. London: Uk. Springer limited(2008),p.4.ISBN. 978-1-84628-866-1.

<sup>7</sup> DANE, D. A. *CENSO GENERAL 2005*. Bogota D.C,(2005). Colombia. doi:978-958-624-072-7

## **OBJETIVOS**

### **OBJETIVO GENERAL**

Diseñar e implementar un sistema prototipo de Tecnología de Apoyo para lectura en sistema Braille basado en estimulación eléctrica de los receptores táctiles de la piel humana.

### **OBJETIVOS ESPECIFICOS**

- Definir el concepto de tecnologías de asistencia y todo lo que el término comprende.
- Estudiar el mecanismo del cuerpo humano para poder interpretar las diferentes variables externas e internas que sirven como estímulo sensorial táctil.
- Determinar los parámetros y variables importantes en la estimulación eléctrica de los receptores táctiles de la piel humana.
- Analizar y establecer las características y parámetros óptimos que debe tener un dispositivo que brinde estimulación eléctrica sobre la piel.
- Diseñar un sistema que permita manipular las variables presentes dentro de la estimulación eléctrica, compuesto de un software y un hardware comunicados vía USB.
- Basado en la información recopilada, diseñar el circuito y la electrónica necesaria para un sistema de electroestimulación cutánea.
- Diseñar un display de electros superficiales como interfaz entre la estimulación eléctrica y la generación de sensaciones táctiles para la lectura en el sistema Braille.

## 1. TECNOLOGÍAS DE ASISTENCIA

El término “tecnología de asistencia” es un concepto genérico que incluye apoyo, adaptación y dispositivos de rehabilitación para personas con discapacidad, también incluye el proceso utilizado en la selección, la caracterización, y el uso de estos. La tecnología de asistencia promueve una mayor independencia al permitir a las personas realizar tareas que antes eran incapaces de lograr o tenían gran dificultad en su cumplimiento, proporcionando mejoras, o métodos de interactuar con la tecnología necesaria para llevar a cabo dichas tareas.

La tecnología de asistencia es “cualquier objeto o sistema que aumenta o mantiene las capacidades de las personas con discapacidad”, mientras que la tecnología de adaptación es “cualquier objeto o sistema que está diseñado específicamente para el propósito de aumentar o mantener las capacidades de las personas con discapacidad”. En consecuencia, la tecnología adaptativa es un subconjunto de la tecnología de asistencia<sup>8</sup>.

La tecnología adaptativa a menudo se refiere específicamente al acceso electrónico y tecnología de la información.

### DISPOSITIVOS DE TECNOLOGÍAS DE ASISTENCIA

Aunque IDEA (Individuals with Disabilities Education Improvement Act of 2004) utiliza el término "dispositivo", es relevante reconocer que los dispositivos de tecnología de asistencia requeridos por las personas con discapacidades incluyen hardware y software, así como dispositivos independientes. Casi cualquier herramienta puede ser considerada como un dispositivo de tecnología de asistencia, excepto para aquellos dispositivos que se implantan quirúrgicamente y que han sido excluidos de la definición de un dispositivo de tecnología de asistencia, como se define en IDEA.

La tecnología de asistencia incluye soluciones tecnológicas que generalmente se consideran herramientas de tecnología de instrucción. Por ejemplo, una computadora con un programa de procesamiento de texto se puede considerar como tecnología de asistencia para un estudiante que demuestra dificultad en la escritura y la ortografía. Estos dispositivos a menudo necesitan ser modificados o personalizados para satisfacer las necesidades individuales del usuario con discapacidad. Por ejemplo, puede ser necesario adaptar a través de la adición de puntos de localización táctiles para una persona con una discapacidad visual sobre un teclado de computador. En algunas situaciones, puede ser necesario construir un dispositivo para satisfacer las necesidades del estudiante.

---

<sup>8</sup> Education, G. D. *Georgia Project for Assistive Technology*. < <http://www.gpat.org/Georgia-Project-for-Assistive-Technology/Pages/default.aspx> > [ 28 de agosto 2015]

Una amplia gama de dispositivos de tecnología de asistencia están disponibles en el mercado. Algunos son de "baja tecnología" y bajo costo. Por ejemplo, una taza adaptada con asas dilatadas puede ser utilizada por un estudiante que tiene dificultad con una taza estándar. Otros dispositivos son más herramientas de "alta tecnología" y son a menudo más caros. Un ejemplo de una herramienta de "alta tecnología" es un dispositivo de comunicación aumentativo en el que mensajes sobre una pantalla se leen en voz alta.

Dispositivos de tecnología de asistencia están disponibles en una gran variedad de categorías para abordar las capacidades funcionales de las personas con discapacidades. Estas categorías incluyen, pero no se limitan a:

- Ayudas electrónicas y no electrónicas
- Ayudas para la vida diaria
- Los dispositivos de asistencia auditiva y ambiental
- Comunicación aumentativa
- Acceso informática e instrucción
- Ayudas para la movilidad
- Pre-profesional y profesional
- Recreación y ocio
- Asientos y posicionamiento

**Ayudas visuales:** Las ayudas electrónicas y no electrónicas tales como lupas, calculadoras, parlantes, **escritores braille**, reproductores de cintas, aplicaciones de software de lectura de pantalla para el ordenador y los dispositivos Braille para tomar notas, ayudan a las personas con discapacidad visual o ceguera en el acceso y la producción de información que típicamente se presenta en un modalidad visual (impresión)<sup>9</sup>.

---

<sup>9</sup> Ibid

## 2. ESTIMULACIÓN ELECTROCUTÁNEA

A través del mecanismo normal del tacto, se recibe información acerca de la forma, el tamaño, textura y comportamientos de las cosas. Percibir esta gran cantidad de sensaciones se hace posible a través de la piel, que permite interactuar con el entorno de diversas maneras para realizar complejas tareas. Cuando la información táctil es comprometida o perdida por cualquier evento, la ejecución de estas labores resulta difícil<sup>10</sup>. Esta dificultad se presenta debido a la pobre estimulación mecánica y/o la capacidad reducida del sistema nervioso periférico o central para detectar o procesar estímulos mecánicos.

Una forma alternativa de provocar sensaciones táctiles es a través de la excitación eléctrica de las fibras aferentes internas de la piel.

Uno de los principales objetivos de investigaciones sobre la estimulación eléctrica de los aferentes táctiles, es reemplazar o aumentar las sensaciones asociadas con los estímulos mecánicos. Sin embargo, el logro de este objetivo depende de la medida en que la estimulación eléctrica pueda provocar señales que son normalmente conducidas por las fibras aferentes al servicio de los mecanorreceptores de la piel<sup>11</sup>.

### 2.1 DISPLAY ELECTROTÁCTIL

Un display electrotáctil es un dispositivo que opera directamente sobre las fibras nerviosas que están conectas a los mecanorreceptores táctiles presentes en la estructura cutánea. Esta estimulación se hace a través de electrodos ubicados superficialmente y por los cuales fluyen corrientes con forma de onda específica, para provocar las diversas sensaciones de tacto<sup>12</sup>. En la visión, por ejemplo, los colores primarios estimulan diferentes tipos de celdas cónicas en la retina. En las sensaciones auditivas, los argumentos corresponden al dominio de la frecuencia, estimulando consecuentemente a las diferentes células ciliadas en la membrana basilar.

---

<sup>10</sup> GUYTON, A., & HALL, J. *Tratado de la Fisiología médica* (11 ed.). ElSevier. (2006). p.57-69. ISBN 9788480865494

<sup>11</sup> ROLLMAN, Gary B. «Electrocutaneous Stimulation.» *Conference on vibrotactile communications* . Austin, Tex.: F. A Geldard, (1974).p. 37-51.

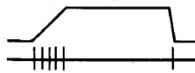
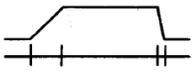
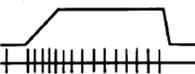
<sup>12</sup> KAJIMOTO, Hiroyuki, KAWAKAMI, Naoky y TACHI, Susumu. «Optimal Desinnng Method for Selective Nerve Stimulation and Its Application to Electrocutaneous Display.» *Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems* (2002) p. 303 – 310

## 2.2 UNIDADES TÁCTILES DE LA PIEL LAMPIÑA EN LA MANO HUMANA

El término *unidad táctil* se refiere a las neuronas aferentes primarias, cuyas terminaciones sensoriales son principalmente sensibles a las leves deformaciones mecánicas de la piel y que están localizadas en la dermis. Estas terminaciones corresponden a cuatro grandes tipos que difieren con respecto a las propiedades funcionales tales como la sensibilidad a eventos dinámicos y estáticos, así como el tamaño y estructura de sus campos receptivos.

El Cuadro 1 muestra un diagrama esquemático que representa estos cuatro tipos, dos tipos de los cuales son de rápida adaptación y son denotados como unidades FA. Uno de ellos, FA I, está caracterizado por un pequeño campo receptivo con fronteras muy definidas<sup>13</sup>, mientras que el tipo FA II tiene un amplio campo receptivo con fronteras difusas. Las unidades FA I también son denotadas como RA (rápida adaptación) y las unidades FA II como PC (Corpúsculos de Pacini). Otros dos tipos de unidades táctiles son aquellas de adaptación lenta, que son denotadas como SAI y SA II y se diferencian en condiciones similares a las unidades de rápida adaptación.

Cuadro 1. Unidades táctiles y algunas de sus propiedades distinguibles

		CAMPOS RECEPTIVOS	
		Pequeño, bordes definidos	Amplio, bordes difusos
ADAPTACION	Rápida, respuesta no estática	<p>FA I</p> 	<p>FA II</p> 
	Lenta, respuesta estática	<p>SA I</p> 	<p>SA II</p> 

*Descarga de impulsos o potenciales de acción (trazado inferior) a una muesca en forma de rampa sobre la piel (trazado superior) para cada tipo de unidad<sup>14</sup>.*

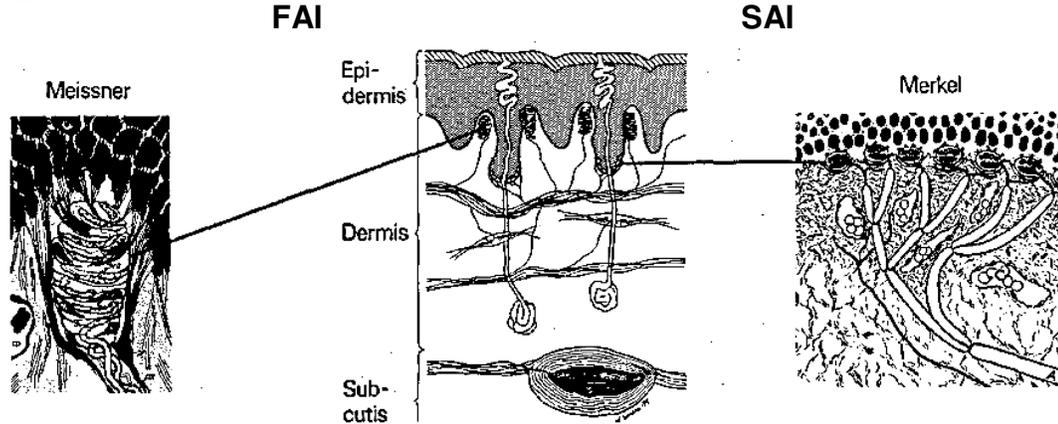
Los órganos terminales de las unidades FA I son los corpúsculos de Meissner, mientras que para las unidades SAI corresponden a las terminaciones de células de Merkel. La Figura 1 ilustra la localización de los corpúsculos de Meissner,

<sup>13</sup> VALLBO, A., & JOHANSSON, R. Properties of cutaneous mechanoreceptors in the human hand related to touch sensation. *Human Neurobiology*, 3-14. (1984). p.2<  
<http://web.stanford.edu/class/me327/readings/10-Vallbo84-HN-Cutaneous.pdf> >[citado 20 agosto 2015].

<sup>14</sup> Ibid p.3-8.

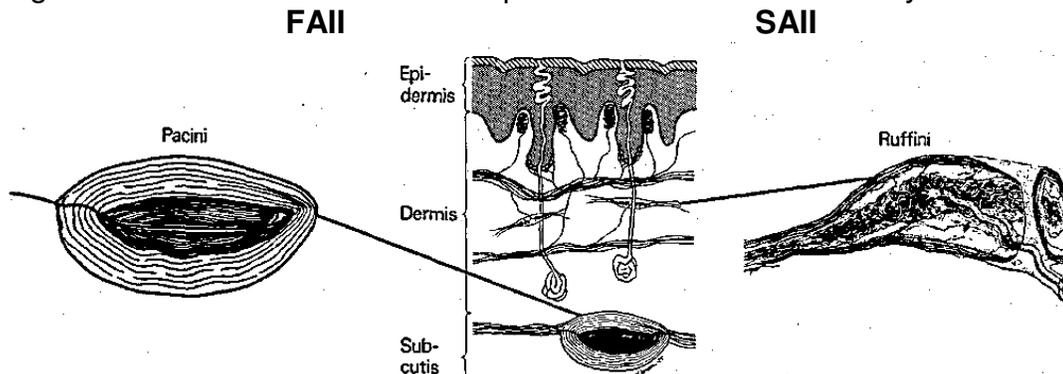
ubicados cerca de la superficie de la piel, en las crestas papilares de la dermis, mientras que las células de Merkel de las unidades SAI son localizadas en las puntas de las crestas epidérmicas intermedias.

Figura 1. Sección transversal de la piel humana. Unidades FAI y SAI



*Corpúsculos de Meissner (FAI) y células de Merkel (SAI)<sup>15</sup>.*

Figura 2. Sección transversal de la piel humana. Unidades FAII y SAII



*Corpúsculos de Pacini (PC) y terminaciones de Ruffini (SAII)<sup>16</sup>.*

La Figura 2 muestra las terminaciones de las unidades FAII, que son los corpúsculos de Pacini, localizados en los tejidos subcutáneos. Las unidades SAII terminan en forma de uso de Ruffini ubicados en la dermis.

<sup>15</sup> Ibid p.3-8.

<sup>16</sup> Ibid p.3-8.

Sobre cada una de las unidades táctiles de la piel mencionadas anteriormente se destacan algunas características importantes:

- Cada clase de mecanoreceptor reside a diferentes profundidades.
- El axón que es conectado a una clase de mecanoreceptor específico tiene diferente diámetro con respecto a los axones de las demás unidades táctiles.
- Con respecto a la cantidad de unidades de cada uno de los mecanorreceptores, las terminaciones táctiles SAII presentan una densidad pequeña en la mano humana con respecto a las demás, por lo que comúnmente su actividad no es muy considerada en el proceso de electroestimulación cutánea del tacto.

El Cuadro 2 muestra el diámetro y la profundidad de cada una de las fibras nerviosas correspondiente a cada clase de mecanoreceptor táctil de la yema del dedo humano.

Cuadro 2. Características de los axones nerviosos de la yema del dedo

	Profundidad (mm)	Diámetro ( $\mu\text{m}$ )
Meissner (RA)	0.7	3 ~ 5
Merkel (SAI)	0.9	7 ~ 12
Pacini (PA)	2.0 aprox.	5 ~ 13

*No se presenta las características correspondientes a las terminaciones de Ruffini por su baja densidad de población en la yema de los dedos<sup>17</sup>.*

### 2.3 PRINCIPIO DE ESTIMULACIÓN ELÉCTRICA NERVIOSA

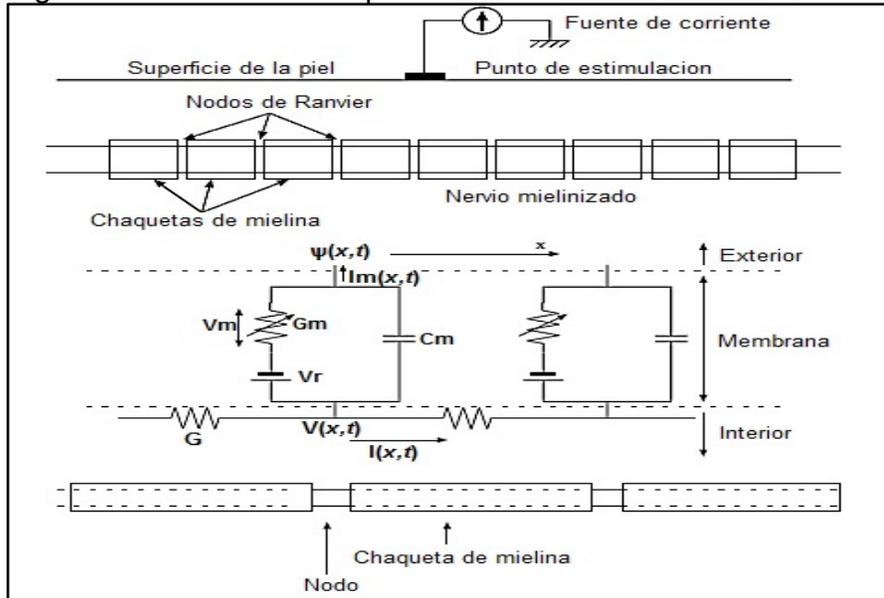
La estimulación de los tejidos excitables se realiza mediante la despolarización artificial de la membrana de las fibras nerviosas que contienen canales iónicos capaces de producir un potencial de acción.

La propagación de la actividad neuronal en un axón es consecuencia de las propiedades eléctricas de la membrana. Un pequeño segmento de membrana puede ser modelada mediante la red eléctrica de la Figura 3, que consiste en una capacitancia, una fuente de voltaje, y unas resistencias no lineales que representan la apertura de los canales iónicos de membrana.

---

<sup>17</sup> KAJIMOTO, Hiroyuki, KAWAKAMI, Naoki , MAEDA, Taro, y TACHI ,Susumu. «Tactile feeling display using functional electrical stimulation.» *International Conference on Artificial Reality and Telexistence (ICAT)*, (1999) . p. 2. < <http://www.ic-at.org/papers/99107.pdf>> [citado 10 agosto 2015]

Figura 3. Red eléctrica representativa de una fibra nerviosa mielinizada



Reconstruido de (H. Kajimoto y otros, 1999)<sup>18</sup>.

La impedancia de membrana es representada por el capacitor  $C_m$  y la conductancia  $G_m$  en paralelo, que son constantes de acuerdo al diámetro de la fibra.

Cuadro 3. Variables del esquema de la Figura 3

$V_m(x, t)$	Potencial de membrana en un nodo menos el potencial de reposo (milivoltios)
$I_m(x, t)$	Densidad de corriente de membrana
$I(x, t)$	Corriente interna a lo largo del eje $x$
$\psi_m(x, t)$	Potencial eléctrico fuera de la membrana
$V(x, t)$	Potencial eléctrico dentro de la membrana
$G_m$	Conductancia de membrana nodal
$G$	Conductancia axial internodal
$C_m$	Capacitancia nodal
$V_r$	Potencial de reposo

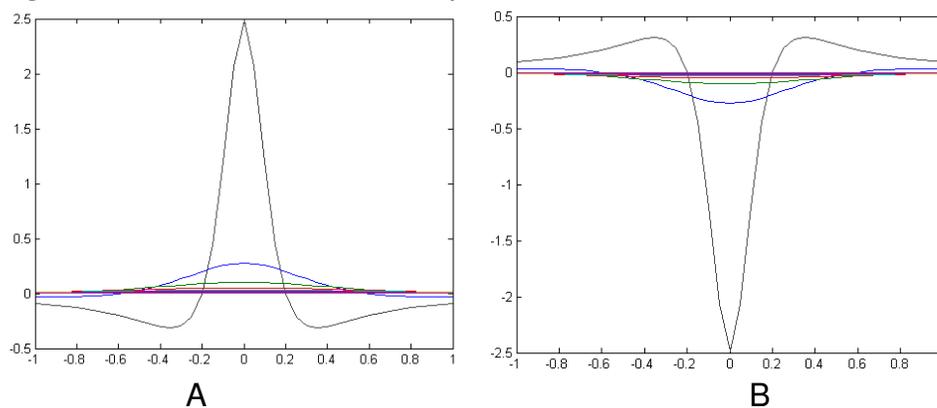
<sup>18</sup> Ibid p. 2.

(H. Kajimoto y otros, 1999)<sup>19</sup>, (McNeal 1976)<sup>20</sup> y (Rubinstein y Spelman 1988)<sup>21</sup> realizan un análisis matemático al modelo presentado en la Figura 3, en éste se establece que la influencia de un campo eléctrico aplicado externamente en cada uno de los segmentos de la fibra nerviosa es determinado mediante la denominada “*función de activación*”. Esta función es utilizada para ilustrar donde una excitación tiene inicio, pues representa un buen criterio para decidir si una fibra nerviosa cualquiera es estimulada o no, debido a que es la medida del voltaje máximo y la corriente de membrana cuando un impulso externo de estimulación es aplicado<sup>22</sup>.

La familia de curvas mostradas en la Figura 4 representa la *función de activación* para diferentes profundidades de tejido cutáneo y de lo cual se puede determinar que:

- La función de activación toma su valor máximo cuando  $x = 0$ . Esto es directamente debajo del electrodo.
- Si la corriente de estimulación se vuelve positiva (+) entonces la función de activación tiene su valor mínimo, razón por la cual para la estimulación eléctrica se usa más comúnmente corrientes catódicas.

Figura 4. Función de activación para un axón horizontal



A. Función de activación para una corriente catódica (-). B. Función de activación para una corriente anódica (+). La curva más pronunciada corresponde a profundidades cercanas a la superficie de la piel.

<sup>19</sup> Ibid pag 3-5

<sup>20</sup> MCNEAL, Donald R. «Analysis of a Model for Excitation of Myelinated Nerve.» *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* BME-23, nº 4 (JULIO 1976): p. 329 - 337.

<sup>21</sup> RUBINSTEIN, J. T., y F. A. SPELMAN. «Analytical theory for extracellular electrical stimulation of nerve with focal electrodes I.» *Biophys. J. - Biophysical Society* 54 (1988): p.975-981.

<sup>22</sup> KAJIMOTO, Hiroyuki, KAWAKAMI, Naoki, MAEDA, Taro y TACHI, Susumu. «Tactile feeling display using functional electrical stimulation.» *International Conference on Artificial Reality and Telexistence (ICAT)*, (1999). p. 4. < <http://www.ic-at.org/papers/99107.pdf> > [citado 10 agosto 2015]

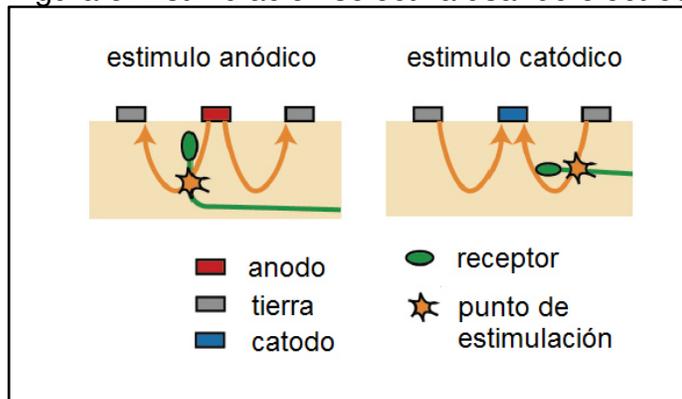
## 2.4 COLORES TÁCTILES PRIMARIOS

Con el fin de producir sensaciones táctiles naturales usando un display electrotáctil, (H. Kajimoto y otros 1999)<sup>23</sup> proponen la idea de “colores táctiles primarios”. Este concepto es una analogía de los tres colores primarios en la visión, y que en términos generales sustenta la tesis de estimular selectivamente cada una de las fibras nerviosas correspondientes a cada tipo de mecanoreceptor. Mediante la combinación de esta estimulación selectiva, es posible que el usuario perciba una sensación táctil natural como presión, picor o vibración, a través de corrientes eléctricas inyectadas desde la superficie de la piel para generar un campo eléctrico dentro del estrato cutáneo e inducir actividad en las fibras nerviosas específicas.

Partiendo del concepto de *función de activación*, se muestra que es posible estimular selectivamente cada una de las fibras nerviosas táctiles en la piel de forma separada, al considerar la orientación de los axones, horizontal o vertical.

Las observaciones realizadas por (Katsunari Sato y Susumu Tachi 1999), en las que se tiene en cuenta las propiedades de los mecanoreceptores táctiles discutidos en secciones anteriores, mencionan que estímulos anódicos y catódicos activan las fibras nerviosas conectadas a los receptores RA (vibración) y SAI (presión) respectivamente. Adicionalmente, su análisis matemático revela que estímulos eléctricos anódicos activan eficientemente axones nerviosos con direcciones ortogonales a la superficie de la piel, mientras que estímulos catódicos estimulan de manera correcta aquellas fibras nerviosas con direcciones paralelas a la superficie (Figura 5).

Figura 5. Estimulación selectiva usando electrodos anódicos y catódicos



Reconstruido de (Katsunari Sato y Susumu Tachi 1999)<sup>24</sup>.

<sup>23</sup> Ibid pag 2-6

<sup>24</sup> SATO ,Katsunari, y TACHI, Susumu. «Design of Electrotactile Stimulation to Represent.» *IEEE Haptics Symposium 2010*. Massachusetts, USA : IEEE, 2012. p.121-128.

## 2.5 EFECTOS DE LA POLARIDAD Y FORMA DE UNA SEÑAL PARA LA ESTIMULACIÓN ELECTRO – CUTÁNEA

(Ara, y otros 2012)<sup>25</sup> realizan un estudio detallado para investigar los efectos de la polaridad y la forma de onda de un tren de pulsos usado como estímulo eléctrico para provocar una sensación táctil, en términos de los umbrales de activación. Los experimentos suscitados evalúan diferentes polaridades (anódicas y catódicas) y diferentes formas de onda (monofásica y bifásica) para determinar los efectos sobre las sensaciones táctiles generadas.

La presión, la vibración y el cosquilleo son las sensaciones que comúnmente son inducidas mediante electroestimulación. Se activan aquellas terminaciones nerviosas que se encargan de generar dichas sensaciones; corpúsculos de Pacini, Meissner, terminaciones de Ruffini y discos de Merkel. Cuando alguna fibra nerviosa conectada a alguno de los mecanorreceptores es activada, el sistema nervioso central asume que la información transmitida a través de estas fibras nerviosas es producto de la deformación mecánica en alguna modalidad sensitiva.

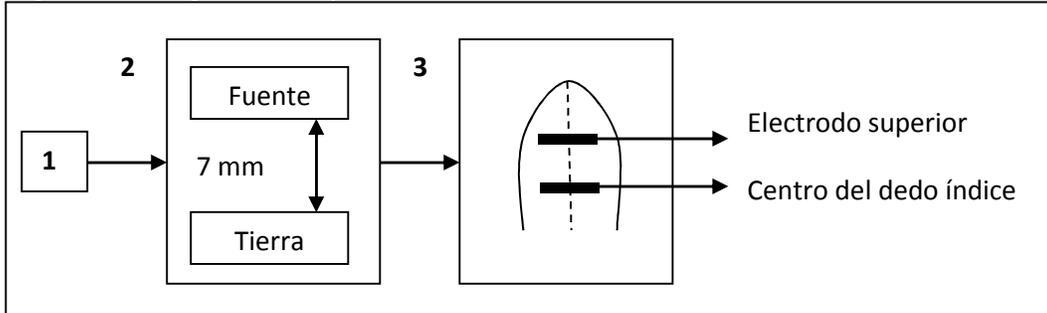
En los experimentos realizados por (Ara, y otros 2012)<sup>26</sup> se desarrolla un dispositivo electroestimulador que es capaz de proveer un tren de pulsos con corriente constante, de acuerdo a las especificaciones de la forma de onda, es decir, amplitud, ancho de pulso y frecuencia. En el experimento se utiliza un par de electrodos fuente – sumidero, de manera que la señal proveniente del electrodo – fuente (señal catódica) viaja a través del tejido cutáneo hasta el electrodo que funciona como tierra. Las dimensiones de los electrodos son 0.5 x 10 mm y la distancia entre ellos es configurada de 7 mm. Este par de electrodos es ubicado en la yema del dedo índice de cada una de las personas participantes en el experimento mencionado. La Figura 6 describe esta situación.

---

<sup>25</sup> Ara, Jawshan, Sun Hee Hwang, Gon Khang, Tongjin Song, Tae So Bae, y Sang-Hyug Park. «Effects of the polarity and waveform of the stimulus pulse train on the electrically-elicited pressure sensation.» *IEEE EMBS international Conference on Biomedical Engineering and Sciences*. Langkawi: IEEE, 2012. p.175-179.

<sup>26</sup> Ibid p.177

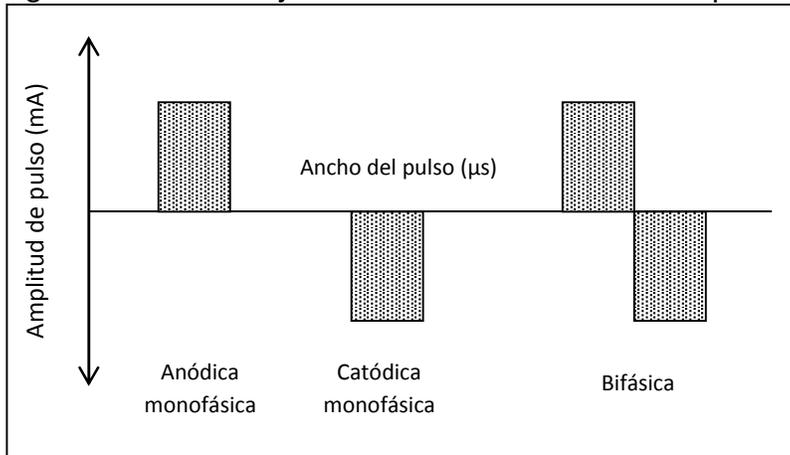
Figura 6. Diagrama esquemático de un sistema de electroestimulación



1) Estimulador eléctrico, 2) Par de electrodos fuente – sumidero, 3) Yema del dedo índice como sitio de experimentación<sup>27</sup>.

Para determinar los parámetros óptimos para una señal de estimulación cutánea, (Ara, y otros 2012)<sup>28</sup> experimentan con diferentes polaridades y diferentes formas de onda. De esta manera, se determina los efectos de 1) un tren de pulsos monofásico anódicos y catódicos y 2) un tren de pulsos bifásicos y monofásicos sobre la sensación táctil. La Figura 7 ilustra esta situación.

Figura 7. Polaridad y forma de onda de un tren de pulso para estimulación



Reconstruido de (Ara, y otros 2012).

<sup>27</sup> Ibid p.177

<sup>28</sup> Ibid p.175-179

Según lo reportado por (Ara, y otros 2012)<sup>29</sup>, se destaca como resultado:

- Cuando el tamaño en la amplitud de la señal de estimulación es pequeño, una sensación táctil tarda en ser percibida.
- En cuanto la forma de onda, la polaridad del tren de pulsos no ejerce una diferencia importante en el umbral de activación de las sensaciones táctiles, pues el valor y la calidad de sensación no es degradada. Sin embargo, un tren de pulsos monofásico, comparado con una señal bifásica, necesita menos carga eléctrica para provocar una sensación táctil.
- Una señal bifásica de estimulación resulta más efectiva en la activación de los mecanorreceptores más superficiales, discos de Merkel, responsables de la sensación de presión, pues permite activar selectivamente estas fibras nerviosas. Consecuentemente una señal de estimulación bifásica es usada preferiblemente para generar una sensación de presión.

## 2.6 PARÁMETROS ÓPTIMOS PARA EL PROCESO DE ELECTRO ESTIMULACIÓN

A corrientes bajas de estimulación, una confortable sensación de vibración puede cambiar incontrolablemente a una sensación de picazón aguda con solo leves cambios en los parámetros de la forma de onda eléctrica utilizada.

Mediante la cuidadosa elección de los parámetros de los impulsos eléctricos sobre la piel (ancho de pulso, amplitud de corriente, duración y tasa de repetición), es posible inducir en el usuario una sensación de vibración o presión en el sitio que es estimulado. La intensidad de la sensación puede ser controlada de mejor manera mediante la variación tanto del ancho de pulso y amplitud; mayor refinamiento en la sensación de textura puede ser lograda al variar la tasa de repetición<sup>30</sup>. Teniendo como base investigaciones en el área de la estimulación eléctrica, tales como (H. Kajimoto y otros 1999)<sup>31</sup> y (Echenique, Graffigna y Mut 2011)<sup>32</sup> se propone la señal de estimulación mostrada en la Figura 8 para lograr

---

<sup>29</sup> Ibid

<sup>30</sup> ROLLMAN, Gary B. «Electrocutaneous Stimulation.» *Conference on vibrotactile communications* . Austin, Tex.: F. A Geldard,1974. p.37-51.

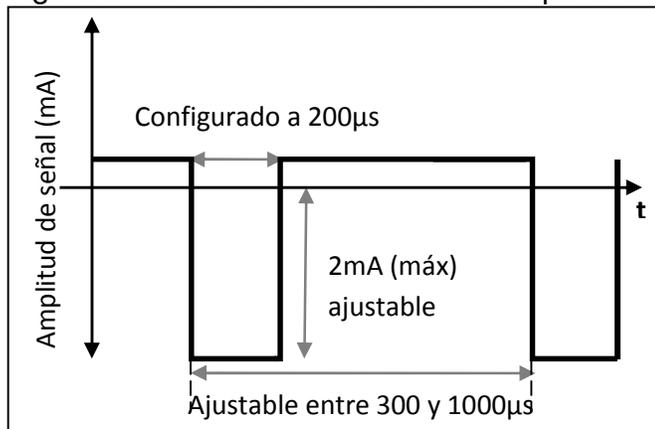
<sup>31</sup> KAJIMOTO, Hiroyuki, KAWAKAMI ,Naoki, MAEDA, Taro y TACHI. Susumu. «Tactile feeling display using functional electrical stimulation.» *International Conference on Artificial Reality and Telexistence (ICAT)*,1999 . < <http://www.ic-at.org/papers/99107.pdf>> [citado 10 agosto 2015]

<sup>32</sup> ECHENIQUE, Ana M., GRAFFIGNA, Juan P. y MUT, Vicente. «Selección de parámetros óptimos para la electroestimulación cutánea en personas ciegas» Editado por J. Folgueras Méndez et al. V Latin American Congress on Biomedical Engineering CLAIB. Habana, Cuba, 2011. p. 607-610.

una sensación de presión, donde son necesarias algunas restricciones para evitar daños en el tejido cutáneo.

En la forma de onda de la Figura 8, la corriente máxima de estimulación que fluye desde el electrodo debe ser limitada a 2mA. De igual manera, el promedio de carga de corriente (*tiempo de duración x amplitud del pulso*) de las dos alternancias del pulso bifásico debe ser cero, es decir que el área geométrica del pulso positivo debe ser igual al área geométrica del pulso negativo, esto con el fin de evitar acumulación de carga eléctrica sobre la piel.

Figura 8. Forma de onda en corriente para la señal de estimulación



Reconstruido de (Echenique, Graffigna y Mut 2011)<sup>33</sup>.

## 2.7 IMPEDANCIA DE LA PIEL

El flujo eléctrico a través de la piel con frecuencia tiende a incrementar la conductividad, particularmente con potenciales negativos. Las variaciones en la conductividad de la piel se deben a variaciones en la permeabilidad de las células en el estrato germinativo, así como el movimiento de fluidos dentro y sobre la piel.

La ruptura de la piel seca ocurre más rápidamente con potenciales negativos. La circulación rápida de corriente acompañada de una sensación de punción, revela a la persona una subjetiva impresión de rompimiento de la piel. En (Grimes 1983)<sup>34</sup> se comprueba que esta sensación es una advertencia previa a que la destrucción del tejido cutáneo inicie. Este efecto se produce porque la corriente es concentrada en poros con muy alta densidad local de corriente y una alta probabilidad de excitación nerviosa.

<sup>33</sup> Ibid.

<sup>34</sup> GRIMES, S. «Skin impedance and electro-osmosis in the human epidermis.» *Medical & Biomedical Engineering & Computing*, Noviembre 1983: p. 739-749.

Es bien conocido que la electricidad es más peligrosa sobre piel húmeda que sobre la piel seca. Conductores conectados a fuentes de potencial negativo son de esta manera más peligrosos que tocar conductores con potenciales positivos con la piel seca. Con líneas de potencial en el rango de los 110 a 250 voltios el rompimiento dieléctrico de la piel se mantiene aún lento, con umbrales para una sensación leve de 1mA o el peligroso nivel de 20mA, este último valor crítico es visto en situaciones de electrochoque<sup>35</sup>.

## 2.8 REPRESENTACIÓN MATEMÁTICA DE LA IMPEDANCIA DE LA PIEL

El término impedancia es una propiedad usada para describir las propiedades a pequeña señal del sistema no lineal piel – electrodo.

Por otro lado, (Kaxzmarek y Webster 1989)<sup>36</sup> presenta un modelo matemático que ajusta datos obtenidos durante estimulación eléctrica del sentido del tacto. Según este trabajo, las sensaciones táctiles localizadas van desde hormigueo hasta vibración y picazón que son producto de pulsos de corriente constante; 10 a 500  $\mu$ s de duración y 1 a 20mA de amplitud pasados a través de electrodos de 1 a 10 mm de diámetro.

(Kaxzmarek y Webster 1989)<sup>37</sup> proponen en base a su investigación, el modelo matemático para la interfaz electrodo – piel mostrado en la Figura 9, donde  $R_o$ ,  $R_p$  y  $I_o$  son constantes empíricamente determinadas en su trabajo.

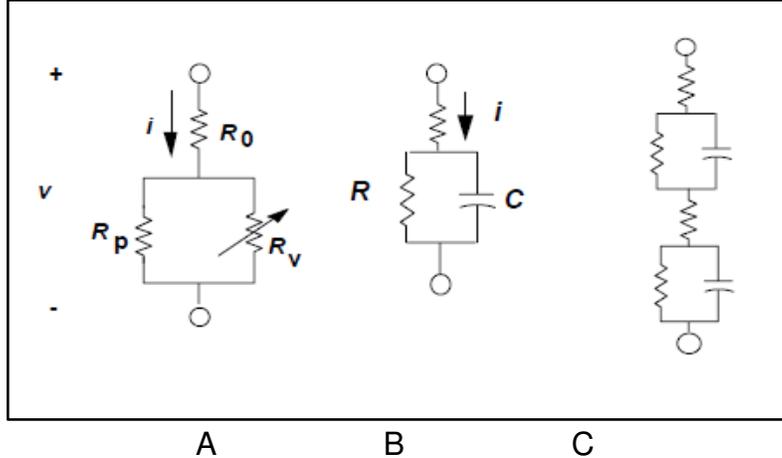
---

<sup>35</sup> Ibid.

<sup>36</sup> KAXZMAREK, Kurt A., y WEBSTER, John G.. «Voltage-Current characteristics of the electrotactile skin-electrode interface.» *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE. Med. Biol. Soc* 11 .1989 .p.1526-1527.

<sup>37</sup> Ibid

Figura 9. Modelos de la interfaz piel – electrodo



A. Modelo no lineal de resistencia estática B. modelo dinámico de exponencial simple. C. modelo dinámico de exponencial doble. Tomado de (Kaxzmarek y Webster 1989).

## 2.9 LOCALIZACIÓN DEL ESTÍMULO ELECTRO – CUTÁNEO SOBRE LOS DEDOS

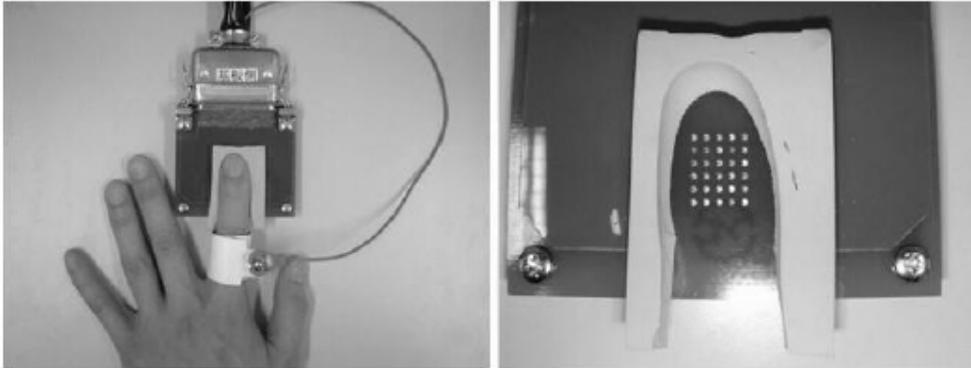
Como es mencionado en (Higashiyama y Hayashi 1993)<sup>38</sup>, electrodos concéntricos pueden presentar umbrales en distancia más pequeños entre dos puntos de estimulación debido a que hacen posible reducir corrientes de fuga y así definir el lugar del estímulo. De igual manera se pone a discusión que el sitio del cuerpo afecta la sensibilidad espacial para la estimulación eléctrica, y que el error de esta localización es menor en los dedos de la mano comparado con otros lugares del cuerpo, considerando que en términos de la densidad de receptores táctiles, éstos presentan mayor inervación nerviosa.

En (Hayashi y Ninjouji 2004)<sup>39</sup> se mide mediante un protocolo de experimentación el umbral de discriminación entre dos puntos de estimulación eléctrica con electrodos de diámetro de 1mm y 2mm de espaciado uno del otro ( Figura 10). La discriminación de dos puntos de estimulación en la yema de los dedos, mediante estimulación eléctrica, fue más pequeña en estimulación anódica a frecuencias desde 200 hasta 400 Hz.

<sup>38</sup> HIGASHIYAMA , Atsuki, y HAYASHI ,Mamoru. «Localization of electrocutaneous stimuli on the fingers and forearm: Effects of electrode configuration and body axis.» Editado por Psychonomic Society. *Perception & Psychophysics*, 1993: p. 108-120.

<sup>39</sup> HAYASHI, Kouki, y NINJOUJI ,Takashi. «Two - point discrimination threshold as a function of frequency and polarityat fingertip by electrical stimulation.» *Proceedings of 26th Annual International Conference of IEEE EMBS*. San Francisco, CA, USA: IEEE, 2004. p. 4256 - 4259.

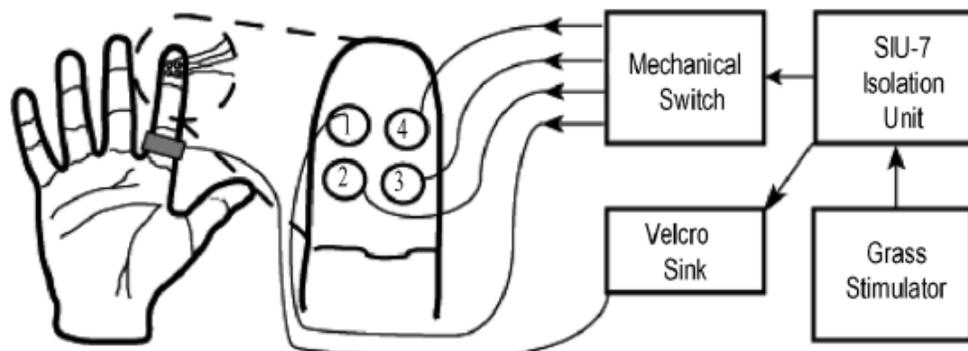
Figura 10. Grilla de electrodos



Tomado de (Hayashi y Ninjouji 2004).

Por su parte, (Warren, y otros 2008)<sup>40</sup> exploran los efectos que tienen el tamaño del electrodo, el espaciado inter electrodo y la frecuencia de estimulación sobre la habilidad de localizar un punto eléctricamente estimulado (Figura 11).

Figura 11. Configuración de electrodos sobre el dedo para electroestimulación



Tomado de (Warren, y otros 2008).

<sup>40</sup> WARREN, J.P. BOBICH, L.R. ; SANTELLO, M. ; SWEENEY, J.D. ; TILLERY, S.I.H.. «Receptive field characteristics under electrotactile stimulation of the fingertip.» Editado por IEEE. *IEEE TRANSACTIONS ON NEURAL SYSTEMS AND REHABILITATION ENGINEERING* 16, nº 4 (Agosto 2008): p. 410 - 415.

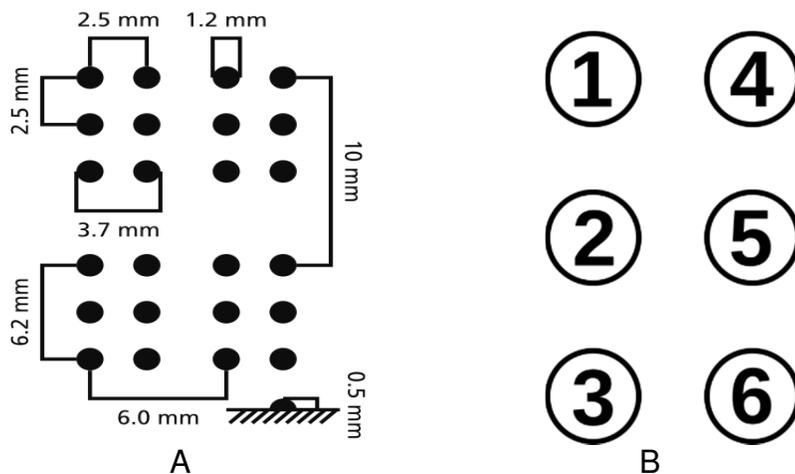
### 3. SISTEMA DE LECTURA BRAILLE

Braille es un sistema de escritura y lectura táctil pensando en personas ciegas. Fue inventado en el siglo XIX por el francés Louis Braille quien perdió la visión en su niñez.

Está basado en un símbolo formado por 6 puntos donde aquellos que estén en relieve representan una letra o signo de escritura en caracteres visuales.

El tamaño y la distribución de los 6 puntos que forman el llamado signo generador (Figura 12A), que es el resultado de la experiencia de Louis Braille. Las terminaciones nerviosas de la yema de los dedos están en capacidad de reconocer este tamaño de las partículas.

Figura 12. Tamaño y distribución de los puntos Braille

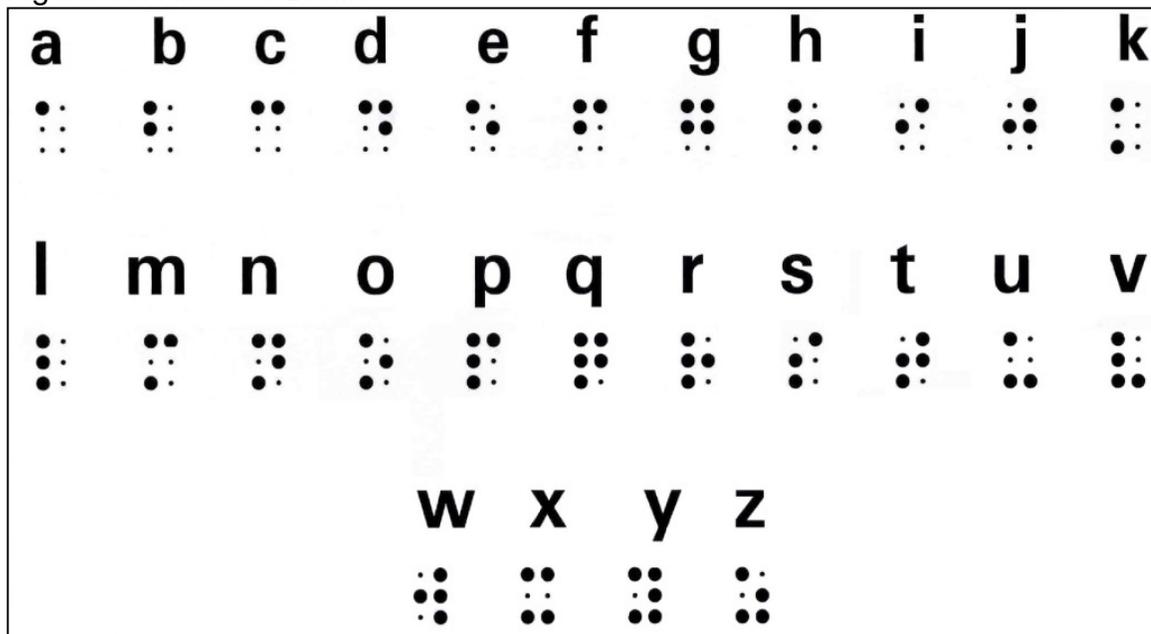


A. Símbolo generador Braille. B. Distribución numérica del símbolo generador. Tomado de [https://es.wikipedia.org/wiki/Braille\\_\(lectura\)](https://es.wikipedia.org/wiki/Braille_(lectura))

### ALFABETO BRAILLE

El sistema Braille no es un idioma, sino un alfabeto. Este sistema permite la representación de letras, signos de puntuación, números, grafía científica, símbolos matemáticos, etc. El Braille consiste en celdas de seis puntos en relieve, organizados como una matriz de tres filas por dos columnas, que convencionalmente se numeran de arriba a abajo y de izquierda a derecha, tal y como se muestra en la Figura 12B.

Figura 13. Alfabeto Braille



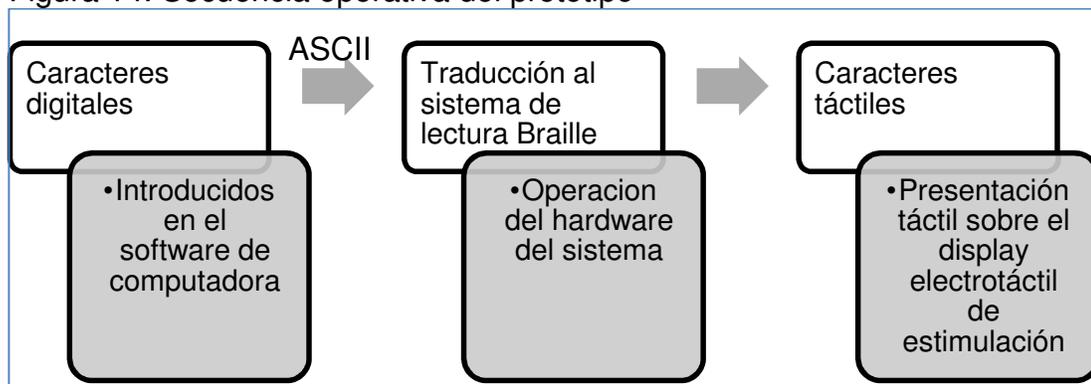
Tomado de <http://www.clinicabaviera.com/blog/mundo-para-ver/educacion/braille-leer-con-las-manos>

## 4. EL DISPOSITIVO

El sistema es diseñado con el fin de proveer acceso a material digital, desde una computadora, a personas con limitaciones visuales. Los usuarios, para mayor facilidad en su utilización, deben tener conocimiento en la interpretación de los caracteres Braille.

Este dispositivo convierte letras y números digitales a “caracteres táctiles”, que pueden ser percibidos gracias al display de electrodos Braille diseñado para el prototipo. Esta situación se ilustra en la Figura 14.

Figura 14. Secuencia operativa del prototipo



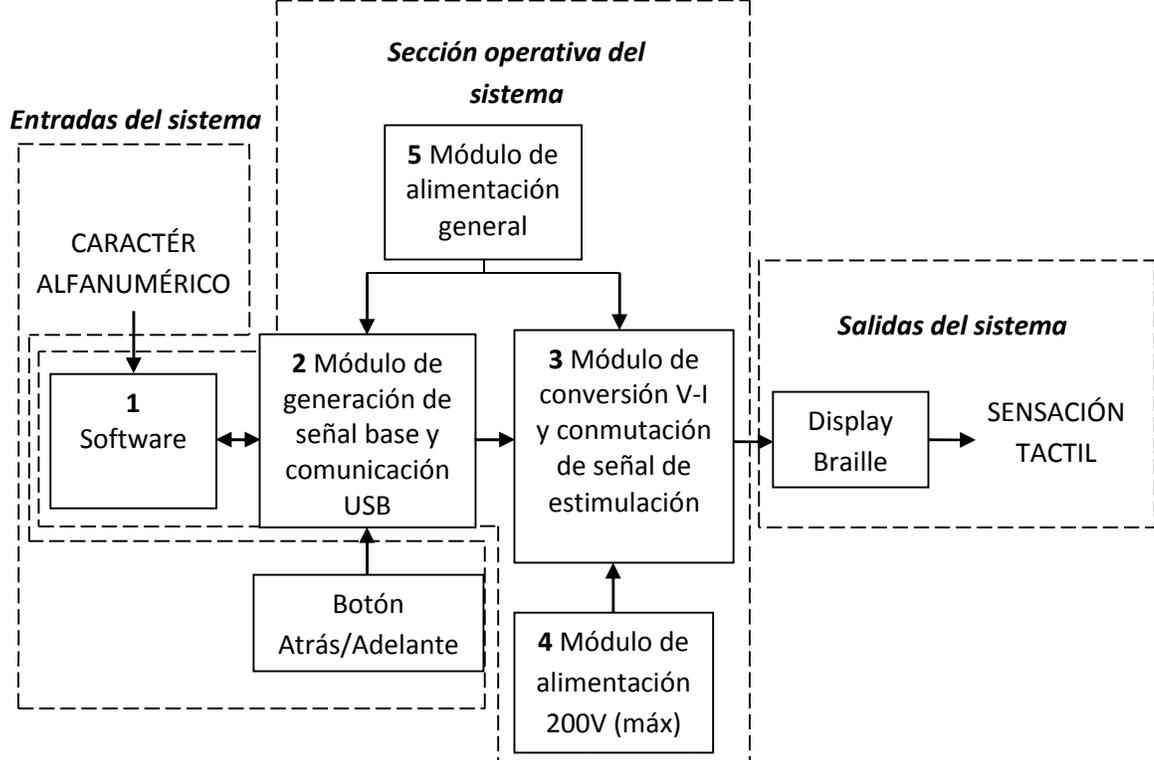
*El sistema toma un carácter digital y lo traduce al sistema de lectura Braille para luego presentarlo de manera electrotáctil.*

### 4.1 DIAGRAMA DE BLOQUES DEL SISTEMA

El prototipo diseñado corresponde al diagrama de bloques ilustrado en la Figura 15, en donde se muestran los módulos funcionales del sistema agrupados en tres secciones operativas.

El sistema es alimentado con 120 voltios A.C a 60Hz de la red pública nacional, mediante un banco de transformadores que fijan los valores de tensión soportados por los dispositivos utilizados en el prototipo. Concretamente, para la construcción del hardware se utilizaron dispositivos microcontroladores e integrados que soportan valores de tensión de 5, 12 y -12 voltios D.C.

Figura 15. Diagrama de bloques del sistema prototipo



*Entradas del sistema, salidas del sistema y módulos funcionales.*

## 4.2 SECCIÓN DE ENTRADAS DEL SISTEMA

El sistema se alimenta de caracteres alfanuméricos digitales ingresados desde una computadora. Dos botones atrás/adelante son dispuestos para permitir retornar o avanzar a un carácter anterior o posterior a uno presente.

## 4.3 SECCIÓN OPERATIVA DEL SISTEMA

Esta sección comprende la traducción de caracteres digitales al sistema de lectura Braille y la presentación como "caracteres táctiles". Se compone de cuatro módulos funcionales que interactúan entre sí para la generación de la señal de estimulación utilizada en la emulación de presiones relacionadas con un símbolo Braille.

### 4.3.1 Módulo de generación de señal base y comunicación USB.

Este módulo se comunica directamente con el software del sistema y recibe parámetros de configuración para la generación de la señal de estimulación base. De igual manera, recibe caracteres en código ASCII que corresponden a las letras digitales ingresadas en el software, y los reenvía al módulo siguiente (Figura 16).

Figura 16. Esquema de funcionamiento del Módulo de generación de señal base y comunicación USB

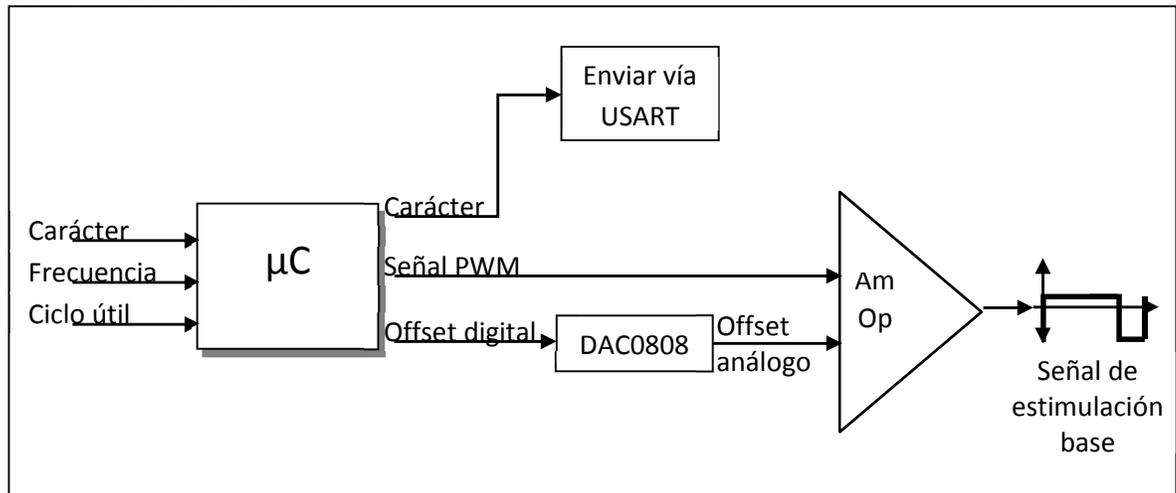
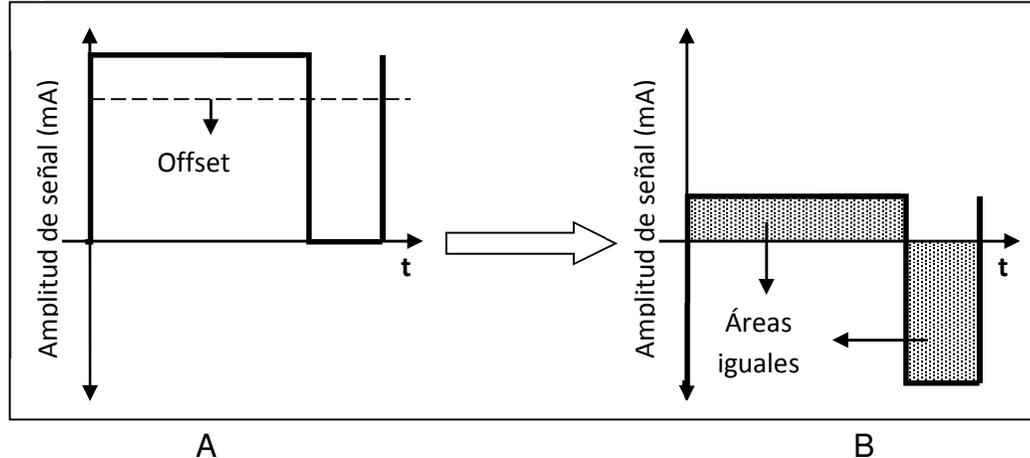


Diagrama de proceso para la obtención de la señal en el módulo principal.

#### 4.3.1.1 Etapa de generación de señal base.

Al observar la forma de onda en la Figura 8, se puede establecer la correspondencia entre la señal de estimulación y un tren de pulsos cuadrados con un valor de offset referenciado a cero voltios. El valor D.C de offset de esta señal varía de acuerdo al ciclo de trabajo, de tal manera que al hacer un análisis geométrico, el área de la alternancia negativa es igual al área de la alternancia positiva, como es ilustrado en la Figura 17.

Figura 17. Estructura de la señal de estimulación base



A. Tren de pulsos cuadrados. B. Tren de pulsos con un valor de offset referenciado a cero voltios.

**Especificaciones de diseño:** La Figura 17 establece las condiciones de diseño para éste módulo, pues se debe generar la forma de onda representada gráficamente, para luego ser convertida a su correspondiente valor en corriente por los módulos posteriores. Las frecuencias que son generadas por este módulo van desde 1KHz hasta 3KHz.

Para determinar el valor de offset de la señal de la Figura 17 se realiza el siguiente análisis geométrico:

Se toma 5 voltios como valor en alto del tren de pulsos y se igualan las áreas sombreadas (Figura 18).

$$(5V - V_{\text{Offset}}) * t_1 = (T - t_1) * V_{\text{Offset}} \quad \text{Ecuación 1}$$

y se despeja el valor de offset

$$5V * t_1 - V_{\text{Offset}} * t_1 = T * V_{\text{Offset}} - t_1 * V_{\text{Offset}}$$

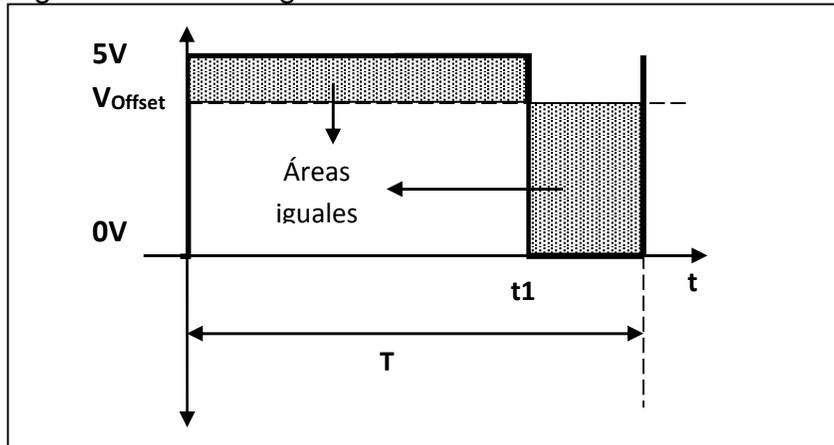
$$5V * t_1 = T * V_{\text{Offset}}$$

$$V_{\text{Offset}} = 5V * \frac{t_1}{T} \quad \text{Ecuación 2}$$

En la Ecuación 2 se puede apreciar que el valor de offset de señal corresponde al valor en alto del tren de pulsos multiplicado por la expresión  $t_1/T$ , que especifica el ciclo útil de la señal de estimulación, es decir, la relación entre el tiempo en que dura la señal en alto y el periodo total de la misma.

De esta manera, el valor del periodo total de la señal (T) y el valor del ciclo útil son parámetros recibidos desde el software del sistema para la generación de la señal de estimulación base.

Figura 18. Análisis geométrico de forma de onda se estimulación base



Se determina el valor de Offset de la forma de onda.

**Generación de señal de PWM:** Los módulos CPP de un microcontrolador utilizan los TIMER 1, 2 o 3 dependiendo del modo seleccionado. Para este caso, se utiliza en TIMER 2 que está disponible para el modo PWM.

Una salida PWM tiene una base de tiempo (periodo) y un tiempo en que la salida permanece en alto (ciclo útil). La frecuencia del PWM es el inverso del periodo (1/periodo).

Este valor puede ser calculado mediante la siguiente formula:

$$\text{Periodo PWM} = [(\text{PR2}) + 1] * 4 * T_{\text{osc}} * (\text{Valor de preescala de TMR2}) \quad (3)^{41}$$

Si se despeja el valor de PR2 de la Ecuación 3, se obtiene

$$\text{PR2} = \frac{\text{Periodo PWM}}{4 * T_{\text{osc}} * (\text{Valor de preescala de TMR2})} - 1 \quad \text{Ecuación 4}$$

A una frecuencia de oscilador interno de 16MHz y un valor de preescala de TMR2 de 16 (este valor puede tomar valores de 1, 4 y 16), se tiene que para el rango de frecuencias de la señal de estimulación, de 1KHz hasta 3KHz, el valor de TMR2 toma valores que van desde 249b (FAh) hasta 82b (52h) respectivamente.

<sup>41</sup> Para mayor referencia diríjase a <http://pdf.datasheetcatalog.com/datasheet/microchip/39617a.pdf>

Estos valores digitales de 8 bits son enviados desde el software del prototipo vía USB, como parámetros de la señal de estimulación.

Una vez establecido el valor máximo del *periodo de PWM*, se debe configurar el valor del ciclo útil de la señal, que debe ser un valor menor a TMR2. En otras palabras, el dato proveniente del *Módulo de generación de señal base y comunicación USB*, correspondiente al ciclo útil, debe tener un rango que va desde cero hasta el valor del *periodo de PWM*. En la fórmula siguiente se describe esta situación:

$$\text{Ciclo útil} = \left[ 1 - \frac{\text{Valor}}{4 * (\text{PR2} + 1)} \right] * 100 \quad \text{Ecuación 5}^{42}$$

Por ejemplo, para TMR2 = PR2 = 249 y un ciclo útil del 80 por ciento, Valor debe ser igual a:

$$\text{Valor} = \left[ 1 - \frac{\text{Ciclo útil}}{100} \right] * 4 * (\text{PR2} + 1)$$

$$\text{Valor} = \left[ 1 - \frac{80}{100} \right] * 4 * (249 + 1) = 200$$

En conclusión, para que la señal de PWM tenga una frecuencia de 1KHz y un ciclo de trabajo del 80 por ciento, las variables recibidas correspondientes a la frecuencia y al ciclo útil deben ser de 249b (FAh) y 200b (C8h) respectivamente.

**Hardware:** Para la implementación de la etapa de generación de la señal de estimulación base, un microcontrolador recibe los parámetros de la forma de onda de estimulación (frecuencia de señal y ciclo útil) y mediante la configuración del oscilador interno y del módulo CPP genera una señal de PWM. Esta se utiliza para la construcción final de la forma de onda mostrada en la Figura 8 caracterizada por ser una señal en voltaje, lo que quiere decir que para ser utilizada como señal en el proceso de electroestimulación cutánea debe ser convertida a una forma de onda en corriente, lo cual es realizado por los módulos posteriores.

**Microcontrolador:** Para este módulo, se selecciona el microcontrolador PIC18F4550 de Microchip®, por los siguientes motivos:

- Contiene en un solo dispositivo cinco puertos de entrada salida que pueden ser utilizados para la escritura digital del valor de offset de la señal de estimulación base y para la verificación del correcto funcionamiento de procesos específicos.
- Un módulo PWM para generar un tren de pulsos variable en frecuencia y en ciclo útil.

---

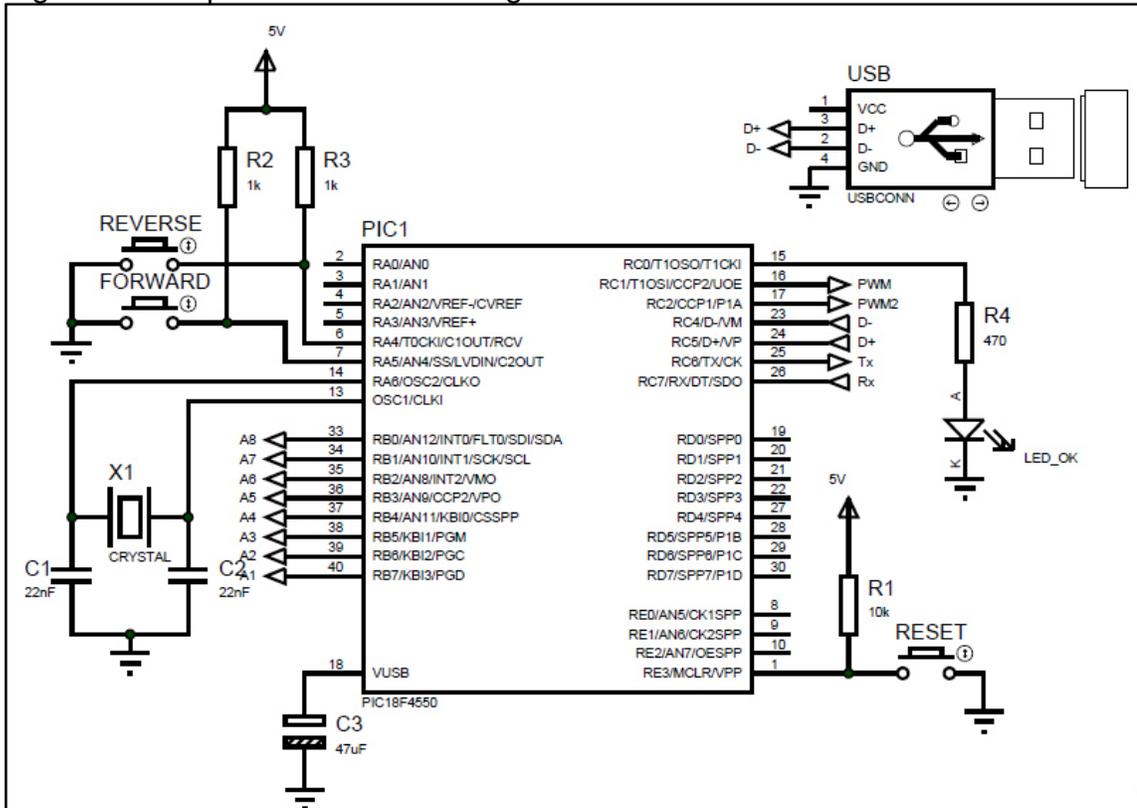
<sup>42</sup> Refiérase a <http://pdf.datasheetcatalog.com/datasheet/microchip/39617a.pdf>

- Un módulo de comunicación USB (Universal Serial Bus) para la conectividad del dispositivo con una computadora.
- Contiene un módulo de comunicación serial USART mejorado, que se utiliza para el envío de información o caracteres a los demás módulos del sistema.

El esquema de la Figura 19 representa la distribución de pines del microcontrolador y la función que desempeñan:

- Recepción de datos de configuración a través de sus pines de comunicación USB (D+ y D-).
- Envío del dato en código ASCII correspondiente al carácter digital hacia el módulo encargado de la traducción a carácter táctil, a través del módulo de comunicación USART (pines Tx y Rx).
- Generación de la señal de PWM (pin CPP1).
- Digitalización del valor de Offset de la señal de estimulación base (puerto B).
- Control del carácter táctil replicado en el display Braille a través de botones atrás/adelante (puerto A).
- Visualización del estado de la conexión USB (pin RC0).

Figura 19. Esquema utilizado en la generación de la señal PWM



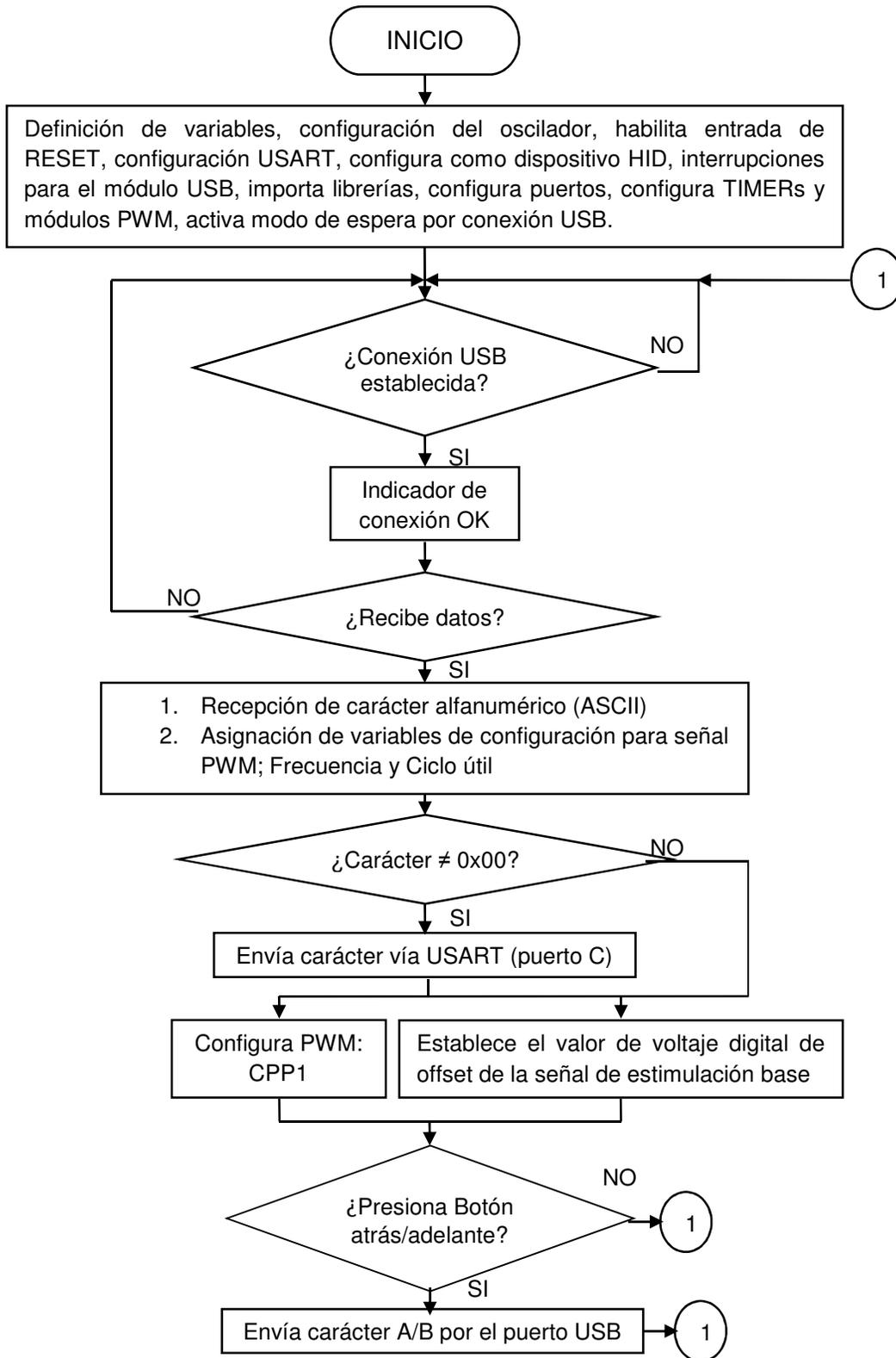
Elaborado en ISIS Professional de Labcenter Elelctronics® release 7.10 SP0.

**Programación:** Una vez establecida la conexión USB, el microcontrolador aguarda la recepción de datos (carácter ASCII, frecuencia de señal y ciclo útil). Para el dato correspondiente a un carácter ASCII, a través de comunicación serial se reenvía al *Módulo de conversión V – I y conmutación de señal de estimulación* el respectivo dato. Posteriormente se genera la señal de PWM.

Adicionalmente, cuando el usuario presiona uno de los botones atrás/adelante, se envía hacia el host un carácter digital para que el software realice una tarea determinada.

Este proceso se ilustra en el diagrama de flujo de la Figura 20.

Figura 20. Diagrama de flujo para la programación del PIC18F4550



#### 4.3.1.2 Etapa de referenciado de Offset.

Con base a la variable de ciclo útil, se retorna el valor de voltaje de offset que es referenciado a cero voltios. Este valor es un número binario de 8 bits mostrado en el puerto B del microcontrolador, siendo el pin RB0 el bit menos significativo (LSB) y RB7 el bit más significativo (MSB).

Esta operación se hace con base a la Ecuación 2, en donde un valor máximo D.C de 5 voltios corresponde al número máximo en binario que puede representarse con 8 bits, es decir,  $V_{\text{Offset (máx)}} = 2^8 - 1 = 255\text{b}$ .

Un valor cualquiera de offset puede ser calculado con regla de tres simple:

$$V_{\text{offset}} * \frac{255\text{b}}{5\text{V}}$$

Para una señal de PWM con un periodo de duración de 1ms (frecuencia = 1KHz) y ciclo de trabajo del 80% (una duración en alto de 0.8ms), el correspondiente valor de offset es de:

$$V_{\text{offset}} = 5\text{V} * \frac{0.8\text{ms}}{1\text{ms}} = 4\text{V}$$

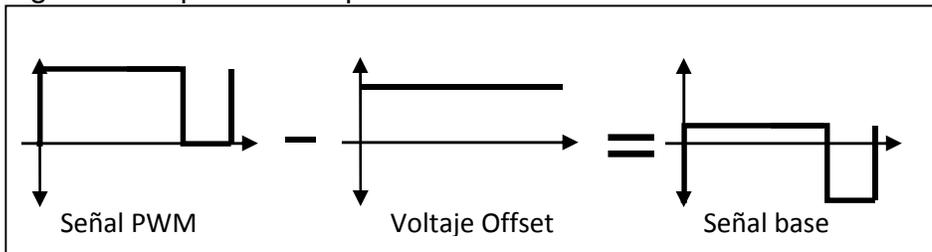
que corresponde a un valor en binario de  $204 = 11001100$ .

$$V_{\text{offset}} = 4\text{V} * \frac{255\text{b}}{5\text{V}} = 204\text{b}$$

El valor anterior es mostrado en el puerto B del microcontrolador.

**Especificaciones de diseño:** Para generar la señal de estimulación mostrada en la Figura 8, partiendo de una señal de PWM, se calcula el valor de offset y se referencia a cero voltios mediante una resta sencilla entre las dos señales como se ilustra en la Figura 21.

Figura 21. Operaciones para el referenciado a cero voltios de la señal base



A la señal de PWM se le resta el valor del Offset y se obtiene la señal de estimulación base.

### Hardware:

**Convertor digital – análogo (DAC):** El valor de D.C de offset debe ser convertido a su correspondiente valor análogo partiendo del valor digital de 8 bits suministrado por la operación del microcontrolador, para ser operado junto a la señal de PWM. Esta tarea puede ser realizada por un convertor D/A que utiliza como entradas el valor de voltaje en binario.

Para esta etapa se ha seleccionado el circuito integrado DCA0808, que es un convertor D/A de 8 bits.

Este dispositivo suministra un valor de corriente  $I_0$  de acuerdo al valor de a sus entradas digitales. En donde cada uno de los bits en alto aporta un porcentaje a la corriente total de referencia  $I_{REF}$ . Esta corriente de referencia es establecida gracias a los pines de configuración  $V_{REF(+)}$  y  $V_{REF(-)}$  (Figura 22).

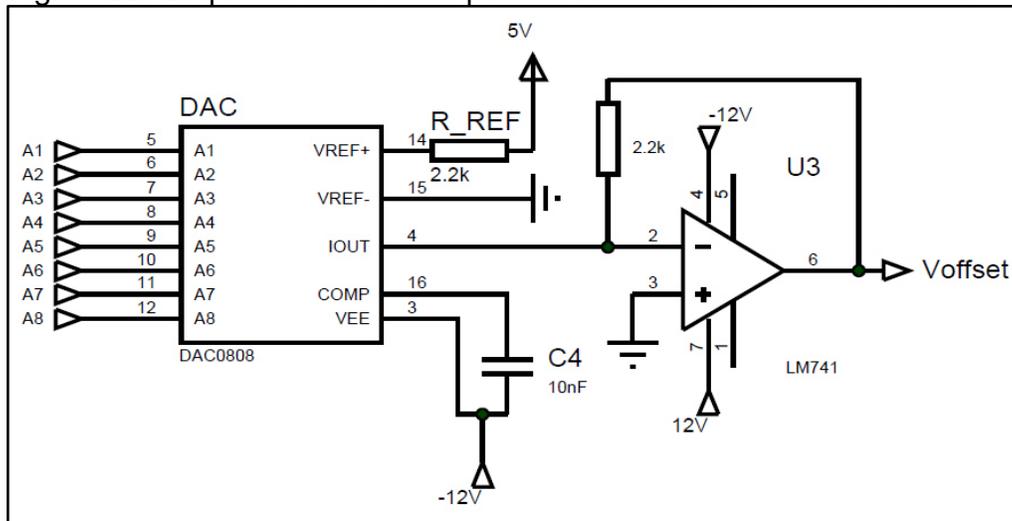
Según el funcionamiento del convertor D/A, el valor de la corriente de salida  $I_0$  correspondiente al valor binario de entrada puede ser calculado de la siguiente manera:

$$I_0 = K \left( \frac{A1}{2} + \frac{A2}{4} + \frac{A3}{8} + \frac{A4}{16} + \frac{A5}{32} + \frac{A6}{64} + \frac{A7}{128} + \frac{A8}{256} \right)$$

Donde  $K = V_{REF}/R14$  y  $A_N = 1$  si  $A_N$  está en un nivel alto, o  $A_N = 0$  si  $A_N$  está en un nivel bajo.

El bit más significativo corresponde a A1, mientras que el bit de entrada menos significativo corresponde a A8.

Figura 22. Esquema electrónico para la obtención de offset de señal



Elaborado en ISIS Professional de Labcenter Elelctronics® release 7.10 SP0

Al seleccionar un valor comercial para  $R_{REF}$  de  $2.2K\Omega$  y al establecer un valor de  $V_{REF}$  iguala 5 voltios, cuando todas las entradas del conversor D/A están en alto, la corriente de salida  $I_o$  es de:

$$I_o = \frac{5V}{2.2K\Omega} \left( \frac{1}{2} + \frac{1}{4} + \frac{1}{8} + \frac{1}{16} + \frac{1}{32} + \frac{1}{64} + \frac{1}{128} + \frac{1}{256} \right) \approx 2.3mA$$

Este valor de  $I_o$  corresponde a un valor máximo de voltaje de offset de 5 voltios, que es configurado gracias a la operación del amplificador operacional presente en la Figura 22.

**Amplificador operacional:** El esquema de la Figura 23 corresponde a un circuito amplificador diferencial, en donde la salida del amplificador es proporcional a la diferencia existente entre las dos tensiones de entrada. Este arreglo electrónico realiza la operación ilustrada en la Figura 21.

Al realizar el análisis de circuito, suponiendo la operación ideal del amplificador operacional, se tiene que el valor del voltaje de salida  $V_o$  corresponde a

$$V_o = \frac{R_B}{R_A} (V_{PWM} - V_{Offset}) \quad \text{Ecuación 6}$$

El valor de escala de amplificación aplicado a cada valor de tensión de entrada puede hacerse igual siempre que se cumpla la relación

$$\frac{R_A}{R_B} = \frac{R_C}{R_D} \quad \text{Ecuación 7}$$

Para un amplio rango de ajuste de señal de estimulación, se seleccionan valores de  $R_B$  y  $R_D$  tales que se obtienen ganancias de amplificación desde 1.0 hasta un máximo de 2.0. Para esta especificación de diseño se tiene que  $R_B$  debe alcanzar un valor máximo de dos veces  $R_A$  y un valor mínimo igual a  $R_A$

$$R_{B_{\text{máx}}} = 2R_A$$

$$R_{B_{\text{min}}} = R_A$$

Teniendo en cuenta la relación de la Ecuación 7, el valor de  $R_B$  debe ser igual al valor de  $R_D$  simultáneamente cuando se varía el valor de la ganancia.

De esta forma,  $R_B$  y  $R_D$  se componen de una resistencia fija  $R_E$  y una resistencia variable  $R$ , de manera que cuando el valor de  $R$  sea mínimo, el valor de la resistencia  $R_B$  es igual a  $R_{B_{\text{min}}}$ , y cuando el valor de  $R$  sea el máximo, entonces  $R_B$  es igual a  $R_{B_{\text{máx}}}$  (Figura 23).

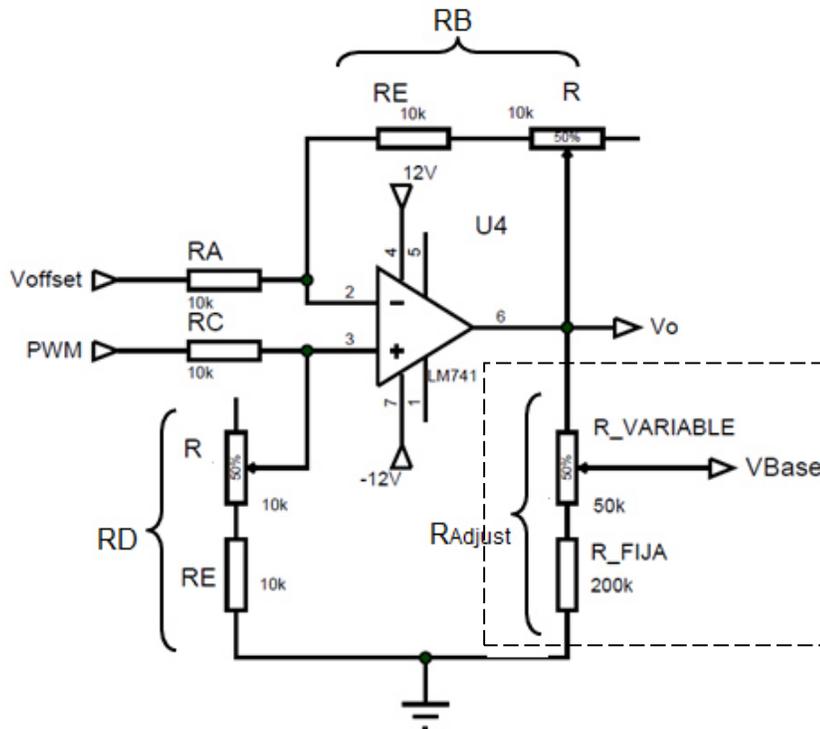
$$R_B = R_D = R_E + R$$

Adicionalmente, para dar una variación de estimulación “fina”, se implementa el arreglo de divisor de voltaje mostrado dentro de las líneas punteadas en la Figura 23. Este arreglo asegura un valor mínimo de señal base igual al 80 por ciento de  $V_o$  de acuerdo a los valores de las resistencias que lo componen.

Para un valor mínimo de la resistencia variable  $V_{Base}$  es igual al valor de la tensión que cae sobre la resistencia fija, así

$$V_{Base(min)} = V_o \frac{R_{fija}}{R_{fija} + R_{variable}} = 0.8 * V_o \quad \text{Ecuación 8}$$

Figura 23. Esquema electrónico de generación de la señal de estimulación base



Elaborado en ISIS Professional de Labcenter Electronics® release 7.10 SP0.

De la Ecuación 8 se puede establecer la relación

$$\frac{R_{fija}}{R_{fija} + R_{variable}} = 0.8$$

$$R_{fija} = 0.8(R_{fija} + R_{variable})$$

$$R_{fija}(1 - 0.8) = 0.8 * R_{variable}$$

$$R_{fija} = 4 * R_{variable}$$

es decir, para que el valor de  $V_{Base(min)}$  sea igual a  $0.8*V_o$ ,  $R_{Fija}$  debe ser cuatro veces mayor que  $R_{Variable}$ .

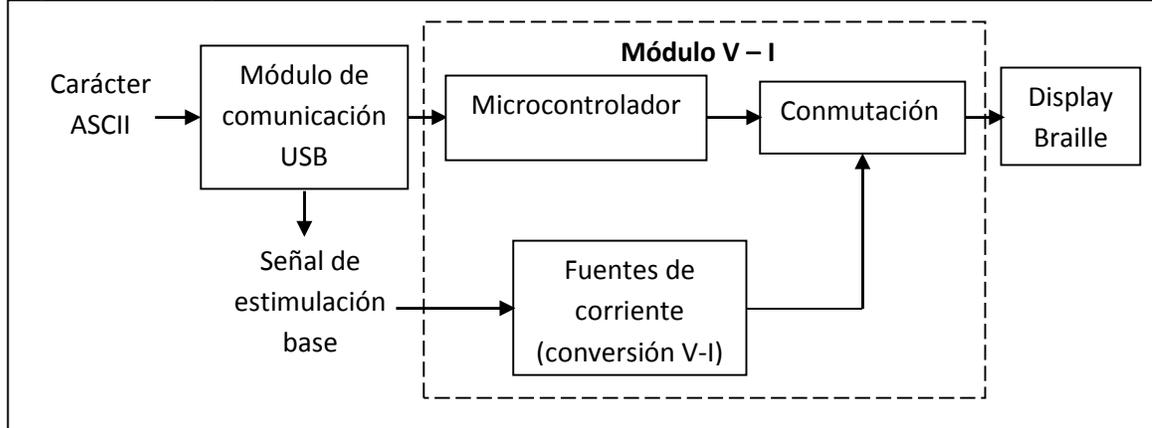
### **4.3.2 Módulo de conversión V – I y conmutación de señal de estimulación**

En este módulo se lleva a cabo la conversión de la señal de estimulación base, proveniente del módulo anterior, a corrientes de estimulación mediante la implementación de fuentes de corriente. De igual manera, la señal de estimulación es conmutada para ser suministrada a cada uno de los electrodos del display Braille, de acuerdo al carácter ASCII recibido. La Figura 24 describe en forma general la manera como se traduce y se representa un carácter táctil sobre el display Braille.

#### **4.3.2.1 Etapa de conversión V – I.**

Para el proceso de estimulación eléctrica se desarrolla un dispositivo que suministre corriente constante a los electrodos superficiales del display Braille. La impedancia de la piel varía de persona a persona y presenta valores relativamente altos, de manera que el dispositivo electroestimulador debe garantizar una resistencia de salida alta con el fin de contrarrestar la variabilidad de las propiedades de la piel y proporcionar una transferencia de energía adecuada.

Figura 24. Esquema funcional del módulo V – I



El módulo corresponde a los bloques encerrados por líneas punteadas.

Dos fuentes de corriente, una positiva y otra negativa, son utilizadas para convertir la señal de estimulación base a corrientes de inyección. El esquema de la Figura 25 corresponde a un espejo de corriente mejorado empleado para este proceso<sup>43</sup>. Para generar la corriente de referencia  $I_{REF}$  del esquema de la Figura 25, se realiza el arreglo de transistores complementarios (*pnp* y *nnp*) mostrado en la Figura 26. Este funciona de la siguiente manera:

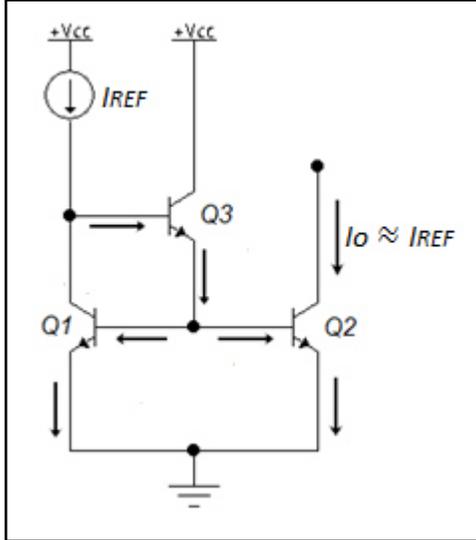
Cuando el voltaje de entrada  $V_{in}$  es cero, ambos transistores están en corte y el voltaje de salida  $V_o$  es cero. A medida que  $V_{in}$  se hace positivo,  $Q_N$  conduce y opera como seguidor emisor. En este caso  $V_o$  sigue a  $V_{in}$ , es decir  $V_o = V_i - V_{BEN}$  y  $Q_N$  proporciona la corriente de referencia  $I_{REF}$  mientras  $Q_P$  permanece en corte y por lo tanto no conduce.

Si por el contrario  $V_{in}$  se hace negativo, entonces quien conduce es  $Q_P$  al tiempo que proporciona la corriente de referencia  $I_{REF}$ .

Entonces, se puede decir que este circuito corresponde a un convertor de voltaje a corriente, pues de acuerdo al voltaje de entrada, que se ve reflejado en  $V_o$ , y con base en el valor de la resistencia  $R$  de la Figura 26, se genera una corriente constante de referencia que es suministrada a los electrodos Braille debido al funcionamiento del espejo de corriente.

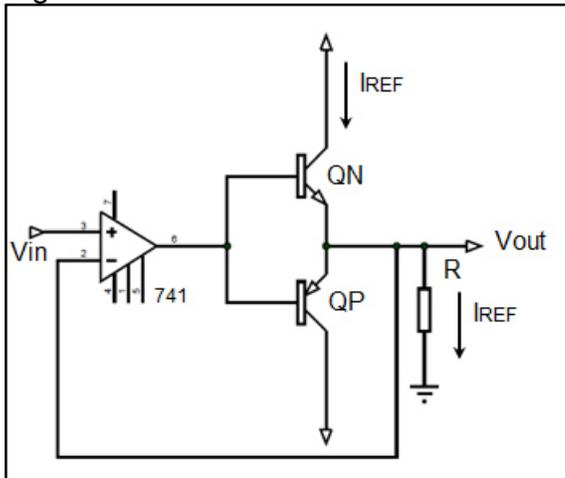
<sup>43</sup> SEDRA, Abel S., y SMITH, Kenneth C.. *CIRCUITOS MICROELECTRÓNICOS*. 4. Traducido por Jorge Humberto Romo Muñoz y Eduardo Ramirez Grycuk. OXFORD UNIVERSITY PRESS, 2002.

Figura 25. Fuente de corriente utilizada para el dispositivo



Análisis general del espejo de corriente

Figura 26. Generación de corriente de referencia IREF

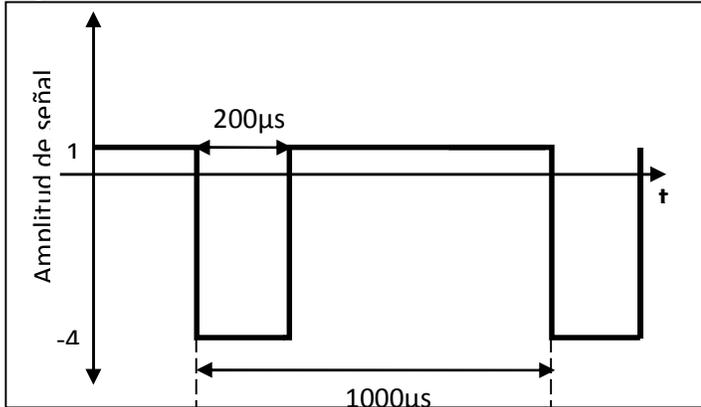


Elaborado en ISIS Professional de Labcenter Electronics® release 7.10 SP0.

**Especificaciones de diseño:** La forma de señal de estimulación con una frecuencia de 1KHz y un ciclo de trabajo del 80 por ciento corresponde a la onda mostrada en la Figura 27.

Esta forma de onda puede tomar valores positivos que van desde 0.8 hasta 2 voltios, y valores negativos que van desde 3.2 hasta 8 voltios, según las ganancias descritas en la sección 4.3.1.2. Con estos valores de  $V_{in}$  (Figura 26) se puede configurar el valor de la corriente de referencia  $I_{REF}$  que va a ser reflejada en  $I_o$  (Figura 25) mediante la elección de la resistencia  $R$  en el esquema de la Figura 26.

Figura 27. Señal de estimulación base



Señal de estimulación base. Periodo 1KHz y ciclo de trabajo del 80 porciento

En el Cuadro 4 se muestran los valores máximos y mínimos para la forma de onda mostrada en la Figura 27, al seleccionar un valor comercial para R de 3.3KΩ.

Cuadro 4. Rango de valores máximos y mínimos para  $I_o$

	$V_{in}$ (V)	$V_{out}$ (V)	$I_{REF}$ (mA)	
$0.8 \cdot V_{in}$	2	~ 1.3	0.515	<b><math>I_o(+)</math></b>
	1.6	~ 0.9	0.272	
$0.8 \cdot V_{in}$	-8	~ -7.3	-2.212	<b><math>I_o(-)</math></b>
	-6.4	~ -5.7	-1.727	

Para un valor de  $R = 3.3K\Omega$ . El  $0.8 \cdot V_{in}$  indica la variación fina descrita en la sección 4.3.1.2.  $V_{out} \approx V_{in} - 0.7$  voltios. Los valores máximos corresponden a una ganancia de 2.0.

#### Hardware:

**Transistor de potencia:** Para la implementación de las fuentes de corriente, se utiliza el transistor BJT PNP de potencia 2SB649A y su complementario NPN 2SB669A, cuyas características eléctricas se ajustan a las necesidades de diseño. Como características principales se tienen:

- Voltaje de ruptura colector – emisor  $V_{(BR)CEO}$  de  $\pm 180$  voltios a  $I_C = \pm 1mA$
- Voltaje de ruptura colector – base  $V_{(BR)CBO}$  de  $\pm 160$  voltios a  $I_C = \pm 10mA$
- Voltaje de ruptura emisor – base  $V_{(BR)EBO}$  de  $\pm 5$  voltios a  $I_E = \pm 1mA$

La Figura 28 representa el esquema utilizado para la conversión a valores en corriente de la señal de estimulación base, en donde los transistores Q1, Q2, Q3 y QN operan para los ciclos de señal de estimulación positivos, mientras que los transistores Q4, Q5, Q6 y QP operan para ciclos de señal negativos.

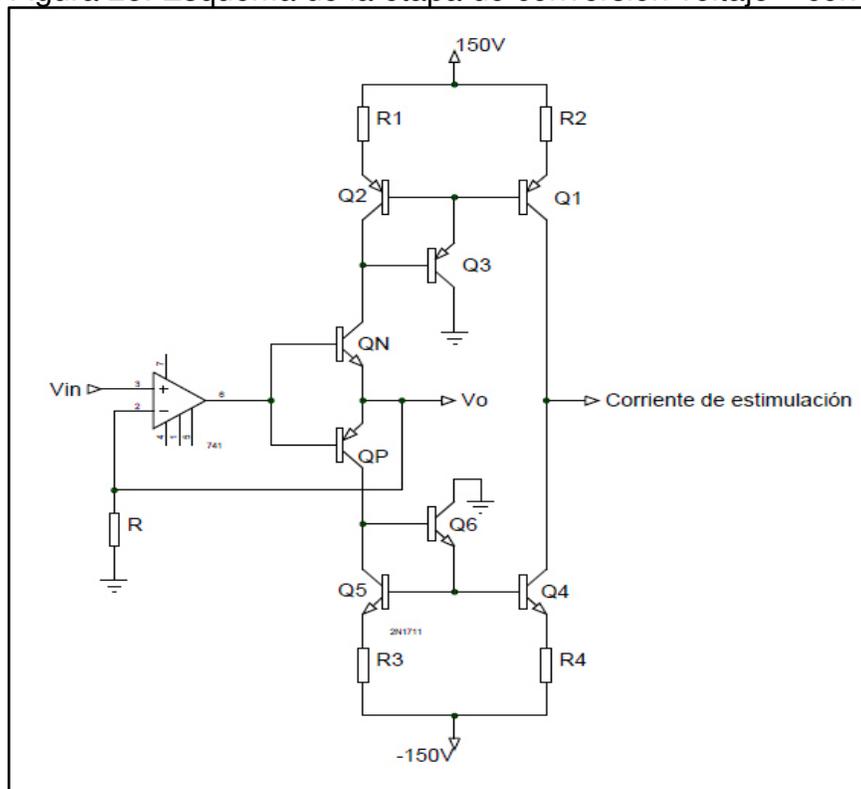
#### 4.3.2.2 Etapa traducción Braille y conmutación de señal de estimulación.

Los caracteres alfanuméricos ingresados al software de computadora son recibidos por un microcontrolador que cumple la función de determinar la manera cómo van a ser replicados sobre el display Braille, esto para ser presentados como caracteres táctiles gracias a una tabla de conversión de código ASCII a Braille almacenada en memoria.

**Microcontrolador:** El dispositivo seleccionado para este módulo es PIC18F2550 de Microchip®. Este dispositivo es elegido porque presenta un tamaño reducido y contiene un módulo de comunicación serial USART que es utilizado para la recepción del carácter alfanumérico en ASCII.

**Conmutación de señal de estimulación:** Para presentar un carácter táctil, el microcontrolador recibe el código ASCII correspondiente y controla la conmutación de la señal de estimulación.

Figura 28. Esquema de la etapa de conversión voltaje – corriente



Elaborado en ISIS Professional de Labcenter Electronics® release 7.10 SP0.

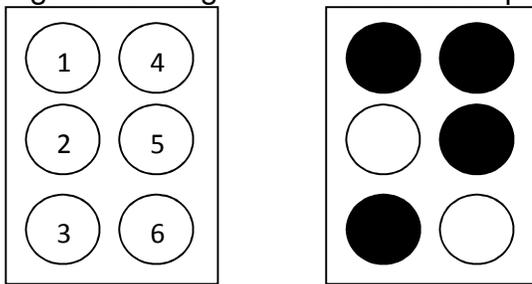
La señal de estimulación es suministrada solo a uno de los electrodos del equivalente Braille por un tiempo determinado. De esta forma se puede percibir la letra correspondiente a través de la electroestimulación utilizando solo un arreglo de fuentes de corriente.

Para esta tarea, el microcontrolador mediante una rutina de 'Switch Case', selecciona valores en binario de acuerdo al carácter recibido. Los números binarios seleccionados permiten conmutar la señal en los electrodos del display, para de esta manera presentar el respectivo carácter táctil.

Por ejemplo, la letra 'N' en el sistema Braille se representa mediante los puntos 1, 3, 4 y 5, como es ilustrado en la Figura 29. La asignación numérica de cada uno de los puntos corresponde a los seis primeros pines del puerto B del microcontrolador, como se describe en el Cuadro 5.

Una vez asignados los pines para cada punto Braille, la tarea que el microcontrolador realiza para lograr la conmutación es el corrimiento de un bit en alto, que es el único que se encuentra activado durante un periodo de tiempo determinado, manteniendo el resto de bits en 0. Este bit en alto se mueve solo a través de los pines del puerto que correspondan los puntos Braille. El Cuadro 6 representa esta situación.

Figura 29. Asignación numérica de puntos Braille relacionada con la letra 'N'



*El punto de color negro indica el punto activado Braille activado*

Cuadro 5. Correspondencia de pines del puerto B con respectivo punto Braille

Punto Braille	Pin del puerto B
1	RB0
2	RB1
3	RB2
4	RB3
5	RB4
6	RB5

*Letra Braille 'N'.*

RB5=BA	RB4=AL	RB3=AL	RB2=AL	RB1=BA	RB0=AL
--------	--------	--------	--------	--------	--------

*AL = Alto, BA = Bajo*

El tiempo que permanece activado un punto Braille se selecciona de 5ms, es decir, la curva de corriente inyectada en cada punto es de por lo menos cinco ciclos de señal cuando la frecuencia de la onda de estimulación corresponde a la mínima suministrada por el dispositivo, es decir 1KHz. Esta situación se muestra en el diagrama de temporización de la Figura 30.

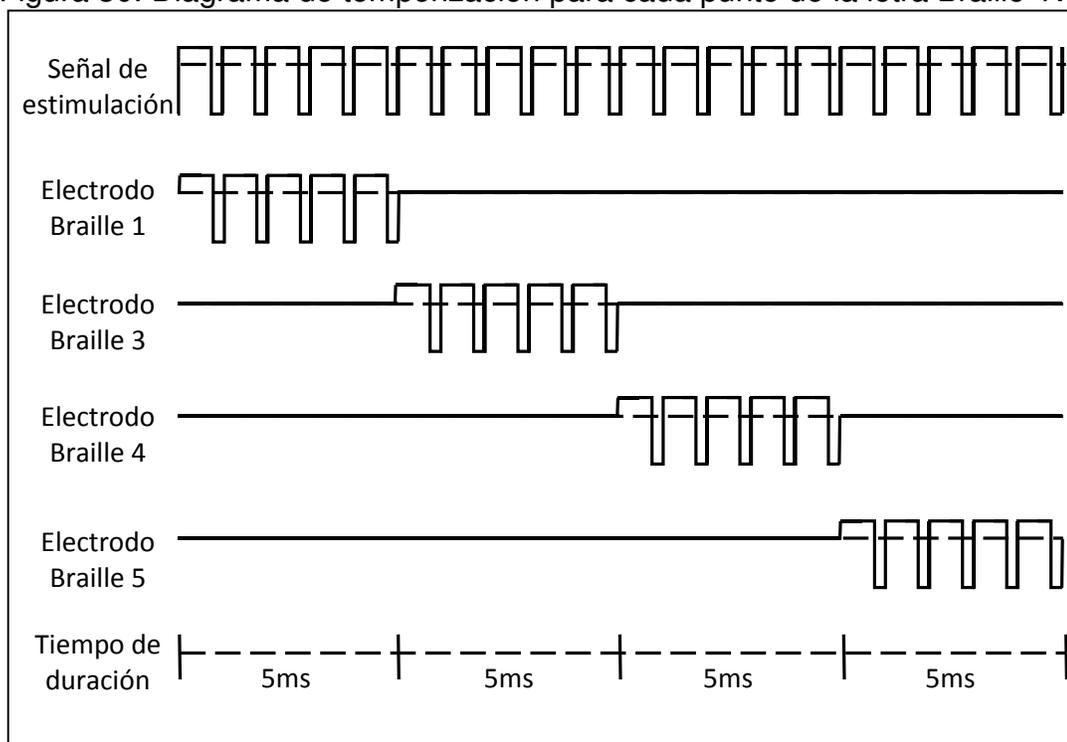
Cuadro 6. Corrimiento de un bit en los pines activados para la letra Braille 'N'

Tiempo	RB5	RB4	RB3	RB2	RB1	RB0
1	0	0	0	0	0	1
2	0	0	0	1	0	0
3	0	0	1	0	0	0
4	0	1	0	0	0	0
Punto Braille	6	5	4	3	2	1

*Puntos Braille activados: 1, 3, 4 y 5.*

Este proceso de conmutación se realiza cíclicamente siempre y cuando no se reciba un nuevo carácter ASCII.

Figura 30. Diagrama de temporización para cada punto de la letra Braille 'N'



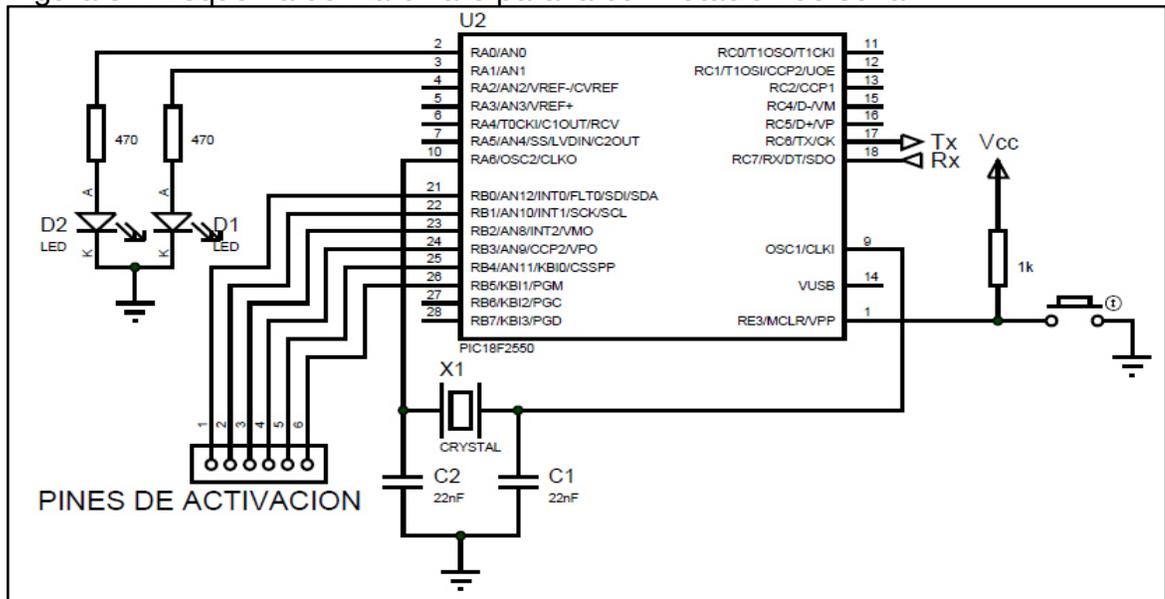
*El periodo de la señal de estimulación es de 1ms, por lo que en un electrodo la señal permanece durante cinco ciclos, es decir 5ms. Esto para el carácter 'N'.*

**Hardware:** Los pines de control de activación de los puntos de una letra Braille (Figura 31) son conectados a los pines de activación de dispositivos de conmutación especializados (Figura 32).

**Optotriac de aislamiento:** Para la conmutación de la señal en el display se necesita un dispositivo que funcione como interruptor y que permita su activación a través de un voltaje lógico como el de las salidas de un microcontrolador, pero que a su vez sea bidireccional, es decir, que permite la conducción en las 2 alternancias de la onda de estimulación. Adicionalmente, se necesita que dicho dispositivo soporte los altos voltajes a los cuales llega la señal (de -150 hasta 150 voltios).

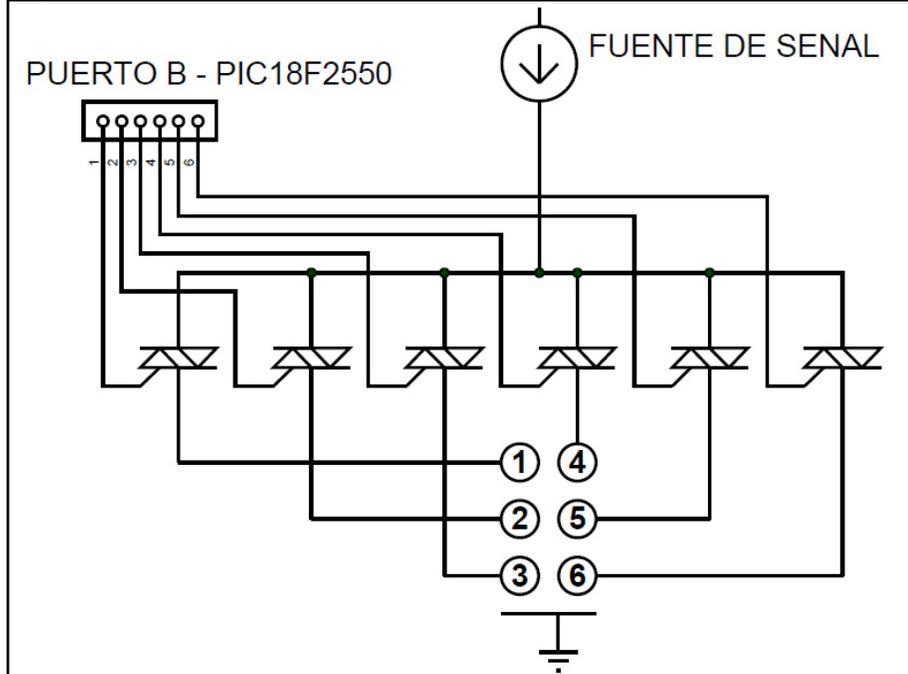
El dispositivo seleccionado para esta tarea es el optotriac de aislamiento MOC3021 de Texas Instruments®.

Figura 31. Esquema del hardware para la conmutación de señal



Elaborado en ISIS Professional de Labcenter Electronics® release 7.10 SP0.

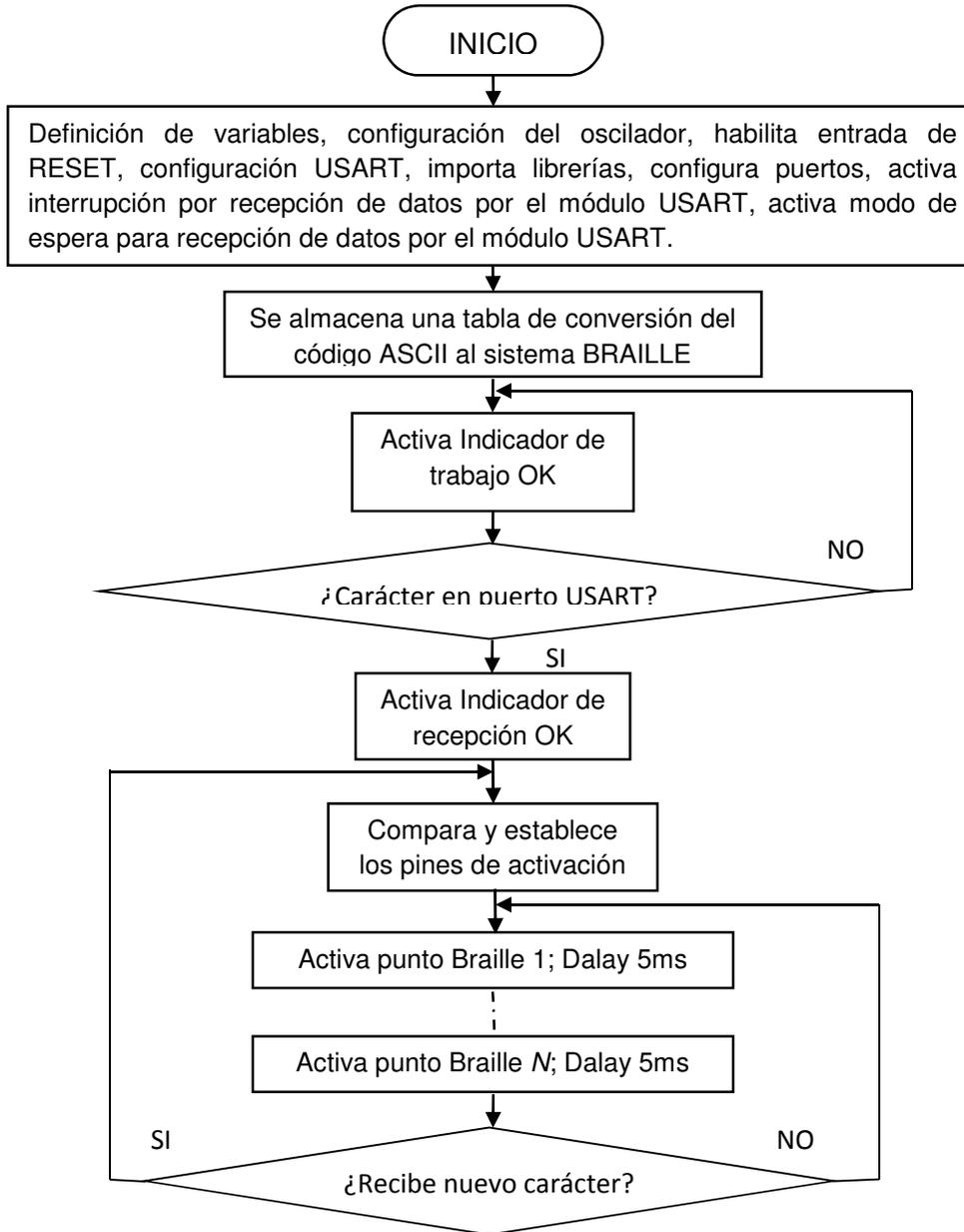
Figura 32. Esquema de control de activación de los puntos Braille



Elaborado en ISIS Professional de Labcenter Elelctronics® release 7.10 SP0.

**Programación:** Se establece comunicación serial mediante el módulo de comunicación USART con el microcontrolador principal del *Módulo de generación de señal base y comunicación USB.*, se recibe el carácter en código ASCII y se traduce al sistema Braille. Posteriormente se controla el suministro de la señal de estimulación sobre los electrodos correspondientes a los puntos Braille del carácter táctil. La programación de este microcontrolador se muestra en la Figura 33.

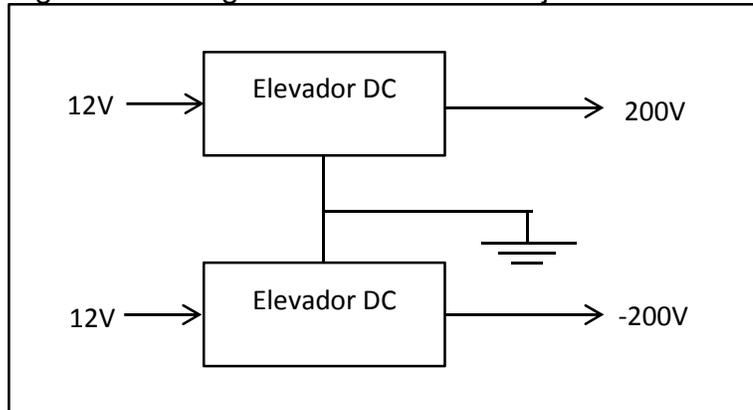
Figura 33. Diagrama de flujo para la programación del PIC18F2550



### 4.3.3 Módulo de alimentación 200V (máx)

Este módulo suministra los valores de voltaje constante requeridos para la estimulación eléctrica sobre la piel, según lo discutido en la sección 2.7. Este módulo concretamente se compone de dos fuentes conmutadas independientes conectadas en serie, que elevan un voltaje constante D.C de 12 voltios hasta un máximo de 200 voltios.

Figura 34. Arreglo de fuentes de voltaje

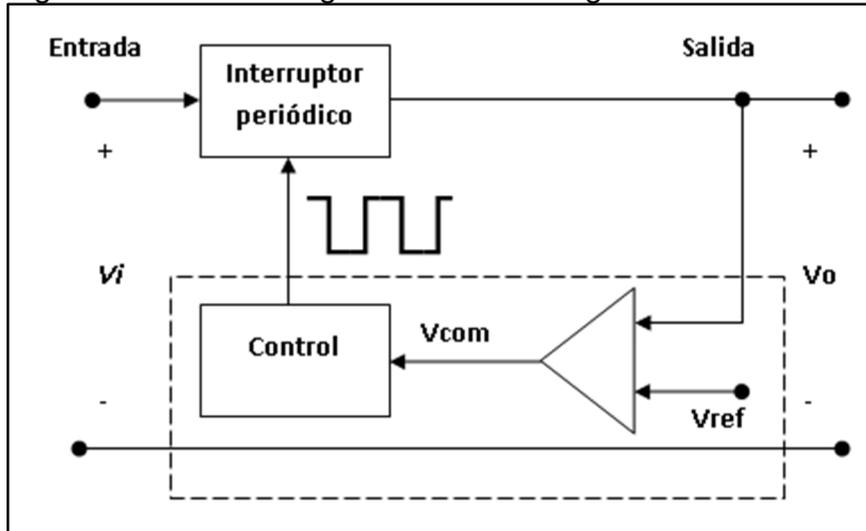


*Dos elevadores conmutados conectados en serie para el suministro de voltaje a las fuentes de corriente del Módulo de conversión V – I y conmutación de señal de estimulación.*

**Especificaciones de diseño:** Para el caso específico de este proyecto, se necesita contar con una fuente de voltaje cuyo valor nominal de tensión de salida máximo ronde los 200 voltios, por lo que se diseña un elevador que convierte un valor de voltaje fijo de una fuente D.C; de 10 a 15 voltios; en un voltaje de suministro de D.C del valor requerido. Este convertidor elevador corresponde al esquema general de la Figura 35.

En términos generales, su principio de funcionamiento se basa en la conmutación rápida de dispositivos interruptores especializados que modifican la forma de onda de corriente específica a lo largo del convertidor y que genera en el circuito un valor de voltaje promedio entre los terminales de salida,  $V_o$ .

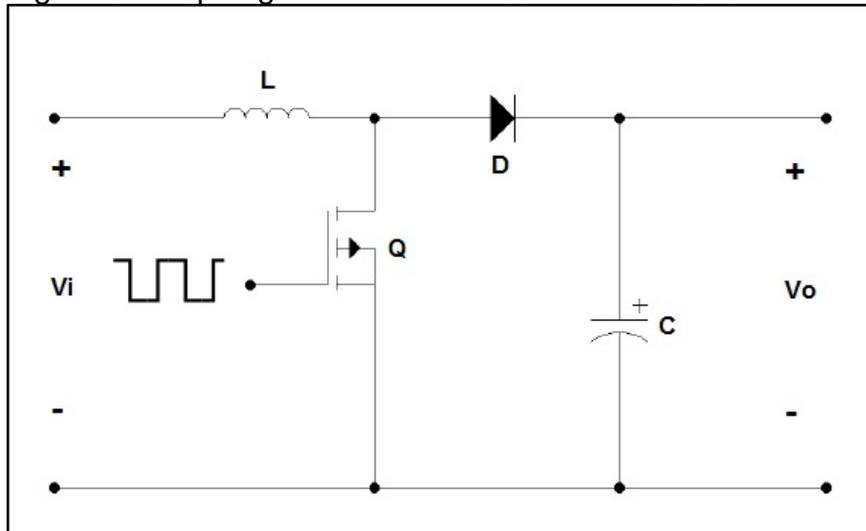
Figura 35. Elementos generales de un regulador conmutado



*Compuesto de un dispositivo interruptor y una etapa de control de la elevación del voltaje.*

En la figura anterior, el bloque de control toma una muestra del voltaje de salida  $V_o$  y la compara con un valor de tensión de referencia. De acuerdo a esta comparación se genera la señal de activación para el elemento interruptor.

Figura 36. Topología básica de un convertidor elevador



*Elevador conmutado con sus componentes electrónicos*

El regulador elevador de la Figura 36 presenta explícitamente cada uno de los componentes del convertidor conmutado de la Figura 35, a excepción del bloque de control. En este esquema se destaca la presencia de dos elementos que operan como interruptores. Estos elementos corresponden a un transistor de

potencia y un diodo. Del mismo modo se destaca un dispositivo almacenador de energía que corresponde a un inductor.

**Funcionamiento:** En el regulador elevador de la Figura 36, el voltaje de salida es mayor que el voltaje de entrada, de ahí el nombre de “elevador”. La secuencia de funcionamiento es la siguiente:

*Modo 1:* Cuando el controlador se activa o pone en estado de conducción al transistor, el diodo no se encuentra polarizado de manera que no permite la conducción de corriente. Así, el inductor inicia su ciclo de carga de energía, y la magnitud de la corriente que circula a través del inductor es la misma que circula por el transistor.

*Modo 2:* El siguiente paso en el funcionamiento del circuito se da en el momento en el que el controlador detiene el pulso de activación en la base del transistor, lo cual provoca que este inicie su estado de corte. Cuando esto sucede el diodo se polariza de tal manera que inicia su ciclo de conducción de corriente. En este punto la magnitud de la corriente que atraviesa el inductor corresponde con la corriente que atraviesa el diodo. Adicionalmente el inductor opone resistencia a la disminución de la magnitud de la corriente que circula a través del transistor gracias a la creación de un voltaje contra electromotriz. Consecuentemente el inductor descarga la energía almacenada durante el ciclo anterior.

**Diseño:** Para el diseño de este módulo se utiliza la guía de diseño y análisis de convertidores conmutados de alta frecuencia (Gamboa 2008)<sup>44</sup> y (Instruments 2014)<sup>45</sup>.

Se ha seleccionado un valor de voltaje de entrada de 12 voltios D.C, un ciclo útil de la señal de activación (D) del 70% y valor de inductancia de 220 $\mu$ H.

Para el diseño de este módulo se tiene que la máxima corriente exigida por el estimulador electrocutáneo es del orden de los miliamperios, entonces se establece que la máxima corriente que puede suministrar las fuentes conmutadas es de 100mA.

---

<sup>44</sup> GAMBOA QUESADA, José Luis . Escuela de Ingeniería Eléctrica. Universidad de Costa Rica. Julio de 2008. <<http://eie.ucr.ac.cr/uploads/file/proybach/pb0820t.pdf>. > p.135

<sup>45</sup> Instruments, Texas. «Basic Calculation of a Boost Converter's Power Stage.» *Application Report*. 2014. <http://www.ti.com/lit/an/slva372c/slva372c.pdf>. p.9

Se tiene que la corriente de salida  $I_a$  del convertidor es menor que la corriente de entrada  $I_s$ , en una relación de

$$I_s = \frac{I_a}{(1 - D)}$$

$$I_s = \frac{0.100 \text{ A}}{(1 - 0.7)}$$

$$I_s = 0.333 \text{ A}$$

Si se asume que la corriente pico  $I_2$  es la máxima corriente que soporta el calibre del alambre del inductor seleccionado (se elige 1.1A), se tiene que

$$I_2 = 1.1 \text{ A}$$

que es igual a

$$I_2 = I_s + \frac{\Delta I_L}{2}$$

En este momento se despeja al valor de la corriente de rizado del inductor, que es

$$\Delta I_L = (I_2 - I_s) * 2$$

$$\Delta I_L = 1.53 \text{ A}$$

Para encontrar el valor de la frecuencia de conmutación del transistor de potencia (Figura 36) se despeja de la siguiente ecuación.

$$\Delta I_L = \frac{V_{in(\min)} * D}{L * f_s}$$

en donde se tiene que

$$f_s = \frac{V_{in(\min)} * D}{L * \Delta I_L}$$

$$f_s = \frac{12\text{V} * 0.7}{220\mu\text{H} * 1.53\text{A}}$$

$$f_s = 24.95\text{KHz}$$

Se procede ahora con el cálculo del valor mínimo que puede tener el capacitor. Para esto se asume que el valor de ripple máximo  $\Delta V_a$  por acción del capacitor sea de 0.01 voltios, entonces

$$C(\text{min}) = \frac{I_a(\text{max}) * D}{f_s * \Delta V_a}$$
$$C(\text{min}) = \frac{0.1 \text{ A} * 0.7}{25000 \text{ Hz} * 0.01 \text{ V}}$$
$$C(\text{min}) = 280 \mu\text{F}$$

La fuente diseñada no debe ser usada para corrientes mayores a 0.3 amperios, ya que algunos componentes están diseñados para corrientes máximas de 1 amperio. Cabe recordar que para la aplicación específica, la esta fuente de voltaje no suministra corrientes mayores a 10mA para el proceso de electroestimulación.

#### **Hardware:**

**Control de conmutación de las fuentes conmutadas:** Para el diseño de las fuentes conmutadas se implementa el diagrama de la Figura 37, en el cual la etapa de control se realiza por medio del microcontrolador PIC18F2550 de Microchip®.

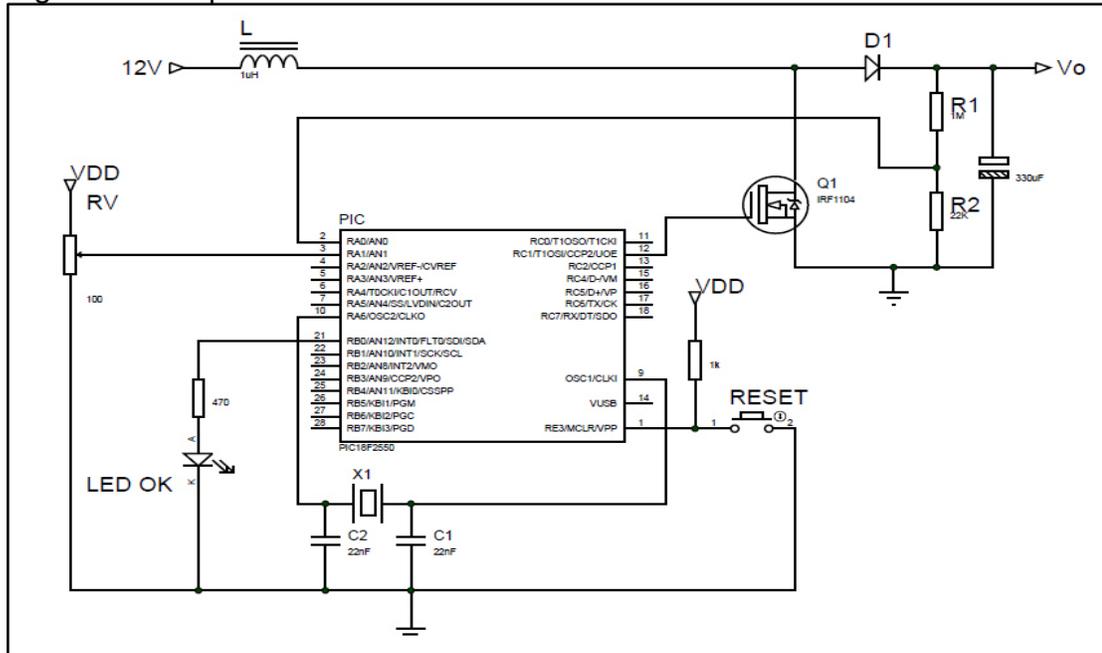
Se utiliza este integrado ya que permite no solo generar la señal PWM que se necesita en la conmutación del transistor del transistor del circuito, sino que también permite llevar a cabo el control electrónico para la determinación del voltaje de salida requerido a través de comparación de voltajes.

**Generación PWM:** El microcontrolador permite la generación de una señal PWM por medio del TIMER2. La señal generada tiene un porcentaje de ciclo útil de 70% y como salida el pin CCP1.

**Lectura y comparación de voltajes:** El control se desarrolla tomando muestras del voltaje de salida y realizando una comparación con un voltaje de referencia proveniente del resistor variable RV de la Figura 37.

La muestra del voltaje de salida es obtenida del divisor de voltaje entre los resistores R1 y R2 del esquema, que aseguran no exceder en ningún momento el voltaje máximo permitido por el puerto análogo del microcontrolador (5 voltios). Por esto el divisor está compuesto por una resistencia de 1M ohm y otra de 22K ohm.

Figura 37. Esquema de fuente conmutada



Elaborado en ISIS Professional de Labcenter Elelctronics® release 7.10 SP0.

Por ejemplo, para un voltaje de salida 220 voltios, el voltaje que llega al pin análogo del microcontrolador es de 4.7 voltios, suficientemente bajo como para que el microcontrolador no sufra daños en sus entradas.

$$(220v * 22k\Omega)/(1M\Omega + 22k\Omega) = 4,7 \text{ Voltios}$$

Una vez las muestras son leídas a través de un puerto análogo, se compara con el voltaje de referencia captado a través de un puerto análogo diferente. Si la muestra leída es superior al voltaje de referencia, se apaga la señal de PWM, interrumpiendo de esta manera la conmutación que carga el circuito elevador.

Para hacer la lectura de los voltajes se utilizan las entradas análogas de los pines AN0 y AN1 del microcontrolador.

**Inductor:** Para el inductor de la Figura 36, se elige un valor de manera arbitraria según lo disponible en el mercado. Este valor es de 220µH. El inductor tiene como características principales su tamaño pequeño, ideal para la fabricación física del módulo y una corriente máxima de operación: 1.1 A

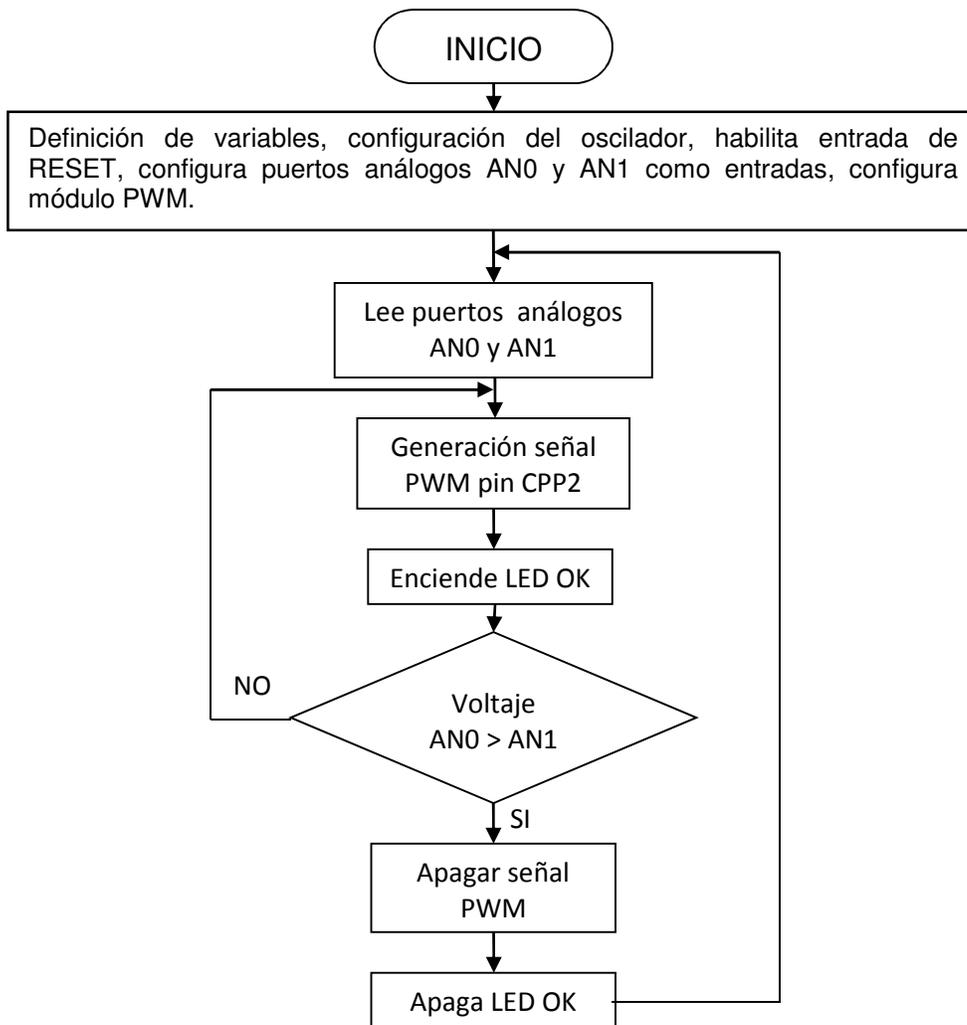
**MOSFET de potencia:** El dispositivo principal de conmutación del elevador de voltaje es el MOSFET FQPF10N60CF canal N, el cual es capaz de soportar entre sus terminales de Drein (D) y Sourse (S) voltajes de hasta 600 voltios.

Estos transistores de potencia proveen una resistencia on – stage minimizada y alto rendimiento de conmutación

**Diode de potencia:** El diodo de potencia empleado para la fabricación de las fuentes conmutadas debe soportar corrientes de hasta 1.1 amperios y una diferencia de potencial entre sus terminales de hasta 300 voltios. Por esto se selecciona el diodo de potencia de propósito general 1N4007 el cual posee características eléctricas deseables para la aplicación de fuentes elevadoras de potencia.

**Programación:** La Figura 38 esquematiza la programación para el PIC18F2550 utilizado en este módulo.

Figura 38. Programación PIC18F2550 para fuentes conmutadas



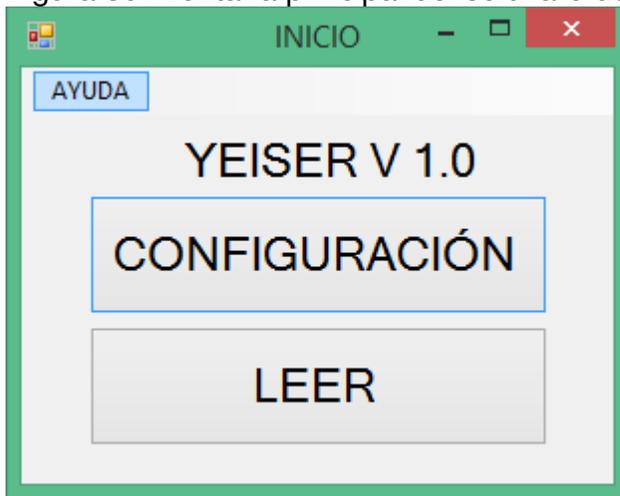
#### 4.3.4 Software.

Desarrollado en el entorno de programación de Microsoft®, Visual Studio 2013. En este software se ingresan caracteres alfanuméricos en forma digital y son enviados al hardware del sistema uno por uno, en tiempos diferentes, de manera que solo un carácter es presentado en el display de electrodos Braille en un momento determinado.

El programa consta de una pantalla inicial, con dos botones centrados para la navegación en el programa.

El botón CONFIGURACIÓN de la Figura 39 abre una interfaz con el mismo nombre, que puede ser utilizada para establecer los parámetros que se deseen en la construcción de la señal de estimulación (frecuencia y ciclo útil).

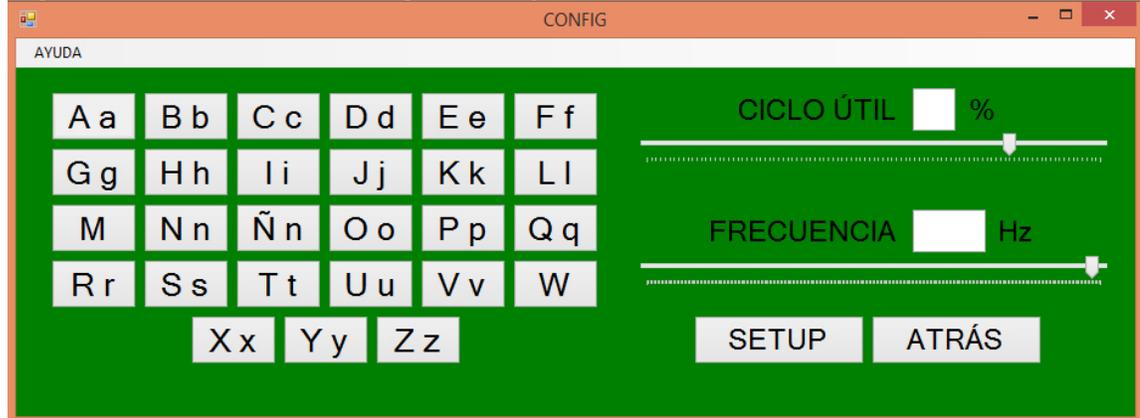
Figura 39. Ventana principal del software del sistema



*Al presionar cualquiera de los botones se abre una ventana diferente.*

Mediante los dos Sliders (barras deslizantes) que se encuentran en la parte derecha de la pantalla en la Figura 40, se pueden variar los parámetros de la señal de estimulación para configurar la forma de onda que mejor provoque una sensación de presión. De igual manera se encuentran botones con las letra que componen el alfabeto latino, que al presionarlos envían el equivalente en código ASCII. Estos caracteres digitales son recibidos por el hardware de sistema, interpretados y traducidos a caracteres táctiles.

Figura 40. Ventana de configuración y entrenamiento



*El color verde del fondo de la ventana indica que el hardware del sistema se encuentra conectado y funciona correctamente.*

El botón SETUP envía al hardware del dispositivo los parámetros de la señal de estimulación según la posición de los sliders. El botón ATRÁS carga la ventana principal del programa.

En la ventana de lectura (Figura 41) se encuentran tres botones y dos cajas de texto. Con el botón CARGAR se puede seleccionar un archivo .txt guardado en cualquier localidad del computador en donde se está ejecutando el programa. Este archivo debe ser de extensión .txt debido a que este tipo de documentos contiene texto plano, de solo caracteres.

El botón BORRAR limpia el texto que ha sido cargado en la caja de texto editable ubicada al lado izquierdo del mismo.

La caja de texto ubicada en la parte inferior indica el carácter que es enviado en un momento determinado y que es mostrado como carácter táctil.

**DLL HID:** Para configurar la comunicación del dispositivo mediante el puerto USB, se utiliza el protocolo de comunicación HID (Human Interface Device). Las librerías de enlace dinámico o dll, como son comúnmente conocidos, son archivos con código ejecutable que carga el sistema operativo cuando él mismo o algún programa lo demanda<sup>46</sup>.

<sup>46</sup> Wikipedia. s.f. [http://es.wikipedia.org/wiki/Biblioteca\\_de\\_enlace\\_din%C3%A1mico](http://es.wikipedia.org/wiki/Biblioteca_de_enlace_din%C3%A1mico).

Figura 41. Ventana de lectura



*El color azul del fondo de la ventana indica que el dispositivo se encuentra desconectado o que su funcionamiento es incorrecto.*

Para lograr la comunicación entre un computador y el microcontrolador del *Módulo de generación de señal base y comunicación USB*, se utiliza la librería *mcHID.dll*, la cual permite una conexión con un microcontrolador sin la necesidad de generar un driver especializado, pues dicha librería provee un driver genérico que facilita de manera considerable la utilización y uso del programa en cualquier computador, evitando configuraciones complicadas, y procesos como la instalación de drivers.

Para la utilización de la librería basta con tenerla almacenada en la misma carpeta del programa, o en la carpeta *system32* del sistema operativo de Windows®. Esta librería provee funciones que permiten la asignación de un identificador ID al dispositivo, un buffer para la recepción y envío de datos, así como cantidad de datos que son enviados<sup>47</sup>.

**Acerca HID:** Los dispositivos HID son muy útiles porque los drivers son generalmente instalados y suministrados con los sistemas operativos modernos. Sin embargo ya que HID es un dispositivo genérico con drivers genéricos, estas son las limitaciones de lo que un dispositivo HID puede hacer:

<sup>47</sup> *Delphiandpic*. s.f. <http://delphiandpic.jimdo.com/delphi-usb-y-herramientas/usb-hid/la-mchid-dll/>.

- Un reporte (mensaje) no puede ser más largo que 255 bytes.(mensaje es diferente a paquete)
- En baja velocidad del dispositivo el máximo tamaño de paquete es 8 bytes.
- A alta velocidad del dispositivo el máximo tamaño del paquete es de 64 bytes.
- En alta velocidad del dispositivo, la tasa máxima de polling es 1 transacción por milisegundo. Esto es 64000 bytes por segundo (64 paquetes de byte cada milisegundo).
- En baja velocidad del dispositivo, la tasa máxima de polling es 1 transacción por 10 milisegundos. Esto es 800 bytes por segundo (8 paquetes de byte cada milisegundo).

**Drivers Windows:** Los drivers USB vienen incluidos con todos los Windows, comenzando con Windows 98 en adelante.

Si se conecta el dispositivo USB y este funciona, una nueva ventana emergente “Found new device” debería aparecer. El instalador de dispositivos Wizard, instala entonces el driver HID automáticamente. Si se conecta el dispositivo USB y no se obtiene este mensaje, entonces no está funcionando o el USB no trabaja correctamente en el computador.

#### 4.4 SECCIÓN DE SALIDAS DEL SISTEMA

Mediante un display de electrodos superficiales de configuraciones específicas, se estimulan los receptores táctiles de la piel en la yema del dedo del usuario, con el fin de provocar sensaciones similares a las producidas por presiones mecánicas superficiales.

##### **Display Braille, matriz de electrodos superficiales**

El display de electrodos representa uno de los elementos principales del sistema, pues es el actuador final en el que implícitamente se evidencia el funcionamiento y trabajo de cada uno de los módulos estructurales del prototipo.

Teniendo como referencia documentos de investigaciones en donde se pone a prueba el concepto de estimulación eléctrica sobre la superficie de la piel, tales como (Kajimoto, Kawakami y Tachi)<sup>48</sup>, (Echenique, Graffigna y Mut)<sup>49</sup>, (Warren, y

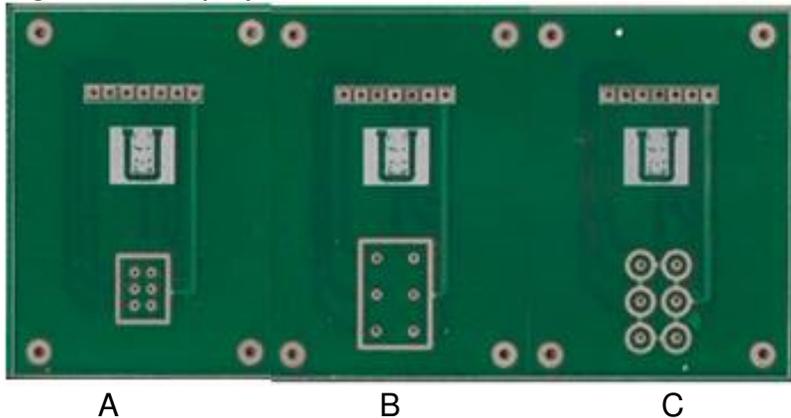
<sup>48</sup> KAJIMOTO, Hiroyuki, KAWAKAMI ,Naoki, MAEDA, Taro, y TACHI ,Susumu. «Tactile feeling display using functional electrical stimulation.» *International Conference on Artificial Reality and Telexistence (ICAT)*, (1999) . p.2. < <http://www.ic-at.org/papers/99107.pdf>> [citado 10 agosto 2015]

<sup>49</sup> ECHENIQUE, Ana María, GRAFFIGNA, Juan Pablo, y MUT ,Vicente. «Selección de parámetros óptimos para la electroestimulación cutánea en personas ciegas.» Editado por J. Folgueras Méndez et al. *V Latin American Congress on Biomedical Engineering CLAIB*. Habana, Cuba, 2011.p.607-610.

otros)<sup>50</sup>, se diseñan diferentes configuraciones de display, en donde se varían las distancias inter - electrodo con un tamaño de electrodo fijo.

El recorrido de la corriente de estimulación a través de la piel de la yema de los dedos, se determina según la polaridad de la onda de estimulación<sup>51</sup>. Por esto, se propone que en las configuraciones fabricadas exista un electrodo de área mayor, el cual actúa como sumidero de señal. Las configuraciones diseñadas se presentan en la Figura 42.

Figura 42. Displays de Electrodo Braille



*Configuraciones de electrodos superficiales con diferentes distancias inter-electrodos. A. 2.5mm con tierra periférica a los seis puntos. B. 6mm con tierra periférica a los seis puntos. C. 6mm con tierra periférica a cada punto.*

Los electrodos son fabricados sobre placas de fibra de vidrio. El material conductor es cobre, por la facilidad y principalmente por costo. El cobre no es el mejor material para usar en estos electrodos porque pueden presentar desgaste a mediano plazo relativamente rápido, pero la facilidad en su fabricación, así como también su costo hacen de éste el material seleccionado. Por otro lado, en cuanto al desgaste, la matriz de electrodos es de fácil reemplazo.

---

<sup>50</sup>WARREN, J.P. BOBICH, L.R. ; SANTELLO, M. ; SWEENEY, J.D. ; TILLERY, S.I.H.. «Receptive Field Characteristics Under Electrotactile Stimulation of the Fingertip.» *IEEE TRANSACTIONS ON NEURAL SYSTEMS AND REHABILITATION ENGINEERING* 16, nº 4 (2008): pag 410 - 415.

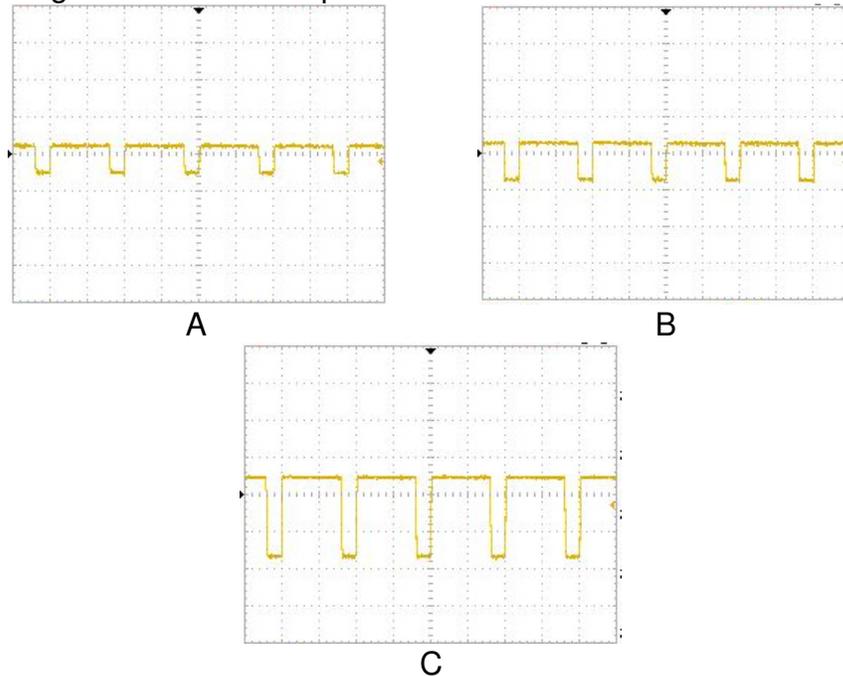
<sup>51</sup>Ara, J. Sun Hee Hwang ; Gon Khang ; Tongjin Song ; Tae Soo Bae ; Sang-Hyug Park. «Effects of the polarity and waveform of the stimulus pulse train on the electrically-elicited pressure sensation.» *IEEE EMBS international Conference on Biomedical Engineering and Sciences*. Langkawi: IEEE, 2012. p.175-179.

## 5. RESULTADOS

### 5.1 FUNCIONAMIENTO DEL HARDWARE DEL SISTEMA

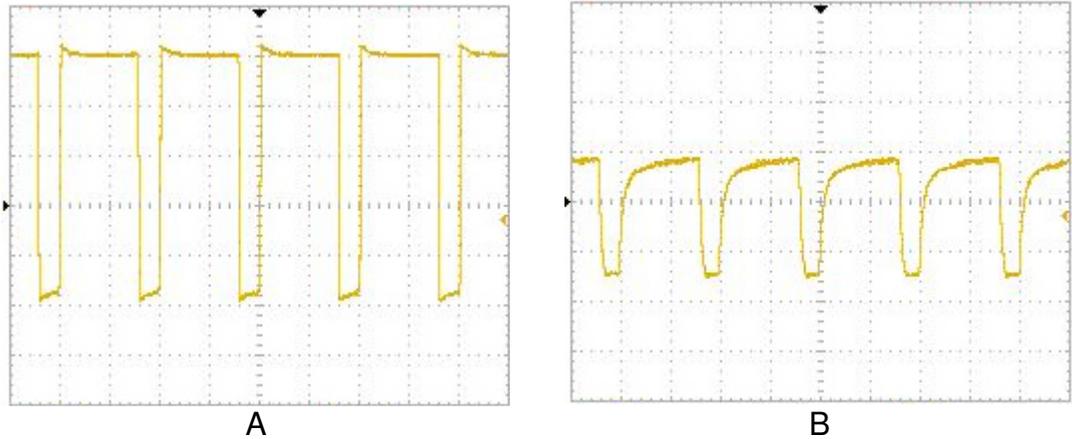
El correcto funcionamiento del hardware del sistema se avalúa de acuerdo a la calidad de la sensación táctil que es generada. Esta sensación táctil es provocada por la interacción de los diferentes módulos que estructuran el sistema. De esta manera, el *Módulo de generación de señal base y comunicación USB* debe generar correctamente la señal de estimulación (Figura 43A, B y C) partiendo de los datos enviados por el Software del sistema; el *Módulo de conversión V – I y conmutación de señal de estimulación* debe generar la señal de estimulación en corriente (Figura 44A y C) y conmutarla correctamente (Figura 45A y B); el *Módulo de alimentación 200V (máx)* debe proporcionar correctamente voltajes por encima de los 120 voltios.

Figura 43. Imágenes de osciloscopio de la señal de estimulación base



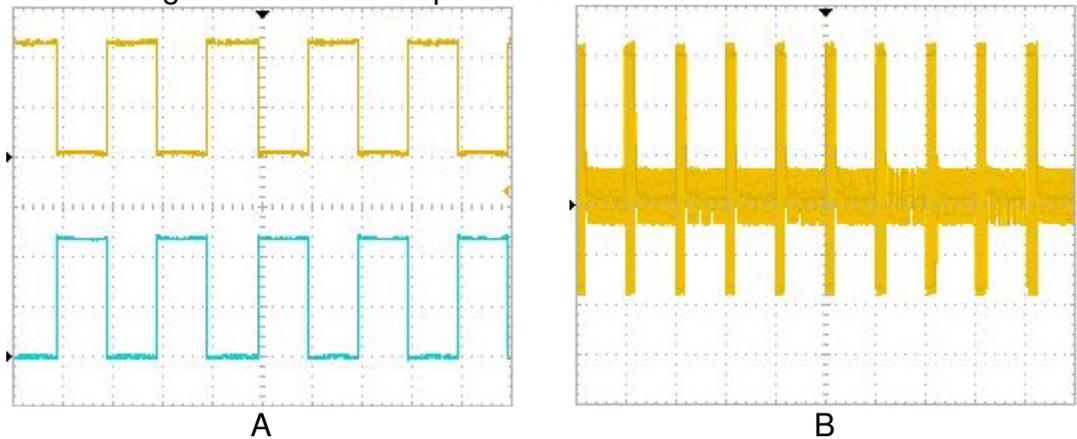
5 Voltios división y  $500\mu\text{s}$  división. Señal de estimulación base con diferentes valores de amplitud. A. Variación de ganancia fina ( $0.8 \cdot V_0$ ). B. Ganancia unitaria ( $1.0 \cdot V_0$ ). C. Ganancia máxima ( $2.0 \cdot V_0$ ). Estos rangos de valores son utilizados para la variación de la intensidad de la sensación provocada por el dispositivo.

Figura 44. Imágenes de osciloscopio de la señal de estimulación en corriente



50 voltios división y  $500\mu\text{s}$  división. A. Señal de estimulación sin el dedo del usuario. B. Señal de estimulación cuando el dedo del usuario es puesto sobre el electrodo Braille. La señal atenuada indica que la alta impedancia de la piel del dedo está presente como parte del circuito (carga).

Figura 45. Imágenes de osciloscopio de conmutación de señal de estimulación



A. Señal de conmutación para un carácter con dos puntos Braille activos, se presenta un desfase entre las dos señales de 5ms; 2 voltios división y 5ms división. B. Señal de estimulación inyectada en un solo punto Braille sin carga, se presenta ausencia de la señal en espacios de tiempo en donde otros electrodos son activados, 50 voltios división y 25ms división.

## 5.2 TEST 1. USUARIO NO INVIDENTE

### **Descripción del usuario.**

Sergio Andrés Perdomo Murcia. Persona sana de 22 años de edad. No presenta discapacidades motoras ni ninguna limitación físico – sensorial.

### **Descripción de la prueba.**

El usuario recibe un entrenamiento previo para la utilización del dispositivo. Se presentan caracteres táctiles mediante la ventana de configuración del software de sistema (Figura 40) mientras identifica los puntos Braille que son activados.

Para el desarrollo del test, la persona es vendada para simular ceguera, esto con el fin de evaluar el funcionamiento del prototipo en condiciones similares a las del usuario invidente (sección 5.3).

Se envían 20 caracteres diferentes, de forma aleatoria para que el usuario identifique cuales puntos están activos y a qué carácter Braille corresponde.

TEST No. 1

30 de Junio de 2015

Esta prueba se realiza para evaluar el funcionamiento del prototipo diseñado en este trabajo. El test consta de 20 caracteres aleatorios en donde el usuario debe expresar cuales puntos Braille percibe como punto estimulado electricamente.

O							I							U						
Ptos	1	2	3	4	5	6	Ptos	1	2	3	4	5	6	Ptos	1	2	3	4	5	6
Ptos Activos	1	0	1	0	1	0	Ptos Activos	0	1	0	1	0	0	Ptos Activos	1	0	1	0	0	1
Ptos Percibidos	✓	✓	✓	X	✓	✓	Ptos Percibidos	X	X	X	X	X	X	Ptos Percibidos	✓	X	✓	✓	✓	✓
% acierto	83.3						% acierto	0.0						% acierto	83.3					
M							K							P						
Ptos	1	2	3	4	5	6	Ptos	1	2	3	4	5	6	Ptos	1	2	3	4	5	6
Ptos Activos	1	0	1	1	0	0	Ptos Activos	1	0	1	0	0	0	Ptos Activos	1	0	1	1	0	0
Ptos Percibidos	✓	X	✓	✓	✓	✓	Ptos Percibidos	✓	✓	✓	✓	✓	✓	Ptos Percibidos	✓	✓	✓	X	✓	✓
% acierto	83.3						% acierto	100.0						% acierto	83.3					
B							E							Q						
Ptos	1	2	3	4	5	6	Ptos	1	2	3	4	5	6	Ptos	1	2	3	4	5	6
Ptos Activos	1	1	0	0	0	0	Ptos Activos	1	0	0	0	1	0	Ptos Activos	1	1	1	1	1	0
Ptos Percibidos	X	✓	X	✓	✓	✓	Ptos Percibidos	✓	✓	✓	✓	✓	X	Ptos Percibidos	✓	✓	✓	✓	✓	✓
% acierto	66.6						% acierto	83.3						% acierto	100.0					
L							T							D						
Ptos	1	2	3	4	5	6	Ptos	1	2	3	4	5	6	Ptos	1	2	3	4	5	6
Ptos Activos	1	1	1	0	0	0	Ptos Activos	0	1	1	1	1	0	Ptos Activos	1	0	0	1	1	0
Ptos Percibidos	✓	✓	✓	✓	✓	✓	Ptos Percibidos	✓	✓	✓	X	✓	X	Ptos Percibidos	✓	X	✓	✓	✓	X
% acierto	100.0						% acierto	66.6						% acierto	66.6					
S							J							H						
Ptos	1	2	3	4	5	6	Ptos	1	2	3	4	5	6	Ptos	1	2	3	4	5	6
Ptos Activos	0	1	1	1	0	0	Ptos Activos	0	1	0	1	1	0	Ptos Activos	1	1	0	0	1	0
Ptos Percibidos	✓	✓	✓	✓	X	✓	Ptos Percibidos	✓	✓	✓	X	✓	X	Ptos Percibidos	✓	X	✓	✓	✓	X
% acierto	83.3						% acierto	66.6						% acierto	83.3					
R							G							X						
Ptos	1	2	3	4	5	6	Ptos	1	2	3	4	5	6	Ptos	1	2	3	4	5	6
Ptos Activos	1	1	1	0	1	0	Ptos Activos	1	1	0	1	1	0	Ptos Activos	1	0	1	1	0	1
Ptos Percibidos	✓	✓	✓	✓	✓	✓	Ptos Percibidos	✓	✓	✓	✓	✓	✓	Ptos Percibidos	X	X	✓	✓	✓	✓
% acierto	100.0						% acierto	100.0						% acierto	66.6					
Z							E													
Ptos	1	2	3	4	5	6	Ptos	1	2	3	4	5	6							
Ptos Activos	1	0	1	0	1	1	Ptos Activos	1	0	0	0	1	0							
Ptos Percibidos	X	X	✓	X	X	✓	Ptos Percibidos	✓	X	✓	✓	X	X							
% acierto	33.3						% acierto	50.0												

Marque con '✓' cuando un punto Braille es percibido y con una 'X' en caso contrario.

Para 'Ptos activos' el número 1 indica un punto activo y el número 0 para uno inactivo.

### **5.3 TEST 2. USUARIO INVIDENTE**

#### **Descripción del usuario.**

Hernando Calderón. Persona invidente de 42 años de edad. Presenta discapacidad visual desde los 37 años.

#### **Descripción de la discapacidad.**

A los 25 años de edad, el usuario presenta problemas de presión alta que afectan sus ojos. Después de un proceso de pérdida gradual del sentido de la visión, a los 37 años, a raíz de una infección ocular, en el mes de abril de 2010 pierde por completo la visión.

#### **Descripción de la prueba.**

El usuario recibe un entrenamiento previo para la utilización del dispositivo. Se presentan caracteres táctiles mediante la ventana de configuración del software de sistema (Figura 40) mientras identifica los puntos Braille que son activados.

Se envían 20 caracteres diferentes, de forma aleatoria, para que el usuario identifique cuales puntos están activados y a qué carácter Braille corresponde.

TEST No. 2

30 de Junio de 2015

Esta prueba se realiza para evaluar el funcionamiento del prototipo diseñado en este trabajo. El test consta de 20 caracteres aleatorios en donde el usuario debe expresar cuales puntos Braille percibe como punto estimulado electricamente.

Z							P							A						
Ptos	1	2	3	4	5	6	Ptos	1	2	3	4	5	6	Ptos	1	2	3	4	5	6
Ptos Activos	1	0	1	0	1	1	Ptos Activos	1	1	1	1	0	0	Ptos Activos	1	0	0	0	0	0
Ptos Percibidos	✓	✓	✓	X	✓	✓	Ptos Percibidos	✓	X	✓	X	X	✓	Ptos Percibidos	✓	X	X	✓	✓	✓
% acierto	83.3						% acierto	60.0						% acierto	66.6					
E							R							G						
Ptos	1	2	3	4	5	6	Ptos	1	2	3	4	5	6	Ptos	1	2	3	4	5	6
Ptos Activos	1	0	0	0	1	0	Ptos Activos	1	1	1	0	1	0	Ptos Activos	1	1	0	1	1	0
Ptos Percibidos	✓	✓	X	✓	✓	✓	Ptos Percibidos	✓	✓	X	X	✓	✓	Ptos Percibidos	✓	✓	X	✓	✓	✓
% acierto	83.3						% acierto	66.6						% acierto	83.3					
F							A							Q						
Ptos	1	2	3	4	5	6	Ptos	1	2	3	4	5	6	Ptos	1	2	3	4	5	6
Ptos Activos	1	1	0	1	0	0	Ptos Activos	1	0	0	0	0	0	Ptos Activos	1	1	1	1	1	0
Ptos Percibidos	✓	✓	✓	✓	✓	✓	Ptos Percibidos	✓	✓	✓	X	✓	✓	Ptos Percibidos	✓	X	X	✓	X	X
% acierto	100.0						% acierto	83.3						% acierto	33.3					
O							I							Y						
Ptos	1	2	3	4	5	6	Ptos	1	2	3	4	5	6	Ptos	1	2	3	4	5	6
Ptos Activos	1	0	1	0	1	0	Ptos Activos	0	1	0	1	0	0	Ptos Activos	1	0	1	1	1	1
Ptos Percibidos	✓	✓	X	✓	✓	✓	Ptos Percibidos	X	X	X	X	X	X	Ptos Percibidos	✓	X	X	✓	✓	X
% acierto	83.3						% acierto	0.0						% acierto	50.0					
B							R							D						
Ptos	1	2	3	4	5	6	Ptos	1	2	3	4	5	6	Ptos	1	2	3	4	5	6
Ptos Activos	1	1	0	0	0	0	Ptos Activos	1	1	1	0	1	0	Ptos Activos	1	0	0	1	1	0
Ptos Percibidos	✓	✓	✓	✓	✓	✓	Ptos Percibidos	✓	✓	✓	✓	X	✓	Ptos Percibidos	✓	✓	X	✓	✓	✓
% acierto	100.0						% acierto	83.3						% acierto	83.3					
S							C							K						
Ptos	1	2	3	4	5	6	Ptos	1	2	3	4	5	6	Ptos	1	2	3	4	5	6
Ptos Activos	0	1	1	1	0	0	Ptos Activos	1	0	0	1	0	0	Ptos Activos	1	0	1	0	0	0
Ptos Percibidos	✓	✓	✓	X	✓	X	Ptos Percibidos	✓	✓	✓	✓	✓	✓	Ptos Percibidos	✓	X	✓	✓	✓	✓
% acierto	66.6						% acierto	100.0						% acierto	83.3					
J							T													
Ptos	1	2	3	4	5	6	Ptos	1	2	3	4	5	6							
Ptos Activos	0	1	0	1	1	0	Ptos Activos	0	1	1	1	1	0							
Ptos Percibidos	X	✓	X	✓	✓	✓	Ptos Percibidos	X	✓	X	✓	X	✓							
% acierto	66.6						% acierto	50.0												

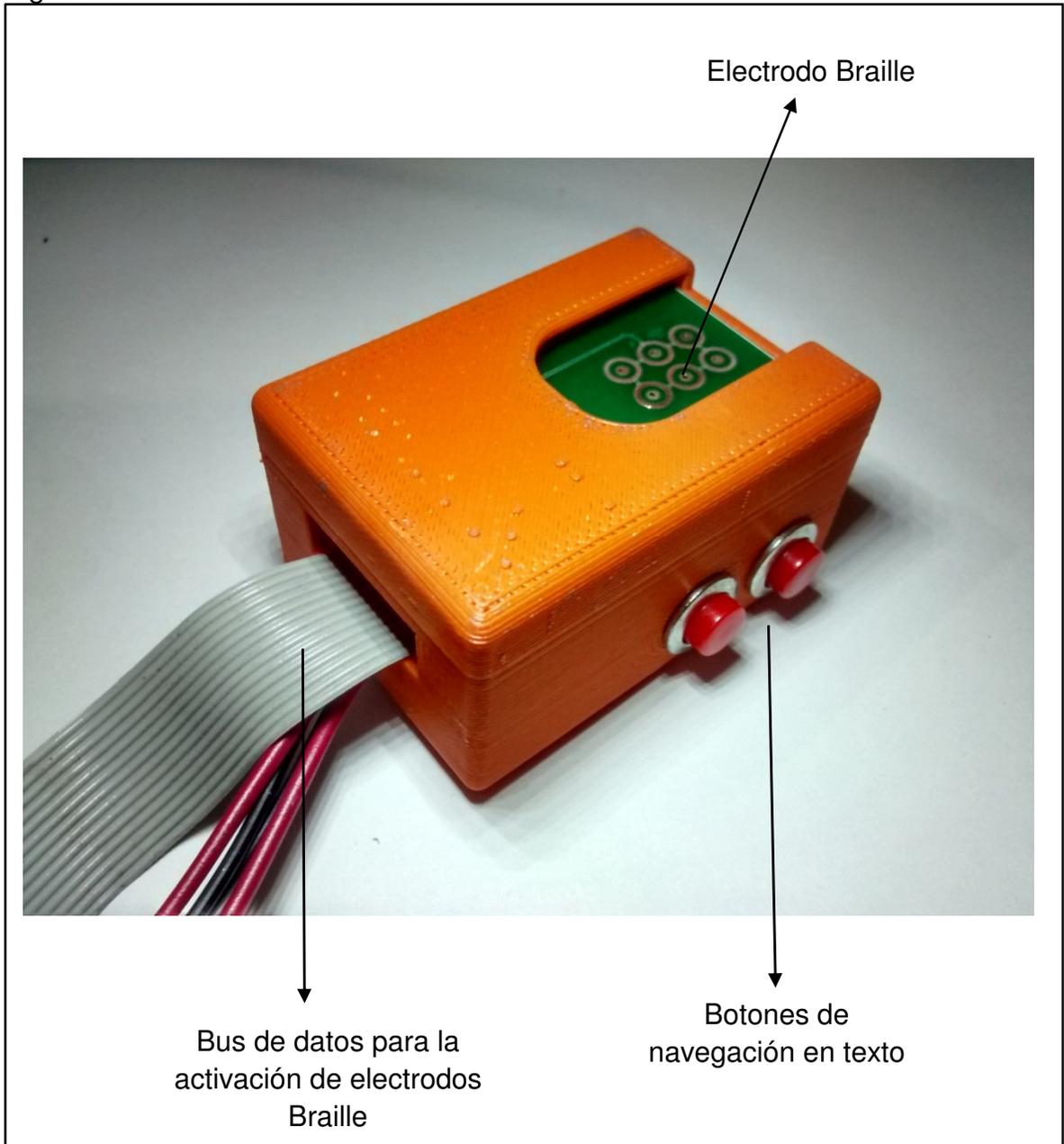
Marque con '✓' cuando un punto Braille es percibido y con una 'X' en caso contrario.

Para 'Ptos activos' el número 1 indica un punto activo y el número 0 para uno inactivo.

#### 5.4 ELECTRODO BRAILLE, MONTAJE FÍSICO

La Figura 46 presenta el montaje de la matriz de electrodos Braille sobre un huellero diseñado para darle soporte. De igual manera se ensamblan dos botones atrás/adelante para la navegación de caracteres de lectura en el sistema.

Figura 46. Huellero - Electrodo Braille



*El huellero da soporte al electrodo Braille para que la persona pueda colocar cómodamente el dedo en la utilización del dispositivo*

## 6. ANÁLISIS DE RESULTADOS

Para la validación del dispositivo se lleva a cabo un test que es aplicado a una persona en situación de discapacidad visual (sección 5.2) y un test aplicado a una persona sana (sección 5.3) que es vendada para la simulación de la ceguera. El test consiste en el envío de 20 caracteres táctiles aleatorios, para los cuales el usuario debe expresar los puntos Braille (Figura 12) en donde se puede percibir una sensación de presión.

Para el inicio de la prueba, se informa claramente al usuario de lo que se realizará, la forma como funciona el dispositivo y la tarea que debe realizar para el desarrollo del test. De igual manera, cada usuario recibe un rápido entrenamiento con el prototipo para la familiarización con el mismo.

### 6.1 ELECTRODO BRAILLE ÓPTIMO

En el proceso de entrenamiento rápido que recibe cada persona previamente al desarrollo del test, se busca, entre otras cosas, que la persona identifique cuál de las tres configuraciones de electrodos (Figura 42) le resulta mejor para identificar un carácter táctil. En este orden de ideas se tiene que:

- Para una persona en situación de discapacidad visual, una configuración de electrodos en donde las distancias inter – electrodo son pequeñas, el grado de comodidad es mayor con respecto a una configuración con distancias amplias. Esto debido a que se presenta mayor similitud a la representación física de caracteres Braille.
- Para una persona sana, una matriz con distancias inter – electrodo amplias representa mayor facilidad para distinguir un punto activo de otro. Esta situación podría deberse a la sensibilidad reducida que puede presentar una persona sana ante estímulos mecánicos o electrocutáneos y a factores como el no estar bien familiarizado con la lectura el sistema de puntos Braille.

### 6.2 PORCENTAJE DE ACIERTO DE PUNTOS Y CARACTERES BRAILLE

El *porcentaje de acierto de puntos* mide el número de puntos que el usuario percibe correctamente, sin fallar la posición en que son ubicados. Corresponde al número de puntos acertados correctamente sobre el número total de puntos que representan una letra en Braille.

Por ejemplo, si una persona expresa correctamente la posición de cuatro puntos, entonces el porcentaje de acierto es de  $4/6 = 0.666 = 66.6\%$ .

El *porcentaje de acierto de un carácter táctil* es consecuencia de la medida anterior, es decir, cuando una persona percibe correctamente la posición de todos los puntos del carácter, por consiguiente la letra Braille es correcta. Si por el contrario, el usuario falla en al menos un punto, entonces el carácter es incorrecto. Este porcentaje es el número de letras Braille percibidas correctamente sobre el número total de caracteres del test.

De esta manera, al analizar los datos recopilados en los test de validación, se presenta un porcentaje de acierto de puntos Braille similar para los dos usuarios del test, mayor al 70 por ciento. Este valor se ve reflejado en el porcentaje de acierto de un carácter táctil, que es del 15% en una persona invidente y del 25% para una persona sana.

Cuadro 7. Porcentaje de acierto de puntos Braille

	Persona invidente	Persona no invidente
%	70.805	74.97

*En el cuadro se observa el porcentaje de acierto correspondiente a los puntos de una letra Braille en los test.*

Cuadro 8. Porcentaje de acierto de caracteres Táctiles

	Persona invidente	Persona no invidente
%	15	25

*En el cuadro se observa el porcentaje de acierto correspondiente a los caracteres Braille en los test.*

### 6.3 SENSACIONES FALSAS

En el test realizado con la persona invidente, un patrón común encontrado es la sensación de puntos táctiles en donde no se presenta estimulación alguna. Lo anterior podría estar ocurriendo debido de las distancias inter – electrodo reducidas y a la forma de la distribución de campo eléctrico de acuerdo a la configuración electrodo fuente – sumidero (Figura 42). Podría asumirse entonces que la utilización de un electrodo concéntrico (Figura 42C) presenta sensaciones más precisas con respecto a una configuración de electrodo no concéntrico (Figura 42A, B). En esta última configuración, las corrientes pueden tomar diferentes direcciones en su recorrido hacia o desde el electrodo que funciona como tierra.

También se puede observar que cuando la estimulación es muy fuerte, la sensación de área estimulada aumenta, haciendo que la percepción de los puntos pueda llegar a sobreponerse entre ellos, lo cual lleva a interpretaciones erróneas.

## **6.4 LOCALIZACIÓN**

Un factor relevante en la lectura errónea de los puntos, y por ende en la mala interpretación de un carácter táctil, es la localización física de los electrodos superficiales.

El electrodo de electroestimulación es una superficie lo suficientemente lisa como para no distinguir correctamente la asignación numérica de los puntos Braille. El usuario al no observar en donde tiene ubicado su dedo, le puede resultar complicado determinar a cuál de los puntos Braille corresponde la estimulación.

Esta situación se presenta en ambos usuarios, siendo algo recurrente. En algunas ocasiones los puntos leídos son correctos, pero no la posición en la que el usuario los asigna. Es por esto que para futuros trabajos se ve necesario la ubicación de al menos un punto físico en relieve que sirva como referencia para la ubicación de los puntos Braille.

Lo anterior hace pensar que los bajos porcentajes en el acierto de un carácter táctil, para ambos usuarios, se pueden optimizar si se mejora el porcentaje de acierto de puntos Braille.

## **6.5 ENTRENAMIENTO**

Para la correcta utilización de una nueva tecnología en cualquier individuo, es necesaria una etapa de adaptación y aprendizaje en la cual el usuario se familiarice con el dispositivo, realizando un proceso de reconocimiento y preparación que le permita un adecuado uso de éste.

Por esta razón, para mayor éxito en el uso del prototipo experimental desarrollado, inherentemente es necesario un entrenamiento previo que garantice la correcta interpretación de los caracteres táctiles presentados por electroestimulación.

## 7. CONCLUSIONES

- La sensibilidad y la respuesta a la electroestimulación varían de persona a persona de manera considerable. La estructura del tejido cutáneo influye en factores inmersos dentro del proceso de estimulación eléctrica como la impedancia de la piel, que representa una variable importante a la hora de provocar sensaciones táctiles a través de corrientes y voltajes eléctricos constantes. Como la estructura cutánea de cada persona es diferente, una persona determinada puede necesitar perfiles de estimulación diferentes a las utilizadas por otra persona.
- La configuración de electrodos superficiales utilizada para la presentación de un carácter táctil, representa un factor importante en la efectividad de un dispositivo como el desarrollado en este trabajo. Específicamente, las líneas de campo eléctrico generadas en el tejido cutáneo por la inyección de corrientes, son las que realmente estimulan las diferentes unidades nerviosas. De esta manera, se asume que una sensación táctil provocada será levemente diferente para las distintas configuraciones propuestas en este trabajo (Figura 42).
- Personas que presentan ceguera desde edades tempranas, son de manera considerable más sensibles a la electroestimulación que aquellas que llevan menos tiempo con la discapacidad. Mientras un rango de corrientes y voltajes de estimulación apenas provocan sensaciones táctiles leves para una persona con discapacidad reciente, este mismo rango puede generar molestias e incluso sensaciones de dolor a una persona con discapacidad visual prematura. Esta situación a menudo evidencia implícitamente la necesidad modificar o adaptar los dispositivos electroestimuladores para satisfacer las necesidades individuales de cada usuario.
- Para la efectividad en la utilización de dispositivos basados en estimulación eléctrica, cuales quiera sea su aplicación, se hace necesario de un proceso previo de entrenamiento que facilite la adaptación y mayor facilidad en la interpretación de la información presentada en una matriz de electrodos superficiales.
- Para optimizar los porcentajes de acierto de un carácter táctil basta con mejorar la capacidad del usuario para la localización de los puntos Braille que son activados en la matriz de electrodos de estimulación eléctrica.

## 8. RECOMENDACIONES

- **SISTEMA DE ALIMENTACIÓN D.C:** Desarrollar un sistema de alimentación que sea independiente de la red eléctrica pública, para sustituir el banco de transformadores utilizado en el desarrollo de este proyecto por un sistema de baterías, que brinde portabilidad al mejorar el tamaño y peso del dispositivo.
- **MÓDULO DE SENSADO DE VARIABLES:** Diseñar un módulo adicional que permita el monitoreo de las distintas variables inmersas dentro del proceso de electroestimulación, como son impedancia de la piel, valores de voltajes y valores de corrientes de estimulación.
- **LOCALIZACIÓN DE PUNTOS BRAILLE:** Idear una forma de relieve que permita al usuario ubicar de manera cómoda y acertada los puntos activos sobre el display de electrodos Braille, con el fin de optimizar el porcentaje de acierto en el uso del dispositivo.
- **MATERIAL DE FABRICACIÓN DE ELECTRODOS:** Se recomienda experimentar con diferentes materiales conductivos para la fabricación de los electrodos superficiales, que mejoren aspectos como el deterioro y la conductividad sobre la piel, entre otros.
- **ENTRENAMIENTO:** Para la mejor utilización del dispositivo diseñado en este trabajo, y para futuros desarrollos, se recomienda que el usuario reciba una etapa previa de entrenamiento para que se adecue y familiarice a las sensaciones provocadas por electroestimulación.

## BIBLIOGRAFÍA

Ara, Jawshan, Sun Hee Hwang, Gon Khang, Tongjin Song, Tae So Bae, y Sang-Hyug Park. «Effects of the polarity and waveform of the stimulus pulse train on the electrically-elicited pressure sensation.» *IEEE EMBS international Conference on Biomedical Engineering and Sciences*. Langkawi: IEEE, 2012. 175-179.

DANE, DEPARTAMENTO ADMINISTRATIVO NACIONAL DE ESTADÍSTICA. *CENSO GENERAL 2005*. Bogota D.C, 2005.

*Delphiandpic*. s.f. <http://delphiandpic.jimdo.com/delphi-usb-y-herramientas/usb-hid/la-mchid-dll/>.

Durand, D. M. «"Electric Stimulation of Excitable Tissue." *The Biomedical Engineering Handbook*.» Boca Raton: CRC Press LLC, 2000.

ECHENIQUE, Ana María, GRAFFIGNA, Juan Pablo, y MUT, Vicente. «Selección de parámetros óptimos para la electroestimulación cutánea en personas ciegas.» Editado por J. Folgueras Méndez et al. *V Latin American Congress on Biomedical Engineering CLAIB*. Habana, Cuba, 2011. p. 607-610.

Education, Georgia Department of. *Georgia Project for Assistive Technology*. 2014. <http://www.gpat.org/Georgia-Project-for-Assistive-Technology/Pages/default.aspx>.

GAMBOA QUESADA, José Luis . «Escuela de Ingeniería Eléctrica. Universidad de Costa Rica.» Julio de 2008. <http://eie.ucr.ac.cr/uploads/file/proybach/pb0820t.pdf>.

GARCÍA I., José Horacio . *CENTRO UNIVERSITARIO DE CIENCIAS EXACTAS E INGENIERIAS, CUCEI. UNIVERSIDAD DE GUADALAJARA*. s.f. <http://proton.ucting.udg.mx/~horacioh/optoacopladores.htm>.

«Glencoe.» s.f. [http://glencoe.mheducation.com/sites/dl/free/0078901359/594902/AAT\\_v4.pdf](http://glencoe.mheducation.com/sites/dl/free/0078901359/594902/AAT_v4.pdf).

GONZÁLES, Clara Inés, y GÓMEZ, Julio César. *Información estadística de la discapacidad*. Colombia: Departamento Administrativo Nacional de Estadística, DANE, 2004.

GRIMES, S. «Skin impedance and electro-osmosis in the human epidermis.» *Medical & Biomedical Engineering & Computing*, Noviembre 1983: p. 739-749.

GUYTON, Arthur C., y HALL, John E. *Tratado de la Fisiología médica*. 11. Elsevier, 2006.

HAYASHI, Kouki, y NINJOUJI ,Takashi. «Two - point discrimination threshold as a function of frequency and polarity at fingertip by electrical stimulation.» *Proceedings of 26th Annual International Conference of IEEE EMBS*. San Francisco, CA, USA: IEEE, 2004. p.4256 - 4259.

HERSH, Marion A, y JOHNSON ,Michael A. *Assistive Technology for Visual Impaired and Blind People*. London: Uk, 2008.

HIGASHIYAMA , Atsuki, y HAYASHI ,Mamoru. «Localization of electrocutaneous stimuli on the fingers and forearm: Effects of electrode configuration and body axis.» Editado por Psychonomic Society. *Perception & Psychophysics*, 1993: p.108-120.

IBM, (International Business Machines). *Technology and persons with disabilities*. Atlanta: IBM Corporate Support Programs, 1991.

Instruments, Texas. «Basic Calculation of a Boost Converter's Power Stage.» *Application Report*. 2014. <http://www.ti.com/lit/an/slva372c/slva372c.pdf>.

KAJIMOTO, Hiroyuki, KAWAKAMI ,Naoki, MAEDA ,Taro, y TACHI ,Susumu. «Tactile feeling display using functional electrical stimulation.» *International Conference on Artificial Reality and Telexistence (ICAT)*, 1999: 8 pág.

KAJIMOTO, Hiroyuki, KAWAKAMI ,Naoki, y TACHI ,Susumu. «Psychophysical evaluation of receptor selectivity in electro-tactile display.» *Proceeding of 13th International Symposium on Measurement and Control in Robotics (ISMCR)*. 1999. p.83-86.

KAJIMOTO, Hiroyuki, KAWAKAMI ,Naoki, y TACHI ,Susumu. «Electro-tactile display with tactile primary color approach.» *International Conference on Intelligent Robots and Systems(IROS2004)*. Sendai, Tokyo, 1999.10pág

KAJIMOTO, Hiroyuki, KAWAKAMI ,Naoki, y TACHI ,Susumu.«Optimal Designing Method for Selective Nerve Stimulation and Its Application to Electrocutaneous Display.» *Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems (2002)* p.303 – 310

KATSUNARI Sato, y TACHI ,Susumu. «Design of Electrotactile Stimulation to Represent.» *IEEE Haptics Symposium 2010*. Massachusetts, USA : IEEE, 2012. p. 121-128.

KAXZMAREK, Kurt A., y WEBSTER, John G.. «Voltage-Current characteristics of the electrotactile skin-electrode interface.» *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE. Med. Biol. Soc* 11 (1989):p. 1526-1527.

King, T. W. *Assistive technology: Essential human factors*. . Boston: MA: Allyn & Bacon, 1999.

KURT A. Kacz, arek & WEBSTER ,John G. «Voltage-Current characteristics of the electrotactile skin-electrode interface.» *Proc. Annu. Int. IEEE Eng. Biol. Soc.* 11 (1989): p.1526-1527.

MASON, James L., y MACKAY ,Neilson A. M.. «Pain Sensation Associated with Electrocutaneous Stimulation.» *IEEE Transactions on Biomedical Engineering BME*, nº 5 (Septiembre 1976): 405-409.

MCNEAL, Donald R. «Analysis of a Model for Excitation of Myelinated Nerve.» *IEEE Transactions on Biomedical Engineering BME-23*, nº 4 (JULIO 1976): 329 - 337.

Mehdi Khosrow-Pour . *Encyclopedia of Information Science and Technology*. Vol. 1. 8 vols. 2009.

NILSON, James W, y RIEDEL, Susan A . *Circuitos electrónicos* . 7. Madrid (España): PEARSON PRENTICE HALL, 2005.

P. Warren, Jay, Lissa R. Bobich, Marco Santello , James D. Sweeney, y Stephen I. Helms. «Receptive field characteristics under electrotactile stimulation of the fingertip.» Editado por IEEE. *IEEE TRANSACTIONS ON NEURAL SYSTEMS AND REHABILITATION ENGINEERING* 16, nº 4 (Agosto 2008) p.410 - 415.

RASHID, Muhammad H. *Electrónica de Potencia. Circuitos, dispositivos y aplicaciones*. 3. Mexico D.F: PEARSON EDUCATION, 2004.

RETTAY, Frank, y ABERHAN , Matthias. «Modeling axon membranes for functional electrical stimulation.» *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING* 40, nº 12 (December 1993) p.1201-1209.

ROLLMAN, Gary B. «Electrocutaneous Stimulation.» *Conference on vibrotactile communications* . Austin, Tex.: F. A Geldard, (1974). p.37-51.

RUBINSTEIN, J. T., y SPELMAN ,F. A. «Analytical theory for extracellular electrical stimulation of nerve with focal electrodes I.» *Biophys. J. - Biophysical Society* 54 (1988): p.975-981.

SEDRA, Abel S. , y SMITH ,Kenneth C.. *CIRCUITOS MICROELECTRÓNICOS*. 4. Traducido por Jorge Humberto Romo Muñoz y Eduardo Ramirez Grycuk. OXFORD UNIVERSITY PRESS, 2002.

SWAIN, J., S. FRENCH , Y C. CAMERON. *Controversial Issues in a Disabling Society*. Buckingham, UK: Open University Press, 2003.

VALLBO, A. B., y R. S. JOHANSSON. «Properties of cutaneous mechanoreceptors in the human hand related to touch sensation.» *Human Neurobiology* (Springer-Verlag), 1984: 3-14.

Warren , Jay P, Lisa R Bobich, Marco Santello, James D Sweeney, y Stephen I Helms Tillery. «Receptive Field Characteristics Under Electrotactile Stimulation of the Fingertip.» *IEEE TRANSACTIONS ON NEURAL SYSTEMS AND REHABILITATION ENGINEERING* 16, nº 4 (2008): 410 - 415.

Webster. *Webster's new world dictionary of American language*. New York: Warner Books, 1984.

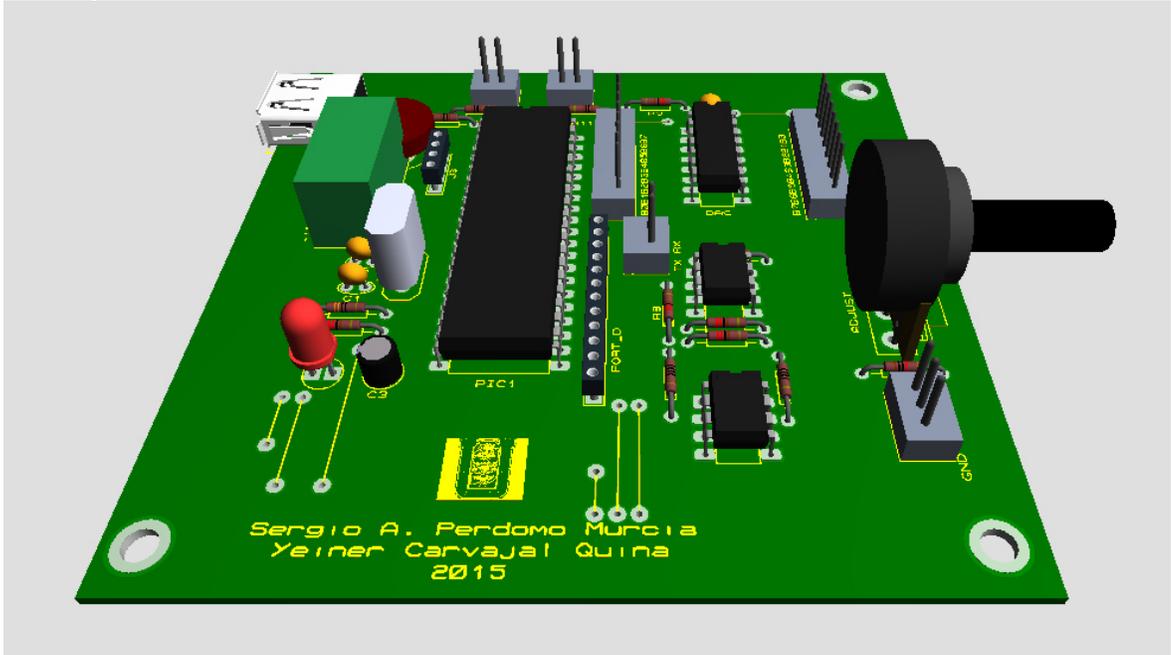
WENDT, Oliver, QUIST, Raymond W. y LLOYD, Lyle L. *Assistive Techonology: Principles and Aplications for Comunication Disorders ans Special Education*. UK: Emerald Group Publishing Limited, 2011.

*Wikipedia*. s.f. [http://es.wikipedia.org/wiki/Biblioteca\\_de\\_enlace\\_din%C3%A1mico](http://es.wikipedia.org/wiki/Biblioteca_de_enlace_din%C3%A1mico).

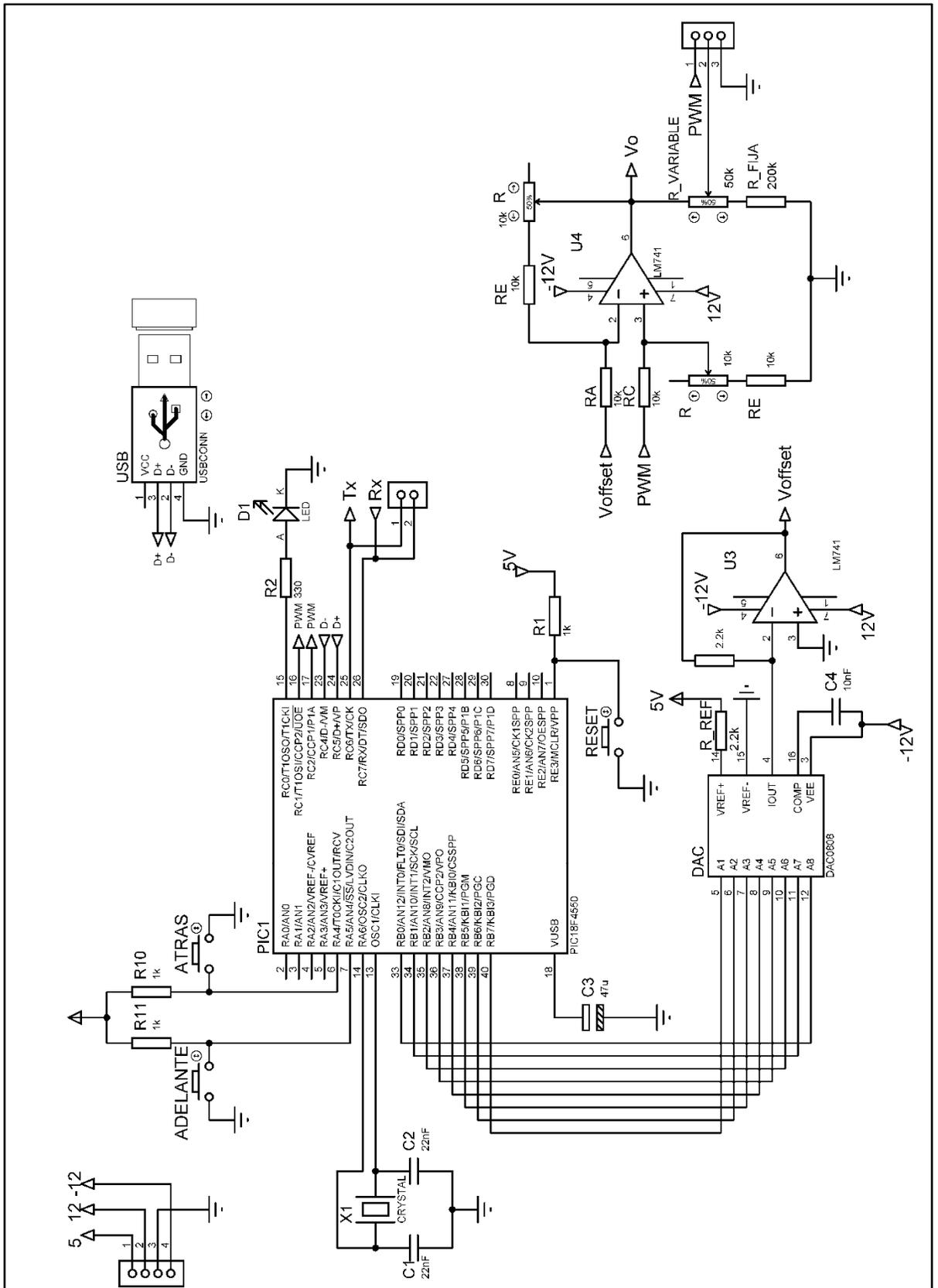
## ANEXOS

### ANEXO A. Módulo de generación de señal base y comunicación USB (Esquema)

#### Montaje físico

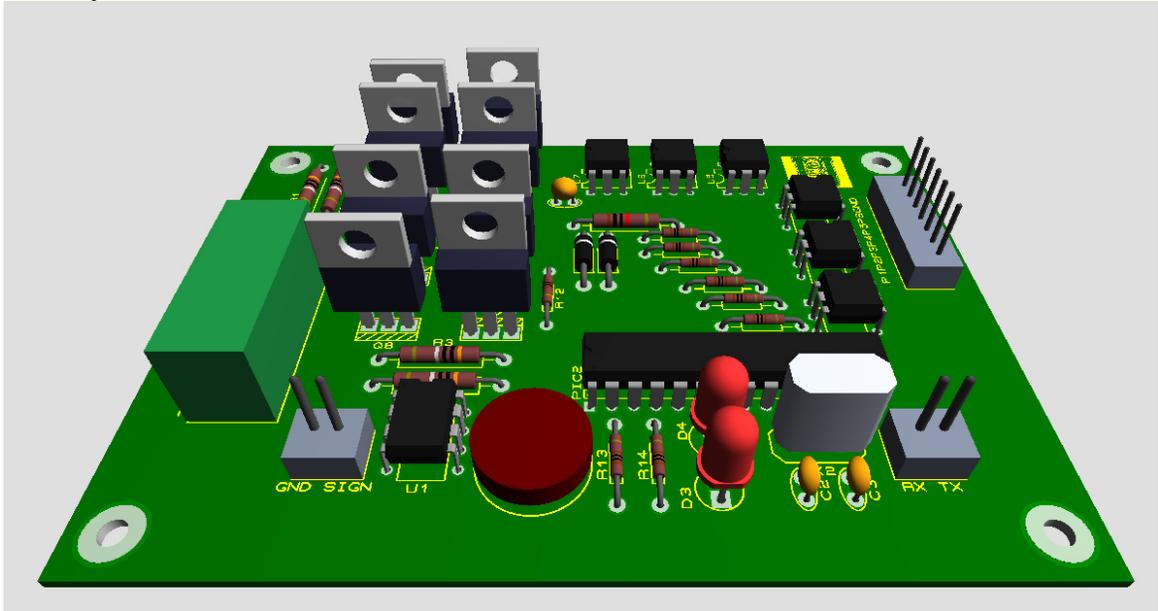


Visualización 3D. ARES Professional, LabCenter Electronics Release 7.10SP0

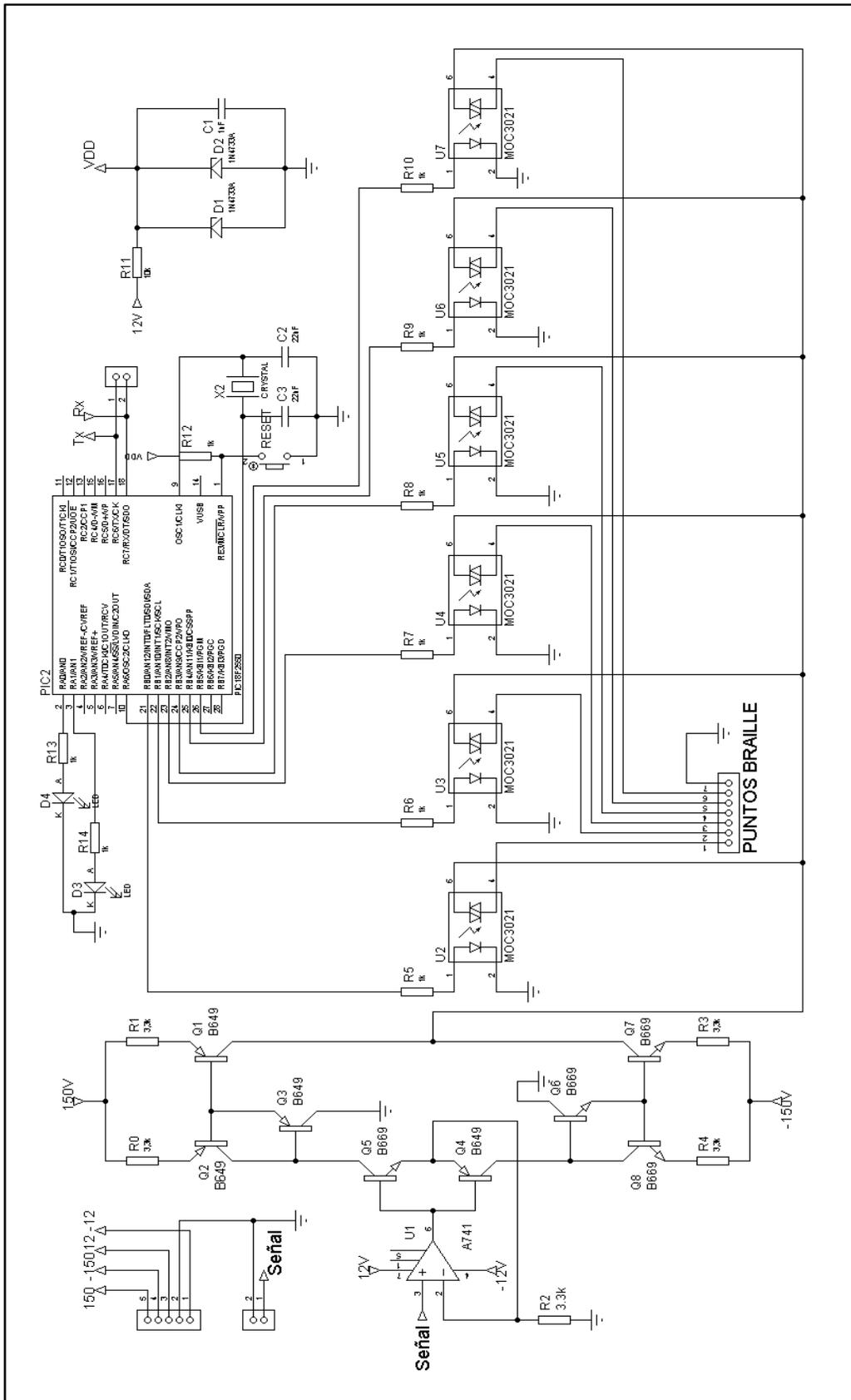


ANEXO B. Módulo de conversión V – I y conmutación de señal de estimulación  
(Esquema)

Montaje físico

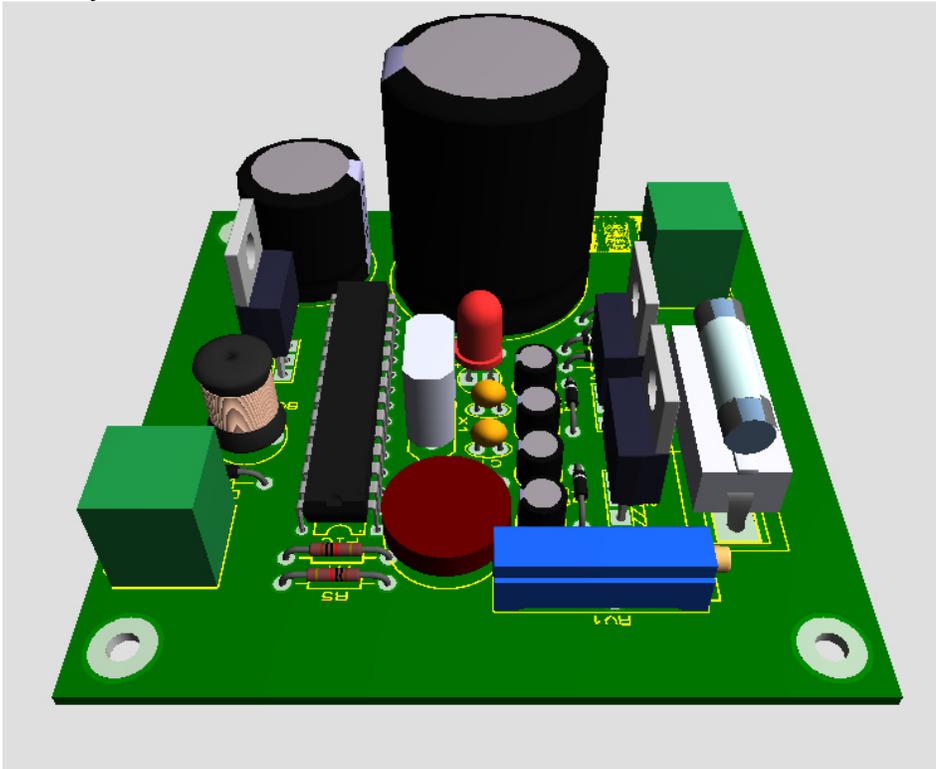


Visualización 3D. ARES Professional, LabCenter Electronics Release 7.10SP0

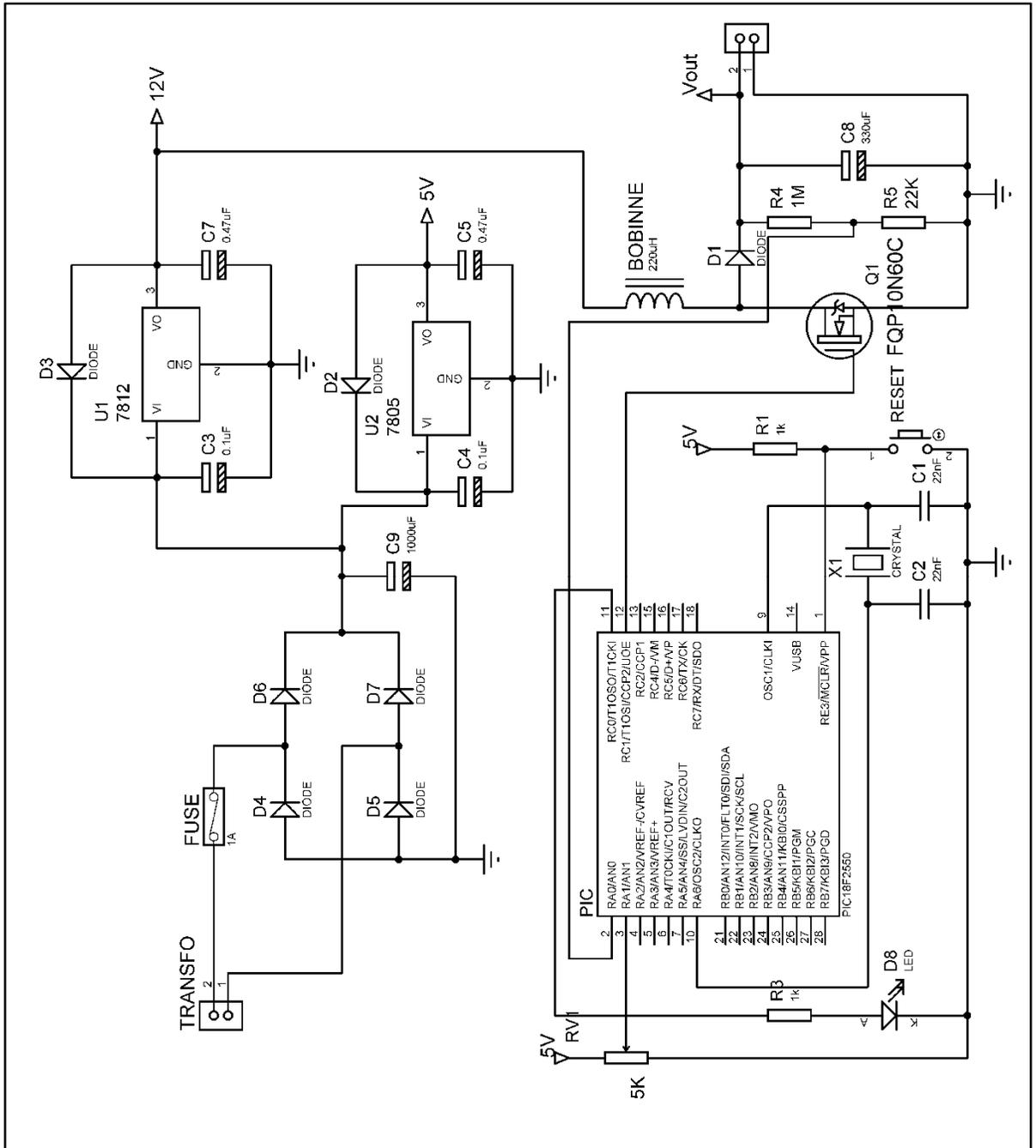


## ANEXO C. Módulo de alimentación 200V (Esquema)

Montaje físico

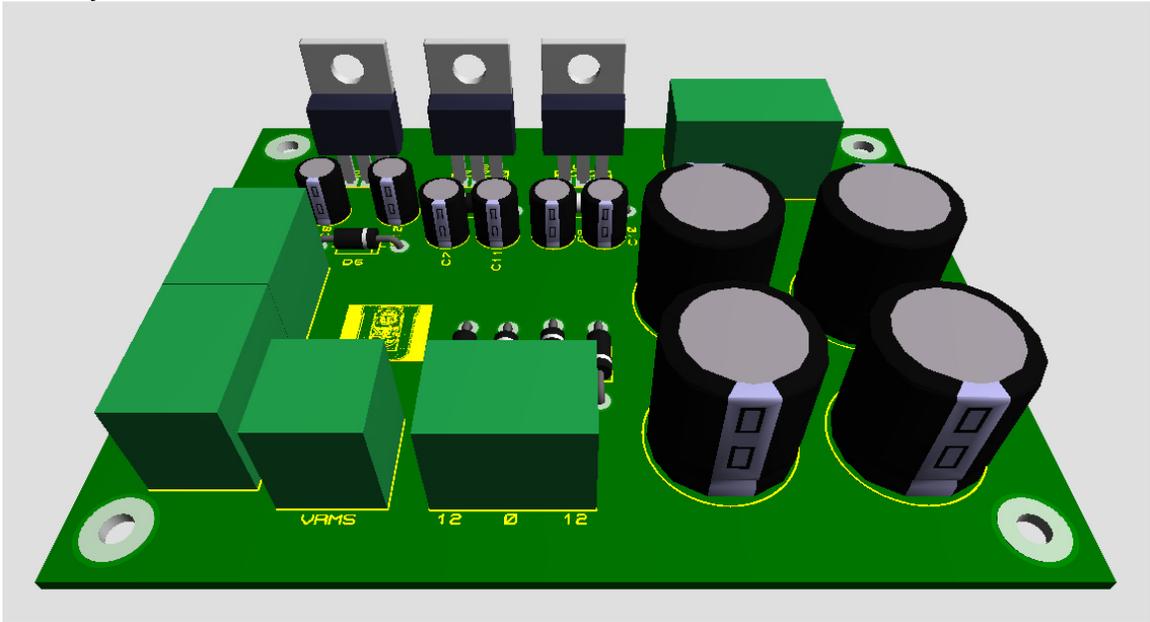


Visualización 3D. ARES Professional, LabCenter Electronics Release 7.10SP0



## ANEXO D. Módulo de alimentación general (Esquema)

Montaje físico



Visualización 3D. ARES Professional, LabCenter Electronics Release 7.10SP0

