



**CENTRO DE INVESTIGACIÓN Y DE ESTUDIOS AVANZADOS  
DEL INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL**

UNIDAD ZACATENCO  
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELÉCTRICA  
SECCIÓN DE BIOELECTRÓNICA

Electroestimulador de seis canales para el tratamiento de la vejiga  
neurogénica

**Tesis que presenta**

Pedro David Alonso Serrano

**para obtener el grado de**

**Maestro en Ciencias**

**en la Especialidad de**

Ingeniería Eléctrica

**Director de la Tesis:** Dr. Arturo Minor Martínez

México, D.F.

Febrero, 2015

## DEDICATORIA

*Toda tecnología lo suficientemente avanzada es indistinguible de la magia<sup>1</sup>. La ciencia es la posesión absoluta y completa de la verdad<sup>2</sup>; el hombre encuentra a Dios detrás de cada puerta que la ciencia logra abrir<sup>3</sup>.*

A mis padres

---

<sup>1</sup> Arthur Clarke

<sup>2</sup> Eliphas Levi

<sup>3</sup> Albert Einstein

## **Agradecimientos**

En primer lugar doy gracias a Dios, por haberme permitido vivir esta experiencia que además de brindarme conocimiento científico y tecnológico ha sido un escalón que me acerca más al servicio en esta Gran Obra. Así mismo doy infinitas gracias a todos mis Maestros que desde siempre me han asistido, como en éste trabajo que con gran devoción y para el servicio a las personas ha sido hecho. Gracias a mis padres Patricio Alonso Ramírez y Consuelo Ángela Serrano Galindo, los amo con todo mi ser y les agradezco con profundo amor todo lo que por mi han hecho y hacen, gracias por motivarme a estudiar esta maestría, de ella cosecharemos frutos exquisitos y succulentos pues es un trabajo que juntos hemos realizado. A mis hermanos Aurelio Jesús Alonso Serrano y Patricio Alonso Serrano y sus familias, también los amo entrañablemente, gracias por fortalecerme en los momentos en que pensaba en renunciar a éste trabajo, son como siempre base de todos nuestros éxitos. A ustedes abuelitos Raymundo Alonso Rocha y Hermelinda Ramírez Reynoso por la humildad y humanidad que nos enseñan, por iniciarnos en el mundo verdadero; a ustedes abuelitos Jesús Serrano Monroy y Leonor Serrano Pliego por la tenacidad y valentía que nos inculcaron. En general, agradezco a toda mi familia Alonso Ramírez y Serrano Galindo, porque formo parte de ambas y de ambas he aprendido invaluable experiencias y conocimientos para crecimiento personal y profesional. Gracias al Maestro Erick So'Ham por las enseñanzas y apoyo que me brinda y ha brindado.

Gracias al doctor Arturo Minor Martínez por darme su apoyo a lo largo de todo este proceso y más aún en el momento crítico al inicio de esta maestría, al aceptarme en su laboratorio, admitiendo las inesperadas consecuencias cualesquiera que estas fueran, sólo espero haber correspondido debidamente con este trabajo. En este sentido agradezco también al Dr. David Elías Viñas a Paty Peña Rivero y a Roció Cruz Peña quienes fueron el medio para formar parte de este gran equipo. Gracias al Dr. Ricardo Ordorica y su equipo por la invaluable ayuda y flexibilidad para realizar las pruebas de campo.

A mis estimados amigos universitarios y politécnicos, pues sin su ayuda simplemente no hubiese podido obtener este grado: Rodrigo Mora Martínez, Daniel Hernández Rivera, Bernardo Flores Ramírez, José Ernesto Pliego Sánchez y José Vázquez Martínez, a todos ustedes gracias sinceras. De igual forma agradezco a mis compañeros de laboratorio, Manuel Alejandro Pineda Delgado, Ricardo Mejía Iñigo, José Gabriel Vázquez López y Fernando

Pérez Escamirosa; a la invaluable ayuda y amistad del Ing. José Rodolfo Rosas Ortíz y del Ing. Irwin Rosales García, cada uno de ustedes tiene aporte en este trabajo. Y a todos aquellos que me han ayudado para hacer esto posible y no han sido mencionados, muchas gracias. La lista sería enorme.

Finalmente agradezco al Conacyt y al Cinvestav por el apoyo indispensable que me han dado para poder estudiar esta maestría. Pondré siempre en alto ambos nombres en cualquier lugar dónde me encuentre.

## Contenido

Resumen .....	1
Abstract.....	2
1. Introducción .....	3
1.1 Planteamiento del problema.....	3
1.2 Justificación .....	5
1.3 Objetivo general.....	6
1.4 Objetivos específicos .....	6
1.5 Estructura de la tesis .....	7
2. Antecedentes .....	8
2.1 Aparato urinario .....	8
2.2 Anatomía y Fisiología de la vejiga .....	11
2.2.1 Inervación de la vejiga.....	12
2.2.2 Transporte de orina desde el riñón hasta los uréteres y la vejiga .....	13
2.2.3 Llenado de la vejiga.....	14
2.2.4 Reflejo miccional.....	15
2.2.5 Facilitación o inhibición de la micción por el encéfalo.....	16
2.3 Alteraciones de la función vesical .....	17
2.3.1 Obstrucción y estasis urinarias .....	17
2.3.2 Vejiga neurogénica.....	18
2.3.3 Incontinencia urinaria .....	21
2.4 Estimulación eléctrica y vejiga .....	22
2.4.1 Antecedentes históricos .....	22
2.4.2 Estado del arte .....	24
3. Desarrollo .....	26

3.1	Consideraciones generales de diseño.....	26
3.1.1	Consideraciones del tipo de estímulo.....	27
3.1.2	Método de control de la energía inyectada.....	27
3.1.3	Formas de onda y características físicas del estímulo.....	28
3.2	Módulos del electroestimulador.....	32
3.2.1	Descripción general.....	32
3.2.2	Interfaz gráfica de usuario.....	33
3.2.2.1	Botón de inicio–finde comunicación, selección de canales y menú de ondas.....	34
3.2.2.2	Ventanas de texto.....	36
3.2.2.3	Botón de inicio y fin de estimulación.....	38
3.2.2.4	Ajuste de valores.....	39
3.2.3	Electrónica digital.....	41
3.2.3.1	Algoritmo del microcontrolador.....	41
3.2.3.2	Configuración del bluetooth y de los convertidores digital-analógicos.....	45
3.2.4	Electrónica analógica.....	46
4.	Pruebas y Resultados.....	52
5.	Discusión.....	57
6.	Conclusiones y perspectivas.....	59
	Referencias.....	61
	Apéndices.....	63
	Hoja de datosATMEGA2560.....	63
	Hoja de comandos de configuración JYMCU HC-05.....	64
	Hoja de datos PCF8591.....	65
	Programa de la interfaz de usuario.....	66
	Programa del microcontrolador.....	88
	Diagramas electrónicos.....	104

## **Resumen**

Las afectaciones de la vejiga son generalmente minimizadas por las instituciones de salud, sin embargo, a pesar de ser en apariencia un mal menor puede desencadenar malestares tales como: infecciones urinarias, reflujo vesicoureteral, hidronefrosis, litiasis renal y enfermedad renal crónica [1].

Por otra parte, los tratamientos usados convencionalmente en ocasiones no resultan favorables, ya sea por la intolerancia al fármaco o por las molestias que provoca el uso de catéteres, es por ello que se plantea la electroestimulación como una alternativa en el tratamiento de esta enfermedad. Diversos trabajos han reportado que la estimulación eléctrica genera condiciones de mejora [2].

El presente proyecto consiste en la realización y prueba de un estimulador eléctrico para tratar a la vejiga neurogénica, debido a la importancia de atender esta disfunción por las consecuencias que de ella se generan, considerando además como una alternativa que en el futuro se pueda incluir en el cuadro básico y catálogo de instrumental y equipo médico del Sector Salud. El equipo está conformado por una etapa de potencia, analógica y una etapa de control digital, y es manejado a través de una computadora.

## **Abstract**

The bladder diseases are usually minimized by health institutions at national level, however, despite them seem a non critical illness they can trigger several problems such as urinary tract infections, vesicoureteral reflux, hydronephrosis, renal calculi and chronic renal disease [1].

Moreover, treatments used conventionally sometimes are not favorable, either by drug intolerance or discomfort caused by the use of catheters, that is why the electro-stimulation is proposed as an alternative in the treatment of this disease. Several studies have reported that electrical stimulation creates conditions for improvement [2].

This project aims at conducting a stimulator to treat bladder, due to the importance of addressing this dysfunction for the consequences generated from it and given that it no exists in the basic list and catalog of instruments and medical equipment of the Health Sector. The stimulator consists of a power amplifier, analog and digital control stage, which is used from a computer.



# 1. Introducción

## 1.1 Planteamiento del problema

La vejiga disfuncional es originada por un trastorno o lesión neurológica; el modo en que se comporten la vejiga y esfínteres depende de la ubicación del trastorno en el cerebro, la médula espinal o los nervios, así como el grado de la enfermedad o lesión. Puede ser que la vejiga se vacíe muy frecuentemente, no con la frecuencia necesaria, sin coordinación o que los esfínteres urinarios funcionen incorrectamente, como en el caso de la incontinencia urinaria (IU), que es un síndrome común en la etapa de la vejez ya que su etiología obedece a múltiples factores que coinciden en los adultos mayores.

La IU es común en tal grupo etario, sin embargo, no debe ser tomada como una situación normal o esperada ya que no es un resultado inevitable del proceso de envejecimiento. Su presencia es anormal a cualquier edad, grado de movilidad y situación mental o física, generando frecuentemente, sentimientos de vergüenza, retraimiento, estigmatización y regresión, produciéndose en el paciente adulto mayor, múltiples problemas psicológicos, sociales, higiénicos y médicos, mismos que contribuyen a promover el aislamiento social.

Debido a la naturaleza estigmatizante de la IU y la falta de su búsqueda intencionada por parte del personal de salud, existe un sub-registro de esta entidad nosológica en el grupo de adultos mayores. De acuerdo con los resultados del Proyecto-Encuesta Salud, Bienestar y Envejecimiento (SABE) realizado en el estado de Yucatán, en adultos mayores, la prevalencia de la IU es de 13.6%, siendo más alta en las mujeres con relación a los varones, 15.3% contra 9.9% respectivamente (figura 1) [3].

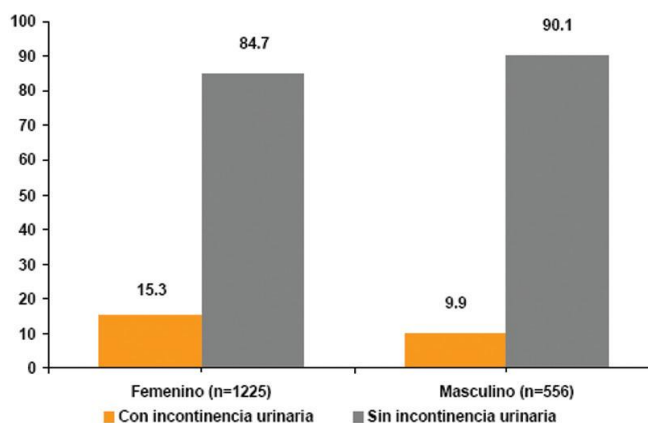


Fig. 1. Prevalencia de incontinencia urinaria por género en adultos mayores en el estado de Yucatán (2010).

Sin embargo, es conocido que su prevalencia se incrementa en relación proporcional a los años de vida, por lo que la edad avanzada es un factor de riesgo para el desarrollo de la misma (figura 2).

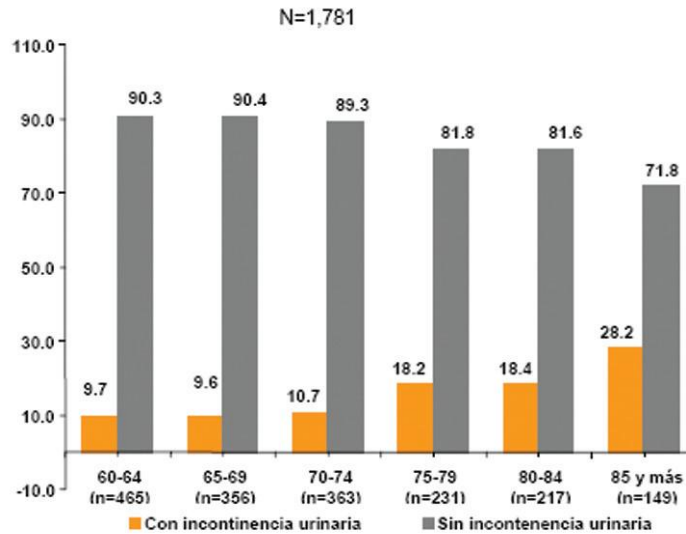


Fig. 2. Incontinencia urinaria por grupos de edad de adultos mayores (Yucatán 2010).

En los adultos mayores que se encuentran institucionalizados, la polipatología y dependencia son comunes, por lo que la prevalencia de la IU se ve incrementada en esta modalidad de atención, con cifras tan altas que alcanzan hasta un 60% de sus residentes como portadores de la misma.

Los datos de 2013 del Consejo Nacional de Población (CONAPO), indican que los habitantes en Yucatán de más de 60 años son 263 mil 539 personas, lo que representa el 13% de la población total (figura 3) [4]. Por otra parte, la población de Yucatán en 2010 fue de 1 955 577 habitantes y ocupaba el lugar 21 a nivel nacional [5].

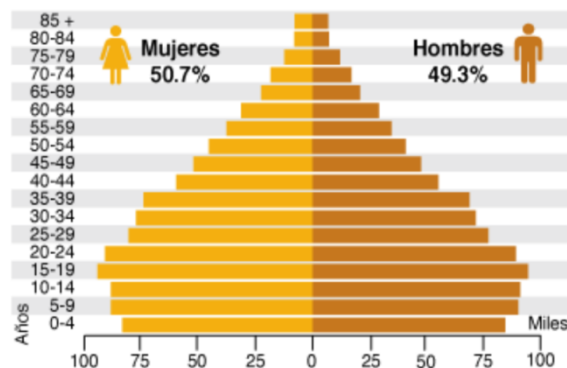


Fig. 3. Habitantes por edad y sexo en el estado de Yucatán, censo 2010.

En ese mismo año el porcentaje a nivel nacional de la población adulta mayor representaba el 10% de la población total (figura 4) [6], porcentaje que ha ido en aumento. De acuerdo con datos de la Comisión Económica para América Latina y el Caribe (CEPAL), en 1950 el porcentaje de envejecimiento entre la población mexicana fue de 7.1 por ciento; en 1975 descendió a 5.7, en 2000 subió a 6.9; en 2025 se incrementará a 13.9 por ciento, y en 2050, a 26.5 por ciento [7].

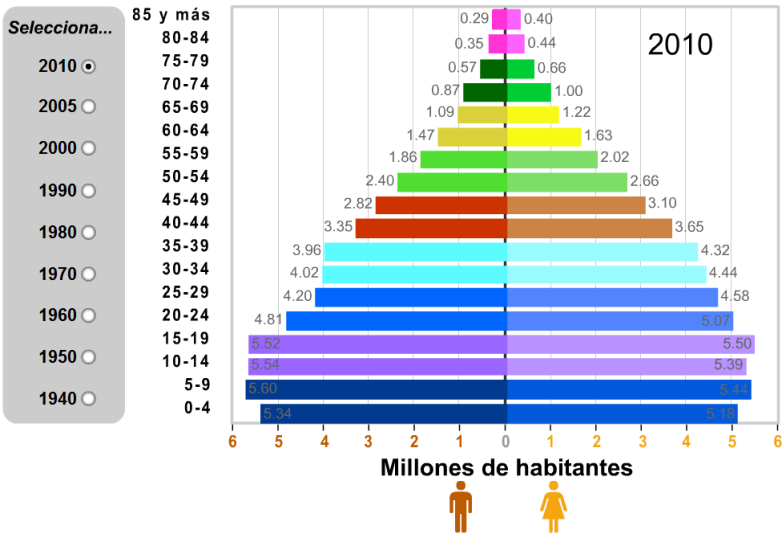


Fig. 4. Pirámide poblacional, censo nacional de población y vivienda. INEGI 2010.

### 1.2 Justificación

Dadas las estadísticas anteriormente presentadas, los problemas de vejiga en México representan un tema importante para su abordaje, ya que al ser una problemática poco conocida o tratada, supone una cantidad mayor de personas que la padecen puesto que la información con la que se cuenta actualmente se encuentra limitada sólo a la población de adultos mayores en una zona focalizada. Es importante resaltar que sólo se ha tomado en cuenta a la incontinencia urinaria, sin contemplar los demás tipos de afectaciones de la vejiga. Por otra parte, deben considerarse los accidentes que involucran lesión en niveles específicos de la columna vertebral que afectan el control de la vejiga.

Por otro lado, por trabajos reportados en otras partes del mundo es conocido que los padecimientos de la vejiga disfuncional no es privativo de los adultos mayores sino que afecta a personas de todas las edades, incluyendo neonatos y niños (García, et al [8]).

Para el tratamiento de esta enfermedad existen tratamientos alópatas que en ocasiones resultan contraproducentes debido a la intolerancia a la sustancia activa por parte del paciente [9], por tal motivo se postula la estimulación eléctrica como un método alternativo, que bien puede ser usado no sólo para la vejiga neurogénica sino de manera generalizada.

### **1.3 Objetivo general**

Diseño, construcción, prueba y aplicación de un electroestimulador que coadyuve a la rehabilitación del paciente con afectaciones en la vejiga, siendo versátil en su campo de acción, esto es, que pueda usarse en todos los rangos de edad de una manera eficiente y segura.

### **1.4 Objetivos específicos**

- Diseño y desarrollo de un estimulador eléctrico de seis canales capaz de trabajar correctamente independientemente de la magnitud de la carga a estimular.
- Diseño basado fundamentalmente en la seguridad del paciente y el tratante, para ello se consideran sistemas aislados de la línea eléctrica.
- Diseño flexible, el tratante tiene la posibilidad de variar sencillamente los parámetros de frecuencia, ancho de pulso, amplitud, forma de onda y selección de canales.
- Estimulación en serie y paralelo, el equipo cuenta con estimulación en paralelo por cada dos canales, esto significa que los canales 1 y 2 actúan simultáneamente conservando independientes las características de corriente, forma de onda y ancho de pulso, de igual forma operan los canales 3 y 4, así como los canales 5 y 6. En serie se encuentran los canales pares e impares.
- Realización de pruebas de campo en conejos, considerando los protocolos necesarios.

## **1.5 Estructura de la tesis**

Al principio de este trabajo se exponen los puntos que le dan razón de ser, enseguida se presentan los principios fundamentales anatómicos y fisiológicos del sistema urinario para después concentrarse en la vejiga, con tales conocimientos se exponen las afectaciones asociadas al órgano y sus orígenes. Como se verá, algunos de ellos están relacionados con la suspensión de la actividad eléctrica voluntaria, por lo que se presenta también un tema que aborda la electroestimulación y los trabajos actuales sobre la actividad vesical recuperada a través de éste método.

Con estos antecedentes se da inicio al desarrollo del trabajo, estableciendo las especificaciones del sistema de estimulación desarrollado, en lo que corresponde a las formas de onda y sus magnitudes físicas, ya que son los aspectos críticos para lograr la rehabilitación del órgano y conservar la integridad del paciente. Con los requerimientos definidos, se detalla en funcionamiento y componentes de los módulos que conforman el equipo: la interfaz gráfica de usuario, la etapa de electrónica digital y la etapa analógica.

Finalmente se presentan y discuten los resultados derivados de las pruebas experimentales en laboratorio y en campo, primero con conejos y luego un experimento realizado en cerdo.

## 2. Antecedentes

### 2.1 Aparato urinario

El aparato urinario consta de: riñones, que forman orina; uréteres que transportan la orina hacia la vejiga urinaria para su almacenamiento, y uretra que lleva la orina hacia afuera del organismo (fig. 5). Participa en el mantenimiento de la homeostasis, en especial tiene una función crítica en la regulación de la composición de los líquidos corporales (equilibrio de agua, electrolitos así como la acidez y basicidad). También libra al organismo de los desechos del metabolismo y de la fagocitosis, además elimina sustancias químicas extrañas, fármacos y conservadores alimenticios. Finalmente, los riñones funcionan como órganos endocrinos menores.

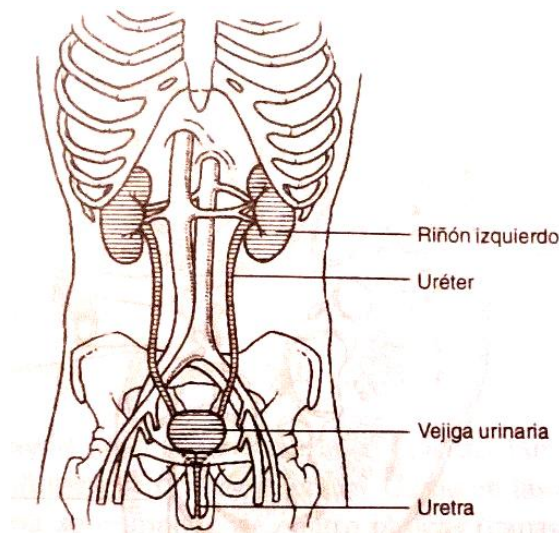


Fig. 5 Aparato urinario

Los riñones se ubican a cada lado de la columna vertebral en la cavidad abdominal, entre la duodécima vértebra torácica y la tercera vértebra lumbar. Cada riñón mide aproximadamente 11.25 cm de longitud, 6.5 cm de ancho y 2.5 cm de grosor. La superficie medial cóncava se llama hilio y a través de este pasa la arteria renal y salen la vena renal y el uréter. El riñón está embebido retroperitonealmente en una cápsula fibrosa y adiposa. La porción externa del riñón o corteza renal contiene penachos o glomérulos de capilares y túbulos convolutos; la presión interna o médula renal se compone de una serie de masas triangulares llamadas pirámides renales (conocidas también como pirámides de Malpighi), que se encuentran separadas por

columnas renales. El ápice de cada pirámide se llama papilar renal y cada una de estas se proyecta hacia una depresión pequeña llamada cáliz menor; en ocasiones éste se une con otros para formar el cáliz mayor que en conjunto forman la pelvícula renal en que la orina se reúne y se causa hacia el uréter (fig. 6).

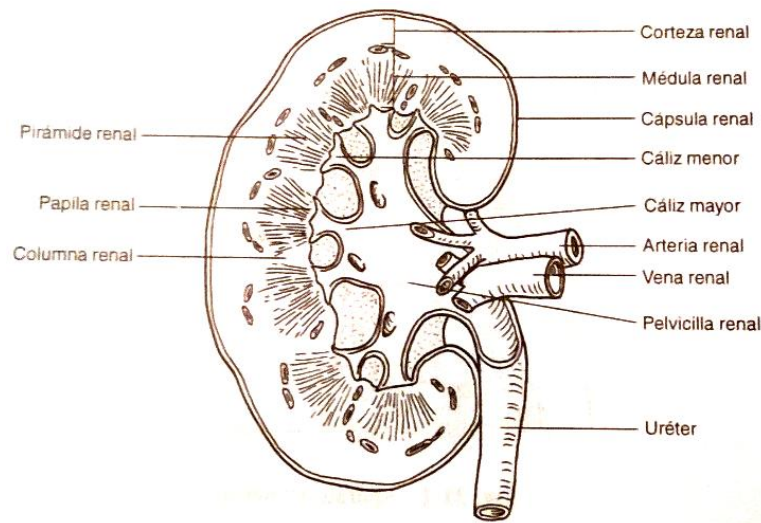


Fig. 6 Riñón en sección coronal

La vejiga urinaria yace posterior a la sínfisis del pubis y anterior al recto. Su forma la determina el volumen de orina contenido. La pared de la vejiga urinaria se compone de cuatro túnicas: la mucosa (la más interna), la submucosa, la muscular, y la serosa (fig. 7). Cuando la vejiga urinaria se vacía, la mucosa se pliega en numerosas rugosidades; éstas desaparecen conforme a la vejiga urinaria se llena de orina. El piso de la vejiga urinaria es un área triangular llamada trígono. Tiene una abertura en cada uno de los ángulos y una apariencia lisa porque carece de rugosidades.

La mucosa consta de epitelio de transición y permite la distensión del órgano; la submucosa se compone de tejido vascular y proporciona suministro abundante de sangre; la muscular ayuda en la micción y sus tres láminas de músculo liso entrelazadas se conocen en conjunto como músculo detrusor; la serosa consta de epitelio escamoso simple y es una continuación física y funcional del perineo.

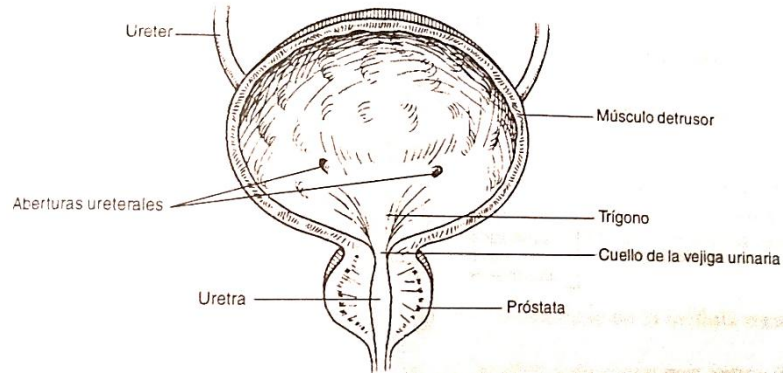


Fig. 7 Vejiga urinaria

Los uréteres transfieren orina desde las pelvicillas renales de los riñones hasta la vejiga urinaria. Los uréteres son retroperitoneales. Cada uno consta de tres capas: la mucosa, la muscular y la fibrosa. La orina se moviliza a través de los uréteres mediante ondas peristálticas. Por otra parte, la uretra conduce orina desde la vejiga hacia fuera del organismo. El esfínter ureteral interno (compuesto de músculo liso) y el esfínter ureteral externo (integrado por músculo esquelético) estrechan la luz de la uretra y esto ocasiona que la vejiga se llene. La uretra de la mujer tiene alrededor 4 cm de longitud, en tanto que la del varón mide casi 20 cm de longitud.

La nefrona es la unidad funcional (formadora de orina) de los riñones. Cada riñón tiene más de un millón de nefronas, las cuales se componen de glomérulo, cápsula glomerular (cápsula de Bowman), túbulo proximal, asa de Henle y túbulo distal; este último se vacía con el conducto colector (conducto papilar) que sirve a varias nefronas (fig. 8) [10].

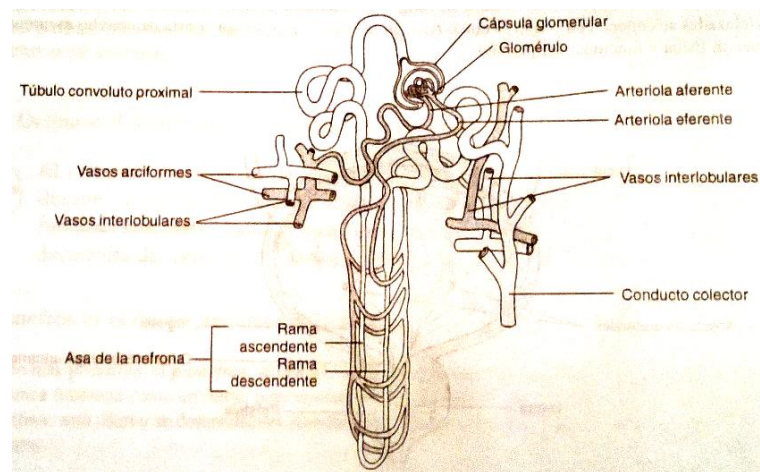


Fig. 8 Cápsula glomerular, túbulo de la nefrona y conducto colector



## 2.2 Anatomía y Fisiología de la vejiga

La vejiga urinaria, que se muestra en la figura 9, es una cámara de músculo liso compuesta de dos partes principales: 1) el cuerpo, que es la principal parte de la vejiga en la que se acumula la orina, y 2) el cuello, que es una extensión en forma de abanico del cuerpo, que pasa en sentido inferior y anterior hasta el triángulo urogenital y se conecta con la uretra. La parte inferior del cuello de la vejiga también se llama uretra posterior por su relación con la uretra.

El músculo liso de la vejiga se llama músculo detrusor. Sus fibras musculares se extienden en todas las direcciones y cuando se contraen, pueden aumentar la presión en la vejiga hasta 40-60 mm de Hg. Luego la contracción del músculo detrusor es un paso importante en el vaciamiento de la vejiga. Las células musculares lisas del músculo detrusor se fusionan entre sí de manera que existen vías eléctricas de baja resistencia de una célula muscular a otra. De este modo un potencial de acción puede propagarse a través del músculo detrusor, desde una célula muscular a la siguiente, para provocar la contracción de toda la vejiga a la vez.

En la pared posterior de la vejiga, inmediatamente por encima del cuello de la vejiga, hay una pequeña zona triangular llamada trígono. En la parte más inferior del vértice del trígono, el cuello de la vejiga se abre en la uretra posterior, y los dos uréteres entran en la vejiga en los ángulos más superiores del trígono. El trígono puede identificarse por el hecho de que su mucosa, el recubrimiento interno de la vejiga, es lisa, al contrario que el resto de la mucosa vesical, que está plegada informa arrugas. Cada uréter en su entrada en la vejiga discurre en sentido oblicuo a través del músculo detrusor y después pasa otros 1-2 centímetros por debajo de la mucosa vesical antes de vaciarse en la vejiga.

El cuello de la vejiga (uretra posterior) tiene 2 a 3 centímetros de longitud, y su pared está compuesta del músculo detrusor entrelazado con una gran cantidad de tejido elástico. El músculo en esta zona se llama esfínter interno. Su tono natural mantiene normalmente el cuello de la vejiga y la uretra posterior vacías de orina y, por tanto, impide el vaciamiento de la vejiga hasta que la presión en la parte principal de la vejiga aumenta por encima de un umbral crítico.

Más allá de la uretra posterior, la uretra atraviesa el diafragma urogenital, que contiene una capa de músculo llamada esfínter externo de la vejiga. Este músculo es un músculo

esquelético voluntario, al contrario que el músculo del cuerpo de la vejiga y el cuello de la vejiga, que es totalmente músculo liso. El músculo del esfínter externo está bajo un control voluntario del sistema nervioso y puede usarse para impedir conscientemente la micción incluso cuando los controles involuntarios intentan vaciar la vejiga [11].

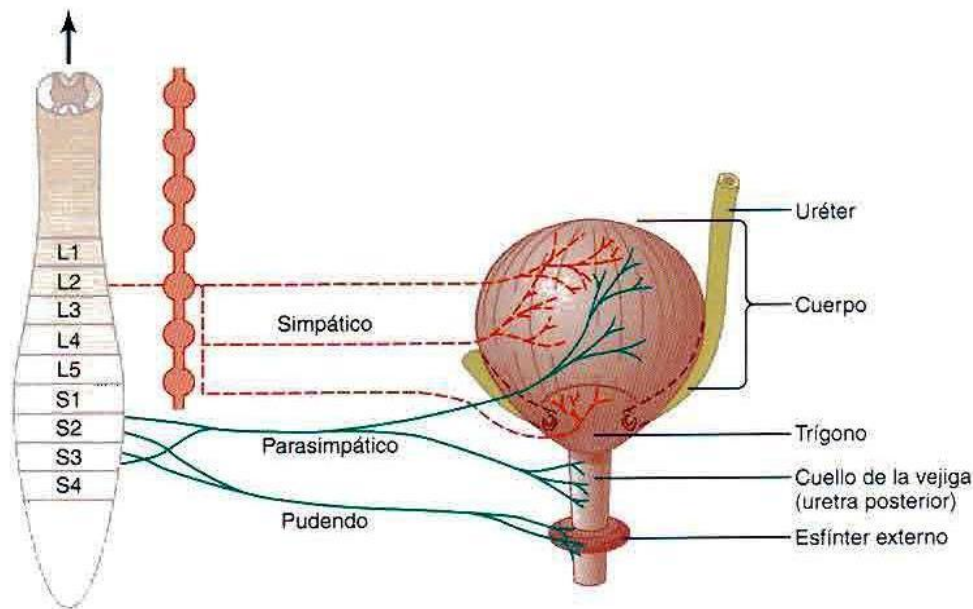


Fig. 9 La vejiga y su inervación

### 2.2.1 Inervación de la vejiga

La principal inervación nerviosa de la vejiga es a través de los nervios pélvicos, que conectan con la médula espinal a través del plexo sacro, sobre todo los segmentos S-2 y S-3. En los nervios pélvicos discurren fibras nerviosas sensitivas y motoras. Las fibras sensitivas detectan el grado de distensión de la pared de la vejiga. Las señales de distensión de la uretra posterior son especialmente fuertes y son responsables sobre todo de iniciar los reflejos que provocan el vaciado de la vejiga.

Los nervios motores transmitidos en los nervios pélvicos son fibras parasimpáticas. Éstas terminan en las células ganglionares localizadas en la pared de la vejiga. Después, nervios pos ganglionares cortos inervan el músculo detrusor.

Además de los nervios pélvicos, otros dos tipos de inervación son importantes para la función vesical. Los más importantes son las fibras motoras esqueléticas que llegan a través del nervio pudendo hasta el esfínter vesical externo. Se trata de fibras nerviosas somáticas que inervan y controlan el músculo esquelético voluntario del esfínter. Además, la vejiga recibe la inervación simpática a través de los nervios hipogástricos, que conectan sobre todo con el segmento L-2 de la médula espinal. Estas fibras simpáticas estimulan principalmente los vasos sanguíneos y tienen poco que ver con la contracción de la vejiga. Algunas fibras nerviosas sensitivas también pasan a través de los nervios simpáticos y pueden ser importantes en la sensación de plenitud y, en algunos pacientes, de dolor.

### **2.2.2 Transporte de orina desde el riñón hasta los uréteres y la vejiga**

La orina que sale de la vejiga tiene prácticamente la misma composición que el líquido que fluye en los conductos colectores; no hay cambios significativos en la composición de la orina en su camino a través de los cálices renales hasta los uréteres y la vejiga.

La orina que fluye desde los conductos colectores hacia los cálices renales estiran los cálices e incrementa su actividad de marcapasos intrínseca, lo que a su vez inicia las contracciones peristálticas que se propagan a la pelvis renal y después a lo largo de la longitud del uréter, reforzando así la orina desde la pelvis renal hacia la vejiga. Las paredes de los uréteres contienen músculo liso y están inervadas por nervios simpáticos y parasimpáticos, así como por un plexo intramural de neuronas y fibras nerviosas que se extiende a lo largo de toda la longitud de los uréteres. Igual que sucede con otros músculos lisos viscerales, las contracciones peristálticas en el uréter se potencian con la estimulación parasimpática y se inhiben con la estimulación simpática.

Los uréteres entran en la vejiga a través del músculo detrusor en la región del triángulo vesical, como se muestra en la figura 9. Los uréteres discurren normalmente en sentido oblicuo durante varios centímetros a través de la pared vesical. El tono normal del músculo detrusor en la pared de la vejiga tiende a comprimir el uréter, lo que impide el reflujo de orina desde la vejiga cuando la presión aumenta en ella durante la micción o la compresión. Cada onda

peristáltica a lo largo del uréter aumenta la presión dentro del mismo de manera que la región que atraviesa la pared de la vejiga se abre y permite a la orina fluir hacia la vejiga.

En algunas personas, la distancia que el uréter discurre a través de la pared vesical es menor de lo normal, de manera que la contracción de la vejiga durante la micción no siempre ocluye completamente el uréter. Como resultado, se impulsa hacia atrás parte de la orina de la vejiga hasta los uréteres, un trastorno que se conoce como reflujo vesicouretral. Este reflujo puede aumentar el tamaño de los uréteres y, si es intenso, puede aumentar la presión en los cálices y las estructuras renales de la médula, provocando lesiones en estas regiones.

### 2.2.3 Llenado de la vejiga

La figura 10 muestra los cambios aproximados en la presión intravesical a medida que la vejiga se llena de orina. Cuando no hay orina en la vejiga, la presión intravesical es aproximadamente de 0 centímetros de agua, pero cuando se han acumulado 30-50 mililitros de orina, la presión aumenta a 5-10 cmH<sub>2</sub>O. Puede recogerse una cantidad adicional (200-300 mililitros) de orina con sólo pequeños aumentos adicionales de presión; este nivel constante de presión se debe al tono de la propia pared de la vejiga. Por encima de los 300-400 mililitros, la acumulación de orina en la vejiga provoca un aumento rápido de la presión.

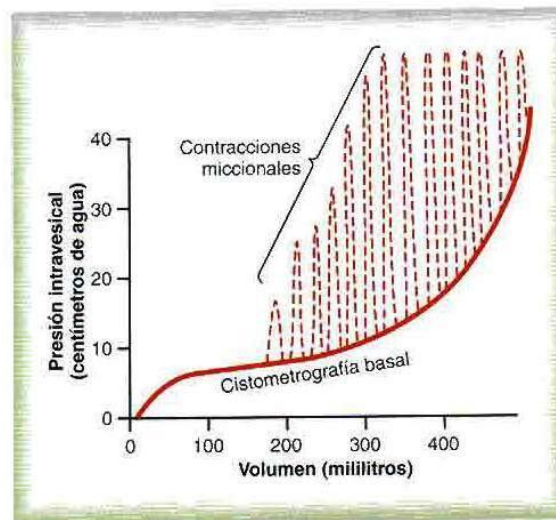


Fig. 10 Cistometría normal que muestra también ondas de presión agudas (línea discontinua) causadas por los reflejos miccionales

Sobrepuestos a los cambios en la presión tónica durante el llenado de la vejiga están los incrementos agudos periódicos de la presión que duran desde unos segundos a más de un minuto. Los valores máximos de presión pueden aumentar desde sólo unos centímetros de agua a más de 100 centímetros de agua. Éstas presiones máximas se denominan ondas de micción en la cistometrografía y se deben al reflejo miccional.

#### **2.2.4 Reflejo miccional**

Remitiéndonos de nuevo a la figura 10, podemos ver que a medida que se llena la vejiga empiezan a aparecer muchas contracciones miccionales sobrepuestas, como se muestra en los picos en línea discontinua. Esta se deben al reflejo de distensión iniciado por los receptores sensitivos de distensión en la pared de la vejiga, en especial por los receptores situados en la uretra posterior cuando ésta zona comienza a llenarse de orina a presiones vesicales altas. Las señales sensitivas de los receptores de distensión vesicales se conducen a los segmentos sacros de la médula a través de los nervios pélvicos y después vuelven de nuevo la vejiga a través de las fibras nerviosas parasimpáticas.

Cuando la vejiga está sólo parcialmente llena, estas contracciones miccionales suelen relajarse espontáneamente tras una fracción de minuto, el músculo detrusor deja de contraerse y la presión vuelve a su valor basal. A medida que la vejiga continúa llenándose, los reflejos miccionales se hacen más frecuentes y provocan contracciones mayores del músculo detrusor.

Una vez que comienza el reflejo miccional, este se torna “autorregenerativo”. Es decir, que la contracción inicial de la vejiga activa los receptores de distensión que causan un mayor incremento en los impulsos sensitivos que van a la vejiga y la uretra posterior, lo que aumenta más la contracción refleja de la vejiga; después el ciclo se repite una y otra vez hasta que la vejiga alcanza un grado fuerte de contracción. Después de algunos segundos a más de un minuto, el reflejo autorregenerativo comienza a cansarse y el ciclo regenerativo del reflejo miccional cesa, lo que permite relajarse a la vejiga.

De este modo el reflejo miccionales un solo ciclo completo de: 1) aumento rápido y progresivo de la presión, 2) un período de presión mantenida y 3) un retorno de la presión al

tono basal de la vejiga. Una vez que se ha producido el reflejo miccional pero no se ha vaciado la vejiga, los elementos nerviosos de este reflejo suelen permanecer en un estado de inhibición durante unos minutos a una hora o más, debido a que aparece otro reflejo miccional. A medida que la vejiga se llena más y más, los reflejos miccionales son más, más frecuentes y poderosos.

Una vez que el reflejo miccional es lo suficientemente poderoso, provoca otro reflejo, que pasa a través de los nervios pudendos hasta el esfínter externo para inhibirlo. Si esta inhibición es más potente en el encéfalo que las señales constrictoras voluntarias al esfínter externo, se produce la micción. Si no, la micción no se produce hasta que la vejiga se llena más y el reflejo miccional se hace más potente.

### **2.2.5 Facilitación o inhibición de la micción por el encéfalo**

El reflejo miccional es un reflejo medular completamente autónomo, pero los centros encefálicos pueden inhibirlo o facilitarlo. Estos centros son: 1) centros facilitadores e inhibidores potentes situados en el tronco del encéfalo, sobre todo en la protuberancia, y 2) varios centros localizados en la corteza cerebral que son sobre todo inhibidores, pero pueden hacerse excitadores.

El reflejo miccional es la causa básica de la micción, pero los centros superiores ejercen normalmente un control final sobre la micción como sigue:

1. Los centros superiores mantienen en reflejo miccional parcialmente inhibido, excepto cuando se desea la micción.
2. Los centros superiores pueden impedir la micción, incluso aunque se produzca el reflejo miccional, mediante una contracción tónica continua del esfínter vesical externo hasta que se presente un momento adecuado.
3. Cuando es el momento de la micción, los centros corticales pueden facilitar que los centros de la micción sacros ayuden a iniciar el reflejo miccional y al mismo tiempo inhibir el esfínter urinario externo para que la micción pueda tener lugar.

La mición voluntaria suele iniciarse de la siguiente forma. En primer lugar, una persona contrae voluntariamente los músculos abdominales, lo que aumenta la presión en la vejiga y permite entrar una cantidad externa de orina en el cuello de la vejiga y en la uretra posterior bajo presión, lo que estira sus paredes. Esto estimula los receptores de distensión, lo que excita el reflejo miccional y a la vez inhibe el esfínter ureteral externo. Habitualmente se vaciará toda la orina dejando raramente más de 5-10 mililitros en la vejiga.

### **2.3 Alteraciones de la función vesical**

Las alteraciones de la función vesical consisten en obstrucción urinaria con retención o estasis de orina e incontinencia urinaria con pérdida involuntaria de orina. Aunque los dos trastornos ejercen efectos casi opuestos sobre la micción, pueden deberse a causas similares. Ambas entidades se producen a causa de cambios estructurales de la vejiga, la uretra o los órganos aledaños o de la alteración del control neurológico de la función vesical [12].

#### **2.3.1 Obstrucción y estasis urinarias**

Cuando se produce una obstrucción del tracto urinario inferior y estasis de orina, la producción renal es normal pero la orina se acumula en la vejiga. Las obstrucciones se clasifican de acuerdo con la causa (congénita o adquirida), la magnitud (parcial o completa), la duración (aguda o crónica) y el nivel (tracto urinario superior o inferior). Como esta condición puede producir reflujo vesicouretral y lesión renal, la obstrucción urinaria y la estasis de orina representan un trastorno grave.

El estrechamiento congénito del meato externo es más frecuente en los niños y los trastornos constructivos de la parte posterior de la uretra son más comunes en las niñas. Otra causa frecuente de obstrucción congénita es la lesión de los nervios sacros que se asocia con la espina bífida y el mielomeningocele.

Las causas adquiridas de la obstrucción del tracto urinario inferior y la estasis de orina son numerosas. En los hombres la causa más importante de obstrucción de orina es la compresión

externa de la uretra debida al aumento de tamaño de la glándula prostática. La gonorrea y otras enfermedades de transmisión sexual contribuyen a la incidencia de estenosis uretral producida por la infección. Los tumores vesicales y la invasión secundaria de la vejiga por tumores originados en estructuras que rodean a vejiga y la uretra pueden comprimir el cuello vesical o la uretra y producir obstrucción. El estreñimiento y el fecaloma pueden comprimir la uretra y originar obstrucción uretral. Éste puede ser un problema en particular en los ancianos.

### **2.3.2 Vejiga neurogénica**

Es probable que la vejiga sea el único órgano visceral inervado por el sistema nervioso autónomo que está bajo el control del sistema nervioso central (SNC). El control neurológico de la función vesical puede interrumpirse en cualquier nivel, por ejemplo, en los nervios periféricos que conectan la vejiga con el centro del reflejo de la micción en la médula sacra, en las vías ascendentes y descendentes que transcurren por la médula espinal, en el centro de la micción presente en la protuberancia o en los centros corticales comprometidos en el control voluntario de la micción. La vejiga neurogénica por lo común se manifiesta de dos maneras: o bien incapacidad de almacenar orina (disfunción vesical espástica) o bien incapacidad de vaciarla (disfunción vesical flácida). La vejiga espástica suele ser causada por lesiones neurológicas por encima del centro sacro que coordina en reflejo de la micción mientras que la vejiga flácida suele ser causada por lesión en el centro de la micción en la médula sacra o en los nervios periféricos que inervan la vejiga. Además de los trastornos de la función del músculo detrusor, la micción se altera cuando se compromete el control neurológico de la función del esfínter externo. Algunos trastornos, como por ejemplo los accidentes cerebrovasculares y la enfermedad de Parkinson, pueden afectar tanto el almacenamiento como el vaciado de la vejiga. En la tabla 1 se describen las características de la vejiga neurogénica en relación con el nivel de la lesión.

Se conoce como vejiga espástica cuando ésta no puede almacenar orina debido a entidades que producen un espasmo reflejo de la vejiga y una disminución del volumen vesical. Con frecuencia el trastorno es producido por enfermedades que causan una lesión nerviosa parcial o extensa por encima del centro que controla el reflejo de la micción en la médula sacra.



Tabla 1 Tipo y características de la vejiga neurogénica

Nivel de la lesión	Cambio en la función vesical	Causas frecuentes
Corteza sensitiva, corteza motora o vía corticoespinal.	Pérdida de la capacidad de percibir el llenado de la vejiga; micción fisiológicamente normal con volumen escaso que se desarrolla en forma súbita y es difícil de inhibir.	Accidente cerebrovascular y Edad avanzada.
Ganglios de la base o vía extrapiramidal.	Las contracciones del detrusor se desencadenan en forma abrupta sin previo aviso y son difíciles de controlar; la contracción vesical es más corta que la normal y no logra un vaciado vesical completo.	Enfermedad de Parkinson.
Centro de la micción en la protuberancia o vías de comunicación en la médula espinal.	Durante el llenado se desencadenan reflejos de almacenamiento y aumentan las respuestas del esfínter externo; se desarrollan contracciones vesicales no inhibidas con un volumen más bajo que el normal y no continúan hasta que se vacía la vejiga; se desarrolla actividad antagonista entre el músculo detrusor y el esfínter externo	Lesión de la médula espinal.
Médula sacra o raíces nerviosas.	La vejiga arrefléxica se llena pero no se contrae; cuando la lesión compromete las neuronas motoras $\alpha$ -adrenérgicas o el nervio pudendo pierde el tono del esfínter externo.	Lesión de la médula sacra o de las raíces raquídeas.
Nervio pelviano	El aumento del llenado y la alteración del control del esfínter producen un aumento de la presión intravesical.	Cirugía pelviana radical.
Vías sensitivas autonómicas periféricas	La sobre distensión de la vejiga se debe a la pérdida de la capacidad de percibir el llenado vesical.	Neuropatía diabética, esclerosis múltiple.

Por ende, la función de la vejiga sólo es regulada por reflejos segmentarios que no son controlados por centros cerebrales superiores. El grado de espasticidad y de disfunción vesical

depende del nivel y de la extensión de la disfunción neurológica. Por lo general, se comprometen tanto las neuronas del SNA que controla la función vesical como las neuronas somáticas que modulan la función de los músculos estriados del esfínter externo. En ciertos casos se detecta disinerxia entre el detrusor y el esfínter con contracciones y relajaciones no coordinadas de los músculos del detrusor y del esfínter externo. Las causas más frecuentes de vejiga espástica son las lesiones de la médula espinal. Otras enfermedades neurológicas que comprometen la micción son el accidente cerebrovascular, la esclerosis múltiple y los tumores cerebrales.

Se llama le vejiga flácida cuando existe incapacidad de vaciarla. Puede deberse a una disfunción vesical flácida, a neuropatías periféricas que interrumpen la comunicación aferente y eferente entre la vejiga y la médula espinal o a entidades que impiden la relajación del esfínter externo (véase figura 11).

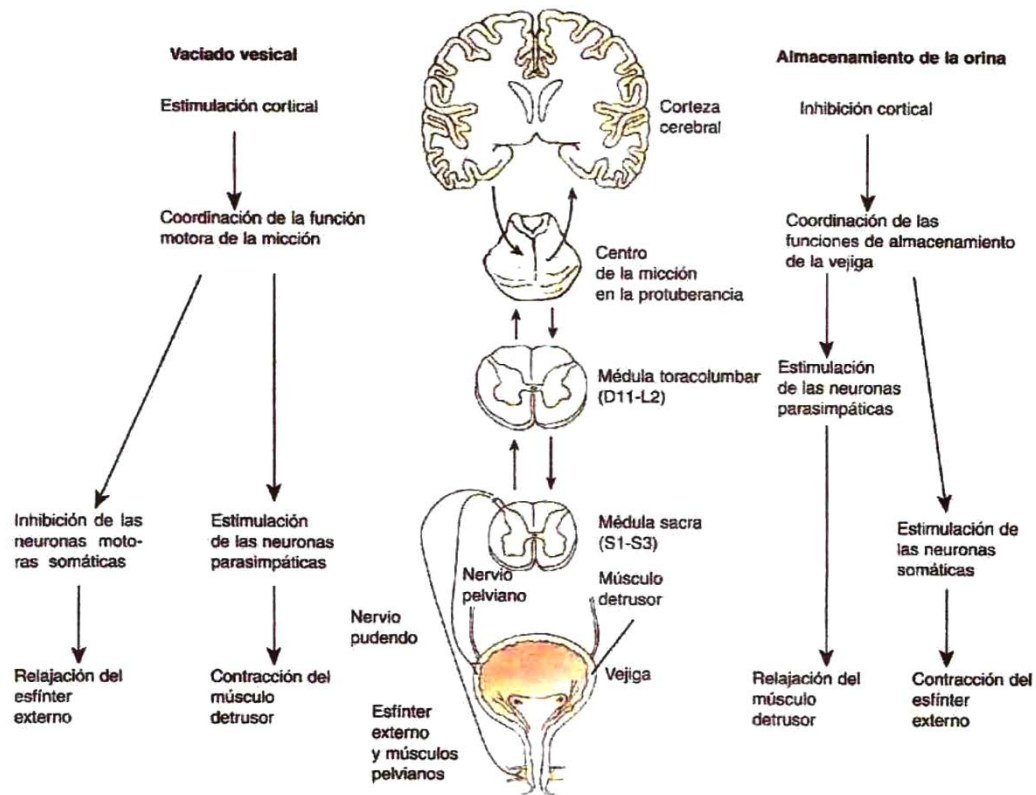


Fig. 11 Vías y centros del sistema nervioso central involucrados en el control del vaciado vesical (izquierda) y del almacenamiento (derecha). Vías aferentes de la micción (izquierda) y del almacenamiento de la orina (derecha).

### **2.3.3 Incontinencia urinaria**

De acuerdo con el panel para el desarrollo de pautas para la incontinencia urinaria (UIGP), ésta se define como la pérdida involuntaria de orina suficiente como para representar un problema para el paciente.

Muchas funciones corporales se afectan con el paso de los años y la incontinencia, aunque no representa un proceso normal asociado con el envejecimiento, se observa con mayor frecuencia en los ancianos. Es probable que la mayor cantidad de problemas de salud que suelen detectarse en los ancianos contribuya a la frecuencia más elevada de incontinencia. A pesar de la prevalencia elevada de la incontinencia, la mayor parte de los pacientes que la padecen no consultan, sobre todo por vergüenza o porque no saben que pueden recibir ayuda para resolver este problema.

La incontinencia puede deberse a varias entidades y desarrollarse sin que el paciente lo advierta antes de producirse; otras veces, el paciente reconoce el trastorno pero es incapaz evitarlo.

El UIGP identificó cuatro tipos principales incontinencia: la incontinencia de esfuerzo, la incontinencia de urgencia, la incontinencia por rebosamiento y la incontinencia mixta, que es la combinación de la incontinencia de esfuerzo y de urgencia. Hace poco tiempo se establece el término vejiga hiperactiva para reemplazar el de incontinencia de urgencia. En la tabla 2 se resumen las características de la incontinencia de esfuerzo, la incontinencia de urgencia o vejiga hiperactiva y la incontinencia por rebosamiento.

La incontinencia puede ser el resultado de un fenómeno transitorio y corregible o puede no ser posible repararlo en su totalidad y desarrollarse con una frecuencia variable. Entre las causas transitorias de la incontinencia urinaria se destacan los estados confusionales, los fármacos que comprometen la función vesical o la percepción del llenado de la vejiga y la necesidad de orinar, los diuréticos y las condiciones que aumentan el llenado vesical, la limitación de la movilidad y el fecaloma.

Tabla 2 Tipos y características de la incontinencia urinaria

Tipo	Características
De esfuerzo	Pérdida involuntaria de orina asociada con actividades, por ejemplo tos, que aumentan la presión intra-abdominal
Vejiga hiperactiva / incontinencia de esfuerzo	Urgencia miccional y tenesmo vesical asociados con hiperactividad del músculo detrusor; puede implicar pérdida involuntaria de orina o no
Por rebosamiento	Pérdida involuntaria de orina cuando la presión intravesical supera la presión uretral máxima en ausencia de actividad del detrusor

## 2.4 Estimulación eléctrica y vejiga

### 2.4.1 Antecedentes históricos

La excitabilidad eléctrica de la vejiga fue descrita por C. C. Stewart a principios de 1900. El éxito obtenido por los marcapasos cardíacos en los años sesentas revivió el interés en la factibilidad de una estimulación similar para la vejiga en pacientes parapléjicos, con el fin de vaciarla eficientemente. En esos años se realizaron pruebas en animales, cuya vejiga fue estimulada directamente con cables percutáneos, o indirectamente con inductores y receptores de radiofrecuencia implantados. W. W. L. Glenn y sus colaboradores, usaron perros parapléjicos, estimularon la raíz del nervio sacro, las ramas principales de los nervios vesiculares y la pared de la vejiga. Ellos encontraron que era necesaria una pequeña diferencia de potencial para vaciar la vejiga mediante la estimulación de los nervios sacros o vesiculares. A. Kantrowitz y M. Schamaun mostraron que en perros parapléjicos la vejiga podía ser vaciada completamente mediante estimulación directa por dos o tres semanas después de una transección espinal, sin embargo, tiempo después se presentó un aumento en el volumen residual de orina. Luego de una neurectomía del nervio pudendo, la vejiga fue vaciada completamente por estimulación eléctrica una vez más [13].

En el año de 1977 fue publicado un artículo, en la Revista de Neurología, Neurocirugía y Psiquiatría, que daba a conocer un implante que ayudaba al vaciamiento casi completo de la vejiga en babuinos. Tal implante cerraba también la uretra, así que la orina no se fugaba a pesar de la contracción del músculo detrusor. Los electrodos se colocaron en las raíces de los nervios sacros anteriores primero y segundo (correspondiendo aproximadamente al tercer y cuarto sacro en un hombre). Los implantes permanecieron en el lugar por más de dos años, y vaciaron la vejiga artificialmente 12 veces al día, sin deterioro de la función [14].

En 1982 G. S. Brindley y sus colaboradores reportaron estimuladores de la raíz sacra anterior para el control de la vejiga en casos de paraplejía. Nueve hombres y dos mujeres con daños espinales recibieron implantes colocados radialmente para estimular las raíces de las vértebras S2, S3 y S4. Mediante la activación de tales implantes, las personas pudieron vaciar sus vejigas a voluntad con una gran reducción de los volúmenes residuales, y la mayoría de ellos pudo alcanzar la continencia. Los seguimientos fueron a partir de dos meses hasta cuatro años. Los implantes consistían de tres partes principales: los electrodos, cables helicoidales y un bloque radioreceptor. Los electrodos se colocaron en un arreglo tripolar, con lo que se aseguraba que la corriente de estimulación no se dispersara a estructuras no deseadas para estimulación [15].

En 1999 un estudio muestra resultados preliminares de la electroestimulación vesical transuretral. El objetivo fue analizar el comportamiento de la capacidad y de la adaptación vesical, antes y después de series de electroestimulación. Se evaluaron 12 pacientes cuya edad promedio fue de 6.2 años y el promedio de seguimiento fue de 1.2 años. La adaptación vesical tuvo un aumento global en promedio de 4.21 (75.58%) entre el control inicial y el posterior de la primera serie y de 6.17 (118.19%) entre el control inicial y el control posterior de la segunda serie ( $p < 0.05$ ). Los resultados de este trabajo demuestran que la electroestimulación vesical transuretral en pacientes con mielodisplasia logra aumentos significativos de la capacidad y de la adaptación vesical [16].

En la última década se han realizado diversos trabajos sobre electroestimulación como alternativa a tratamientos farmacológicos para la rehabilitación de la vejiga, en los que se reportan resultados satisfactorios. En el artículo publicado por Gaunt y Prochazka se discuten diversos dispositivos y técnicas encaminados a restaurar la función normal del tracto urinario

bajo, después de un daño en la espina vertebral. En sus conclusiones puede leerse que los dispositivos que más éxito tienen son los catéteres y la estimulación de las raíces sacras, ya que después de 20 años de experiencia en la estimulación de tales raíces para restaurar la micción, se observan mejoras que los pacientes logran con el uso de neuroprótesis. Las técnicas de electroestimulación para eliminar la sobreactividad neurogénica del detrusor permiten un llenado y almacenamiento eficientes de la vejiga, lo que ha sido también demostrado en algunos pacientes con este tipo de lesiones [17].

#### **2.4.2 Estado del arte**

Los estimuladores de vejiga son usados para tratar la incontinencia urinaria u otras disfunciones. En el caso de la incontinencia, los esfínteres que rodean a la uretra son incapaces de contraerse lo suficiente para ocluirlos, lo que puede resultar en el paso incontrolado de orina. Por otra parte, los estimuladores se emplean también en pacientes quienes que por el contrario no pueden vaciar la vejiga debido a algún daño neurológico que provoca que el músculo detrusor no pueda contraerse. Por ello se han desarrollado estimuladores que pueden ser controlados externamente para lograr tales contracciones en los músculos involucrados en la retención o liberación de orina [18].

Diversas investigaciones fueron publicadas recientemente. Entre enero y marzo de 2013 se realizaron seis implantes SARS (Sacral Anterior RootStimulation) en cinco hombres y una mujer (cuatro con paraplejia completa y dos tetraplejia completa). Todos presentaban una vejiga neuropática hiperactiva refractaria a tratamientos conservadores. La edad promedio de la serie fue de 40 años y el tiempo de evolución de la lesión medular hasta el implante SARS fue 12 a 145 meses. Mostrando como resultado que en los pacientes lesionados medulares seleccionados el SARS es una excelente alternativa de tratamiento para el manejo miccional, defecatorio y eréctil [19].

La neuromodulación sacra (SNM) involucra la estimulación unilateral o bilateral de la raíz del nervio sacro. La SNM ha sido usada para tratar la vejiga hiperactiva (OAB) y ha sido aprobada por la FDA (U.S. Food and DrugAdministration) para el tratamiento de incontinencia, urgencia y retención urinaria. La neuromodulación ha sido utilizada para el

tratamiento clínico de la vejiga. Éste tratamiento usa la estimulación eléctrica para modular las señales de los nervios somáticos y aferentes involucrados en el reflejo de la micción. Esta terapia se emplea en pacientes con vejiga o hiperactividad neurogénica del detrusor que ya han empleado terapias conservadoras, esto es, cambios en el estilo de vida y el entrenamiento de la vejiga, además de terapias antimuscarínicas pero que sin embargo no han alcanzado un alivio adecuado a sus síntomas. En una prueba se estimuló el nervio localizado en la cavidad S3 conectada a un estimulador externo que aplicaba la corriente eléctrica apropiada, si el paciente reportaba más de un 50% de mejora, se migraba a una segunda etapa, en la cual se implantó un generador de pulsos. En un meta-análisis se encontró que la tasa de éxito es del 68% para la etapa de prueba y un 92% para la permanente. Otro trabajo más reciente evaluó el uso de la neuromodulación en pacientes con vejiga neurogénica, demostrando que más del 50% de los pacientes reportan de una moderada a alta mejora con la neuromodulación [20].

En noviembre de 2013, Peters reportó que la estimulación directa del nervio tibial posterior (PTNS) aplicada diariamente por 30 minutos es tan efectiva como la tolterodina ER 4mg para reducir los síntomas de la vejiga hiperactiva. Ésta técnica es una alternativa segura que debe ser considerada en pacientes con este tipo de padecimientos, quienes no son tolerantes o tienen contraindicaciones a la terapia alópata [21]. En el mismo mes Chew et al., publica un artículo en el que se utilizó una neuroprótesis con microcanales para el control de la vejiga después de un daño en la espina vertebral en ratas. Éste sistema incorpora un control de lazo cerrado que utiliza la información sensorial de los nervios periféricos para evitar que la vejiga de la rata se vacíe inapropiadamente y con ello se logra una contracción de la vejiga sólo cuando es deseada [22].

### **3. Desarrollo**

#### **3.1 Consideraciones generales de diseño**

Un sistema de estimulación debe ser eficaz y seguro. La eficacia de la estimulación generalmente radica en habilidad que tiene el sistema para provocar una respuesta fisiológica tal como el inicio o supresión de potenciales de acción. La seguridad tiene dos aspectos importantes: no lesionar el tejido estimular y no deteriorar los electrodos estimulación. En los experimentos con animales, las lesiones al tejido o el daño al electrodo pueden complicar seriamente o invalidar la interpretación de los resultados. Por lo tanto, es necesario establecer requisitos que deben seguirse cabalmente para el diseño eléctrico-electrónico del estimulador y el modo de estimulación.

El objetivo frecuente de la estimulación eléctrica en tejido excitable es disparar el potencial de acción en los axones, los cuales requieren de la despolarización artificial de alguna porción de la membrana del axón. En el proceso de estimulación extracelular dicha región es llevada a potenciales más negativos relativamente, lo que provoca potenciales más positivos en la región intracelular ya que la carga se transfiere por medio de la membrana gracias a sus propiedades pasivas (capacitiva y resistiva) y a sus canales iónicos activos. Los mecanismos que existen para lograr la estimulación eléctrica dependen de la colocación de los electrodos, distinguiéndose tres modos [23,24]:

1. Monopolar. Un electrodo (normalmente el cátodo) es colocado cerca del tejido a estimular; y el otro (ánodo) se pone lejos del punto de estimulación, haciendo su tamaño y colocación exactairrelevantes. A este método también se le llama unipolar.
2. Bipolar. Se colocan ambos electrodos acerca del tejido a estimular; éste modo fue el que utilizó en este proyecto.
3. Estimulación de campo. Ambos electrodos son colocados lejos del punto a excitar. Éste modo de estimulación es el menos eficiente pero el más empleado ya que utiliza electrodos de superficie.

El principio de funcionamiento de un estimulador fisiológico es simple, ya que solamente consiste en una fuente de energía en contacto eléctrico con el tejido de interés. Sin embargo, un sistema de este tipo debe cubrir requisitos estrictos de eficiencia y seguridad eléctricas para



garantizar la integridad del paciente, el tratante y el equipo mismo, lograda mediante el aislamiento de la línea eléctrica de todos los dispositivos que conforman el electroestimulador, así como el aseguramiento de que la magnitud de corriente programada sea siempre constante e invariante a pesar de las distintas cargas que puedan ser conectadas al equipo por el tiempo que sea necesario.

Los sistemas de estimulación fisiológica pueden clasificarse en cuatro categorías: externos, percutáneos, transcutáneos y totalmente implantados. Dada la naturaleza de la presente investigación se eligió utilizar una estimulación eléctrica de tipo vesical percutánea.

### **3.1.1 Consideraciones del tipo de estímulo**

Las características del estímulo son cruciales en cualquier tipo de estimulador, puesto que se requiere que la energía inyectada al tejido exceda un umbral determinado. Sin embargo, conforme la energía por pulso se incrementa, el potencial de electrodos también aumenta y esto podría dañarlos o incluso al tejido, así que la energía entre pulsos debe ser suficiente para lograr la despolarización deseada y al mismo tiempo la menor cantidad de la misma para prevenir lesiones. Los protocolos de estimulación dependen principalmente de tres factores:

1. Método de control de la energía inyectada.
2. Formas de onda.
3. Características eléctricas del estímulo.

### **3.1.2 Método de control de la energía inyectada**

Existen tres métodos para el control de la energía. El primer método es por control de corriente eléctrica (también llamado galvanostático), en donde una fuente de corriente constante es conectada al tejido por medio de dos electrodos. El segundo método es por control de voltaje (también llamado potencióstático), en donde la corriente que se hace pasar a través de un tejido, depende de la caída de potencial que hay entre el electrodo activo y un tercer electrodo de referencia. Por último, en el tercer método se aplica una fuente de voltaje

entre dos electrodos. De estos tres métodos, la estimulación por corriente es la más común para estimular eléctricamente el tejido excitable y la seleccionada para los propósitos de este proyecto [23].

### 3.1.3 Formas de onda y características físicas del estímulo

Este aspecto es fundamental en la estimulación eléctrica ya que la forma de onda puede optimizar la respuesta fisiológica, aumentar o disminuir las lesiones en el tejido, además de provocar o prevenir la corrosión en los electrodos. Por lo anterior, es muy importante conocer las características de onda con la que se ha de realizar la estimulación. Existen diversas formas de onda, las que destacan son las siguientes [23]:

1. Monopolar. La señal monofásica(figura 12) consiste en pulsos de corriente transmitidos en una sola dirección y con una condición de circuito abierto entre pulsos. El pulso monofásico es el más eficiente para estimular; sin embargo, este tipo de señal no se usa para procesos prolongados, ya que puede llegar a lesionar el tejido debido al potencial de electrodo que ésta genera.



Fig. 12 Pulso monofásico.

2. Bipolar. En las ondas bifásicas la primera fase evoca el efecto fisiológico deseado y la segunda fase se usa para revertir la dirección del proceso electroquímico ocurrido durante la primera. Éste tipo de señales presenta variantes, las cuales producen diversos efectos:
  - a. Bipolar balanceada. Se utiliza ampliamente para prevenir lesiones en el tejido. Una de las desventajas de este tipo de señal (figura 13), es que además de revertir los procesos electroquímicos, revierte de igual forma a los efectos fisiológicos; suprimiendo así potenciales de acción deseados. Este efecto provoca un incremento en el umbral de excitación de la membrana celular.

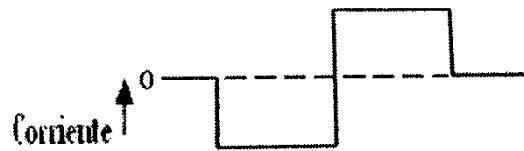


Fig. 13 Pulso bifásico balanceado

- b. Bipolar desbalanceada. Debido a la disminución en magnitud de la segunda fase, ésta señal contrarresta los efectos producidos por los pulsos bifásicos balanceados y además previene la corrosión de los electrodos.

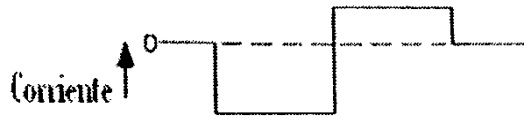


Fig. 14 Pulso bifásico desbalanceado.

- c. Bipolar balanceada con retardo. Se ha demostrado que al introducir un retardo entre cada fase del pulso bifásico, el umbral de excitación no se altera. Un retardo de 100  $\mu$ s es suficiente para evitar el efecto de la segunda fase del pulso bifásico.

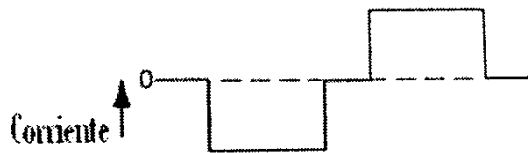


Fig. 15 Pulso bifásico balanceado con retardo

Por otra parte, las características físicas como el tiempo y corriente de las ondas cuadradas son fundamentales, por lo que se realizó un meta-análisis para conocer los valores típicos de tales variables usados en la estimulación eléctrica de la vejiga. La tabla 3 muestra los resultados de manera condensada de los distintos artículos consultados. [25,26,27,28,29,30,31].

Tabla 3 Parámetros de estimulación eléctrica de vejiga

Corriente [mA]	Duración del pulso [ms]	Tiempo intermedio [ms]	Frecuencia [Hz]
0.4 – 40 (Principalmente de 1-10)	0.05-720	0.3-10.8	0.25-143

Si bien en la estimulación eléctrica todas las variables son delicadas, la corriente toma un papel que merece mayor cuidado y por tal motivo deben establecerse claramente los límites que ésta puede alcanzar ya que el exceso de la misma puede ocasionar daños graves en el organismo. Cuando la corriente fluye a través de un tejido biológico pueden ocurrir tres fenómenos: estimulación eléctrica del tejido excitable (nervios y músculos), calentamiento del tejido y por último quemaduras electroquímicas y daño al tejido por corriente directa a voltajes muy altos.

Cuando la densidad de corriente local es lo suficientemente grande para excitar las terminaciones nerviosas en la piel, se advierte una sensación de piquetes; la corriente de umbral de percepción es la mínima corriente que un individuo puede detectar. Este umbral varía considerablemente de una persona a otra y de las condiciones de medición, siendo el umbral más pequeño de alrededor de 0.5 mA en corriente alterna a 60 Hz; los umbrales para corriente directa van de 2 a 10 mA y se puede presentar sensación de calentamiento en la piel.

Para valores por encima de 10 mA los nervios y los músculos son fuertemente estimulados lo que puede ocasionar dolor y fatiga, a medida que la corriente se incrementa, a valores de entre 18 a 22 mA, puede causar una parálisis respiratoria. La fibrilación ventricular se presenta alrededor de los 75 a 400 mA; el corazón deja de latir a corrientes de que van de 1 a 6 mA. Se conoce muy poco acerca de los efectos de corriente que exceden los 10 A, sin embargo, se sabe que se causan quemaduras en la piel y afectaciones al cerebro. Lo anterior se ilustra en la figura 16 [18].

Dada la información anterior la magnitud de corriente máxima se propuso de 7 mA, con el fin de evitar daños por leves que estos puedan ser, además debe considerarse que la estimulación directa a la vejiga requiere en principio de menor energía. Por otro lado, la flexibilidad en un trabajo de investigación es importante para la realización de pruebas experimentales en campo, es por ello que todas las formas de onda anteriores son soportadas por el electroestimulador (figura 17), con el fin de obtener la señal de óptima para la estimulación vesical, derivada de pruebas *in vivo*.

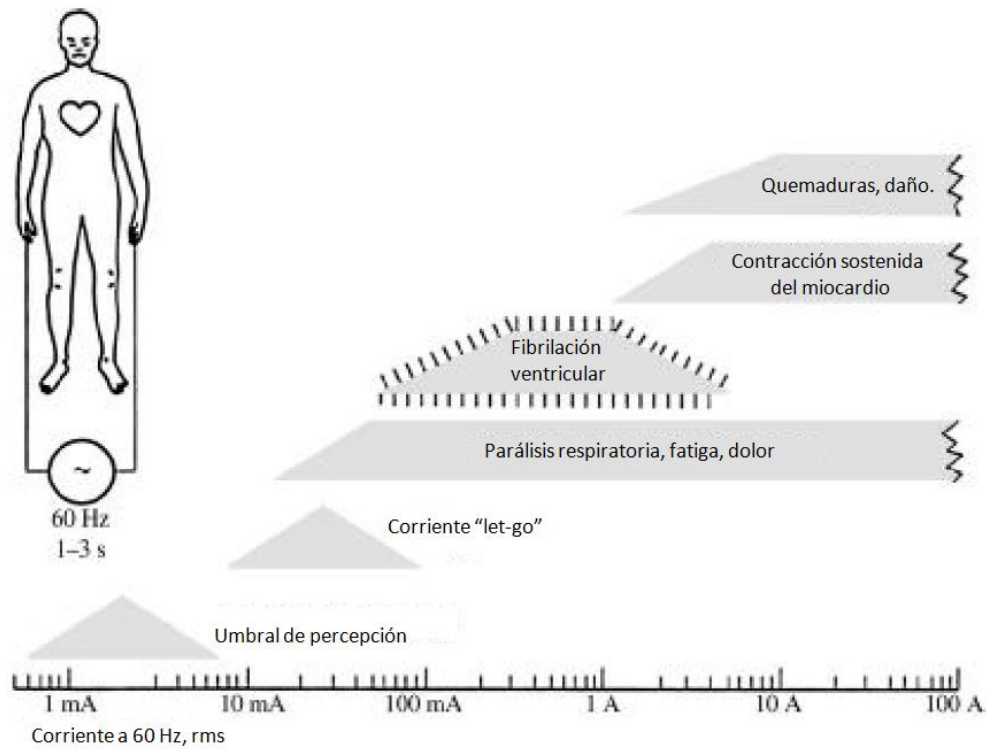


Fig. 16 Efectos fisiológicos de la electricidad.

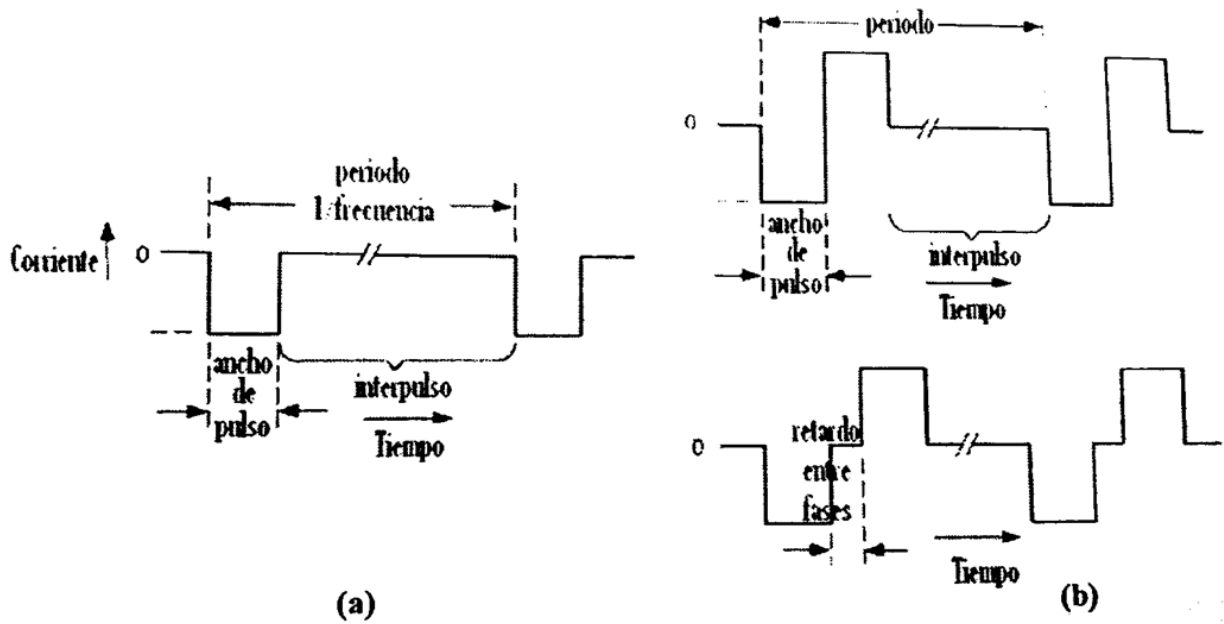


Fig. 17 Características eléctricas del estímulo para pulsos (a)monopolar (b)bipolares.

## 3.2 Módulos del electroestimulador

### 3.2.1 Descripción general

Los circuitos del estimulador están completamente aislados de la línea eléctrica y los parámetros de la onda de estimulación pueden ser modificados plenamente por el tratante. La estimulación puede ser interrumpida en cualquier momento y reanudarse cuando sea requerido con los valores previos a la interrupción o bien pueden ser modificados. El sistema está diseñado para no exceder 7 mA. La siguiente tabla condensa las características del equipo y de las ondas de estimulación.

Tabla 4 Descripción de las características generales del electroestimulador

<b>Modo de estimulación</b>	Bipolar
<b>Forma de estimulación</b>	Por corriente
<b>Carga máxima</b>	40 k $\Omega$
<b>Formas de onda</b>	Monopolar Bipolar balanceada o desbalanceada Bipolar balanceada o desbalanceada con retardo
<b>Frecuencia</b>	0 – 99.9 ciclos por minuto [cpm]
<b>Anchos de pulso (positivo y/o negativo)</b>	0 a 999 [ms]
<b>Tiempo entre pulso positivo y negativo</b>	0 a 999 [ms]
<b>Magnitud de corriente</b>	0.2 a 7 [mA]

Como preámbulo al detalle de cada módulo del equipo que se describen en los subcapítulos siguientes, se presenta un diagrama de bloques que ofrece un conocimiento general de la composición del mismo (figura 18). A groso modo las entradas al sistema son las intensidades de corriente, el tipo de onda de estimulación, los tiempos de duración de pulso e intermedios y, la selección de activación de canales. Los valores y características anteriores se introducen a una *netbook* a través de una interfaz gráfica de usuario, en la cual se realiza el proceso de comunicación con un microcontrolador que a su vez ejecuta algoritmos que manipulan los tiempos y a los convertidores digital-analógicos (DAC), cuyos valores establecen la corriente del estímulo a un arreglo de transistores, los cuales proporcionan la diferencia de potencial adecuada a la impedancia del tejido. Como medida de seguridad el diseño contempla a la

salida del estímulo un microfusible, en este mismo sentido, las fuentes que se emplean en el estimulador son aisladas.

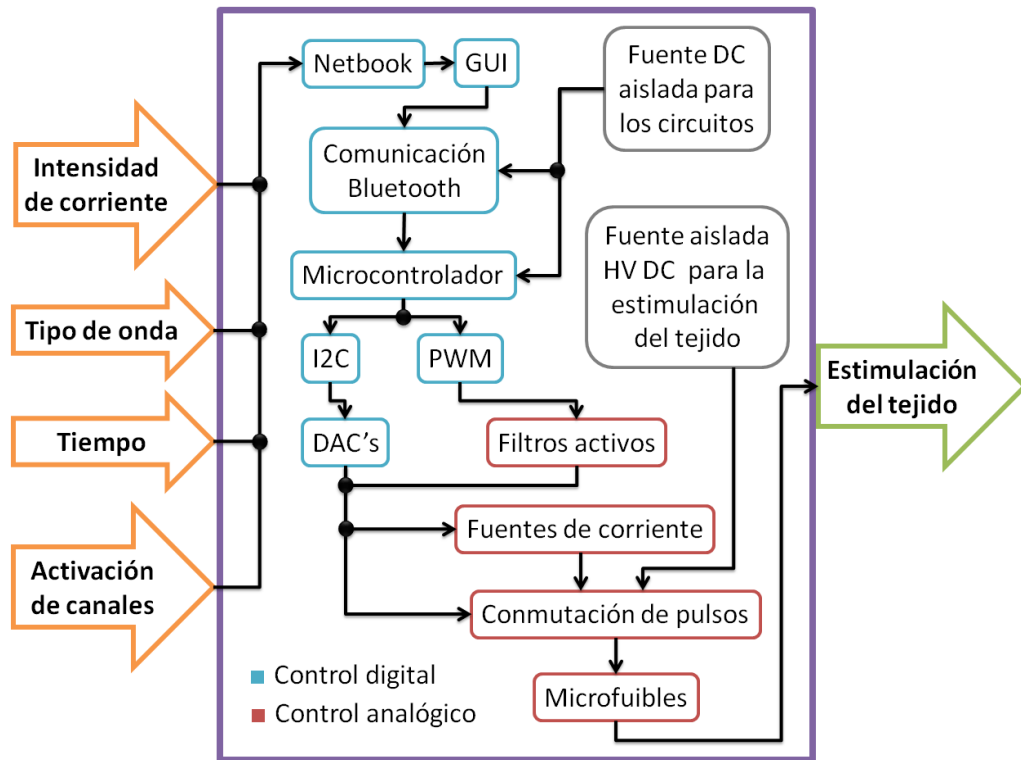


Fig. 18 Diagrama de bloques del electroestimulador.

### 3.2.2 Interfaz gráfica de usuario

La interfaz gráfica de usuario (GUI) está desarrollada en Matlab® (2012a, Mathworks), cabe remarcar que se hizo ejecutable con el fin de que pueda usarse en computadoras que no lo tuviesen instalado. En ella se realiza la recepción de los datos de estimulación para los seis canales, así como la comunicación vía Bluetooth con el microcontrolador. Los elementos que la conforman son los siguientes y se muestran en la figura 19. La figura 20 muestra un diagrama de bloques de la interfaz, no obstante, el funcionamiento específico dentro del programa de cada uno de ellos se describe en los siguientes subcapítulos.

1. Botones:
  - a. *Pushbuttons*.
  - b. Radiales (*Radio button*).

2. Menús de selección (*Pop-up menu*).
3. Ventanas de texto:
  - a. De edición (*Edittext*).
  - b. Fijos (*Statictext*).
4. Barras de desplazamiento (*sliders*)



Fig. 19 Elementos de la GUI

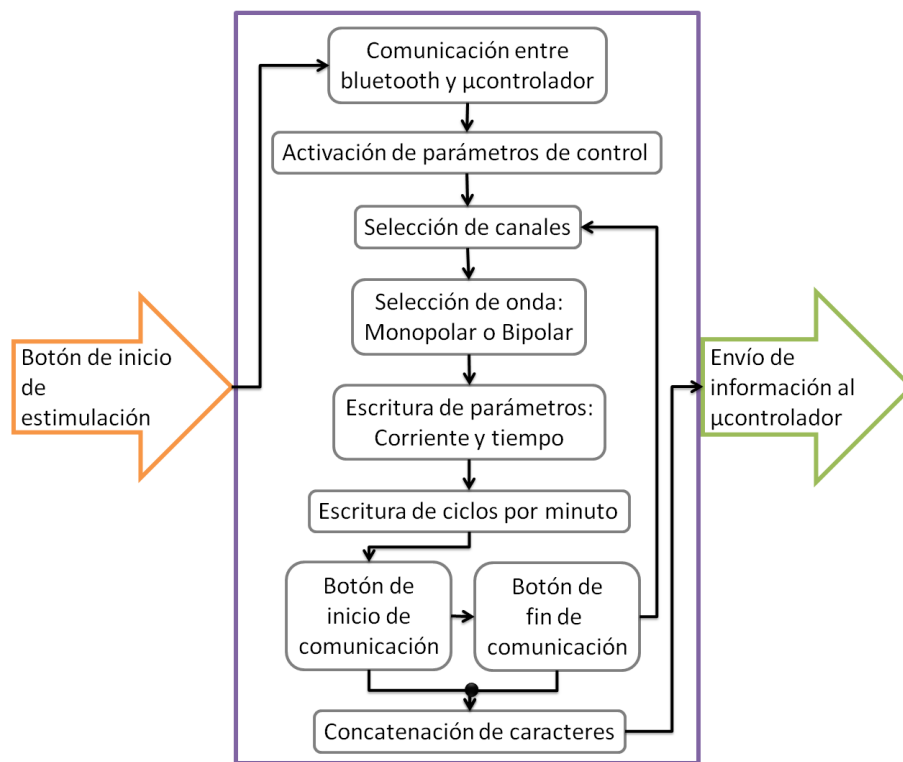


Fig. 20 Diagrama de bloques de la GUI.

### 3.2.2.1 Botón de inicio–finde comunicación, selección de canales y menú de ondas

El botón de inicio/fin de la comunicación es tipo *pushbutton* y en su función se programan los algoritmos necesarios para la comunicación con el módulo bluetooth del microcontrolador. Para lograrlo primero se debe conocer si el *hardware* con el que se pretende trabajar está



disponible. Existen varias formas de hacerlo, la que es de interés para éste trabajo es la identificación de un objeto seguido de su nombre.

Una vez que se ha detectado el *hardware* con el que ha de trabajarse, se debe crear una variable asociada al objeto, la cual debe contener tanto el nombre del dispositivo remoto como su canal de operación. De esta manera se crea en Matlab un identificador que permitirá manipular al bluetooth. Una vez declarada la variable se le da la instrucción al módulo bluetooth de la computadora de abrir el canal de comunicación con el módulo del microcontrolador el cual funge como esclavo, quedando así ambos enlazados. Cabe señalar que los demás elementos de la interfaz no se habilitan hasta que se logra establecer la comunicación.

Por otra parte, se utiliza el mismo botón para iniciar o finalizar la comunicación y el cambio de función se realiza con un condicional que compara cadenas de caracteres, de esta manera se conmutan las tareas. Para detener la comunicación simplemente la computadora cierra el canal y libera al dispositivo esclavo; milisegundos antes de que esto suceda se restablecen todos los valores a cero. El siguiente diagrama de flujo (fig. 20) muestra la lógica de operación de este apartado.

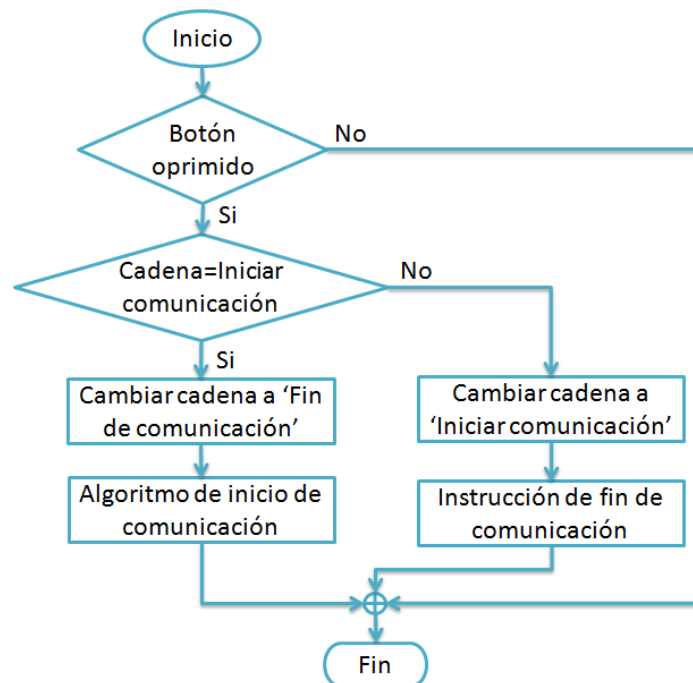


Fig. 21 Diagrama de flujo de la función de inicio/fin de comunicación.

Los botones para seleccionar que canales se desean activar son tipo radiales y la información que de ellos se obtiene es binaria. El algoritmo que cada uno contiene funciona bajo el mismo principio. Cuando se selecciona se envía un uno lógico y en seguida se activa el siguiente elemento de la interfaz: el menú de selección, únicamente del canal seleccionado. Una vez que se deselecciona se desactiva el menú y se ejecuta un ajuste al valor máximo de los ciclos por minuto y que al estar inactivo la suma de los tiempos de duración de pulso positivo, pulso negativo y tiempo intermedio, resulta cero.

Finalmente, cuando se deja activo un canal se libera el funcionamiento del menú que contiene los tipos de onda soportados por el equipo: monopolar y bipolar. Siempre que se selecciona la estimulación monopolar únicamente se activan las dos primeras ventanas de edición de texto que corresponden al pulso positivo; si la onda bipolar es seleccionada se activan todas las ventanas del canal en uso. Esto es posible ya que cada elemento del menú está asociado a un entero, tal valor se procesa y con base en ello el algoritmo decide por comparación que ventanas de texto se deben activar y cuales desactivarse.

### **3.2.2.2 Ventanas de texto**

En la interfaz se tienen dos tipos de ventanas de texto: las editables y las fijas. Éstas últimas son simplemente indicadores de unidades o etiquetas que sirven para dar sentido a los demás elementos; sólo en el caso de los ciclos por minuto se tiene una ventana de texto fijo que muestra el valor máximo que esta variable puede tener, ya que cambia conforme se incrementen o disminuyan los tiempos de estimulación y no debe excederse tal valor ya que de lo contrario se ocasionaría un problema en el control del sistema, puesto que existirían traslapes en la ejecución de los algoritmos en el microcontrolador.

Pasando a las ventanas editables, se tienen cinco por cada canal y están ordenadas de la siguiente manera: corriente positiva en miliamperes, duración del pulso positivo en milisegundos, duración del tiempo entre el pulso positivo y el pulso negativo en milisegundos, magnitud de la corriente negativa en miliamperes y finalmente la duración del pulso negativo en milisegundos (figura 21).

Corriente (+):	<input type="text" value="0"/>	[mA]
Duración de pulso:	<input type="text" value="0"/>	[ms]
Tiempo intermedio:	<input type="text" value="0"/>	[ms]
Corriente (-):	<input type="text" value="0"/>	[mA]
Duración de pulso:	<input type="text" value="0"/>	[ms]

Fig. 22 Ventanas de texto para ingresar parámetros de estimulación.

Para las ventanas de corriente se contemplan candados en la escritura; la cadena no debe exceder de tres caracteres, acepta un número decimal y el valor máximo que permite el sistema son 7 mA. Internamente el algoritmo contenido en las funciones de edición de corriente compara el tamaño del texto ingresado y la magnitud de tal valor, cuando alguno de ellos excede los límites se despliega una ventana de alerta que indica del error cometido, al tiempo que se restablece el valor de la corriente a cero, hasta que el error sea corregido por el usuario. Así mismo, se implementó un código que autocompleta la escritura permitiendo de esta manera ingresar un solo dígito en caso de requerir un valor entero y evita de esta manera al usuario tener que escribir siempre un entero y un decimal.

Un algoritmo parecido al anterior se implementó en las ventanas de texto encargadas de la recepción de los tiempos: el tamaño máximo de la cadena son igualmente tres caracteres pero el valor máximo de tiempo son 999 ms y no acepta números decimales. Análogo a las corrientes, cuando se sobrepasan el tamaño y magnitud máximas se despliega una ventana de error y el valor de tiempo se fija en 0 ms. También se autocompleta internamente la cadena de caracteres cuando el valor del tiempo es menor a 100 ms, en otras palabras cuando se ingresan sólo uno o dos dígitos.

Para finalizar esta sección se explicará el funcionamiento de la captura de los ciclos por minutos y la fijación de su límite. El tamaño máximo de cadena para éste elemento es de cuatro caracteres, y el valor más grande en magnitud es de 99.9 como el resultado de un cálculo interno (ecuación 1), que se realiza cada vez que se ingresa un tiempo en cualquiera de los seis canales, el resultado de la ecuación es desplegado bajo la ventana de edición.

$$cpmm = \frac{60000 [ms]}{\sum_{i=1}^3 \max(t_{pp_{2i-1}}, t_{pp_{2i}}) + \max(t_{int_{2i-1}}, t_{int_{2i}}) + \max(t_{pn_{2i-1}}, t_{pn_{2i}})} [ms] \quad (1)$$

Donde:

$cpmm \equiv$  ciclos por minuto máximos.

$t_{pp} \equiv$  tiempo de duración del pulso positivo del canal  $2i-1$  ó  $2i$ .

$t_{int} \equiv$  tiempo entre pulso positivo y negativo del canal  $2i-1$  ó  $2i$ .

$t_{pn} \equiv$  tiempo de duración del pulso negativo del canal  $2i-1$  ó  $2i$ .

Se acepta un número decimal y se despliegan alertas cuando se exceden los valores máximos, en este caso el valor se fija en 1 cpm, a diferencia de la corriente y el tiempo que se llevan a cero cuando ocurre un error de escritura. Es importante hacer notar que se tiene un candado adicional que impide la activación del botón de inicio/fin de comunicación hasta que el valor de los ciclos por minuto sea corregido. De la misma forma que en los casos anteriores se tiene un algoritmo que completa internamente el texto en caso de no requerir el número decimal o escribir sólo un entero, brindando así comodidad y seguridad al usuario.

### 3.2.2.3 Botón de inicio y fin de estimulación

Este *pushbutton* se encarga de enviar los datos de estimulación al módulo Bluetooth como cadenas de caracteres. Para ello se necesita especificar la variable del objeto asociada al módulo, que fue creada cuando se inició la comunicación. Además, es necesario indicar el tipo de variable en lenguaje C que será enviada, seguida de la cadena a enviar. Tal cadena de caracteres se forma por la concatenación de los datos registrados a partir de las ventanas de texto editables y cuyo orden obedece a la siguiente secuencia, que se inicia de izquierda a derecha y con los datos del canal uno: el primero es el valor de la corriente positiva, en seguida se coloca el tiempo de duración del pulso positivo, luego se escriben los ciclos por minuto, posteriormente se concatenan la magnitud de corriente negativa, el tiempo que ésta se encuentra activa y finalmente el tiempo entre el pulso positivo y el negativo. Hasta este momento sólo se tienen concatenados los datos del canal uno, sin embargo, se conserva el mismo orden para los cinco canales restantes, suprimiendo en todos ellos el valor de los ciclos por minuto ya que sólo es necesario indicarlo una vez. El tamaño total de la cadena es de 94 caracteres y se divide en dos, el motivo de esta partición se explica en el subcapítulo siguiente,

ya que se tomó la decisión a partir de las características del microcontrolador. Con lo anterior queda descrito el modo en que se envían los datos de las ondas de estimulación.

Éste botón funciona de forma similar al de comunicación puesto que con el mismo se controla el comienzo y fin de la estimulación, esto se logra mediante cambios en las leyendas que se despliegan. El principio es muy sencillo, cuando se inicia la estimulación se envían los datos que se ingresaron; todos aquellos canales que no fueron seleccionados mantienen sus valores en cero. Por el contrario, cuando se decide terminar la estimulación se fijan todos los valores de todos los canales a cero, sin embargo, si se decide reanudar la estimulación el sistema es capaz de conservar los valores previos a la interrupción e incluso se tiene la facilidad de inhabilitar un canal activo y habilitar uno que no lo estaba. También se brinda la opción de modificar los valores y activar o desactivar los canales que se deseen antes de la reanudación.

Finalmente, cuando la estimulación está activa los controles de selección de canales no pueden utilizarse, de igual forma, antes de iniciar la estimulación se realiza una comparación del valor máximo de ciclos por minuto que pueden alcanzarse, como medida adicional de seguridad para el propio funcionamiento del equipo.

#### **3.2.2.4 Ajuste de valores**

Esta función está contenida en un *pushbutton*, al oprimirlo se despliega un panel de control que sustituye al principal (figura 23). Éste menú auxiliar tiene las mismas funciones; la diferencia entre ellos es que el nuevo controla los parámetros de tiempo e intensidad de corriente por medio de barras de desplazamiento (*sliders*), con ello se brinda rapidez en el cambio de valores cuando se desconocen las frecuencias, tiempos de activación y reposo de pulsos y cantidades de corriente con las que debe ser estimulado el tejido, puesto que no es necesario detener la estimulación para actualizar los datos. Ésta función se implementó porque al tratarse de un proyecto de investigación que tiene como objetivo la aplicación en seres humanos debe pasar distintas pruebas de experimentación con otros seres vivos antes de llegar al usuario final. Estas funciones tienen efecto únicamente en el canal uno y los últimos valores quedan guardados en ventanas de texto fijo que se muestran en el panel principal una vez que

se ha salido del ajuste de valores, de este modo el usuario tiene a la vista las magnitudes y puede replicarlas en cualquier canal o canales.

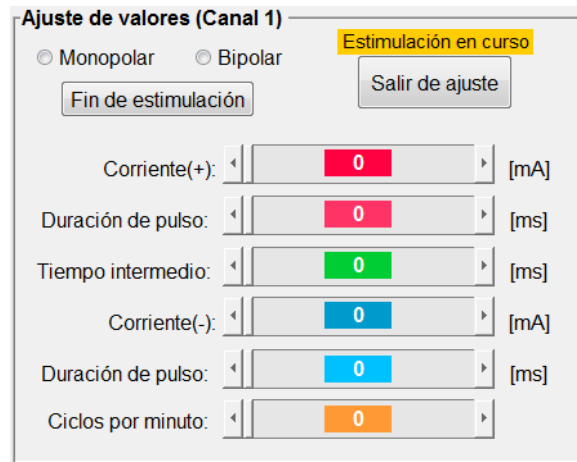


Fig. 23 Panel de control para ajuste de valores mediante barras de desplazamiento.

Las barras de corriente fueron seccionadas en 28 partes y el valor máximo se fijó de igual forma en 7 mA, lo que significa que existen cuatro pasos intermedios entre enteros. A su vez, las barras que controlan los tiempos tienen como límite 99.9 ms y las variaciones están dadas cada 50 ms. La razón de tales espaciados se debe a que éste panel tiene la función de aproximarse de manera rápida a las propiedades más adecuadas de la onda de estimulación cuando se realizan pruebas *in vivo*, estando los ajustes finos a cargo del panel principal. Por otra parte, la barra de los ciclos por minuto se diseñó dependiente de la duración de los pulsos y el tiempo muerto entre ellos, de manera que se fija automáticamente el valor máximo de este parámetro pero sigue permitiendo variarlo hacia valores menores, a su vez, los ciclos por minuto controlan la rapidez con la que se pueden cambiar los valores, siendo ésta máxima cuando se requieren mayor cantidad de ciclos.

Finalmente, se mencionará que los datos que se obtienen de las barras de desplazamiento son de tipo flotante por lo que es necesario realizar una serie de transformaciones. En primer lugar se restringe a uno la cantidad de cifras decimales, para el caso de las corrientes y, posterior a ello se transforma la variable numérica a cadena de caracteres, en este momento se concatenan los datos de la barra en uso con los valores del resto. Una vez que se tiene completa la cadena concatenada se envían los datos al módulo bluetooth para continuar con el proceso de estimulación.

### 3.2.3 Electrónica digital

Esta etapa descansa principalmente sobre una tarjeta de desarrollo Arduino Mega 2560<sup>TM</sup>, basada en un microcontrolador ATmega2560<sup>®</sup> (Véase Anexo 1), cuya programación se llevó a cabo en el entorno de desarrollo integrado (IDE) Arduino 1.0.5<sup>TM</sup>. El microcontrolador es asistido por un módulo de comunicación bluetooth JY-MCU HC-05 y por convertidores digital-analógicos (DAC) PCF8591P. El funcionamiento en conjunto de los dispositivos anteriores se muestra en el siguiente diagrama de bloques y será detallado en los subcapítulos siguientes.

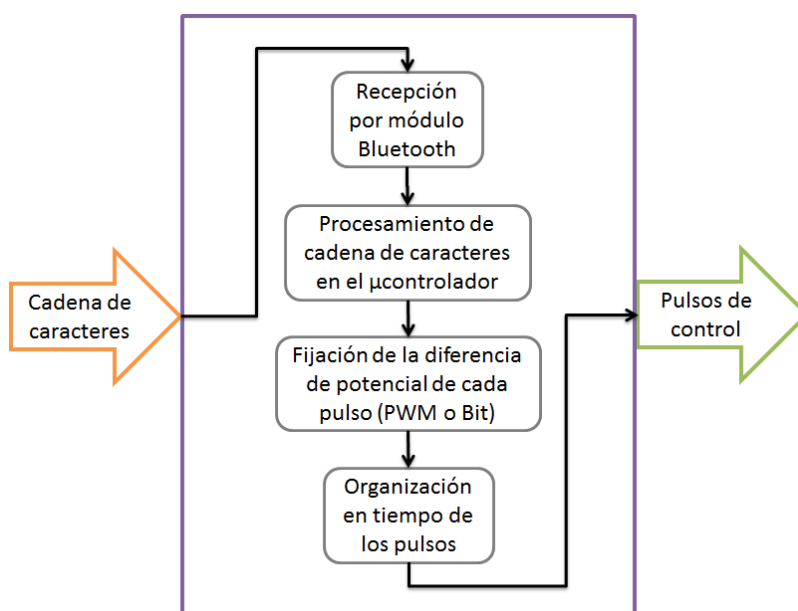


Fig. 24 Diagrama de bloques de la etapa de control digital

#### 3.2.3.1 Algoritmo del microcontrolador

La tarea inicial del microcontroladores interpretar la cadena de caracteres que el módulo bluetooth le transmite por puerto serial. Como se ha descrito en subcapítulos anteriores, la cadena formada en la interfaz de Matlab<sup>®</sup> contiene 94 caracteres, sin embargo debe tenerse en cuenta que la comunicación serial está restringida a un máximo de 64 caracteres [32]. Por lo anterior, fue necesario seccionarla en dos partes: la primera tiene un tamaño de 55 caracteres y por consecuencia la segunda de 39. La información de la primera cadena contiene el valor de los ciclos por minuto, los tiempos y corrientes de los canales uno al tres; del canal cuatro sólo

contiene la información del pulso positivo. Los valores del pulso negativo del cuarto canal se envían en la segunda cadena junto con los datos de los canales cinco y seis.

Una vez que las dos cadenas se han registrado en el microcontrolador, se inicia un proceso de separación de datos, primero por canal y después por las magnitudes físicas del pulso positivo y negativo de cada uno. Hasta este momento tales valores tienen la naturaleza de ser caracteres, así que para poder ser procesados se transforman a enteros (en el caso del tiempo) o flotantes (corrientes y ciclos por minuto). Acto seguido, el microcontrolador relaciona el valor de las corrientes, establecidas en la interfaz, con un valor asociado a un bito a un ciclo de trabajo de una señal de modulación por ancho de pulso (PWM).

Con los valores de corriente asignados se realiza la distribución en el tiempo de los pulsos. Comúnmente en la estimulación eléctrica las ondas de cada canal se envían una tras otra. En el presente trabajo, además de enviarse los estímulos de forma seriada se diseñó un algoritmo que permite trabajar al mismo tiempo dos canales. Lo anterior significa que se envían simultáneamente dos señales de estimulación, con la característica de conservarse independientes en sus magnitudes de corriente, duración de pulsos positivo y negativo (en caso de ser una onda bipolar), y el tiempo muerto o intermedio entre estos. Éste es el modo en el que operan los canales 1 con 2, 3 con 4 y 5 con 6; los canales impares siempre actúan en serie entre sí, de igual forma lo hacen los pares. De lo anterior se puede vislumbrar que existen diversas combinaciones, por ejemplo, se pueden tener activos los dos primeros canales (que actúan siempre en paralelo entre sí) junto con el cuarto y quinto canal, que en conjunto estarían funcionando en serie. La figura 25 ilustra cómo se organizan en el tiempo los pulsos de estimulación de los canales activos.

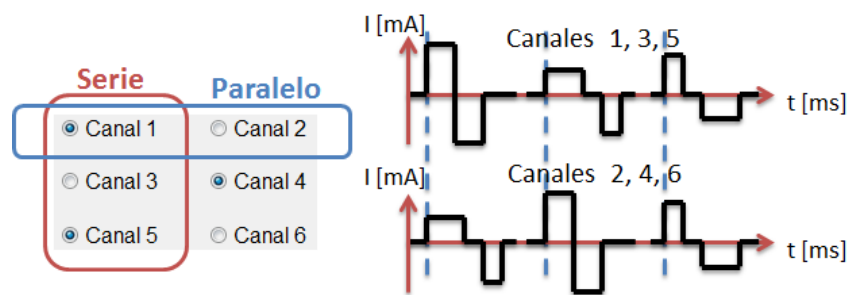
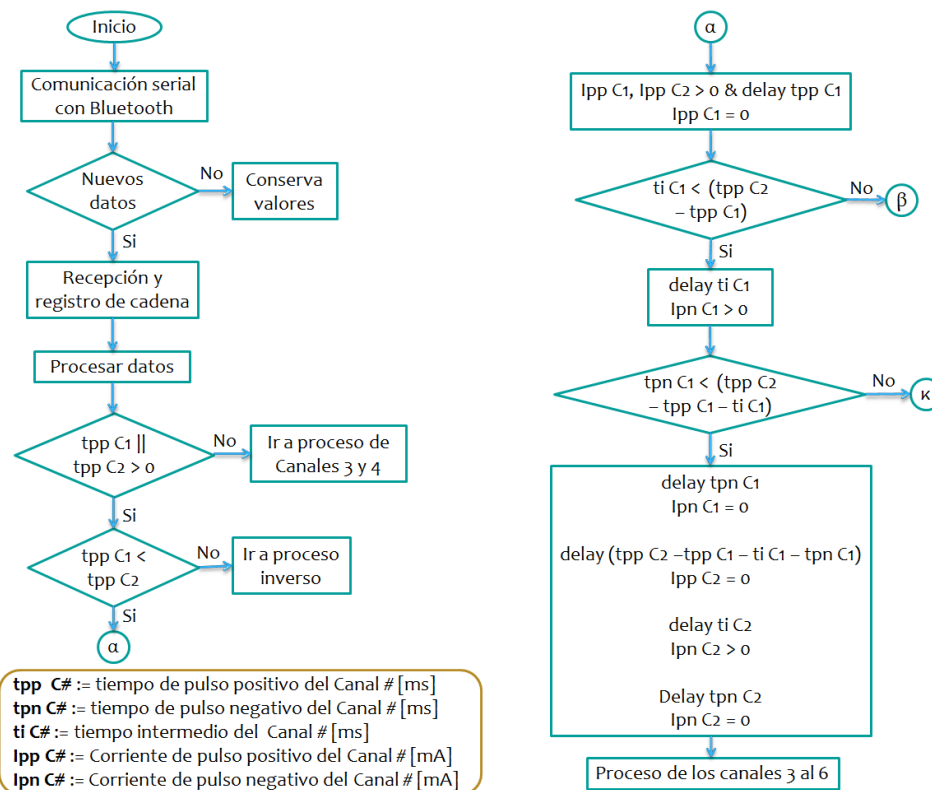


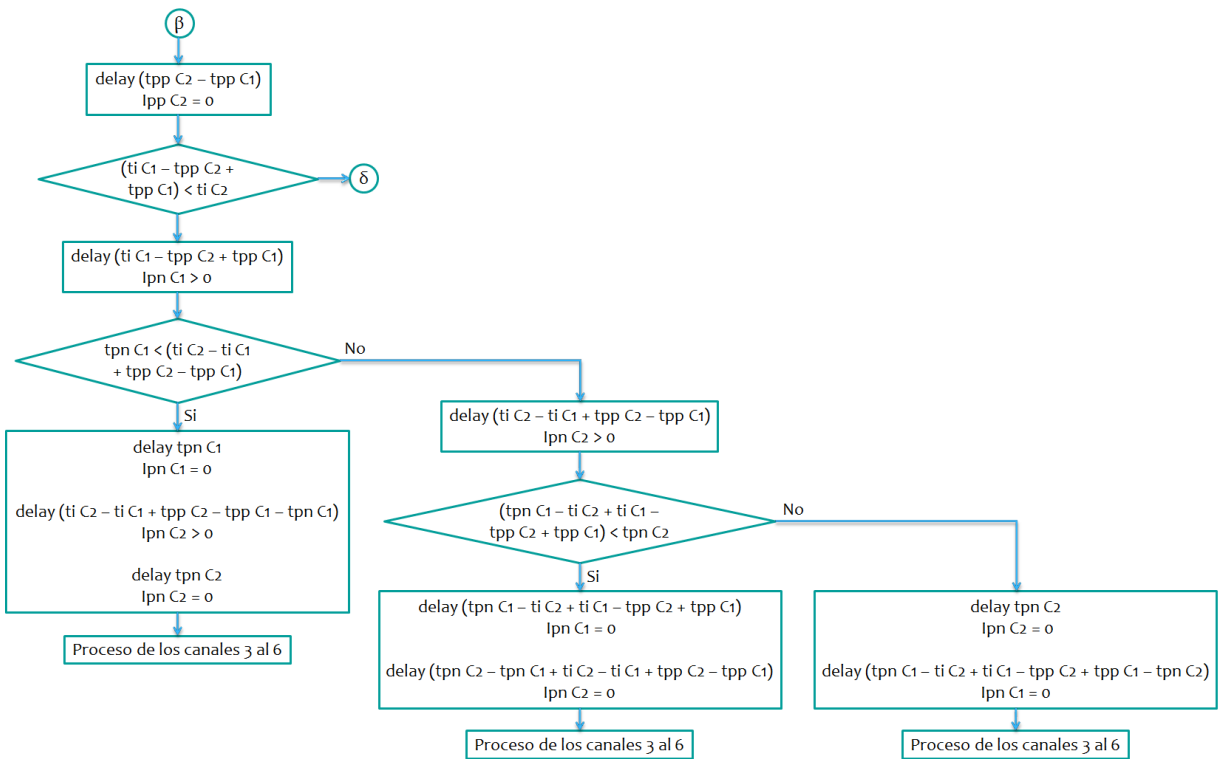
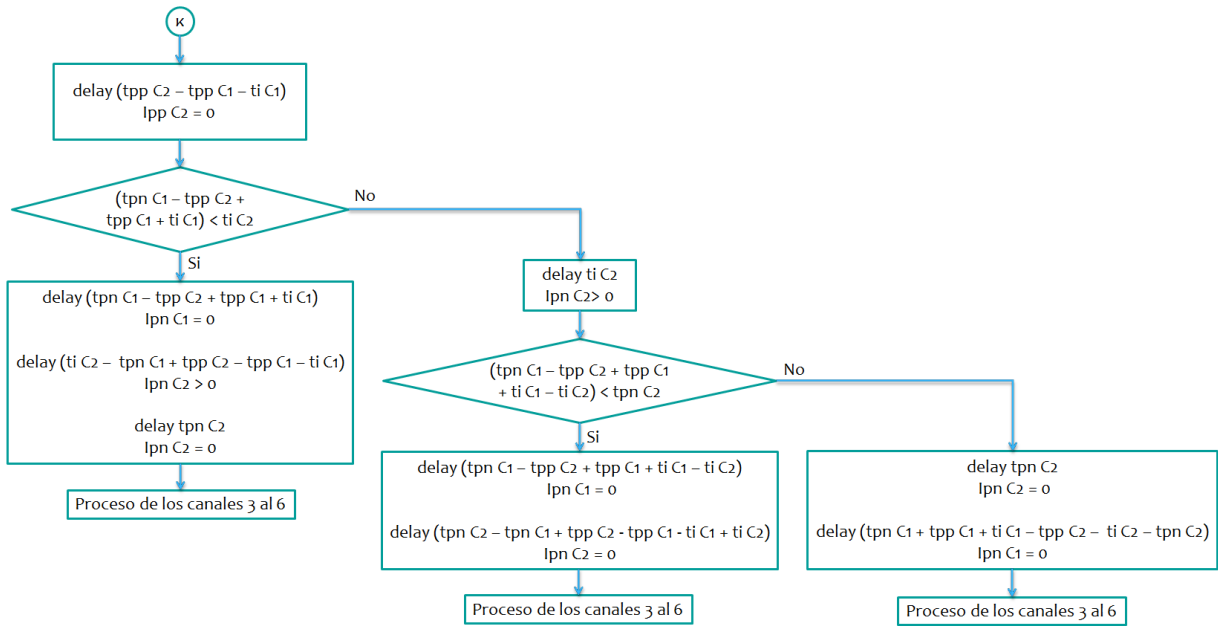
Fig. 25 Distribución en el tiempo de las ondas de estimulación de los seis canales



Finalmente, ya que se tienen organizados los pulsos, éstos se envían a los DAC's utilizando el protocolo de comunicación i<sup>2</sup>c (propia del circuito integrado PCF8591P) para los primeros cuatro canales. Para los canales cinco y seis se envía una señal PWM generada por el microcontrolador a cada filtro activo que funciona como DAC, tal señal posee una resolución de 8 bits a 490 Hz [33]. La programación y funcionamiento de los métodos de conversión anteriores se detallará en el subcapítulos siguiente.

La lógica fundamental de operación del microcontrolador se muestra en el siguiente diagrama de flujo (fig. 26). Se debe mencionar que la distribución de los tiempos se muestra sólo para los canales 1 y 2 y específicamente para cuando la duración del pulso positivo del canal 1 es menor que la duración del pulso positivo del canal 2. Esto se debe a que tales canales funcionan siempre de forma simultánea, de igual forma operan entre sí los canales 3 y 4, 5 y 6, únicamente desfasados por los pares de señales que les preceden. Análogamente se sigue la misma lógica cuando el pulso positivo del canal 2 es menor en tiempo que el 1, la única diferencia es el cambio en el orden de los índices, esto significa que ahora los pulsos del canal dos ocupan las posiciones de los pulsos del canal uno en el diagrama de flujo.





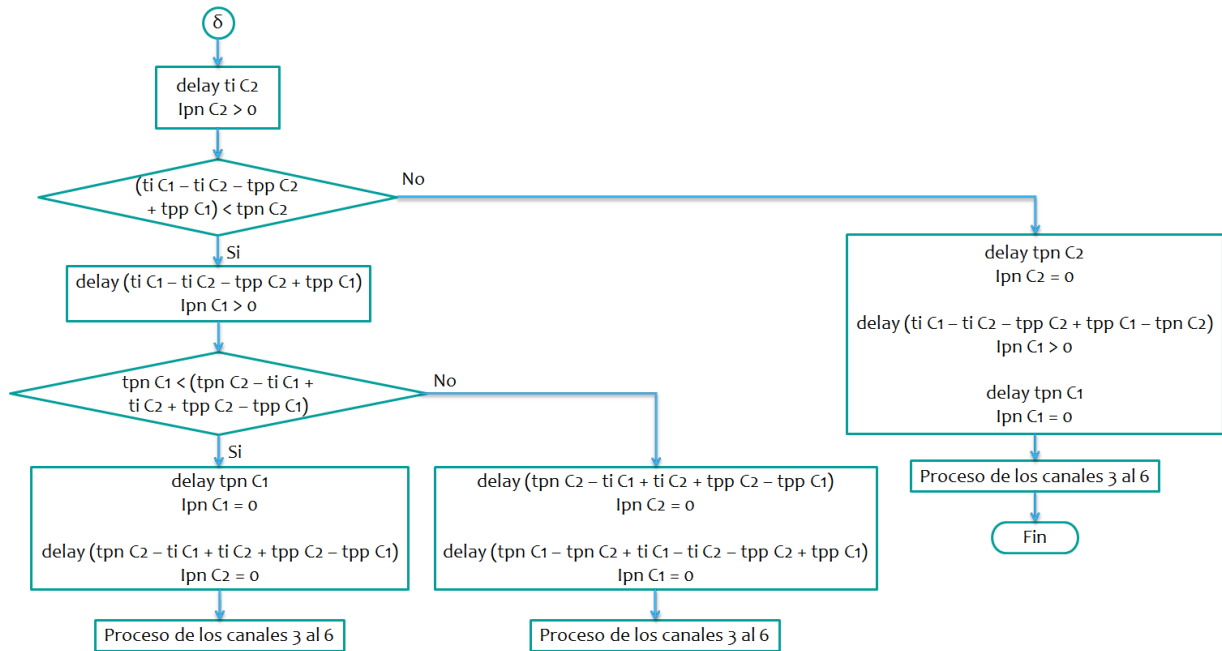


Fig. 26 Diagrama de flujo del algoritmo implementado en el microcontrolador

### 3.2.3.2 Configuración del bluetooth y de los convertidores digital-analógicos

Dado que es común encontrar en una misma área equipos que utilicen tecnología bluetooth es necesario brindar identidad única al proyecto, por lo que se realizaron cambios a las configuraciones de fábrica del dispositivo, como el nombre y la contraseña de acceso (PIN) y por funcionalidad, la velocidad de comunicación. Para tales modificaciones se tienen comandos preestablecidos (véase Anexo 2) que deben enviarse a través del monitor de comunicación serial del IDE hacia la tarjeta, la cual funge como intermediaria entre la computadora y el módulo. Lo anterior significa que los puertos dedicados de transmisión y recepción de datos de la tarjeta están ocupados y dado que a su vez el módulo se comunica con la tarjeta vía serial se crearon dos puertos temporales en los que se conectó el bluetooth. Una vez realizado lo anterior se enviaron los comandos para finalmente quedar el módulo con el nombre de “BLUE”, con código de seguridad “1111” y a una velocidad de transmisión/recepción de 38400 bauds. La velocidad fue elegida luego de realizar pruebas con los módulos del equipo ya integrados, siendo tal la óptima para éste trabajo.

El convertidor PCF8591P (véase Anexo 3) tiene una resolución de 8 bits y su velocidad de respuesta permite generar pulsos con una amplitud de hasta 2 ms. Se utilizaron 8 circuitos integrados que funcionan como esclavos controlados por  $i^2c$  y fueron identificados por medio de direcciones fijas configuradas manualmente mediante tres de sus terminales. Los canales del uno al cuatro operan usando éste chip. Dado que fue alimentado con una diferencia de potencial de 5 V se tiene una resolución de 20 mV; el máximo valor que se emplea en éste trabajo es de 700 mV, en el siguiente subcapítulo se explicará el por qué de tal magnitud. La manera en que se relaciona el valor del bit con el voltaje a la salida del convertidor se obtiene a partir de la siguiente fórmula [34].

$$V_{Aout} = V_{Agnd} + \frac{V_{ref} - V_{Agnd}}{256} \sum_{i=0}^7 D_i \times 2^i \quad (2)$$

En donde  $V_{Agnd}$  es la referencia de la señal analógica obtenida (fijada a cero en este caso),  $V_{ref}$  es el valor máximo de voltaje que se puede alcanzar (5 V) y  $D_i$  es un valor entre 0 y 255, por ser un DAC de 8 bits.

### 3.2.4 Electrónica analógica

La etapa analógica se divide en los filtros activos utilizados como DAC's, las fuentes de corriente constante, los arreglos de conmutación de los pulsos que están en contacto con el tejido a través de los electrodos y las fuentes aisladas de voltaje. Se comenzará con la descripción de los filtros, los cuales se utilizan para generar el voltaje adecuado de los pulsos de estimulación. Se decidió utilizar dos métodos de conversión digital-analógica con el fin de obtener una comparativa que permita en trabajos posteriores emplear las mejores prácticas.

El principio bajo el cual opera éste segundo método es el siguiente: la señal de PWM generada por el microcontrolador oscila entre 0 y 5 V, ésta puede ser descompuesta en una señal de corriente directa a través de un filtro analógico activo tipo paso bajas, con el fin dejar sólo la componente de DC (fig. 27), a la salida del filtro se tendrá un voltaje proporcional al ciclo de trabajo.

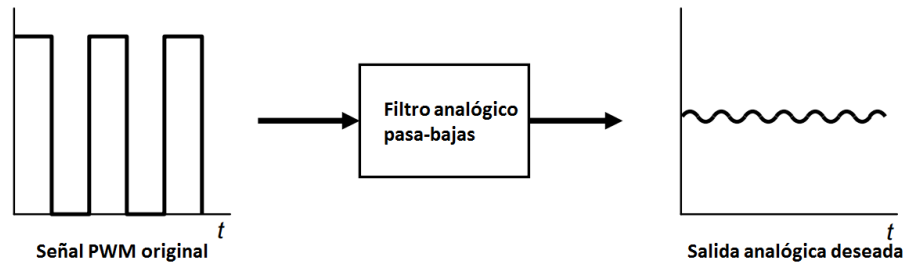


Fig. 27 Filtrado analógico de una señal PWM

El desempeño de éste método se relaciona directamente con la capacidad del filtro para remover los componentes de alta frecuencia de la señal del PWM. Existen diferentes consideraciones para establecer la frecuencia de corte, generalmente se fija al mismo valor de la frecuencia de la señal a demodular [35], sin embargo existen otros criterios que establecen que a frecuencias de corte muy bajas se tiene una señal a la salida con menos rizo a costo de reducir el ancho de banda, por el contrario, a frecuencias de corte muy altas o con atenuaciones en la pendiente (*rolloff*) muy lentas en la banda de rechazo se sacrifica la resolución del convertidor. El ancho de banda y la tasa de atenuación de la pendiente determinan la cantidad de rizo que serán vistos a la salida del filtro. Otro criterio que se debe considerar es el orden del filtro, ya que entre mayor sea se obtiene una mejor atenuación en la banda de rechazo y por lo tanto reduce el rizo a la salida [36].

Tomando en cuenta lo anterior se implementó un filtro pasa-bajas Butterworth de tercer orden, con frecuencia de corte a 16 Hz. Se eligió de así debido a que éste presenta menos rizo en la banda de paso que los tipo Chebyshev o Bessel; evitar el rizo es importante en este caso puesto que se desea obtener una señal cuadrada para lograr la estimulación del tejido. Para diseñarlo se utilizó el programa FilterLab® (v2.0, Microchip), cuya configuración se muestra en la figura 28. Para su instrumentación se utilizó un amplificador operacional de alimentación monopolar (LM324), resistencias de precisión y capacitores de tantalio.

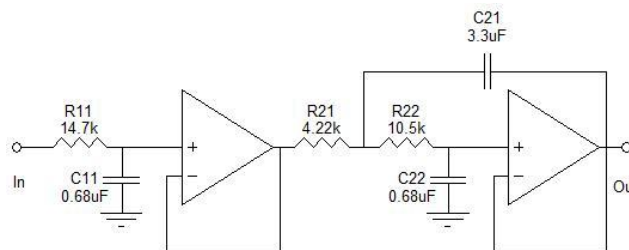


Fig. 28 Filtro pasa-bajas Butterworth de tercer orden

En seguida se describe el funcionamiento de la fuente de corriente. Está formada por un amplificador operacional (LM324), un transistor NPN de alto voltaje para aplicaciones de conmutación (TIP50) y una resistencia de precisión (R2) que denominaremos limitadora (fig. 29).

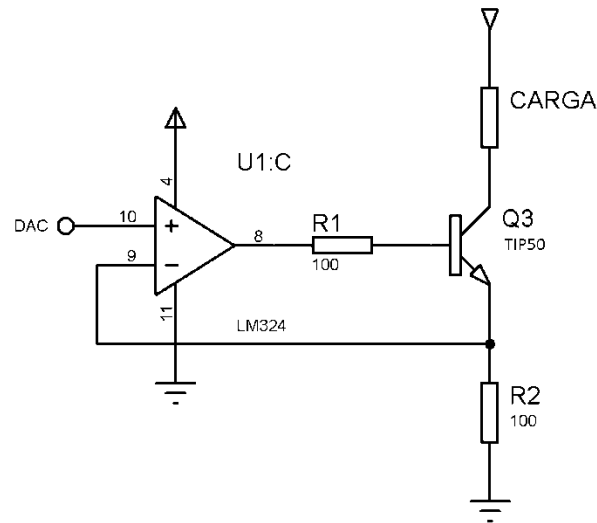


Fig. 29 Fuente de corriente constante.

El amplificador se encuentra en configuración de seguidor de voltaje, en cuya entrada no inversora se conecta el pulso proveniente del convertidor digital-analógico y la no inversora está conectada al emisor del transistor, en éste mismo nodo se conecta la resistencia limitadora R2 aterrizada (a la tierra flotada). El control de corriente se logra con ésta configuración puesto que al ser un seguidor de voltaje, la terminal inversora iguala la diferencia de potencial que recibe la terminal no inversora, cuyos valores van de 20 mV hasta 700 mV. Al estar conectada la resistencia limitadora a la terminal no inversora queda claro que la corriente que circula por ella se conoce a partir de la ley de Ohm. Como se desean pulsos de estimulación por corriente de una magnitud máxima de 7 mA el valor de tal resistencia debe ser de 100  $\Omega$ , tal como lo muestra la ecuación 3.

$$I = \frac{V}{R} = \frac{0.02 \rightarrow 0.7 V}{100 \Omega} = 0.2 \rightarrow 7 mA \quad (3)$$

Hasta este momento se ha logrado establecer en el emisor una corriente controlada. Dado que el transistor está configurado en modo corte y saturación, la corriente que pasa por el colector

será del mismo valor que la que circula por la terminal emisora, independientemente de la carga que se tenga conectada al colector. Lo anterior es uno de los requisitos del sistema, que es mantener la misma corriente independientemente de la impedancia del tejido.

Las fuentes de corriente forman parte del sistema de conmutación que genera los pulsos positivos y negativos, cuyo principio se basa en el concepto de un puente H (fig. 30). La etapa de control digital regula los ciclos de encendido y apagado de los transistores por pares, para una primera etapa de operación se activan Q1-Q2 (pulso positivo) y posteriormente Q3-Q4 para invertir el sentido de la corriente sobre la carga (pulso negativo). Importante es asegurar que jamás se activen los transistores del mismo lado puesto que ello ocasionaría un corto circuito.

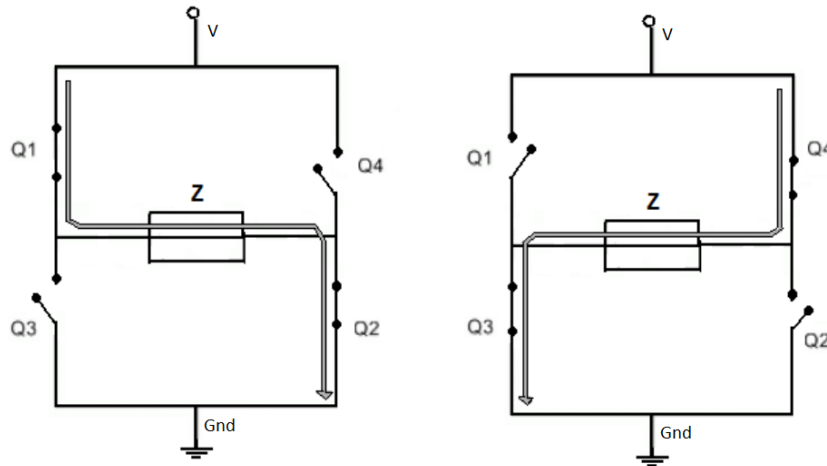


Fig. 30 Principio de funcionamiento de un puente H

El diseño propuesto emplea dos transistores NPN (MPSA44) conectados a la fuente de alto voltaje, configurados como interruptores. Lo anterior significa que cuando la señal de control, conectada a la base, está en nivel bajo (0 V) el transistor permite el flujo de la corriente colector-emisor, por el contrario, cuando llega el pulso de estimulación el transistor deja de conducir, es decir, opera en una lógica negada que podría ocasionar la activación de los transistores del mismo lado. Para lograr que la conducción de corriente entre colector y emisor suceda al mismo tiempo que el pulso de control se implementó un amplificador operacional en configuración inversora, de éste modo se logró obtener la sincronización propia del puente H, esto es, Q1 y Q2 siempre se activan al mismo tiempo con la señal del pulso positivo; Q3 y Q4 se activan sólo con la señal de pulso negativo.

Dado que la corriente máxima por canal está fijada a 7 mA y la carga máxima de estimulación es de 40 kΩ, la potencia nominal de la resistencia de colector del transistor conectado a la fuente de alto voltaje es de 2 W, valor derivado de la siguiente ecuación de potencia eléctrica:

$$P = RI^2 = 40k\Omega(7mA)^2 = 1.96 W \quad (4)$$

Con el fin de evitar corrientes de retorno en el tejido se colocaron dos diodos rectificadores de silicio (1N4004). Como medida de seguridad, se implementó un microfusible de 10 mA (littlefuse 272.010) de respuesta rápida conectado en serie con el tejido.

El circuito de conmutación y control de corriente integrados (fig. 31) constituyen el circuito de estimulación del tejido, conectándose éste en los colectores de los transistores que forman parte de las fuentes de corriente constante. Cabe aclarar que los seis canales funcionan bajo el mismo diseño.

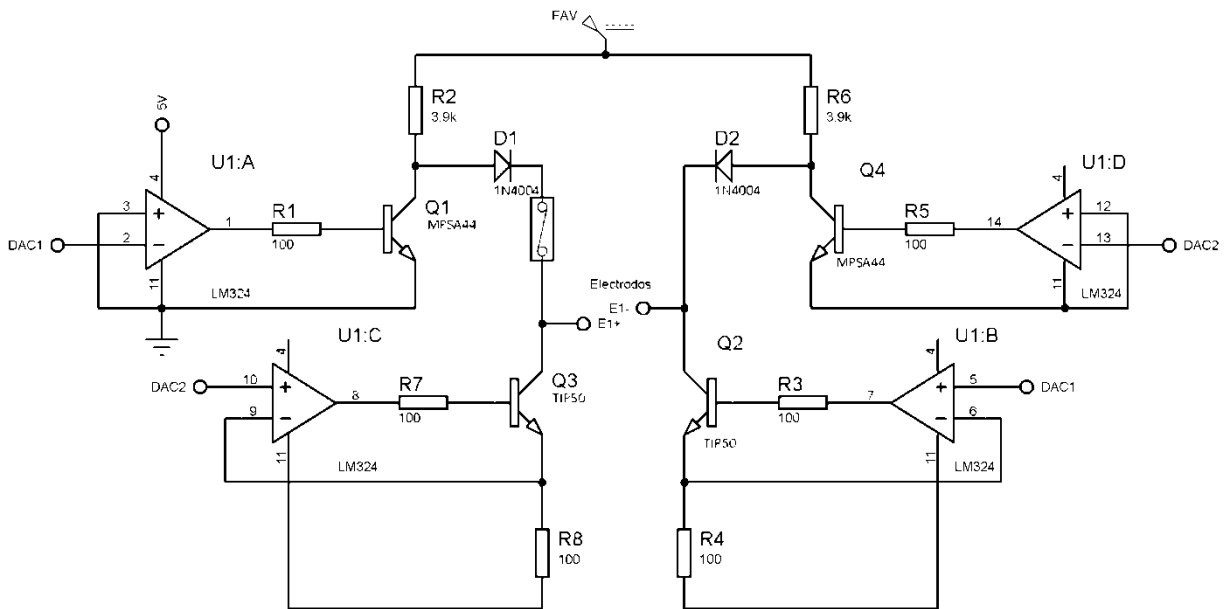


Fig. 31 Circuito de estimulación

Para cerrar el subcapítulo de electrónica analógica se tratarán las fuentes aisladas de voltaje, también llamadas convertidores DC-DC, parte fundamental para la seguridad del paciente. Se utilizó un convertidor de 300V DC (EMCO F03) para la estimulación del tejido, los circuitos electrónicos fueron alimentados con un convertidor de 5V (PTMA402050).



El convertidor de alto voltaje requiere a la entrada una diferencia de potencial de hasta 12 V y dado que su potencia nominal es de 10 W, la corriente máxima que puede suministrar es de 30 mA, teniendo un consumo sin carga de 500 mA y a carga máxima de 1.5 A. Sabiendo lo anterior, se utilizó un voltaje de entrada de 10 V obtenido a partir de un regulador de voltaje variable (LM350), el cual requiere a su entrada una etapa de rectificación de la señal senoidal proveniente del secundario del transformador cuyo voltaje rms es de 18 V, tomado de la derivación central. El valor de los capacitores se obtuvo a partir de la siguiente ecuación [37]:

$$C_{in} = \frac{I_{in}t}{V_{rizo}} = \frac{1.5A(8ms)}{0.6V} = 20000 \mu F \quad (5)$$

Por lo que se utilizaron dos capacitores de 10000  $\mu F$  en paralelo. Ahora bien, para obtener los 10 V a la salida del regulador se requieren dos resistencias, cuyo valor se obtiene a partir de la siguiente forma:

$$V_{out} = 1.25 \left( 1 + \frac{R_2}{R_1} \right) + I_{adj}R_2 \quad \therefore R_2 = \frac{10R_1 - 1.25R_1}{1.25 + I_{adj}R_1} \quad (6)$$

Para  $R_1 = 270 \Omega$ ;  $I_{adj} = 100\mu A$ , se tiene que  $R_2 = 1.8 k\Omega$ .

Con respecto al convertidor de 5 V éste puede recibir a la entrada un voltaje de 36 a 75 V a 10 W. El voltaje de entrada tiene que estar rectificado y filtrado por lo que se emplearon capacitores cuyos valores se calcularon tomando en consideración los siguientes aspectos: debido a que el transformador que alimenta la fuente entrega una diferencia de potencial de 36 V rms, se tienen aproximadamente 51 V y conociendo la potencia de operación del convertidor se tiene que la corriente requerida es de:

$$I = \frac{P}{V} = \frac{10 W}{51 V} = 196 mA \quad (7)$$

En la etapa de rectificación debe considerarse la frecuencia de la línea eléctrica puesto que en las variaciones que se presentan el capacitor debe mantener constante el flujo de corriente antes calculado durante un tiempo de 8 ms. Por lo tanto, el valor del capacitor es:

$$C_{in} = \frac{I_{in}t}{V_{rizo}} = \frac{196mA(8ms)}{0.7V} = 2240 \mu F \approx 2200 \mu F \quad (8)$$

## 4. Pruebas y Resultados

Previo a la experimentación en animales se realizaron pruebas de laboratorio para comprobar el correcto funcionamiento del equipo, a través de mediciones tomadas mediante un osciloscopio (Agilent Technologies DSO3062A) con diferentes valores de resistencias de carbón con un porcentaje de tolerancia del 5%. El parámetro a observar fue la corriente, y se midió de manera indirecta conociendo los valores de las resistencias y registrando la caída de tensión en ellas, a través del osciloscopio. En primer lugar se muestran en la tabla 5 los resultados obtenidos del método de conversión digital-analógica mediante PWM (fig. 32), enseguida, la tabla 6 presenta las respuestas en voltaje de los DAC's integrados (fig. 33).

Tabla 5. Valores obtenidos de la conversión digital-analógica mediante PWM

Ciclo de trabajo PWM	Voltaje [mV]
7	100
12	200
17	300
23	400
28	500
33	600
38	700

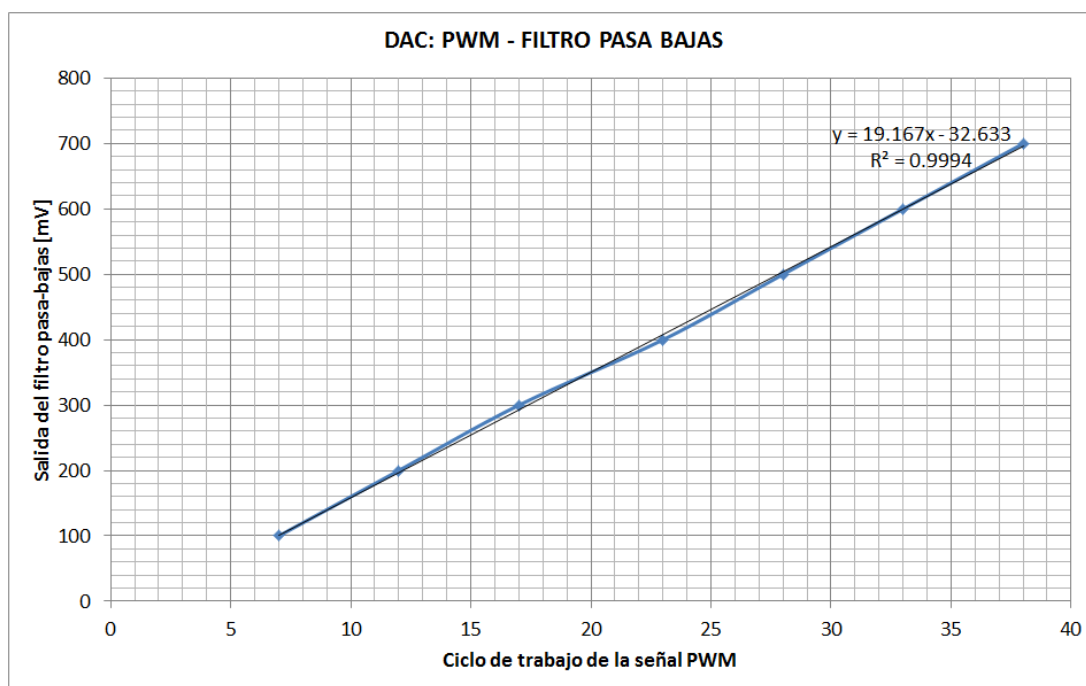


Fig. 32 Relación entre el ciclo de PWM y el voltaje a la salida del filtro pasa-bajas.

Tabla 6. Valores obtenidos a partir del circuito PCF8591

Bit	Voltaje [mV]
8	100
14	200
19	300
24	400
29	500
35	600
40	700

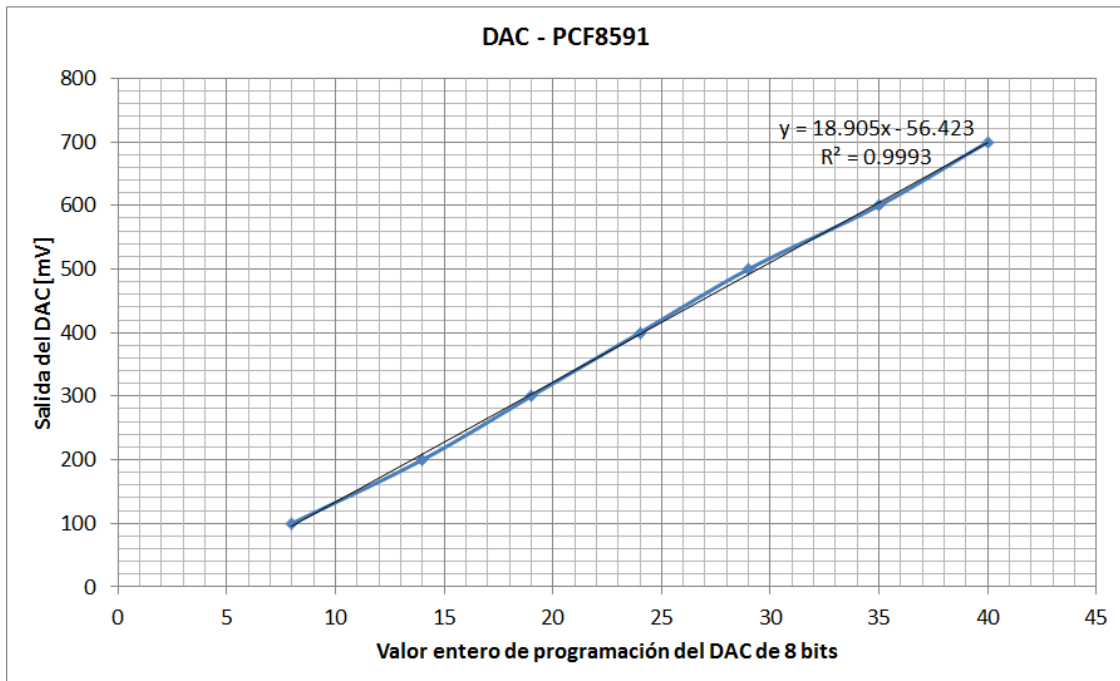


Fig. 33 Relación entre el bit programado y el voltaje a la salida del CI PCF8591.

La figura 34 muestra dos de las pruebas realizadas; la primera con una resistencia de 2.7 kΩ de una onda bipolar simétrica de 1 mA, con duraciones de pulso de 250 ms y un tiempo intermedio del mismo valor con una frecuencia de 22 cpm. La segunda imagen corresponde a una resistencia de 5.6 kΩ con una duración de pulso positivo de 400 ms, tiempo intermedio de 100 ms y 500 ms de pulso negativo a una frecuencia de 20 cpm, de igual forma se programó una corriente de 1 mA.

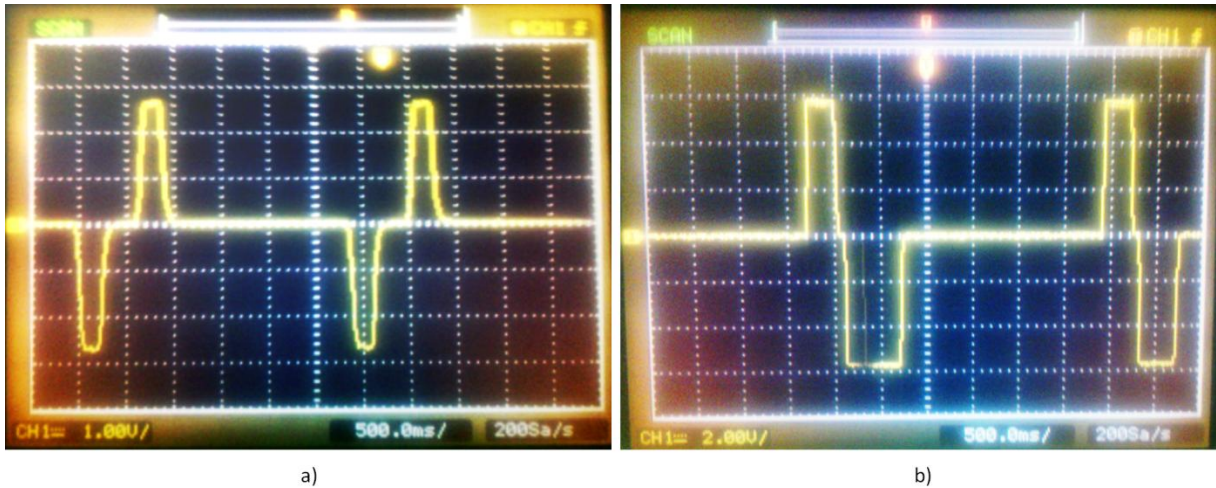


Fig. 34 Pruebas de laboratorio realizadas con resistencias de carbon a) 2.7 k $\Omega$ , b) 5.6 k $\Omega$

El tiempo de respuesta en la generación del pulso, así como la nitidez en la formación de la onda cuadrada que se obtuvo en ambos métodos se presenta en las figura 35, en donde la primera corresponde a la generada por un filtro pasa-bajas con una duración de pulso activo de 100 ms y la segunda al circuito integrado se programó con una duración de 2 ms, ambas señales cuadradas de 700 mV, que corresponde al máximo valor permitido.

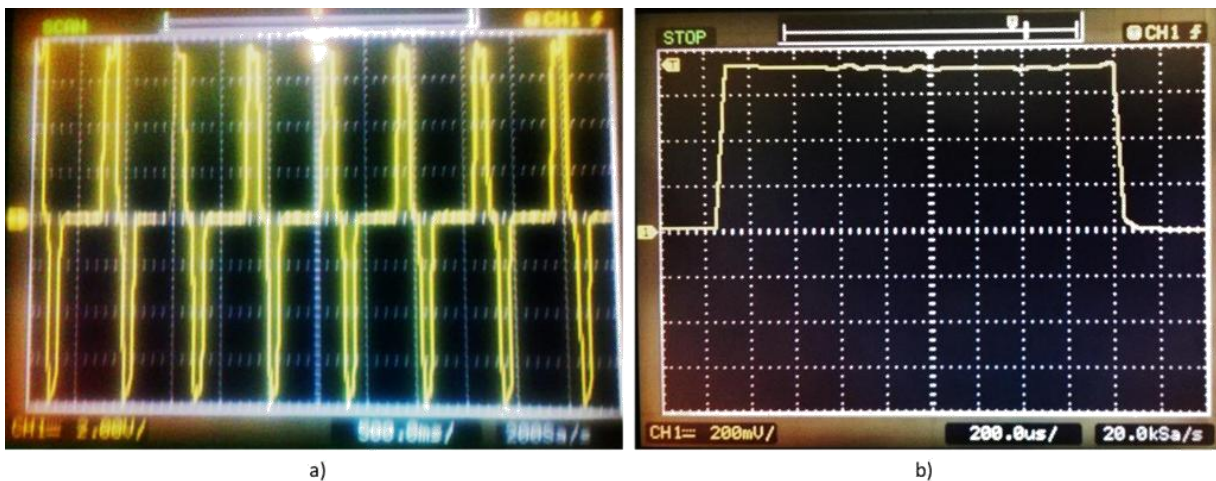


Fig. 35 Comparación de pulsos generados por a) PWM-Filtro pasa bajas, b) CI PCF8591

Una vez que las pruebas de laboratorio fueron hechas se procedió a la experimentación en campo. Los especímenes utilizados fueron 3 roedores macho de la familia Leporidae cepa *New*

*Zealand White*, previamente preparados por un médico veterinario, por quien fueron dispuestos en posición decúbito dorsal con las extremidades en dirección distal (fig 36a), fueron anestesiados y limpiados en la zona abdominal, circundada por un paño estéril, para ser intervenidos posteriormente por el cirujano, quien expuso la vejiga del conejo, mediante el manejo de un bisturí de mango reutilizable con una hoja desechable de acero al carbón, usando guantes de látex estériles. Él mismo llenó la vejiga con solución fisiológica hasta un volumen promedio de 7 mL, mediante una jeringa esterilizada. Se emplearon como electrodos de estimulación agujas quirúrgicas de acero inoxidable, semicirculares, atraumáticas, de sección cilíndrica y punta cónica, dispuestas en las zonas laterales de la vejiga, a nivel del músculo detrusor (fig. 36b), colocadas con la ayuda de un porta-agujas y conectadas al equipo mediante el uso de terminales tipo caimán.

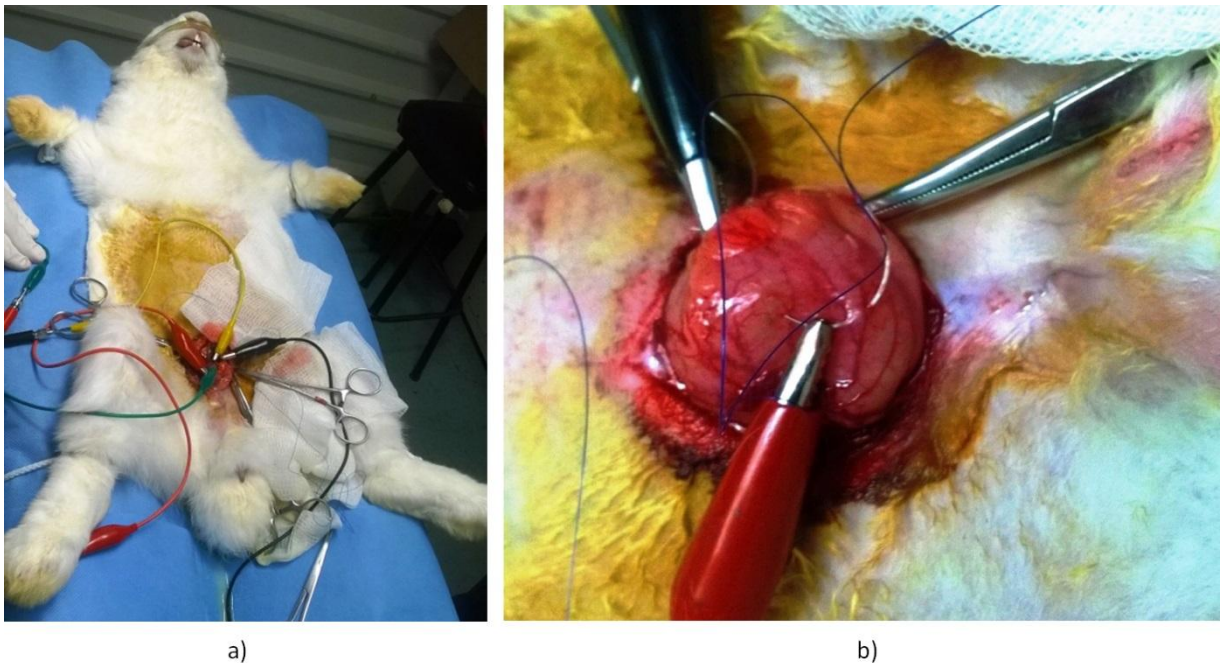


Fig. 36 Pruebas realizadas en conejo a) Disposición del sujeto de pruebas, b) Colocación de los electrodos.

Los valores de los parámetros utilizados en las pruebas en conejo se presentan en la tabla 7, en orden de eficacia, el cual se eligió tomando en cuenta los criterios de contracción del músculo vesical y la cantidad de corriente aplicada para lograrlo.

Tabla 7 Registro de las pruebas realizadas en vejiga de conejo

<b>Tipo de onda</b>	<b>Ciclos por minuto</b>	<b>Corriente de pulso positivo [mA]</b>	<b>Tiempo de duración del pulso positivo [ms]</b>	<b>Tiempo intermedio [ms]</b>	<b>Corriente de pulso negativo [mA]</b>	<b>Tiempo de duración del pulso negativo [ms]</b>	<b>Resultado</b>
Bipolar	99.9	3	120	0	3	120	Exitoso
Bipolar	90	3	120	0	3	120	Exitoso
Bipolar	90	4	120	0	4	120	Exitoso
Bipolar	90	5	120	0	5	120	Exitoso
Bipolar	70	6	120	0	6	120	Exitoso
Bipolar	90	7	120	0	7	120	Exitoso
Monopolar	99.9	7	200	0	0	0	Exitoso
Bipolar	40	6	120	0	6	120	Exitoso
Monopolar	90	7	200	0	0	0	Exitoso
Monopolar	80	7	120	0	0	0	Exitoso
Bipolar	80	3	120	0	3	120	Sin éxito
Bipolar	60	3	120	0	3	120	Sin éxito
Bipolar	99.9	2	120	0	2	120	Sin éxito

Finalmente, con respecto a la experimentación en cerdo, los resultados fueron los siguientes (tabla 8) y se presentan en orden de realización, tomando como referencia los resultados obtenidos en las pruebas con conejo.

Tabla 8 Registro de las pruebas realizadas en vejiga de cerdo

<b>Tipo de onda</b>	<b>Ciclos por minuto</b>	<b>Corriente de pulso positivo [mA]</b>	<b>Tiempo de duración del pulso positivo [ms]</b>	<b>Tiempo intermedio [ms]</b>	<b>Corriente de pulso negativo [mA]</b>	<b>Tiempo de duración del pulso negativo [ms]</b>	<b>Resultado</b>
Bipolar	99.9	3	120	0	3	120	Sin éxito
Bipolar	90	3	120	0	3	120	Sin éxito
Bipolar	99.9	4	120	0	4	120	Sin éxito
Bipolar	80	6	120	0	6	120	Exitoso
Bipolar	80	6	120	0	6	120	Sin éxito
Bipolar	95	6	120	0	6	120	Exitoso
Bipolar	80	7	120	0	7	120	Sin éxito
Bipolar	70	6.5	120	0	6.5	120	Sin éxito
Bipolar	90	6.5	120	0	6.5	120	Sin éxito
Bipolar	95	6.5	120	0	6.5	120	Sin éxito
Bipolar	95	6.5	120	0	6.5	120	Sin éxito

## 5. Discusión

De los resultados anteriormente mostrados en las gráficas que relacionan el voltaje a la salida del filtro o del circuito integrado, se puede observar que ambos métodos presentaron un comportamiento lineal en la zona de interés, que va de 0 a 700 mV, lo que se sustenta en el valor del coeficiente de correlación ( $r^2$ ) obtenido por Excel 2007®, cuyo valor en ambos casos fue prácticamente uno: 0.9994 y 0.9993 respectivamente. En relación a las fotografías se tuvo para el primer caso un voltaje registrado en el osciloscopio de 2.8 V y tomando en cuenta que la resistencia fue de 2.7 k $\Omega$ , se tiene por ley de Ohm que la corriente que por ella circuló fue de 1.037 mA lo que implica un error relativo del 3.7% con respecto al valor programado de 1 mA. Para el segundo caso, cuando la resistencia fue de 5.6 k $\Omega$  se obtuvo una diferencia de potencial de 5.6 V por lo que la corriente fue de 1 mA, tal como fue programado.

En lo que al tiempo de respuesta concierne, se obtuvo que la señal generada por la filtración de la señal PWM presenta un retardo mayor para alcanzar la magnitud de voltaje mencionada (700 mV) de aproximadamente 50 ms, mientras que la obtenida por el PCF8591 alcanza el mismo valor en poco menos de 120  $\mu$ s. Con respecto a la estabilidad en el pulso se observó que las variaciones máximas con respecto al valor de voltaje deseado fue de  $\pm 40$  mV en el método analógico y de  $\pm 20$  mV en el generado por el circuito integrado.

Antes de pasar a la experimentación en campo, debe mencionarse que objetivo del proyecto es vaciar la vejiga empleado la menor cantidad de energía con el fin de alejarse al máximo de la zona de afectación al tejido (10 mA), de las pruebas anteriores se encontró que para lograrlo se requiere de una onda de estimulación bipolar y una alta frecuencia en los ciclos por minuto, ya que con corrientes menores a 3 mA no se logran contracciones y por consecuencia no se vacía la vejiga, por otra parte a frecuencias menores que las presentadas en la tabla 7, conservando una corriente mínima de 3 mA, tampoco se logra generar actividad muscular. Cabe mencionar que con una onda bipolar simétrica de 7 mA y 120 ms de duración de ambos pulsos, sin tiempo intermedio y con una frecuencia de 90 ciclos por minuto se logró un vaciamiento rápido y visible. Las evidencias fueron registradas por una cámara de video.

Finalmente, en lo que respecta al experimento en cerdo cabe hacer hincapié en que las magnitudes físicas de la onda de estimulación empleadas fueron las más adecuadas para

conejo por lo que el efecto de las mismas sobre la vejiga de un cerdo pueden no ser las más adecuadas. De las pruebas anteriores se observa que la vejiga del cerdo requiere de una cantidad mayor de corriente y una frecuencia menor que la del conejo para lograr vaciarla. Lo cual fue alcanzado con una onda bipolar simétrica de 6 mA, con duración de pulsos de 120 ms, sin tiempo intermedio a 80 cpm. Sin embargo, al repetir tales condiciones o cercanas a ellas, no se tuvo respuesta satisfactoria más que sólo una vez posterior, probablemente debido a que el órgano entró en un estado refractario y fue incapaz de reaccionar a la acción de excitación eléctrica de las fibras musculares, así como al cambio de ubicación de los electrodos en el tejido.



## 6. Conclusiones y perspectivas

A partir de todo lo tratado anteriormente, se formulan las siguientes conclusiones. En primer lugar se tiene que el método de conversión digital-analógico del circuito integrado presenta una velocidad de respuesta superior al método analógico, además de ser más estable en la zona activa del pulso, por otro lado la linealidad de ambos métodos es sumamente aceptable. Por otra parte, en la evaluación costo-beneficio deberá considerarse si realmente se requiere de un tiempo de respuesta muy pequeño (menor a 120  $\mu$ s), una vez que se tenga un análisis extenso de las características óptimas de la onda de estimulación para vaciar la vejiga; en este sentido el DAC analógico representa aproximadamente un 25% del costo del circuito integrado.

En el ámbito de las pruebas en campo, en lo que a la experimentación con conejos se refiere, se logró en la mayoría de ellas vaciar exitosamente la vejiga y se obtuvieron parámetros que pueden tomarse como base para realizar más pruebas bajo las mismas condiciones y comprobar su repetibilidad. Con respecto a la prueba en cerdo, el éxito no fue alcanzado de la misma forma dado que fue la primer y única prueba realizada en este tipo de mamífero, no obstante se logró el vaciado de la vejiga en dos ocasiones. Si bien las pruebas iniciales no dieron resultados favorables se debe a que las condiciones propias de la vejiga de un cerdo difieren de las de un conejo, como puede ser el tamaño del órgano y la densidad de las fibras musculares a estimular que por ser de mayor tamaño supone un requerimiento mayor de energía, suposición válida ya que al incrementarse la corriente se logró el primer vaciamiento. Otra situación que propició que el vaciado no se volviera a presentar inmediatamente es el hecho de haber cambiado la posición de los electrodos. Evidentemente las hipótesis anteriores cesarán toda vez que se realicen más experimentos, partiendo de una corriente de 6 mA y documentando la colocación de los electrodos. Al vaciar la vejiga en diferentes especímenes se muestra que el equipo es capaz de trabajar correctamente independientemente de la magnitud de la impedancia del tejido, así mismo con el uso de los convertidores DC-DC el tejido queda completamente aislado de la línea eléctrica. Por otra parte al poseer una interfaz de usuario resulta más sencillo realizar cambios en los parámetros de estimulación cuando se realizan pruebas en campo. En lo que respecta a la estimulación por ondas en paralelo se debe mencionar que el equipo fue capaz de generarlas, sin embargo las pruebas realizadas fueron

escasas y no suficientes para ser documentadas. En conclusión, se afirma que en esta primera etapa el equipo cumple con el objetivo primordial de ésta tesis, se logró el vaciamiento vesical *in vivo*.

Como perspectiva se propone continuar con la experimentación en campo con el fin de recabar información y encontrar los parámetros óptimos en cerdo para posteriormente usarlo en seres humanos, con la visión de ser replicado éste equipo a un nivel implantable y permitir de ésta manera a las personas que padecen alguna de las patologías presentadas en esta tesis, recuperar la calidad de vida. Este principio puede aplicarse a más órganos del ser humano.

## Referencias

---

- [1] Castellano, Mauro y De la Fuente, Jorge. *Vejiga Neurogénica: Consecuencias Nefrológicas y su Manejo*. Servicio de Nefrología y Programa de Trasplantes Renales, Hospital Privado-Centro Médico de Córdoba. Argentina, 19 de Julio de 2012.
- [2] Allen K, Goodman C. *Using Electrical Stimulation: A guideline for allied Health Professionals*. Sydney Local Health District and Royal Rehabilitation Centre. Sydney, Australia 2014.
- [3] Bonilla, María Alejandra, et al. *Incontinencia Urinaria en la Persona Adulta Mayor*. Programa Nacional de Atención al Envejecimiento, Secretaria de Salud. México, 2010.
- [4] Servicios de salud de Yucatán. <<http://salud.yucatan.gob.mx/?p=2433>> [Usada el 19 de noviembre de 2013].
- [5] INEGI. <<http://cuentame.inegi.org.mx/monografias/informacion/Yuc/Poblacion/default.aspx?tema=ME&e=31>> [Usada el 13 de abril de 2014].
- [6] INEGI. <<http://cuentame.inegi.org.mx/poblacion/habitantes.aspx?tema=P>> [Usada el 13 de abril de 2014].
- [7] Escuela Nacional de Estudios Superiores, Unidad León - UNAM. <[http://enes.unam.mx/?lang=es\\_MX&cat=sociedad&pl=para-el-2050-mas-de-la-cuarta-parte-de-la-poblacion-en-mexico-sera-vieja](http://enes.unam.mx/?lang=es_MX&cat=sociedad&pl=para-el-2050-mas-de-la-cuarta-parte-de-la-poblacion-en-mexico-sera-vieja)> [Usada el 13 de abril de 2013].
- [8] García Fernández, et al. *Electroestimulación vesical transuretral en la vejiga neurogénica: Resultados preliminares*. Revista de cirugía infantil. Argentina, 1999.
- [9] Opisso, E et al. *Estimulación eléctrica del nervio pudendo: una opción para el tratamiento de la hiperactividad neurogénica del detrusor*. Trauma Fund MAPFRE Vol. 22, 2011.
- [10] Van de Graaf, Kent y Ward Rhees. *Anatomía y fisiología humanas*. 2ª Edición, McGraw-Hill. Pp. 387-390.
- [11] Guyton, Arthur y Hall, John. *Tratado de fisiología médica*. 11a Edición, ElsevierHealthSciences. Pp 311-313.
- [12] Porth, Carol. *Fisiopatología*. 7a Edición. Editorial Panamericana, 2006. Pp. 856-861.
- [13] British Medical Journal. *Electrical stimulation of the bladder*. Leading articles. April 17, 1965.
- [14] G. S. Brindley, et al. *An implant to empty the bladder or close the urethra*. Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry. London, 1977.
- [15] G. S. Brindley, et al. *Sacral anterior root stimulators for bladder control in paraplegia*. International Medical Society of Paraplegia. London, England, 1982.
- [16] García Fernández, et al. *Electroestimulación vesical transuretral en la vejiga neurogénica: Resultados preliminares*. Revista de cirugía infantil. Córdoba, Argentina, 1999.
- [17] Gaunt, Robert and Prochazka, Arthur. *Control of urinary bladder function with devices: successes and failures*. Elsevier - Progress in brain research, 2006.
- [18] Webster John. *Medical Instrumentation Application and Design*. 4th Edition. Wiley 2009. Pp. 600-602, 639, 640.
- [19] Velarde, Laura. *Electroestimulación de raíces sacras anteriores como tratamiento de la vejiga neuropática de pacientes lesionados medulares: experiencia preliminar*. Revista Chilena de Urología, 2013.

- 
- [20] Ginsberg, David. *Optimizing Therapy and Management of Neurogenic Bladder*. The American Journal of Managed Care, July 2013.
- [21] Peters KM, et al. *Consider percutaneous tibial nerve stimulation over tolterodine for OAB in select patients*. OBG Management, November 2013.
- [22] Chew, Daniel, et al. *A Microchannel Neuroprosthesis for Bladder Control After Spinal Cord Injury in Rat*. Science Translational Medicine. November 6, 2013.
- [23] Merrill, et al. *Electrical stimulation of excitable tissue: design of efficacious and safe protocols*. Journal of Neuroscience Methods, Vol. 141, pp. 171-198, 2005.
- [24] Prutchi and Norris. *Design and development of medical electronic instrumentation: A practical perspective of the design, construction and test of medical devices*. John Wiley & Sons Inc. Pp 305-335, 2005.
- [25] Kajbafzadeh A, Sharifi-Rad L, Dianat S. (2010) *Efficacy of transcutaneous functional electrical stimulation on urinary incontinence in myelomeningocele: results of a pilot study*. International Braz J Urol . Sep-Oct;36(5):614-20.
- [26] Lordêlo P, Teles A, Veigaet ML et al (2010) *Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation in Children With Overactive Bladder: A Randomized Clinical Trial*. International Braz J Urol, pp. 683-689.
- [27] Svihra J, Kura E, Luptak J et al (2002) *Neuromodulative treatment of overactive bladder - non invasivetibial nerve stimulation*. Bratisl Lek Listy; 103 (12): 480-483.
- [28] Schneider H (2001) *Implantatekatalog Teil IV: Elektrostimulation. Medizinischer Dienst der Spitzenverbände der Krankenkassene. V. Fachbereich Beratungsdienste*. August 2001, Deutschland.
- [29] Barnett R, Furness J, Hirst G et al. *Verfahren und vorrichtung zum behandeln von inkontinenz*. Patent DE 60036873 T2, August 2008.
- [30] Kiss G (2004) *Die Rolle der Elektrotherapie bei der Inkontinenz des Mannes*. Journal für Urologie und Urogynäkologie; 11(1), 33-37.
- [31] Uranga A (2001) *Desarrollo de un estimulador eléctrico integrado implantable para el control de la micción en lesionados medulares*. Universidad Autónoma de Barcelona, Departamento de Ingeniería Electrónica. Tesis doctoral, pp. 115-130; ISBN 8469978179.
- [32] Arduino Reference, Serial <<http://arduino.cc/en/Serial/Available>> [Usada el 25 de noviembre de 2014].
- [33] Arduino Reference, PWM < <http://arduino.cc/en/Reference/AnalogWrite>> [Usada el 25 de noviembre de 2014].
- [34] NXP Semiconductors. *PCF8591 Product data sheet*. 27 June 2013, Nederland.
- [35] Ibarra, Mario. *Tecnologías para el procesamiento digital de señales*. Departamento de Ingeniería en Telecomunicaciones. Facultad de Ingeniería, UNAM. Junio de 2014.
- [36] Alter D (2008). *Using PWM Output as a Digital-to-Analog Converter on a TMS320F280x Digital Signal Controller*. Texas Instruments Application Report 2:4 SPRAA88A.
- [37] Alonso, Luz. *Estimulador eléctrico transcutáneo para la prevención de efectos post-operatorios intestinales*. Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional. Tesis de Maestría, pp 88-89. Marzo, 2007.



### Atmel ATmega640/V-1280/V-1281/V-2560/V-2561/V

8-bit Atmel Microcontroller with 16/32/64KB In-System Programmable Flash

#### SUMMARY

#### Features

- High Performance, Low Power Atmel® AVR® 8-Bit Microcontroller
- Advanced RISC Architecture
  - 135 Powerful Instructions – Most Single Clock Cycle Execution
  - 32 × 8 General Purpose Working Registers
  - Fully Static Operation
  - Up to 16 MIPS Throughput at 16MHz
  - On-Chip 2-cycle Multiplier
- High Endurance Non-volatile Memory Segments
  - 64K/128K/256KBytes of In-System Self-Programmable Flash
  - 4Kbytes EEPROM
  - 8Kbytes Internal SRAM
  - Write/Erase Cycles:10,000 Flash/100,000 EEPROM
  - Data retention: 20 years at 85°C/ 100 years at 25°C
  - Optional Boot Code Section with Independent Lock Bits
    - In-System Programming by On-chip Boot Program
    - True Read-While-Write Operation
  - Programming Lock for Software Security
    - Endurance: Up to 64Kbytes Optional External Memory Space
- Atmel® QTouch® library support
  - Capacitive touch buttons, sliders and wheels
  - QTouch and QMatrix acquisition
  - Up to 64 sense channels
- JTAG (IEEE® std. 1149.1 compliant) Interface
  - Boundary-scan Capabilities According to the JTAG Standard
  - Extensive On-chip Debug Support
  - Programming of Flash, EEPROM, Fuses, and Lock Bits through the JTAG Interface
- Peripheral Features
  - Two 8-bit Timer/Counters with Separate Prescaler and Compare Mode
  - Four 16-bit Timer/Counter with Separate Prescaler, Compare- and Capture Mode
  - Real Time Counter with Separate Oscillator
  - Four 8-bit PWM Channels
  - Six/Twelve PWM Channels with Programmable Resolution from 2 to 16 Bits (ATmega1281/2561, ATmega640/1280/2560)
  - Output Compare Modulator
  - 8/16-channel, 10-bit ADC (ATmega1281/2561, ATmega640/1280/2560)
  - Two/Four Programmable Serial USART (ATmega1281/2561, ATmega640/1280/2560)
  - Master/Slave SPI Serial Interface
  - Byte Oriented 2-wire Serial Interface
  - Programmable Watchdog Timer with Separate On-chip Oscillator
  - On-chip Analog Comparator
  - Interrupt and Wake-up on Pin Change
- Special Microcontroller Features
  - Power-on Reset and Programmable Brown-out Detection
  - Internal Calibrated Oscillator
  - External and Internal Interrupt Sources
  - Six Sleep Modes: Idle, ADC Noise Reduction, Power-save, Power-down, Standby, and Extended Standby
- I/O and Packages
  - 54/86 Programmable I/O Lines (ATmega1281/2561, ATmega640/1280/2560)
  - 64-pad QFN/MLF, 64-lead TQFP (ATmega1281/2561)
  - 100-lead TQFP, 100-ball CBGA (ATmega640/1280/2560)
  - RoHS/Fully Green
- Temperature Range:
  - -40°C to 85°C Industrial
- Ultra-Low Power Consumption
  - Active Mode: 1MHz, 1.8V: 500µA
  - Power-down Mode: 0.1µA at 1.8V
- Speed Grade:
  - ATmega640V/ATmega1280V/ATmega1281V:
    - 0 - 4MHz @ 1.8V - 5.5V, 0 - 8MHz @ 2.7V - 5.5V
  - ATmega2560V/ATmega2561V:
    - 0 - 2MHz @ 1.8V - 5.5V, 0 - 8MHz @ 2.7V - 5.5V
  - ATmega640/ATmega1280/ATmega1281:
    - 0 - 8MHz @ 2.7V - 5.5V, 0 - 16MHz @ 4.5V - 5.5V
  - ATmega2560/ATmega2561:
    - 0 - 16MHz @ 4.5V - 5.5V

---

## Hoja de comandos de configuración JYMCU HC-05



### The factory default parameters:

Slave, baud rate: 9600, n, 8,1. Passkey: 1234; need host mode, indicate when the orders.

Second, AT command set as follows:

1, test communications

Send: AT (return OK, one second left and right)

Back: OK

2, change the Bluetooth serial communication baud rate

Send: AT + BAUD1

Back to: OK1200

Send: AT + BAUD2

Back to: OK2400

.....

1 ----- 1200

2 ----- 2400

3 ----- 4800

4 ----- 9600

5 ----- 19200

6 ----- 38400

7 ----- 57600

8 ----- 115200

9 ----- 230400

A ----- 460800

B ----- 921600

C ----- 1382400

Not recommended to use more than 115200 baud rate, signal interference causes the system to instability.

The settings over 115,200 with a computer is not available, use microcontroller programming in higher than 115200 to use this baud rate and re-issue the AT command set low baud rate

AT command set baud rate, the next power do not need to set up and can be powered down to save the baud rate.

3, change the Bluetooth name

Send: AT + NAMEname

Back to: OKname

Parameter name: To set the current name, the name of the Bluetooth search. 20 characters or less.

Example: Sending AT + NAMEbill\_gates

Back OKname

The Bluetooth name changed to bill\_gates

The parameters can be powered down to save, simply modify the time. PDA the end refresh can see the Bluetooth name changed.

4, change the Bluetooth pairing password

Send: AT + PINxxxx

Returns: OKsetpin



# PCF8591

8-bit A/D and D/A converter

Rev. 7 — 27 June 2013

Product data sheet

---

## 1. General description

The PCF8591 is a single-chip, single-supply low-power 8-bit CMOS data acquisition device with four analog inputs, one analog output and a serial I<sup>2</sup>C-bus interface. Three address pins A0, A1 and A2 are used for programming the hardware address, allowing the use of up to eight devices connected to the I<sup>2</sup>C-bus without additional hardware. Address, control and data to and from the device are transferred serially via the two-line bidirectional I<sup>2</sup>C-bus.

The functions of the device include analog input multiplexing, on-chip track and hold function, 8-bit analog-to-digital conversion and an 8-bit digital-to-analog conversion. The maximum conversion rate is given by the maximum speed of the I<sup>2</sup>C-bus.

---

## 2. Features and benefits

- Single power supply
- Operating supply voltage 2.5 V to 6.0 V
- Low standby current
- Serial input and output via I<sup>2</sup>C-bus
- I<sup>2</sup>C address selection by 3 hardware address pins
- Max sampling rate given by I<sup>2</sup>C-bus speed
- 4 analog inputs configurable as single ended or differential inputs
- Auto-incremented channel selection
- Analog voltage range from  $V_{SS}$  to  $V_{DD}$
- On-chip track and hold circuit
- 8-bit successive approximation A/D conversion
- Multiplying DAC with one analog output.

---

## 3. Applications

- Supply monitoring
- Reference setting
- Analog control loops



---

## Programa de la interfaz de usuario

En éste anexo se presentarán únicamente los códigos de las funciones principales, como los *pushbuttons*, botones radiales, menús, ventanas de texto editables y las barras de desplazamiento. El código completo está formado por aproximadamente 5000 líneas, no obstante los fundamentos de tal programa son los aquí mostrados.

```
%% AXES1: Cargar la imagen del escudo del Cinvestav.
function axes1_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
imshow('Cinves.jpg');

%% PUSH1: Iniciar/Finalizar Comunicación.
function pushbutton1_Callback(hObject, eventdata, handles)
global s;

ifstrcmp(get(handles.pushbutton1,'String'),'Iniciarcomunicación')
    set(handles.pushbutton1,'String','Fin de comunicación')
instrhwinfo('Bluetooth','BLUE')
    s = Bluetooth('BLUE',1)
fopen(s);

datos1 ='0.000000.00.00000000.00000.00000000.00000.00000000.0000'
    datos2 ='0.00000000.00000.00000000.00000.00000000'
fprintf(s,'%s',datos1)
pause(1.5);
fprintf(s,'%s',datos2)

else%FIN de comunicación.
    set(handles.pushbutton1,'String','Iniciar comunicación')
    datos1 ='0.000000.00.00000000.00000.00000000.00000.00000000.0000'
    datos2 ='0.00000000.00000.00000000.00000.00000000'

fprintf(s,'%s',datos1)
    pause(1.5);
fprintf(s,'%s',datos2)

fclose(s);
end

%% RBUTTON1: Selección del canal 1.
function radiobutton1_Callback(hObject, eventdata, handles)
global canal1;global canal2;
global canal3;global canal4;
global canal5;global canal6;

global dpulposC2;global intpulsC2;global dpulnegC2;global descarga2;
global dpulposC3;global intpulsC3;global dpulnegC3;global descarga3;
global dpulposC4;global intpulsC4;global dpulnegC4;global descarga4;
global dpulposC5;global intpulsC5;global dpulnegC5;global descarga5;
global dpulposC6;global intpulsC6;global dpulnegC6;global descarga6;
```



---

```

canal1=get(hObject,'Value');
if canal1 == 1
    set(handles.popupmenu1,'Enable','on');
else

%Para calcular los ciclos por minuto máximos.
sum1=0;

sum2=str2double(dpulposC2)+str2double(intpulsC2)+str2double(dpulnegC2)+descarga2;

sum3=str2double(dpulposC3)+str2double(intpulsC3)+str2double(dpulnegC3)+descarga3;
sum4=str2double(dpulposC4)+str2double(intpulsC4)+str2double(dpulnegC4)+descarga4;

sum5=str2double(dpulposC5)+str2double(intpulsC5)+str2double(dpulnegC5)+descarga5;
sum6=str2double(dpulposC6)+str2double(intpulsC6)+str2double(dpulnegC6)+descarga6;

    sum12=max(sum1,sum2);
    sum34=max(sum3,sum4);
    sum56=max(sum5,sum6);

    sum=sum12+sum34+sum56;
if sum>0
mcpm=(60000/sum)-3
maxcpm=sprintf('%.1f',mcpm-0.1); %Para redondearlo a un decimal.
else
maxcpm=0;
end
    set(handles.text61,'String',maxcpm);

if (canal2==0 && canal3==0 && canal4==0 && canal5==0 && canal6==0)
    set(handles.edit2,'Enable','off');
    set(handles.pushbutton2,'Enable','off');
else
    set(handles.edit2,'Enable','on');
    set(handles.pushbutton2,'Enable','on');
end

end

end

%% POP1: Selección de estimulación Monopolar/Bipolar del CANAL 1.
function popupmenu1_Callback(hObject, eventdata, handles)
global estC1;
global descargal;

global dpulposC1;
global dpulposC2;global intpulsC2;global dpulnegC2;global descarga2;
global dpulposC3;global intpulsC3;global dpulnegC3;global descarga3;
global dpulposC4;global intpulsC4;global dpulnegC4;global descarga4;
global dpulposC5;global intpulsC5;global dpulnegC5;global descarga5;
global dpulposC6;global intpulsC6;global dpulnegC6;global descarga6;

```

---

```

estC1=get(hObject,'Value');

if (estC1 == 1) %1 -> Monopolar.

%Para calcular los ciclos por minuto máximos.
sum1=str2double(dpulposC1);

sum2=str2double(dpulposC2)+str2double(intpulsC2)+str2double(dpulnegC2)+descarga2;

sum3=str2double(dpulposC3)+str2double(intpulsC3)+str2double(dpulnegC3)+descarga3;
sum4=str2double(dpulposC4)+str2double(intpulsC4)+str2double(dpulnegC4)+descarga4;

sum5=str2double(dpulposC5)+str2double(intpulsC5)+str2double(dpulnegC5)+descarga5;
sum6=str2double(dpulposC6)+str2double(intpulsC6)+str2double(dpulnegC6)+descarga6;

    sum12=max(sum1,sum2);
    sum34=max(sum3,sum4);
    sum56=max(sum5,sum6);

    sum=sum12+sum34+sum56;
if sum>0
mcpm=(60000/sum)-3
maxcpm=sprintf('%.1f',mcpm-0.1); %Para redondearlo a un decimal.
else
maxcpm=0;
end
    set(handles.text61,'String',maxcpm);

else% -> Bipolar

%% EDIT3: Corriente de pulso positivo del canal 1.
function edit3_Callback(hObject, eventdata, handles)
global corposC1;
Ius1=get(hObject,'String');

num1=str2double(Ius1);

if num1 > 7
errordlg('El valor de la corriente debe ser menor o igual a 7 [mA]','Corriente
excesiva');
corposC1='0.0';
else
    corposC1=Ius1;
end

sizetext3=length(Ius1);

if sizetext3==1;
    corposC1=strcat(Ius1,'.0');
if Ius1>'7'
    corposC1='0.0';
end

```

---

```

elseif sizetext3>3
errordlg('No puede escribir más de 3 caracteres, escriba por ejemplo 1.2');
corposC1='0.0';
end
% corposC1

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function edit3_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUiControlBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

%% EDIT4: Duración del pulso positivo del canal 1.
function edit4_Callback(hObject, eventdata, handles)
global dpulposC1;

global intpulsC1;global dpulnegC1;global descarga1;
global dpulposC2;global intpulsC2;global dpulnegC2;global descarga2;
global dpulposC3;global intpulsC3;global dpulnegC3;global descarga3;
global dpulposC4;global intpulsC4;global dpulnegC4;global descarga4;
global dpulposC5;global intpulsC5;global dpulnegC5;global descarga5;
global dpulposC6;global intpulsC6;global dpulnegC6;global descarga6;

global canal1;global estC1; %Selección del canales y
global canal2;global estC2; %Selección monopolar.
global canal3;global estC3;
global canal4;global estC4;
global canal5;global estC5;
global canal6;global estC6;

global mcpm;

dupupC1=get(hObject,'String');

sizetext4=length(dupupC1);

if sizetext4==1
    dpulposC1=strcat('00',dupupC1);
elseif sizetext4==2
    dpulposC1=strcat('0',dupupC1);
elseif sizetext4>3
errordlg('El tiempo de duración debe ser menor o igual a 999 [ms]');
dpulposC1='000';
else
    dpulposC1=dupupC1;
end

if canal1 == 0 %=> Canal 1 inactivo
    dpulposC1='000';intpulsC1='000';dpulnegC1='000';
else
if estC1 == 1 %=> Canal 1 MONOPOLAR
    intpulsC1='000';dpulnegC1='000';
else
end
end
end

```

---

```

if canal2 == 0 %=> Canal 2 inactivo
    dpulposC2='000';intpulsC2='000';dpulnegC2='000';
else
if estC2 == 1 %=> Canal 2 MONOPOLAR
    intpulsC2='000';dpulnegC2='000';
else
end
end

if canal3 == 0 %=> Canal 3 inactivo
    dpulposC3='000';intpulsC3='000';dpulnegC3='000';
else
if estC3 == 1 %=> Canal 3 MONOPOLAR
    intpulsC4='000';dpulnegC4='000';
else
end
end

if canal4 == 0 %=> Canal 4 inactivo
    dpulposC4='000';intpulsC4='000';dpulnegC4='000';
else
if estC4 == 1 %=> Canal 2 MONOPOLAR
    intpulsC4='000';dpulnegC4='000';
else
end
end

if canal5 == 0 %=> Canal 5 inactivo
    dpulposC5='000';intpulsC5='000';dpulnegC5='000';
else
if estC5 == 1 %=> Canal 5 MONOPOLAR
    intpulsC5='000';dpulnegC5='000';
else
end
end

if canal6 == 0 %=> Canal 6 inactivo
    dpulposC6='000';intpulsC6='000';dpulnegC6='000';
else
if estC6 == 1 %=> Canal 6 MONOPOLAR
    intpulsC6='000';dpulnegC6='000';
else
end
end

%Para calcular los ciclos por minuto máximos.
sum1=str2double(dpulposC1)+str2double(intpulsC1)+str2double(dpulnegC1)+descarga1;
sum2=str2double(dpulposC2)+str2double(intpulsC2)+str2double(dpulnegC2)+descarga2;

sum3=str2double(dpulposC3)+str2double(intpulsC3)+str2double(dpulnegC3)+descarga3;
sum4=str2double(dpulposC4)+str2double(intpulsC4)+str2double(dpulnegC4)+descarga4;

sum5=str2double(dpulposC5)+str2double(intpulsC5)+str2double(dpulnegC5)+descarga5;
sum6=str2double(dpulposC6)+str2double(intpulsC6)+str2double(dpulnegC6)+descarga6;

sum12=max(sum1,sum2);
sum34=max(sum3,sum4);
sum56=max(sum5,sum6);

sum=sum12+sum34+sum56;

```

---

```

if sum>0
mcpm=(60000/sum)-3
maxcpm=sprintf('%.1f',mcpm-0.1); %Para redondearlo a un decimal.
else
maxcpm=0;
end
set(handles.text61,'String',maxcpm);

% mcpm

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function edit4_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUiControlBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

%% EDIT5: Tiempo intermedio del canal 1.
function edit5_Callback(hObject, eventdata, handles)
global intpulsC1;

global dpulposC1;                global dpulnegC1; global descarga1;
global dpulposC2; global intpulsC2; global dpulnegC2; global descarga2;
global dpulposC3; global intpulsC3; global dpulnegC3; global descarga3;
global dpulposC4; global intpulsC4; global dpulnegC4; global descarga4;
global dpulposC5; global intpulsC5; global dpulnegC5; global descarga5;
global dpulposC6; global intpulsC6; global dpulnegC6; global descarga6;

global canal1; global estC1; %Selección del canales y
global canal2; global estC2; %Selección monopolar.
global canal3; global estC3;
global canal4; global estC4;
global canal5; global estC5;
global canal6; global estC6;

global mcpm;

intpC1=get(hObject,'String');

sizetext5=length(intpC1);

if sizetext5==1
    intpulsC1=strcat('00',intpC1);
elseif sizetext5==2
    intpulsC1=strcat('0',intpC1);
elseif sizetext5>3
    errordlg('El tiempo intermedio debe ser menor o igual a 999 [ms]');
    intpulsC1='000';
else
    intpulsC1=intpC1;
end

if canal1 == 0 %=> Canal 1 inactivo
    dpulposC1='000'; intpulsC1='000'; dpulnegC1='000';
else
if estC1 == 1 %=> Canal 1 MONOPOLAR
    intpulsC1='000'; dpulnegC1='000';
else

```

---

```

end
end

if canal2 == 0 %=> Canal 2 inactivo
    dpulposC2='000';intpulsC2='000';dpulnegC2='000';
else
if estC2 == 1 %=> Canal 2 MONOPOLAR
    intpulsC2='000';dpulnegC2='000';
else
end
end

if canal3 == 0 %=> Canal 3 inactivo
    dpulposC3='000';intpulsC3='000';dpulnegC3='000';
else
if estC3 == 1 %=> Canal 3 MONOPOLAR
    intpulsC4='000';dpulnegC4='000';
else
end
end

if canal4 == 0 %=> Canal 4 inactivo
    dpulposC4='000';intpulsC4='000';dpulnegC4='000';
else
if estC4 == 1 %=> Canal 2 MONOPOLAR
    intpulsC4='000';dpulnegC4='000';
else
end
end

if canal5 == 0 %=> Canal 5 inactivo
    dpulposC5='000';intpulsC5='000';dpulnegC5='000';
else
if estC5 == 1 %=> Canal 5 MONOPOLAR
    intpulsC5='000';dpulnegC5='000';
else
end
end

if canal6 == 0 %=> Canal 6 inactivo
    dpulposC6='000';intpulsC6='000';dpulnegC6='000';
else
if estC6 == 1 %=> Canal 6 MONOPOLAR
    intpulsC6='000';dpulnegC6='000';
else
end
end

%Para calcular los ciclos por minuto máximos.
sum1=str2double(dpulposC1)+str2double(intpulsC1)+str2double(dpulnegC1)+descarga1;
sum2=str2double(dpulposC2)+str2double(intpulsC2)+str2double(dpulnegC2)+descarga2;

sum3=str2double(dpulposC3)+str2double(intpulsC3)+str2double(dpulnegC3)+descarga3;
sum4=str2double(dpulposC4)+str2double(intpulsC4)+str2double(dpulnegC4)+descarga4;

sum5=str2double(dpulposC5)+str2double(intpulsC5)+str2double(dpulnegC5)+descarga5;
sum6=str2double(dpulposC6)+str2double(intpulsC6)+str2double(dpulnegC6)+descarga6;

sum12=max(sum1,sum2);
sum34=max(sum3,sum4);

```

---

```

sum56=max (sum5,sum6);

sum=sum12+sum34+sum56;
if sum>0
mcpm=(60000/sum)-3
maxcpm=sprintf('%%.1f',mcpm-0.1); %Para redondearlo a un decimal.
else
maxcpm=0;
end
set(handles.text61,'String',maxcpm);

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function edit5_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
if ispc && isequal (get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUiControlBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

%% EDIT6: Corriente de pulso negativo del canal 1.
function edit6_Callback(hObject, eventdata, handles)
global cornegC1;
Ius2=get(hObject,'String');

num2=str2double(Ius2);
if num2 > 7
errordlg('El valor de la corriente debe ser menor o igual a 7 [mA]','Corriente
excesiva');
else
    cornegC1=Ius2;
end

sizetext6=length(Ius2);

if sizetext6==1;
    cornegC1=strcat(Ius2,'.0');
if Ius2>'7'
    cornegC1='0.0';
end
elseif sizetext6>3
errordlg('No puede escribir más de 3 caracteres, escriba por ejemplo 1.2');
cornegC1='0.0';
end
% cornegC1

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function edit6_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
if ispc && isequal (get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUiControlBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

%% EDIT7: Duración del pulso negativo del canal 1.
function edit7_Callback(hObject, eventdata, handles)
global dpulnegC1;

```

---

```

global dpulposC1;global intpulsC1;                global descargal;
global dpulposC2;global intpulsC2;global dpulnegC2;global descarga2;
global dpulposC3;global intpulsC3;global dpulnegC3;global descarga3;
global dpulposC4;global intpulsC4;global dpulnegC4;global descarga4;
global dpulposC5;global intpulsC5;global dpulnegC5;global descarga5;
global dpulposC6;global intpulsC6;global dpulnegC6;global descarga6;

global canal1;global estC1; %Selección del canales y
global canal2;global estC2; %Selección monopolar.
global canal3;global estC3;
global canal4;global estC4;
global canal5;global estC5;
global canal6;global estC6;

globalmcpm;

dupunC1=get(hObject,'String');

sizetext7=length(dupunC1);

if sizetext7==1
    dpulnegC1=strcat('00',dupunC1);
elseif sizetext7==2
    dpulnegC1=strcat('0',dupunC1);
elseif sizetext7>3
    errordlg('El tiempo de duración debe ser menor o igual a 999 [ms]');
    dpulnegC1='000';
else
    dpulnegC1=dupunC1;
end

if canal1 == 0 %=> Canal 1 inactivo
    dpulposC1='000';intpulsC1='000';dpulnegC1='000';
else
    if estC1 == 1 %=> Canal 1 MONOPOLAR
        intpulsC1='000';dpulnegC1='000';
    else
    end
end

if canal2 == 0 %=> Canal 2 inactivo
    dpulposC2='000';intpulsC2='000';dpulnegC2='000';
else
    if estC2 == 1 %=> Canal 2 MONOPOLAR
        intpulsC2='000';dpulnegC2='000';
    else
    end
end

if canal3 == 0 %=> Canal 3 inactivo
    dpulposC3='000';intpulsC3='000';dpulnegC3='000';
else
    if estC3 == 1 %=> Canal 3 MONOPOLAR
        intpulsC4='000';dpulnegC4='000';
    else
    end
end

if canal4 == 0 %=> Canal 4 inactivo
    dpulposC4='000';intpulsC4='000';dpulnegC4='000';

```



---

```

else
if estC4 == 1 %=> Canal 2 MONOPOLAR
    intpulsC4='000';dpulnegC4='000';
else
end
end

if canal5 == 0 %=> Canal 5 inactivo
    dpulposC5='000';intpulsC5='000';dpulnegC5='000';
else
if estC5 == 1 %=> Canal 5 MONOPOLAR
    intpulsC5='000';dpulnegC5='000';
else
end
end

if canal6 == 0 %=> Canal 6 inactivo
    dpulposC6='000';intpulsC6='000';dpulnegC6='000';
else
if estC6 == 1 %=> Canal 6 MONOPOLAR
    intpulsC6='000';dpulnegC6='000';
else
end
end

%Para calcular los ciclos por minuto máximos.
sum1=str2double(dpulposC1)+str2double(intpulsC1)+str2double(dpulnegC1)+descarga1;
sum2=str2double(dpulposC2)+str2double(intpulsC2)+str2double(dpulnegC2)+descarga2;

sum3=str2double(dpulposC3)+str2double(intpulsC3)+str2double(dpulnegC3)+descarga3;
sum4=str2double(dpulposC4)+str2double(intpulsC4)+str2double(dpulnegC4)+descarga4;

sum5=str2double(dpulposC5)+str2double(intpulsC5)+str2double(dpulnegC5)+descarga5;
sum6=str2double(dpulposC6)+str2double(intpulsC6)+str2double(dpulnegC6)+descarga6;

sum12=max(sum1,sum2);
sum34=max(sum3,sum4);
sum56=max(sum5,sum6);

sum=sum12+sum34+sum56;
if sum>0
mcpm=(60000/sum)-3
maxcpm=sprintf('%1f',mcpm-0.1); %Para redondearlo a un decimal.
else
maxcpm=0;
end
set(handles.text61,'String',maxcpm);

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function edit7_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUiControlBackgroundColor'))
set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

```

---

```

%% TEXT61: Texto estático que muestra el valor máximo de ciclos por minuto.
% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function text61_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)

%% EDIT2: Ciclosporminuto.
function edit2_Callback(hObject, eventdata, handles)
global cpm;
global mcpm;
global cxm;

global canal1; %Selección del canal 1
global canal2;
global canal3;
global canal4;
global canal5;
global canal6;

cpmin=get(hObject,'String');
cxm=str2double(cpm)

sizetext2=length(cpm);

if (canal1==0 && canal2==0 && canal3==0 && canal4==0 &&...
    canal5==0 && canal6==0)
cpm='00.0';
elseif cxm<1
errordlg('Debe escribir almenos 1 ciclo por minuto');
cpm='01.0';
elseif (cxm>99.9 || cxm>=mcpm)
errordlg('Sólo pueden suceder 99.9 ciclos por minuto o lo máximo especificado');
cpm='00.0';
elseif sizetext2==1;
cpm=strcat('0',cpmin, '.0');
    set(handles.pushbutton2,'Enable','on');
elseif sizetext2==2;
cpm=strcat(cpm, '.0');
    set(handles.pushbutton2,'Enable','on');
elseif sizetext2==3;
cpm=strcat('0',cpmin);
    set(handles.pushbutton2,'Enable','on');
elseif sizetext2>4;
errordlg('Sólo puede escribir 4 caracteres, por ejemplo 10.5');
cpm='00.0';
    set(handles.pushbutton2,'Enable','off');
else
cpm=cpmin;
    set(handles.pushbutton2,'Enable','on');
end

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function edit2_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

```

---

```

%% PUSH2: Inicio/Fin de estimulación (Envío de datos)
% --- Executes on button press in pushbutton2.
function pushbutton2_Callback(hObject, eventdata, handles)
global s; %global puertoCOM;

global canal1;global estC1; %Selección del canales y
global canal2;global estC2; %Selección monopolar.
global canal3;global estC3;
global canal4;global estC4;
global canal5;global estC5;
global canal6;global estC6;

global corposC1;global dpulposC1;global cpm;
global cornegC1;global dpulnegC1;global intpulsC1;

global corposC2;global dpulposC2;global cornegC2;
global dpulnegC2;global intpulsC2;

global corposC3;global dpulposC3;global cornegC3;
global dpulnegC3;global intpulsC3;

global corposC4;global dpulposC4;global cornegC4;
global dpulnegC4;global intpulsC4;

global corposC5;global dpulposC5;global cornegC5;
global dpulnegC5;global intpulsC5;

global corposC6;global dpulposC6;global cornegC6;
global dpulnegC6;global intpulsC6;

global datos1;global datos2;

global mcpm;global cxm;

pKanal1=strcat(corposC1,dpulposC1);
nKanal1=strcat(cornegC1,dpulnegC1,intpulsC1);
pKanal2=strcat(corposC2,dpulposC2);
nKanal2=strcat(cornegC2,dpulnegC2,intpulsC2);
pKanal3=strcat(corposC3,dpulposC3);
nKanal3=strcat(cornegC3,dpulnegC3,intpulsC3);
pKanal4=strcat(corposC4,dpulposC4);
nKanal4=strcat(cornegC4,dpulnegC4,intpulsC4);
pKanal5=strcat(corposC5,dpulposC5);
nKanal5=strcat(cornegC5,dpulnegC5,intpulsC5);
pKanal6=strcat(corposC6,dpulposC6);
nKanal6=strcat(cornegC6,dpulnegC6,intpulsC6);

if cxm<1
errordlg('Debe escribir almenos 1 ciclo por minuto');
cpm='01.0';
elseif (cxm>99.9 || cxm>=mcpm)
errordlg('Sólo pueden suceder 99.9 ciclos por minuto o lo máximo especificado');
cpm='00.0';

else

%Inicio de estimulación.
if strcmp(get(handles.pushbutton2,'String'),'Iniciarestimulación')
set(handles.pushbutton2,'String','Fin de estimulación')

```

---

```

if canal1 == 0 %=> Canal 1 inactivo
    pKanal1='0.0000';
    nKanal1='0.0000000';
else
if estC1 == 1 %=> Canal 1 MONOPOLAR
    nKanal1='0.0000000';
else
end
end

if canal2 == 0 %=> Canal 2 inactivo
pKanal2='0.0000';
    nKanal2='0.0000000';
else
if estC2 == 1 %=> Canal 2 MONOPOLAR
    nKanal2='0.0000000';
else
end
end

if canal3 == 0 %=> Canal 3 inactivo
pKanal3='0.0000';
    nKanal3='0.0000000';
else
if estC3 == 1 %=> Canal 3 MONOPOLAR
    nKanal3='0.0000000';
else
end
end

if canal4 == 0 %=> Canal 4 inactivo
pKanal4='0.0000';
    nKanal4='0.0000000';
else
if estC4 == 1 %=> Canal 2 MONOPOLAR
    nKanal4='0.0000000';
else
end
end

if canal5 == 0 %=> Canal 5 inactivo
pKanal5='0.0000';
    nKanal5='0.0000000';
else
if estC5 == 1 %=> Canal 5 MONOPOLAR
    nKanal5='0.0000000';
else
end
end

if canal6 == 0 %=> Canal 6 inactivo
pKanal6='0.0000';
    nKanal6='0.0000000';
else
if estC6 == 1 %=> Canal 6 MONOPOLAR
    nKanal6='0.0000000';
else
end
end

```

---

```

if (canal1==0 && canal2==0 && canal3==0 &&...
    canal4==0 && canal5==0 && canal6==0)
cpm='00.0';
else
end

    set(handles.pushbutton2,'Enable','off'); %Inicio de estimulación

    datos1=strcat(pKanal1,cpm,nKanal1,pKanal2,nKanal2,pKanal3,nKanal3,...
pKanal4)
fprintf(s,'%s',datos1) %Envío de datos programados para la estimulación.
pause(2);
    datos2=strcat(nKanal4,pKanal5,nKanal5,pKanal6,nKanal6)
fprintf(s,'%s',datos2)

pause(2)
    set(handles.pushbutton2,'Enable','on'); %Inicio de estimulación

else%Fin de estimulación
set(handles.pushbutton2,'String','Iniciar estimulación')

    set(handles.pushbutton2,'Enable','off'); %Inicio de estimulación
    set(handles.pushbutton1,'Enable','off');

datos1 ='0.000000.00.00000000.00000.00000000.00000.00000000.0000'
fprintf(s,'%s',datos1)
    pause(2);
    datos2 ='0.00000000.00000.00000000.00000.0000000'
fprintf(s,'%s',datos2)
pause(2)

end
end

%% PUSH6: Selección de ajuste
% --- Executes on button press in pushbutton6.
function pushbutton6_Callback(hObject, eventdata, handles)
selajuste=get(hObject,'Value'); %Seleccionarajuste.
ifselajuste==1
    pause(0.7);
set(handles.uipanel1,'Visible','off');%Apaga el panel de 6 canales.
    pause(0.7);
set(handles.uipanel2,'Visible','on');%Activa el panel de "Sliders".
set(handles.pushbutton8,'Visible','off');%Fin de estimulación AJUSTE
    set(handles.text125,'Visible','off');%Leyenda "Estimulación en curso"

set(handles.radiobutton10,'Value',0);%Monopolar deseleccionado.
set(handles.radiobutton11,'Value',0);%Bipolar deseleccionado.

    set(handles.slider1,'Value',0.5);
set(handles.slider1,'Enable','off');
set(handles.slider2,'Enable','off');
set(handles.slider3,'Enable','off');
set(handles.slider4,'Value',0.5);
set(handles.slider4,'Enable','off');

```

---

```

        set(handles.slider5,'Enable','off');
        set(handles.slider6,'Value',100);
        set(handles.slider6,'Enable','off');
else
    set(handles.uipanel1,'Visible','on');
    set(handles.uipanel2,'Visible','off');
end

%% PANEL1: Selección de canales de estimulación
% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function uipanel1_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)

%% PUSH5: Salir del panel de ajuste
% --- Executes on button press in pushbutton5.
function pushbutton5_Callback(hObject, eventdata, handles)
global s;

salajuste=get(hObject,'Value'); %Salir de ajuste
ifsalajuste==1
    pause(0.1);
    set(handles.uipanel2,'Visible','off');
    pause(0.1);
    set(handles.uipanel1,'Visible','on');

datos1 ='0.000000.00.00000000.00000.00000000.00000.00000000.0000'
fprintf(s,'%s',datos1)

else
    set(handles.uipanel2,'Visible','on');
    set(handles.uipanel1,'Visible','off');
end

%% PANEL2: Ajuste de valores (Canal 1)
% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function uipanel2_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)

%% RBUTTON10: Monopolar (Ajuste)
% --- Executes on button press in radiobutton10.
function radiobutton10_Callback(hObject, eventdata, handles)
global s;
globaladjmono;
globaladjbip;
global descargal;

adjmono=get(hObject,'Value')

ifadjmono == 1 %1 ->Monopolar.
    set(handles.radiobutton11,'Enable','off'); %Selección de Bipolar
    set(handles.slider1,'Enable','on'); %Corriente positiva
set(handles.slider2,'Enable','on'); %Duración de pulso positivo
set(handles.slider3,'Enable','off');
    set(handles.slider4,'Enable','off');
    set(handles.slider5,'Enable','off');
    set(handles.slider6,'Enable','on'); %CPM
set(handles.pushbutton8,'Visible','on');%Fin de estimulación AJUSTE

```

```

        set(handles.text125,'Visible','on');%Leyenda "Estimulación en curso"
descargal=0;
else
ifadjbip~=1
    datos1 ='0.000000.00.00000000.00000.00000000.00000.00000000.00000'
fprintf(s,'%s',datos1)
else
end
    set(handles.radiobutton11,'Enable','on');
    set(handles.slider1,'Enable','off'); %Corrientepositiva
set(handles.slider2,'Enable','off'); %Duración de pulso positivo
set(handles.slider3,'Enable','off');
    set(handles.slider4,'Enable','off');
    set(handles.slider5,'Enable','off');
    set(handles.slider6,'Enable','off'); %CPM
set(handles.pushbutton8,'Visible','off');%Fin de estimulación AJUSTE
    set(handles.text125,'Visible','off');%Leyenda "Estimulación en curso"

%% RBUTTON11: Bipolar (Ajuste)
% --- Executes on button press in radiobutton11.
function radiobutton11_Callback(hObject, eventdata, handles)
global s;
globaladjmono;
globaladjbip;
global descargal;

adjbip=get(hObject,'Value')

ifadjbip == 1 %1 -> Bipolar.
    set(handles.radiobutton10,'Enable','off'); %Selección de Bipolar
    set(handles.slider1,'Enable','on'); %Corrientepositiva
set(handles.slider2,'Enable','on'); %Duración de pulso positivo
set(handles.slider3,'Enable','on');
    set(handles.slider4,'Enable','on');
    set(handles.slider5,'Enable','on');
    set(handles.slider6,'Enable','on'); %CPM
set(handles.pushbutton8,'Visible','on');%Fin de estimulación AJUSTE
    set(handles.text125,'Visible','on');%Leyenda "Estimulación en curso"
descargal=100;
else
ifadjmono~=1
    datos1 ='0.000000.00.00000000.00000.00000000.00000.00000000.00000'
fprintf(s,'%s',datos1)
else
end
    set(handles.radiobutton10,'Enable','on');
    set(handles.slider1,'Enable','off'); %Corrientepositiva
set(handles.slider2,'Enable','off'); %Duración de pulso positivo
set(handles.slider3,'Enable','off');
    set(handles.slider4,'Enable','off');
    set(handles.slider5,'Enable','off');
    set(handles.slider6,'Enable','off'); %CPM
set(handles.pushbutton8,'Visible','off');%Inicio/fin estimulación (AJUSTE)
    set(handles.text125,'Visible','off');%Leyenda "Estimulación en curso"
end

```

---

```

%% PUSH8:Finalizar estimulación (Ajuste)
% --- Executes on button press in pushbutton8.
function pushbutton8_Callback(hObject, eventdata, handles)
global s;

datos1 ='0.000000.00.00000000.000000.00000000.000000.00000000.0000'
fprintf(s, '%s', datos1)

%% SLIDER1: Corriente positiva (Ajuste)
% --- Executes on slider movement.
function slider1_Callback(hObject, eventdata, handles)
global s;
global datos1;
global adjmono; global adjbip;

global corposC1; global dpulposC1; global cpm;
global cornegC1; global dpulnegC1; global intpulsC1;

datosC2a4='0.00000.00000000.00000.00000000.0000';
set(handles.slider1, 'Enable', 'off'); %Corriente positiva.
set(handles.slider2, 'Enable', 'off'); %Tiempo positivo.
set(handles.slider3, 'Enable', 'off'); %Tiempo intermedio.
set(handles.slider4, 'Enable', 'off'); %Corriente negativa.
set(handles.slider5, 'Enable', 'off'); %Tiempo negativo.
set(handles.slider6, 'Enable', 'off'); %CPM.

valor1=get(hObject, 'Value')

if valor1<0.9
    valor1=0;
else
end

corposC1=sprintf('%.1f', valor1+0.01)

set(handles.text75, 'String', corposC1); %Impresión de valor de la corriente.
set(handles.text87, 'String', corposC1);

if adjmono==1
    intpulsC1='000';
    cornegC1='0.0';
    dpulnegC1='000';
else
end

valorcpm=str2double(cpm); %Cuando se inicia por primer vez CPM=0, para
if valorcpm==0 %evitar errores se establece como maximo a 99.9
cpm='99.9';
    set(handles.slider6, 'Value', 100);
    set(handles.text80, 'String', 99.9);
    cpmP1=sprintf('%.1f', (99.9/3)-0.1);
    set(handles.text97, 'String', cpmP1);
else
end

datos1 = strcat(corposC1, dpulposC1, cpm, cornegC1, dpulnegC1, intpulsC1, ...

```



---

```

datosC2a4)

fprintf(s, '%s', datos1) % Envío del valor de corriente al Arduino.

ncpm=str2double(cpm)
ifncpm==0;
Zeit=0.03+55.954*99.9^(-0.93)
else
Zeit=0.03+55.954*str2double(cpm)^(-0.93)
end
Zeit
pause(Zeit);

set(handles.slider1, 'Enable', 'on');%Corrientepositiva.
set(handles.slider2, 'Enable', 'on');%Tiempopositivo.
set(handles.slider6, 'Enable', 'on');%CPM
pause(0.2);

ifadjmono==1 %->Monopolar
set(handles.slider3, 'Enable', 'off');%Tiempointermedio.
set(handles.slider4, 'Enable', 'off');%Corrientenegativa.
set(handles.slider5, 'Enable', 'off');%Tiemponegativo.
elseifadjbip==1
set(handles.slider3, 'Enable', 'on');%Tiempointermedio.
set(handles.slider4, 'Enable', 'on');%Corrientenegativa.
set(handles.slider5, 'Enable', 'on');%Tiemponegativo.
else
end

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function slider1_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
ifisequal(get(hObject, 'BackgroundColor'), get(0, 'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject, 'BackgroundColor', [.9 .9 .9]);
end

%% SLIDER2: Duración de pulsopositivo (Ajuste)
% --- Executes on slider movement.
function slider2_Callback(hObject, eventdata, handles)
global s;
global datos1;

global corposC1;global dpulposC1;globalcpm;
global cornegC1;global dpulnegC1;global intpulsC1;
global descargal;

globaladjmono; globaladjbip;
globalmcpm;globalmaxcpm;
globalbcpm; %Valor límite de la barra de CPM (Slider6)

datosC2a4='0.00000.00000000.00000.00000000.0000';

valorpp=get(hObject, 'Value')
textvpp=num2str(valorpp);
sizevpp=length(num2str(textvpp));

%Delimitación del valor máximo de tiempo en [ms].

```

---

```

ifvalorpp>999
    dpulposC1='999'; % Tiempo máximo comprendido por ARDUINO es de 999 ms.
else
ifsizevpp==1
    dpulposC1=strcat('00',textvpp)
elseifsizevpp==2
    dpulposC1=strcat('0',textvpp)
else
    dpulposC1=num2str(textvpp);
end
end

%Despliegue del valor del tiempo del pulso positivo en el TEXT 76 y 89
set(handles.text76,'String',textvpp);
set(handles.text89,'String',textvpp);

ifadjmono==1
    inpulsC1='000';
    cornegC1='0.0';
    dpulnegC1='000';
else
end

%Cálculo del valor máximo de CPM
sum=str2double(dpulposC1)+str2double(intpulsC1)+str2double(dpulnegC1)+descarga1;

if sum<=0
mcpm=1;
else
mcpm=(60000/sum)-3;
end

maxcpm=sprintf('%1f',mcpm-0.1) %Para redondearlo a un decimal.
sizetext=length(maxcpm);

%Modo de escritura de los CPM para ser correctamente interpretado por
%Arduino
if (mcpm>0 && mcpm<=99.9)
ifsizetext==3;
cpm=strcat('0',maxcpm);
else
cpm=maxcpm;
end
    set(handles.slider6,'Value',str2double(maxcpm));
elseifmcpm>99.9
cpm='99.9'
    set(handles.slider6,'Value',100);
else
cpm='00.0';
end

%Envío de datos a Arduino.
datos1 = strcat(corposC1,dpulposC1,cpm,cornegC1,dpulnegC1,intpulsC1,...
    datosC2a4)

fprintf(s,'%s',datos1) % Envío del valor de corriente al Arduino.

%Limitación del valor máximo de la barra CPM (SLIDER 10).
ifbcm>mcpm
    set(handles.slider6,'Value',str2double(maxcpm));

```

---

```

bcpm=str2double(cpm);
else
end

%Despliegue del valor del tiempo del pulso positivo en el TEXT 80 y 97
ifmcpm > 99.9
    set(handles.text80,'String','99.9');
    cpmP1=sprintf('%.1f',(99.9/3)-0.1);
    set(handles.text97,'String',cpmP1);
else
    set(handles.text80,'String',maxcpm);
    cpmP1=sprintf('%.1f',(mcpm/3)-0.1);
    set(handles.text97,'String',cpmP1);
end

ncpm=str2double(cpm);
ifncpm==0;
Zeit=0.03+55.954*99.9^(-0.93)
else
Zeit=0.03+55.954*str2double(cpm)^(-0.93)
end
Zeit
pause(Zeit);

pause(0.2);

ifadjmono==1 %->Monopolar
set(handles.slider3,'Enable','off');%Tiempointermedio.
set(handles.slider4,'Enable','off');%Corrientenegativa.
set(handles.slider5,'Enable','off');%Tiemponegativo.
elseifadjbip==1
set(handles.slider3,'Enable','on');%Tiempointermedio.
set(handles.slider4,'Enable','on');%Corrientenegativa.
set(handles.slider5,'Enable','on');%Tiemponegativo.
else
end

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function slider2_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
ifisequal(get(hObject,'BackgroundColor'), get(0,'defaultUiControlBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor',[.9 .9 .9]);
end
% TEXT76: Desplieguetiempopositivo (Ajuste)
% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function text76_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)

% TEXT89: Despliegue tiempo positivo (Canales)
function text89_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)

%% SLIDER6: Ciclos por minuto (Ajuste)
% --- Executes on slider movement.
function slider6_Callback(hObject, eventdata, handles)
global s;
global datos1;
global adjmono; global adjbip;

```

---

```

global corposC1;global dpulposC1;globalcpm;
global cornegC1;global dpulnegC1;global intpulsC1;
global descargal;

globalmcpm;globalmaxcpm;
globalbcpm; %Valor límite de la barra de CPM (Slider6)

datosC2a4='0.00000.00000000.00000.00000000.0000';

bcpm=get(hObject,'Value')
textbcpm=num2str(bcpm);
sizecpm=length(textbcpm);

%Cálculo del valor máximo de CPM
sum=str2double(dpulposC1)+str2double(intpulsC1)+str2double(dpulnegC1)+descargal;

if sum<=0
mcpm=1;
else
mcpm=(60000/sum)-3;
end

maxcpm=sprintf('%.1f',mcpm-0.1) %Para redondearlo a un decimal.
% sizetext=length(maxcpm);
vrcpm=str2double(maxcpm) %Valor redondeado de CPM

%Delimitación del valor máximo de tiempo en [ms].
ifbcpm>vrcpm*mcpm->CMP máximos como número sin redondear a un decimal.
%Limitación de la barra al CMP máximo establecido por los tiempos de
%pulso e intermedio
    set(handles.slider6,'Value',vrcpm);
bcpm=vrcpm
else
end

ifbcpm>99.9
cpm='99.9'; % Tiempo máximo comprendido por ARDUINO es de 999 ms.
else%Cuando el valor es menor o igual a 99.9 y/o menor a los CPM máximos
%establecidos por la duración de los pulsos y el tiempo intermedio.
ifsizecpm==1;
cpm=strcat('0',textbcpm,'.0')
elseifsizecpm==2;
cpm=strcat(textbcpm,'.0');
elseifsizecpm==3;
cpm=strcat('0',textbcpm) %Valor de la posición de la barra.
else
cpm=textbcpm
end
end

%Despliegue del valor del tiempo del pulso positivo en el TEXT 80 y 97
set(handles.text80,'String',textbcpm);
cpmP1=sprintf('%.1f',(bcpm/3)-0.1);
set(handles.text97,'String',cpmP1);

%Envío de datos a Arduino.
datos1 = strcat(corposC1,dpulposC1,cpm,cornegC1,dpulnegC1,intpulsC1,...
    datosC2a4)

fprintf(s,'%s',datos1) % Envío del valor de corriente al Arduino.

```

---

```

ncpm=str2double(cpm);
ifncpm==0;
Zeit=0.1+55.954*99.9^(-0.93)
else
Zeit=0.1+55.954*str2double(cpm)^(-0.93)
end
% end
Zeit
pause(Zeit);

pause(0.2);

ifadjmono==1 %Canal 1 MONOPOLAR
set(handles.slider3,'Enable','off');%Tiempointermedio.
set(handles.slider4,'Enable','off');%Corrientenegativa.
set(handles.slider5,'Enable','off');%Tiemponegativo.

elseifadjbip==1
set(handles.slider3,'Enable','on');%Tiempointermedio.
set(handles.slider4,'Enable','on');%Corrientenegativa.
set(handles.slider5,'Enable','on');%Tiemponegativo.
end

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function slider6_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
ifisequal(get(hObject,'BackgroundColor'), get(0,'defaultUiControlBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor',[.9 .9 .9]);
end

% TEXT80: Despliegue de CPM (Ajuste)
function text80_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% TEXT97: Despliegue de CPM (Canales)
function text97_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)

```

---

## Programa del microcontrolador

De la misma manera que con la GUI, el código en Arduino™ que se presenta a continuación es sólo lo fundamental del programa y corresponde a los canales 1 y 2, para el resto de los canales es básicamente el mismo algoritmo, simplemente cambian direcciones y etiquetas. El código completo contiene aproximadamente 5500 líneas de programación.

```
#include "Wire.h" // Mega2560 20 (SDA), 21 (SCL).
#define pcfDAC1 (0x90 >> 1) //90hex=10010000bin Dirección i2c del DAC1 PCF8591
#define pcfDAC2 (0x92 >> 1) //92hex=10010010bin Dirección i2c del DAC2 PCF8591

float cpml = 0; //ciclos por minuto.
int periodo1 = 0;

float Ius1=0, Ius2=0;
int apulso1=0, apulso2=0;
int DAC1=0,DAC2=0; //Convertidores DA PCF8591
int intpuls1, intp1 = 0; // Tiempo intermedio entre el pulso positivo y negativo.

void setup()
{
  Serial.begin(38400);
  Wire.begin();
}

void loop()
{
  if(Serial.available()==55) //1:19, 2:34, 3:49, 4:64, 5:79, 6:94
  {
    //|||||||||||||| Caracteres en ASCII, parte 1 ||||||||||||||||
    //|||||||||||||| CANAL 1: PULSO POSITIVO. ||||||||||||||||
    //Valor de corriente (en mA) menores o iguales a 7 [mA].
    int Matlab1 = Serial.read (); //Captura el número entero.
    int Matlab2 = Serial.read (); //Captura el punto decimal.
    int Matlab3 = Serial.read (); //Captura el número decimal.

    //Valor de la duración del ancho de pulso en [ms].
    int Matlab4 = Serial.read (); //Captura de las centenas.
    int Matlab5 = Serial.read (); //Captura de la decenas.
    int Matlab6 = Serial.read (); //Captura de las unidades.

    //Valor de los ciclos por minuto.
    int Matlab7 = Serial.read (); //Captura de las decenas.
    int Matlab8 = Serial.read (); //Captura de las unidades.
    int Matlab9 = Serial.read (); //Captura del punto decimal.
    int Matlab10 = Serial.read (); //Captura de las decenas.

    Ius1=(Matlab1-48)+(0*(Matlab2+2))+(0.1*(Matlab3-48));
    apulso1=(Matlab6-48)+(10*(Matlab5-48))+(100*(Matlab4-48));
    cpml=(Matlab8-48)+(10*(Matlab7-48))+(0*(Matlab9+2))+(0.1*(Matlab10-48));

    //|||||||||||||| CANAL 1: PULSO NEGATIVO. ||||||||||||||||
    //Valor de corriente (en mA) menores o iguales a 7 [mA].
    int Matlab11 = Serial.read ();
    int Matlab12 = Serial.read ();
    int Matlab13 = Serial.read ();
```

```

//Valor de la duraci3n del ancho de pulso en [ms].
int Matlab14 = Serial.read ();
int Matlab15 = Serial.read ();
int Matlab16 = Serial.read ();

//Valor del tiempo intermedio entre el pulso positivo y el negativo en [ms]
int Matlab17 = Serial.read (); //Captura de las centenas.
int Matlab18 = Serial.read (); //Captura de la decenas.
int Matlab19 = Serial.read (); //Captura de las unidades.

Ius2=(Matlab11-48)+(0*(Matlab12+2))+(0.1*(Matlab13-48));
apulso2=(Matlab16-48)+(10*(Matlab15-48))+(100*(Matlab14-48));
intp1=(Matlab19-48)+(10*(Matlab18-48))+(100*(Matlab17-48));
if (Ius1>0 && Ius2>0)
{
    intpuls1=intp1+100;
}
else
{
}

//|||||||||||||| CANAL 2: PULSO POSITIVO. ||||||||||||||||//
//Valor de corriente (en mA) menores o iguales a 7 [mA].
int Matlab20 = Serial.read ();
int Matlab21 = Serial.read ();
int Matlab22 = Serial.read ();

//Valor de la duraci3n del ancho de pulso en [ms].
int Matlab23 = Serial.read ();
int Matlab24 = Serial.read ();
int Matlab25 = Serial.read ();

Ius3=(Matlab20-48)+(0*(Matlab21+2))+(0.1*(Matlab22-48));
apulso3=(Matlab25-48)+(10*(Matlab24-48))+(100*(Matlab23-48));

//|||||||||||||| CANAL 2: PULSO NEGATIVO. ||||||||||||||||//
//Valor de corriente (en mA) menores o iguales a 7 [mA].
int Matlab26 = Serial.read ();
int Matlab27 = Serial.read ();
int Matlab28 = Serial.read ();

//Valor de la duraci3n del ancho de pulso en [ms].
int Matlab29 = Serial.read ();
int Matlab30 = Serial.read ();
int Matlab31 = Serial.read ();

//Valor del tiempo intermedio entre el pulso positivo y el negativo en [ms]
int Matlab32 = Serial.read ();
int Matlab33 = Serial.read ();
int Matlab34 = Serial.read ();

Ius4=(Matlab26-48)+(0*(Matlab27+2))+(0.1*(Matlab28-48));
apulso4=(Matlab31-48)+(10*(Matlab30-48))+(100*(Matlab29-48));
intp2=(Matlab34-48)+(10*(Matlab33-48))+(100*(Matlab32-48));
if (Ius3>0 && Ius4>0)
{
    intpuls2=intp2+100;
}
else
{
}

```

```

.....:REPLICACIÓN PARA LOS DEMÁS CANALES .....:

else
{
    delay(1);
}

if(Serial.available()==39) //39
{
    //|||||||||||||| Caracteres en ASCII, parte 2 ||||||||||||||||
    //|||||||||||||| CANAL 4: PULSO NEGATIVO. ||||||||||||||||
    //Valor de corriente (en mA) menores o iguales a 7 [mA].
int Matlab56 = Serial.read ();
int Matlab57 = Serial.read ();
int Matlab58 = Serial.read ();
.....:
    //Valor del tiempo intermedio entre el pulso positivo y el negativo en [ms]
int Matlab92 = Serial.read ();
int Matlab93 = Serial.read ();
int Matlab94 = Serial.read ();

    Ius12=(Matlab86-48)+(0*(Matlab87+2))+(0.1*(Matlab88-48));
    apulso12=(Matlab91-48)+(10*(Matlab90-48))+(100*(Matlab89-48));
    intp6=(Matlab94-48)+(10*(Matlab93-48))+(100*(Matlab92-48));
    if (Ius11>0 && Ius12>0)
    {
        intpuls6=intp6+100;
    }
    else
    {
    }

    //Stimme=false;
}
else
{
    delay(1);
}

//.....:
//----- CANAL 1: POSITIVO -----//
if(Ius1<=0) DAC1=0;//->0mV
else if(Ius1==1) DAC1=8; //->100mV (6)
else if(Ius1==2) DAC1=14; //->200mV (12)
else if(Ius1==3) DAC1=19; //->300mV (17)
else if(Ius1==4) DAC1=24; //->400mV (22)
else if(Ius1==5) DAC1=29; //->500mV (27)
else if(Ius1==6) DAC1=35; //->600mV (33)
else if(Ius1==7) DAC1=40; //->700mV (38)
else if(Ius1>7)
{
    DAC1=0;
}
else
{
//Fórmula para calcular el ciclo de trabajo que no sea alguno de los casos
anteriores, siempre < 7 mA.
if (Ius1>1 && Ius1<7)
{

```



```

    DAC1=5.2857*Ius1+3;//(5.27*Ius1)-0.8333;
}
else if (Ius1>0 && Ius1<1)
{
    DAC1=7*Ius1+0.3333;
}
else
{
    DAC1=0;
}
}

//----- CANAL 1: NEGATIVO -----//
if(Ius2<=0) DAC2=0;//->0mV
else if(Ius2==1) DAC2=8; //->100mV
else if(Ius2==2) DAC2=14; //->200mV
else if(Ius2==3) DAC2=19; //->300mV
else if(Ius2==4) DAC2=24; //->400mV
else if(Ius2==5) DAC2=29; //->500mV
else if(Ius2==6) DAC2=35; //->600mV
else if(Ius2==7) DAC2=40; //->700mV
else if(Ius2>7)
{
    DAC2=0;
}
else
{
    //Fórmula para calcular el ciclo de trabajo que no sea alguno de los casos
    anteriores, siempre < 7 mA.
    //DAC2=(5.27*Ius2)-0.8333;
    if (Ius2>1 && Ius2<7)
    {
        DAC2=5.2857*Ius2+3;//(5.27*Ius1)-0.8333;
    }
    else if (Ius2>0 && Ius2<1)
    {
        DAC2=7*Ius2+0.3333;
    }
    else
    {
        DAC2=0;
    }
}

//----- CANAL 2: POSITIVO -----//
if(Ius3<=0) DAC3=0;//->0mV
else if(Ius3==1) DAC3=8; //->100mV
else if(Ius3==2) DAC3=14; //->200mV
else if(Ius3==3) DAC3=19; //->300mV
else if(Ius3==4) DAC3=24; //->400mV
else if(Ius3==5) DAC3=29; //->500mV
else if(Ius3==6) DAC3=35; //->600mV
else if(Ius3==7) DAC3=40; //->700mV
else if(Ius3>7)
{
    DAC3=0;
}
else
{
    //Fórmula para calcular el ciclo de trabajo que no sea alguno de los casos
    anteriores, siempre < 7 mA.
    //DAC3=(5.27*Ius3)-0.8333;

```

```

if (Ius3>1 && Ius3<7)
{
  DAC3=5.2857*Ius3+3;//(5.27*Ius1)-0.8333;
}
else if (Ius3>0 && Ius3<1)
{
  DAC3=7*Ius3+0.3333;
}
else
{
  DAC3=0;
}
}

//----- CANAL 2: NEGATIVO -----//
if(Ius4<=0) DAC4=0;//->0mV
else if(Ius4==1) DAC4=8; //->100mV
else if(Ius4==2) DAC4=14; //->200mV
else if(Ius4==3) DAC4=19; //->300mV
else if(Ius4==4) DAC4=24; //->400mV
else if(Ius4==5) DAC4=29; //->500mV
else if(Ius4==6) DAC4=35; //->600mV
else if(Ius4==7) DAC4=40; //->700mV
else if(Ius4>7)
{
  DAC4=0;
}
else
{
//Fórmula para calcular el ciclo de trabajo que no sea alguno de los casos
anteriores, siempre < 7 mA.
//DAC4=(5.27*Ius4)-0.8333;
  if (Ius4>1 && Ius4<7)
  {
    DAC4=5.2857*Ius4+3;//(5.27*Ius1)-0.8333;
  }
  else if (Ius4>0 && Ius4<1)
  {
    DAC4=7*Ius4+0.3333;
  }
}
else
{
  DAC4=0;
}
}

:::REPLICACIÓN PARA LOS DEMÁS CANALES :::::

int est1 = apulso1+intpuls1+apulso2;
int est2 = apulso3+intpuls2+apulso4;
int est3 = apulso5+intpuls3+apulso6;
int est4 = apulso7+intpuls4+apulso8;
int est5 = apulso9+intpuls5+apulso10;
int est6 = apulso11+intpuls6+apulso12;

////////// Secuencia de los canales 1 y 2 //////////
if(Ius1>0 || Ius2>0 || Ius3>0 || Ius4>0 )
{
  if (apulso1<apulso3)
  {
Wire.beginTransmission(pcfDAC1); // DAC1 Estimulando

```

---

```

Wire.write(0x40);
Wire.write(DAC1);
Wire.endTransmission();
Wire.beginTransaction(pcfDAC3); // DAC3 Estimulando
Wire.write(0x40);
Wire.write(DAC3);
Wire.endTransmission();
    delay(apulso1);
Wire.beginTransaction(pcfDAC1); // DAC1 En reposo
Wire.write(0x40);
Wire.write(0);
Wire.endTransmission();

    if(intpuls1<(apulso3-apulso1))
    {
        delay(intpuls1);
Wire.beginTransaction(pcfDAC2); // DAC2 Estimulando
Wire.write(0x40);
Wire.write(DAC2);
Wire.endTransmission();

        if(apulso2<(apulso3-apulso1-intpuls1))
        {
            delay(apulso2);
Wire.beginTransaction(pcfDAC2); // DAC2 En reposo
Wire.write(0x40);
Wire.write(0);
Wire.endTransmission();
            delay(apulso3-apulso2-intpuls1-apulso1);
Wire.beginTransaction(pcfDAC3); // DAC3 En reposo
Wire.write(0x40);
Wire.write(0);
Wire.endTransmission();
            delay(intpuls2);
Wire.beginTransaction(pcfDAC4); // DAC4 Estimulando
Wire.write(0x40);
Wire.write(DAC4);
Wire.endTransmission();
            delay(apulso4);
Wire.beginTransaction(pcfDAC4); // DAC4 En reposo
Wire.write(0x40);
Wire.write(0);
Wire.endTransmission();

            if (Ius5==0 && Ius6==0 && Ius7==0 && Ius8==0 &&
Ius9==0 && Ius10==0 && Ius11==0 && Ius12==0)
            {
                periodo1=(60000/cpm1)-(est2);
delay(periodo1);
            }
        }
    }
else{}
}

else // apulso2 > (apulso3-apulso1-intpuls1)
{
delay(apulso3-intpuls1-apulso1);
Wire.beginTransaction(pcfDAC3); // DAC3 En reposo
Wire.write(0x40);
Wire.write(0);
Wire.endTransmission();

    if((apulso2-apulso3+intpuls1+apulso1)<intpuls2)

```

---

```

        {
            delay(apulso2-apulso3+intpuls1+apulso1);
Wire.beginTransmission(pcfDAC2); // DAC2  En reposo
Wire.write(0x40);
Wire.write(0);
Wire.endTransmission();
            delay(intpuls2-apulso2+apulso3-intpuls1-apulso1);
Wire.beginTransmission(pcfDAC4); // DAC4  Estimulando
Wire.write(0x40);
Wire.write(DAC4);
Wire.endTransmission();
            delay(apulso4);
Wire.beginTransmission(pcfDAC4); // DAC4  En reposo
Wire.write(0x40);
Wire.write(0);
Wire.endTransmission();

            if (Ius5==0 && Ius6==0 && Ius7==0 && Ius8==0 &&
Ius9==0 && Ius10==0 && Ius11==0 && Ius12==0)
            {
                periodo1=(60000/cpm1)-(est2);
delay(periodo1);
            }
            else{}
        }

        else
        {
            delay(intpuls2);
Wire.beginTransmission(pcfDAC4); // DAC4  Estimulando
Wire.write(0x40);
Wire.write(DAC4);
Wire.endTransmission();

            if((apulso2-apulso3+intpuls1+apulso1-intpuls2)<apulso4)
            {
                delay(apulso2-apulso3+intpuls1+apulso1-intpuls2);
Wire.beginTransmission(pcfDAC2); // DAC2  En reposo
Wire.write(0x40);
Wire.write(0);
Wire.endTransmission();
                delay(apulso4-apulso2+apulso3-intpuls1-apulso1+intpuls2);
Wire.beginTransmission(pcfDAC4); // DAC4  En reposo
Wire.write(0x40);
Wire.write(0);
Wire.endTransmission();

                if (Ius5==0 && Ius6==0 && Ius7==0 && Ius8==0 &&
Ius9==0 && Ius10==0 && Ius11==0 && Ius12==0)
                {
                    periodo1=(60000/cpm1)-(est2);
delay(periodo1);
                }
                else{}
            }

            else
            {
                delay(apulso4);
Wire.beginTransmission(pcfDAC4); // DAC4  En reposo
Wire.write(0x40);
Wire.write(0);

```

---

```

Wire.endTransmission();
        delay(apulso2-apulso3+intpuls1+apulso1-intpuls2-apulso4);
Wire.beginTransmission(pcfDAC2); // DAC2 En reposo
Wire.write(0x40);
Wire.write(0);
Wire.endTransmission();

        if (Ius5==0 && Ius6==0 && Ius7==0 && Ius8==0 &&
Ius9==0 && Ius10==0 && Ius11==0 && Ius12==0)
        {
            periodo1=(60000/cpm1)-(est1);
delay(periodo1);
        }
        else{}
    }
}
}

else
{
    delay(apulso3-apulso1);
Wire.beginTransmission(pcfDAC3); // DAC3 En reposo
Wire.write(0x40);
Wire.write(0);
Wire.endTransmission();

        if((intpuls1-apulso3+apulso1)<intpuls2)
        {
            delay(intpuls1-apulso3+apulso1);
Wire.beginTransmission(pcfDAC2); // DAC2 Estimulando
Wire.write(0x40);
Wire.write(DAC2);
Wire.endTransmission();

            if(apulso2<(intpuls2-intpuls1+apulso3-apulso1))
            {
                delay(apulso2);
Wire.beginTransmission(pcfDAC2); // DAC2 En reposo
Wire.write(0x40);
Wire.write(0);
Wire.endTransmission();
                delay(intpuls2-apulso2-intpuls1+apulso3-apulso1);
Wire.beginTransmission(pcfDAC4); // DAC4 Estimulando
Wire.write(0x40);
Wire.write(DAC4);
Wire.endTransmission();
                delay(apulso4);
Wire.beginTransmission(pcfDAC4); // DAC4 En reposo
Wire.write(0x40);
Wire.write(0);
Wire.endTransmission();

                if (Ius5==0 && Ius6==0 && Ius7==0 && Ius8==0 &&
Ius9==0 && Ius10==0 && Ius11==0 && Ius12==0)
                {
                    periodo1=(60000/cpm1)-(est2);
delay(periodo1);
                }
                else{}
            }
}
}

```

```

else
{
    delay(intpuls2-intpuls1+apulso3-apulso1);
Wire.beginTransmission(pcfDAC4); // DAC4 Estimulando
Wire.write(0x40);
Wire.write(DAC4);
Wire.endTransmission();

    if((apulso2-intpuls2+intpuls1-apulso3+apulso1)<apulso4)
    {
        delay(apulso2-intpuls2+intpuls1-apulso3+apulso1);
Wire.beginTransmission(pcfDAC2); // DAC2 En reposo
Wire.write(0x40);
Wire.write(0);
Wire.endTransmission();
        delay(apulso4-apulso2+intpuls2-intpuls1+apulso3-apulso1);
Wire.beginTransmission(pcfDAC4); // DAC4 En reposo
Wire.write(0x40);
Wire.write(0);
Wire.endTransmission();

        if (Ius5==0 && Ius6==0 && Ius7==0 && Ius8==0 &&
Ius9==0 && Ius10==0 && Ius11==0 && Ius12==0)
        {
            periodo1=(60000/cpml)-(est2);
delay(periodo1);
        }
        else{}
    }

    else
    {
        delay(apulso4);
Wire.beginTransmission(pcfDAC4); // DAC4 En reposo
Wire.write(0x40);
Wire.write(0);
Wire.endTransmission();
        delay(apulso2-apulso4-intpuls2+intpuls1-apulso3+apulso1);
Wire.beginTransmission(pcfDAC2); // DAC2 En reposo
Wire.write(0x40);
Wire.write(0);
Wire.endTransmission();

        if (Ius5==0 && Ius6==0 && Ius7==0 && Ius8==0 &&
Ius9==0 && Ius10==0 && Ius11==0 && Ius12==0)
        {
            periodo1=(60000/cpml)-(est1);
delay(periodo1);
        }
        else{}
    }
}

else
{
    delay(intpuls2);
Wire.beginTransmission(pcfDAC4); // DAC4 Estimulando
Wire.write(0x40);
Wire.write(DAC4);
Wire.endTransmission();
}

```

```

        if((intpuls1-intpuls2-apulso3+apulso1)<apulso4)
        {
            delay(intpuls1-apulso3+apulso1-intpuls2);
Wire.beginTransmission(pcfDAC2); // DAC2 Estimulando
Wire.write(0x40);
Wire.write(DAC2);
Wire.endTransmission();

            if(apulso2<(apulso4-intpuls1+apulso3-apulso1+intpuls2))
            {
                delay(apulso2);
Wire.beginTransmission(pcfDAC2); // DAC2 En reposo
Wire.write(0x40);
Wire.write(0);
Wire.endTransmission();
                delay(apulso4-intpuls1+apulso3-apulso1+intpuls2);
Wire.beginTransmission(pcfDAC4); // DAC4 En reposo
Wire.write(0x40);
Wire.write(0);
Wire.endTransmission();

                if (Ius5==0 && Ius6==0 && Ius7==0 && Ius8==0 &&
Ius9==0 && Ius10==0 && Ius11==0 && Ius12==0)
                {
                    periodo1=(60000/cpml)-(est2);
delay(periodo1);
                }
                else{}
            }

            else
            {
                delay(apulso4-intpuls1+apulso3-apulso1+intpuls2);
Wire.beginTransmission(pcfDAC4); // DAC4 En reposo
Wire.write(0x40);
Wire.write(0);
Wire.endTransmission();
                delay(apulso2-apulso4+intpuls1-apulso3+apulso1-intpuls2);
Wire.beginTransmission(pcfDAC2); // DAC2 En reposo
Wire.write(0x40);
Wire.write(0);
Wire.endTransmission();

                if (Ius5==0 && Ius6==0 && Ius7==0 && Ius8==0 &&
Ius9==0 && Ius10==0 && Ius11==0 && Ius12==0)
                {
                    periodo1=(60000/cpml)-(est1);
delay(periodo1);
                }
                else{}
            }

            else
            {
                delay(apulso4);
Wire.beginTransmission(pcfDAC4); // DAC4 En reposo
Wire.write(0x40);
Wire.write(0);
Wire.endTransmission();
                delay(intpuls1-apulso3+apulso1-intpuls2-apulso4);
Wire.beginTransmission(pcfDAC2); // DAC2 Estimulando

```

---

```

Wire.write(0x40);
Wire.write(DAC2);
Wire.endTransmission();
    delay(apulso2);
Wire.beginTransmission(pcfDAC2); // DAC2 En reposo
Wire.write(0x40);
Wire.write(0);
Wire.endTransmission();

    if (Ius5==0 && Ius6==0 && Ius7==0 && Ius8==0 &&
Ius9==0 && Ius10==0 && Ius11==0 && Ius12==0)
    {
        periodo1=(60000/cpml)-(est1);
delay(periodo1);
    }
    else{}
}
}
}

    else // apulso3<apulso1
    {
Wire.beginTransmission(pcfDAC3); // DAC3 Estimulando
Wire.write(0x40);
Wire.write(DAC3);
Wire.endTransmission();
Wire.beginTransmission(pcfDAC1); // DAC1 Estimulando
Wire.write(0x40);
Wire.write(DAC1);
Wire.endTransmission();
    delay(apulso3);
Wire.beginTransmission(pcfDAC3); // DAC3 En reposo
Wire.write(0x40);
Wire.write(0);
Wire.endTransmission();

    if(intpuls2<(apulso1-apulso3))
    {
        delay(intpuls2);
Wire.beginTransmission(pcfDAC4); // DAC4 Estimulando
Wire.write(0x40);
Wire.write(DAC4);
Wire.endTransmission();

        if(apulso4<(apulso1-apulso3-intpuls2))
        {
            delay(apulso4);
Wire.beginTransmission(pcfDAC4); // DAC4 En reposo
Wire.write(0x40);
Wire.write(0);
Wire.endTransmission();
            delay(apulso1-apulso4-intpuls2-apulso3);
Wire.beginTransmission(pcfDAC1); // DAC1 En reposo
Wire.write(0x40);
Wire.write(0);
Wire.endTransmission();
            delay(intpuls1);
Wire.beginTransmission(pcfDAC2); // DAC2 Estimulando
Wire.write(0x40);

```



---

```

Wire.write(DAC2);
Wire.endTransmission();
    delay(apulso2);
Wire.beginTransaction(pcfDAC2); // DAC2 En reposo
Wire.write(0x40);
Wire.write(0);
Wire.endTransmission();

    if (Ius5==0 && Ius6==0 && Ius7==0 && Ius8==0 &&
Ius9==0 && Ius10==0 && Ius11==0 && Ius12==0)
    {
        periodo1=(60000/cpm1)-(est1);
delay(periodo1);
    }
    else{}
}

else
{
    delay(apulso1-intpuls2-apulso3);
Wire.beginTransaction(pcfDAC1); // DAC1 En reposo
Wire.write(0x40);
Wire.write(0);
Wire.endTransmission();

    if((apulso4-apulso1+intpuls2+apulso3)<intpuls1)
    {
        delay(apulso4-apulso1+intpuls2+apulso3);
Wire.beginTransaction(pcfDAC4); // DAC4 En reposo
Wire.write(0x40);
Wire.write(0);
Wire.endTransmission();
        delay(intpuls1-apulso4+apulso1-intpuls2-apulso3);
Wire.beginTransaction(pcfDAC2); // DAC2 Estimulando
Wire.write(0x40);
Wire.write(DAC2);
Wire.endTransmission();
        delay(apulso2);
Wire.beginTransaction(pcfDAC2); // DAC2 En reposo
Wire.write(0x40);
Wire.write(0);
Wire.endTransmission();

        if (Ius5==0 && Ius6==0 && Ius7==0 && Ius8==0 &&
Ius9==0 && Ius10==0 && Ius11==0 && Ius12==0)
        {
            periodo1=(60000/cpm1)-(est1);
delay(periodo1);
        }
        else{}
    }

    else
    {
        delay(intpuls1);
Wire.beginTransaction(pcfDAC2); // DAC2 Estimulando
Wire.write(0x40);
Wire.write(DAC2);
Wire.endTransmission();

        if((apulso4-apulso1+intpuls2+apulso3-intpuls1)<apulso2)
        {

```

```

        delay(apulso4-apulso1+intpuls2+apulso3-intpuls1);
Wire.beginTransmission(pcfDAC4); // DAC4 En reposo
Wire.write(0x40);
Wire.write(0);
Wire.endTransmission();
        delay(apulso2-apulso4+apulso1-intpuls2-apulso3+intpuls1);
Wire.beginTransmission(pcfDAC2); // DAC2 En reposo
Wire.write(0x40);
Wire.write(0);
Wire.endTransmission();

        if (Ius5==0 && Ius6==0 && Ius7==0 && Ius8==0 &&
Ius9==0 && Ius10==0 && Ius11==0 && Ius12==0)
        {
            periodo1=(60000/cpml)-(est1);
delay(periodo1);
        }
        else{}
    }

    else
    {
        delay(apulso2);
Wire.beginTransmission(pcfDAC2); // DAC2 En reposo
Wire.write(0x40);
Wire.write(0);
Wire.endTransmission();
        delay(apulso4-apulso1+intpuls2+apulso3-intpuls1-apulso2);
Wire.beginTransmission(pcfDAC4); // DAC4 En reposo
Wire.write(0x40);
Wire.write(0);
Wire.endTransmission();

        if (Ius5==0 && Ius6==0 && Ius7==0 && Ius8==0 &&
Ius9==0 && Ius10==0 && Ius11==0 && Ius12==0)
        {
            periodo1=(60000/cpml)-(est2);
delay(periodo1);
        }
        else{}
    }
}

}

else
{
    delay(apulso1-apulso3);
Wire.beginTransmission(pcfDAC1); // DAC1 En reposo
Wire.write(0x40);
Wire.write(0);
Wire.endTransmission();

    if((intpuls2-apulso1+apulso3)<intpuls1)
    {
        delay(intpuls2-apulso1+apulso3);
Wire.beginTransmission(pcfDAC4); // DAC4 Estimulando
Wire.write(0x40);
Wire.write(DAC4);
Wire.endTransmission();

        if(apulso4<(intpuls1-intpuls2+apulso1-apulso3))

```

---

```

        {
            delay(apulso4);
Wire.beginTransmission(pcfDAC4); // DAC4  En reposo
Wire.write(0x40);
Wire.write(0);
Wire.endTransmission();
            delay(intpuls1-apulso4-intpuls2+apulso1-apulso3);
Wire.beginTransmission(pcfDAC2); // DAC2  Estimulando
Wire.write(0x40);
Wire.write(DAC2);
Wire.endTransmission();
            delay(apulso2);
Wire.beginTransmission(pcfDAC2); // DAC2  En reposo
Wire.write(0x40);
Wire.write(0);
Wire.endTransmission();

            if (Ius5==0 && Ius6==0 && Ius7==0 && Ius8==0 &&
Ius9==0 && Ius10==0 && Ius11==0 && Ius12==0)
            {
                periodo1=(60000/cpm1)-(est1);
delay(periodo1);
            }
            else{}
        }

        else
        {
            delay(intpuls1-intpuls2+apulso1-apulso3);
Wire.beginTransmission(pcfDAC2); // DAC2  Estimulando
Wire.write(0x40);
Wire.write(DAC2);
Wire.endTransmission();

            if((apulso4-intpuls1+intpuls2-apulso1+apulso3)<apulso2)
            {
                delay(apulso4-intpuls1+intpuls2-apulso1+apulso3);
Wire.beginTransmission(pcfDAC4); // DAC4  En reposo
Wire.write(0x40);
Wire.write(0);
Wire.endTransmission();
                delay(apulso2-apulso4+intpuls1-intpuls2+apulso1-apulso3);
Wire.beginTransmission(pcfDAC2); // DAC2  En reposo
Wire.write(0x40);
Wire.write(0);
Wire.endTransmission();

                if (Ius5==0 && Ius6==0 && Ius7==0 && Ius8==0 &&
Ius9==0 && Ius10==0 && Ius11==0 && Ius12==0)
                {
                    periodo1=(60000/cpm1)-(est1);
delay(periodo1);
                }
                else{}
            }

            else
            {
                delay(apulso2);
Wire.beginTransmission(pcfDAC2); // DAC2  En reposo
Wire.write(0x40);
Wire.write(0);

```

---

```

Wire.endTransmission();
        delay(apulso4-apulso2-intpuls1+intpuls2-apulso1+apulso3);
Wire.beginTransmission(pcfDAC4); // DAC4  En reposo
Wire.write(0x40);
Wire.write(0);
Wire.endTransmission();

        if (Ius5==0 && Ius6==0 && Ius7==0 && Ius8==0 &&
Ius9==0 && Ius10==0 && Ius11==0 && Ius12==0)
        {
            periodo1=(60000/cpml)-(est2);
delay(periodo1);
        }
        else{}
    }
}

else
{
    delay(intpuls1);
Wire.beginTransmission(pcfDAC2); // DAC2  Estimulando
Wire.write(0x40);
Wire.write(DAC2);
Wire.endTransmission();

    if((intpuls2-intpuls1-apulso1+apulso3)<apulso2)
    {
        delay(intpuls2-apulso1+apulso3-intpuls1);
Wire.beginTransmission(pcfDAC4); // DAC4  Estimulando
Wire.write(0x40);
Wire.write(DAC4);
Wire.endTransmission();

        if(apulso4<(apulso2-intpuls2+apulso1-apulso3+intpuls1))
        {
            delay(apulso4);
Wire.beginTransmission(pcfDAC4); // DAC4  En reposo
Wire.write(0x40);
Wire.write(0);
Wire.endTransmission();
            delay(apulso2-intpuls2+apulso1-apulso3+intpuls1);
Wire.beginTransmission(pcfDAC2); // DAC2  En reposo
Wire.write(0x40);
Wire.write(0);
Wire.endTransmission();

            if (Ius5==0 && Ius6==0 && Ius7==0 && Ius8==0 &&
Ius9==0 && Ius10==0 && Ius11==0 && Ius12==0)
            {
                periodo1=(60000/cpml)-(est1);
delay(periodo1);
            }
            else{}
        }

        else
        {
            delay(apulso2-intpuls2+apulso1-apulso3+intpuls1);
Wire.beginTransmission(pcfDAC2); // DAC2  En reposo
Wire.write(0x40);
Wire.write(0);

```

---

```

Wire.endTransmission();
        delay(apulso4-apulso2+intpuls2-apulso1+apulso3-intpuls1);
Wire.beginTransmission(pcfDAC4); // DAC4 En reposo
Wire.write(0x40);
Wire.write(0);
Wire.endTransmission();

        if (Ius5==0 && Ius6==0 && Ius7==0 && Ius8==0 &&
Ius9==0 && Ius10==0 && Ius11==0 && Ius12==0)
        {
            periodo1=(60000/cpm1)-(est2);
delay(periodo1);
        }
        else{}
    }
}

else
{
    delay(apulso2);
Wire.beginTransmission(pcfDAC2); // DAC2 En reposo
Wire.write(0x40);
Wire.write(0);
Wire.endTransmission();
        delay(intpuls2-apulso1+apulso3-intpuls1-apulso2);
Wire.beginTransmission(pcfDAC4); // DAC4 Estimulando
Wire.write(0x40);
Wire.write(DAC4);
Wire.endTransmission();
        delay(apulso4);
Wire.beginTransmission(pcfDAC4); // DAC4 En reposo
Wire.write(0x40);
Wire.write(0);
Wire.endTransmission();

        if (Ius5==0 && Ius6==0 && Ius7==0 && Ius8==0 &&
Ius9==0 && Ius10==0 && Ius11==0 && Ius12==0)
        {
            periodo1=(60000/cpm1)-(est2);
delay(periodo1);
        }
        else{}
    }
}
}
} else{} //Fin de los canales 1 y 2

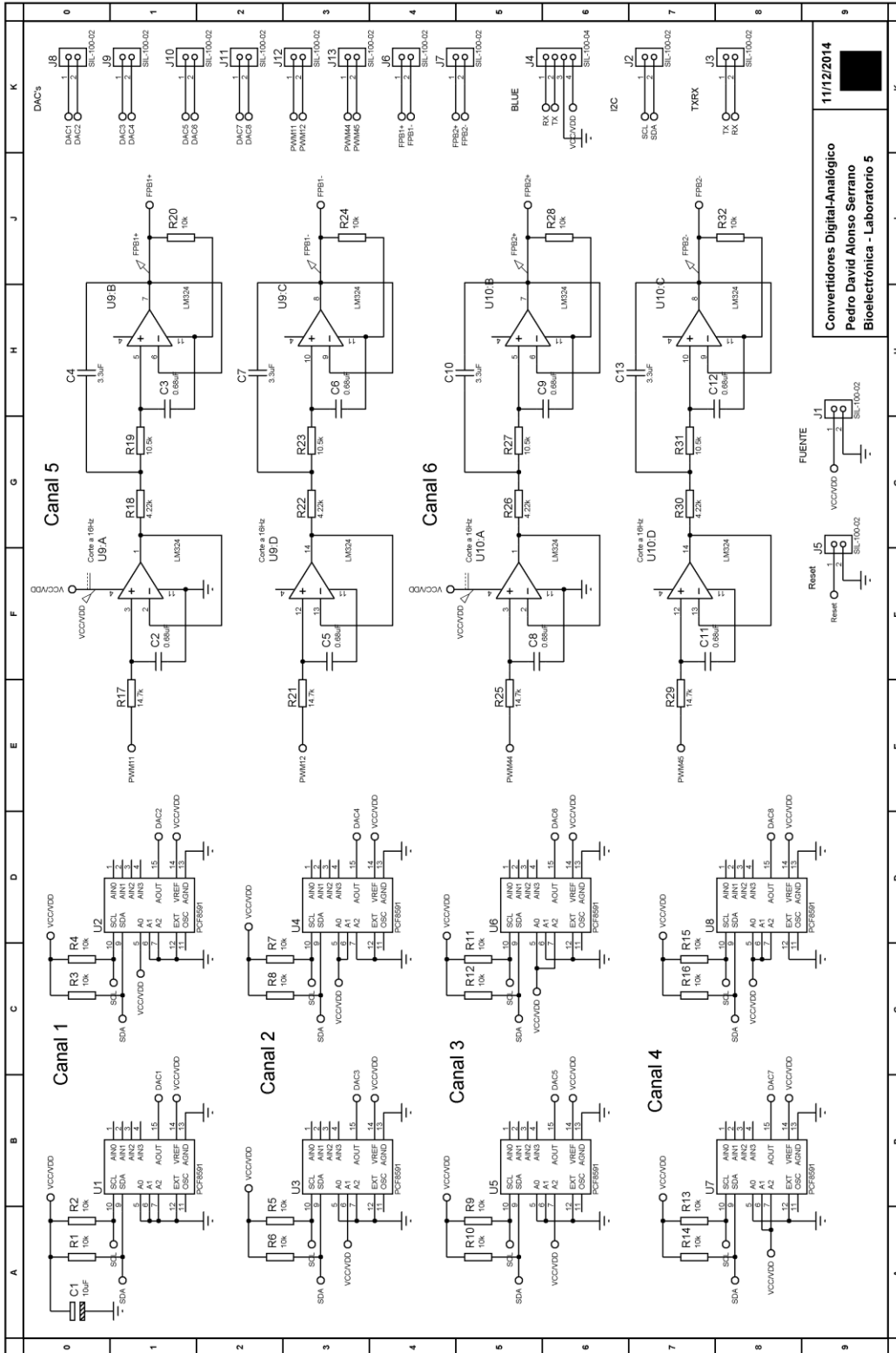
::::::::::REPLICACIÓN PARA LOS DEMÁS CANALES :::::::::::

} //Fin de loop

```

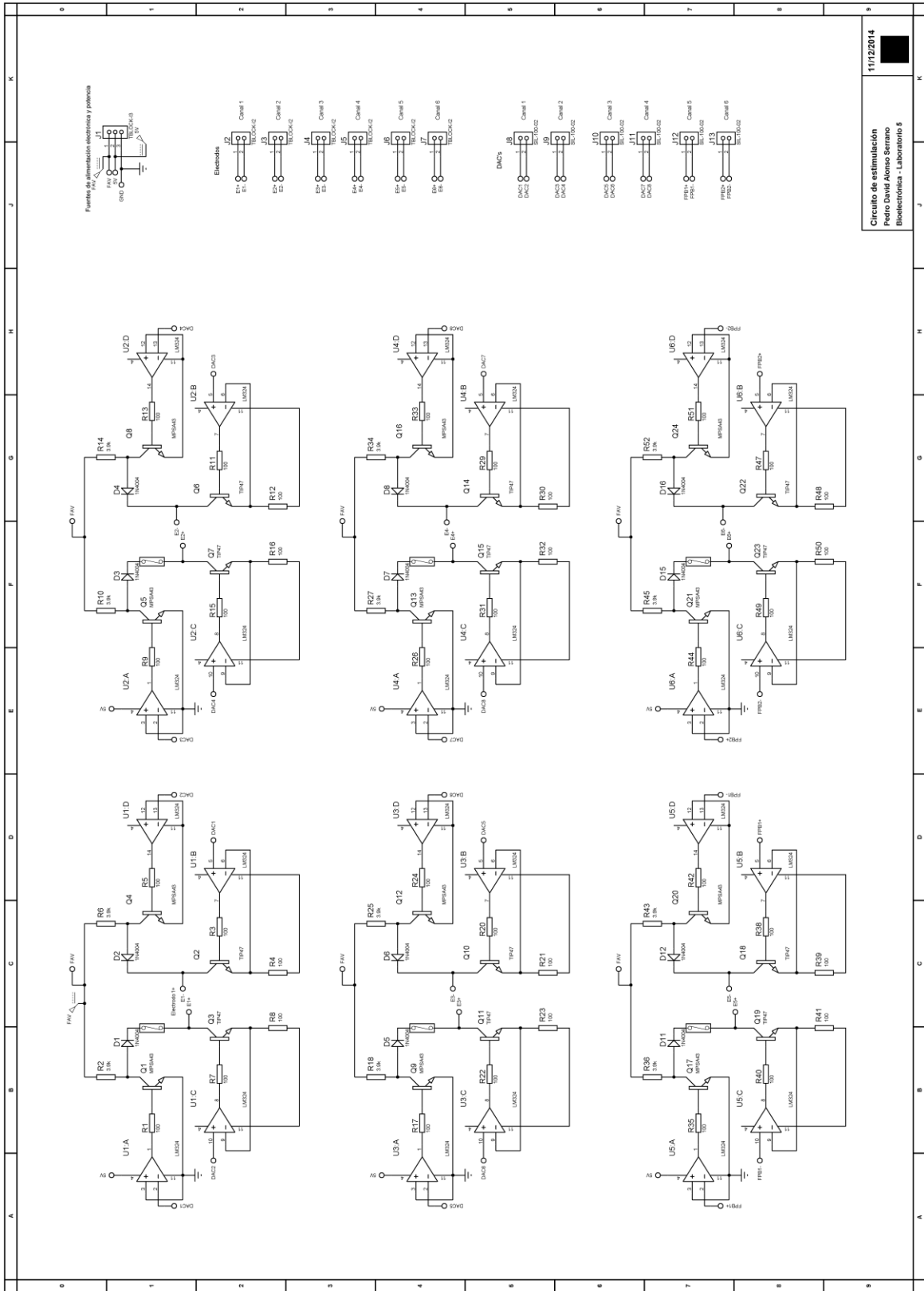
# Diagramas electrónicos

## Convertidores digital-analógicos



11/12/2014  
 Convertidores Digital-Analógico  
 Pedro David Alonso Serrano  
 Bioelectrónica - Laboratorio 5

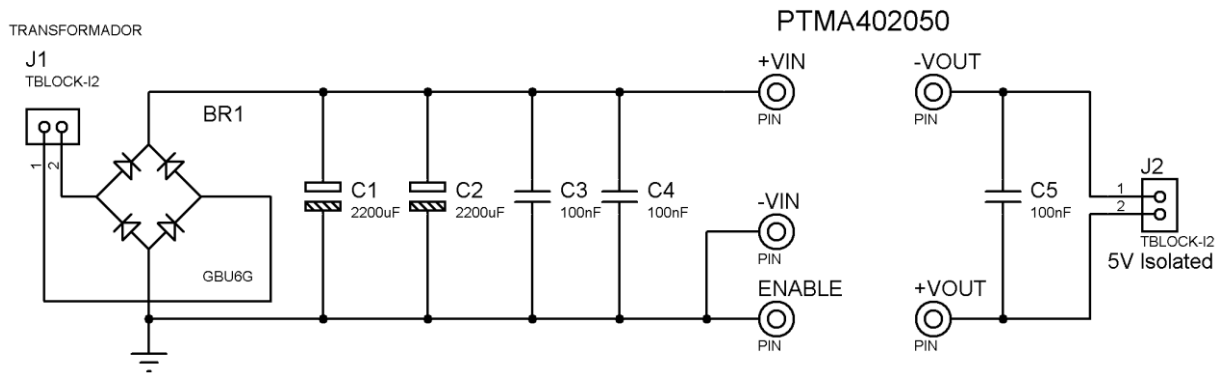
# Circuitos de estimulación



11/12/2014  
**Circuito de estimulación**  
 Pedro David Alonso Serrano  
 Bioelectrónica - Laboratorio 5

## Fuentes aisladas de alimentación

### Convertidor DC-DC 5V



### Convertidor DC-DC 300V

