

Prototipo de estimulador electrónico para ser utilizado en colostomía

Sagahón Martínez M.,*
Villalobos Rojas C,* Awad R.A.*

* Dpto. de Bioingeniería Experimental, Unidad de Medicina y Motilidad Experimental, Gastroenterología 107, Hospital General de México.

Correspondencia:
Richard A. Awad Reyes,
Dr. Balmis Núm. 148, Col. Doctores
México, D.F. 06726
Tel. 2789 2000 ext. 1358
Tel. y fax 5004 3806
E-mail: awadrichard@iserve.net.mx

Artículo recibido: 5/febrero/2009
Artículo aceptado: 2/noviembre/2009

RESUMEN

La necesidad de rehabilitar los músculos de una colostomía mediante estímulos eléctricos, por medio de un instrumento portátil para volverla continente es de gran necesidad para pacientes colostomizados. En 1994, Awad y Luna desarrollaron un simulador recto-anal que muestra las variaciones eléctricas y de presión en el recto y en el esfínter anal interno. En 2000 Riedy, y cols¹. Usaron un dispositivo de batería para estimular el esfínter, mediante una corriente de 0-100 mA y 35 Hz. En 2005 Awad y cols. desarrollaron un simulador virtual de la mecánica del colon con programas computacionales. En 2006 Awad y Sagahón² desarrollaron un dispositivo para estimular el músculo liso visceral en una colostomía para volverla continente a voluntad². El propósito de este trabajo fue diseñar y armar un estimulador electrónico portátil de 3 variables (presión, voltaje y corriente). Se diseñó un prototipo de estimulador de 3 variables controlado mediante un sensor de presión. La corriente y el voltaje del equipo fueron calibrados mediante un multímetro digital, y la frecuencia mediante un osciloscopio digital. El diseño, desarrollo y armado del estimulador electrónico servirá para utilizarlo en la colostomía del modelo experimental animal, valorando y controlando las variables de presión, voltaje y frecuencia.

Palabras clave: Estimulador, colostomía continente, sensor de presión.

ABSTRACT

The need to rehabilitate the muscles of a colostomy through electrical stimulation, using a portable instrument, to regaining continence is of great necessity for colostomized patients. In 1994, Awad and Luna developed a straight-anal simulator that shows the power and pressure variations in the rectum and the internal anal sphincter. In 2000, Riedy et al¹. used a battery-powered stimulator to stimulate the sphincter muscle, with a stream of 0-100 mA and 35 Hz. In 2005, Awad et al. They developed a virtual simulator of colon mechanics with computer programs. In 2006, Awad and Sagahón² developed a device to stimulate the visceral smooth muscle in a colostomy for to regaining voluntary continent. The purpose was to design and build a portable 3 variables electronic stimulator (pressure, voltage and current). We design a prototype portable stimulator of 3 variables controlled by a pressure sensor. The current and voltage of the equipment were calibrated using a digital multimeter, and frequen-

cy using a digital oscilloscope. The design, development and assembly of the electronic stimulator will be used in the experimental animal colostomy model, evaluating and controlling pressure, voltage and frequency variables.

Key Words: Stimulator, continent colostomy, pressure sensor.

INTRODUCCIÓN

Se presenta el diseño de un prototipo de un estimulador portátil basado en la literatura para estimular los músculos circulares en pacientes con colostomía (estoma, ostomía) permanente. La incontinencia fecal de una estoma es un problema que continúa desafiando los tratamientos. Múltiples intentos previos para crear una estoma continente, primordialmente utilizando una mioplastia dinámica han tenido éxito limitado, debido a la atrofia por enervación y porque el músculo se fatiga como resultado de la estimulación eléctrica continua³. Para resolver este problema se diseña un prototipo de estimulador capaz de controlar a voluntad la defecación en pacientes a quienes se les ha practicado una ostomía debido a cáncer de colon.

Un estimulador es un instrumento electrónico que genera pulsos con un tipo de onda determinado (cuadrada, senoidal, triangular, etc.) y eleva el voltaje hasta cierto límite (0-500 voltios). Sirve para poder mover (estimular) los músculos en un ser humano o animal, utilizando una frecuencia y corriente determinadas. Se llevó a cabo una revisión sistemática de los artículos referentes en la literatura (Cuadro 1 y bibliografía) para determinar las variables principales de voltaje, frecuencia y corriente para este artículo. Además se cuenta con la experiencia en el manejo de estimuladores^{2,4}.

En 2008 Isabelle Le Blanc-Louvry, Florence Guerre y cols⁵. experimentaron con 2 grupos de ratas laparotomizadas. Aplicando estímulos con pulsos de 0.5, 1, 10, 20 Hz y 3 amplitudes (5, 20, 40 mA). En 2003 Hirabayashi, Matsufuji y cols⁶. diseñaron un marcapasos colónico como un nuevo dispositivo terapéutico para el tratamiento de la defecación y constipación en un perro mestizo. En 2001 Bardeel, Stadelman y cols³. realizaron un experimento con 6 perros, en los cuales generaron una presión estomal intraluminal por el esfínter usando diferentes frecuencias de estimulación. En 2000 Riedy, Chintam y cols¹ mediante un estimulador de baterías con electrodos autoadheribles de superficie estimularon el

área de estudio con 300 micropulsos a una frecuencia de 35 Hz y con una corriente de 0-100 mA. En 1999 Lanmuller, Sauermann y cols⁷. emplearon un generador de pulso multicanal, herméticamente sellado en un contenedor de titanio de 65 x 17 mm para la activación crónica del músculo esquelético. En 1998 Ishikawa, Suda y cols⁸ utilizaron un estimulador magnético continuo funcional (FCMS) con una potencia eléctrica máxima de 2 kW, 800 V máximo de capacitor, 720 microsegundos de ancho de pulso (180 microsegundos de tiempo alcanzado) y 5-30 Hz de frecuencia. Una frecuencia entre 5 y 10 Hz es utilizado para el tratamiento de incontinencia. En 1996 Arabi y Sawan⁹ aplicaron un microestimulador multiprogramable implantable en pacientes con daño en la espina dorsal para el tratamiento de retención e incontinencia codificado por radiofrecuencia con 4 canales independientes bipolares. En 1986 Bergmann y Eriksen¹⁰ muestran que los materiales plásticos, electrodos, parámetros eléctricos y circuitos electrónicos deben ser cuidadosamente seleccionados para una óptima aceptabilidad y efecto terapéutico. En 1975 Sotiropoulos¹¹ utilizó un tratamiento con estimuladores utilizando electrodos intraanales para controlar la incontinencia.

Los retos a vencer para hacer el estimulador son: Hacer una estoma continente (controlable), evitar atrofia de músculo por estimulación constante, encontrar las variables (voltaje, corriente, tiempo de estimulación y frecuencia) exactas para cada especie.

El beneficio al diseñar un estimulador lo más exacto posible es poder controlar una estoma para que sea continente en pacientes humanos, además nos permitirá mejorar la calidad de vida de los pacientes con cáncer de colon, y poder desarrollar tecnología biomédica en México de bajo costo.

Diseñar y desarrollar un prototipo de estimulador portátil de 3 variables (voltaje, corriente y frecuencia) con rangos seleccionables para realizar experimentación a futuro en modelos animales y después en pacientes con colostomía.

Cuadro 1. Datos eléctricos de estimuladores.

Mediciones eléctricas del colon						
Autor	Voltaje (mV)	Frecuencia (Hz)	Corriente (mA)	Corriente postprandial	Tipo de electrodo	Edo. basal cmH ₂ O
Ried y L. y cols ¹		35	0-100	60-100 mA	De superficie, adherible y 2" de diámetro	
Shafik A ¹²	*175 Joules	40				
Lanmuller H y cols ¹³	No tiene mayores datos	sólo que la pila a utilizar dura 4.1 años y mide 65*17 mm				
Ratani RS y cols ¹⁴	10 Voltios	10	Experimento con conejos		Intramural	4-13 medio 14-37 alto
Bijak M y cols ¹⁵			0-4			
Lanmuller H y cols ¹³		100	3			
Rafolt D y cols ¹⁶		12-30.0 19.6-22.5 19.2-23.5				
Mayr W y cols ¹⁷		1.0-33.0	5			
Ziping Fang y cols ¹⁸	33	12	20		Intramusculares percutáneos	
Yu David y cols ¹⁹		25	0-100		Aislamiento de teflón, tipo 316L con alambre de acero inox. y 10 mm	
Warren M y cols ²⁰		20	10-150			
Sarna S ²¹						
Huizinga JD y cols ²²	-42.1 ± 1 mV 2 a 8 mV -45.9 ± 1.5 mV 4 a 12 mV	2.3			Intracelulares, de plata, separados entre sí 10 mm	
Awad R y cols ²³	(-) 30 a 50 mV					
Shin Fukudo y cols ²⁴	5.2 ± 4.2 mV	1Hz	(2, 10, 20, 30 (16.6 ± 7.5 mA))			Onda cuadrada

MATERIAL Y MÉTODOS

Se desarrolló el prototipo del estimulador con los datos de artículos científicos internacionales y posteriormente analizados (Cuadro 1). El desarrollo del prototipo consistió de tres partes: un diagrama a bloques (Figura 1), simulación de circuito electrónico mediante el programa MultiSim versión 6.20 Workbench (simulador de circuitos electrónicos) (Figura 2), y prueba del circuito en el laboratorio.

Los datos eléctricos de estimuladores desarrollados o utilizados por diversas personas en el mundo, del año de 1997 hasta 2007 (Cuadro 1), se tomaron para elaborar el siguiente análisis estadístico: Mediante el programa de Excel, el cual generó los si-

guientes valores promedio de las variables eléctricas: voltaje 4.32 voltios; frecuencia 23.88 Hz. y corriente 36.46 mA.

La Figura 1 representa las etapas en las que está integrado el prototipo.

La fuente de recarga de batería (1) alimenta con 9.7 voltios la batería durante 12 horas para tener una carga completa. La fuente de alimentación (2) está compuesta por una batería recargable de 9 voltios, ésta alimenta a todos los circuitos integrados. El sensor de presión (3) lo integran un amplificador (4) operacional (1/2 LM3203) y el sensor MPX10, éstos en conjunto, cuando existe una presión de 35.9 ± 8.8 mmHg, envían una señal eléctrica al comparador de presión (5), siendo la otra mitad del

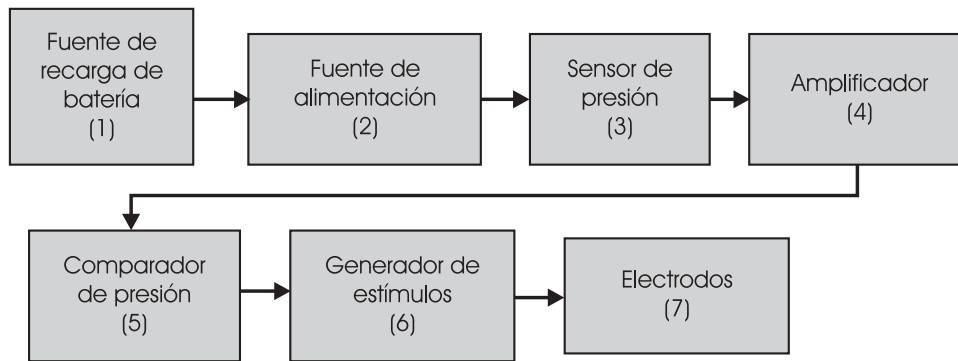


Figura 1. Diagrama a bloques del estimulador.

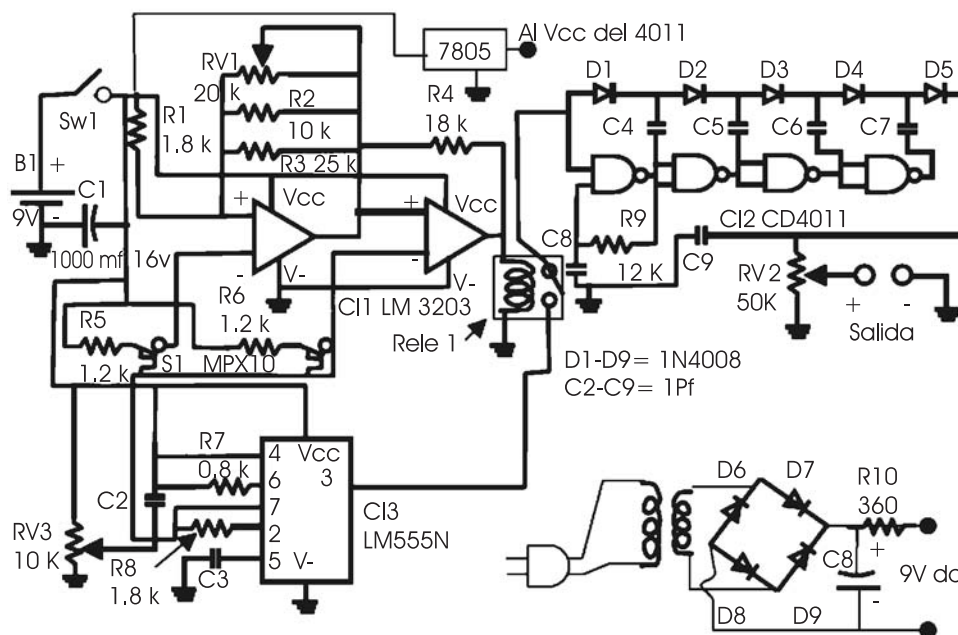


Figura 2. Diagrama electrónico del estimulador.

LM3203. El generador de estímulos (6) formado por un CD4011 y un oscilador LM555 es activado cuando se alcanza la presión mencionada, proporcionando una salida de voltaje a los electrodos (6).

El circuito electrónico del estimulador

La fuente de recarga de batería (parte inferior derecha de la Figura 1) está formada por un transformador de 9 voltios y 100mA, un puente de diodos (D6-D9), un capacitor electrolítico (C8) de 1,000 microfaradios (mf) y una resistencia (R10) de 360 ohms. Esta resistencia es de goteo, lo que implica que la batería puede estar conectada sin que sufra un calentamiento. Debido a que sólo pasa un 1/20 de corriente para su recarga.

La fuente de alimentación [1A] es una batería recargable (B1) de 9 voltios y 500 mili-amperes. La

cual suministra voltaje a todas las etapas y tiene un regulador (Reg1) 5 voltios para alimentar al circuito integrado CD4011. Cuenta con un capacitor (C1) de 1,000 microfaradios para filtrar la salida, y un interruptor (Sw1) para encender o apagar el equipo.

El generador de estímulos está integrado por una compuerta (CI2) NAND CD4011. Aquí la primera compuerta funciona como un oscilador que está determinada por C4 y D1. La frecuencia es controlada por medio de CI3 y puede variarse con RV3. Las demás compuertas funcionan como elevadores de voltaje. En la salida de la cuarta compuerta se tiene un voltaje máximo de 50 voltios, con una corriente máxima de 10 mA. Se utiliza esta corriente y voltaje para realizar pruebas. Si fuera necesario más frecuencia, voltaje o corriente, el equipo tiene la capacidad de aumentarla, mediante el cambio de componentes.

El sensor de presión. Su señal es aumentada mediante un amplificador operacional (1/2 CI1 LM3203). RV1 sirve para aumentar la ganancia del sensor.

El comparador de presión. La mitad del circuito integrado LM3203(CI1), se encarga de comparar la señal enviada por el sensor «S1». Cuando la presión aumenta en S1 la señal es comparada y amplificada. Activando o no el relevador «Rele1».

Los electrodos van conectados en la salida ubicada en la parte media derecha del diagrama electrónico. La corriente se controla mediante RV2.

Se efectuaron pruebas con una resistencia de 20 ohms. Conectada en la salida del circuito. Existió una caída de voltaje del 30%, misma que se puede ajustar, en el caso que se tuviera esta resistencia con este valor en el músculo circular. La resistencia mínima que existe en este músculo es de 120 ohms por centímetro³⁰.

Se realizaron cambios de componentes para mejorar su funcionamiento debido a que no se obtuvieron los valores de corriente y voltaje en el circuito. Esto se realizó tanto en el programa de simulación electrónico, como en el circuito real. El instrumento tiene características intermedias de los ya existentes. Utilizamos un voltaje variable de 0 a 50 volts, una corriente ajustable de 0 a 10 mA, tipo de onda cuadrada, y una frecuencia graduable de 10 Hz. Además de un transductor de presión de 0–482.75 mmHg. Este instrumento servirá de primera intención para realizar pruebas en la colostomía de animales de experimentación.

Características del sensor

El sensor es MPX10 de Motorola 25 (Figura 3) de 4 terminales; es alimentado por un regulador de vol-

taje de 5 voltios (MC78L05), para amplificar la señal de este sensor es utilizado un amplificador operacional LM3203. Empleando la fórmula para la ganancia:

$$\text{Incremento de presión} = \frac{5.0 \text{ V}}{255 \text{ pasos}} = \frac{19.6 \text{ mV}}{\text{paso}}$$

Esto significa que por cada milímetro de mercurio de presión, aumentará de forma proporcional el voltaje en el amplificador.

Este sensor es de tipo diferencial, utilizado comúnmente para electromedicina. Tiene un rango de presión de 0 a 10 psi, pero soporta una presión máxima de 20 psi. La sensibilidad es de 18 mV/psi y una linealidad e histéresis de ± 0.1%. En la Figura 3, se presenta el sensor junto con su circuito equivalente:

Convertimos los PSI a mmHg y nos da:

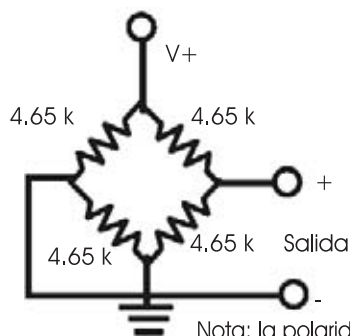
$$\begin{aligned} 14.5 \text{ PSI} &= 760 \text{ mmHg.} \\ 10 \text{ PSI} &= 482.75 \text{ mmHg} \end{aligned}$$

Entonces el sensor alcanza a medir hasta 482.75 mmHg de presión.

La presión normal con la que trabaja un esfínter de colon en un ser humano, según nuestros estudios de barostato de colon es de 35.9 ± 8.8 mmHg. En el barostato manejamos 3 tipos de sensación (primera, defecar y dolor) y sólo tomamos la primera sensación del estado basal.

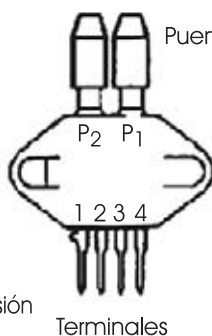
El sensor de presión genera dos voltajes, uno positivo y otro negativo, los cuales son enviados a sus correspondientes entradas del amplificador operacional del LM3203. Al aumentar el voltaje en la entrada no inversora (terminal 6) de este circuito, se

Circuito equivalente



Nota: la polaridad aplica para presión positiva aplicada al puerto de alta presión, P1

Figura A



Puerto de alta presión, P1

Terminales

- 1) Tierra
- 2) Salida positiva
- 3) Voltaje positivo
- 4) Salida negativa

Figura 3. Sensor de presión.

igual a con el voltaje en la entrada no inversora del segundo amplificador operacional (terminal 2), enviando un voltaje de activación a la salida del amplificador (terminal 7), dejando pasar voltaje para que se active el generador de estímulos.

ELECTRODOS

Los electrodos (Figura 4) propuestos son de iridio de platino. Con este material se evita la corrosión y no reacciona con los líquidos fisiológicos cuando esté dentro de la colostomía, además de que no es rechazado por el cuerpo y no se altera la impedancia electrodo-músculo. Es recomendable revisar cada 3 meses el sitio del electrodo para evitar que se forme fibrosis y se altere la ostomía.

Los dos electrodos a utilizar son bipolares y flexibles, de 15 mm de largo y de calibre 28, con revestimiento de teflón y unidos a un alambre flexible calibre 26 de 35 cm de largo. En el extremo del alambre se encuentra una terminal bipolar conectada al módulo de control. Los electrodos van conectados dentro del músculo circular, en forma de gancho para lograr mejor contacto con el músculo, el cual se contraerá para cerrar la ostomía mediante un estímulo eléctrico.

Funcionamiento del equipo

Diagrama de flujo (Figura 5): El equipo se enciende. El sensor registra una presión en la zona ostomizada. Si es igual o menor a 35.9 mmHg, cierra la ostomía y continúa leyendo. Cuando la presión alcanza 35.9 como máximo manda un pulso al amplificador y abre un interruptor, a la vez que manda un aviso al paciente para que pueda defecar, activando el estimulador para contraer el músculo y abrir



Figura 4. Electrodo.

la zona ostomizada. Una vez terminada la evacuación, se reduce la presión en esta zona, y vuelve a su estado inicial y hasta que no llegue a la presión de 35.9 mmHg no se activará el estimulador.

La presión de 35.9 ± 8.8 mmHg 26-29 se tomaron de 10 controles normales de datos de pacientes a quienes se les realizó un estudio de barostato y se tomó la media de los valores de presión de la primera sensación. Aunque existen otros valores, se decidió tomar éste. Cabe aclarar que podemos modificar la presión a voluntad mediante un potenciómetro que se encuentra en el circuito.

El equipo está integrado en una caja (Figura 6). Es portátil por su tamaño (10 cm de largo por 6.5 cm de alto y 3.8 cm de grueso) y se puede montar sobre un cinturón. Con un peso total del equipo de 200 gramos.

Tiene una sonda french 14, donde se registra la presión interna de la colostomía. Un interruptor de encendido y apagado, junto con dos terminales para conectar los electrodos.

El equipo de la Figura 6 funciona de la forma siguiente:

Primero debe prepararse al paciente: los electrodos deben ir implantados internamente en los

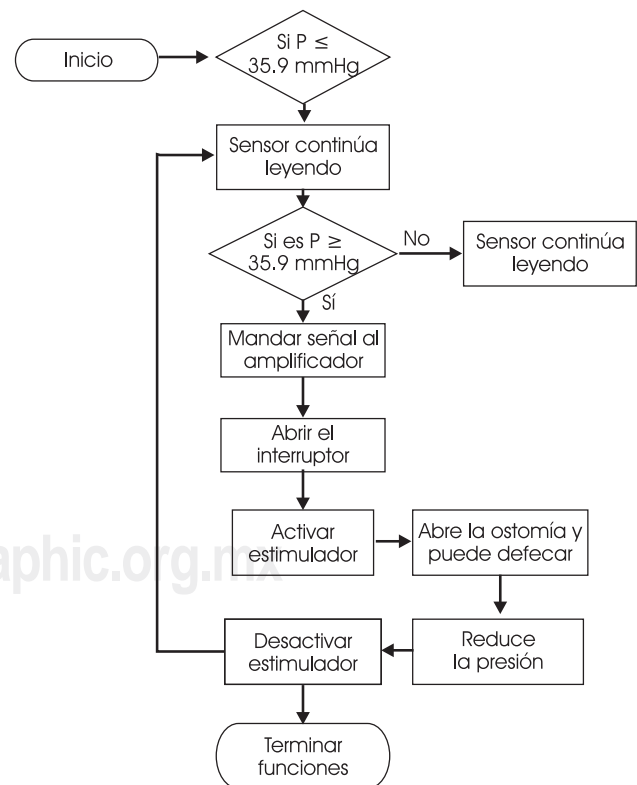


Figura 5. Diagrama de flujo del estimulador.

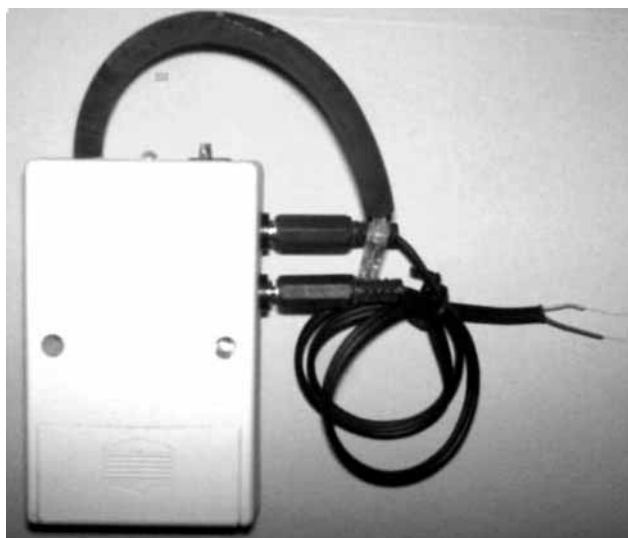


Figura 6. Prototipo de estimulador.

músculos circulares del paciente y el sensor de presión (sonda) dentro de éste a una distancia de 5 cm de profundidad, a partir de la piel externa de la ostomía, para que se pueda contraer el músculo. De esta forma se abrirá y cerrará la ostomía. Con un valor de presión ya conocido (27.1 mmHg) este sensor enviará una señal eléctrica al amplificador y después al control de mando, el cual regresará la señal a un oscilador. Ésta también es amplificada para obtener una señal que activará el estimulador eléctrico, el cual trabaja con una corriente menor a 10 mA. Esta corriente contraerá el músculo a una presión alta (35.9 mmHg) y se relajará a una presión de 27.1 mmHg. Cabe mencionar que el equipo cuenta con un buzzer, el cual hace un sonido para que lo pueda escuchar el paciente y saber cuando se ha llegado a la presión para evacuar, finalizando así la función del equipo; el equipo también cuenta con una fuente para recargar la batería de 9 voltios, la cual tendrá una duración de 48 horas, después de los cuales deberá recargarse la batería. Además, la batería se puede recargar 1,000 veces dando una duración en tiempo real de 2.73 años.

Las variables de presión, voltaje y frecuencia son controladas mediante controles manuales, que se encuentran dentro del equipo, los cuales quedarán ajustados dependiendo del paciente sin que éste pueda moverlos.

Estos controles se integran con potenciómetros de precisión (preset) para modificar el tamaño de pulso de la estimulación, frecuencia de pulso y la

presión de la sonda. En un LED (diodo emisor de luz) verde se visualiza que existen pulsos de estimulación. Cuando está apagado el LED, existe poco consumo de energía.

Las terminales de los electrodos se encuentran ubicadas en el lado derecho de la caja, son entradas para conectores tipo «banana» de color negro. En cuanto a los electrodos, se utilizan conectores tipo «banana» y pueden ir conectados con la polaridad del músculo. El cable de los electrodos es de tipo flexible del número 22, de 30 cm de largo. Al final de estos cables se colocan los electrodos que van a ir conectados al paciente.

El equipo está diseñado para generar estímulos electrónicos de baja intensidad. Cuenta con dispositivos que protegen al paciente, como capacitores y diodos, además de una batería de 9 voltios de baja corriente, que limita el paso de energía hacia el equipo y hacia el paciente.

El equipo quedará fuera del paciente sujeto a un cinturón de la siguiente forma: Los electrodos quedarán implantados en el músculo circular de la ostomía, junto al sensor de presión y a una distancia de 5 cm de profundidad a partir de la pared abdominal y los cables de los electrodos irán conectados al prototipo.

RESULTADOS

El equipo emplea componentes electrónicos de bajo consumo, para obtener 50 voltios y 5 mA. El circuito total con carga consume 10.41 mA/hora. El dispositivo opera con una alimentación obtenida de una batería recargable níquel metal híbrido (Ni-MH) de 9 voltios y 500 mA. Se utilizan: 1 regulador de voltaje, uno de 5 voltios LM7805, dos temporizadores LM555 de forma monoestable, además de un amplificador operacional LM3203, un circuito integrado NAND CD4011 y un sensor de presión MPX10 de Motorola.

Se probó el diseño en el laboratorio utilizando varios instrumentos, un baumanómetro aneroide marca Home Care mod. 078195 para comprobar la presión, durante 250 repeticiones, mediante una jeringa de 5 mL conectado a la sonda que se conecta a su vez con el sensor de presión, introduciendo y sacando aire, iniciando desde una presión de cero hasta 27.1 mmHg, visualizándose en el baumanómetro, manteniendo su funcionamiento de forma correcta y no existiendo variación (Figura 7).

Durante una hora y 2.5 minutos de prueba se conectó un osciloscopio digital marca Velleman Instruments, mod. PPS10, con registros en base de

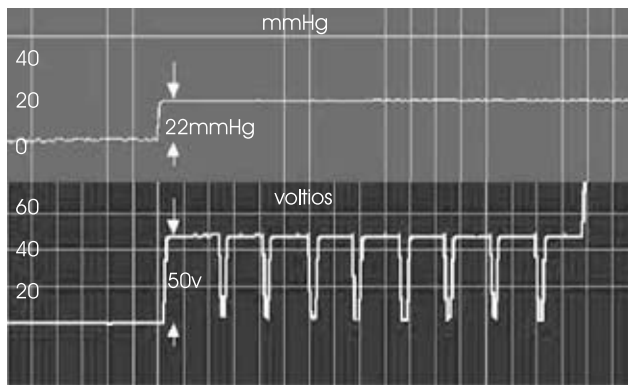


Figura 7. Respuesta de estimulación al elevarse la presión.

datos de 15 segundos entre registro y registro (250 repeticiones). La señal de estimulación es un pulso cuadrado (Figura 6). Obteniéndose mediciones de amplitud de voltaje con un promedio de 50.075 ± 0.105 voltios, una SD de 0.402 y un error estándar de 0.057 (Figura 8). La frecuencia se fijó a 10.063 Hz y 1 ms de duración.

Se realizó un ajuste en los potenciómetros que controlan el voltaje y la frecuencia para obtener el valor sugerido de 50 Voltios y 1 Hz. Se observó que al bajar el voltaje de la batería hasta 7.5 voltios, se bajaba la tensión de salida del estimulador en 1 voltio por cada décima de voltio de la batería. Después de 48 horas, las consecuencias para el equipo eran: el LED indicador reducía su intensidad, así como la amplitud del voltaje de la estimulación disminuía, también el sensor de presión dejaba de registrar por completo.

Después de un tiempo recargamos la batería durante 12 horas y funcionó correctamente. Es recomendable tener otra batería de repuesto para poder recargar una de las dos.

También se realizaron mediciones en la corriente de salida, mediante un multímetro digital marca PROAM mod. MUL-300, empleamos una resistencia fija de 5,000 ohms. Para determinar la variación de corriente, se aplicó la fórmula «corriente es igual a voltaje entre resistencia» de la ley de ohm para obtener la corriente.

Los 250 registros de voltaje se multiplicaron por la resistencia fija de 5,000 ohms. Nos da como resultado un promedio de corriente de 0.010 ± 0.00005 A, una SD de 8.055×10^{-5} y un error estándar de 1.14×10^{-5} de corriente (Figura 9) tal como se había diseñado. Existió una mínima variación en la corriente. Sin que ésta influyera en los resultados ni en el funcionamiento.

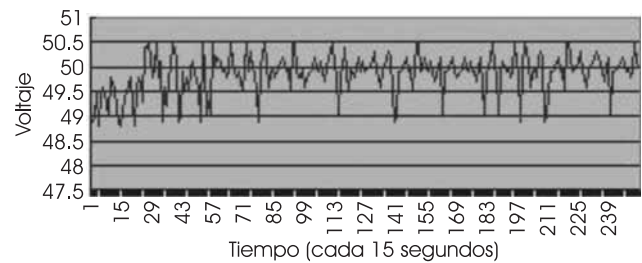


Figura 8. Respuesta voltaje-tiempo

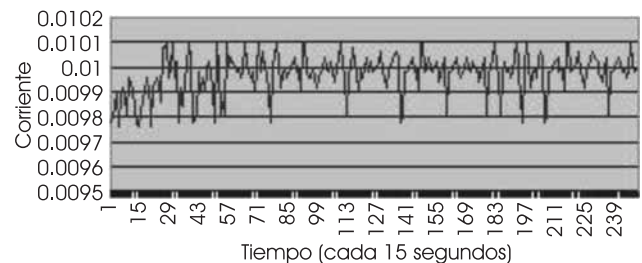


Figura 9. Respuesta corriente-tiempo.

En cuanto a la protección del paciente, no se recomienda que el equipo sea utilizado en personas con marcapasos (al igual que otros aparatos como desfibriladores o electrocirugía). Las descargas eléctricas por estática pueden dañar el equipo.

Se sabe que con el paso del tiempo los electrodos colocados en la colostomía pueden dejar de tener contacto con el músculo o bien se puede formar una capa de tejido alrededor del electrodo impidiendo un buen contacto eléctrico, resultando en una resistencia mayor, por consiguiente un mayor consumo de energía. Se recomienda revisar cada 3 meses el contacto entre músculo circular y los electrodos.

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Los objetivos del presente trabajo incluían el diseño y desarrollo de un circuito generador de estímulos, un comparador de presión, un amplificador, un sensor de presión, una fuente de alimentación y una fuente de recarga de batería.

En cuanto al circuito generador de estímulos, éste respondió de forma óptima ante las pruebas realizadas.

El comparador de presión también funcionó adecuadamente. Se realizaron pruebas, al principio de forma independiente y después de forma integrada al circuito total, obteniendo resultados espera-

dos de voltaje, corriente y frecuencia ya mencionados en los resultados.

Comparamos el funcionamiento de 3 tipos de sensores de presión: el MPX10DP, el MPX5700DP los dos de marca Motorola y el AWM3201CR de marca Micro Switch. Obteniendo mejores resultados con el MPX10DP y mayor sensibilidad en la variación de presión.

El amplificador de voltaje también fue probado de forma independiente y de forma integrada al circuito total, mostrando buenos resultados en su funcionamiento.

La fuente de recarga de batería mostró un buen desempeño de funcionamiento con un tiempo de recarga del 100% de 12 horas.

Por último, se probó el funcionamiento de la batería de 9 voltios de níquel metal híbrido de 500 mAh, con buenos resultados.

El circuito total fue probado pasando todas las pruebas de funcionamiento. Cabe mencionar que se evaluó el funcionamiento también en condiciones adversas de pérdida de voltaje de la batería por causa del uso cotidiano.

Provocando un mal funcionamiento del equipo. Se sugiere la recarga cada 48 horas.

El circuito completo se diseñó de una forma simple y compacta. Utiliza pocos componentes electrónicos fáciles de conseguir en tiendas de refacciones electrónicas. Con excepción de los sensores de presión que son un poco más especializados.

Tiene sólo un interruptor de encendido y apagado, lo que facilita su utilidad y manejo, teniendo los controles internos sólo para personal exclusivo.

Aunque el diseño completo se ha probado con instrumentos de medición de uso, es necesario poder aplicar este equipo en animales de experimentación. Realizar una metodología de forma experimental, realizar y determinar mediciones para poder obtener resultados cuantitativos, y mejorar su funcionamiento.

Es necesario estudiar el comportamiento del equipo en un ambiente real y con seres vivos que presenten señales eléctricas diferentes.

El diseño del estimulador se obtuvo teniendo en cuenta los dispositivos realizados por diversas personas en el mundo, quienes han realizado investigación de estimulación eléctrica en diversas partes del cuerpo (esfínter anal, mioplastias, etc.) en seres vivos humanos y animales.

Aunque la metodología la realizamos adecuadamente en este diseño, es necesaria una normatividad para evaluar y determinar su cumplimiento. En el país todavía no se cuenta con

organismos que certifiquen y avalen que el dispositivo cumple con las normas y pueda ser empleado de forma segura, tanto en animales como en seres humanos.

En experimentos futuros quedan pendientes diferentes variables de la colostomía como: voltaje, presión y resistencia de músculo circular. Su registro y análisis son necesarios para determinar por completo el óptimo funcionamiento del equipo.

También queda pendiente el registro y análisis del equipo ya montado en el animal de experimentación con un lapso de tiempo mayor y en condiciones diferentes de funcionamiento. El diseño tiene la capacidad de ser fácilmente modificable. Se puede hacer más compacto y menos pesado. Pudiendo utilizar componentes de superficie que son de 3 a 5 veces más pequeños que los utilizados, así como una batería recargable más pequeña. También podemos ampliar el rango de voltaje de salida poniendo en serie otro circuito multiplicador con sus componentes electrónicos correspondientes. Todo esto con el fin de aumentar la capacidad del equipo, reducir su tamaño considerablemente y mejorar su funcionamiento.

Esta es una segunda aproximación al diseño de un estimulador de colostomía en la que se pretende realizar modificaciones para un óptimo funcionamiento, logrando avances significativos con respecto al primer estimulador. Intentamos a la vez generar más equipos, que sean más accesibles a la población de bajos recursos, y poder mejorar su calidad de vida.

BIBLIOGRAFÍA

1. Riedy LW, Chintam R, Walter JS. Use of a neuromuscular stimulator to increase anal sphincter pressure. *Spinal Cord* 2000; 38: 724-727.
2. Awad RA, Sagahón M. Desarrollo de nueva tecnología. Diseño de un dispositivo para estimular el músculo liso visceral de una colostomía para volverla continente a voluntad. *Rev Gastroenterol Mex* 2006; 71: 147.
3. Bardoel JW, Stadelmann WK, Perez-Abadia GA, Galandiuk S, Zonnevillage ED, Maldonado C, Stremel RW, Tobin GR, Kon M, Barker JH. Dynamic rectus abdominis muscle sphincter for stoma continence: an acute functional study in a dog model. *Plast Reconstr Surg* 2001; 107: 478-484.
4. Sagahón M, Awad RA. Diseño y desarrollo de un estimulador electrónico para colostomía. *Rev Gastroenterol Mex* 2008; 73: 146-147.
5. Le Blanc-Louvry I, Guerre F, Songné B, Ducrotté P. Gastric stimulation: influence of electrical parameters on gastric emptying in control and diabetic rats. *BMC Surgery* 2008; 2: 2-5.
6. Hirabayashi T, Matsufuji H, Yokoyama J, Hagane K, Hoshino K, Morikawa Y, Kitajima M. Colorectal motility induction by sacral nerve electrostimulation in a canine model: implications for colonic pacing. *Dis Colon Rectum* 2003; 46: 809-817.

7. Lanmuller H, Sauermann S, Unger E, Schnetz G, Mayr W, Bijak M, Rafolt D, Girsch W. Battery-powered implantable nerve stimulator for chronic activation of two skeletal muscles using multichannel techniques. *Artif Organs* 1999; 23: 399-402.
8. Ishikawa N, Suda S, Sasaki T, Yamanishi T, Hosaka H, Yasuda K, Ito H. Development of a non-invasive treatment system for urinary incontinence using a functional continuous magnetic stimulator (FCMS). *Med Biol Eng Comput* 1998; 36: 704-710.
9. Arabi K, Sawan M. Implantable multiprogrammable microstimulator dedicated to bladder control. *Med Biol Eng Comput* 1996; 34: 9-12.
10. Bergmann S, Eriksen BC. Anal electrostimulation in urinary incontinence. Technical description of a new device. *Urol Int* 1986; 41: 411-417.
11. Sotiropoulos A. Urinary incontinence: management with electronic stimulation of muscles of pelvic floor. *Urology* 1975; 6: 312-318.
12. Shafik A. Suppression of uninhibited rectal detrusor by functional magnetic stimulation of sacral root. *J Spinal Cord Med* 2000; 23: 45-50.
13. Lanmuller H, Bijak M, Mayr W, Rafolt D, Sauermann S, Thoma H. Useful applications and limits of battery powered implants in functional electrical stimulations. *Artif Organs* 1997; 21: 210-212.
14. Ratani RS, Yazaki E, Scoott M, Pilot MA, Williams NS. Electrically stimulated smooth muscle neospincter. *Br J Surg* 1997; 84: 1286-1289.
15. Bijak M, Girsch W, Mayr W, Lanmuller H. EMG monitoring in functional electrostimulation. *Biomed Tech* 2000; 45: 93-107.
16. Rafolt D, Gallasch E, Mayr W, Lanmuller H. Dynamic force responses in electrically stimulated triceps surae muscles: effects of fatigue and temperature. *Artif Organs* 1999; 23: 436-439.
17. Mayr W, Bijak M, Girsch W, Holle J, Lanmuller H, Thoma H, Zrunek M. Multichannel stimulation of phrenic nerves by epineural electrodes. Clinical experience and future developments, 1993: M729-M735.
18. Fang Z, Pourmehdi S, Yu D, Walker M. Stimulator for treating post-stroke shoulder subluxation. *Neurocontrol Corporation* 2002.
19. Davis Y, Chae J, Walker M, Hart R, Davis T. Discomfort associated with percutaneous and surface neuromuscular stimulation during treatment of post stroke shoulder subluxation. *Center for physical medicine and rehabilitation Cleveland*, 2002.
20. Warren M, Narenda B, Bernadette E, Musa H. Microstimulation of the lumbosacral spinal cord: Mapping. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 2003.
21. Sarna S. Actividad motora del colon. *Clinicas quirúrgicas de Norteamérica*, 1993; 6: 1259-1282.
22. Huizanga J.D, Clark K. Electrotonic current spread in colonic smooth muscle. *The American physiological Society*, 1988; G702-G710.
23. Awad RA, Santiago R, Camacho S, Toriz A. Influence of the physiological activities of miction and defecation over esophageal motility in healthy subjects and gerd patients. *Gastroenterology* 1998; 114: A-714-A-714.
24. Fukudo S, Kotare C, Kanazawa M, Sagami Y. Exaggerated viscerosensory evoked potencils in irritable bowel syndrome. *Neurogastroenterol Motil* 2007; 19.
25. Jacobsen E, Baum J. High-performance, dynamically-compensated smart sensor system. *Motorola Inc*, 1997.
26. Awad RA, Camacho S. Sensación rectal, piso pélvico y gravedad de los síntomas en síndrome de intestino irritable con constipación. *Rev Gastroenterol Mex* 2004; 69: 315-316.
27. Awad RA, Camacho S. Does esophageal manometry show a specific pattern in non-esophageal gastrointestinal diseases? *Gastroenterology* 1999; 116: 954.
28. Awad RA, Camacho S, Isidro L, Galvez E. A physiological response of rectal hypersensitivity is triggered after meals in female constipation predominant irritable bowel syndrome patients. *Gastroenterology* 2000; 118: A 1161.
29. Awad RA, Yanez P, Camacho S, Mendoza R. Is there a correlation between pelvic floor and rectal tone and sensitivity in fasting and fed states in children with constipation? *Gastroenterology* 2001; 120: A213.
30. Ohba M, Sakamoto Y, Tokuno H, Tomita T. Impedance components in longitudinal direction in the guinea-pig *Taenia coli*. *The Journal of physiology* 1976; 256(3): 527-40.