

DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UN ESTIMULADOR
ELECTRICO PARA APLICACIONES BIOLÓGICAS

MACIAS TRUJILLO T. ° CARBAJAL CASTAÑEDA V. M. * HERNANDEZ GAONA L. C. *

° Instituto Politécnico Nacional

* Departamento de Ingeniería Eléctrica, U. A. M. Iztapalapa
México, D. F.

RESUMEN

En el estudio de las propiedades electrofisiológicas de preparaciones biológicas, por ejemplo: en músculo, nervio y célula, frecuentemente se requiere la utilización de estimuladores eléctricos. Actualmente se pueden utilizar varios tipos de estimuladores comercialmente disponibles, cuyas características de salida pueden ofrecer pulsos monofásicos, pulsos bifásicos, o un arreglo de los primeros para obtener estos últimos. Sin embargo, su fabricación es extranjera y para cierto tipo de aplicaciones su adaptación resulta complicada.

En el presente trabajo se describe el diseño de un estimulador eléctrico, con salida de pulsos monofásicos y bifásicos, que pueden ser variados en amplitud (de 0 a 100 Volts), frecuencia (de 0 a 1 KHz) y duración (de 0.1 a 0.5 mseg.), para todas las modalidades de los pulsos de salida.

La estimulación eléctrica es una herramienta muy útil durante la realización de estudios electrofisiológicos, particularmente aquellos considerados en sistemas de control neuronal central y periférico. El interés por la aplicación clínica y experimental de la estimulación eléctrica es actualmente, y sin lugar a dudas, el más alto jamás registrado en la historia humana. Por ejemplo, miles de pacientes son tratados de dolor crónico con diferentes técnicas de estimulación eléctrica, eliminando así la dependencia de narcóticos u otras drogas. Estimuladores electrofrénicos son

utilizados para producir una ventilación artificial en pacientes con lesiones en la médula espinal. También la estimulación eléctrica es usada para ayudar a que la vejiga realice sus funciones normales en pacientes con parálisis. Recientemente, algunos trabajos han demostrado que bajo la estimulación de ciertas regiones del cerebelo, se pueden prevenir efectivamente las convulsiones presentes en pacientes epilépticos. Por otro lado, los estudios experimentales realizados en laboratorio han permitido esta amplia gama de aplicaciones clínicas, y continúan desarrollándose en los campos de investigación de prótesis auditivas y visuales. Por estas razones es importante hacer notar la trascendencia que tiene la estimulación eléctrica en el futuro del campo de la Medicina.

DESCRIPCION GENERAL

En esta comunicación se describe el diseño y la construcción de un estimulador eléctrico destinado a apoyar el laboratorio de la Ingeniería de los Fenómenos Fisiológicos, recientemente adaptado en las instalaciones de la Universidad Autónoma Metropolitana, Unidad Iztapalapa. Sus características de operación permiten tener una salida de pulsos de voltaje constante, continuamente variables desde 0 hasta 100 Volts, con una frecuencia y duración variables desde 0 hasta 1 KHz y desde 0.1 hasta 0.5 mseg., respectivamente. La salida ofrece también diferentes modalidades; es decir, se pueden seleccionar salidas consistiendo de pulso único o tren continuo de pulsos, pulso monofásico o bifásico, y tren de pulsos monofásicos con duración de un segundo. Todas estas modalidades pueden especificarse dentro de los rangos de variabilidad antes mencionados. La Figura 1 muestra el diagrama de bloques del diseño del estimulador eléctrico.

CIRCUITO DE SEÑAL MONOFASICA

La implementación del circuito eléctrico para obtener la señal monofásica está constituido básicamente por los circuitos integrados ICM8038, que es un generador de funciones, y por un multivibrador dual monostable tipo 74LS221. La salida de pulsos cuadrados del ICM8038 es utilizada como entrada a un circuito monostable, del que finalmente se obtiene la señal mo

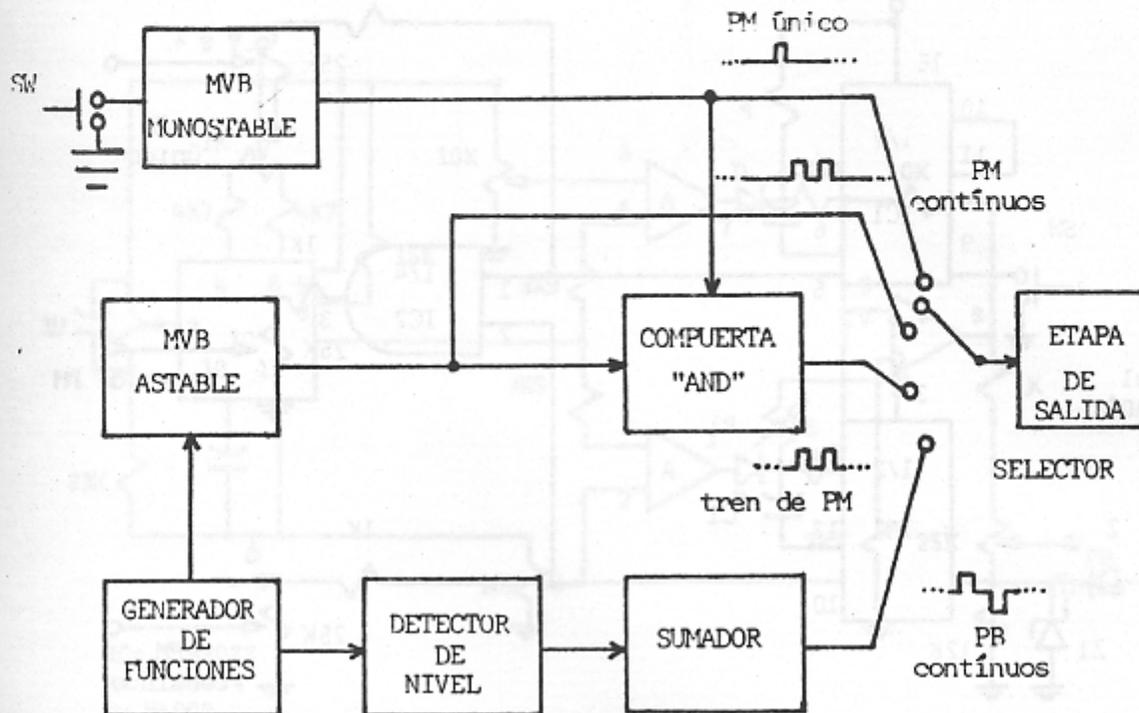


Figura 1. Diagrama de bloques del circuito implementado para el estimulador eléctrico. PM= pulsos monofásicos, PB= pulsos bifásicos.

monofásica deseada. La frecuencia de esta señal está controlada por el IC8038, mientras que la duración de los mismos se lleva a cabo a través del multivibrador monostable.

Para obtener en la salida una ráfaga o tren de pulsos monofásicos, se usa el circuito mencionado previamente en combinación con otro circuito monostable, cuya duración de pulso determina el tiempo de duración de la ráfaga. En nuestro caso hemos ajustado este tiempo a un segundo, pero este parámetro se puede alterar simplemente a través de un potenciómetro. La Figura 2 muestra el circuito implementado para producir la salida monofásica con las siguientes modalidades: pulso único, tren de pulsos con duración de 1 seg., y finalmente salida continua de pulsos. Cada una de las salidas cuenta con su control de amplitud independiente para poder ajustar el nivel de voltaje deseado. También se puede observar que la salida del tren de pulsos está condicionada a la operación manual de un micro-switch (SW), y controlada por una compuerta "AND" (SN7408).

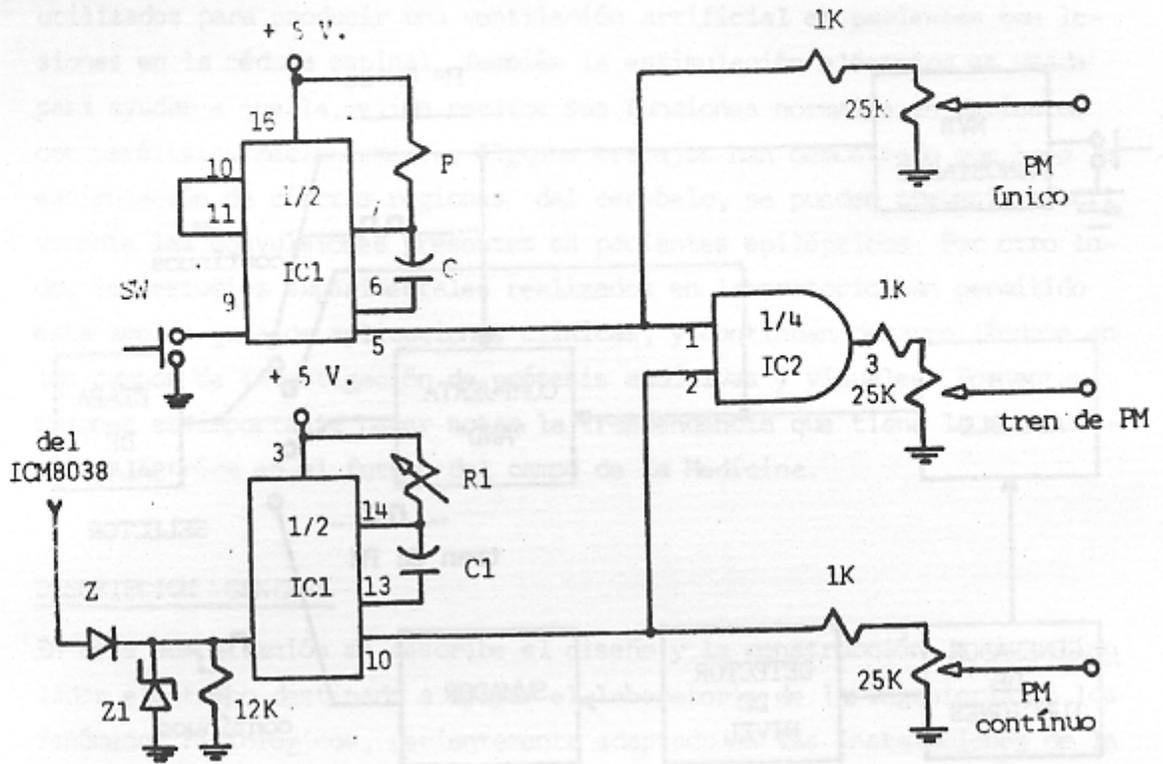


Figura 2. Descripción del circuito que genera pulsos monofásicos.
 IC1= 74LS221, IC2= 7408, Z= 1N914, Z1= 1N4732A.

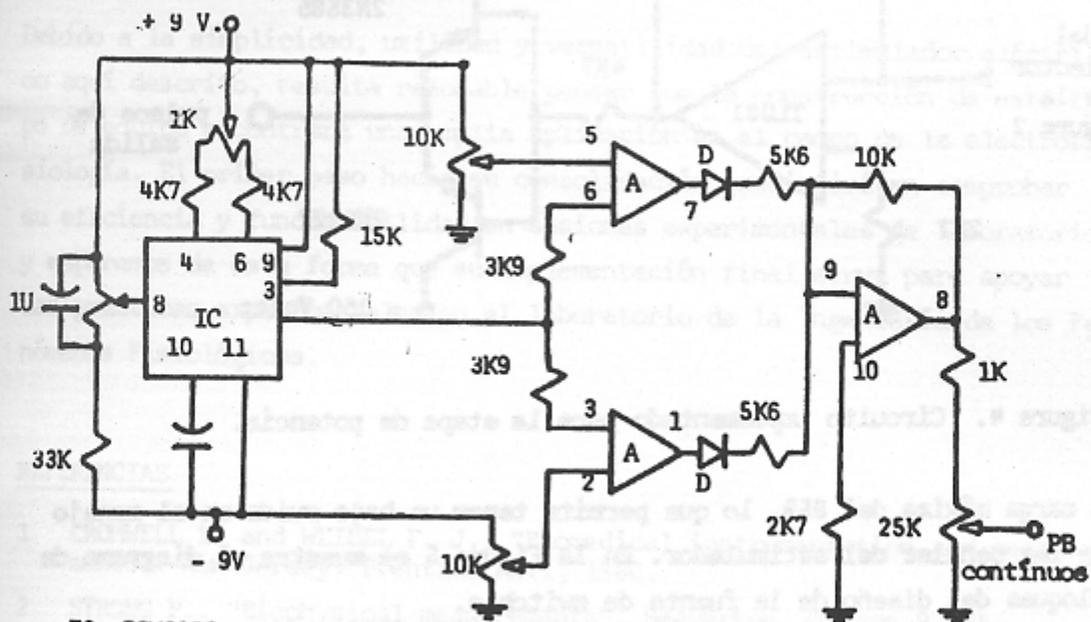
CIRCUITO DE SEÑAL BIFÁSICA

Los pulsos bifásicos se obtuvieron utilizando la señal triangular proporcionada por el generador de funciones ICM8038, la cual se aplica directamente a un circuito detector de nivel positivo y negativo, y posteriormente pasa a un circuito sumador para tener los pulsos de salida deseados (ver Figura 2).

El circuito eléctrico implementado para esta etapa se muestra en la Figura 3, aquí se puede observar que cada uno de los detectores de nivel tiene un control independiente para determinar el retardo deseado de un pulso con respecto al otro.

ETAPA DE POTENCIA

En la Figura 4 se muestra el circuito eléctrico correspondiente a la etapa de potencia del estimulador, el cual básicamente está constituido por



IC= ICM8038
 A= TL084/4
 D= N4009
 PB= pulsos bifásicos

Figura 3. Descripción del circuito que genera pulsos bifásicos.

un amplificador operacional TL081. Las señales provenientes de los circuitos formadores mencionados anteriormente son aplicados a la entrada de este amplificador, a través de una llave de cambio operada manualmente, cuya función consiste en seleccionar el tipo de señal deseada. La salida de este amplificador se aplica directamente a la base de un par complementario 2N3585, el cual entrega pulsos de salida con un rango de voltaje de 0 a 100 Volts. Finalmente la salida del circuito del cuenta con un conmutador para invertir la señal.

ETAPA DE POLARIZACION

La polarización del circuito completo se realizó con la implementación de una fuente de switcheo para aislar el circuito adecuadamente, y evitar cualquier peligro de shock eléctrico en el paciente a través de los electrodos. El diseño de esta fuente tiene la característica de manejar ± 9 V a 250 mA máximo, con una oscilación estable de 33 KHz, y a una eficiencia

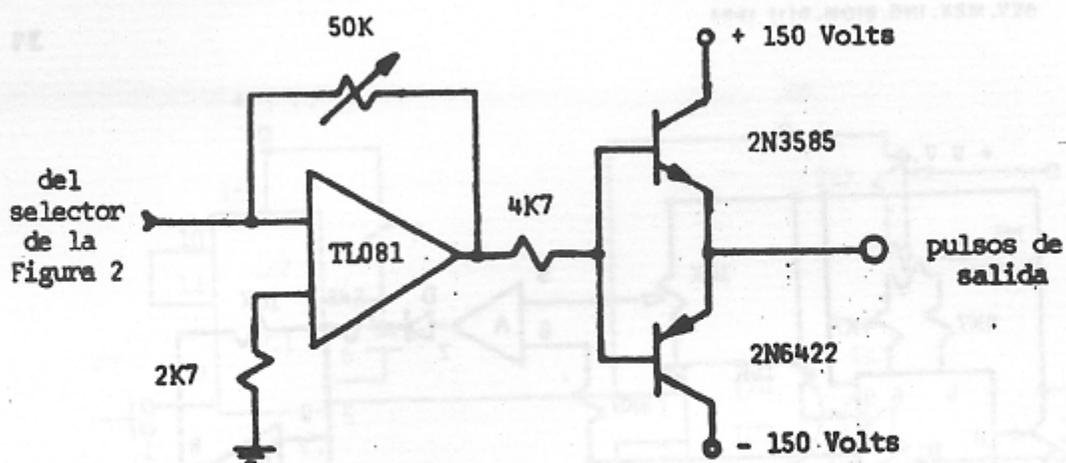


Figura 4. Circuito implementado para la etapa de potencia.

a carga máxima del 85%, lo que permite tener un bajo ruido en el manejo de las señales del estimulador. En la Figura 5 se muestra el diagrama de bloques del diseño de la fuente de switcheo.

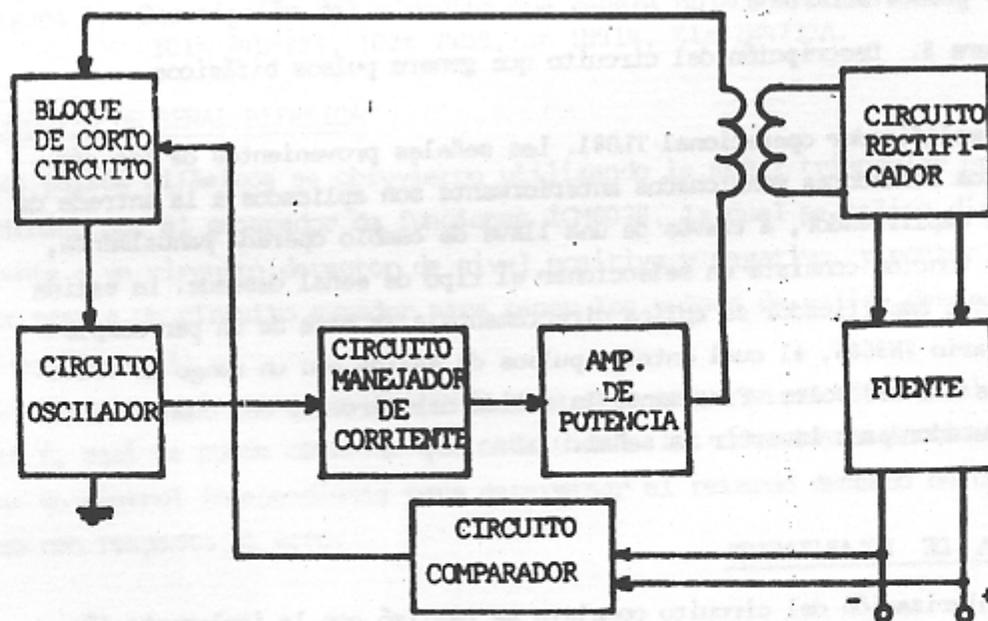


Figura 5. Diagrama de bloques del circuito eléctrico utilizado para la fuente de switcheo.

CONCLUSIONES

Debido a la simplicidad, utilidad y versatilidad del estimulador eléctrico aquí descrito, resulta razonable pensar que la construcción de este tipo de equipo encontrará una amplia aplicación en el campo de la electrofisiología. El primer paso hacia su consolidación consistirá en comprobar su eficiencia y funcionabilidad en sesiones experimentales de laboratorio, y esperamos de esta forma que su implementación final sirva para apoyar las prácticas experimentales en el laboratorio de la Ingeniería de los Fenómenos Fisiológicos.

REFERENCIAS

- 1 CROMWELL L. and WEIBEL F. J., "Biomedical instrumentation and measurements". New Jersey: Prentice Hall, 1980.
- 2 STRONG P., "Biophysical measurements". Beaverton, Oregon 97005: Tektronix Inc., 1971.
- 3 NATIONAL SEMICONDUCTOR, "Linear data book". 1978.
- 4 TEXAS INSTRUMENTS INC., "The TTL data book for design engineers". 1976.
- 5 HNATEK E. R., "Design of solid-state power supplies". New York: Van Nostrand Reinhold Co., 1981.
- 6 TOBEY G. E., "Operational amplifiers". New York: McGraw-Hill, 1971.
- 7 GUYTON A. C., "Textbook of medical physiology". Philadelphia: W. B. Saunders Co., 1971.