

Unidad de electrocirugía con PIC16F887A

Instituto Tecnológico de México
Bioelectrónica I
Dr. Avitia L. Roberto

Josiah L. Wilson
Instituto Tecnológico de Mexicali
dpto. Electrica-Electronica
a16490961@itmexicali.edu.mx

Arturo C. Murga
Instituto Tecnológico de Mexicali
dpto. Electrica-Electronica
a17491021@itmexicali.edu.mx

Jose R. Morales
Instituto Tecnológico de Mexicali
dpto. Electrica-Electronica
a16490973@itmexicali.edu.mx

Resumen—En este documento se presentará una propuesta de un instrumento Bioelectrónico, como lo es la unidad de electrocirugía. Se explica las ventajas económicas y funcionales que dicho aparato posee en comparación con las herramientas quirúrgicas tradicionales. También se explican los materiales empleados y los algoritmos creados para el funcionamiento de la unidad de control (microcontrolador).

I. INTRODUCCIÓN.

La electrocirugía se puede definir como la aplicación de una corriente eléctrica a un tejido determinado del cuerpo humano con un objetivo quirúrgico, ya sea un corte o una cauterización. Es pertinente resaltar, que utilizando este método de corte/cauterización, el paciente pasa a ser parte del circuito eléctrico de la unidad electro quirúrgica, por lo que aumenta el riesgo de la operación, ya que puede sufrir quemaduras o algún choque.

II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

A. Estado actual

Actualmente en el ámbito de la medicina, unas de las herramientas principales en los quirófanos son los escalpelos (bisturís) y herramientas cauterizadoras. Si bien es cierto que existen actualmente unidades de electrocirugía en el mercado, pero estas rondan entre los 600dII las más baratas, las de grado industrial/quirúrgico cuestan alrededor de 2000-10000dII, lo que no las vuelve una herramienta adquirible para todas las salas de operaciones [1].

También, se puede decir que un cierto porcentaje de las clínicas donde no se utiliza una unidad de electrocirugía puede ser por el desnocimiento del funcionamiento, o carencia de conocimiento en las áreas de electricidad

B. Mejoras en el sistema actual

La unión de ambas herramientas en una sola, ayuda a ahorrar espacio y tiempo en las salas quirúrgicas, disminuyendo los posibles riesgos que puedan existir en la acción de pedir y recibir herramientas. La posible elaboración de esta práctica didáctica podría costar unos cuantos dólares, sin tomar en cuenta los estándares necesarios a cumplir para convertirlo en un producto medico comerciable. Ya que, de otra manera, se tendrían que contemplar diferentes tipos de filtros y más protecciones para el paciente.

III. JUSTIFICACIÓN

Proponer una unidad de electrocirugía de bajo costo que proporcione versatilidad al momento de realizar ambos trabajos de operación, ya sea de corte o coagulación.

IV. FUNDAMENTO TEORICO

A. Principios físicos

La **figura 1** ilustra el principio de la electrocirugía. Es una unidad electro-quirúrgica que utiliza dos electrodos. El tejido biológico conduce la electricidad y la corriente fluye a través de los electrodos. El circuito es cerrado con el paciente.

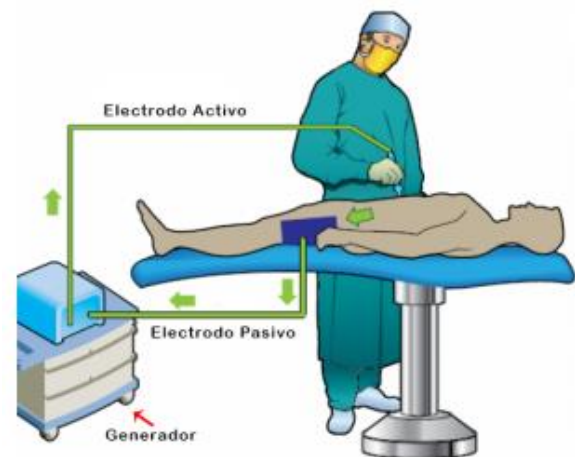


Figura 1. Principio de electrocirugía, indicando el flujo de corriente (flecha verde).

En una unidad de electrocirugía se hace pasar una corriente eléctrica, por medio de un electrodo, a través del organismo, para obtener un efecto deseado. Con un electrocauterio, la corriente eléctrica se usa para calentar una pieza de metal la cual se aplica para quemar o coagular un área específica de tejido. Elimina las quemaduras químicas del proceso electrólisis y previene la estimulación nerviosa y muscular, utiliza corriente alterna con una frecuencia de al menos 200 kHz. Es por eso que a veces la gente conoce acerca de la electrocirugía como cirugía de alta frecuencia.



Figura 2. La cantidad y distribución del calor liberado en el tejido son factores importantes para el efecto.

La cantidad de calor liberado en el tejido por unidad de tiempo es la energía eléctrica, es decir, el producto de la corriente y el voltaje. La corriente y el voltaje dependen entre sí a través de la resistencia eléctrica. Esto se aplica tanto al tejido entre los electrodos en general como a nivel local en cada lugar del tejido [3].

La ruta de la corriente denota la ruta que toma la corriente a través del tejido de un electrodo al otro (las flechas amarillas en la **figura 3**). Aquí la corriente, la tensión y la resistencia se distribuyen de diferentes formas. Para comprender mejor esto, uno puede imaginar la trayectoria actual dividida en discos delgados cuya superficie es la sección transversal de la trayectoria. La misma cantidad de corriente fluye a través de cada disco. La resistencia puede ser diferente en cada ubicación del disco. La corriente se distribuye sobre el disco y prefiere fluir en áreas donde la resistencia es baja. Aquí la densidad de corriente es, por tanto, más alta que en zonas con mayor resistencia. La resistencia global de un disco resulta de la distribución de la resistencia local en su superficie, donde la zona de menor resistencia es decisiva. El voltaje local en cada disco es igualmente alto en cada ubicación de la superficie de la sección transversal y está determinado por la corriente total y la resistencia total del disco [3].

Se libera mucho calor en lugares que exhiben una alta densidad de corriente o un alto voltaje local o ambos simultáneamente. Una alta densidad de corriente surge cuando la superficie de la sección transversal del camino de la corriente es pequeña o si solo hay áreas pequeñas con baja resistencia local. Un alto voltaje local surge cuando la corriente no puede sortear áreas con alta resistencia local [4].

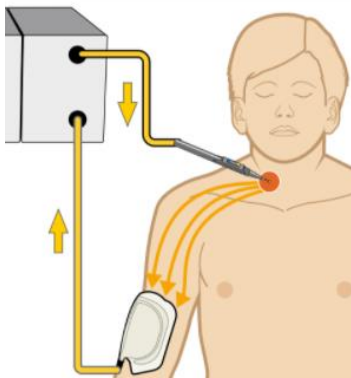


Figura 3. El efecto quirúrgico surge debido al calentamiento del tejido causado por el flujo de corriente (flechas amarillas).

B. Efectos térmicos sobre el tejido biológico

Desde 300 ° C: evaporación (toda la tela se evapora)

Desde 150° C: Carbonización

Desde 100° C: evaporación del fluido tisular según la velocidad de evaporación.

Desde 60° C: Desvitalización (destrucción).

40 ° C a 50 ° C: Hipertermia

Hasta 40 ° C: Ninguno.

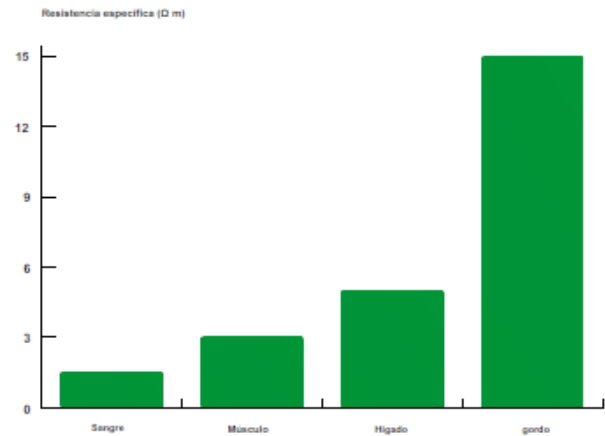


Figura 4. Resistencia específica (pieza dependiente del material sin factor de geometría) para varios tipos de tejidos a aproximadamente 300 kHz.

C. Factores que influyen en el efecto electrosurgico

La temperatura alcanzada en el tejido, el tiempo de exposición y la velocidad de exploración. El calentamiento es esencial para los resultados quirúrgicos. Velocidad y tiempo de calentamiento. El tiempo de exposición al aumento de temperatura depende de la cantidad y el tiempo. La energía entregada a la organización. Energía (potencia x tiempo) para Se alcanza la temperatura. La distribución local del calor depende de la densidad de corriente y Distribución de resistencias organizacionales [4]. Esto conduce a varios factores que afectan el efecto. Electrocirugía:

D. Tipo de electrodo y área de contacto

Una pequeña área de contacto entre el electrodo y el tejido producirá un calentamiento rápido e intenso. Debido a la alta densidad de corriente. Bajo la misma potencia pero mayor área de contacto, La densidad de corriente es menor y la velocidad de calentamiento es cada vez más lenta. Calefacción más fuerte Se logra con el área más pequeña, es decir, el contacto preciso entre el electrodo y el tejido [4].

Velocidad de movimiento del electrodo y curso de incisión

La duración del contacto entre el electrodo y el tejido influye en la temperatura alcanzada y el tiempo de exposición. El área de contacto se puede cambiar mediante el movimiento del electrodo, por ejemplo, una inserción más profunda.

E. Efectos tisulares de electrocirugía

Las dos funciones clásicas de la electrocirugía son la separación de tejidos (corte) y la hemostasia, donde la hemostasia suele ser equivalente a la coagulación. Elemento El funcionamiento y los indicadores del equipo electroquirúrgico están uniformemente marcados en amarillo (para corte) y azul (para coagulación). Del proceso Se han desarrollado estudios sobre hemostasia, inactivación de tejidos, procesos de ablación y sellado de vasos, y también se clasifican como pro-coagulantes, Asignado a azul [3].



Figura 5. Incisión electro-quirúrgica.

F. Corte de tejido

Para separar el tejido, se debe calentar rápidamente por encima de 100°C para que el tejido se evapora repentinamente y destruye la estructura del tejido. Lo que se necesita para esto se logra mediante un arco de corta duración (chispa). El voltaje máximo entre el electrodo y el tejido es de aproximadamente 200 V. El electrodo de corte suele ser una espátula, una aguja o un lazo con un borde de ataque en forma de línea. No toca directamente el tejido durante el proceso de corte porque está rodeado por una capa de fluido tisular vaporizado. Los arcos tienen lugar entre la superficie del electrodo, preferiblemente en los bordes, y la ubicación de tejido más cercana respectiva. Esto escanea y vaporiza rápidamente el tejido en el borde de ataque, creando así una incisión. El electrodo se puede hacer avanzar a través del tejido sin fuerza. Este procedimiento también se llama electrotomía [4].

Si aumenta el voltaje, también aumenta la intensidad de los arcos. Fluye una corriente mayor que la necesaria para una simple incisión. Esto conduce a la vaporización de más líquido y a un calentamiento más intenso del tejido vecino. Aquí se produce la coagulación hemostática; en caso de calentamiento intenso, también puede producirse una carbonización no deseada. La naturaleza de la incisión, especialmente el tamaño de la zona de coagulación en el margen de la incisión, también se conoce como calidad de la incisión. La calidad de la incisión deseada depende de la aplicación. La calidad de la incisión puede ser influenciada por el usuario a través de la velocidad de la incisión - una incisión más rápida significa menos coagulación, y por el dispositivo a través de la regulación de los parámetros operativos. Los procesos de regulación más comunes se presentan a continuación [4].

Regulación de voltaje: La tensión eléctrica es decisiva para la formación de arcos. Junto con la resistencia eléctrica del tejido, el voltaje determina el flujo de corriente y, por lo tanto, la energía suministrada para cada arco. Por lo tanto, un voltaje que se mantiene constante crea una calidad de incisión constante que es independiente de la profundidad de la incisión. Sin embargo, la calidad de la incisión depende de la velocidad de la incisión y del tipo de tejido. Como ejemplo, el mismo voltaje produce un efecto más fuerte en el tejido muscular que en el tejido graso, ya que la resistencia del tejido muscular es menor. Esto asegura una incisión reproducible en presencia de propiedades tisulares constantes. Al mismo tiempo, la selectividad tisular del

efecto se puede utilizar para la disección de varios tipos de tejidos.

Regulación del arco: La intensidad de los arcos es una medida del efecto de incisión. Las unidades electro-quirúrgicas modernas pueden medir esta intensidad y mantenerla constante estableciendo el voltaje correspondiente. La regulación del arco permite una calidad de incisión constante independientemente del tipo de tejido, la velocidad de corte y el tipo de electrodo.

Modulación: Se requiere un voltaje pico más alto para incisiones de coagulación más intensa. Para evitar un efecto de incisión excesivo y una carbonización, se debe disminuir la potencia media. Esto se logra modulando la corriente alterna, es decir, su valor pico se varía con hora. Un tipo frecuente de modulación consiste en interrumpir el flujo actual en breves intervalos de tiempo. Normalmente, la modulación tiene lugar tan rápido que el usuario solo nota el efecto de tejido modificado. Un indicador del alcance de la modulación es la relación entre el valor pico y el valor medio (media cuadrática o valor RMS) del voltaje, que se denomina factor de cresta.

Limitación de potencia: La potencia entregada se puede limitar a un valor máximo. Esto asegura que no se suministre más potencia de la necesaria para el efecto deseado y aumenta la seguridad tanto del paciente como del médico.

Regulación de potencia: La potencia también se puede regular a un valor constante ajustando el voltaje. De manera similar a la regulación del arco eléctrico, la regulación de la potencia produce una calidad de incisión en gran medida independiente del tejido, que, sin embargo, depende más fuertemente del tamaño del área de contacto.

G. Hemostasis mediante coagulación

Con un calentamiento suficientemente lento del tejido sangrante, las proteínas del tejido y la sangre que se han filtrado se coagulan primero. El tejido se encoge y se seca debido a la vaporización del fluido que luego ocurre. La contracción del tejido y la coagulación de la sangre cierran los vasos sanguíneos y el sangrado se detiene. La coagulación se puede realizar en contacto directo con el tejido (coagulación por contacto) o sin contacto. La coagulación por contacto es principalmente adecuada para la coagulación de hemorragias localizadas. Utiliza voltajes bajos o formas moduladas de voltaje con un valor pico más alto. Los voltajes más altos permiten trabajar más rápido pero pueden estar asociados con arcos y carbonización. En la coagulación sin contacto, la corriente se transmite por arcos eléctricos bajo altos voltajes de varios miles de voltios. A diferencia de la incisión, los arcos generalmente se distribuyen sobre un área más grande de modo que se crea una amplia zona de coagulación. De esta manera, el sangrado superficial y difuso se puede detener de manera eficiente. El procedimiento convencional trabaja con arcos en el aire y se describe como fulguración. La coagulación con plasma de Argón proporciona un resultado más homogéneo y controlable.

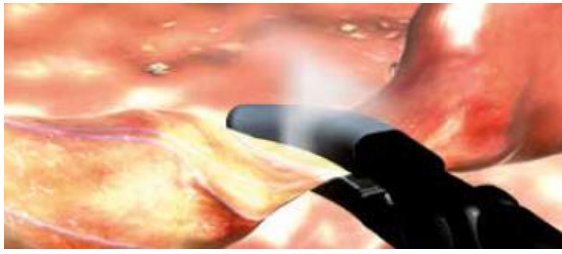


Figura 6. Sellado de recipientes mediante termofusión.

V. ESTADO DEL ARTE

La electrocirugía permite realizar una gran cantidad de procedimientos médicos existentes de una manera más rápida y segura, y debido a que hasta ahora ha sido difícil acceder a tejidos específicos, permite realizar procedimientos que hasta ahora eran imposibles de lograr. Algunas de estas aplicaciones son:

Ablación de tumores hepáticos: permite la ablación de tumores que causan un daño mínimo al parénquima hepático, lo que supone una ventaja porque solo se puede extirpar el 15% de los tumores hepáticos. La destrucción del tumor se logra mediante la aplicación de una corriente alterna de alta frecuencia procedente del dispositivo electroquirúrgico y que fluye hacia los electrodos dispersivos, que actúa como una resistencia y convierte la corriente en calor, lo que hace que el tejido seque el tumor. Sin embargo, esta técnica tiene un espacio limitado porque la efectividad del tratamiento solo es aplicable a tumores con una distancia máxima de 2 cm del electrodo. **Tratamiento de la piel:** la electrocirugía se puede utilizar para eliminar lesiones cutáneas superficiales y vasculares y, lo que es más importante, puede eliminar tumores en la superficie de la piel. El procedimiento quirúrgico para la histeroscopia de la cavidad uterina. Cortar el tejido y coagularlo en cirugía abierta. Sellar los vasos sanguíneos.

VI. OBJETIVO DEL INSTRUMENTO

Obtenga equipo electro-quirúrgico funcional de alta eficiencia y bajo consumo requerido. Coincidir con las características básicas del módulo de electrocirugía en el quirófano del hospital. El propósito es comprender su principio de funcionamiento y diseñar nuevas tecnologías para el consumo local de gama baja. Coste, su principal aplicación es la resolución de problemas en el campo de la bioingeniería de forma óptima y funcional. Diseño simple de implementar, seguro y fácil de operar para garantizar el tamaño, el peso y la estructura. La fijación del dispositivo no interfiere con la belleza del dispositivo y se puede transportar.

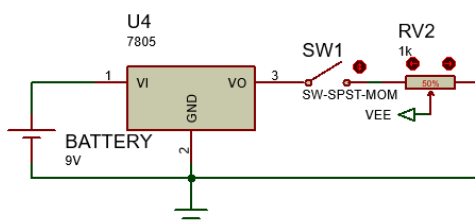


Figura 7. Circuito de alimentación.

VII. HIPOTESIS

Con el correcto uso de esta unidad de electrocirugía se espera que al activar los distintos pwm (moduladores de ancho de pulso con el selector se pueda hacer conmutar un scr(rectificador controlado por silicio) para permitir modo de corte o coagulación con electrobisturí conectado a la unidad de electrocirugía con la finalidad de realizar maniobras con alto grado de precisión.

VIII. METODOLOGÍA DE DESARROLLO DE PROPUESTA

Para el desarrollo de esta propuesta se tomaron bases marcadas de la unidad de electrocirugía mostrada en clase. El proceso investigativo se llevó a cabo en una fase inicial de recopilación de información y estableciendo la condición actual de la problemática planteada. Una segunda fase en la que se definieron las herramientas y el área de instrumentación biomédica.

A. Circuito de alimentación

Con el objetivo de alimentar la etapa de potencia se plantean tener 18V de corriente directa a 2 amperes, para hacer el corte y coagulación. Se propone utilizar una placa de 10cmx10cm para soldar el circuito, que se compone de un transformador reductor, con filtro y un regulador de voltaje LM317, el potenciómetro permitirá hacer ajustes a futuro en caso de que haya alguna descompensación por el desgaste de los componentes debida a calor o tiempo de uso. La recomendación es hacer pruebas en protoboard para ajustar a detalle valores de voltaje requeridos, calidad de componentes y una distribución estratégica en la placa donde se procederá a soldar permanentemente, se podrían utilizar sockets para no soldar las pastillas, pero lo recomendable es hacerlo directo a la placa puesto que el ruido será menos presente. El circuito de alimentación propuesto se encuentra en la **figura 7**.

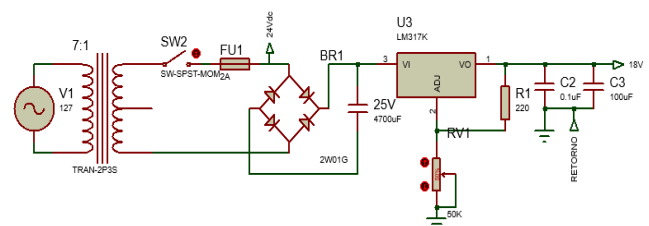


Figura 8. Circuito regulador de voltaje.

B. Circuito Regulador de +5VDC

Debido al uso de un microcontrolador y pantalla LCD es necesario hacer otro circuito regulador, y estable para tener alimentados los componentes visuales y de control. En esta etapa no es necesario proveer bastante corriente, los equipos son eficientes y de baja potencia por lo que basta con utilizar un LM7805 sin disipador, con el fin de evitar sobre picos de voltaje y dañar al componente más importante que es el microcontrolador.

C. Etapa de control

Para dar inicio a la etapa de control cabe resaltar que es necesario tener conocimientos sobre el dispositivo puesto que es posible dañarlo fácilmente, además que implica saber utilizar los ambientes de desarrollo en los que es posible

efectuar sus códigos y hacer la debida carga al microcontrolador del código. De la empresa microchip se concluyó que por sus prestaciones y disponibilidad en el mercado es indicado para esta propuesta utilizar el PIC16F877A además que ha sido un dispositivo trabajado y conocido por el equipo involucrado en esta propuesta. Su función en esta unidad de electrocirugía es proveer de 2 trenes de pulsos generados por los módulos internos PWM a 2 frecuencias dependiendo del estado del selector puesto que uno indicará que será para corte (alta frecuencia) y al activar el otro puerto será para coagulación (baja frecuencia). Con el fin de utilizar la frecuencia alta (470KHz) para hacer cortes limpios de tejido haciendo conmutar un SCR en la etapa de potencia. Y una frecuencia baja (1KHz) para hacer coagular la sangre como se explicó previamente. Habrá como visualizadores estarán los leds de que el sistema está funcionando y la LCD de 2x20 que mostrará que procedimiento está realizando, corte o coagulación además de la frecuencia a la que se está trabajando el PWM en marcha. El circuito propuesto es el mostrado en la **figura 9**.

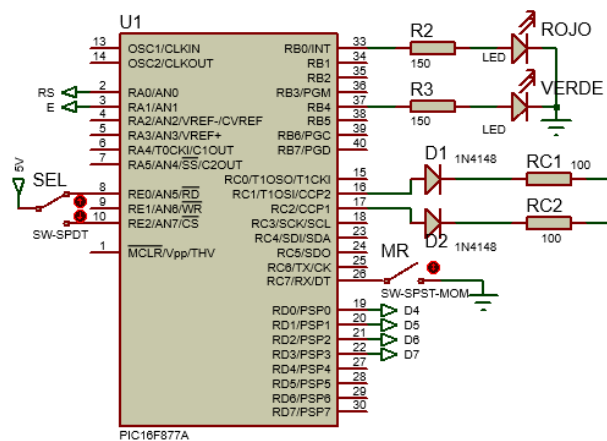


Figura 9. Etapa de control con uC PIC16F877A.

D. Etapa de control

Como la etapa final del circuito es necesario de un dispositivo conmutador de potencia que sea capaz de suministrar la corriente sin calentarse como un SCR el cual será conmutado por la puerta a la frecuencia del modulador de ancho de pulso que esté activado.

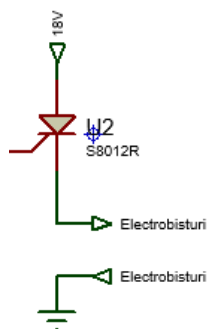


Figura 10. Etapa de potencia.

Una vez tenido el circuito funcionando queda hacerle una debida presentación para su correcto aislamiento del polvo, líquidos y correcta ventilación puesto que no se diseñe para ser sumergido en agua puede haber líquidos durante la cirugía que provoquen cortos circuitos, por ello se diseñó una carcasa principalmente de protección y fácil manejo de la unidad de electrocirugía.

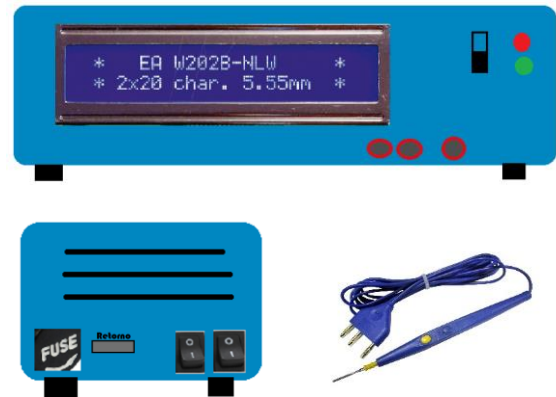


Figura 11. Unidad de electrocirugía propuesta.

E. Software

Para el correcto uso del microcontrolador también es necesario disponer de un programador compatible llamado PICKit3 o microEngineering de MELabs. El ambiente de desarrollo en el que se programó el código empleado por el microcontrolador fue MPLAB X IDE v3.51, pero también puede ejecutarse con una versión más nueva o adaptarse al lenguaje PBP(Pic Basic Pro) en microcode Studio. Los recursos están disponibles en la tienda en línea de microchip o diversas páginas distribuidoras de software por internet; el proveedor Microchip también proporciona el microcontrolador PIC16F877A utilizado en la construcción de este dispositivo por aproximadamente 6 dólares la pieza si se compran a mayoreo; el dispositivo que se utiliza como programador (PICKit3) puede ser adquirido de forma oficial desde Microchip o como dispositivo genérico en www.ebay.com o www.amazon.com por 10USD.

F. Diagrama de flujo

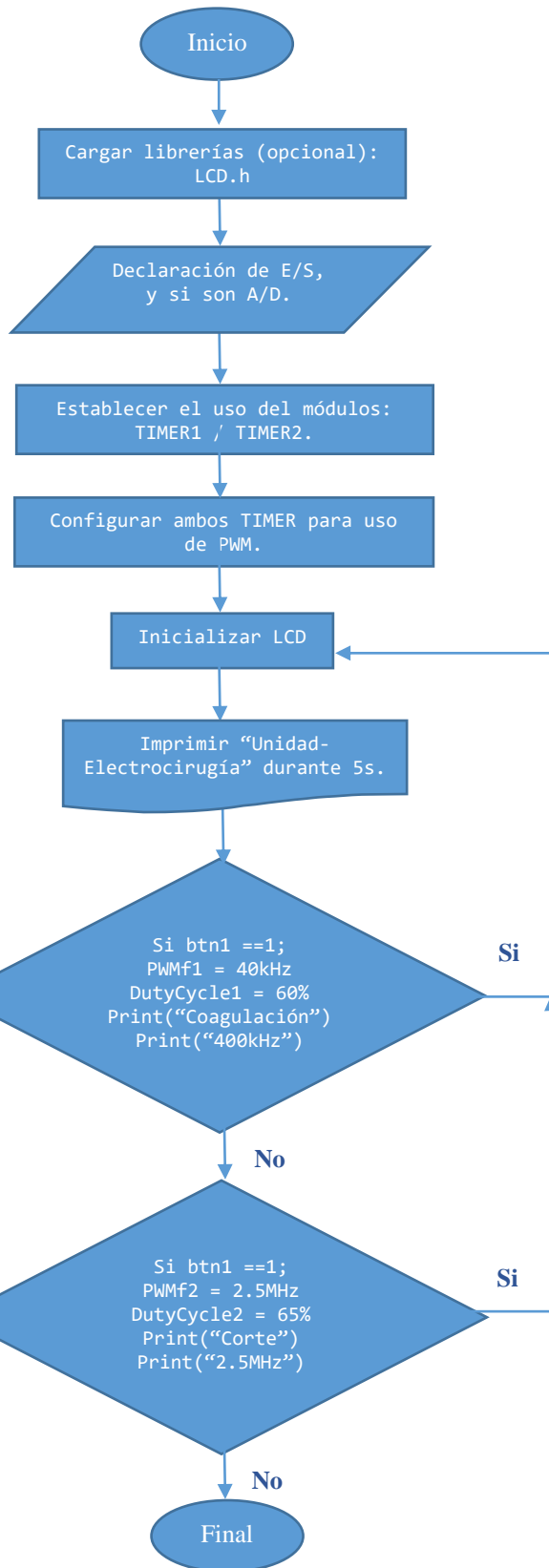


Figura 12. Diagrama de flujo explicando el funcionamiento del control.

IX. RESULTADOS ESPERADOS

Se espera que con el correcto uso de esta unidad de electrocirugía sean activados los distintos PWM dependiendo de la posición del selector para provocar una conmutación en el SCR para permitir modo de corte o coagulación con electro-bisturí conectado a la unidad de electrocirugía realizando maniobras de alta precisión debido al correcto diseño del equipo.

X. REFERENCES

- [1] MaterialMedico.org, «Cómo funciona un electrobisturí?», [En línea]. Disponible: <https://materialmedico.org/electrobisturi>. [Último acceso: 4 12 2020].
- [2] F. J. Gomez, «La Electrocirugía», [En línea]. Disponible: <https://www.monografias.com/trabajos99/electrocirugia/electrocirugia.shtml>. [Último acceso: 04 12 2020].
- [3] J. Helfmann, Efectos térmicos. En: H.-Peter Berlien, Gerard J. Müller (Ed.); Medicina láser aplicada. Publicado por Springer Verlag, Berlín Heidelberg, 2003.
- [4] Erbe Elektromedizin. Principios de la electrocirugía, 2016.
- [5] Gabriel, A. Peyman, EH Grant. Conductividad eléctrica del tejido a frecuencias inferiores a 1 MHz. Física en Medicina y Biología, Volumen 54, págs. 4863-4878, 2009.