

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



PONTIFICIA
**UNIVERSIDAD
CATÓLICA**
DEL PERÚ

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA ANTISÉPTICO APLICADO A LA DESINFECCIÓN DE HABITACIONES EN HOSPITALES MEDIANTE EL USO DEL OZONO

Tesis para optar el Título de Ingeniero Electrónico, que presenta el bachiller

Carlos Gonzales Vásquez

ASESOR: Ing. Oscar Melgarejo Ponte

Lima, Mayo del 2014

RESUMEN

Uno de los grandes problemas que ocurren en los centros de salud como hospitales, clínicas, etc. en el Perú son las enfermedades denominadas nosocomiales o conocidas como infecciones intrahospitarias. Para reducir el número de personas que adquieren estas enfermedades se cuenta con diversos mecanismos y normas que regulan el cuidado del paciente y personal de salud dentro de los hospitales.

Existen muchos métodos para la desinfección de los ambientes en los hospitales, entre ellos los desinfectantes líquidos y la luz ultravioleta. El primero es el más común para la mayoría de ambientes dentro de los hospitales, sea emergencia, sala de operaciones, Unidad de Cuidados Intensivos (UCI), etc. El segundo método es menos utilizado en el Perú, dado principalmente por su alto costo. Una tercera opción, y poca explorada en nuestro país es el uso del ozono como desinfectante.

Lo que plantea la presente tesis es el diseño e implementación de un sistema generador de ozono aplicado a la desinfección de habitaciones en los hospitales. El ozono debido a su alto potencial oxidante, es capaz de eliminar toda clase de bacteria, tanto en el aire como en alguna superficie. El nivel de desinfección dependerá de la concentración del ozono en un ambiente, el tipo de bacteria y el tiempo de exposición.

El generador de ozono cuenta con una etapa de control con la lógica del programa y la interfaz de usuario; y una etapa de potencia para la obtención de los altos voltajes (superiores a 10 000V) conectados a un capacitor cilíndrico con una entrada de oxígeno gaseoso, el mismo que ingresará a una caja acrílica simulando un ambiente del hospital. Es ahí donde se realizará la exposición a 3 tipos de bacterias durante un tiempo determinado por la lógica de control.

TEMA DE TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO DE INGENIERO ELECTRÓNICO

Título : Diseño e implementación de un sistema antiséptico aplicado a la desinfección de habitaciones en hospitales mediante el uso del ozono

Área : Bioingeniería # 832

Asesor : Oscar Melgarejo Ponte

Alumno : Carlos Gonzales Vásquez

Código : 20050500

Fecha : 8 de junio de 2010



Descripción y Objetivos

En los centros de salud existen diversas bacterias, especialmente en las habitaciones de internamiento de pacientes. Si bien hay métodos establecidos por diversos organismos para la desinfección de dichas habitaciones, en nuestro medio el más común es el uso de líquidos desinfectantes, los cuales no son los más indicados; puesto que no eliminan totalmente las bacterias. Además el proceso depende en gran medida del criterio del personal de limpieza y generalmente expelen un fuerte olor que puede generar algunos tipos de alergia.

Debido a esto se necesita un sistema de desinfección mucho más eficiente y menos dañino para la salud. Dado que el ozono es capaz de eliminar gran parte de las bacterias presentes en un ambiente en un tiempo muy reducido a comparación de los métodos tradicionales y además no deja olores desagradables en el ambiente, el objetivo de la presente tesis es:

Diseñar e implementar un equipo electrónico capaz de generar ozono a partir del oxígeno existente en el medio para fines de desinfección de habitaciones.

El volumen de ozono generado será monitoreado constantemente mediante un sensor a fin de alcanzar la concentración apropiada de ozono en función de las dimensiones de la habitación. La interfaz con el usuario será por medio de un teclado matricial y un visualizador LCD. Cabe indicar que la concentración de ozono para la desinfección es menor que para aplicaciones de esterilización.

De esta forma se logrará eliminar las bacterias, inmunizando dicho ambiente en un tiempo reducido y garantizando un mejor nivel de desinfección de las habitaciones, salvaguardando la integridad física del paciente y/o todo tipo de persona que esté en contacto con la habitación.

2ms

MÁXIMO 50 PÁGINAS

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATOLICA DEL PERU
SECCION ELECTRICIDAD Y ELECTRONICA

Ing. ANDRÉS FLORES ESPINOZA
Coordinador de la Especialidad de Ingeniería Electrónica

TEMA DE TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO DE INGENIERO ELECTRÓNICO

Título : Diseño y implementación de un sistema antiséptico aplicado a la desinfección de habitaciones en hospitales de mediante el uso del ozono

Índice -

Introducción

1. Proceso de desinfección de habitaciones en los hospitales y la problemática de los sistemas actuales.
2. Sistema antiséptico aplicado a la desinfección de habitaciones en hospitales mediante el uso del ozono.
3. Diseño del sistema generador de ozono.
4. Pruebas y análisis de resultados.

Conclusiones

Recomendaciones

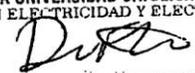
Bibliografía

Anexos

MÁXIMO 50 PÁGINAS



PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
SECCION ELECTRICIDAD Y ELECTRONICA


ING. ANDRES FLORES ESPINOZA
Coordinador de la Especialidad de Ingeniería Electrónica

ÍNDICE

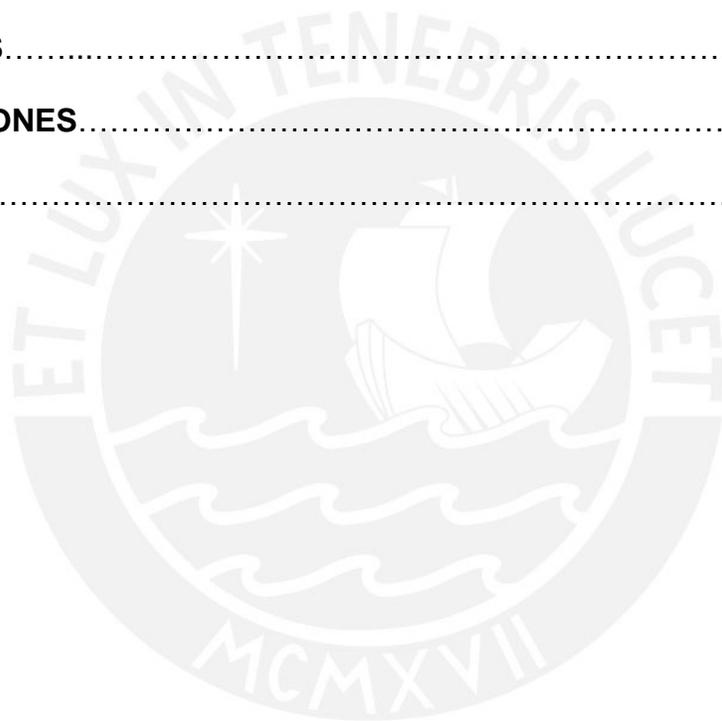
INTRODUCCIÓN.....	1
CAPITULO 1: PROCESO DE DESINFECCIÓN DE HABITACIONES EN LOS HOSPITALES Y LA PROBLEMÁTICA DE LOS SISTEMAS ACTUALES	
1.1 Variables que afectan los mecanismos de desinfección de habitaciones en los hospitales	2
1.2 Procesos actuales de desinfección de las habitaciones de los hospitales.....	3
1.3 Declaración del marco problemático.....	6
CAPITULO 2: SISTEMA ANTISÉPTICO APLICADO A LA DESINFECCIÓN DE HABITACIONES EN HOSPITALES MEDIANTE EL USO DEL OZONO	
2.1 Estado del arte.....	7
2.2 Modelo teórico.....	8
2.3 Objetivos.....	11
2.3.1 Objetivo principal.....	11
2.3.2 Objetivos específicos.....	11

CAPITULO 3: DISEÑO DEL SISTEMA GENERADOR DE OZONO

3.1	Requerimientos del sistema.....	12
3.2	Diagrama de flujo del funcionamiento del sistema.....	14
3.3	Etapa de control.....	17
3.3.1	Generación de la onda cuadrada.....	19
3.3.2	Sensor de ozono.....	20
3.3.3	Sensor de presencia.....	21
3.3.4	Interfaz de usuario.....	22
3.4	Etapa de potencia.....	24
3.4.1	Diseño del circuito de potencia.....	27
3.4.2	Selección del condensador	34
3.4.3	Selección del disipador.....	37
3.5	Fuente de voltaje.....	41
3.6	Diagramas esquemáticos.....	42
3.6.1	Diagrama esquemático para la etapa de control.....	43
3.6.2	Diagrama esquemático para la etapa de potencia.....	44
3.7	Diagramas del circuito impreso.....	45
3.7.1	Diagrama del circuito impreso de la etapa de control.....	45
3.7.2	Diagrama del circuito impreso de la etapa de potencia.....	46
3.8	Presupuesto.....	49

CAPITULO 4: PRUEBAS Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

4.1	Mediciones para la etapa de control.....	51
4.2	Mediciones para la etapa de potencia.....	52
4.3	Mediciones de la concentración de ozono.....	53
4.4	Pruebas con bacterias.....	56
CONCLUSIONES.....		60
RECOMENDACIONES.....		61
BIBLIOGRAFÍA.....		62



INTRODUCCIÓN

En todos los centros de salud existen diversas bacterias, virus y hongos, especialmente en las habitaciones donde un paciente permaneció por algún tiempo. Dichas bacterias son causantes de muchas de las infecciones intrahospitalarias. Si bien hay métodos establecidos por diversos organismos nacionales e internacionales para la correcta desinfección de estas habitaciones, en nuestro medio el más común son los desinfectantes líquidos, los que puede ser muy eficientes pero dependen de la destreza o pulcritud del personal de limpieza para su correcto uso.

Debido a esto se necesita de un sistema de desinfección mucho más eficiente que no dependa del criterio de una persona, sino más bien de un equipo capaz de producir el elemento desinfectante por un tiempo terminado hasta eliminar las bacterias.

El objetivo es poder diseñar e implementar un equipo electrónico capaz generar ozono mediante el ingreso de oxígeno pudiendo ser controlado para alcanzar una concentración de ozono deseado y mantenerlo estable por un tiempo. De esta forma se logrará eliminar todos los microorganismos presentes en un ambiente tanto en el aire como en las superficies.

Como medida de seguridad y debido a que el ozono en concentraciones mayores a 50ppb por tiempos mayores a 8 horas puede ser tóxico para las personas, se considerará un sensor de presencia que detenga la producción de ozono a fin de evitar una exposición no deseada.

CAPITULO 1: PROCESO DE DESINFECCIÓN DE HABITACIONES EN LOS HOSPITALES Y LA PROBLEMÁTICA DE LOS SISTEMAS ACTUALES

1.1 Variables que afectan los mecanismos de desinfección de habitaciones en los hospitales

Las infecciones intrahospitalarias son un problema latente en el Perú y el mundo. Se le denomina así a un conjunto heterogéneo de enfermedades infecciosas cuyo denominador común es el haber sido adquiridas en un hospital [13]. Consecuencia de ello es una mayor permanencia de un paciente en el hospital, gastos adicionales para el nuevo tratamiento, y si no se tiene el cuidado necesario la persona puede morir.

Para prevenir y reducir el número de pacientes que adquieren una enfermedad nosocomial se cuenta con una serie de normas que regulan los procedimientos a seguir por el personal de salud en los hospitales, los que varían por el tipo de paciente y ambiente donde está ubicado. Dentro de dichos procedimientos se tiene el cuidado del paciente, la protección del personal de salud y los procesos de desinfección en todos los ambientes de los hospitales [13].

Cada ambiente en un hospital tiene un tratamiento especial para su desinfección, como por ejemplo en el centro quirúrgico se debe realizar la desinfección de la sala generalmente luego de cada procedimiento, mientras que en UCI donde por lo general hay más de 5 pacientes, el procedimiento es distinto pues no se puede tener la sala vacía, más aun con la alta demanda que existe en el Perú y la poca cantidad de camas disponibles [14].

Existen áreas donde el nivel de contagio es muy alto, tal es el caso de ambientes con pacientes enfermos de tuberculosis. En estos casos, se necesitan mecanismos especiales para el cuidado de los pacientes y un mayor blindaje del personal de salud, como es el uso de mascarillas. También se necesita que el ambiente este bastante

ventilado, bajo sistemas de flujo de aire diseñados especialmente para evitar el contagio [15], sin embargo muchos de los hospitales peruanos no cuentan con este tipo de instalaciones, es por ello que se requieren sistemas complementarios como es el uso de la luz ultravioleta con resultados positivos pero costosos[16].

1.2 Procesos actuales de desinfección de las habitaciones de los hospitales

Actualmente los procesos de desinfección de las habitaciones son efectuados empíricamente, en su mayoría, por el personal de limpieza, contando para esto con insumos suministrados por el hospital. En la figura 1 se muestra el proceso actual que se sigue en muchos de los hospitales del Perú para la desinfección de las habitaciones en UCI, así como la problemática para cada proceso.



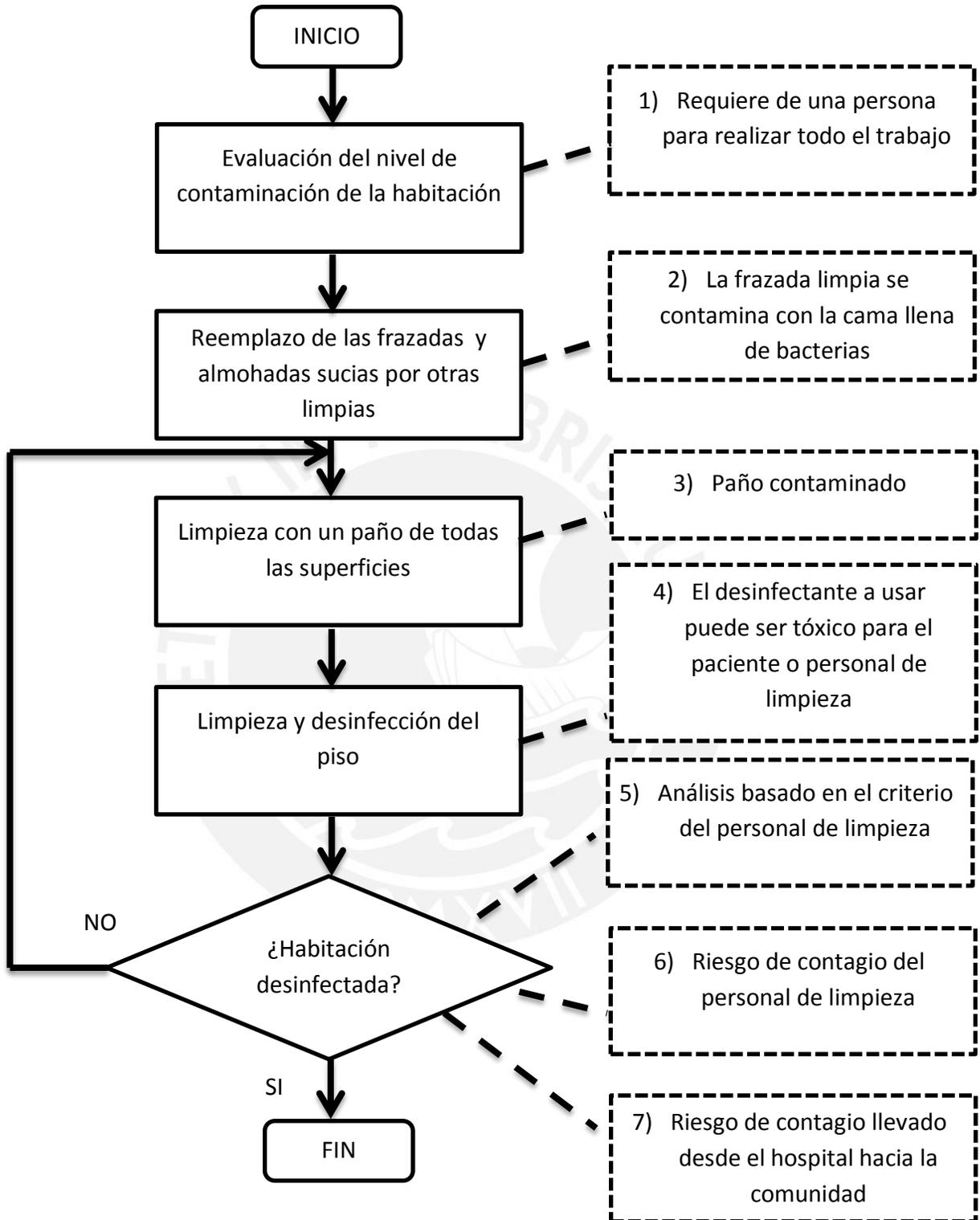


Figura 1. Diagrama de flujo del proceso de desinfección de una habitación de UCI

- 1) El paciente o pacientes que ocuparon la habitación la contaminaron con diversas bacterias, por tanto se necesita de personal que se encargará de realizar la limpieza y desinfección de la misma. Dicho personal realizará el mismo trabajo en determinado número de habitaciones durante su turno.
- 2) Cada paciente está internado por un caso distinto, pudiendo ser alguna enfermedad o accidente. A diario se deben cambiar las frazadas puesto que se infectan, sin embargo el colchón siempre permanece igual. Lo único que se realiza es una limpieza superficial del plástico que lo cubre mediante el uso de un paño sumergido previamente en algún desinfectante. Si un paciente con bajas defensas tuviera algún contacto con este colchón podría contraer una enfermedad nosocomial.
- 3) Un paño es el material con el que se realiza la limpieza de diversas superficies., tales como colchones, muebles, ventanas, etc. dicho paño es enjuagado continuamente con el desinfectante. Al pasar a otra habitación se reutilizará dicho paño y se renovará cuando el personal de limpieza lo crea necesario.
- 4) Muchas veces los pacientes suelen ser alérgicos al olor de ciertos desinfectantes, dependiendo de la concentración y el tamaño del ambiente. Si el desinfectante tiene contacto directo con la piel o mucosa del personal de limpieza este puede aquejar algún tipo de alergia o daño mayor a su salud.
- 5) El criterio para determinar si una habitación está completamente desinfectada depende únicamente del personal de limpieza y se verá influenciado por la experiencia y carga de trabajo que tenga.
- 6) El personal de limpieza está expuesto continuamente a la diversidad de bacterias presentes en la habitación, y pese a contar con la protección adecuada, el riesgo siempre está presente en cada habitación donde realice su trabajo.

- 7) Contar con un sistema de desinfección a cargo del personal de limpieza conlleva a muchos riesgos para la salud del mismo, de los pacientes y del personal de salud que labora en dicha zona. Por tanto, dichas personas están en constante riesgo a infectarse con algún bacteria presente y, esto podría ocasionar una infección masiva a nivel de comunidad.

1.3 Declaración del marco problemático

Las bacterias presentes en una habitación del hospital son causantes de diversos problemas de salud, llamados “infecciones intrahospitalarias”, por tanto se debe contar con un sistema de desinfección apropiado, puesto que la persona que ocupará dicho lugar será un paciente que por lo general tiene defensas bajas, siendo de esta forma más propenso a contraer alguna enfermedad.

Actualmente los procesos de desinfección son realizados por el personal de limpieza mediante el uso de desinfectantes líquidos, sin embargo existen bacterias resistentes a este tipo de desinfectantes, además los mecanismos de desinfección basados en criterios dependientes del factor humano generan una variabilidad peligrosa para el ambiente intrahospitalario y, consecuentemente, eleva los riesgos asociados a este factor de contaminación ambiental hospitalario.

CAPITULO 2: SISTEMA ANTISÉPTICO APLICADO A LA DESINFECCIÓN DE HABITACIONES EN HOSPITALES MEDIANTE EL USO DEL OZONO

2.1 Estado del arte

El uso del ozono tuvo sus principios en la desinfección del agua. Si bien, estos procesos se basan en el empleo principalmente del cloro, se comprobó que existían bacterias que no eran eliminadas completamente, tal es el caso, por ejemplo de la *Vibrio Cholerae* O1 fenotipo rugoso. Luego de diversos estudios se determinó que el ozono es capaz de eliminar gran cantidad de bacterias patógenas resistentes presentes en el agua, incluida la mencionada anteriormente. Además el ozono en comparación con el cloro no deja olores ni mucho menos permite el cambio del color del agua [8].

Hoy en día existen diversas aplicaciones adicionales a esta, como es el campo de la odontología, donde se utiliza el ozono para el blanqueamiento dental. Este tratamiento consiste en incidir sobre la superficie del diente una baja concentración de ozono (50ppb) durante un tiempo de 30min aprox. en conjunto con otros elementos químicos [7]. También está presente en la desinfección de vegetales, tales como el espárrago [9], pues este debe estar completamente esterilizado antes de su envasado. Otro caso es la desinfección de carnes en la cual se concentra gran parte de los microorganismos causantes de diversas enfermedades y no puede utilizarse el cloro puesto que podría ser tóxico para los consumidores [6].

La obtención del ozono se produce mediante disociación de la molécula del oxígeno presente en el aire en dos átomos del mismo, los que se asociarán con otras moléculas de oxígeno para generar la molécula de ozono. Este proceso es conocido como una reacción endotérmica y su fórmula es la siguiente:



Ahora, dicha energía que se requiere para lograr la ruptura de la molécula de oxígeno puede ser obtenida principalmente de tres formas, estas son: descargas eléctricas, radiación ultravioleta y electrólisis. De todas las mencionadas la más simple y menos costosa de implementar es la descarga eléctrica o llamada también descarga corona [17].

“Una descarga corona es una descarga eléctrica silenciosa, la cual es usada para acelerar electrones y proporcionarles una energía cinética suficiente para dividir por impacto una molécula de oxígeno en dos átomos, los cuales reaccionan con otra molécula, dando como resultado una de ozono” [1].

“En este tipo de descarga se aplica una fuente de alta tensión entre dos electrodos metálicos que se encuentran separados por una capa de dieléctrico, tal como el vidrio, material cerámico, etc. Así, el dieléctrico evita la formación de chispas o arcos entre ambos electrodos. En estas condiciones, el plasma generado en la descarga se auto extingue cuando la carga creada sobre la superficie del dieléctrico reduce el campo eléctrico local” [5].

2.2 Modelo teórico

Para obtener el generador de ozono deseado se debe tener presente que se trabajará con altos voltajes, por ello hay que considerar los máximos sistemas de seguridad para evitar cualquier daño o riesgo involuntario a causa del mal uso o falla del equipo. Este sistema consta de dos etapas: una de control y otra de potencia.

La etapa de control está conformada por componentes que para su funcionamiento requieren de bajos voltajes (menores a 5VDC), y se encargará de contener toda la lógica de programación, estos son los algoritmos necesarios para la generación de la onda en altas frecuencias, el control mediante el sensor de ozono, el sistema de seguridad con un sensor de presencia y la interfaz con el usuario.

El volumen de ozono presente en la habitación será monitorizado mediante un dispositivo semiconductor electrónico (sensor de ozono), esto permitirá la realimentación del sistema para el control del volumen y no generar más de la concentración de ozono deseada permitiendo también un ahorro de energía eléctrica y oxígeno gaseoso.

Se está considerando como sistema de seguridad la colocación de un sensor de presencia que al activarse detiene la producción de ozono con el fin de que la persona que por error o descuido ingresó al ambiente no reciba una dosis alta la que puede ser perjudicial para su organismo. Dicho sensor será colocado como un switch dentro de la lógica de control para efectos de simulación.

La etapa de potencia a diseñar está conformada básicamente por un Flyback, que es un elevador de voltaje [9]. Este recibe los pulsos de tensión que llegan desde la etapa de control, y mediante un MOSFET y una fuente de 24VDC/2A se lograrán los altos voltajes deseados (mayores a 10 000V).

Como parámetro inicial para el funcionamiento del sistema generador de ozono se tiene al tipo de ambiente a desinfectar, esto es, centro quirúrgico, UCI, emergencia, etc. puesto que el tipo de bacterias es distinto en cada caso además del flujo de pacientes y personal de salud. La figura 2 describe el modelo teórico planteado por la presente tesis.

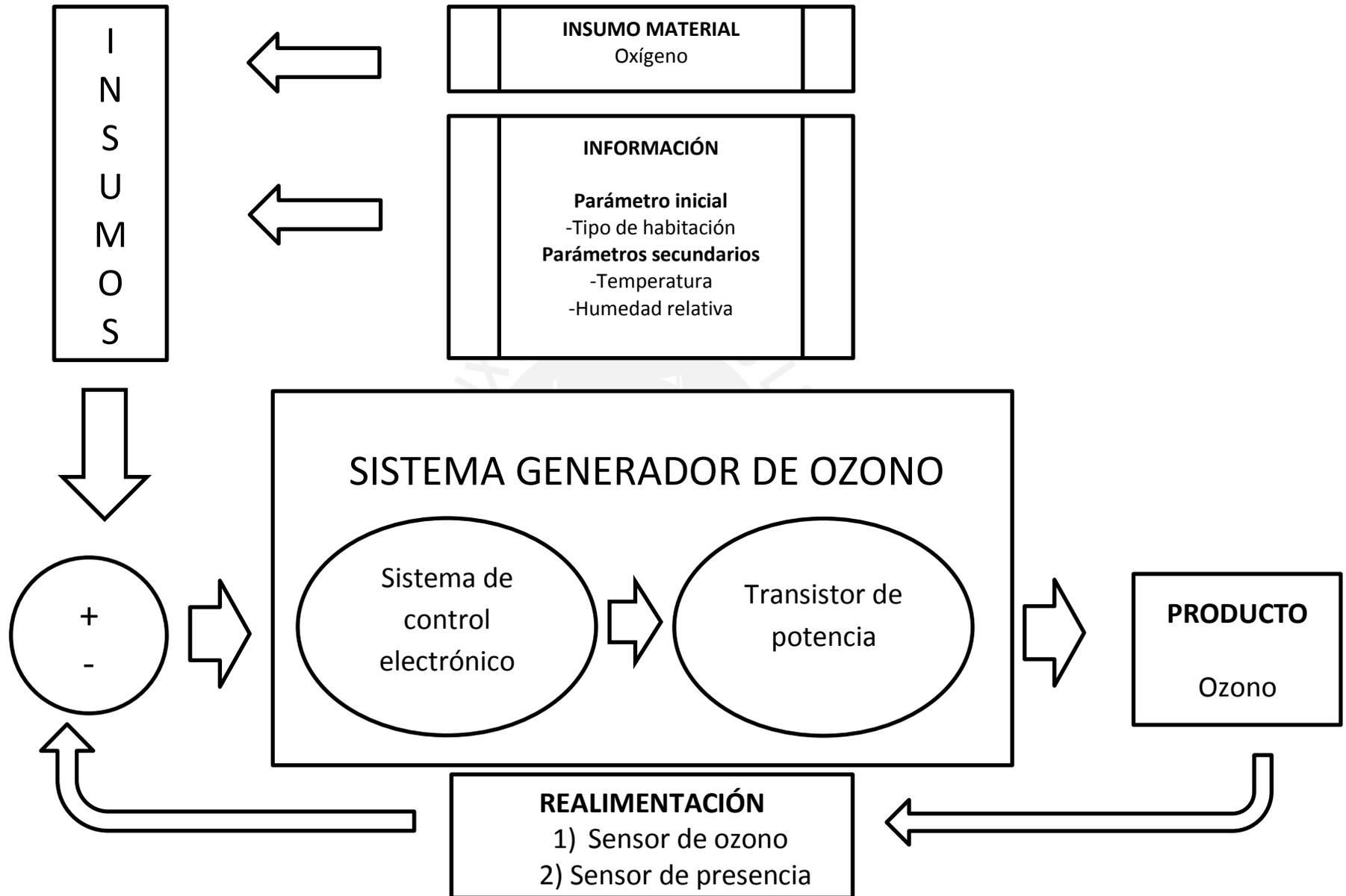


Figura 2. Representación gráfica del Modelo Teórico (Fuente propia)

2.3 Objetivos

2.3.1 Objetivo principal

Diseñar un equipo capaz de generador ozono a fin de desinfectar las habitaciones de los hospitales bajo un tiempo y concentración determinados por el tipo de ambiente.

2.3.2 Objetivos específicos

- 1) Automatizar el proceso de desinfección para reducir tiempos de limpieza.
- 2) Analizar constantemente el nivel de ozono generado para lograr el ahorro de energía eléctrica y oxígeno gaseoso.
- 3) Verificar que a mayores concentraciones de ozono las bacterias son eliminadas en un menor tiempo de exposición.
- 4) Implementar un sistema de seguridad que evite la exposición involuntaria de una alta dosis de ozono a una persona o grupo de personas.

CAPITULO 3: DISEÑO DEL SISTEMA GENERADOR DE OZONO

3.1 Requerimientos del sistema

Para poder generar ozono se necesita de una energía lo suficientemente alta para lograr la ruptura de la molécula de oxígeno. Esta energía se logrará mediante la descarga corona [5].

La acción desinfectante del ozono frente a las bacterias está determinada por muchos aspectos, entre los principales tenemos a la concentración de ozono (partes por billón), el tiempo de exposición, el tipo de bacteria, la humedad relativa del ambiente y el flujo de ingreso del oxígeno. Las variables a controlar en este caso serán la concentración y el tiempo de exposición, dichos valores estarán asociados a un tipo de ambiente, los que están descritos en la Tabla 1.

Tabla 1

Cuadro para la correlación del tipo de ambiente con la concentración de ozono y el tiempo de exposición

Número asociado	Ambiente del Hospital	Concentración de Ozono (ppb)	Tiempo de exposición (horas)
1	UCI	500	4
2	Hospitalización	500	4
3	Emergencia	1000	2
4	Centro Quirúrgico	1000	2

Fuente: Inactivation of Surface Viruses by Gaseous Ozone Chunchieh Tseng, Chihshan Li. Journal of Environmental Health. Denver: Jun 2008. Vol.70, Iss. 10, p. 56-62 (7pp.)

El objetivo es poder alcanzar las 500ppb pues es la concentración a la cual se logra eliminar una de las bacterias más resistentes que se encuentra en los hospitales (pseudomona).

El ozono se obtiene mediante la siguiente ecuación molecular:



Se necesita por ello se requiere de una energía de 68Kcal, equivalente a 79Wh. Como resultado se obtienen 96gr de ozono. La concentración de ozono dependerá del volumen donde se ubique el equipo, pues a mayor volumen la concentración se eleva de manera más lenta debido a la gran cantidad de aire presente. Para el caso experimental se realizarán las pruebas en una habitación a escala, esto es en una caja de acrílico de volumen igual a 4000cm³.

Sabemos que la densidad del aire aproximadamente es como sigue:

$$\rho_{\text{aire}} = \frac{1 \text{ gr}}{1000 \text{ cm}^3}$$

Entonces dentro de la caja de acrílico de volumen 4000cm³ se tendrán 4gr de aire. Se requieren 500ppb de ozono, entonces:

$$500 \text{ ppb O}_3 = \frac{500 \times 4 \text{ gr}}{10^9} = 2 \text{ ugr O}_3$$

Por último realizamos una regla de tres simple para poder hallar la potencia y el tiempo requerido para la obtención del ozono.

$$\frac{96 \text{ gr O}_3}{2 \text{ ugr O}_3} = \frac{79 \text{ Wh}}{x}$$

$$x = 1.65 \text{ Wh}$$

Este resultado permite elegir las características para la fuente de voltaje necesaria para el diseño del equipo. Hay que considerar también que para lograr la ruptura del dieléctrico del aire se necesitan valores de voltaje muy elevados, esto es mayores a 10KV [5], por ello se necesitará de un elevador de voltaje, el mismo que será un Flyback. Este componente requiere de un voltaje DC en la entrada con valores

aproximados de 12V o 24V. Dependiendo de la marca y modelo se tendrán valores de KV en el lado secundario del mismo [21].

Tomando el resultado anterior, se requiere llegar a la concentración de 500ppb en no más de 120 segundos. Es un tiempo prudente para lograr la estabilización del ozono. Si se desea un tiempo menor, entonces la potencia de la fuente deberá ser mayor, y viceversa para cuando se estime un tiempo mayor.

$$x = 1.65 \text{ Wh} = 120 \text{ s} \times \text{Potencia}$$

$$\text{Potencia} = 49.5 \text{ W}$$

Considerando una fuente de 24VDC, dicha fuente deberá suministrar por lo menos 2A, para llegar a una potencia aproximadamente de 48W.

3.2 Diagrama de flujo del funcionamiento del sistema

El sistema generador de ozono tiene como objetivo alcanzar una concentración deseada y mantenerla estable dentro de un rango apropiado (+/- 50ppb) durante un tiempo determinado. Dichos valores (concentración y tiempo) están asociados al tipo de ambiente descrito en la Tabla 1. Este dato es ingresado por el usuario a través del teclado matricial.

El sistema incluye un mecanismo de seguridad, que se basa en un sensor de presencia que entrará en funcionamiento un minuto después del encendido del equipo (para que no detecte a la persona que está encendiendo el equipo) y al activarse detendrá la producción de ozono, pues si una persona ingresara al ambiente y durante unos minutos recibe una dosis alta de ozono podría tener efectos adversos, principalmente problemas respiratorios.

Al finalizar el tiempo determinado por el sistema en base al tipo de ambiente, el equipo mostrará un mensaje de finalización y la generación de ozono se detendrá. Las figuras 3, 4 y 5 muestran el diagrama de flujo a seguir del funcionamiento del equipo.

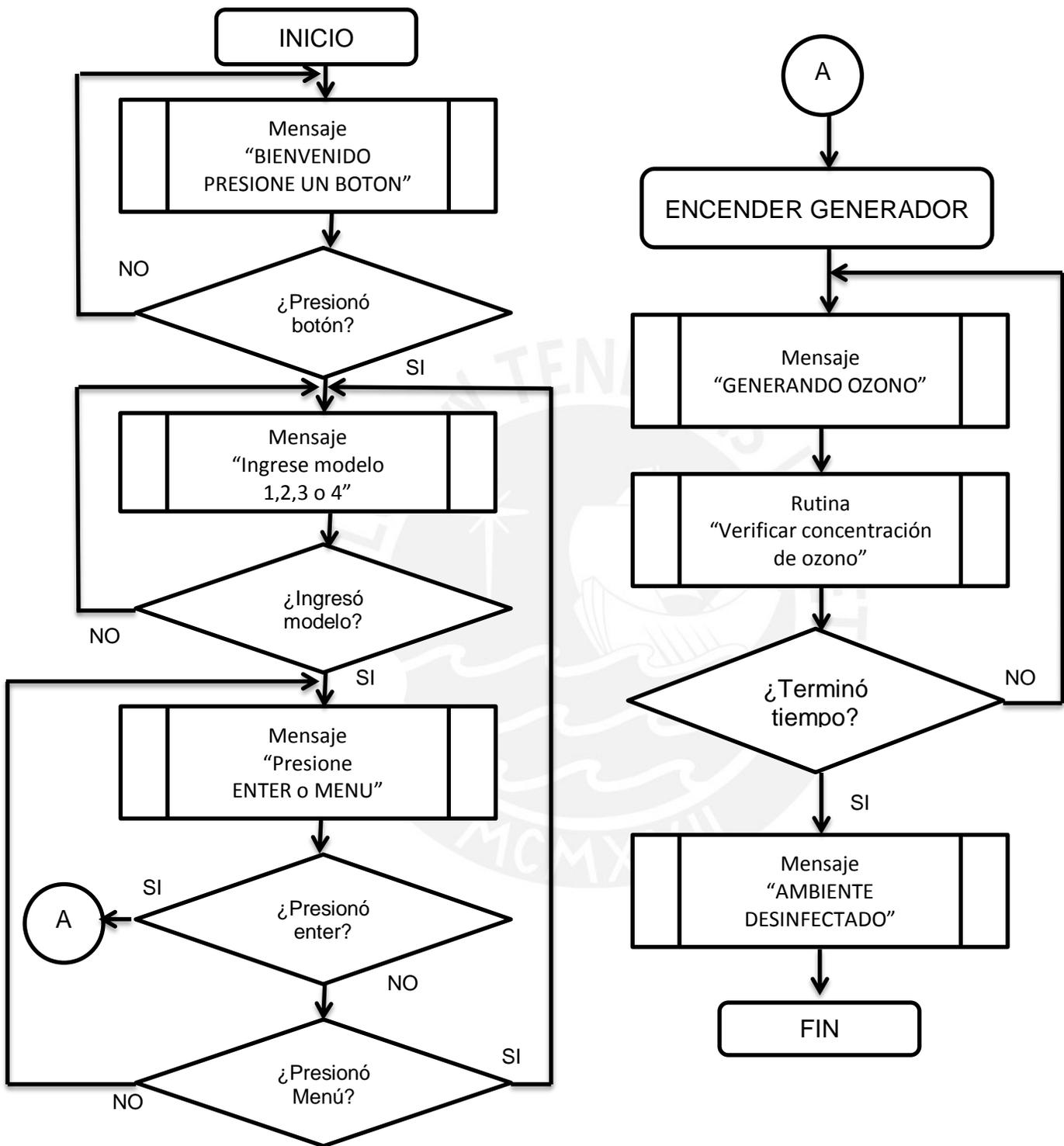


Figura 3. Diagrama de flujo para el programa principal del generador de ozono (fuente propia)

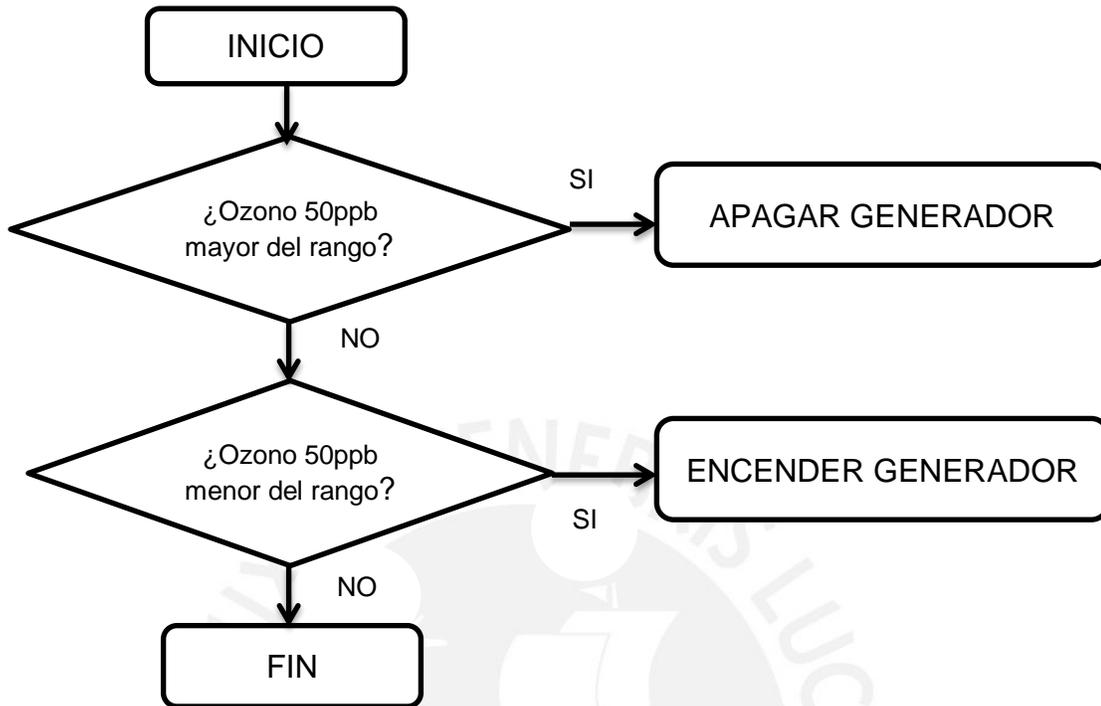


Figura 4. Rutina para el sensor de ozono (fuente propia)

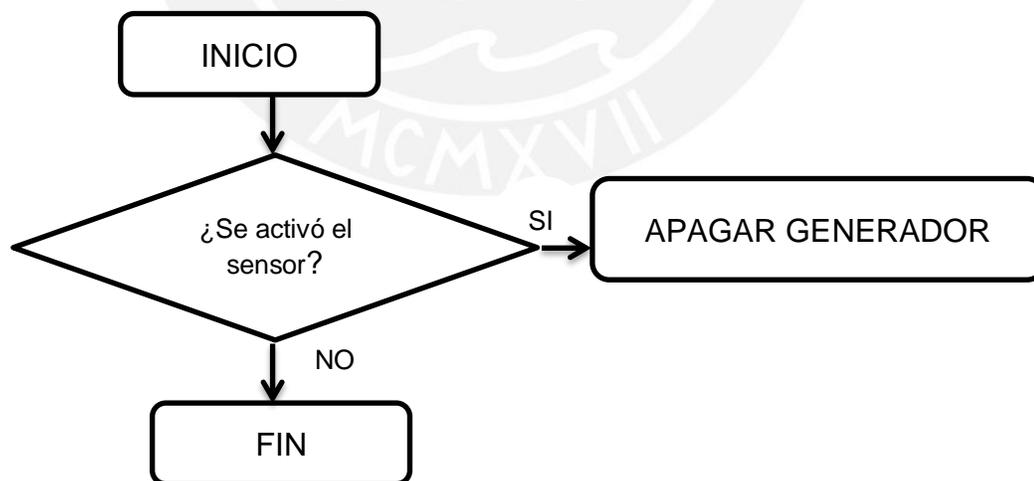


Figura 5. Interrupción externa para el sensor de presencia (fuente propia)

3.3 Etapa de control

La etapa de control se puede subdividir en 4 partes, las que son: generación de la onda cuadrada en altas frecuencias, lectura del sensor de ozono, lectura del sensor de presencia y la interfaz de usuario.

Se requiere de un microcontrolador capaz de realizar las 4 funciones mencionadas anteriormente. Debe tener entradas analógicas para el ingreso del valor de voltaje provenientes del sensor de ozono, el mismo que tiene un rango de salida entre 0 – 5V dependiendo de la concentración de ozono; y del sensor de presencia, que será simulado por un interruptor (5V activado y 0V desactivado). Finalmente deberá tener los suficientes pines para la conexión de un teclado matricial (8 pines) y un visualizador LCD de 2 líneas (14 pines).

Por todas las consideraciones mencionadas se plantea utilizar el microcontrolador ATMEGA8 de la marca ATMEL. Esto además, por su bajo costo y su facilidad de adquirirlo en el medio local. Además porque este microcontrolador cuenta con los suficientes puertos de entrada y salida que son necesarios para este proyecto y tiene un voltaje de entrada 5V, compatible con el voltaje que requieren los sensores, una frecuencia de trabajo de hasta 8MHz y un total de 32 pines. El detalle técnico puede ser visto en el ANEXO VI.

Para facilidad de la programación y simplicidad del algoritmo se utilizarán 2 microcontroladores. El primero contiene la interfaz de usuario y toda la lógica del programa. El segundo es exclusivamente para la generación de la onda cuadrada. Las figuras 6 y 7 describen lo expuesto anteriormente.

Los códigos de programación para los microcontroladores 1 y 2 se encuentran en los ANEXOS IX y X respectivamente.

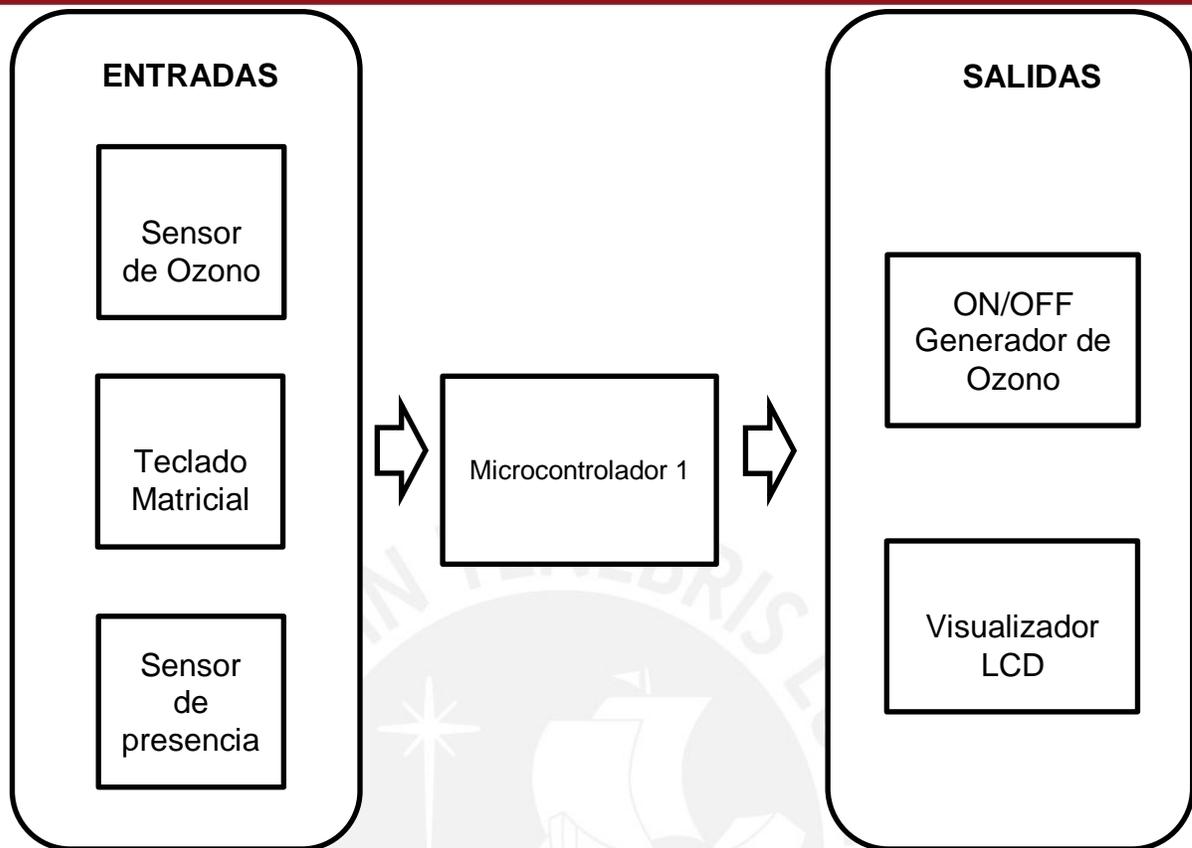


Figura 6. Diagrama de Bloques para la configuración de entradas y salidas del microcontrolador 1 (fuente propia)

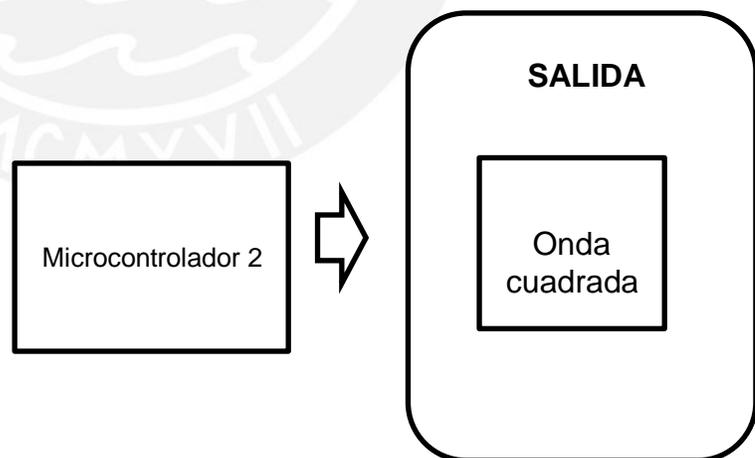


Figura 7. Diagrama de Bloques para la configuración de entradas y salidas del microcontrolador 2 (fuente propia)

3.3.1 Generación de la onda cuadrada

Para tener altos valores de voltaje en el lado secundario del Flyback (mayores a mil voltios), este debe trabajar en frecuencias altas, por lo general mayores a 1kHz [21]. Para esto se requiere que la señal de control pueda generar una onda cuadrada, de cuya frecuencia dependerá el comportamiento del Flyback. Para poder generar una onda cuadrada en el rango de 1kHz-7kHz se habilitará la función “Timer” del microcontrolador 2, manteniendo una variable que al ser modificada permitirá la variación de la frecuencia.

Dicha variable será fijada una vez que se encuentre el valor de la frecuencia correspondiente al mayor valor de voltaje en la salida del Flyback, el mismo que será descrito en el siguiente capítulo del presente documento.

La Figura 8 muestra la simulación en el programa VMLAB® de la onda cuadrada que se obtiene al generar una señal de 1kHz en el pin PB1 del microcontrolador 2.

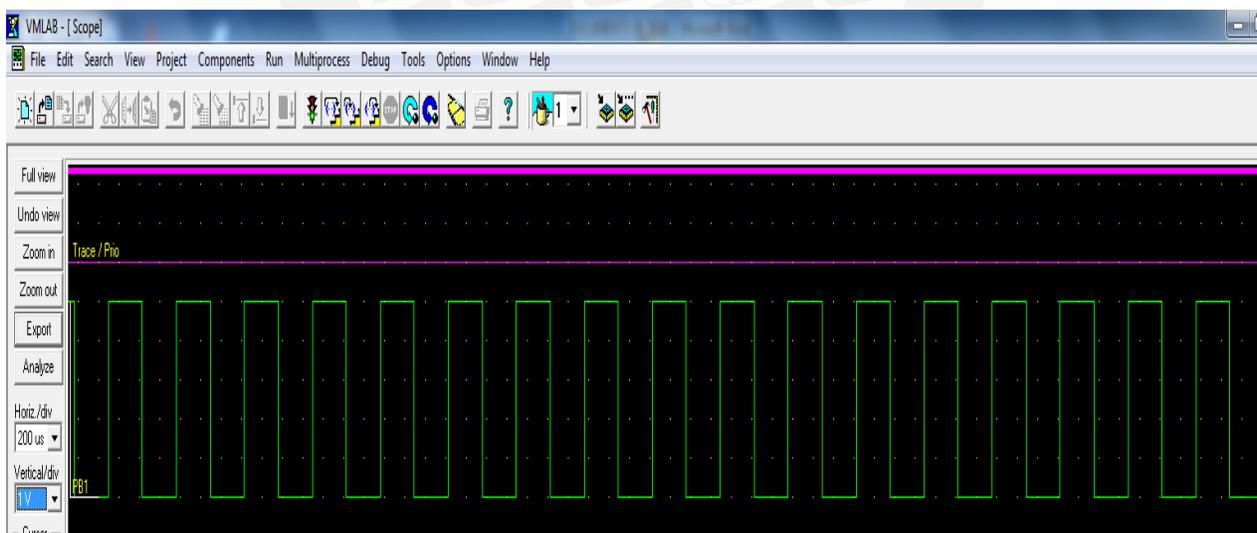


Figura 8. Simulación de la frecuencia de 1kHz en el programa VMLAB

3.3.2 Sensor de ozono

Para poder tener un control sobre la concentración de ozono a generar se requiere de una realimentación de los datos, esto se da por medio del sensor de ozono. Este sensor deberá monitorizar el nivel de ozono (en ppb) en el ambiente constantemente a fin de que una vez alcanzada la concentración determinada por el usuario (en base a la Tabla 1) el equipo pueda mantener un valor estable de concentración con un rango de +/-50ppb. Cuando en el ambiente se sobrepase la concentración deseada en 50ppb el equipo detiene la producción de ozono. Caso contrario cuando en el ambiente la concentración de ozono sea 50ppb menor a la determinada el equipo comienza a producir ozono nuevamente. El proceso es continuo hasta culminar con el tiempo establecido. Existen muchos modelos de sensores de ozono en el mercado, cuya diferencia está dada principalmente en el rango de sensibilidad con el que cuentan. La tabla 2 muestra un cuadro comparativo entre los principales modelos de sensores de ozono.

Tabla 2
Cuadro comparativo para especificaciones técnicas sensores de Ozono

Modelo	Rango de detección	Características
SP-61-01	0 - 250ppb	Voltaje de entrada: 5VDC Voltaje de salida: 0-5VDC
SP-61-02	0 - 250ppb	Voltaje de entrada: 5VDC Voltaje de salida: 0-1VDC
SDM-O3-06	0 - 250ppb La concentración de O ₃ es mostrada en una pantalla LCD	Voltaje de entrada: 5VDC Voltaje de salida: 0-1VDC
MQ 131	0 – 2 000ppb	Voltaje de entrada: 5VDC Voltaje de salida: 0-5VDC

En vista que los valores de concentración de ozono a los que se estimar llegar son mayores a 500ppb, entonces el modelo a elegir será el MQ131.



Figura 9. Sensor de ozono MQ-131 [20]

Dicho sensor es capaz de detectar concentraciones desde 10ppb hasta 2000ppb, rango suficiente para lo que se necesita. Además cuenta con 4 pines, el primero para la alimentación de voltaje (5V), el segundo es una salida TTL, el tercero es una salida analógica cuyo valor va desde 0 hasta 5V para valores desde 10ppb hasta 2000ppb. La salida será conectada al puerto de entrada analógico del microcontrolador 1. El algoritmo del programa le asignará un valor numérico para cada valor de voltaje del sensor, puesto que el fin es establecer el límite máximo y mínimo de concentración de ozono. El cuarto pin es para la conexión de tierra. Las especificaciones técnicas del sensor pueden ser revisadas en el ANEXO VII.

3.3.3 Sensor de presencia

El sensor de presencia tiene como función activar una interrupción en el microcontrolador 1, el mismo que activará un pin de salida. Este pin va conectado al circuito de potencia y al activarse uno de los MOSFET queda en estado de corte, por ende al no haber flujo de corriente el Flyback queda desenergizado y no hay producción del ozono.

Para efectos de simulación el sensor de presencia se tomará como un switch normalmente abierto. Mientras no se cierre el switch (el sensor no detecta la presencia de una persona) el valor ingresado al microcontrolador es de 0V. Al detectarse la presencia de una persona el switch se cierra y el valor ingresado es de 5V. El esquemático de este circuito se muestra en la figura 10.

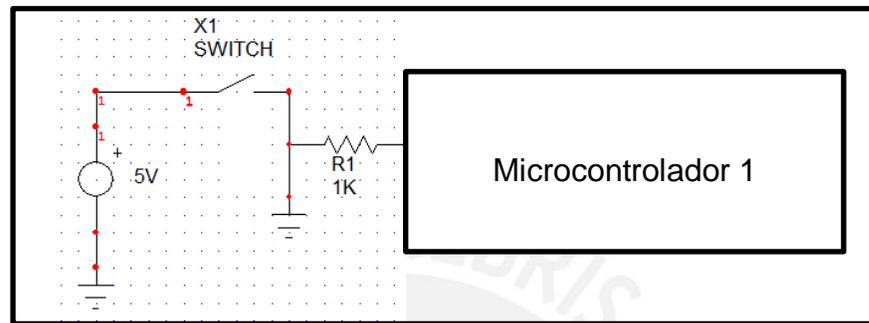


Figura 10. Circuito esquemático para el sensor de presencia

3.3.4 Interfaz de usuario

La interfaz de usuario va a permitir el ingreso de datos, así como la visualización de mensajes. En la tabla 1 se indican los números que el usuario debe ingresar dependiendo del ambiente que va a ser desinfectado. Además una vez seleccionado algún número se debe presionar “Enter” para empezar con la producción de ozono o “Menú” para regresar al menú principal y volver a ingresar algún número del 1 al 4.

Debido al requerimiento expuesto anteriormente se elige un teclado matricial de 4 x 4 con un total de 8 pines. Dicho teclado va conectado al microcontrolador 1. Para la lectura de los mensajes del sistema se utilizará un visualizador LCD de 2 líneas, puesto que se ha considerado mensajes no muy extensos capaces de entrar en un máximo de 2 líneas con 16 caracteres en cada una. Este visualizador tiene un total de 7 pines y se conectará al microcontrolador 1. Los diagramas de bloques se muestran las figuras 6 y 7.



Figura 11. Visualizador LCD de 2 líneas

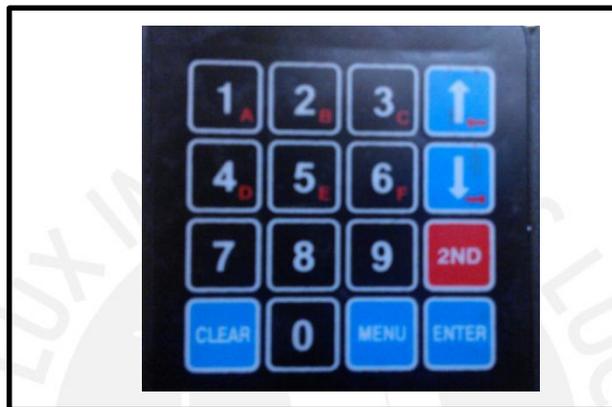


Figura 12. Teclado matricial 4x4

Las imágenes de la figura 13 han sido tomadas del programa VMLAB y muestran la secuencia de los mensajes del equipo antes de la generación de ozono y durante su producción.

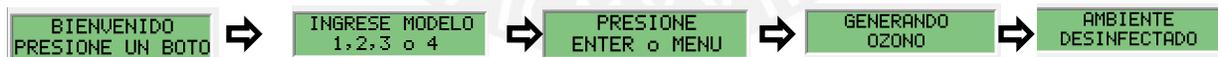


Figura 13. Secuencia de mensajes para el sistema generador de ozono

La figura 14 muestra el mensaje cuando se activa la interrupción, en este caso el sensor de presencia.



Figura 14. Mensaje para la interrupción cuando se activa el sensor de presencia

3.4 Etapa de potencia

En la etapa de potencia se implementa el circuito para alcanzar los altos valores de voltaje y llegar a la ruptura del dieléctrico del aire, que permiten la generación de ozono.

Para este propósito se utilizará un Flyback, siendo un dispositivo de transformación, que posee un elevado número de espiras en el lado secundario y permite alcanzar valores muy altos de voltaje (superiores a 10 000V), dependientes del voltaje y la frecuencia de oscilación en el lado primario, donde el número de espiras es mucho menor.

El voltaje de ruptura del dieléctrico del aire es de 3MV/m y considerando que la estructura del capacitor a fabricar será a base de un tubo de ensayo de vidrio, la máxima distancia entre los terminales de tierra y HV será de 0.5cm, por ello se requiere un valor aproximado de 15KV.

El Flyback a utilizar es de la marca PANASONIC y el modelo es el FCR29A001 que cumple con los voltajes que se requieren. La información con la que se cuenta es básicamente su diagrama de pines que se muestra a continuación.

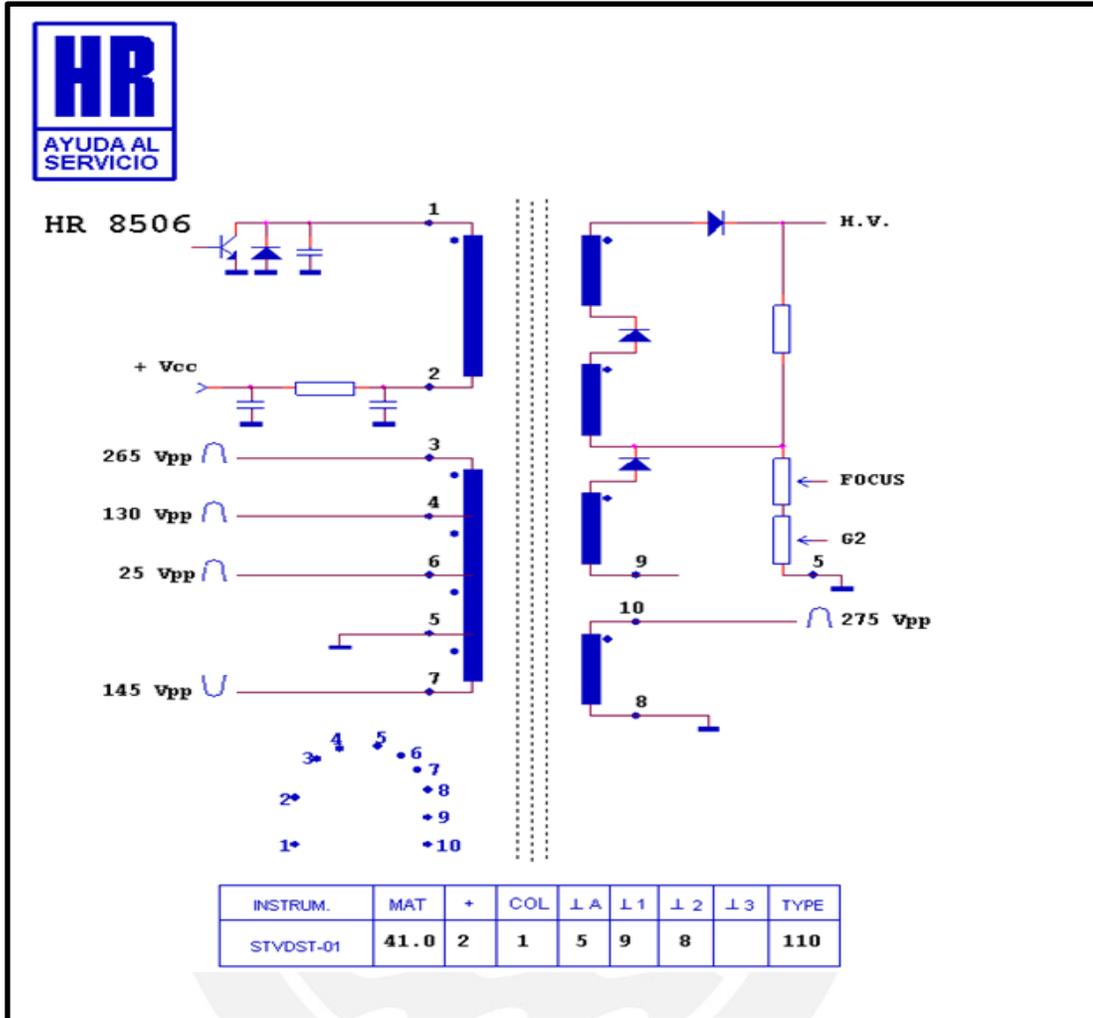


Figura 15. Diagrama de pines del Flyback modelo FCR29A001 [21]

De la figura 15 se puede verificar que en los pines 1 y 2 se ingresará el voltaje DC. En el lado secundario se unen los pines 9 y 10 a fin de tener el mayor numero de bobinas tomando como pines el HV y el pin 8. Debido a que no se cuenta con más información sobre la relación real de espiras en este Flyback, ni especificaciones técnicas del mismo se estimará una relación aproximada de 1:1000 para efectos de simulación. El valor real se verificará en el capítulo 4.

Anteriormente se indicó que mediante la lógica de control se conseguirá la señal cuadrada en altas frecuencias. Para esta etapa se necesita de un conmutador que actúe como corte o saturación, y accione de esta forma al Flyback.

Existen tres tipos de transistores de potencia, entre los que tenemos: bipolar, unipolar y el IGBT. El comportamiento de cada uno de ellos es similar a los transistores pudiendo actuar como switch en sus estados de corte o saturación, siendo controlados por una señal cuadrada. La figura 16 muestra un cuadro de comparación entre el IGBT y el MOSFET con valores de voltaje y rangos de frecuencia en los que operan.

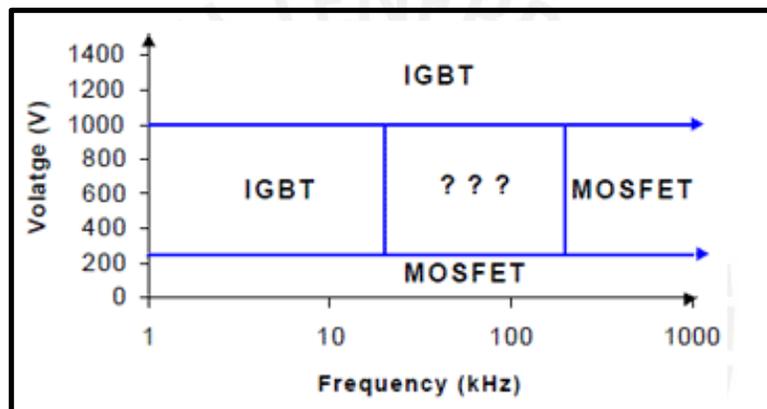


Figura 16. Rango de operación para los IGBT y los MOSFET [19]

Según la gráfica de la figura 16 se concluye que para altos valores de voltaje (mayores a 1000 Voltios) es preferible utilizar los IGBT, mientras que en voltajes medios los MOSFET presentan un mejor comportamiento para altas frecuencias (mayores a 1kHz).

La señal de control del sistema generador de ozono operará en un rango de frecuencias entre 1kHz-10 kHz, pues en este rango de frecuencias los flyback tienen el mayor valor de voltaje a su salida [21] y la diferencia de potencial entre sus terminales será de 24VDC. Por tanto, el dispositivo elegido es el MOSFET.

Una vez elegido el MOSFET, se procede a elegir el modelo. Si bien, hay una gran variedad de modelos, cada uno difiere principalmente en la variación de la corriente de

drenaje y la diferencia de potencial. Comercialmente en nuestro medio tenemos los siguientes modelos IRFP250, IRF530, IRF510, IRF530, IRF540, IRF610, IRF630, IRF640, IRF720, IRF730, IRF740, IRF830, etc.

La tabla 3 muestra las características principales para cada modelo de MOSFET enunciado previamente.

Tabla 3

Cuadro comparativo para especificaciones técnicas de 7 modelos de MOSFETs

MODELO	Id (A)	Vds (V)	Rds (Ohmios)
IRFP250	33	200	0.085
IRF530	14	100	0.16
IRF520	10	100	0.27
IRF630	9	200	0.35
IRF620	6	200	0.8
IRF730	5.5	400	1
IRF720	3.3	400	1.8

Mientras más alto sea el valor permitido para la corriente de drenaje (Id) menos se calentará el MOSFET, por ende va a operar de manera mas eficiente, pues no hay pérdida de energía por calor. Ver ANEXO 1 para más detalles.

3.4.1 Diseño del circuito de potencia

Este circuito estará conformado por el MOSFET, el flyback y el condensador ubicado en el lado secundario. Se requiere que el flyback reciba los pulsos de voltaje de 24VDC. Para esto se necesita de un sistema que funcione como switch entre el

microcontrolador y el flyback. Esta función es realizada por el MOSFET y el transistor siendo ambos llevados a estado de corte y saturación.

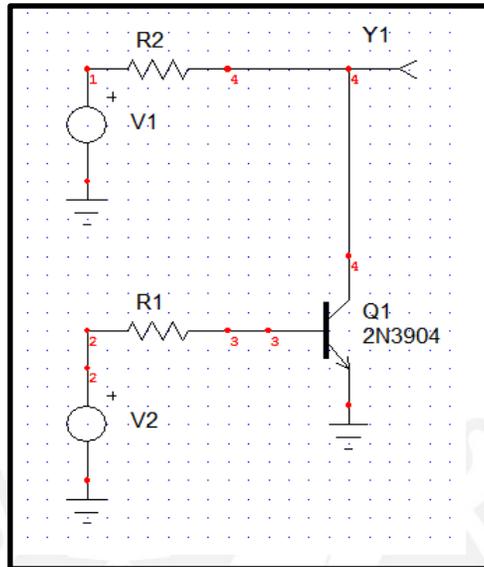


Figura 17. Diseño del circuito para el transistor 2N3904

En el gráfico de la figura 17 se puede observar que el transistor Q1 es llevado a estado de corte y saturación debido al voltaje en la fuente V2, la misma que proviene del microcontrolador (señal cuadrada de control).

Cuando el voltaje en la base es $V2=0V$ el transistor está en estado de corte, por ello no hay paso de corriente entre el colector y emisor, por tanto $Y1=V1$. Cuando el voltaje en la base es $V2=5V$ el transistor estará en estado de saturación y el circuito simplificado es:

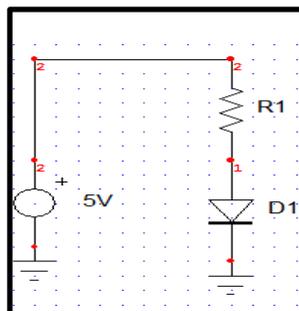


Figura 18. Circuito simplificado del transistor 2N3904 en estado de saturación

$$V = IR$$

$$5V - 0.7V = 1mA \times R1$$

$$R1 = 4.7K$$

El voltaje en el diodo se aproxima a 0.7V. Se busca fijar un valor de corriente (I) aproximado a 1mA en la base, esto para evitar flujo innecesario de corriente en esta etapa. Por ello al estimar dicho valor de corriente el valor de la resistencia R1 se aproxima a 4.7K.

La fuente V1 se utilizará para la alimentación del MOSFET (V_{GS}). Para que el MOSFET pase a estado de corte o saturación se necesita que el valor de voltaje en el pin "Gate" cumpla con lo especificado en el detalle técnico de dicho MOSFET IRFP250. Dependerá básicamente del valor V_{GS} (+/- 20V).

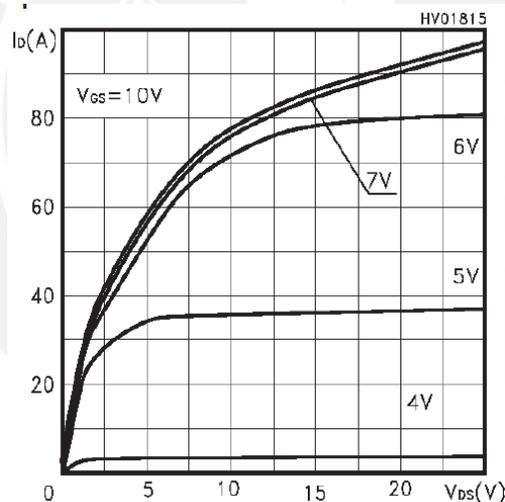


Figura 19. Curva I_D vs V_{DS} para diferentes valores de V_{GS} en el MOSFET IRFP250P

Fuente: www.alldatasheet.com/Irfp250

De la figura 19 se puede verificar que a mayores valores del V_{GS} el equipo puede soportar mayores valores de corriente I_D . Es por ello que se buscará que el V_{GS} sea mayor a 10V. Por tanto para V1 se utilizará una fuente de 12V.

El diseño del circuito del MOSFET es bastante similar al del transistor Q1 (figura 17). Para que el MOSFET se encuentre en estado de saturación o corte se necesitan valores específicos de voltaje en el pin Gate y dependen del modelo. El MOSFET IRFP250 tiene una impedancia de entrada muy alta y una de salida bastante baja, por ello el valor de R2 puede ser bastante variable, sin embargo por lo menos mayor a 1K, en este caso utilizaremos una resistencia de 10K. El valor de la fuente V1 = Y1=12V (voltaje de llegada desde el transistor, figura 17). La fuente V3 deberá suministrar el voltaje y corriente al lado primario del Flyback.

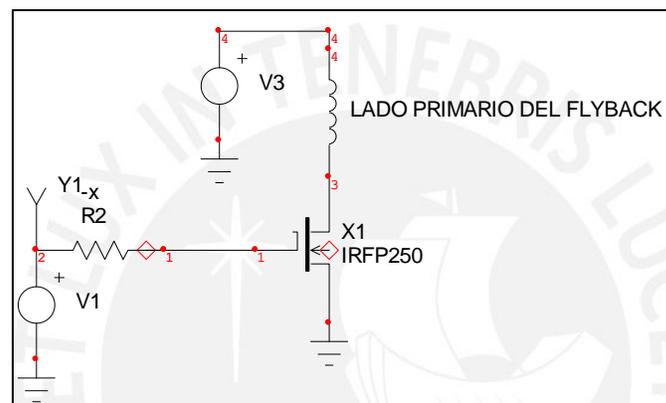


Figura 20. Diseño del circuito para el MOSFET IRFP250

Por último, los altos valores de voltaje (HV) se conectarán a un condensador, esto con el fin de almacenar la energía suficiente que no permita una caída de voltaje debido a la onda cuadrada oscilante. El condensador real se aproxima a un circuito con un valor de capacitancia y resistencia en paralelo. Si se aplica una onda cuadrada se tendrán dos etapas, una de carga y otra de descarga.

Lo que se busca es un valor que permita una lenta descarga para poder mantener el alto voltaje durante todo el período, es por ello que los valores de C y R deben tener relación con la curva de descarga del condensador.

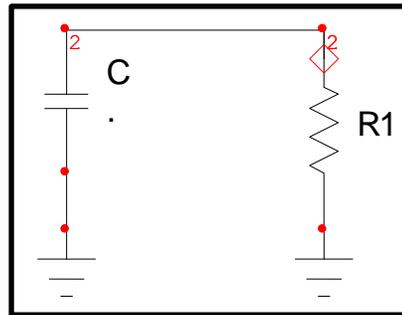


Figura 21. Circuito de descarga de un condensador

La caída de voltaje de un capacitor es exponencial y está dado por la siguiente fórmula:

$$V_C = V \epsilon^{-\frac{t}{\tau}}$$

Donde:

V_C = Voltaje inicial en el condensador

$\tau = R \times C$

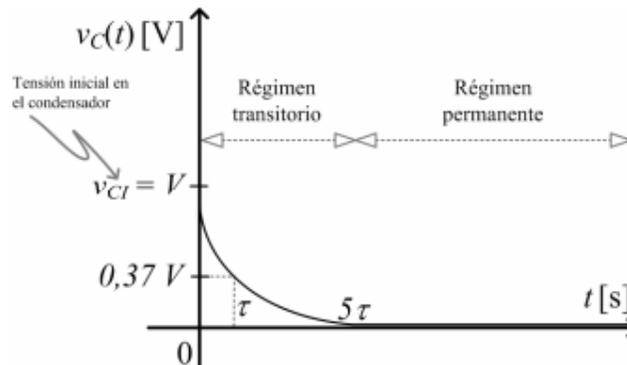


Figura 22. Curva de Voltaje vs Tiempo para la descarga de un condensador [18]

En la figura 22 pueden verificarse dos zonas, la primera es el régimen transitorio y es la zona donde se aprecia la caída exponencial del voltaje. La segunda es el régimen permanente y es donde prácticamente el condensador está completamente descargado.

La simulación a realizar será para un valor de frecuencia de 1 kHz, ello implica un período de 1ms. También el valor del alto voltaje será de 10KV. La frecuencia cuadrada tiene una etapa de alta y otra de baja, lo que se busca es que durante la etapa de baja, el condensador no se descargue completamente y mantenga los valores de voltaje por lo menos a la mitad.

$$\tau = RC$$

$$\tau = RC = 0.37 V = 0.37 \times 10KV = 3.7KV$$

$$3.7KV = 1M\Omega \times C$$

$$C = 50pF$$

De la figura 22 podemos verificar que para un tiempo $t=RxC$ el valor del voltaje es de $0.37xV_c$, ello sería $0.37x10KV=3.7KV$ Lo que buscaremos es que la etapa de baja sea similar al tiempo t , por ello si tenemos un período de 1ms la etapa de baja será de 0.5ms. En dicho tiempo el valor de voltaje debe caer hasta un máximo de 3.7KV.

Se conoce que $t=RxC=0.5ms$, estimamos que el valor de la resistencia del condensador será de 1M, por ello resolviendo la ecuación el valor de $C=50pF$. Incrementando el valor de R o C prolongaremos la caída del voltaje en el condensador, esto significa que al finalizar los 0.5ms el valor de voltaje será mayor a 3.7KV. Es por ello que tomaremos como valor final para $C=200pF$. Con los valores finales para el 17 se realizaron las simulaciones de las ondas de voltaje mostradas en las figuras 23, 24 y 25.

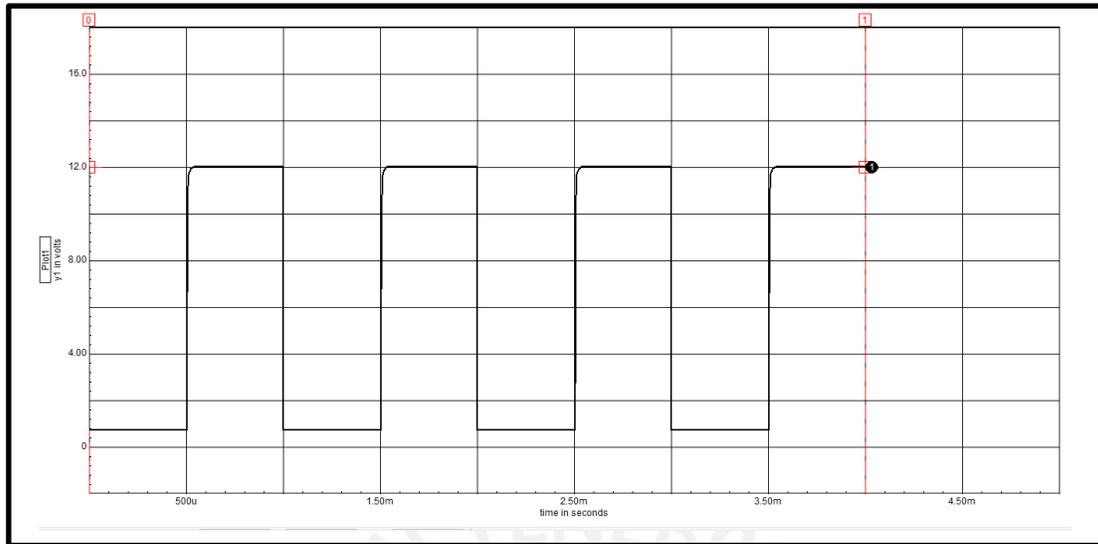


Figura 23. Curva de Voltaje (V) vs Tiempo (ms) para la onda cuadrada al ingreso del MOSFET X1

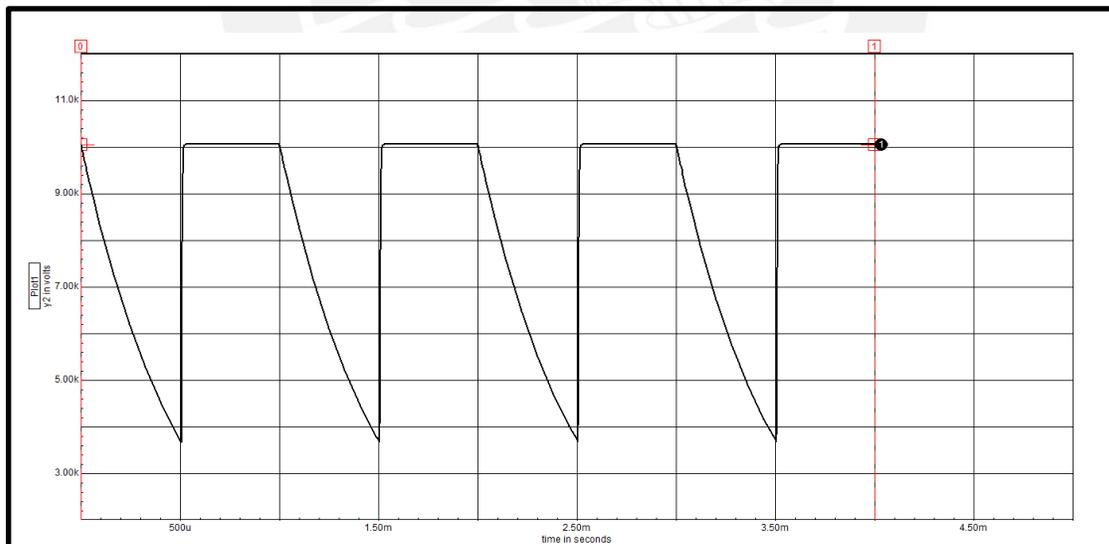


Figura 24. Curva de Voltaje (KV) vs Tiempo (ms) para el capacitor de 50pF

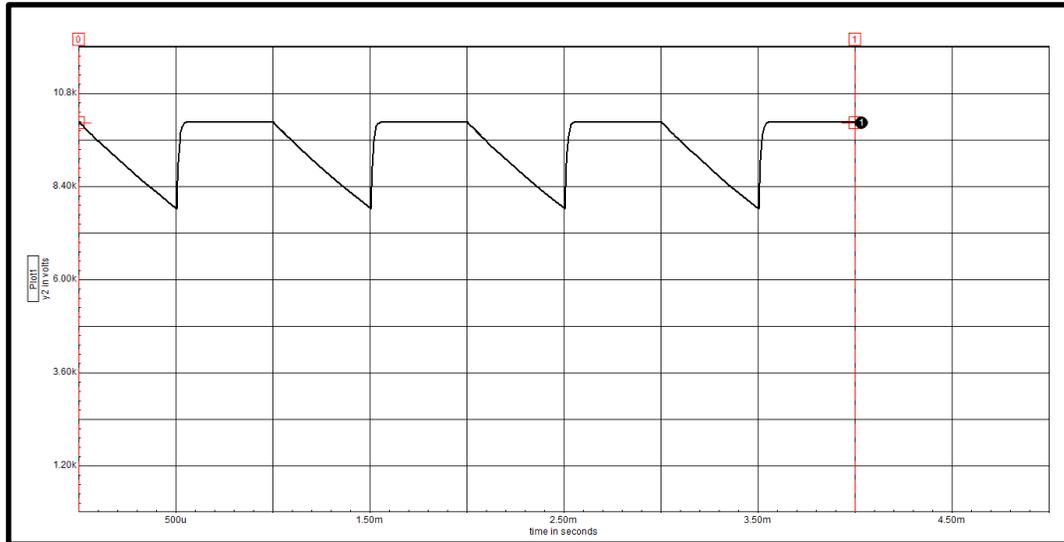


Figura 25. Curva de Voltaje (KV) vs Tiempo (ms) para el capacitor de 200pF

La figura 23 muestra la onda cuadrada de 12V que ingresará al MOSFET X1. Las figuras 24 y 25 son las gráficas obtenidas por simulaciones para valores de capacitancia de 50pF y 200pF. Se puede verificar que para el mayor valor de capacitancia la caída de voltaje es menor en el mismo período.

3.4.2 Selección del condensador

Según lo especificado anteriormente se buscará fabricar un condensador con un valor de capacitancia de 200pF. Dentro de los modelos a fabricar se tienen tres tipos: condensador de placas paralelas, condensador esférico y condensador cilíndrico.

Lo que se busca es un capacitor con una forma geométrica que permita el ingreso del oxígeno en uno de sus lados, por tanto se descarta el modelo del condensador esférico. Si bien es posible utilizar el condensador con placas paralelas, uno de sus principales inconvenientes es el efecto borde, problema que se resuelve con el modelo cilíndrico.

El valor de capacitancia para el condensador cilíndrico es como sigue:

$$C = \frac{2\pi L \epsilon_0}{\ln\left(\frac{b}{a}\right)} \quad [18]$$

Donde:

- C : Es la capacitancia en Faradios.
- L : Longitud del cilindro en metros.
- ϵ_0 : Constante ($8.85 \times 10^{-12} \text{ C}^2/\text{Nm}^2$)
- a : Radio interno en metros.
- b : Radio externo en metros.
- k : constante del dieléctrico

El valor de su resistencia es la siguiente:

$$R = \frac{\rho \ln\frac{b}{a}}{2\pi L} \quad [18]$$

Donde:

- R : Resistencia del dispositivo en ohmios.
- L : Longitud del cilindro en metros.
- a : radio interno en metros.
- b : Radio externo en metros.
- ρ : Resistividad del dieléctrico

El capacitor cilíndrico esta hecho en un tubo de vidrio (el que se utiliza en los laboratorios) y como electrodo positivo tendremos el cable de HV del flyback a lo largo de la parte central del tubo, mientras que el electrodo negativo estará representado por una malla que recubrirá el tubo de vidrio. El diseño del condensador se puede definir

como dos condensadores en serie, uno con el dieléctrico del aire y otro con el dieléctrico del vidrio.

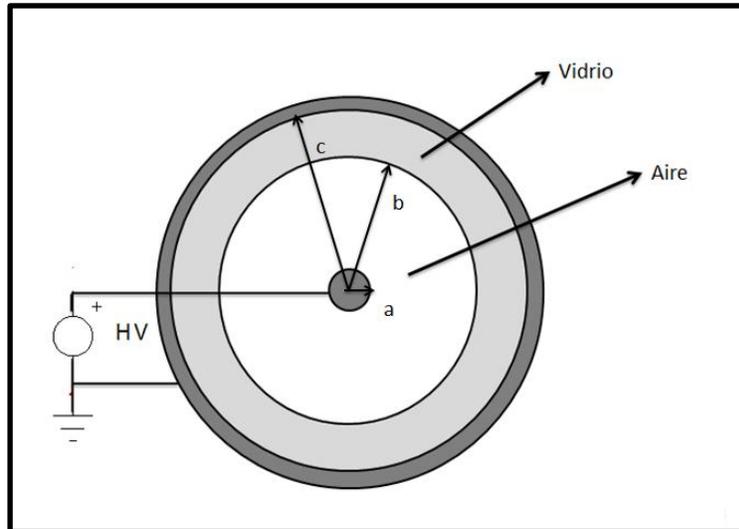


Figura 26. Corte axial del condensador cilíndrico con dos dieléctricos: aire y vidrio (fuente propia)

Ya definido el valor de la capacitancia y la geometría del condensador procederemos a construirlo. Contamos con la siguiente información:

Capacitancia	: 200pF
Radio interno (a)	: 1mm
Radio externo1 (b)	: 4mm
Radio externo2 (c)	: 5mm
Ke	: Constante de coulomb ($8.85 \times 10^{-12} \text{ C}^2 / \text{Nm}^2$)
K aire (k1)	: 1 (aproximado)
K vidrio (k2)	: 5.6

Solo faltaría conocer el valor de la longitud del dieléctrico (L). Según la figura 26 tenemos un condensador cilíndrico con dos dieléctricos, uno es el aire y otro es el vidrio. La ecuación simplificada para un condensador con dos dieléctricos en serie es la siguiente:

$$C = \frac{2\pi\epsilon_0 L}{\left[\frac{1}{K_1} \ln\left(\frac{b}{a}\right) + \frac{1}{K_2} \ln\left(\frac{c}{b}\right)\right]} \quad [18]$$

$$200\text{pF} = \frac{2\pi\epsilon_0 L}{\left[\ln\left(\frac{4}{1}\right) + \frac{1}{5.6} \ln\left(\frac{5}{4}\right)\right]}$$

$$L = 4.96\text{m}$$

Con dicho valor de longitud L cumpliríamos con un valor de capacitancia de 200pF, sin embargo físicamente no es viable de implementar debido a lo largo de la longitud. Para el caso experimental se utilizó un tubo de ensayo con longitud de 20cm, ello permite tener una capacitancia aproximada de 7pF.

3.4.3 Selección del disipador

Una de las características de los MOSFET es que gran parte de su potencia es convertida en calor, es por eso y por ello pueden dañarse si llegan a temperaturas muy altas. Se realizará el cálculo necesario para determinar si se requiere de un disipador, para esto se necesita determinar las pérdidas en conducción, que están dadas por la siguiente fórmula:

$$P_c = I_o^2 \times D \times R_{ds(on)} \quad [23]$$

Donde "I_o" es pico del pulso de corriente, R_{ds(on)} la resistencia drenador-surtidor del transistor en conducción, y D el ciclo de trabajo.

La $R_{ds(on)}$ debe ser la que corresponde a la corriente y temperatura de trabajo, que se obtiene multiplicando la $R_{ds(on)}$ calculada para la corriente de trabajo con la curva del transistor (Figura 27) y multiplicándola por la relación entre los coeficientes obtenidos en la curva normalizada de resistencia vs. temperatura (Figura 28) para 150°C y la temperatura de juntura a la que queremos que opere el transistor, en nuestro caso menos de 100°C .

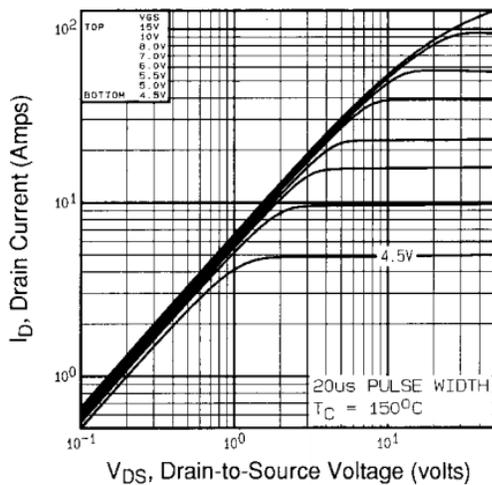


Figura 27. Características típicas de salida del MOSFET IRFP250

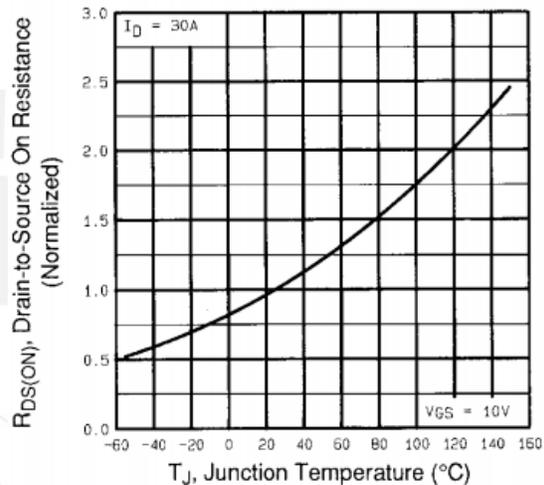


Figura 28. Resistencia normalizada $R_{ds(on)}$ vs Temperatura de unión ($^{\circ}\text{C}$)

Las pérdidas de conmutación más significativas están dadas por la siguiente fórmula:

$$P_{sw} = 0.5 \times V_{in} \times I_o \times f_{sw} \times (t_r + t_f) \quad [23]$$

Donde V_{in} es la tensión de entrada, I_o es la corriente de salida, f_{sw} la frecuencia de conmutación, t_r y t_f los tiempos de conmutación de subida y bajada (entrada y salida de conducción).

Se procede entonces a calcular las pérdidas totales para un transistor IRFP250 operando a una tensión de 24V_{cc} , una $I_o=2\text{A}$, a una frecuencia de 3KHz con un pulso

activo de $170\mu\text{s}$, una tensión del Gate de 10V , temperatura de juntura de 100°C , y para una temperatura máxima en el ambiente de 35°C .

De la figura 27 se determina que para $I_d=2\text{A}$ y $V_{gs}=10\text{V}$, la caída de tensión drenador-surtidor es $V_{ds}=0.3\text{V}$, a 150°C de juntura.

La $R_{ds(on)}$ para esa corriente y temperatura es

$$R_{ds(on)} = \frac{0.3\text{V}}{2\text{A}} = 0.15\ \Omega$$

La resistencia normalizada en la figura 27 para 150°C de juntura es ≈ 2.4 , y para 100°C ≈ 1.75 . La resistencia a 100°C de juntura sería:

$$R_{ds(on)} = \frac{1.75}{2.4} \times 0.15\ \Omega = 0.109\ \Omega$$

El ciclo de trabajo para el ejemplo es:

$$D = \frac{t}{T} = t \times f = 170\mu\text{s} \times 3\text{KHz} = 0.51$$

Las pérdidas en conducción son:

$$P_c = I_o^2 \times D \times R_{ds(on)}$$

$$P_c = (2\text{A})^2 \times 0.51 \times 0.109\ \Omega = 0.222\text{W}$$

Las pérdidas de conmutación son:

$$P_{sw} = 0.5 \times V_{in} \times I_o \times f_{sw} \times (t_r + t_f)$$

$$P_{sw} = 0.5 \times 24\text{V} \times 2\text{A} \times 3\text{KHz} \times (86\text{ns} + 62\text{ns}) = 0.011\text{W}$$

Las pérdidas totales serán entonces:

$$P_t = P_c + P_{sw} = 0.222W + 0.011W = 0.233W$$

Se requiere entonces calcular la temperatura estimada a la cual llega el MOSFET con dicha potencia de trabajo.

$$T_j \text{ estimada} - T_a = P \times R_{th t}$$

Donde:

T_a : Temperatura de ambiente

P : Potencia consumida del componente

$R_{th t}$: Resistencia térmica total entre la unión y el aire del ambiente.

Aplicando la fórmula anterior con los valores determinados, tenemos que:

$$T_j \text{ estimada} = 35^\circ C + 30^\circ \frac{C}{W} \times 0.233W = 42^\circ C$$

Al ser un valor bastante bajo, podemos notar que no necesitará un disipador, pues dicho valor está muy lejano a la temperatura máxima de la unión ($150^\circ C$), sin embargo hay que considerar que la temperatura de ambiente puede incrementar, además la figura 28 muestra la gráfica de la resistencia normalizada para 33A, en este caso solo se están utilizando 2A, por ello como medida preventiva se colocará un disipador de tamaño mediado a cada MOSFET. Comercialmente el disipador mostrado en la figura 29 tiene un bajo costo con una resistencia térmica de disipación mayor a $20^\circ C/W$.

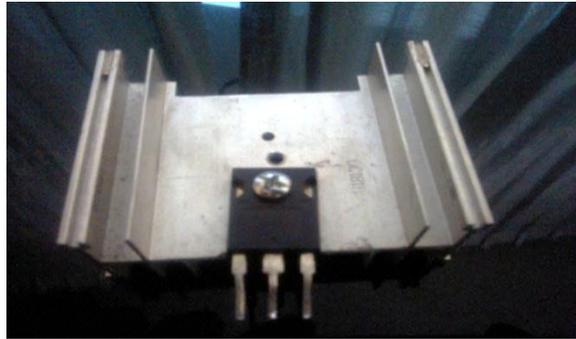


Figura 29. Disipador de calor colocado en el MOSFET IRFP250

3.5 Fuente de Voltaje

Por los requerimientos del sistema a fabricar se opta por utilizar dos fuentes de voltaje. Una de 24V/2A otra con 12V/1A. Como se detalló previamente la fuente de 24V es para la alimentación del lado primario del Flyback, mientras que la fuente de 12V es para la alimentación del pin Gate de los MOSFETs.

Faltaría una fuente de 5V para la etapa de control, esto es, microcontroladores, visualizador LCD y sensores. Una opción es comprar una fuente de 5V, sin embargo es posible obtener 5V a partir de 12V. Para esto se requiere de un regulador que junto a otros componentes electrónicos permite una salida de 5V para una entrada de 12V. El regulador a utilizar es el LM7805.

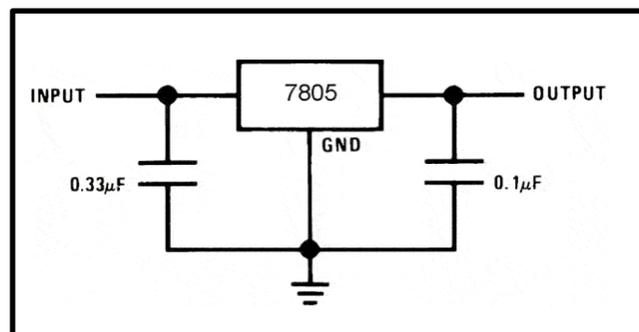


Figura 30. Modelo común para la fabricación de una fuente de 5V utilizando el regulador LM7805 (ANEXO IV)

El diagrama esquemático de la figura 30 se ha tomado a partir de las hojas de los datos técnicos del regulador LM7805. El valor de la entrada de voltaje es de 5 a 18V y el valor de salida es de 5V. Ello es posible debido a que la fuente a utilizar es la de 12V. Solo se necesita de dos condensadores con valores 0.33uF y 0.1uF además del regulador LM7805.

3.6 Diagramas esquemáticos

Finalmente luego del análisis para la etapa de control y la etapa de potencia se procede a realizar los circuitos esquemáticos para la fabricación de las tarjetas con los valores de los componentes hallados previamente.

Se implementarán tres tarjetas, la primera para la etapa de control, la segunda para la etapa de potencia y la tercera para la fuente de 5V. Para realizar el diagrama esquemático y el diagrama del circuito impreso se utilizó el programa Eagle® V6.5.0.

3.6.1 Diagrama esquemático para la etapa de control

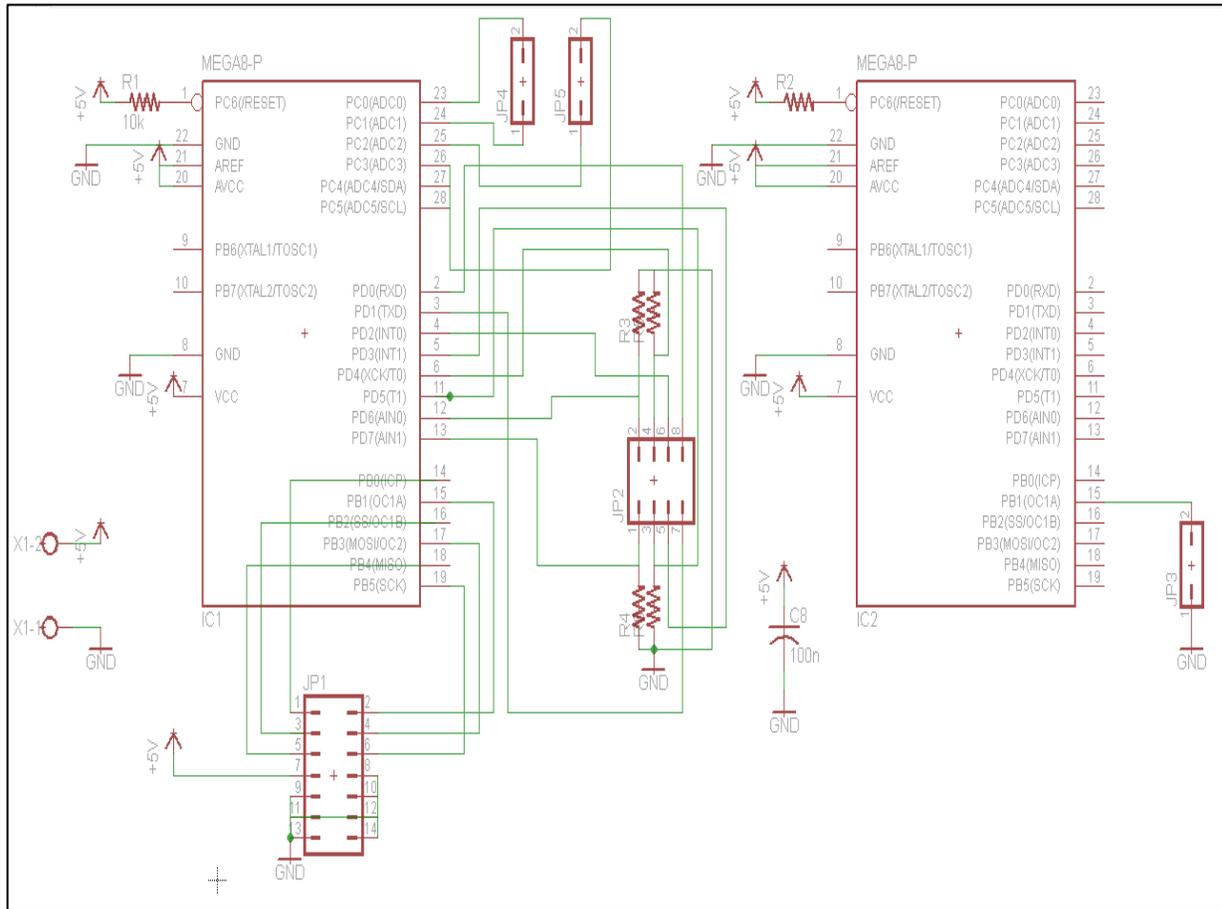


Figura 31. Diagrama esquemático la etapa de control

En la tabla 4 se detalla las conexiones de entrada y salida para ambos microcontroladores del diagrama de control. Ambos tienen 5V como voltaje de alimentación. Además se está considerando un Jumper como entrada para el sensor de ozono y otro para el sensor de presencia. Asimismo 3 jumpers de salida para cada uno de los MOSFET, esto es, ON/OFF sensor de ozono, ON/OFF sensor de presencia y ON/OFF de la onda cuadrada. Por último un jumper de entrada de 14 pines para el visualizador LCD y uno de 8 pines para el teclado matricial 4x4.

Tabla 4

Cuadro de señalización para las borneras y jumpers de entradas y salidas en la etapa de control

Microcontrolador	Puerto	Descripción	Conector
N° 1	Entrada	Teclado matricial 4x4	JP2
		Sensor de ozono	JP4
		Sensor de presencia	
		VCC y GND	X1
	Salida	Visualizador LCD	JP1
		ON/OFF sensor de ozono ON/OFF sensor de presencia	JP5
N° 2	Entrada	VCC y GND	X1
	Salida	Onda cuadrada	JP3

3.6.2 Diagrama esquemático para la etapa de potencia

La etapa de potencia tiene 2 Jumpers de entrada. Uno tiene las dos señales ON/OFF activadas por el sensor de ozono y sensor de presencia, mientras que el segundo Jumper es para la onda cuadrada de alta frecuencia. Asimismo cada señal se conecta a un transistor y este a un MOSFET. Por último hay 2 fuentes de entrada, una de 12V y otra de 24v, además hay una bornera para la conexión del lado primario del Flyback.

Tabla 5

Cuadro de señalización para las borneras y jumpers de entradas y salidas en la etapa de potencia

Puerto	Descripción	Conector
Entrada	Onda cuadrada	JP1
	ON/OFF sensor ozono ON/OFF sensor de presencia	JP2
	Fuente de 12V	X3
	Fuente de 24V	X2
	Salida	Lado primario del Flyback

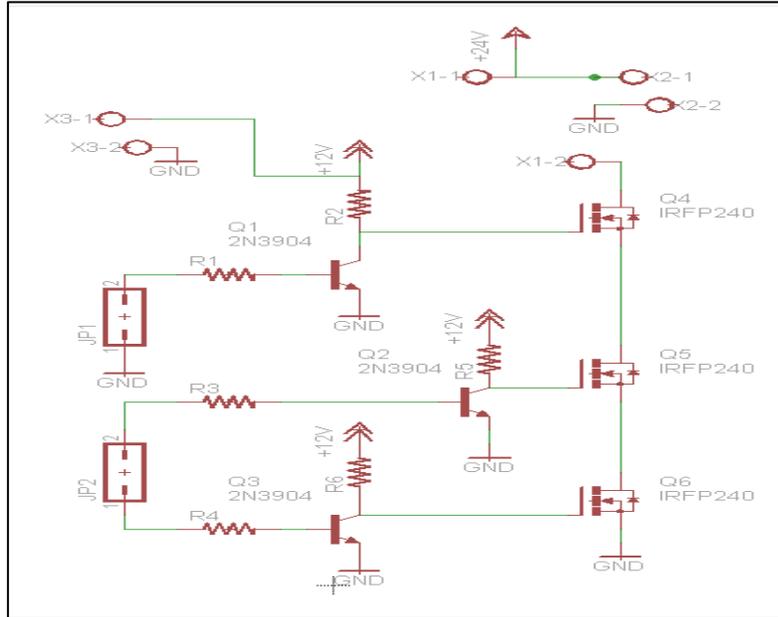


Figura 32. Diagrama esquemático la etapa de potencia

3.7 Diagramas del circuito impreso

3.7.1 Diagrama del circuito impreso de la etapa de control

El circuito impreso para la etapa de control se fabricó considerando todos los requerimientos vistos anteriormente. Los valores de cada componente pueden ser verificados en la Tabla 6.

Tabla 6

Diagrama de circuito impreso para la etapa de control

Componte	Valor
R1	10K
R2	10K
R3	10K
R4	10K
R5	10K
R6	10K
C8	100nF

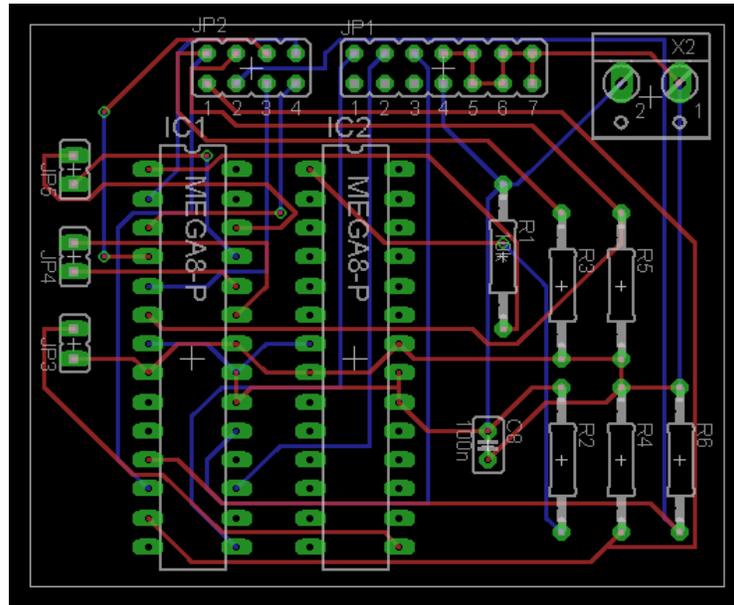


Figura 33. Diagrama del circuito impreso para la etapa de control

3.7.2 Diagrama del circuito impreso de la etapa de potencia

El circuito impreso para la etapa de potencia se fabricó considerando todos los requerimientos vistos anteriormente. Los valores de cada componente pueden ser verificados en la tabla 7.

Tabla 7

Diagrama de circuito impreso para la etapa de potencia

Comparte	Valor	Comparte	Valor
R1	4.7K	Q1	2N3094
R2	4.7K	Q2	2N3094
R3	4.7K	Q3	2N3094
R4	10K	Q4	IRFP250
R5	10K	Q5	IRFP250
R6	10K	Q6	IRFP250

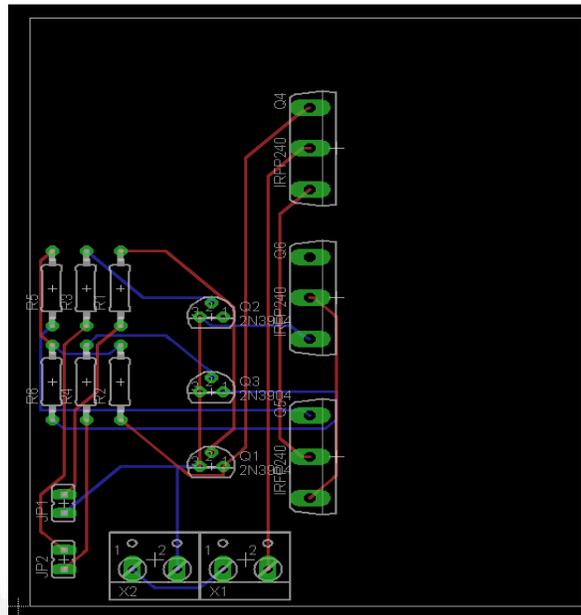


Figura 34. Diagrama del circuito impreso para la etapa de potencia

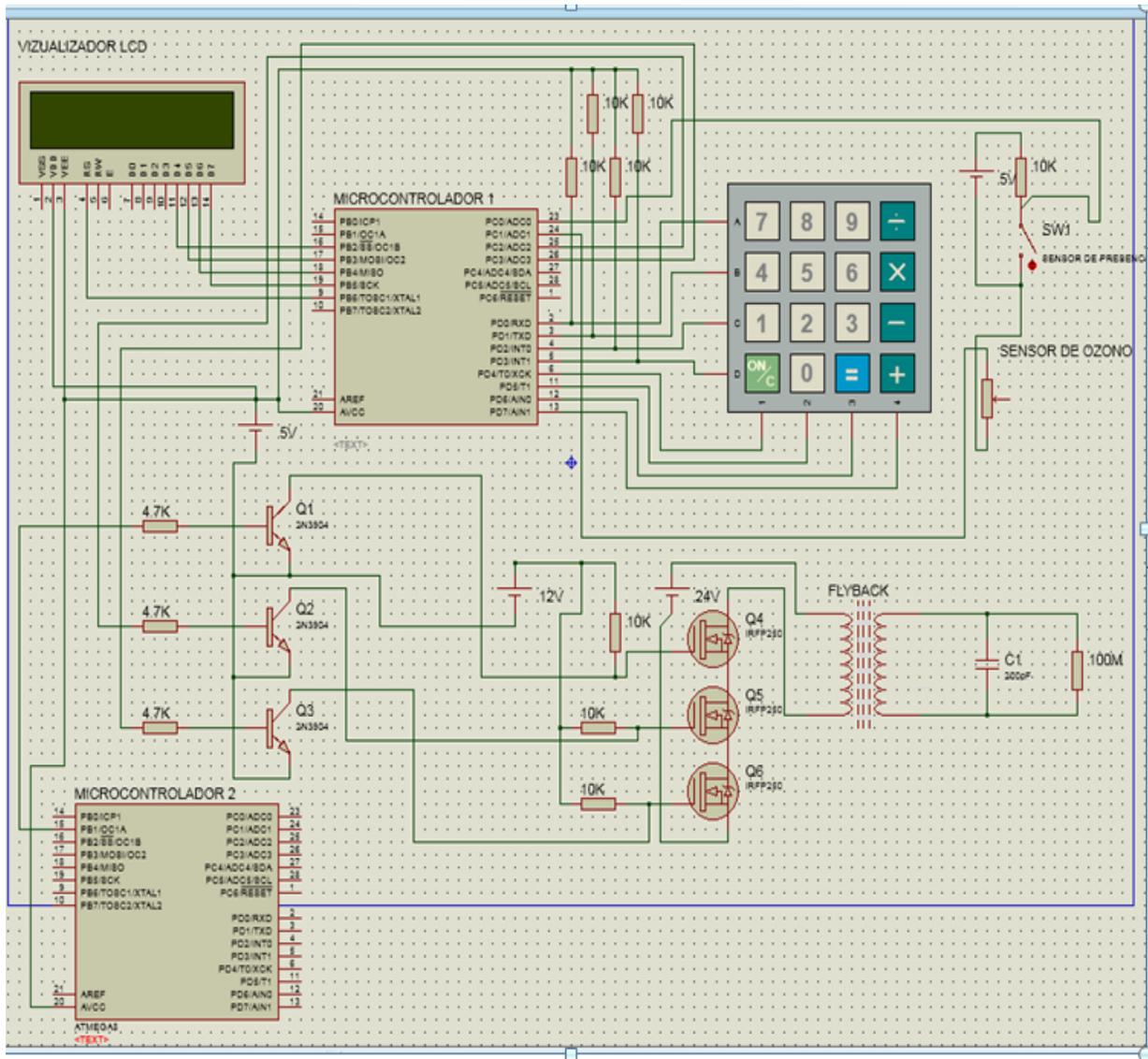


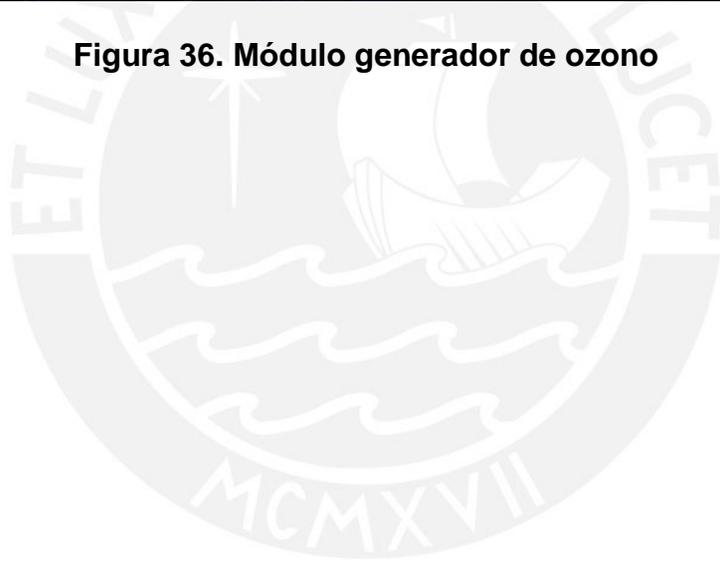
Figura 35. Diagrama general del sistema generador de ozono

3.8 Presupuesto

COSTOS DE MATERIALES E INSUMOS			
Descripción	Cantidad	Precio Unitario (S/.)	Precio Total (S/.)
Resistencia 10K	6	0.10	0.60
Resistencia 4.5K	6	0.10	0.60
Condensador de 100nF	2	0.10	0.20
Condensador 0.33uF	1	0.10	0.10
Teclado matricial 4x4	1	5.00	5.00
Visualizador LCD de 16x2	1	1.00	1.00
Bornera de dos entradas	3	1.00	3.00
Jumper de 2 filas	1	1.00	1.00
Jumper de 1 fila	1	1.00	1.00
Microcontrolador Atmega 8	2	21.00	42.00
Transistor 2N3904	3	0.30	0.90
Disipador para MOSFET	3	5.00	15.00
Mosfet IRFP250	3	5.00	15.00
Switch de Neón	2	1.50	3.00
Plance de melamine de 2mx1.5m	1	52.00	52.00
Pegamento para madera (frasco de 1/4L)	1	3.50	3.50
Manija color negro	1	0.50	0.50
Bisagra dorada x2 (incluye tornillos para anclaje)	1	1.50	1.50
10m de cable AWG22	1	5.00	5.00
10m de cable AWG16	1	10.00	10.00
Plancha de acrílico de 1m x 1m	3	20.00	60.00
Fuente de 24V/2ª	1	65.00	65.00
Fuente de 12V/1ª	1	40.00	40.00
Tubo de ensayo de 1.2cm de diámetro	1	0.50	0.50
Alquiler del balón de oxígeno de 2000L con regulador para salidas menores de 15L/min por 1 mes	1	120.00	120.00
Manguera para conexión a regulador de flujo del balón de oxígeno	1	10.00	10.00
Fabricación de tarjeta de control	1	15.00	15.00
Fabricación de tarjeta de potencia	1	15.00	15.00
Fabricación de tarjeta para regulación de voltaje 5V	1	10.00	10.00
Malla de metal, plancha de 1mx1m	1	2.00	2.00
COSTOS DE MANO DE OBRA			
Costo de mano de obra: incluye tiempo de investigación y fabricación del equipo			2,500.00
		TOTAL	2,998.40



Figura 36. Módulo generador de ozono



CAPITULO 4: PRUEBAS Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

En el presente capítulo se muestran los resultados obtenidos a partir de la implementación del sistema generador de ozono considerando todos los cálculos del diseño obtenidos en el capítulo anterior para la etapa de potencia y etapa de control.

4.1 Mediciones para la etapa de control

En la etapa de control se genera la señal cuadrada para frecuencias mayores a 1 kHz con picos de 5V para la salida del microcontrolador. Se midió el voltaje a la salida del microcontrolador. Para esto se utilizó una punta de osciloscopio junto al programa Multi Analyser V3.5.6.8. La frecuencia a la que se midió el voltaje fue de 3 kHz.

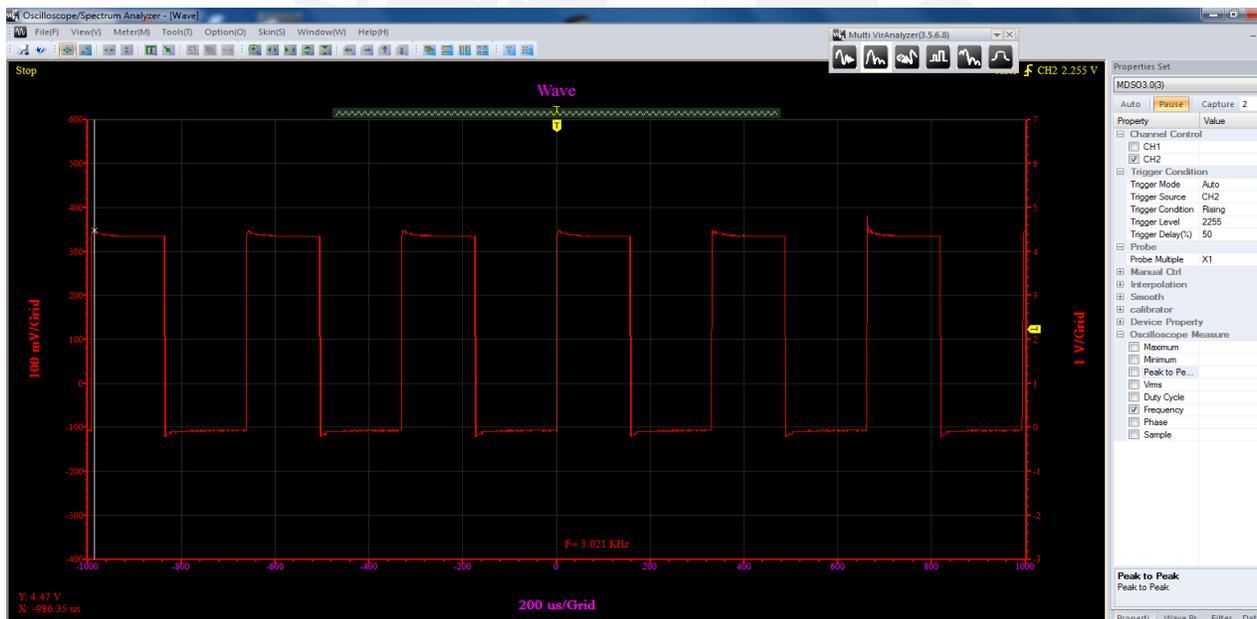


Figura 37. Gráfica de la onda cuadrada tomada del pin PB1 a la salida del microcontrolador 2

4.2 Mediciones para la etapa de potencia

En la etapa de potencia se obtendrán valores de voltaje superiores a 10KV, los que dependen del valor de la frecuencia de la onda y el voltaje en el lado primario del Flyback. Para medir los KV se utilizó el multímetro Fluke 287 con una sonda de alta tensión Fluke 80K.

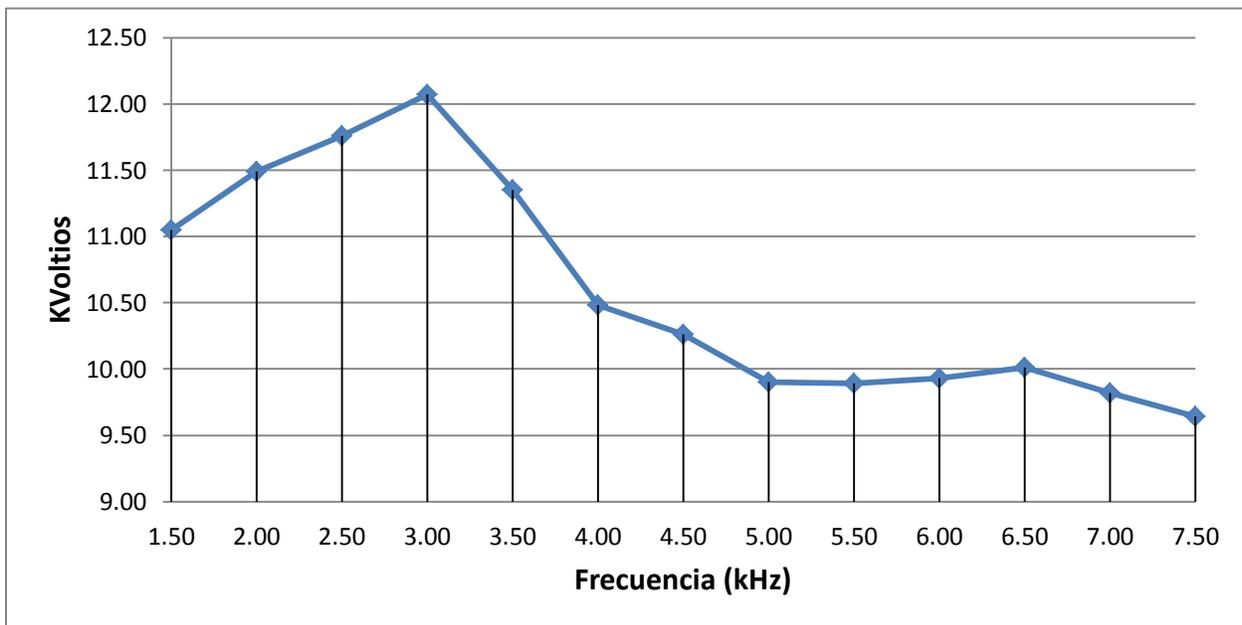


Figura 38. Gráfica de KV vs Frecuencia (kHz) con los valores tomados en el multímetro Fluke 287

La figura 38 muestra una gráfica de KV vs Frecuencia. Esta gráfica se construyó midiendo los valores en el lado secundario del Flyback bajo distintos valores de frecuencia de la onda provenientes del microcontrolador 2.

Se pueden apreciar dos zonas. La primera en el rango de 1.5 kHz -3 kHz presenta un comportamiento aproximadamente lineal y para el valor de 3Khz se tiene el máximo pico de voltaje. En la segunda zona comprendida entre 3 kHz -7.5 kHz los valores de

KV no guardan ninguna proporcionalidad con la frecuencia siendo prácticamente aleatorios.

Por lo visto anteriormente se utilizará la frecuencia de 3 kHz para la generación de ozono puesto que a dicha frecuencia se tiene el mayor valor de KV, esto es 12KV.

4.3 Mediciones de la concentración de ozono

Para medir la concentración de ozono se utilizó el sensor MQ131. La concentración de ozono va a depender del espacio donde se generará. Para esto se han fabricado tres cajas de material acrílico, cada una con un volumen distinto. La Tabla 8 muestra los valores para las aristas y volúmenes de cada caja respectivamente. La caja será una representación a escala de un ambiente hospitalario.

Tabla 8
Medidas para las aristas de cada caja de material acrílico

Caja	Largo(cm)	Ancho(cm)	Alto(cm)	Volumen(cm ³)
A	20	10	10	2000
B	20	20	10	4000
C	30	30	30	27000

La escala dependerá del volumen total de la caja, para efectos prácticos se estima que una sala de operaciones, por ejemplo tiene por aristas 5mx5mx3m, por ende tomando la caja más grande la escala aproximada sería: 1:14000. Si bien en cada caja se podrá obtener la misma concentración de ozono van a diferir en el tiempo de llegada, esto pues a mayores volúmenes de caja hay más presencia de aire y por ende la concentración en ppb de ozono será menor en el mismo tiempo para cada caja.

El experimento consiste en colocar el sensor de ozono dentro de cada caja acrílica. En una de las caras se hará un hueco para ingresar el condensador cilíndrico conectado

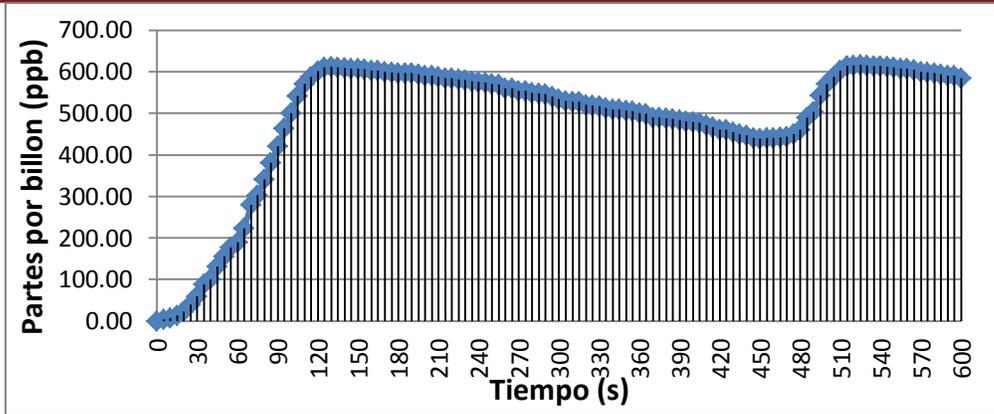
debidamente al Flyback. Por último mediante un tubo muy delgado (5mm de diámetro) se ingresará oxígeno gaseoso proveniente de un balón de oxígeno a un flujo de 0.5L/min, ello hará más eficiente la producción de ozono.



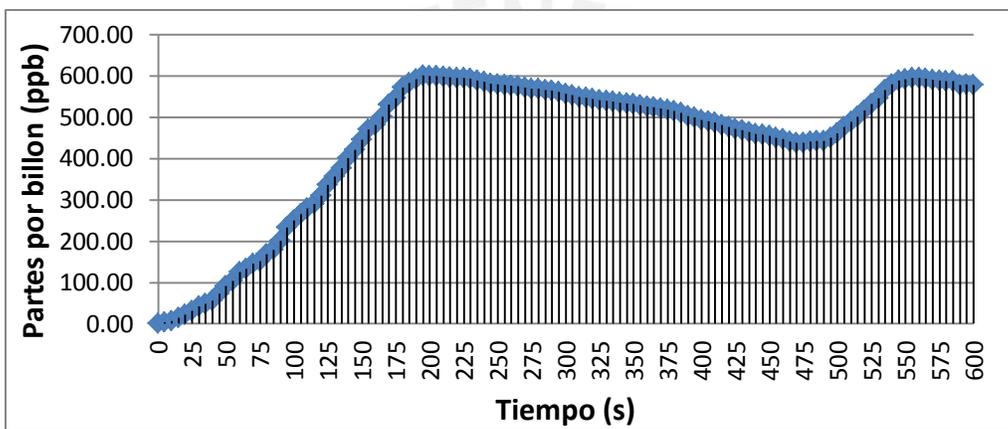
Figura 39. Cajas fabricadas de material acrílico

Para obtener los valores de ozono se conectó la salida analógica del sensor de ozono al multímetro Fluke 287 y mediante el Excel se preparó una gráfica con muestras cada cinco segundos. Se utilizó la configuración del modelo 1 que busca obtener una concentración de 500ppb +/-50ppb. Cuando la concentración de ozono sobrepase las 550ppb el sistema se apaga, y cuando sea menor de 450ppb se enciende.

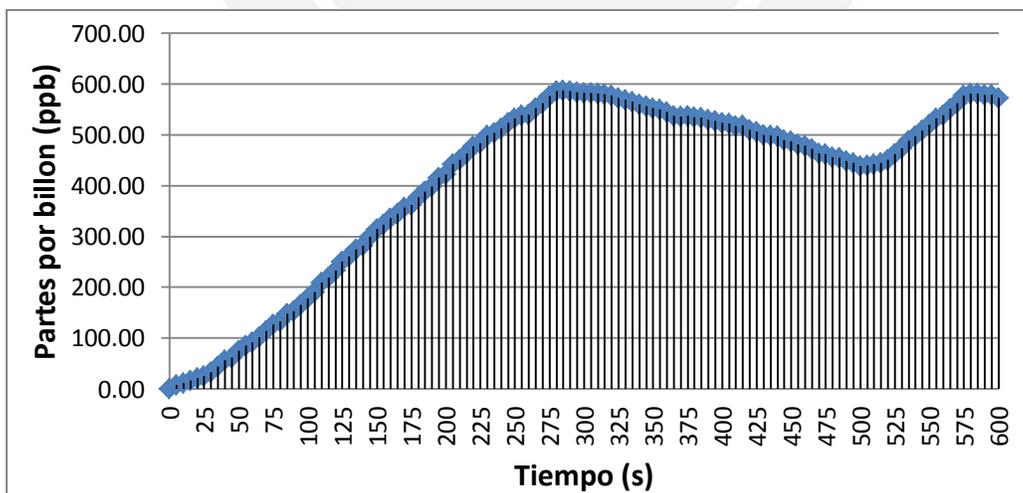
La prueba se realizó en las tres cajas de acrílico y bajo las mismas condiciones, esto es, la frecuencia de 3 kHz, el modelo 1 del microcontrolador y un tiempo de 600segundos, con muestras tomadas cada 5 segundos.



(a)



(b)



(c)

Figura 40. Se muestran tres gráficas de Ozono (ppb) vs Tiempo (segundos)

Las gráficas a, b y c son para las cajas A, B y C respectivamente

De los gráficos de la Figura 40 se deduce que en todas las cajas se logra alcanzar la concentración de 500ppb (+/- 50) bajo distintos tiempos. La caja más pequeña (A) a los 120segundos, la caja mediana (B) a los 200segundos y la caja más grande (C) a los 300segundos aproximadamente.

4.4 Pruebas con bacterias

La aplicación del equipo es demostrar su acción desinfectante frente a los microorganismos. Para esto se realizaron dos pruebas que consistían en exponer el ozono frente a 3 tipos de cepas (bacterias) bajo concentraciones y tiempos distintos. La prueba consistió en analizar un cultivo de cada cepa antes y después de la exposición al ozono.

Se verificó el número de colonias 48 horas después y se comparó la cepa expuesta al ozono con la que no fue expuesta. En dicha comparación se contaron el número de colonias en las bacterias no expuestas frente a las colonias para las bacterias expuestas al ozono. Dicha cantidad permitió determinar la acción desinfectante del ozono. Se dice que si el conteo de las colonias de una cepa es 100 y el número de las colonias en una bacteria expuesta a un desinfectante es 1 el nivel de desinfección es 99%.

Las cepas fueron suministradas y analizadas post exposición al ozono por el Laboratorio del Centro de Salud de la PUCP. La exposición se hizo colocando las tres cepas dentro de la caja de acrílico modelo B.



Figura 41. Recipientes que contienen 3 cepas distintas

Las cepas con las que se realizaron las pruebas fueron: Escherichia Coli, Pseudomona Aeruginosa y Staphylococcus Aureus. Debido a que las bacterias por lo general necesitan de un huésped para sobrevivir se utilizó un recipiente con una dilución especial que permitió la supervivencia de las mismas, esto con el fin de demostrar que la bacteria fue eliminada por efecto del ozono y no por falta de un huésped.

La primera prueba consistió en la exposición de las 3 cepas frente al ozono bajo una concentración de 250ppb durante un tiempo de 2 horas. La segunda prueba fue exponerlas a una concentración de 500ppb durante 4 horas.

Los resultados de la primera prueba fueron un nivel de desinfección nulo, esto es, ninguna bacteria fue eliminada puesto que el conteo de las colonias de las cepas expuestas al ozono frente a las que no fueron expuestas al ozono fue el mismo. Dicho resultado se debe a la baja concentración de ozono así como al poco tiempo de exposición.

La segunda prueba se realizó en una fecha distinta y bajo las mismas condiciones ambientales, cepas y tipo de dilución sin embargo se modificó la concentración de ozono y el tiempo de exposición a 500ppb y 4 horas respectivamente.

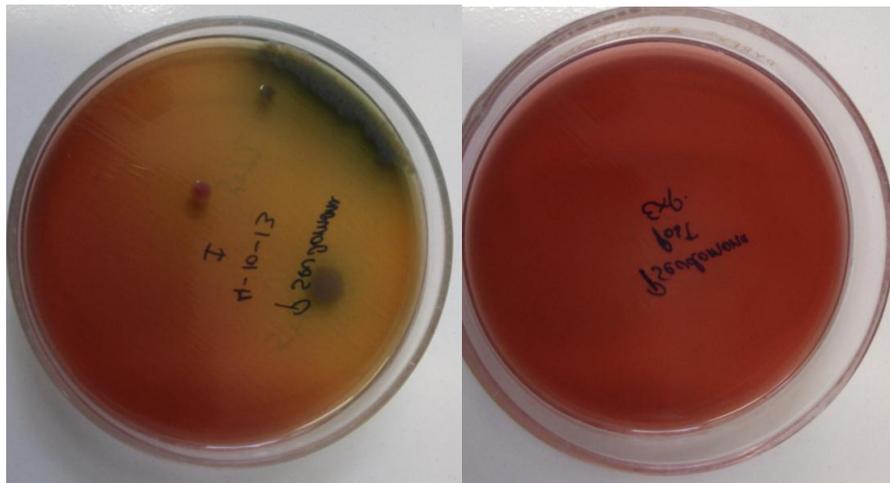


Figura 42. A la izquierda se observa el cultivo de la cepa *Pseudomonas Aeruginosa* antes de su exposición al ozono. A la derecha se observa el cultivo de la cepa luego de su exposición al ozono a una concentración de 500ppb durante 4 horas

El crecimiento de la bacteria *Pseudomonas Aeruginosa* luego de la exposición a 500ppb de ozono durante 4 horas es nulo, ello permite afirmar que la acción desinfectante del ozono en este caso fue del 100%.

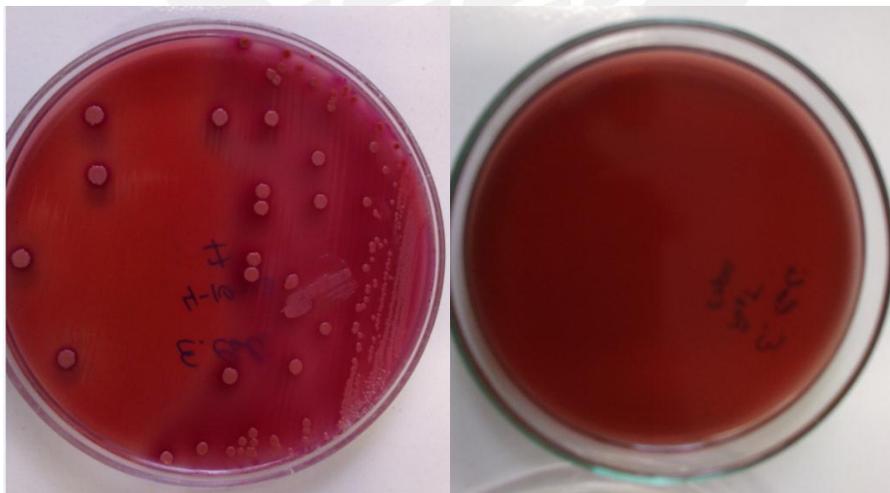


Figura 43. A la izquierda se observa el cultivo de la cepa *Escherichia Coli* antes de su exposición al ozono. A la derecha se observa el cultivo de la cepa luego de su exposición al ozono a una concentración de 500ppb durante 4 horas

Similar al caso anterior, el crecimiento de la bacteria *Escherichia Coli* luego de la exposición a 500ppb de ozono durante 4 horas es nulo, ello permite afirmar también que la acción desinfectante del ozono fue del 100%.

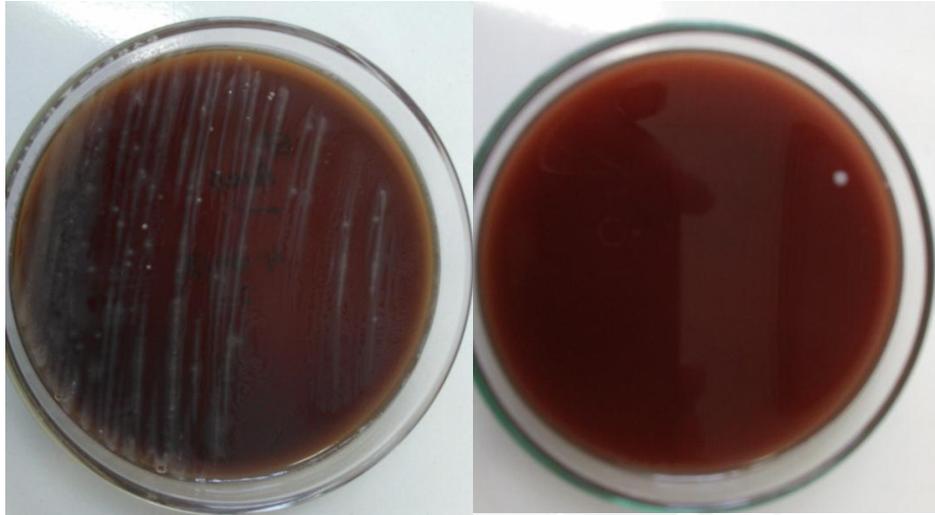


Figura 44. A la izquierda se observa el cultivo de la cepa *Staphylococcus Aureus* antes de su exposición al ozono. A la derecha se observa el cultivo de la cepa luego de su exposición al ozono a una concentración de 500ppb durante 4 horas

A la derecha de la figura 44 solo se puede observar una colonia, esto es el crecimiento de la bacteria luego de su exposición al ozono frente a las millones que hay en la cepa no expuesta al ozono. Se afirma entonces que la acción desinfectante del ozono fue aproximadamente de más del 99.999%.

Con los resultados obtenidos se pudo verificar que para una concentración mínima de 500ppb durante 4 horas de exposición la acción desinfectante fue del 100% para dos tipos de cepa, mientras que para la tercera fue del 99.999% ello para un experimento dentro de un modelo a escala de una habitación de un hospital. Se puede deducir que para mayores concentraciones la acción desinfectante del ozono es del 100% con menos horas de exposición.

CONCLUSIONES

1. Luego de la implementación del equipo y posterior a las pruebas y mediciones realizadas se pudo verificar que el Flyback utilizado tiene un comportamiento lineal en el rango de 1 kHz a 3 kHz, mientras que en el rango de 3 kHz a 7 kHz el comportamiento no mantiene una proporcionalidad.
2. El pico más alto de voltaje fue de 12KV para una frecuencia de 3 kHz.
3. Con dicho valor de voltaje y conectado al capacitor cilíndrico se pudo verificar también que el equipo es capaz de producir ozono a razón de 0.72mg/hr.
4. Con una concentración de ozono de 250ppb durante un tiempo de exposición de 2 horas no hubo acción desinfectante del ozono, puesto que hubo un gran crecimiento de las bacterias, sin embargo para la concentración de 500ppb durante 4 horas de exposición el nivel de desinfección fue del 100% para la Escherichia Coli y Pseudomona Aeruginosa, mientras que para la Staphylococcus Aureus fue del 99.999%.
5. La interfaz de usuario permite que mediante un teclado matricial y un visualizador LCD se pueda escoger entre cuatro modalidades de uso del sistema, las que dependen básicamente del ambiente a desinfectar, debido a las dimensiones del mismo así como el flujo de pacientes y trabajadores que tenga.
6. Para que el equipo pueda ser utilizado en un ambiente real con un volumen mayor al de las cajas de acrílico donde se realizaron las pruebas se necesita que la tasa de producción de ozono sea mucho mayor (1gr/hr), para esto se requiere de una fuente de mayor potencia así como un Flyback que permita obtener valores de voltaje mucho más altos.

RECOMENDACIONES

1. Se debe buscar mejorar el diseño del condensador y del equipo a fin de que se le pueda adaptar el suministro de oxígeno de los ambientes del hospital, con ello no será necesario tener un balón de oxígeno junto al equipo. También se debe incrementar la capacitancia del condensador cilíndrico, esto es incrementando la longitud del mismo o haciendo mucho más grueso el conductor central (mayor a 3mm).
2. Se recomienda la implementación de algún tipo de interruptor que detenga la producción de ozono si es que se abre la puerta del ambiente a desinfectar involuntariamente por alguna persona y seguidamente el incremento del flujo de oxígeno gaseoso o aire para reducir inmediatamente la concentración de ozono a fin de evitar la sobreexposición de ozono a la persona.
3. Una vez que se mejore el sistema con las recomendaciones dadas se debe probar el funcionamiento del equipo en un ambiente real de un hospital y luego del tiempo de exposición hacer un control microbiológico del mismo para determinar el nivel de desinfección del ambiente.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] CLEMENTE SALAZAR, Marco A. y TORRES LOZANO, José Alfredo.
Aspectos básicos para el diseño de un generador de ozono. Chihuahua:
Instituto Tecnológico de Chihuahua.
- [2] Ozone Gets Word as Water Disinfectant
Peter Easton. Mechanical Engineering. New York: Aug 2008. Vol 130, Iss.8, p.22
(1pp.)
- [3] Inactivation of Surface Viruses by Gaseous Ozone
Chunchieh Tseng, Chihshan Li. Journal of Environmental Health. Denver: Jun
2008. Vol.70, Iss. 10, p. 56-62 (7pp.)
- [4] The Effect of Ozone on Common Environmental Fungi
William Korzun, Jeffrey Hall, Ronald Sauer. Clinical Laboratory Science.
Bethesda: Spring 2008. Vol. 21, Iss. 2, p. 107-111 (5pp.)
- [5] J. M. Alonso, A. J. Calleja, J. Ribas, J. Cardesín, M. Rico, E. López, J. García
2002 Sistema de Generación de Ozono por Descarga Eléctrica de Alta
Frecuencia. Grupo de Electrónica Industrial. Universidad de Oviedo.
- [6] RAMIREZ CHENAL, Marcos Fernando
2006 Evaluación del ozono para la desinfección de trozos de carne fresca de
cerdo en la Planta Agroindustrial de Investigación y Desarrollo de Zamorano.
Tesis (Ing.). Escuela Agrícola Panamericana. Zamorano (Honduras) 27p.
- [7] Ricardo Cañedo Arnedo
Diseño de un equipo generador de ozono clínico para blanqueamiento dental
Pontificia Universidad Católica de Perú.

- [8] YÁNEZ NOGUEZ, Isaura et al.
2002 Uso del Ozono en el tratamiento de aguas residuales para la remoción de *Vibrio Cholerae* fenotipo rugoso resistente al Cloro.
- [9] MELGAREJO PONTE, Oscar et al.
2008 Desarrollo de un sistema desinfectante y esterilizador aplicado a la producción de espárrago mediante el uso del Ozono. *Electro Electrónica*. (30):10-21.
- [10] Manual de desinfección y esterilización hospitalaria
2002 Ministerio de Salud. Dirección general de la salud de las personas.
- [11] Organización Panamericana de la Salud
2005 Guía de evaluación rápida de programas de infecciones intrahospitalarias. Washington, DC.
- [12] Mejora de la contención de la resistencia a los antimicrobianos
Asamblea Mundial de la Salud.
- [13] Manual de Prevención y Control de las Infecciones Intrahospitalarias
2000 Ministerio de Salud. Oficina General de Epidemiología-Red Nacional de Epidemiología (2013, Noviembre). Recuperado de:
<http://www.minsa.gob.pe/oge>
- [14] Guía técnica de procedimientos de limpieza y desinfección de ambientes en los establecimientos de salud y servicios médicos de apoyo
2001 Dirección General de Salud Ambiental (2013, Noviembre). Recuperado de:
<http://www.minsa.gob.pe/transparencia/dge.normas.asp>

- [15] Control de infecciones de tuberculosis en establecimientos de salud. Módulo de capacitación. (2013, Octubre). Recuperado de:
2008 Ministerio de Salud
- [16] HUAROTO, Luz y ESPINOZA, Máximo Manuel
2009 Recomendaciones para el control de la transmisión de la tuberculosis en los hospitales
- [17] Diseño y construcción de un generador de ozono para aplicaciones de purificación de agua.
Tesis (Maestría). Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico. Cuernavaca Morelos (México) 151p.
- [18] VÁSQUEZ GARCÍA, Optaciano
Física General III. Capacitancia, Dieléctricos y Polarización. Capítulo V.
- [19] BLAKE, Carl and BULL, Chris. International Rectifier
IGBT or MOSFET: Choose Wisely
- [20] Sensor de ozono. (2013, Noviembre). Recuperado de:
<http://www.ebay.com/itm/1-PCx-MQ-131-ozone-gas-detection-module-gas-sensor-ozone-sensor-module>
- [21] Transformadores de línea: HR8506 (HR 8506) - FCR29A001 SAMSUNG TC2750SX. (2013, Setiembre). Recuperado de:
http://www.donberg.es/catalogo/transformadores_linea/hr_8506.html
- [22] TOSHIBA: Power MOSFET
Heat Sink Desing. (2013, Octubre). Recuperado de:
<http://www.onsemi.com/pub/Collateral/AND9016-D.PDF>