

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL
Facultad de Ingeniería en Electricidad y Computación

“BOMBA DE SUCCIÓN”

TÓPICO ESPECIAL DE GRADUACIÓN

Previa a la obtención del Título de:

INGENIERO EN ELECTRICIDAD

Especialización:

ELECTRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN INDUSTRIAL

Presentado por

FABRICIO LUDGARDO VERDEZOTO GANCHOZO

RICHARD FABIANNY VERDEZOTO GANCHOZO

Guayaquil – Ecuador

AÑO

2006

AGRADECIMIENTO

Agradezco a DIOS, a la Santísima Virgen María y a Narcisa de Jesús por ayudarme en todos los instantes de mi vida; a mis maestros por las enseñanzas impartidas y al Ing. Miguel Yapur por su ayuda y colaboración para la realización de este trabajo.

Fabricio L. Verdezoto G.

Agradezco a DIOS supremo creador por su infinito amor y por enseñarme la luz en cada camino de mi vida; a la Virgen María por interceder por mi bienestar; a mis Padres y maestros y en especial al Ing. Miguel Yapur que me brindó la oportunidad de culminar mis estudios en uno de sus Tópicos.

Richard F. Verdezoto Ganchozo.

DEDICATORIA


A mis padres Rita y Ludgardo quienes siempre me han brindado su respaldo y ayuda constante para que pueda realizar y culminar mis estudios.

Fabricio L. Verdezoto G.

A mi Papá Ludgardo por guiarme, corregirme y apoyarme en todo momento dándole la importancia suficiente a mi constante aprendizaje y a mi Mamá Rita porque con su suave tacto me ayuda a vencer mis adversidades.

Richard F. Verdezoto Ganchozo.

TRIBUNAL DE GRADO




Ing. Carlos Monsalve

PRESIDENTE DEL TRIBUNAL



Ing. Miguel Yapur

DIRECTOR DEL TÓPICO DE GRADUACIÓN



Ing. Hólger Cevallos

VOCAL PRINCIPAL



Ing. Carlos Valdivieso

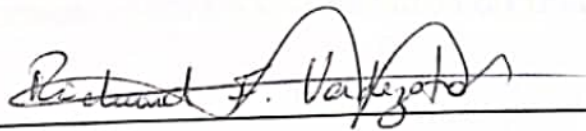
VOCAL PRINCIPAL

DECLARACIÓN EXPRESA

"La responsabilidad del contenido de esta Tesis de Grado nos corresponde exclusivamente; y el patrimonio intelectual de la misma a la Escuela Superior Politécnica del Litoral".



Fabricio Ludgardo Verdezoto Ganchozo



Richard Fabianny Verdezoto Ganchozo

Resumen:

El objetivo es implementar una unidad móvil que realice un trabajo de aspiración de manera silenciosa, para drenaje de líquidos en pacientes y que permita seleccionar dos niveles de succión, 120 y 90 mm Hg. Las bombas que usan motores eléctricos para generar succión generalmente son ruidosas, por lo que en este proyecto se desarrollará otro sistema para generar el vacío necesario para obtener la succión. El vacío será desarrollado por medio de un sistema cíclico de calentamiento de un resistor (niquelina). El sistema se alimenta con un voltaje de 110 V y la niquelina se deberá encontrar en el interior de un cilindro herméticamente sellado. El cilindro debe poseer dos orificios conectores para la ubicación de dos válvulas, una que permita la salida del aire al exterior y otra que permita la succión. El recipiente utilizado para la recolección de los fluidos corporales deberá estar sellado con una tapa de caucho no poroso para una mejor succión.

ÍNDICE GENERAL

	Pág.
RESUMEN.....	VI
ÍNDICE GENERAL.....	VII
ÍNDICE DE TABLAS.....	IX
ÍNDICE DE GRÁFICOS.....	X
INTRODUCCIÓN.....	1
CAPÍTULO 1	
DESCRIPCIÓN DEL EQUIPO.....	4
1.1 Especificaciones básicas.....	4
1.2 Componentes utilizados.....	5
1.3 Diseño y diagramas de bloques.....	8
1.4 Detalles del funcionamiento (análisis del esquemático).....	18
1.5 Cálculos y mediciones.....	28
CAPÍTULO 2	
FUNCIONAMIENTO.....	32
2.1 Descripción y características de operación.....	32

2.2 Procedimientos de operación.....	34
2.3 Elaboración del manual del usuario.....	35
2.4 Cuidado del equipo y mantenimiento.....	36
2.5 Precauciones.....	38

CAPÍTULO 3

CAMPO DE APLICACIÓN – UTILIDAD.....	40
CONCLUSIONES.....	45
RECOMENDACIONES.....	47
APÉNDICES.....	49
BIBLIOGRAFÍA.....	67

ÍNDICE DE TABLAS

Pág.

Tabla # 1.4.1	Niveles de succión según los anchos de pulso.....	23
Tabla # 1.4.2	Anchos de pulso con diodo en paralelo con Rb.....	24
Tabla # 1.4.3	Ancho de pulso sin diodo en paralelo con Rb.....	25
Tabla # 1.4.4	Succión en sus dos niveles de operación.....	27

ÍNDICE DE GRÁFICOS

	Pág.
Fig. # 1.3.1	Diagrama de bloques..... 9
Fig. # 1.3.2	Analogía del sistema con un circuito electrónico para demostrar la importancia del caucho utilizado..... 9
Fig. # 1.3.3	Sistema de vacío..... 11
Fig. # 1.3.4	Elementos utilizados.....14
Fig. # 1.3.5	Esquema general..... 17
Fig. # 1.4.1	Diagrama del circuito..... 19
Fig. # 1.4.2	Niveles de succión según los anchos de pulso..... 24
Fig. # 1.4.3	Succión en nivel alto de operación..... 26
Fig. # 1.4.4	Succión en nivel bajo de operación..... 26

INTRODUCCIÓN

Una bomba de succión en el campo de la Medicina puede ser aplicada para aspirar, drenar o como su nombre lo sugiere para succionar.

En términos generales, aspiración significa extraer usando succión. En términos médicos, se define de acuerdo a su aplicación; puede referirse a la extracción de objetos extraños o de sustancias dañinas o mal ubicadas de una cavidad corporal. En Medicina también se utiliza el término drenaje, el cual es un procedimiento utilizado para asegurar la salida de líquidos o derrames de una herida o absceso por origen traumático o quirúrgico.

La bomba de succión es un equipo médico de mucha utilidad, usado principalmente para drenar líquidos corporales, ya sea durante una cirugía, terapia intensiva o en post-operatorios; su función principal es la de crear vacío para luego generar una succión constante en un tiempo determinado, de acuerdo al caso y a las necesidades médicas.

En este proyecto se implementó una bomba de succión silenciosa mediante un dispositivo eléctrico de succión sin utilizar un motor, el mismo que actúa produciendo vacío intermitente por distensión y compresión del aire originado por un resistor que se calienta.

Para poder tener un sistema completo se necesita tener recipientes que recolecten los fluidos a ser succionados; éstos deben ser transparentes para poder permitir al personal médico controlar visualmente el reservorio, el cual debe estar debidamente sellado, procurando de que no existan fugas, ya que eso afectaría los niveles de succión y debe contener por lo menos 2 aberturas: una para introducir el tubo flexible que va al paciente y otra para colocar la manguera proveniente del equipo que genera la succión. Se puede también añadir un conector mas para que un reservorio auxiliar entre en operación en caso de que el principal se llene y de esa forma no existan derrames externos. En algunos casos es importante contar con una tapa adicional que permita la toma de muestras para análisis de laboratorio.

Por evidentes razones, el sistema completo de succión y retención debe ser móvil para poder trasladarlo con facilidad de un sitio a otro dentro del hospital o centro de salud.

Aunque hoy en día los hospitales ya pueden contar con centrales de succión para este tipo de aplicaciones, también es cierto que hay hospitales y muchos centros de salud que no cuentan con dichas centrales; es por eso la importancia de este equipo con mucha utilidad en el campo de la Medicina.

CAPÍTULO 1. DESCRIPCIÓN DEL EQUIPO

1.1 Especificaciones básicas:

- El dispositivo debe ser lo mas silencioso posible debido a que por lo general estos instrumentos son usados en áreas de terapias intensivas o post-operatorios, para lo cual se utilizó un sistema que genera la succión mediante el calentamiento de un resistor de niquelina.
- Debe contar con sus respectivos indicadores de operación: encendido/apagado, velocidad alta, velocidad baja, recipientes llenos.
- La bomba debe trabajar de manera intermitente.
- Debe trabajar con dos velocidades de succión

- Debe contar con una alarma que indique cuando el recipiente que contiene los desperdicios esté lleno.
- También debe existir aislamiento entre el paciente y el equipo de succión para que una vez que se deje de utilizar por dicha persona, el dispositivo pueda ser usado por otras personas sin que corran el peligro de contagiarse de enfermedades nosocomiales.

1.2 Componentes utilizados

Componentes electrónicos

Fuente de voltaje

1 transformador 110 / 12 V.

1 capacitor electrolítico 1000 uF 16V.

5 diodos 1N4007.

1 LM317.

1 resistor de 1K Ω .

1 capacitor electrolítico 2.2 uF 50 V.

1 potenciómetro 10K Ω .

Oscilador Astable

- 1 LM555.
- 1 capacitor electrolítico 33 uF.
- 1 resistor de 2.2K.
- 1 capacitor 0.01 uF.
- 1 diodo 1N4007.
- 1 resistor de 470 K Ω .
- 1 resistor de 100 K Ω .

Fuerza

- 1 triac TIC226D.
- 1 disipador de potencia para triac.
- 2 resistores para cambio de presión 5 Ω c/u.
- 2 luces indicadoras de niveles de presión.
- 1 luz indicadora encendido/apagado.
- 1 diodo led indicador recipiente lleno.
- 1 interruptor selector de presión.
- 1 interruptor alimentador.
- 1 resistor de niquelina.
- 1 ventilador 12 V.

Alarma

1 sirena 12 V.

1 potenciómetro 10k Ω .

1 resistor 10k Ω .

Otros componentes**Bomba**

1 vacuómetro de succión visualizador de la presión.

2 válvulas de bloqueo y reguladoras de caudal.

1 cilindro de aluminio.

8 acoples de cobre.

1 acople de cobre en forma de T.

2 terminales eléctricos con aislamiento cerámico (borneras).

1 varilla de latón.

Pernos, tornillos.

Cinta de teflón.

mica (material aislante).

silicona roja (para altas temperaturas).

Sistema de recolección

2 recipientes transparentes de vidrio.

2 metros de manguera para succión de aire.

1 tubo para drenaje (catéter, tubo duodenal , etc.).

2 tapas de caucho.

1.3 Diseño y diagrama de bloques

En la figura # 1.3.1 tenemos el diagrama de bloques que nos indica en términos generales cual es la función del equipo médico; claramente se observa que los líquidos que son succionados del paciente se los almacena en recipientes debidamente esterilizados, también existe una etapa de aislamiento entre la bomba y el recipiente de retención, además un control electrónico que permite la circulación de la corriente por la niquelina.

El recipiente utilizado para la recolección de los fluidos corporales deberá estar sellado con una tapa de caucho; el caucho debe ser lo menos poroso posible ya que así se obtendrá una mejor succión, tal como se lo puede apreciar en la figura # 1.3.2 en donde hacemos una

analogía del sistema con un circuito electrónico para demostrar la importancia del caucho utilizado, al tener un caucho poroso no se producirá una correcta succión por lo que no se tendría una succión continua, al usar un caucho menos poroso la succión mejora notablemente.

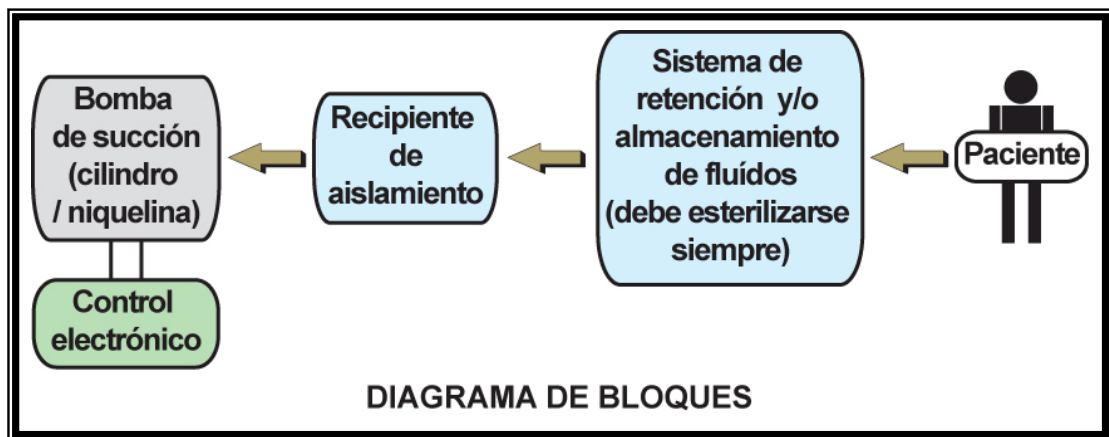


Fig. # 1.3.1

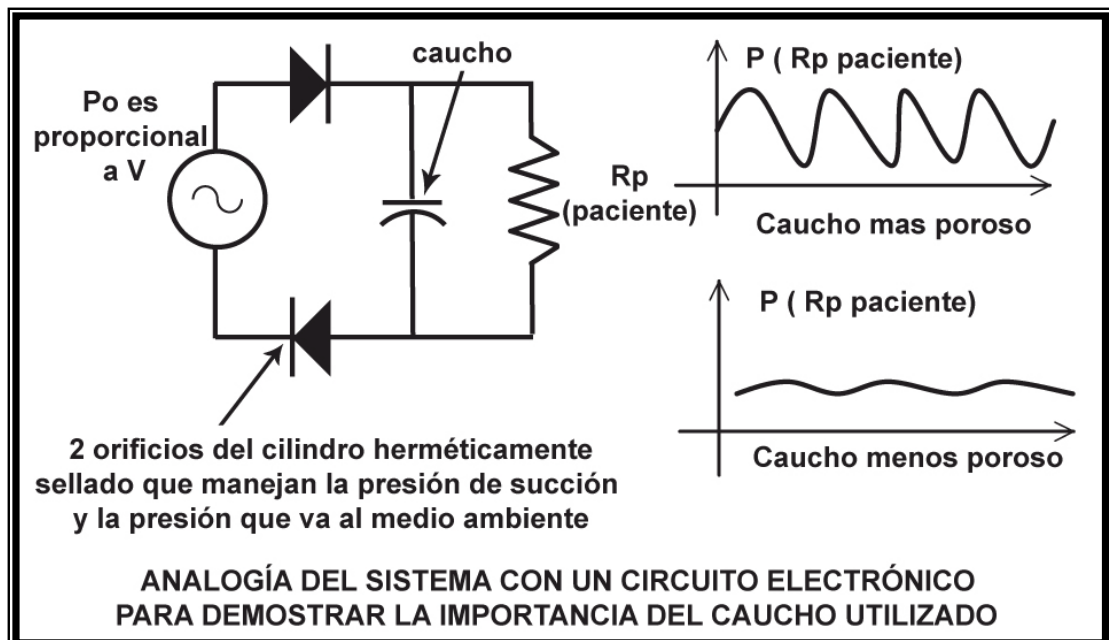


Fig. # 1.3.2

También es necesario indicar que no deben existir fugas de ningún tipo, ya que esto también afectaría a la succión, por lo que el cilindro debe estar herméticamente sellado; para asegurar lo último se usó silicona roja (para altas temperaturas) en las uniones del cilindro de aluminio que contiene al resistor de niquelina.

Las bombas que usan motores eléctricos para generar succión generalmente son ruidosas. Este proyecto está basado en otro sistema para generar el vacío necesario para la succión, la figura # 1.3.3 muestra un esquema del sistema de vacío utilizado, el mismo que actúa produciendo vacío intermitente por distensión y compresión del aire por medio del uso de niquelina. La niquelina es una aleación metálica que presenta un coeficiente de dilatación de temperatura prácticamente nulo por lo que al incrementarse su temperatura, no varía su valor de resistencia, esto nos garantiza una succión constante en términos ideales; por esa razón se debe usar un alambre o hilo conductor de niquelina y no otros materiales conductores como el cobre.

Al alimentar el sistema con un voltaje de 110 V se producirá el calentamiento de la niquelina que se encuentra en el interior de un

cilindro herméticamente sellado. El cilindro debe poseer 2 orificios para la ubicación de dos válvulas, una que permita la salida del aire al exterior y otra que permita la succión.

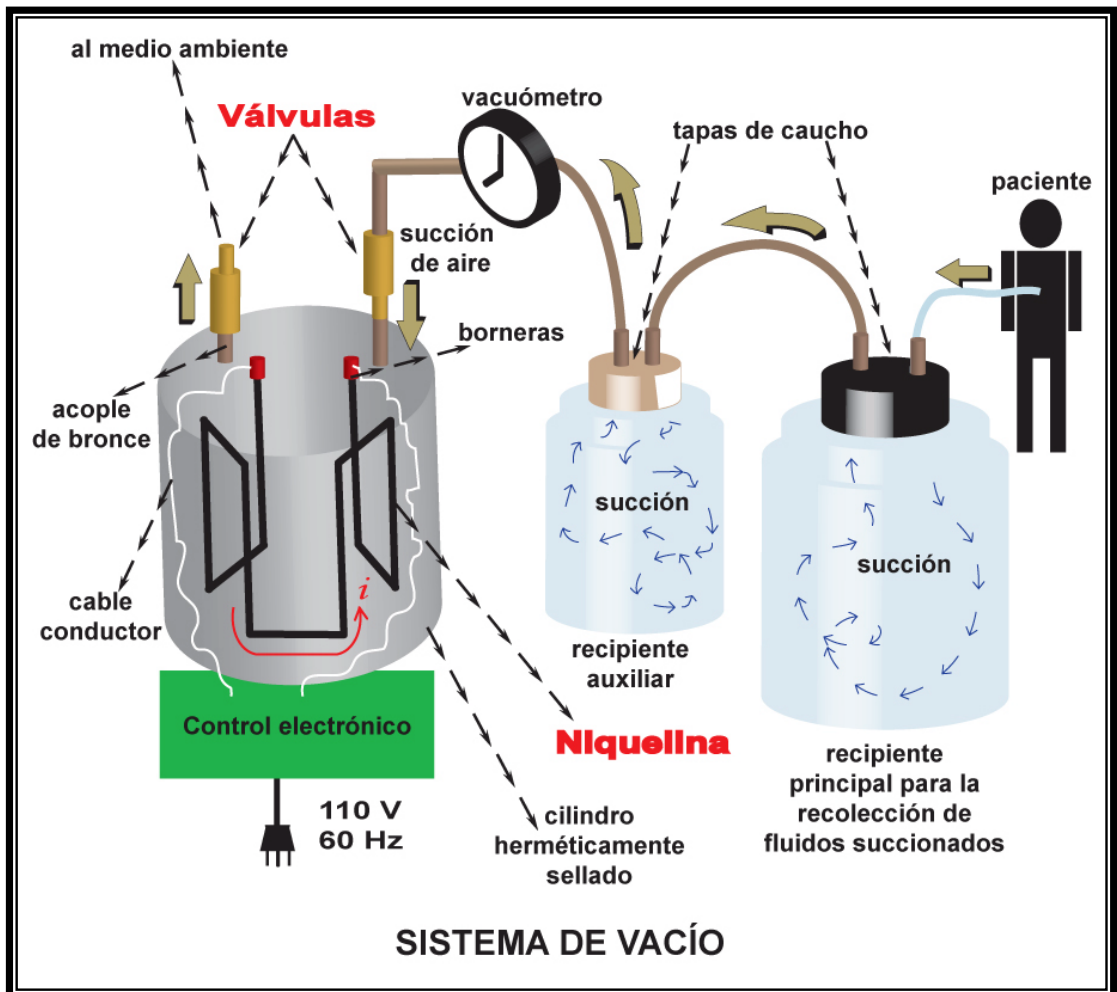


Fig. # 1.3.3

La bomba de vacío contiene en su interior un resistor de niquelina el mismo que es alimentado con 110 V; en el instante que circula corriente por la niquelina ésta se calienta y genera calor en el interior

del cilindro lo que se ve reflejado en un incremento de la presión interna, por lo que se produce una compresión adiabática y el aire caliente que se genera en el interior del cilindro se libera a través de la válvula de escape generando vacío y una diferencia de presión. Cuando deja de fluir corriente a través de la niquelina la temperatura en el interior del cilindro disminuye y se empieza a generar la succión debido a que la presión interna y la externa tratan de llegar a los mismos niveles; este proceso se repite por algunos ciclos hasta obtener una succión constante, es decir una transformación isóbara o a presión constante. Se observó que los niveles de succión dependen directamente de la cantidad de corriente que circule por la niquelina, debido a que mientras mayor sea la corriente mayor será la temperatura y la fuerza de succión. Para lograr esto se tiene que reducir la resistencia, por lo tanto se usa menos niquelina; mientras que para obtener una succión menor lo que se hace es usar más niquelina, es decir incrementar la resistencia; también se puede colocar resistores externos para disminuir la corriente. El uso de resistores externos al cilindro de aluminio permite seleccionar los niveles de succión requeridos sin necesidad de alterar el resistor de niquelina. Para cambiar las velocidades de succión de alta a baja se usa un interruptor en paralelo con un resistor de potencia que estará en serie

con la niquelina, y así se tendrá 2 valores diferentes de corriente; un valor de resistencia total mas bajo permitirá una corriente mayor produciéndose un nivel de succión mas alto, en cambio un valor de resistencia total mas alto permitirá una corriente menor produciéndose un nivel de succión mas bajo.

Para colocar la niquelina en el interior del cilindro, se formó un tejido con la misma, para esto se usa un eje de latón (aleación Cu 60% a 70% y Zn 40% a 30%) y se aisló la niquelina con capas de mica, un ejemplo de esto y de otros elementos se muestran en la figura # 1.3.4

El cilindro empleado es de aluminio debido a que es de poco peso, fuerte, resistente a la corrosión con una baja presión de vapor, barato, fácil de trabajar, y fácilmente obtenible en las formas más comunes, como tubos, hojas, barras, etcétera. Además facilita el trabajo en el momento de hacer los hilos para los pernos, los acoples y los orificios de las borneras. Los acoples son de bronce y se los usa para poder cambiar con mayor facilidad las válvulas que también son de bronce; se colocó teflón en las uniones de los acoples y las válvulas para reducir las posibilidades de fugas; también se debe colocar silicón para altas temperaturas en la tapa del cilindro para contribuir a un mejor

sellado y lograr el vacío requerido. De ser necesario en las borneras también se debe colocar masilla para evitar que se produzcan fugas en sus uniones.

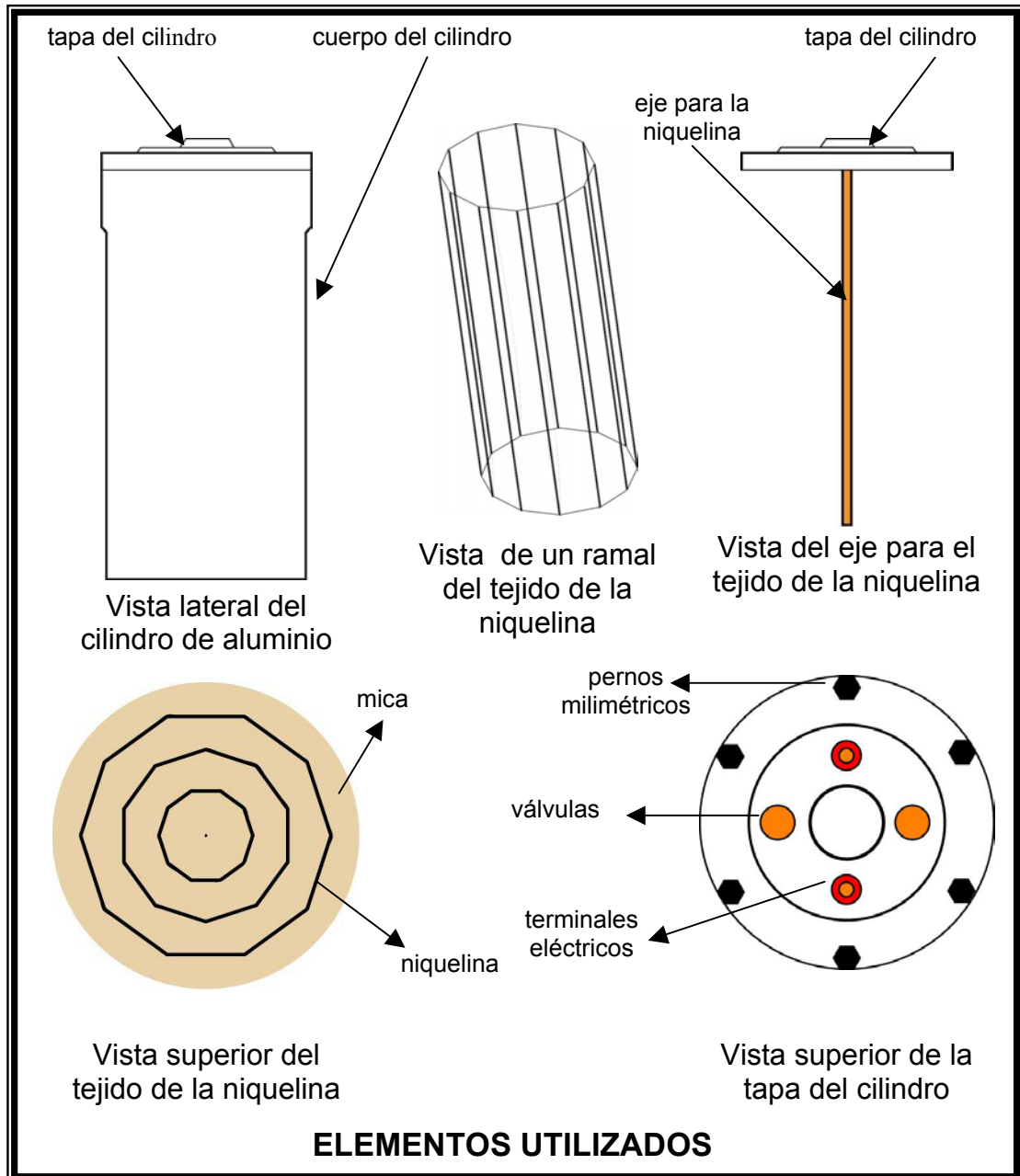


Fig. # 1.3.4

El sistema también estará dotado de un vacuómetro que servirá para visualizar la presión requerida; además de un recipiente auxiliar para aislar el cilindro de aluminio que contiene el resistor de níquelina y el recipiente principal de recolección de fluidos, de esta manera se evita que se dañe el circuito eléctrico y al mismo tiempo el recipiente auxiliar evitará que se derramen los líquidos y se contamine el medio ambiente.

Inicialmente se usó cañerías de cobre para realizar la succión entre la bomba y el recipiente, pero existían fugas entre los extremos de las cañerías y los conectores de la válvula de succión y del recipiente de aislamiento, además de que este tipo de cañería no presentaba facilidades el momento de la instalación del equipo; por lo que para optimizar el sistema se utilizó mangueras para succión de aire, que son las mismas mangueras que usan los compresores, obteniendo mejores resultados.

La figura # 1.3.5 muestra un esquema general del equipo médico en donde se destacan los siguientes elementos :

1.3.5.a : panel de control.

1.3.5.b : mueble (unidad móvil).

1.3.5.c : cilindro de aluminio.

1.3.5.d : válvula de succión.

1.3.5.e : válvula de escape.

1.3.5.f : vacuómetro.

1.3.5.g : mangueras para succión de aire.

1.3.5.h : compartimiento del circuito eléctrico.

1.3.5.i : cables conductores.

1.3.5.j : borneras.

1.3.5.k : recipiente auxiliar o de aislamiento.

1.3.5.l : tubo para drenaje (catéter, tubo duodenal , etc.).

1.3.5.m : tarjeta de control electrónico.

1.3.5.n : recipiente de recolección principal.

1.3.5.o : ruedas.

1.3.5.p: alarma accionada por el peso del recipiente de recolección.

Mediante un circuito astable y un triac se puede controlar los tiempos de operación, el paso de la corriente y por consiguiente la succión del sistema de vacío. Gracias a que el triac es un dispositivo que puede conducir en ambas direcciones, es ideal para manejar cargas de corrientes alternas ya que trabaja como un interruptor.

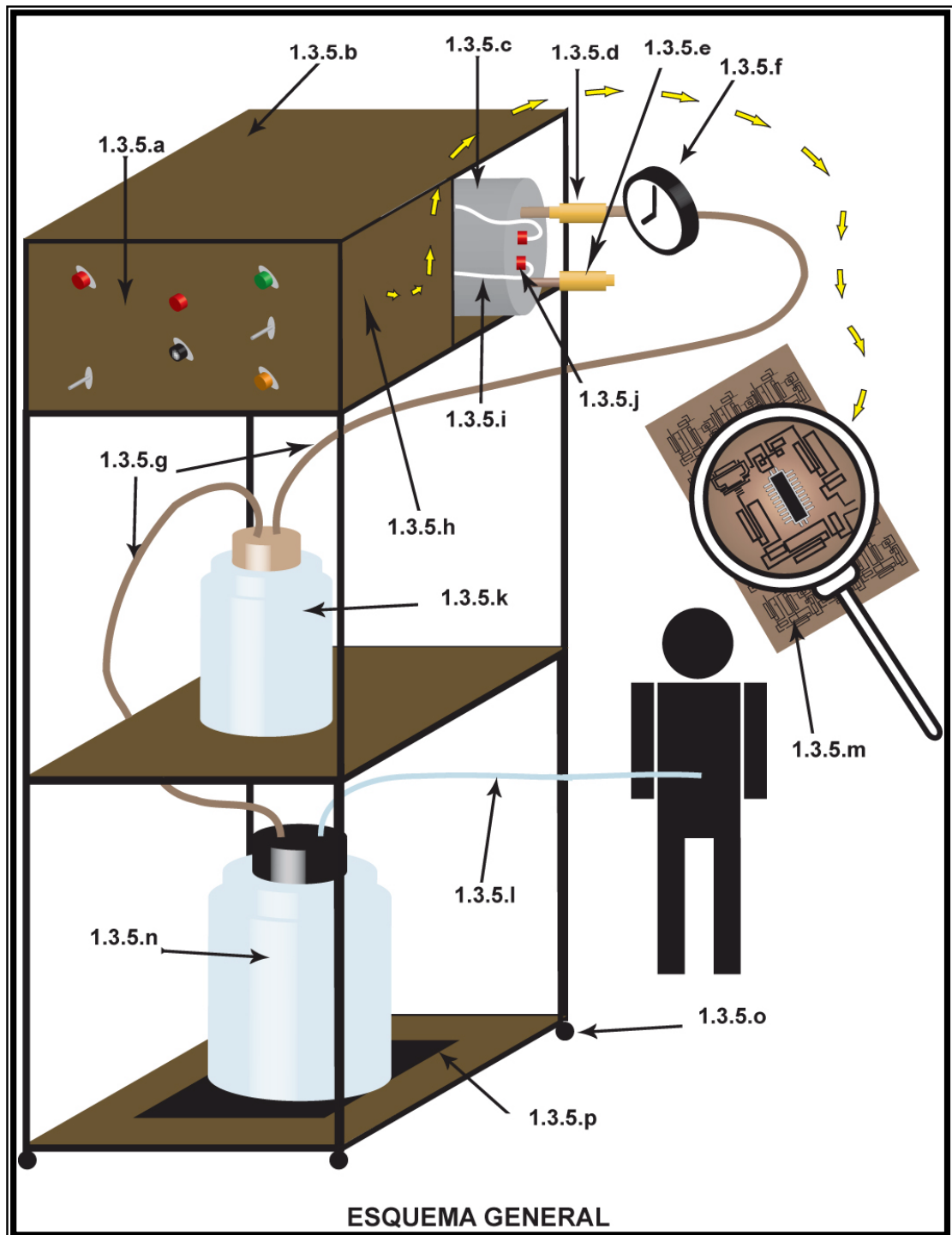


Fig. #1.3.5

1.4 Detalles del funcionamiento (análisis del esquemático)

El control electrónico trabaja con un voltaje continuo, es por eso que se construyó una fuente DC para alimentar el circuito electrónico; se puede apreciar en la figura # 1.4.1 que para esto primero se reduce el voltaje con un transformador reductor de 110 V a 12 V, después se rectifica la onda completamente con un puente de diodos, luego con un capacitor electrolítico C1 de 1000 uF 16V se filtra la señal y queda lista para ser regulada; en la etapa de regulación se usa una configuración básica la que consiste en el uso de un LM317, un resistor R1 de 1K Ω , un diodo D5 y un potenciómetro POT1 de 10K Ω para ajustar la señal, a esta configuración se le ha agregado un 1 capacitor electrolítico C2 de 2.2 uF 50 V que asegura la estabilidad de la regulación ya que mejora la respuesta del transiente.

Es de principal interés hacer conmutar al triac y para esto se necesita generar una onda cuadrada o tren de pulsos por lo que se usa un LM555 como multivibrador astable (oscilación libre) y se controlan los tiempos de los pulsos mediante los resistores Ra y Rb; no se debe olvidar que Ra siempre debe ser mayor a 1K .

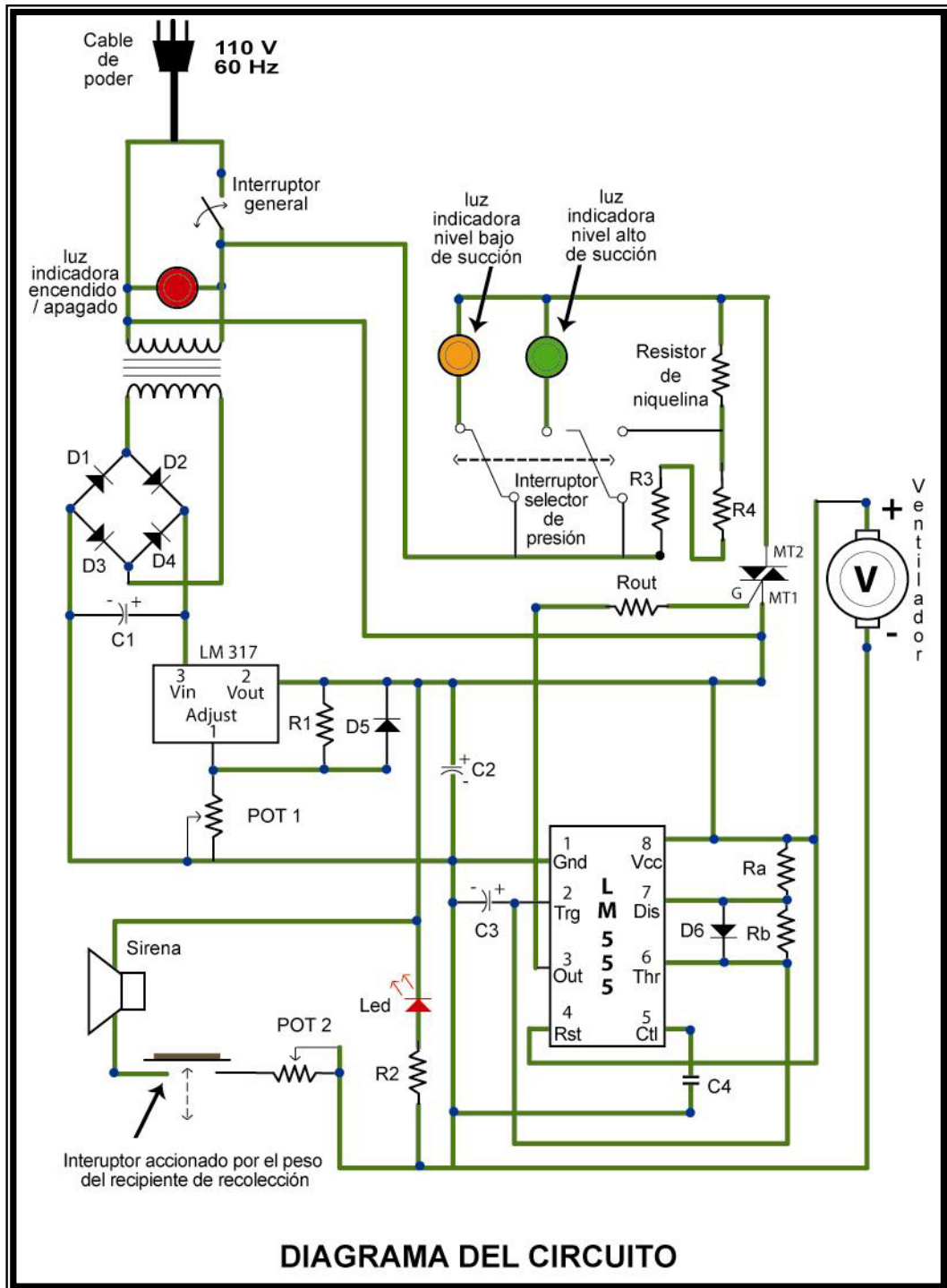


Fig. # 1.4.1

En el LM555 se utiliza un capacitor C4 de 0.01uF conectado al pin 5 para evitar interferencias. Cuando la salida está en alto, el terminal 7 es

un circuito abierto y permite al capacitor cargarse a una velocidad determinada por una resistencia o resistencias y capacitores externos.

El periodo total de la onda de pulsos está dado por:

$$T = t_{(\text{alto})} + t_{(\text{bajo})}$$

$$T = (0.695 * (R_a + R_b) * C) + (0.695 * R_b * C)$$

$$T = [0.695 * (R_a + 2R_b) * C]$$

Pero lo que se persigue es mejorar el ciclo de trabajo ($D = T_{(\text{bajo})}/T$), motivo por el cual se procede a colocar un diodo D6 entre los terminales 6 y 7 del 555; en este caso el periodo total de la onda de pulsos está dado por:

$$T = t_{(\text{alto})} + t_{(\text{bajo})}$$

$$T = (0.695 * R_a * C) + (0.695 * R_b * C) = [0.695 * (R_a + R_b) * C]$$

Los valores de R_a y R_b al igual que mejorar el ciclo de trabajo son de mucha importancia ya que determinan el periodo de la onda cuadrada, el tiempo que dura la señal en estado alto ($t_{(\text{alto})}$), en estado bajo ($t_{(\text{bajo})}$) y el tiempo de circulación de corriente a través del resistor de niquelina, tal como lo indican las tablas 1.4.1, 1.4.2 y 1.4.3. Es necesario indicar que mientras el pulso está en el nivel bajo la corriente circula a través de la niquelina, de no ser así sucede todo lo contrario.

Después de realizar varias pruebas y mediciones se logró determinar que al usar un resistor de $470\text{ k}\Omega$ como R_a y uno de $100\text{ k}\Omega$ como R_b se obtiene una succión constante de 120 mm Hg , pero siempre y cuando se mejore el ciclo de trabajo, de no ser así el periodo sería mayor y se producirá un descenso en el nivel de succión afectando el desempeño del equipo médico.

En las tablas # 1.4.1, # 1.4.2 y # 1.4.3 se puede observar lo que sucede con diferentes combinaciones de R_a y R_b ; cuando R_a y R_b tiene valores cercanos y altos, los tiempos en estado alto y en estado bajo son también cercanos, lo cual afecta al sistema produciéndose un calentamiento excesivo de la bomba ya que no tiene la niquelina el tiempo suficiente para enfriarse; y al incrementarse la temperatura de la niquelina afecta directamente al triac y a su correcto funcionamiento; éste es el caso de $R_a = 820\text{ k}\Omega$ y $R_b = 680\text{ k}\Omega$ o $R_a = 390\text{ k}\Omega$ y $R_b = 270\text{ k}\Omega$. Hay otros casos en los que el tiempo en alto es muy largo como para que se mantenga constante la succión y empiece a oscilar el valor de la presión o en el mejor de los casos se mantiene constante pero con valores no deseados. En la figura 1.4.2 podemos

observar los valores de presión de acuerdo a R_a , R_b y al uso de un diodo en paralelo con R_b .

También hay que tener en consideración que mientras más grande sea el volumen del cilindro que contiene al resistor de niquelina, se necesitarán mayores niveles de temperatura para calentar el aire que se encuentra en su interior, por lo que la corriente debe ser mayor; por lo que el valor de la resistencia de niquelina que se use deberá ser menor para que circule un valor de corriente mayor y de esa manera se incremente la temperatura. Mientras el volumen del cilindro sea más pequeño sucederá todo lo contrario; por lo que se puede concluir lo siguiente: "El volumen del cilindro es directamente proporcional a la corriente que circula por el resistor de niquelina y al incremento de la temperatura y es inversamente proporcional a la resistencia eléctrica".

El triac que se usa es el TIC226D, este es un triac de puerta sensitiva, que se lo usa debido a que al ser de puerta sensitiva se conmuta fácilmente, por lo que no se tiene mayores inconvenientes para que alcance el estado de conducción. Además, se sincroniza la señal al hacer llegar al terminal $Mt1$ del triac la señal AC y DC, lo que a su vez determina el tiempo que circula la corriente a través del resistor de

niquelina. Al existir siempre un nivel DC de 12 V en el terminal Mt1 del triac, éste conducirá cuando la salida de voltaje del LM555 sea 0 V, para que de esta manera exista la diferencia de potencial requerida para accionar el triac; es por eso que en las tablas # 1.4.2 y # 1.4.3 se aprecia que cuando el pulso que envía el LM555 esta en estado bajo $T_{(bajo)}$ es el tiempo en el que circula corriente a través del resistor de niquelina y por lo tanto el tiempo de operación y conducción del triac ($t_{conducción}$); mientras que cuando el pulso que envía el LM555 esta en estado alto $T_{(alto)}$ sucede todo lo contrario y el triac pasa a estado de bloqueo ($t_{bloqueo}$).

Tabla # 1.4.1. Niveles de succión según los anchos de pulso

	Ra (KOhm)	Rb (KOhm)	Ra/Rb	Ra+2Rb (KOhm)	presión (mm Hg)
1	820	680	1,2059	2180	
2	820	470	1,7447	1760	50 - 120
3	820	390	2,1026	1600	100 - 110
4	820	270	3,0370	1360	80 - 120
5	820	100	8,2000	1020	110
6	680	470	1,4468	1620	75 - 110
7	680	390	1,7436	1460	100 - 110
8	680	270	2,5185	1220	100 - 120
9	680	100	6,8000	880	100 - 120
10	470	390	1,2051	1250	100
11	470	270	1,7407	1010	110 - 120
12	470	120	3,9167	710	120 - 130
13	470	100	4,7000	670	120
14	390	270	1,4444	930	
15	390	120	3,2500	630	120 - 140

Tabla # 1.4.2. Anchos de pulso con diodo en paralelo con Rb

		Con diodo			
presión (mm Hg)	t(alto) tbloqueo (s)	t(bajo) tconducción (s)	Periodo (s)	Frecuencia (Hz)	
1		18,8067	15,5958	34,4025	0,0291
2	50 - 120	18,8067	10,7795	29,58615	0,0338
3	100 - 110	18,8067	8,9447	27,75135	0,0360
4	80 - 120	18,8067	6,1925	24,99915	0,0400
5	110	18,8067	2,2935	21,1002	0,0474
6	75 - 110	15,5958	10,7795	26,37525	0,0379
7	100 - 110	15,5958	8,9447	24,54045	0,0407
8	100 - 120	15,5958	6,1925	21,78825	0,0459
9	100 - 120	15,5958	2,2935	17,8893	0,0559
10	100	10,77945	8,9447	19,7241	0,0507
11	110 - 120	10,77945	6,1925	16,9719	0,0589
12	120 - 130	10,77945	2,7522	13,53165	0,0739
13	120	10,77945	2,2935	13,07295	0,0765
14		8,94465	6,1925	15,1371	0,0661
15	120 - 140	8,94465	2,7522	11,69685	0,0855

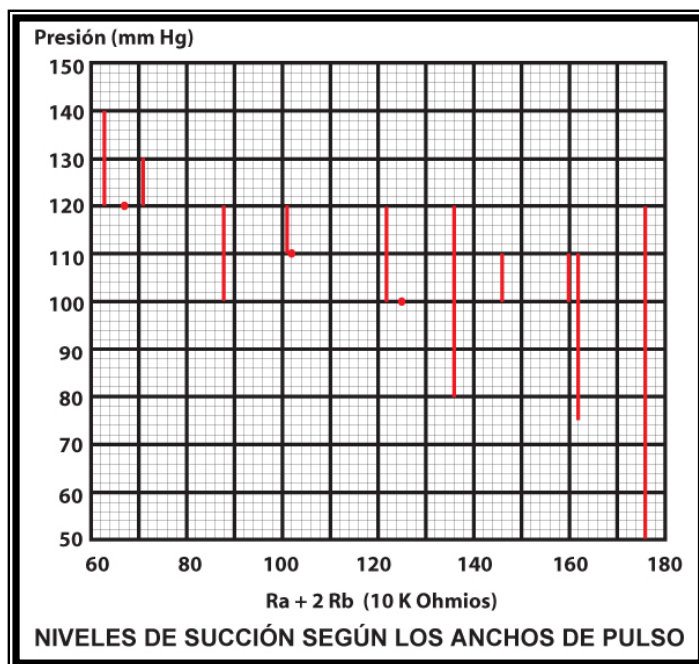


Fig. # 1.4.2

Tabla # 1.4.3. Ancho de pulso sin diodo en paralelo con Rb

Sin diodo				
	t(alto) tbloqueo (s)	t(bajo) tconducción (s)	Perido (s)	Frecuencia (Hz)
1	34,4025	15,5958	49,9983	0,0200
2	29,58615	10,7795	40,3656	0,0248
3	27,75135	8,9447	36,696	0,0273
4	24,99915	6,1925	31,1916	0,0321
5	21,1002	2,2935	23,3937	0,0427
6	26,37525	10,7795	37,1547	0,0269
7	24,54045	8,9447	33,4851	0,0299
8	21,78825	6,1925	27,9807	0,0357
9	17,8893	2,2935	20,1828	0,0495
10	19,7241	8,9447	28,66875	0,0349
11	16,9719	6,1925	23,16435	0,0432
12	13,53165	2,7522	16,28385	0,0614
13	13,07295	2,2935	15,36645	0,0651
14	15,1371	6,1925	21,32955	0,0469
15	11,69685	2,7522	14,44905	0,0692

Las figuras Fig. # 1.4.3 y Fig. # 1.4.4 nos indican cuantos ciclos o periodos le toma al equipo médico alcanzar los niveles alto y bajo de succión respectivamente y de cómo se realiza el proceso. Primero transcurre un espacio de tiempo desde que el equipo es encendido hasta que el triac permita circular corriente a través de la niquelina ($t_{conducción}$), cuando el triac se apaga ($t_{bloqueo}$).se produce un descenso de la temperatura interna del cilindro y esto permite que se produzca la succión; es necesario que transcurran 7 ciclos para que alcanzar el nivel alto y 6 ciclos para alcanzar el nivel bajo.

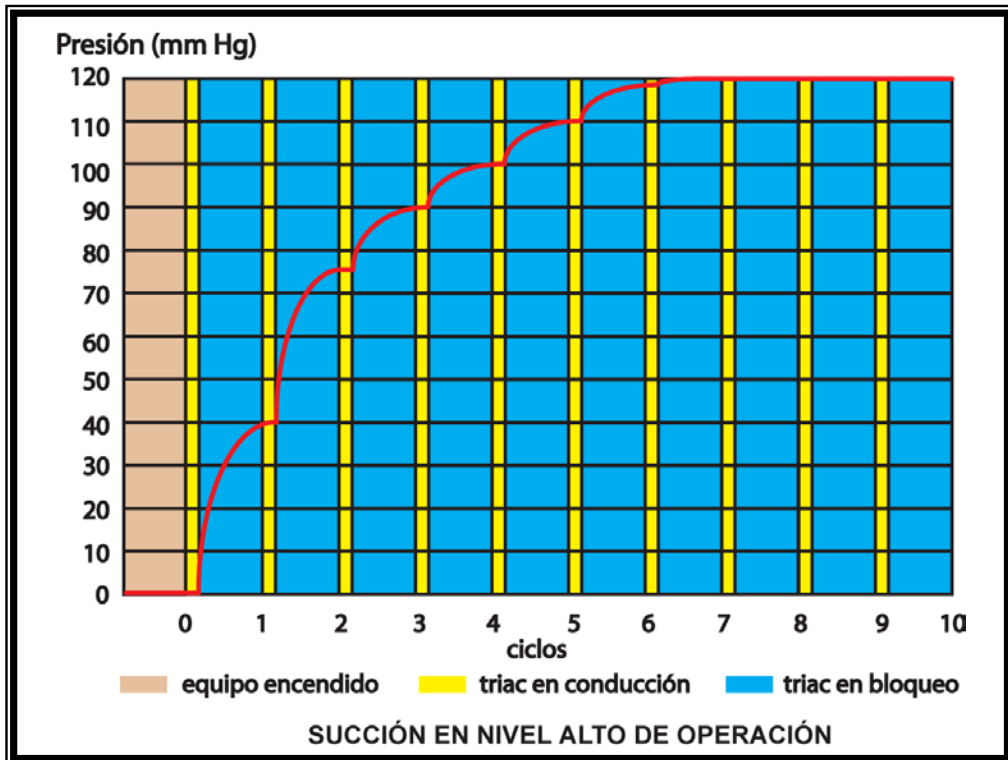


Fig. # 1.4.3

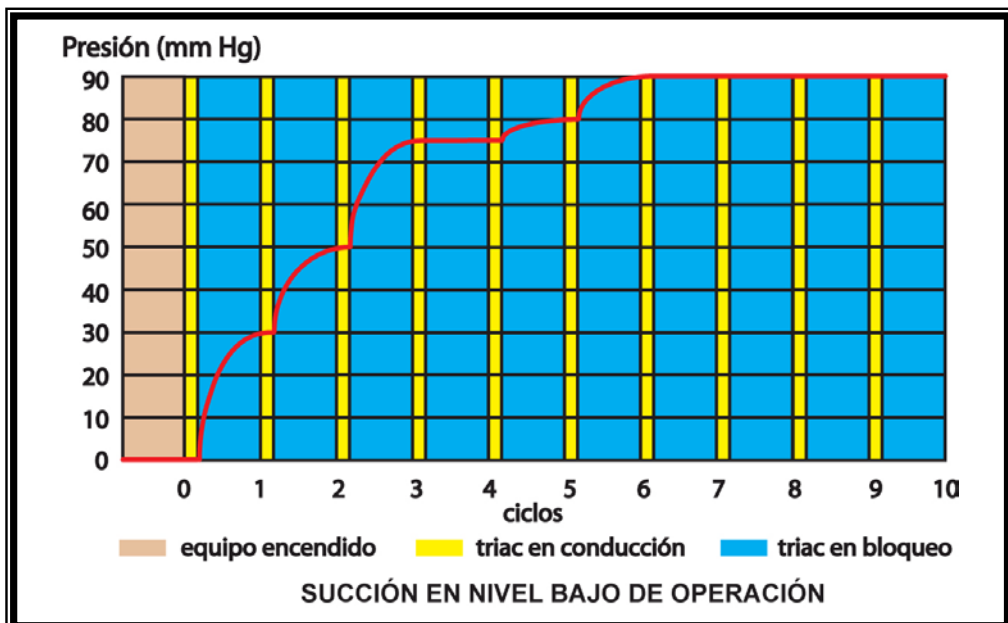


Fig. # 1.4.4

La tabla # 1.4.4 nos muestra los tiempos en que el equipo médico llega a los valores deseados.

Tabla # 1.4.4. Succión en sus dos niveles de operación

Ciclo	Evolución del tiempo		Niveles de succión	
	tbloqueo (s)	tconducción (s)	alto (mm Hg)	bajo (mm Hg)
0	-	0	0	0
	2,2935		0	0
1		13,0730	40	30
	15,3665		40	30
2		26,1459	75	50
	28,4394		75	50
3		39,2189	90	75
	41,5124		90	75
4		52,2918	100	75
	54,5853		100	75
5		65,3648	110	80
	67,6583		110	80
6		78,4377	118	90
	80,7312		118	90
7		91,5107	120	90
	93,8042		120	90
8		104,5836	120	90
	106,8771		120	90
9		117,6566	120	90
	119,9501		120	90

1.5 Cálculos y mediciones.

Se colocó un diodo D6 en paralelo con Rb para mejorar el ciclo de trabajo, el capacitor C3 se carga a través de Ra y del diodo y se descarga a través de Rb, por lo que los tiempos serían:

$$T = t(\text{alto}) + t(\text{bajo})$$

$$t(\text{alto}) = 0.695 * R_a * C_3$$

$$t(\text{bajo}) = 0.695 * R_b * C_3$$

$$t(\text{alto}) = 0.695 * R_a * C_3 = 0.695 * 470 \text{ K } \Omega * 0.01 \text{ uF} =$$

$$t(\text{alto}) = 10.77945 \text{ segundos.}$$

$$t(\text{bajo}) = 0.695 * R_b * C_3 = 0.695 * 100 \text{ K } \Omega * 0.01 \text{ uF} =$$

$$t(\text{bajo}) = 2.2935 \text{ segundos.}$$

$$T = t(\text{alto}) + t(\text{bajo}) = 13.07295 \text{ segundos.}$$

$$\text{Frecuencia} = 1 / T = 0.0765 \text{ Hz.}$$

Para calcular la corriente que circula a través de la niquelina, se utiliza la ley de Ohm; por lo que para una succión de 120 mm Hg se tiene que: $i = v / R_{\text{niquelina}} = 110 \text{ V} / 45 \Omega = 2.44 \text{ A}$.

Se debe recordar que para obtener una succión de 90 mm Hg se debe colocar un resistor externo para disminuir la corriente que circula por la niquelina; en este trabajo se colocaron 2 resistores en serie R3 y R4 de 5Ω c/u que es lo mismo que tener 1 resistor de 10Ω , entonces se tiene que:

$$i = V / (R_{\text{niquelina}} + R_{\text{externo}}) = 110 \text{ V} / (45 + 10) \Omega = 2 \text{ A}.$$

También es necesario realizar los cálculos térmicos para determinar si es necesario el uso de un disipador para el triac TIC226D; según los datos técnicos del TIC226 que están en el apéndice A la resistencia térmica entre la unión y el empaquetamiento ($R_{\theta JC}$) es $1.8 \text{ }^\circ\text{C} / \text{W}$ y la resistencia térmica entre la unión (juntura) y el aire libre ($R_{\theta JA}$) es $62.5 \text{ }^\circ\text{C} / \text{W}$; la figura 6 del apéndice A proporciona la potencia que disipa el triac al relacionar la potencia con la corriente de operación, corriente que en un nivel alto de operación es de 2.44 A; este dato ayuda a concluir mediante la curva que la potencia disipada es 2.44 W;

la figura 5 del apéndice A indica que 110 °C es la temperatura máxima del empaquetamiento; también se considera la temperatura ambiente (T_A) de 30 °C. Con los datos con los que se cuenta, se hacen los cálculos respectivos.

$$T_{j_{\max}} - T_{c_{\max}} = P (R_{\theta_{JC}}) .$$

$$P = 2,44 \text{ W} ; R_{\theta_{JC}} = 1.8 \text{ } ^\circ\text{C} / \text{W} ; T_{c_{\max}} = 110 \text{ } ^\circ\text{C} .$$

$$T_{j_{\max}} = P (R_{\theta_{JC}}) + T_{c_{\max}} = 2.44 \text{ W} (1.8 \text{ } ^\circ\text{C} / \text{W}) + 110 \text{ } ^\circ\text{C} .$$

$$T_{j_{\max}} = 114.392 \text{ } ^\circ\text{C} .$$

$$T_{j_{\text{estimada}}} - T_a = P (R_{\theta_{JA}}) .$$

$$R_{\theta_{JA}} = 62.5 \text{ } ^\circ\text{C} / \text{W} ; T_A = 30 \text{ } ^\circ\text{C} .$$

$$T_{j_{\text{estimada}}} = P (R_{\theta_{JA}}) + T_A = 2.44 \text{ W} (62.5 \text{ } ^\circ\text{C} / \text{W}) + 30 \text{ } ^\circ\text{C} .$$

$$T_{j_{\text{estimada}}} = 182.5 \text{ } ^\circ\text{C} .$$

Como se muestra, $T_{j_{\text{estimada}}}$ es mayor que T_j y esto indica que sí es necesario el uso de un disipador. Al usar un disipador la resistencia térmica total (R_{θ_T}) estaría regida por la siguiente fórmula:

$$R_{\theta_T} = R_{\theta_{JC}} + R_{\theta_{CD}} + R_{\theta_{DA}} , \text{ en donde :}$$

$R_{\theta_{JC}}$: Resistencia térmica ente la unión y el empaquetamiento.

$$R_{\theta JC} = 1.8 \text{ } ^\circ\text{C} / \text{W}.$$

$R_{\theta CD}$: Resistencia térmica ente el empaquetamiento y el disipador.

$R_{\theta CD} = 1 \text{ } ^\circ\text{C} / \text{W}$, debido a que usamos silicona semiconductor.

$R_{\theta DA}$: Resistencia térmica ente el disipador y el aire libre.

La $R_{\theta DA \text{ max}}$ se la calcula, mediante el despeje de la siguiente ecuación:

$$T_{j \text{ max}} - T_a = P (R_{\theta T}) .$$

$$T_{j \text{ max}} - T_a = P (R_{\theta JC} + R_{\theta CD} + R_{\theta DA \text{ max}}) .$$

$$R_{\theta DA \text{ max}} = ((T_{j \text{ max}} - T_a) / P) - R_{\theta JC} - R_{\theta CD} .$$

$$R_{\theta DA \text{ max}} = ((114.392 \text{ } ^\circ\text{C} - 30 \text{ } ^\circ\text{C}) / 2.44 \text{ W}) - 1.8 \text{ } ^\circ\text{C} / \text{W} - 1 \text{ } ^\circ\text{C} / \text{W} .$$

$$R_{\theta DA \text{ max.}} = 31.79 \text{ } ^\circ\text{C} / \text{W} .$$

Este dato obtenido indica que la resistencia térmica del disipador que se usa no debe ser mayor a $31.79 \text{ } ^\circ\text{C}/\text{W}$. Además se implementa en el circuito de conmutación un disipador modelo 627-20ABP con una $R_{\theta DA}$ de $9.16 \text{ } ^\circ\text{C}/\text{W}$, con el que tiene una temperatura de unión de:

$$T_j = P (R_{\theta JC} + R_{\theta CD} + R_{\theta DA}) + T_a.$$

$$T_j = 2.44 (1.8 + 1 + 9.16) + 30 \text{ } ^\circ\text{C}.$$

$$T_j = 59.18 \text{ } ^\circ\text{C}.$$

CAPÍTULO 2. FUNCIONAMIENTO

2.1 Descripción y características de operación:

El sistema posee cuatro indicadores de operación: encendido/apagado, velocidad alta, velocidad baja y recipiente lleno, además de una alarma adicional para indicar que el recipiente ya está lleno y se lo ha denominado interruptor accionado por peso; esto último se lo puede lograr con la ayuda de dos placas metálicas que se encuentran en la parte inferior del recipiente de recolección; al hacer contacto las dos placas metálicas se enviará la señal de salida que accionará una sirena, para que en caso de que nadie del personal médico visualice el nivel de llenado, la intensidad de sonido de la alarma también se la puede regular con un control de volumen que esta disponible en el panel de control. El equipo debe instalarse en una unidad móvil con ruedecillas seguras.

Como se mencionó anteriormente, el vacío es desarrollado por medio de un sistema cíclico de calentamiento de un resistor (niquelina), lo

cual permitirá que el sistema sea silencioso. La bomba trabaja de manera intermitente y con dos velocidades de succión uno alto y otro bajo. La bomba de succión silenciosa e intermitente también tiene que ser de fácil manipulación a fin de que exista una buena aceptación del mismo en el mercado correspondiente.

2.1.1 Detalles del funcionamiento del circuito electrónico.

El circuito electrónico tiene una fuente DC de 12 Voltios, el mismo que está formado por un transformador, puente de diodos y capacitor de 1000uF, regulador de voltaje LM317, resistor de 1K, 1 potenciómetro y un capacitor de 2.2 uF. El voltaje de 12 voltios es aplicado al circuito astable al cual se le coloca un diodo entre los pines 6 y 7 para mejorar el ciclo de trabajo, el pulso que se genera se lo envía a la puerta del triac, el mismo que va a trabajar como un interruptor, permitiendo el paso de la corriente o impidiendo la circulación de la misma.

Al encender la alimentación del circuito, la válvula de salida permite que escape el aire que se encuentra dentro del cilindro generando el vacío; en el instante que se interrumpe el paso de la corriente se

produce la succión de manera constante y mientras no exista un flujo de corriente, al volver a conmutar el triac la succión se interrumpe, luego al volver a interrumpirse el flujo de la corriente se vuelve a producir la succión y este proceso se produce de manera cíclica.

2.2 Procedimientos de operación.

- El sistema se debe alimentar con 110 V a una frecuencia de 60 Hz.
- Conectar el tubo de drenaje (catéter, tubo duodenal , etc.) con el conector de la botella que retendrá los fluidos succionados.
- Seleccionar el nivel de succión (alto o bajo). Durante la operación del mismo una luz indicará cuando la niquelina es calentada, luego dejará de calentar, el proceso de calentamiento y enfriamiento produce la succión.
- Presionar el interruptor de encendido para dar inicio a la succión.
- Los fluidos nunca deben ingresar a la bomba.

2.3 Elaboración del manual del usuario

- La bomba debe ser ubicada en un sitio adecuado para evitar que personas ajenas al personal médico toquen alguno de sus componentes ocasionando cambios en los niveles de succión a los que se somete el paciente o provocando movimientos del sistema en su totalidad durante su operación; se debe recordar que el equipo no se debe mover durante su utilización.
- Debe comprobarse que tanto el cable eléctrico de la bomba como el sitio en el cual se va a conectar el equipo esté en perfectas condiciones.
- Se debe verificar que el volumen de la alarma esté activado para que en caso de que se llene el reservorio principal indique a la persona encargada de su manipulación el cambio respectivo.
- Verificar que los tubos conectores y mangueras estén en su sitios respectivos y que no presenten grietas, de ser así esto se debe notificar inmediatamente para que el departamento de mantenimiento proceda a realizar el cambio respectivo; también es importante recordar que después de succionar los líquidos del paciente, el catéter debe ser desechado inmediatamente; de esa manera se evitan riesgos de contagios.

- Seleccionar el nivel de succión deseado ya sea alto o bajo; esto se lo realizará con el interruptor de selección.
- Antes de poner en funcionamiento el equipo, se deben realizar los puntos antes expuestos.
- El equipo poseerá un interruptor encendido/apagado para alimentar eléctricamente el sistema.
- Una vez que se ha realizado la succión se debe apagar el equipo antes de ser desconectado y/o trasladado a otro sitio.
- Durante su operación no se debe permitir la cercanía de otras personas ya que pueden alterar su modo de funcionamiento e incluso podrían sufrir quemaduras si llegasen a tocar el cilindro de aluminio; se debe recordar que por la niquelina fluye corriente que calienta el cilindro.
- Desechar los flujos recolectados y el catéter de acuerdo a las normas de higiene y seguridad correspondientes.

2.4 Cuidado del equipo y mantenimiento

No se debe mover la bomba ni todos sus componentes mientras se esté realizando la succión. Mientras no se esté utilizando, se deben

limpiar los recipientes de acuerdo a las normas de higiene respectivas (esterilización, uso de detergentes); así mismo se deben reemplazar los tubos si están rotos o quebradizos. Se debe usar un tubo de drenaje (catéter, tubo duodenal, etc.) por cada paciente.

2.4.1 Servicio

La succión no se realizará de manera adecuada si se presentan los siguientes casos:

- Ruptura de las mangueras de succión de aire o del tubo de drenaje.
- Cuando el caucho de las botellas de retención del fluido no están firmes.
- Obstrucción de los tubos cuando las válvulas no funcionan correctamente; en este caso se debería limpiar o cambiar las válvulas cuando ingresa líquido a la bomba de succión.
- Por acumulación de suciedad y polvo.
- Por mal funcionamiento del sistema de encendido.
- Por mal funcionamiento eléctrico.
- Cuando el equipo médico no es usado por personal capacitado.

Los problemas eléctricos:

- Cuando existen problemas en la conexión eléctrica, hay que revisar los tomacorrientes que alimentan el sistema.
- Componentes eléctricos defectuosos (niquelina, interruptores, diodos, etc.) seguramente indicarán valores de voltaje pero no trabajarán bien.

2.5 Precauciones (Recomendaciones)

- Alimentar el sistema con los valores correctos de voltaje y frecuencia
- Asegurar de que esté conectada la botella auxiliar para la retención de fluidos para evitar posibles desbordamientos de líquidos.
- Verificar la correcta conexión del tubo de drenaje (catéter, tubo duodenal , etc.)
- Verificar que el interruptor de encendido, niquelina y demás elementos eléctricos y electrónicos funcionen correctamente.
- Verificar el correcto nivel de succión (alto o bajo).
- Asegurarse de que los fluidos nunca deben ingresar a la bomba

- No mover la bomba ni todos sus componentes mientras se esté realizando la succión.
- Mientras no se esté utilizando, limpiar los recipientes y desechar el tubo de drenaje anteriormente utilizado.
- Se debe elaborar un manual de capacitación de aprendizaje sencillo para los usuarios.
- Debemos recordar que no hay que acercarse al cilindro ya que este se calienta y puede causar quemaduras.

CAPÍTULO 3. CAMPO DE APLICACIÓN – UTILIDAD

El campo de aplicación que nos concierne es en la Medicina, dada la naturaleza del Tópico. Es por eso necesario definir algunos términos desde el punto de vista de dicha ciencia.

En Medicina se habla de succión o aspiración cuando se refiere a la extracción de objetos extraños; en muchas ocasiones, las vías respiratorias pueden verse obstruidas por alimentos; también se habla de succión al momento de extraer sustancias dañinas o mal ubicadas de una cavidad corporal, como aire, líquidos corporales e incluso fragmentos óseos; esto se da cuando se habla de la extracción de líquido ascítico desde el abdomen; este tipo de procedimiento también se usa para la obtención de muestras de tejidos para biopsias.

También es muy común el uso del término drenar o drenaje; el drenaje es un procedimiento para asegurar la salida de líquidos o derrames de una herida, absceso o cavidad natural, traumática o quirúrgica, en

cuanto a este término existen algunas técnicas o métodos que implican el uso de sistemas de vacío

- Drenaje aspirativo: el que se produce al hacer el vacío en el espacio residual o cavidad que se debe drenar
- Drenaje de Monaldi: drenaje de cavernas tuberosas, mediante aspiración o succión continua.
- Drenaje de Redon: método de drenaje aspirativo continuo, mediante tubos de polietileno conectados a un depósito en el que se ha efectuado un vacío previo.
- Drenaje de Wangenstein: aspiración continua endodigestiva por una sonda introducida en el duodeno o intestino delgado, para el tratamiento de la obstrucción intestinal y del íleo parálítico.
- Drenaje por succión: todos los drenajes aspirativos conectados a un aparato de succión
- Drenaje sumidero: dispositivo de drenaje que consiste en dos tubos, uno que permite drenar el líquido de una cavidad y otro que permite la entrada de aire en la cavidad para reemplazar el líquido. Puede conectarse a un aparato de succión.
- Drenaje torácico: extracción de aire, sangre o líquidos de la cavidad torácica a través de un tubo insertado normalmente en el espacio

pleural. El tubo puede conectarse a un dispositivo de aspiración que ayude a reinflar un pulmón colapsado.

La succión es usada para aspirar líquidos y gases que se acumulan en cavidades corporales, debido a heridas, enfermedades o cirugía.

En emergencias, la succión se emplea para vaciar las vías aéreas de vómito del paciente u otras sustancias que impidan el flujo de aire a pulmones.

La succión traqueal se usa rutinariamente cuando el tubo endotraqueal, nasogástrico o mucosa reduce la capacidad del paciente de respirar propiamente, este tipo de succión consiste en la extracción de mucosidad de la nariz y de la garganta o del tubo endotraqueal con un tubo de plástico unido a un dispositivo de succión.

La succión también es usada rutinariamente en la mayoría de las cirugías para remover sangre y fluidos de irrigación que se acumulan en el sitio de la operación y que obstruyen la vista y trabajo del cirujano.

Cuando se obstruye el intestino delgado, existen varias clases de tratamientos; uno de éstos es el no operatorio que se realiza mediante la aspiración con sonda nasogástrica, en donde se realiza una succión intermitente y por periodos prolongados de tiempo; se usa esta técnica para aliviar el apremio de vomitar y evitar la distensión gaseosa adicional del abdomen; la succión que se realice debe ser suave para evitar destrucción de tejidos internos. En el caso de un intestino obstruido se produce una gran acumulación de líquidos y gases. La obstrucción adhesiva del intestino delgado se ha convertido en una de las muchas enfermedades de la sociedad industrializada del siglo XX.

La hernia es la causa más común de obstrucción intestinal, seguida por el cáncer. El líquido acumulado proviene parcialmente de lo ingerido pero principalmente de las secreciones:

- a). Saliva 500 - 600 cc/24hr.
- b). Jugo gástrico 1200 - 1500 cc/24hr.
- c). Jugo pancreático 1200 - 1500 cc/24hr.
- d). Bilis 800 - 1200 cc/24hr.
- e). Intestino delgado 2000 - 3000 cc/24hr.

El total acumulado en 24 horas es de 5700 cc; incluso puede aumentar hasta 10000 cc., el líquido de las secreciones digestivas proviene del plasma, esto es lo que se conoce con el nombre de ciclo enteroplasmático. En la obstrucción intestinal este ciclo se perturba , hay mayor secreción y menor resorción, lo cual ocasiona estancamiento del intestino.

El vacío requerido varía de acuerdo al tipo de aplicación de la succión. Por ejemplo, en una succión nasogástrica rutinaria, el vacío no deberá ser mayor de 5" Hg (20mm Hg) para evitar daño a los tejidos. La succión durante una cirugía se necesita, sin embargo, niveles mayores de 18 a 20" Hg (480mm Hg). Para ayudar a asegurar la una succión apacible, para las aplicaciones especializadas tales como: lavado gástrico, descompresión abdominal, drenaje duodenal, fistular la succión puede ser de 120 mm Hg o 90mm Hg.

Hoy en día los hospitales cuentan con centrales para generar los vacíos requeridos de acuerdo a cada aplicación, pero también existen hospitales y muchos centros de salud que no cuentan con estas centrales de vacío.

CONCLUSIONES

1. Este equipo médico sí tendría aceptación en el mercado local debido a que muchos hospitales y centros de salud no cuentan con centrales de succión.
2. La importancia de que el cilindro sea de aluminio, ya que muestra ciertas facilidades de trabajo, como para hacer perforaciones para colocar pernos y terminales conductores, además resiste la corrosión y es poco costoso.
3. El equipo no alcanza en el primer ciclo de trabajo la succión deseada debido a que tiene que vencer la presión interna que poseen los recipientes de recolección y aislamiento para obtener el sistema de vacío; esta presión interna ocupa un espacio que se lo denomina espacio muerto, es por eso que conforme se van llenando los recipientes, ese espacio muerto se vence y la succión mejora. En las múltiples pruebas que se realizaron se notó que si el recipiente de recolección ya posee líquido en su interior, la succión

requerida se alcanza en menor tiempo debido a que el espacio muerto a vencer es menor; por eso también es importante de que el recipiente de aislamiento sea de menor volumen.

4. El tamaño del cilindro que posee en su interior a la niquelina es de vital importancia debido a que su volumen es directamente proporcional a la corriente que circula por el resistor de niquelina y al incremento de la temperatura y es inversamente proporcional a la resistencia eléctrica; la ventaja de tener un cilindro mas pequeño es que se necesitaría menos temperatura para calentar la cantidad de aire existente en su interior, aunque por otro lado se necesitaría un valor de resistencia mayor para disminuir la corriente.
5. Los recipientes de recolección y aislamiento deben de ser de vidrio y/o de un material lo suficientemente rígido para que no existan pérdidas de succión.

RECOMENDACIONES

1. Es importante sellar el cilindro en la junta existente entre el cuerpo y la tapa con silicona roja para altas temperaturas, para que sea mas hermético y poder obtener una mejor succión.
2. Se debe sellar con masilla epóxica las borneras para que no existan fugas de aire en sus juntas, ya que se agrieto el cilindro al colocarlas.
3. Se usó el triac TIC226D porque al ser de puerta sensitiva es mas sencillo de disparar y no existen mayores restricciones para lograr la corriente de enganche.
4. Hay que tener cuidado con los anchos de pulso enviados por el LM555 y que son determinados por Ra, Rb, C3 y D6 ya que son un factor clave para alcanzar y mantener los niveles de succión requeridos.

5. La polaridad correcta y la puesta a tierra del equipo es importante para que la acumulación de corrientes de fuga no se descargue a través del personal médico y/o pacientes.

6. Las mangueras que realizan la succión deben ser adecuadas y no deben permitir pérdidas, es por eso que se usaron mangueras de equipos de compresión.

7. En caso de que se requiera abrir el cilindro se lo debe hacer con la herramienta indicada y cuando se lo vuelva a cerrar se debe revisar cuidadosamente de que no existan fugas o de que no esté correctamente sellado.

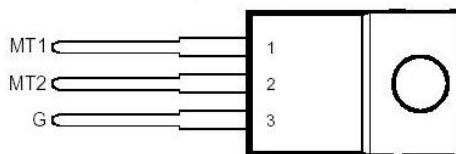
APÉNDICES

APÉNDICE A

TIC226D

Características

- Corriente máxima en estado de conducción ($I_{T(RMS)}$) 8 A_{RMS}
- Corriente máxima de pico de alterna en estado de conducción (I_{TSM}) 70 A_{PICO} .
- Tensión Máxima de pico repetitivo en estado de bloqueo (V_{DRM}) de 400 V.
- Corriente máxima de compuerta (I_{GT}) de 50 mA .
- Empaquetamiento TO – 220



El pin 2 esta en con la carcasa metálica del triac

Valores máximos absolutos (para temperaturas en el empaquetamiento no mayores a 85 °C).

Parámetro	Símbolo	Valor	Unidad
Voltaje de pico repetitivo en estado de bloqueo	V_{DRM}	400	V
Corriente en estado de conducción	$I_{T(RMS)}$	8	A
Corriente de pico de alterna en estado de conducción	I_{TSM}	70	A
Corriente pico de compuerta	I_{GM}	± 1	A
Potencia pico de disipación de compuerta	P_{GM}	2.2	W
Potencia promedio de disipación de compuerta	$P_{G(AV)}$	0.9	W

Parámetro	Símbolo	Valor	Unidad
Rango de operación de la temperatura para el empaquetamiento	T_C	-40 A +110	°C
Rango de la temperatura de almacenamiento	T_{STG}	-40 A +125	°C

Características térmicas

Parámetro	Símbolo	Min.	Typ.	Max.	Unidad
Resistencia térmica entre la unión y el empaquetamiento	$R_{\theta JC}$			1.8	°C / W
Resistencia térmica entre la unión y el aire libre	$R_{\theta JA}$			62.5	°C / W

Características eléctricas (temperatura del empaquetamiento a 25 °C).

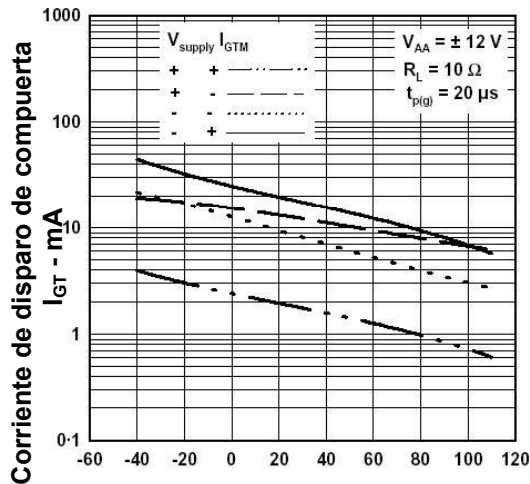
Parámetro	Condiciones	Min.	Typ.	Max.	Unidad
Corriente de pico repetitivo en estado de bloqueo (I_{DRM})	$V_D = \text{rated } V_{DRM}$ $I_G = 0$ $T_C = 110^\circ\text{C}$			± 2	mA
Corriente pico de disparo de compuerta (I_{GTM})	$R_L = 10\Omega$, $t_{p(g)} > 20 \mu\text{s}$: <ul style="list-style-type: none"> ▪ $V_{\text{aplicado}} = 12 \text{ V}$ ▪ $V_{\text{aplicado}} = 12 \text{ V}$ ▪ $V_{\text{aplicado}} = -12 \text{ V}$ ▪ $V_{\text{aplicado}} = -12 \text{ V}$ 		2 -12 -9 20	50 -50 -50	mA
Voltaje pico de disparo de compuerta (V_{GTM})	$R_L = 10\Omega$, $t_{p(g)} > 20 \mu\text{s}$: <ul style="list-style-type: none"> ▪ $V_{\text{aplicado}} = 12 \text{ V}$ ▪ $V_{\text{aplicado}} = 12 \text{ V}$ ▪ $V_{\text{aplicado}} = -12 \text{ V}$ ▪ $V_{\text{aplicado}} = -12 \text{ V}$ 		0.7 -0.8 -0.8 0.9	2 -2 -2 2	V
Voltaje pico en conducción	$I_{TM} = \pm 12 \text{ A}$, $I_G = 50 \text{ mA}$		± 1.6	± 2.1	V
Corriente de mantenimiento	$I_G = 0 \text{ A}$ <ul style="list-style-type: none"> ▪ $V_{\text{aplicado}} = 12 \text{ V}$ $I_{nit} I_{TM} = 100 \text{ mA}$ ▪ $V_{\text{aplicado}} = -12 \text{ V}$ $I_{nit} I_{TM} = 100 \text{ mA}$ 		5 -9	30 -30	mA

Parámetro	Condiciones	Min.	Typ.	Max.	Unidad
Corriente de enganche (latching)					
Velocidad crítica de crecimiento de tensión en el estado de bloqueo	$V_{DRM} = \text{rated } V_{DRM}$ $I_G = 0 \text{ A}$ $T_C = 110^\circ\text{C}$		+100		V/ μs
Velocidad crítica de crecimiento de tensión durante la conmutación	$V_{DRM} = \text{rated } V_{DRM}$ $I_{TRM} = +12 \text{ A}$ $T_C = 85^\circ\text{C}$	+5			V/ μs

Nota: Todos los voltajes tiene como referencia el pin 1

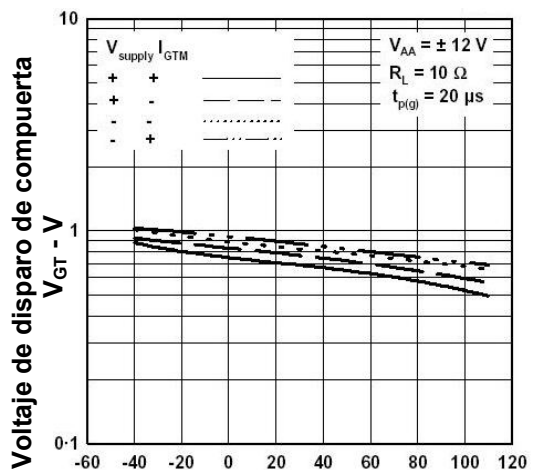
Curvas Características

Corriente de disparo de compuerta vs. temperatura del empaquetamiento



Temperatura del empaquetamiento
 T_C - °C
Figura 1

Voltaje de disparo de compuerta vs. temperatura del empaquetamiento



Temperatura del empaquetamiento
 T_C - °C
Figura 2

Corriente de mantenimiento vs. temperatura del empaquetamiento

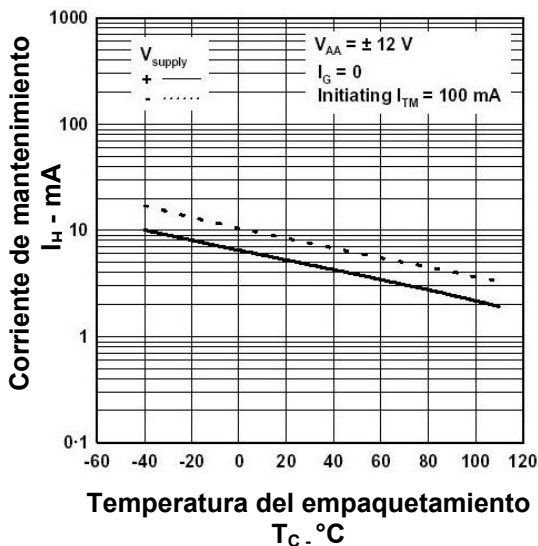


Figura 3

Corriente de enganche vs. temperatura del empaquetamiento

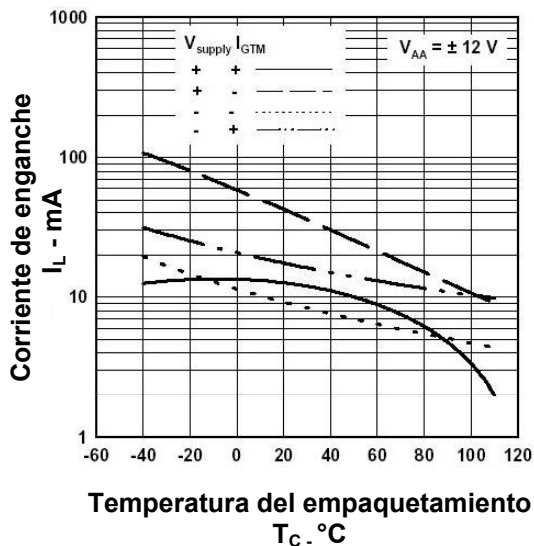


Figura 4

Corriente máxima en estado de conducción vs. temperatura del empaquetamiento

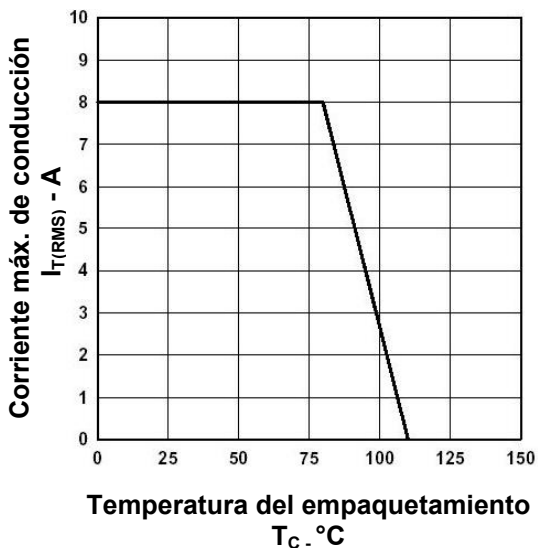


Figura 5

Potencia promedio de disipación vs. corriente en estado de conducción

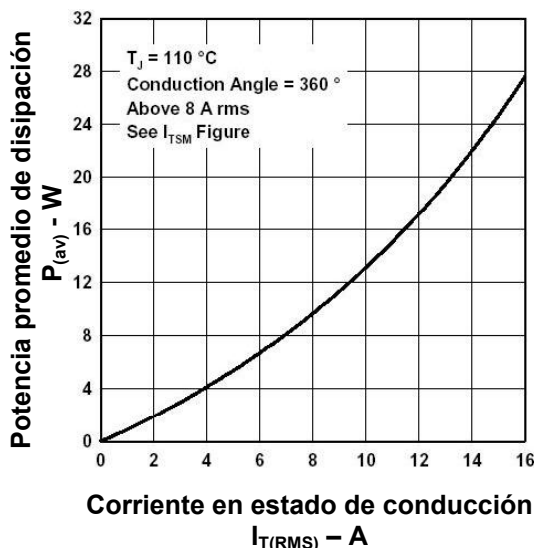
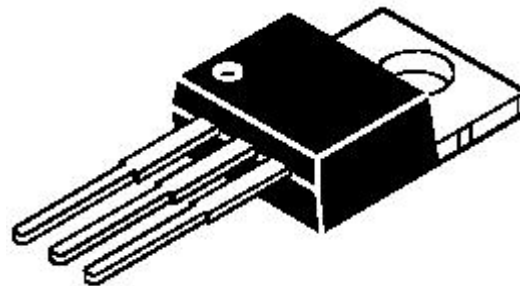
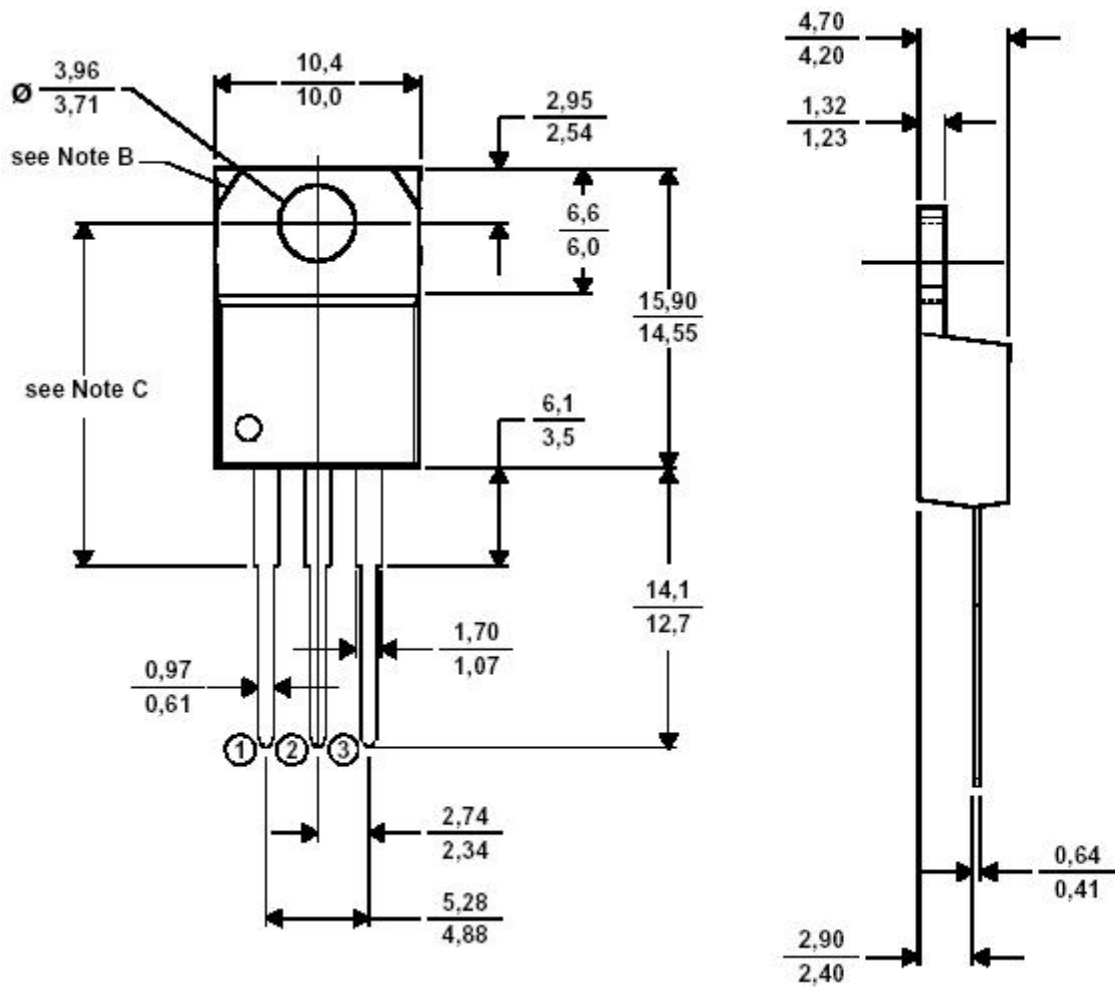


Figura 6

Dimensiones mecánicas

- Dimensiones en milímetros
- Empaquetamiento TO – 220

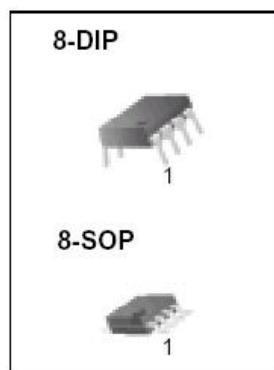


APÉNDICE B

LM555

Descripción General

El LM555 es un dispositivo altamente estable capaz de generar pulsos de tiempo u oscilaciones exactas. En operación monostable, los pulsos son controlados por un resistor externo y un capacitor. En operación astable, la frecuencia y el ciclo de trabajo son controlados por dos resistores externos y un capacitor.



Características

- Corriente máxima de salida de 200 mA.
- Ciclo de trabajo ajustable.
- Estabilidad de temperatura de 0.005% / °C .
- Cronometra desde microsegundos a horas.
- Reemplazo directo para SE555/NE555.

- Operación en modo monoestable y astable.
- Compatibilidad TTL.

Aplicaciones

- Generación de pulsos.
- Generación de tiempos de retraso.
- Tiempos de precisión.
- Tiempos secuenciales.
- Modulación de ancho de pulsos.
- Modulación de posición de pulsos.
- Generación de rampa lineal.

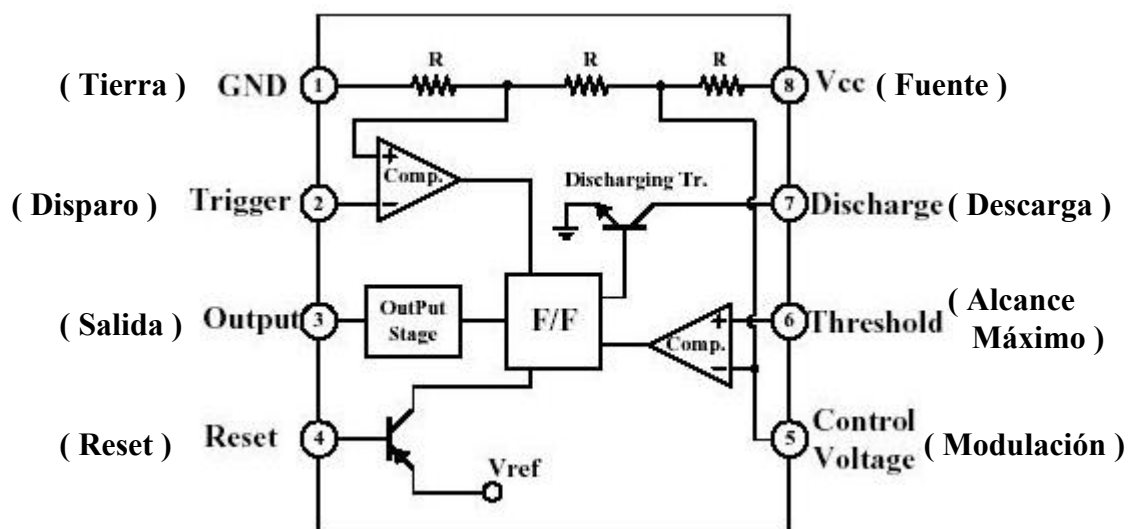
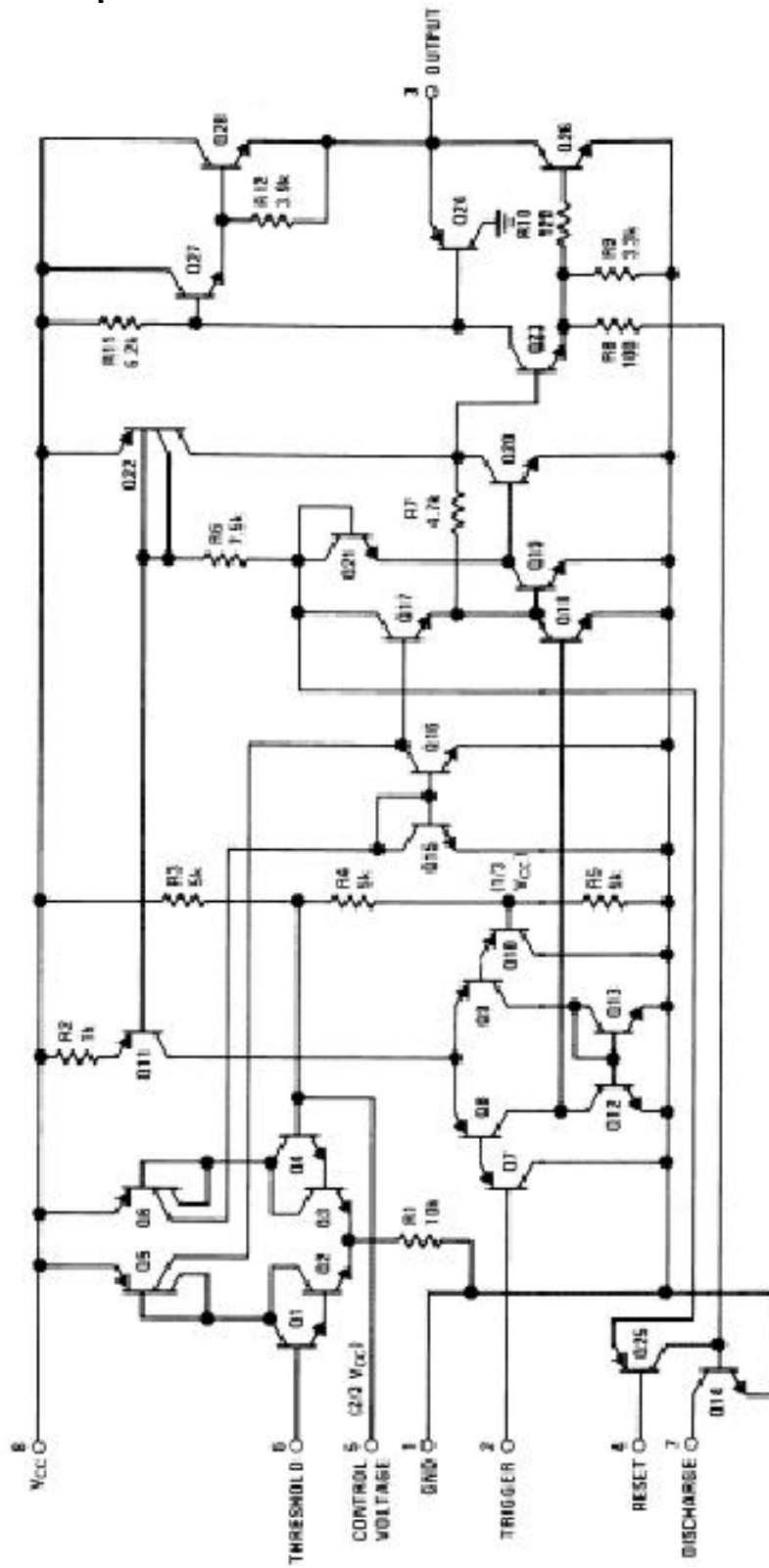


Diagrama esquemático



Valores máximos absolutos (Ta = 25 °C).

Parámetro	Símbolo	Valor	Unidad
Voltaje aplicado	V_{CC}	16	V
Disipación de potencia	P_D	600	mW
Rango temperatura de operación	T_{OPR}	0 ~ +70 -40 ~ +85	°C
Temperatura (soldando 10 seg.)	T_{LEAD}	300	°C
Rango temperatura almacenada	T_{STG}	-65 ~ +150	°C

Características eléctricas

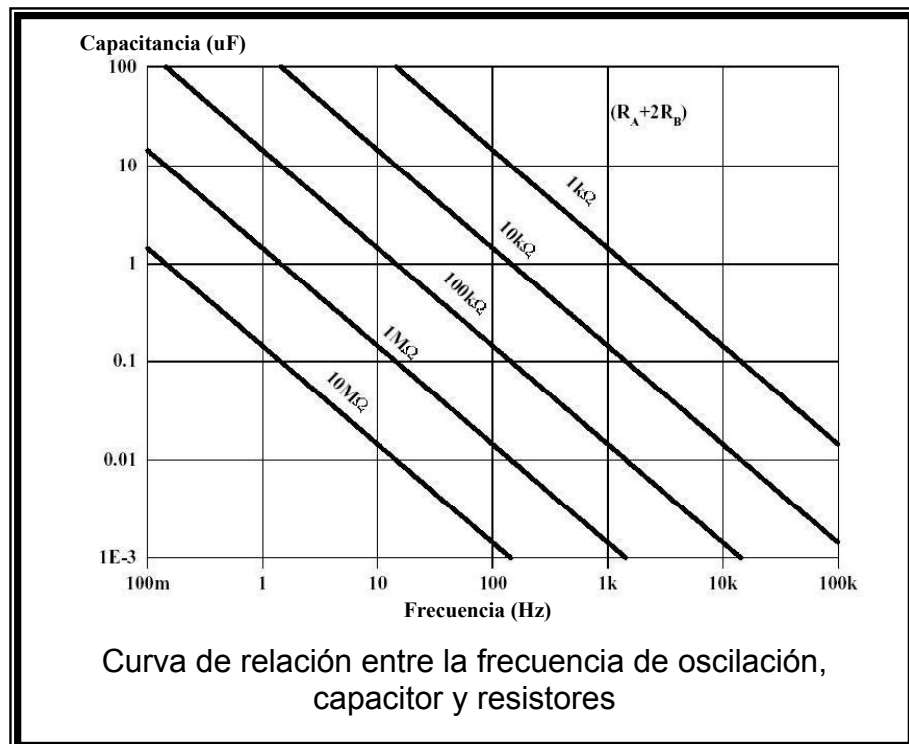
Parámetro	Condiciones	Min.	Typ.	Max.	Unidad
Voltaje aplicado (V_{CC})	-	4.5	-	16	V
Corriente aplicada (I_{CC})	$V_{CC} = 5V,$ $R_L = \infty$	-	3	6	mA
	$V_{CC} = 15V,$ $R_L = \infty$	-	7.5	15	mA
Incertidumbre de tiempo (Monoestable)	RA = 1kΩ a 100kΩ C = 0.1μF	-			
▪ Precisión inicial (ACCUR)			1	3.0	%
▪ Fluctuación con la temperatura ($\Delta t/\Delta T$)			50		ppm/°C
▪ Fluctuación con el voltaje ($\Delta t/\Delta V_{CC}$)			0.1	0.5	% / V
Incertidumbre de tiempo (Astable)	RA = 1kΩ a 100kΩ C = 0.1μF	-			
▪ Precisión inicial (ACCUR)			2.25		%
▪ Fluctuación con la temperatura ($\Delta t/\Delta T$)			150	-	ppm/°C
▪ Fluctuación con el voltaje ($\Delta t/\Delta V_{CC}$)			0.3		% / V
Voltaje de control (V_C)	$V_{CC} = 15 V$	9.0	10.0	11.0	V
	$V_{CC} = 5 V$	2.6	3.33	4.0	V

Parámetro	Condiciones	Min.	Typ.	Max.	Unidad
Voltaje de alcance máximo (V_{TH})	$V_{CC}= 15\text{ V}$	-	10.0	-	V
	$V_{CC}= 5\text{ V}$	-	3.33	-	V
Corriente de alcance máximo (I_{TH})	-	-	0.1	0.25	μA
Voltaje de disparo (V_{TR})	$V_{CC}= 15\text{ V}$	4.5	5	5.6	V
	$V_{CC}= 5\text{ V}$	1.1	1.67	2.2	V
Corriente de disparo (I_{TR})	$V_{TR} = 0\text{ V}$		0.01	2.0	μA
Voltaje reset (V_{RST})	-	0.4	0.7	1.0	V
Corriente reset (I_{RST})	-		0.1	0.4	mA
Voltaje salida nivel bajo (V_{OL})	$V_{CC}=15\text{ V}$ $I_{SINK}=10\text{mA}$	-	0.06	0.25	V
	$I_{SINK}=50\text{mA}$		0.3	0.75	V
	$V_{CC}=5\text{ V}$ $I_{SINK}=5\text{mA}$	-	0.05	0.35	V
Voltaje salida nivel alto (V_{OH})	$V_{CC}=15\text{ V}$ $I_{SOURCE}=200\text{mA}$	12.75	12.5	-	V
	$I_{SOURCE}=100\text{mA}$		13.3		V
	$V_{CC}=5\text{ V}$ $I_{SOURCE}=100\text{mA}$	2.75	3.3	-	V
Tiempo de subida en la salida (t_R)	-	-	100	-	ns
Tiempo de descenso en la salida (t_F)	-	-	100	-	ns

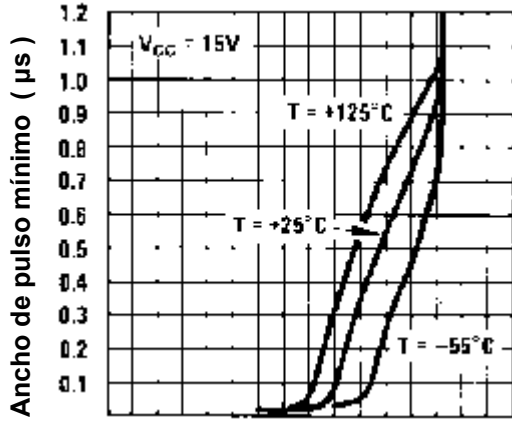
Tabla de operación básica

V_{TH} (pin 6)	V_{TR} (pin2)	Reset (pin4)	Salida (pin 3)	Descarga (pin 7)
ϕ	ϕ	bajo	bajo	activado
$V_{TH} > 2V_{CC} / 3$	$V_{TH} > 2V_{CC} / 3$	alto	bajo	activado
$V_{CC} / 3 < V_{TH} < 2 V_{CC} / 3$	$V_{CC} / 3 < V_{TH} < 2 V_{CC} / 3$	alto	-	-
$V_{TH} < V_{CC} / 3$	$V_{TH} < V_{CC} / 3$	alto	alto	apagado

Curvas Características

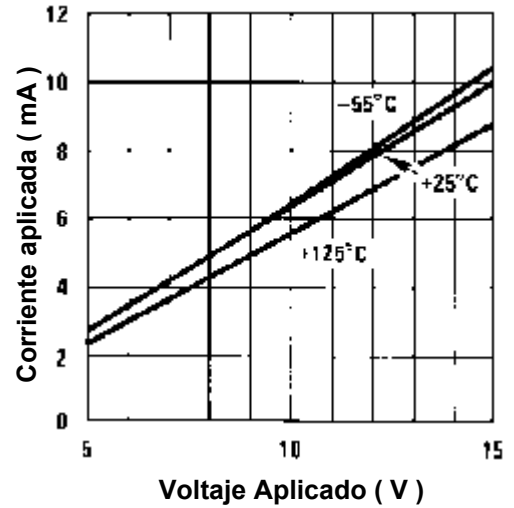


Ancho de pulso mínimo requerido para el disparo



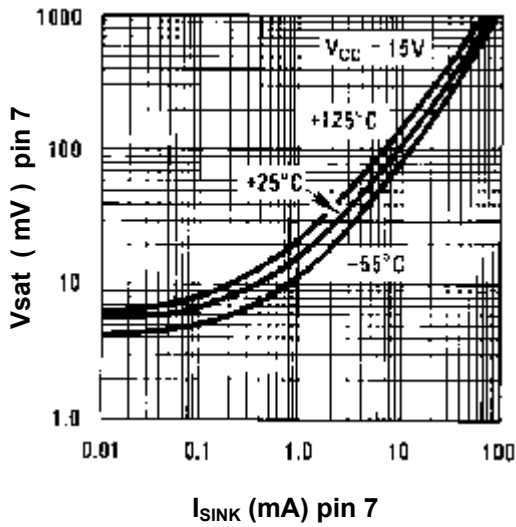
Nivel de voltaje mas pequeño de pulso de disparo (X Vcc)

Corriente aplicada vs. Voltaje aplicado

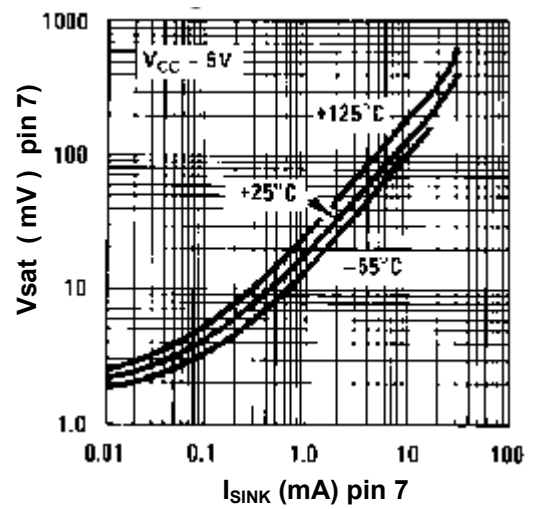


Voltaje de descarga (pin 7) vs. Corriente

$V_{CC} = 15V$

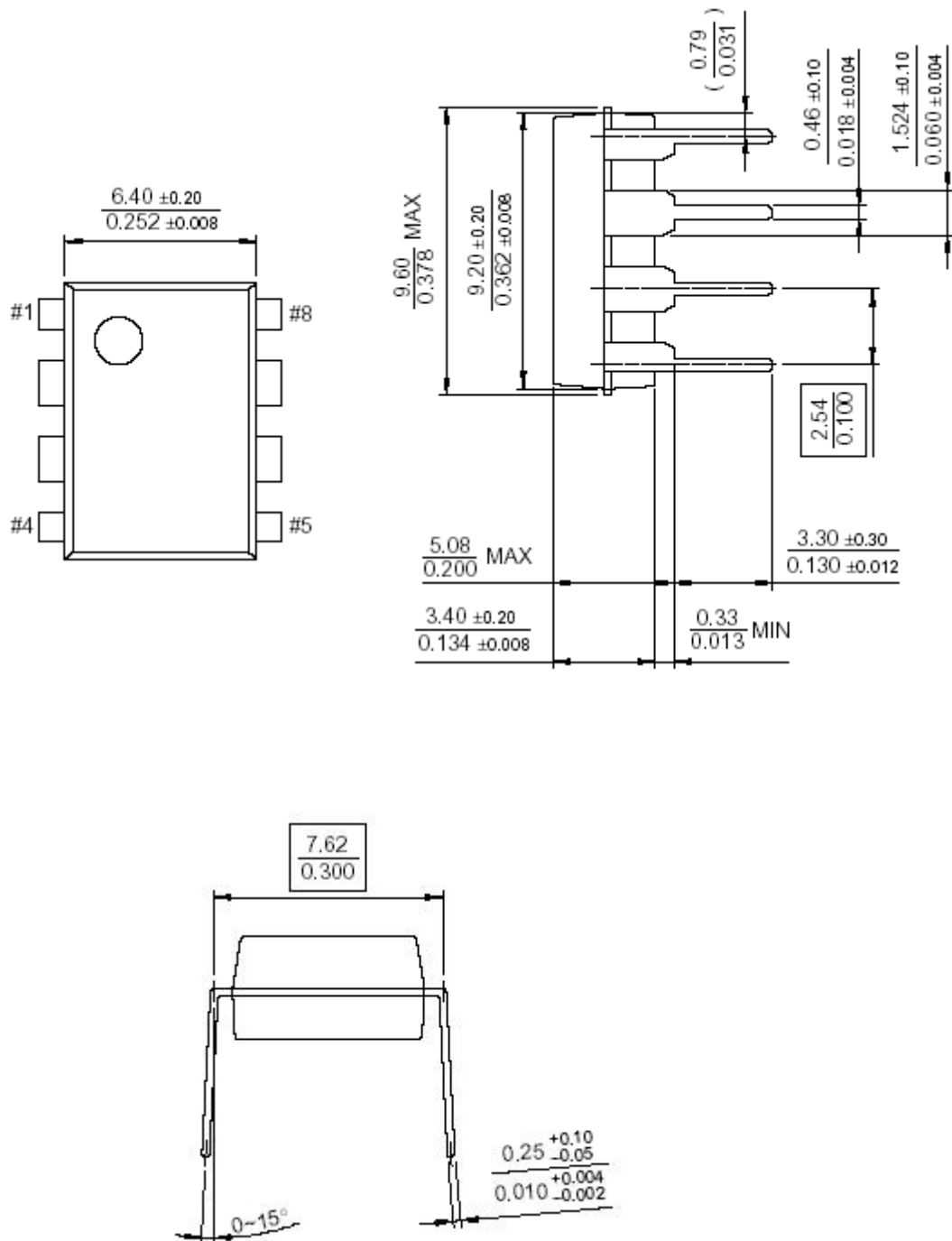


$V_{CC} = 5V$



Dimensiones mecánicas

- Dimensiones en milímetros
- Empaquetamiento 8-DIP



APÉNDICE C

LM317

Descripción General

El LM317 es un regulador de voltaje ajustable que proporciona una salida de 1.2 V a 37 V, su uso es excepcionalmente fácil y solo requiere de dos resistores externos.

- Corriente de salida mas de 100mA.
- Salida ajustable entre 1.2 V. y 37 V.
- Protección interna para sobrecargas térmicas.
- Limitador interno para corrientes de corto circuito.

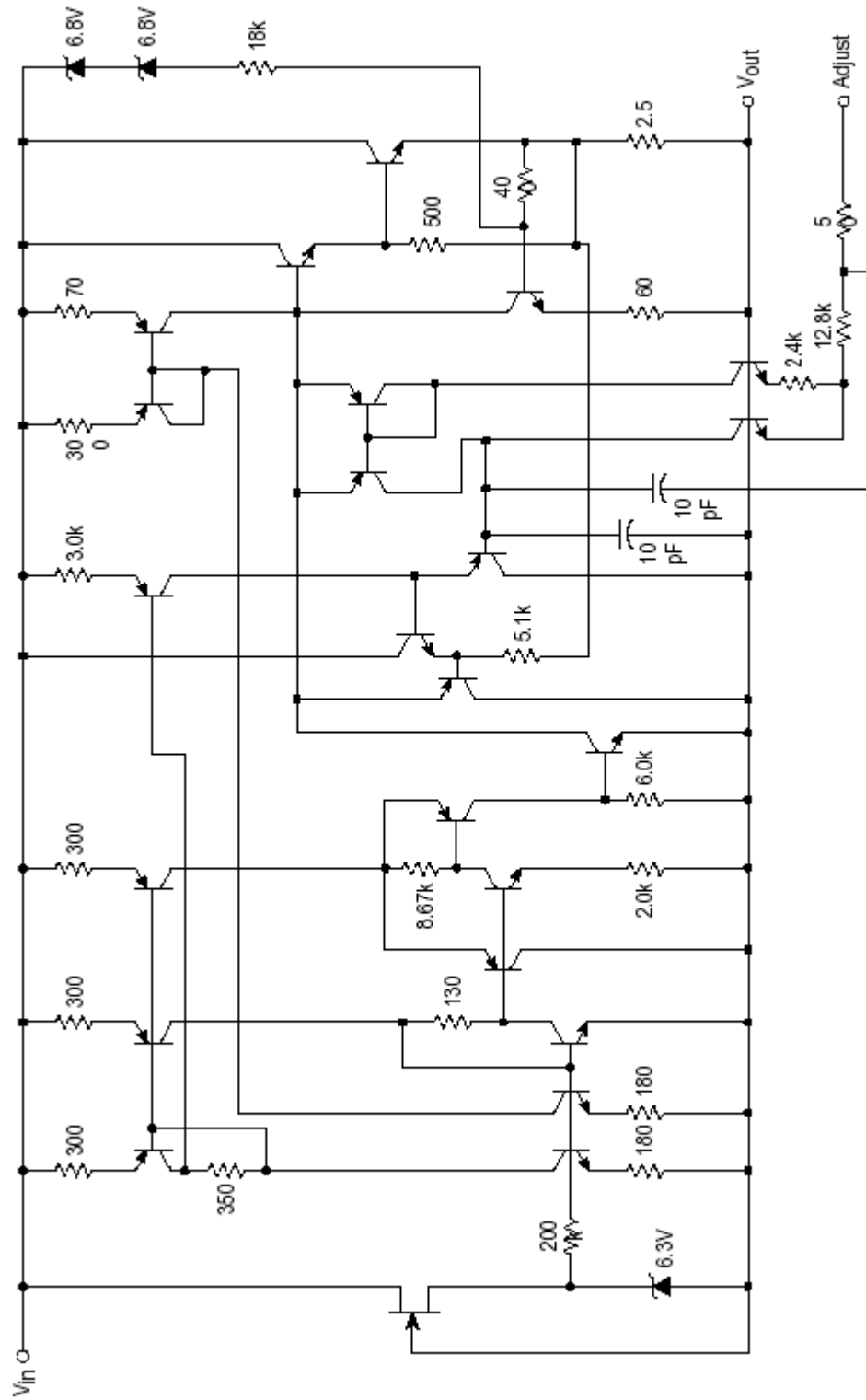
Máximos Valores

Parámetro	Símbolo	Valor	Unidad
Voltaje diferencial entrada-salida	$V_I - V_O$	40	V _{dc}
Disipación de potencia	P _D	Intenamente limitado	W
Rango temperatura en la union	T _J	-40 a +85	°C
Rango temperatura almacenada	T _{STG}	-65 a +150	°C

Características térmicas

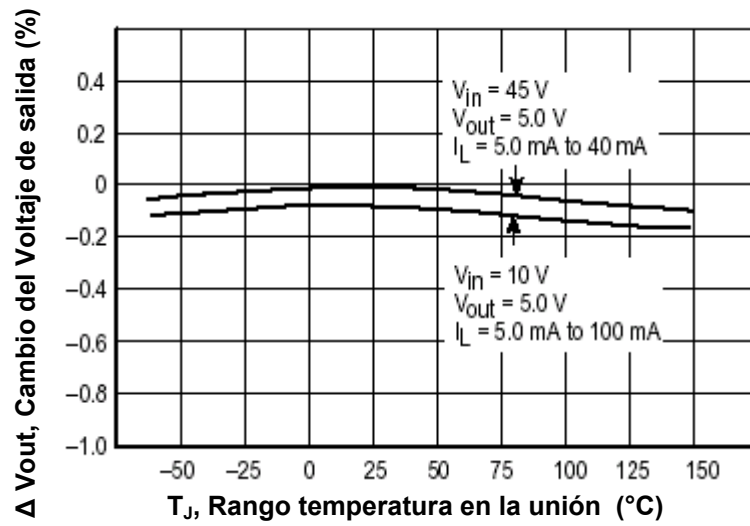
Parámetro	Símbolo	Min.	Typ.	Max.	Unidad
Resistencia térmica entre la unión y el empaquetamiento	R _{θJC}	-	83	-	°C / W
Resistencia térmica entre la unión y el aire libre	R _{θJA}	-	160	-	°C / W

Diagrama esquemático

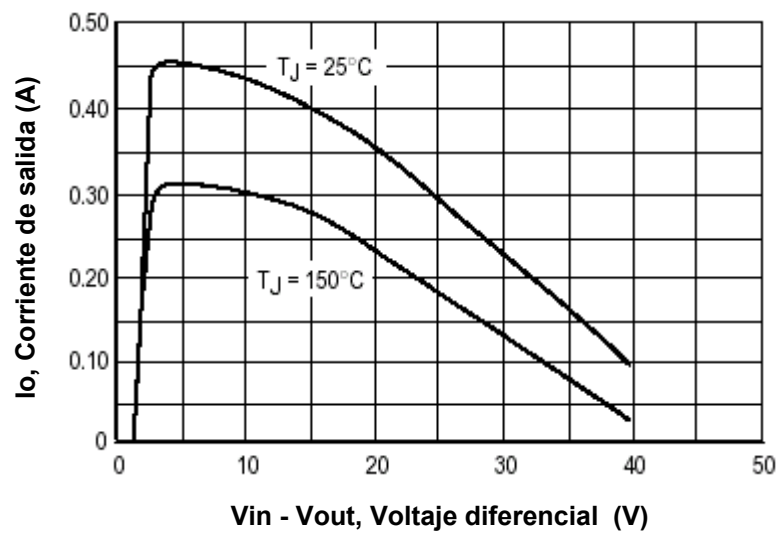


Curvas Características

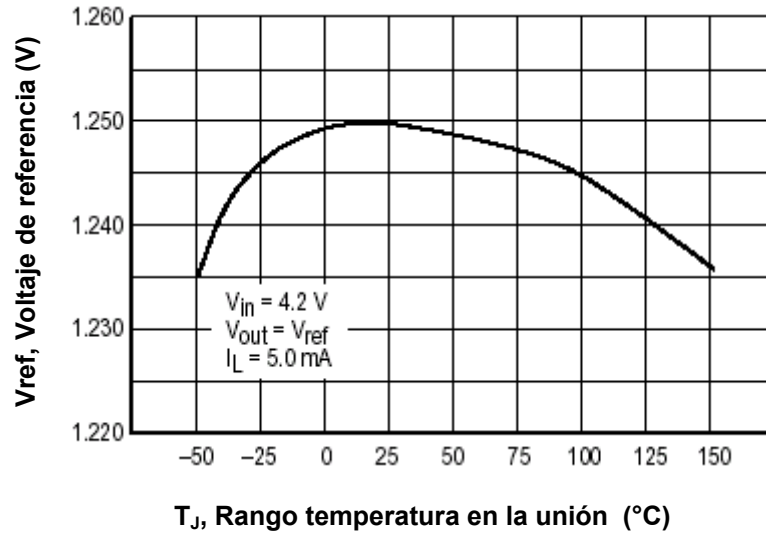
Regulación de carga



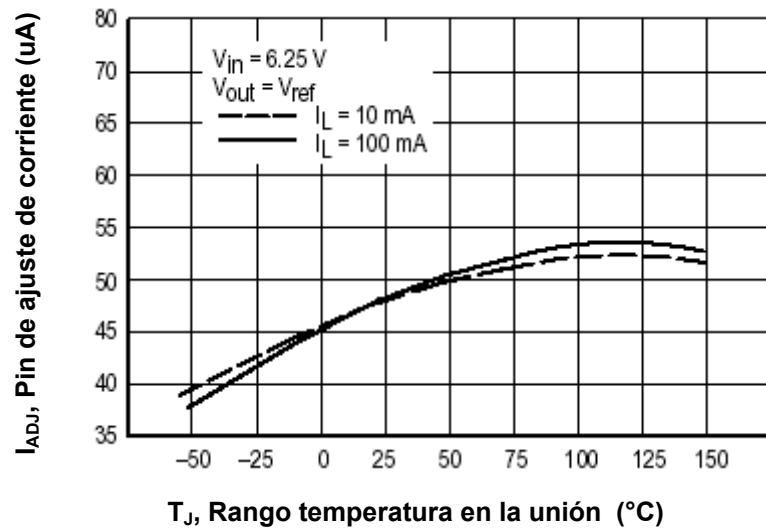
Corriente límite



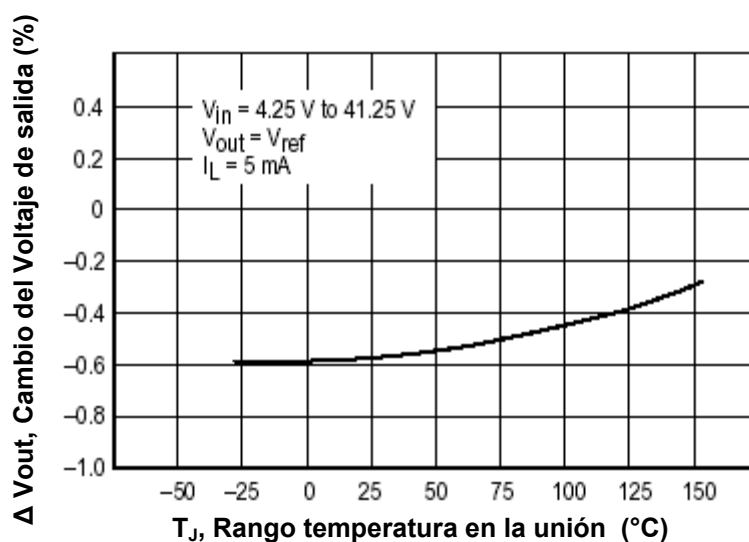
Estabilidad de la Temperatura



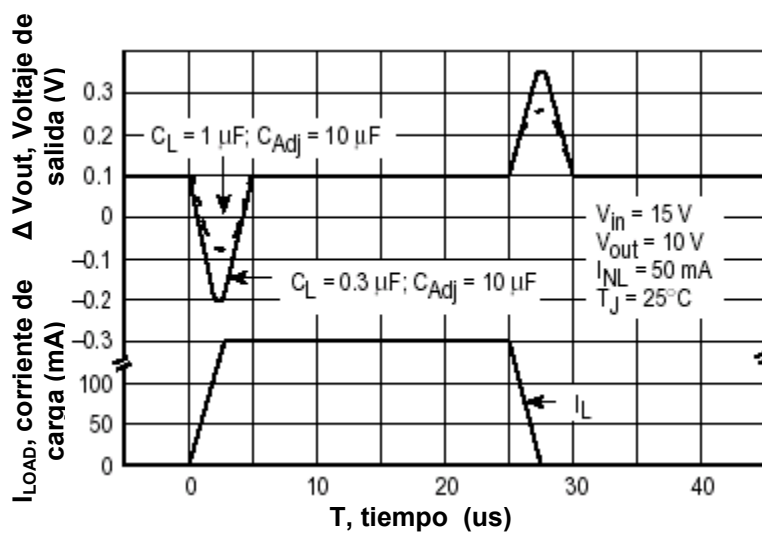
Pin de ajuste de corriente



Línea de regulación



Respuesta transiente en la carga



BIBLIOGRAFÍA

- 1.Susan Milea, Física: La naturaleza de las cosas (Volumen Uno, International Thomson Editores), capítulos 19 y 20.
- 2.Robert F. Coughlin, Frederick F. Driscoll, Amplificadores operacionales y circuitos integrados lineales (Quinta Edición, Prentice Hall), capítulo 13.
- 3.Ing. Miguel Yapur A, apuntes de Electrónica Médica tomados en clase.
- 4.Operating and Maintenance Instructions for Sorensen Model 2114.
- 5.Electrónica de potencia, septiembre 2001, Tiristores y triacs – recomendaciones,<http://web.frm.utn.edu.ar/epotencia/apuntes/recomendaciones.pdf>.
- 6.Aula abierta de electrónica, junio de 2005,Cálculo de disipadores de calor <http://www.terra.es/personal2/equipos2/disipadores.htm>.

7. Monografías.com, enero 1997, El triac - Electrónica, Ciencia y tecnología, <http://www.monografias.com/trabajos14/triac/triac.shtml>.
8. Universidad Católica Andrés Bello, Circuitos recorridos por corriente continua, http://www.ucab.edu.ve/ucabnuevo/informatica/recursos/practica2_labf.pdf.
9. Instituto Químico Biológico, febrero 2004, Medciclopedia-Diccionario ilustrado de términos médicos, <http://www.iqb.es/diccio/d/do.htm>.
10. Enciclopedia Ilustrada de Salud (Health Illustrated Encyclopedia) de A.D.A.M., Enciclopedia médica en español, octubre 2004, <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/002216.htm>
11. Dr. Luis Montalvo Mingot, Dr. Eugenio Vargas Carvajal, enero 2006, Cirugía General – Obstrucción Intestinal, http://sisbib.unmsm.edu.pe/BibVirtual/libros/medicina/cirugia/Tomo_I/Cap_13_Obstruccion%20intestinal.htm.
12. Bemis, febrero 2006, Manual para equipos de succión (canisters), <http://www.hqu.com.mx/imagenes/BEMIS.htm>.

13. Datasheet catalog, enero 2006, Hoja de datos técnicos del TIC226D, http://www.datasheetcatalog.com/datasheets_pdf/T/I/C/2/TIC226D.shtml.
14. Fairchild semiconductor, noviembre 2002, Hoja de datos técnicos del LM555, <http://www.fairchildsemi.com/ds/LM/LM555.pdf>.
15. Datasheet catalog, enero 2006, Hoja de datos técnicos del LM317, http://www.datasheetcatalog.com/datasheets_pdf/L/M/3/1/LM317LBD.shtml.
16. Datasheet catalog ,Enero 2006 ,Board level heat sinks, http://www.datasheetcatalog.com/datasheets_pdf/2/3/6/236.shtml.
17. Centro de información bibliotecario de la ESPOL, Guía para elaborar una tesis de grado, www.cib.espol.edu.ec.