



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA  
DE MEXICO

FACULTAD DE INGENIERIA

DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UN  
ESTIMULADOR MUSCULAR ELECTRONICO

**T E S I S**

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE  
INGENIERO MECANICO ELECTRICISTA  
(AREA ELECTRONICA)

P R E S E N T A :  
JOSE LUIS CRAVIOTO URBINA



MEXICO, D. F.

1993

TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN



Universidad Nacional  
Autónoma de México



## **UNAM – Dirección General de Bibliotecas Tesis Digitales Restricciones de uso**

### **DERECHOS RESERVADOS © PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis está protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

## INDICE

	Pág.
PROLOGO	1
Importancia del equipo médico para estímulos musculares	1
CAPITULO 1. INTRODUCCION	4
1.1 Desarrollo histórico	4
1.2 Descripción del sistema muscular	6
1.3 Función del tejido muscular	8
1.4 Tipos de tejido muscular	9
1.5 Contracción del músculo	9
1.6 Estructura del músculo esquelético	11
CAPITULO 2. DESCRIPCION GENERAL DEL SISTEMA EME	15
2.1 Generador de F1 y generador de F2	18
2.2 Modulación digital en amplitud	26
2.3 Bloque de modulación de ancho de pulso (MAP)	26
2.4 Etapa de potencia	29
2.5 Control	29
2.6 Acoplamiento	30
2.7 Fuente de alimentación	35
2.8 Protección	39
2.9 Generalidades del electrodo	39
2.10 Requerimientos de los bloques	43

<b>CAPITULO 3. DISEÑO DEL ESTIMULADOR MUSCULAR</b>	
<b>ELECTRONICO</b>	<b>45</b>
3.1 Cálculos de las frecuencias F1 y F2	45
3.2 Cálculos en el bloque MAP	51
3.3 Cálculo del transformador de acoplamiento	52
3.4 Cálculos en la etapa de potencia	54
3.5 Protección	54
<b>CAPITULO 4. CONSTRUCCION Y PRUEBAS</b>	<b>55</b>
4.1 Construcción del circuito impreso	55
4.2 Implementación del EME	56
4.3 Comparación con otros equipos empleados	58
4.4 Pruebas realizadas	58
4.5 Resultados obtenidos	61
<b>CAPITULO 5. CONCLUSIONES Y COMENTARIOS</b>	<b>62</b>
5.1 Ventajas y desventajas	67
5.2 Uso del EME	69
5.3 Comentarios	69
<b>BIBLIOGRAFIA</b>	<b>71</b>
<b>APENDICE</b>	
Hojas de especificaciones de datos eléctricos	74
Glosario de términos	80

## PROLOGO

### Importancia del equipo médico para estímulos musculares

Los aparatos para la estimulación muscular son de gran importancia, ya que proporcionan gran ayuda en el campo de la terapia muscular. Al estimular externamente los músculos del cuerpo, con cierto tipo de señales eléctricas, la respuesta es siempre una contracción muscular. Dependiendo de la zona, músculo, y efecto que queramos desencadenar, dependerá las características del equipo requerido. Existen una gran variedad de estos equipos, por ejemplo, uno sería el que desencadena una secreción glandular, ya que las glándulas se componen de músculos y al recibir un estímulo, se contraen y secretan las sustancias que son capaces de producir.

Si se conecta un osciloscopio y un amplificador con los electrodos adecuados a un músculo de nuestro cuerpo, se observan los voltajes producidos cuando hay contracción y relajación del músculo. El estudio de los potenciales (voltajes) producidos por el músculo se denomina electromiografía o electromiograma (EMG). Con aparatos que desencadenan estímulos musculares y con ayuda de la electromiografía se ha encontrado gran aplicación en el laboratorio y en la clínica. Por ejemplo, los sujetos aprenden a alterar el patrón de disparo de potenciales de acción mientras observan el registro obtenido. También podemos lograr un entrenamiento de la unidad motora y se utiliza en terapéutica física, para enseñar a los pacientes a relajar músculos específicos y para evitar espasmos dolorosos. Así mismo, puede enseñarse a pacientes con defectos físicos a activar unidades motoras conectadas electrónicamente a motores eléctricos que manejan miembros artificiales.

Los músculos normalmente tienen en contracción algunas de sus fibras, si damos por sentado que sólo 10 de cada 100 fibras de un músculo están en este estado (2), entonces el músculo estará parcialmente contraído y se siente firme al tacto y resiste la tensión. Se dice que el músculo en este estado muestra tono. Tono significa "tensión".

#### Nota:

Habrán algunos momentos en los en el texto mismo se hace referencia alguna bibliografía, marcada con (n), donde n es el número correspondiente a la bibliografía de este trabajo, y que corresponde a dicha referencia. También se encotrará el carácter "\*" a continuación de un término, que significa que hay una definición en el glosario.

En la clínica el médico examina rutinariamente el tono de los músculos, hay numerosas condiciones en las que los músculos pierden su tono. De estos problemas se ve la gran utilidad que tiene un equipo que estimule a estos músculos. Los músculos que no tienen tono se sienten blandos y fofos y no resisten la distensión. Los músculos en este estado se describen como atónicos. En el otro extremo se encuentran aquellos músculos que están fuertemente contraídos, los músculos se sienten duros e hiperactivos y se oponen vigorosamente a la distensión. Esto puede ocurrir en personas que sufren de un ataque y se definen como músculos hipertónicos.

Con equipo especializado se puede corregir estas disfunciones.

Una de las propiedades que se aprovecha del músculo esquelético es su capacidad de regeneración. Después de una lesión muscular no hay signos de regeneración, sino posteriormente, dos días, se observa con microscópio nuevas proyecciones protoplásmicas\* (futuras fibras musculares). Finalmente se forman las fibras musculares, estas nuevas fibras se pueden estimular y reemplazan eficazmente a las fibras lesionadas. Esto no puede ser posible si la lesión muscular es muy extensa, ya que el músculo es reemplazado por tejido cicatrizal\*.

Con la idea de participar en la construcción de dispositivos que ayuden en la terapia de rehabilitación, el objetivo del presente trabajo es el diseño y construcción de un estimulador muscular electrónico, que lo llamaremos EME. Este es un equipo que permitirá auxiliar a las personas que por alguna situación tengan atrofia muscular parcial o total en un músculo externo. Adicionalmente trataremos de lograr que este equipo pueda disminuir y hasta anular dolores musculares.

Para lograr estos objetivos a continuación definimos los bloques principales con los que contará el sistema:

1. Generar dos señales cuadradas de frecuencias diferentes, una servirá para modular en amplitud a la segunda.
2. Controlar ambas frecuencias en los rangos establecidos.
3. Modificar la amplitud y ciclo de trabajo de salida (modulación de ancho de pulsos). Todo para controlar la potencia entregada.
4. Desarrollar una etapa de potencia.

5. El acoplamiento al sujeto será con un transformador y electrodos de carbón a la salida.

6. Construir una fuente de alimentación de CD, con la capacidad de corriente necesaria para alimentar al sistema.

La elaboración del presente trabajo es con la finalidad de proporcionar una opción para la terapia muscular. El desarrollo de esta tesis parte de la observación de aparatos que sirven para la estimulación muscular, y después de hacer unas pruebas y verificar la factibilidad de la creación de un aparato estimulador del sistema muscular, se concretó la elaboración de esta idea. La tesis muestra en el primer capítulo una descripción del sistema muscular, el cual puede ser estimulado por diferentes factores, para provocar una contracción de músculos. Se conocerá la manera en que responde el sistema muscular a estímulos eléctricos. Además, se da una breve reseña histórica de como se observaron los efectos eléctricos y como tienen que ver con la contracción muscular.

En el capítulo dos se proporciona una descripción general del tipo de señales eléctricas que se debe obtener para provocar contracciones musculares, y se plantea el diagrama a bloques del sistema por desarrollar. En esta parte se da un descripción cualitativa de los elementos electrónicos con los que cuenta el estimulador.

En el capítulo tres se describe el proceso de diseño de los diferentes bloques del estimulador.

El capítulo cuarto se refiere a la construcción del estimulador. Una vez armado, se efectúan pruebas acerca de su funcionamiento y con ayuda del osciloscopio se observan las señales eléctricas que se obtienen.

En las conclusiones y comentarios del trabajo se comentan las ventajas y desventajas que presenta el equipo desarrollado. Por último, se da la bibliografía empleada y un pequeño glosario de términos utilizados.

## CAPITULO 1. INTRODUCCION

### 1.1 Desarrollo histórico

El hombre siempre ha tenido la inquietud de conocerse para poder de alguna manera curar sus afecciones. Conocer su cuerpo y la forma de como funciona es algo relevante. En un principio el hombre no sabia como era la forma de actuar de los músculos, no conocía como eran estimulados sus tejidos. Probablemente la primera persona en advertir las fuerzas eléctricas que actúan en los tejidos animales fue el fisiólogo italiano del siglo XVIII Luigi Galvani (4). Casualmente observó que el funcionamiento de una máquina que producía electricidad estática originaba contracciones musculares en las patas de ranas recién muertas. Luego descubrió que cuando se colgaban las ranas de un pasamanos de hierro por medio de ganchos de cobre, los músculos de sus patas se contraían. Entonces llegó a la conclusión de que esta reacción se debía a lo que denominó "electricidad animal". Las ideas de Galvani sobre este fenómeno eran bastante equivocadas.

Influídos por el creciente interés en la electricidad, durante la primera mitad del siglo XIX, los científicos investigaron la actividad eléctrica en los seres vivos. En 1843, el científico alemán Emil Du Bois Reymond descubrió que al medir voltajes del tejido nervioso dañado era más negativo en comparación con el sano (4). Por desgracia para los científicos de esa época los instrumentos con los que contaban no eran lo bastante sensibles para analizar con precisión las mínimas corrientes implicadas.

A comienzos del siglo XX, el científico holandés Willem Einthoven contribuyó al estudio de la bioelectricidad con lo que se denomina un galvanómetro de hilo. El diseño del instrumento se basa en el principio de que a una bobina se coloca en un campo magnético y se mide la fuerza ejercida del resultado de la corriente que fluye por esa bobina. En la figura 1.1 se observa el galvanómetro típico. Debido a que la sangre y los tejidos del cuerpo conducen la corriente eléctrica, los cambios de potencial se propagan a todas las partes del cuerpo. Colocando los extremos de la bobina del galvanómetro a dos partes de un músculo en movimiento se pudo medir diferencias de potencial. Apartir de estos hechos se confirmó la relación de la contracción muscular con efectos eléctricos.

Con base en el párrafo anterior, que plantea que si se tiene una contracción obtenemos una descarga. En un procedimiento a la inversa, es decir, mediante una descarga se provoca una contracción. Después de varios experimentos se confirmó que se pueden desencadenar contracciones musculares con descargas eléctricas, y teniendo a la mano



instrumentos capaces de medir los potenciales en los diferentes puntos del sistema muscular, se caracterizan los parámetros para la construcción de los equipos específicos, según las necesidades y requerimientos.

Así pues, un equipo muy utilizado en nuestros días es, por ejemplo, el marcapasos. Este instrumento regula la actividad eléctrica del corazón y es un buen ejemplo de un instrumento que genera estímulos musculares, que específicamente son para el corazón.

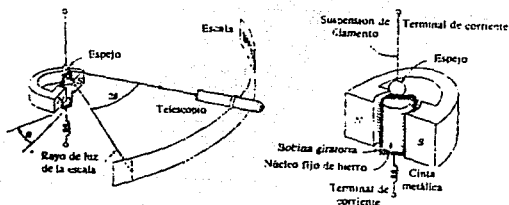


Figura 1.1 Galvanómetro

En la actualidad, los conocimientos que tenemos de nuestro cuerpo y los avances tecnológicos permiten que hayamos alcanzado un nivel promedio de vida mucho mayor que el que teníamos a principios de siglo, en esa época el nivel promedio de vida era de treinta años, en nuestros días esta cifra se ha duplicado (4). El saber de la función del cuerpo humano y de sus afecciones, tanto de sus causas y sus desarrollos, nos permiten diseñar equipos y terapias, que con la intervención de un grupo multidisciplinario de médicos, ingenieros, terapeutas, psicólogos y otros profesionistas que aportan sus valiosos conocimientos, dan posibilidades de ayudar a personas que padezcan alguna enfermedad o disfunción en su cuerpo.

Primero se establece un objetivo, en el cual hay que resolver un problema determinado, después cada disciplina aporta las bases necesarias para solucionar el problema planteado.

Una dificultad a la que un médico se puede enfrentar, es cuando se presenta una disfunción del sistema muscular humano; aquí se encuentran alteraciones y enfermedades que tienen diferentes causas, que se controlan o curan con alguna terapia. Para realizar un aparato que pueda auxiliar en este campo de la medicina, es pertinente saber

características y funciones del sistema muscular. También hay que tomar en cuenta que aportaciones tiene el aparato que se diseña, aquí se toman ideas de aparatos ya existentes, con el mismo fin que se ha planteado. Además hay que considerar el desarrollo histórico que nos permite llegar a los conocimientos actuales, en lo que se refiere al sistema muscular y a los aparatos desarrollados.

### 1.2 Descripción del sistema muscular humano

La información básica sobre la forma en que el cuerpo está construido y cómo funciona es útil en la vida diaria. Los sistemas corporales (esquelético, muscular, circulatorio, digestivo y otros) controlados por el sistema nervioso y endocrino, forman la base de la actividad física. La interacción de los sistemas corporales afecta la forma, condición y movimiento del cuerpo humano.

El sistema muscular actúa con los sistemas esquelético y nervioso para producir el movimiento del cuerpo. Los músculos son tejidos corporales que se contraen cuando son estimulados.

Existen unos 650 músculos principales en el cuerpo, junto con cientos de otros músculos menores (18). En la figura 1.2 se observa el sistema muscular.

No nada más el sistema muscular nos brinda como beneficio el movimiento, sino que con una participación regular de ejercitación del mismo brinda mayores beneficios generales al cuerpo. En el sistema circulatorio el corazón es un músculo, y la persona que hace ejercicios es probable que baje su pulso cardíaco manteniéndolo en niveles normales y se bombea un mayor volumen de sangre por latido. Un individuo en buenas condiciones físicas del sistema muscular se recupera con rapidez de la fatiga.

Cuando un músculo se contrae, se forma una sustancia conocida como ácido láctico, éste pasa a la corriente sanguínea, y cuanto más ácido láctico se forme más se fatigará el individuo. En una persona que haga ejercicios regulares la tasa de formación de ácido láctico es menor a la de la persona que no los hace.

Con la ejercitación del sistema muscular se aumenta el ritmo al cual la médula ósea transporta oxígeno a diversas partes del cuerpo, logrando nuevamente beneficios.

En el sistema respiratorio los músculos del pecho se pueden expandir para ayudar a obtener el oxígeno del aire. La capacidad de los músculos definen el ritmo respiratorio, que va de 6 a 8 respiraciones por minuto hasta 18 a 20

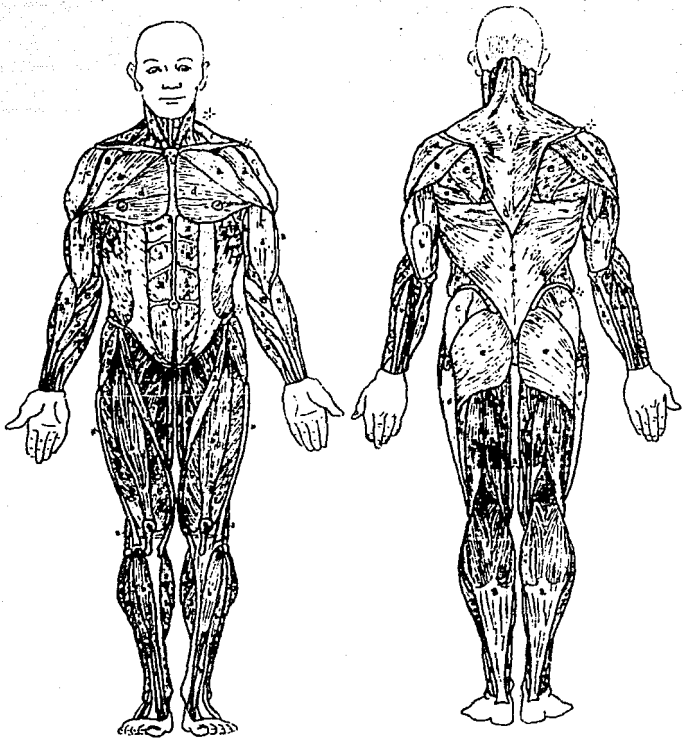


Figura 1.2 Sistema Muscular Humano

respiraciones por minuto (18). La persona ejercitada asimila más oxígeno y los capilares de sus pulmones reciben mayores cantidades de sangre.

Para lograr la contracción del músculo además de ser estimulado necesita consumir una gran cantidad de oxígeno y de nutrientes para su mantenimiento.

En el cuerpo humano los huesos y los músculos tienen la función de proporcionar el movimiento del mismo, siendo una función indispensable que se logra por la relajación y contracción de los músculos, apoyándose en el sistema óseo. El sistema muscular es uno de los sistemas que conforman la estructura del cuerpo humano y está constituido por fibras que dan lugar a los movimientos de los miembros. Así las fibras conforman al tejido muscular.

El tejido muscular presenta las características siguientes:

1. **EXITABILIDAD.** Es la capacidad del tejido muscular de recibir estímulos y de responder a ellos. Un estímulo es cualquier cambio en los medios externo o interno de intensidad suficiente para desencadenar un impulso nervioso.
2. **CONTRACTILIDAD.** Es la capacidad del tejido muscular de contraerse.
3. **EXTENSIBILIDAD.** Es la capacidad del tejido muscular de dejarse estirar.
4. **ELASTICIDAD.** Es la capacidad de los músculos para recuperar su forma original después de su contracción o extensión.

### 1.3 Función del tejido muscular

Los músculos llevan a cabo principalmente las siguientes funciones:

1. **MOVIMIENTO.** Es evidente, cuando corresponde al cuerpo tener esta función.
2. **MANTENIMIENTO DE LA POSTURA.** La contracción de los músculos mantiene el cuerpo en posiciones estables, como la de estar sentado o de pie.
3. **PRODUCCION DE CALOR.** La contracción de los músculos generan calor, para mantener la temperatura corporal.

#### 1.4 Tipos de tejido muscular

Los tipos de tejido muscular se definen según su aspecto microscópico, localización, estructura y regulación nerviosa.

1. MUSCULOS ESTRIADOS O ESQUELETICOS. Corresponden a músculos que se insertan en los huesos y mueven parte del esqueleto. Se le llama estriado porque presenta estrias visibles al microscopio. Es un músculo que funciona a voluntad de la persona.

Los músculos esqueléticos tienen inervación y riego sanguíneo abundantes, que guardan relación directa con la contracción.

2. MUSCULO CARDIACO. Lo forman las paredes del corazón, es estriado e involuntario.

3. MUSCULO LISO. Se localiza en las paredes de los órganos internos huecos, por ejemplo, los vasos sanguíneos. Es un tejido estriado e involuntario.

#### LEY DE TODO O NADA

Las fibras musculares no se contraen parcialmente. Si una fibra recibe un impulso se contrae.

#### 1.5 Contracción del músculo

Los músculos esqueléticos experimentan diferentes tipos de contracción. Si a un músculo se le aplica con un impulso de voltaje, éste responde contrayéndose y relajándose. Las etapas de contracción y relajación del músculo se muestran en la figura 1.3. La línea gruesa muestra la señal de excitación y la línea delgada la respuesta del músculo.

Una contracción simple (espasmódica), es una respuesta rápida a un solo estímulo. Esta respuesta se ilustra en la figura 1.3 y se observan las fases de contracción y relajación del músculo.

El registro de las respuestas musculares se llama **miograma**. Aunque la respuesta del músculo siempre es una contracción y una relajación, se le llama también al **miograma** registro de contracciones musculares.

Hay un periodo breve entre la aplicación del estímulo y el comienzo de la contracción al cual se le llama **periodo latente**, en músculos de una rana dura unos 10 ms. Las fases segunda y tercera, o sea el periodo de contracción y periodo de relajación, duran 40 y 50 ms (fig.1.3) La duración de estos periodos varía según el músculo de que se trate.

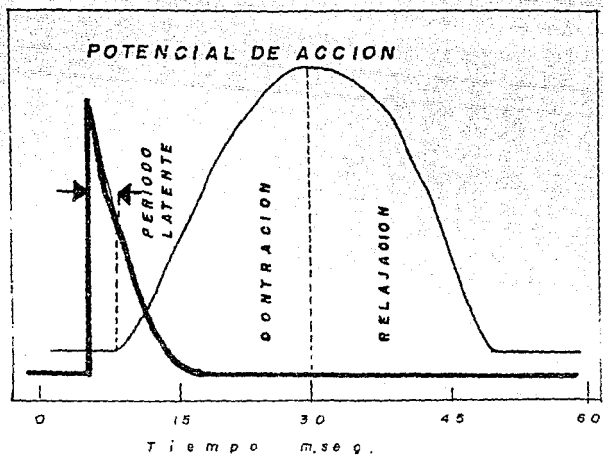


Figura 1.3 Electromiograma. registros de potenciales de acción obtenidos en el músculo masetero durante la masticación.

Si se aplican dos estímulos, uno inmediatamente después del otro, el músculo responde linealmente (fig. 1.4 (a)). Si un músculo recibe estimulación para contraerse, pierde temporalmente su irritabilidad y no se contrae de nuevo en tanto no la recupere (fig. 1.4 (b)). La capacidad de perder la irritabilidad debe darse en la contracción. Basándonos en esto podemos hacer que el músculo pierda la sensibilidad al dolor. El periodo en el cual pierde la irritabilidad se llama periodo refractorio, la duración varía con el músculo. En músculos esqueléticos es de unos 5 ms y en el miocardio de unos 300 ms (2).

La respuesta máxima de un músculo se produce empleando una descarga de estímulos cronometrados para evitar que el músculo alcance la fase de relajación. En la figura 1.4 (c) se muestra que si el ritmo de estimulación es lo suficientemente rápido, el músculo se contrae de manera máxima.

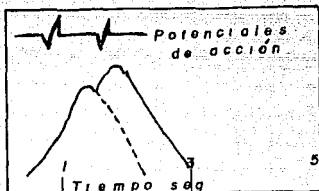
### 1.6 Estructura del músculo esquelético

Este tipo de músculo es el que nos interesa, debido a que la estimulación se hará en él, ya que comprende la mayoría de los músculos de nuestro cuerpo y es el que estimularemos para rehabilitación de disfunciones del mismo. Por tal motivo analizaremos detalladamente su estructura y su forma de contracción.

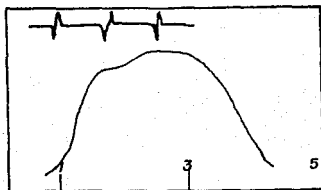
El músculo esquelético consiste en grupos de células musculares, cada una de las cuales está envuelta en una membrana de tejido conectivo\*. Una célula muscular está constituida por varios núcleos repartidos en una masa de miofibrillas\* dentro del citoplasma\* limitados por una membrana celular. Se ha demostrado que las miofibrillas son un conjunto de filamentos arreglados en un patrón dado. La unidad básica de este patrón es la sarcómera\*. Dentro de la sarcómera\* se hallan filamentos de actina\* y de miosina\*. Ver figura 1.5.

Cuando una fibra de músculo esquelético se contrae, los filamentos de actina dentro de la sarcómera se deslizan uno hacia el otro, pasando los filamentos de miosina, rompiendo y reconstruyendo los puentes transversales\*. Los filamentos de miosina no se mueven.

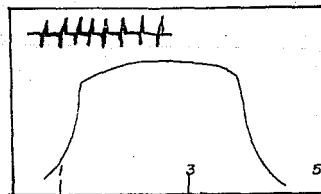
La contracción de los músculos se puede lograr cuando las neuronas aferentes somáticas (motoras)\* conducen un impulso desde el sistema nervioso central a través de los axones\*, que terminan ramificándose cerca de las fibras del músculo esquelético y se incorporan a invaginaciones de la membrana celular (sarcolema\*) de la célula muscular. Esta



(a)



(b)



(c)

Figura 1.4 Respuesta del músculo esquelético a estímulos repetidos. (a) Un segundo estímulo aplicado mientras el músculo se contrae causa sumación. (b) Varios estímulos con intervalos cortos causan tetania incopleta. (c) Note que la onda de contracción aunque es lisa y continua (tetania completa) existen potenciales de acción.



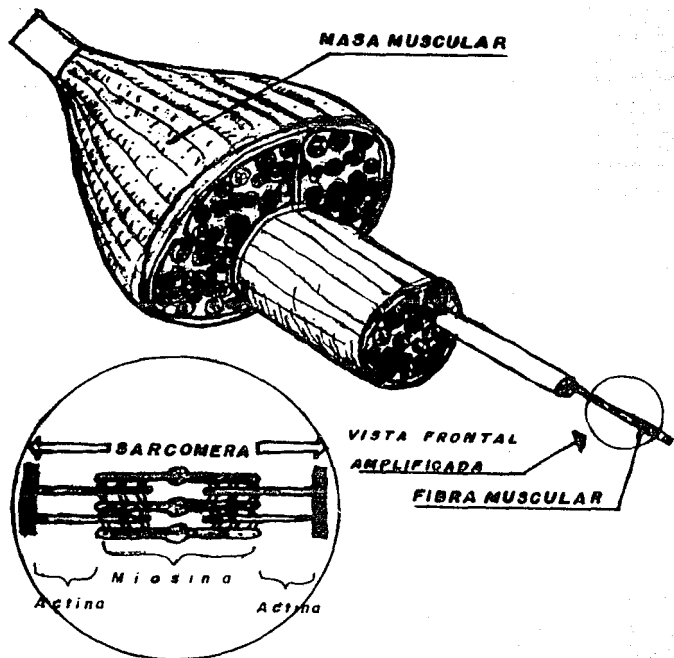


Figura 1.5 Estructura del músculo esquelético.

unidad integrada se llama placa terminal motora. Aquí los "pies terminales" de la neurona liberan un transmisor químico que ocasiona cambios químicos en la membrana de la célula muscular induciéndola a acortarse o a contraerse en respuesta.

En la figura 1.6 se observa como se tiene conectada una neurona motora somática a un músculo.

En el presente trabajo se efectúa un desarrollo con la finalidad de contar con un instrumento electrónico capaz de generar señales eléctricas que sustituyan estímulos que son enviados desde el sistema nervioso central a diferentes músculos del cuerpo humano. Primero se debe conocer como está constituido el sistema muscular, segundo determinar las características de la señal eléctrica que desencadena el estímulo. Las señales serán impulsos de cierto valor de voltaje y presentados a diferentes periodos de tiempo.

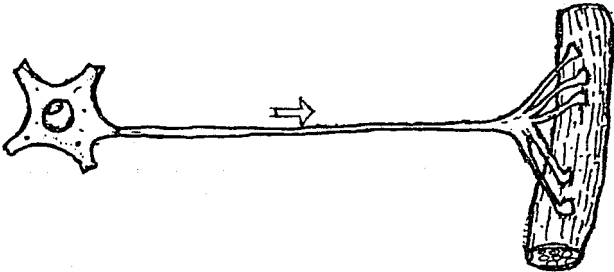


Figura 1.6 Neurona Motora

## CAPITULO 2. DESCRIPCION GENERAL DEL SISTEMA EME

Se define al Estimulador Muscular Electrónico (EME) como un instrumento capaz de ocasionar un estímulo, igual o semejante al que produce el sistema nervioso en un grupo de músculos de un individuo. Un estímulo es cualquier acción que se ejerce interna o externamente en el organismo para desencadenar una reacción. El estímulo que produce el EME es eléctrico en este caso.

El Estimulador muscular electrónico es un aparato con la función de estimular los músculos externos del cuerpo humano. La característica de la señal útil en la estimulación es como la que se observa en la figura 2.1.(a).

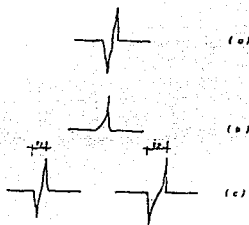


Figura 2.1 (a) Señal requerida para estimular un músculo. (b) Señal que no produce respuesta. (c) El primer estímulo proporciona menor respuesta de contracción.

Como se observa la señal de la figura 2.1.(a) tiene un pico negativo y otro positivo. La variación de la señal desde el ciclo negativo al positivo (o viceversa) es la que permite que reaccione el músculo (9). Se puede comprobar que si sólo se tiene uno de los ciclos, como la señal de la figura 2.1.b, no obtenemos respuesta significativa del músculo. Esto es debido a que no tenemos un cambio brusco de polaridad.

Estas señales se presentan en diferentes rangos de frecuencia.

Otro factor importante es la magnitud de los impulsos, ya que si aumentamos la magnitud de alguno o de ambos, el estímulo es más intenso.

Otra manera de controlar el flujo de energía hacia el músculo es controlando el tiempo de aplicación del impulso positivo al negativo (o viceversa) (9), es decir, cuanto menos tarde en darse el segundo impulso, después de aplicado el primero, menor será el estímulo.

En la estimulación (en la piel) podemos soportar impulsos de hasta 80 volts con una duración de 4 msec, esto es variante dependiendo de la persona, pero este valor es una generalidad de los resultados obtenidos de algunos estudios (8).

En la figura 2.1. (c) el tiempo  $t_2$  es más largo que  $t_1$ , por lo que se sentirá más el estímulo, ya que tarda más en darse el impulso positivo.

Una vez obtenida la señal y controlando la frecuencia de aplicación se puede tener la respuesta deseada en las fibras musculares. Aquí hay que tener en cuenta los tiempos que duran el periodo latente y el periodo refractorio, para obtener la respuesta deseada del músculo, es decir, podemos tener lo más cercano a una contracción espasmódica hasta una respuesta máxima en la el músculo no llegue a relajarse (tetania completa\*).

Partiendo del tipo de la señal que deseamos, es evidente que se requiere, de un circuito oscilador para generar la señal digital, de la cual podemos controlar su frecuencia. Cuando la señal de este oscilador se encuentre en un valor de frecuencia que mantenga al músculo en tetania completa, se observa la necesidad de dar espacios para su relajación. Esto se logra con otro multivibrador con menor frecuencia, que permite, dependiendo de su estado, que el músculo permanezca en contracción o en relajación, es decir, es una señal de control. En la figura 2.2 se observan las señales requeridas.

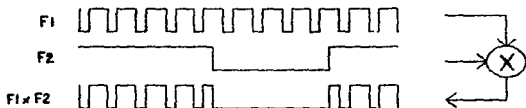


Figura 2.2 Señales digitales requeridas

Estas señales son digitales y vemos que existe una multiplicación de ambas, es aquí donde obtenemos una modulación en amplitud (Modulación digital en amplitud).

La multiplicación de las señales  $F_1$  y  $F_2$  ( $F_1 \times F_2$ ) da por resultado otra señal digital, y ésta, no es como la señal de la figura 2.1.(a). A  $F_1 \times F_2$  se le pasa por una etapa de potencia que le permitirá dar la corriente requerida. Inmediatamente se acopla un transformador para lograr que la señal tome la forma que realmente deseamos. En la figura 2.3 se ven las formas de onda que se tienen al no utilizar el transformador y cuando se utiliza.



Figura 2.3 (a) Señal digital (b) misma señal con acoplamiento de un transformador

Un factor importante de la señal requerida es la separación de los impulsos. Se sabe que los impulsos surgen de los flancos de subida y bajada de la señal digital. De aquí se busca un control sobre el ancho de los pulsos (Modulación de Ancho de Pulso (MAP)).

El transformador también se utiliza para elevar el voltaje en los devanados secundarios, para alcanzar los valores de voltaje que permiten la estimulación. En los devanados secundarios van los electrodos conectados a la piel. Además existen controles que limitan el voltaje aplicado a los electrodos.

Con la descripción de los elementos anteriores podemos establecer los bloques correspondientes al EME, los cuales que se muestran en la fig. 2.4. Una fuente de poder para polarizar al sistema; dos multivibradores para generar dos señales cuadradas de frecuencias  $F_1$  y  $F_2$ .  $F_1$  es de 25000 frecuencia  $F_2$ , la señal de  $F_2$  modula en amplitud a la señal de  $F_1$ . De la señal modulada y partir de los pulsos obtenidos se efectúa una segunda modulación de ancho de pulsos (MAP\*), este tren de pulsos se conecta a una etapa de potencia cuya carga es un transformador, en el cual se inducen los voltajes necesarios para la estimulación, en los devanados secundarios se cuenta con potenciómetros para limitar el voltaje aplicado en los electrodos. Los electrodos son el medio físico de aplicación de la señal eléctrica al cuerpo humano.

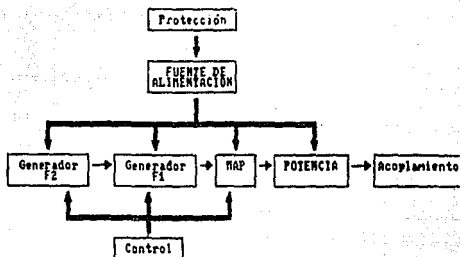


Figura 2.4 Diagrama de bloques del Estimulador Muscular electrónico.

A continuación se da una explicación cualitativa de las elementos que integran al sistema.

### 2.1 Generador de $F_1$ y generador de $F_2$

Estos bloques generan un par de señales cuadradas de frecuencias  $F_1$  y  $F_2$ . Los osciladores se consideran de bajas frecuencias ya que no llegan ni a los kilohertz en rango de AF (AF-Audio Frecuencias\*, hasta los 25 KHZ), como se dijo cuando un músculo recibe un estímulo tiene una respuesta, la duración de respuesta varía de un músculo a otro. Las fibras musculares de los miembros inferiores bajo estímulo presentan una duración de 50 a 100 mseg (2) para una contracción simple; y si tenemos una serie de impulsos como excitación, la respuesta del músculo en tetania completa\* se obtiene a partir de los 60 Hertz (16.6 mseg)(2). Para músculos como del ojo una contracción simple puede durar 10 mseg (2).

Los músculos a estimular son como los de los miembros inferiores, por lo que el rango de frecuencia de  $F_1$  se escoge tomando en cuenta estos valores. En el caso de tener a un músculo en contracción debe darse tiempo a su relajación para volverse contraer, para así tener una verdadera ejercitación. La señal de  $F_2$ , al modular en amplitud a  $F_1$  da oportunidad de relajación de un músculo en contracción, especialmente en tetania completa,  $F_2$  es una señal cuadrada de aproximadamente 50 % de ciclo de trabajo, considerando que cuando se encuentre en el ciclo positivo se tiene estimulación (contracción) y relajación en cuanto la señal esté en bajo (cero volts). Los tiempos de relajación y contracción se consideran iguales. La frecuencia de  $F_2$  se obtiene de saber que la frecuencia de  $F_1$  es mayor que  $F_2$ .

Para diseñar la etapa correspondiente a los generadores de señales  $F_1$  y  $F_2$ , se utilizará el circuito LM 555, el cual es un circuito temporizador de propósito general, apartir de éste podemos obtener la oscilación deseada. El circuito se puede configurar en dos modos de operación, como astable y como monoestable. En la figura 2.5. se muestran los bloques de los que consta el LM555.

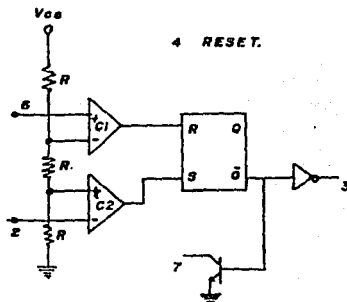


Figura 2.5 Bloques del LM555

El LM 555 tiene dos comparadores, el primero ( $C_1$ ) compara a niveles más altos de  $2/3$  de  $V_{cc}$  y el segundo comparador ( $C_2$ ) está referido a valores menores que  $1/3$  de  $V_{cc}$ . Además se tiene un flip-flop RS cuyas entradas están dispuestas inmediatamente después de los comparadores  $C_1$  y  $C_2$  respectivamente. La salida negada ( $\bar{Q}$ ) del flip-flop está conectada a la base de un transistor, el cual opera en corte o saturación.

Cuando el LM555 opera como un circuito astable, figura 2.6, se tiene que en el momento de encender la fuente, el capacitor  $C$  se empieza a cargar, pasando por  $1/3$   $V_{cc}$  hasta el valor de  $2/3$   $V_{cc}$ , a través de  $R_1$  y  $R_2$ , en el momento de llegar a  $2/3$   $V_{cc}$  el transistor de la salida se satura y el capacitor  $C$  se descarga a través de  $R_1$  hasta un voltaje de  $1/3$   $V_{cc}$ , donde el transistor corta, reiniciándose el proceso la carga de  $C$  hasta  $2/3$   $V_{cc}$  y así sucesivamente se mantiene en oscilación. En la figura 2.7. se observa los voltajes que se obtiene en el capacitor, desde el momento que se polariza.

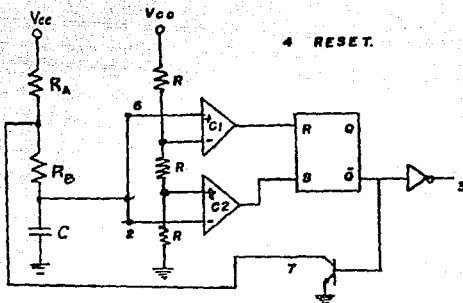


Figura 2.6 Configuración astable del LM555

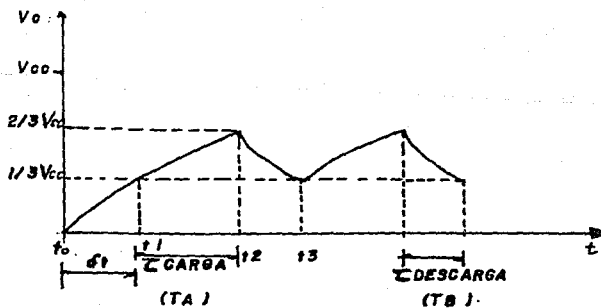


Figura 2.7. Voltaje en el capacitor.



Es importante mencionar que cuando se comienza a cargar el capacitor se tiene un tiempo  $\delta t$  para llegar a  $1/3$  de  $V_{cc}$ . Posteriormente este tiempo ya no se presenta. Con base en la figura 2.7 a continuación analizamos el cálculo de la frecuencia de oscilación del 555.

En el intervalo de tiempo de  $t_1 < t < t_2$  el transistor está en corte, según se ve el circuito de la figura 2.8

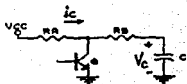


Figura 2.8.

Su ecuación en este intervalo es:

$$V_{cc} = \left[ \frac{R_A + R_B}{A + B} \right] i_C + V_C \quad \dots (1)$$

$$V_{cc} = \left[ \frac{R_A + R_B}{A + B} \right] C \frac{dV_C}{dt} + V_C \quad \dots (2)$$

$$\frac{R_A + R_B}{A + B} = \tau_{\text{carga}} \quad \dots (3)$$

$$\tau_{\text{carga}} C = \tau_{\text{carga}} \quad (\text{Constante de carga}) \quad \dots (4)$$

$$V_{cc} = \tau_{\text{carga}} C \frac{dV_C}{dt} + V_C \quad \dots (5)$$

$$\frac{V_{cc}}{\tau_{\text{carga}}} = \frac{dV_C}{dt} + \frac{V_C}{\tau_{\text{carga}}} \quad \dots (6)$$

$$\frac{dV_C}{dt} + \frac{V_C}{\tau_{\text{carga}}} = \frac{V_{cc}}{\tau_{\text{carga}}} \quad \dots (7)$$

Con la condición inicial de  $V_c(0) = 0$ , la solución de esta ecuación diferencial es:

$$V_c(t) = V_{cc} \left[ 1 - e^{-\frac{t}{\tau_{\text{carga}}}} \right] \quad \dots(8)$$

En el tiempo  $t = t_2$  tendremos la siguiente ecuación

$$V_c(t_2) = \frac{2}{3} V_{cc} \quad \dots(9)$$

$$\frac{2}{3} V_{cc} = V_{cc} \left[ 1 - e^{-\left[ \frac{t_2}{\tau} \right]} \right] \quad \dots(10)$$

$$t_2 = \tau \ln(3) \quad \dots(11)$$

$$t_2 = T + \delta T \quad \dots(12)$$

$\delta T$  es el tiempo que transcurre antes de empezar la oscilación, ver figura 2.7.

Proceso de descarga

En el intervalo de tiempo de  $t_2 < t < t_3$ , figura 2.7, se descarga el capacitor, dando como resultado la siguiente ecuación, considerando que el transistor de la figura 2.9 está saturado, con  $V_{ce}$  de saturación de 0.2 V.

$$V_c(t_2) = \frac{2}{3} V_{cc} \quad \text{condición inicial}$$

$$V_c(t_3) = \frac{1}{3} V_{cc} \quad \text{condición final}$$



Figura 2.9

$$V_{RB} = V_C - V_{ce\ sat} \quad \dots(13)$$

$$I_{RB} = \frac{V_C - V_{ce\ sat}}{R_B} \quad \dots(14)$$

Si consideramos a  $V_{ce\ sat}$  como cero (interruptor), se simplifica la ecuación (14), quedando lo siguiente:

$$C \frac{dV_C}{dt} = I_{RB} - I_C \quad \dots(15)$$

$$R_B C = \tau_{descarga} \quad \dots(16)$$

$$\frac{dV_C}{dt} - \frac{V_C}{\tau_{descarga}} = 0 \quad \dots(17)$$

Solucionando esta ecuación diferencial tenemos:

$$V_C(t) = K \left[ e^{-\left[ \frac{t}{\tau} \right]} \right] \quad \dots(18)$$

Evaluando esta expresión para  $t = 0$  y de las condiciones iniciales, tenemos:

$$V_C(0) = \frac{2}{3} V_{CC} = K \quad \dots(19)$$

$$\frac{2}{3} V_{CC} = K \quad \dots(20)$$

Evaluando en  $t = T_B$  y considerando a  $t_3$ , el tiempo en la condición final, como  $t_3 = T_B$  (condición inicial)

$$V_c(t_3) = \frac{1}{3} V_{cc} \quad \dots (21)$$

$$\frac{1}{3} V_{cc} = \frac{2}{3} V_{cc} e^{-\left[ \frac{t_3}{\tau_{descarga}} \right]} \quad \dots (22)$$

$$TB = \tau_{descarga} \cdot \ln(2) \quad \dots (23)$$

Para encontrar  $\delta t$  de la figura 2.7.

$$\delta t = t_1 - t_0 \quad \dots (24)$$

$$\text{si } t_0 = 0 \quad \dots (25)$$

$$V_c(t_1) = \frac{1}{3} V_{cc} \quad \dots (26)$$

Sustituyendo en la ecuación (8)

$$\frac{1}{3} V_{cc} = V_{cc} \left[ 1 - e^{-\left[ \frac{t_1}{\tau_{carga}} \right]} \right] \quad \dots (27)$$

$$\delta t = \tau_{carga} \cdot \ln \left[ \frac{3}{2} \right] \quad \dots (28)$$

Conociendo  $\delta t$  y  $t_2$ , calculamos TA de la figura 2.7.

De (29) y (11)

$$TA = t_2 - \delta t \quad \dots (29)$$

$$TA = \tau_{carga} \cdot \ln(3) - \tau_{carga} \cdot \ln \left[ \frac{3}{2} \right] \quad \dots (30)$$

$$T_A = \tau_{\text{carga}} \ln(2) \quad \dots (31)$$

Finalmente el periodo está dado por:

$$T = T_A + T_B \quad \dots (32)$$

$$T = \tau_{\text{carga}} \ln(2) + \tau_{\text{descarga}} \ln(2) \quad \dots (33)$$

$$T = C \left[ \frac{R}{A} + 2 \frac{R}{B} \right] \ln(2) \quad \dots (34)$$

La frecuencia es igual a  $f = 1 / T$ .

$$f = \frac{1}{T} \quad \dots (35)$$

$$f = \frac{1.44}{\left[ \frac{R}{A} + 2 \frac{R}{B} \right] C} \quad \dots (36)$$

Esta es la frecuencia de oscilación del CI 555 y debido a estos procesos de carga-descarga en la salida se tiene una señal cuadrada debido al flip flop (figura 2.5) de salida.

Un parámetro importante es el ciclo de trabajo de la señal de F2, porque marca el tiempo de suministro de los estímulos. El ciclo de trabajo (D) se muestra en la figura 2.10.

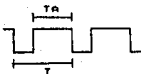


Figura 2.10 Señal cuadrada

$$D = \frac{T_A}{T} \quad \dots (37)$$

## MODULACION

### 2.2 Modulación digital en amplitud

La modulación de amplitud se logra utilizando la entrada de RESET del circuito temporizador, al emplearía es como si se multiplicaran la señales  $F1$  y  $F2$ . En la figura 2.2 se mostró el resultado de efectuar la multiplicación de las señales con frecuencias  $F1$  y  $F2$ .

El circuito temporizador tiene una entrada RESET que se puede utilizar para la modulación, esta se logra conectando la salida de la señal  $F2$  al RESET del temporizador de frecuencia  $F1$ . Cuando la señal de  $F2$  está en estado alto, se tiene presente la señal  $F1$ , cuando  $F2$  está en bajo, a la salida no se tiene ninguna señal. Ver figura 2.11

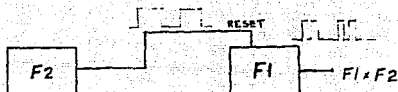


Figura 2.11 Modulación en Amplitud utilizando la entrada de RESET del segundo oscilador.

### 2.3 Bloque de modulación de ancho de pulso (MAP)

Otra modulación que se debe lograr es el control de la duración de los pulsos, que se denota como una modulación de ancho de los pulsos (MAP). Con esta modulación también se limita la energía suministrada a los músculos.

La salida proveniente de los multivibradores, con forma cuadrada (figura 2.2), se conecta al amplificador mostrado en la figura 2.12.

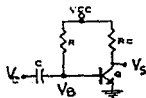


Figura 2.12 Arreglo para el bloque MAP

Para entender la forma de operacion se tiene el circuito de la figura 2.13, con la union base-emisor del transistor considerada como diodo. El transistor Q operara en corte y saturacion.

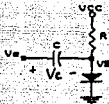


Figura 2.13 Circuito considerado para MAP

Si  $V_e = V_{cc}$ , se tiene el circuito de la figura 2.14. Con el capacitor descargado ( $V_c(0) = 0$  v)

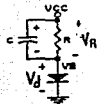


Figura 2.14

El diodo se polariza en directa, por lo que  $V_B = V_d$ .

$$V_d = 0.7 \text{ V. (voltaje de diodo en directa)}$$

$$V_c = V_R \quad (\text{El capacitor se carga}) \quad \dots(38)$$

$$V_c = V_{cc} - V_d \quad \dots(39)$$

$$V_B = V_d \quad \dots(40)$$

Si  $V_e$  cambia a 0 V, se tiene el circuito de la figura 2.15. Con un voltaje de capacitor diferente de cero.

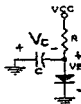


Figura 2.15

$$V_B = -V_c$$

..(41)

El voltaje de base ( $V_B$ ) es negativo (Transistor en corte) en el momento que  $V_e$  cambia a cero, entonces el capacitor empieza a cargarse por la resistencia  $R$ , con una constante de tiempo  $RC$  hasta que alcanza a polarizar la union base-emisor en directa, lo que provoca que el transistor se vuelva a saturar.

De lo anterior se ve que el transistor  $Q$  de la figura 2.12, se pone en corte en función de la constante de tiempo  $RC$ . Suponiendo que  $V_e$  sigue en 0 volts y  $V_e$  conmuta a  $V_{cc}$ , el transistor ya estaba saturado por lo que no hay cambio. Cuando  $V_e$  conmuta a 0 volts se inicia nuevamente el proceso. En conclusión, con los flancos de bajada de  $V_e$  se obtienen pulsos ( $V_s$ ) cuyo ancho esta en función de la constante  $RC$ . En la figura 2.16 se observan las señales que se obtienen del transistor  $Q$ .

De este arreglo la salida se toma por el colector, obteniendose los pulsos mostrados. Nuevamente se coloca en otro arreglo similar para controlar el ancho de los pulsos, donde  $R$  es una resistencia con un potenciómetro en serie para modificar la constante  $RC$ .

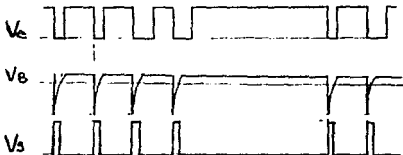


Figura 2.16 Señales del transistor  $Q$  (Fig. 2.12)

La respuesta del circuito  $RC$ , cuando se está cargando el capacitor a  $V_{cc}$ , es de la siguiente forma:

$$V_c(t) := V_{cc} \left[ 1 - e^{-\frac{t}{RC}} \right] \quad \dots (42)$$

La constante  $RC$  ( $\tau$ ) debe ser pequeña para lograr que se descargue rápidamente el capacitor. Para que el capacitor se descargue se toma cinco veces la constante de tiempo. El periodo menor de  $F_1$  debe ser mucho mayor que la constante  $RC$ .



## 2.4 Etapa de potencia

El bloque de potencia maneja la corriente que pasa por la carga, aísla la carga de las etapas anteriores. Se emplea básicamente un circuito Darlington (fig. 2.17) por ser amplificador de corriente. En la configuración Darlington los transistores operaran en corte y saturación, únicamente controlados por la señal del tren de pulsos modulados.

El circuito Darlington es una configuración compuesta que se traduce en un conjunto de características mejoradas del amplificador. Tiene una impedancia de entrada alta con una impedancia de salida baja y una ganancia de corriente alta.

Como se mencionó anteriormente, se conectará a la salida del Darlington un transformador que inducirá los voltajes a partir de los cambios bruscos de corriente.

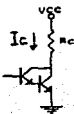


Figura 2.17 Amplificador Darlington

Cálculo de corriente  $I_c$

$$V_{cc} - R_c I_c - V_{ce} \dots = 0 \quad \dots (43)$$

$$V_{ce} \dots = 0.2 \text{ (V)}$$

$$I_c = (V_{cc} - 0.2) / R_c \quad \dots (44)$$

## 2.5 Control

Este bloque controla las frecuencias de los bloques anteriores, modifica la modulación de AM\* y MAP\*. Modulación es el proceso por el cual modificamos una característica de la señal en función de otra, en una modulación en amplitud (AM) la característica a modificar es la amplitud, se puede describir en bloques como una multiplicación de las señales, observamos esta modulación en la fig. 2.2. Otra modulación necesaria en el EME es una modulación de ancho de pulsos, aquí la modulación se efectúa directamente con un control, esta modulación de ancho de pulsos tiene la finalidad de limitar la energía suministrada. Por último, con otro control se limita nuevamente la energía suministrada a la carga (músculos), con potenciómetros conectados como divisores de voltajes.

## 2.6. Acoplamiento

Este bloque acopla al instrumento con la piel humana, por medio de los electrodos, además de elevar el voltaje. Aquí se utiliza un transformador como acoplamiento al electrodo.

La capacitancia del electrodo esta definida por la siguiente expresión:

$$C := K \cdot f^{-\alpha} \quad \dots (45)$$

donde,

K : constante que depende del tipo de electrodo y electrolito empleado.

f : frecuencia de operación.

$\alpha$  : constante que en el caso ideal es igual a 0.5,  $\alpha$  se obtuvo experimentalmente.

El modelo del electrodo es el siguiente (figura 2.18):

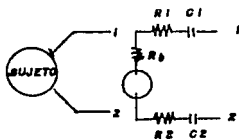


Figura 2.18 Modelo del electrodo

R1 y R2 modelan la resistencia óhmica del sujeto a los electrodos 1 y 2

C1 y C2 modelan las capacitancias implícitas de los electrodos 1 y 2 al sujeto

Rb es la resistencia óhmica del individuo medida a altas frecuencias

De observaciones se vio que las resistencias R1 y R2 dependían de la frecuencia, y se llegó a la conclusión de que tanto la resistencias (R1 y R2) como las reactancias capacitivas (X1 y X2) eran similares, pudiendose considerar iguales.

Como se ve en el modelo, la impedancia vista a una señal de CD es infinita. Rb se considera igual a R y X. Los valores de R pueden variar de 3 K $\Omega$  a 10 K $\Omega$  (9), todo depende de las condiciones físicas del sujeto.

Suponiendo la menor resistencia,  $R = 3 \text{ K}\Omega$  y  $R = R_1 = R_2$ ,  $X_1 = X_2 = R_b$ , la impedancia total en este caso, de la figura 2.18, es la suma de todas,  $Z_{\text{total}} = 15 \text{ K}\Omega$ . Esta es la mínima impedancia lograda. Esta impedancia es aplicada en paralelo a un potenciómetro para lograr un divisor de voltaje (ver figura 2.19).

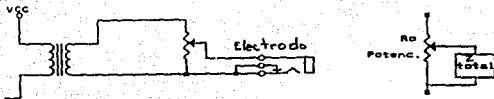


Figura 2.19 Conexión del electrodo al potenciómetro.

Definiendo a  $R$  como la impedancia de carga, se obtiene la siguiente ecuación (ver figura 2.19):

$$R = (\text{Potenciómetro} \parallel Z_{\text{total}}) + R_o \quad \dots (46)$$

#### ANÁLISIS DEL TRANSFORMADOR

El modelo del transformador (10) nos señala las siguientes ecuaciones para polaridades encontradas:

$$e_1 = L_1 \frac{di_1}{dt} + M \frac{di_2}{dt}$$

$$e_2 = L_2 \frac{di_2}{dt} + M \frac{di_1}{dt}$$

donde,  $e_1$  = voltaje en el primario  
 $L_1$  = inductancia en el primario  
 $i_1$  = corriente en el primario  
 $M$  = inductancia mutua  
 $e_2$  = voltaje en el secundario  
 $L_2$  = inductancia en el secundario  
 $i_2$  = corriente en el secundario

$$M = K \sqrt{L_1 L_2} \quad \dots (47)$$

$K$  = coeficiente de acoplamiento

Como se puede ver los voltajes inducidos son el resultado de las derivadas de las corrientes.

De la etapa de potencia la salida es una señal cuadrada que conmuta el voltaje de Vcc a tierra. Si se conecta esta señal al devanado primario del transformador, que tiene asociada una carga por la que fluye corriente con la misma forma cuadrada del voltaje, de esta manera se inducen tanto en el primario como en el secundario voltajes que dan origen a los picos deseados de la figura 2.3.

#### TRANSFORMADOR CON $n$ DEVANADOS SECUNDARIOS IGUALES

En el caso de existir varios devanados secundarios, ver figura 2.21 existe un flujo mutuo ( $\Phi_m$ ), además de los flujos  $\Phi_1, \Phi_2, \dots, \Phi_n$ . La corriente  $I_1$  es la correspondiente al primario, y considerando que existen varios devanados secundarios tendremos las corrientes  $I_2, \dots, I_n$ . Existen  $n-1$  devanados secundarios.

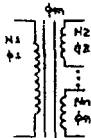


Figura 2.21 Transformador con varios devanados secundarios

donde:  $\Phi_m$  : flujo común  
 $N_i$  : número de vueltas en el  $i$ -ésimo devanado,  
 $(i = 1, \dots, n)$   
 $M$  : inductancia mutua

pero  $N_1 \propto L_1$ ,  $N_2 \propto L_2$ , ...,  $N_n \propto L_n$

$$K = \frac{M}{\sqrt{L_1 L_2 \dots L_n}} \quad \dots (48)$$

si  $K = 1$ , para máxima transferencia de potencia:

$$M = \sqrt{L_1 L_2 \dots L_n} \quad \dots (49)$$

$$I_1 N_1 = I_2 N_2 + \dots + I_n N_n \quad \dots (50)$$

$$\text{si } I_2 N_2 = I_3 N_3 = \dots = I_n N_n = I_N \quad \dots (51)$$

$$I_1 N_1 = (n - 1) I_N \quad \dots (52)$$

$$\frac{N_1}{N} = (n - 1) \frac{I}{I_1} \quad \dots (53)$$

$$\frac{N_1}{N} = \alpha ; \alpha \text{ es la relación de vueltas} \quad \dots (54)$$

$$m = n - 1 \quad m \text{ es el número de devanados secundarios} \quad \dots (55)$$

$$\alpha = m \frac{I}{I_1} \quad \dots (56)$$

Voltajes inducidos en los devanados:

$$V_1 = E_1 \quad \dots (57)$$

$$E_1 = N_1 \frac{d}{dt} \Phi_m \quad \dots (58)$$

$$E_2 = N_2 \frac{d}{dt} \Phi_m \quad \dots (59)$$

$$E_n = N_n \frac{d}{dt} \Phi_m \quad \dots (60)$$

$$\frac{E_1}{E_2} = \alpha_2 ; \alpha_2 = \frac{N_1}{N_2} \quad \text{relación de vueltas del devanado 1 al 2}$$

$$\frac{E_1}{E_3} = \alpha_3 ; \alpha_3 = \frac{N_1}{N_3} ; \frac{E_1}{E_n} = \alpha_n ; \frac{N_1}{N_n} = \alpha_n \quad \dots (61)$$

$$\text{si } \alpha_2 = \alpha_3 = \dots \alpha_n = \alpha \quad \dots (62)$$

$$E_2 = \dots = E_n = E = V \quad \dots (63)$$

$$I_2 = \dots = I_n = I \quad \dots (64)$$

Por transferencia de potencia, la potencia del primario es igual a la suma de potencia de los secundarios.

$$E_{111} = E_2 I_2 + \dots + E_n I_n \quad \dots (65)$$

$$E_{111} = m E I \quad \dots (66)$$

$$V_{111} = m V I \quad \dots (67)$$

#### IMPEDANCIAS

$$Z_1 = \frac{V_1}{I_1} \quad \dots (68)$$

$$V_1 = \alpha V_2 \quad \dots (69)$$

$$I_1 = m \frac{I_2}{\alpha} \quad \dots (70)$$

$$Z_1 = \frac{\alpha V_2}{m I_2} \quad \dots (71)$$

$$\frac{V_2}{I_2} = Z_2 \quad \dots (72)$$

$$Z_1 = \frac{\alpha}{m} Z_2 \quad \dots (73)$$

$$\frac{Z_1}{Z_2} = \frac{\alpha}{m} \quad \dots (74)$$

Cuando existen  $m$  devanados secundarios iguales, la impedancia reflejada al primario se divide entre  $m$ .

La corriente que pasa por el primario es la suma de todas las corrientes que pasan a través de los devanados secundarios dividida entre la relación de vueltas.

La potencia se calcula:  $P = E I$  ( $E=V_0$ :taje,  $I$ =corriente)

## 2.7 Fuente de alimentación

La función de la fuente de alimentación es proporcionar las condiciones de corriente y voltaje necesarias para la operación correcta del sistema.

El nivel de voltaje de la señal de corriente alterna (CA), suministrada por la línea comercial, es bajada con un transformador. Para rectificar la señal se utiliza un circuito puente, se desarrolla un voltaje de corriente directa (CD), con una componente de CA. Posteriormente, con un filtro obtenemos un nivel de CD y finalmente regularemos con un circuito integrado (CI) de voltaje.

El circuito regulador proporciona un voltaje de salida fijo.

### Transformador de cambio de alto voltaje a bajo voltaje

Se utiliza un transformador de cambio de voltaje de la línea de 127 Volts de CA, a 12 Volts de CA. Considerando que tendremos una polarización de 10 Volts de CD (Debido a que polarizaremos a los LM55 con 10 Volts). Para la selección del transformador hay que considerar el consumo total de nuestro sistema. Estos datos se conocerán al tener todos los elementos que integran al EME.

### Circuito rectificador

El circuito rectificador es necesario para convertir una señal que tiene un valor promedio cero en una que tenga un valor promedio diferente de cero.

El circuito utilizado es un rectificador puente. Ver la figura 2.22.

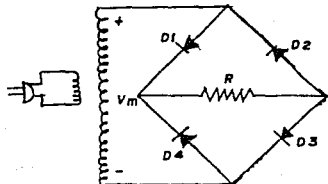


Figura 2.22 Circuito rectificador.

Este circuito requiere de cuatro diodos para la rectificación completa.

Para considerar como opera el circuito debemos ver como se establecen las rutas de conducción. Considerando una señal de tipo senoidal, durante el semiciclo positivo del voltaje obtenido en el secundario del transformador, figura 2.23, los diodos  $D_1$  y  $D_3$  se polarizan en directa, fluyendo la corriente a través de la carga y produciendo una caída de voltaje con el sentido indicado. La caída a través de los diodos se considera cero volts, y el voltaje pico del transformador aparece a través de la resistencia  $R$ . En este mismo instante  $D_2$  y  $D_4$  están polarizados en inversa, por lo que no conducen.

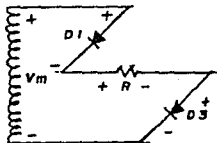


Figura 2.23. Conducción en semiciclo positivo.

En el semiciclo negativo los diodos que conducen son  $D_2$  y  $D_4$ , los diodos  $D_1$  y  $D_3$  quedan polarizados en inversa, figura 2.24. El voltaje a través de  $R$  se establece con la misma polaridad que en el semiciclo positivo. El voltaje a través de cada diodo polarizado inversamente es  $V_m$ .

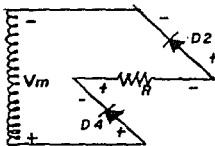


Figura 2.24 Conducción en semiciclo negativo.



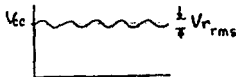
Una ventaja de utilizar este tipo de rectificación completa con respecto a utilizar un transformador con "tap" central, es que no se necesita tap central y sólo necesitan un voltaje máximo ( $V_m$ ) a través del transformador. Una segunda ventaja es que el voltaje de pico inverso (PIV) requerida en los diodos será la mitad de voltaje del que se utilizaría en uno con rectificador de transformador con "tap" central.

Ya rectificada la señal, se conecta un filtro que limita la entrada de componentes de alterna, para quedarnos con la mayor componente de directa.

### Filtro

Después de la rectificación se pone un filtro paso bajas, para hacer que la señal rectificada sea 'menos pulsante', es decir haría lo más lisa posible la señal y lo menos posible de componentes de CA.

Una señal filtrada tiene este tipo de forma:



Definiendo parámetros como voltaje de rizo ( $V_r$ ), que es una pequeña componente de CA, y  $V_{cc}$  que es el valor de CD que se debe mantener tenemos que el rizo será igual a:

$$r = \frac{V_r}{V_{cc}} \cdot 100$$

Cuanto más pequeño es el rizo mejor será el filtro.

Otro parámetro importante de considerar es la regulación de voltaje.

$$RV = \frac{V_{cc} - V_{cc \text{ carga}}}{V_{cc \text{ carga}}} \cdot 100$$

La regulación de voltaje nos indica que tan buena es la fuente para mantener el voltaje a la salida al variar la carga.

En la salida del circuito rectificador se conecta un capacitor ( $C_0$ ). El voltaje filtrado tiene una componente de CD con una componente de CA (Voltaje de rizo). El voltaje de rizo disminuye conforme se incrementa el tamaño del capacitor. Considerando que el valor de la reactancia capacitiva está definida por  $1/\omega C$ , cuanto mayor sea el valor de la capacitancia menor será la impedancia, como la impedancia está conectada a tierra la componente de CA se consume aquí. Un valor que puede ser utilizado es el de 100 microfaradios (10). Si no existiese carga alguna, la componente de CD se mantendría única y de valor  $V_m$ .

Para regular al valor de nivel de voltaje requerido, la señal rectificada y filtrada se le alimenta a un circuito regulador integrado, el cual entrega el voltaje fijo. Ver figura 2.25.



Figura 2.25 Operación del regulador de voltaje (RV)

### Regulador

El regulador que utilizaremos será un circuito integrado (CI) de tres terminales. Estos circuitos ya contienen los elementos necesarios para obtener el voltaje deseado, contienen una fuente de referencia, un amplificador de error, el dispositivo de control y la protección para sobrecarga.

En la terminal de este regulador, indicada como  $V_{in}$ , se conecta el voltaje no regulado; y en la terminal indicada con  $V_{out}$ , obtenemos el voltaje regulado; la tercera terminal es la referencia o tierra. En este tipo de reguladores debe mantenerse un voltaje mínimo en  $V_{in}$  para obtener el voltaje regulado deseado.

Un diagrama esquemático de este tipo de regulador es el mostrado en la figura 2.26.



Figura 2.26 Esquema del regulador de voltaje.

Un grupo de reguladores de voltajes positivos fijos son los de la serie 78, que van desde 5 Volts hasta 24 Volts. En esta serie los dos dígitos que se encuentran a continuación del 78 indican el voltaje de regulación.

En el regulador se conectan capacitores a la entrada como a la salida para mantener la componente de CD y eliminar el voltaje de rizo que pueda existir. Los valores de estos capacitores se dan en las aplicaciones típicas (16), de  $0.1 \mu\text{F}$  a  $V_{in}$  y de  $1 \mu\text{F}$  a  $V_{out}$ .

## 2.8 Protección

Este bloque sirve para proteger al equipo contra posibles sobrecorrientes, ya que todos los equipos pueden sufrir cortos circuitos. Si el equipo no cuenta con este tipo de protección habría componentes que se dañarían y su reparación sería más tardada y costosa, pues es necesario un tiempo para localizar el componente dañado. La protección es el fusible F1

Finalmente, reuniendo los bloques que se describieron anteriormente se tiene el diseño general mostrado en las figuras 2.27 y 2.28.

Se observa del diseño de la figura 2.28 que en el colector del Darlington se conecta un LED para indicar las condiciones de frecuencia y potencia. Se conecta en paralelo al devanado primario del transformador un diodo como interruptor, que en el caso de estar cerrado recorta la señal y evita que se dé el estímulo a los músculos.

## 2.9 Generalidades del electrodo

El electrodo\* es el dispositivo de interfaz entre el EME y el sujeto, por lo que es bueno conocer generalidades de éste. El electrodo es un dispositivo que detecta o transmite reacciones eléctricas en un organismo vivo. El electrodo es de un material conductor, que por sus

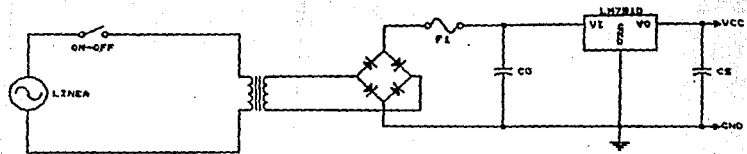


Figura 2.27 Fuente de Poder

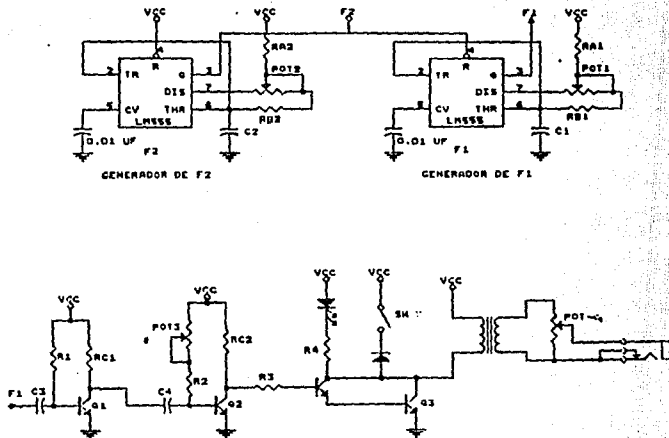


Figura 2.28 Diagramas eléctricos de los bloques generadores de  $F1$  y  $F2$ , MAP, de potencia y acoplamiento.

características de forma y material conducen mejor las señales. En el caso de la estimulación muscular el material con el que se construya éste puede ser arbitrario, pero para el caso de sensar voltaje es muy importante el material del que se encuentran hechos, además que en costos se ven diferencias. Los electrodos que sensan potenciales de la actividad cerebral utilizan aleaciones de oro y plata. El material de los electrodos del EME es plástico con carbón, éstos no son caros y funcionan bien para la estimulación de una gran área de músculos. Existen tres tipos de electrodos dependiendo de su construcción física: los electrodos de superficie como el de la figura 2.29, que se ponen sobre la piel, los electrodos de aguja, porque son agujas que van conectadas a puntos internos del organismo, y los microelectrodos que son muy pequeños.



Figura 2.29 Electrodo de superficie

La impedancia de la piel sin los electrodos sería muy alta, del orden de megaohms.

#### Características de los electrodos

La impedancia de los electrodos es inversamente proporcional al área de los mismos.

El material de que están hechos es un material conductor unido a un cable. En nuestro caso nos interesan los electrodos de superficie, los cuales se ponen sobre la piel. Además del electrodo\* se debe poner una sustancia electrolítica que permita el mayor acoplamiento del electrodo\* a la piel; existen diversas sustancias comerciales en presentaciones de gel y pastas u otra forma. En el caso de medición de señales, la buena calidad de la sustancia electrolítica es fundamental, para el caso de estimulación no es necesario algún tipo específico de electrolito, igualmente en el caso del electrodo.

El electrodo\* se utiliza para evitar daños a la piel es por eso recomendable una mayor área del electrodo\* para distribuir el flujo de carga.

Una característica observable en el electrodo\* es que una vez puesto, conforme pasa el tiempo, su impedancia va reduciéndose. El decremento que sufre es exponencial, por

ejemplo, cae al 37% del valor inicial en aproximadamente 7 minutos.

La impedancia de la piel tiene diferentes valores en el cuerpo humano; además, no es la misma para ambos sexos, en las mujeres es más alta alcanzando un 50 % más que en el hombre. Por ejemplo, en la zona de la cabeza se tiene menor impedancia que en el cuerpo.

Como se ve un modelo del electrodo\* (figura 2.18) conectado a la piel, existe una resistencia y un capacitor. Los valores de éstos están en función de la frecuencia de la señal de acción. El capacitor se considera electrolítico porque se tiene entre las placas conductoras (electrodos), lo que es la piel y la sustancia electrolítica.

En la caracterización de los valores de las resistencia (R1 y R2) y capacitancias (C1 y C2) de la figura 2.18, se hacen mediciones. Una respuesta típica de los valores que toman las reactivancias capacitivas y las resistencias se muestran en la figura 2.30.

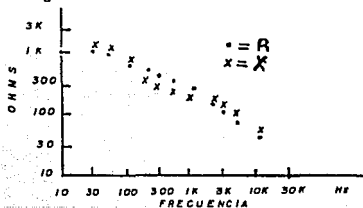


Figura 2.30 Valores de Reactancia capacitiva y resistencia del electrodo de aleación de acero y solución salina al 0.9 %.

## 2.10 Requerimientos de los bloques

A continuación se especifican los requerimientos de cada uno de los bloques descritos anteriormente.

Requerimientos de voltaje. Como los dos circuitos estables se polarizan en un rango de 10 a 24 volts (16), se empleará el valor mínimo de voltaje, la fuente de polarización será de 10 volts para polarizar a todo el sistema.

Para poner el bloque de protección del sistema es necesario conocer el consumo de corriente en el caso crítico, y una vez conocido este valor se le da un margen de

aproximadamente el 10% más. Este valor se determina con base a un trabajo experimental.

Con base en los tiempos -de duración de la respuesta a un estímulo, en músculos de los miembros inferiores, la contracción y relajación va de 50 a 100 msec(1), se consideró el tiempo de respuesta de 50 msec. Sacando el inverso a 50 msec tenemos como frecuencia de operación 20 Hertz.

Dando pulsos con esta frecuencia en el músculo, éste empezará a sentir una contracción constante. Si se sigue elevando la frecuencia, al llegar 60 Hertz o más (1) se tiene a: músculo en tetania completa\*. Con base en lo anterior se fijan los valores de frecuencia de la señal  $F_1$ , en un rango de 15 a 100 Hertz, para cumplir desde el inicio de la contracción hasta la tetania completa.

Para caracterizar la señal de  $F_2$ , que es la señal que modulará en amplitud a la señal  $F_1$ , se define el ritmo de la contracción. Como si estuviéramos haciendo ejercicio, a un ritmo rápido tenemos una contracción en 1 segundo (1 Hertz), o hasta una contracción en 4 segundos (0.25 Hertz), que es un ritmo adecuado (\*observación médica\*). Como se sabe  $F_1$  debe ser mayor que  $F_2$ . El valor de frecuencia de  $F_2$  será de 0.25 a 1 Hertz.

El proceso de modulación en amplitud se da por la multiplicación de las señales de ambos multivibradores. La señal modulada en amplitud (AM) consiste una serie de pulsos, de los cuales modularemos su ancho (MAP\*). La intensidad de estimulación depende tanto del voltaje como del ancho de los pulsos. El ancho del pulso es independiente de la frecuencia que tenga  $F_1$ . Tanto la frecuencia de  $F_1$ , como el ancho se controlan independientemente, pero hay que tomar cuenta el máximo ancho de pulso que se puede tener a la frecuencia de 100 Hertz en  $F_1$ , el ancho máximo no debe ser mayor de 5 msec (tomando la mitad del período). Se fija el máximo ancho de pulso como 2 msec. Se sugiere de 0.2 a 2 msec (9).

La etapa de potencia permite que la señal obtenida anteriormente no se pierda por falta de potencia.

La etapa de acoplamiento utiliza un transformador, que por su característica elevará el voltaje, modificará la señal digital obtenida y reflejará la carga al primario.

Resumiendo la señal  $F_1$  determina el tipo de contracción, desde lo que sería una contracción simple hasta la tetania completa. La señal  $F_2$  determina el ritmo de contracción. Y por último la intensidad de contracción se controla tanto con el ancho de los pulsos, como con el voltaje aplicado al electrodo.



### CAPITULO 3. DISEÑO DEL ESTIMULADOR MUSCULAR ELECTRONICO

Para desarrollar los diferentes bloques del EME se diseñó cada uno de los elementos que integran el sistema de acuerdo a las características requeridas. Se utilizaron circuitos integrados por las grandes ventajas que éstos presentan en la construcción del EME; se tienen reguladores de voltaje, que se encuentra en el bloque correspondiente a la fuente de alimentación; y circuitos temporizadores como elementos de generación de las frecuencias  $F_1$  y  $F_2$ , además mediante estos circuitos se tiene control de sus frecuencias de operación, con una resistencia variable, la modulación en amplitud de  $F_1$ , se logra utilizando la terminal de RESET de los circuitos temporizadores

Conocidas las señales que se deben tener, se proponen los diagramas eléctricos correspondientes a cada bloque, que se ven en las figuras 2.27 y 2.28. En éstos se distinguen los elementos necesarios para la realización del bloque. Cada uno de los cuales se interconectará para llegar a la respuesta deseada.

A continuación se da una explicación de como se implementa y calculan los parámetros de cada bloque.

#### 3.1 Cálculos de las frecuencias de $F_1$ y $F_2$

Dadas las ecuaciones del circuito LM555 obtenemos las frecuencias de cada bloque. La figura 3.1 corresponde a este bloque

Para nuestra aplicación utilizaremos el integrado LM556, ya que en él se tienen dos CI LM555 en un mismo empaquetado. Este es altamente estable en su oscilación, al igual que el LM555. Cada Oscilador contenido opera independientemente uno del otro, aunque son polarizados con la misma fuente ( $V_{cc}$ ), es decir, tienen en común a  $V_{cc}$  y la tierra (GND). La forma de la señal de salida es cuadrada, y dada su estructura pueden proporcionar hasta 200 mA de corriente.

Las características generales de LM555 son las siguientes(16):

- Existe reemplazo por SE556/NE556.
- Temporizado desde microsegundos hasta horas.
- Opera en modo astable y monoestable.
- Corriente de salida de 200 mA.
- Estabilidad de temperatura mejor que 0.005 % por  $^{\circ}C$ .
- Polarización posible de +5V a +15V.

Para polarizar al circuito utilizamos un voltaje de +10 volts.

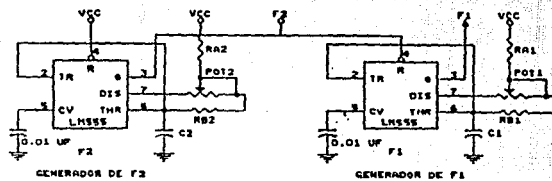


Figura 3.1 Diagrama eléctrico del bloque generador de F1 y F2.

## Cálculos para F1

La frecuencia F1, de acuerdo al análisis presentado en el capítulo 2, tendrá que variar entre 60 y 100 Hertz, que es el rango de frecuencias que se requiere para que el músculo llegue a contraerse en forma continua; es por esta razón que se modula a estos pulsos, para permitir que el músculo se relaje en ciertos intervalos de tiempo. Para contracciones espasmódicas, el intervalo de frecuencias requeridas es de 15 a 30 Hertz en este caso no es tan necesaria la modulación de los pulsos, ya que se tiene un pequeño periodo de relajación en el músculo, aunque en muchos casos si se aplica con la modulación.

Como se sabe, si se aumenta la frecuencia de los pulsos obtendremos una mayor respuesta del músculo.

Para el intervalo de frecuencias de 15 a 100 Hertz, el valor de la resistencia RB se implementará utilizando un potenciómetro con una resistencia en serie. Para f=100 Hertz, el valor RB será:

$$RB = RB1 + POT1 \quad \text{y si } POT1 = 0 \Omega$$

$$\text{si consideramos } RA1 := RB1$$

$$C1 = 1 \quad \mu F$$

entonces

$$f = \frac{1.44}{(RA1 + 2 \cdot RB1) \cdot C1}$$

$$f = \frac{1.44}{3 \cdot RB1 \cdot C1}$$

$$RB1 = \frac{1.44}{3 \cdot f \cdot C}$$

$$RB1 = \frac{1.44}{3 \cdot 100(\text{Hz}) \cdot 1(\mu F)}$$

$$RB1 = 4.8 \quad (K\Omega) \quad \text{Valor de la resistencia}$$

Para  $f = 15$  (Hz), se calcula  $R_B$  con la resistencia y el potenciómetro en serie y fijado el valor de  $RA1 = 4.8$  (K $\Omega$ ), la ecuación queda.

$$R_B = R_{B1} + POT1$$

$$R_B = \left[ \frac{1.44}{f C1} - RA1 \right] \frac{1}{2}$$

$$R_B = \left[ \frac{1.44}{15(\text{Hz}) \cdot 1(\mu\text{F})} - 4800(\Omega) \right] \frac{1}{2}$$

$$R_B = 45.6 \text{ (K}\Omega\text{)}$$

El valor del potenciómetro estara' dado por:

$$POT1 = R_B - R_{B1}$$

$$POT1 = 45.6 - 4.8$$

$$POT1 = 40.8 \text{ (K}\Omega\text{)} \quad \text{Valor potenciómetro}$$

Cálculo para  $F2$

Esta frecuencia se utilizara' para modular a los pulsos de frecuencia  $F1$ . Como los pulsos los obtendremos apartir de los flancos de bajada de  $F1$ , no nos interesa su ciclo de trabajo, en cambio en  $F2$  es importante su ciclo de trabajo.  $F2$  variara' de 0.25 (Hz) a 1 (Hz). La variación de frecuencia se logra con  $R_B$  que será un potenciómetro y una resistencia en serie ( $R_B = R_{B2} + POT2$ ). Figura 3.1

Empezando con  $f=1$  (Hz) y  $RA2$  igual a  $R_B$ , con  $POT2 = 0$   $\Omega$ , y utilizando un capacitor  $C$  de 100  $\mu\text{F}$ , tenemos las ecuaciones.

$$R_B = R_{B2} + POT2 \quad \text{si } POT2 = 0 \Omega$$

$$C2 = 100 \mu F$$

$$f = \frac{1.44}{3 \cdot RB2 \cdot C2}$$

$$RB2 = \frac{1.44}{3 \cdot 1(\text{Hz}) \cdot 100(\mu F)}$$

$$RB2 = 4.8 \text{ (K}\Omega\text{)}$$

Calculando su ciclo de trabajo:

$$\%D = \frac{RA2 + RB2}{RA2 + 2 \cdot RB2} \cdot 100$$

$$RA2 = RB2$$

$$\%D = 66.6 \%$$

Para el cálculo de F2 cuando sea  $f = 0.25$  (HZ) se vuelve a tener la ecuación:

$$RB = RB2 + POT2$$

$$RB = \left[ \frac{1.44}{f \cdot C} - RA2 \right] \cdot \frac{1}{2}$$

$$RB = \left[ \frac{1.44}{0.25(\text{Hz}) \cdot 100(\mu F)} - 4800(\Omega) \right] \cdot \frac{1}{2}$$

$$RB = 26.8 \text{ (K}\Omega\text{)}$$

El ciclo de trabajo para este caso:

$$\%D = \frac{RA2 + RB}{RA2 + 2 \cdot RB} \cdot 100$$

$$\%D = \frac{4.8 + 26.8}{4.8 + 2 \cdot 26.8} \cdot 100$$

$$\%D = 54.11 \quad \%$$

Las variaciones del ciclo de trabajo es del 66% al 54%; estos valores se pueden considerar buenos ciclos de trabajo, pues serán los tiempos en que se suministren los pulsos.

El valor del potenciómetro para este caso será:

$$POT2 = RB - RB2$$

$$POT2 = 26.8 - 4.8 \quad (K\Omega)$$

$$POT2 = 22 \quad (K\Omega)$$

Como las frecuencias las iremos modificando en función del potenciómetro RB, la frecuencia tiene un comportamiento exponencial, si se utiliza un potenciómetro logarítmico, la respuesta se linealiza, como se ve en la gráfica utilizando una escala logarítmica.

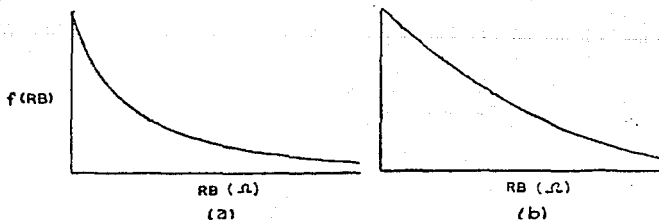


Figura 3.2 Gráficas de frecuencia Vs. resistencia RB empleando, (a) un potenciómetro RB lineal, (b) un potenciómetro RB logarítmico

### 3.2 Cálculos en el bloque MAP

Considerando  $\tau$  (RC) como la duración del pulso deseado, entonces para un  $\tau = 1$  ms y considerando que es menor que 10 ms (menor periodo de F1)

$$RC = 1 \quad (\text{ms})$$

$$R1 = 10 \quad (\text{K}\Omega)$$

$$C3 = 0.1 \quad (\mu\text{F})$$

Apartir de este pulso se vuelve a acoplar a otro arreglo igual, pero en éste, R consistirá de una resistencia (R2) y un potenciómetro (POT3), para variar la duración del pulso. La duración va de 0.2 (ms) a 2 (ms). Estas son las condiciones requeridas para un flujo de corriente que no dañe al músculo. Si se incrementara el valor de la corriente podría causar un daño.

$$C4 = 0.1 \quad (\mu\text{F})$$

$$R2 = \frac{0.2(\text{ms})}{0.1(\mu\text{F})}$$

$$R2 = 2 \quad (\text{K}\Omega)$$

$$R = R2 + \text{POT3} \quad \text{si POT3 es máximo en su valor}$$

$$R = \frac{2(\text{ms})}{0.1(\mu\text{F})}$$

$$R = 20 \quad (\text{K}\Omega)$$

$$\text{POT3} = R - R2$$

En este caso utilizaremos un potenciómetro lineal cuyo valor será de 18 (K $\Omega$ ).

El cálculo de la corriente de colector es de la siguiente manera  $I_c = (V_{cc} - V_{sat})/R_c$ ,  $R_c = 10 \text{ K}\Omega$  ( $R_{C1}$  y  $R_{C2}$ ),  $V_{cc} = 10$  volts,  $V_{sat} = 0.2$  volts por lo que  $I_c = 0.98 \text{ mA}$ .

### 3.3 Cálculo del transformador de acoplamiento

El transformador a utilizar transmitirá la potencia generada en el primario a cada uno de los devanados del secundario. Considerando un transformador de núcleo de hierro laminado, el cual se excitará con pulsos de 10 volts, que es el valor de la fuente, y esperando tener 60 volts en cada devanado secundario, consideraremos una relación de  $\alpha = 1/6$ . De la referencia (10) tenemos:

La corriente en cada devanado secundario:

$$I = \frac{E_2}{Z_2} \quad \begin{array}{l} E_2 \text{ voltaje en el secundario} \\ Z_2 \text{ impedancia en el secundario} \\ Z_2 = 10 \text{ K}\Omega \end{array}$$

$$I = \frac{60(\text{Volts})}{10(\text{K}\Omega)}$$

$$I = 6 \text{ (mA)}$$

La potencia por cada devanado secundario:

$$P = 60(\text{Volts}) \cdot 6(\text{mA})$$

$$P = 0.360 \text{ (W)}$$

Como se tienen 6 devanados secundarios, la potencia total (PS) de los seis devanados sera:

$$PS = 6 P$$

$$PS = 2.16 \text{ (W)}$$

Además el transformador reflejará en el primario una carga dada por:

$$\text{si } \alpha = 1/6 \text{ y } m = 6$$

$$Z_1 = \frac{\begin{bmatrix} 1 \\ 6 \end{bmatrix}^2}{6} \cdot 10(\text{K})$$



$$Z_1 = 46.2 \text{ } (\Omega)$$

La impedancia reflejada es de 46.2 ( $\Omega$ ), con los 8 devanados.

La corriente en el primario:

$$\text{si } E_1 = 10 \text{ volts}$$

$$I_1 = \frac{E_1}{Z_1}$$

$$I_1 = 0.216 \text{ (A)}$$

La potencia en el primario es igual a la potencia de los devanados secundarios (P<sub>S</sub>), ya que se esta transformado la energia:

$$P = 10(\text{volt}) \cdot 0.216(\text{A})$$

$$P = 2.16 \text{ (W)}$$

Para el diseño del transformador, se sabe empíricamente que por cada volt que se aplique se dan diez vueltas, resultando el diseño del transformador con 100 vueltas en el primario y 600 vueltas por cada devanado en el secundario.

Ya conocidos los valores de la potencia y de las corrientes en los devanados, se manda construir el transformador de potencia. El transformador es de núcleo de hierro laminado por lo que la suposición de que K es igual a 1, hecha en el capítulo 2, es aceptable para los cálculos realizados.

Los valores de las inductancia asociada a cada devanado serán las responsables de que los voltajes inducidos existan.

### 3.4 Cálculos en la etapa de potencia

En la etapa de potencia se tiene la configuración Darlington, que opera en corte y saturación. En este caso se debe saber la corriente que pasa por el colector del Darlington. El arreglo de carga es el mostrado en la figura 3.3:

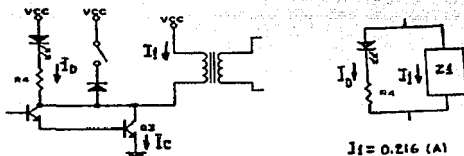


Figura 3.3 Arreglo Darlington

Como se observa el LED está en paralelo con la carga reflejada por el transformador. La corriente que circula por el colector es la suma de la que pasa por el LED más la de la carga del transformador ( $I_c = I_D + I_I$ ).

La resistencia  $R_4$  del LED es de  $470 \Omega$ , considerando el voltaje del LED de 2 volts (VD), cuando está en saturación el Darlington, la corriente  $I_D = (V_{cc} - V_{sat} - VD)/R$ ,  $V_{cc} = 10$  volts,  $V_{sat} = 0.2$  Volts y  $R = 470 \Omega$ ,  $I_D = 16.5$  mA.  $I_c = 16.5 \text{ mA} + 216 \text{ mA} = 232.5 \text{ mA}$ .

### 3.5 Protección

La importancia de la protección es porque evita que en dado caso de que se presente un corto circuito, éste llegue a dañar alguno de sus elementos. Para proteger al circuito se coloca un fusible de un valor que sea un 10 % mayor que la corriente que circula normalmente por ese punto. Para el valor de éste es necesario saber el consumo de cada uno de los elementos y en suma se obtiene el valor de la corriente consumida por el sistema.

También, en la etapa de protección se tiene el regulador integrado que es el que evita que la polarización sobrepase los valores establecidos, y así evitar que no se den voltajes muy altos a la salida, que ya podrían ser dañinos al sujeto que se le esté aplicando un tratamiento con el EME. Además la fuente está aislada de los electrodos para evitar descargas de voltaje.

## CAPITULO 4. CONSTRUCCION Y PRUEBAS

Para la construcción del EME primero se monto en una tarjeta de experimentación de "Proyect board", para que en dado caso que fuese necesario el cambiar los valores de algunos de los elementos del sistema, pudiese hacerse fácilmente, y así obtener los parámetros deseados. Una vez comprobada la operación del EME se procedió a construir su circuito impreso.

### 4.1 Construcción del circuito impreso

Para el diseño del circuito impreso se empleó el paquete de software SMARTWORK. El "smartwork" es un paquete diseñado para auxiliar en el diseño y producción de originales de tabletas de circuitos impresos. La versión empleada fue la 1.4 rl. para utilizarse en una computadora personal compatible IBM.

El empleo de este paquete se limita a que una vez teniendo la disposición de todos los componentes y de un circuito en borrador, con el "smartwork" se hacen las pistas y la disposición de los orificios en los que las medidas serán con mayor precisión, y si la disposición de los elementos no es la adecuada se puede ir modificando fácilmente el diagrama del circuito impreso.

Con el paquete se pueden producir dibujos de circuitos impresos de calidad profesional en tiempos menores que se tomarían con técnicas convencionales. Este sistema de diseño computarizado permite la rápida y precisa revisión y modificación del trabajo previo.

El circuito impreso con los requerimientos de las etapas anteriores fue el siguiente (Figura 4.1):

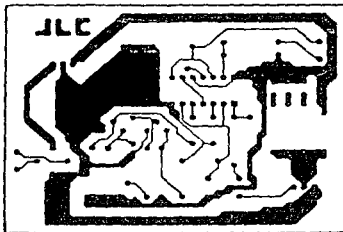


Figura 4.1 Circuito impreso del EME.

La construcción del EME se hizo utilizando el circuito impreso diseñado, el circuito se pasó sobre la placa de baquelita con capa de cobre, utilizando un marcador, pincas y círculos de rapid circuit. En el ácido caliente se pone unos cuantos minutos la placa, disolviéndose las zonas de cobre que no se deseaban. La placa se limpia con agua, se seca y se hacen los orificios para las terminales de los elementos, y comprobando la continuidad en los partes que lo requieren. Con esto ya está listo el circuito impreso y sólo queda por colocar los elementos.

Para obtener la señal deseada, primero se arma en una tableta de prueba, donde es más sencillo cambiar valores de resistencias o capacitores, es decir, aquí se calibra más fácilmente, ya que si lo tenemos en el circuito impreso hay que desoldar, y si es en varias ocasiones, se dañaría el circuito impreso.

#### 4.2 Implementación del EME

Basándonos en el diseño del capítulo anterior la implementación se hizo de la siguiente manera:

La fuente de alimentación consta primeramente de un transformador de 112 a 12 volts, con una capacidad de 500 mA de corriente. Seguido de un puente de diodos integrado, este puente es de una capacidad de 1.5 Amperes. Como filtro se utilizó un capacitor electrolítico de 100  $\mu$ F y como regulador se empleó el CI 7810, con éste evitamos que el voltaje de rizo fuera relevante.

La protección consta de un fusible (F1) tipo americano que se muestra en la figura 2.27. La capacidad de este fusible fue de 700 mA, ya que el consumo normal es de aproximadamente 650 mA (dato obtenido experimentalmente).

Para el mejor aprovechamiento del espacio se utilizó el circuito integrado LM 556. Este circuito contiene dos LM 555 en el mismo encapsulado.

Las características eléctricas del LM 555 se dan en el apéndice, y no varían mucho de las del encapsulado del LM 556.

La variación de la frecuencia se logra utilizando potenciómetros. Si se observa la ecuación de la frecuencia en función de las resistencias RB, ésta varía logarítmicamente. Si se utilizan potenciómetros con respuesta logarítmica, la ecuación se realiza aceptablemente.

Para controlar el ancho de los pulsos (bloque MAP) se utilizan los transistores BC337 (Q1 y Q2). En este caso los

transistores operan en saturación y corte. La corriente de saturación máxima en el colector en los BC337 es de 500 mA. La corriente de colector cuando se encuentran en saturación es de 0.98 mA, lo que da como aceptables a este tipo de transistores.

La etapa de potencia tiene un arreglo Darlington con un encapsulado T0-220, con la máxima de hasta 10 Amperes, con una disipación de 65 watts.

El transformador se construyó con los detalles del diseño descritos en el capítulo II.

Las resistencias utilizadas fueron de carbón con una disipación de 1/4 de watt, ya que las corrientes que manejan no son muy altas.

Los capacitores empleados con un valor arriba de 1  $\mu$ F son electrolíticos, con capacidad mayor a los 15 volts para que soporten los voltajes a los que se someten. Los demás son cerámicos.

#### LISTA DE ELEMENTOS QUE QUEDARON FINALMENTE

En base al diseño de las figuras 2.27 y 2.28 los elementos y valores de resistencias y capacitancias son:

##### CAPACITORES:

Co	1000 $\mu$ F - 25 V
Cs	1 $\mu$ F - 16 V
C1	1 $\mu$ F - 25 V
C2	100 $\mu$ F - 16 V
C3	0.1 $\mu$ F
C4	0.43 $\mu$ F

##### RESISTORES:

RA1	4.7 K
RB1	4.7 K
RA2	4.7 K
RB2	4.7 K
R1	10 K
R2	2.2 K
R3	10 K
RA	470
RC1	10 K
RC2	10 K
POT1	50 K
POT2	20 K
POT3	20 K

## FUSIBLES

F1 0.7 A -250 V

Cantidad	Nombre	Descripción
1	W02M	Puente de diodos rectificadores
1	LM555	Dual timer
1	7810	Regulador de Voltaje
2	BC337	Transistor NPN
1	1N4002	Diodeo rectificador

## 4.3 Comparación con otros equipos empleados

Ya una vez colocados todas las componentes en el circuito impreso y soldados respectivamente se observan las señales en diferentes puntos del circuito. Con la observación de haber calibrado el ancho de pulso con el capacitor C4. En la figura 4.2 se ve el diagrama con el tipo de señales que se observaron en cada punto. Las señales observadas se ven en la Figura 4.2.

Como puede observarse las señales son las que se esperaban.

Existen equipos que realizan la misma operación que el EME, una manera particular de crear las señales necesarias en mediante la utilización de un microprocesador. El uso de este tipo de componentes podría diversificarse y con la programación necesaria obtener el tipo de señal requerida para el uso que deseemos.

Existen equipos comerciales que entregan señales como las del EME, pero en ellos su realización es de otra manera. En particular, el EME desarrollado en esta tesis cumple con las necesidades para las cuales fue creado, que es una estimulación muscular de músculos externos.

## 4.4 Pruebas realizadas

Comparando las señales existentes del EME con las del equipo empleado en una clínica se observó que son similares. Haciendo pruebas con pacientes que necesitan de este equipo para su rehabilitación, se utilizó el EME en tres pacientes. En ellos se aplicó el tratamiento diagnosticado por el médico y se encontró que llevando acabo el tratamiento correspondiente se lograron las rehabilitaciones.

Las pruebas realizadas fueron para personas que padecían de músculos atónicos (sin fuerza) en algunas partes de sus miembros, estas personas fueron de aproximadamente de 60 años de edad, y su atención se debe principalmente a que por su misma edad van dejando de utilizar sus miembros.

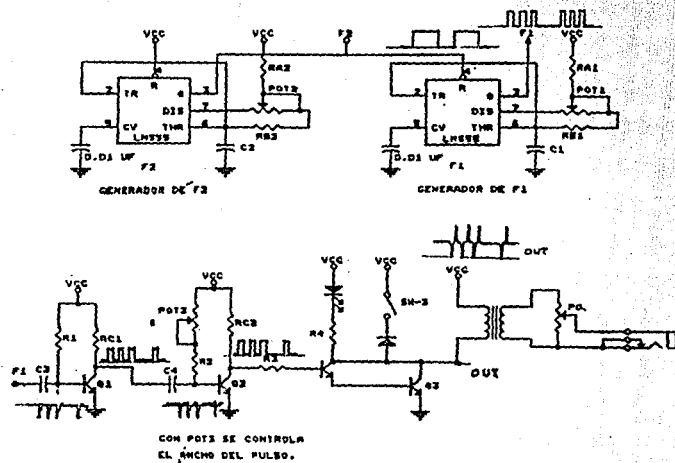
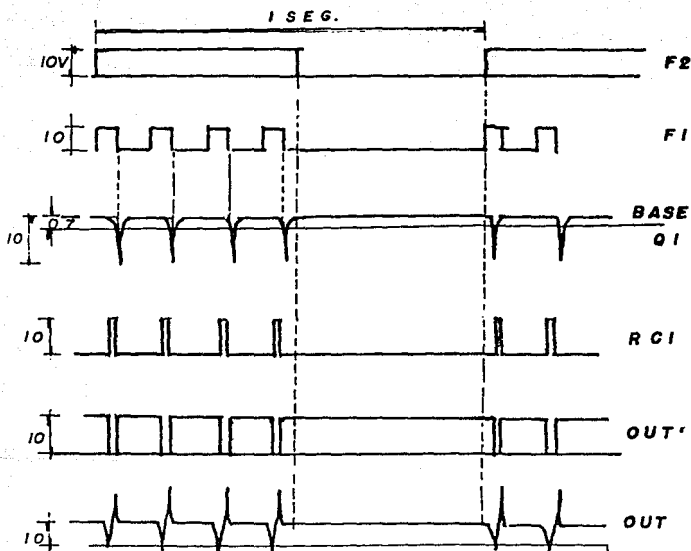


Figura 4.2 Diagrama eléctrico del ENE con las señales vistas en diferentes puntos



**\* F1 SE MIDIO OBTENIENDO FRECUENCIAS  
DE 25 A 100 Hz.**

**OUT' SALIDA SIN ACOPLAR EL TRANSFORMADOR**

Figura 4.3 Señales obtenidas en el EME



#### 4.5 Resultados obtenidos

Los resultados que se obtuvieron fueron satisfactorios, ya que se rehabilitaron un grupo de personas con el uso del EME.

Aunque el tratamiento en este caso particular de deficiencia muscular debe ser continuo, el sustituir el aparato que se utilizaba normalmente por el EME, generó en un principio desconfianza entre los pacientes, en cuanto se obtuvieran los mismos resultados que les daba el equipo comercial. No obstante lo anterior y con el apoyo del médico, quien estaba convencido de que el EME cumplía con los requerimientos de su equipo, los pacientes aceptaron. Después de las primeras sesiones, estuvieron de acuerdo que no se sentía diferencia alguna con respecto al otro equipo.

El EME se empleó por una semana en pacientes que necesitaban de un tratamiento diario, los pacientes con la utilización del EME no perdieron la tensión muscular que habían logrado con el otro equipo. Después de esta semana se volvió a emplear su mismo equipo, comprobándose que el EME sí cumplía con los requerimientos para la terapia muscular, con un control de frecuencia y potencia que se adecuan a la terapia requerida por cada paciente.

En conclusión se puede decir que el EME puede sustituir a este aparato empleado en la clínica.

Un punto importante a mencionar es que la polarización de 10 volts no presenta voltaje de rizo y se mantiene constante cuando se utiliza la carga total. En la etapa de control del ancho de pulso se puso en paralelo al capacitor C4, un capacitor para alcanzar duración de 2 ms, y con un valor de 0.33 uF alcanzó hasta 2.5 ms.

## CAPITULO 5. CONCLUSIONES Y COMENTARIOS

Como se advierte el EME es un aparato que cumple con los objetivos para los que fue creado, con las condiciones técnicas que establecen los aparatos comerciales existentes y con la seguridad para las personas que lo emplean.

En la figura 5.1 se ve el EME desarrollado en esta tesis, este aparato, dado sus características, debe ser empleado con la supervisión médica, ya que las personas que tengan alguna deficiencia cardíaca, o que por prescripción médica no puedan tener agitaciones, podría ser contraindicatorio, y en el mismo caso se encuentran las personas que utilizan marcapasos. Por lo tanto, antes de la aplicación del tratamiento es conveniente que un médico lo apruebe.

La colocación de los electrodos debe ser de tal forma, que según el músculo o grupo de músculos que quieren ser excitados, deberá colocarse un electrodo en un extremo del músculo y el segundo electrodo en el otro extremo. Para la colocación de estos electrodos, por consiguiente, hay que tener conocimiento de la distribución y función de los músculos.

Hay que cuidar los siguientes puntos al colocar los electrodos (ver figura 5.2):

1o. Colocar todos los controles en la mínima posición, además de poner el interruptor SW2 (e) y SW1 (d) en la posición ON.

2o. Esparcir la sustancia electrolítica sobre la piel y la superficie del electrodo. Como sustancia electrolítica puede usarse el alcohol.

3o. Colocar los electrodos firmemente sobre la piel, sujetando cada electrodo con cintas elásticas o con vendas.

4o. Después de colocar los electrodos, posicionar el SW2 (e) en OFF. Mover el control de potencia (c) (en la figura 5.2 se observa la carátula del EME donde se aprecia el control (c) al que se hace referencia) al 50 % de la potencia total. Seleccionar la frecuencia de F1 y posteriormente con los controles de voltaje de cada electrodo ir aumentando gradualmente hasta que el paciente sienta contracciones cómodas y no violentas. Así se realiza sucesivamente con cada par de electrodos.

Precaución: en caso de que al paciente le molesten los impulsos eléctricos se deberá posicionar el SW2 inmediatamente en ON, para reajustar la operación del EME.

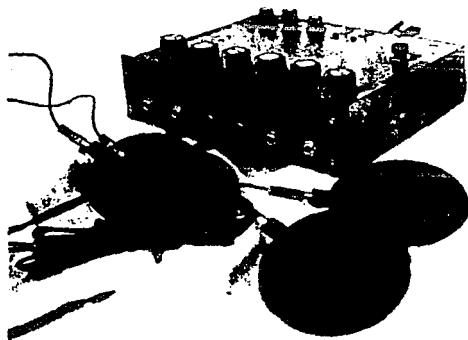
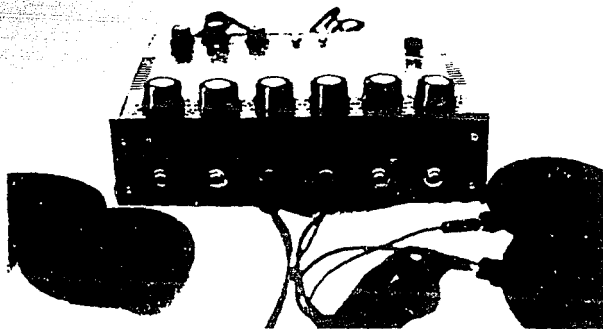


Figura 5.1 Estimulador Muscular Electrónico (EME)

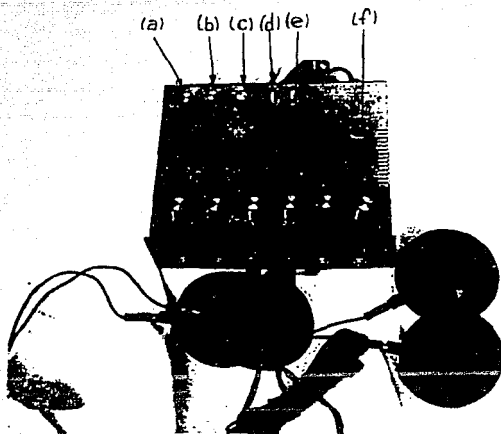


Figura 5.2 Descripción de la carátula del EME:  
controles (a) F1, (b) F2, (c) Potencia, (d) SW1,  
(e) SW2 y (f) ENCENDIDO.

Se puede bajar la potencia o voltaje del electrodo, y volver reiniciar el tratamiento, colocando el SW2 en OFF.

En el caso de que se sientan como piquetes en la zona del electrodo, hay que buscar que el electrodo tenga mayor contacto con la piel, reajustando las cintas elásticas. Para hacer este ajuste es necesario poner el SW2 (e) en ON mientras se hace el ajuste.

Los electrodos no se deben colocar sobre heridas o zonas irritadas. Si el paciente empieza a sentir dolor hay que suspender en el momento el tratamiento y esperar un tiempo para que el músculo se recupere y no llegue a sufrir fatiga muscular, desgarramientos o calambres.

El tratamiento en tiempo y frecuencia depende de cada problema específico, por lo que el médico es quién debe diagnosticarlo.

5o. Ya terminado el tratamiento, para quitar los electrodos, se coloca el SW2 (e) en ON y se ponen todos los controles en el mínimo, para poder retirarlos.

En la figura 5.3 se dan ejemplos de como serían colocados los electrodos, según el músculo que se quiere excitar. A cada par de electrodos se le asigna un número, en estos ejemplos sólo se cuenta con cuatro pares de electrodos aplicados.

El control de potencia de cada par de electrodos debe conseguir una buena contracción muscular, que sea cómoda y nunca demasiado violenta.

El interruptor marcado con SW2 (e) (ver figura 5.2) se emplea para el caso de que las contracciones sean molestas. Evita que las contracciones se presenten y da oportunidad a que se recolecten los electrodos o se modifiquen los parámetros de operación del EME. Se puede considerar como un interruptor de protección hacia el paciente. Cuando esta en posición ON el paciente no sentirá los estímulos independientemente de los parámetros de voltaje y potencia entregados a cada par de electrodos, y en la posición OFF reaparecerán los estímulos.

Además se instaló una pequeña bocina que ayuda a percatarse con un zumbido en que condición de frecuencia y potencia se está estimulando a los músculos. El interruptor SW1 (d) cuando se encuentra en ON se oye el zumbido. Cuando no se desee escuchar hasta con ponerlo en OFF.

Con el control F1 (a) se modifica la frecuencia de los pulsos. Su intervalo va de 15 a 100 Hertz.

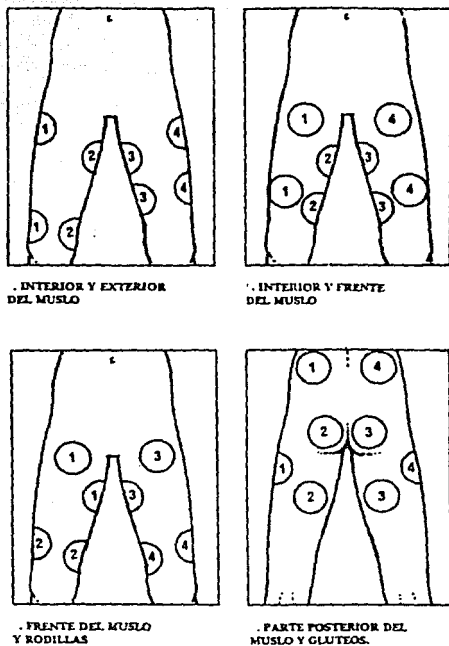


Figura 5.3 Ejemplos de lugares en donde se colocan los electrodos

El control F2 (b) cambia los tiempos de aplicación de estímulos y el de relajación, es decir, modula la señal controlada por F1. En principio del tratamiento hay que buscar que los estímulos sean aplicados a intervalos lo más tardado posible, es decir, en la mínima posición de F2.

El tercer control es para modificar el ancho de los pulsos (c), de esta manera se controla la potencia entregada a los electrodos. En este control se observó que el ancho de pulso con los cálculos hechos no se logró alcanzar los 2 ms, por lo que experimentando se puso un capacitor en paralelo a CA, y con un valor de 0.33  $\mu$ F llegó el ancho hasta 2.5 ms, que es un valor aceptable.

El EME consta de seis pares de electrodos disponibles, cada uno con su control independiente de voltaje que al igual que el anterior, limitará la potencia entregada a cada electrodo.

### 5.1 Ventajas y desventajas

Tradicionalmente este tipo de equipos han sido fabricados con TBJ's, construyendo los osciladores cada uno con transistores independientes. El EME se considera como una simplificación de otros circuitos, pues al utilizar el LM 556 se disminuye la implementación discreta de los multivibradores. También, como se comentó anteriormente, que esos sistemas se pueden construir con un microprocesador. En un sistema básico con microprocesador, la implementación de la electrónica se tornaría más compleja, aunando que el costo se incrementa considerablemente. Por ejemplo, comparando con el sistema con microprocesador, ambos tendrían una fuente de alimentación, además la etapa de potencia y acoplamiento podrían ser las mismas en ambos, la diferencia la hace el modo de obtener los módulos de frecuencia, modulación y control. A continuación se hace un desglose del costo de materiales empleados en la construcción del EME.

Cantidad	Dispositivo	Nº Unitario	Nº Total
1	LM556	2.00	2.00
2	BC337	1.00	2.00
6	Capacitores	1.00	6.00
8	Resistencias	0.10	0.80
3	Potenciómetros	2.0	6.00

TOTAL Nº 16.80

Un ejemplo con un microprocesador programable (Guardo and Bertrand, 1976) (8) es el que muestra la figura 5.4. éste es un sistema con un microprocesador 8080, que genera

los pulsos, ajustando la amplitud, periodo, duración y el tiempo de retardo. Además proporciona la factibilidad de cambiar las formas de onda. Proporciona amplitud de pulsos de 0 a 1 mV, y con un bloque que multiplica por factores de 1 a 10. La duración de pulso es ajustable de 1 ms hasta 32.2 ms.

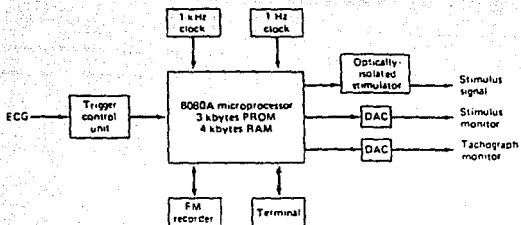


Figura 5.4 Diagrama de bloques de un estimulador controlado por un microprocesador.

Con la inclusión del microprocesador el costo del sistema aumenta. Este sistema es parte de un estimulador programable cardíaco.

Con el sistema con microprocesador se pueden lograr muchas más cosas, como saber la frecuencia exacta que estamos manejando.

En el EME se obtienen las siguientes ventajas: la simplificación del circuito, obteniendo un mejor control de su mantenimiento tanto preventivo como restaurativo. El costo de fabricación y la mano de obra que implica disminuye, ya que es de gran utilidad el emplear los circuitos integrados.

Se podría construir en México utilizando los medios disponibles. Logrando un equipo lo bastante sencillo para su construcción, mantenimiento y manejo, pudiéndose utilizar en cualquier lugar.

Una desventaja particular del EME, respecto a otros equipos, es que sólo cuenta con seis pares de electrodos, mientras que otros contienen ocho pares o más. Es una ventaja contar con un número mayor de pares, porque se puede estimular más músculos al mismo tiempo, que sólo contando con unos cuantos pares de electrodos.



Otra desventaja es que el monitoreo de las frecuencias a las que opera se hizo através de un indicador en el panel, y éste, obviamente, cuenta con una variación de la frecuencia real, pero nos da una buena aproximación para fines prácticos.

Además el uso del EME es muy específico, no pudiéndose utilizar en estimulaciones cardíacas o glandulares.

### 5.2 Uso del EME

La aplicación del estimulador muscular provoca una actividad involuntaria del músculo, al aplicar estímulos eléctricos. Aplicando externamente los estímulos eléctricos se puede identificar un nervio o una extensión nerviosa que esté dañada, tratar afecciones musculares como músculos hipertónicos\* y atónicos\*.

Para localizar zonas nerviosas dañadas se colocan los electrodos en una zona determinada, en donde se localizen nervios que controlen ciertos músculos, y si después de aplicar los estímulos eléctricos no existe una respuesta, se ha localizado la zona nerviosa dañada.

En los casos de músculos atónicos, se colocan los electrodos en la zona atónica, y empezando con un tratamiento, donde los impulsos de F1 sean primero con una frecuencia de entre 15 a 30 Hz por 15 minutos, y después 30 minutos con una frecuencia más alta a los 60 hertz.

Para el tratamiento de hipertónicos, se recomienda la frecuencia de F1 lo más baja posible, para ir logrando poco a poco el relajamiento de los músculos.

Un tratamiento con el EME también ayuda a estimular la irrigación sanguínea de las partes involucradas.

### 5.3 Comentarios

Con la construcción del EME se puede demostrar que los principios aprendidos a lo largo de estos años de estudio no fueron en vano, además pueden encontrarse muchas otras aplicaciones para los conceptos básicos.

El estudio, el diseño, la construcción, las pruebas y la verificación me dieron confianza en saber que lo aprendido a lo largo de la carrera puede ayudar a personas que realmente lo necesitan. Aparatos como el EME, pueden hacerse con otras técnicas, pero creo que todos estamos motivados por un objetivo común, poder ayudar con nuestros propios medios a las personas que necesitan de nuestra ayuda. Espero que esta tesis sea un motivo para los compañeros que tengan la inquietud de lograr cosas positivas

en el campo de la ingeniería electrónica y vean un sendero en la electrónica médica como un desarrollo profesional y de ayuda a nuestros semejantes.

## BIBLIOGRAFIA

- (1). PRINCIPIOS DE ANATOMIA Y FISIOLOGIA.  
Gerard J. Tortora, Nicholas P. Anagnostakos  
Editorial Harla, 5a. Edición.
- (2). ANATOMIA Y FISIOLOGIA.  
Dr. L. L. Langley  
Editorial Interamericana, 4a. Edición.
- (3). ANATOMIA CROMODINAMICA.  
Wynn Kapit & Lawrence H. Elson.  
Ed. Fernández Editores, 1989.
- (4). ENCICLOPEDIA DE LAS CIENCIAS.  
Volumen 3  
Editorial Cumbre S.A. 1980.
- (5). MANUAL DEL USUARIO DEL PAQUETE SMARTWORK.  
Carlos Alberto Guzmán.  
U.N.A.M. Escuela Nacional de Estudios  
Profesionales Aragón.  
Edición 1988.
- (6). SELECCION DE CARACTERISTICAS DE TRANSISTORES.  
Editorial Paraninfo.  
Madrid, 1988.
- (7). CONVERSION DE ENERGIA ELECTROMECHANICA.  
Venbu Gourishankar.  
Representaciones y Servicios de Ingenieria S.A.  
1975.
- (8). DESIGN OF MICROCOMPUTER BASED MEDICAL  
INSTRUMENTATION.  
Willis J. Tompkins & John G. Webster.  
Editorial Prentice Hall, 1981.
- (9). BIOMEDICAL ENGINEERING SYSTEMS.  
Manfred Clynes & John H. Milsum.  
Inter-University Electronics Series, Vol.10  
Editorial Mc-Graw Hill, 1970.
- (10). TRANSFORMER AND INDUCTOR HANDBOOK.  
Colonel Wm T. Mclyman.  
Editorial Marcel Dekker.
- (11). ELECTRONICA TEORIA DE CIRCUITOS.  
Robert Boylestad & Louis Nashelsky.  
Prentice Hall Hispanoamericana, S.A.  
Traducción al español de la tercera edición de:  
ELECTRONIC DEVICES AND CIRCUIT THEORY.

- (12). CIRCUITOS ELECTRONICOS.  
Donald L. Schilling & Charles Belove.  
Publicaciones Marcombo, 1987.  
Traducción al español de:  
ELECTRONIC CIRCUITS. DISCRETE AND INTEGRATED.
- (13). DINAMICA DE SISTEMAS FISICOS.  
Katsuhiko Ogata.  
Ed. Prentice Hall Hispanoamericana, S.A.  
1987.
- (14). MANUAL DE REFERENCIA DE MATHCAD.  
MathSoft, inc  
One Kendall Square Cambridge, Massachusetts  
02139.
- (15). SEMICONDUCTORS ECG.  
Master Replacement Guide.
- (16) MANUAL DE LINEAR.  
national Semiconductors.
- (17) SISTEMAS DE MODULACION EN AMPLITUD Y FRECUENCIA.  
María Jose Salmeron  
Ed. Trillas, 1982
- (18). TRATADO DE EDUCACION FISICA Y DEPORTES.  
Charles A Bucher  
Ed. CECSA  
1978

**APENDICE****Hojas de especificaciones de datos eléctricos**

## APPENDICE



**National  
Semiconductor**

**Industrial/Automotive/Functional  
Blocks/Telecommunications**

## LM556/LM556C Dual Timer

### General Description

The LM556 Dual timing device is a highly stable controller capable of producing accurate time delays or oscillation. The 556 is a dual 555. Timing is provided by an external resistor and capacitor for each timing function. The two timers operate independently of each other sharing only  $V_{CC}$  and ground. The circuits may be triggered and reset on falling waveforms. The output structures may sink or source 200 mA.

### Features

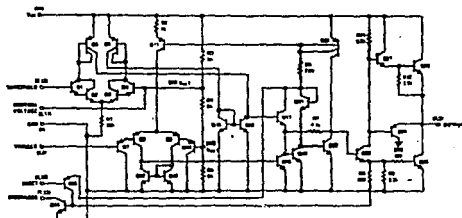
- Direct replacement for SE556/NE556
- Timing from microseconds through hours
- Operates in both stable and monostable modes
- Replaces two 555 timers

- Adjustable duty cycle
- Output can source or sink 200 mA
- Output and supply TTL compatible
- Temperature stability better than 0.005% per °C
- Normally on and normally off output

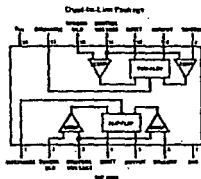
### Applications

- Precision timing
- Pulse generation
- Sequential timing
- Time delay generation
- Pulse width modulation
- Pulse position modulation
- Linear ramp generator

### Schematic Diagram



### Connection Diagram



Order Number LM556C  
See ICE Package 2964

Order Number LM556L or LM556CJ  
See ICE Package 2964

## Absolute Maximum Ratings

Supply Voltage	+15V
Power Dissipation (Note 1)	600 mW
Operating Temperature Range (LMS50)	0°C to +70°C
	-55°C to +125°C
Storage Temperature Range	-55°C to +150°C
Lead Temperature (Soldering, 30 seconds)	300°C

## Electrical Characteristics ( $T_A = 25^\circ\text{C}$ , $V_{CC} = +5\text{V}$ to +15V, unless otherwise specified)

PARAMETER	CONDITIONS	LMS50		LMS50C		UNIT
		MIN	TYP	MIN	TYP	
Battery Backup		1.5	10	6.5	10	V
Supply Current	$V_{DD} = 5\text{V}$ , $I_{DD} = 0$	5	10	2	6	mA
Max. Four Second	$V_{DD} = 5\text{V}$ , $I_{DD} = 0$ See Note 2) 2)	10	11	10	10	mA
Timing Delay, Rise/Fall						ns
Input Delay		10	1.5	10	1.5	ns
Output Delay		10	1.5	10	1.5	ns
Switching Rate Temperature	$V_{DD} = 5\text{V}$ to 15V, $C = 0.01 \mu\text{F}$ , Note 3)	0.5	0	1.0	0.4	ns/°C
Asynchronous Input		1.0	0	1.0	0	ns
Setup and Hold		0.50	0.2	0.1	0.4	ns/V
Timing Delay, Address						ns
Input Delay		1.5	1.5	3.25	7	ns
Output Delay		10	10	10	10	ns
Switching Rate Temperature		0.5	0.5	2.0	0.5	ns/°C
Setup and Hold		0.10	0.2	0.20	0.1	ns/V
Tri-state Output	$V_{DD} = 15\text{V}$	0.2	0	0.2	0	ns
	$V_{DD} = 5\text{V}$	1.05	1.07	1.3	1.07	ns
Tri-state Current		0.1	0.5	0.7	1.0	mA
Input Voltage	Note 4)	0.4	0.5	0.4	0.5	V
Output Voltage		0.1	0.1	0.1	0.1	mA
Threshold Current	Note 5)	0.02	0.1	0.02	0.1	mA
Control Voltage Limit and	$V_{DD} = 5\text{V}$	0.5	10	0.5	10	V
Threshold Voltage	$V_{DD} = 5\text{V}$	2.0	2.05	2.0	2.0	V
Pin 1, I <sub>OL</sub> Current Drainage		1	100	1	100	mA
Pin 1, I <sub>OL</sub> Limit	Note 6)					mA
Output Low	$V_{DD} = 15\text{V}$ , $I = 10 \text{ mA}$	100	100	100	100	mV
Output Low	$V_{DD} = 5\text{V}$ , $I = 0.5 \text{ mA}$	20	100	20	100	mV
Output Voltage Switch Speed	$V_{DD} = 15\text{V}$					ns
	$I_{DD} = 100 \mu\text{A}$	0.1	0.15	0.1	0.20	V
	$I_{DD} = 50 \mu\text{A}$	0.4	0.5	0.4	0.7	V
	$I_{DD} = 100 \mu\text{A}$	2	2.25	2	2.75	V
	$I_{DD} = 500 \mu\text{A}$	3.5	3.5	3.5	3.5	V
	$V_{DD} = 5\text{V}$					V
	$I_{DD} = 0 \text{ mA}$	0.1	0.20			V
	$I_{DD} = 5 \text{ mA}$				0.25	V
Output Voltage Switch Input	Reference = 20 mA, $V_{DD} = 15\text{V}$ Reference = 100 mA, $V_{DD} = 15\text{V}$	13	12.5	12.75	12.5	V
	$V_{DD} = 5\text{V}$	2	2.5	2.75	2.5	V
Max Time of Output		100	100	100	100	ns
Full Time of Output		100	100	100	100	ns
Switching Characteristics	Note 7)					ns
Input Timing Delay		0.50	0.2	0.1	0.4	ns
Output Timing Delay		1.0	1.0	1.0	1.0	ns
Output Switching Delay		0.1	0.2	0.2	0.4	ns/V

Note 1: For operation at elevated temperatures, the device must be derated based on a +125°C maximum junction temperature and a thermal resistance of 180°C/W junction to ambient for both packages.

Note 2: Battery current when output high typically 1 mA less at  $V_{CC} = 5\text{V}$ .

Note 3: Tested at  $V_{CC} = 5\text{V}$  and  $V_{CC} = 15\text{V}$ .

Note 4: An input rise/fall time, timing is indicated and from the output gate level.

Note 5: This will determine the maximum value of  $R_A + R_B$  for 15V operation. The maximum total  $(R_A + R_B)$  is 20 MΩ.

Note 6: No protection against excessive pin 1, I<sub>OL</sub> current is necessary providing the maximum rating will not be exceeded.

Note 7: Switching characteristics refer to the difference between performance characteristics of each gate section.

LM555LM555C

## Absolute Maximum Ratings

Supply Voltage	+18V
Power Dissipation (Note 1)	800 mW
Operating Temperature Range	
LM555C	0°C to +70°C
LM555	-45°C to +125°C
Storage Temperature Range	-65°C to +150°C
Lead Temperature (Soldering, 10 seconds)	300°C

Electrical Characteristics ( $T_A = 25^\circ\text{C}$ ,  $V_{CC} = 15\text{V}$  to  $\pm 16\text{V}$ , unless otherwise specified)

PARAMETER	CONDITIONS	LIMITS						LIMITS
		LM555C			LM555			
		MIN	Typ	MAX	MIN	Typ	MAX	
Supply Voltage		4.5	16	16	4.5	16	16	V
Supply Current	$V_{CC} = 15\text{V}$ , $R_{TH} = \infty$ $V_{CC} = 15\text{V}$ , $R_{TH} = \infty$ ( $I_L$ in Stand-By Mode 3)	2	3	10	2	3	10	mA
Timing Error Amplifier								
Input Accuracy		0.5			1			%
Drift with Temperature	$R_{TH} = R_{TL} = 10 \text{ to } 100 \Omega$ $C = 0.1 \mu\text{F}$ (Note 3)	20			30			ppm/°C
Accuracy with Temperature		1.5			1.5			%
Drift with Supply		0.05			0.1			%/V
Timing Error Amplifier								
Input Accuracy		1.5			2.25			%
Drift with Temperature		30			100			ppm/°C
Accuracy with Temperature		2.5			3.0			%
Drift with Supply		0.15			0.20			%/V
Threshold Voltage		0.967			0.967			$\approx V_{CC}$
Trigger Voltage	$V_{CC} = 15\text{V}$ $V_{CC} = 5\text{V}$	1.0 1.0	0 1.0	5.2 1.0	0 1.0	5.2 1.0	0 1.0	V
Trigger Current		0.01		0.5	0.0	0.0	0.0	mA
Reset Voltage		0.4	0.5	1	0.4	0.5	1	V
Reset Current		0.1	0.4		0.1	0.4		mA
Tripping Current	Note 4	0.1	0.25		0.1	0.25		mA
Control Voltage Level	$V_{CC} = 15\text{V}$ $V_{CC} = 5\text{V}$	0.6 1.0	10 2.2	10 5.0	0 2.2	10 5.0	0 1	V
Pin 1 Leakage Output Stage		1	100		1	100		mA
Pin 2 Sat (Note 5)								
Output Low	$V_{CC} = 15\text{V}$ , $I_L = 15 \text{ mA}$	150			150			mA
Output Low	$V_{CC} = 5\text{V}$ , $I_L = 6.5 \text{ mA}$	70			80			mA
Output Voltage Drop (Note 6)	$V_{CC} = 15\text{V}$ $I_{TH} = 10 \text{ mA}$ $I_{TL} = 30 \text{ mA}$ $I_{TH} = 100 \text{ mA}$ $I_{TL} = 200 \text{ mA}$ $V_{CC} = 5\text{V}$ $I_{TH} = 5 \text{ mA}$ $I_{TL} = 5 \text{ mA}$	0.1 0.4 0.5 0.5 0.5	0.15 0.5 0.5 0.5		0.1 0.5 0.5 0.5	0.15 0.5 0.5 0.5	0.25 0.5 0.5 0.5	V
Output Voltage Drop (Note 6)	$I_{TH} = 200 \text{ mA}$ , $V_{CC} = 15\text{V}$ $I_{TH} = 100 \text{ mA}$ , $V_{CC} = 15\text{V}$ $V_{CC} = 5\text{V}$	13 13 3	13 13 3		12.75 11.5 2.75	13 11.5 3	13 11.5 3	V
Rise Time of Control		100			100			ns
Fall Time of Control		100			100			ns

Note 1: For operation at extended temperatures, the device must be derated based on a +100°C maximum junction temperature and a power dissipation of 450 mW per unit 10 case for TO-8 and 1000 mW maximum for surface mount packages for both versions.

Note 2: Supply current when device high impedance, 1 mA load at  $V_{CC} = 5\text{V}$ .

Note 3: Tested at  $V_{CC} = 5\text{V}$  and  $V_{CC} = 15\text{V}$ .

Note 4: This will determine the maximum value of  $R_{TH} + R_{TL}$  for 15V operation. The maximum load ( $I_{TH} = I_{TL}$ ) is 20 mA.

Note 5: The protection against a capacitor pin 2 current is completely preventing the discharge discharge timing will not be affected.





## Voltage Regulators

## LM78XX Series Voltage Regulators

## General Description

The LM78XX series of three terminal regulators is available with several fixed output voltages making them useful in a wide range of applications. One of these is local on card regulation, eliminating the distribution problems associated with single point regulation. The voltages available allow these regulators to be used in logic systems, instrumentation, Hi-Fi, and other solid state electronic equipment. Although designed primarily as fixed voltage regulators these devices can be used with external components to obtain adjustable voltages and currents.

The LM78XX series is available in an aluminum TO-3 package which will allow over 1.0A load current if adequate heat sinking is provided. Current limiting is included to limit the peak output current to a safe value. Safe area protection for the output transistor is provided to limit internal power dissipation. If internal power dissipation becomes too high for the heat sinking provided, the thermal shutdown circuit takes over preventing the IC from overheating.

Considerable effort was expended to make the LM78XX series of regulators easy to use and minimize the number

of external components. It is not necessary to bypass the output, although this does improve transient response. Input bypassing is needed only if the regulator is located far from the filter capacitor of the power supply.

For applications requiring other voltages, see LM1117 data sheet.

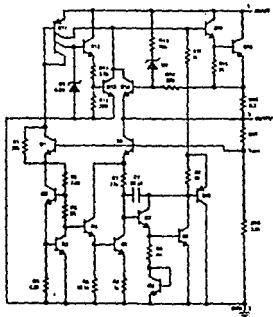
## Features

- Output current in excess of 1A
- Internal thermal overload protection
- No external components required
- Output transistor safe area protection
- Internal short circuit current limit
- Available in the aluminum TO-3 package

## Voltage Range

LM7805C	5V
LM7812C	12V
LM7815C	15V

## Schematic and Connection Diagrams



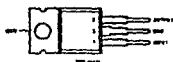
Metall Can Package  
TO-3 (1K)  
Aluminum



Order Numbers:  
LM7805CK  
LM7812CK  
LM7815CK

See MS Package K026A

Plastic Package  
TO-220 (T)



Order Numbers:  
LM7805CT  
LM7812CT  
LM7815CT

See MS Package T028

### Absolute Maximum Ratings

Input Voltage ( $V_{in}$ ) = 5V, 12V and 15V	35V
Maximum Power Dissipation (Note 1)	Internally Limited
Operating Temperature Range (T <sub>A</sub> )	0°C to +70°C
Maximum Junction Temperature (K Package)	150°C
(R Package)	125°C
Storage Temperature Range	-40°C to +150°C
Lead Temperature (Soldering 10 seconds)	
TD-3 Package K	300°C
TD-220 Package T	230°C

### Electrical Characteristics LM78XXC (Note 2) 0°C < T<sub>J</sub> < 125°C unless otherwise noted.

PARAMETER	CONDITIONS	5V		12V		15V		UNITS				
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX		MIN	TYP	MAX	
V <sub>O</sub> Output Voltage	$V_{in} = 25^\circ\text{C}$ , 5 mA < $I_O$ < 1A	4.8	5	5.2	11.5	12	12.5	14.4	15	15.5	V	
	$I_O = 100\text{mA}$ , 5 mA < $I_O$ < 1A	4.75	5.25	5.14	11.4	12.8	14.25	14.25	15.75	15.75	V	
	$V_{in} < 5V_{in} < 20V_{in}$	(7.4 < $V_{in} < 20$ )	(114.5 < $V_{in} < 27$ )	(117.5 < $V_{in} < 30$ )							V	
ΔV <sub>O</sub> Line Regulation	$I_O = 100\text{mA}$	$T_A = 25^\circ\text{C}$	3	30	4	120	4	150	4	150	mV	
		0°C < T <sub>J</sub> < 125°C	ΔV <sub>O</sub>	30	30	120	120	150	150	mV		
	$I_O < 1A$	$T_A = 25^\circ\text{C}$	45	4 < $V_{in} < 20$	50	120	120	150	150	mV		
		0°C < T <sub>J</sub> < 125°C	ΔV <sub>O</sub>	17.2 < $V_{in} < 20$	50	120	120	150	150	mV		
ΔV <sub>O</sub> Load Reg. - 50°C	$T_A = 25^\circ\text{C}$	5 mA < $I_O$ < 1.5A	10	30	12	120	12	150	150	mV		
	250 mA < $I_O$ < 750 mA	25	75	25	80	75	75	75	mV			
	5 mA < $I_O$ < 1A, 0°C < T <sub>J</sub> < 125°C	50	50	120	150	150	mV					
I <sub>O</sub> Quiescent Current	$I_O < 1A$	$T_A = 25^\circ\text{C}$	8	8	8	8	8	8	8	mA		
	0°C < T <sub>J</sub> < 125°C	8.5	8.5	8.5	8.5	8.5	8.5	8.5	8.5	mA		
	5 mA < $I_O$ < 1A	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	mA		
ΔI <sub>O</sub> Quiescent Current Change	$I_O = 25^\circ\text{C}$ , $I_O < 1A$	$V_{in} < 5V_{in} < 20V_{in}$	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	mA		
		0°C < T <sub>J</sub> < 125°C	(7.5 < $V_{in} < 20$ )	(114.5 < $V_{in} < 27$ )	(117.5 < $V_{in} < 30$ )						mA	
	$I_O < 500\text{mA}$ , 0°C < T <sub>J</sub> < 125°C	$V_{in} < 5V_{in} < 20V_{in}$	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	mA	
		0°C < T <sub>J</sub> < 125°C	(7.4 < $V_{in} < 25$ )	(114.5 < $V_{in} < 30$ )	(117.5 < $V_{in} < 30$ )						mA	
r <sub>DS(on)</sub> Output-Resistor Voltage	$T_A = 25^\circ\text{C}$ , 10 mV < r < 100 kHz	4C	7C	8C	7C	8C	7C	8C	7C	8C	mV	
	ΔV <sub>DS(on)</sub> Load Rejection	$T_A = 25^\circ\text{C}$	10 < $I_O$ < 1A, 0°C < T <sub>J</sub> < 125°C	82	8C	55	72	54	7C	8B	dB	
R <sub>θ</sub> Thermal Resistance	$T_A = 25^\circ\text{C}$ , $I_{OUT} = 1A$	$I_O = 100\text{mA}$	2.0	2.0	2.0	2.0	2.0	2.0	2.0	2.0	°C/W	
		Short-Circuit Current	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5	°C/W	
	Peak Output Current	$T_A = 25^\circ\text{C}$	2	2	2	2	2	2	2	2	A	
		Average T <sub>C</sub> of $I_{OUT}$	10°C < T <sub>J</sub> < 125°C, $I_O = 5\text{mA}$	0.8	0.8	1.5	1.5	1.8	1.8	1.8	mV/°C	
	V <sub>in</sub> Input Voltage	Regulated to 1A, $T_A = 25^\circ\text{C}$ , $I_O < 1A$	7.5	14.6	17.7							V
		Line Regulation										V

Note 1: Thermal resistance of the TO-3 package R<sub>θ</sub> is typically a  $^{\circ}\text{C/W}$  junction to case and 80  $^{\circ}\text{C/W}$  case to ambient. Thermal resistance of the TO-220 package (T) is typically a  $^{\circ}\text{C/W}$  junction to case and 50  $^{\circ}\text{C/W}$  case to ambient.

Note 2: All characteristics are measured with capacitor across the input of 0.22 μF, and a capacitor across the output of 0.1 μF. All characteristics are measured at nominal input and output voltages unless otherwise noted. All characteristics are measured using pulse waveform  $I_{OUT}$  at 50 mA duty cycle @ 10 kHz. Output voltage changes due to changes in internal temperature must be taken into account separately.

ESTA TESIS NO DEBE  
SALIR DE LA BIBLIOTECA

79

Glosario de términos

## GLOSARIO

**Estimulador muscular:** dispositivo de cualquier índole, capaz de desencadenar una contracción muscular sin la plena intervención de la conciencia.

**Estría:** acanaladura, raya en algunos cuerpos.

**Miograma:** registro de las contracciones musculares.

**Tejido conectivo:** que sirve para sostener, conectar y unir estructuras del cuerpo.

**Miofibrilla:** de mys, myos, músculo, equivale a fibra muscular arregladas en cierto patrón.

**Citoplasma:** parte fundamental de la célula que rodea al núcleo.

**Sarcómera:** zona de una miofibrilla que comprende un conjunto de actina y miosina.

**Actina:** proteína en forma de filamento que conforma a la sarcómera (miofibrilla).

**Miosina:** proteína que constituye a las miofibrillas.

**Puentes transversales:** parte que une la miosina con la actina, que permite el desplazamiento de éstas dos proteínas.

**Neuronas aferentes somáticas (motoras):** neurona que transmite señales para provocar la contracción del músculo.

**Axón:** prolongación de una célula nerviosa (neurona).

**Sarcolema:** membrana que envuelve las fibras musculares.

**Pies terminales:** parte terminal del axón.

**Espasmo:** contracción brusca e involuntaria de los músculos.

**Proyecciones protoplásmicas:** tejido nuevo que a su desarrollo formará una fibra muscular.

**Tejido cicatrizal:** sirve para reponer el tejido dañado por alguna circunstancia.

**Tetania completa:** cuando el músculo permanece en contracción estrictamente constante, es decir, la onda de contracción es lisa y continua.

**Modular:** modificar alguna característica de alguna señal, en función de otra señal. La modulación en amplitud se logra multiplicando ambas señales.

**Audio frecuencias:** frecuencias audibles por el oído humano.

**MAP:** Iniciales de modulación de ancho de pulso.

**Electrodo:** es el sensor que detecta o transmite reacciones eléctricas en un organismo vivo.

**Hipertónico:** músculo que se mantiene contraído.

**Atónico:** Músculo que sufre de falta de tono, es decir, no mantiene su firmeza natural.