

300617  
H  
J  
1981  
12/10



**UNIVERSIDAD LA SALLE**

**ESCUELA DE INGENIERIA  
INCORPORADA A LA U.N.A.M.**

**DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UNA PROTESIS  
MIOELECTRICA DE ANTEBRAZO**

**TESIS PROFESIONAL**

Que para obtener el título de:  
**INGENIERO MECANICO - ELECTRICISTA CON AREA  
PRINCIPAL EN ELECTRONICA**

**P r e s e n t a :**

**JOSE BECERRIL ALATORRE**

México, D. F.

**FALLA DE ORIGEN**

1980



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

<b>INTRODUCCION</b>	<b>3</b>
<b>CAPITULO I</b>	<b>5</b>
<b>1.- FISIOLOGIA MUSCULAR</b>	
<b>1.1.- CLASES DE TEJIDO MUSCULAR</b>	
<b>1.2.- MUSCULO ESQUELETICO</b>	
1.2.1.- Organización	
1.2.2.- Contracción del músculo esquelético	
<b>1.3.- COMO LOS MUSCULOS PRODUCEN MOVIMIENTO</b>	
<b>1.4.- MUSCULOS QUE NIVEN EL APERTADO</b>	
<b>CAPITULO II</b>	<b>15</b>
<b>2.- LA SEÑAL ELECTROMIOGRAFICA</b>	
<b>2.1.- ELECTROMIOGRAFIA</b>	
2.1.1.- Electrodoos	
2.1.2.- Amplificador	
<b>2.2.- LA HISTOLOGIA Y FISIOLOGIA MUSCULAR COMO BASE DE LA ELECTROMIOGRAFIA</b>	
<b>2.3.- IMPORTANCIA DE LA ELECTROMIOGRAFIA</b>	
<b>CAPITULO III</b>	<b>28</b>
<b>3.- SISTEMAS</b>	
<b>3.1.- SISTEMA ELECTRONICO</b>	
3.1.1.- Amplificador EMG	
3.1.2.- Circuito de Control	
<b>3.2.- SISTEMA MECANICO</b>	

3.2.1.- Motor

3.2.2.- Engranaje

3.2.3.- Pinza

3.3.- SISTEMA DE ALIMENTACION

CAPITULO IV

36

4.- SISTEMA ELECTRONICO

4.1.- AMPLIFICADOR EEG

4.2.- CIRCUITO DE CONTROL

CAPITULO V

61

5.- SISTEMA MECANICO

5.1.- MOTOR

5.2.- ENGRANAJE

5.3.- PINZA

CONCLUSION

73

ANEXOS

74

BIBLIOGRAFIA

83

## INTRODUCCION

Dia con dia la industria se transforma, formándose de sofisticados sistemas automatizados. Esto disminuye la cantidad de mano de obra y el riesgo de accidentes por descuido de los operarios o fallas técnicas en dispositivos y máquinas.

En México, no se tiene una proyección definida en la adopción de nuevos sistemas de manufactura, sin embargo, se ha incrementado la inversión extranjera, formando un gran número de maquiladoras en el norte del país y por consiguiente el aumento de mano de obra.

Desafortunadamente, a pesar de los controles de seguridad para prevenir accidentes en la industria, no siempre son satisfactorios los resultados, encontrándose casos en que los trabajadores sufren la pérdida de algún miembro.

El objetivo del presente trabajo, es proponer un diseño electrónico-mecánico de una prótesis mioeléctrica de antebrazo.

¿Porqué prótesis mioeléctrica?. Existen varios tipos de prótesis de antebrazo: 1) cosmético, 2) mecánica y 3) mioeléctrica.

1) El cosmético es un cuerpo rígido que simula un miembro .

2) En el caso de las mecánicas, el paciente debe auxiliarse de alguna otra parte de su cuerpo, para jalar una correa a

dispositivo similar, y así, accionar la mano mecánica.

3) La prótesis mioeléctrica se compone de un sistema electrónico y un sistema mecánico. El sistema electrónico, capta por medio de unos electrodos, pequeñas señales eléctricas de un músculo = consecuencia de su contracción = para amplificarlas, procesarlas y emitir las en forma de movimiento por el sistema mecánico.

La ventaja de este tipo de prótesis, es la comodidad que ofrece al paciente, ya que solo necesita contraer un músculo de su cuerpo para gobernar la apertura o cierre de la mano artificial. Esta es la razón principal de proponer el diseño de una prótesis mioeléctrica de antebrazo.

El costo de este tipo de miembro artificial es alto, por lo que un trabajador de escasos recursos que necesite una prótesis, debe conformarse con el uso de un cosmético, probablemente una prótesis mecánica, o bien, no usar nada. Sin embargo, ¿qué sucede si se desarrolla una prótesis mioeléctrica con dispositivos y materiales de fácil obtención en México?. Esto aumenta las posibilidades económicas de un trabajador para adquirir esta clase de miembros.

Así pues, se pretende desarrollar una prótesis con materiales de fácil obtención en México.

# CAPITULO I

## FISIOLOGIA MUSCULAR

En este capítulo se pretende conocer el funcionamiento de un músculo, desde su estructura microscópica hasta el modo en que produce movimiento, estudiando también los factores que lo condicionan.

### 1.1 CLASES DE TEJIDO MUSCULAR

Se reconocen tres clases de tejido muscular: 1) esquelético, 2) liso, y 3) cardíaco. El músculo esquelético denominado así por su localización, se encuentra insertado en los huesos; es un músculo estriado en razón de las estructuras en forma de banda que son visibles cuando se examina el tejido bajo el microscopio. Finalmente es un músculo voluntario porque puede contraerse conscientemente. El músculo liso se localiza en las paredes de las estructuras interiores huecas, como los vasos sanguíneos, el estómago y los intestinos. Este tipo de músculo no presenta estrias, razón por la cual se denomina liso. Es un músculo involuntario porque su contracción no está sometida al control consciente del individuo. El músculo cardíaco forma las paredes del corazón, es estriado y es un músculo involuntario.

En adelante se hará mención únicamente al músculo esquelético debido a que su contracción es voluntaria.

### 1.2 MUSCULO ESQUELETICO

Para conocer los mecanismos que condicionan el movimiento

Del músculo esquelético, es necesario conocer su histología o estructura microscópica.

### 1.3.1 Organización.

Las células musculares, como las neuronas, pueden ser excitadas química, eléctrica y mecánicamente, produciendo un potencial de acción que se transmite a lo largo de la membrana celular, pero a diferencia de las neuronas, las células musculares poseen un mecanismo contráctil.

El músculo esquelético está constituido por fibras musculares individuales, las cuales son los ladrillos del sistema muscular, en el mismo sentido que las neuronas lo son para el sistema nervioso.

Estas fibras son paralelas entre sí y oscilan entre 10 y 100 micras de diámetro. Cada fibra está rodeada por una membrana llamada sarcolema. También se encuentra en una fibra el retículo sarcoplásmico, que es una red tubular de vesículas más o menos paralelas.

La vista a gran aumento de una fibra muscular esquelética revela la presencia de estructuras filamentosas, de alrededor de una micra de diámetro, llamadas miofibrillas. Estas miofibrillas corren longitudinalmente a través de la fibra y constan de dos clases de filamentos aún menores. Estos filamentos están compuestos por dos tipos de proteínas: actina y miosina. Estos se encuentran hacinados en compartimientos definidos denominados



sarcómeros. Los sarcómeros están divididos por separaciones llamadas bandas Z, las cuales son zonas estrechas de material denso. Los filamentos gruesos y delgados de actina y miosina se superponen en parte de sus respectivas longitudes y forman una banda oscura llamada banda A. En la figura 1.1 se ilustra la organización estructural de un músculo esquelético.

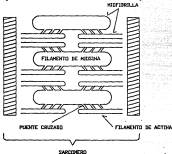


FIGURA 1.1

### 1.1.3 Contracción del Músculo Esquelético.

Los músculos esqueléticos están provistos de nervios y vasos sanguíneos. Esta gran infiltración de tejidos nerviosos y

circulatorio está relacionado con la contracción - característica principal del músculo. Para que una fibra muscular se contraiga, debe ser primero estimulada por un impulso procedente de una célula nerviosa. Un músculo sin una conexión nerviosa funcional no puede operar.

A la zona de transmisión entre las células nerviosas y musculares se le denomina "unión neuromuscular".

Hace más de un siglo se aceptaba que la excitación neuromuscular dependía de un proceso químico. Pero al estudiar mejor los fenómenos de conducción en el nervio, se adelantaron nuevas opiniones, surgiendo el problema de la naturaleza de la transmisión neuromuscular, y si ésta era eléctrica o química.

Los resultados obtenidos por la investigación en los últimos años, permiten definir los eventos que suceden en éste fenómeno de la siguiente manera:

1) La estimulación de los nervios motores que inervan músculos estriados libera una sustancia llamada acetilcolina, la cual se ha podido medir en 100000 moléculas por cada impulso en una sola terminal nerviosa ( placa motora ).

2) La inyección de acetilcolina en la arteria que irriga un músculo provoca una contracción espasmódica breve.

Pero , ¿Cómo ejerce la acetilcolina su efecto estimulante sobre la fibra muscular?

La acetilcolina modifica la permeabilidad de la membrana que rodea la fibra muscular cerca de una terminal nerviosa.

Mediciones recientes indican que la llegada de la acetilcolina disminuye la resistencia de la placa motora un ohm por centimetro cuadrado. Esto equivale a la supresión de las propiedades aislantes de la pared celular; de esta manera, la resistencia al flujo iónico se verá disminuida. Este flujo iónico es producido por la disolución de la carga en la región de la membrana, la cual duplica la conductancia del sodio que se encuentra en abundancia en el líquido que existe entre la membrana de la fibra muscular y la terminal nerviosa, liberando iones de sodio determinados por un gradiente eléctrico y químico, lo que produce un potencial de acción propagado, y a la contracción de la fibra. En el músculo de los mamíferos el nivel de potencial es de 10 mV a 100 mV.

Cuando lo anteriormente descrito sucede, los puentes cruzados (ver figura 1.1) se unen con los filamentos de actina. Los puentes halan los filamentos de cada sarcómero hacia adentro hasta que sus extremos se aproximan y superponen. Al mismo tiempo que los filamentos de actina se deslizan, las bandas Z son desplazadas hacia la banda A y el sarcómero se acorta. El acercamiento de los sarcómeros de las miofibrillas ocasiona la disminución en distancia de las fibras musculares creando así la contracción muscular.

En la figura 1.2 se observa como los filamentos de actina actúan hasta acortar los sarcómeros, logrando así la contracción del músculo.

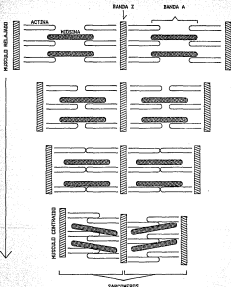


FIGURA 12

Los eventos eléctricos en el músculo esquelético son semejantes a los del nervio, aunque existen diferencias cuantitativas de tiempo y de potencial.

Mediciones recientes indican que el potencial de reposo de la membrana del músculo esquelético es de  $-90mV$ , teniendo una duración al potencial de acción de 3 a 4 msec. Esto es conducido a lo largo de la fibra aproximadamente a 3 m/seg.

En el capítulo siguiente se darán datos más completos acerca de los fenómenos eléctricos del músculo esquelético.

Existen varios tipos de contracción, dependiendo de la clase de estímulo aplicado. Estas contracciones son: isotónicas, isométricas, tónicas, espasmódicas, tetánicas y el fenómeno de espasmo.

La contracción isotónica consiste en que el músculo esquelético se acorta y hala otra estructura, por ejemplo un hueso para producir movimiento. Durante esta contracción, la tensión permanece constante.

La contracción isométrica es un acortamiento mínimo del músculo. Este permanece casi con la misma longitud, pero la tensión en el músculo aumenta enormemente. Como se verá más adelante este tipo de contracción será el indicado para obtener el movimiento de la prótesis.

La contracción tónica sucede cuando algunas de las células en un músculo están contraídas, mientras otras están relajadas. Esta clase de contracción para tener un músculo, pero no se está

contrayendo un número suficiente de fibras en un momento dado para producir movimiento.

La contracción espasmódica es una respuesta muy rápida a un estímulo aislado. Esta no se presenta normalmente.

La contracción tetánica resulta de estimular un músculo con un número de impulsos por segundo, logrando una contracción sostenida en la cual el músculo es relajado parcialmente entre los impulsos del estímulo.

En el fenómeno de escalera, la contracción se presenta más fuerte después de haberse contraído el músculo varias veces.

### 1.3 COMO LOS MUSCULOS PRODUCEN MOVIMIENTO.

Los músculos esqueléticos producen movimiento balanceando los tendones, los cuales a su vez balancean los huesos. La mayoría de los músculos cubren por lo menos una articulación. Cuando un músculo se contrae isométricamente hala dos huesos atrayendolos entre sí. Uno de ellos se mantiene en su posición original. Esto se debe a que otros músculos que se contraen lo halan en la dirección opuesta o porque la propia estructura de los huesos los hace menos móviles. Ordinariamente la inserción de un tendón muscular al hueso se llama origen. La unión del otro tendón muscular al hueso más móvil se llama inserción. Una analogía de esto sería el resorte de una puerta. La parte del resorte unida a la puerta representa la inserción, mientras que la parte del resorte unida al marco de la puerta representa el origen.

En la realización de un movimiento corporal, los huesos actúan como palancas y las articulaciones funcionan como puntos de apoyo.

Sobre una palanca actúan dos fuerzas diferentes en dos puntos diferentes: 1) la resistencia, que puede considerarse como un peso para ser superado o nivelado, y 2) la fuerza muscular que se aplica sobre el hueso en la inserción del músculo y produce el trabajo para el movimiento.

Para la presente tesis, se considera el bíceps que flexiona el antebrazo cuando se levanta un peso. En este caso al moverse el antebrazo, el codo es el punto de apoyo; el peso del antebrazo más el peso de la mano, es la resistencia, y el acortamiento del bíceps halando el antebrazo hacia arriba es la fuerza.

#### 1.4 MÚSCULOS QUE MUEVEN EL ANTEBRAZO.

En la figura 1.3 se muestran los músculos que mueven el antebrazo, y lo hacen de la siguiente manera.

El bíceps braquial flexiona el antebrazo y da vuelta a éste y a la mano hacia arriba o hacia adelante. El braquial y braquiorradial lo flexionan. El tríceps braquial extiende el antebrazo. El supinador da vuelta a éste y a la mano hacia arriba o hacia adelante. El pronador redondo da vuelta al antebrazo y a la mano hacia abajo o hacia atrás.

Para el presente estudio se tomarán en cuenta el pronador redondo, el supinador y el braquiorradial.

MUSCULOS QUE HUEVEN EL ANTEBRAZO

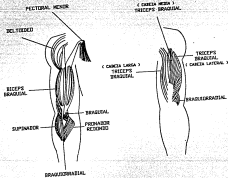


FIGURA 13



## CAPITULO II LA SEÑAL ELECTROMIOGRAFICA

La razón para conocer la señal electromiográfica (EMG) en materia médica es estudiar la actividad eléctrica de los músculos y determinar las condiciones en que ésta se encuentra. En el presente trabajo, es para captar la señal EMG del mismo modo que en la práctica clínica, pero en vez de ser observada en un osciloscópio, ésta controlará un mecanismo.

### 2.1 ELECTROMIOGRAFIA

Un sistema electromiográfico está constituido principalmente por electrodos, un circuito amplificador y un osciloscópio. Otros recursos que se pueden utilizar son: una cámara para la obtención de impresiones permanentes, un amplificador de audio para reconocer la señal por medio de un altavoz, y un dispositivo reproductor de cinta magnética. En el presente estudio se hará referencia a los electrodos y amplificador.

#### 2.1.1 Electrodos.

En electromiografía se usan tres tipos de electrodos: 1) monopolares, que pueden ser unipolares o concéntricas; 2) bipolares; 3) superficiales.

Los electrodos más comúnmente usados son los monopolares, debido a que pueden emplearse para la exploración de todas las variedades de músculo, especialmente los pequeños (facial,

extracelular y células de la masa ). Captan potenciales de alta amplitud y baja frecuencia. Dentro de este tipo de electrodos se encuentran los unipolares y concéntricos.

Los unipolares ( figura 2.1 ) consisten de una aguja cubierta por un material dieléctrico excepto en la punta, y de un electrodo de superficie plana. La aguja se inserta en el músculo a estudiar. El electrodo en forma de plato metálico se coloca sobre la superficie de la piel, agregando una sustancia que lo adhiere y evita el contacto con el aire. Las mediciones se hacen entre la aguja y el plato metálico, dando así, una diferencia de potencial.

Los electrodos concéntricos están formados por un cable muy delgado y fino de plata o platino, este tiene una cubierta aislante, excepto en la punta. Luego es rodeada a través de una aguja hipodérmica ( figura 2.2) la cual se comporta como un segundo conductor. Al insertar el electrodo en el músculo, la diferencia de potencial se mide entre la punta expuesta del cable y la superficie de la aguja.



FIGURA 2.1



FIGURA 2.2



FIGURA 2.3

Los electrodos bipolares consisten de dos cables muy finos con una cubierta aislante cada uno pero con sus puntas descubiertas. Estos pasan a través de una aguja hipodérmica que es la que se inserta en el músculo [ figura 2.3 ]. Estos se usan para estudios más particulares, tales como mediciones en el disparo de unidades motoras, los cuales son impulsos de corta duración.

Los electrodos superficiales son en forma de discos metálicos o piezas rectangulares, se usan para observar el comportamiento muscular en la contracción, o para estudios de conducción nerviosa.

### 2.1.3 Amplificador.

Para poder observar los potenciales de acción de un músculo en el osciloscópio, es necesario amplificar esta señal miles de veces. Sin embargo, existen otros factores que intervienen en el proceso de amplificación, como es la interferencia creada por el medio ambiente externo, este comúnmente es ruido de 60 Hz provocado por sistemas de iluminación fluorescente, líneas de tensión eléctrica, etc.

Si se usa un amplificador convencional, amplificará el voltaje que existe entre la terminal de entrada y tierra, pero también al voltaje que es inducido por el medio ambiente, es decir, se amplifica una señal distorsionada. Obsérvese la figura 2.4.

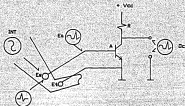


FIGURA 2.4

En la figura anterior se muestra el potencial de acción  $P_a$  al cual es sensado por el electrodo  $EM$ , pero también la interferencia  $INT$  está actuando sobre el circuito, lo que provoca la señal  $E_e$ , que es la suma del potencial de acción del músculo más el potencial  $INT$ . Al observar en el osciloscopio la señal  $O_c$  (salida del amplificador), se tendrá un resultado falso de la muestra de entrada  $P_a$ .

Si se usa un amplificador con entrada diferencial, es posible reducir el voltaje de ruido no deseado, el cual aparece entre la terminales de entrada y tierra cuando con la señal  $EMG$ . En la figura 2.5 se muestra el comportamiento de la señal tomada por el amplificador.

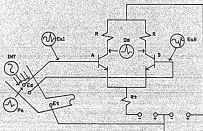


FIGURA 2.5

En el amplificador diferencial de la figura, la señal de entrada  $E_{ai}$  al amplificador A es la suma del potencial de acción más el voltaje de interferencia INT. La etapa en la entrada B, contiene la misma señal indeseada INT más el potencial de acción  $F_a$ ; pero el voltaje en  $F_a$  tiene polaridad opuesta en la entrada B del amplificador diferencial con respecto a la entrada A. La polaridad del voltaje de interferencia es la misma en ambos A y B.

A la salida del amplificador se tiene sólo el potencial de acción amplificado. El voltaje de interferencia en las terminales de entrada finalmente es cancelado.

Lo anterior se puede demostrar analíticamente. Sea la señal de interferencia  $V_r$ , y el potencial de acción  $V_p$  (ver figura 2.4).

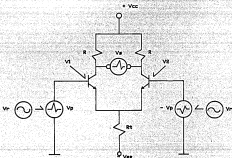


Figura 2.4

En el amplificador con entrada diferencial el voltaje de salida será:

$$V_a = AV_1 - AV_2$$

Dado  $A$  es la ganancia de cada amplificador y es la misma para ambos. Si se considera  $V_r$  como una señal de ruido igual a  $CSerwV$ , y a  $V_p$  como una señal cualquiera del potencial de acción de un músculo, sustituyendo se tiene:

$$V_a = A ( CSerwV + V_p ) - A ( CSerwV - V_p )$$

$$V_a = A ( CSerwV + V_p - CSerwV + V_p )$$

$$V_a = 2AV_p$$

Como se puede observar, el voltaje de ruido  $V_r$  es cancelado debido a la suma de señales en la salida de la etapa no inversora y la inversora, amplificando solo el potencial de acción.

Un punto importante a tratar es la respuesta en frecuencia del amplificador. Teóricamente se necesita un circuito con mínima distorsión a los potenciales electroencefálicos, y que responda de 2 cps a 10000 cps. Sin embargo, el que no cumpla con esta característica, no quiere decir que sea incompatible con el buen funcionamiento clínico. Desde el punto de vista comercial, no es problema, ya que existen electroencefalogramas con buena respuesta en frecuencia; esto puede ser de 50 cps a 1000 cps-solo con una moderada distorsión.

Cuando la respuesta en frecuencias bajas es inadecuada, en la señal del potencial de acción se observa un pico de más al



final. Cuando la respuesta en frecuencias altas es pobre, décese en amplitud.

La impedancia de entrada del amplificador debe ser como mínimo igual a la impedancia de los electrodos. El voltaje del potencial de acción está en serie con la impedancia de los electrodos y el amplificador. Estas impedancias actúan en un circuito divisor de voltaje para los potenciales generados del músculo.

Si estas impedancias son iguales, la mitad del voltaje generado aparecerá en las terminales de entrada del amplificador y el resto se perderá en el electrodo.

Para reducir estas pérdidas es necesario que la impedancia de entrada del amplificador sea mayor a la de los electrodos. Por ejemplo, si se tienen electrodos con una impedancia entre 50000 y 200000 ohms, que son los del tipo monopolar, se recomienda que el amplificador tenga una impedancia de entrada de cuando menos 10 veces la del electrodo; para este caso sería de 500000 a 2000000 ohms. Debe tomarse en cuenta que las capacitancias generadas entre los cables de los electrodos y las terminales de entrada, reducen la impedancia de entrada del circuito amplificador.

### 2.3 LA HISTOLOGIA Y FISIOLOGIA MUSCULAR COMO BASE DE LA ELECTROMIOGRAFIA.

Un electromiograma es un reflejo del potencial de acción de las fibras musculares. Cuando un impulso nervioso llega a una

fibras musculares, una onda de excitación, que comienza en la unión neuromuscular, viaja a las terminales de las fibras, a razón de 4 a 8.5 metros por segundo. Entonces el potencial de reposo en la superficie de la membrana de la fibra se desplazado de 60 milivolts positivos a 45 milivolts negativos aproximadamente, provocando cambios en la permeabilidad de la zona, lo cual produce flujos de corriente locales entre las porciones en reposo y las excitadas de la fibra. El potencial de acción en la relación eléctrica de estos fenómenos. El lapso que existe entre la cresta de despolarización (potencial de acción) y el comienzo de la contracción muscular es de 1.0 a 1.5 milisegundos.

Al conjunto formado por células llamadas "cuerno anterior", las ramificaciones del axón, la unión neuromuscular y las fibras involucradas en esa área se le llama Unidad Motora.

El número de fibras musculares en una Unidad Motora varía de 10 ó menos como en el músculo extra-ocular hasta 1700 en el gastrocnémio.

La Unidad Motora actúa sobre una región que puede ser de forma ovalada o circular, teniendo un promedio de 5 cm de diámetro. La formación de la espiga del potencial de acción llega a estimular de 10 a 30 fibras musculares.

Un punto importante a tratar es el determinar el rango de valores en que se encuentran los parámetros del potencial de acción. La duración de éste es de 3 a 15 milisegundos y su amplitud varía de unos cuantos microvolts a varios milivolts

dependiendo de la distancia a la que se encuentra colocado el electrodo del origen de la espiga.

En la figura 2.7 se ilustran tres unidades motoras. Estas constan como anteriormente se dijo, de células cuerno anterior y los axones que se insertan sobre un grupo de fibras musculares representadas como cilindros.

El mecanismo como se obtiene la forma de onda EMG en condiciones normales para los potenciales de la unidad motora, es el siguiente. Cuando una célula nerviosa crea una onda de excitación, la cual se extiende de izquierda a derecha, provoca que las fibras se disparan en secuencia. El potencial de acción de cada fibra muscular se muestra en la parte inferior izquierda de la figura 2.7. Los potenciales de cada fibra comienzan poco después del anterior, esto se debe a una dispersión espacial de la Unidad Motora con respecto a la onda de excitación. Debido a que la parte del electrodo está insertada en la fibra 3 de la figura, la amplitud del potencial de acción de esta será mayor a las demás; la amplitud de las fibras 2 y 4 será menor, pero la de las fibras 1 y 5 será la más pequeña.

El electrodo capta la suma de los potenciales de acción de las fibras, conociendo así la señal EMG (parte inferior derecha de la figura 2.7).

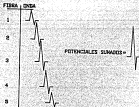
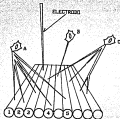


FIGURA 27

### 3.3 IMPORTANCIA DE LA ELECTROMIOGRAFIA.

La electromiografía es una gran ayuda para detectar

enfermedades incipientes en la Unidad Motora, distinguiendo principalmente los sistemas primarios de una enfermedad muscular.

Para el presente trabajo, al conocer la señal EMG, sus enfermedades, pero sobre todo las características de magnitud y frecuencia, será el punto de partida en el diseño del amplificador EMG de la prótesis.

## CAPITULO III SISTEMAS

La prótesis consta de tres sistemas: a) el Sistema electrónico, b) el sistema mecánico, y c) el Sistema de Alimentación.

A continuación se describen los tres sistemas con sus respectivos bloques.

### 3.1 SISTEMA ELECTRONICO

La función de este sistema es el de interpretar la señal EMG para poder controlar más adelante el servomecanismo del Sistema mecánico. Este consta de dos etapas: amplificador EMG y Circuito de Control.

#### 3.1.1 AMPLIFICACION EMG.

Esta etapa amplificará la señal EMG para ser interpretada por el Circuito de Control.

##### 3.1.1.1 Preamplificador.

En el capítulo anterior se explicó que la señal EMG es de pequeña amplitud en voltaje, por lo cual es necesario tener una buena etapa de acoplamiento entre los electrodos y el circuito amplificador. Sin embargo el ruido existente en el medio ambiente causa interferencia en los electrodos provocando la suma de señales respectivamente: es ahí la necesidad de reducirlo al máximo evitando una señal EMG distorsionada. Esto se logró

retroalimentando negativamente la señal espórea hacia el antebrazo del paciente .

#### 3.1.1.2 Amplificador Diferencial.

La ventaja de utilizar un amplificador diferencial en bioseñales, es la reducción de ondas de ruido que existen en los electrodos, y obtener la suma de la señal EMS para ser amplificada más adelante .

#### 3.1.1.3 Amplificador Intermedio.

Para poder introducir la señal EMS a los bloques siguientes es necesario amplificarla, es decir, darle ganancia en voltaje.

#### 3.1.1.4 Filtro Pasa-Banda.

Al no existir potencial de acción en un músculo, la prótesis puede ser activada accidentalmente por algún agente externo como ondas de radio, etc., por lo tanto es necesario crear una ventana que comprenda el rango de frecuencias de la señal EMS.

#### 3.1.1.5 Amplificador de Salida.

En este bloque se da una alta ganancia a la señal EMS, la cual, podrá ser controlada, ya sea aumentándola o disminuyéndola

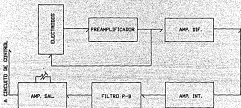


FIGURA 3.1

### 3.1.2 CIRCUITO DE CONTROL

Esta etapa está formada por cinco bloques: un detector de umbral, un circuito integrador, un multiplexor y un disparador.

La función de esta es gobernar el movimiento del motor en el sistema mecánico.

#### 3.1.2.1 Detector de Umbral.

Este bloque detecta únicamente la señal EMG amplificada con



valores mayores a 0.5 V<sub>o</sub>, es decir, la mitad del voltaje de alimentación. Esto se debe a que en el momento de existir contracciones involuntarias en un músculo el potencial de acción de pequeña amplitud no pasa a la siguiente etapa.

### 3.1.2.2 Integrador.

El motor del sistema mecánico funciona con corriente directa, por lo que es necesario convertir la señal EKG en un pulso. Para esto es necesario integrar la onda proveniente del amplificador EKG.

### 3.1.2.3 Amplificador Inversor.

La señal obtenida en el integrador es de magnitud negativa y pequeña amplitud. En este bloque se amplifica y se invierte teniendo una señal positiva.

### 3.1.2.4 Multiplexor.

Este se compone de dos bloques: el oscilador y las compuertas.

#### 3.1.2.4.1 Oscilador.

Para obtener un bajo consumo de corriente se propone un oscilador de las siguientes características:

- Frecuencia de oscilación: 20 Hz.
- Tipo de Onda: Cuadrada.
- Voltaje: 5 V.

Este se conecta a la entrada de una compuerta NOR de modo

que cuando tenga estado bajo en la otra terminal de data y voltaje cero en la onda cuadrada, la salida de la compuerta tendrá las mismas características del oscilador pero desfasada 180 grados.

### 3.1.2.4.3 Compuertas.

El conjunto de compuertas Mor forma la red del multiplexor, el cual, tendrá dos salidas hacia el disparador. La señal de salida queda determinada por la información que exista a la salida del amplificador inversor.

### 3.1.2.5 Disparador.

A la salida del multiplexor se tienen dos terminales las cuales se conectan a un circuito Push-Pull. Este alimenta el motor y determina la polaridad para el giro del mismo dependiendo de la señal enviada por el multiplexor.

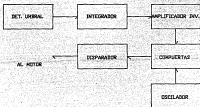


FIGURA 3.2

### 1.2 SISTEMA MECANICO.

El sistema mecánico provocará la locomoción de la prótesis y para ello se compone de tres bloques : a) Motor, b) Engranaje, y c) Placa de Acción.

#### 1.2.1 MOTOR.

Este será controlado por el circuito electrónico provocando giros ya sea en sentido de las manecillas de un reloj o en sentido contrario.

#### 1.2.2 ENGRANAJE.

Este sistema se compone de dos bloques: engranes y placa de asentamiento. De estos resulta el medio de transmisión de la prótesis.

##### 1.2.2.1 Engranes.

Debido a la alta velocidad del motor y torque pequeño es necesario reducir la primera y aumentar el segundo, esto se consigue por una combinación de engranes, los cuales son dispuestos en la placa de asentamiento produciendo finalmente el movimiento en la pinta.

##### 1.2.2.2 Placa de Asentamiento.

Este dispositivo soportará el sistema mecánico. Debe tener una forma tal que simule los contornos de una mano y permita el movimiento de la pinta.

### 3.2.3 PINZA.

El máximo límite del sistema nosñinos a la etapa que permitirá simular finalmente el movimiento de una mano. La pinza deberá estar hecha de modo que pueda tener un buen acoplamiento con la mayoría de los objetos de uso cotidiano.



FIGURA 3.3

### 3.3 SISTEMA DE ALIMENTACION.

Este sistema provee de energia a todas las etapas de la prótesis, tanto a circuito electrónico como al motor del sistema mecánico.

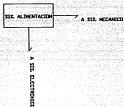


FIGURA 3.4

## CAPITULO IV SISTEMA ELECTRONICO

### 4.1 AMPLIFICADOR EMS

#### 4.1.1 PREAMPLIFICADOR

Para obtener un buen acoplamiento entre los electrodos y el circuito amplificador, es necesaria una etapa intermedia que tenga una alta impedancia de entrada, es decir, mayor a la de los electrodos para evitar pérdidas en la señal EMS, y una baja impedancia de salida.

Esto se puede lograr con un circuito seguidor de voltaje (figura 4.1).

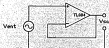


FIGURA 4.1

En un circuito amplificador como el mostrado en la figura 4.1, la ganancia del divisor de voltaje queda determinada por  $R_a$  y  $R_b$ , de la siguiente manera:

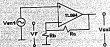


FIGURA 4.2

Sea  $B$  la ganancia de voltaje del divisor.

$$B = V_f/V_{sal} = R_b/(R_b + R_a) \quad (4.1)$$

Donde:

$V_f$  = voltaje realimentado.

$V_{sal}$  = voltaje de salida.

En el caso del circuito seguidor de voltaje,  $R_b$  es infinito y  $R_a$  es cero, por lo tanto  $B=1$  con una realimentación negativa serie-paralela muy elevada. Por lo tanto, la ganancia total de voltaje es:

$$A_v = V_{sal}/V_{vnt} = A_f/(1+AB) = 1 \quad (4.2)$$

La ganancia de voltaje es con muy buena aproximación igual a la unidad.

El seguidor de voltaje es casi un amplificador separador ideal porque tiene una alta impedancia de entrada,

baja impedancia de salida y ganancia unitaria.

De esta modo el primer bloque del circuito queda determinado (Fig. 4.3).

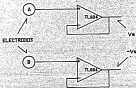


FIGURA 4.3

Bonda:

$V_e$  = Voltaje sensed por los electrodos.

$V_a$  = voltaje a la salida del acoplador ( $V_e = V_a$  aprox.).

Al obtener  $V_a$ , no únicamente se tiene la señal ECG; también puede existir una onda inducida por el medio ambiente—comúnmente ruido de 60 hertz. Por lo tanto es necesario eliminar las señales espurias de algún modo.

Si se supone que una porción de antebrazo de una persona se comporta como una resistencia, se puede realimentar la señal inducida que se obtiene en la salida del seguidor de



voltaje hacia el antebrazo del paciente, que es donde se origina el ruido. Para lograrlo, es necesario eliminar la onda EKG en alguna etapa del circuito, realimentando únicamente la señal de ruido con polaridad inversa, de modo que se reste en el antebrazo del paciente.

Esto se logra promediando la señal EKG de cada electrodo en un sumador, al cual adiciona la señal de ruido que es común y tiene la misma polaridad en cada electrodo, y un amplificador inversor para obtener el ruido con polaridad inversa realimentando negativamente (Fig. 4.4).

Sea  $R_1=R_2=R_3=10K$  y  $R_3=1M$

Se supone una señal de ruido con una magnitud de  $0.5mV$ . El voltaje realimentado  $V_o$  por el electrodo hacia el antebrazo queda definido por la ecuación 4.5.

$$V_o = -(R_3/R_1)V_1 - (R_3/R_2)V_2 \quad (4.2)$$

$$V_o = -(R_3/R_1)(V_1+V_2) \quad (4.3)$$

Donde:

$$V_1 = V_a + C_{Senet}$$

$$V_2 = -V_a + C_{Senet}$$

Sustituyendo valores:

$$V_o = -200 C_{Senet}$$

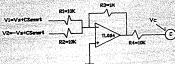


FIGURA 4.4

De las etapas anteriormente descritas, se forma un enlace que ayudará en gran medida a la reducción de señales indeseadas que pudieran filtrarse en el circuito.

En la figura 4.5 se observa como es realimentada cierta señal al anestésico. La resistencia  $R_4=10K$  limita lo suficiente la corriente para evitar alguna molestia al paciente pudiéndole causar daño.

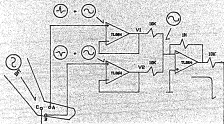


FIGURA 4.5

La resistencia  $R_p$  es la oposición que presenta el artebro del paciente al flujo de electrones. Sin embargo en la figura 4.5 se muestra como existe idealmente una cancelación de la onda de ruido. De este modo se completa la etapa de preamplificación.



DE CIRC. INV.  
FIGURA 4.6

#### 4.1.3 AMPLIFICADOR DIFERENCIAL.

La razón principal por la que se usará un amplificador diferencial como la segunda etapa del circuito, es que la señal de salida de este es la diferencia que existe en las señales de entrada. En el capítulo dos se explicaron las ventajas del amplificador diferencial en bioseñales.

En esta etapa se desea tener una baja amplificación, pero suficiente para poder trabajar la señal EKG más adelante (ver Fig. 4.7).

$$V_2 = -A(V_1 - V_2) \quad (4.6)$$

Si  $R_5 = R_6$  y  $R_7 = R_8$ , entonces  $A = -R_7/R_5 = -R_8/R_6$ , por lo tanto:

$$V_2 = -(R_7/R_5)(V_1 - V_2) \quad (4.7)$$

Recordando que  $V_1 = V_a$  y  $V_2 = -V_b$ :

$$V_3 = -(R_7/R_5) (2V_2) \quad (4.8)$$

Si  $A = 10$  y  $R_3 = R_4 = 10K$ , entonces  $R_7 = R_6 = A * R_5 = 100K$ .

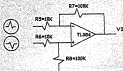


FIGURA 4.7

#### 4.1.3 AMPLIFICADOR INTERMEDIO.

Se requiere un amplificador con alta impedancia de entrada y una ganancia en voltaje lo más precisa que sea posible. Un circuito con estas características es el amplificador inversor (Fig. 4.8). La impedancia de entrada queda determinada por el valor de  $R_2$ , drenando la corriente  $I_2$  a través de la resistencia  $R_{10}$ . Esto se debe a que la entrada inversora es una tierra virtual, lo que quiere decir que el voltaje de este punto con respecto a tierra es aproximadamente cero. Pero como una tierra virtual no puede consumir corriente, toda ésta es forzada por  $R_{10}$ . De esto resulta que:

$$V_3 = I_2 * R_9 \quad (4.9)$$

$$V_4 = -I_2 * R_{10} \quad (4.10)$$

Dividiendo entre sí ambas ecuaciones se obtiene la

ganancia en voltaje.

$$A=V_4/V_3 = R_2/R_1 \quad (4.11)$$

Se propone una  $R_1 = R_2 = 170K$  con una ganancia suficiente para trabajar la señal EMS en la etapa siguiente. Sea pues  $A=10$ . Aproximando a un valor comercial, se obtiene  $R_2=4.7M$ .



FIGURA 4.8

#### 4.1.4 FILTRO PASA-BANDA.

En esta etapa se requiere únicamente el paso de la señal EMS a los siguientes bloques del circuito electrónico. Para ello se prepara un filtro pasa banda de 25 Hz a 2000 Hz que es el rango de frecuencia de la señal EMS en el músculo esquelético del antebrazo.

Se propone un filtro activo pasa banda de segundo orden. Las etapas del filtro se pueden clasificar en dos, un filtro paso altas y un filtro paso bajas, ambas con fuente de voltaje controlada por voltaje.

##### 4.1.4.1 Filtro Pasa-Altas.

La función de transferencia de un filtro paso altas de segundo orden está dada por la ecuación 4.12:

$$H(s) = \frac{H_0 s^2}{s^2 + aH_0 s + W_0} \quad (4.12)$$

Donde:

$H_0$  = Frecuencia de corte

$H_0 = K$

$a \leq 2$

La función de transferencia del circuito es:

$$H(s) = \frac{K}{s^2 + s \left[ \frac{1}{R11C1} + \frac{1}{R12C2} + \frac{(1-K)}{R11C1} \right] + \frac{1}{R11R12C1C2}} \quad (4.13)$$

Donde:

$H_0 = K$

$$W_0 = \left( \frac{1}{R11R12C1C2} \right)^{1/2} \quad (4.14)$$

$$a = \left( \frac{R11C1}{R12C2} \right)^{1/2} + \left( \frac{R11C2}{R12C1} \right)^{1/2} + \left( \frac{R11C2}{R11C1} \right)^{1/2}$$

$$K = \left( \frac{R12C2}{R11C1} \right)^{1/2} \quad (4.15)$$

Procedimiento del diseño.

Dado:  $a$ ,  $H_0$ ,  $W_0$ ; se elige  $C1=C2=C=0.1 \mu F$ .

Sustituyendo las ecuaciones 4.14, 4.15 y  $H_0 = K$ , se

obtienen  $R_{11}$  y  $R_{12}$ .

$$R_{11} = \frac{2 \left[ a + \sqrt{a^2 + 8(N_0 - 1)} \right]^{1/2}}{4M_0 C} \quad (4.16)$$

$$R_{12} = \frac{4}{\left[ a + \sqrt{a^2 + 8(N_0 - 1)} \right]^{1/2} M_0 C} \quad (4.17)$$

Donde:  $N_0 = K + 1 + R_{11}/R_0$ ; si  $R_0$  es  $K$  se aproxima en gran medida a 1.

$$M_0 = 1 - f_0 = 2 - (2\pi f_0 R_0) = 157.08 \text{ rad/seg.}$$

Para un filtro Chebyshev con un rizo de 0.5 dB pico a pico y 3 polos en la función de transferencia se encuentra el valor de  $a = 1.257781$ .

Sustituyendo valores en la ecuación 4.16, se obtiene el valor de  $R_{11} = 36.8 \text{ K}$ ; aproximando a un valor comercial-  $R_{11} = 47\text{K}$ .

Sustituyendo valores en la ecuación 4.17, se obtiene el valor de  $R_{12} = 109.9 \text{ K}$ ; aproximando a un valor comercial-  $R_{12} = 12\text{K}$ .

Se escoge un valor conveniente para  $R_{11} - R_0 = R_{12}/10 = 10\text{K}$ .

Si se sustituyen los valores de  $R_{11}$ ,  $R_{12}$ ,  $C_1$  y  $C_2$  en la ecuación 4.14 se tiene  $M_0 = 161 \text{ rad/seg}$ ; entonces  $f_0 = 25.4 \text{ Hz}$ .



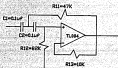


FIGURA 4.9

#### 4.1.4.3 Filtro Paso-Bajas.

La función de transferencia de un filtro paso bajas de segundo orden está dada por la ecuación 4.18:

$$H(s) = \frac{K\omega_0^2}{s^2 + 2\alpha\omega_0 s + \omega_0^2} \quad (4.18)$$

Donde:

$\omega_0$  = Frecuencia de corte

$K = 1$

$n \leq 2$

La función de transferencia del circuito es:

$$H(s) = \frac{K}{s^2 + s \left[ \frac{1}{R14C3} + \frac{1}{R15C3} + \frac{(1-K)}{R15C4} \right] + \frac{1}{R14R15C3C4}} \quad (4.29)$$

Donde:

$$H_0 = K$$

$$W_0 = \left( \frac{1}{R14R15C3C4} \right)^{1/2} \quad (4.30)$$

$$\alpha = \left( \frac{R15C4}{R14C3} \right)^{1/2} + \left( \frac{R14C4}{R15C3} \right)^{1/2} + \left( \frac{R15C3}{R14C4} \right)^{1/2}$$

$$K \left( \frac{R14C3}{R15C4} \right)^{1/2} \quad (4.31)$$

Procedimiento de diseño.

Dados  $\alpha$ ,  $H_0$ ,  $W_0$ : se elige  $R14 = R15 = R = 10 \text{ K}$ .

Substituyendo las ecuaciones 4.30, 4.31 y el valor de  $H_0$  se obtienen las expresiones de  $C3$  y  $C4$ .

$$C3 = \frac{1}{R14R15C3W_0^2} \quad (4.32)$$

$$C4 = \frac{\alpha + \left[ \alpha + \beta (H_0 - 1) \right]^{1/2}}{4R^2W_0} \quad (4.33)$$

Donde  $H_0 = 1 + R15/7R$ ; el  $H_0 = 0$ ;  $K$  tiende a 1.

$$W_0 = 1-fc = 2 \cdot (1000 \text{ Hz}) = 12566.3 \text{ rad/seg.}$$

Para un filtro Chebyshev con un rizo de 0.5 dB pico a pico y 3 polos en la función de transferencia se encuentra el valor de  $\omega = 1.157781$ .

Sustituyendo valores en la ecuación 4.23, se obtiene el valor de  $C4 = 4.8$  nF. Se aproxima a un valor comercial  $C4 = 5.6$  nF.

Sustituyendo valores en la ecuación 4.23, se obtiene el valor de  $C3 = 11.3$  nF. Se aproxima a un valor comercial  $C3 = 10$  nF.

Se escoge un valor conveniente para  $R14 = 2R14 = 22$  K aproximadamente.

Si se sustituyen los valores de  $R14$ ,  $R15$ ,  $C3$  y  $C4$  directamente en la ecuación 4.20 se obtiene  $\omega = 3126.7$  Hz.

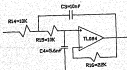


FIGURA 4.13

#### 4.1.5 AMPLIFICADOR DE SALIDA.

La última etapa del amplificador EMO, consiste en dar una alta ganancia en voltaje a la señal EMO.

Se elige un amplificador inversor con una ganancia en voltaje de 50 a 70. Ver figura 4.11.

El preset  $R_p$  es usado para controlar la ganancia de la señal EHG. Dependiendo de las condiciones del paciente ésta será mayor o menor. Por ejemplo, si un día la persona que usa la prótesis tiene una señal EHG muy débil, ésta podrá aumentar la ganancia de la misma con el resistor variable  $R_p$ .

Si  $A= 50$  y  $R_{17}= 47K$ , entonces  $R_{18}= 3.3 K$  aprox.

Si  $A= 70$  y  $R_{17}= 47K$ , entonces  $R_{18}+R_p = 3.3 K$  aprox.



FIGURA 4.11

El circuito amplificador EHG para la prótesis mioeléctrica de antebrazo con una respuesta en frecuencia de 20.4 Hz a 2126.7 Hz y una ganancia en voltaje mínima de 1148 (76.22 dB) y máxima de 11853 (81.67 dB), queda definido (ver Fig. 4.13).

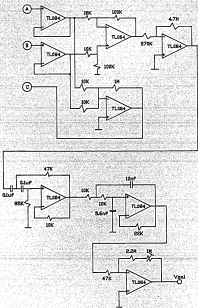


FIGURA 4.12

## 4.2 CIRCUITO DE CONTROL

### 4.2.1 Detector de vibraci3n.

Para evitar que la protesis se active en las contracciones involuntarias del paciente, es necesario fijar un parámetro en magnitud de voltaje para la seál RMS y evitar el paso de ondas no deseadas a los siguientes bloques.

Siendo la fuente de alimentaci3n  $V_{cc}=5$  v, el punto de operaci3n del detector estar3 a 2.5 v.

$$V_i = V_{cc} \left( \frac{R_{20}}{R_{19} + R_{20}} \right) \quad (4.24)$$

Si  $R_{19}=R_{20}=10K$

$$V_i = 2.5 \text{ v.}$$



FIGURA 4.13

### 4.2.2 Integrador.

El uso principal de un integrador es generar rampas, es decir, voltajes de salida que linealmente cambian con el tiempo. Para obtener una rampa en la salida de este circuito, es necesario un voltaje escalón de entrada, lo que provoca una corriente de magnitud constante forzando la salida del integrador a variar negativamente.



FIGURA 4.14

La pendiente es  $-V_{ENTRADA}/RC$ . La tasa de variación se controla modificando el valor  $RC$ .

Si la pendiente  $=1$  y  $RC=2.5\mu s$ , entonces  $R=90000$  ohms. Aproximando a un valor comercial  $R=100K$ .

Debido a que el capacitor se carga gradualmente al introducir una corriente, es posible llegar a saturar el op-amp haciendo al integrador inoperable. Para compensar la carga constante del capacitor se usa una resistencia de valor alto  $R2=100K$  con la que se tiene una constante de tiempo de descarga

R22=10K.

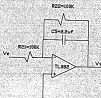


FIGURA 4.19

#### 4.2.3 Amplificador Inversor.

A la salida del integrador se obtiene una señal negativa por lo que es necesario invertirla para poder multiplexarla en la siguiente etapa.

Si  $R23=10K$  y  $A=6$ , entonces  $R24=60K$ , aproximando a un valor comercial  $R24=68K$ .



FIGURA 4.18



#### 4.2.4 Multiplexor.

Este bloque del circuito se compone de un oscilador y cuatro compuertas NOR.

##### 4.2.4.1 Oscilador.

El motor opera con corriente directa, pero alimentándolo con pulso, es posible disminuir el consumo de corriente evitando calentamiento; de ahí la necesidad de trabajar con un oscilador.

Se selecciona un C.T. = 555 y una frecuencia de 20 KHz.

$$f = \frac{1.44}{(R_{15} + 2R_{16}) C_6} \quad (4.28)$$

Si  $C_6 = 2.2 \mu\text{f}$ , entonces  $R_{15} = R_{16} = 10904 \text{ ohms}$ . Aproximando a un valor comercial  $R_{15} = R_{16} = 10 \text{ K}$ .

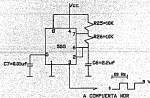


FIGURA 4.17

#### 4.2.4.2 Compuertas.

Las compuertas NOR disparan la señal para apertura o cierre de la mano: es decir, cuando a la salida del amplificador inversor existen 5 v ( estado alto ), la serie de compuertas seleccionan el canal de respuesta en el multiplexor. Del mismo modo, cuando no exista señal en la entrada de la NOR ( estado bajo ) el circuito lógico determina el canal de salida.

Tabla de verdad de la compuerta NOR.

A	B	X
0	0	1
0	1	0
1	0	0
1	1	0

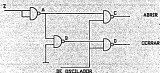


FIGURA 4.18

Considérese el valor de 1 para estado alto y 0 para estado bajo.

si  $Z=1$

Compuerta	Estado
A	0
B	1
C	1,0,1,0, etc. (cerrar)
D	0

si  $Z=0$

Compuerta	Estado
A	1
B	0
C	0
D	1,0,1,0, etc. (abrir)

#### 4.2.5 Disparador.

Este bloque se compone de un circuito push pull, el cual accionará y controlará el sentido de giro del motor.

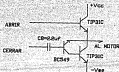


FIGURA 4.29

La señal proveniente del multiplexor determina la apertura o cierre de la mano mecánica. En el caso de apertura, se polariza

la base del transistor superior; para el cierre se polariza el par Darlington inferior. En el caso de cierre, se usa este tipo de configuración, para proveer al motor con corriente suficiente, provocando una buena presión en la pisa y así poder tomar objetos.

El circuito de control queda definido.

CIRCUITO DE CONTROL

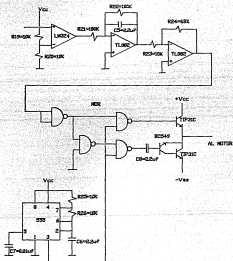
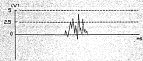
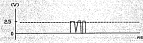


FIGURA 4.20



AMPLIFICADOR OMS



DETECTOR DE UMBRAL



INTEGRADOR



AMPLIFICADOR INVERSOR



MULTIPLEXOR

GRAFICA DE SEÑALES EN DIFERENTES ETAPAS DEL SISTEMA ELECTRONICO

## CAPITULO V SISTEMA MECANICO

Esta es la parte voluminosa de la prótesis en la cual se concentra la mayor parte de peso, por ello se usan materiales ligeros como nylon para los engranes y delrin para la pinza y placa de asentamiento.

### 5.1 MOTOR.

Se usa un motor de corriente directa, cuyas características son las siguientes:

Velocidad Nominal	$N_n = 2400$ rpm
Voltaje Nominal	$V_n = 4$ Vcd
Voltaje operación	$V_{op} = 4.3 - 3.5$ Vcd
Carga Nominal	$T_n = 5$ gr-cm
Corriente Nominal	$I_n = 130$ ma

Sobre el eje del rotor se inserta un piñón el cual transmite movimiento a los engranes siguientes.

La dirección de giro la propicia el circuito controlador del sistema electrónico.

### 5.2 ENGRANAJE

#### 5.2.1 Engranes.

Estos deben reducir la velocidad producida por el motor y aumentar el torque. Para ello se selecciona el diseño de engranes rectos.

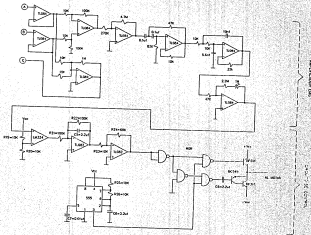


FIGURA 4.21



Los términos que se definen a continuación se aplican normalmente a los distintos tipos de engranes.

**Addendum:** es la distancia del diente sobre el círculo primitivo o la distancia radial entre el círculo primitivo y la parte superior del diente.

**Círculo primitivo:** círculo cuyo radio es igual a la distancia entre el eje del engrane y el punto de tangencia.

**dedendum:** profundidad del espacio entre dientes bajo el círculo primitivo, o dimensión radial entre el círculo primitivo y el fondo del entrediente.

**Espesor o grueso circular:** longitud del arco de círculo primitivo entre los dos lados de un diente de un engrane.

**Espesor cordal:** longitud de la cuerda definida por el arco del espesor circular.

**Huelgo:** es la diferencia entre el espacio previsto para un diente y el espesor o grueso real de éste, medido sobre el círculo primitivo.

**Juego:** en un engrane determinado, es la diferencia entre el dedendum de éste y el addendum del engrane conjugado.

**Fase circular:** longitud del arco del círculo primitivo comprendido entre los centros, u otros dos puntos cualesquiera similares de dos dientes adyacentes.

**Profundidad de funcionamiento:** profundidad de acoplamiento, es decir, la suma de los addendums de dos engranes en operación.

**Profundidad total:** es la suma del addendum más el dedendum o

Igual a la profundidad de funcionamiento mas el juego.

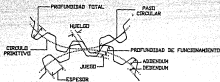


FIGURA 31

Para reducir la velocidad del motor es necesario determinar los parámetros mínimos para desarrollar los engranes. La siguiente expresión determina la velocidad de un engrane conductor y un engrane conducido.

$$\frac{\text{Velocidad engrane conductor}}{\text{Velocidad engrane conducido}} = \frac{\text{Número dientes conducido}}{\text{Número dientes conductor}}$$

$$\frac{\text{Diámetro eng. conducido}}{\text{Diámetro eng. conductor}} \quad (5.1)$$

La composición de los engranes es la siguiente.

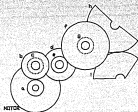


FIGURA 5.2

En la siguiente tabla se encuentran los resultados obtenidos correspondientes a cada engrane de acuerdo a la ecuación 5.1.

ENGRANE	$\omega_n$ (rpm)	D(mm)	$\rho_d$ (mm)	N
a	2400	8	1	12
b	1200	14	2	24
c	1200	8	5	12
d	480	20	2	30
e	480	8	3	12
f	128	30	2	48
g	128	8	5	12
h	28.4	36	1	54
i	28.4	36	2	54

Donde:

$\omega_n$  = velocidad angular.

D = diámetro primitivo.

$\rho_d$  = ancho de diente.

N = número de dientes.

Para el cálculo anterior se toma como base: el valor de 12 dientes, como mínimo, en el engrane "a" según norma ANSI B6.1-1968, el diámetro D en "a" y la velocidad  $\omega_n$  del motor.

El paso circular y diametral se obtiene de la siguiente manera.

$$p = \frac{3.1416D}{N} \quad (5.2)$$

$$p = \frac{3.1416}{P} \quad (5.3)$$

Donde:

$p$ = paso circular

$P$ = paso diametral

Ejemplos:  $p=2.0944$  y  $P=1.9$

Para el cálculo de la fuerza que actúa sobre el engranaje se considera la fórmula de Lewis la cual establece que el diente de un engrane se comporta como una viga en cantiliver con una carga concentrada en el extremo sobre la línea de acción. Esto asume que la carga total es aplicada a un solo diente.

$$M = F S_o y c / P \quad (3.4)$$

Donde:

$M$ = Carga total (lb)

$F$ = ancho de flanco (in)

$P$ = paso diametral (in)

$y$ = factor de diseño

$c$ = factor de velocidad



FIGURA 3.3

Los engranes están hechos de material nylon por lo que el factor de velocidad se considera  $v=180/(200+V)$ , donde V=velocidad sobre la línea de paso en pies por minuto. El esfuerzo de para materiales no metálicos es de 6000 libras por pulgada cuadrada. De la tabla 5.21 se obtiene el valor de "y".

Tabla 5.20

Engrane	W(lb)	W(Kg)
a	0.328	0.148
b	0.484	0.208
c	0.574	0.262
d	0.749	0.339
e	1.041	0.472
f	1.693	0.763
g	1.730	0.784
h	2.974	1.349
i	2.974	1.349

Tabla 5.21

Valores de factor de diseño "y".

N	y
12	0.145
14	0.178
16	0.205
18	0.228
20	0.250
25	0.319
30	0.358
41	0.394
60	0.431
100	0.446
150	0.459

### 5.3.3 Placa de Apoyamiento.

El diseño de la placa se hace tomando en cuenta el diámetro

de los engranes y la forma de la mano, sobre ésta se monta el engranaje y la piza. El material de la piza es deirín y se compone de dos partes: la base y el protector.

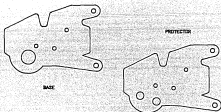


FIGURA 2.4

### 2.3 PIZA

El modo de sujetar objetos con la prótesis se diseñando una piza que tenga una forma similar a los dedos índice, medio y pulgar. El modo de simular el movimiento se insertando el engrane "h" o "i" en cada posición de la piza.

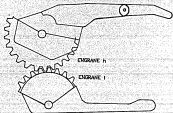


FIGURA 55



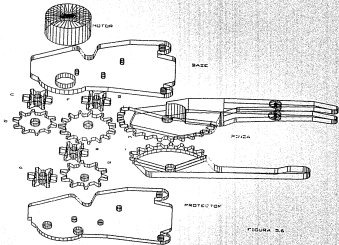


FIGURA 3.6

## CONCLUSIONES

De los componentes seleccionados, todos fueron obtenidos en el Distrito Federal, cumpliéndose en principio el objetivo de la tesis.

El principal problema que se presenta fue el ruido de 60 Hertz, provocado por los sistemas de iluminación fluorescente en el laboratorio. Debido al diseño del amplificador diferencial en el circuito electrónico, gran parte de la señal esperece se retroalimenta negativamente a través del artebrase del paciente. Lo anterior ocasiona la resta de la señal de ruido, sin embargo, dada la sensibilidad del amplificador, es posible que señales de radiofrecuencia interfirieran en el funcionamiento de la prótesis. El filtro paso bajas y paso altas operó en el rango establecido, en este caso no se presenta interferencia alguna.

Los electrodos deben estar colocados correctamente para captar la señal EME en forma clara; especialmente el de realimentación negativa, de no ser así, el ruido de 60 Hertz principalmente, provocará en la prótesis información errónea al circuito de control.

Si existiera alguna contracción involuntaria en el músculo de un paciente, ésta no causaría la apertura de la mano

artificial debido a los rangos de operación en el detector de umbral del circuito de control.

Por los materiales usados en la construcción del sistema mecánico (nylon y delrin) , la prótesis se comporta como un miembro ligero.

De lo anteriormente descrito, se concluye que en México es posible desarrollar este tipo de miembro artificial, dando una mayor oportunidad a pacientes que requieran de su adquisición.

Sirva el presente trabajo para ser depurado, actualizado y modificado por futuros egresados de la Escuela de Ingeniería Electrónica, continuando así , la investigación en esta importante área de la Ingeniería Biomédica.

## ANEXOS

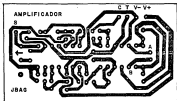
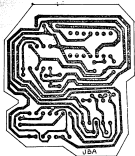


TABLA DE CIRCUITO AMPLIFICADOR 880



TABLETA DE CIRCUITO DE CONTROL

**TL061  
TL062  
TL064**

## Specifications and Applications Information

### JFET INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS

These low-cost JFET input operational amplifiers combine two state-of-the-art linear technologies on a single monolithic integrated circuit. Each internally compensated operational amplifier has well-matched high-voltage JFET input devices for low input offset voltage. The BIPOLAR technology provides wide bandwidths and fast slew rates with low input bias currents, input offset currents, and supply currents.

These devices are available in single, dual and quad operational amplifiers which are pin-compatible with the industry standard MC1510, MC1458, and the MC14501/MC14504 bipolar products. Devices with an "M" suffix are specified over the military operating temperature range of  $-55^{\circ}\text{C}$  to  $+125^{\circ}\text{C}$  and those with a "C" suffix are specified from  $0^{\circ}\text{C}$  to  $+70^{\circ}\text{C}$ .

- Input Offset Voltage Options of 0.8, 0.5, and 15 mV Max
- Low Input Bias Current — 30 pA
- Low Input Offset Current — 5.0 pA
- Wide Gain Bandwidth — 4.0 MHz
- High Slew Rate — 12 V/μs
- Low Supply Current — 1.4 mA per Amplifier
- High Input Impedance —  $10^{12} \Omega$
- Industry Standard Pinouts

### JFET INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS

#### BLACK HOLOGRAPHIC ITERATED CIRCUITS



**TL061**  
8-PIN  
PLASTIC PACKAGE  
CASE 182-06



**TL062**  
8-PIN  
DIP PACKAGE  
CASE 182-02



**TL064**  
8-PIN  
PLASTIC PACKAGE  
CASE 184-02  
SO-8



**TL062**  
8-PIN  
PLASTIC PACKAGE  
CASE 184-06  
(TL064 Only)



**TL064**  
8-PIN  
DIP PACKAGE  
CASE 182-08  
(TL062 Only)



**TL061**  
8-PIN  
PLASTIC PACKAGE  
CASE 184-02  
SO-8



**TL061** Pin View

### ORDERING INFORMATION

Op Amp Function	Series	Temperature Range	Package
Single	TUBPAC, BCD, CD	0 to $+70^{\circ}\text{C}$	SO-8
	TUBPAC, BCD, CRO, CRO		Ceramic DIP
	TUBPAC, BCD, CP		Plastic DIP
Dual	TUBPAC	$-55$ to $+125^{\circ}\text{C}$	Ceramic DIP
	TUBPAC, BCD, CD		SO-8
	TUBPAC, BCD, CRO, CRO		Ceramic DIP
	TUBPAC, BCD, CP		Plastic DIP
Quad	TUBPAC	$-55$ to $+125^{\circ}\text{C}$	Ceramic DIP
	TUBPAC, BCD, CD		SO-8
	TUBPAC, BCD, CRO, CRO		Ceramic DIP
	TUBPAC, BCD, CP		Plastic DIP
TL064M	TUBPAC, BCD, CD	$-55$ to $+125^{\circ}\text{C}$	SO-8
	TUBPAC, BCD, CRO, CRO		Ceramic DIP
TL064C	TUBPAC, BCD, CD	0 to $+70^{\circ}\text{C}$	SO-8
	TUBPAC, BCD, CRO, CRO		Ceramic DIP

# LM124, LM224, LM324, LM324A, LM2902

## Specifications and Applications Information

### QUAD LOW POWER OPERATIONAL AMPLIFIERS

The LM124 Series are low-cost, quad operational amplifiers with dual differential inputs. These have several distinct advantages over standard operational amplifier types in single supply applications. The quad amplifier can operate at supply voltages as low as 2.0 Volts or as high as 32 Volts with quiescent currents about one fifth of those associated with the MC1741 for a per amplifier basis. The common mode input range includes the negative supply, thereby eliminating the necessity for external biasing components in most applications. The output voltage range also includes the negative power supply voltage.

- Short Circuit Protected Outputs
- True Differential Input Stage
- Single Supply Operation: 2.0 to 32 Volts
- Low Input Bias Current: 500 pA Max (LM224A)
- Near Asymptotic Pin Package
- Internally Compensated
- Common Mode Range Extends to Negative Supply
- Industry Standard Pinouts

### QUAD DIFFERENTIAL INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS

SILICON MONOLITHIC  
INTEGRATED CIRCUIT



LM124 (E)  
(E) Quad Operational Amplifier  
DIP (14-Pin)



LM224 (E)  
(E) Quad Operational Amplifier  
DIP (14-Pin)



LM224A (E)  
(E) Quad Operational Amplifier  
DIP (14-Pin)

### PIN CONNECTIONS



(Top View)

### MAXIMUM RATINGS (TA = -25°C unless otherwise noted)

Rating	Symbol	LM124 LM224 LM324A	LM2902	Unit
Power Supply Voltages				Vdc
Single Supply	VCC	0 <sup>1</sup>	0 <sup>1</sup>	
Split Supplies	VCC, VEE	+16	+12	
Input Differential Voltage Range (V)	V <sub>id</sub>	-12	-16	Vdc
Input Common Mode Voltage Range	V <sub>icm</sub>	-0.5 to 0 <sup>1</sup>	-0.5 to 0 <sup>1</sup>	Vdc
Input Current (Input 1)	I <sub>i1</sub>	50	—	nA
	I <sub>i2</sub>	—	—	
Output Short Circuit Duration	t <sub>sc</sub>	Continuous		
Junction Temperature	T <sub>j</sub>	150		°C
Storage Temperature Range	T <sub>stg</sub>	-55 to +150		°C
		-55 to +175		
Operating Ambient Temperature Range	T <sub>a</sub>	-55 to +125		°C
		-55 to +85		
		0 to +75		
		0 to +75		
		-40 to +85		

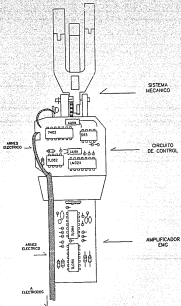
0<sup>1</sup> See Notes 1 through 3.

1<sup>2</sup> This input bias current only applies when the input voltage remains at zero or only at the input bias current input. Input bias current will be negligible when the input voltage remains at a voltage greater than -0.5 V.

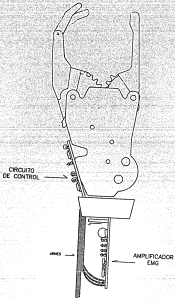
### ORDERING INFORMATION

Device	Temperature Range	Package
LM124	-55 to +125°C	Ceramic DIP
LM224		DIP (14)
LM224A	-55 to +125°C	Ceramic DIP
LM224A		Plastic DIP
LM224A		DIP (14)
LM224A	-55 to +85°C	Ceramic DIP
LM224A		Plastic DIP
LM224A		DIP (14)
LM224A		Plastic DIP
LM224A	0 to +70°C	DIP (14)
LM224A		Ceramic DIP
LM2902		Plastic DIP

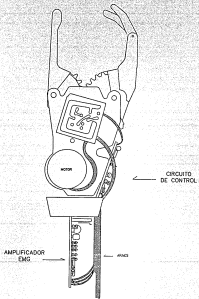




VISTA SUPERIOR DE LA PROTESIS



VISTA LATERAL DERECHA DE LA PROTESIS



VISTA LATERAL IZQUIERDA DE LA PROTESIS

## BIBLIOGRAFIA

- NICHOLAS P. AMANNOSTANDOS: ANATOMIA Y FISIOLOGIA. EDITORIAL HARLA, 1977.
- LESLIE CROWELL: INSTRUMENTACION Y MEDIDAS BIOMEDICAS. MARCOBO, 1980.
- JUAN CASANOVA, D. RUIZ: BIOMEDICINA. MUNDO ELECTRONICO No. 147, BOIXARIU EDITORES, 1987.
- S. N. KESSIM, P. C. THACKREY: ELECTRONIC DESIGN WITH OFF SHELF INTEGRATED CIRCUITS, PARKER PUBLISHING COMPANY, INC., 1980.
- DONALD L. SCHILLING, CHARLES BELOFF: ELECTRONIC CIRCUITS. DISCRETE AND INTEGRATED, MCGRAW HILL, 1979.
- STEPHEN D. KENTURA, BRUCE D. WEDLOCK: ELECTRONIC CIRCUITS AND APPLICATIONS, MASSACHUSETTS INSTITUTE OF TECHNOLOGY, JOHN WILEY AND SONS, 1980.
- LOUIS MARCHELERY, ROBERT BOYLESTAD: ELECTRONICA. TEORIA DE CIRCUITOS, PRENTICE-HALL HISPANOAMERICANA S.A., 1984.
- LIONEL S. MARKS: MECHANICAL ENGINEERS HANDBOOK, MCGRAW HILL, 1966.
- E. OBERG, F. D. JONES, M. L. MORTON: MANUAL UNIVERSAL DE LA TECNICA MECANICA, EDITORIAL LABOR, 1984.