



Handwritten signature

6/3/03

T
629.892
N 175



D-8326

**ESCUELA SUPERIOR
POLITECNICA DEL LITORAL
FACULTAD DE INGENIERIA ELECTRICA**

**“ Sistema de Adquisición de Señales Mieléctricas
para el Control de Miembros Artificiales ”**

TESIS DE GRADO

**Previa a la obtención del Título de:
INGENIERO EN ELECTRICIDAD**

Especialización: ELECTRONICA



BIBLIOTECA

PRESENTADA POR:

LUIS [NAN M.

GUAYAQUIL ECUADOR

1987



AGRADECIMIENTO

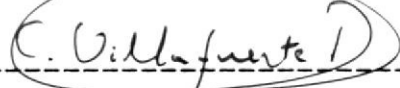
Al ING. NORMAN CHOOTONG CHING
Director de Tesis, por su
ayuda y colaboración para la
realización de este trabajo.



DEDICATORIA



A MIS PADRES
A MIS HERMANOS
A MI FAMILIA
A MI NOVIA



ING. CARLOS VILLAFUERTE
Sub-Decano de la Facultad
de Ingeniería Eléctrica



ING. NORMAN CHOOTONG
Director de Tesis



ING. RODRIGO BERREZUETA
Miembro del Tribunal




ING. MIGUEL YAPUR
Miembro del Tribunal

DECLARACION EXPRESA

"La responsabilidad por los hechos, ideas y doctrinas expuestos en esta tesis, me corresponden exclusivamente; y, el patrimonio intelectual de la misma, a la ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DEL LITORAL".

(Reglamento de Exámenes y Títulos profesionales de la ESPOL).


.....
LUIS ENRIQUE NAN MENA

INDICE GENERAL

| | Pags. |
|--|-------|
| INDICE GENERAL----- | 5 |
| INDICE DE FIGURAS----- | 8 |
| PROLOGO----- | 11 |
| INTRODUCCION----- | 13 |
| | |
| I. LA ACTIVIDAD ELECTRICA DE LOS MUSCULOS----- | 17 |
| 1.1 Electromiografía----- | 19 |
| 1.2 Potencial de acción----- | 20 |
| 1.3 Antagonismo de los músculos----- | 21 |
| 1.4 Partes que constituyen un músculo----- | 22 |
| 1.5 El papel del sodio en la acción muscular | 25 |
| | |
| II. ANALISIS DEL SISTEMA DE ADQUISICION DE SENALES MIOELECTRICAS----- | 27 |
| 2.1 El amplificador de la señal mioeléctrica- | 30 |
| 2.1.1 El arreglo capacitivo de la entrada | 30 |
| 2.1.2 La primera etapa de amplificación-- | 34 |
| 2.1.3 El acoplamiento entre etapas de amplificación | 37 |

| | Pags. |
|--|--------|
| 2.1.4 La segunda etapa de amplificaci3n- | 39 |
| 2.1.5 El doblador de tensi3n----- | 41 |
| 2.1.6 Los circuitos de la rama de alimen taci3n----- | 42 |
| 2.2 El disparador de Schmitt del sistema---- | 43 |
| 2.3 El oscilador----- | 46 |
| 2.4 El freno del motor----- | 49 |
| 2.5 El control direccional del motor----- | 52 |
| 2.6 El motor----- | 58 |
| III. PRUEBAS Y RESULTADOS----- | 61 |
| 3.1 Comportamiento del circuito amplificador | 62 |
| 3.1.1 Respuesta de frecuencia----- | 63 |
| 3.1.2 Respuesta de amplitud----- | 64 |
| 3.2 Comportamiento del doblador de voltaje-- | 64 |
| 3.3 Comportamiento del disparador de Schmitt del sistema----- | 65 |
| 3.4 Comportamiento del control direccional del motor----- | 68 |
| 3.5 Comportamiento del freno del motor----- | 69 |
| IV. LA REHABILITACION----- | 72 |

| | Pags. |
|--|-------|
| 4.1 La contribución de la medicina----- | 74 |
| 4.2 La contribución de las ciencias físicas- | 75 |
| 4.3 La contribución de la sicología----- | 75 |
| 4.4 La contribución del artesano----- | 76 |
| 4.5 La contribución de la biocibernética---- | 76 |
| | |
| CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES----- | 77 |
| | |
| APENDICE A Consideraciones biomecánicas----- | 81 |
| APENDICE B Consideraciones psicológicas----- | 83 |
| APENDICE C Control y realimentación----- | 86 |
| APENCIDE D El dilema de la producción----- | 97 |
| | |
| BIBLIOGRAFIA----- | 99 |

INDICE DE FIGURAS

| FIG. | | Pags. |
|-------------|--|-------|
| CAPITULO I | | |
| 1. | Centro de control voluntario del cerebro. Guantes de apariencia natural cubriendo los eslabones mecánicos. | |
| | Nervio Mediano y Nervio Ulnar.----- | 15 |
| 2. | Músculo Flexor y Extensor----- | 16 |
| 1.1. | a) Inicio de contracción----- | 20 |
| | b) Patrón de interferencia completo----- | 20 |
| 1.2. | Antagonismo de los músculos----- | 22 |
| 1.3. | Partes que constituyen un músculo----- | 24 |
| 1.4. | Papel del sodio en la acción muscular--- | 25 |
| CAPITULO II | | |
| 2.1. | Diagrama de bloques del sistema----- | 28 |
| 2.2. | Amplificador y doblador de la señal mioeléctrica----- | 31 |
| 2.3. | Arreglo capacitivo de la entrada----- | 32 |

| FIG. | | Pags. |
|-------|--|-------|
| 2.4. | Primera etapa de amplificación----- | 35 |
| 2.5. | Acoplamiento entre etapas y ajuste de sensibilidad----- | 38 |
| 2.6. | Segunda etapa de amplificación----- | 39 |
| 2.7. | El doblador de tensión----- | 41 |
| 2.8. | Divisor y estabilizador----- | 42 |
| 2.9. | Diagrama en bloques de la relación del disparador de Schmitt con los demás blo- ques del sistema.----- | 43 |
| 2.10. | Disparador de Schmitt----- | 45 |
| 2.11. | El oscilador----- | 47 |
| 2.12. | El freno del motor----- | 51 |
| 2.13. | El control direccional del motor----- | 53 |
| 2.14. | Funcionamiento del circuito para el co- mando de apertura.----- | 55 |
| 2.15. | Funcionamiento del circuito para el co- mando de cierre.----- | 56 |
| 2.16. | El motor----- | 58 |

CAPITULO III

| | | |
|------|------------------------|----|
| 3.1. | Señal de entrada----- | 63 |
| 3.2. | Señal amplificada----- | 64 |

| | | |
|------|---|----|
| 3.3. | Señal del doblador----- | 65 |
| 3.4. | Intervalos de conducción del disparador | 67 |
| 3.5. | Variación del tiempo de conducción----- | 67 |
| 3.6. | Diagrama total----- | 70 |
| 3.7. | Diagrama de tiempo----- | 71 |

APENDICES

| | | |
|------|---|----|
| A.1. | Modelo general del proceso de regulación de variables fisiológicas.----- | 87 |
| A.2. | Modelo canónico de un sistema regulado. | 87 |
| A.3. | Diagrama de bloque del control propor- cional con un sensor piezoeléctrico en el pulgar.----- | 89 |
| A.4. | Esquema de la realimentación sensorial (natural).----- | 91 |
| A.5. | Diagrama en bloque del sistema de adqui- sición de señales mioeléctricas. Reali- mentación natural y artificial.----- | 95 |
| A.6. | Sistema de adquisición de señales mioeléctricas (Mioelectric Hand).----- | 96 |

PROLOGO

La fuerza que desarrolla el hombre a través de sus músculos, tiene su origen en la electricidad producida en ellos, la mioelectricidad (del griego myos, músculo). Las señales Mioeléctricas se manifiestan como microvoltajes que son aprovechados por medio de circuitos electrónicos para gobernar aparatos de prótesis destinados a suplir algún miembro amputado o falta de vitalidad.

En el caso que nos ocupa (adquirir y procesar tales señales para el movimiento de una mano artificial), la electrónica, aporta la función de interface entre el efecto electrofisiológico y el mecanismo terminal o actuador, transformando esas señales de milésimas de voltio en dos movimientos, de apertura y cierre a través de un pequeño motor, cuyo tipo de control es simple, de dos posiciones.

En este trabajo se mencionarán también algunos aspectos de Fisiología Muscular y Sicológicos encaminados a la rehabilitación del lisiado, en que la visión del individuo como ser humano será importante.

Estamos convencidos que un sistema tan complejo como es el control sensorial de una mano, puede ser accesible a una

investigación lógica y racional, en consecuencia lograr mecanismos suplementarios de realimentación muy parecidos a los naturales.

El gran problema actual, en el diseño y construcción de sistemas de este tipo, no es la transmisión de los movimientos al mecanismo terminal, sino el control de ellos, así pues, otra parte de este trabajo describirá algunos sistemas adicionales de realimentación sensorial y control de los movimientos propuestos.

Por último se mencionarán algunas posibilidades del mercado de los productos de rehabilitación.

INTRODUCCION

(ANTECEDENTES DE MANOS ELECTRICAS)

Los primeros intentos para utilizar energía eléctrica para operar la prótesis de una mano, pueden ser localizados en Alemania durante la Primera Guerra Mundial, sin embargo su desarrollo fue suspendido.

Después de la Segunda Guerra Mundial entre 1945 y 1952 en los EE.UU. la compañía IBM desarrolló varios proyectos de manos eléctricas, cada uno adicionaba mejoras a su precesor y parecía que sobrepasaría la etapa de prototipo, sin embargo, el proyecto tuvo que ser abandonado por falta de recursos financieros.

En 1959 Investigadores de la Unión Soviética construyeron la primera mano mioeléctrica para amputado abajo del codo, la cual abría o cerraba por medio de un pequeño motor.

Hoy existen varias manos, fabricadas en diferentes países, disponibles comercialmente, estas manos mioeléctricas junto con sus aditamentos adicionales de soporte de batería, soporte de unión al antebrazo (soquet), guante cosmético, etc., constituyen el sistema total.

La mano es accionada por señales eléctricas generadas por contracciones de los músculos flexor y extensor, localizados en el muñón, la señal es trasladada por medio de los electrodos captadores, sobre la piel, al amplificador, procesada y transmitida al motor, hasta aquí el proceso músculo-electrónico, el movimiento de la flecha del motor es transmitido por medio de engranajes y eslabones mecánicos al mecanismo terminal, constituido por las "falanges" de aluminio que lograrán los movimientos de cierre o apertura ordenados por el individuo.

Actualmente con el adelanto de la tecnología y el uso de microcomputadoras se están logrando considerables adelantos con prótesis multifuncionales, que permitan rotación de la muñeca, etc., pero todavía están en etapas experimentales.

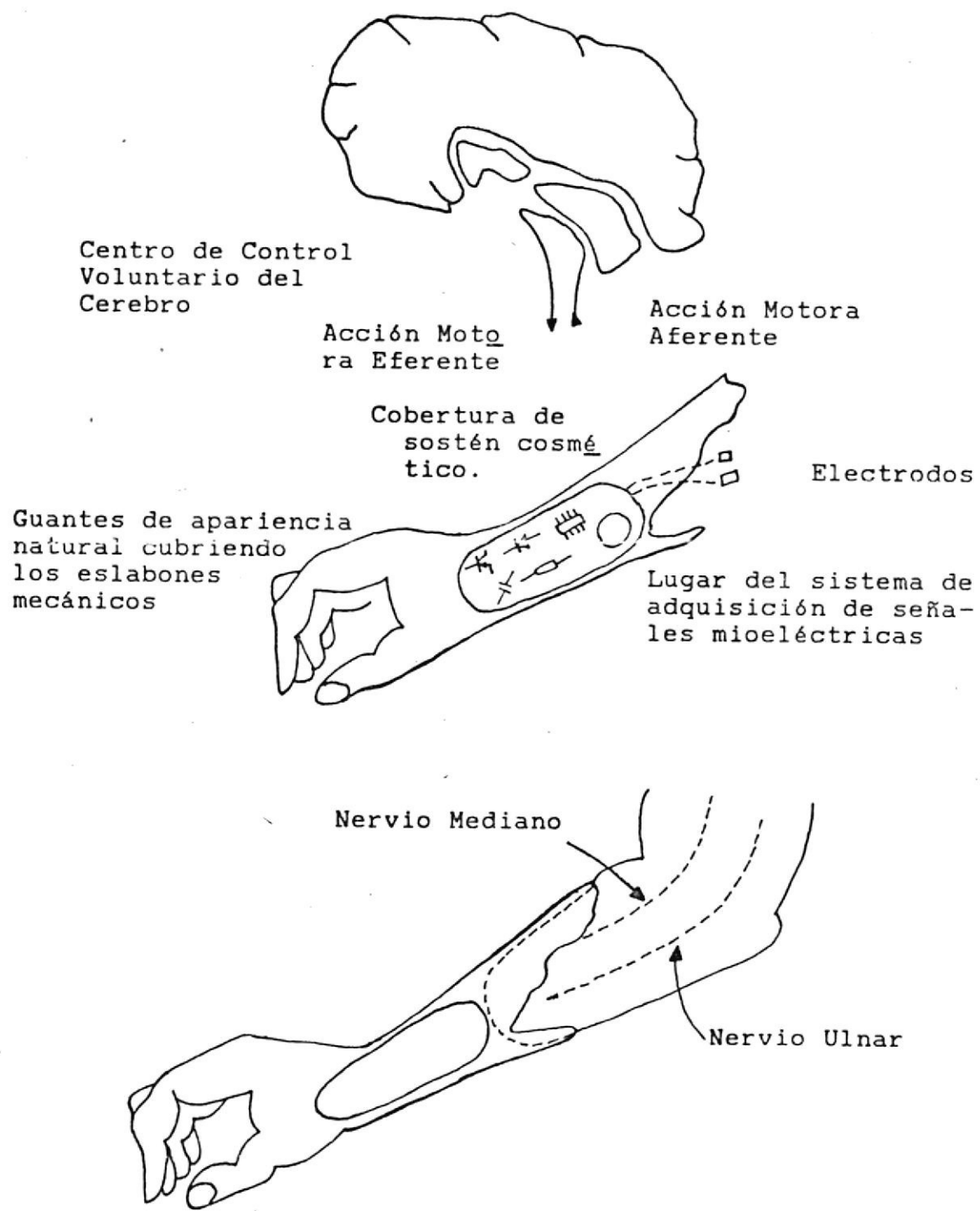


FIGURA. 1.

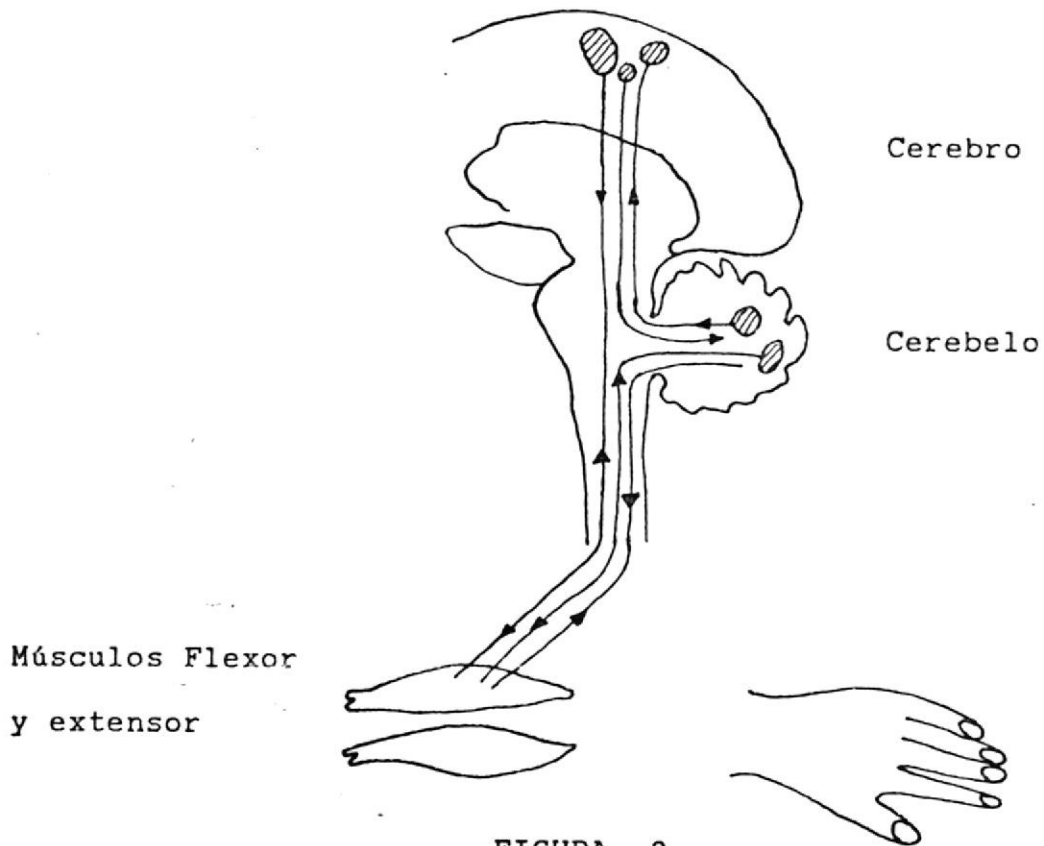


FIGURA. 2.

En condiciones antes de la pérdida, el circuito principal a través del cual el cerebro comanda al músculo es suplementado por los circuitos de realimentación al cerebelo, a través de estos circuitos de realimentación el cerebelo guía y corrige al circuito principal, comparando la salida del cerebro con la respuesta (sensor) del músculo. Ocurrida la pérdida, sigue existiendo la señal de comando del cerebro, sin embargo el circuito es ahora no realimentado, debido a la pérdida de los sensores de la mano.

LA ACTIVIDAD ELECTRICA
DE LOS MUSCULOS

I. LA ACTIVIDAD ELECTRICA DE LOS MUSCULOS

La naturaleza ha desarrollado dos sistemas internos de comunicación. Uno de ellos está dado por las hormonas circulantes que son capaces de regular la actividad de células de otras partes del cuerpo y el segundo mecanismo, que en general, es muy superior, depende de la acción e interacción de las neuronas, cuya función consiste en recibir y enviar mensajes a diferentes partes del cuerpo, mediante impulsos eléctricos por rutas específicas ya conocidas.

El impulso nervioso constituye la base de todas las señales transmitidas a lo largo de las fibras nerviosas. La frecuencia de las descargas puede ser mayor o menor, pero el impulso siempre es del mismo calibre. Todas las señales de una célula nerviosa a otra son transmitidas por impulsos.

La conducción del impulso nervioso se hace a lo largo de la fibra nerviosa, en milisegundos, gracias al movimiento de iones cargados a través de la membrana. Todo el proceso tiene lugar con la pérdida de algo de potasio y la ganancia de algo de sodio, así, se ha comprobado que cuanto más sodio hay en el interior, más

intensamente trabaja la bomba, de manera que existe un mecanismo de recuperación automático y existencia de reserva iónica para centenares de impulsos.

1.1 ELECTROMIOGRAFIA, EMG

La Electromiografía es el proceso de captar e interpretar la actividad eléctrica de los músculos. Cuando una fibra muscular se contrae, produce una serie de pulsos o picos de voltaje característicos llamados también potenciales de acción. Para los propósitos de este trabajo es necesario captar las señales eléctricas de dos grupos de fibras musculares antagónicas, el músculo flexor y el extensor, por medio de electrodos colocados sobre la superficie de la piel.

El músculo normal es eléctricamente silencioso cuando está en reposo. Si entonces el músculo se contrae voluntariamente, aparecen potenciales de acción de una o varias unidades motoras. Si la contracción es leve, los potenciales son escasos, con una amplitud de 1 a 3 mV. Conforme el paciente aumenta la fuerza de contracción entran más unidades motoras en acción, y sus potenciales comienzan a colocarse uno encima del

otro. Los potenciales individuales de las unidades motoras dejan de ser distinguibles, dando el llamado "patrón de interferencia" (Fig 1.1), con una amplitud de hasta 10 mV. Los potenciales de unidad motriz no cambian de morfología, de amplitud o de duración, pero el ritmo de cada uno de ellos se hace más rápido, su frecuencia aumenta, se dice que existe sumación temporal. Y sobre todo aumenta el número de unidades motrices que entran en juego, existe sumación espacial.

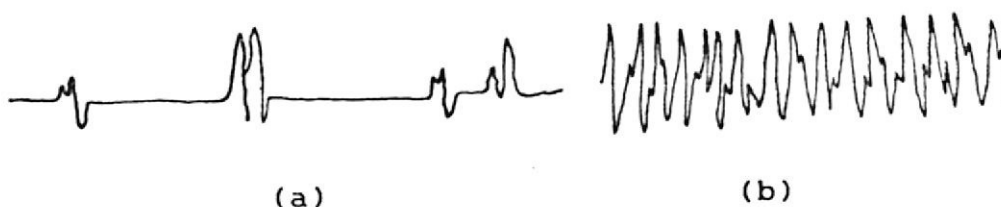


FIG. 1.1 a) INICIO DE CONTRACCION
b) PATRON DE INTERFERENCIA COMPLETO

1.2 POTENCIAL DE ACCION

Cuando una fibra muscular recibe a través de un nervio un estímulo originado en el cerebro, su potencial de reposo desaparece, y de una manera no completamente entendida, la permeabilidad de su membrana cambia

permitiendo la migración de iones de sodio a través de ella, ahora no sólo ha desaparecido el potencial de reposo sino que el intercambio iónico produce una inversión de potencial; el interior es ahora positivo con respecto al exterior, este potencial puede alcanzar 30 o 40 milivoltios. Después de un corto tiempo la membrana recobra su permeabilidad original, la distribución de los iones es restablecida y la célula regresa a su condición original de reposo.

Estos cambios producidos cuando una célula se dispara desde su potencial de reposo al de inversión y luego recobra su estado original, es conocido como potencial de acción, dichos cambios producen la forma de onda característica de la acción eléctrica de los músculos.

1.3 ANTAGONISMO DE LOS MUSCULOS

Conforme a la "ley del todo o nada", una fibra muscular se contrae de manera total o no lo hace en absoluto, en condiciones constantes; en otras palabras, la fibras musculares no experimentan contracción parcial.

Los músculos generalmente trabajan en pares, mientras

uno se relaja el otro se contrae. Fig 1.2. El suministro de iones de sodio en respuesta a una señal nerviosa produce contracción; el retiro de los iones, relajación.

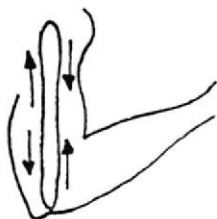


FIG. 1.2 CUANDO LOS BICEPS (al frente) SE CONTRAEN
EL TRICEP (atrás) SE RELAJA.

Se han captado dos corrientes eléctricas en una fibra muscular, por efecto del estímulo en la placa terminal llamado potencial de acción, una es longitudinal, la cual no induce contracción, la otra transversal que se distribuye por los túbulos y se cree que es la causante de la polarización del sodio que activará a toda la maquinaria contractil.

1.4 PARTES QUE CONSTITUYEN UN MUSCULO

Descripción de la Fig 1.3.

En (A) : Un músculo voluntario está formado por miles

de fibras musculares.

En (B) : Las Fibras Musculares, se conectan a los circuitos nerviosos por la placa terminal.

En (C) : Las Fibras Musculares están formadas por Miofibrillas.

En (D) : Cada Miofibrilla contiene a las bandas Z (entre dos bandas Z existe una diminuta maquinaria contractil).

En (E) : Los espacios I, H y A sirven para indicar el alargamiento o contracción entre dos bandas Z.

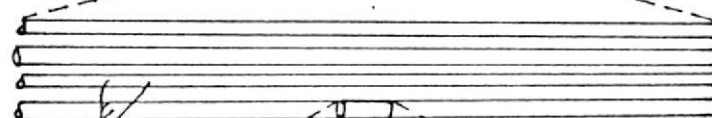
En (F) : La pequeña maquinaria contractil.

FIG. 1.3 PARTES QUE CONSTITUYEN UN MUSCULO

(A)
MUSCULO

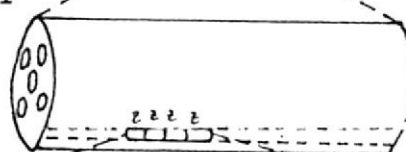


(B)
FIBRAS
MUSCULARES

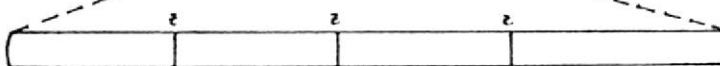


Placa terminal

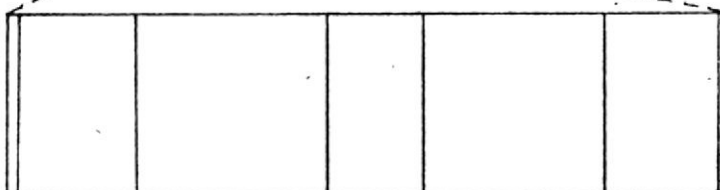
(C)
UNA FIBRA MUSCULAR



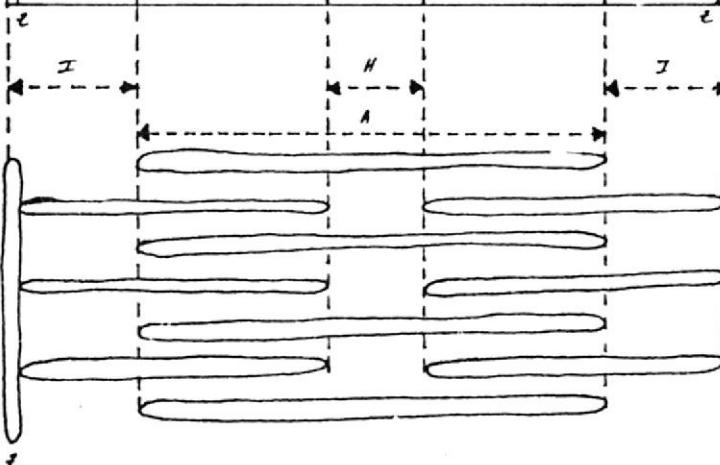
(D)
MIOFIBRILLA



(E)
BANDAS Y
LINEAS
Z, A, I, H



(F)
FILAMENTOS



1.5 EL PAPEL DEL SODIO EN LA ACCION MUSCULAR

La membrana del nervio posee una bomba de sodio y una de potasio con el objeto de mantener la diferencia de concentración iónica intra y extra axónica.

La bomba de sodio disminuye la concentración de iones de sodio dentro de la fibra nerviosa forzando a los mismos a ir hacia afuera, a través de la membrana celular, con tanta rapidez que pueden entrar.

Al mismo tiempo se produce la acción de la bomba de potasio que "empuja" iones de potasio "cuesta arriba" desde una concentración externa baja hacia una concentración interna treinta veces superior.

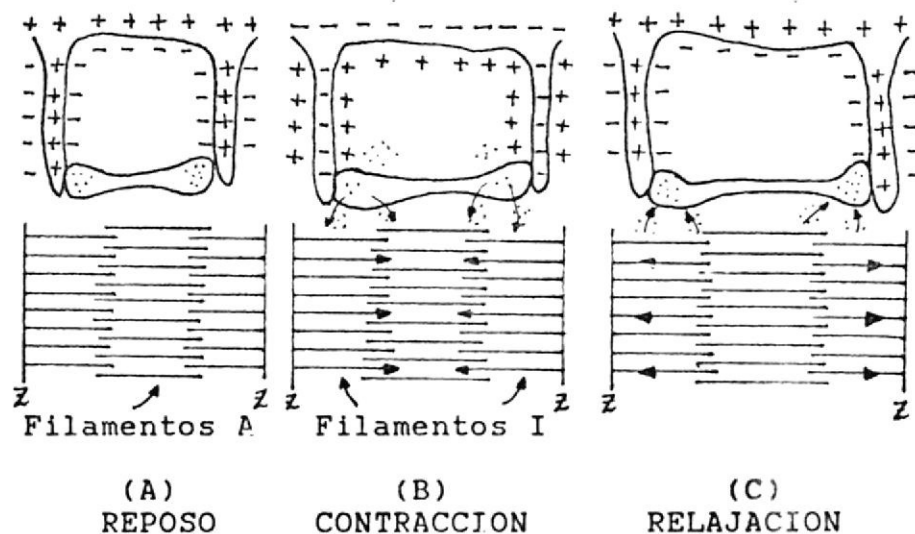


FIG. 1.4 PAPEL DEL SODIO EN LA ACCION MUSCULAR

En (A) La fibra es positiva en su exterior y negativa en su interior y el sodio esta almacenado en los sacos del retículo sarcoplásmico.

En (B) Al llegar la orden del Sistema Nervioso a la placa terminal (no mostrada) la permeabilidad cambia y los iones de sodio abandonan los sacos, los filamentos I se deslizan en el sentido indicado, la distancia entre dos bandas Z se acorta.

En (C) Un momento después la membrana recobra su permeabilidad y los iones de sodio regresan a los sacos. Los filamentos I se mueven en la dirección indicada.

En las páginas anteriores se habló de la actividad eléctrica de los musculos y la existencia de pequeños voltajes en ellos.

La unidad siguiente analizará los circuitos electrónicos que transforman dichos voltajes en el movimiento de un motor.



**ANALISIS DEL SISTEMA DE
ADQUISICION DE SEÑALES
MIOELECTRICAS**

II. ANALISIS DEL SISTEMA DE ADQUISICION DE SEÑALES MIOELECTRICAS

El diagrama de bloques expuesto, es una forma condensada de visualizar el Sistema de Adquisición de las Señales Mieléctricas. Las flechas señalan el recorrido que tendrán las señales de los músculos antagonicos de apertura y cierre de la mano por los diferentes bloques del sistema. El inicio en cada músculo es modelado como un diminuto generador de voltaje, conectado a los amplificadores a través de una resistencia en paralelo con un capacitor, que simulan la resistencia y capacitancia de la piel. La salida del sistema la constituye la señal para abrir o cerrar en los bornes del motor.

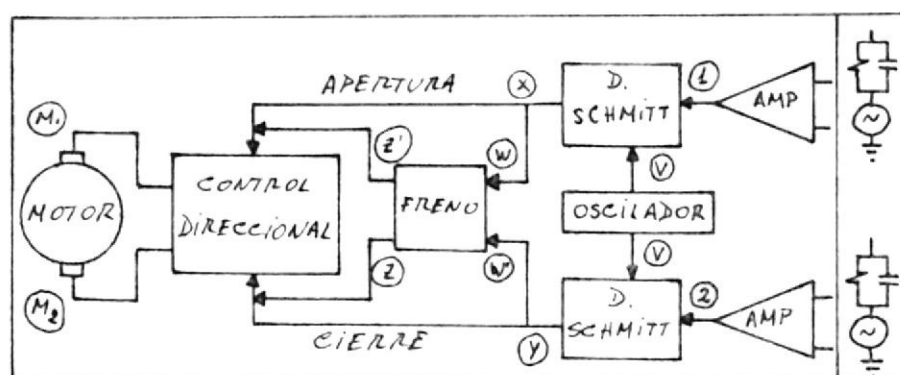


FIG. 2.1 DIAGRAMA DE BLOQUES DEL SISTEMA

En las páginas siguientes se tratará el funcionamiento interno de cada bloque del sistema, se señalarán en los diagramas respectivos las características fundamentales del amplificador de la señal muscular, el circuito comparador, el oscilador, los circuitos de freno y control, finalizando con los parámetros de funcionamiento del motor miniatura utilizado.

2.1 EL AMPLIFICADOR DE LA SENAL MIOELECTRICA

En el diagrama de la Fig 2.2 puede verse uno de los dos circuitos amplificadores de la señal proveniente de los músculos, fundamentalmente consiste de tres etapas: la primera de amplificación, la segunda de amplificación y la tercera formada por el doblador de voltaje. El funcionamiento del amplificador se describe como sigue:

- El arreglo capacitivo de la entrada.
- La primera etapa de amplificación.
- El acoplamiento entre etapas de amplificación.
- La segunda etapa de amplificación.
- El doblador de voltaje.
- Los circuitos de la rama de alimentación.

2.1.1 EL ARREGLO CAPACITIVO DE LA ENTRADA

La entrada al amplificador está formada por el grupo de capacitores C1, C2, C3 y C4, cuya interconexión puede verse en la Fig 2.3, tal arreglo es muy usado en equipos electrónicos como supresor de interferencias, ocasionadas por las

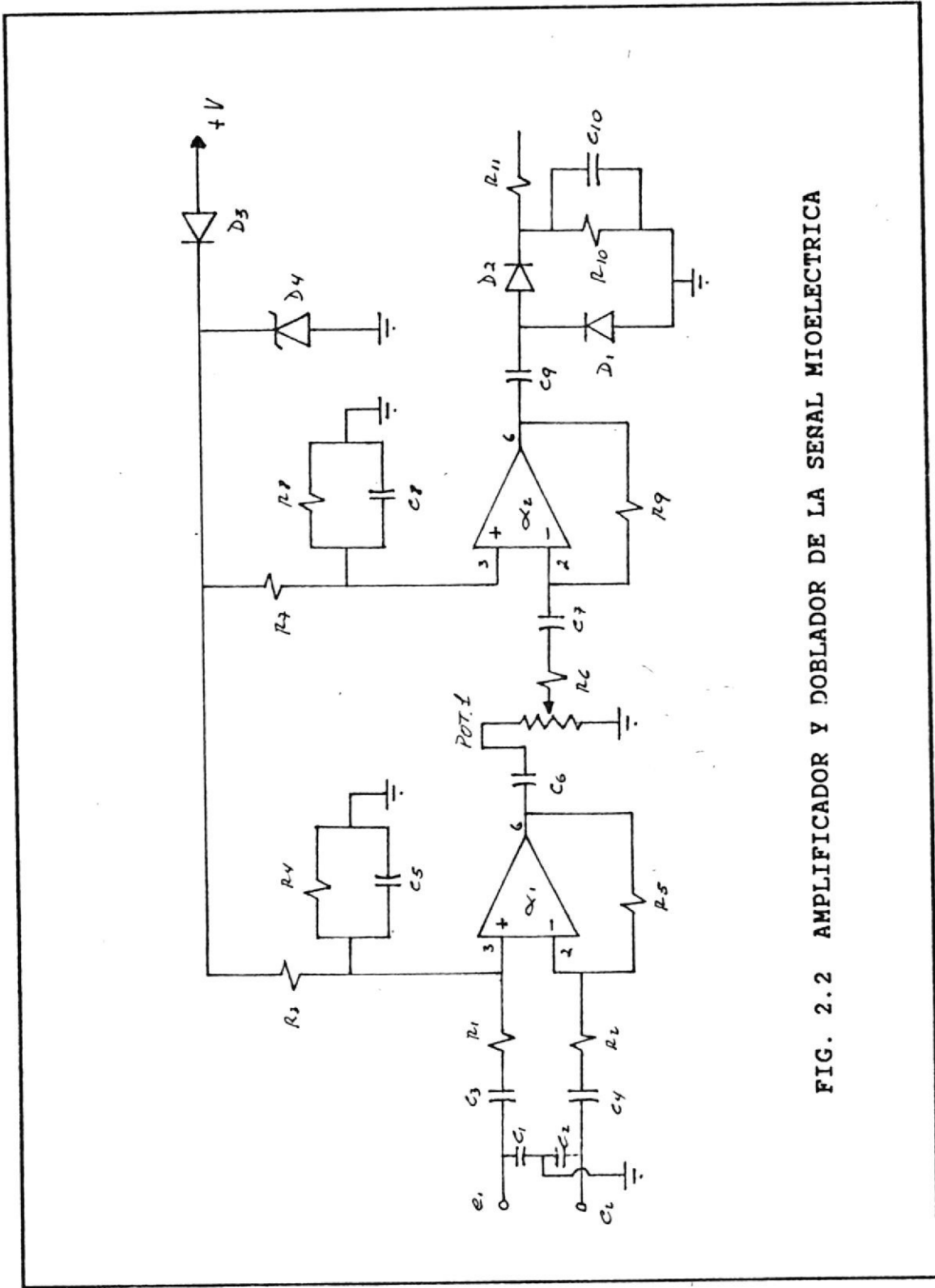


FIG. 2.2 AMPLIFICADOR Y DOBLADOR DE LA SENAL MIOELECTRICA

LISTA DE PARTES

CAPACITORES ELECTROLITICOS

C1=C2=C3=C4=C5=C6=C8=C9=1 μ f, 15V

C7= 2.2 μ f, 15V

C10= 0.47 μ f, 15V

RESISTENCIAS

POT.1= Potenci6metro de 10 k Ω 1/4 W

R1=R2=R6=R7=R8= 10 k Ω 1/4 W

R3=R4=R5= 220 k Ω 1/4 W

R9= 270 k Ω 1/4 W

R10= 100 k Ω 1/4 W

R11= 33 k Ω 1/4 W

DIODOS

D1=D2=D3= GERMANIO

D4= Zener de 12 volts.

CIRCUITOS INTEGRADOS

CI1=CI2= OP-AMP 741

radiaciones existentes en el medio ambiente. La función de C_1 y C_2 es suprimir radiaciones internas y externas, la interna más cercana es el motor del sistema; las externas pueden ser varias debido al comportamiento del cuerpo humano como antena, además la resistencia natural de la piel junto con C_1 y C_2 los cuales están conectados a tierra, forman un filtro pasa bajas, que elimina ruido e interferencias.

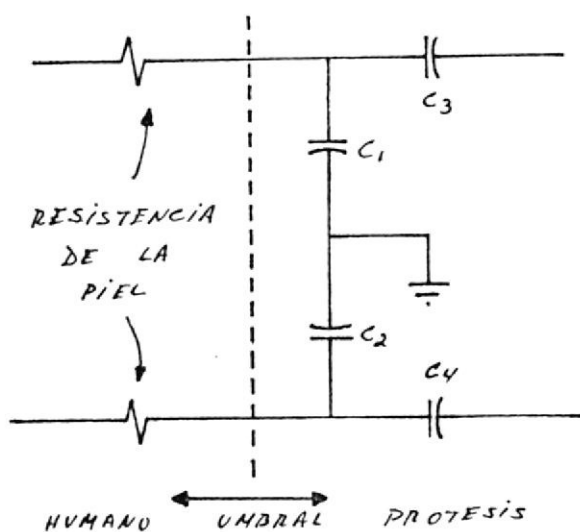


FIG. 2.3 ARREGLO CAPACITIVO DE LA ENTRADA

Los capacitores C_3 y C_4 constituyen el acoplamiento de alterna al amplificador,

tales capacitores en serie con las resistencias de entrada R_1 y R_2 , de la primera etapa de amplificación eliminan la componente de directa de la señal de entrada.

2.1.2 LA PRIMERA ETAPA DE AMPLIFICACION

Un amplificador operacional 741 conectado en forma diferencial, con entradas e_1 y e_2 a través de resistencias iguales de $10\text{ k}\Omega$ y una resistencia de realimentación de $220\text{ k}\Omega$ da una ganancia de 22 veces la diferencia de e_2 y e_1 . Fig 2.4.

GANANCIA DEL DIFERENCIAL $\propto 1$

El voltaje de salida V_{01} con e_2 ajustado a cero es:

$$V_{01} = - \frac{R_5 e_1}{R_1}$$

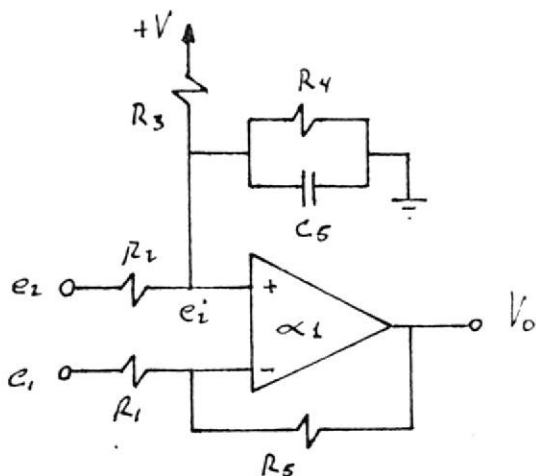


FIG. 2.4 PRIMERA ETAPA DE AMPLIFICACION

La salida que se debe a e_2 con el cero es:

$$V_{02} = 1 + \frac{R_5}{R_1} e_2' ; \quad e_2' = \frac{R_4}{R_2 + R_4} e_2$$

$$V_{02} = \frac{R_5 e_2}{R_1}$$

La salida real V_0 es la adición de las dos salidas individuales:

$$V_0 = V_{01} + V_{02}$$

$$V_0 = (e_2 - e_1) \frac{R_5}{R_1}$$

con $R_1 = R_2$ y $R_4 = R_5$

SENALES DE MODO COMUN Y MODO DIFERENCIAL

En general, las señales de entrada a un amplificador diferencial contienen dos componentes: una señal en modalidad común y otra en modalidad de diferencia. El voltaje de señal de modalidad común, V_c , es el promedio de las dos señales de entrada, V_1 y V_2 : $V_c = (V_1 + V_2) / 2$. La señal en la modalidad de diferencia, V_d , es la diferencia entre las dos entradas:

$$V_d = V_1 - V_2.$$

De modo ideal, un amplificador afecta sólo a las señales de la modalidad de diferencia. Sin embargo, la señal en modalidad común se amplifica también hasta cierto punto. La razón de rechazo de la modalidad común (CMRR), que se define como la razón de la ganancia de voltaje de la señal de diferencia a la ganancia de voltaje de la señal en modalidad común, es una cifra de mérito para los amplificad-

res operacionales. Cuanto mayor sea el valor de CMRR, tanto mejor será el rendimiento de un amplificador operacional. Esto es una característica importante de Amplificadores Médicos, debido a que previene respuesta a radiaciones extraviadas de línea y equipos eléctricos cercanos.

2.1.3 EL ACOPLAMIENTO ENTRE ETAPAS DE AMPLIFICACION

La salida de la primera etapa se acopla a la segunda por medio del capacitor C6 a un potenciómetro que sirve como ajuste de sensibilidad (Fig 2.5). La finalidad del acoplamiento capacitivo es para reducir el consumo de energía cuando no hay señal, actuando como un bloqueador de señales de directa. El cursor del potenciómetro se acopla a la etapa $\omega 2$ a través de R6 y C7.

Este capacitor permite que la salida de $\omega 2$ esté a la mitad del voltaje de alimen-

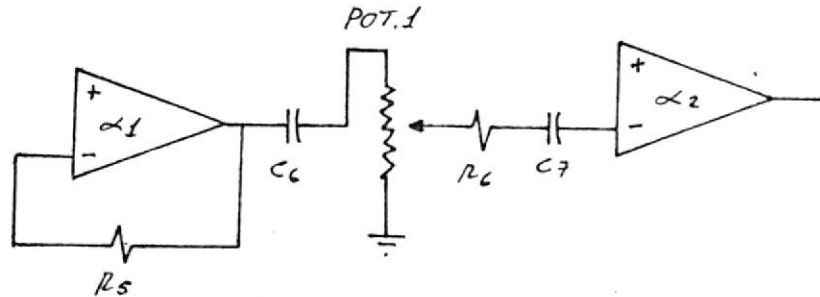


Fig 2.5 ACOPLAMIENTO ENTRE ETAPAS Y
AJUSTE DE SENSIBILIDAD

tación cuando no hay señal de la etapa anterior, pues si no tiene señal, por la forma como está conectado, Fig 2.6, el terminal positivo del operacional $\alpha 2$ estará prácticamente a la mitad del voltaje de alimentación. La explicación es la siguiente: No hay señal de alterna en la entrada negativa, esto hace aparecer al operacional $\alpha 2$ como un seguidor, ya que cuando la entrada positiva este a 6 volts por la acción del divisor de voltaje R_7 y R_8 , la salida estará también a 6 volts. Lo mismo sucede en la primera etapa cuando no hay señal de alterna.

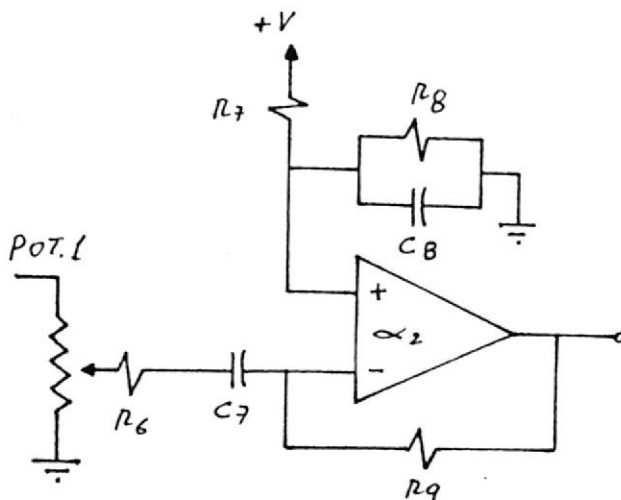


FIG 2.6 SEGUNDA ETAPA DE AMPLIFICACION

2.1.4 LA SEGUNDA ETAPA DE AMPLIFICACION

Esta etapa esta constituida por un amplifi-
 cador inversor que es un amplificador
 operacional con realimentación, que da una
 ganancia controlada y una señal de salida
 invertida con respecto a la entrada. El
 circuito del amplificador se da en la Fig
 2.6. El resistor de realimentación R9,
 se conecta entre la terminal inversora y
 la salida. El resistor en serie R6 se
 conecta entre la terminal inversora y la
 señal de entrada que se debe amplificar.

Al calcular la ganancia del amplificador inversor se supone que el amplificador operacional es ideal. Por consiguiente, la ganancia de lazo abierto es infinita. La ganancia de lazo cerrado del amplificador de realimentación está dada por:

$$\begin{aligned} \text{ganancia de voltaje} &= \frac{V_o}{V_e} \\ &= - \frac{R_9}{R_6} \end{aligned}$$

Los valores de los capacitores de acoplamiento son determinados de acuerdo a la respuesta de baja frecuencia deseada y la impedancia de entrada o de carga del circuito, por medio de la siguiente formula:

$$C = \frac{1}{2\pi F_c R}$$

En donde F_c es la frecuencia de corte para baja frecuencia y R es la resistencia de entrada al circuito o la carga.

2.1.5 EL DOBLADOR DE VOLTAJE

La salida de la segunda etapa se transfiere al conjunto de capacitores C9 y C10, los diodos D1, D2 y la resistencia R10 (Fig 2.7) que funcionan como un doblador de señal.

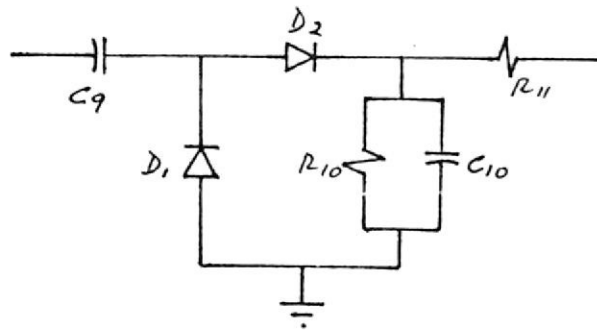


Fig 2.7 EL DOBLADOR DE TENSION

FUNCIONAMIENTO:

Durante el primer semiciclo negativo de la señal de salida de la segunda etapa, el condensador C9 se carga a través del rectificador D1 a la tensión máxima, con la polaridad indicada. Durante el medio ciclo siguiente, D2 conduce, cargando C2 a $V_{m\acute{a}x}$ de pico más V_{c1} , que es igual a dos veces la tensión máxima.

2.1.6 LOS CIRCUITOS DE LA RAMA DE ALIMENTACION

La función de R_3 y R_4 es dividir la tensión de alimentación, el capacitor C_5 en paralelo con R_4 estabiliza la tensión, esta acción es parecida a la conexión de un capacitor en el terminal de alimentación de los circuitos integrados. Lo mismo sucede en la segunda etapa con $R_7 = R_8$ y C_8 (Fig 2.8).

El diodo D_3 es un sistema de protección para el circuito en caso de conexión errónea de la batería.

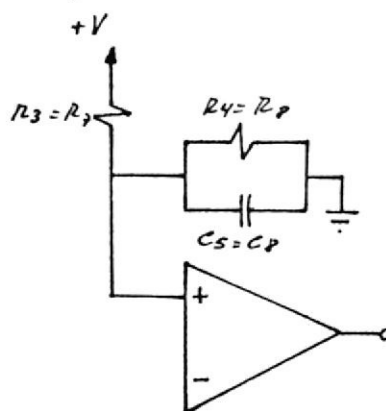


FIG. 2.8 DIVISOR Y ESTABILIZADOR

2.2 EL DISPARADOR DE SCHMITT DEL SISTEMA

Se puede decir que éste es el bloque central del sistema debido a su relación con todos los demás subsistemas o circuitos. Relaciona tres entradas con tres salidas. Las entradas son (V), (1) y (2), la primera proviene del oscilador, en tanto que (1) y (2) son las señales, niveles DC, provenientes de los músculos antagónicos, de apertura y cierre de la mano. Las salidas son (X), (Y) y (W), pulsos cuadrados variantes en anchura, las dos primeras continuarán hasta el control direccional para comandar apertura o cierre en el motor. En la Fig 2.9, se presenta un diagrama de bloques del sistema.

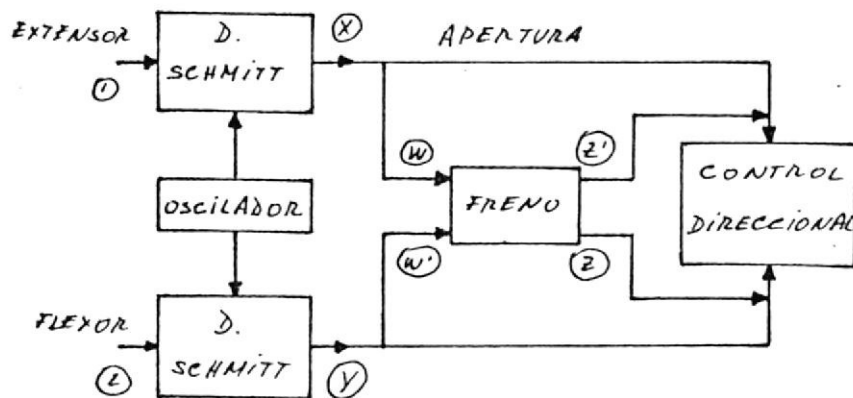


FIG. 2.9 DIAGRAMA DE BLOQUES DE LA RELACION DEL DISPARADOR DE SCHMITT CON LOS DEMAS BLOQUES DEL SISTEMA.

El circuito disparador de Schmitt se muestra en la Fig 2.10. Básicamente es un circuito comparador en el que se ha introducido una realimentación positiva, cuya finalidad es aumentar la ganancia con realimentación del amplificador. La ganancia con realimentación viene dada por:

$$A_f = \frac{V_o}{V_s} = \frac{-A}{1-\beta A}$$

En donde A es la ganancia del propio amplificador sin realimentación y β es la ganancia del lazo de realimentación, es decir:

$$\beta = R_1/(R_1+R_2)$$

El producto $\beta A = T$ se llama ganancia de bucle. Cuando al comparador se lo hace funcionar con $T > 1$ toma el nombre de disparador de Schmitt. El margen de histéresis H viene dado por:

$$H = \frac{T-1}{A} (V_h - V_l)$$

Una explicación más amplia de la finalidad de la señal

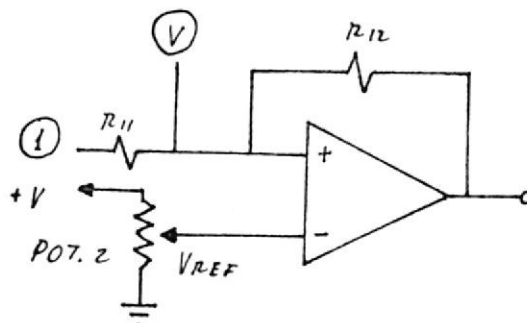


Fig 2.10 DISPARADOR DE SCHMITT

LISTA DE PARTES

RESISTENCIAS

POT.2 = Potenciometro de 10 k Ω 1/4 W

R11 = 33 k Ω 1/4 W

R12 = 1.2 M Ω 1/4 W

CIRCUITOS INTEGRADOS

CI3 = OP-AMP 741

diente de sierra del oscilador en los disparadores de Schmitt será expuesta a continuación, en la descripción del Circuito Oscilador.

2.3 EL OSCILADOR

Uno de los requerimientos del sistema de adquisición de las señales mioeléctricas para controlar la apertura o cierre de una mano artificial es que la intensidad de la señal muscular sea proporcional al movimiento final, tal característica de proporcionalidad se pierde después de los disparadores de Schmitt, es por esta razón que no vemos en la necesidad de escalonar los movimiento, lo cual se puede lograr interrumpiendo la señal de entrada (un nivel positivo de directa) a los disparadores por medio de una señal oscilante negativa. Los resultados vistos al probar los disparadores con señal oscilante y sin ella fueron los siguientes:

Sin la señal del oscilador las salidas (X) y (Y) de los disparadores era un nivel DC constante, aplicada la señal del oscilador, el resultado fue una señal de pulsos cuadrados, cuya duración aumentaba proporcionalmente con la entrada proveniente de los amplificadores.

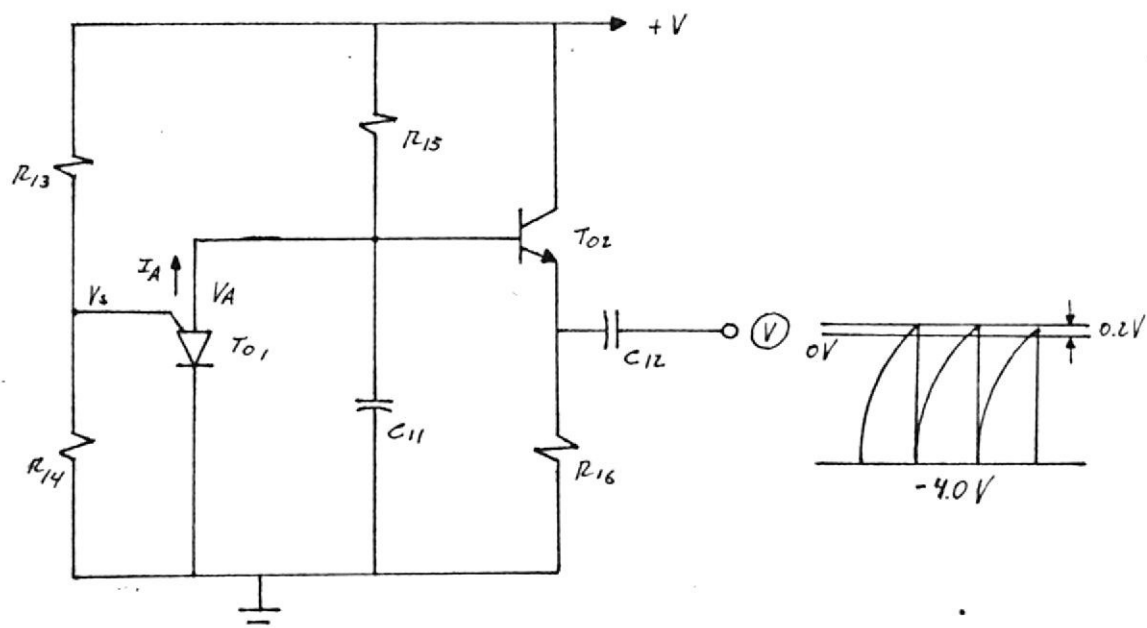


Fig 2.11 EL OSCILADOR

LISTA DE PARTES

CAPACITORES ELECTROLITICOS

C1= 4.7 μ F, 15VC2= 10 μ F, 15V

TRANSISTORES

T01= PUT 2N6028

T02= npn, Si, 2N2222

RESISTENCIAS

R13= 15 k Ω , 1/4 WR14= 10 k Ω , 1/4 WR15= 490 k Ω , 1/4 W Ω R16= 10 k Ω , 1/4 W

En la Fig 2.11 se muestra el circuito utilizado.

Se utilizó un circuito oscilador del tipo de relajación con un transistor unijunta programable (PUT) 2N6028 como interruptor. Los resistores R13 y R14 son para programar el dispositivo. Sirven como divisores de voltaje para establecer el voltaje de compuerta de apagado, V_s . El voltaje del ánodo V_a debe sobrepasar a V_s en 0.7 Volts, para el encendido del PUT. A continuación se da una breve explicación del funcionamiento del circuito:

1. Cuando se aplica voltaje por primera vez, C11 se descarga, la compuerta tiene polarización inversa y T01 está apagado.
2. El capacitor C11 comienza a cargarse a través de R13, R14 y sigue haciéndolo hasta que V_a supera a V_s en 0.7 Volt. En este valor, la compuerta tiene polarización directa y T01 se enciende, a condición de que la corriente de cátodo I_a sobrepase a la corriente máxima de pico I_p que se requiere para el disparo.
3. Cuando T01 conduce, C11 se descarga con rapidez

a través de Q1. El voltaje en T01, de ánodo a cátodo, es de aproximadamente 1 V durante la conducción.

4. Al completarse la descarga de C11, Ia se reduce a un valor bajo determinado por el circuito. Este valor debe ser inferior a la corriente mínima de valle Iv del dispositivo, para T01 apagado, con el fin de que pueda iniciarse el ciclo siguiente. Si Ia sobrepasa Iv en este momento, T01 seguirá conduciendo indefinidamente.
5. Después de la descarga de C11 y el apagado de T01, como se describió antes, los eventos se repiten, produciendo una forma de onda de dientes de sierra en Va.

Además se empleó a la salida un transistor 2N2222 para acoplarlo a los disparadores de Schmitt.

2.4 EL FRENO DEL MOTOR

Aunque la masa del rotor de estos motores miniatura es pequeña, a causa de las altas revoluciones por minuto, el par de retardo, cuando la alimentación de la

batería al motor cambia de polaridad o se desconecta, ocasiona un movimiento residual no deseado, que puede exceder el límite de sostén de objetos frágiles tales como vasos de papel o cigarrillos.

El circuito de la Fig 2.12 proporciona esta acción de frenado, tal circuito es del tipo una entrada, una salida, para cada movimiento, la primera (W) proviene de los disparadores de Schmitt, la segunda (Z) se conecta al circuito de control direccional del motor.

El tipo de frenado que se utiliza es un frenado a contracorriente, para ello hacemos uso de un temporizador conectado como un multivibrador monoestable cuyo pulso de salida es de duración controlable el cual es acoplado a un OP-AMP 741 que hace de buffer y cuya salida se la conecta al control direccional en la entrada opuesta a la que se produce el movimiento, de esta manera cada vez que la salida de los disparadores de Schmitt baja de nivel, dispara al temporizador el cual emite un pulso contrario al movimiento, que obliga a detenerse al motor.

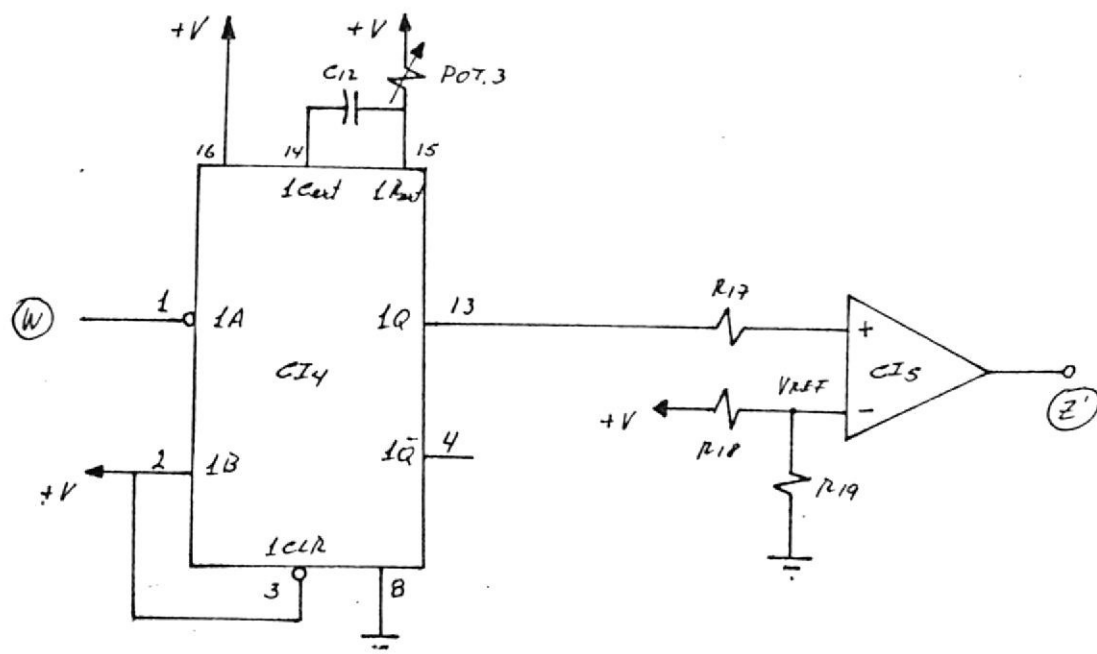


FIG. 2.12 EL FRENO DEL MOTOR

LISTA DE PARTES

CAPACITORES ELECTROLITICOS CIRCUITOS INTEGRADOS

C12= 0.22 μ f, 15V

CI4= ONE SHOT, MM74C221N

CI5= OP-AMP 741

RESISTENCIAS

POT.3= 100 k Ω 1/4 WR17= 10 k Ω 1/4 WR18=R19= 1 k Ω 1/4 W

2.5 EL CONTROL DIRECCIONAL DEL MOTOR

Esta es propiamente la etapa final del sistema de obtención de las señales musculares: su función es hacer girar la flecha del motor a ambos lados según el movimiento sea de cierre o apertura.

Recibe cuatro entradas (X), (Y), (Z), (Z') y tiene dos salidas (M1) y (M2); las entradas corresponden a los comandos de apertura, cierre y freno respectivamente.

Las salidas (M1) y (M2), conectadas a los bornes del motor, funcionan de la manera siguiente:

- Apertura cuando (M1) sea más positivo que (M2).
- Cierre cuando (M2) sea más positivo que (M1).

El circuito consiste internamente de ocho transistores, cuatro para cada movimiento, trabajando como interruptores (en corte o saturación) y con capacidad suficiente para soportar la intensidad de corriente del motor. En la Fig 2.13 se muestra el circuito del control direccional del motor.

A continuación se analizarán los dos casos normales

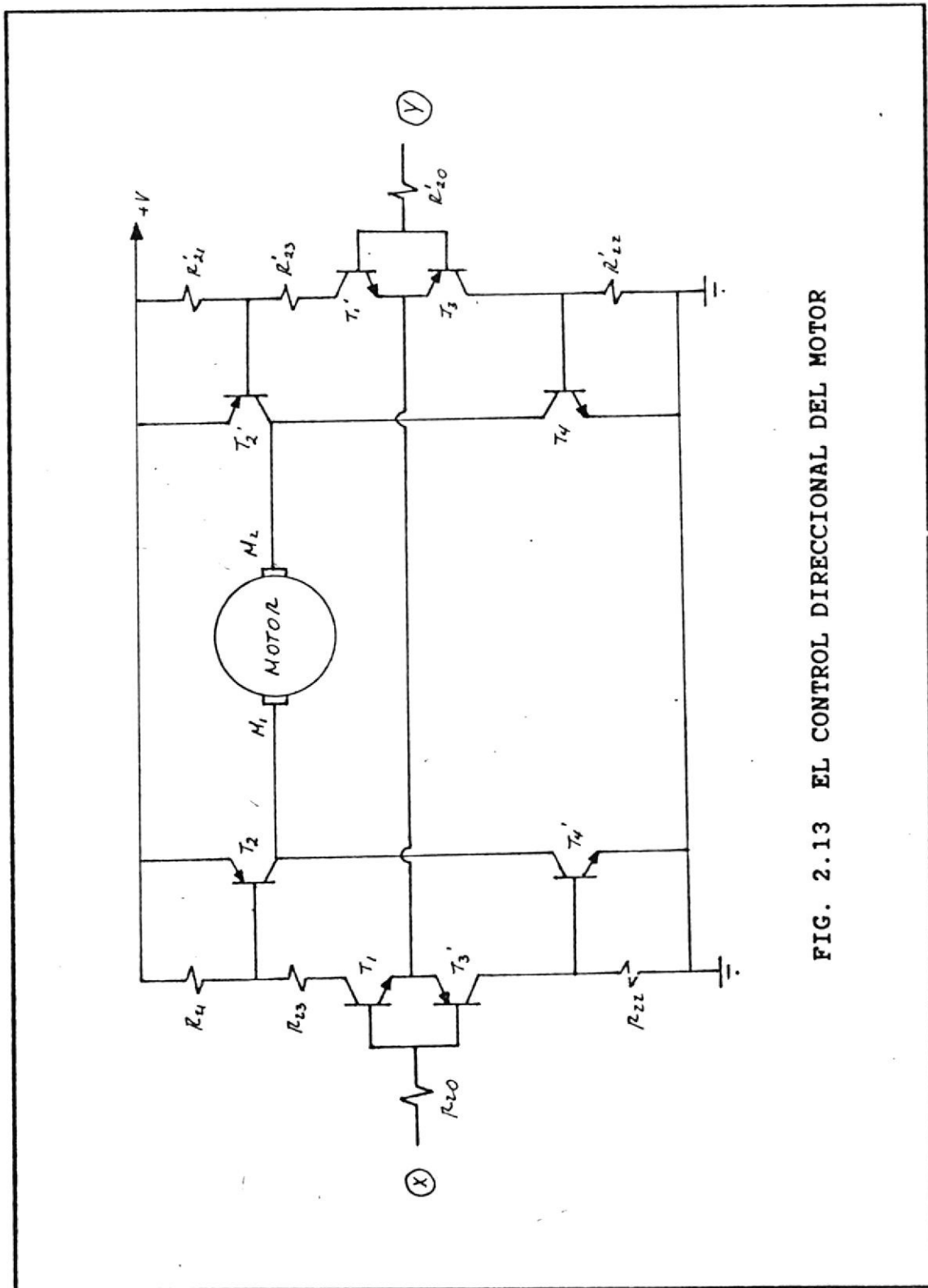


FIG. 2.13 EL CONTROL DIRECCIONAL DEL MOTOR

LISTA DE PARTES

RESISTENCIAS

R20=R20'=R21=R21'=R22=R22'= 1 k Ω 1/4 W

R23=R23'= 270 Ω 1/4 W

TRANSISTORES

T1=T1'= npn, Si, MPS 2222A

T2=T2'= pnp, Si, LX 197

T3=T3'= pnp, Si, MPS A56

T4=T4'= npn, Si, LX 196

polarizarán su junta emisor-base poniéndolo a conducir Fig 2.14.

Estando todos los transistores en saturación, y establecida una diferencia de potencial entre M1 y M2, aproximadamente de 11.4 Volts, el motor girará en un sentido.

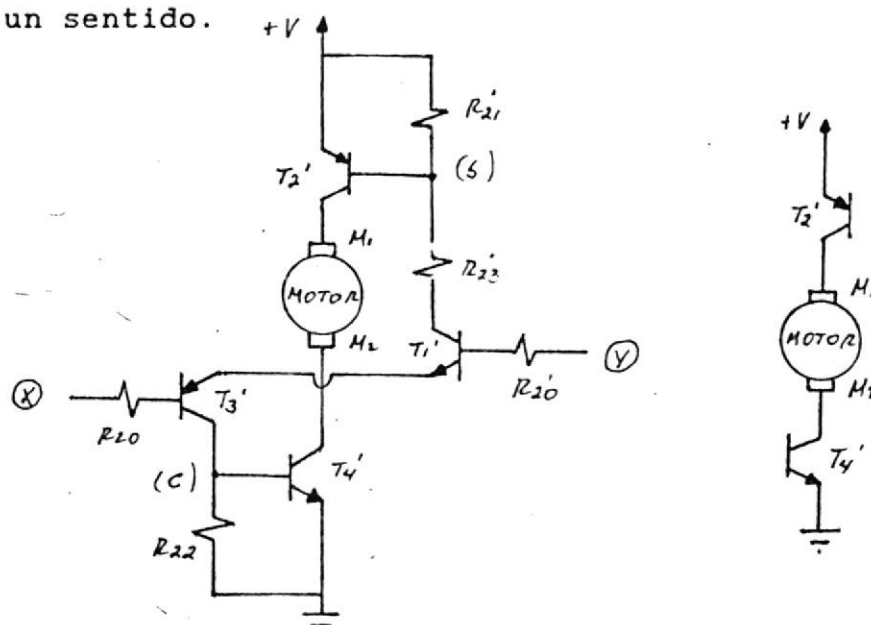


FIG. 2.15 FUNCIONAMIENTO DEL CIRCUITO PARA EL COMANDO DE CIERRE

Cuando exista entrada por (Y) y la entrada (X) permanece en un nivel bajo, T1' conducirá hasta saturarse, el voltaje en (b), debido a la saturación de T1' será menor que los 12 Volts de polarización con lo que se pondrá la junta emisor-base de T2' en directa, la corriente de colector del transistor T3' pasará a

través de la resistencia R3, lo que hará que el voltaje en (c) aumente y ponga a conducir T4'. Estando todos los transistores en saturación y con una diferencia de potencial entre los colectores de T2' y T4' de aproximadamente de 11.4 Volts, el motor girará.

Cuando las dos entradas (X) y (Y) son altas, T1 y T1' se saturarán, los voltajes en (a) y (b) se harán menores que 12 Volts encendiendo T2 y T2', los cuales también se saturarán; el voltaje en ambos colectores será de 11.7 Volts, no existiendo diferencia de tensión, no circulará corriente y el motor permanecerá detenido.

2.6 EL MOTOR

El motor es del tipo de magneto permanente, en el cual el campo se logra a través de materiales de características magnéticas especiales como Al-Ni-Cu.

Las ventajas de utilizar este tipo de motores miniatura de corriente directa son: un rotor de poca inercia, voltajes de arranque muy pequeños y características lineales de corriente a torque. Tales motores están constituido por tres partes fundamentales: el sistema magnético, el rotor y la coraza con los carbones.

El siguiente ejemplo describe las características de un motor miniatura de C.D.

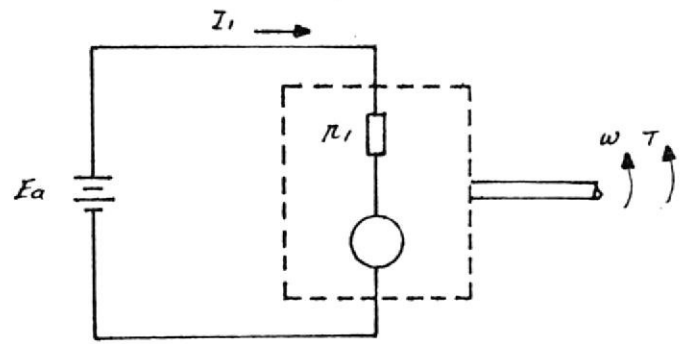


FIG. 2.16 EL MOTOR

CONDICIONES:

1. Voltaje de alimentación

$$E_a = 12 \text{ voltios}$$

2. Velocidad sin carga 1800 rpm

$$\omega_o = 1800 \times \frac{2\pi}{60} = 128.5 \text{ rad/seg}$$

3. Corriente sin carga

$$I_o = 160 \text{ mA}$$

4. Resistencia del rotor

$$R_1 = 18\Omega$$

Se requiere calcular:

- a) La constante K del motor
- b) La corriente de arranque I_a
- c) El par de arranque T_a
- d) La velocidad de rotación ω a un $T_a/3$

La constante K del motor

$K = \text{fuerza contraelectromotriz/velocidad}$

$$K = \frac{E_a - I_o R_1}{\omega_o} = \frac{12 - (0.16)(18)}{128.5} = \frac{9.12}{128.5} = .0709$$

$$K = 0.0709 \text{ Nm/A}$$

b) La corriente de arranque

$$I_a = \frac{E_a}{R_1} = \frac{12}{18} = 0.67 \text{ A}$$

c) El par de arranque T_a

$$T_a = K(I_a - I_o)$$

$$T_a = 0.0709(0.67 - 0.16) = 0.036 \text{ N-m}$$

d) La velocidad de rotación cuando el par de carga es tres veces menor que el par de arranque.

$$\frac{T_a}{3} = 0.012 \text{ N-m}$$

La corriente en tales condiciones es:

$$T = \frac{T_a/3}{K} + I_o = \frac{.012}{.0709} + 0.16 = 0.33 \text{ A}$$

$$W = \frac{E_a - I_1 R_1}{K} = \frac{12 - 0.33(18)}{0.0709} = 85.4 \text{ rad/seg}$$

$$W = 1196 \text{ rpm}$$



PRUEBAS Y RESULTADOS

III. PRUEBAS Y RESULTADOS

Originalmente el objeto principal de este trabajo fue la investigación referente a un sistema electrónico de interface entre el efecto electrofisiológico de la actividad muscular y el mecanismo actuador de apertura y cierre en una mano artificial, sin embargo, durante el período de obtención de información se decidió consolidarlo construyendo los circuitos del sistema.

Los circuitos son experimentales y como tales aportan información entre lo supuesto y el comportamiento real.

Los resultados obtenidos fueron los siguientes:

3.1 COMPORTAMIENTO DEL CIRCUITO AMPLIFICADOR

El circuito amplificador fue probado con una señal de tipo sinusoidal proveniente de un generador de señales. Para hacer esta prueba una de las entradas del diferencial, que forma la primera etapa de amplificación fue puesta a tierra y por la otra se introdujo la señal que iba a ser amplificada, la cual podía ser variada en un amplio rango de frecuencia.

La señal amplificada que sale de la primera etapa pasa por el POT. 1 que sirve como ajuste de sensibilidad, para luego ser amplificada nuevamente por la segunda etapa de amplificación. Ajustando el potenciómetro de sensibilidad del amplificador se notaba que se podía regular la ganancia del circuito amplificador, permitiendo que para una misma entrada, se obtenga una salida de mayor o menor amplitud. Fig 3.1.

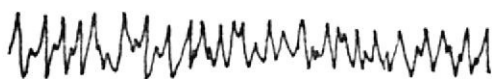


FIG. 3.1 SENAL DE ENTRADA

3.1.1 RESPUESTA DE FRECUENCIA

La respuesta del amplificador a una entrada senoidal de 40 milivoltios de amplitud resultó ser bastante estable en todo el rango de interés (20 a 5000 Hz).

3.1.2 RESPUESTA DE AMPLITUD

Se utilizó como entrada una señal senoidal de 1000 Hz de frecuencia y su amplitud se la hizo variar hasta 10 mV. y con el potenciómetro ajustado en el sentido de máxima sensibilidad se notaba una amplificación de aproximadamente 500 veces la señal de entrada, pero se ajustó el POT.1 para conseguir una amplificación de 100 veces la señal de entrada y se trabajó con señales más grandes, debido a la poca sensibilidad del generador para señales pequeñas. Fig 3.2.

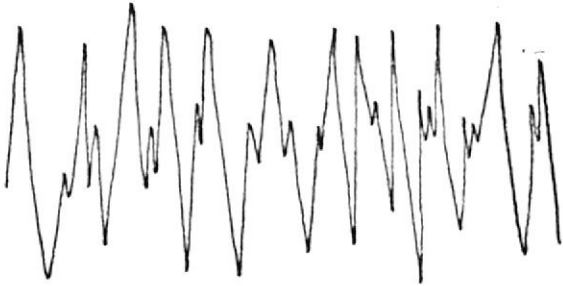


FIG. 3.2 SENAL AMPLIFICADA

3.2 COMPORTAMIENTO DEL DOBLADOR DE VOLTAJE

El circuito doblador de voltaje fue probado con una señal de tipo seno variante en frecuencia y en

amplitud, la cual al ser aplicada a la entrada, se esperaba obtener un nivel DC. de dos veces del valor de la entrada, sin embargo debido a las características no ideales de los diodos y capacitores de este circuito, sólo se pudo lograr un nivel DC. de aproximadamente 1.8 veces el valor de la entrada.

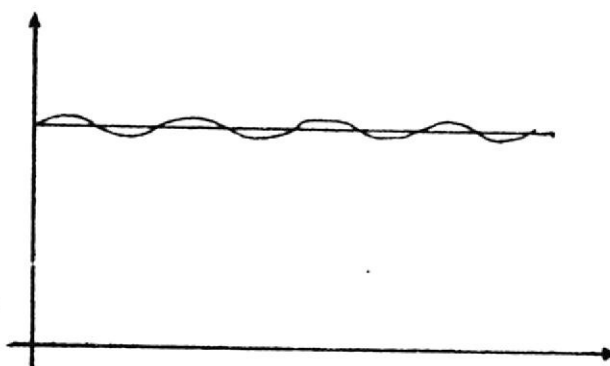


Fig 3.3 SEÑAL DEL DOBLADOR

3.3 COMPORTAMIENTO DEL DISPARADOR DE SCHMITT DEL SISTEMA

Para averiguar como respondía el bloque de los disparadores de Schmitt a la entrada proveniente del doblador de voltaje, se simuló el experimento conectando en las entradas (1) y (2), una fuente de voltaje a través de un potenciómetro de 10 k Ω conectado como un divisor de tensión, de esta manera pudimos variar el voltaje en la entrada no inversora por encima y por debajo del voltaje de referencia fijado en la entrada

inversora. Cuando el voltaje en la entrada no inversora era mayor que el voltaje de referencia, a la salida se obtenía $+V_{sat}$ del amplificador, cuando el voltaje en la entrada no inversora era menor que el voltaje de referencia, a la salida se obtenía $-V_{sat}$ del amplificador.

Cuando conectamos el circuito oscilador en la entrada no inversora del disparador de Schmitt, obtuvimos a la salida pulsos cuadrados cuya duración variaban dependiendo de la magnitud de la señal proveniente del doblador de voltaje. La explicación es la siguiente: En la entrada negativa del disparador de Schmitt hemos fijado un voltaje de referencia, por la terminal positiva entran dos señales, la una proveniente del doblador de voltaje y la otra proveniente del oscilador. Cuando el voltaje en la terminal positiva sea mayor que el voltaje de referencia, a la salida tendremos un nivel alto, de lo contrario un nivel bajo.

Ahora veamos como varía el voltaje en la terminal positiva con respecto al voltaje de referencia.

En la Fig. 3.4 podemos apreciar los intervalos de

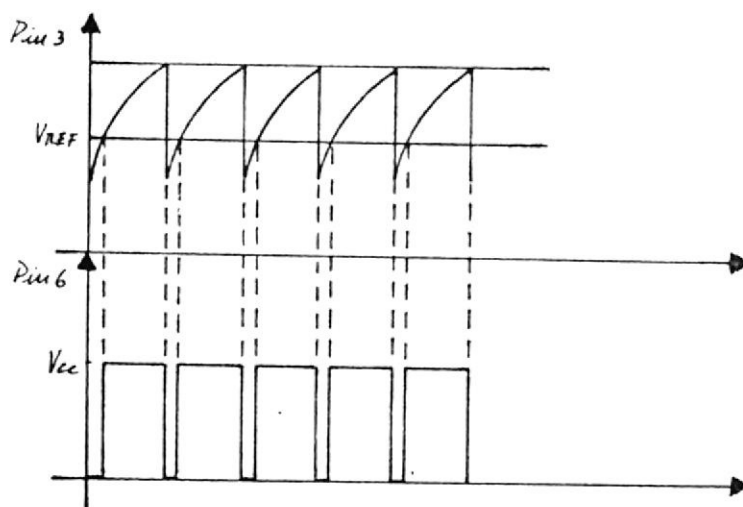


FIG. 3.4 INTERVALOS DE CONDUCCION DEL DISPARADOR

tiempo en los cuales el disparador de Schmitt conduce y en la Fig 3.5 podemos apreciar como varía la conducción dependiendo del valor del voltaje proveniente del doblador.

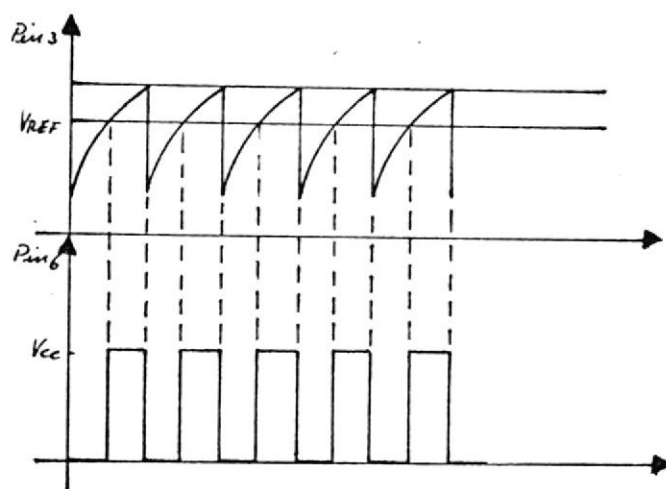


Fig 3.5 VARIACION DEL TIEMPO DE CONDUCCION

Cuando el valor del voltaje que proviene del doblador es más alto, quiere decir que mayor cantidad de células han entrado en movimiento, por lo tanto los pulsos que salen del disparador son más anchos, esto se debe a que el intervalo de tiempo en que la señal en la terminal positiva es menor que el voltaje de referencia, es más corto que, cuando el valor del voltaje que proviene del doblador es más bajo.

3.4 COMPORTAMIENTO DEL CONTROL DIRECCIONAL DEL MOTOR

Se simuló el comportamiento de este circuito en los tres casos usuales de funcionamiento descritos en la parte 2.5.

- El motor gira para abrir: la intensidad de la señal de apertura es mayor que la de cierre.
- El motor gira para cerrar: la intensidad de la señal de cierre es mayor que la de apertura.
- El motor está detenido: las dos señales son de la misma magnitud.

Para simular las condiciones o comando de apertura $(X) > (Y)$, cierre $(X) < (Y)$ y detenido $(X) = (Y)$, se utilizaron dos potenciómetros conectados a la fuente de voltaje en forma de divisores de tensión, uno en cada entrada; para los dos primeros pasos se varió el voltaje de forma tal que uno fuera siempre mayor que el otro. Para el tercer caso el cursor de los potenciómetros se los ajustó hasta igualar ambos voltajes.

En los tres casos el circuito se comportó de la manera prevista.

3.5 COMPORTAMIENTO DEL FRENO DEL MOTOR

El circuito de frenado está formado por un temporizador ONE SHOT, cuyo pulso de salida se lo ha regulado para frenar la inercia del motor. El temporizador es activado con la señal que sale de los disparadores de Schmitt, cada vez que el pulso baja de nivel dispara al temporizador, cuyo pulso de salida está conectado en la entrada contraria a la que se produce el movimiento, de esta manera cuando el disparador deja de conducir, el pulso del temporizador frena la inercia del motor.

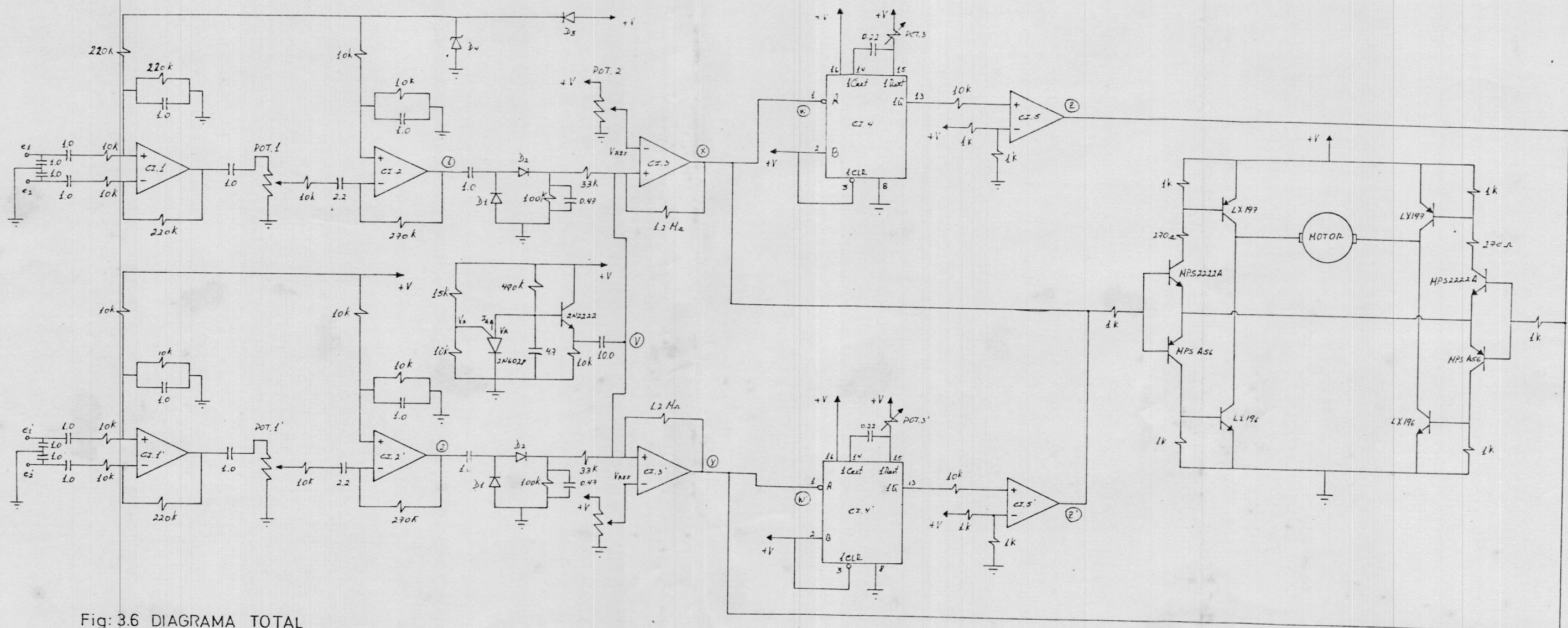
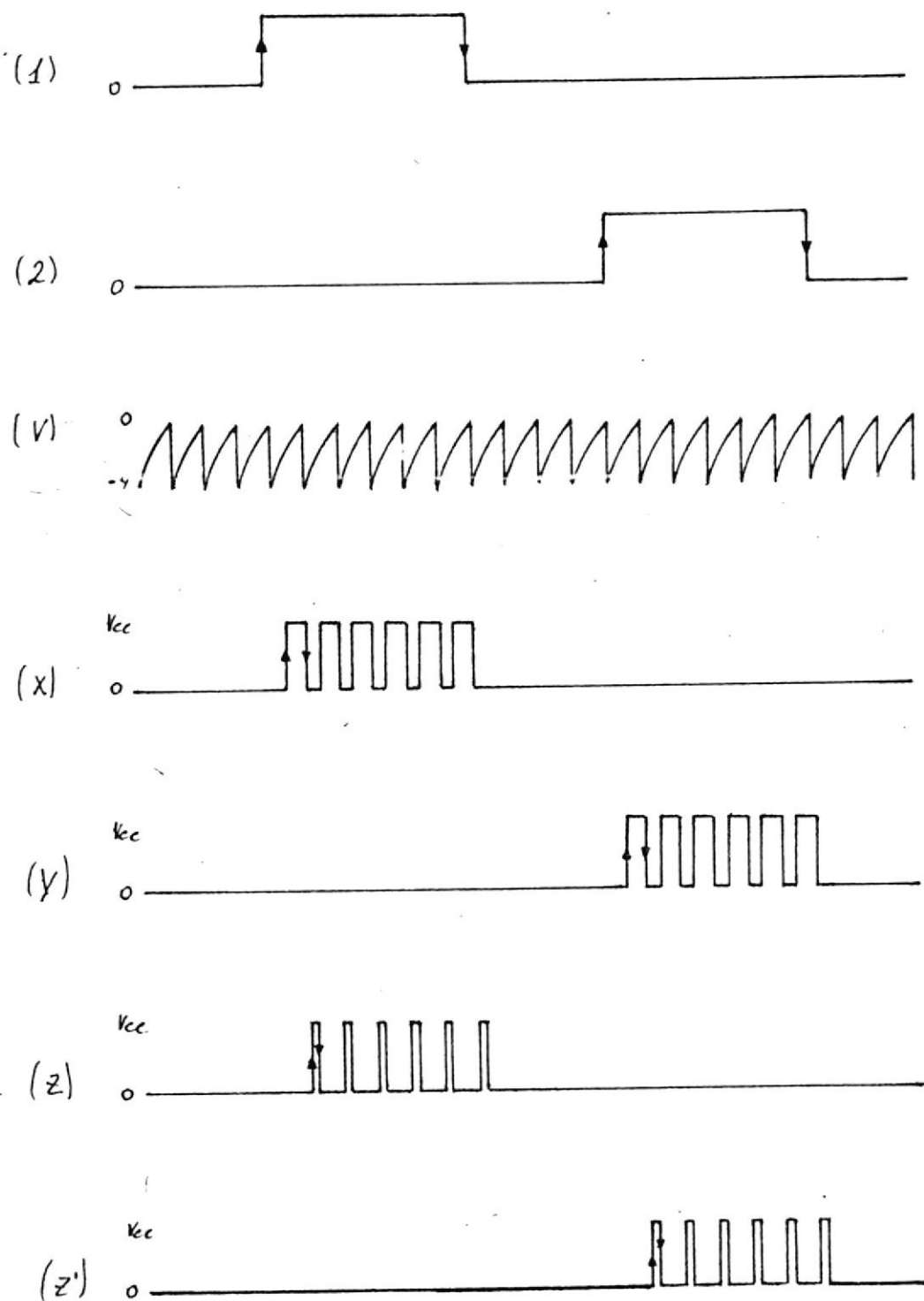


Fig: 3.6 DIAGRAMA TOTAL

FIG. 3.7 DIAGRAMA DE TIEMPO



IV

LA REHABILITACION

IV. LA REHABILITACION

"El primer pensamiento de un hombre honrado, cuando vé su existencia perturbada es comenzar una nueva vida.

Goethe.

Después de la pérdida de alguna parte del cuerpo se manifiestan en el paciente síntomas de inestabilidad en su comportamiento, es por eso importante la rehabilitación para reubicarlo y para que la familia no sea también la deteriorada.

Desde el momento en que el Médico Cirujano determina cortar centímetros más o centímetros menos, hasta la reincorporación del paciente a su vida normal, el problema de la rehabilitación va siendo solucionado por diferentes profesionales, los cuales forman un Equipo Clínico de Rehabilitación. Las personas que intervienen en la solución del problema pueden básicamente dividirse en dos grupos:

Grupo de diseño, función y adaptación física de la prótesis.

Grupo de adaptación emocional y personal del paciente

a su prótesis y a su nuevo estado.

Las personas del primer grupo son generalmente un Técnico Protésista o un Ingeniero, las del segundo, un Sicólogo, un Terapeuta y una Trabajadora Social.

Es claro que los pacientes que reciben ayuda de un equipo clínico como el descrito, se restablecen mejor, sin embargo en varios casos, seleccionado ya el tipo de prótesis, el equipo es reducido a sólo dos personas, el Técnico Protésista y un Terapeuta, los cuales desarrollan empíricamente algunas funciones de los faltantes de sus respectivos grupos.

A continuación se describirá en forma breve la contribución de las áreas del conocimiento humano más significativas en el proceso de rehabilitación.

4.1 LA CONTRIBUCION DE LA MEDICINA

El Médico Cirujano debe hasta donde sea posible preveer las necesidades funcionales de la prótesis, por ejemplo un muñón de ciertas características como longitud, cicatrización, circulación, etc., es apreciado por el protésista.

4.2 LA CONTRIBUCION DE LAS CIENCIAS FISICAS

Una prótesis es un aparato que sustituye a un órgano y que deberá "duplicar" lo más parecido posible las funciones perdidas. Cuando se dice duplicar se espera un movimiento cercano al natural.

Los requerimientos de diseño en Ingeniería casi siempre se establecen sobre los ideales de confort, apariencia, simplicidad, durabilidad, todos ellos adimensionales y otros, como análisis de fuerzas, velocidad y aceleración de los eslabones, etc., estos últimos mensurables.

4.3 LA CONTRIBUCION DE LA SICOLOGIA

Es axiomático la importancia de la Psicología en la aceptación y adaptación del individuo a su prótesis y a su nuevo estado, partiendo de la existencia de diferentes tipos de personalidades, las necesidades funcionales podrán ser las mismas, sin embargo las psicológicas diferirán.

4.4 LA CONTRIBUCION DEL ARTESANO

Históricamente el protesista ha sido el pionero del problema de la rehabilitación. El trabajo del protesista al menos en nuestro país es en realidad de funciones múltiples, es una profesión que se ha desarrollado desde sus orígenes a través de observaciones y correcciones obtenidas del diario ejercicio de la profesión.

Los materiales que utiliza; resinas, plásticos, aluminio, correas, etc. La contribución múltiple; fabrica, ajusta proporciona los ejercicios adecuados, aconseja, todo esto en ausencia del terapeuta, o de la trabajadora social.

4.5 LA CONTRIBUCION DE LA BIOCIBERNETICA

La biocibernética, con ayuda de la electrónica ha producido una gran cantidad de aplicaciones técnicas destinadas al gobierno o control de las máquinas. Y, lógicamente, la gran preocupación de los científicos es el propio hombre. De ahí que sus esfuerzos vayan dedicados a tomar como modelo al hombre para realizar los circuitos a su imagen y semejanza. Uno de tales esfuerzos ha sido el aprovechamiento de la mioelectricidad para gobernar aparatos de prótesis.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

1. Con ayuda de la tecnología actual resulta relativamente fácil procesar las señales eléctricas provenientes de los músculos y transmitir las al mecanismo terminal o actuador, que en nuestro caso es un motor, lo que resulta difícil es el control de los movimientos.

Cuando se diseña y construye un aparato de prótesis, se lo hace con la finalidad de que éste, se comporte de la forma más parecida al miembro que va a reemplazar y siendo el cuerpo humano un aparato tan complejo, que realiza tantas funciones, resulta realmente difícil construir un aparato que pueda sustituir completamente a un miembro humano.

2. El trabajo actual se lo ha realizado considerando que el individuo ha sufrido la amputación abajo del codo, además sólo ofrece un grado de libertad, es decir movimientos de apertura o cierre.

Las prótesis multifuncionales que permiten realizar más movimientos, están en fases experimentales.

3. La selección de los elementos para la realización de

este trabajo fue echo de manera que puedan se obtenidos facilmente en nuestro mercado.

La fuente de alimentación la constituye un paquete de baterías recargables de 12 voltios y 500 miliamperios, de esta manera se puede poner a cargar las pilas cuando no se hace uso de la prótesis.

4. El costo del sistema es relativamente bajo, debido a sus limitaciones, en comparación con el valor que tienen las prótesis más complejas, que proporcionan un control sobre la fuerza de agarre, que son realimentados por medio de strain gauge.
5. La habilidad para controlar la prótesis estará limitada por la falta de conocimiento del amputado acerca del estado de su prótesis, no por su inhabilidad para generar un adecuado control de movimientos.

Lo importante de la prótesis es que pueda ser controlada adecuadamente, aunque su realimentación sea sólo auditiva o visual.

6. En este trabajo se mencionan algunos aspectos de la rehabilitación, la cual desempeña un papel muy

importante ya que es la encargada de que el individuo acepte su situación actual, ya que después de la pérdida de alguna parte del cuerpo se manifiestan en el paciente síntomas de inestabilidad en su comportamiento.

7. Las posibilidades de producción de aparatos de prótesis con movimientos, en nuestro país son muy escasas, debido a que este tipo de trabajo todavía se encuentra en etapa experimental en países de mayor desarrollo tecnológico y en nuestro país no se cuenta con los medios ni con el apoyo para realizar trabajos de investigación a este nivel.

APENDICES

APENDICE ACONSIDERACIONES BIOMECANICAS

La biomecánica de la extremidad superior desde el punto de vista de sus prótesis.

La pregunta natural sería ¿Cuáles son las pérdidas funcionales asociadas a cada amputación y cuáles biomecanismos permanecen sobre la base de futura sustitución?

Varias proposiciones generales pueden ser establecidas, ante todo el sitio de amputación; abajo del codo, arriba del codo, desarticulación del hombro, etc. En este trabajo la prótesis se ajusta a la primera, esto es las funciones perdidas son las de la muñeca y la mano.

De las varias funciones de la mano y muñeca las siguientes consideraciones tienen que ser seleccionadas como esenciales en el diseño biomecánico de la prótesis.

1. La mano como un accesorio no manipulativo del brazo
(cosmético) No se considera

- | | |
|-----------------------------|--|
| 2. Modelos de aprehensión | Se considera sólo la palmar |
| 3. Adaptaciones digitales | Se considera el trípode pulgar, índice y medio |
| 4. Biomecánica de la mano | No se considera |
| 5. Biomecánica de la muñeca | No se considera |
| 6. Realimentación sensorial | Se considera |

APENDICE BCONSIDERACIONES SICOLOGICAS

IMAGEN CORPORAL

Entender el proceso de ajuste psicológico de una prótesis en relación a la imagen o esquema que tiene uno del cuerpo es realmente importante.

El sentido dado a dicha imagen corporal significa la "fotografía" que la mente construye del cuerpo tal como este aparece ante el individuo, experiencias clínicas sugieren como origen de esta imagen corporal los sistemas Nerviosos Central y Periférico, esto es, la conciencia que se tiene del cuerpo como un objeto en el espacio interactuando con otros objetos, constituyendo un aspecto básico de la vida mental.

El doctor Maxwell Maltz considera a la Psicología de la Imagen Corporal como el más importante descubrimiento del siglo.

Para estos propósitos la imagen corporal es importante debido a que un artefacto de prótesis no será plenamente

funcional al menos que esté integrado a dicho esquema corporal, contituyéndose de hecho como una parte del individuo. Los pasos exactos por los cuales la prótesis tendría que convertirse en una parte funcional del individuo no son del todo conocidas, lo que es innegable es que ciertas características de la personalidad, del amputado son determinantes, tales como su estabilidad emocional, actitudes y aspiraciones.

Generalmente la mayoría de los aparatos de prótesis de cualquier naturaleza restauran funciones parciales, ésta junto con otras razones influyen en la plena aceptación del sustituto, estableciendo la necesidad de buscar una redefinición de sí mismo, en relación con lo que es capaz o incapaz de lograr.

¿QUE ENTIENDE EL PACIENTE POR PROTESIS?

1. Un medio de ocultar incapacidad. La mayoría de los amputados, sienten que la prótesis restablecerá en algún modo la apariencia perdida, evitando reacciones de piedad, esta actitud es positiva ya que muestra el deseo del paciente de identificarse como persona normal.

2. Un instrumento de trabajo. Una mano artificial adiciona al amputado una función de tipo herramental, individuos con esta actitud generalmente disfrutaban de los avances tecnológicos. Es común verlos aflojar las tuercas de las ruedas de sus automóviles no con una llave de cruz sino con una rotativa eléctrica portátil.
3. Un medio de restaurar la imagen corporal. En este caso se podría poner como ejemplo las situaciones en que un peinado nuevo, un vestido nuevo, etc, refuerzan esa fotografía que se forma uno del cuerpo y establecen cierta confianza en el individuo en sus relaciones cotidianas.

APENDICE CCONTROL Y REALIMENTACION

Con la presente tecnología es relativamente fácil conseguir un control de dos posiciones (on-off), usando las señales mioeléctricas como fuente de información. El control de dos posiciones bastante generalizado en manos producidas en varios países exige demasiada concentración del paciente. Los intentos actuales, están encaminados a lograr un control proporcional.

El sistema de control ideal para cualquier prótesis debería ser operado por el paciente sin pensamiento consciente, tal como el individuo no amputado hace uso de sus miembros en circunstancia normales. Esta mejora a la prótesis actual podría ser la incorporación de sistemas automáticos de malla cerrada (Fig A1 y A2) para evitar al paciente la excesiva concentración en la toma de decisiones.

Un sistema que informa al Sistema Nervioso Central del usuario, la magnitud de aprehensión y posición ejercidas por la mano artificial, está siendo desarrollado en la Universidad de California en Los Angeles. El sistema consiste en retroalimentar, por medio de estimuladores

FIG. A.1 MODELO GENERAL DEL PROCESO DE REGULACION DE VARIABLES FISIOLÓGICAS

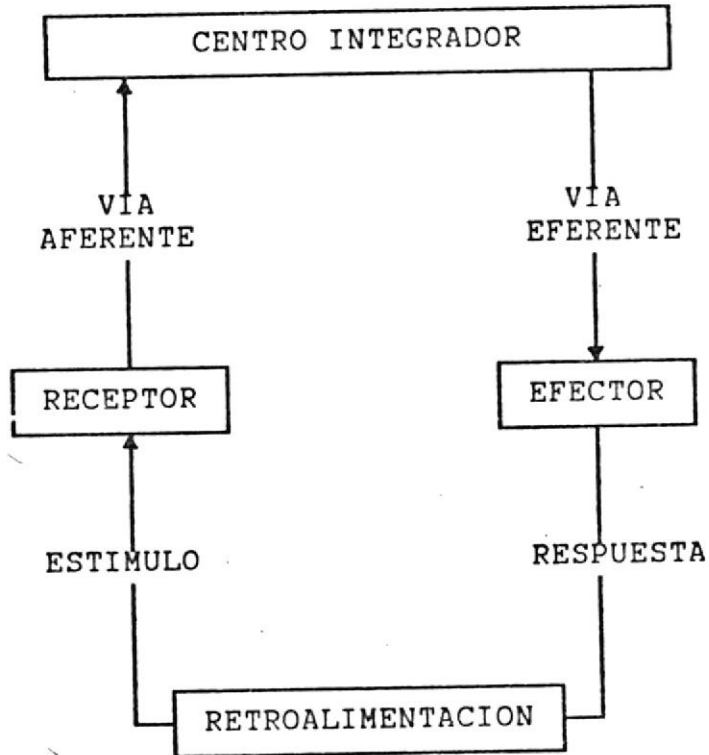
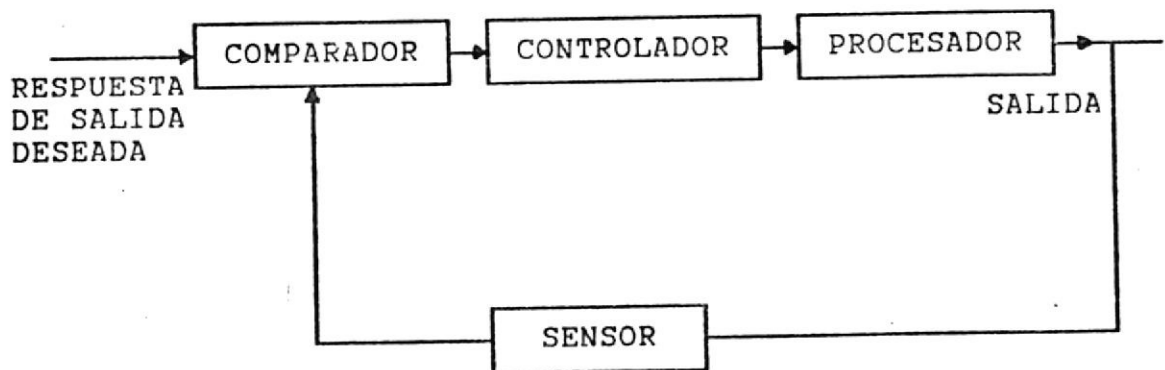


FIG. A.2 MODELO CANONICO DE UN SISTEMA REGULADO

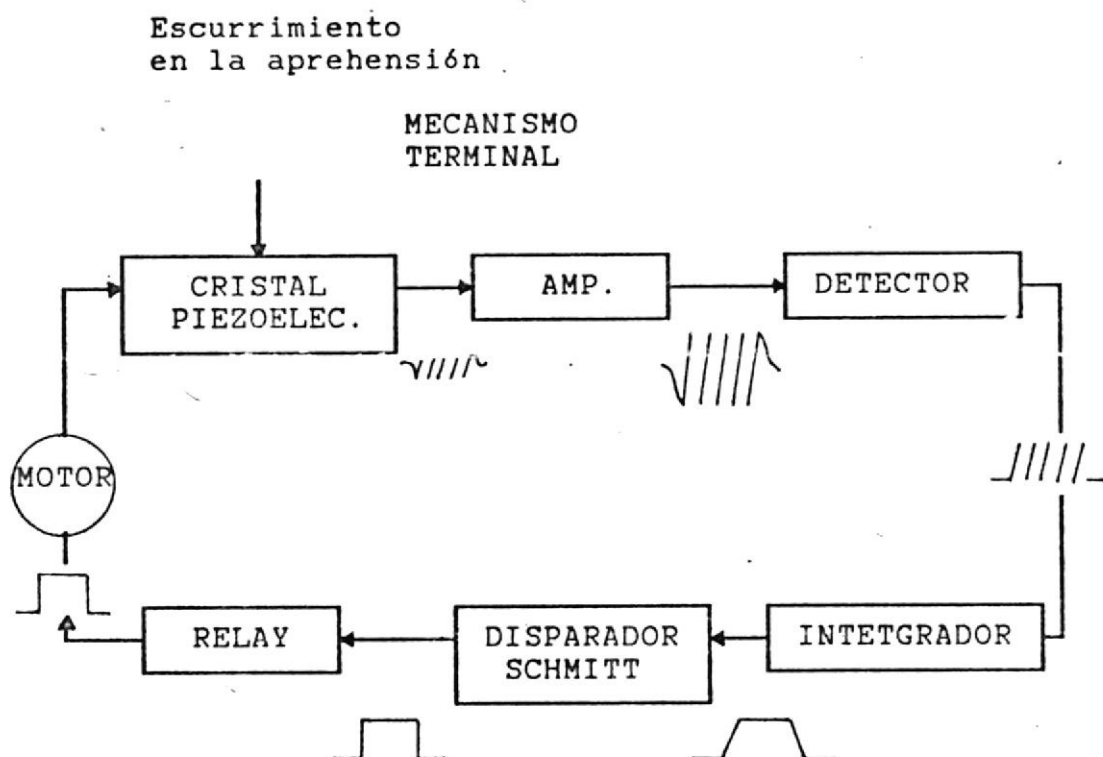


eléctricos colocados sobre la superficie de la piel en la parte posterior del brazo, la fuerza ejercida por el mecanismo de apertura o cierre, tal sistema después de un corto período de habituación, sustituye la información que el usuario enviaba al cerebro a través de la vista. El sistema está basado en el fenómeno de las sensaciones fantasma.

Otro acercamiento al problema del control de aprehensión es el desarrollado por el laboratorio de Investigación Biomecánica del Ejército de los EE.UU. en el cual un interruptor de dos posiciones inicia la aprehensión de un objeto hasta una fuerza mínima, por ejemplo un kilogramo en los dedos pulgar, índice y medio, si existe un escurrimiento cuando el amputado empieza a levantar el objeto, un cristal piezoeléctrico colocado a lo largo del pulgar "sensa" y transmite corriente adicional al motor que inmediatamente reasume el movimiento de cierre (Fig A3).

En experimentos realizados se ha observado que el paciente inicia un movimiento, conservando su atención visual sobre el objeto que está siendo aprehendido, luego intenta detener el movimiento rápidamente para compensar el tiempo de reacción y el deslizamiento del movimiento. Esto es un considerable "cazamiento" del punto deseado de terminación

FIG. A.3 DIAGRAMA DE BLOQUES DEL CONTROL PROPORCIONAL CON UN SENSOR PIEZOELECTRICO EN EL PULGAR



del movimiento.

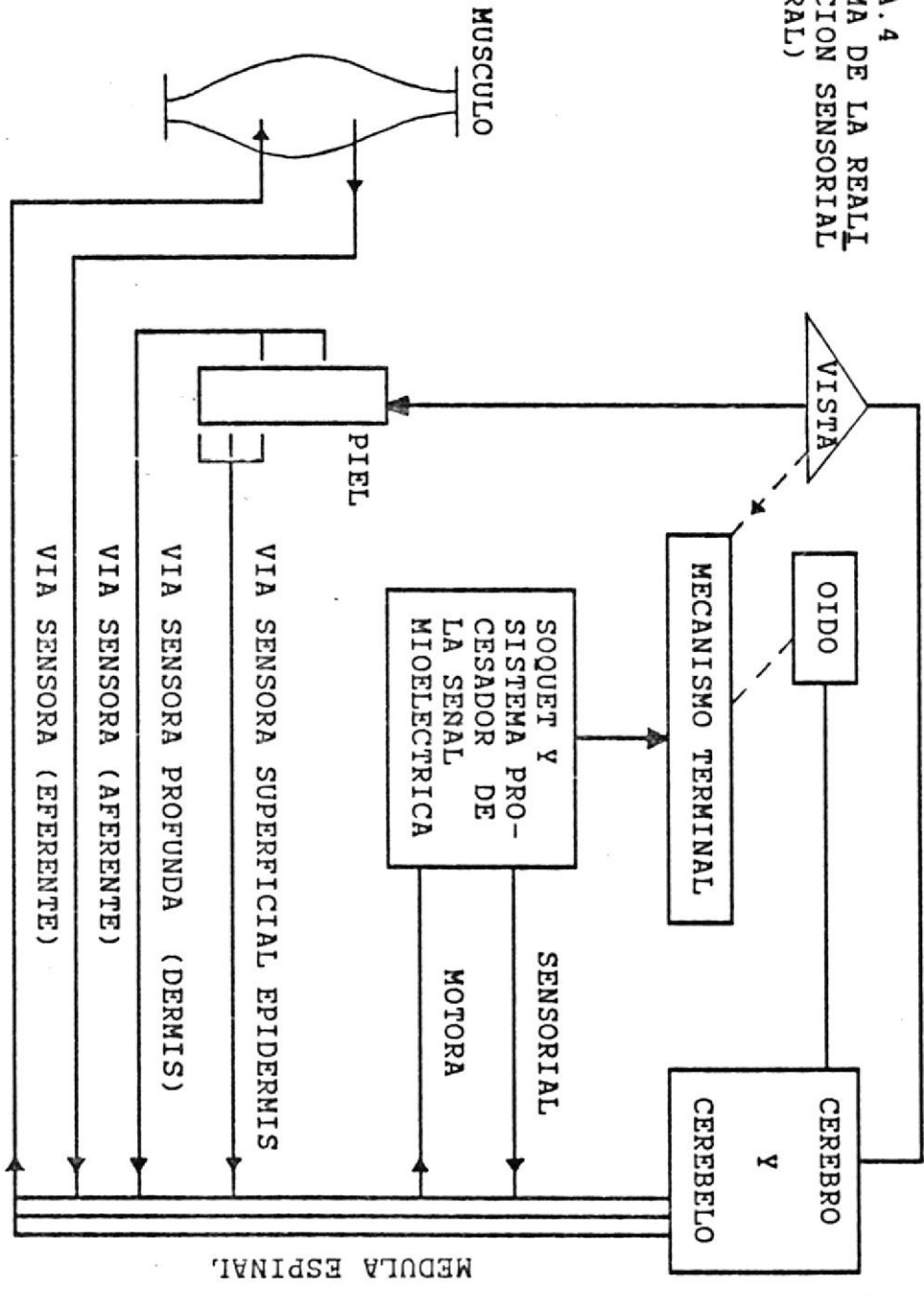
Pacientes con mayor experiencia, más tiempo usando la prótesis, utilizan el oído y la vista para anticipar el punto de terminación del movimiento (Fig A.4).

Por ejemplo en experimentos realizados se ha encontrado que el tiempo promedio para tomar una decisión usando una estimulación de 100 Hz. fue de 5 segundos en comparación con 8-10 segundos con 30 Hz.

SISTEMA DE RETROALIMENTACION SENSORIAL BASADO EN ESTIMULACION ELECTROCUTANEA

Este sistema tiene como elementos sensores o transductores electrónicos, un "Strain Gauge" y un potenciómetro instalados en puntos clave en la mano artificial, el primero captará las variaciones de fuerza de aprehensión, el segundo las variaciones en la apertura, los dos transmitirán a un condicionador las señales, las cuales se codificarán por modulación en anchura de pulsos. Llegarán a los electrodos, estimularán a los receptores cutáneos, luego por vías aferentes harán relevos en las corticales. La información se decodificará y regresará por vía motora eferente al músculo, aquí se capta este potencial y se amplificará

FIG. A.4
 ESQUEMA DE LA REALI-
 MENTACION SENSORIAL
 (NATURAL)



integrándose en un voltaje adecuado al motor.

El elemento sensor del control de fuerza de aprehensión consiste de un "strain gauge" colocado en un punto a tensión-compresión del mecanismo terminal el cual accionará el desbalanceo de un puente de resistencias, que producirá una corriente proporcional a la flexión del "strain gauge", la corriente pasará por un acondicionador de señales que conectará a un circuito compuesto de cuatro comparadores que accionarán los cuatro estimuladores correspondientes a cada nivel de fuerza señalado en la tabla No. 1. Cada estimulador mandará pulsos de 3 a 100 Hz. a su correspondiente electrodo según sea la fuerza captada.

La habilidad para reconocer fuerzas de aprehensión debe ser considerada para una mano normal, los esfuerzos para generar una aprehensión de 100 gr. sin haber establecido una referencia, producen aprehensiones de 0 a 500 gr, para 7 kg, variará entre 5 y 9 kg. Dentro de todo el rango de operación de la mano artificial (0 a 12 Kg) se establecieron convenientemente cuatro niveles señalados en la tabla 1. que puede exceder la habilidad promedio del amputado para reconocer estímulos eléctricos sobre una base de 3 a 100 Hz.

La siguiente tabla muestra la relación entre fuerza de aprehensión, número de electrodo-estimulador y la frecuencia del estímulo.

TABLA 1

| Fuerza de Aprehensión gr. | Electrodo Estimulador | Frecuencia de los pulsos pps. |
|------------------------------|--------------------------|----------------------------------|
| 0 | ninguno | |
| 45 | 1 | 3 |
| 72 | 1 | 10 |
| 115 | 1 | 30 |
| 184 | 1 | 100 transi ción de 1 a 2 |
| 185 | 2 | 3 |
| 296 | 2 | 10 |
| 473 | 2 | 30 |
| 757 | 2 | 100 transi ción de 2 a 3 |
| 758 | 3 | 3 |
| 1212 | 3 | 10 |
| 1940 | 3 | 30 |

| | | |
|--------|---|----------------------------|
| 3104 | 3 | 100 trasl ción de 3 a 4 |
| 3105 | 4 | 3 |
| 4968 | 4 | 10 |
| 7948 | 4 | 30 |
| 12.718 | 4 | 100 |

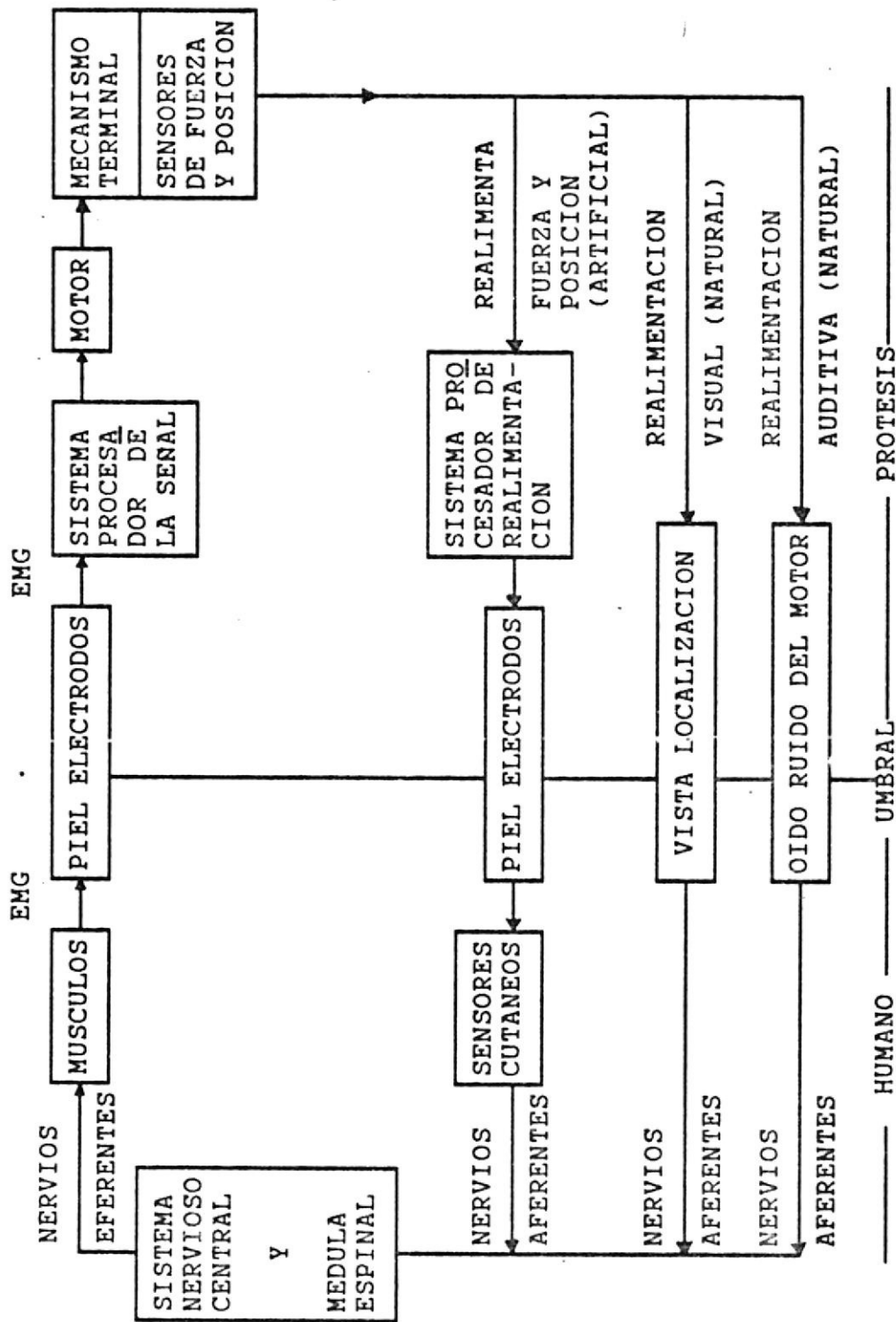


FIG. A.5 DIAGRAMA EN BLOQUES DEL SISTEMA DE ADQUISICION DE SEÑALES MIOELECTRICAS. REALIMENTACION NATURAL Y ARTIFICIAL

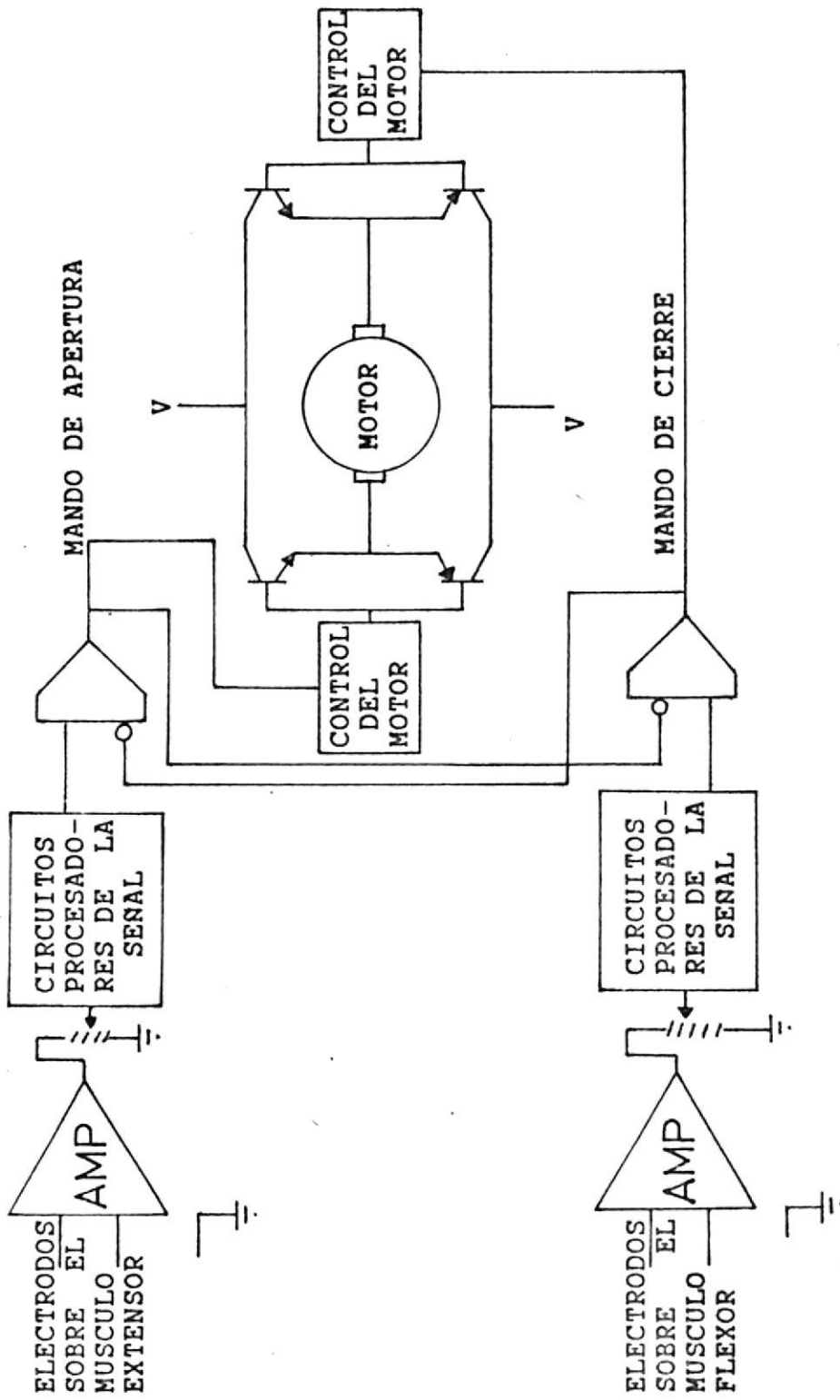


FIG. A.6 SISTEMA DE ADQUISICION DE SEÑALES MIOELECTRICAS (MIOELECTRIC HAND)

APENDICE D

EL DILEMA DE LA PRODUCCION

El mercado de productos de Rehabilitación es generalmente pequeño y difuso, haciendo difícil identificar productos que puedan ser fabricados en cantidades significantes.

El problema es complejo, las compañías son frecuentemente renuentes o temerosas para fabricar un aparato de rehabilitación para el cual no hay claras posibilidades de mercado, o el mercado es reducido, o consiste de clientes que no pueden pagar el producto.

Las pocas compañías que fabrican aparatos de rehabilitación tienen que basar su estrategia de mercado en una combinación de recursos financieros propios y del gobierno o fundaciones simpatizantes, con un alto sentido de responsabilidad social.

Aunque el desarrollo de aparatos para ayuda del incapacitado va en constante aumento, muchos no progresan más allá de la etapa de prototipo, como resultado, todos los avances tecnológicos, en beneficio de ellos están siendo negados.

Los esfuerzos para superar la etapa de prototipo en una producción y distribución comercial podrían establecerse con el desarrollo de proyectos de Ingeniería de Rehabilitación que fueran atractivos a firmas comerciales y éstas a su vez vieran esta necesidad y rentabilidad de este tipo de empresa.

Los diseñadores de aparatos de rehabilitación necesitan conocer más de simplicidad de fabricación y de los problemas de fabricación. Los fabricantes, conocer más de la necesidad del mercado, mantenimiento, servicio y demás facetas del negocio de rehabilitación.

BIBLIOGRAFIA

1. ESTEBAN CASTELLS R., Fundamentos de Anatomia y Fisiologia de Sistema Nervioso, imprenta de la Universidad de Guayaquil, 1982.
2. HERBERT TAUB DONALD SCHILLING, Electronica Digital Integrada
3. HOYLE G. ¿How es muscle turned on and off?, Scientific American, 1970.
4. JURGEN, RONALD K. Devices for the disabled; a production dilema, 1976.
5. MILTON KAUFMAN y ARTHUR H. SEIDMAN, Manual para Ingenieros y Tecnicos en Electronica, Mc Graw Hill, 1984.
6. PRIOR ROLAND, JOHN LYMAN, PHILIP A. CASE and CHARLES M. SCOTT., Supplemental Sensory Feedback for the VA/NU Myoelectric Hand/ Background and Preliminary Designs, Bulletin of Prosthetics Research, 1976.
7. SWANSON D. K. and J. G. WEBSTER. A Model for Skin Electrode Impedance in Biomedical Electrode Technology. Theory and Practice, 1974.



A.F. 142382