



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

PROTESIS MIOELECTRICA DE
MIEMBRO SUPERIOR

TESIS

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

INGENIERO MECANICO ELECTRICISTA

PRESENTAN:

JOEL RICARDO JIMENEZ CRUZ

RAUL ROMERO GARCIA

JESUS SANCHEZ CERVANTES

MEXICO, D. F.

JUNIO, 1983



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



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 esta 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.

I N D I C E

	Página
PROLOGO	i
CAPITULO I	
1. Antecedentes	1
1.1 Aspectos Estadísticos y Sociales	12
1.1.1 Estadísticas de la S.S.A.	
1.1.2 Estadísticas del INDER	
1.1.3 Estadísticas del IMSS.	
1.2 Aspectos Psicológicos	18
1.3 Aspectos Tecnológicos	22
1.4 Objetivo	26
CAPITULO II	
II. La actividad Mioeléctrica y el Sistema Neuromuscular	
II.1 Introducción	28
II.2 Naturaleza de los impulsos nervio- sos y del sistema nervioso central	30
II.3 Fisiología del Músculo	32
II.3.1 Fenómenos que conducen a la contracción	34
II.3.2 Cambios que acompañan la respuesta muscular	36

	Página
II.3.2 Cambios Mecánicos	37
II.3.2.2 Relación entre longitud, tensión y acortamiento	40
II.3.2.3 Sinápsis y potencial de acción	45
II.4 Actividad Mieléctrica	55
II.5 Modelo Matemático de la Electromiografía (EMG) de Superficie	
 CAPITULO III	
III. Electrodo	
III.1 Introducción	66
III.2 Electrodo electromiográfico	73
III.3 Electrodo fisiológico	78
III.4 Microelectrodo	81
III.5 Método de Reconocimiento de Patrones	83
III.6 Estimuladores	85
 CAPITULO IV	
IV. Procesamiento de la señal mieléctrica y resultados teóricos	
IV.1 Introducción	90
IV.2 Impedancia	92
IV.3 Características de la señal electromiográfica (EMG).	99

	Página
IV.4 Detección de la señal mioelétrica.	100
IV.5 Obtención de la función de transferencia	107
IV.6 Etapa de ganancia	111
IV.7 Filtro supresor de banda	111
IV.8 Rectificador de onda completa e integrador.	116
IV.9 Posprocesamiento	116
CAPITULO V	
V. Diseño Electrónico y Resultados Obtenidos	
V.1 Características Generales	120
V.2 Ganancia	122
V.3 Filtro Supresor de 60 Hz.	127
V.4 Rectificador de onda completa e integrador	128
V.5 Posprocesamiento	130
V.6 Diagrama electrónico	130
V.7 Gráficas obtenidas del procesador de electromiografía	133
CAPITULO VI	
VI. Sistema Mecánico	
VI.1 Introducción	150

	Página
VI.2 Análisis	154
VI.3 Diseño	166
VI.4 Memoria de cálculo	174
VI.5 Planos y especificaciones	183
CAPITULO VII	
VII. Recomendaciones y Conclusiones sobre prótesis mioeléctricas	188
ANEXOS	
Anexo I Glosario	195
Anexo II Esqueleto del antebrazo y de la mano	203
REFERENCIAS	245
BIBLIOGRAFIA	249

P R O L O G O

En la presente tesis denominada "Prótesis Mioeléctrica de Miembro Superior", se hace un desarrollo temático que pretende ser lo más lógico y versátil posible.

El Capítulo I, establece los antecedentes del tema, en el que se muestran aspectos estadísticos, psicológicos y tecnológicos que son tomados como instrumentos de apoyo al trabajo realizado. Dicho apoyo consistió en la recopilación de datos estadísticos obtenidos de diferentes instituciones de salud, los cuales, observando con detenimiento la ocurrencia de los casos de amputados, consolida y valida el objetivo y la necesidad de desarrollo del presente trabajo.

El Capítulo II, presenta el funcionamiento del sistema músculo esquelético. La presencia de éste capítulo dentro del trabajo obedece a la necesidad de tener un conocimiento claro y objetivo del comportamiento del sistema muscular, para poder así, elaborar un diseño que sea lo más apegado a la

realidad, esto es, que la prótesis mioeléctrica funcione como una mano normal.

En el Capítulo III, se muestran los diferentes tipos de electrodos utilizados en la electromiografía (EMG), para la detección de señales mioeléctricas estableciendo sus características, ventajas y desventajas de funcionamiento, según la aplicación clínica a que se sometan.

Siguiendo la trascendencia del tema, el siguiente capítulo, presenta la formulación y diseño teórico electrónico del sistema protésico.

La elaboración del Capítulo V, señala ya los elementos, circuito y problemas que se tuvieron en la elaboración del diseño, esto contemplado desde el punto de vista práctico.

El Capítulo VI, es en sí la formulación y desarrollo de la parte mecánica, presentando algunas alternativas de solución y concretamente la utilizada en el prototipo.

A continuación, se presentan las observaciones y conclusiones a que se llegó en el documento, manifestando en el mismo, ideas de personas especializadas

en el campo, ya sean médicos, terapistas y/o ingenieros.

Por último se presenta un glosario, y una (pequeña) introducción a la Anatomía del antebrazo y de la mano, en los Anexos respectivos, con el propósito de que cualquier persona que se interese en el tema tenga las herramientas necesarias de apoyo para una mejor comprensión del mismo.

CAPITULO I

ANTECEDENTES:

Existen diversas ramas de la ingeniería y de las ciencias biomédicas que teniendo las mismas metas y habiéndose practicado independientemente desde los principios de la humanidad, no habían sido utilizadas como una sola entidad disciplinaria y con un nombre común. Una de ellas es la bioingeniería, que como su nombre lo indica utiliza los métodos, las técnicas y las herramientas usadas por las ciencias de la vida y las ciencias exactas para la solución de problemas interdisciplinarios (1).

En el área de bioingeniería, específicamente en la medicina física de rehabilitación existe un reto profesional importante, tanto para los médicos como para los ingenieros, ya que existen seres humanos que de una manera congénita o accidental se ven privados de la función de un miembro de su cuerpo. Esta carencia, ha ocasionado que numerosas personas a través de la historia se hayan preocupado por la investigación,

desarrollo y manufactura de dispositivos que cumplan alguna, o varias, de las funciones del miembro, ya sea la estética o aparente o la funcional; de aprehensión, en el caso de miembro superior y de apoyo, en miembro inferior. A estos dispositivos artificiales se les ha llamado prótesis o miembros protésicos.

Es muy conocido, desde hace siglos, el uso de "patas de palo" como sustituto funcional de apoyo del miembro inferior; así como la utilización de "garfios" para substituir una función del miembro superior. Desde esas primeras prótesis primitivas hasta mediados del presente siglo la evolución ha sido bastante lenta debido a la carencia de una tecnología apropiada. No es sino hasta el año de 1945, por las necesidades surgidas a causa de la segunda guerra mundial, cuando los médicos e ingenieros se involucraron en el diseño de prótesis de una manera formal.

Otro suceso significativo que alentó aún más el desarrollo de prótesis, fué el problema surgido en los años sesenta por la utilización y consumo de la droga Thalidomida en mujeres embarazadas, que tuvo como consecuencia miles de muertes y el nacimiento de niños con

malformaciones o carencia de miembros (2).

Las prótesis se han convertido así en instrumentos de asistencia muy útiles para los amputados gracias al avance de la tecnología; por tanto, se puede decir que la ayuda a los amputados ha mejorado considerablemente en las últimas tres décadas.

En el caso de prótesis de miembro superior, la primera mano artificial de la que se sabe por tradición escrita parece ser la prótesis fabricada por un herrero, para el general romano Marcus Sergius, el cual perdió su mano en la segunda guerra Púnica (Siglo III, a.C.).

Del siglo XVI datan las construcciones protésicas que realizó el francés Ambroise Paré, el cual es considerado el padre de la cirugía ortopédica. Entre las prótesis que desarrolló, figura una de brazo con control mecánico de los dedos a través de una cremallera, que bien podría considerarse como una prótesis activa.

Antes de 1960, en la mayoría de los casos, los amputados portaban prótesis pasivas, es decir, simples reemplazos cosméticos (estéticos), del miembro perdido, sin obtener ningún beneficio funcional.

Sin embargo, a partir de 1960, las prótesis activas

de miembro superior son controladas y accionadas por movimientos corporales, esto es, para operar este tipo de prótesis se utiliza la abducción escapular y/o la flexión humeral, que transmite el movimiento por medio de un cable o cables llamados arneses (ver fig. 1) (3).

El aspecto quirúrgico también ha evolucionado considerablemente, ya que cuando el sujeto pierde uno de sus miembros superiores, existe la posibilidad de realizar una operación denominada "Operación Krukenberg", la cual consiste en mantener separados los músculos flexores y extensores del brazo, operación que definitivamente, aunque no es estética, ayudaría al paciente a un mejor control de su prótesis.

En la actualidad, el funcionamiento de la prótesis mecánica puede describirse de la siguiente manera:

La apertura o cierre del gancho es controlado mediante movimientos de aducción, abducción y en algunos casos circunducción con el propósito de accionar el arnés correspondiente y obtener el movimiento deseado.

Dependiendo el nivel de amputación, y la calidad de la operación quirúrgica realizada, el paciente puede adaptarse con una mayor o menor facilidad a la prótesis.

Los principales elementos constitutivos de una prótesis mecánica son:

Gancho, cono de enchufe (con extensiones según el nivel de amputación), arnés y tensores.

Algunas de las ventajas que presentan las prótesis mecánicas son las siguientes:

- Resistentes (de larga duración).
- Relativamente baratas.
- Sencillas en su funcionamiento.
- Fáciles de reparar.
- Se tiene realimentación visual y auditiva del funcionamiento de la misma prótesis por medio de un cable tensor.

Entre sus desventajas están:

- Incomodidad en el control de la prótesis.
- Movimientos antiestéticos y anormales del cuerpo para activarla.
- Funcionamiento limitado por las condiciones específicas de la intervención quirúrgica.

La apariencia de las prótesis ha cambiado de unos manipuladores mecánicos con barras y ganchos, a manos cosméticas de apariencia natural que ofrecen movimientos

que son necesarios e indispensables para el ser humano.

Hoy en día, la mayoría de las prótesis de mano, son energizadas externamente, ya sea por medios electrónicos, neumáticos y/o hidráulicos, controlados por señales mioeléctricas o transductores mecánicos, cuyo avance tecnológico es considerable. A continuación se presentan las características más importantes de algunos sistemas protésicos, cuyo desarrollo tecnológico ofrece amplias perspectivas de superación en el campo de la Bioingeniería.

Viennatone es el nombre que lleva una de las compañías comerciales que en la actualidad se dedica al diseño y construcción de prótesis y órtesis.

Viennatone tiene varios modelos, dentro de los que se encuentra, la Myomot MM - 4S (prótesis de sistema mioeléctrico), la cual consta de un motor eléctrico, que mueve con vigor el dedo pulgar, el índice y el medio, mientras que los dedos anular y meñique siguen únicamente un movimiento plástico, para obtener por medio de éste la apertura y el cierre de la prótesis. Esta cuenta con un sistema de seguridad, el cual consta de un trinquete que impide la apertura involuntaria de la

misma, asegurando la retención del objeto, sin la tensión permanente del músculo.

Tiene una articulación mecánica de seguridad que está instalada dentro del dedo índice y el medio. En caso de necesidad al amputado le será posible soltar de un golpe la aprehensión sin perjudicar el mecanismo de la mano. Los dedos pueden engatillarse nuevamente por el amputado, la fuerza para ajustar está debidamente regulada según la norma americana del "Veteran Administration Prosthetic Center".

Un robusto interruptor de presión instalado dentro de la mano artificial permite al amputado conectar y desconectar con facilidad la prótesis mioeléctrica, para lo cual es suficiente presionar o golpear ligeramente sobre el dorso de la mano (importante para pacientes bilaterales desarticulados de hombro).

Algunas de sus características técnicas se presentan a continuación:

- Fuerza de presión: variable (máxima 5.5 kgs).
- Apertura: variable (máxima 85mm.).
- Velocidad de trabajo: variable (máxima 115mm/seg. según contracción muscular.

- Ruido de funcionamiento: 35 dB. a una distancia de 20 cms.
- Cobertura mano interior: PVC.
- Fijación de la prótesis: tubos roscados.
- Peso aproximado: 490 grs
- Resistencia de entrada en los electrodos: 200 K Ω .
- Sensibilidad: 60 μ V a potencia máxima del motor.
- Gama de proporcionalidad: aprox. 16 dB.
- Consumo de corriente: aprox. 5 mA. corriente de reposo. Aprox. 800 mA. a plena carga.
- Dimensiones principales de la unidad de electrodos: aprox. 40 x 15 x 12 mm.

A diferencia del sistema anterior, el modelo VANU, posee un control proporcional, el cierre y apertura de la mano son proporcionales a la intensidad de contracción muscular, evitando de esta manera la fatiga innecesaria.

Observación: este tipo de prótesis es sumamente delicado y limita en gran parte las actividades de los amputados.

Por otra parte, los movimientos que tienen son limitados y de cierta forma muy familiares a los de un gancho; es decir, se cuenta únicamente con la apertura y cierre

de la misma. En cuanto a los costos de éste tipo de prótesis son sumamente elevados, los cuales no están al alcance de un trabajador ubicado en la República Mexicana.

The Sven - Hand Prosthesis.

Este tipo de prótesis fué desarrollada en el Instituto de Investigaciones de la Defensa Nacional de Suecia, durante los años de 1965 a 1972.

A este tipo de prótesis le fué adicionado un nuevo sistema para el dedo pulgar, al cual ya se le dá un movimiento lateral; con una fuerza de prensión de 2.5 Kp y una flexión máxima en un tiempo de 1 segundo.

Este sistema tiene su adaptador para rotación de la muñeca de 360 grados por lo cual se puede acoplar al socket del antebrazo, teniendo la ventaja de poder variar la velocidad y ser usada por un paciente, ya sea amputado de muñeca o amputado de brazo.

Observación: en este tipo de prótesis se han aumentado el número de movimientos, pero aún el movimiento de las falanges es rígido y faltan algunos otros movimientos en la prótesis de tipo independiente. El sistema de seguridad

es casi el mismo que el de la prótesis de Viennatone.

Prótesis Mioeléctrica (manos) para niños de 2 a
5 años de edad.

Su sistema es igual al de la casa Viennatone, se diferencia porque puede ser acoplada a un módulo de rotación de la muñeca. Este sistema tiene una fuerza máxima de operación de 1 kp. y el tiempo de operación de cierre máximo es de 1 segundo.

La prótesis va protegida por un sistema de plástico de PVC seccionado y después por un globo de latex (PVC), elásticos con la forma de los dedos y color de la piel,

Systemtechnik AB.

Es el nombre que recibe este tipo de prótesis; los doctores recomiendan la implantación de prótesis en niños ya que éste necesita un desarrollo más normal y tiene una mejor modulación de sus movimientos para usar la señal mioeléctrica.

Actualmente, todas las prótesis antes mencionadas tienen limitaciones en cuanto a movimientos.

En el Centro de Instrumentos de la Universidad Nacional Autónoma de México, se desarrolla un prototipo de prótesis mioeléctrica, la cual ya tiene dos movimientos

independientes y el sistema rotatorio de la muñeca
está diseñado por un grupo de investigadores de dicho
centro.

ASPECTOS ESTADISTICOS O SOCIALES.

Con el propósito de fundamentar y justificar la realización del presente trabajo, se recopilaron datos estadísticos que muestran la cantidad de amputados existentes en la República Mexicana.

La invalidez muestra una tendencia incremental, debido a la disminución de tasas de mortalidad, principalmente infantil, y a la mecanización e industrialización del país.

Las estadísticas de la Secretaría de Salubridad y Asistencia (4), indican que el 7%* de la población mexicana sufre algún grado de invalidez. Cerca del 50% de los inválidos son niños menores de 15 años de edad. En 1974 en las dependencias de la Dirección General de Rehabilitación se atendieron más de 10,000 casos de invalidez de primer ingreso, número muy significativo porque sólo se refiere a una institución nacional de asistencia, y no abarca otras que también manejan grandes volúmenes de pacientes.

* Lo que representa unos 4 millones de inválidos en el momento (1975).

Las estadísticas del Instituto Mexicano de Rehabilitación (5), (I.M.D.E.R.), del año 1960 a 1979, señalan lo siguiente:

	casos	porcentaje
Desarticulado de hombro	148	5.91
Amputado de brazo	688	27.47
Desarticulado de codo	27	1.08
Amputado de antebrazo	879	35.09
Desarticulado de muñeca	169	6.75
Amputado de mano	594	23.71
TOTAL	2,505	100.00

Lo que dá un promedio de 125 casos anuales de invalidez.

Por su parte el Hospital de Traumatología y Ortopedia del I.M.S.S (6), tiene las siguientes estadísticas acerca de la amputación traumática (completa o parcial) del miembro superior o de la mano.

AÑO	CASOS	AÑO	CASOS
1973	14	1979	33
1974	14	1980	17
1975	17	1981	18
1976	12	1982 (enero)	2
1977	23	1982 (febrero)	0
1978	30	TOTAL	180 (20 casos por año)

Además cabe aclarar que en el IMSS se han dado muchos casos (se desconoce el número exacto), de operaciones positivas de reimplantación de mano, dedos, etc.

Ahora bién, de la "Encuesta Nacional de Inválidos" que realizó la S.S.A., tomamos la siguiente información:

Cuadro No. 8

Personas con secuelas según tipo y sexo (7).

Estados Unidos Mexicanos

Junio, 1982.

Tipo	Masculino		Femenino		Total	
	No.	%	No.	%	No.	%
Amputación de extremidades	376	76.6	115	23.4	491	2.6

Cabe aclarar que éste es únicamente un tipo de secuela de los que la Secretaría muestreó, dado que su estudio analiza todo lo referente a la invalidez en México.

En el año de 1962, el Dr. Miranda de la Oficina de Prevención de Riesgos, del Departamento de Riesgos Profesionales e Invalidez del IMSS, revisó cerca de 18,000 expedientes de accidentes laborales obteniendo las siguientes conclusiones importantes:

- El 33.8% de los accidentes se presentan en los obreros en el curso de su primer año de antigüedad, lo cual indica falta de capacitación en el aprendiz.

- El día más frecuente en que se sufren estos riesgos son los lunes. Sin comentarios.

Pero las conclusiones más importantes se refirieron a la causa del accidente por violaciones a las reglas de seguridad, en que ocupa el primer lugar, el descuido con el 53.5% y sólo un 10% por falta de uso de implementos de seguridad; pero lo más grave es que la violación a las reglas de seguridad, en un 91.7% se debió a una actitud impropia, es decir, por descuido. Por lo que la educación a todos los niveles debe ser fundamental en toda campaña de prevención de accidentes.

Analizando los años 1967 a 1971 en el Instituto Mexicano del Seguro Social, se observa que la cifra porcentual de 45 se mantiene y el costo directo por caso lleva un aumento constante que debe ser muy superior en estos últimos años, indicándonos que tan sólo en el ámbito del Seguro Social, en 1971, el país sufrió pérdidas de \$2,150 millones de pesos por concepto del costo directo e indirecto de los accidentes laborales de mano.

También es grave el aspecto de las incapacidades parciales permanentes, ya que la pérdida de una mano en un obrero, le cuesta a la institución, aproximadamente, un cuarto de millón de pesos.

En otras instituciones de seguridad social como el ISSSTE, el problema es menor, sin embargo, en el Centro Hospitalario "20 de Noviembre", el 8.33% de los enfermos hospitalizados por traumatismos, lo son por lesiones en las manos.

En Petroleos Mexicanos, el problema es casi similar al del IMSS, los Ferrocarriles Nacionales de México presentan un índice de 31% que se deriva indudablemente de los muchos años de funcionamiento organizado de sus Comités de Higiene y Seguridad (8), (Dr. Luis Gómez Correa).

La rehabilitación integral requiere de un equipo multidisciplinario y se orienta a adiestrar al individuo para regresar a su familia y su comunidad.

La Terapia Ocupacional tiene como objetivo la recuperación de la función, el mejoramiento de sus relaciones humanas, y la capacitación para realizar las actividades diarias y laborales, a veces aprendiendo a usar aparatos, prótesis o sistemas especiales.

Quien labora en el campo de la rehabilitación de los inválidos, llega a vivir lo que fué originalmente la medicina, es decir, una actividad esencialmente humana.

ASPECTOS PSICOLÓGICOS.

Cuando se observan los movimientos de los dedos, sus matíces, sus gestos y sus expresiones, donde hasta el lenguaje se dificulta, se vive una sensación de asombro, ya que las manos pueden acariciar con delicadeza, o bien manejar hábilmente una herramienta.

La investigación ha demostrado que la mano humana, debido a sus múltiples articulaciones (27 huesos pequeños forman su esqueleto; ver anexo 2), y una gran cantidad de cordones musculares pueden efectuar una infinidad de movimientos diferentes.

Por tanto, es comprensible que la pérdida de una mano, de un brazo o en algunos de los casos de ambas manos, no solamente es una pérdida física funcional, sino también un problema psíquico que no debe menospreciarse, ya que se pierde la integridad humana.

A menudo este cambio incisivo tiene como consecuencia una disminución en la estimación propia y una inseguridad en su contacto con el ambiente que lo rodea. No solamente se siente funcionalmente impedido, sino también mutilado en su ego personal.

No es de asombrar que una persona lisiada, cifre toda su esperanza en obtener el reemplazo de su mano perdida por otra equivalente, esperanza poco realista, en lo que se refiere a la "equivalencia", de la mano natural, ya que a la fecha, resulta imposible la recuperación o regeneración del miembro perdido, pero si es posible devolver la función dañada, mediante una prótesis, que implementada con los medios limitados de la ciencia moderna hace posible la rehabilitación del inválido, al medio que lo rodea.

No obstante, esta conciencia casi desalentadora, en cuanto a la limitación de las posibilidades técnicas y la imperfección de sus soluciones; ha sido y es posible la realización del desarrollo de una prótesis de miembro superior para colaborar a una rehabilitación integral de los lisiados de la mejor manera posible.

La invalidez se considera un proceso de larga evolución o irreversible, y siempre cursa con limitación de las actividades de la vida diaria, en diferentes grados de severidad. La invalidez no solo se refiere a la limitación física, sino también al desajuste psicológico provocado por la secuela, y se le califica

como un binomio, el cual, por un lado se tiene el aspecto biológico y por otro la limitación mental en el desempeño de las actividades del individuo.

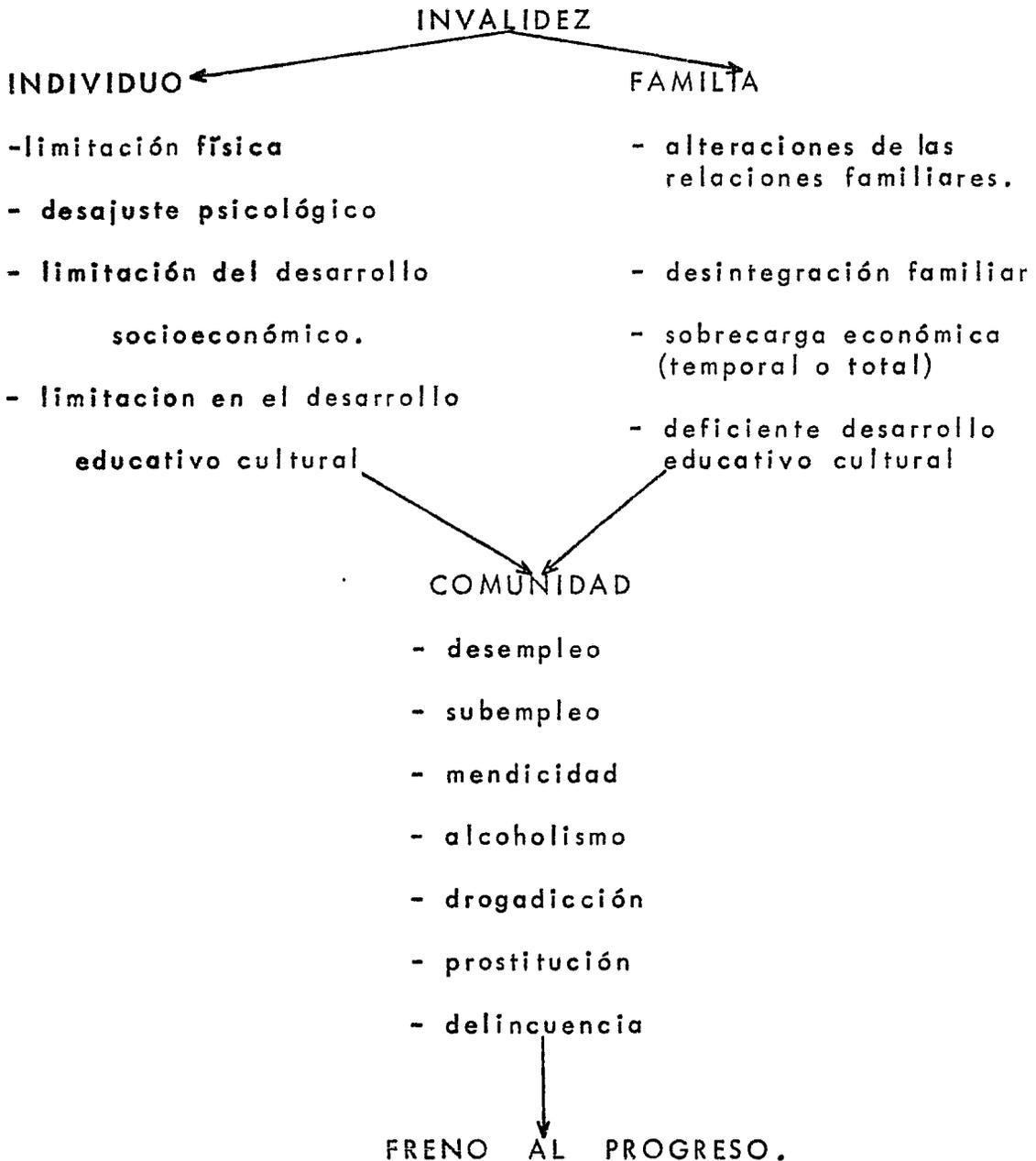
Por tanto, ya que la invalidez tiene dos componentes, donde una es la alteración patológica permanente (secuela), y como consecuencia de ésta, la limitación en el desempeño de las actividades de la vida diaria, es posible dirigir acciones preventivas para evitar así el alto índice de inválidos. Esto se puede hacer una realidad, mediante campañas dirigidas a la Seguridad Industrial del individuo.

La más importante es reducir la secuela o substituir las funciones dañadas, tratando de evitar al máximo la limitación de las actividades de la vida humana, y es aquí donde podría hablarse del concepto denominado "Prevención de Invalidez".

Si traducimos el concepto de invalidez de una persona al aspecto biopsicosocial vemos que cada inválido físico produce en promedio de 6 a 7 inválidos emocionales.

En el siguiente cuadro se muestra un esquema representativo de las limitaciones físicas, sociales y culturales

que causan una invalidez cualquiera que sea, denominada "Repercusiones de la Invalidez".



Tomando en cuenta todos estos aspectos, la pérdida económica anual por paciente es de \$ 4'000,000.00 (4).

ASPECTOS TECNOLOGICOS

Son innumerables las construcciones de prótesis que van desde las pasivas, que únicamente cumplen con el aspecto estético pero no funcional y las dinámicas (propia-mente los ganchos), que a diferencia de las pasivas de-sarrollan el aspecto funcional, pero no el estético; accio-nadas en un principio en forma mecánica, hasta llegar al presente con las prótesis de mano con accionamiento elec-tromecánico y mando mioeléctrico (Viennatone, entre otras).

El principio del mando mioeléctrico, a reserva de discutirlo en detalle en el capítulo II se puede resumir como sigue:

Un voltaje mioeléctrico del orden de $5 \mu V$, resulta de la tensión muscular entre los extremos de un músculo.

El máximo valor de dicho voltaje, se localiza en la placa nerviosa localizada en el centro del músculo, el cual se capta mediante electrodos aplicados a la super-ficie de la piel; por tanto, la señal mioeléctrica puede ser captada por diferentes tipos de electrodos cuya ma-nifestación eléctrica resulta de la activación neuromus-cular asociada con una contracción muscular. Esta téc-nica de captación es la llamada electromiografía, en

la cual la amplitud de descarga de una sola unidad motora varía de: 20 a 1,000 μ V y su duración es: 0.003 - 0.015 segs.

La despolarización de la membrana ocasionada por un movimiento de iones, genera un campo electromagnético en la vecindad de las fibras musculares. Un electrodo localizado en este campo registrará y/o detectará el potencial o voltaje con respecto a tierra, cuyo tiempo de excursión es conocido como potencial de acción.

Por razones técnicas (que se explican en capítulos posteriores), el electrodo registrador es típicamente bipolar y la señal es amplificada diferencialmente.

La amplitud de los potenciales de acción dependerá de:

- a) el diámetro de la fibra muscular,
- b) la distancia entre la fibra activa y el sitio de registro,
- c) la hipertrofia dada u ocasionada al músculo,
- d) las propiedades de filtración del electrodo y el sistema.

En el tejido muscular humano, la amplitud se

incrementa en $V = Ka^{1.7}$ donde 'a' es el radio de la fibra muscular y 'K' es una constante, la cual es inversamente proporcional a la distancia entre la fibra activa y el sitio registrador(9).

Las propiedades de la filtración de un electrodo bipolar son una función de la medida del contacto registrado, de la distancia entre los electrodos y las propiedades químicas de la interfase metaelectrolito. La duración de los potenciales de acción están inversamente relacionados a la velocidad de conducción de la fibra muscular, la cual oscila en un rango de 2 a 6 m/s.

El aspecto de frecuencia de los potenciales de acción serán afectados por el tejido que se encuentra entre la fibra muscular y el sitio registrador. La presencia de este tejido crea un efecto de filtro pasobaja cuyo ancho de banda decrece conforme se incrementa la distancia (9).

Aunque estas corrientes son sumamente pequeñas, amplificadas y filtradas adecuadamente, se pueden utilizar técnicamente para accionar un pequeño motor que, acoplado a un sistema mecánico, moverá los dedos de

la mano artificial, a través de una transmisión mecánica.

El problema principal desde el punto de vista técnico no es tanto la elevada amplificación necesaria de las corrientes musculares, sino la discriminación exacta entre las señales que servirán de acción y las corrientes perturbadoras del medio ambiente y las generadas por el propio cuerpo humano.

Hace siete años que la prótesis mioeléctrica salió del estado de experimentación para poder ser aplicada directa y prácticamente.

OBJETIVO:

El objetivo de esta tesis, es desarrollar una prótesis mioeléctrica de miembro superior, que sea práctica, funcional, de precio razonable, accesible a todos los niveles económicos y que tenga un aspecto estético satisfactorio, para poder hacer posible la rehabilitación, en pleno sentido de la palabra, de un gran número de imposibilitados.

En el diseño del sistema protésico, el objetivo es el de lograr que el sustituto artificial trabaje en la misma forma que el miembro perdido, es decir, permitir que el amputado pueda concentrarse en otras tareas, diferentes a la manipulación de su prótesis; debe operarla inconscientemente.

Para poder lograrlo es necesario que se efectúen correctamente una serie de medidas individuales, que dependen del tipo de accidente y amputación. El proceso inicia con la operación quirúrgica necesaria, pasando por una atención técnica cuidadosa, un entrenamiento muscular previo, la manufactura y adaptación del cono de enchufe, para poder terminar con un

adiestramiento protésico cuidadoso.

Esta tarea, un tanto compleja, la puede realizar un grupo interdisciplinario de trabajo, el cual está formado: por el médico, el terapeuta físico, el terapeuta ocupacional, el mecánico ortopédico, el psicólogo y, hoy en día el ingeniero.

Debido a todo lo anterior, y conociendo algunas dificultades que se tienen en los movimientos de cada uno de los sistemas ya nombrados, se desarrollaron varios modelos con el propósito de observar sus características de funcionamiento, para finalmente obtener un prototipo que sea lo más sencillo y versátil posible.

En otras palabras, se trata de realizar una prótesis que tenga más ventajas sobre las ya descritas; por lo que se plantean algunas alternativas de solución que lleven a la realización de una prótesis que sea lo más parecida a "la mano humana".

C A P I T U L O I I

LA ACTIVIDAD MIOELECTRICA Y EL SISTEMA NEUROMUSCULAR.

II.1 Introducción:

El primer descubrimiento sobre la relación que existe entre la contracción muscular y la electricidad fué hecho por Galvani en sus experimentos con ranas, en el siglo XVIII (10). Varias décadas más tarde, se encontró que el fenómeno eléctrico surgía de los músculos contráctiles.

En 1849, Dubois-Reymond registró cambios en los potenciales eléctricos de los músculos humanos. En el año de 1945, se sugirió que las señales mioeléctricas detectadas en los músculos del antebrazo se podían usar para el control de prótesis; acto seguido, se hicieron experimentos clínicos y años más tarde (1960), en Rusia, se colocaron a amputados manos eléctricas controladas mioeléctricamente.

Estas manos contaban sóloamente con una función fisiológica (anatómica) activa que era la aprehensión.

En este capítulo se tratan los conceptos fisiológicos y matemáticos relacionados con la señal mioeléctrica.

Estas señales son la manifestación eléctrica del proceso de excitación que precede a la contracción química y mecánica de los músculos contráctiles.

II.2 Naturaleza de los impulsos nerviosos y el Sistema Nervioso Central.

Los psicofisiólogos estudian el cerebro de manera que puedan comprender mejor la conducta de los animales, incluyendo al hombre.

El tipo de célula que realiza las funciones principales del cerebro es la neurona, siendo su función más importante la de conducir "mensajes" en la forma de impulsos nerviosos.

El cerebro está constantemente activo tanto si el individuo está dormido, como si está despierto.

El nivel de actividad en el cerebro varía de tiempo en tiempo; pero desde el momento en que el cerebro se forma, hasta que uno muere, las neuronas están enviando y recibiendo impulsos nerviosos; en suma, en constante y permanente actividad.

Una de las características importantes del impulso nervioso es la de viajar a través de la neurona a una velocidad rápida pero limitada; los impulsos más lentos viajan aproximadamente a un metro por segundo.

La velocidad de los impulsos más veloces es,

unas cien veces superior a las de los impulsos más lentos, o sea cerca de 100 metros por segundo.

La velocidad de un impulso nervioso en una neurona determinada, está relacionada con el diámetro (grosor) del axón de la neurona por el que viaja. A mayor grosor del axón, mayor velocidad del impulso (11).

Una estructura importante dentro del cerebro es el cerebelo, el cual está parcialmente encogido bajo la corteza, en la parte posterior de la cabeza, en contacto con la superficie inferior de los hemisferios cerebrales.

El término que mejor describe las funciones del cerebelo es el de coordinación; dentro de ellas la más importante es la de suavizar y modular los movimientos musculares del cuerpo.

Los impulsos nerviosos que producen movimientos musculares no se originan en el cerebelo, por consiguiente: una lesión en el cerebelo no causa parálisis (incapacidad de moverse), sino que afecta la coordinación de los movimientos corporales (11).

II.3 Fisiología del Músculo.

La función específica de un músculo, es contraerse. Los músculos esqueléticos están vinculados con los huesos por medio de tendones y actúan determinando desplazamientos de estos huesos. Los músculos cardíaco y liso visceral forman parte de las paredes de las vísceras huecas y actúan ejerciendo presiones sobre los contenidos líquidos de éstas.

La contracción del músculo esquelético está íntegra y directamente controlada por las actividades refleja y voluntaria del sistema nervioso central. Las contracciones de los músculos liso y cardíaco, si bien reguladas por la actividad nerviosa, son intrínsecamente automáticas y rítmicas; éstos músculos, particularmente el corazón, se contraen a intervalos regulares, incluso cuando han sido desnervados.

La automaticidad de los músculos cardíaco y liso tiene una correlación estrecha con sus funciones de regulación del medio interno corporal, de bombeo de la sangre y de producción de movimientos en el tracto digestivo.

La contracción muscular constituye el ejemplo más

imponente de lo que es la "máquina viviente".

El músculo esquelético es el elemento mediante el cual un organismo reacciona frente al medio ambiente externo. Toda la infinita gama de manifestaciones externas de la actividad cerebral puede expresarse, en última instancia como un solo fenómeno: el "movimiento muscular"

Sherrington, también destacó la relación que une el cerebro con el músculo, señalando que ciertas zonas cerebrales dirigen directa o indirectamente la actividad muscular. El comportamiento del músculo liso y la eficiente y coordinada movilidad del cuerpo son los signos evidentes de la compleja y extensa actividad que se desarrolla en el sistema nervioso.

La movilidad corporal implica la ejecución de más o menos tres distintos tipos de actividad:

- 1) La actividad del sistema nervioso central, tanto refleja como voluntaria.
- 2) La serie de fenómenos que intervienen desde el envío del impulso al nervio motor hasta el comienzo de la contracción.
- 3) La contracción misma (12).

II.3.1 Fenómenos que conducen a la contracción.

Un cierto número de fenómenos distintos se suceden entre la iniciación sináptica de un impulso en una motoneurona espinal y la contracción de la fibra muscular que ella inerva :

- 1) el impulso es conducido a lo largo del axón de la motoneurona, hasta su terminación en la placa neuromuscular,
- 2) el impulso causa la liberación de una sustancia química transmisora en los terminales axónicos llamada acetilcolina, cuya función consiste en transferir impulsos de las terminales de un nervio motor relativamente pequeñas, a una fibra muscular grande, originando que éste músculo se contraiga;
- 3) por inducción de despolarización en la membrana de la fibra muscular, la acetilcolina, genera un impulso en ella, y
- 4) la despolarización de la membrana de la fibra muscular, por el impulso conducido va enseguida de una breve contracción fásica de la fibra muscular "contracción simple".

El término transmisión neuromuscular se refiere a los fenómenos que se suceden entre el arribo del impulso nervioso a la porción terminal del nervio y el comienzo de un impulso en el músculo; los procesos que se desarrollan entre la aparición del impulso, en la fibra muscular y la contracción, se designan como acoplamiento excitocontractor, para distinguirlos de los procesos de la contracción misma.

Un axón motor inerva de tres a ciento cincuenta fibras musculares (el número depende de la función del músculo). La motoneurona y las fibras musculares que inerva constituyen en conjunto una unidad motora. La respuesta contráctil a un impulso en una motoneurona, es una breve contracción fásica en las fibras que ella inerva; de esta manera, la unidad más pequeña de actividad muscular que ocurre normalmente es la contracción de sólo una unidad motora. La típica respuesta simple de una unidad motora contrasta netamente con la sostenida y suave contracción del músculo durante los movimientos normales. Esta observación nos conduce a otro problema: ¿de qué manera se gradua suavemente la amplitud de la contracción de un músculo? (12).

11.3.2 Cambios que acompañan la respuesta muscular.

Cuando se estimula un músculo indirectamente (por ejemplo: mediante un estímulo máximo de su nervio motor), se hace presente un cierto número de transformaciones casi instantáneas. El músculo se acorta o intenta acortarse; simultáneamente, o casi simultáneamente, se desarrollan cambios eléctricos estructurales, químicos y térmicos. Fenn ha denominado estallido (explosión), a esta transformación.

Los cambios que aparecen tan bruscamente son reversibles y los estallidos pueden, así mismo, repetirse después de intervalos muy breves, lo cual produce ciclos de contracción y de relajación. Los cambios químicos y térmicos implicados en el proceso contráctil y el problema general de la transformación de la energía se consideran con más amplitud en los textos de bioquímica.

II. 3.2.1. Cambios Mecánicos

La contracción puede dar lugar al acortamiento o al desarrollo de tensión. La capacidad para ejercer tensión entre los puntos de inserción es la propiedad fundamental del músculo. Esta tensión es utilizada mecánicamente en varias formas. La contracción de los músculos puede acortarlos y producir movimiento.

Puesto que el peso es trasladado a través del espacio durante un movimiento cualquiera, como es: el caminar, correr o levantar algo, durante este período, el músculo está realizando un trabajo.

Este tipo de contracción (acortamiento bajo carga constante) se llama isotónico (igual tensión), desde que Fick introdujo el término en el siglo pasado. Este autor llamaba isométrica (igual longitud), a la contracción en la que el músculo íntegro no se acortaba. Dichas contracciones producen tensión más bien que acortamiento y trabajo. La tensión o fuerza desarrollada en los músculos, que se contraen pero no se acortan es utilizada para oponerse a otras fuerzas (tales como la gravedad), en sostener un objeto y en la postura. En este tipo de contracción

no se aprecia trabajo externo; la tensión desarrollada se emplea habitualmente para prevenir el movimiento. Si la fuerza opuesta (o la carga) es mayor que los valores máximos de tensión de contracción isométrica, el músculo es estirado al mismo tiempo que se contrae activamente.

Dicho alargamiento puede apreciarse, por ejemplo, cuando los músculos extensores del miembro inferior reprimen la velocidad de la pierna a medida que ésta se aproxima al límite anterior de su balanceo, en el caminar o el correr. De esta manera, el trabajo muscular en un músculo se genera en la capacidad de sus antagonistas en estirarlo. El músculo extensor no puede utilizar esta energía que se degrada entonces como calor.

Después de reprimir la velocidad de proyección, de la pierna, el músculo estirado queda en condiciones de acortarse, proyectando el miembro acelerado en la dirección opuesta.

Tenemos así un ejemplo de alargamiento y acortamiento en la contracción muscular.

Este tipo de contracción es de observación normal en músculos que operan en pares antagónicos. Se hace

notar que en estos tres tipos de la actividad muscular (contracción isotónica, isométrica y también en el estiramiento), los músculos pueden producir trabajo externo positivo, no producir trabajo o hacer trabajo negativo.

Estas consideraciones se resumen en la clasificación propuesta por Fenn, de la siguiente manera:

Tipos de contracción muscular (12).

Tipo de contracción	Función	Fuerza del músculo antagonista.	Trabajo externo del músculo.	Cantidad de energía abastecida.
Acortamiento (isotónica)	Aceleración	Menor	Positivo	Aumentada
Isométrica (largo cte).	Fijación	Igual	Ninguno	
Alargamiento	Desaceleración	Mayor	Negativo	Disminuida

II. 3.2.2 Relación entre longitud, tensión y acortamiento.

Los músculos esquelético, cardíaco y liso, son extensibles elásticamente. Normalmente, el músculo esquelético no estimulado o en reposo se halla bajo débil tensión, ya que al cortar sus tendones puede acortarse un poco (20% o más).

La longitud de un músculo no fijado, en estado de relajación y en el cual la tensión de reposo es cero, se llama longitud de equilibrio. La longitud muscular en la cual se desarrolla la máxima tensión de contracción, es la longitud de reposo. Se ha considerado esta longitud como cercana a la extensión máxima que es posible alcanzar en condiciones normales del cuerpo, si bien Ralston y Cols. piensan que en el hombre, la longitud de reposo es menor que ésta.

Cuando se estira un músculo esquelético que no ha sido estimulado eléctricamente, la tensión elástica pasiva crece como una función exponencial de la longitud, alcanzando valores de más de 200 por ciento de la longitud de equilibrio (fig. 1).

La longitud de reposo es, en esta figura, de alrededor de 125; la longitud 100 representa la longitud de equilibrio.

En general, la interrelación tensión longitud también es válida para el músculo cardíaco. Los estiramientos que alcanzan hasta 150 por ciento de la longitud de equilibrio son perfectamente reversibles; el músculo retorna a su situación de equilibrio cuando se lo suelta.

La ruptura de los músculos esqueléticos se produce en los estiramientos que se prolongan hasta aproximadamente tres veces la longitud de equilibrio.

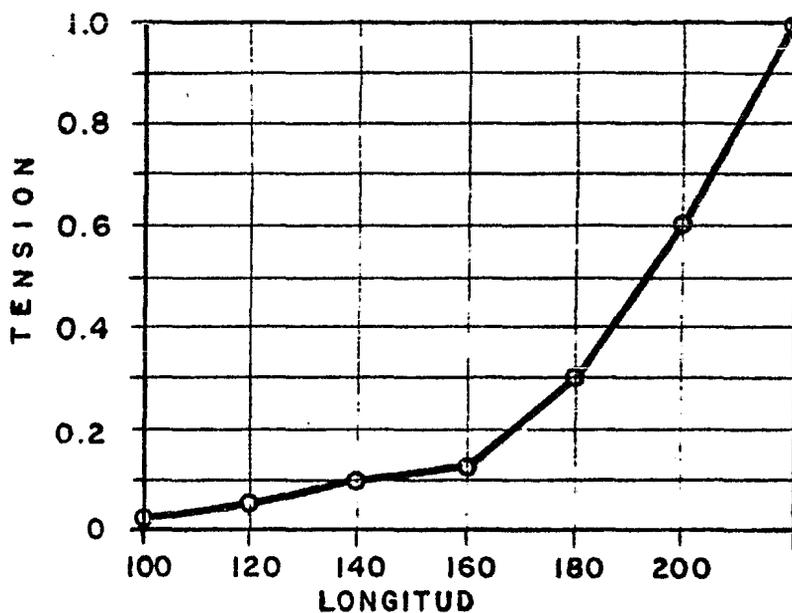


Fig. 1.

La tensión de contracción crece más o menos linealmente con el aumento en la longitud inicial, hasta que se alcanza un máximo. Si la longitud inicial es mayor que este máximo, se desarrolla menos tensión de contracción.

La cantidad total de tensión que un músculo puede desarrollar en condiciones óptimas es función del número total de fibras. Esta tensión, expresada en kilogramos por centímetro cuadrado de sección transversal fisiológica, representa la fuerza muscular absoluta. Es de aproximadamente 5 kg/cm^2 , en el hombre. Para poder hacer un trabajo externo, el músculo debe acortarse, de ésta manera el trabajo realizable depende sobre todo del largo de las fibras y también de su sección transversal. En el hombre esta longitud varía desde 5mm., en los cortos haces del multifido; hasta más de 400 mm., para el músculo sartorio.

Cuando una fibra muscular no sometida a carga alguna es aislada y estimulada, normalmente no se acorta más allá del 50% de su longitud de reposo.

Las limitaciones anatómicas de las articulaciones y la resistencia opuesta por los músculos antagonistas

impiden los acortamientos excesivos de la musculatura corporal.

Los músculos del cuerpo humano de fibras paralelas pueden acortarse durante la contracción, hasta alrededor del 60% de sus longitudes de extensión máxima.

Los músculos intercostales externos pueden ejercer fuerzas considerables, puesto que la sección fisiológica transversal correspondiente es aproximadamente igual a las secciones transversales combinadas del glúteo mayor y mediano.

El trabajo total realizable es; sin embargo menor a causa de que el acortamiento de los intercostales externos es más limitada.

Tanto el ritmo como la intensidad del acortamiento durante la contracción muscular dependen particularmente de la carga a que ha sido expuesto el músculo. Con cargas elevadas, el músculo se acorta menos y más lentamente. Se sabe que los objetos livianos se levantan con menos esfuerzo y más rapidez que los pesados. Las relaciones entre la velocidad de acortamiento y la carga en los músculos pectorales humanos, pueden apreciarse en la curva de velocidad-carga de la figura 2.

La velocidad es máxima con carga 0; con cargas que el músculo no pueda levantar, la velocidad se torna cero y se desarrolla tensión máxima isométrica.

En el cuerpo, la velocidad del músculo resulta limitada también por causa de la inercia mecánica de las partes movibles. Puesto que la cantidad absoluta de acortamiento depende de la longitud del músculo, la velocidad intrínseca del músculo está dada por el cociente, entre su velocidad máxima y su longitud (12).

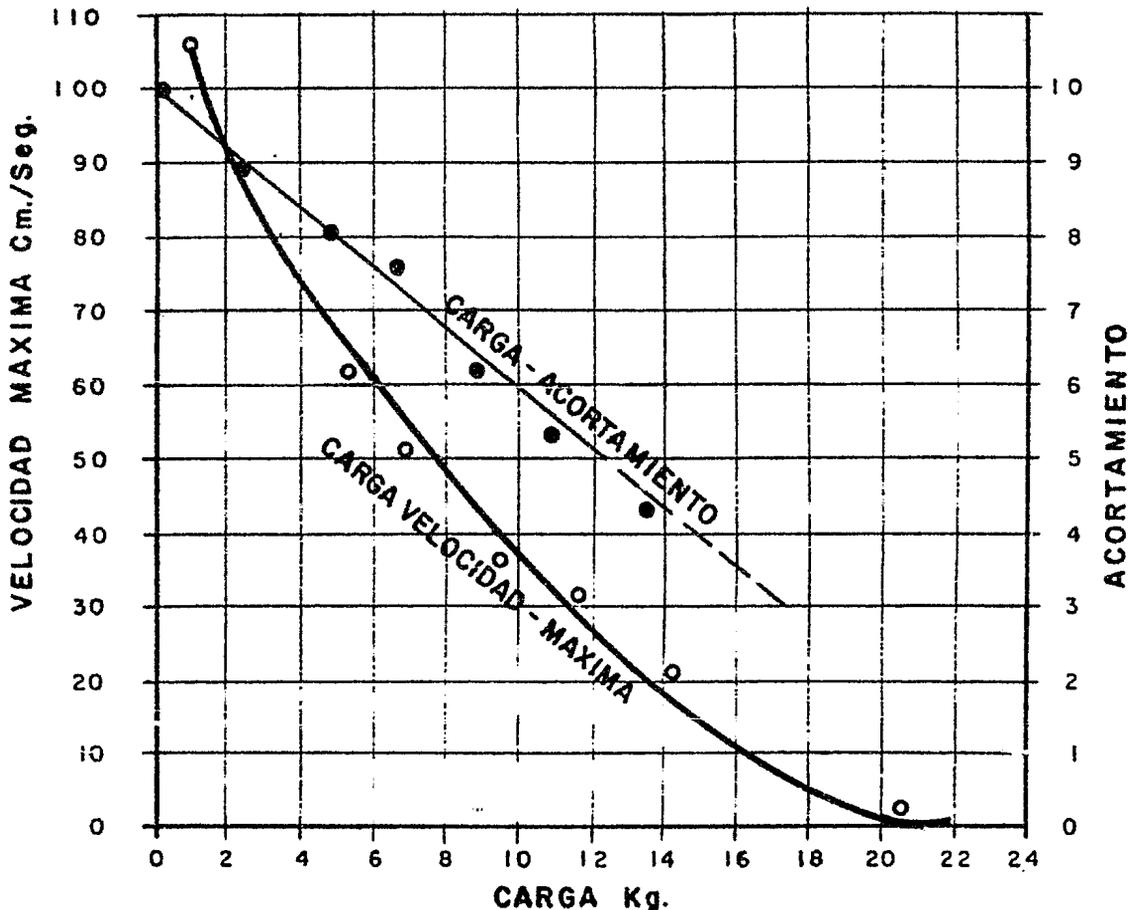


Fig. 2.

II. 3. 2. 3 Sinápsis y Potencial de Acción.

Las membranas presinápticas y postsinápticas son separadas por un intersticio extracelular que contiene una membrana básica. La superficie muscular está envuelta dentro de un arreglo uniforme de sostén, el cual recorre a la rama terminal del nervio en ángulo recto.

Por ejemplo, podemos considerar que la transmisión eléctrica toma lugar a través de una unión neuromuscular típica, en una de las más grandes fibras musculares de rana (150μ de diámetro).

Para un breve pulso de corriente, igual que el producido por un impulso nervioso, la fibra muscular presenta una carga (impedancia de entrada) de 50,000 ohms. por lo menos.

Para excitar a la fibra su potencial de membrana en reposo debe ser reducido de -90 a -50 mV, el cual requiere un pulso de corriente de aproximadamente 10^{-6} amperes (veremos después que el efecto de la transmisión química es para producir una corriente aproximada de 2 a 3×10^{-6} amperes, en muchas placas terminales, las cuales dan al

proceso un adecuado factor de seguridad) (14).

La unión de dos membranas, de las cuales, la segunda es sensitiva a cambios de señal en la primera, es conocida como sinápsis. El espacio entre dos membranas es aproximadamente de 200 \AA (20nm), pero puede ser mayor en algunas uniones.

La sinápsis actúa esencialmente como una válvula de paso, ya que la excitación es propagada en una dirección y nunca en sentido contrario (nervio y fibras musculares pueden despolarizarse en cualquier dirección a lo largo de su eje longitudinal, pero cuando el impulso alcanza la sinápsis, éste puede ir en solamente una dirección. Este es un factor importante en nervio normal y control muscular).

Las fibras nerviosas individuales difieren considerablemente en sus diámetros; un axón muy pequeño puede ser de $0.5 \mu\text{m}$ de diámetro y uno grande puede ser aproximadamente de $20 \mu\text{m}$.

Considérese el sistema neuromuscular formado por los siguientes elementos: el cerebro, la médula espinal, las motoneuronas α (cuya función principal es la propiocepción)(10), y el músculo, como se puede observar en la figura No. 3.

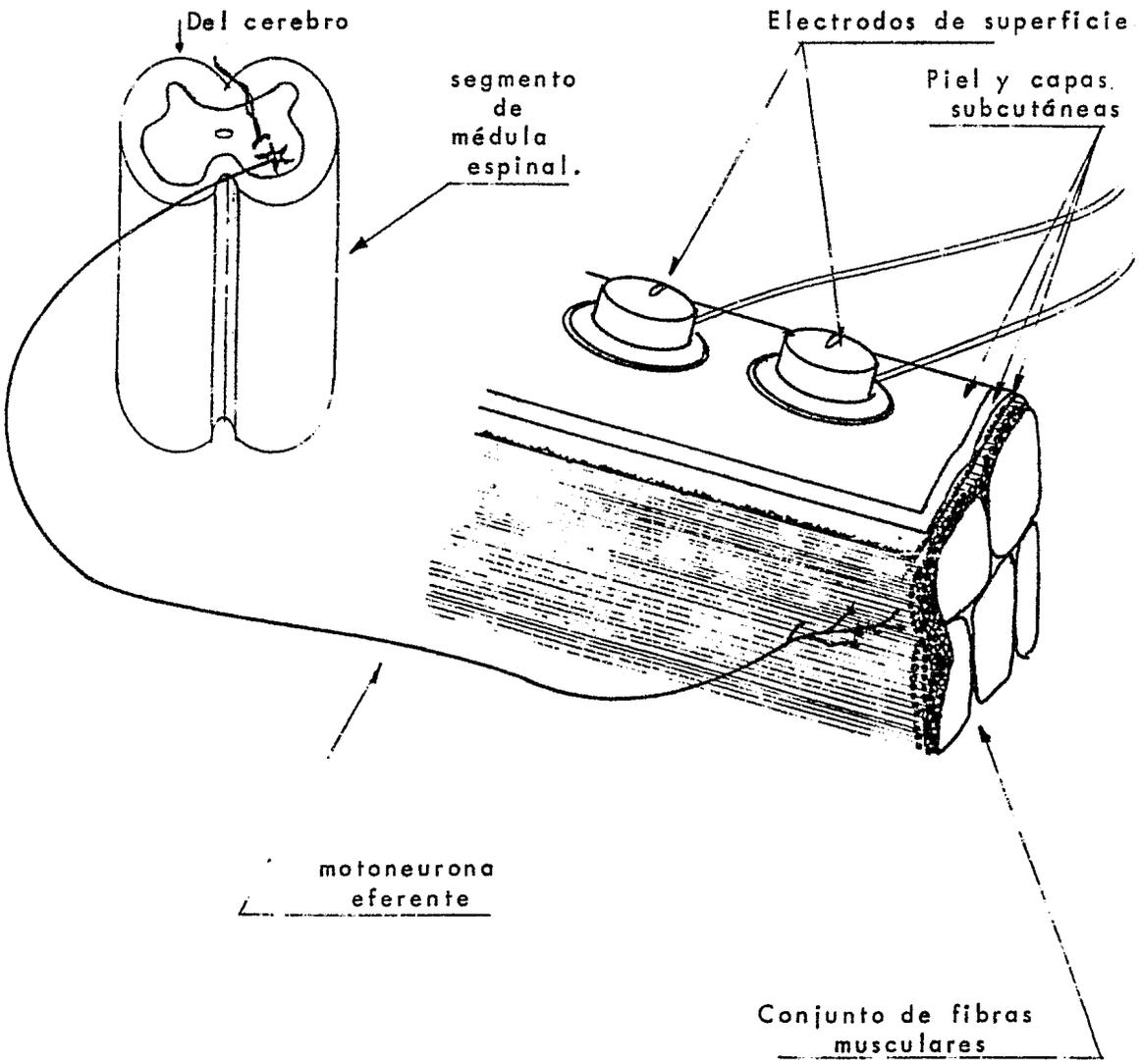
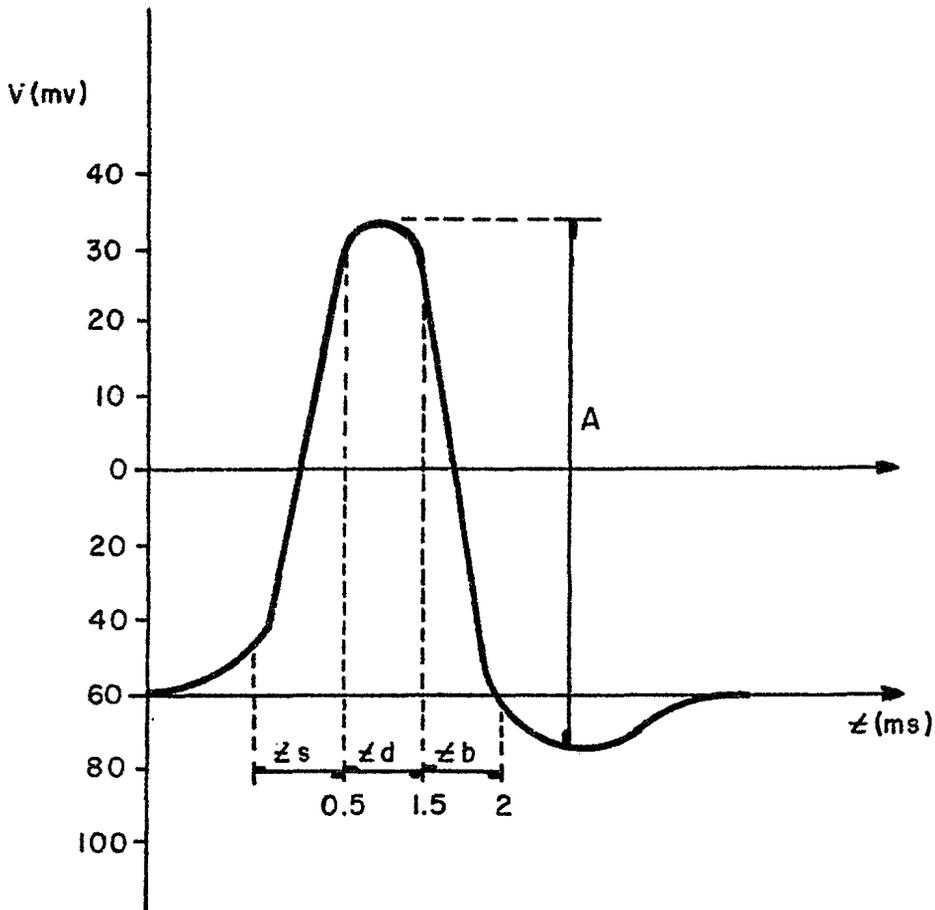


Diagrama de una Unidad Motora.

Fig. No. 3.

La figura muestra que los impulsos eléctricos iniciados en el cerebro viajan a través de la médula espinal a una célula nerviosa determinada. Si la carga eléctrica total de todas las fuentes excede un umbral eléctrico, propio de cada célula, ésta produce un cambio electroquímico y responde con un impulso llamado potencial de acción, cuyas características de interés y diagrama esquemático (figura 4), se presentan a continuación:

- 1.- El voltaje o amplitud (a), cuyo valor varia de 100 a 130 mV, siéndo 120 mV la amplitud típica.
- 2.- El tiempo de subida (t_s), que es el tiempo transcurrido desde el potencial de reposo al voltaje máximo alcanzado; varía entre .4 a .7 ms, el tiempo típico es de .5 ms.
- 3.- El tiempo de bajada (t_b), que es el intervalo de tiempo que ocurre desde el voltaje máximo al voltaje mínimo; su valor varía de .4ms a .7ms, siendo .5 ms el valor típico.
- 4.- La duración o anchura del pulso (t_d), es decir, el tiempo que dura el pulso, varía de .5 a 2ms., siendo su valor típico 1 ms.



Potencial de Acción

Figura No. 4.

El potencial de acción desciende a través de los axones que se ramifican para inervar las fibras individuales de la unidad motora, siendo éstos (los axones), verdaderos medios de transmisión que dependen del potencial de acción, para mantener la propagación de la información de la motoneurona al músculo.

Los impulsos son unidireccionales y viajan del cuerpo celular al músculo. Cuando el potencial de acción llega a la unión del nervio y fibra muscular, la cual es llamada unión mioneural o sinápsis de placa terminal, activa ésta (la sinapsis), la cual produce por medio de un transmisor químico una onda de despolarización en la membrana externa de la fibra muscular, conocida como membrana sarcolema (figura 5).

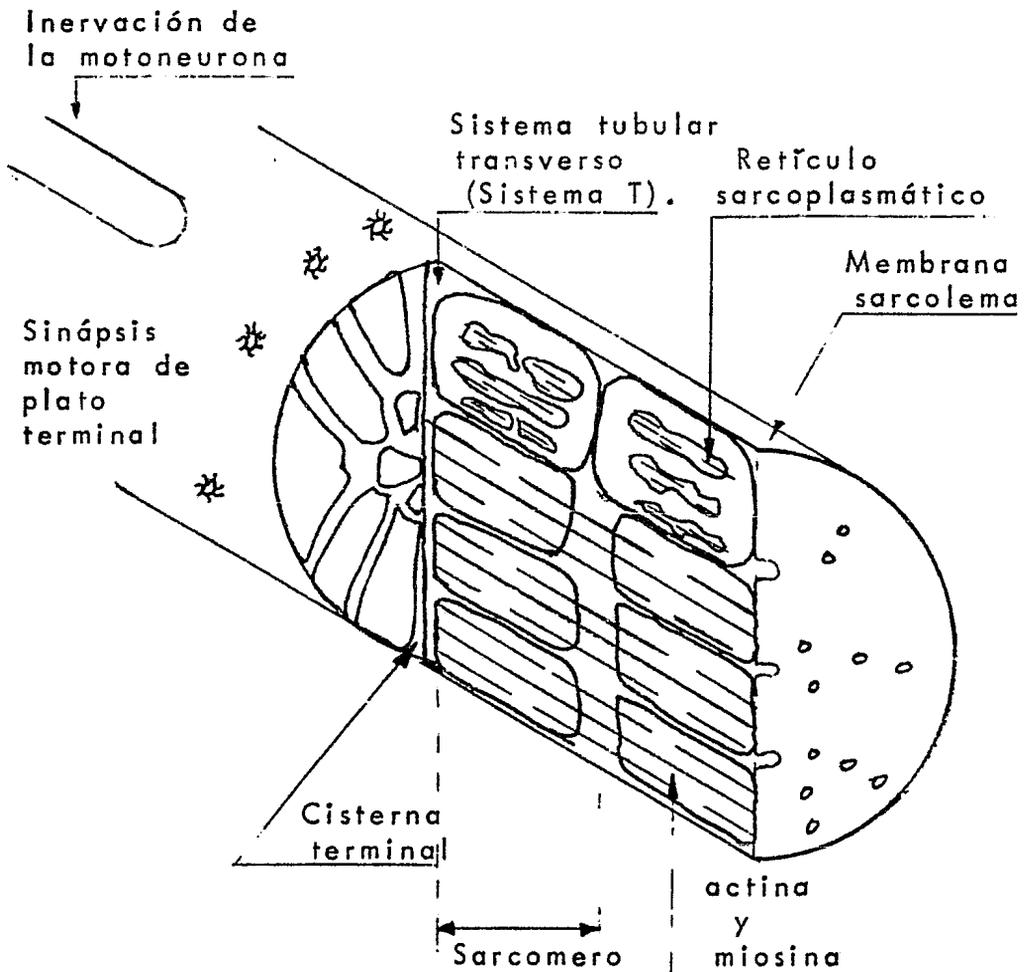


Figura No. 5

La membrana sarcolema está envuelta por una estructura llamada sistema tubular transverso. El sistema tubular transverso es una continuación de la membrana sarcolema que dentro de la fibra muscular se une al retículo sarcoplasmático, que forman un sistema de canales mas o menos paralelos a lo largo de la fibra muscular.

La fibra muscular está dividida en una serie de elementos contráctiles llamados sarcómeros, los cuales se encuentran entre estructuras del sistema tubular transverso.

El retículo sarcoplasmático continua a través del sarcómero donde es adyacente con el sistema tubular transverso, y es aquí donde se forman sacos o vesículas llamadas cisternas terminales.

El interior del sarcómero consiste de arreglos hexagonales de filamentos delgados de actina y arreglos hexagonales similares de filamentos de miosina; una interacción bioquímica compleja entre los filamentos de actina y miosina es la generadora de la contracción de la fibra muscular.

La onda de despolarización viaja a través de la

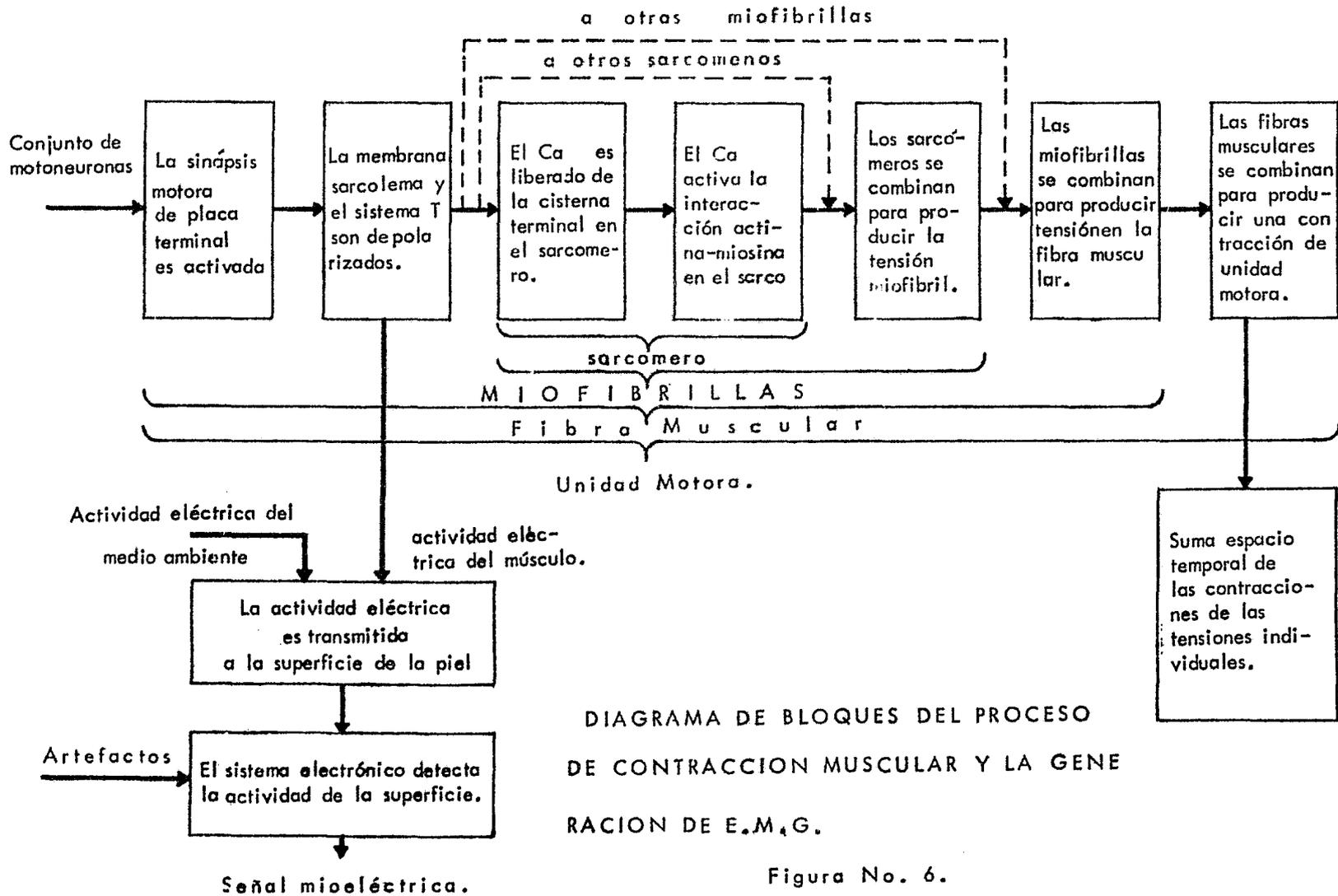
membrana sarcolema y continúa en el interior de la fibra muscular via el sistema tubular transverso.

Aquí se produce la liberación de iones de calcio de la cisterna terminal, los cuales a su vez activan y controlan la integración de los filamentos de actina y miosina.

Resumiendo, se dice que, la sinápsis de placa terminal, la membrana sarcolema, el sistema tubular transverso, y el retículo sarcoplasmático son eslabones en la cadena de la comunicación, la cual permite a los impulsos nerviosos eferentes activar la generación de la contracción de una unidad motora; es una relación "activa o inactiva" (conocida fisiológicamente como el "todo o nada"), la cual una vez activada procede a la generación de una contracción.

Además se presenta también la actividad eléctrica conocida como "potencial de acción" de la unidad motora que es un efecto más de la larga y compleja cadena de eventos químicos, eléctricos y mecánicos que constituyen la contracción muscular. Para poder dar por terminado el proceso de contracción muscular y la generación de señales electromiográficas,

a continuación (figura 6), se presenta un diagrama de bloques ilustrando dicho proceso



II.4 ACTIVIDAD MIOELECTRICA

Una característica muy importante de la contracción muscular es que la respuesta del músculo es el resultado de una suma en el espacio y en el tiempo de un gran número de eventos químicos y mecánicos individuales. La tensión generada por las interacciones de la actina-miosina se combinan al nivel del sarcómero; las tensiones del sarcómero se suman a nivel de las miofibrillas y las tensiones de las miofibrillas, se suman a nivel de la fibra muscular; las tensiones de la fibra muscular se suman a nivel de la unidad motora, donde finalmente las tensiones de la unidad motora se suman en el tendón del músculo.

Además, el control de la tensión generada por el músculo es lograda sumando las tensiones en el tiempo (aumentando la relación de disparo de las unidades motoras individuales), y en el espacio (agrupando las unidades motoras dispersas en el músculo).

La actividad mioeléctrica es el proceso anteriormente descrito. El método básico para la detección de la actividad mioeléctrica es colocar sensores (ver Capítulo III), en el campo eléctrico generado por las unidades

motoras activas. Este potencial de campo eléctrico es en general una conjunción de señales que resulta de la superposición de los potenciales de acción de las unidades motoras que se encuentran activas.

La actividad mioeléctrica debido a que provée una información inequívoca de la actividad muscular, se utiliza para detectar y proveer una información diagnosticable para uso clínico, por ejemplo: usada en entrenamientos de realimentación, en estudios experimentales, detección de señales electromiográficas, etc., ya que muestra información (de tiempo y amplitud), cuando el músculo está activo durante una tarea particular y cuando no lo está.

Uno de los usos de la actividad mioeléctrica es precisamente utilizarla como señal de control; por ejemplo, existe la prótesis mioeléctrica de dos funciones, que es controlada por dos señales mioeléctricas aisladas que manejan un motor bidireccional (apertura y cierre de la mano); sin embargo, es difícil para el amputado operar funciones adicionales aislando más señales mioeléctricas.

Las señales en muchos casos interfieren, es decir, los movimientos protésicos no pueden ser ejecutados independientemente.

Una forma de reducir este problema es que la diferencia entre dos señales, determine la elección de la función y la suma controle la velocidad. Se ha demostrado también que es posible controlar voluntariamente unidades motoras simplemente en un músculo.

Las personas normales, después de un entrenamiento con realimentación visual y/o auditiva, pueden controlar hasta tres y, en algunos casos, más unidades motoras independientemente. El inconveniente de éste método es que se necesita entrenamiento intensivo y mucha voluntad por parte del paciente.

En el caso de los amputados por arriba del codo, el movimiento del codo puede ser controlado por señales mioeléctricas del bíceps y tríceps, y la aprehensión por un cable. Este sistema tiene la ventaja de un control natural del codo y ofrece realimentación debida al cable.

Los amputados por abajo del codo, con muñón largo, en la mayoría de los casos tienen rotación del antebrazo. El movimiento del muñón, puede ser utilizado para el control de la supinación y pronación.

En la actualidad, las funciones de una prótesis

avanzada puede ser operada también de acuerdo a una secuencia predeterminada, de esta manera el número de sitios de control se reduce. Con un sitio de control, se pueden controlar varios movimientos protésicos.

Dicho sistema tiene muchas desventajas; el operador puede activar movimientos indeseables antes de obtener el control sobre el deseado. Además, no existe alguna información acerca del movimiento que será activado cuando el operador inicia un comando.

Las soluciones que se han dado sobre el problema de control no han sido del todo exitosas hasta el momento. El control de varios grados de libertad, con el número correspondiente de señales mioeléctricas aisladas es difícil y se requiere que el amputado esté bien entrenado y bastante concentrado en su tarea.

Los músculos usados para los propósitos de control no son operados independientemente, de hecho la forma natural de activación de un movimiento, es un patrón complejo.

Se ha demostrado que una persona normal deja la organización de los movimientos de sus miembros a su subconciencia; por lo tanto, los objetivos en el diseño de

un sistema protésico, son los de lograr que el substituto artificial trabaje en la misma forma que el miembro perdido, es decir, permitir que el amputado pueda concentrarse en otras tareas, diferentes a la manipulación de su prótesis, operándola subconscientemente.

En teoría, el mejor desempeño de un sistema de control será obtenido, cuando los músculos que quedan son usados en la misma forma en la que ellos funcionaban antes de la amputación.

En otras palabras, cuando el amputado perciba el control del brazo artificial, en una forma similar al control del miembro que ha perdido.

Si las vías neurales de los músculos están intactas, el amputado puede producir un flujo de señales neurales, en la misma forma como en el caso normal, usando la imagen del miembro perdido. La imagen "la mano fantasma", está presente en la mayoría de los pacientes amputados traumáticamente.

Por razones fisiológicas, es obvio que cuando un paciente ejecuta un movimiento, éste no contrae un sólo músculo, sino un conjunto de músculos a varios niveles.

Si el amputado está usando el miembro fantasma, él

es capaz de reproducir contracciones complejas de varios músculos.

Con el fin de identificar la información de las señales mioeléctricas, se ha sugerido el uso de los métodos de reconocimiento de patrones (ver Capítulo III).

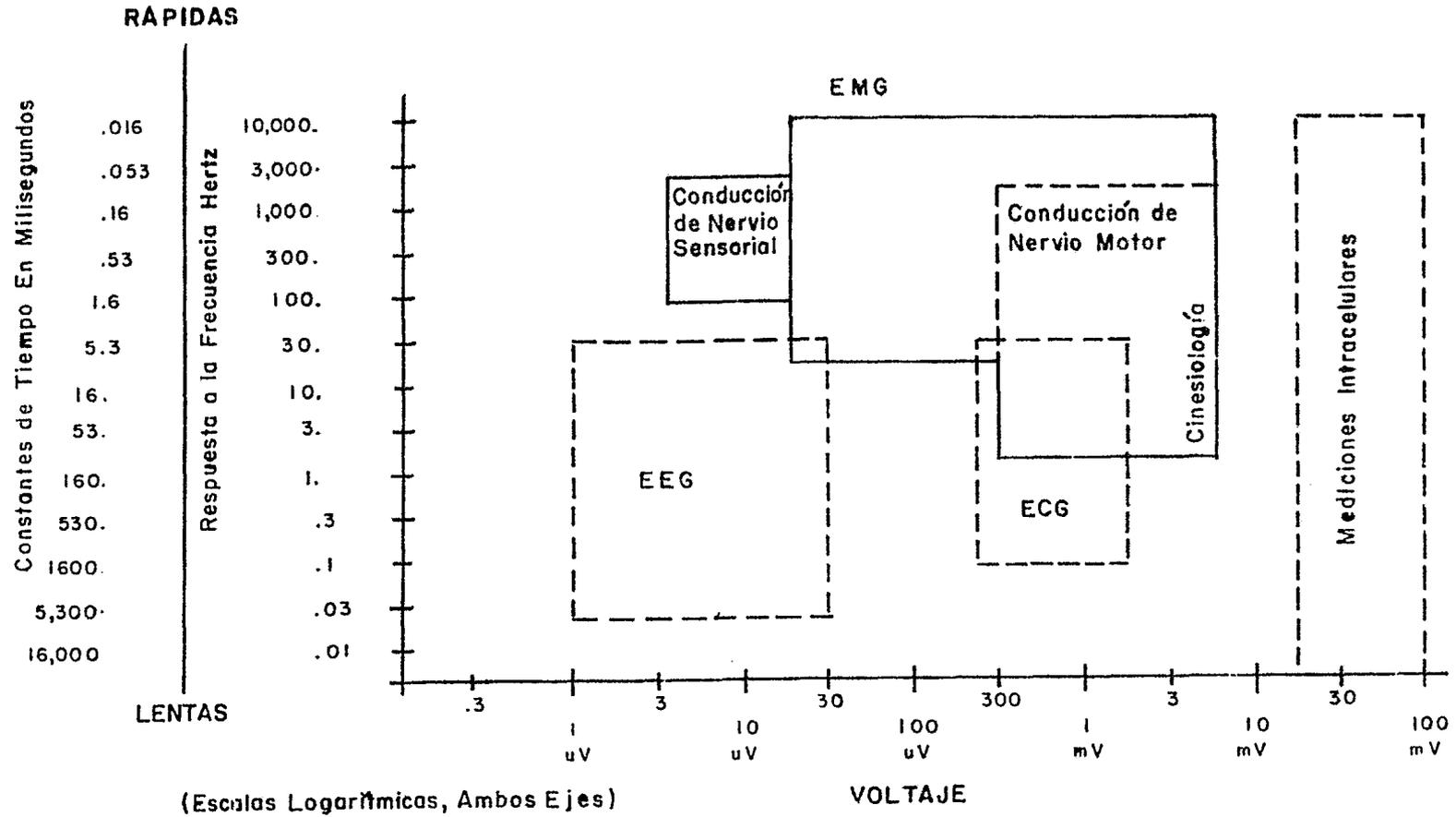
La teoría de tales métodos es constantemente usada en varios centros de investigación.

En la figura No. 7, se muestran los rangos en que varían las mediciones mioeléctricas, denominado:

"Márgen de Mediciones Bioeléctricas".

Figura No. 7

MARGEN DE MEDICIONES BIOELECTRICAS.



II.5 MODELO MATEMATICO DE LA ELECTROMIOGRAFIA (EMG) DE SUPERFICIE (9).

Como hemos visto, los músculos son controlados por un conjunto de motoneuronas α . Si un conjunto "M" de motoneuronas α controlan un músculo específico, entonces ese músculo tiene M unidades motoras.

Las fibras musculares de la unidad motora j-ésima son inervadas por la motoneurona j-ésima, donde $j = 1, 2, \dots, M$. Si hay "n" fibras en la unidad motora j-ésima, el número total de fibras "N" en el músculo será $N = \sum_{j=1}^M n_j$

Si cada potencial de acción o espiga es representado por una función $\delta(t)$, entonces un tren de espigas $S_j(t)$, en el axón j-ésimo puede ser escrito como:

$S_j(t) = \sum_{k=0}^{\infty} \delta(t - t_{jk})$ donde t_{jk} es el tiempo del potencial k-ésimo en el axón j-ésimo.

Debido a que las fibras que pertenecen a una unidad motora están distribuidas en el músculo, la espiga llegará a las fibras con una diferencia de tiempo

Para la fibra i -ésima, y la unidad motora j -ésima, el tren de potenciales en la terminal del axón i -ésimo será: $S_{ji} = \sum_{k=0}^{\infty} \delta(x - x_{jk} - d_{ji})$ y el tren de potenciales visto desde la unidad motora j -ésima será: $e_j(x) = \sum_{i=1}^{N_j} h_{ji}(x) * S_{ji} = \sum_{i=1}^{N_j} h_{ji}(x) * \sum_{k=0}^{\infty} \delta(x - t_{jk} - d_{ji})$ donde $h_{ji}(t)$ es el potencial de acción para la fibra muscular i -ésima de la unidad motora j -ésima.

Como se ha dicho, la amplitud y la forma de la EMG dependen de la geometría fibra-electrodo. Los tiempos de retardo para los diferentes músculos dan como resultado un efecto de dispersión, de tal manera que la suma de los potenciales de acción para una unidad motora es más lisa y ancha, que para una fibra individual.

Por lo tanto la EMG de superficie observada para el músculo es la suma de los trenes de potenciales de acción individuales, ésto es: $e(x) = \sum_{j=1}^M e_j(x)$

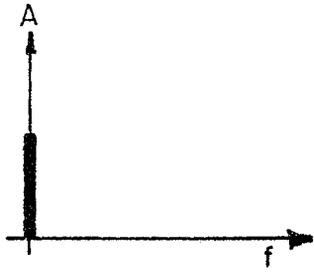
En nuestro caso la EMG de superficie la modelamos como una señal modulada con ruido, es decir: $e(t) = c(t) n(t)$; $c(t) \geq 0$ donde $c(t)$ es la señal que está siendo modulada (el nivel de contracción muscular) y que se va a recobrar, $n(t)$ es la portadora de ruido aleatorio (el tren de potenciales de acción).

Si se supone, que la información que existe en el músculo es una señal de corriente directa (figura 8a), que está en función directa del nivel de contracción, entonces el proceso a seguir sería decodificar esa señal y utilizarla para la activación de un motor.

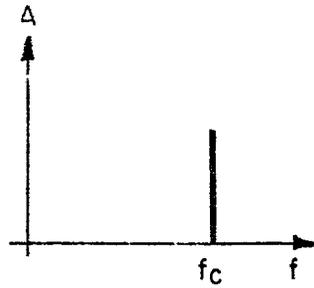
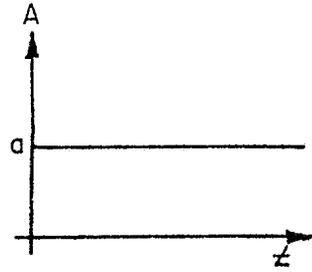
En la figura 8 se muestra graficamente el proceso empleando una onda senoidal como portadora en lugar del tren de espigas.

EN EL DOMINIO
DE LA FRECUENCIA

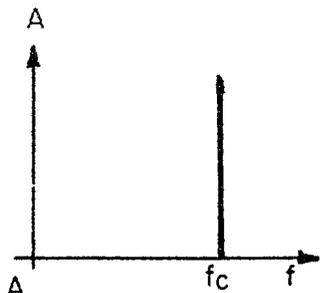
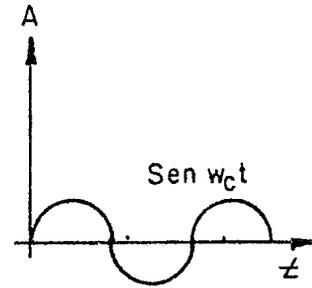
EN EL DOMINIO DEL
TIEMPO.



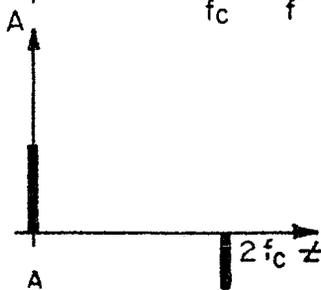
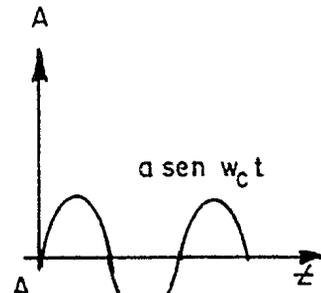
SEÑAL
A
TRANSMITIR
(a)



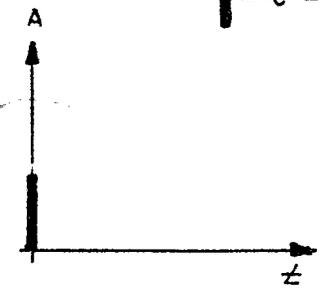
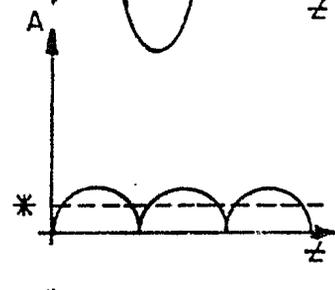
SEÑAL
PORTADORA
(b)



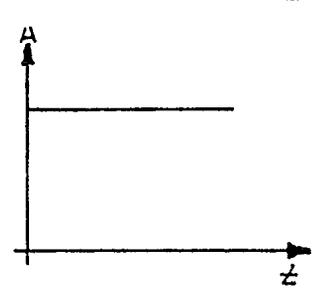
SEÑAL MODU-
LADA EN AMPLITUD
ESTA SEÑAL ES LA
QUE NUESTRO EQUI-
PO ELECTRONICO
DEBE DECODIFICAR.
(c)



AL RECTIFICARLA
SE GENERA UNA
COMPONENTE CTE.
(d)



EL FILTRO ELIMINA
LA ONDA PORTA-
DORA, QUEDANDO
FINALMENTE LA
INFORMACION
DESEADA.
(e)



$$* f(t) = \frac{2a}{\pi} - \frac{4a}{\pi} \left(\frac{1}{3} \cos 2\pi t + \frac{1}{15} \cos 4\pi t + \frac{1}{35} \cos 6\pi t + \dots \right)$$

Figura 8

C A P I T U L O I I I

ELECTRODOS

III.1 INTRODUCCION

Los ingenieros electrónicos, acostumbrados a medir potenciales entre varios puntos de un circuito electrónico, en la actualidad pueden enfocar su atención a electrodos fisiológicos, simplemente, haciendo pruebas aplicadas a un sujeto con objeto de medir una diferencia de potencial.

La función de los electrodos es servir como interfase entre el cuerpo y el amplificador de entrada, de ésta manera, podemos registrar los potenciales electromiográficos, ya que, mediante una examinación clínica cuidadosa, basada en reconocimientos anatómicos, es posible identificar la posición de algunos músculos del antebrazo.

Para obtener con mayor exactitud señales que puedan ser detectadas por medio de electrodos, se sabe que la pérdida de un miembro puede estar seguida por

una "ilusión" de que el miembro aún está ahí; éste fenómeno perceptivo ha sido definido (Cronholm 1951)(13), como sigue:

"El miembro que ha sido perdido pero aún es percibido, es conocido como miembro fantasma y a la percepción se le llama "experiencia fantasma". Casi todos los amputados reportan o registran una experiencia fantasma la cual consecuentemente será considerada como la secuela normal de la amputación".

Defectos o amputaciones congénitas no producen señales fantasmas.

Nuestra primera impresión es de que ésta función es fácil de lograr, pero cuando se considera el problema con más detalle se observa que los electrodos realizan una función de transducción; por consiguiente, la conducción de corriente en el tejido como en cualquier otro sistema líquido es iónica, es decir, la migración de iones positivos y negativos de un lugar a otro.

Para medir los efectos eléctricos en el tejido es necesario hacer una transferencia desde ésta conducción iónica a la conducción electrónica, la cual ocurre en el circuito de medición, y de ésta manera el electrodo

sirve como un transductor para convertir corriente iónica en corriente electrónica.

Obviamente los electrodos deben buscarse dependiendo la aplicación particular de los mismos, no debiendo olvidar que el electrodo y el cable conector ensamblados son una parte integral del estado de entrada del primer amplificador.

Los electrodos pueden ser hechos de cualquier substancia conductora de electricidad. Las planchas de metal que en el laboratorio de ECG se fijan con una pasta a los brazos y a las piernas, son de zinc, acero inoxidable o algún otro metal resistente a la corrosión. Si el electrodo debe penetrar a través de la piel, para llegar a un músculo o a un nervio, no se puede utilizar una plancha grande y, en este caso, se emplean planchuelas pequeñas o alambres. Algunos metales, por ejemplo, el cobre y la plata, matan las células vivas, por lo que, en general, los biólogos evitan usarlos prefiriendo el platino, el tungsteno o el acero inoxidable, que no producen éste efecto.

Los metales, naturalmente, no son las únicas substancias que conducen electricidad; toda pasta o líquido

que contenga iones, posee esta propiedad, por lo que es posible aplicar al tejido nervioso o muscular electrodos constituidos por tubos de vidrio llenos de soluciones salinas o simplemente hilos de algodón empapados en las soluciones y enrollados alrededor de un alambre, los que serán buenos conductores de las corrientes de origen biológico generados por dichos tejidos.

El tamaño de dichos electrodos modifica poco las propiedades de los mismos, aunque naturalmente, cuanto más pequeña es la sección transversal, mayor será la resistencia que ofrecerá al paso de la corriente.

Sin embargo, el tamaño importa, fundamentalmente al fisiólogo que trata de descubrir cuáles son las variaciones eléctricas que sufre una célula nerviosa o muscular aislada durante su actividad.

Cada glóbulo rojo humano tiene un diámetro de 7 micrones (0.0007 cm.), las fibras nerviosas del hombre tiene un grosor de entre 10 y 29 micrones y la célula más grande de la médula espinal, posiblemente alcance sólo un diámetro de 150 micrones.

Con gran paciencia, quizá, pueda disecarse una célula de ese tamaño y separarla de la médula, y

así, poder observarla incluso a simple vista. Sin embargo, a los fisiólogos no les interesa observar a la célula en esa forma, lo que ellos buscan es descubrir su funcionamiento y los fenómenos eléctricos que ocurren cuando se halla en el organismo.

Para lograrlo, han creado microelectrodos: alambres de acero inoxidable o de tungsteno, de punta muy aguzada, o pequeñas pipetas de vidrio llenas de líquido, con una cobertura de un micrón o menos en su extremo más fino.

Colocan estos microelectrodos muy próximos a una célula nerviosa o directamente atraviezan su membrana para ubicar el extremo en su interior y así, registrar únicamente los fenómenos eléctricos de la célula.

Los experimentos realizados de éste modo con microelectrodos, han brindado una gran cantidad de datos preciosos acerca del funcionamiento de los nervios y los músculos.

El instrumento moderno más usual para el registro de los potenciales bioeléctricos, apareció a comienzos de la década de 1920, cuando Gasser, Erlanger y Bishop, introdujeron el osciloscopio de rayos catódicos en la biología.

A diferencia del electrómetro y el galvanómetro, en los que la pequeña corriente de origen biológico tenía que mover una componente de masa relativamente grande, el tubo de rayos catódicos utiliza un haz de electrones cuya masa es insignificante para la inscripción en la pantalla fluorescente de un osciloscopio.

La amplitud del potencial mioeléctrico entre electrodos sobre el mismo músculo, se incrementa directamente con la distancia entre ellos, pero el ruido de las líneas de C.A. y músculos contiguos se incrementa con esta separación.

Con varios agrupamientos se trata de llegar a una distancia óptima, la cual proporcionaría un bajo nivel de ruido, pero no obstante, daría una señal mioeléctrica de suficiente magnitud para operar el sistema.

La colocación de electrodos que dá la mejor relación señal-ruido, tiene una distancia interelectródica de 4 cms.

Un tercer electrodo localizado en medio de los dos, para una mejor eliminación de señales de ruido defasadas, es conectado a la tierra del amplificador.

Originalmente, los electrodos fueron fijados con cinta. Sin embargo, para reducir el tiempo de aplicación y mantener constante la distancia de un electrodo a otro de una aplicación a la siguiente, un montaje de electrodo fué contruido de silastic, un compuesto de hule hecho por la Dow Corning Corporation.

La pasta del electrodo se usa para mantener una resistencia baja entre la piel y el electrodo, así como para evitar la polarización del electrodo, después de una exposición prolongada a la salinidad de la piel.

La superficie de la piel es presionada, porque cualquier diferencia de impedancias entre la piel y el electrodo, o electrodo y electrodo, introduciría ruido (14).

III.2 ELECTRODOS ELECTROMIOGRAFICOS (EMG).

Los electrodos electromiográficos pueden dividirse en dos tipos: intramusculares y de superficie (ver cuadro I).

Los electrodos de superficie se usan cuando los músculos examinados se encuentran superficiales y cuando se desea una respuesta promedio tal como durante mediciones de neuroconducción y estudios cinesiología.

No tienen utilidad en la evaluación o estudio de la actividad de la fibra muscular o unidad motora, ya que, la actividad registrada desde una simple unidad motora o de algunas fibras, deberá hacerse con electrodos que tengan menos de 1 mm., de área superficial y los contactos bipolares deberán ser menores de 0.5mm.

Los electrodos intramusculares son de varios tipos. El primer electrodo usado de una forma significativa en la electromiografía clínica fué diseñado por Adrian y Bronk en el año 1929, el cual consistía esencialmente de una aguja hipodérmica con un alambre aislado dentro de su lúmen.

El eje de la aguja actúa como electrodo de referencia,

y la punta expuesta del alambre en el interior de la aguja actúa como electrodo de captación. Otro tipo de electrodo, es el electrodo "monopolar", que consiste de una delgada aguja aislada con teflón excepto en su punta.

Este electrodo activo deberá entonces acoplarse a un electrodo de referencia, que puede ser un electrodo de superficie o una aguja subcutánea.

Existen otros electrodos. El doble concéntrico consiste de dos alambres aislados; los electrodos activos están situados dentro del lumen del eje de la aguja hipodérmica que a su vez está conectada a tierra.

El electrodo doble concéntrico permite mucho mejor rechazo a la interferencia y puede ser especialmente útil, cuando el estudio electromiográfico tenga que ser llevado a cabo bajo condiciones de gran interferencia.

Se puede hacer multielectrodos colocando tantas salidas como uno desee a través de aperturas a los lados del electrodo de aguja.

Una variedad de estos es usado para determinar el territorio de una unidad motora, una forma similar de fabricación de electrodo es el utilizado para la electromiografía

de fibra única. En éstas, el diámetro extremadamente pequeño (25 micras) de la porción expuesta del electrodo de registro, permite la captación del potencial de despolarización de una sola fibra muscular dentro de una unidad motora.

Durante los estudios de cinesiología se usan delgados alambres fijos al músculo. Dos alambres flexibles, delgados, descubiertos en sus puntas, son separados el uno del otro e introducidos en el músculo a través de una aguja hipodérmica que es retirada más tarde, dejando los alambres en el lugar en donde se les colocó.

Estos alambres pueden permanecer en ese lugar durante varias semanas, haciendo posible los estudios cinesiológicos prolongados.

En general, solamente los electrodos monopolares y los concéntricos son usados en la electromiografía clínica.

Eléctricamente la aguja concéntrica es superior, ya que con cuidado su área expuesta puede durar por mucho tiempo mientras que el área expuesta de la aguja monopolar va variando debido al desgaste de la cubierta de teflón. Sin embargo, la aguja concéntrica es muy

traumática durante los movimientos de inserción y los pacientes prefieren el estudio con la aguja monopolar, el área de captación de la aguja concéntrica es limitado y su punto de captación no es precisamente en la punta, en cambio la punta de la aguja monopolar actúa no solamente como captadora de potenciales sino como estimuladora de la membrana celular.

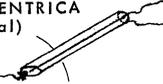
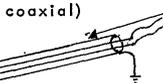
Para evitar posibles complicaciones con la aguja monopolar resulta conveniente descartarla después de llevar a cabo 10 estudios (15).

CUADRO 1

- Manual de Electromiografía

enero, 1976.

ELECTRODOS PARA ELECTROMIOGRAFIA

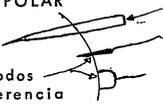
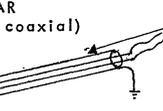
ELECTRODOS DE EMG	CARACTERISTICAS	REGION DE CAPTACION	FORMA DE ONDA CAPTADA	ARTEFACTO (DE INTERFERENCIA) RECHAZO	USO
<p>DE SUPERFICIE-CUTANEOS</p>  <p>se usan también bandas, anillos y grapas. Discos de un día. de 1-2 cm. Se requiere un electrodo de tierra.</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Atraumático - Poca resistencia de contacto (impedancia baja) 	Amplia	No capta detalles de alta frecuencia (ej., potenciales de fibrilación)	Excelente	<ul style="list-style-type: none"> - CINESIOLOGIA - Estudio de Conducción de nervio.
<p>MONOPOLAR</p>  <p>Electrodos de referencia</p> <p>diámetro de 0.4mm (típica) aguja aislada totalmente excepto por una punta desnuda de aprox. 0.18mm². Se requiere un electrodo de tierra.</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Se requiere un electrodo cutáneo o subcutáneo como referencia. - De fácil inserción - Baja resistencia de contacto - El área de la punta cambia con el uso 	Amplia	<ul style="list-style-type: none"> - Depende del área de la punta libre - Amplitudes normales - Duraciones normales (un poco más largas que con coaxial) 	Adecuada	ELECTROMIOGRAFIA GENERAL.
<p>CONCENTRICA (coaxial)</p>  <p>Alambre de 0.1mm de diámetro. Área aprox. de punta 0.03mm². Se requiere un electrodo de tierra. Hipodérmica #26, 0.25DI.</p>	<ul style="list-style-type: none"> - El área de la punta es constante - No es necesario un terminal de tierra adicional. - Puede ser afilada en repetidas veces. 	Limitada Direccional	<ul style="list-style-type: none"> - Amplitudes normales - Duraciones normales 	Adecuada	ELECTROMIOGRAFIA GENERAL
<p>BIPOLAR (doble coaxial)</p>  <p>Hipodérmica #23. Diámetro 0.08mm. Dos alambres al terminal de tierra.</p>	<ul style="list-style-type: none"> - No es necesario un terminal de tierra adicional - Contactos simétricos. 	Muy pequeña Direccional	<ul style="list-style-type: none"> - Amplitudes más bajas - Duraciones menores 	Excelente	Localización.

CUADRO 1

- Manual de Electromiografía

enero, 1976.

ELECTRODOS PARA ELECTROMIOGRAFIA

ELECTRODOS DE EMG	CARACTERISTICAS	REGION DE CAPTACION	FORMA DE ONDA CAPTADA	ARTEFACTO (DE INTERFERENCIA) RECHAZO	USO
<p>DE SUPERFICIE-CUTANEOS</p>  <p>se usan también bandas, anillos y grapas. Discos de un día. de 1-2 cm. Se requiere un electrodo de tierra.</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Atraumático - Poca resistencia de contacto (impedancia baja) 	Amplia	No capta detalles de alta frecuencia (ej., potenciales de fibrilación)	Excelente	<ul style="list-style-type: none"> - CINESIOLOGIA - Estudio de Conductión de nervio.
<p>MONOPOLAR</p>  <p>Electrodos de referencia</p> <p>diámetro de 0.4mm (típica) aguja aislada totalmente excepto por una punta desnuda de aprox. 0.18mm². Se requiere un electrodo de tierra.</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Se requiere un electrodo cutáneo o subcutáneo como referencia. - De fácil inserción - Baja resistencia de contacto - El área de la punta cambia con el uso 	Amplia	<ul style="list-style-type: none"> - Depende del área de la punta libre - Amplitudes normales - Duraciones normales (un poco más largas que con coaxial) 	Adecuada	ELECTROMIOGRAFIA GENERAL.
<p>CONCENTRICA (coaxial)</p>  <p>Alambre de 0.1mm de diámetro. Área aprox. de punta 0.03mm². Se requiere un electrodo de tierra. Hipodérmica #26, 0.25DI.</p>	<ul style="list-style-type: none"> - El área de la punta es constante - No es necesario un terminal de tierra adicional. - Puede ser afilada en repetidas veces. 	Limitada Direccional	<ul style="list-style-type: none"> - Amplitudes normales - Duraciones normales 	Adecuada	ELECTROMIOGRAFIA GENERAL
<p>BIPOLAR (doble coaxial)</p>  <p>Hipodérmica #23. Diámetro 0.08mm. Dos alambres al terminal de tierra.</p>	<ul style="list-style-type: none"> - No es necesario un terminal de tierra adicional - Contactos simétricos. 	Muy pequeña Direccional	<ul style="list-style-type: none"> - Amplitudes más bajas - Duraciones menores 	Excelente	Localización.

III. 3 ELECTRODOS FISIOLÓGICOS

El electrodo fisiológico es un dispositivo que provee una interfase entre el tejido vivo y la máquina. Su función es transformar los fenómenos bioquímicos o fisiológicos en corrientes eléctricas o inversamente generar fenómenos a partir de corrientes eléctricas.

Sobre la máquina, del lado de la interfase, la conducción eléctrica toma lugar mediante un flujo de electrones a través de conductores metálicos. Sobre el tejido de lado de la interfase, la conducción toma lugar por el movimiento de iones cargados a través de un electrolito.

En la interfase, una reacción química es requerida para convertir un tipo de conducción en otra.

Los electrodos fisiológicos pueden ser divididos arbitrariamente en tres grupos generales, basados en las funciones para las que están diseñados, estos tres grupos son:

- 1) Electrodos para medidas electrofisiológicas.
- 2) Electrodos para estimulación de tejidos.

3) Electrodo para mediciones bioquímicas.

Los electrodos electrofisiológicos son utilizados para evaluar funciones fisiológicas mediante la medición de la actividad eléctrica de la función, por ejemplo, el electrocardiograma (que es el parámetro más frecuentemente medido en el campo de la medicina), la actividad de la vejiga, la actividad del músculo esquelético (EMG), etc.

Otra modalidad de mediciones electrofisiológicas está basada sobre la respuesta eléctrica secundaria a una excitación aplicada. Un ejemplo de estos es la medición de la respiración por medio de los cambios de impedancia del tórax con los pulmones llenos de aire.

Esto es, uno de los dos debe aplicarse como un valor conocido y el otro, tomarse como desconocido. Generalmente una constante conocida, corriente de alta frecuencia, es aplicada en el torax y la variación en la caída de voltaje resultante es registrada.

Algunos eventos electrofisiológicos producen señales de muy bajo voltaje, típicamente en el rango de $10\mu\text{V}$ a 70 mV .

Dicho en otra forma, los electrodos a través de los cuales estas señales deben propagarse muestran potenciales en un rango de 0.5 volts; una muy ligera perturbación en este rango hace que se pierdan señales en el rango de microvolts.

En la primera mitad de este siglo, la estimulación activa de tejidos fué grandemente limitada a la enseñanza y la investigación.

En 1947 Beck demostró la desfibrilación clínica cardíaca y en 1952 Zoll reportó el uso clínico de un estimulador cardíaco externo.

En 1959 Greatbatch y Chardack reportaron el primer marcapasos cardíaco implantado en los Estados Unidos y un año después Chardack dió a conocer la aplicación clínica de este dispositivo.

Los electrodos bioquímicos se distinguen de los electrodos fisiológicos en que los primeros no son usados para medir "in vivo" (en seres vivos). Ejemplos comunes de mediciones químicas para los cuales estos electrodos se usan son: medición del pH, presiones de gas parcial y electrolitos comitentes (15).

III.4 MICROELECTRODOS.

Los microelectrodos se usan para registrar potenciales eléctricos de pequeños grupos de células o dentro de pequeñas células sencillas (16).

Típicamente, estas puntas son del orden de 0.5 micras de diámetro. Los microelectrodos más simples están contruidos sobre diseño por medio de planchas al agua fuerte de acero inoxidable o alambre de tungsteno con una punta fina y enchaquetado el metal con un barniz de tal manera que permita que la punta quede expuesta algunas micras.

Estos electrodos son altamente polarizables y exhiben altos niveles de drenado de CD. Ellos son de fácil construcción y están fabricados para medir potenciales de acción a través de amplificadores acoplados de AC.

Un segundo tipo de microelectrodos está construido de una pipeta de vidrio con una punta fina, frecuentemente del tamaño de una micra; la pipeta es llenada con 3 KCL molares, y un alambre de plata clorhidrizado es insetado dentro de la pipeta para hacer contacto

eléctrico con la solución, este electrodo utiliza una interfase metal-electrolito no polarizable y es llenada con un electrolito que forma una unión líquida estable en la punta.

Este tipo de electrodos es recomendable para hacer registros exactos de potenciales en reposo y potenciales de acción que están relativamente libres de interferencias (15).

III.5 METODO DE RECONOCIMIENTO DE PATRONES.

Recientes estudios, tanto en el Laboratorio de Biotecnología en la Universidad del Estado de California, en los Angeles, como en Colorado, en el Departamento de Ingeniería Eléctrica, han indicado la posibilidad de usar Microprocesadores para proporcionar aparatos de prótesis con un control de multifunción, basados en la identificación del parámetro de las señales bioeléctricas.

El sistema denominado U.C.L.A., propuesto por Amos Freedy, John Lyman, Moshe Golomonon y Ronald Prior del Laboratorio de Biotecnología, usan el microprocesador TDY de 16 bits para proporcionar un brazo de prótesis con tres grados de libertad (flexión, extensión, rotación del codo y movimientos de los dedos).

El patrón del sistema de reconocimiento, emplea el "mapeo" de señales de control, mediante nueve electrodos colocados por debajo de la piel, de los movimientos coordinados para cualquier posible combinación de los motores del brazo artificial.

El prototipo del sistema ha sido implementado y probado en el laboratorio, usando un minicomputador

INTERDATA modelo 70.

Resumiendo, es posible colocar un gran número de pares de electrodos alrededor de un grupo de músculos de interés y aplicando una técnica que consiste de un patrón de reconocimiento estadístico, es factible extraer la señal mioeléctrica deseada.

El método de Reconocimiento de Patrones, es ejecutado en dos interesantes fases, una fase de adiestramiento y otra fase de prueba, teniendo como siguiente paso la clasificación de los patrones con una computadora (14).

III.6 ESTIMULADORES.

En las pruebas de fuerza-duración, los estimuladores son generalmente de dos tipos, los de corriente constante o estabilizada y los de voltaje constante.

Los estimuladores de voltaje constante o estabilizado poseen una impedancia de salida extremadamente baja de manera que la impedancia de la carga (el paciente) es relativamente alta y no altera materialmente el voltaje usado.

En contraste, el estimulador de corriente constante o estabilizado posee una impedancia de salida extremadamente alta. En este caso, el voltaje disponible debe ser lo suficientemente alto para brindar la corriente necesaria mientras que la impedancia de la carga debe ser relativamente menor que la impedancia del estimulador.

El voltaje es entonces dividido de tal manera que la mayor porción del voltaje es a través de la impedancia de salida del estimulador. Sin embargo, el flujo de corriente es el mismo, siempre y cuando la impedancia de la carga se mantenga baja.

Es posible para la misma impedancia de carga aparecer baja a un estimulador de corriente constante y

elevada a un estimulador de voltaje constante. Por ejemplo, si la impedancia de salida de un estimulador de corriente constante es de varios megohms, los cientos de ohms de impedancia de los tejidos aparecerá baja; si la impedancia de salida de un estimulador de voltaje constante es de 1 ohm o menor, los mil ohms, de los tejidos aparecerán altos.

Los estimuladores usados para las pruebas de fuerza-duración, o para estudios de cronaxia, pueden ser cualquiera de estos dos tipos. En Inglaterra se prefiere el estimulador de voltaje constante donde se le considera ser menos doloroso.

La mayoría de los estimuladores usados en Estados Unidos son de corriente constante. Las curvas de fuerza-duración obtenidas con estos dos tipos de estimuladores no pueden compararse entre sí, puesto que el tipo con voltaje estabilizado tiene tendencia a dar unas curvas más verticales y cronaxias más cortas.

Los estimuladores usados para medir la neuroconducción usualmente son de un tipo intermedio, pero parecidos más a los estimuladores de voltaje estabilizado aunque sus impedancias de salida no son tan bajas.

Estos estimuladores deben ser aislados de tierra. Se usan para aplicar varios cientos de volts en un área muy próxima a los electrodos de captación con tierra que pueden estar registrando sólo una respuesta de algunos microvolts.

Si los electrodos de estimulación son también conectados a tierra, entonces el voltaje alto es, en efecto, acoplado a los electrodos de registro y aparecerá una enorme interferencia.

El estado de aislamiento de tierra del estimulador se obtiene usualmente incluyendo un transformador entre el generador del estímulo y su conexión al paciente.

Los estimuladores, ya sea para pruebas de fuerza-duración o pruebas de neuroconducción, usualmente proveen pulsos cuadrados cuya duración, tamaño y ritmo de repetición pueden ser controlados.

Para pruebas de fuerza-duración, se requieren duraciones de pulso de 0.01 milisegundos a 30.0 ó 500 milisegundos. En los estudios de cronaxia, 300 milisegundos es usualmente usado en la determinación de la reobase.

En los estimuladores de corriente usados para los

estudios de fuerza-duración, se requieren corrientes hasta 30 ó 40 miliamperios.

En los estudios de neuroconducción, el voltaje disponible deberá alcanzar hasta alrededor de 350 volts. Los pulsos de duración de 0.05 a 3 milisegundos, son necesarios, así como una velocidad de repetición de 1 en 5 segundos a 100 por segundo.

En estudios rutinarios de neuroconducción una frecuencia de uno por segundo es suficientemente adecuada. En algunos estudios se requieren pulsos dobles con intervalos controlados (por ejemplo, en la determinación de período refractario).

Los requisitos de seguridad exigen la presencia de máquinas con escape de corriente de valores bien bajos, cuando son usadas en seres humanos. Es absolutamente indispensable la eliminación de errores en la conexión a tierra.

Durante las pruebas de estimulación deberá evitarse que las corrientes atraviesen el pecho, ya que minúsculas cantidades de éstas al entrar en la región cardíaca pueden resultar peligrosas.

La colocación del estimulador deberá estar siempre

circunscrito a la extremidad que está siendo examinada.

Todavía se debate si hay contraindicación en la estimulación de pacientes con marcapasos cardiacos; puesto que existe la posibilidad (teórica) de interferencia con el marcapaso, especialmente los de demanda, por lo que es prudente evitarlos (15).

C A P I T U L O I V

Procesamiento de la Señal Mioeléctrica y Resultados Teóricos.

IV.1 Introducción.

Como se explicó en capítulos anteriores (II y III), la actividad mioeléctrica puede ser detectada por medio de sensores que pueden ser electrodos transcutáneos o de superficie.

Siendo una técnica no invasiva, el uso de electrodos de superficie se prefieren para la interfase hombre-máquina, principalmente en el uso de tiempos prolongados, como son los sistemas protésicos.

Por tanto, el desarrollo del presente capítulo se enfoca en la descripción teórica general de los elementos o dispositivos que nos ayuden a procesar la información obtenida y poder así con los elementos tecnológicos conocidos diseñar el sistema electromecánico de una prótesis mioeléctrica de miembro superior.

A continuación se presenta el diagrama de bloques de los elementos funcionales requeridos para procesar la actividad mioeléctrica, el cual se muestra en la figura No. 1.

La prótesis mioeléctrica en proceso de diseño tiene dos partes bien diferenciadas: una comprende la captación y procesado de los EMG correspondiente a los músculos antagonistas, para con ella elaborar la señal de control; la otra incluye el diseño mecánico que entrará en funcionamiento una vez que la señal de control determine el accionamiento de la prótesis (ver figura No. 1, pág. 101).

La captación del EMG se realiza mediante un par de electrodos que se colocan sobre la piel. La señal así recogida y que tiene una amplitud pico a pico entre $20 \mu\text{V}$ y 1 mV se aplica a la entrada de un amplificador de instrumentación que nos proporciona una alta relación del rechazo en modo común (CMRR), junto con una elevada ganancia y alta impedancia de entrada.

A la salida de dicho amplificador está presente el EMG acompañado de otras señales espurias de diferente origen como pueden ser los 60 Hz de la red y sus

armónicos junto con los potenciales de contacto piel-gel conductor-electrodo que aparecen modulados por los pequeños desplazamientos. Por una parte hay un margen de frecuencias comprendido entre 0 Hz y alrededor de 300 Hz la cual es deseable atenuar lo más posible (17).

Por otra parte, desde los 1,000 Hz la densidad espectral de potencia del EMG es muy débil, del orden de 40 dB por debajo de la densidad espectral de potencia a 300 Hz, de modo que conviene recortar el espectro a partir de 1,000 Hz con objeto de no empeorar la relación S/N debido al ruido térmico que introducen los operacionales y las resistencias.

A la salida del filtro paso banda se coloca una etapa de ganancia para adecuar el nivel de la señal al demodulador de amplitud.

IV. 2 Impedancia.

Cuando una corriente directa fluye a lo largo de un conductor, éste le ofrece cierto grado de resistencia que varía de acuerdo con el material del conductor,

pero que no es afectada por la presencia de aparatos capacitivos o inductivos. Con corriente alterna la presencia de capacitancias e inductancias producen grandes cambios en el flujo de la corriente; por lo tanto, en un sistema de corriente alterna, la resistencia total es afectada también por las características de la frecuencia y es conocida como la impedancia.

La determinación de la impedancia requiere el uso de fórmulas matemáticas que incluyen los términos de resistencia, capacitancia, inductancia y frecuencia. Puesto que el contacto de un conductor metálico con la piel o tejidos internos envuelve ambas (resistencia y capacitancia) y puesto que los potenciales electromiográficos son de carácter alternante, la electromiografía envuelve la impedancia.

La impedancia de la combinación tejido y electrodo será inversamente proporcional al tamaño de los electrodos y dependerá también del tipo de material eléctrico. Por lo tanto, electrodos muy pequeños poseen una elevada impedancia. En el caso de los electrodos electromiográficos (ya sean monopolares o concéntricos), ésta impedancia podrá ser de varios cientos de miles de ohms calculado a algunos miles de hertz.

Los potenciales mioeléctricos precisan de un preamplificador con una impedancia de entrada alta de modo que no se degraden los minúsculos voltajes detectados. Si la impedancia del preamplificador fuera igual a la impedancia del electrodo, registraría solamente la mitad de la información captada por el electrodo. En general, la impedancia de entrada del preamplificador debería ser por lo menos diez veces mayor que la impedancia del electrodo.

Impedancias muy altas de entrada al preamplificador también mejoran la razón de rechazo del amplificador diferencial, aún con el uso de electrodos asimétricos.

Un condensador o capacitor es un artefacto para almacenar electricidad y esencialmente consiste de dos conductores separados por un material aislante (dieléctrico).

Los efectos de la capacitancia son inevitables en cualquier sistema eléctrico práctico. La corriente alterna pasará a través de un capacitor, que presentará una resistencia a su flujo que es inversamente proporcional a la frecuencia de la corriente y al tamaño

del capacitor. Es recomendable que la capacitancia de cruce ('shunt'), sea lo menor posible, ya que los componentes de frecuencias más altas de la señal se perderán si la capacitancia es demasiado grande.

El flujo de electricidad es producido por el movimiento de electrones. En los conductores se suceden una serie de movimientos irregulares de los electrones, proporcional a la resistencia y a la temperatura (conocida como agitación termiónica) y constituye una fuente de ruido en el amplificador.

Este ruido se extiende de igual manera a lo largo de la banda completa de frecuencia (llamada "ruido blanco"). El nivel de ruido es, por lo tanto, directamente proporcional a la frecuencia de respuesta y a la impedancia de entrada del amplificador y aparece en la pantalla del osciloscopio como un aumento en el grueso de la línea base y si tiene, un desagradable ruido en el altoparlante.

Los amplificadores electromiográficos modernos incluyen alguna forma de disminuir las respuestas de alta frecuencia para con ello reducir el nivel del ruido.

No se debe utilizar ningún amplificador con una

frecuencia de respuesta más alta que la necesaria para obtener una reproducción fiel de las señales deseadas a la entrada del amplificador.

El ruido producido en amplificadores del electromiógrafo de buena calidad no resulta incómoda para la electromiografía de rutina y es usualmente igual a unos 5 a 8 microvolts de pico a pico. Cuando resulta necesario aumentar la sensibilidad del amplificador, como durante la neuroconducción sensorial, el ruido puede ser atenuado disminuyendo la frecuencia de respuesta. En este estudio no tiene que ser más alto que alrededor de 3,000 Hz.

Los potenciales de electromiografía varían con la posición de los electrodos con respecto al punto de origen de los potenciales y de acuerdo con el tamaño de la superficie conductora que está en contacto con los tejidos.

La duración de los potenciales registrados y sus amplitudes se hayan grandemente influenciadas de esta manera; cuando el electrodo de superficie es pequeño, el número de fibras activas de la unidad motora captada también es pequeño, y por lo tanto, la duración del potencial de unidad motora aparece acortada, la duración

del potencial en el registro de fibra motora única también será mucho menor de 1 milisegundo, mientras que en la electromiografía de rutina, los potenciales pueden ser mayores de 1 milisegundo.

También cuando se está registrando una fibra motora única, en donde el diámetro del electrodo en contacto es tan pequeña, como de 25 micras, los voltajes observados normalmente pueden exceder 3 ó 4 milivolts, mientras que en la electromiografía de rutina con electrodos de captación con superficies mucho más grandes, los potenciales usualmente no exceden de 0.5 milivots.

Resumiendo, los electrodos se colocan tan cerca como sea posible del potencial de campo del músculo; sin embargo, la impedancia de la piel, la cual es relativamente alta, se interpone entre el electrodo y la fuente de la señal. Como se encuentra en serie, forma un divisor de voltaje con la impedancia de entrada de la primera etapa, el cual atenúa la señal, por lo que, para reducir esta atenuación se utiliza un amplificador con una impedancia de entrada muy alta en la primera etapa.

Además de detectar la actividad mioeléctrica,

los electrodos detectan también fenómenos electromagnéticos del medio ambiente, tales como conmutaciones de motores eléctricos, transmisiones de audio, la línea de 60 Hz., etc.

Con un cuidado meticuloso (aterrizando y usando cable blindado), y utilizando una configuración monopolar (un electrodo y una tierra de referencia) se puede obtener solamente la actividad mioeléctrica. Sin embargo, para el control de la prótesis una configuración diferencial bipolar resulta la más adecuada (dos electrodos y una tierra de referencia). De esta manera las señales del medio ambiente (modo común) son canceladas.

En consecuencia, la relación de rechazo a modo común del amplificador debe ser muy grande, preferentemente arriba de 70 dB.

La relación de rechazo a modo común efectiva del amplificador se reduce a causa de los cambios en la impedancia del tejido y la interfase, los cuales provocan una diferencia entre los factores de atenuación vistos en la entrada positiva y negativa del amplificador diferencial. Dicho en otra forma, las señales de modo común

ya no son tan similares. El uso de etapas de entrada de alta impedancia compensa este efecto manteniendo el factor de atenuación cercano a la unidad en todo momento.

IV. 3 Características de la señal electromiográfica (EMG).

Utilizando como señal de mando la actividad eléctrica de los músculos captada en la superficie de la piel, es posible en la medida en que puede extraerse de dicha señal información suficiente, relativa al grado de contracción del músculo que la ha generado.

De la observación reiterada de los EMG, se llega a la conclusión de que puede considerarse como una señal de tipo aleatorio cuya amplitud aumenta con el grado de contracción.

Matemáticamente:

$$EMG(t) = C(t) \cdot N(t)$$

dónde:

EMG (t), es el electromiograma superficial.

C(t), es la señal que asociamos al nivel de contracción del músculo y que aquí hace las veces de señal modulada.

$N(t)$, es un ruido que hace las veces de portadora.

Las funciones $C(t)$ y $N(t)$, no son observables por separado; únicamente lo es su producto, el EMG (t), (Fig. 2). Otro aspecto a tener en cuenta, especialmente en la demodulación, es que al estar $C(t)$, ligada a una actividad evolutiva, tiene un espectro que se extiende sólo desde 0 hasta un máximo de 5 Hz (baste para ello recordar que la mano humano puede abrirse y cerrarse a una frecuencia superior a 5Hz), mientras que el espectro de $N(t)$, es prácticamente plano entre 0 Hz y 1,000 Hz (17).

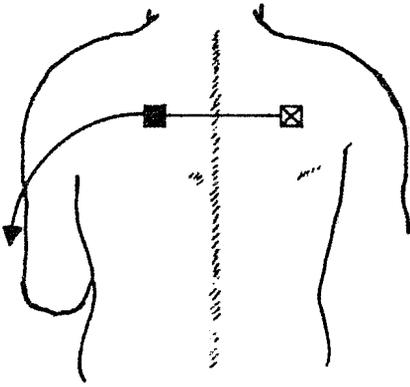
IV.4 Detección de la señal Mioelétrica.

Los electrodos que se utilizaron en la detección (ver capítulo III), están hechos de latón con recubrimiento de oro. ($\phi=1\text{cm.}$)

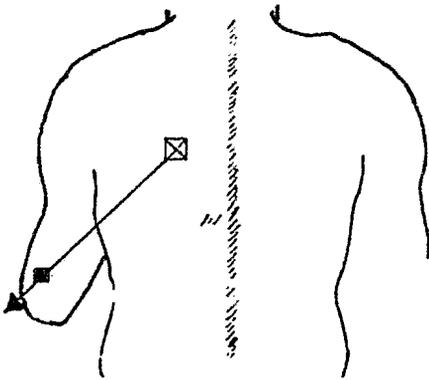
Los electrodos se colocan sobre la piel para lograr un contacto tan cercano como sea posible con el potencial de campo eléctrico del músculo.

Sin embargo, la impedancia de la piel, la cual

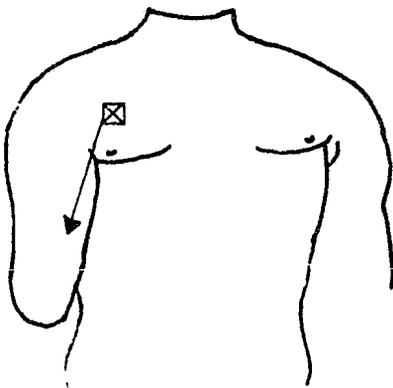
FIGURA 1



ABDUCCION ESCAPULAR



FLEXION DEL BRAZO

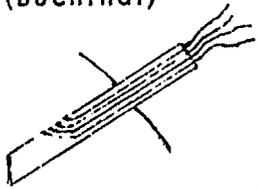


EXTENSION DEL BRAZO

CUADRO 1 (Continuación)

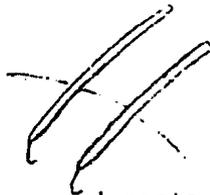
ELECTRODOS ESPECIALES

MULTIELECTRODO
(Buchthal)



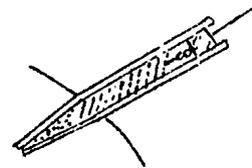
Se usa para estudiar el territorio ocupado por una unidad motora

ALAMBRE FLEXIBLE



Se usa durante la Electromiografía cinesiológica

MICROPIPETA



Se usa para mediciones intracelulares.

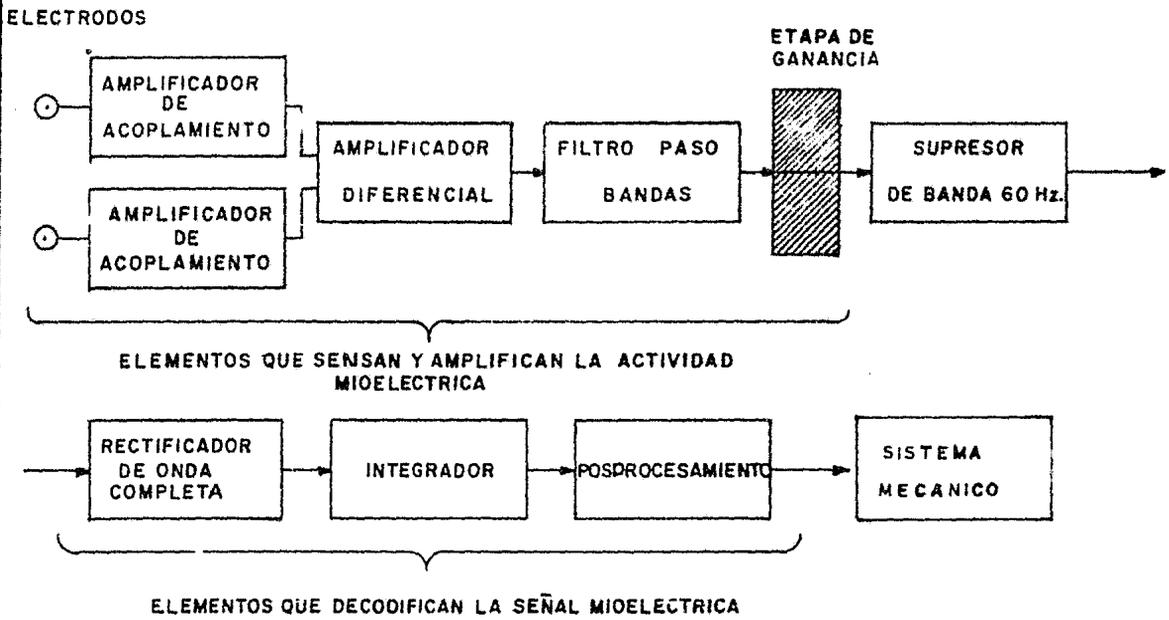


FIGURA 1

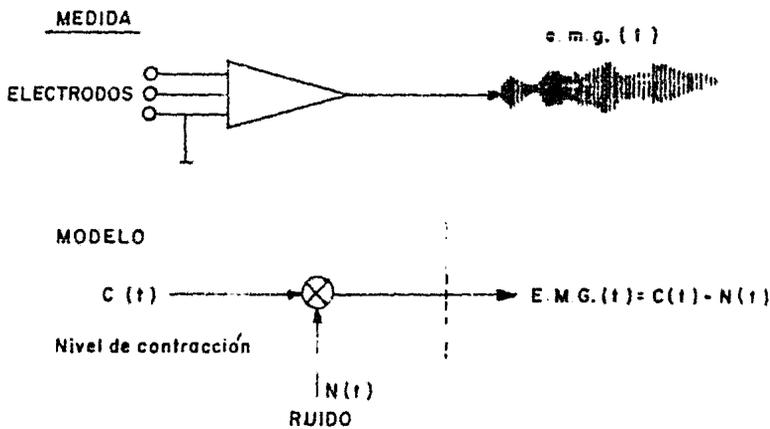


FIGURA 2

es relativamente alta se interpone entre el electrodo y la fuente de señal.

Un modelo de esta situación está mostrado, en la figura No. 3.

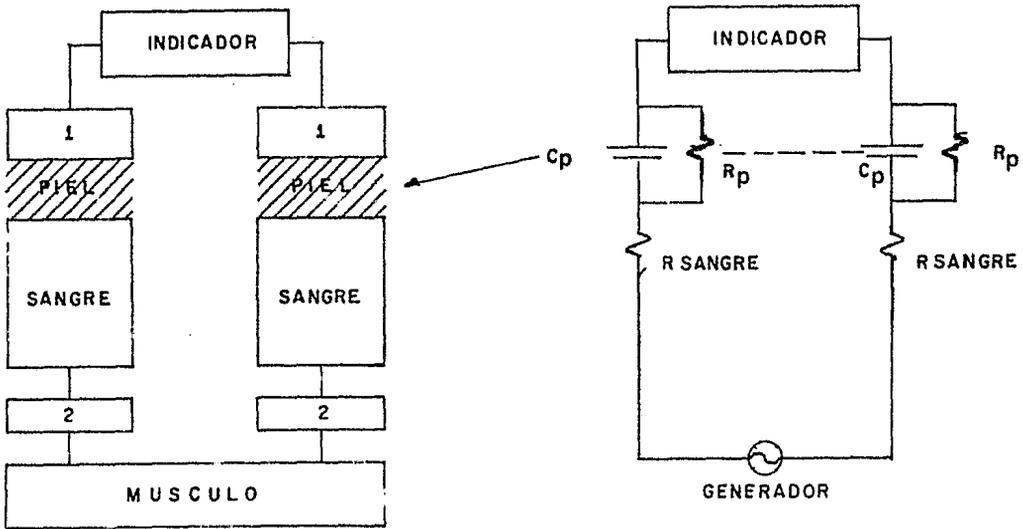
La impedancia de la piel (básicamente), y la impedancia de entrada de la primera etapa del procesamiento forman un divisor de voltaje el cual atenúa la señal. Además, los cambios en la impedancia de la piel y la interfase causan una diferencia entre los factores de atenuación, vistos en las entradas positiva y negativa del amplificador diferencial (figura No. 4).

Esto causa una señal de modo común para ser convertida a una señal de modo diferencial que reduce la relación de rechazo, de modo común, efectivo del amplificador. El uso de etapas de entrada de alta impedancia compensa este efecto, manteniendo el factor de atenuación cercano a la unidad en todo momento.

Con el objeto de comprender el modelo propuesto, a continuación se desarrolla el aspecto analítico que lo describe.

El efecto de la atenuación podemos verlo en las siguientes ecuaciones:

FIGURA 3

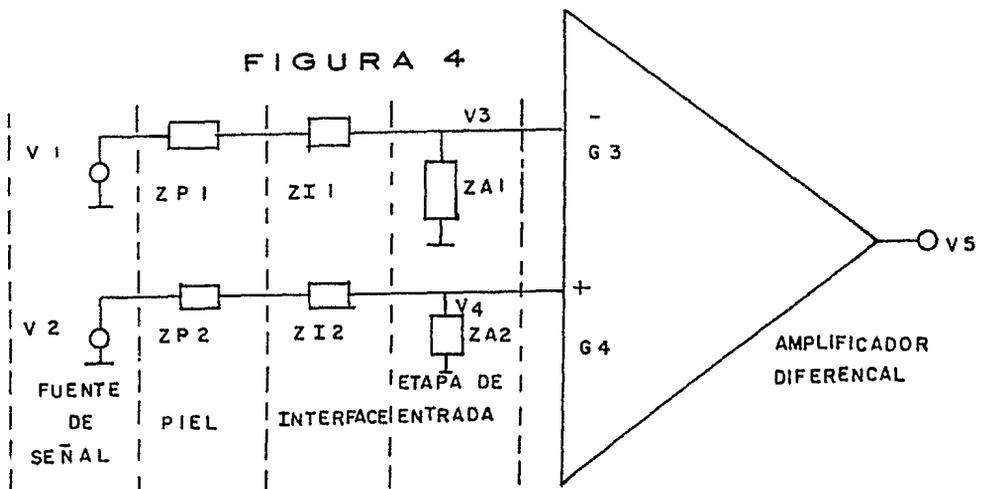


- 1.- ELECTRODOS DE SUPERFICIE
- 2.- INTERCONEXION CELULAR PARA EL SUMINISTRO DE SANGRE

$$R_{piel} > 30 K \Omega \quad C_{piel} < 0.1 \text{ Mf/cm}^2$$

$$R_{sangre} < 500 \Omega \quad (18)$$

FIGURA 4



$$V_3 = A_1 V_1 \quad \text{donde } A_1 = \frac{Z_{A1}}{Z_{A1} + Z_{P1} + Z_{I1}}$$

$$V_4 = A_2 V_2 \quad \text{donde } A_2 = \frac{Z_{A2}}{Z_{A2} + Z_{P2} + Z_{I2}}$$

Se ha establecido que A_1 y A_2 pueden ser igual o menor a 1. Como Z_{A1} y Z_{A2} son muy grandes, A_1 y A_2 se mantienen cerca de la unidad.

El efecto sobre la relación de rechazo en modo común se manifiesta como:

definimos

$$V_d = V_3 - V_4 \quad (\text{modo diferencial})$$

$$V_c = \frac{1}{2}(V_3 + V_4) \quad (\text{modo común})$$

G_3 = ganancia del amplificador con respecto a la entrada 3.

G_4 = ganancia del amplificador con respecto a la entrada 4.

$$V_3 = V_c + \frac{1}{2} V_d$$

$$V_4 = V_c - \frac{1}{2} V_d$$

$$V_5 = G_3 V_3 + G_4 V_4$$

$$V_5 = \frac{1}{2}(G_3 - G_4)(V_3 - V_4) + \frac{1}{2}(G_3 + G_4)(V_3 + V_4)$$

$$V_5 = C (V_3 - V_4) + D (V_3 + V_4)$$

dónde:

$$C = \frac{1}{2}(G_3 - G_4)$$

$$\text{y } D = \frac{1}{2}(G_3 + G_4)$$

La relación de rechazo en modo común de un amplificador diferencial se define como:

$$CMRR = \frac{C}{D}$$

En función de V_1 y V_2 :

$$V_5 = C (A_1 V_1 - A_2 V_2) + D (A_1 V_1 + A_2 V_2)$$

$$V_5 = V_1 (CA_1 + DA_1) - V_2 (CA_2 - DA_2)$$

$$V_5 = V_1 A_1 (C + D) - V_2 A_2 (C - D)$$

$$V_5 = \left[\frac{(C + D)A_1 + (C - D)A_2}{2} \right] (V_1 - V_2) + \left[\frac{(C + D)A_1 - (C - D)A_2}{2} \right] (V_1 + V_2)$$

por lo tanto:

$$CMRR_{\text{efectivo}} = \frac{(C + D)A_1 + (C - D)A_2}{(C + D)A_1 - (C - D)A_2}$$

si $D=0$ $CMRR = \infty$

$$\text{pero } CMRR_{\text{efectivo}} = \frac{A_1 + A_2}{A_1 - A_2}$$

De aquí se constata que debemos mantener A_1 y A_2 cercanos a la unidad para obtener un $CMRR_{\text{efectivo}}$ alto.

Además de detectar la actividad mioeléctrica, los electrodos detectan también fenómenos electromagnéticos del medio ambiente tales como conmutaciones de motores eléctricos, transmisiones de audio y la señal de 60 Hz.

Es por esto que al tener una configuración bipolar (a diferencia de la monopolar); es decir dos electrodos y una tierra de referencia y un alto $CMRR_e$ es posible cancelar las señales del medio ambiente.

El circuito para la detección de la señal mioeléctrica se muestra en la figura No. 5. En este circuito se ha incorporado el filtro paso bandas.

IV.5 Obtención de la función de transferencia.

La figura No. 6 es la representación esquemática de la figura No. 5.

Para hacer el análisis se considera a los amplificadores operacionales ideales; es decir:

$$\text{Ganancia de voltaje } A_v = \infty$$

$$\text{Impedancia de entrada } Z_i = \infty$$

$$\text{Impedancia de salida } Z_o = 0$$

por suma de corrientes en el nodo (1).

$$i_1 + i_4 - i_2 = 0 \quad \text{pero } i_4 = 0 \text{ por } Z_i = \infty$$

$$\text{y como: } V_{(-)} = V_{(+)} \quad \text{por } A_v = \infty$$

tenemos:

$$\frac{V_3 - V_1}{Z_2} = \frac{V_1 - V_2}{Z_1}$$

$$\text{si } V_2 - V_1 = V_d$$

entonces:

$$V_3 = -\frac{Z_2}{Z_1} V_d + V_1 \quad \dots\dots\dots(1)$$

De igual manera, por suma de corrientes en el nodo (2).

$$i_2 + i_5 - i_3 = 0 \quad i_5 = 0 \quad \text{por } Z_1 = \infty$$

$$\frac{V_1 - V_2}{Z_1} = \frac{V_2 - V_4}{Z_3}$$

$$V_4 = \frac{Z_3}{Z_1} V_d + V_2 \quad \dots\dots\dots(II)$$

Empleando superposición

$$V_4 = 0 \quad V_3 \neq 0$$

$$V_5' = -\frac{Z_6}{Z_4} V_3 \quad (\text{configuración inversora}).$$

$$\text{y si ahora } V_3 = 0 \quad V_4 \neq 0$$

$$V_5'' = \frac{Z_7}{Z_5 + Z_7} \left(1 + \frac{Z_6}{Z_4}\right) V_4 \quad (\text{configuración no inversora}).$$

$$\therefore V_5 = -\frac{Z_6}{Z_4} V_3 + \frac{Z_7}{Z_5 + Z_7} \left(1 + \frac{Z_6}{Z_4}\right) V_4 \quad \dots\dots\dots(III)$$

Sustituyendo (I) y (II) en (III) se tiene

$$V_5 = -\frac{Z_6}{Z_4} \frac{(-Z_2)}{Z_1} V_d + V_1 + \frac{Z_7}{Z_5 + Z_7} \left(1 + \frac{Z_6}{Z_4}\right) \frac{Z_3}{Z_1} V_d + V_2$$

$$V_5 = \frac{Z_6 Z_2}{Z_4 Z_1} V_d - \frac{Z_6 V_1}{Z_4} + \frac{Z_7}{Z_5 + Z_7} \frac{Z_4 + Z_6}{Z_4} \frac{Z_3 V_d}{Z_1} + \frac{Z_7}{Z_5 + Z_7} \frac{Z_4 + Z_6}{Z_4} V_2$$

$$\text{si } Z_2 = Z_3; \quad Z_6 = Z_7; \quad Z_4 = Z_5$$

$$V_5 = \frac{2Z_6 Z_2}{Z_4 Z_1} V_d + \frac{Z_6}{Z_4} V_d$$

$$A_v = \frac{V_5}{V_d} = \frac{Z_6}{Z_4} \left(1 + \frac{2Z_2}{Z_1} \right)$$

si $Z_1 = R_1$

$$Z_2 = \frac{R_2 \cdot 1/SC_2}{R_2 + 1/SC_2}$$

$$Z_4 = R_4 + 1/SC_4$$

$$Z_6 = \frac{R_6 \cdot 1/SC_6}{R_6 + 1/SC_6}$$

$$A_v = \frac{\frac{\frac{R_6}{SC_6}}{R_6 SC_6 + 1}}{\frac{R_4 SC_4 + 1}{SC_4}} \left(1 + \frac{2 \frac{\frac{R_2}{SC_2}}{R_2 SC_2 + 1}}{R_1} \right)$$

$$A_v = \frac{SR_6 C_4}{(SR_6 C_6 + 1)(SR_4 C_4 + 1)} \left(1 + \frac{2R_2}{R_1(SC_2 R_2 + 1)} \right)$$

$$A_v = \frac{SR_6 C_4}{(SR_6 C_6 + 1)(SR_4 C_4 + 1)} - \frac{2SR_2 R_6 C_4}{(SR_6 C_6 + 1)(SR_4 C_4 + 1)(SR_2 C_2 + 1)R_1}$$

$$A_v = \frac{SR_1 R_6 C_4 (SR_2 C_2 + 1) + 2SR_2 R_6 C_4}{(SC_6 R_6 + 1)(SR_4 C_4 + 1)(SR_2 C_2 + 1)R_1}$$

$$A_v = \frac{S^2 R_1 R_2 R_6 C_2 C_4 + SR_1 R_6 C_4 + 2SR_2 R_6 C_4}{R_1 (SR_2 C_2 + 1)(SR_4 C_4 + 1)(SR_6 C_6 + 1)}$$

$$A_v = \frac{(R_2 R_1 R_6 C_2 C_4 S + R_1 R_6 C_4 + 2R_2 R_6 C_4) S}{R_1 (SR_2 C_2 + 1)(SR_4 C_4 + 1)(SR_6 C_6 + 1)}$$

$$A_v = \frac{R_1 R_6 C_4 + 2R_2 R_6 C_4 S \left(\frac{R_1 R_2 R_6 C_2 C_4}{R_1 R_6 C_4 + 2R_2 R_6 C_4} + 1 \right)}{R_1 (SR_2 C_2 + 1)(SR_4 C_4 + 1)(SR_6 C_6 + 1)}$$

$$A_v = K \frac{S(S/Z + 1)}{(S/P_2 + 1)(S/P_4 + 1)(S/P_6 + 1)}$$

donde $K = \frac{R_1 R_6 C_4 + 2R_2 R_6 C_4}{R_1} = \frac{R_6 C_4 (R_1 + 2R_2)}{R_1}$

$$Z = \frac{R_1 + 2R_2}{R_1 R_2 C_2}$$

$$P_2 = 1/R_2 C_2$$

$$P_4 = 1/R_4 C_4$$

$$P_6 = 1/R_6 C_6$$

IV.6 Etapa de Ganancia:

Consta de un amplificador operaciona (figura - No. 7).

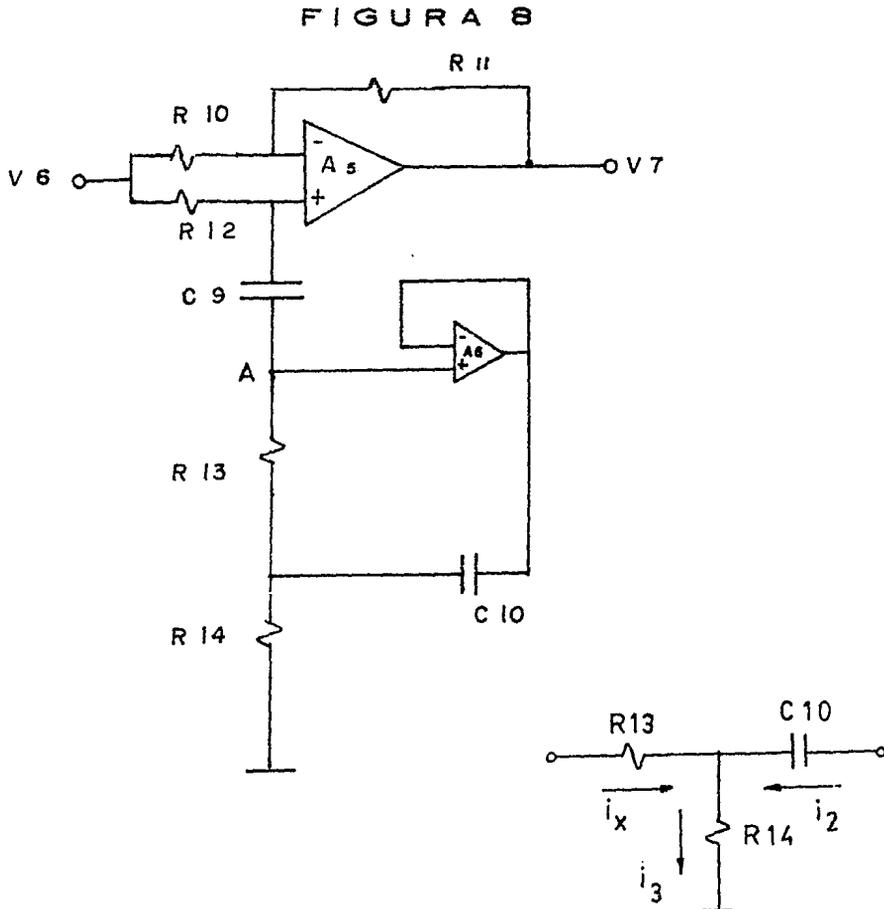
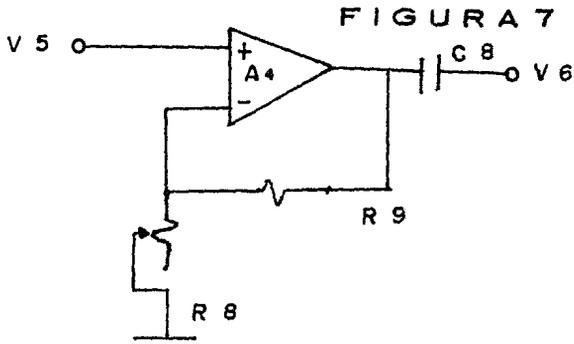
Configuración no inversor, mostrado en la Figura No. 7, la ganancia de esta entrada es

$$A = 1 + \frac{R_9}{R_8}$$

IV.7. Filtro Supresor de Banda.

La salida de la etapa anterior muestra prácticamente la presencia de la frecuencia de 60 Hz. Por esta razón, hemos incluido un filtro supresor con ganancia unitaria en todo el ancho del amplificador excepto en la frecuencia de 60 Hz.

El filtro supresor se muestra en la figura No. 8. Este filtro es una variante del amplificador diferencial. Los elementos, C_9 , C_{10} , R_{13} , R_{14} y A_6 simulan un circuito serie RLC, el cual a su frecuencia de resonancia se



comporta como resistivo puro ($R_{13} + R_{14}$) y si es así, tendríamos un amplificador diferencial balanceado e idealmente el voltaje de salida sería cero. A otras frecuencias el amplificador está desbalanceado y su ganancia es la unidad.

La impedancia entre el punto A y tierra es:

$$R_4 = R_5 = R \quad i_x = i_3 - i_2$$

$$i_3 = \frac{V_x}{\frac{R}{SRC_2 + 1} + \frac{R}{2}} + \frac{V_x}{\frac{R}{2} + \frac{R}{2}}$$

$$i_3 = \frac{SRC_2 + 1 + 2SC_2}{SR^2C_2 + 2R} V_x$$

$$i_3 = \left(\frac{(2 + SRC_2)(SRC_2 + 1) + 2SC_2(2R + SR^2C_2)}{(SR^2C_2 + 2R)(2 + SRC_2)} \right) V_x$$

$$i_3 = \left(\frac{2SRC_2 + 2(SRC_2)^2 + SRC_2 + 4SRC_2 + 2(SRC_2)^2}{(SR^2C_2 + 2R)(2 + SRC_2)} \right) V_x$$

$$i_3 = \left(\frac{3(SRC_2)^2 + 7SRC_2 + 2}{(SR^2C_2 + 2R)(2 + SRC_2)} \right) V_x$$

$$i_3 = \left(\frac{(SRC_2 + 2)(3SRC_2 + 1)}{(SR^2C_2 + 2R)(2 + SRC_2)} \right) V_x$$

$$i_3 = \left(\frac{3SRC_2 + 1}{SR^2C_2 + 2R} \right) V_x$$

$$i_x = i_3 - (V_x - Ri_3)SC_2$$

$$i_x = i_3(1 + SRC_2) - V_x SC_2$$

$$i_x = \left(\frac{(3SRC_2 + 1)(SRC_2 + 1)}{SR^2C_2 + 2R} - SC_2 \right) V_x$$

$$i_x = \left(\frac{(3SRC_2 + 1)(SRC_2 + 1) - SC_2(2R + SR^2C_2)}{2R + SR^2C_2} \right) V_x$$

$$i_x = \left(\frac{3SRC_2 + 3(SRC_2)^2 + 1 + SRC_2 - 2SRC_2 - (SRC_2)^2}{2R + SR^2C_2} \right) V_x$$

$$i_x = \left(\frac{1 + 2(SRC_2)^2 + 2SRC_2}{2R + SR^2C_2} \right) V_x$$

finalmente

$$Z_{eq_0} = \frac{V_x}{i_x} = \frac{2R + SR^2C_2}{1 + 2(SRC_2)^2 + 2SRC_2}$$

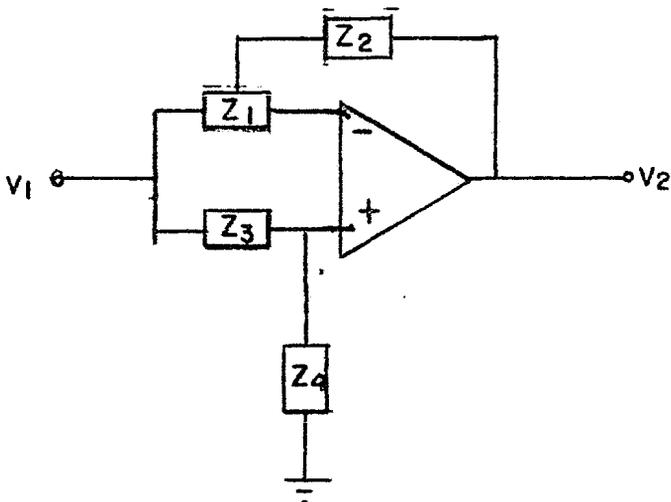
si

$$2(SRC_2)^2 + 2SRC_2 \ll 1$$

entonces se tiene una resistencia en serie con una inductancia, es decir:

$$R_{eq} = 2R \quad L_{eq} = R^2C_2$$

Antes de seguir adelante obtengamos la función de transferencia del circuito original



Empleando superposición

$$A_v = -\frac{Z_2}{Z_1} + \frac{Z_4}{Z_3+Z_4} \frac{Z_1+Z_2}{Z_1}$$

$$A_v = -\frac{Z_2(Z_3+Z_4)+Z_4(Z_1+Z_2)}{Z_1(Z_3+Z_4)}$$

$$A_v = \frac{-Z_2Z_3-Z_2Z_4+Z_4Z_4+Z_4Z_2}{Z_1(Z_3+Z_4)}$$

$$A_v = \frac{Z_1Z_4-Z_2Z_3}{Z_1(Z_3+Z_4)}$$

si $Z_4 = R_t + sL + 1/sC_1$

siendo $R_t = R_{eq} = 2R$ $L = L_{eq} = R^2C_2$

$$Z_4(j\omega) = R_t + j\omega L + 1/j\omega C_1 = R_t + jL(\omega + 1/\omega LC_1)$$

si $\omega_0^2 = 1/LC_1$

$$Z_4(j\omega) = R_t + (jL/\omega)(\omega^2 - \omega_0^2) \quad \delta$$

$$Z_4(j\omega) = R_t + jL\omega_0 \left(\frac{\omega}{\omega_0} - \frac{\omega_0}{\omega} \right)$$

sustituyendo el valor de Z_4 en la función de transferencia

y haciendo $Z_1 = R_1 = Z_2 = R_2$; $Z_3 = R_3 = R_t$

$$A_v = \frac{R_1 [R_t + (jL/\omega)(\omega^2 - \omega_0^2)] - R_2 R_3}{R_1 [R_3 + R_t + (jL/\omega)(\omega^2 - \omega_0^2)]}$$

$$A_v = \frac{R_1 R_t + (jR_1 L/\omega)(\omega^2 - \omega_0^2) - R_2 R_3}{R_1 R_3 + R_1 R_t + (jR_1 L/\omega)(\omega^2 - \omega_0^2)}$$

$$A_v = \frac{jL(\omega^2 - \omega_0^2)}{\omega(R_3 + R_t) + jL(\omega^2 - \omega_0^2)}$$

$$\delta \quad A_v = \frac{jL\omega_0(\omega/\omega_0 - \omega_0/\omega)}{4R + jL\omega_0(\omega/\omega_0 - \omega_0/\omega)}$$

$$A_v = \frac{jQ(\omega/\omega_0 - \omega_0/\omega)}{1 + jQ(\omega/\omega_0 - \omega_0/\omega)}$$

siendo $Q = \omega_0 L / 4R$ y si $\omega_0^2 = 1/LC_2 = 1/R^2 C_2 C_1$

$$f_0 = 1/(2\pi R\sqrt{C_1 C_2})$$

IV. 8 Rectificador de onda completa e integrador.

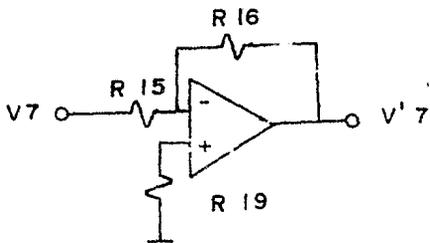
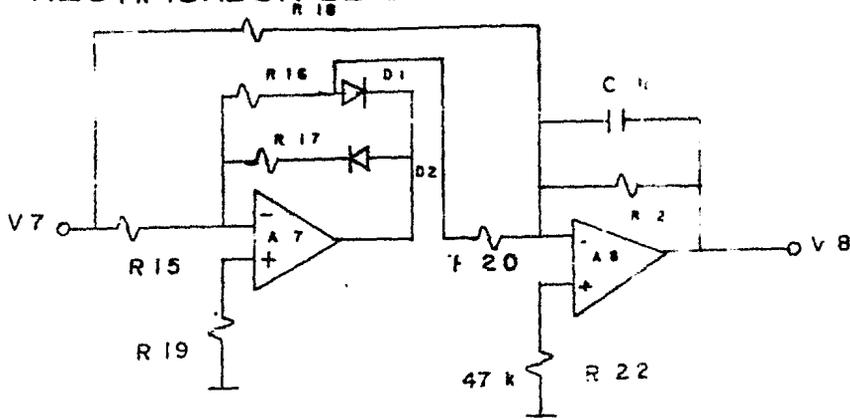
El rectificador de onda completa e integrador está compuesto de 2 amplificadores operacionales, el primero de ellos actúa como rectificador de media onda y el segundo como amplificador inversor sumador de dos entradas, comportándose el conjunto como un rectificador de onda completa (figura No. 9).

IV. 9 Postprocesamiento.

De acuerdo al postprocesamiento escogido, las señales pequeñas que pueden ser debidas a ruido son despreciadas, las señales de nivel de voltaje medio giran el motor en un sentido, y las señales de voltaje alto hacen girar el motor en el otro sentido. El circuito se muestra en la figura No. 10.

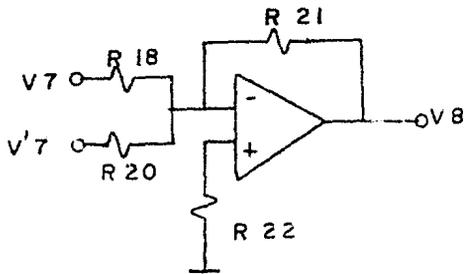
FIGURA 9

RECTIFICADOR DE ONDA COMPLETA E INTEGRADOR



$$V'7 = \frac{R16}{R15} -V7 = -V7$$

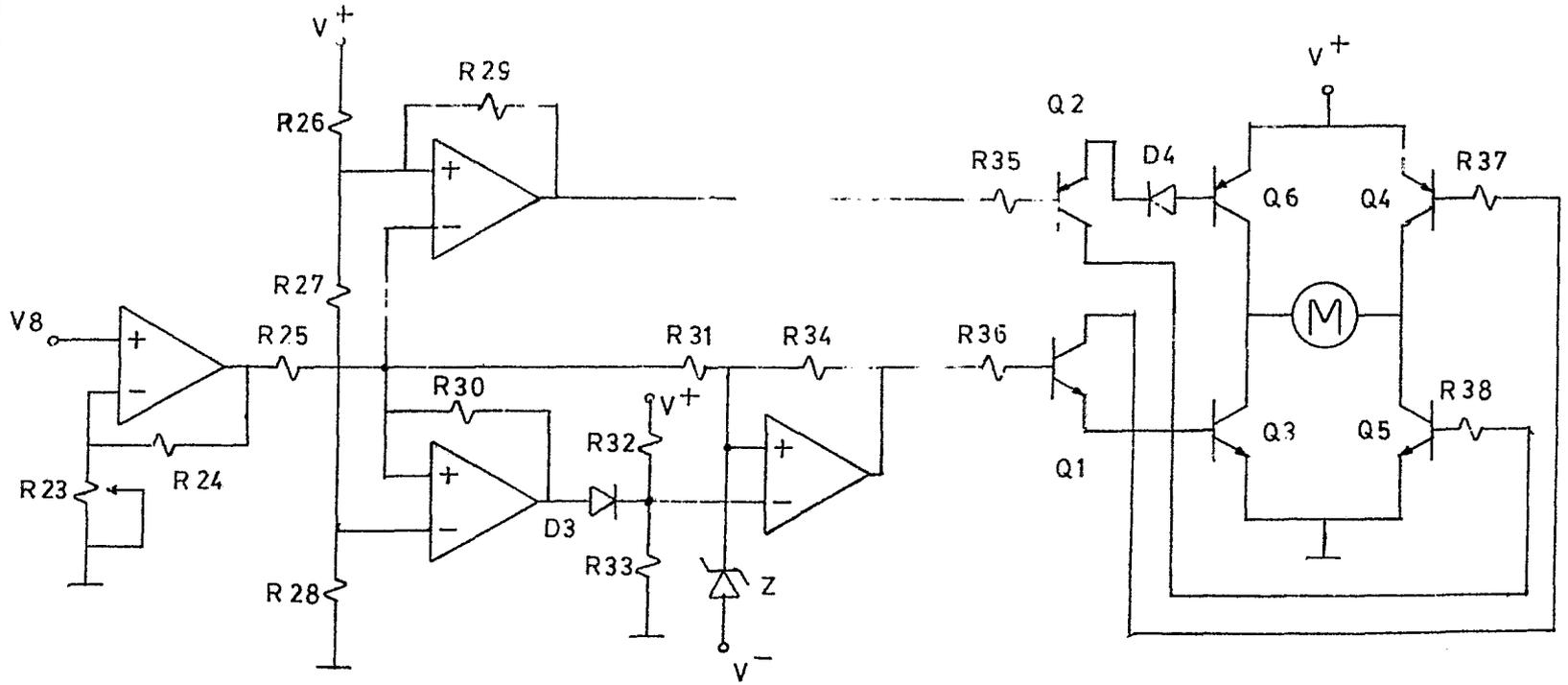
PARA EL SEGUNDO OPERACIONAL



$$V8 = -\frac{R21}{R18} V7 - \frac{R21}{R20} V'7$$

$$V8 = -V7 + 2V'7$$

$$V8 = |V7|$$



POSTPROCESAMIENTO

FIGURA 10

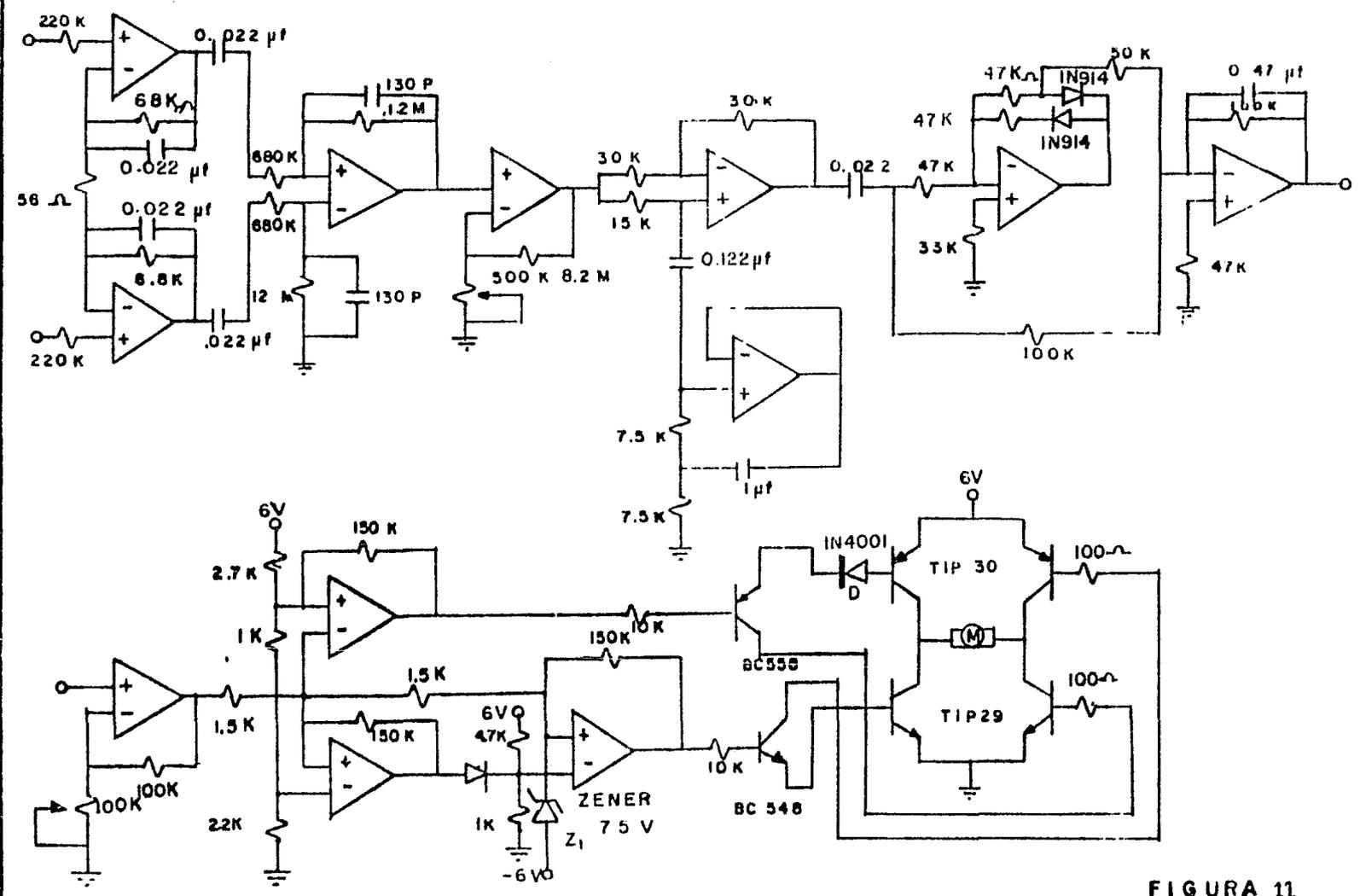


FIGURA 11

C A P I T U L O V

Diseño Electrónico y Resultados Obtenidos.

V.1 Características Generales:

Las características principales que se han tomado en cuenta, para el diseño electrónico son: los elementos electrónicos empleados deben de ocupar el menor espacio posible y contribuir con un peso mínimo al sistema en su conjunto.

Otra característica importante es que se han tratado de emplear los componentes electrónicos, que son fáciles de conseguir en el mercado nacional.

Todos los amplificadores operacionales son TL084 y las resistencias son de 5% de tolerancia. (pág. 144-149).

1.- Etapa de captación:

De acuerdo a la literatura revisada, se ha decidido tener un corte a bajas frecuencias de 10 Hz, y a altas frecuencias de 1,000 Hz.

Por lo tanto, para bajas frecuencias tenemos:

$$f_B = 1/(2\pi R_4 C_4)$$

si $C_4 = 0.022 \mu f$ entonces $R_4 = \frac{1}{2\pi(10)(0.022 \mu f)}$

$$R_4 = 723.43 K\Omega$$

si ponemos una resistencia de 680 K Ω . la frecuencia de corte será

$$f_B = \frac{1}{2\pi(680K)(0.022 \mu f)} = 10.6 \text{ Hz}$$

El corte a altas frecuencias es realizado por dos filtros y son:

$$f_A = \frac{1}{2\pi R_2 C_2}$$

si $C_2 = 0.022 \mu f$ $R_2 = \frac{1}{2\pi(1000)(0.022)}$

$R_2 = 7234.3 \Omega$ si $R_2 = 6800 \Omega$ $f_A = \frac{1}{2\pi(6.8K)(0.022 \mu f)} = 1063.8 \text{ Hz}$

El otro filtro contribuye con:

$$f_{A'} = \frac{1}{2\pi R_6 C_6}$$

si $C_6 = 130 \text{ pf}$ $R_6 = \frac{1}{2\pi(1000)(130 \text{ pf})} = 1.22 \text{ M}\Omega$

si $R_6 = 1.2 \text{ M}\Omega$

$$f_{A'} = \frac{1}{2\pi(1.2M)(130 \text{ pf})} = 1020.2 \text{ Hz}$$

La ganancia de voltaje en esta etapa es:

$$A_v = \frac{R_6}{R_4} \left(1 - \frac{2R_2}{R_1} \right) \quad \text{si } R_1 = 56\Omega$$

$$A_v = 430.3$$

Si tomamos en cuenta que el rango de variación en amplitud del electromiograma varía de unos $20\mu\text{VA}$ a $1,000\mu\text{V}$, entonces con la ganancia anterior tendríamos un rango de 8.6 mV a 430.3 mV .

Por último, las resistencias a la entrada de los operacionales se colocan para protegerlos de posibles sobretensiones.

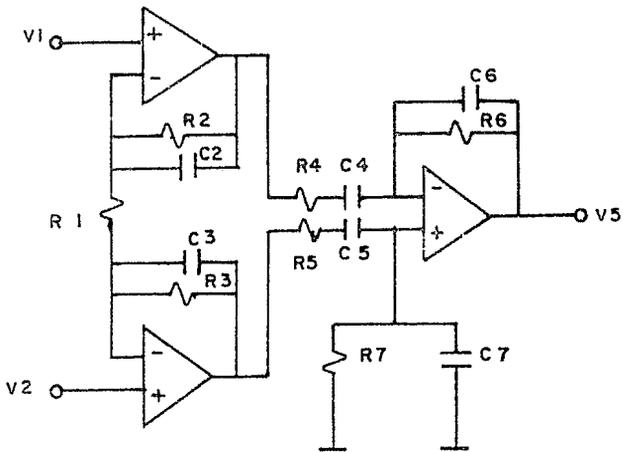
El diagrama del circuito se muestra en la figura No. 5.1

V.2.- Ganancia.

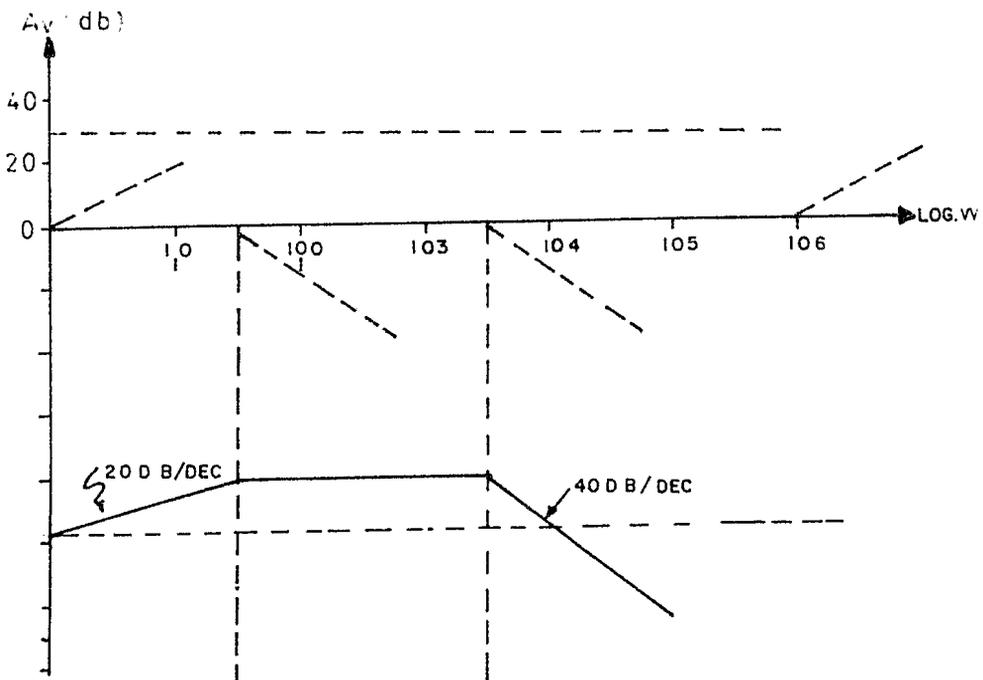
Una etapa de ganancia se ha conectado a la continuación de circuito anteriormente descrito, y consiste sencillamente de un amplificador operacional en configuración no inversora como se observa en la figura No. 5.2

La ganancia máxima que podremos obtener está determinada por la fuente de alimentación, que en

FIGURA 5.1



$R1 = 50 \Omega$
 $R2 = R3 = 6.8 \text{ K}\Omega$ $C2 = C3 = 1.0 \mu\text{F}$
 $R4 = R5 = 680 \text{ K}\Omega$ $C4 = C5 = 0.022 \mu\text{F}$
 $R6 = 1 \text{ M}\Omega$ $C6 = 130 \text{ pF}$
 $R7 = 1 \text{ M}\Omega$ $C7 = 130 \text{ pF}$



y el ancho de banda queda:

$$A B. = f_n / Q = 84.9 \text{ Hz}$$

Las resistencias faltantes se han escogido de la siguiente manera:

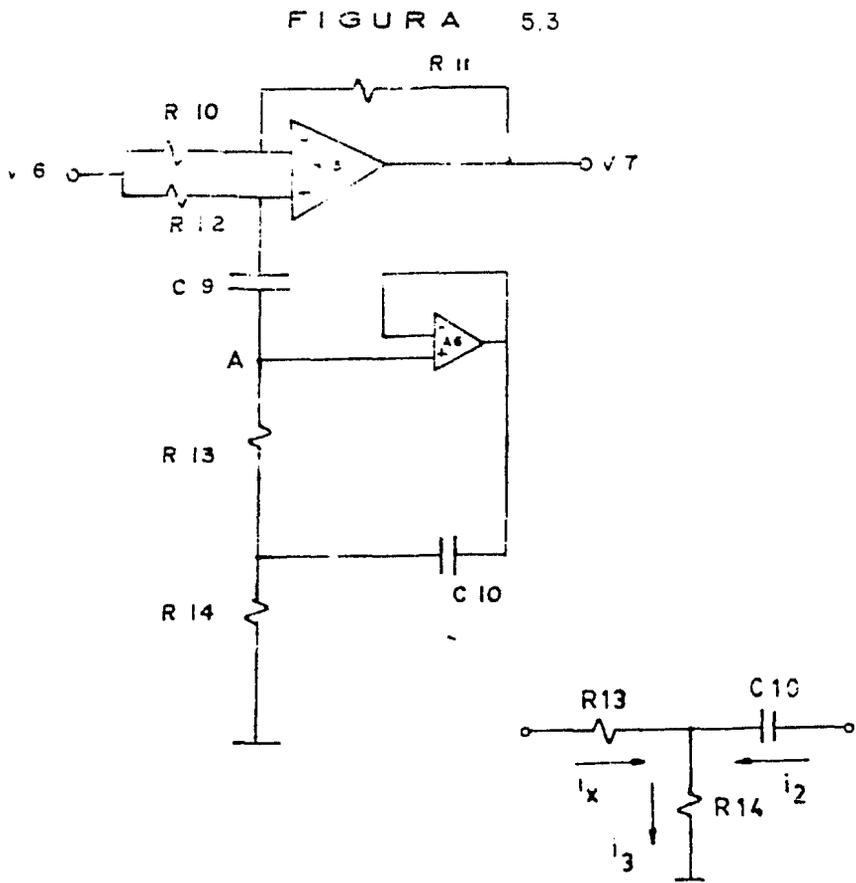
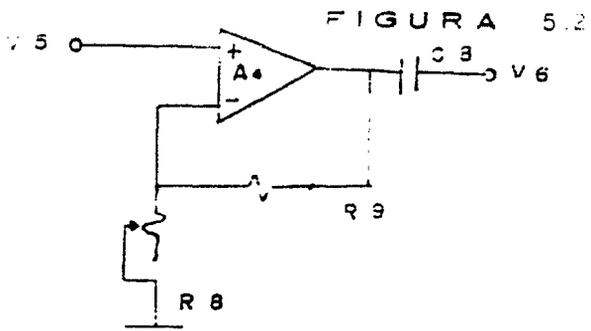
$$R_{12} = 15 \text{ K}\Omega \quad R_{10} = R_{11} = 30 \text{ K}\Omega$$

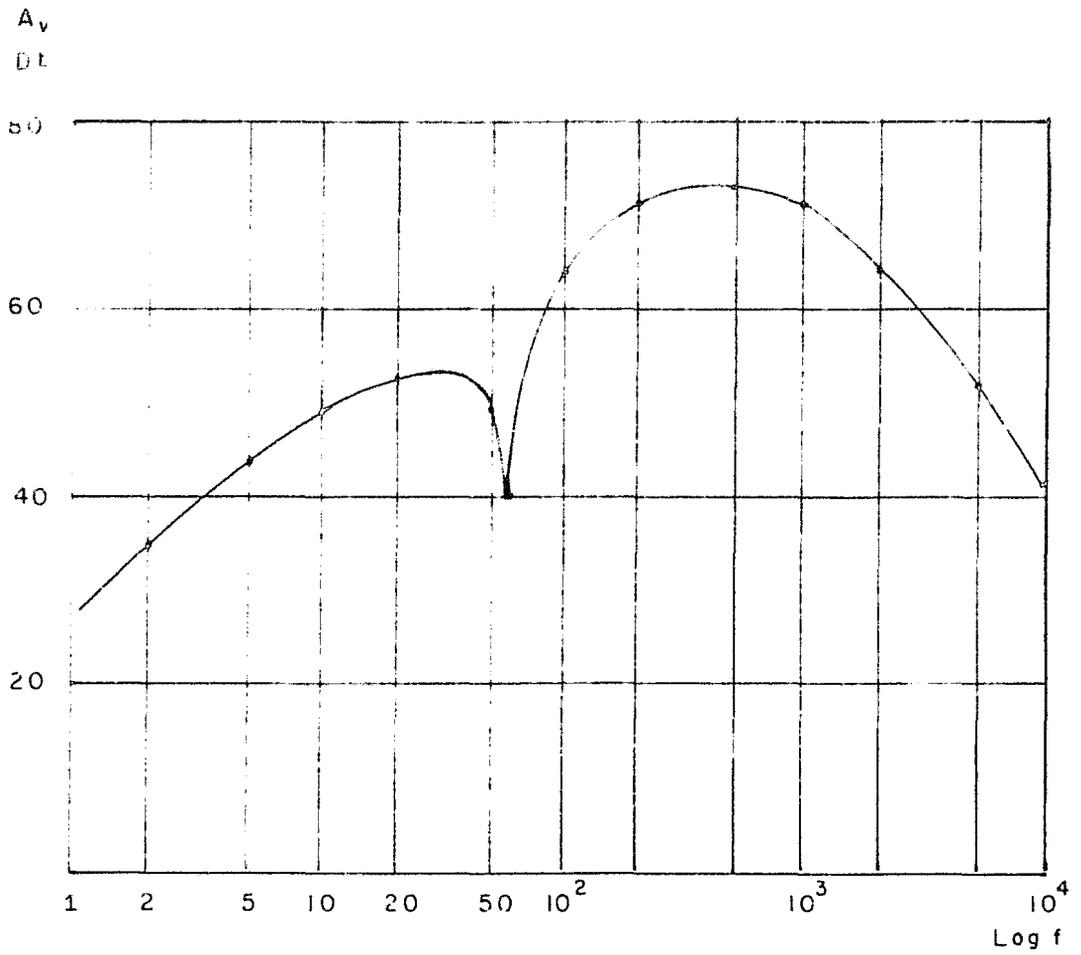
a la salida del filtro se ha puesto un capacitor con el fin de entregar a la etapa siguiente (rectificador de onda completa), la señal limpia de alguna componente de corriente directa.

El diagrama de esta etapa se presenta en la figura No. 5.3

A la salida de esta etapa, se muestreó la señal de electromiografía y se obtuvieron algunas gráficas que se presentan al final de este capítulo. En la figura 5.4 se muestra el diagrama de bode correspondiente hasta esta etapa.

Es de interés comentar, que se han utilizado hasta el momento, 6 amplificadores operacionales ($1\frac{1}{2}$ chips) y 25 componentes pasivos, es decir añadiendo unas pilas o una fuente de poder, podemos contar con un electro-miografo de bajo costo y pequeño, que permite utilizarlo no solamente para los fines del presente trabajo, sino





RESPUESTA EN FRECUENCIA

FIGURA 5 4

este caso es de ± 6 v; es decir 12 volts, pico a pico. Si en la etapa anterior teníamos un máximo de 430.3 mV. entonces para obtener 12 volts necesitamos una ganancia de 27.9.

V. 3.- Filtro Supresor de 60 Hz.

La etapa de captación de la señal electromiográfica debe idealmente cancelar las señales de modo común. A pesar de que se trataron de aparear lo más posible los componentes en esa etapa, prácticamente a la salida se obtuvo la señal de electromiografía montada sobre la señal, indeseable de 60 Hz., por esta razón incorporamos un filtro supresor de banda centrado a la frecuencia de 60 Hz.

$$\text{si } C_9 = 0.122 \mu\text{f} ; C_{10} = 1 \mu\text{f}$$

$$R = 7.5 \text{ K}\Omega$$

entonces:

$$f_o = \frac{1}{2\pi R (C_1 C_2)^{\frac{1}{2}}} = 60.7 \text{ Hz}$$

el factor de calidad es:

$$Q = \frac{\pi f_o C_2 R}{2} = 0.715$$

también para los que ya hemos enumerado en un capítulo anterior. Ver figura 5.3.

V.4.- Rectificador de onda completa e integrador.

La finalidad de esta etapa es obtener el valor absoluto de la señal, así como una cuantificación de la misma. Para ello se escogieron los siguientes valores.

$$R_{15} \quad R_{16} = R_{17} = R_{22} = 47 \text{ K}\Omega$$

$$R_{18} = R_{21} = 100 \text{ K}\Omega$$

$$R_{20} = R_{21} / 2 = 50 \text{ K}\Omega$$

R_{19} y R_{22} se utilizan para eliminar el offset.

Los diodos son IN914

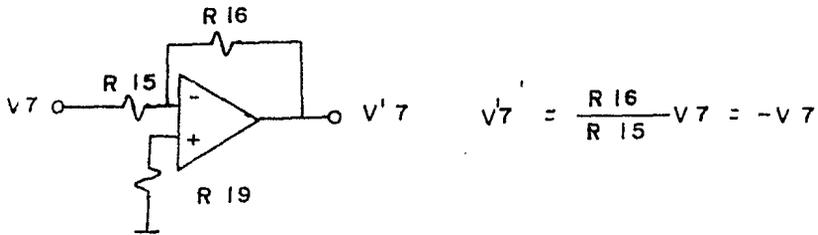
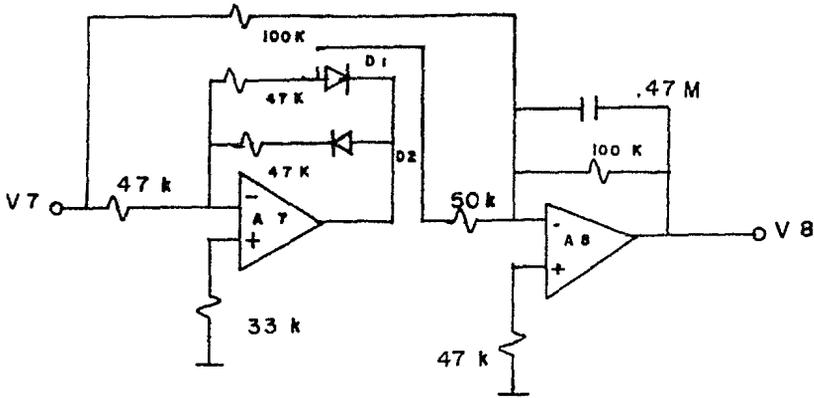
La constante de tiempo de la integración deseada está dada por:

$$T = RC = (100\text{K})(470\text{nf}) = 47 \text{ ms.}$$

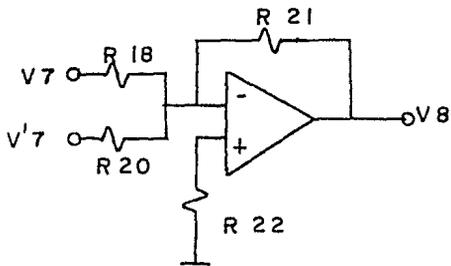
El circuito puede verse en la figura No. 5.5.

FIGURA 5.5

RECTIFICADOR DE ONDA COMPLETA E INTEGRADOR



PARA EL SEGUNDO OPERACIONAL



$$V8 = \frac{R21}{R18} V7 - \frac{R21}{R20} V'7$$

$$V8 = -V7 + 2V'7$$

$$V8 = |V7|$$

V.5.- Postprocesamiento.

El método de control que se propone es el llamado de tres estados, es decir, con una señal electromiográfica, vamos a obtener el movimiento de un motor en dos sentidos.

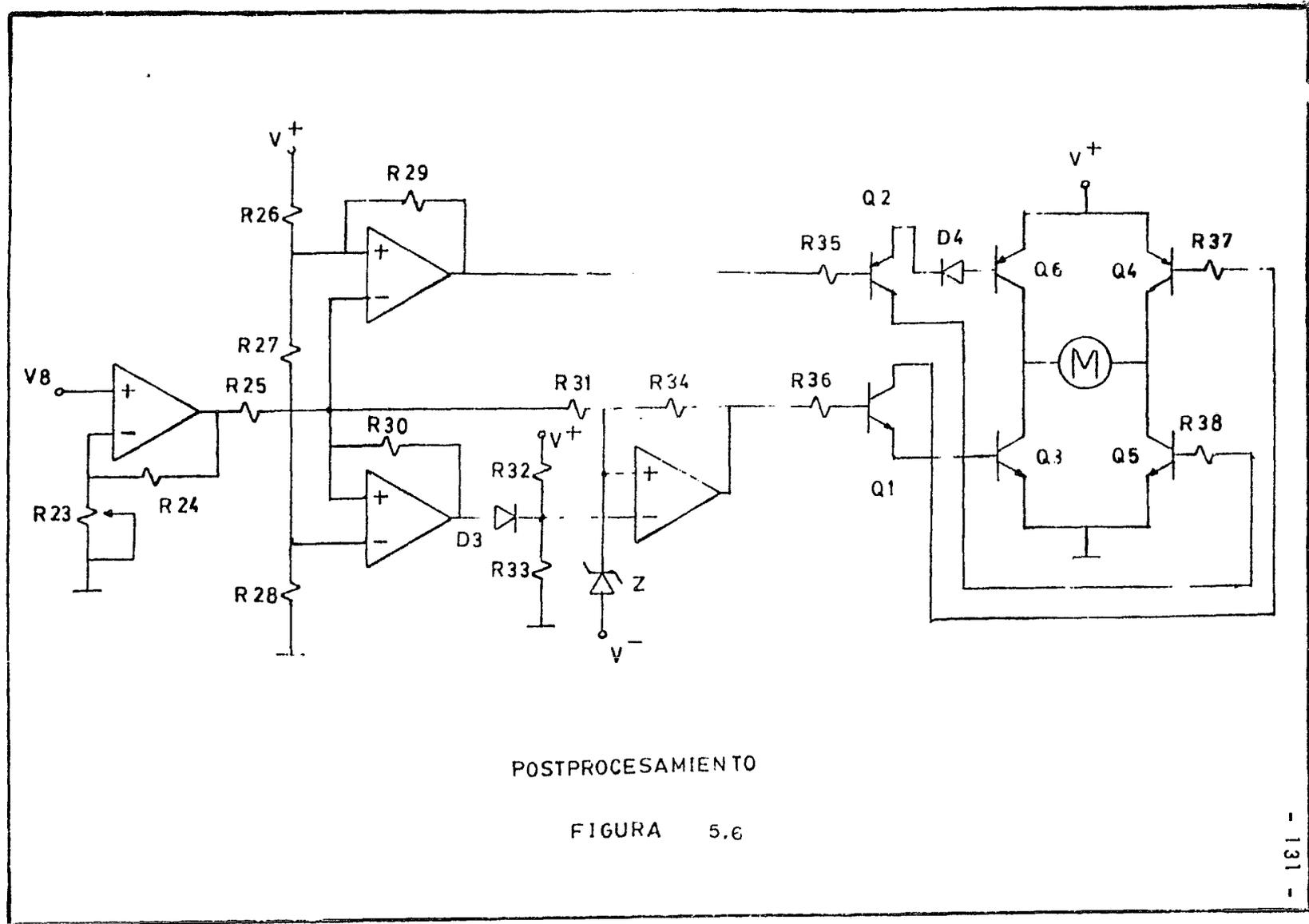
Esto equivale a comparar la señal, para obtener con un nivel un sentido de giro y con un nivel más alto, el otro sentido de giro. Este método es sencillo, y relativamente limitado, pero se considera que es práctico para desarrollar una prótesis a corto plazo.

Sin embargo, no olvidemos los métodos tan provocativos intelectualmente, como los basados en técnicas estadísticas, que sin lugar a dudas, contribuirán en el futuro a una prótesis ideal.

El circuito se muestra en la figura 5.6.

V.6.- En la figura 5.7 se ha dibujado el diagrama completo;

El número total de circuitos integrados son 3; 55 componentes pasivos y 6 transistores y un costo aproximado de \$2,500.00



POSTPROCESAMIENTO

FIGURA 5.6

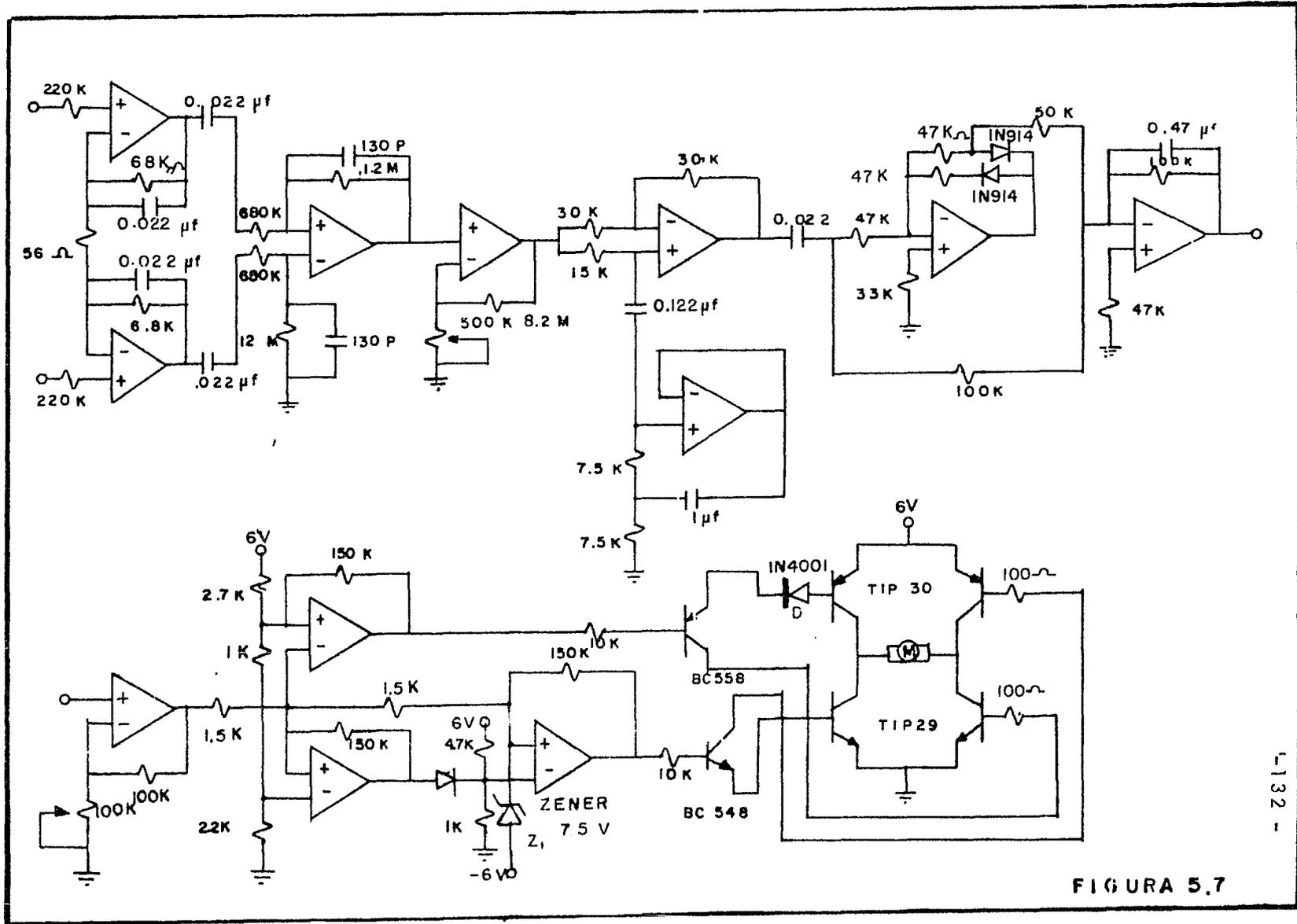


FIGURA 5.7

V.7 GRAFICAS OBTENIDAS DEL PROCESADOR DE ELECTROMIOGRAFIA.

Las gráficas que a continuación se presentan han sido obtenidas por el sistema computadora PDP '11/40, perteneciente a la Unidad de Servicios de Apoyo a la Investigación (U. S. A. I), de la Facultad de Psicología de la U. N. A. M.

El sistema tiene un periférico capaz, entre otras cosas, de captar señales analógicas denominado Laboratory Peripheral System (L. P. S.). El convertidor analógico - Digital de este periférico es controlado por una serie de subrutinas que pueden ser ejecutadas por cualquiera de los siguientes lenguajes: Basic, Fortran, Pascal.

Actualmente se tienen algoritmos que trabajan en forma iterativa con el usuario, los cuales permiten seleccionar una serie de parámetros relacionados con la señal a captar, como ¿cuántos canales se van a utilizar? (máximo 8 canales) ¿cuántas muestras por canal?, ¿qué intervalo de tiempo de muestreo?, además el programa permite tomar muestras en forma continúa o bien tomarlas

solo cada vez que se presenta un pulso de sincronización.

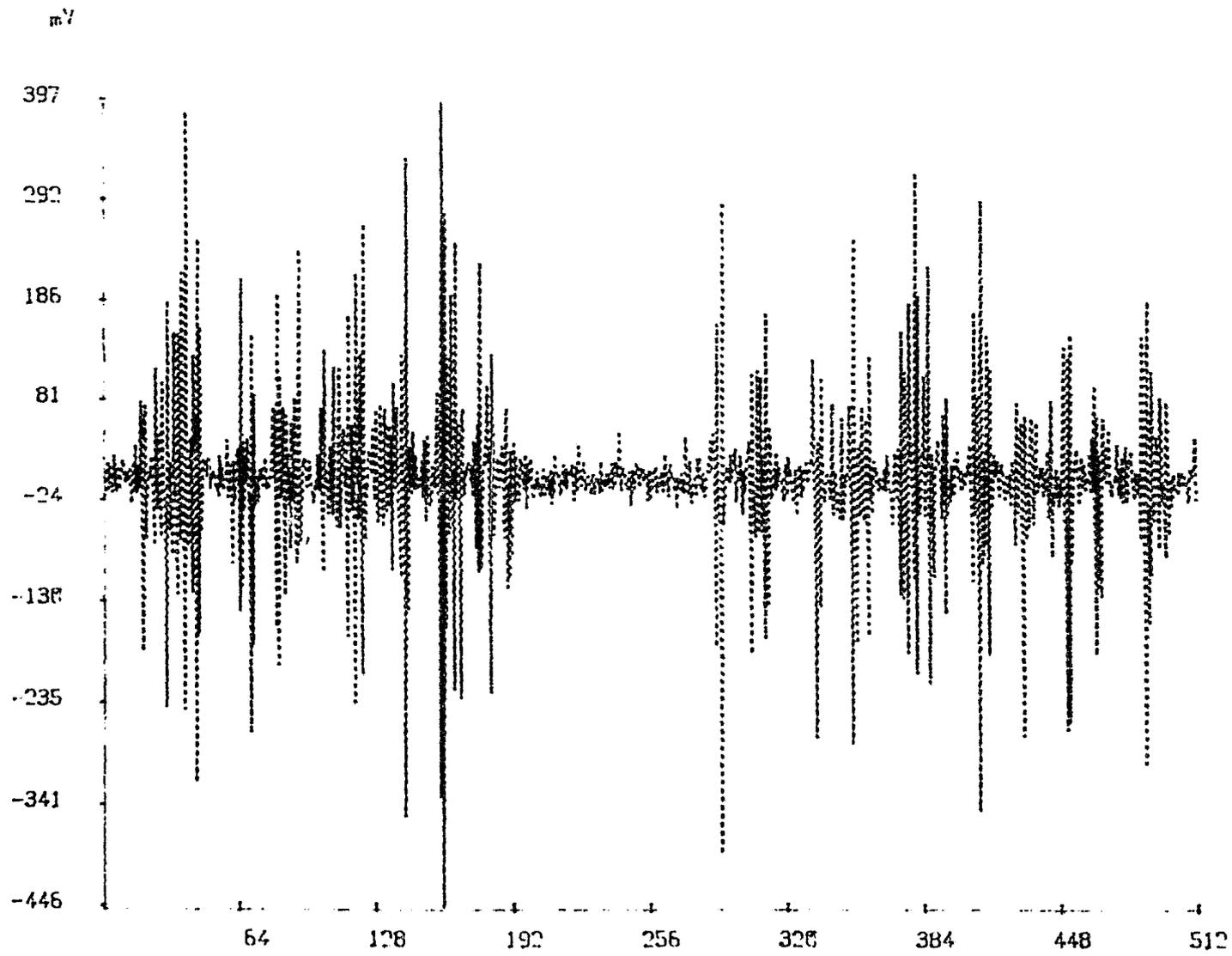
Las señales captadas se almacenan en disco o en cinta magnética, posteriormente se pueden desplegar en un graficador pantalla y después de una observación minuciosa, si se desea se puede graficar en papel.

La figura 1, 2 y 3 muestra la señal de electromiografía, colocando los electrodos sobre el músculo digitorum superficialis.

La figura 5 muestra la respuesta del integrador teniendo como entrada la figura 4.

En la figura 6 se han graficado juntas, la señal electromiográfica y su integral.

En las fotografías 7, 8 y 9 se presentan las señales electromiográficas obtenidas del electromiógrafo TECA - del I.M.S.S. que fueron captadas del brazo de un amputado. En la fotografía 9 se puede observar las señales - obtenidas del biceps y triceps. Nótese la diferencia en amplitud de las señales, las cuales comprueban el control a voluntad de la señal electromiográfica. De manera semejante se puede observar la similitud entre las características (amplitud y frecuencia) de la señal obtenida con un electromiógrafo y la señal procesada por el sistema electrónico diseñado.



mSEC FIGURA 1

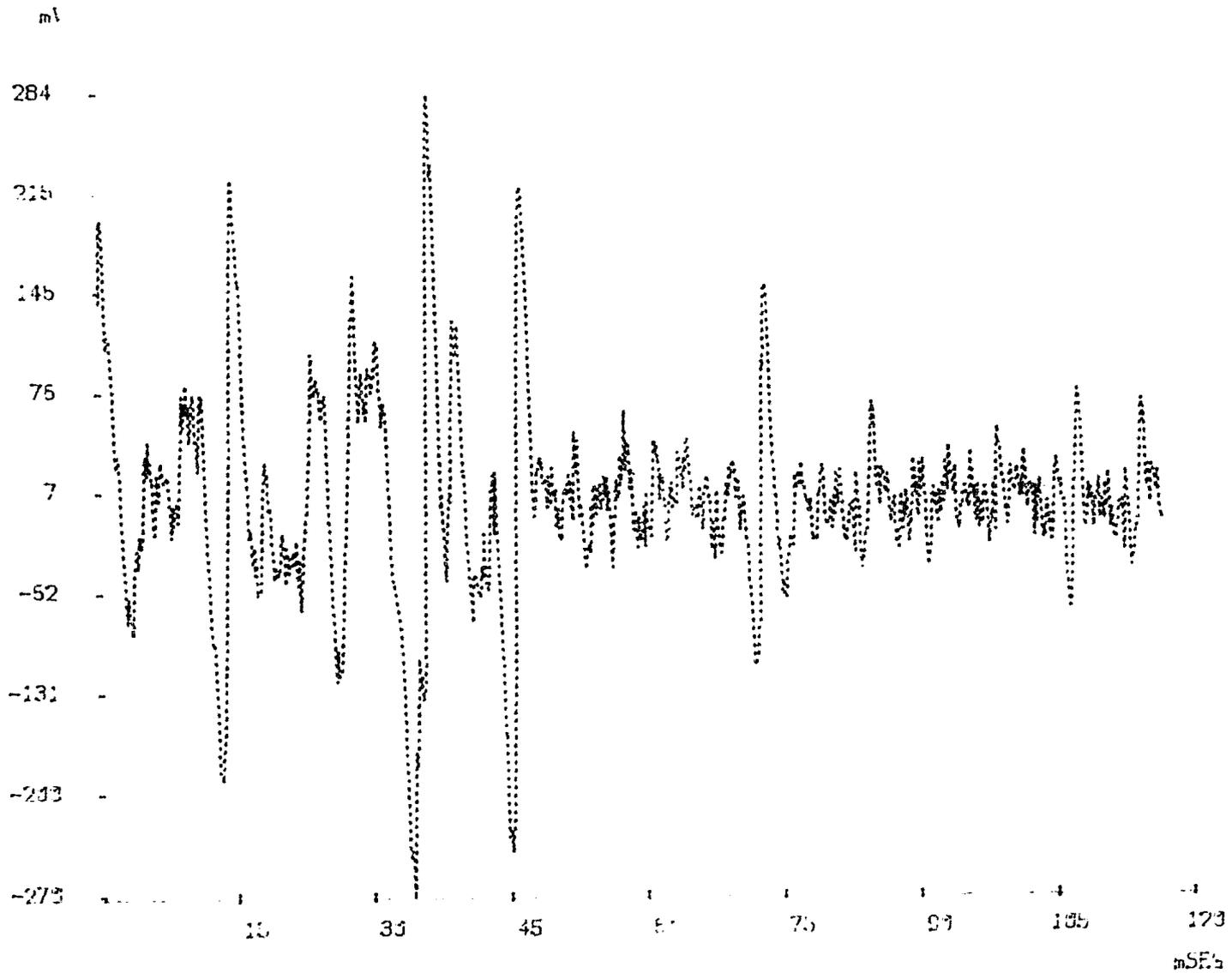


FIGURA 2

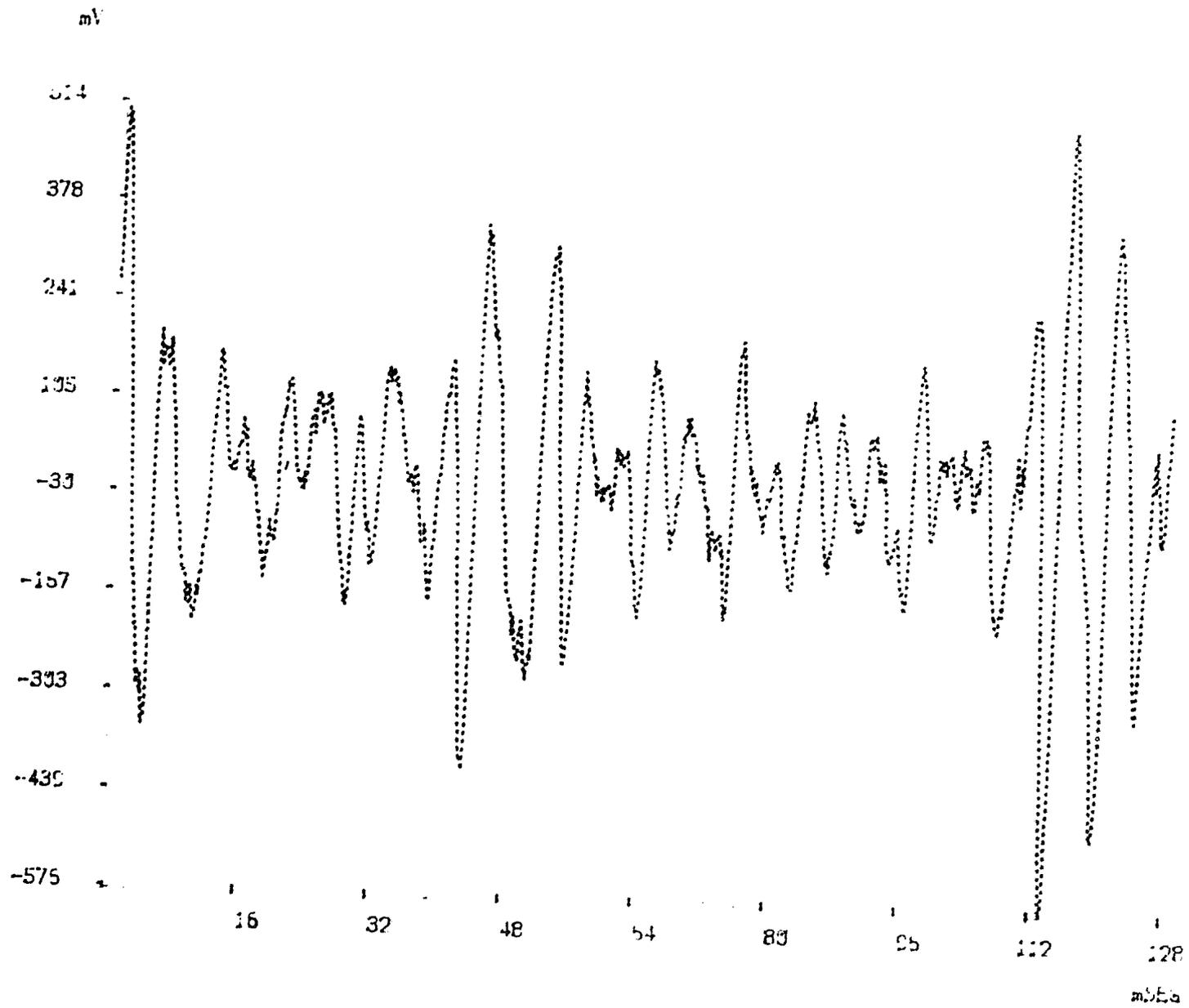


FIGURA 3

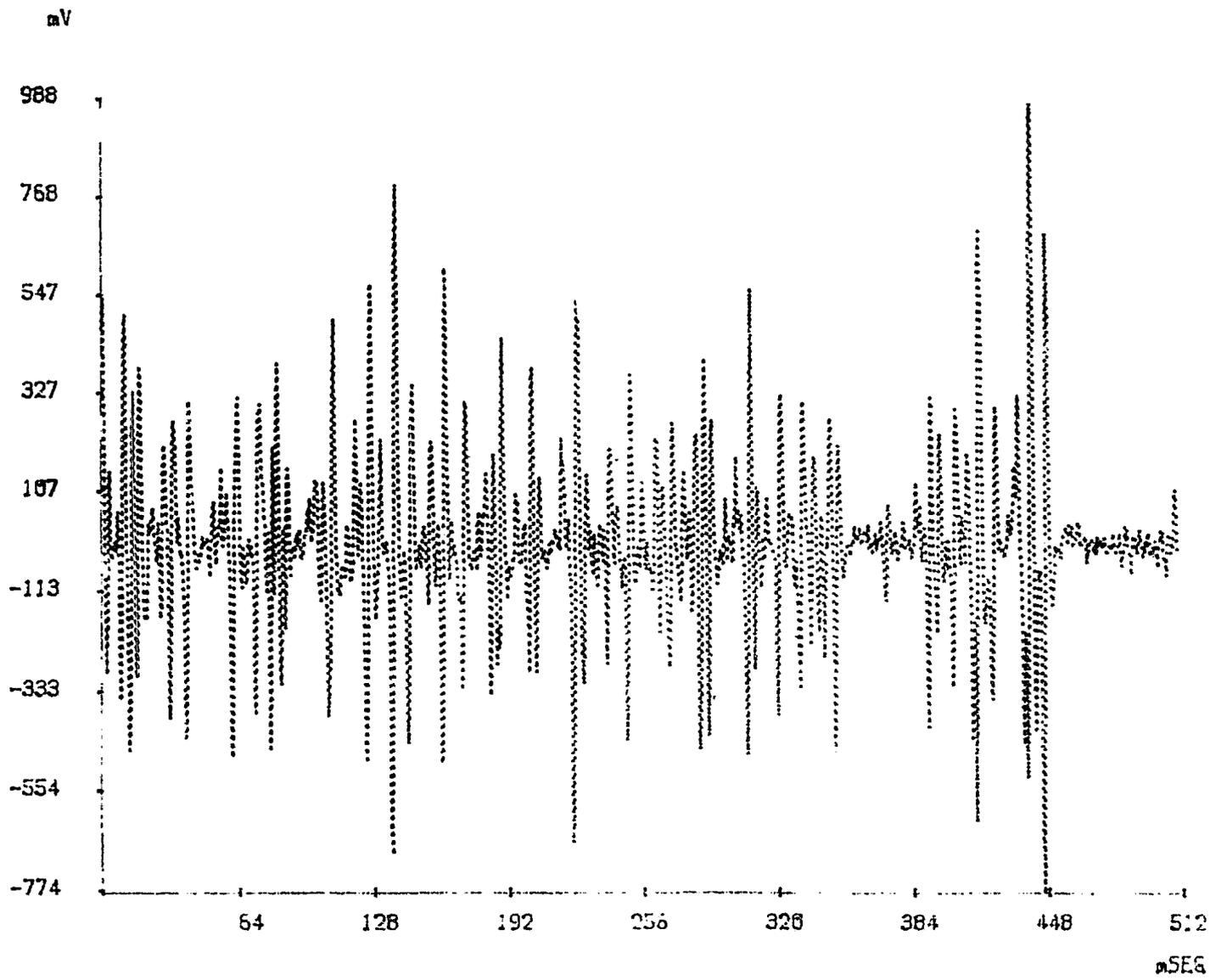
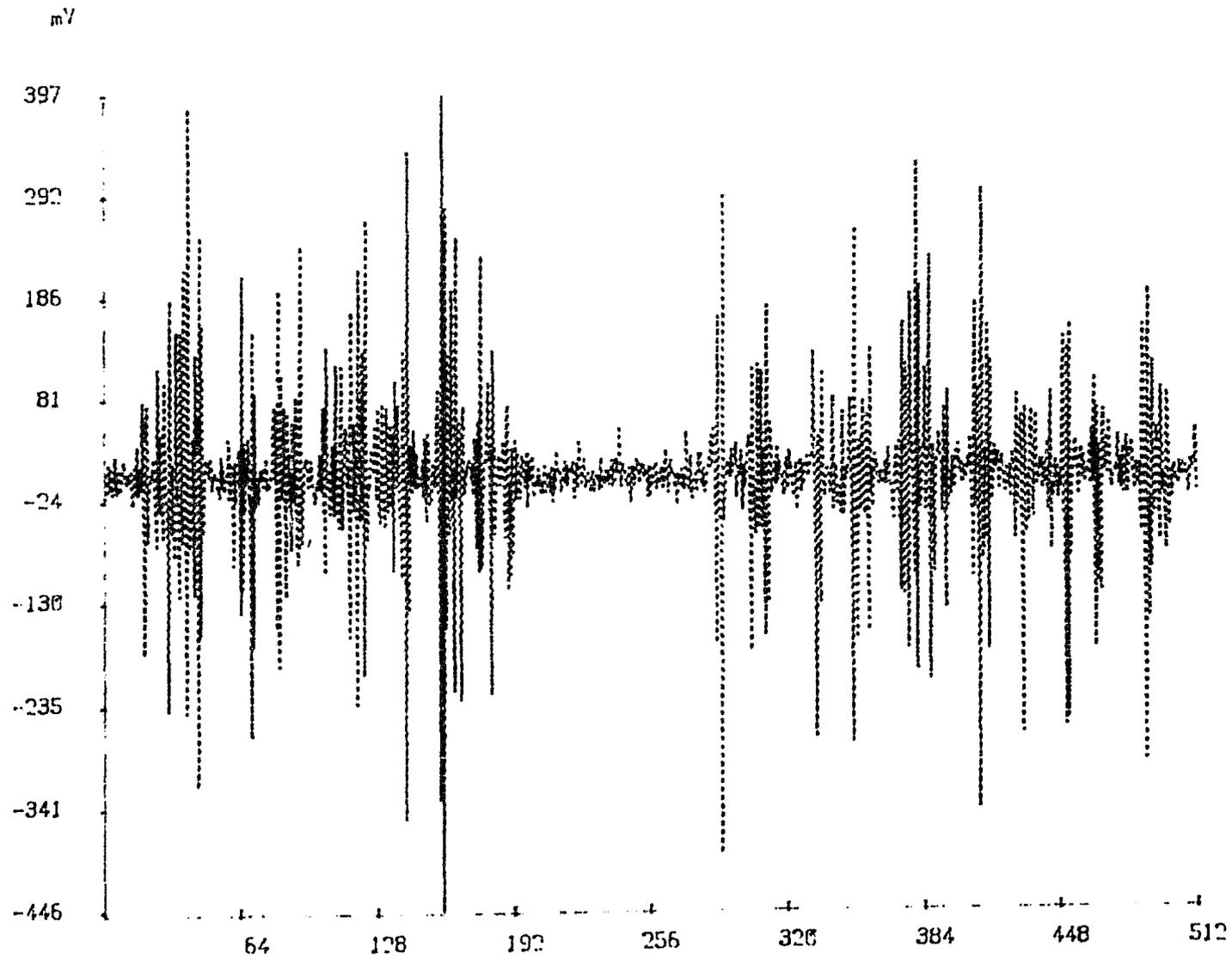


FIGURA 4



μSEC FIGURA 1

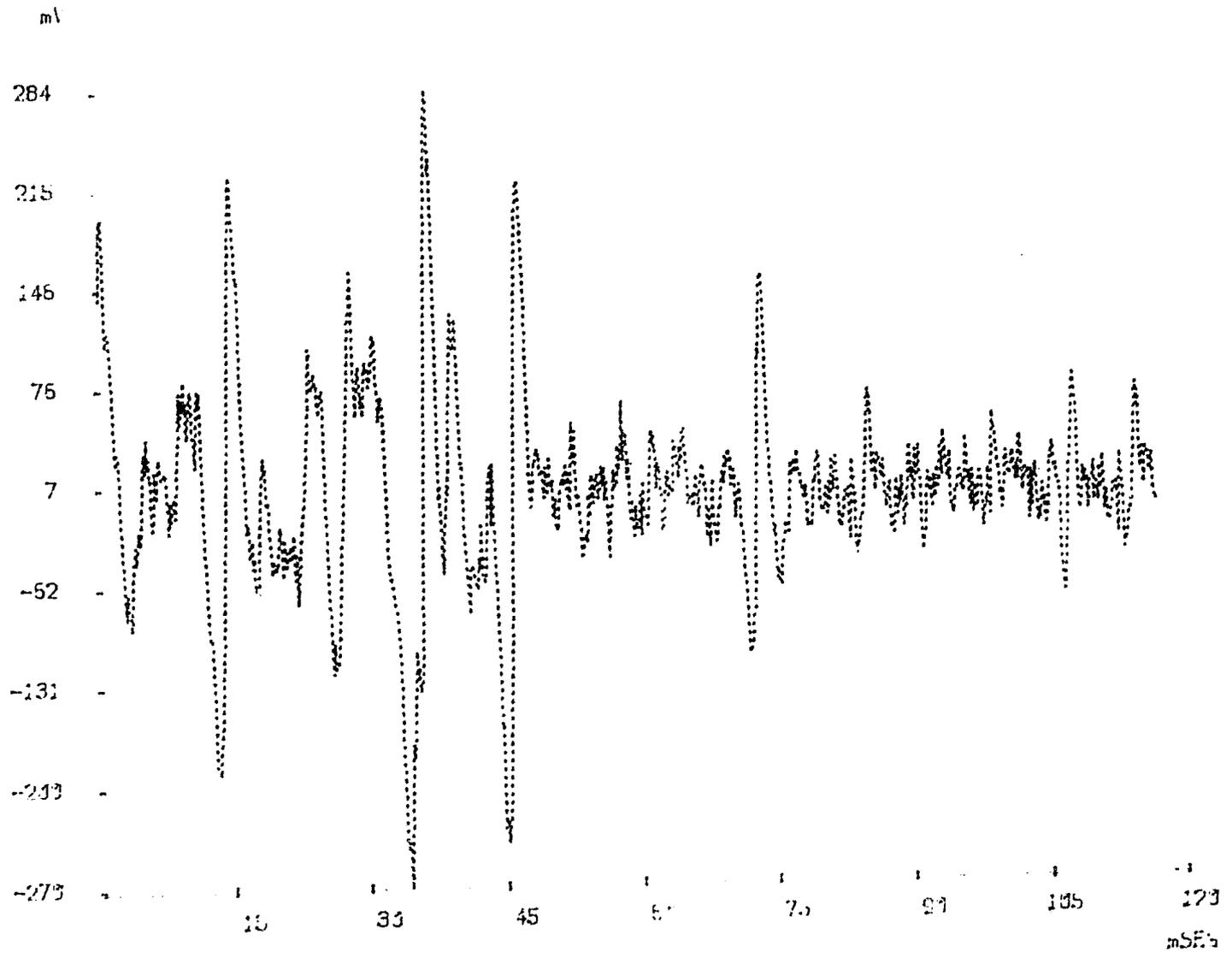


FIGURA 2

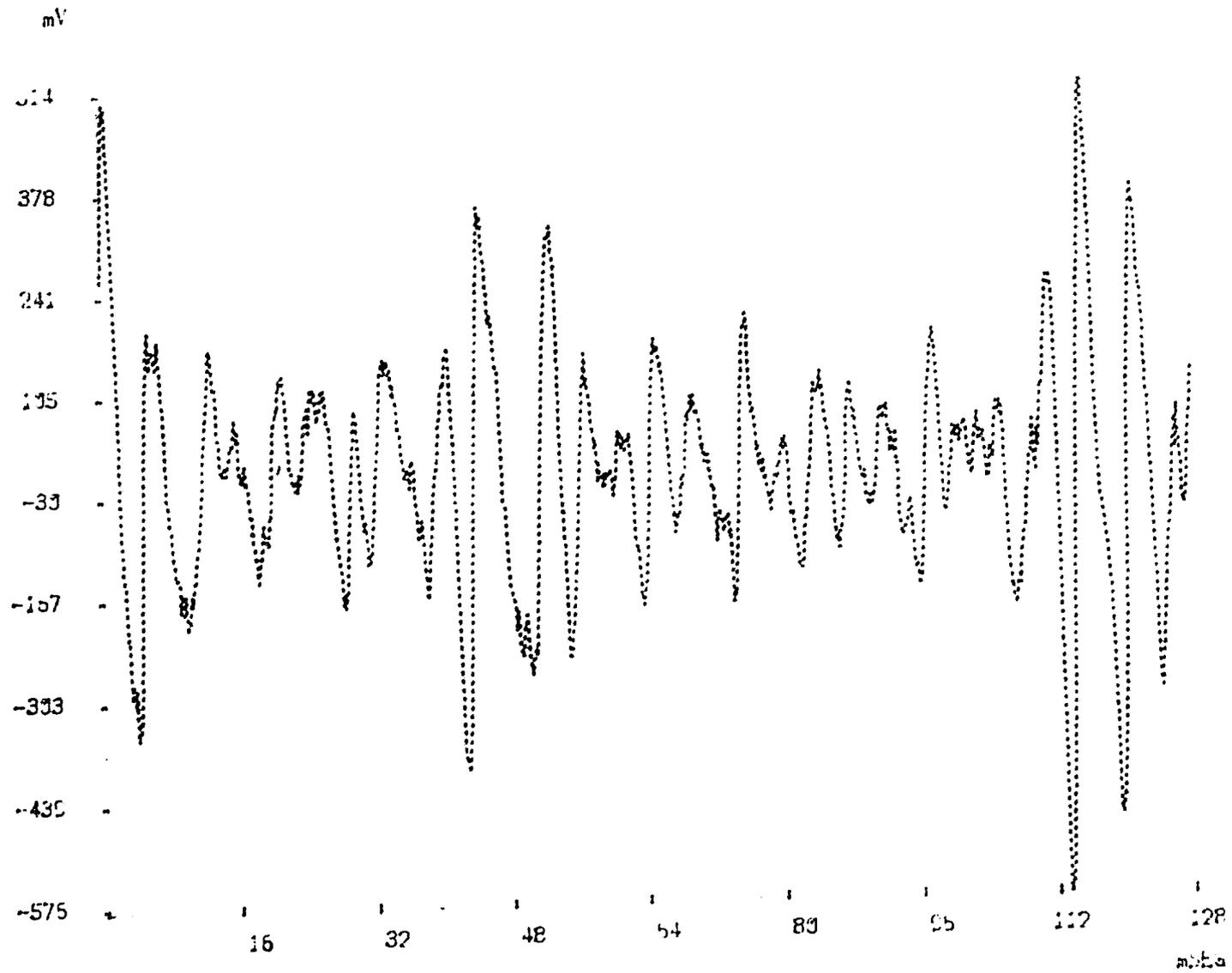


FIGURA 3

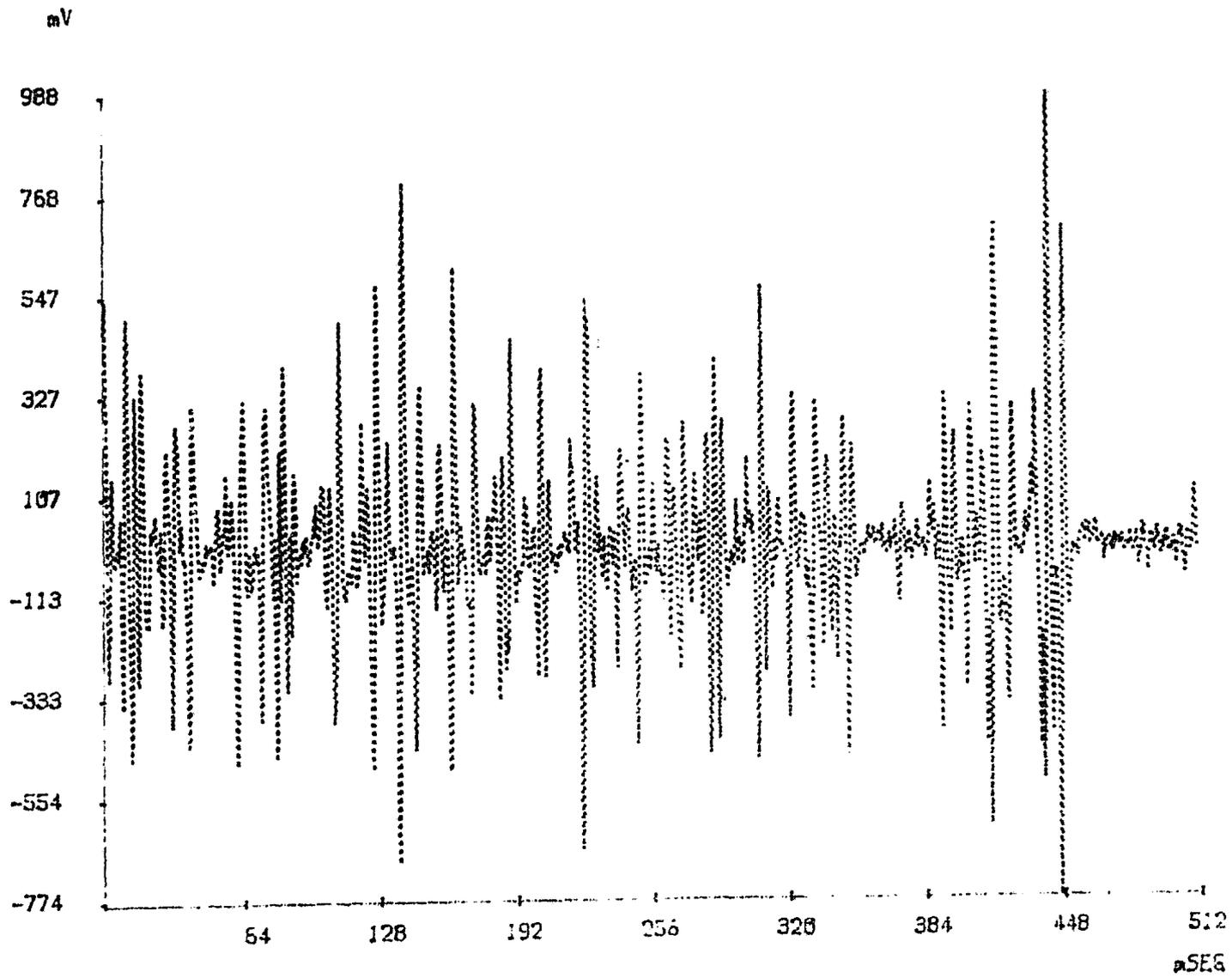


FIGURA 4

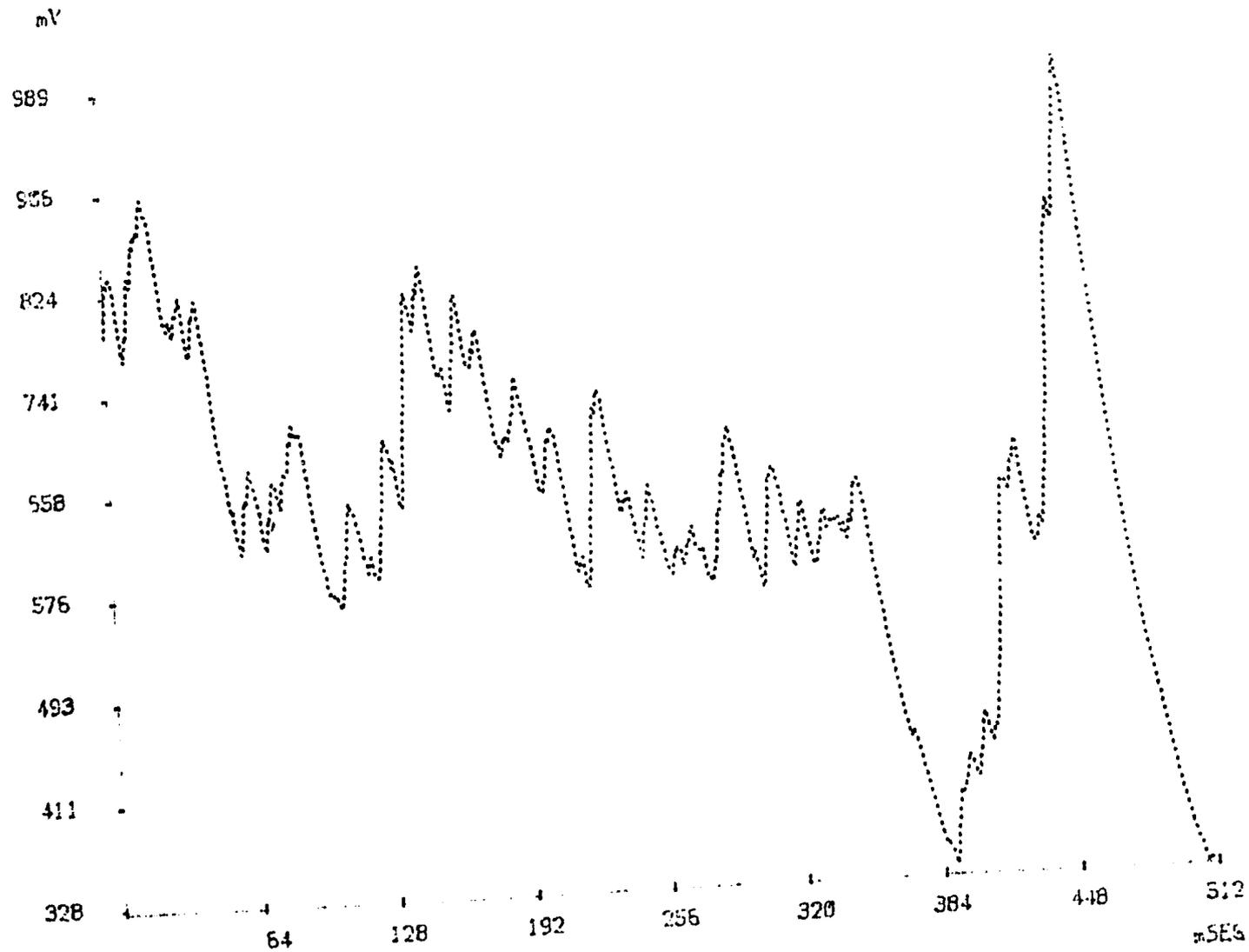


FIGURA 5

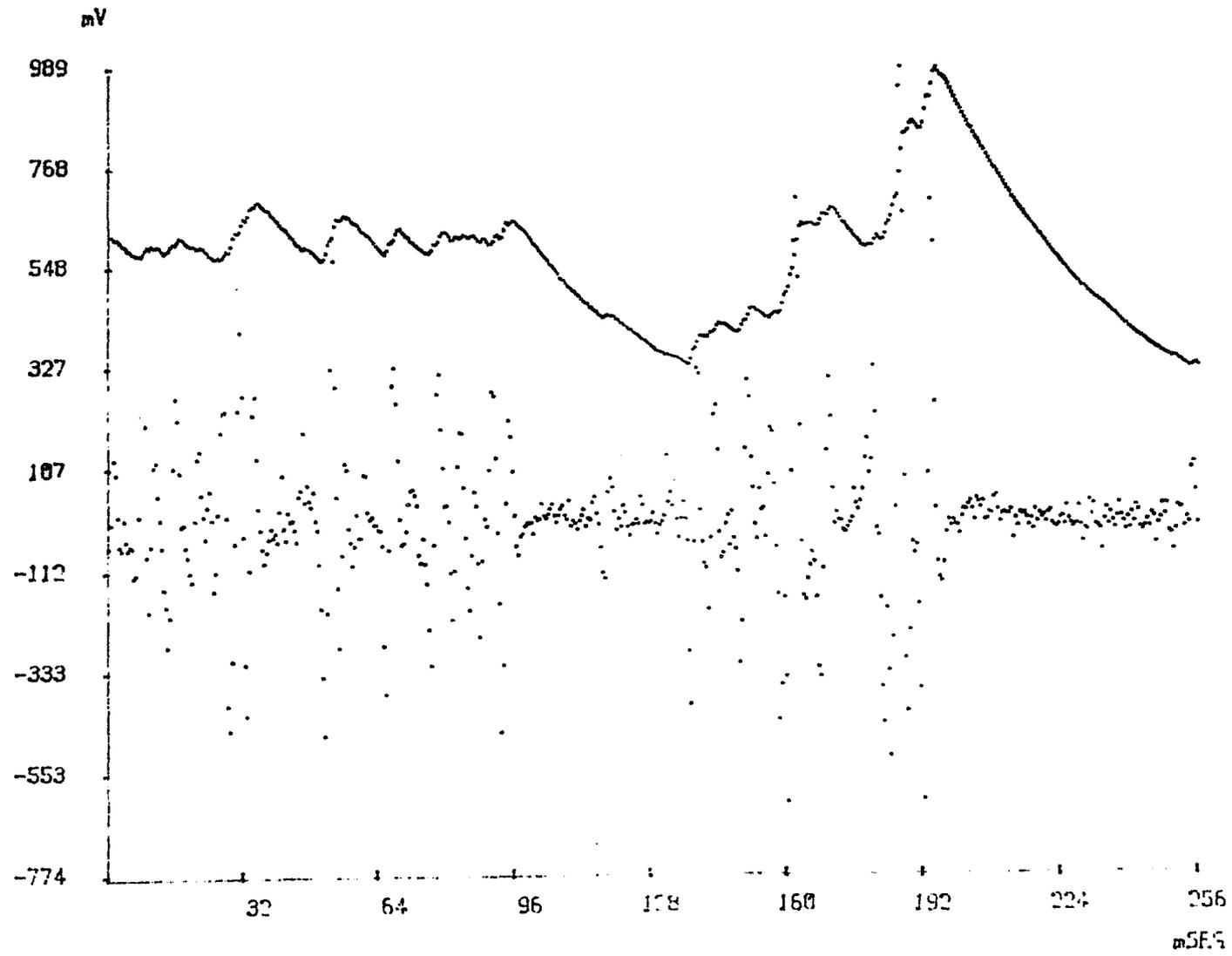
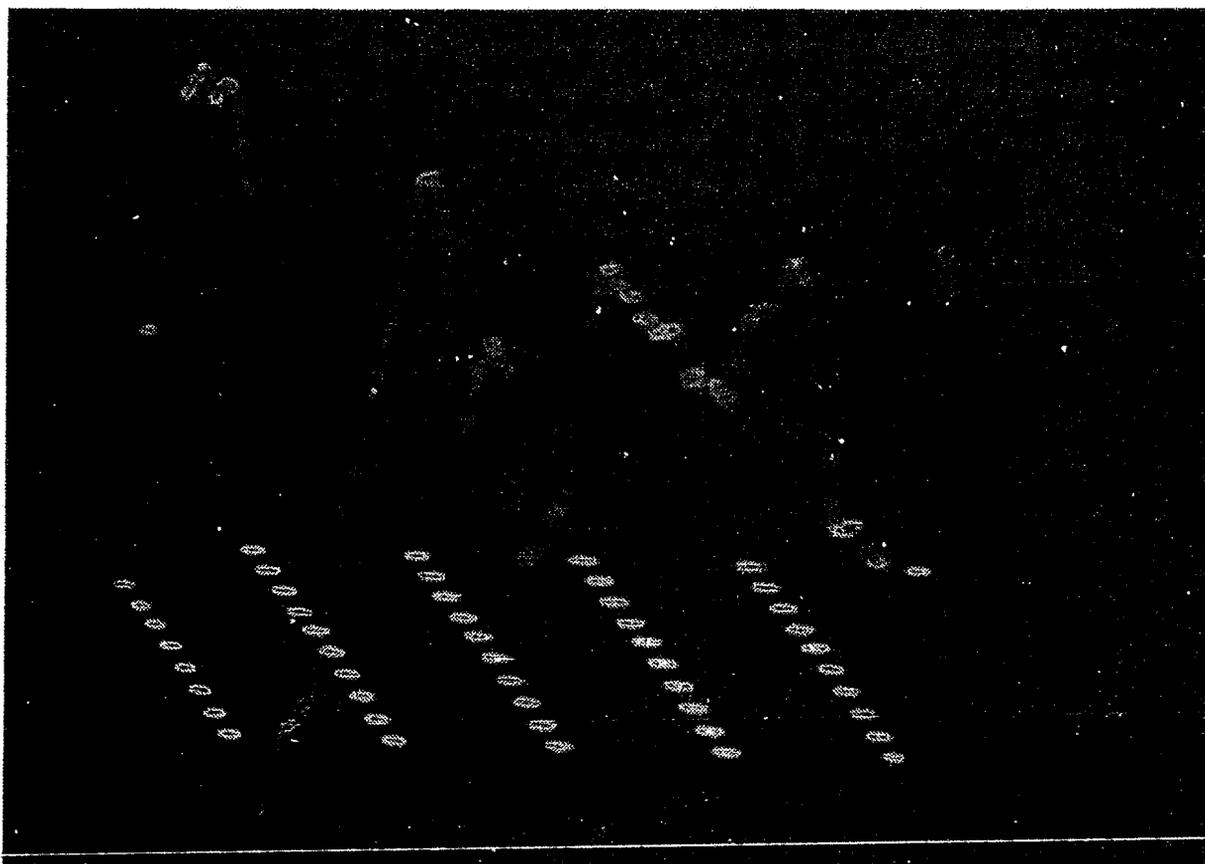


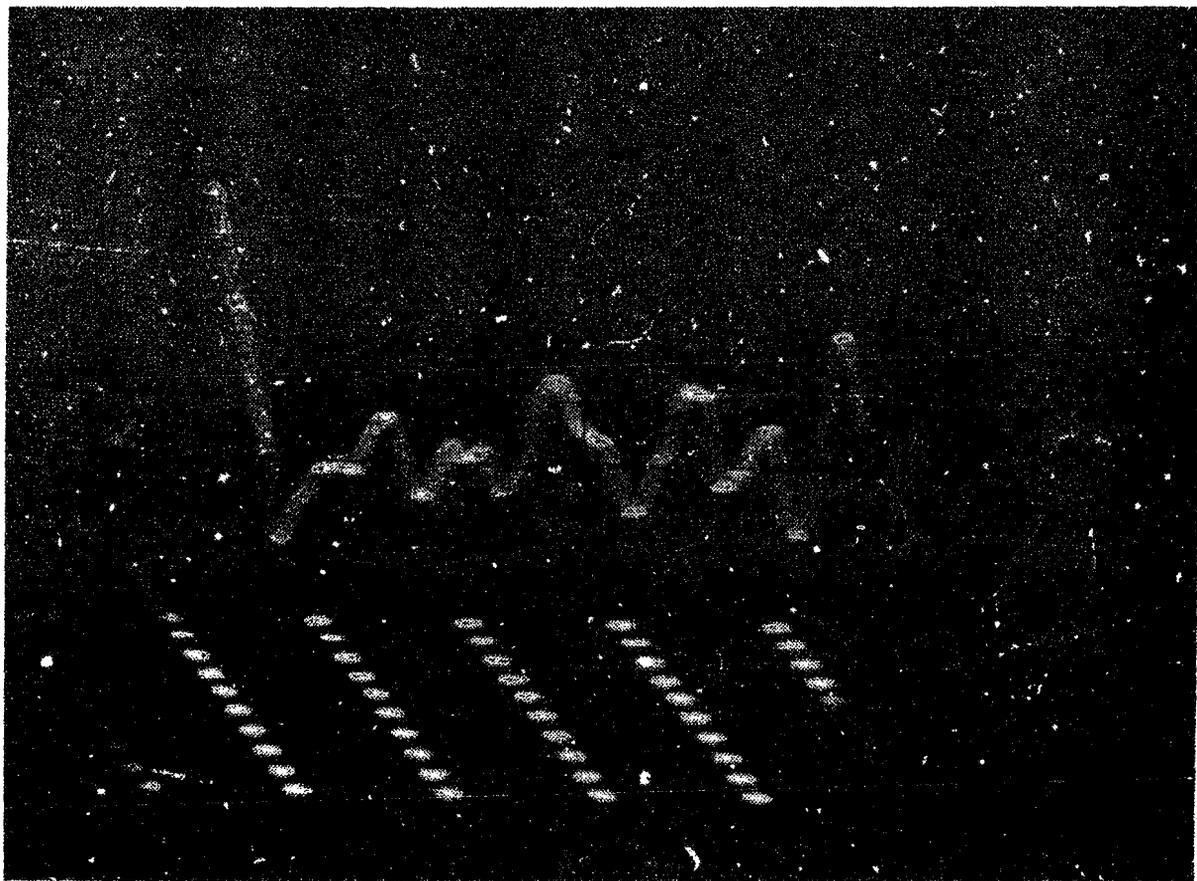
FIGURA 6



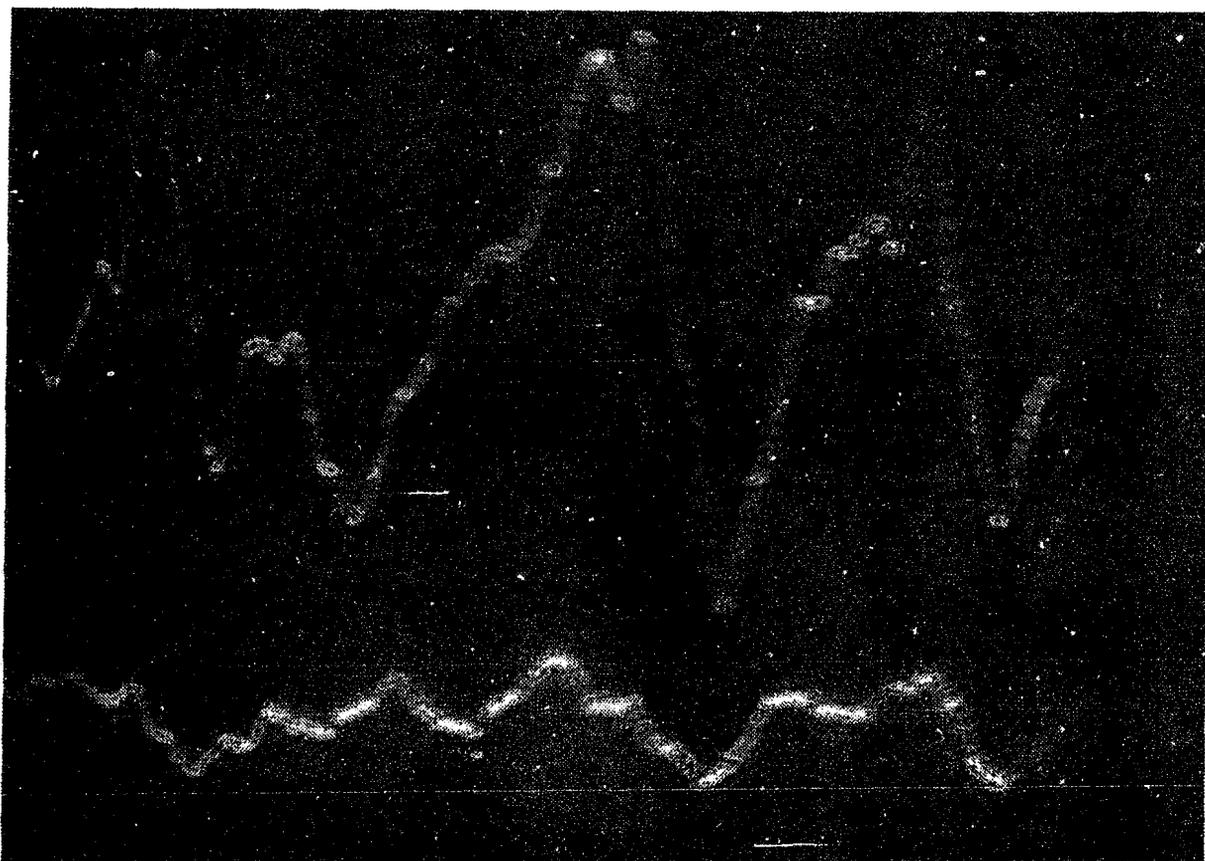
100 μ V

1 ms

FOTOGRAFIA 7



FOTOGRAFIA 8



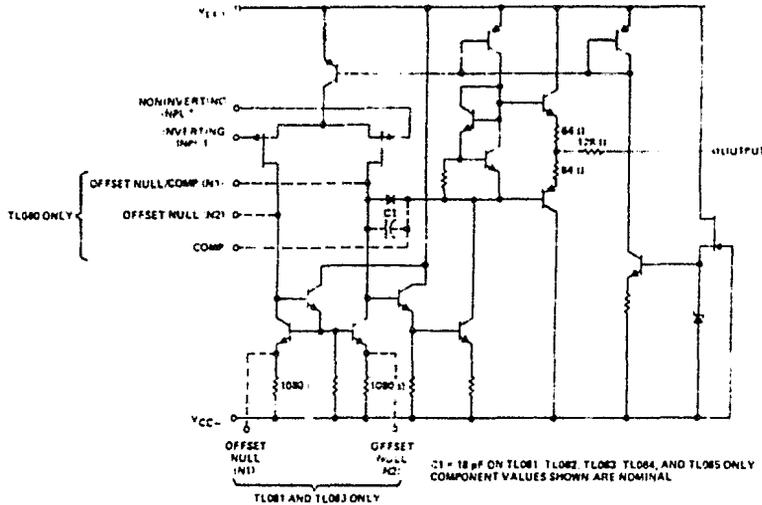
100 μ V

1 ms

FOTOGRAFIA 9

TYPES TL080 THRU TL085, TL080A THRU TL084A, TL081B, TL082B, TL084B JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS

schematic (each amplifier)



absolute maximum ratings over operating free-air temperature range (unless otherwise noted)

	TL08_M	TL08_I	TL08_C TL08_AC TL08_BC	UNIT
Supply voltage, V_{CC+} (see Note 1)	18	18	18	V
Supply voltage, V_{CC-} (see Note 1)	-18	-18	-18	V
Differential input voltage (see Note 2)	± 30	± 30	± 30	V
Input voltage (see Notes 1 and 3)	± 15	± 15	± 15	V
Duration of output short circuit (see Note 4)	Unlimited	Unlimited	Unlimited	
Continuous total dissipation at (or below) 25°C free air temperature (See Note 5)	680	680	680	mW
Operating free-air temperature range	-55 to 125	-25 to 85	0 to 70	°C
Storage temperature range	-65 to 150	-65 to 150	-65 to 150	°C
Lead temperature 1.6 mm (1/16 inch) from case for 60 seconds	J, JG, or W package	300	300	°C
Lead temperature 1.6 mm (1/16 inch) from case for 10 seconds	N or P package		260	°C

- NOTES
- All voltage values, except differential voltages, are with respect to the midpoint between V_{CC+} and V_{CC-} .
 - Differential voltages are at the noninverting input terminal with respect to the inverting input terminal.
 - The magnitude of the input voltage must never exceed the magnitude of the supply voltage or 15 volts, whichever is less.
 - The output may be shorted to ground or to either supply. Temperature and/or supply voltages must be limited to ensure that the dissipation rating is not exceeded.
 - For operation above 25°C free-air temperature, refer to Dissipation Derating Table. In the J and JG packages, TL08_M chips are alloy mounted, TL08_I, TL08_C, TL08_AC, and TL08_BC chips are glass-mounted.

DISSIPATION DERATING TABLE

PACKAGE	POWER RATING	DERATING FACTOR	ABOVE T_A
J (Alloy Mounted Chip)	680 mW	11.0 mW/°C	88°C
J (Glass Mounted Chip)	680 mW	8.2 mW/°C	67°C
JG (Alloy Mounted Chip)	680 mW	8.4 mW/°C	69°C
JG (Glass Mounted Chip)	680 mW	6.6 mW/°C	47°C
N	680 mW	9.2 mW/°C	76°C
P	680 mW	8.0 mW/°C	65°C
W	680 mW	8.0 mW/°C	65°C

DEVICE TYPES, SUFFIX VERSIONS, AND PACKAGES

	TL080	TL081	TL082	TL083	TL084	TL085
TL08_M	JG	JG	JG	J	J, W	*
TL08_I	JG, P	JG, P	JG, P	J, N	J, N	*
TL08_C	JG, P	JG, P	JG, P	J, N	J, N	N
TL08_AC	JG, P	JG, P	JG, P	J, N	J, N	*
TL08_BC	*	JG, P	JG, P	*	J, N	*

Also see Dissipation Derating Curves, Section 2

*These combinations are not defined by this data sheet.

TEXAS INSTRUMENTS
INCORPORATED

POST OFFICE BOX 225012 • DALLAS, TEXAS 75226

TYPES TL080 THRU TL085, TL080A THRU TL084A, TL081B, TL082B, TL084B JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS

electrical characteristics, $V_{CC\pm} = \pm 15$ V

PARAMETER	TEST CONDITIONS†	TL08_M			TL08_I			TL08_C TL08_AC TL08_BC			UNIT
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
V_{IO} Input offset voltage	$R_S = 50 \Omega$, $T_A = 25^\circ\text{C}$	'80, '81, '82, '83, '85‡	3	6	3	6	5	15			mV
		TL084	3	9	3	6	5	15			
	TL08_A					3	6				
	'81B, '82B, '84B					2	3				
$R_S = 50 \Omega$, $T_A = \text{full range}$	TL084		9		9		20			mV	
		TL08_A					20				
	TL08_A					7.5					
	'81B, '82B, '84B					5					
α_{IO} Temperature coefficient of input offset voltage	$R_S = 50 \Omega$, $T_A = \text{full range}$		10		10		10			$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$	
		TL08_‡		100		5		5	200		
I_{IO} Input offset current§	$T_A = 25^\circ\text{C}$	TL08_‡		100		5		5	200	pA	
		TL08_A					5	100			
	$T_A = \text{full range}$	TL08_‡		20			5			nA	
		TL08_A					3				
I_{IB} Input bias current§	$T_A = 25^\circ\text{C}$	TL08_‡	30	200	30		50	400	pA		
		TL08_A					200				
	$T_A = \text{full range}$	TL08_‡		50		20		10	nA		
		TL08_A					7				
V_{IC} Common-mode input voltage range	$T_A = 25^\circ\text{C}$	TL08_‡	-11	12	11	+12	-10	10	V		
		TL08_A					-11	12			
		'81B, '82B, '84B					-11	12			
V_{OPP} Maximum peak-to-peak output voltage swing	$T_A = 25^\circ\text{C}$, $T_A = \text{full range}$	$R_L > 10 \text{ k}\Omega$	24	27	24	27	24	27	V		
		$R_L > 10 \text{ k}\Omega$	24	24	24	24	24	24			
		$R_L > 2 \text{ k}\Omega$	20	24	20	24	20	24			
A_{VD} Large-signal differential voltage amplification	$R_L > 2 \text{ k}\Omega$, $V_O = \pm 10 \text{ V}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$	TL08_‡	25	200	50	200	25	200	V, mV		
		TL08_A					50	200			
		'81B, '82B, '84B					50	200			
		TL08_‡	15		25		15				
B_1 Unity gain bandwidth	$T_A = 25^\circ\text{C}$	TL08_‡		3		3		3	MHz		
		TL08_A									
$CMRR$ Common-mode rejection ratio	$R_S > 10 \text{ k}\Omega$, $T_A = 25^\circ\text{C}$	TL08_‡	80	86	80	86	70	76	dB		
		TL08_A					80	86			
		'81B, '82B, '84B					80	86			
$PSRR$ Supply voltage rejection ratio ($\Delta V_{CC\pm}$, ΔV_{IO})	$R_S > 10 \text{ k}\Omega$, $T_A = 25^\circ\text{C}$	TL08_‡	80	86	80	86	70	76	dB		
		TL08_A					80	86			
		'81B, '82B, '84B					80	86			
I_{CC} Supply current (per amplifier)	No load, $T_A = 25^\circ\text{C}$	No signal,	1.4	2.8	1.4	2.8	1.4	2.8	mA		
V_{CS} Channel separation	$A_{VD} = 100$, $T_A = 25^\circ\text{C}$		120		120		120		dB		

† All characteristics are specified under open-loop conditions unless otherwise noted. Full range for T_A is -55°C to 125°C for TL08_M, -25°C to 85°C for TL08_I, and 0°C to 70°C for TL08_C, TL08_AC, and TL08_BC.

‡ Types TL085I and TL085M are not defined by this data sheet.

§ Input bias currents of a JFET input operational amplifier are normal junction reverse currents, which are temperature sensitive as shown in Figure 18. Pulse techniques must be used that will maintain the junction temperature as close to the ambient temperature as is possible.

4

operating characteristics, $V_{CC\pm} = \pm 15$ V, $T_A = 25^\circ\text{C}$

PARAMETER	TEST CONDITIONS	TL08_M			ALL OTHERS			UNIT
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
CF Slew rate at unity gain	$V_I = 10 \text{ V}$, $C_L = 100 \text{ pF}$ See Figure 1		8	13		13		V/ μs
Rise time	$V_I = 20 \text{ mV}$, $R_L = 2 \text{ k}\Omega$		0.1			0.1		μs
Fall time	$R_L = 100 \text{ pF}$ See Figure 1		10%			10%		μs
V_{EQ} Equivalent input noise voltage	$R_S = 100 \Omega$, $f = 1 \text{ kHz}$		25			25		$\mu\text{V}/\sqrt{\text{Hz}}$

TYPES TL080 THRU TL085, TL080A THRU TL084A, TL081B, TL082B, TL084B JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS

TYPICAL CHARACTERISTICS†

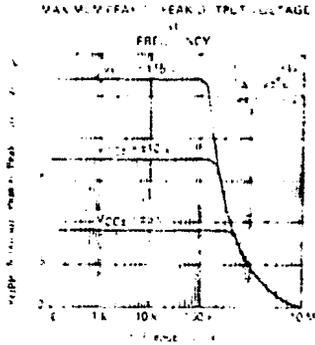


FIGURE 6

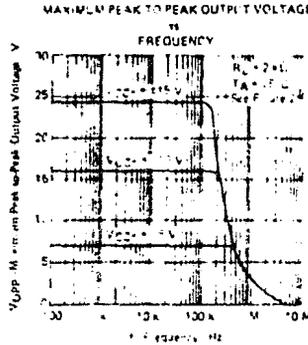


FIGURE 7

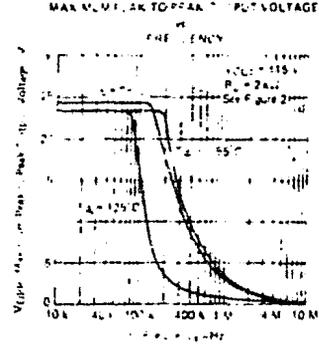


FIGURE 8

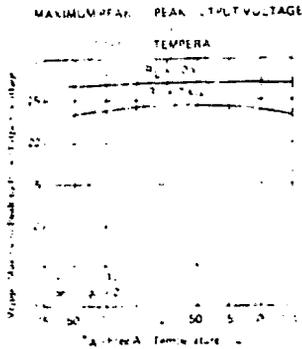


FIGURE 9

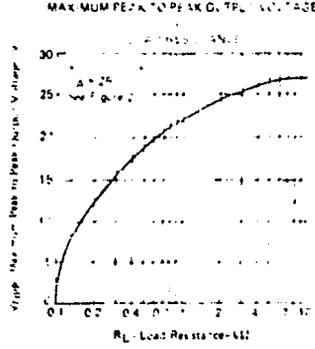


FIGURE 10

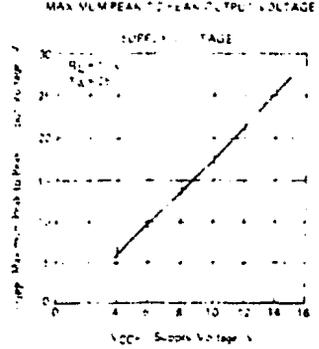


FIGURE 11

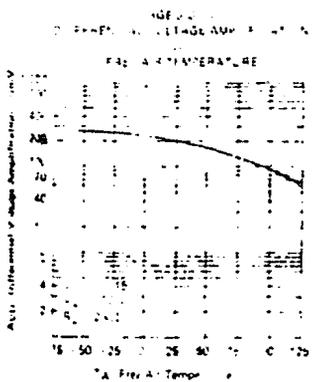


FIGURE 12

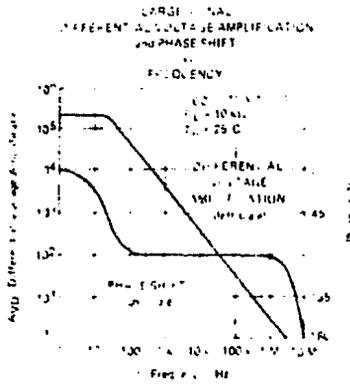


FIGURE 13

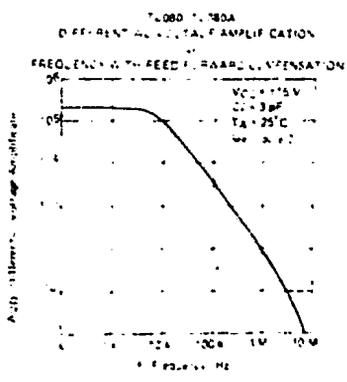


FIGURE 14

† Data at high and low temperatures are applicable only within the rated operating free-air temperature ranges of the various devices. A 12-pF compensation capacitor is used with TL080 and TL080A.

TYPES TL080 THRU TL085, TL080A THRU TL084A, TL081B, TL082B, TL084B

JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS

TYPICAL CHARACTERISTICS†

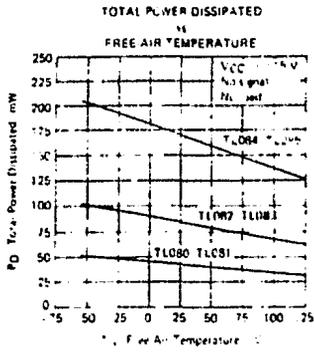


FIGURE 15

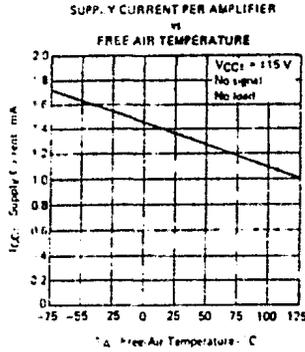


FIGURE 16

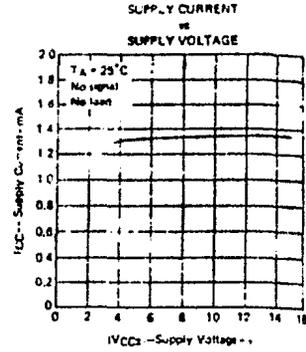


FIGURE 17

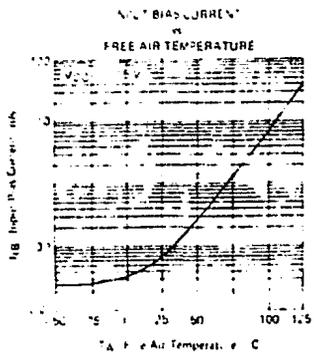


FIGURE 18

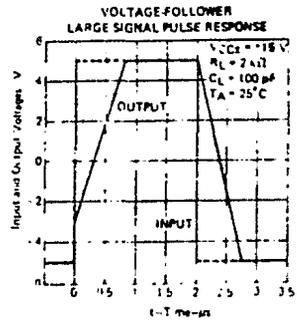


FIGURE 19

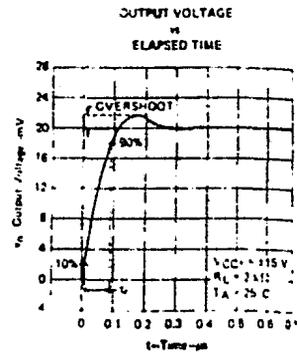


FIGURE 20

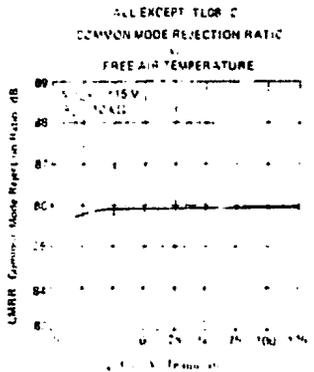


FIGURE 21

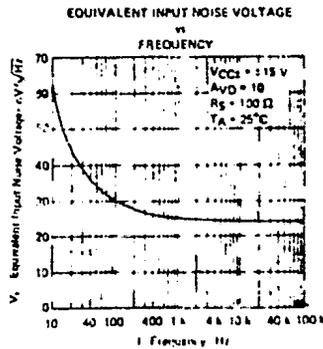


FIGURE 22

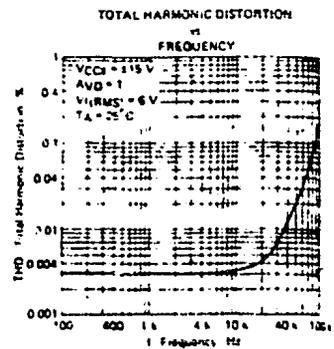


FIGURE 23

† Data at high and low temperatures are applicable only within the rated operating free-air temperature ranges of the various devices. A 12-pF compensation capacitor is used with TL080 and TL080A.

TIPOS TIP29; TIP29A, TIP29B TIP29C NPN
TIPOS TIP30; TIP30A, TIP30B, TIP30C PNP

TRANSISTORES DE POTENCIA DE SILICIO DE SIMPLE DIFUSION

CARACTERISTICAS ELECTRICAS A 25°C DE TEMPERATURA DE LA CAPSULA

PARAMETRO	CONDICIONES DE PRUEBA	TIP 29-30		TIP29A-30A		TIP29B-30B		TIP29C-30C		UNIDAD
		MIN	MAX	MIN	MAX	MIN	MAX	MIN	MAX	
$V_{BR(C-E)}$	Tensión de Ruptura C-E $I_C = \pm 30mA, \beta = 0$ Ver Nota 4	± 4		± 60		± 80		± 100		V
$I_{CE(sat)}$	Corriente de Corte de C $V_{CE} = \pm 30V, I_B = 0$ $V_{CE} = \pm 60V, I_B = 0$	± 0,3		± 0,3		± 0,3		± 0,3		mA
$I_{CE(s)}$	Corriente de Corte E-F $V_{CE} = \pm 40V, V_{BE} = 0$	± 0,2		± 0,2		± 0,2		± 0,2		mA
	$V_{CE} = \pm 60V, V_{BE} = 0$	± 0,2		± 0,2		± 0,2		± 0,2		mA
	$V_{CE} = \pm 80V, V_{BE} = 0$	± 0,2		± 0,2		± 0,2		± 0,2		mA
I_{EB}	Corriente de Corte E-B $V_{EB} = \pm 30V, I_C = 0$	± 1		± 1		± 1		± 1		mA
h_{FE}	Ganancia de Corriente Estática $V_{CE} = \pm 4V, I_C = \pm 0,2A$ Ver Notas 4 y 5	40		40		40		40		
	$V_{CE} = \pm 4V, I_C = \pm 1A$ Ver Notas 4 y 5	15	75	15	75	15	75	15	75	
	$V_{CE} = \pm 4V, I_C = \pm 1A$ Ver Notas 4 y 5	± 1,3	± 1,3	± 1,3	± 1,3	± 1,3	± 1,3	± 1,3	± 1,3	V
$V_{CE(sat)}$	Tensión C-E de Saturación $I_B = \pm 125mA, I_C = \pm 1A$ Ver Notas 4 y 5	± 0,7		± 0,7		± 0,7		± 0,7		V
h_{FE}	Ganancia de Corriente en Paq. Señal con E. Com. $V_{CE} = \pm 10V, I_C = \pm 0,2A$ $f = 1kHz$	20		20		20		20		
$h_{FE(s)}$	Ganancia de Corriente en Paq. Señal con E. Común $V_{CE} = \pm 10V, I_C = \pm 0,2A$ $f = 1MHz$	3		3		3		3		

NOTAS 4. Estos parámetros deben ser medidos utilizando técnicas de pulsos, $t_p \leq 300\mu s$, ciclo de trabajo $\leq 2\%$. El ancho de pulso del V_{CE} será tan que doblado o reducido a la mitad no cause un cambio mayor que la exactitud requerida en la medición.
5. Estos parámetros se miden con los conductores del sensor de tensión independientes para evitar el error introducido por la caída en los conductores que suministran corriente al dispositivo.

CARACTERISTICAS TERMICAS

PARAMETRO	MAX.	UNID.
θ_{JC} Resst. Térmica Junta.-Cáps.	4,17	°C/W
θ_{JA} Resst. Térmica Junta.-Amb.	62,5	

CARACTERISTICAS DE COMUTACION A 25°C DE TEMPERATURA DE LA CAPSULA

PARAMETRO	CONDICIONES DE PRUEBA*	TIP 29-30	TIP 29-30
		MIN	MAX
t_{on} Tiempo de Encendido	$I_C = \pm 1A, I_{B1} = \pm 100mA, I_{B2} = \pm 100mA$	0,5	0,3
t_{off} Tiempo de Apagado	$V_{BE(off)} = \pm 4,3V, R_L = 30\Omega$	2	1

* Los valores de tensiones y corrientes indicados son nominales, los valores exactos varían ligeramente con los parámetros del transistor.

En todos los casos el signo superior corresponde al transistor NPN y el inferior al PNP.

C A P I T U L O VI

SISTEMA MECANICO

VI.1 Introducción.

El sistema electrónico descrito y diseñado en capítulos previos, tiene como finalidad únicamente la detección y procesamiento de la señal mioeléctrica.

El aspecto operativo y funcional de la prótesis de miembro superior exige contar con un sistema actuador que, utilizando la señal mioeléctrica procesada, efectúe los movimientos seleccionados para la mejor rehabilitación física y psicológica del minusválido.

La prótesis (mano), considerada desde la articulación de la muñeca, según el número de articulaciones y los grados de libertad tiene aproximadamente 121 movimientos independientes, además de las posibles combinaciones de ellos, los cuales arrojan una variedad muy amplia de movimientos que en principio sería muy difícil de reproducirlos en su totalidad.

Sin embargo, de acuerdo a la opinión de especialistas en ortopedia, cirugía reconstructiva de mano, rehabilitación y fisiólogos, los principales movimientos de la mano, desde el punto de vista funcional son:

I. Movimientos de los dedos.

- 1.- Extensión de los dedos índice, medio, anular y meñique.
- 2.- Flexión de los dedos índice, medio, anular y meñique.
- 3.- Abducción de los dedos índice, medio, anular y meñique.
- 4.- Aducción de los dedos índice, medio, anular y meñique.
- 5.- Movimientos independientes de cada una de las falanges de cada dedo.

II. Movimiento del pulgar.

- 1.- Oposición.
- 2.- Abducción.
- 3.- Aducción.
- 4.- Flexión.
- 5.- Extensión.

III, Movimientos de la muñeca.

- 1.- Aducción.
- 2.- Abducción.
- 3.- Flexión.
- 4.- Extensión.
- 5.- Pronación.
- 6.- Supinación.

Los movimientos establecidos, descritos ampliamente en el Anexo 2, son los que deberá satisfacer la prótesis bajo diseño.

Las características fundamentales del sistema actuador son las siguientes:

a) Partiendo de la base de que este sistema se está desarrollando para un desarticulado de muñeca, su diseño es aplicable a cualquier minusválido, independientemente del nivel de amputación.

b) Por lo anterior, el espacio destinado para los sistemas de procesamiento, transformación y actuador, se ha dimensionado de acuerdo al promedio de una mano masculina. Los dedos serían propiamente los elementos actuadores; en la región palmar y metacarpiana se tendrán

que ubicar los sistemas de procesamiento de la señal mioeléctrica y de transmisión de ésta a los actuadores. La región palmar, metacarpiana se puede analogar a un paralelepípedo de 8 x 7 x 2.5 cms. de volumen aprovechable.

c) El sistema actuador deberá estar diseñado de tal forma, que reproduzca el movimiento propio de la mano, y que en un caso extremo de violencia, no permita desajustarse; ésto es, que deberá estar diseñada a prueba de un impacto determinado.

d) Los elementos que accionen a los actuadores deberán permitir una amplia gama en la intensidad de los movimientos, desde los más delicados, hasta los más intempestivos, necesarios en una reacción inmediata.

e) Si bien el diseño del sistema actuador se necesitará en principio para 5 movimientos, se buscará en él la satisfacción del mayor número de los movimientos principales de la mano.

f) Deberá ser lo más simple en el funcionamiento; con el menor número de elementos diferentes, de manera que la estandarización de ellos permita una reparación inmediata.

g) El peso del sistema completo no deberá exceder significativamente el peso de la mano promedio.

h) Los movimientos de los actuadores deberán ser independientes. Una vez operado uno de ellos, no anularlo si se desea actuar otro elemento, a menos que se quiera dejar de operar voluntariamente el primero; esto es seguridad en la operación de la prótesis.

i) Deberá ser operable en medios donde se desarrolle la actividad humana, es decir en ambientes salinos, en condiciones extremas de temperatura y demás condiciones normales extremas.

j) La fuerza de aprehensión así como otras características análogas (velocidad de reacción, fuerza de palanca, etc.), no deberán exceder a los valores promedio.

VI.2 Análisis.

Observando los elementos de la región palmar y metacarpiana, carpo y falanges, se tiene la existencia

de huesos, músculos, tendones, los cuales presentan las funciones descritas a continuación.

En la parte anterior del metacarpo se localiza el carpo, el cual está constituido por 8 huesos diferentes (escafoides, semilunar, piramidal, ganchoso, trapezoide, trapecio, pisciforme y hueso grande).

La muñeca es una articulación condílea formada por el radio y la superficie distal del disco articular que se articula con el escafoides, semilunar y piramidal.

La flexión y extensión son movimientos alrededor de un eje coronal, a partir de la posición anatómica, la flexión es el movimiento en dirección anterior que aproxima la superficie de la mano hacia la superficie anterior del antebrazo.

La extensión es el movimiento en dirección posterior que aproxima el dorso de la mano hacia la superficie posterior del antebrazo.

Empezando con la muñeca extendida (como en la posición anatómica), es decir, la posición cero, la amplitud de flexión es aproximadamente de 80° y la

extensión es aproximadamente de 70° .

La abducción y aducción son movimientos alrededor de un eje sagital. Con la mano en posición anatómica, su movimiento hacia el lado cubital es también el movimiento en sentido interno hacia la línea del cuerpo, es decir, la aducción.

Desplazando la mano hacia el lado radial, tiene lugar la abducción. Con la posición anatómica como cero, la amplitud de abducción es de 20° aproximadamente.

Articulaciones Carpometacarpianas. Estas articulaciones están formadas por la articulación de la hilera distal de los huesos carpianos con el segundo, tercero, cuarto y quinto metacarpianos, y permiten movimientos de deslizamiento. La articulación entre el hueso ganchoso y el quinto metacarpiano es relativamente similar a la articulación, extensión y rotación discreta.

Esta sección será la articulación entre la prótesis, propiamente dicha, con el brazo, la cual se cumple a través de los conectores con trinquete fabricados por diversas compañías.

Articulaciones metacarpofalángicas. Estas articulaciones son condíleas, formadas por las articulaciones de las extremidades distales de los metacarpianos, son las extremidades adyacentes de las falanges proximales.

La flexión y extensión tiene lugar alrededor de un eje coronal, con flexión en dirección anterior y extensión en dirección posterior. En la posición extendida como posición cero, las articulaciones metacarpofalángicas se flexionan hasta 90° aproximadamente.

En muchos individuos es posible cierto grado de extensión más allá de la posición cero, pero para los propósitos prácticos, la extensión completa de esta articulación, con las articulaciones interfalángicas, también extendidas, se considera como la extensión normal.

La abducción y aducción se realizan alrededor de un eje sagital. La línea de referencia para la abducción y aducción de los dedos es la línea axial a través del tercer dedo. La abducción es el movimiento en el plano de la palma que se separa de la línea axial, permitiendo la separación amplia de los dedos.

La aducción es el movimiento en el plano de palma hacia la línea axial, es decir, que permite juntar los dedos extendidos.

Los movimientos anteriores se producen por algunos de los siguientes músculos fijados en el cúbito y el radio. Los músculos interiores, flexores, aductores, abductores y extensores van a dar a los tendones que se unen en diferentes puntos, tanto del metacarpo como de las falanges que son los elementos actuadores.

Como ya se ha dicho, el espacio que ocupa la región metacarpiana es análoga a un paralelepípedo de 8 x 7 x 2.5 cms.

Algunas de las terminales musculares que llegan al metacarpo y otros músculos que se encuentran en el metacarpo son:

Músculos	Movimientos
Abductor largo	} de abducción del pulgar.
Abductor corto	
Extensor largo	
Flexor corto	} Flexión y extensión del pulgar.
Extensor corto	

Oponente del pulgar
Oponente del meñique

} Oposición del pulgar.

Interóseos dorsales

Interóseos palmares

los cuales se encuentran detallados en el Anexo No. 2.

En esta región metacarpiana se pueden alojar una serie de mecanismos que funcionan como un sistema de transformación de la señal electrónica a una señal de tipo mecánica.

El sistema de transformación puede ser electro-neumático, electrohidráulico o electromecánico, y debe atender a las características iniciales, dos de las cuales son: rigidez y respuesta en el tiempo, adecuado a la función de la prótesis, así como los anteriormente expuestos.

El sistema de transformación es básicamente una caja de transmisión que tendrá una serie de elementos que substituyan funcionalmente a los músculos, huesos y tendones.

Articulaciones interfalángicas de la mano. Son articulaciones en gínglimo o en bisagra, y están formadas

por las articulaciones de las superficies adyacentes de las falanges.

La flexión y extensión tiene lugar alrededor de un eje coronal y describen un arco desde la extensión de cero grados hasta aproximadamente 100° , de flexión, para las articulaciones interfalángicas proximales, y de 90° , para las articulaciones interfalángicas distales.

De lo cual se deduce que las falanges están articuladas con los huesos del metacarpo a los cuales están ligados por una serie de tendones, ligamentos cruzados, ligamentos que envuelven a la falange en forma circular o de anillo, en las cuales las articulaciones entre falanges que sirven en ocasiones de trinquetes evitando de esta forma, las desviaciones involuntarias de los dedos.

Los tendones son los elementos que proporcionan a las falanges el movimiento.

A nivel mecánico, las falanges son los elementos actuadores por lo que se tendrán que utilizar materiales con la resistencia y el diseño adecuado para satisfacer las funciones referidas en párrafos previos.

Para substituir los ligamentos, tendones y otros elementos, el sistema se hará en forma de una bisagra, combinada con una silla de montar, y para actuar a las falanges los tendones serán substituídos por elementos flexibles.

El Pulgar.

Articulación carpometacarpiana del pulgar. Es una articulación en silla de montar formada por la articulación del trapecio con el primer metacarpiano.

La posición cero de extensión es aquella en la cual el pulgar se desplaza en sentido radial y se sitúa en el plano de la palma.

La flexión es el movimiento en dirección cubital, con una amplitud aproximada de 40° a 50° , a partir de la extensión cero.

El pulgar sólo puede flexionarse completamente si se acompaña de cierto grado de abducción.

La aducción y abducción son movimientos perpendiculares al plano de la palma, realizándose la aducción hacia la palma, mientras que la abducción representa la separación a partir de la palma. Con la posición de aducción como cero. La amplitud de

abducción es de 80° , aproximadamente.

La amplitud de rotación a nivel de la articulación carpometacarpiana es discreta y no tiene lugar independiente.

La rotación aparente, sin embargo, que resulta de la combinación de movimientos básicos, es muy significativa.

El pulgar y meñique. La oposición es una combinación de abducción y flexión, con rotación interna de la articulación carpometacarpiana y flexión de la articulación metacarpofalángica.

Para conseguir la oposición del pulgar y del meñique, deben ponerse en contacto las superficies palmares (más bien que los pulpejos), de las falanges distales. El contacto entre sí de los pulpejos del pulgar y del meñique puede realizarse sin que constituya la verdadera oposición.

Los movimientos de oposición se logran por accionamientos combinados de los respectivos oponentes y flexores metacarpofalángicos: en el pulgar, el oponente abductor corto y flexor corto, el cuarto lumbrical y el tercer interóseo palmar, asistidos por el abductor corto del quinto dedo.

Articulación metacarpofalángica del pulgar.

Es una articulación condílea formada por la articulación de la extremidad distal del primer metacarpiano con la extremidad adyacente de la falange proximal. La articulación interfalángica del pulgar es una articulación en gñglimo o bisagra formada por la articulación de las falanges proximal y distal.

La flexión y extensión son movimientos respectivamente en dirección cubital y radial. Se alcanza la posición cero de extensión cuando el pulgar se mueve en el plano de la palma hasta la desviación radial máxima: A partir de la posición de extensión cero, la articulación metacarpofalángica permite una flexión aproximada de 60° , y la articulación interfalángica una flexión aproximada de 80° . La articulación metacarpofalángica permite también la abducción y aducción discretas.

Del párrafo anterior se puede concluir que el pulgar tiene un gran número de movimientos y es mucho más versátil que cualquier otro dedo, debido a que cuenta con más músculos (abductores, flexores, extensores y oponentes).

Para ejercer la función mecánica de los tendones, músculos y falanges se utilizarán elementos mecánicos flexibles y ordenados de manera tal que proporcionen los movimientos antes descritos.

Análisis de los sistemas posibles de transmisión.

Sistema electroneumático :

Este sistema requiere de una unidad compresora y otra de almacenamiento de fluido a una determinada presión que permita actuar los diferentes elementos durante un determinado tiempo. Es necesaria una serie de conductos flexibles y perfectamente bien unidos que eviten cualquier tipo de fuga. Todos estos elementos ocupan grandes espacios y muchos de ellos tendrían que ser de importación, no son seguros de operación y su mantenimiento requiere de personal calificado.

Sistema electrohidráulico :

Este sistema, al igual que el anterior, debe desarrollar altas presiones, pero es necesario una serie de elementos de compresión y elementos conductores y juntas de unión sumamente precisas para evitar fugas, tanto su mantenimiento como su construcción son complejos. Los elementos normalmente no se encuentran

en el mercado nacional y debido a su tamaño y dimensiones es necesario primero diseñar cada uno de ellos, y más tarde fabricarlos; todo esto aumenta el costo de la prótesis y su tiempo de fabricación.

Sistema electromecánico:

Los elementos esenciales que lo constituyen son propiamente, ruedas dentadas, tornillos sinfín, excéntricos, cables, materiales flexibles y rígidos, así como minimotores de corriente directa de doble sentido.

Esta serie de elementos acoplados adecuadamente nos pueden proporcionar el movimiento adecuado, sin la necesidad de ampliar la cavidad volumétrica en la región palmar y metacarpiana que se tiene a disposición para los elementos de transformación de la señal mio-eléctrica.

No requiere de gran mantenimiento si el diseño no es sumamente sofisticado o sea si se lleva al cabo con sencillez y además todos los elementos pueden ser de producción nacional.

A continuación se realiza una descripción general de los mecanismos y elementos que integran cada una de las partes del sistema completo.

VI. 3 Diseño.

1.- Conector:

Se utilizará, por el momento, los conectores que actualmente se fabrican, ya que el diseño del conector puede ser efectuado en otra tesis o en un trabajo de investigación posterior; para efectos prácticos, se llevarán aún más tiempo las modificaciones necesarias en el diseño como en la parte de construcción, por lo que únicamente se hará un sistema de trinquete para que la mano quede posicionada y pueda realizar cualquier tipo de trabajo.

2.- Caja de transmisión:

La caja de transmisión esta soportada en un paralelepípedo rectangular, la cual está constituida de los siguientes elementos: tres motores, uno de ellos es el motor posicionador, el cual conducirá a otros dos motores por medio de dos tornillos sinfín. A cada uno de éstos, está acoplada una polea por cada tornillo sinfín, para hacer un sistema de reducción de velocidad, los motores que van a ser posicionados lo harán de acuerdo a la señal mioeléctrica sensada, con lo cual quedarán en la posición exacta y podrán ser actuados los dos motores simultáneamente o uno de forma

independiente. Estos dos motores corren longitudinalmente en la caja de transmisión en base a correderas que tiene en la parte inferior y en la parte posterior de cada uno de los motores para darle la mayor rigidez y evitar los momentos de presesión, que pudieran desviar al motor en el momento de embrague con los engranes.

En la flecha del motor va unido un tornillo sin-fín de 48 hilos por 2.54 cm . de longitud y un diámetro máximo de 0.317 cm ., los cuales embragarán con los engranes rectos de 48 dientes y 0.9 cm . de diámetro máximo.

Estos engranes, que por el momento únicamente serán 10, tienen unidas una pieza en la cual se va a poner un cable que cuando menos resista 50 kgs. a la tensión.

Los engranes están dispuestos paralelamente y estos se seccionan por cada motor en 5 engranes de los cuales saldrán una serie de cables que ordenadamente nos darán cada uno de los movimientos requeridos en cada una de las articulaciones.

Otras características de los materiales son,

los engranes se realizaron en bronce y latón; el tornillo sinfin es de acero; los motores se manejan con un voltaje máximo de 6 volts DC, tienen aproximadamente 1500 rpm, y soporta una carga de 1 kg/cm^2 .

Toda la caja de transmisión deberá ser autolubrificante, lo cual hace necesario poner en los rodamientos teflón, toda la caja de transmisión será de fácil desensamble y cambio de piezas que se hayan averiado en caso de un accidente o incidente.

Con lo cual nos da una gran facilidad para realizar ajustes en caso necesario.

En el plano 1 se puede apreciar la caja de transmisión; asimismo las ecuaciones de diseño, especificaciones y materiales se muestran en la Memoria de Cálculo.

Para el diseño de engranes rectos, tornillo sinfin, esfuerzos que actúan en cada uno de los elementos de soporte, poleas, cables que funcionan como bandas, etc., se utilizarán las ecuaciones de estática, las ecuaciones de Buckingham, las ecuaciones de la American Gear Mechanical Association (AGMA), las ecuaciones de Lewis (para el factor de forma del diente del engrane). Asimismo, se presentará la corrección correspondiente para miniengranes y minielementos con las

ecuaciones del manual de Ville.

Los engranajes diseñados para la caja de transmisión servirán para los demás elementos que necesiten ruedas dentadas, de esta forma se tiene una estandarización, así también como de los tornillos sinfín y poleas que se utilicen, todos ellos deberán ser de los mismos materiales.

Actuadores o Falanges:

Las salidas de la caja de transmisión, son solamente cables, los cuales se acoplan a poleas que son las que funcionan con la falange.

En este acoplamiento (articulación) se tiene la necesidad de un sistema de trinquete y a la vez de elementos activados, para lo cual es necesario un tornillo sinfín sujetado verticalmente con respecto a lo que sería el metacarpo, el cual en la parte inferior y superior lleva dos poleas fijas al cuerpo de tornillo sinfín.

Una de las poleas recibe la señal de la caja de transmisión a través de cables de acero, y mueve directamente al tornillo sinfín.

A la otra polea, localizada en la parte superior,

llegan los cables que moverán más tarde las falanges y que servirá para retirar el sistema de trinquete.

El tornillo sinfín que se utiliza es de 48 hilos, por 2.54 cms. y el engrane es de los mencionados anteriormente adicionando una ranura al centro, en medio de esa ranura queda el tornillo sinfín, lo cual se hizo para que el embrague sea más eficiente, esto es en función de un modelo experimental.

Todos los sistemas se repiten para el índice, medio meñique y anular.

En el plano II se muestran los elementos de los actuadores.

En las articulaciones metacarpianas y las falanges, como se describió inicialmente, lleva una rueda dentada empotrada en la parte del centro, el eje de la rueda dentada sirve para soportar la falange y mantenerla empotrada como un sistema de silla de montar con una bisagra.

La articulación de la segunda falange con la primera está en función igualmente de una silla de montar unida por una bisagra, únicamente que lleva un sistema de trinquete que se acopla por medio de una

doble palanca con un solo eje (bell cranck), de latón, el cual va unido a un resorte que funciona a torsión, para actuarlo o liberar la falange del sistema de trinquete. Primeramente el cable hace un recorrido de unos cuantos milímetros antes de liberar la falange y empezar a hacer la aducción o extensión de la misma; los cables, que se utilizan como elemento actuador, pasan a través de las perforaciones de mando, teniendo un punto de bloqueo por medio del cual se libera o se queda obturado el trinquete. Véase plano II para detalles, cálculos, especificaciones y materiales.

La tercerafalange con la articulación de la segunda, es idéntica a la descrita, únicamente que en el extremo de la falange es donde se unen los cables que funcionan como tendones, ésto se obtuvo mediante el análisis del sistema de una mano, se vió que colocando los cables en el punto extremo se tendría el brazo de palanca mayor y de esta forma la mejor utilización de motores de alto par con dimensiones pequeñas.

Los elementos de cuatro dedos son idénticos a

este que se ha descrito. Para detalles de la tercera falange, ver el plano I'.

Para poder simular la gran variedad de movimientos del dedo pulgar primeramente se pensó en realizar un engrane cónico interior, pero esto implicaba una serie de mecanismos específicos que no era posible hacerlos para un espacio tan reducido, por lo que se buscó una serie de elementos que den todos los movimientos y sea menos complicado que el anterior el cual consiste en un sistema de rodilla o de rótula universal.

Este sistema consta de una articulación doble, con cuatro puntos de apoyo. Véase el plano III.

La primera transmisión es idéntica que la de las 4 articulaciones de las falanges con el metacarpo y la segunda es similar a la del primero, pero en forma horizontal; con éstos dos sistemas se simplificó el sistema de rótula.

De esta forma puede lograrse la anteposición y la abducción, así como la extensión y flexión, y algunos de los movimientos descritos en párrafos anteriores.

La articulación de la muñeca, que es propiamente el carpo de la mano, tiene un sistema idéntico, que el del dedo índice, en la parte del metacarpo, con las falanges este tipo de articulación está acoplado al conector y aún esta en etapa de desarrollo.

Véanse plano IV.

M E M O R I A D E C A L C U L O

VI-4.-MEMORIA DE CALCULO

VALORES DEL ESFUERZO PERMISIBLE Y ESFUERZO ULTIMO TABLA (1)

ELEMENTO	MATERIAL	ESFUERZO ULTIMO $S_o = Kg/cm^2$ (20)	ESFUERZO PERMISIBLE * $S_p = Kg/cm^2$
FLECHAS EJES Y TOR- NILLO SIN FIN	ACEROS SAE 32 45 SAE 61 45	4569.9523 4745.7197	3710.303 3853.001
EN GRANES TORNILLO SINFIN POLE- AS	BRONCE SAE 62 FOSFORADO LATON MICARTA BAKELITA	703.0696 843.6836 702.9264 562.4556 " " " "	570.8158 648.9789 568.9939 456.652 " " " "
ESTRUCTURAS	FIBRA DE VIDRIO ACRILICO	421.847 " "	342.4923 " "

CARACTERISTICAS DEL MOTOR

TABLA (2)

MOTOR	VOLTAGE	CORRIENTE	POTENCIA NOMINAL	POT. DE SALIDA	RPM
ELECTRICO	6 VOLTS DC	0.325 A	0.0026 HP	0.0001017 HP	1500

FUERZAS QUE ACTUAN SOBRE EL T. SINFIN TABLA (3)

NOMENTO DE TORSION $M_t = 0.000126$ Kg-cm	FUERZA TANGENCIAL $F_t = 0.00079$ Kg
AVANCE = 0.006 mm	COEFICIENTE DE FRICCION $f = 0.1$ $\alpha = 9.89$

FUERZAS QUE ACTUAN SOBRE EL ENGRANE C. RECTO TABLA (4)

MOMENTO DE TORSION $M_t = 0.0005714$ Kg-cm	FUERZA TANGENCIAL $F_t = 0.5413$ Kg
$\phi = 14.5$	FUERZA DE REPULSION DEL ENGRANE CON EL T. SINFIN = 0.5425 Kg

* En función a los datos y a las restricciones iniciales el calculo del esfuerzo permisible se detalla a continuación.

$$S_p = S_o C_v \text{ ----- (1)}$$

Donde

C_v - Coeficiente de velocidad

$$C_v = 600 / (600 + V) \text{ Válida hasta } 2000 \text{ fpm) ----- (2)}$$

Donde

V = Velocidad lineal

$$V = \pi D_e N / 12 \text{ ----- (3)}$$

Donde D_e = Diámetro del engrane

De acuerdo a (2) y (3) en (1) se obtiene S_p el cual se muestra en la tabla (1)

TORNILLO SINFIN

Para el cálculo de los esfuerzos que actúan sobre el tornillo sinfin se tienen las siguientes ecuaciones:

Momento de torsión

$$M_t = \frac{hp_n \times 63.024}{N} = \frac{0.0026 \times 63.024}{1500} = 0.0001092 \text{ lb-pul.} \quad \text{---(4)}$$

$$M_t = 0.0001092 \times 0.453924 \text{ Kg (lb)} \times (2.54 \text{ cm/pulgadas})$$

$$M_t = 0.000126 \text{ Kg-cm}$$

Fuerza tangencial

$$F_t(\text{tornillo}) = M_t / r_f \quad r_f = \text{radio primitivo del tornillo sinfin} \quad \text{---(5)}$$

$$r_f = 0.1587 \text{ cm}$$

$$F_t = 0.000126 \text{ Kg-cm} / 0.1587 \text{ cm} = 0.000793 \text{ Kg}$$

Estos valores se muestran en la tabla 3

ENGRANE CIRCULAR

Para el cálculo de los esfuerzos que actúan sobre el engrane circular de diente recto se tienen las siguientes ecuaciones:

Fuerza tangencial

$$F_t(\text{engrane}) = F_t(\text{tornillo}) \left((1-f) \tan \alpha / \cos \delta_n \right) / (\tan \alpha + f \cos \delta_n) \quad \text{---(6)}$$

$$\tan \alpha = \text{Avance} / (\pi D_e) \quad \text{---(7)}$$

α = ángulo primitivo del tornillo sinfin

$$\delta_n = N^\circ \text{ filetes} \times \text{paso lineal del tornillo sinfin} \quad \text{---(8)}$$

$$f = \text{Coeficiente de fricción} = 0.1$$

$$D_e = 14.5^\circ = 0.414632$$

$$\text{Avance} = 3 \times 0.58 \text{ mm} = 1.74 \text{ mm}$$

$$\tan \alpha = 1.74 \text{ mm} / (\pi \times 3.14 \text{ mm}) = 0.174438$$

$$\alpha = 9.89^\circ$$

Sustituyendo valores en la ecuación (6)

$$F_t(\text{engrane}) = 0.000793 \left(\frac{(1-0.1) \times 0.174438}{0.174438 + 0.1 \times 0.414632} \right)$$

$$F_t(\text{engrane}) = 0.011488 \text{ Kg}$$

Fuerza de separación del engrane

$$F_r = F_t(\text{engrane}) \times \left(\frac{\sin \delta_n}{\cos \delta_n \cos \alpha + f \sin \alpha} \right) \quad \text{---(9)}$$

$$Fr = 0,011488 \text{ Kg} \left(\frac{0,25038}{0,25038 \times 0,985 - 0,1 \times 0,1717} \right) = 0,012535 \text{ Kg}$$

Momento

$$\text{Momento en el engrane} = Hp \text{ de salida} \times (63,024) / (\text{rpm})_e \quad (10)$$

Donde:

(rpm)_e = Número de vueltas por minuto del engrane

Aplicando la ecuación siguiente:

$$\frac{(\text{rpm})_f}{(\text{rpm})_e} = \frac{N_e}{N_f} = \frac{D_e}{D_f \tan \alpha} \quad \text{despejando } (\text{rpm})_e = \frac{(\text{rpm})_f \cdot N_f}{N_e} \quad (11)$$

Sustituyendo valores

$$(\text{rpm})_e = \frac{1500 \times 3}{48} = 93,8$$

Eficiencia η

$$\eta = \left(\frac{\tan \alpha \cos \phi_n - f \tan \alpha}{\cos \phi_n \tan \alpha + f} \right) \quad (12)$$

Sustituyendo valores

$$\eta = 0,174438 \left(\frac{0,25038 - 0,1 \times 0,174438}{0,25038 \times 0,174438 + 0,1} \right) = 0,2824356$$

La ecuación (10) queda

$$M_e = (hp \cdot \eta) (63,024) / (\text{rpm})_e$$

$$M_e = (0,0026 \times 0,2824 \times 63,024) / 94$$

$$M_e = 0,0004952 \text{ lb pulg} \times 2,54 \text{ cm/pulg} \times 0,4535924 \text{ Kg/lb}$$

$$M_e = 0,0005714 \text{ Kg-cm}$$

Estos valores se muestran en la tabla (4)

Diseño por resistencia del engrane basada en la ecuación de Lewis

$$F = s_b y P_n c = \frac{s_b y \bar{\pi}}{P_n d} \quad (13)$$

Los cálculos que se realizaron son para elementos normales y solamente en función del diámetro primitivo. La ecuación de Lewis sirve para efectuar el cálculo del engrane en función de las dimensiones reales del mismo y sobre todo de sus dientes en contacto

$F_t(b)$ = carga tangencial permisible $S_p(ops)$ = Esfuerzo permisible

$$S_p(ops) = \frac{600}{100 - V_j}$$

V_j = V_e = velocidad lineal en fpm ó cm pm

$$V_e = \frac{\pi D n}{2} \text{ (en fpm)} \quad \text{ó} \quad \frac{\pi D n}{60} \text{ (en cm pm)}$$

$$V_e = \pi \times 0.9 \text{ cm} \times 94 = 266.778 \text{ cm pm}$$

De la tabla 1 el esfuerzo permisible del latón es 568.9939 Kg/cm²

b es la longitud del diente = 0.3 cm

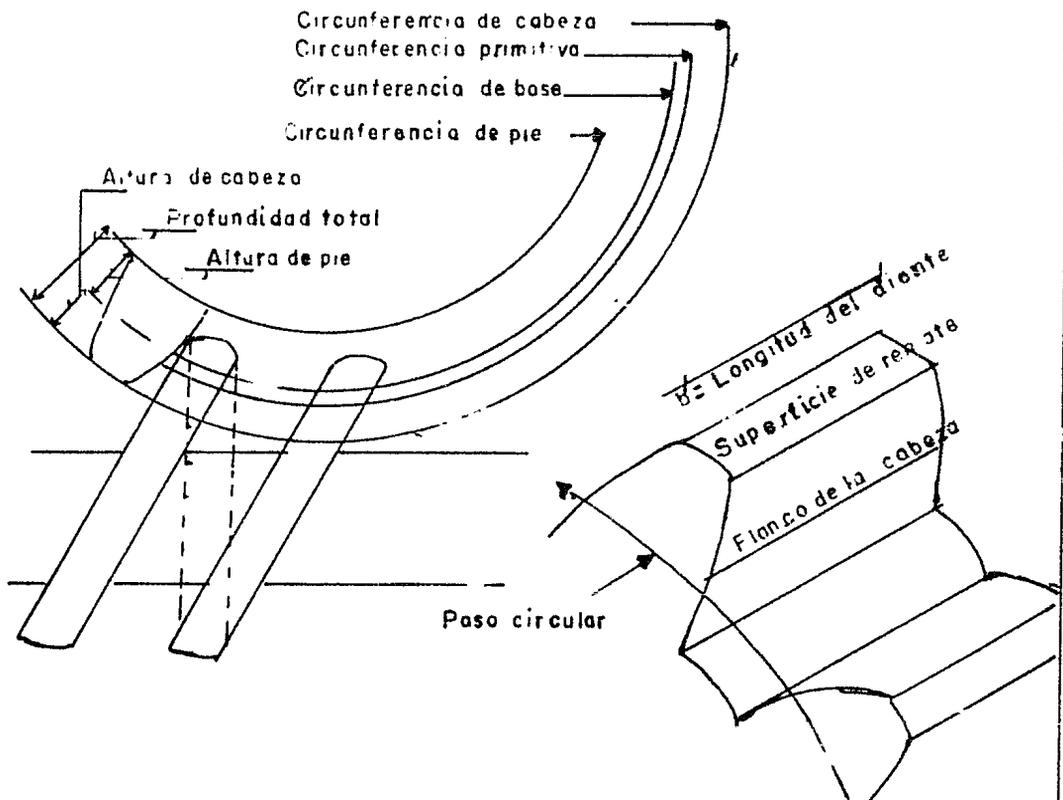
y = es el factor de forma De la tabla 2 Ref 20 pag 277

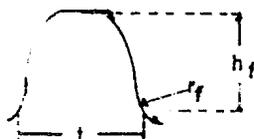
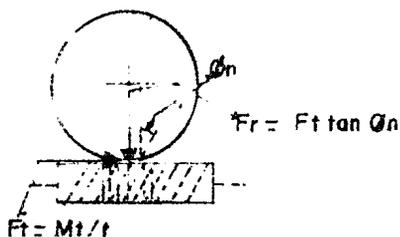
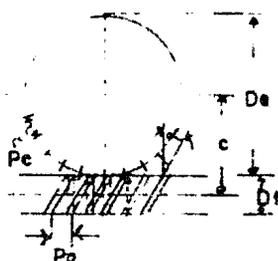
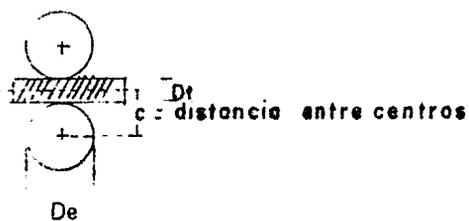
y = 0.109 a dimensional

Sustituyendo valores en la ecuación (13)

$$F = 568.9937 \text{ Kg/cm}^2 \times 0.109 \times 0.3 \text{ cm} \times 0.058 \text{ cm} = 1.07915 \text{ Kg}$$

$$F = 1.07915 \text{ Kg}$$





$P_c = \text{Paso circular } P_c = \pi D_t / N \quad (14)$

$N = N^{\circ}$ de dientes del engrane

$D_e = \text{Diámetro primitivo del engrane}$

$P_d = \text{Paso diametral } P_d = N / D_e \quad (15)$

$\phi_n = \text{Angulo de presión} = 14.5^{\circ}$

$t = \text{Gueso del diente circular } t = \frac{\pi}{2 P_d} \quad (16)$

$r_f = \text{Radio de entalle en la cremallera}$

$\text{básica} = \frac{0.3}{P_d} \quad (17)$

$C = \text{Holgura básica (mínima)} C = \frac{0.25}{P_d} \quad (18)$

$t_o = \text{Ancho mínimo tope del diente } t_o = \frac{0.25}{2 P_d} \quad (19)$

$h_k = \text{Altura de trabajo } h_k = \frac{2.0}{P_d} \quad (20)$

$h_f = \text{Altura total } h_f = \frac{2.25}{P_d} \quad (21)$

$c = \text{Distancia entre centros } c = \frac{D_e - D_t}{2} \quad (22)$

$F_t = \text{Fuerza tangencial } F_t = \frac{M_t}{r} \quad (23)$

$r = \text{Radio primitivo } r = \frac{D_e}{2} \quad (24)$

$F_r = \text{Fuerza separadora radial (repulsión)}$

$F_r = F_t \tan \phi_n \quad (25)$

$\alpha = \text{Angulo de avance}$

$P_a = \text{Paso lineal del tornillo sinfín} = 0.58 \text{ mm}$

$D_t = \text{Diámetro primitivo tornillo sinfín}$
 $A_{\text{dendo}} = 1.00 / P_d \quad (26)$

$D_{\text{dedendo}} = 1.250 / P_d \quad (27)$

Diámetro primitivo del engrane = $D_e = 9 \text{ mm}$

" " " Tornillo sinfín = $D_t = 3.175 \text{ mm}$

N_e = Número de dientes del engrane = 48

$P_d = N_e / D_e = (48 / 9 \text{ mm}) \times 25.4 \text{ mm/pulg} = 135.46 / \text{pulg}$

Sustituyendo valor de P_d en las ecuaciones (14, 16, 17, 18, 19, 20, 21, 26, 27)

se obtienen los valores de la tabla (5)

Dimensionamiento de los dientes del engrane

TABLA (5)

ADENDO mm	DEDENDO mm	t mm	rf mm	C mm	t _e mm	h _k mm	h _f mm
0.1875	0.2343	0.294	0.056	0.046	0.029	0.375	0.421

Recomendaciones de la AGMA

Potencia indicada

$$H_p = \frac{(rpm)t}{R} \text{ K Q m} \text{ ----- (28)}$$

H_p : Potencia de entrada de tabla (2)

R = Razón de transmisión = $(rpm)_t / (rpm)_e = 1500 / 94 = 16.2$ --- (29)

K = Presión constante que depende de la distancia entre centros como se indica en la Ref (19) pag 251

Sustituyendo valores en la ecuación 22

Donde:

$c = 11.09 \text{ mm} = 0.4366142 \text{ pulg}$ que es menor de 1 pulg por lo cual $K = 0.0125 \text{ (psia)}$

m = Factor de velocidad que depende de (c) , de (R) y de (Vt)

$$m = \frac{450}{450 + Vt + (3Vt/R)} \text{ (30)}$$

Sustituyendo valores

$m = 0.8567$

$$Q = R \cdot (R + 0.25) = 0.09848 \text{ (31)}$$

Sustituyendo valores en la ecuación (28)

$$H_p = 0.8916204$$

Recomendaciones adicionales AGMA

$$D_t = 3P_c$$

$$b = 0.73 \times D_t$$

$$L = P_c (4.5 + N_e/50)$$

$$D_t = 3 \times 0.58 \text{ mm} = 1.74 \text{ mm}$$

$$b = 0.73 \times (0.0685039)$$

$$b = 0.0500079 \text{ pulg} = 1.27 \text{ mm}$$

$$L = 0.0228546 (4.5 + 48/50) = 0.124677$$

$$L = 6.26000 \text{ mm}$$

Longitud del tornillo sinfín = L

b = 1.27 mm de longitud del diente del engrane

* Dimensionamiento del tornillo sinfín

Diámetro $D_t = 3.1758 \text{ mm}$	Dimensión del tamaño 3
Serie fina UNF 48 hilos/pulg	Área de la rosca tensión a tracción 3.1759 mm
Área del núcleo 0.295 mm	

* Ref (2.1)

CONCLUSIONES:

De los resultados anteriores se deduce que la resistencia para los elementos de la caja de transmisión calculados y sus dimensiones están en realidad excedidos no obstante las dimensiones tan pequeñas, por lo cual, no se hace necesario efectuar los cálculos para minimizaciones por medio del manual de Ville

CALCULO DE LOS EJES PARA LOS ENGRANES

En función de la potencia transmitida, se calcula el diámetro del eje.

M_{eT} = Momento total torsionante

$$M_{eT} = \frac{63000 \text{ hp}}{(\text{rpm})_e} \quad \text{--- (32)}$$

$$S_p = (16 \cdot M_{eT}) / (\pi d^3) \quad \text{--- (33)}$$

Sustituyendo valores en (32) de la tabla (2) y en las ecuaciones (33)

y tomando valores de la tabla 1 para un acero SAE 6145

el diámetro de los ejes es de 0.4319 mm

$$S = \frac{\pi d^3}{32} = 0.0000004823 \text{ kg-cm}^2 \quad \text{--- (34)}$$

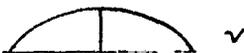
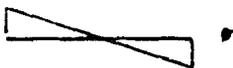
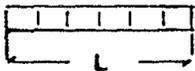
$$\sigma = \frac{M_{eT}}{S} = 601,99 \text{ kg-cm} \quad \text{(35)}$$

$$V = \frac{qL}{2} - qx = \quad \text{(36)}$$

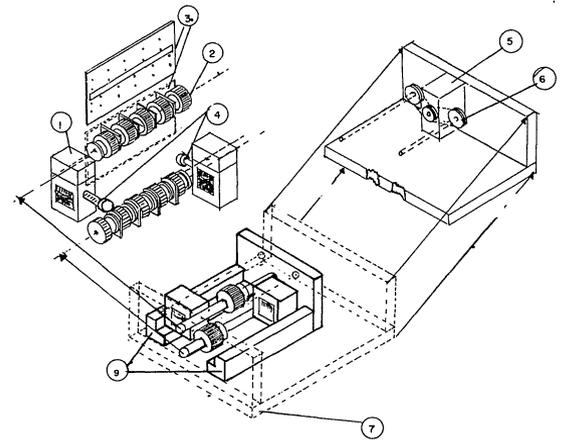
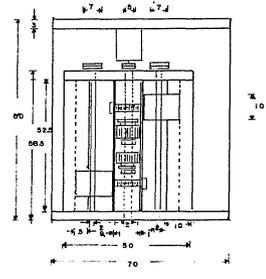
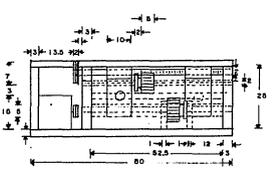
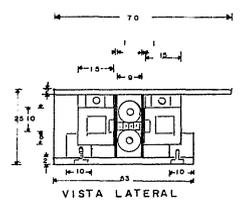
Tomando el valor de la fuerza de repulsión del engrane como q

se obtiene V ,

$$V = \frac{0.0126 \times 0.3}{2} - 0.0126 \times 0.15 = 0.00000125$$



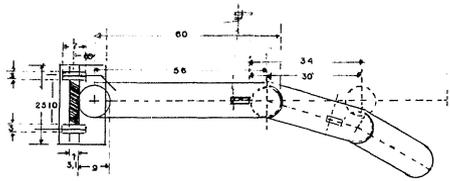
P L A Ñ O S Y E S P E C I F I C A C I O N E S



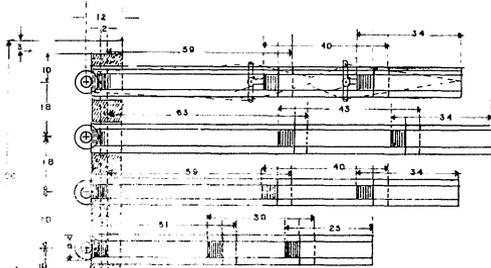
DESGLOSE DEL ISOMETRICO

No	ELEMENTO	MATERIAL	ESPECIFICACIONES
1	Motor eléctrico actuador con guía en la parte superior	Acrílico	Polímero de estireno
2	Engrane circular recto con polea	Latón	35%Zn-68Cu-3APb
3	Placa guía	Latón	35%Zn-61%Cu-3%Pb
4	Tornillo sin fin	Acero Cromo Vanadio	SAE 6145
5	Motor eléctrico posicionador		
6	Polea acoplada al tornillo sin fin posicionador	Latón	35%Zn-61%Cu-3%Pb
7	Soporte de la estructura de la caja de transmisión	Acrílico	Polímero de estireno
8	Ejes de los engranes	Acero - Cromo-Vanadio	SAE 6145
9	Guías de motores actuadores	Acrílico	Polímero de estireno

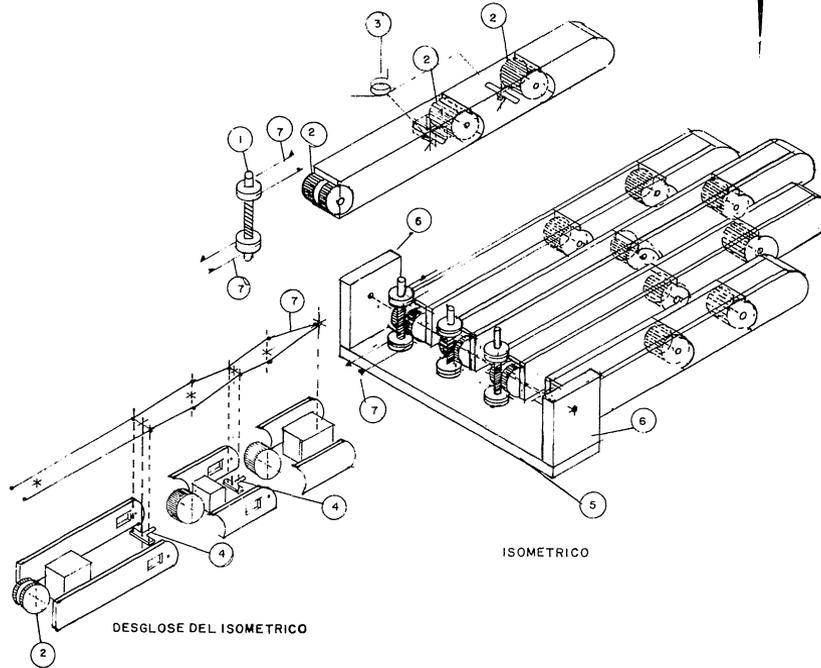
SEMINARIO PROTESIS MIOELECTRICA DE MIEMBRO SUPERIOR	PLANO I
MECANISMO DE LA CAJA DE TRANSMISION	ESCALA 1:1
	ACOTACION EN: mm



VISTA LATERAL



VISTA SUPERIOR



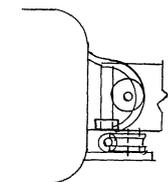
ISOMETRICO

DESGLOSE DEL ISOMETRICO

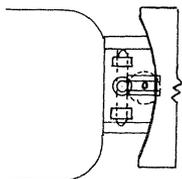
No	ELEMENTO	MATERIAL	ESPECIFICACION
1	Tornillo sin fin con poleas	Acero Cromo Vanadio Latón	SAE 6145 35% Zn-61% Cu-3.5% Pb
2	Engrane circular - recto 48 dientes	Latón	35% Zn-61% Cu-3.5% Pb
3	Resorte	Acero Cromo Vanadio	SAE 6145
4	Palanca doble de cada ó de campana	Latón	35% Zn-61% Cu-3.5 Pb
5	Soporte superior e inferior del tornillo sin fin	Acrílico	Polímero de estireno
6	Soportes laterales de los ejes y de las tlechas de los engranes circulares rectos	Acrílico	Polímero de estireno
7	Cables actuadores	Acero Inoxidable	3 alambres Corga a la tracción 50 Kg

NOTA: Los elementos 3 y 4 no se dibujaron en su totalidad en los dedos 1, 2, 3 y 4, de los vistos superior e isométrico

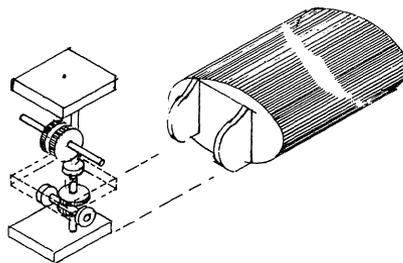
SEMINARIO PRÓTESIS MIOELECTRICA DE MIEMBRO SUPERIOR	PLANO II
MECANISMOS DE LA 1ª, 2ª, 3ª FALANGES DE LOS DEDOS 1ª, 2ª, 3ª, 4ª	ESCALA 1:1 ACOTACION EN: mm



VISTA LATERAL



VISTA SUPERIOR



DESGLOSE DEL ISOMETRICO

NOTA : La articulación está en etapa de desarrollo,

SEMINARIO PROTESIS MIOELECTRICA	PLANO IV
MIEMBRO SUPERIOR	ESCALA 1:1
MECANISMO DE LA ARTICULACION DE LA MUÑECA	SIN ACOTACION

C A P I T U L O V I I

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Las principales conclusiones que se obtuvieron del desarrollo del presente trabajo se pueden enunciar de la siguiente manera:

- La realización de una prótesis mioeléctrica es posible gracias a la miniaturización de los elementos mecánicos y electrónicos, los cuáles por condición de tecnología nacional no es posible obtenerlos en México; por lo tanto es deseable la investigación y desarrollo tecnológico de estos elementos para poder llevar a cabo investigaciones a este nivel.

- En lo teórico, el trabajo está totalmente concluido aunque la parte experimental está en sus inicios y requiere de un sinnúmero de pruebas con y sin incapacitados, lo cuál se llevaría mucho tiempo y dinero; con esto se pretende la justificación de un proyecto formal que - podría establecer la Facultad de Ingeniería en coordinación con el Seguro Social, por ejemplo, para llevar prótesis económicas, con tecnología y de producción nacional a los incapacitados.

- Los trabajos consultados en la bibliografía han sido desarrollados con recursos institucionales y por personas de alto nivel académico, el presente trabajo se ha desarrollado a nivel licenciatura y con los escasos recursos que los miembros del seminario han aportado; sin embargo los resultados son hasta la fecha lo suficientemente satisfactorios como para pensar en continuar trabajando hasta sus resultados finales.

- Partiendo de la premisa de que "una mano sin sensibilidad es como un cadáver; es recomendable la profundización en el problema de la sensibilización de la prótesis (temperatura, presión, humedad, etc.) con retroalimentación neural, muscular o de cualquier otra índole.

- La máxima eficiencia del sistema mecánico se obtiene cuando se le alimentan tres señales independientes; no obstante, si se le alimentan dos señales es posible obtener como máximo cuatro movimientos y su antagonista.- Por esto, es deseable tener como mínimo tres sistemas --electrónicos como el descrito en los capítulos IV y V para aprovechar al máximo el sistema diseñado, el cuál es de 10 movimientos independientes.

- Dentro de las posibilidades para ampliar la captación a fondo en materiales compatibles con la piel para -

solucionar el problema de reacción dermatológica de los muñones con los conos de enchufe, asimismo en el campo de los materiales para guantes, cuya durabilidad es baja y se producen ruidos indeseables a su contracción.

- Hay deficiencia nacional de información en los censos nacionales respecto a incapacitados.

- Es recomendable que la Facultad de Ingeniería -- propicie la participación de las diversas carreras en el área de la bioingeniería en los niveles de: servicio social, tesis, seminarios, etc. que continuen con trabajos iniciados o que se inicien nuevos campos de la misma área.

- Incrementar la conciencia de seguridad industrial en el trabajador, en la empresa y en los sindicatos.

- Propiciar la creación de leyes laborales y de seguridad social encaminadas a la máxima protección del trabajador cuando por accidente quede incapacitado. Por ejemplo, en países desarrollados, un obrero que ha sufrido un traumatismo a nivel de cualquier miembro, se le paga la indemnización y se le proporciona un par de prótesis mioeléctricas y además conserva el trabajo, siendo -- que en México, no se les proporciona prótesis de ningún tipo y en muchos casos se quedan sin trabajo y sin indemnización.

- Por último, la finalidad de la tesis era crear una mano mioeléctrica con elementos nacionales y de costo - accesible. Los componentes utilizados son todos de adquisición nacional sobre todo en elementos electrónicos; respecto al costo, a precios actuales, asciende a ----- \$ 35,000.00 (Treinta y cinco mil pesos 00/100 M.N.) -- aproximadamente, comparada con el precio de venta de - prótesis mioeléctricas como Viennatone cuyo precio as- - ciende a \$ 400,000.00

CONTRAINDICACIONES DE LA PRÓTESIS MIOELECTRICA.

Las contraindicaciones de la prótesis son:

- a) Por parte del amputado: enfermedades nerviosas o neurológicas que impiden un funcionamiento correcto de la musculatura del muñón; algunas enfermedades dermatológicas; nivel intelectual excesivamente bajo; edad (existen algunas dependencias que no son partidarias de adaptar una prótesis mioeléctrica en un niño que no sabría cuidarla y que las presiones, de sus mayores en este sentido, podrían hacerle infeliz).

Finalmente, otra contraindicación, es todo aquel caso en que en la exploración mioeléctrica no se encuentren potenciales suficientes y discriminados para garantizar un control seguro de la prótesis (especial en amputaciones humerales y desarticulaciones de hombro).

- b) Por parte del ambiente, humedad excesiva, elevadas temperaturas, ácidos o corrosivos,

así como aquellos pacientes que no dispongan de energía eléctrica para cargar las baterías (8).

A N E X O S

ANEXO I

GLOSARIO

Abducción:

Movimiento de separación a partir del plano medio sagital del cuerpo.

Actina:

Proteína que se encuentra en los músculos como parte del complejo actino-miosina.

Actomiosina:

Complejo pastoso de dos proteínas actina y miosina, que actúan en las contracciones de los músculos.

Aducción:

Movimiento hacia el plano medio del cuerpo.

Amplitud:

Altura o tamaño de las ondas senoidales.

Anisotrópico:

Es el medio o cuerpo que tiene anisotropía: sus propiedades y estructura son distintas en diversas direcciones.

Articulación:

Conjunto de formaciones blandas y duras que sirven para unir dos o más huesos.

Cineplastia:

Amputación plástica en que se utilizan las contracciones de músculos o porciones de músculo que se insertan en el muñón para transmitir movimientos a un aparato protésico.

Circunducción:

Es la combinación en forma sucesiva de la flexión, extensión, abducción y aducción.

Cronaxia:

Es el tiempo necesario para que una corriente de intensidad dos veces mayor que la reobase produzca una respuesta.

Dispositivos protésicos:

Son aquellos substitutos de aquellas partes del cuerpo humano de las que carece un determinado individuo, en comparación con la mayoría de sus semejantes.

Efecto de campo:

Siendo que estimulamos a través de un conductor de volúmen y no mediante la aplicación directa del cátodo al nervio, no se puede precisar el punto exacto donde la despolarización inicial ocurrió. Puede que ocurra entre el ánodo y el cátodo, cuando

el estímulo es débil, o delante del cátodo con un estímulo supramáximo. Haciendo uso de un estímulo supramáximo, cada vez que se estimule, se reducirá cualquier error introducido por el efecto del campo.

Electrodo:

Cualquier transductor capaz de registrar actividad eléctrica.

Electromiografía:

Es el estudio de la actividad eléctrica asociada a la contracción muscular.

Estimulación:

Fuerza externa aplicada a la célula, la cual resulta en la misma despolarización y entonces repolariza.

Frecuencia:

Es el número de ondas por segundo.

Fibra muscular:

Unidad anatómica del músculo, del que hay dos variedades: fibra muscular estriada y fibra muscular lisa.

Fibrilación:

Son potenciales de 10-200 V con una duración de 1 a 2 mseg. Estos potenciales son irregulares y

asincrónicos, no producen acortamiento del músculo y no pueden ser observados a través de la piel.

Impedancia:

Es la relación del voltaje a la corriente.

Interfase:

Dícese del intervalo de tiempo o espacio entre dos fases.

Ión:

Radical simple o compuesto que se disocia de las substancias al disolverse estas, puede ser positivo o negativo.

Atomo o molécula que ha perdido o ganado electrones por impacto con partículas en movimiento rápido, quedando electrizados positiva o negativamente.

Isométrico:

Son contracciones musculares que producen tensión sin producir movimiento.

Isotónico:

Son contracciones musculares que producen movimiento.

Isotrópico:

Que tiene iguales propiedades en todas direcciones.

Kinesiología:

Conjunto de los procedimientos terapéuticos encaminados a reestablecer la normalidad de los movimientos del cuerpo humano, y conocimiento científico de aquellos.

Latencia:

Es el intervalo de tiempo que transcurre desde el instante de la estimulación a la llegada del potencial evocado al electrodo de captación. El potencial evocado puede ser el potencial de acción propagado del nervio estimulado o el potencial de respuesta de un órgano terminal (potencial de acción del músculo).

Miastenia:

Debilidad muscular. Síndrome de fatiga y agotamiento de los músculos voluntarios, causado por la pérdida rápida de la contractilidad, sin trastornos de la sensibilidad ni atrofia.

Mioelectricidad:

Proviene del prefijo griego "myo" y se refiere a músculos, "control de la prótesis de la extremidad superior".

Miosina:

Proteína que se encuentra en los músculos como parte del complejo actomiosino.

Músculo:

Cualquiera de los órganos carnosos que tiene la propiedad de contraerse o relajarse, para producir así, el movimiento y los procesos vitales del organismo. Existen dos clases principales: estriados y lisos.

Nervio:

Cualquiera de los cordones blanquecinos filamentosos que irradian el encéfalo, la médula espinal u otros centros, se distribuyen por todo el cuerpo y son los órganos que transmiten los impulsos de las sensaciones y del movimiento.

Neurilema:

Delgada cubierta protoplasmática que recubre los axones de los nervios periféricos.

Polarización:

Fenómeno en virtud del cual las partículas o iones se disponen en un solo sentido y una sola dirección.

Potencial de acción:

Consiste en aquel potencial (de una membrana excitable)

donde la descarga de la membrana se inicia siguiendo la ley del "todo o nada". O bien, cuando una neurona está transportando un impulso nervioso.

Pronación:

Movimiento del antebrazo que hace girar la mano de fuera adentro, presentando el dorso de ella.

Prótesis:

Reparación artificial de la falta de un órgano o parte de él; en el caso de miembros del cuerpo, se emplean para reemplazarlos, aparatos que se articulan en diversas direcciones e imitan la forma y funciones del miembro perdido.

Radio detectado del electrodo:

- a) La distancia a la cual la amplitud del potencial de acción declina unas décimas de su valor al origen.
- b) La distancia a la cual la amplitud de pico a pico del potencial de acción decrece a 200 V.

Reobase:

Es la mínima cantidad de corriente necesaria para estimular a un nervio o músculo.

Secuela:

Consecuencia de una cosa, prosecución de una causa.

Supinación:

Posición horizontal de una persona tendida sobre el dorso, o de la mano con la palma hacia arriba.

Tejido:

Cada uno de los diversos agregados de células de la misma naturaleza diferenciadas de un modo determinado, ordenados regularmente y que desempeñan en conjunto una determinada función.

Tiempo de conducción:

Este término es frecuentemente usado como equivalente a latencia. Deberíamos limitarlo para denotar el tiempo requerido para que un impulso vaya del punto "A" al punto "B" de una fibra nerviosa.

Unidad Motora:

Es la unidad biológica de la función muscular.

Velocidad de conducción:

Es la distancia que un impulso viaja por unidad de tiempo. La velocidad de neuroconducción se expresa en metros por segundo.

ANEXO 2

ESQUELETO DEL ANTEBRAZO Y DE LA MANO.

El esqueleto del antebrazo, se encuentra formado por dos huesos largos, del lado externo (hacia el pulgar), por el radio, y hacia el lado interno (hacia el meñique), por el cúbito, estos se articulan entre sí en sus dos extremidades dejando un espacio elíptico entre ambos, llamado espacio interóseo. El cúbito es más importante en la articulación del codo, que el radio, pero este último juega un papel más importante a nivel de la muñeca, de hecho esta articulación se denomina radiocarpiana.

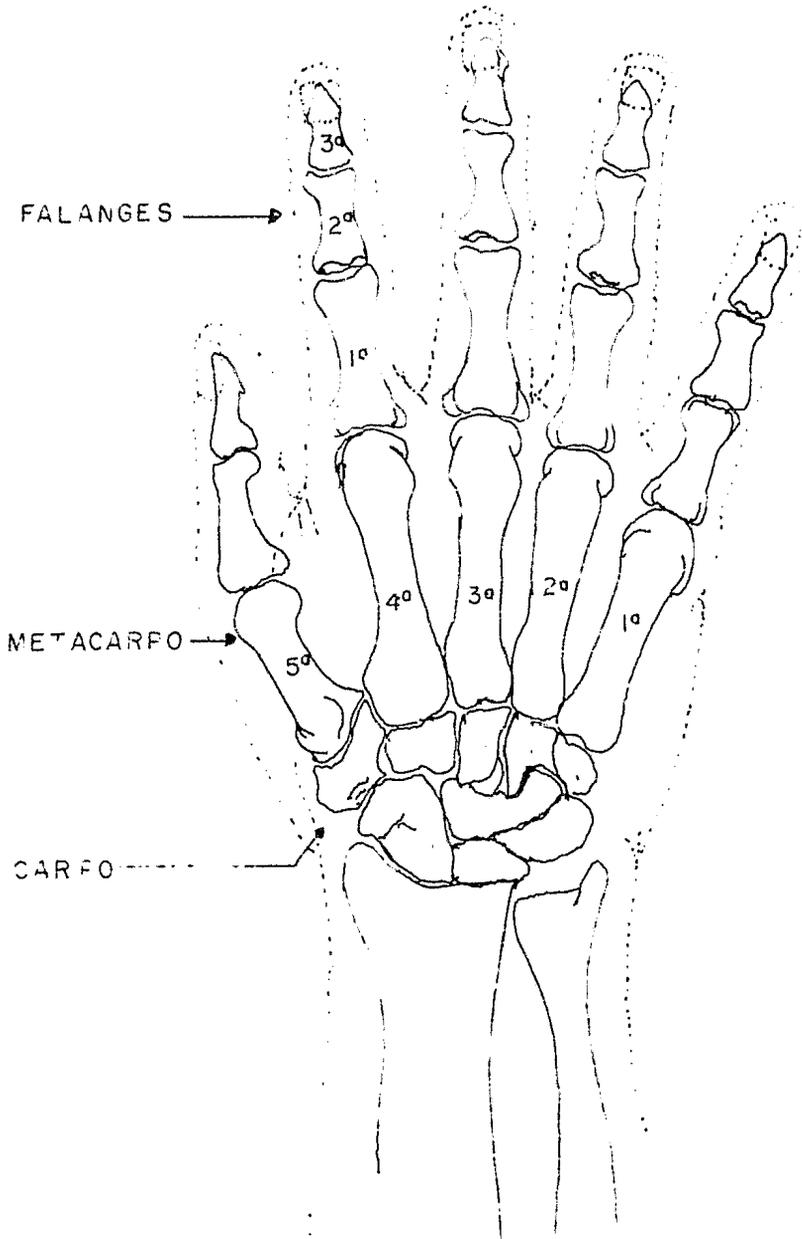
El esqueleto de la mano consta de veintisiete (27), huesos cortos y algunos tubulares, estos son ocho (8), huesos cortos que forman el carpo, cinco (5), huesos cortos y tubulares que forman el metacarpo, y catorce (14), falanges.

El carpo se encuentra formado por dos hileras de huesos cortos que se articulan entre sí, la primera fila o proximal, la cual se articula al radio en su extremo distal y a una estructura fibrocartilaginosa triangular

que substituye al cúbito, está formada por cuatro (4), huesos que son de lateral a medial (del pulgar al meñique): escafoides, semilunar, piramidal y pisciforme. Esta hilera se articula a su vez con la segunda hilera de huesos que la forma: trapecio, trapecoide, hueso grande y hueso ganchoso.

El metacarpo se forma por cinco (5) huesos cortos y tubulares que son asiento para los dedos y se numeran de lateral a medial (radial a cubital) 1º, 2º, 3º, 4º y 5º, constan de un cuerpo y dos extremidades.

Las falanges son 14 (catorce), huesos que forman los dedos, corresponden dos (2), al pulgar y tres (3) a cada uno de los demás dedos.



ARTROLOGIA

Es la ciencia que estudia las articulaciones. Entendiéndose por articulación el conjunto de formaciones blandas y duras que sirven para unir dos o más huesos. En toda articulación se pueden distinguir las superficies óseas y las partes blandas, interóseas o periféricas.

DEFINICION DE LOS MOVIMIENTOS ARTICULARES.

Flexión y Extensión.

La flexión y la extensión son movimientos en el plano sagital. La flexión es el movimiento en dirección anterior para las articulaciones de la cabeza, cuello, tronco, extremidad superior y cadera.

La extensión es el movimiento en dirección opuesta a la flexión.

Abducción y Aducción.

La abducción y la aducción son movimientos en el plano coronal. La abducción es el movimiento de separación a partir del plano medio sagital del cuerpo, y la aducción es el movimiento hacia este plano para todas las partes de las extremidades, excepto el pulgar y los dedos de manos y pies.

Para los dedos de la mano, la abducción y la aducción son movimientos de separación y aproximación a la línea axial que se extiende a través del tercer dedo, eje de la mano.

Para los dedos de los pies, la línea axial se extiende a través del segundo dedo, eje del pie.

Flexión lateral.

Flexión lateral es un término usado para describir los movimientos laterales de la cabeza, cuello y tronco en el plano coronal. Se combina generalmente con rotación .

Rotación.

La rotación se refiere al movimiento alrededor del

eje longitudinal para todas las regiones del cuerpo, excepto para la escápula y la clavícula. Con referencia a la escápula, el término rotación se reserva para el uso en conexión con los movimientos del eje sagital, mas bien que alrededor del eje longitudinal tiene lugar juntamente con cierto grado de abducción de la escápula, pero no existe un término especial para este movimiento.

Inclinación.

La inclinación es un término usado para describir ciertos movimientos de la escápula y la pelvis.

Aplicado a la escápula, se usa el término inclinación para describir la rotación alrededor del eje coronal. Con respecto a la pelvis, la posición neutra de ésta, es aquella en la que las espinas anterosuperiores están en el mismo plano transversal, mientras que la sínfisis pubiana está en el mismo plano vertical.

Deslizamiento.

Los movimientos de deslizamiento tienen lugar

cuando las superficies articulares son aplanadas o sólo ligeramente curvadas, y una superficie articular se resbala sobre la otra.

Circunducción.

Cuando la flexión, extensión, abducción y aducción se combinan en forma sucesiva, producen un movimiento circular en la posición distal del miembro, el movimiento resultante se denomina circunducción.

Hiperextensión.

Es el término usado para describir un movimiento que sobrepasa la extensión.

cuando las superficies articulares son aplanadas o sólo ligeramente curvadas, y una superficie articular se resbala sobre la otra.

Circunducción.

Cuando la flexión, extensión, abducción y aducción se combinan en forma sucesiva, producen un movimiento circular en la posición distal del miembro, el movimiento resultante se denomina circunducción.

Hiperextensión.

Es el término usado para describir un movimiento que sobrepasa la extensión.

MOVIMIENTOS ARTICULARES ESPECIFICOS.

Articulación del hombro.

Esta articulación la forman la cabeza del húmero y la cavidad glenoidea de la escápula, los movimientos que ejecuta son los siguientes:

flexión de	0° a 180°
extensión de	0° a 50°
Abducción de	0° a 180°
Aducción de	180° a 0°
Rotación int.	0° a 45°
Rotación ext.	0° a 90°

La aducción y abducción horizontales, son movimientos en un plano transversal alrededor de un eje longitudinal. La abducción horizontal es el movimiento en dirección externa y posterior. La aducción horizontal es el movimiento en dirección anterior e interna.

Circunducción, es la combinación de los cuatro primeros movimientos antes mencionados.

Articulación de codo.

El codo es una articulación en bisagra, y está formado por la articulación del húmero con el cúbito y el radio y tiene movimientos de:

flexión de 0° a 145° - 160°

extensión de 160° a 0°

Articulación Radiocubital.

Las articulaciones radiocubitales son del tipo trocoide o en pivote, formadas por las articulaciones del radio y del cúbito en sus extremidades proximal y distal. El eje del movimiento se extiende aproximadamente desde la cabeza del radio hasta la cabeza del cúbito, y permite la rotación del radio alrededor del eje. Sus movimientos son:

supinación de la posición neutra a 90°

pronación de la posición neutra a 90°

La articulación de la muñeca es una del tipo de las condíleas formada por el radio y la superficie distal del ligamento triangular que substituye al cúbito,

se articula con la hilera proximal de los huesos del carpo. Sus movimientos son:

flexión	90°
extensión	45°
aducción (desviación cubital)	45°
abducción (desviación radial)	15°

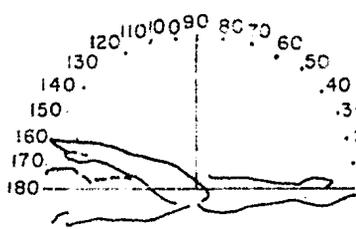
La articulación trapeciometacarpiana es fundamental para la función del primer dedo (pulgar), esta es de tipo de encaje recíproco o "silla de montar":

abducción	80°
aducción	0°
flexión	50°
extensión	0°

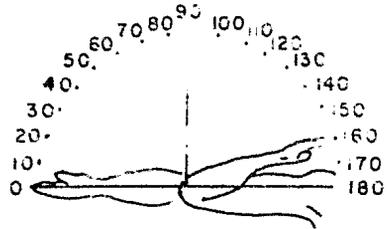
La articulación metacarpofalángica del pulgar es de tipo condíleo, la cual sólo posee generalmente dos movimientos: flexión y extensión pero en algunos casos, un tercero debido a la elasticidad de sus ligamentos.

ESCALA DE MOVIMIENTOS

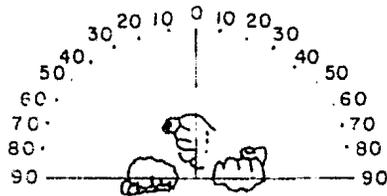
C O D O



Flexión 0-145-160			
Extensión 160			
Limitaciones			
		D	
Flex.	Ext.	Flex.	Ext.
1			
2			
3			
4			

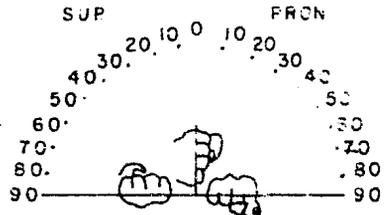


PRON. SUP

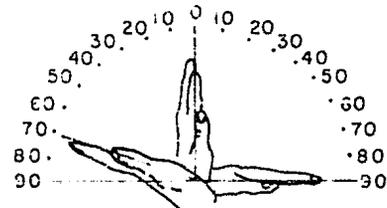


R A D I O - C U B I T A L

Pronación 0-90			
Supinación 0-90			
Limitaciones			
		D	
Sup.	Pron.	Sup.	Pron.
1			
2			
3			
4			

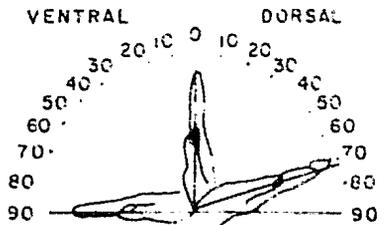


DORSAL VENTRAL

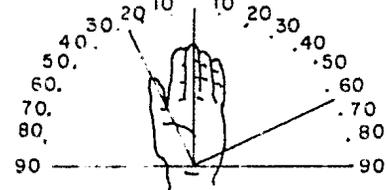


M U Ñ E C A

Flexión Dorsal 0-70			
Flexión Ventral 0-90			
Limitaciones			
		D	
Dor.	Ven.	Dor.	Ven.
1			
2			
3			
4			

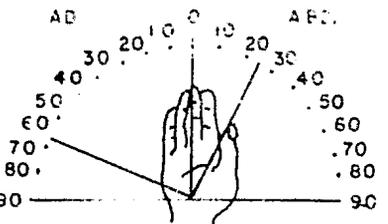


ABD AD



M U Ñ E C A

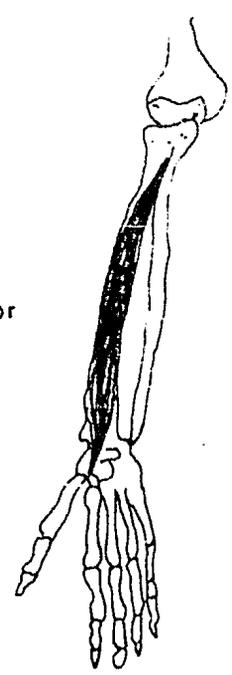
Abducción 0-25			
Aducción 0-55-65			
Limitaciones			
		D	
Rad.	Cub.	Rad.	Cub.
1			
2			
3			
4			



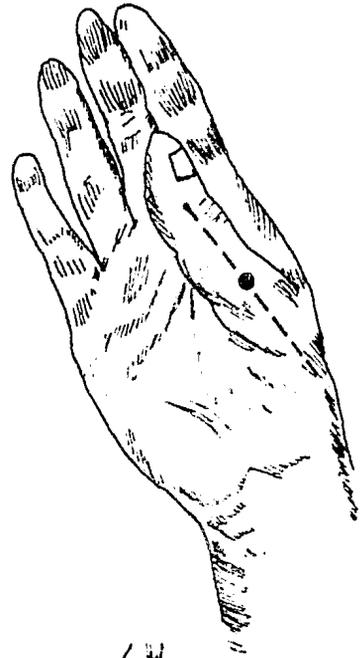
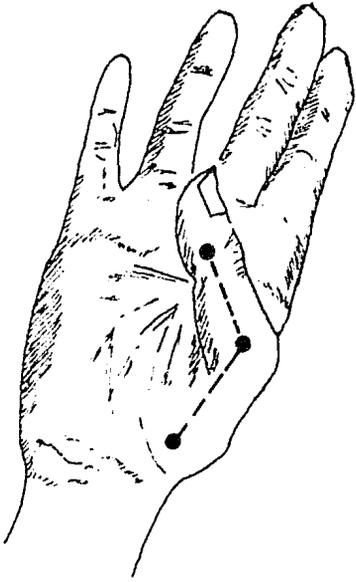
Flexor corto
del pulgar



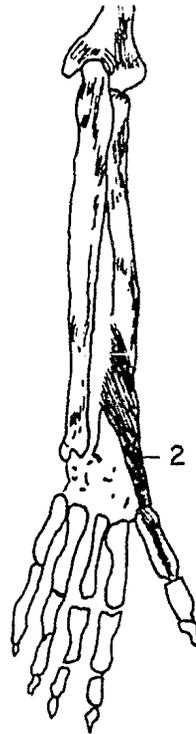
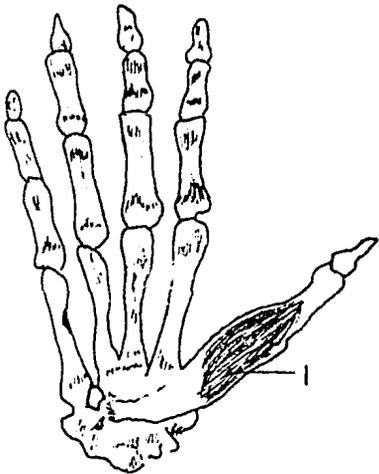
Flexor
largo



FLEXION DE LA ARTICULACION METACARPOFALANGICA DEL
PULGAR



- 1.- MUSCULO FLEXOR CORTO DEL PULGAR
- 2.- EXTENSOR CORTO DEL PULGAR



FLEXO-EXTENSION METACARPO FALANGICO DEL PULGAR

Flexión	90°
extensión	0°
axial	15°

La articulación interfalángica del pulgar es del tipo de las trocleares y sólo posee dos movimientos.

flexión	90°
extensión	0° a -30°

Todas estas articulaciones y sus movimientos se conjugan para darle al pulgar la característica propia de este dedo y la diferencia de la mano del hombre con la contrapartida de los animales que es la oponencia del pulgar, la cual se lleva a cabo para hacer la otra rama de la pinza, con los demás dedos de la mano y lograr el agarre de objetos.

Las articulaciones carpometacarpianas de los dedos son de tipo de las artrodias en las cuales las superficies articulares más o menos planas se deslizan entre sí.

Poseen poca movilidad a excepción del tercer metacarpiano, el cual es fijo.

Las articulaciones metacarpofalángicas son del tipo de las condíleas, poseen sólo dos tipos de movimientos que son:

flexión	90°
extensión	-10°

Las articulaciones interfalángicas proximales y distales de los dedos son del tipo de las condíleas y solo poseen dos movimientos:

Proximales

flexión	120°
extensión	0°

Distales

flexión	90°
extensión	0°

Los dedos (formados por las 3 falanges) en conjunto con el metacarpiano se denomina "rayo" y éstos tienen dos movimientos más que son:

Abducción que es la separación de los dedos

entre sí, y la aducción que es el acercamiento de los dedos.

Los músculos motores que realizan los movimientos anteriormente señalados los dividiremos en: antebrazo, muñeca, pulgar y resto de los dedos.

Antebrazo (codo).

Flexión: se realiza a través del biceps braquial el cual se origina en la apófisis coracoides, su porción corta y en la porción superior de la cavidad glenoidea del omóplato la porción larga, su inserción es en la tuberosidad bicipital del radio, y su expansión aponeurótica al antebrazo. Inervado por el musculocutáneo.

Extensión: se realiza a través del tríceps braquial con origen en la porción inferior de la cavidad glenoidea, la porción larga del vasto externo en la cara posterior del omóplato y el vasto interno por debajo de la anterior, se unen las tres porciones y se insertan en la cara posterior y bordes laterales del olécranon del cúbito. Inervado por el radial.

Supinación: se realiza a través del supinador largo que se origina en el borde externo del húmero y

se inserta en la apófisis estiloides del radio, y por el supinador corto que se origina en el borde externo del cúbito en su parte más superior y se inserta en la cara externa y anterior del radio. Están inervados por el radial.

Pronación: se realiza a través del pronador redondo que se origina en la cara anterior de la epitroclea y en la parte más inferior del borde humeral, se inserta en la parte media de la cara externa del radio. El pronador cuadrado se origina de la cuarta parte inferior del borde anterior del cúbito y se inserta en la cuarta parte inferior de la cara anterior y borde anterior del radio. Inervados por el mediano.

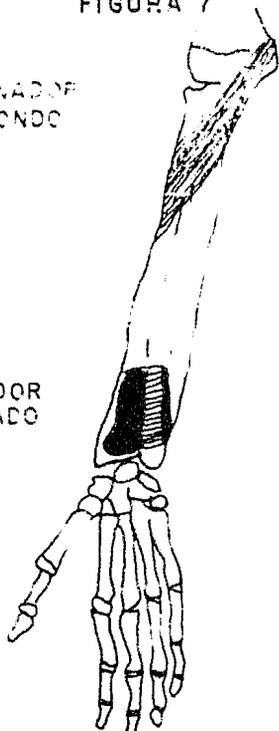
Muñeca:

Flexión: se realiza a través del palmar mayor, el cual se origina de la cara anterior de la epitroclea, los tabiques de los músculos vecinos y la aponeurosis antebraquial, se inserta en la extremidad proximal del segundo metacarpiano. El palmar menor que se origina de las mismas porciones que el anterior y se inserta en el borde proximal de la aponeurosis palmar a la cual tensa.

FIGURA 7

PRONADOR REDONDO

PRONADOR CUADRADO



ESQUELETO DE ANTEBRAZO Y MANO

El esqueleto del antebrazo se encuentra formado por dos huesos largos, articulados entre si en su extremo proximal

FIGURA 8

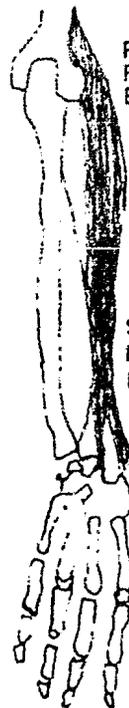
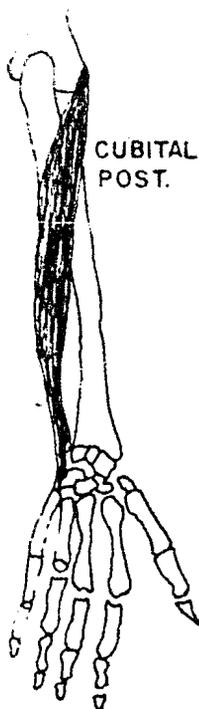
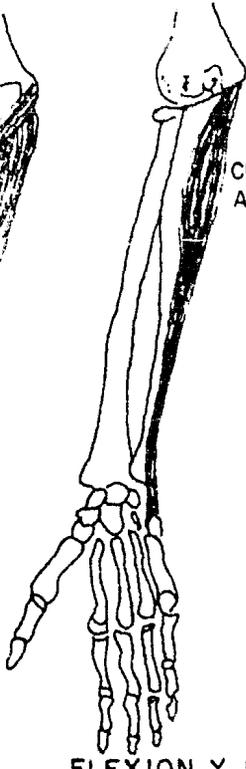
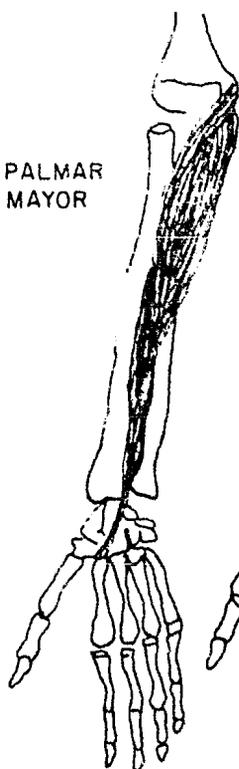
PALMAR MAYOR

CUBITAL ANT

CUBITAL POST.

PRIMER RADIAL EXT

SEGUNDO RADIAL EXT



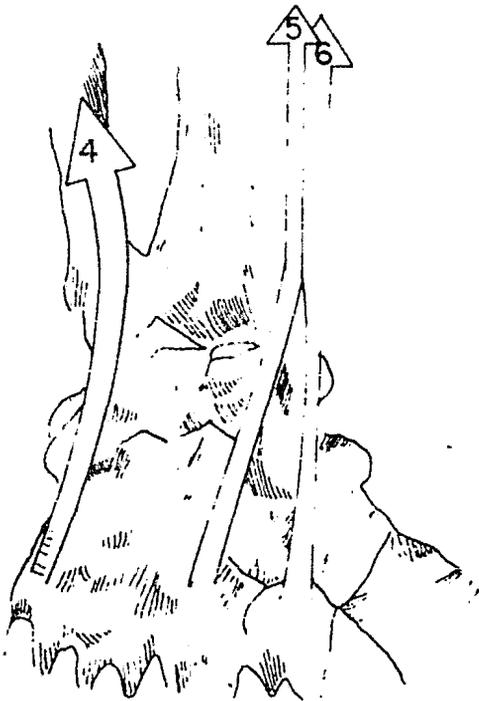
FLEXION Y EXTENSION DE MUÑECA

MUSCULOS MOTORES DE LA FLEXO - EXTENSION



- 1).- Palmar mayor
- 2).- Palmar menor
- 3).- Cubital anterior
- 4).- Cubital posterior
- 5).- Segundo radial
- 6).- Primer radial

MOVIMIENTO DE FLEXION



MOVIMIENTO DE EXTENSION

Inervados por el mediano.

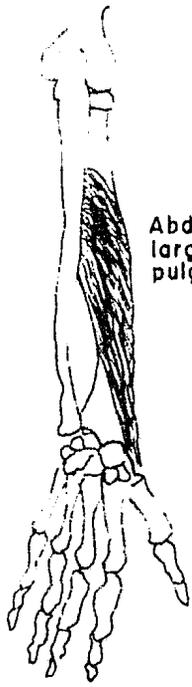
El cubital anterior que se origina de dos haces, uno epitrocLEAR y otro olecraneano, y se inserta en el pisi-forme. Inervado por el cubital. Este músculo además de flexionar la muñeca le imprime una desviación cubital o aducción.

Extensión: se realiza a través del primer radial el cual se origina en el borde externo del húmero y se inserta en la parte posterior de la base del segundo metacarpiano. El segundo radial el cual se origina del epicóndilo y se inserta en la parte posterior de la base del tercer metacarpiano. Inervados por el radial. Estos músculos además producen desviación radial de la muñeca o abducción.

El cubital posterior se origina del epicóndilo y se inserta en la parte posterior de la base del quinto metacarpiano. Inervado por el radial. Este músculo además produce desviación cubital de la muñeca o aducción.

Trapeciometacarpiano del pulgar:

Abducción: se realiza a través del abductor largo del pulgar el cual se origina de la cara posterior del cúbito, ligamento interóseo y cara posterior del radio,



Abductor largo del pulgar



Abductor corto del pulgar



Abductor del pulgar

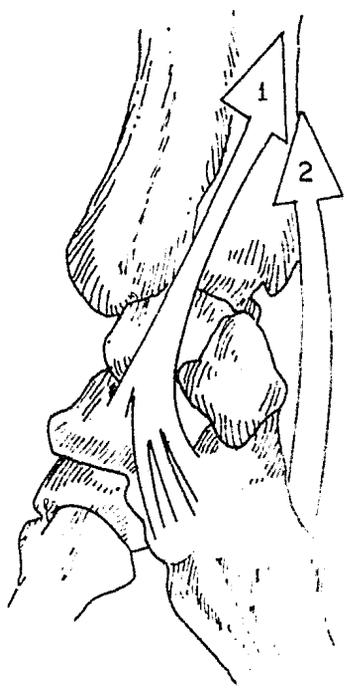
HACES OBLICUO Y TRANSVERSO

se inserta en el borde externo de la extremidad superior del primer metacarpiano. Inervado por el radial.

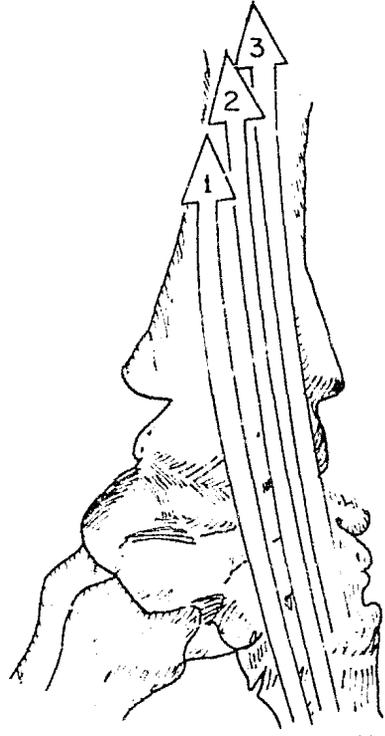
El abductor corto, músculo perteneciente a la región tenar de la mano, se origina del escafoides, ligamento anular y tendón del abductor largo, se inserta en el tubérculo externo de la primera falange del pulgar. Inervado por el mediano.

Aducción: se realiza a través del aductor del pulgar el cual también pertenece a los músculos de la región tenar, se origina de la cara anterior del trapezoide y del hueso grande, además en la base del segundo metacarpiano y a todo lo largo del tercero, se inserta en la tuberosidad interna y superior de la falange proximal. Inervado por el cubital.

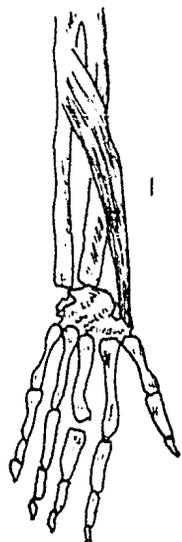
Flexión: se realiza a través del flexor corto del pulgar el cual se origina de dos haces uno superficial que parte del trapecio, ligamento anular y la vaina del palmar mayor, y otro profundo el cual parte del hueso grande y del trapezoide, ambos se insertan en el tubérculo externo de la extremidad superior de la falange proximal. Inervado el haz superficial por el mediano



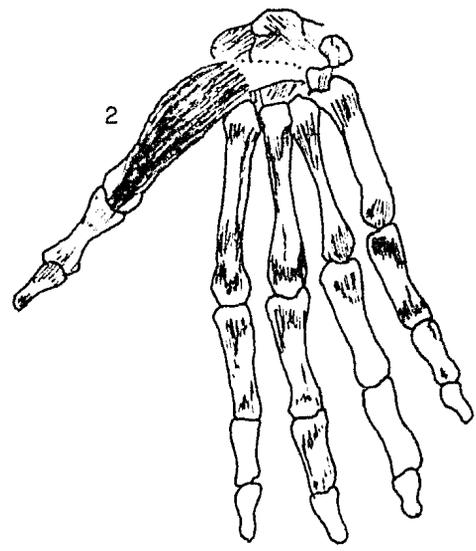
BORDE INTERNO DE MUÑECA
MUSCULOS ADUCTORES
 1.- Cubital anterior
 2.- Cubital posterior



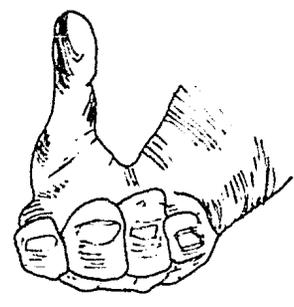
BORDE EXTERNO DE MUÑECA
MUSCULOS ABDUCTORES
 1.- Extensor largo del pulgar
 2.- Extensor corto del pulgar
 3.- Abductor largo del pulgar



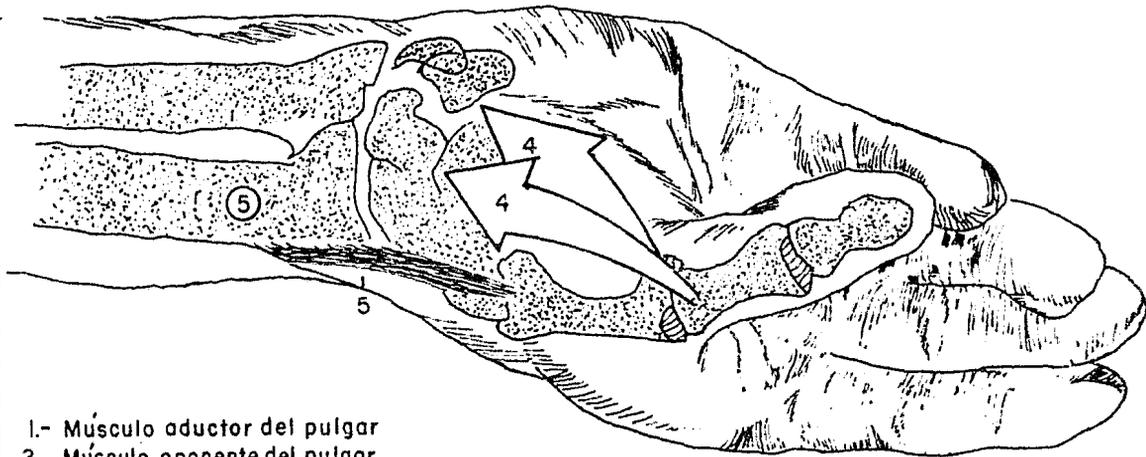
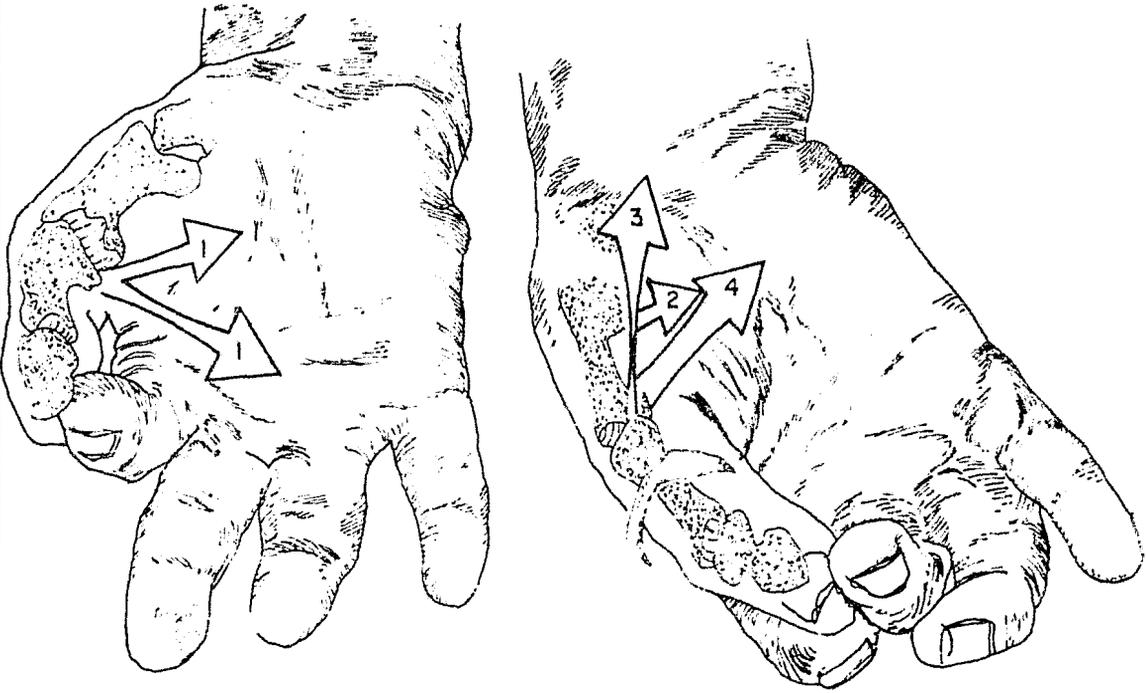
CARA DORSAL



CARA PALMAR



1.-Músculo abductor largo
 2.-Músculo abductor corto
MOVIMIENTO DE ABDUCCION
DEL PULGAR



- 1.- Músculo aductor del pulgar
- 2.- Músculo oponente del pulgar
- 3.- Músculo abductor corto del pulgar
- 4.- Músculo flexor corto del pulgar
- 5 - Músculo abductor largo del pulgar

y el profundo por el cubital.

Extensión: se realiza a través del extensor corto del pulgar, el cual se origina de la cara posterior del cúbito y de la membrana interósea, se inserta en la extremidad superior de la primera falange en su cara posterior. Inervado por el radial.

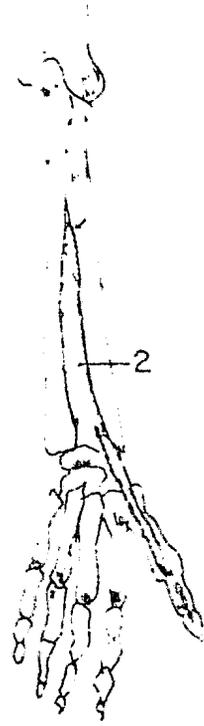
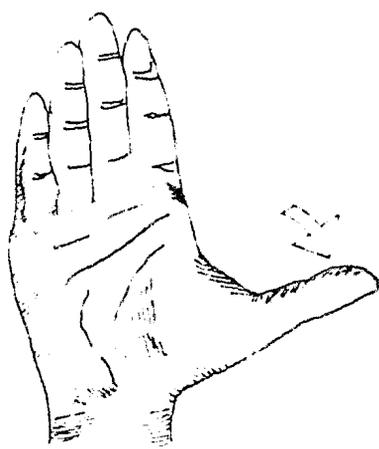
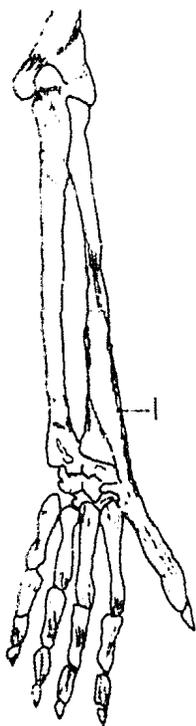
Metacarpofalángica del pulgar:

Flexión: se realiza a través del flexor corto del pulgar, el cual ya se describió en su acción inicial, este músculo flexiona primariamente la metacarpofalángica y después actúa sobre la trapeciometacarpiana.

Extensión: se realiza a través del extensor corto del pulgar, el cual primero actúa sobre la metacarpofalángica y posteriormente sobre la trapeciometacarpiana.

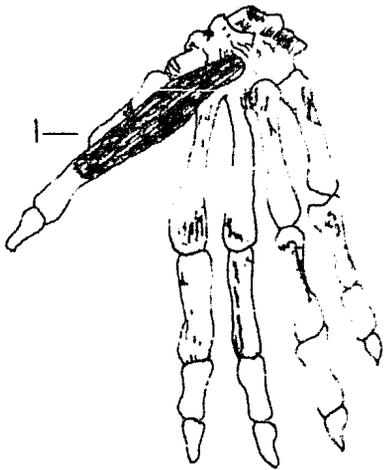
Interfalángica del pulgar:

Flexión: se realiza a través del flexor largo del pulgar, el cual se origina de la mitad superior cara anterior del radio y membrana interósea, se inserta en la base de la falange distal del pulgar. Inervado por el



- 1.- Extensor corto del pulgar
- 2.- Extensor largo del pulgar

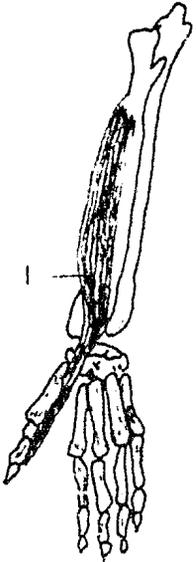
MOVIMIENTO DE EXTENSION



- 1.- Flexor corto del pulgar



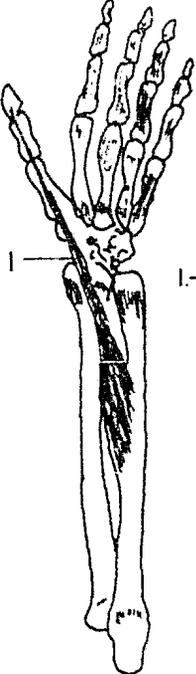
MOVIMIENTO DE FLEXION



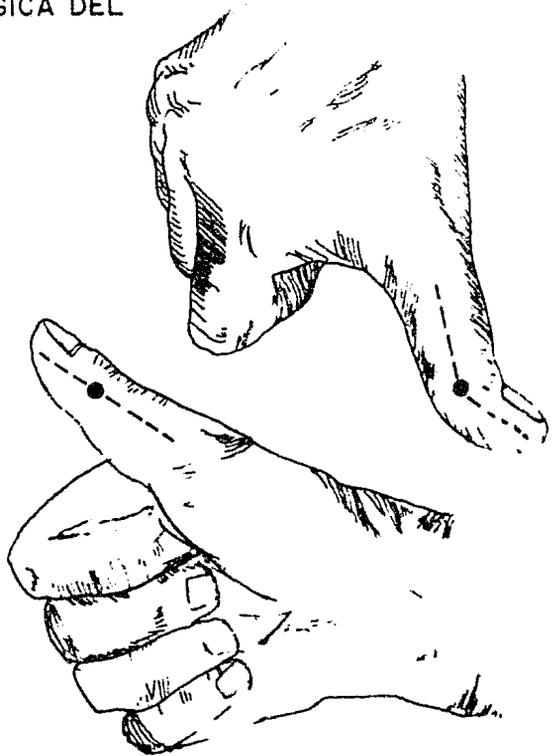
1- Músculo flexor largo del pulgar



FLEXION INTERFALANGICA DEL PULGAR



1- Músculo extensor largo del pulgar



EXTENSION E HIPEREXTENSION DE LA ARTICULACION INTERFALANGICA DEL PULGAR

mediano. Este músculo inicialmente flexiona la falange distal sobre la proximal y posteriormente la proximal sobre el metacarpiano.

Extensión: se realiza a través del extensor largo del pulgar, el cual se origina del tercio medio de la cara posterior del cúbito y se inserta en la cara posterior de la base de la falange distal. Inervado por el radial. Al igual que el anterior, actúa sobre las partes distales, pero al completar su movimiento sobre las proximales.

Existe otro movimiento para el pulgar dado por el músculo oponente del pulgar, el cual se origina del trapecio y ligamento anular del carpo, se inserta en la parte externa de la cara anterior del primer metacarpiano. Inervado por el mediano. Su acción opone el pulpejo del pulgar a los demás dedos, pero nunca actúa solo, sino en conjunto con los otros músculos.

Metacarpofalangicas de los dedos:

Flexión: está dada por músculos que se describirán más adelante, ya que es la resultante de movimientos combinados.

Extensión: es la misma condición anterior.

Interfalángica proximal:

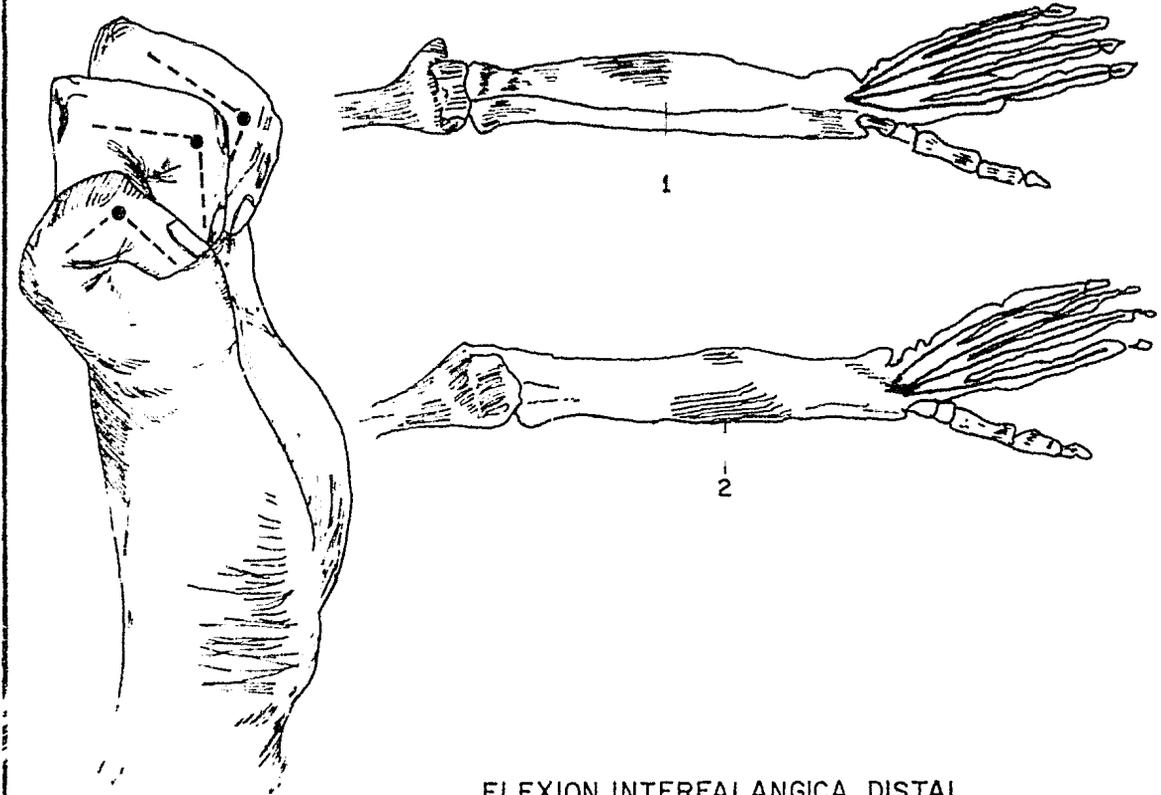
Flexión: se realiza a través del flexor común superficial de los dedos, el cual se origina de la epitróclea, borde interno de la apófisis coronoides y cara anterior del radio, se inserta previa separación en cuatro (4) tendones en la cara anterior o palmar de la base de la falange media a través de dos (2) bandeletas. Inervado por el mediano.

Extensión: se realiza a través del extensor común de los dedos, el cual se origina de la cara posterior del epicóndilo y en la aponeurosis antebraquial, se inserta en el tubérculo posterior de la falange media y también contribuye al aparato extensor para el resto del dedo. Inervado por el radial.

Existen otros dos (2) músculos, los cuales son independientes para el índice y para el meñique, y que son:

Extensor propio del índice, que se origina del tercio medio de la cara posterior del cúbito y de la membrana interósea, se inserta junto con el común en la falange media del índice. Inervado por el radial.

El extensor propio del meñique, se origina de la cara posterior del epicóndilo y en la aponeurosis antebraquial



FLEXION INTERFALANGICA DISTAL

1.- Músculo flexor común profundo de los dedos

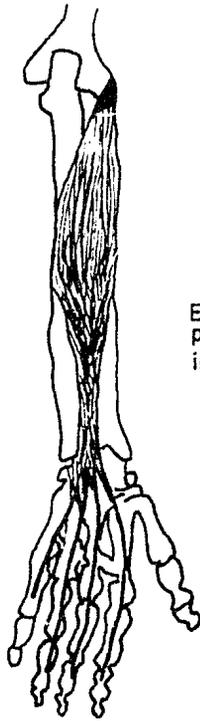
FLEXION INTERFALANGICA PROXIMAL DISTAL

2.- Músculo flexor común superficial de los dedos

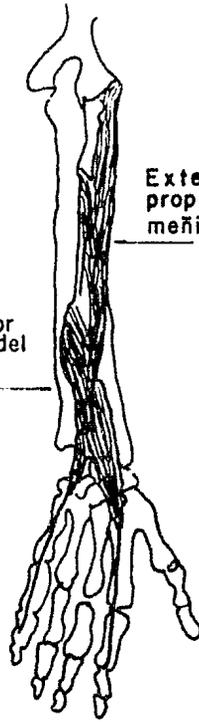
Flexor común superficial de los dedos



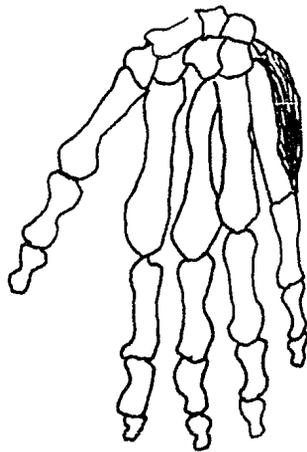
Extensor común de los dedos



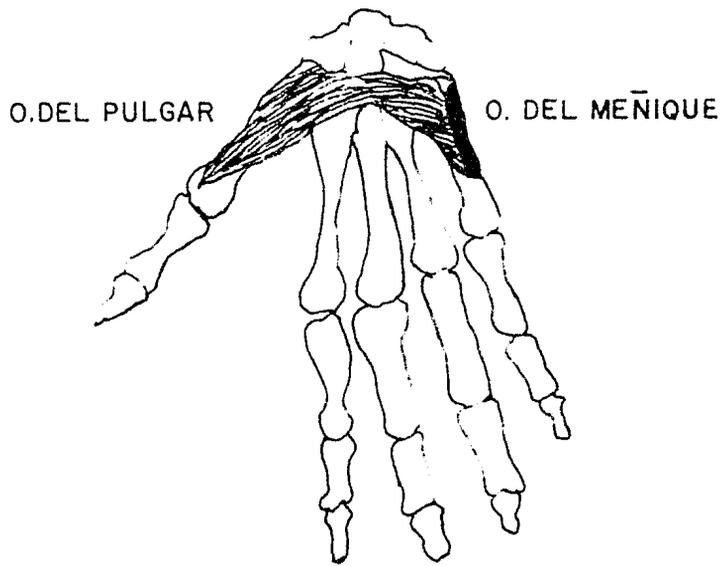
Extensor propio del índice



Extensor propio del meñique



Aductor del meñique



se inserta junto con el común en la falange media del meñique. Inervado por el radial.

Interfalangica distal:

Flexión: se realiza a través del flexor común profundo de los dedos, el cual se origina de la mitad superior del borde anterior del cúbito, aponeurosis antebraquial, membrana interósea y la porción interna de la cara anterior del radio, se inserta mediante cuatro (4), tendones en la base de la falange distal de los dedos. Inervado por el mediano. En su movimiento inicial, flexiona la falange distal sobre la media, estas sobre la proximal y éstas tres sobre el metacarpiano, posteriormente la mano sobre la muñeca.

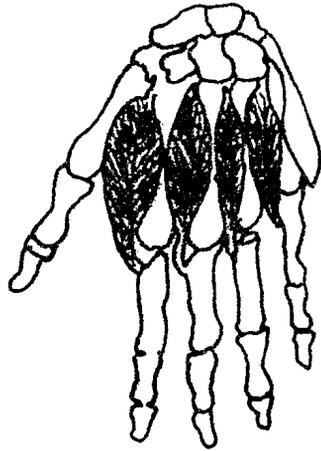
Extensión: se realiza mediante un complejo sistema de tendones donde contribuyen a formarlo el extensor común de los dedos, los extensores propios, los lumbricales y los interóseos.

Los lumbricales se originan de la vaina y tendón del flexor común profundo de los dedos y se insertan en el tendón conjunto que forman con el interóseo del lado radial de la articulación metacarpofalángica a nivel de la falange proximal.

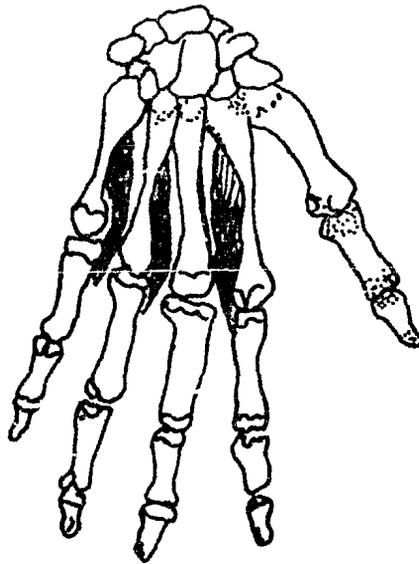
Los interóseos se dividen en dorsales cuatro (4), y palmares tres (3), los dorsales se originan de las caras adyacentes de los metacarpianos y se insertan en el aparato extensor de los dedos, los palmares se originan el primero, del lado cubital del segundo metacarpiano, el segundo y el tercero del lado radial de los metacarpianos cuarto y quinto, y se insertan en el aparato extensor de los dedos. Ambos grupos se encuentran inervados por el cubital. La acción de estos así como la de los lumbricales principalmente es la de estabilizar la metacarpofalángica en los movimientos de flexión y extensión de ella, pero a su vez pueden ser flexores o extensores de la misma. Además dan abducción y aducción de los dedos.

Faltaría por presentar los músculos propios del meñique, el cual posee una masa muscular que se denomina región hipotenar, la cual imprime al meñique los movimientos de:

Flexión: se realiza mediante el músculo flexor corto del meñique, el que se origina en la apófisis unciforme del hueso ganchudo y el ligamento anular del carpo, se inserta en el tubérculo interno de la falange proximal del meñique. Inervado por el cubital.



INTEROSEOS DORSALES



INTEROSEOS PALMARES

Aducción: se realiza mediante el aductor del meñique el cual se origina en el pisiforme y la expansión aponeurótica del cubital anterior, se inserta en la extremidad proximal de la falange proximal del meñique. Inervado por el cubital.

Oponencia: se realiza por medio del oponente del meñique, que se origina de la apófisis unciforme del hueso ganchudo, del ligamento pisiunciforme y del ligamento anular del carpo, se inserta en toda la extensión del borde interno del quinto metacarpiano. Inervado por el cubital.

Existe un músculo más en la región hipotenar, el cual no posee una acción sobre las articulaciones, ya que sólo forma pliegues en la piel de la palma y es el palmar cutáneo, el cual se origina de la fascia palmar y se inserta en la piel de la región. Inervado por el cubital.

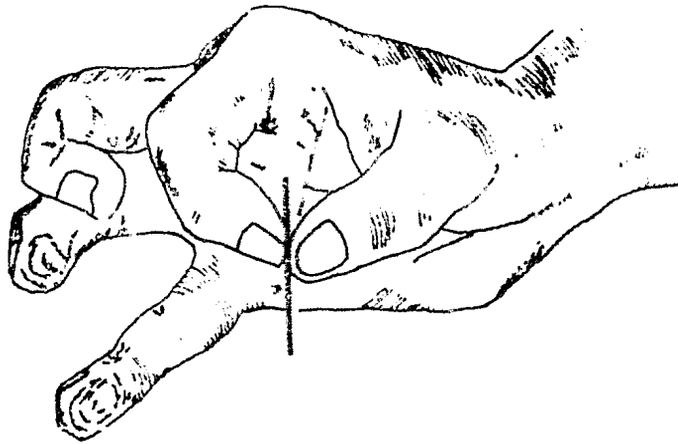
Existen varios tipos de pinza o de presión que se describirán a continuación:

PRENSION POR OPOSICION TERMINAL: es la más fina y por lo tanto la de mayor presión. Se efectúa por oposición del dedo pulgar y el índice o el medio, a través de la punta de los pulpejos incluso utilizando el borde la uña para la presión de objetos muy finos (ver figura No. 1).

PRENSION POR OPOSICION SUBTERMINAL: es el tipo de presión más usado que permite sujetar de la misma forma objetos más gruesos como es un lápiz o pluma en el acto de escribir. En éste tipo de presión el pulgar y el índice se oponen a través del pulpejo (ver figura No. 2).

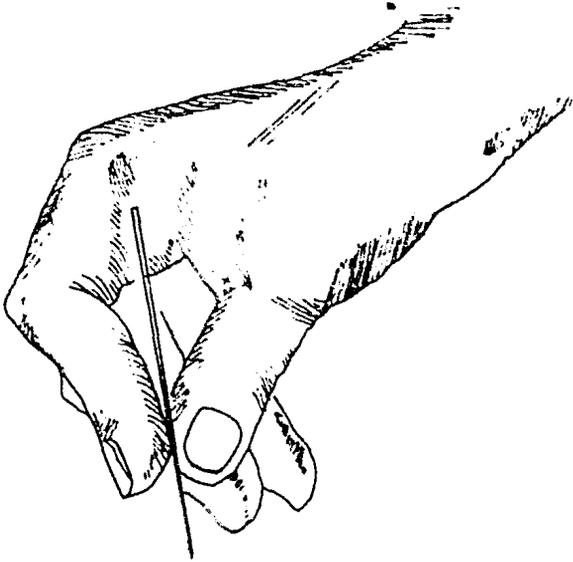
PRENSION POR OPOSICION SUBTERMINAL LATERAL: esta presión se usa generalmente para sostener objetos de dimensiones pequeñas como una moneda o un papel, y en caso necesario puede suplir a las presiones anteriores (en las amputaciones de las dos últimas falanges del índice). Para efectuar ésta presión, la cara palmar del

FIGURA 1



PRENSION POR OPOSICION TERMINAL

FIGURA 2



PRENSION POR OPOSICION SUBTERMINAL

pulpejo del pulgar se apoya en la cara externa de la primera segunda o tercera falange del índice (ver figura 3).

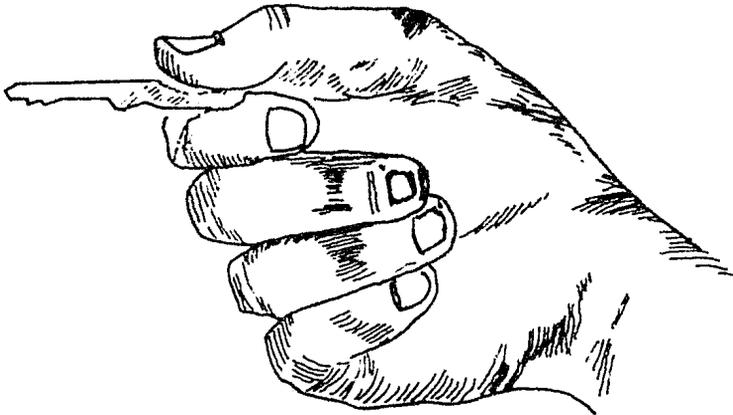
PRENSION PALMAR: este tipo de prensión se utiliza para tomar objetos voluminosos y pesados, pudiendo ser del tipo:

- a) esférico,
 - b) cilíndrico,
 - c) cuadrado,
 - d) rectangular (paralelepípedo)
- (ver figura 4).

PRENSION POR OPOSICION DIGITOPALMAR: es una prensión accesoria a la anterior o sea derivada de la prensión palmar, pero muy comúnmente utilizada; en éste tipo de prensión por lo general no interviene el pulgar o no es necesario; se utiliza por ejemplo para sujetar un volante, una palanca, etc. (ver figura 5).

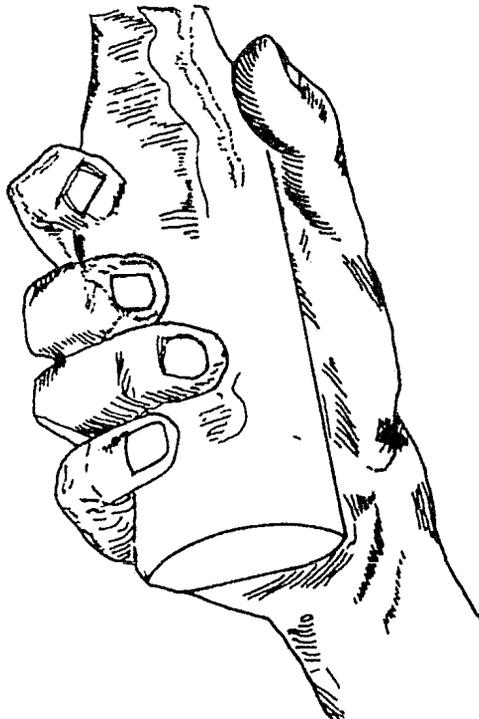
PRENSION INTERDIGITO-LATEROLATERAL: es otra modalidad de prensión del tipo de las accesorias; en

FIGURA 3



PRENSION POR OPOSICION SUBTERMINAL

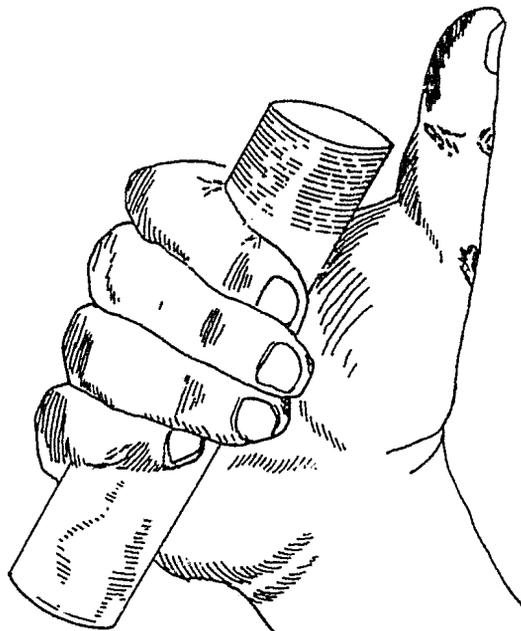
FIGURA 4



PRENSION PALMAR

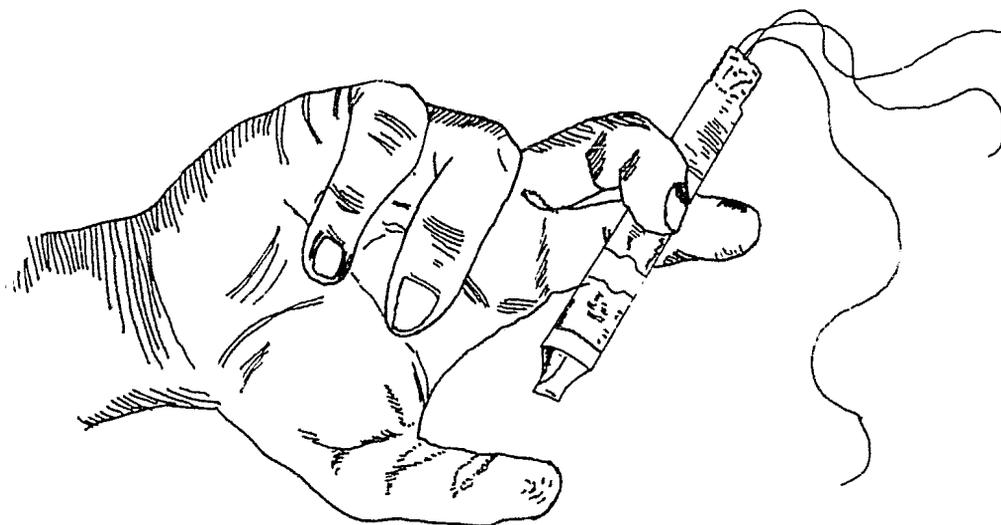
ésta prensión, tampoco interviene el dedo pulgar efectuándose entre el dedo índice y el medio, sin embargo pueden utilizarse entre el medio y anular y el meñique, siendo ésta última, menos frecuente (ver figura 6).

FIGURA 5



PRENSION POR OPOSICION DIGITOPALMAR

FIGURA 6



PRENSION INTERDIGITO-LATEROLATERAL

R E F E R E N C I A S

R E F E R E N C I A S

- 1.- Bioingeniería: Sus tendencias actuales: Espinoza Ismael. Ingeniería. Enero-marzo 1977, 58-60.
- 2.- L'electromyographie et L'application d'ortheses et de Protheses du Membre Superieur a L'Institut de Rehabilitation de Montreal. T. G. Simard, I. Salinas, M. Mongeau and C. Corribeau. Electromyogr. Clin. Neurophysiol. 1973, 13, 61-71.
- 3.- Biomedical Engineering Systems. Limb Prosthetics and Orthotics. "12.3, Upper - Extremity Prosthetics", 514-549.
- 4.- Invalidez y Rehabilitación.: Ibarra, Luis G., Revista de la Facultad de Medicina 5-37.
- 5.- Datos obtenidos en el Instituto Mexicano de Rehabilitación (IMDER), Dr. Vázquez Vela, Gonzalo.
- 6.- Amputación Traumática Completa o Parcial del Miembro Superior o de la Mano. Organización Panamericana de la Salud (Archivo)., 1982 529.

- 7.- Encuesta Nacional de Inválidos. Informe Preliminar.
Subsecretaría de Asistencia. Dirección General de Rehabilitación, S.S.A., México 1982.
- 8.- Segundo Congreso de la Asociación Internacional de Medicina de Rehabilitación. IRMAII México, 1974.
- 9.- Physiology and Mathematics of Myoelectric Signals.
Carlo J. de Luca. Transactions on Biomedical Engineering, Vol. BME-26 No. 6, June 1979.
- 10.- The Peripheral Nervous System and Electromyography.
Charles D. Ray. Year Book Medical Publishers Chicago 1974, 450-462.
- 11.- Psicofisiología (Texto Programado). Daniels P. Kimble.
Ed. Fontanella, Barcelona, 1971.
- 12.- Músculo: J. Walter Woodbury y Theodore C. Ruch.
Neurofisiología. Libreros Editores 107-139.
- 13.- Hand Prosthesis Control Via Myoelectric Patterns,
P. Herberts et al. Acta Orthopaedica Scandinavica. Vol. 44 Fasc. 4-5, 1973, 389-409.
- 14.- Transmisión de Impulsos del Nervio al Músculo. Alfonso Chang Moreno. ESIME 1-48.

- 15.- Manual de Electromiografía. Hacia una Electromiografía Deductiva. Academia de Electrodiagnóstico y Electromiografía de Puerto Rico.- Agosto 1980.
- 16.- Electrodes. Peter Strong. Biophysical Measurement. Tektronix Inc. 1970, 219-248.
- 17.- Prótesis Mioeléctricas para Amputaciones de Mano.- Ing. José Miguel López. Electromedicina -- 1979, 41-51.
- 18.- A New Approach to Accurate Assessment of Neuromuscular Activity. Lawrence M. Frazier. - Proceedings of the San Diego Biomedical Symposium 1977, Vol. 16, 205-210.
- 19.- Machine Design. Black, P.H. y Adams, E. Edit. McGraw-Hill, 3a. Ed. New York, 1974, 212-254.
- 20.- Diseño de Máquinas. A.S. Hall, A.R. Holo Wenco, H.G. Laughlin. Edit. McGraw-Hill, New York, 1971, 222-236, 249-254.
- 21.- El Proyecto en Ingeniería Mecánica. Joseph Edward Shigley. Edit. McGraw-Hill, New York, -- 1977, 293-318, 394-457, 459-495.

B I B L I O G R A F I A

B I B L I O G R A F I A

- A comparison of Doctrine and Methodology.
Leslie E. Flory. M.E. Year Book Medical Publishers, Chicago 1974, 5-8.
- A comparison of the Otto Bock Myoelectric Prosthesis with the Hook and Functional Hand. The Below-Elbow Myo-electric Prosthesis. M.D. Northmore-Ball, Hanna Heger, Gordon A. Hunter. Vol. 62-B No. 3 agosto 1980.
- A cosmetic Functional Hand incorporating a Silicone Rubber Cosmetic Glove. Prosthetic and Orthotics International. Davies et al. 1977 89-93.
- A Historical Chronicle of Discoveries in the life sciences Physics and Technology. L.A. Geddes, Medical Engineering. Year Book Medical Publishers, Chicago 1974, 8-18.
- A New Active Part Hand Prosthesis. R. Sorbye and J.D. Petterson, Proceedings of the 7th. Int. Symposium on External Control of Human Extremities Dubrounik. Sept. 1981, 429-430.

- A New Electronic Device for Quantitation of
EMG. Activity. Benny Klemar et al. Elec-
troencefalography and clinical neurophy-
siology. 1981, 51: 114-116.
- A note on the time constant in low-pass filter-
ing of rectified surface EMG. Hisao Mi-
yano et al. IEEE Trans. on Biomedical
Engineering. Vol. 27 No. 5 May, 1980.
274-278.
- A Multifunctional Prosthesis Control System based
on time series identification of EMG sig-
nals using microprocessor. Daniel Graupe
et al. Bull. of Prosthetics-Research. Spring
1977, 4-16.
- A Multipurpose Electronic Filter and Integrating
Level Detector. Marc. S. Weiss et al.
IEEE Trans. on Biomedical Eng. Sept. 1972,
395-397.
- A Myoelectrically Controlled Prosthesis with Sen-
sory Feedback. G.F. Shannon. Medical and
Biological Eng. and Comp. January 1979,
73-80.

- A rapid on-line high resolution analyser of striated muscle diffraction patterns. Proceedings of the San Diego Biomedical Symposium 1977, Vol. 16, 429-439.
- A System for Providing Tactile EMG. Biofeedback Stevens L. et al. Behavior Research, Methods & Inst. 1974, Vol. 6 No. 6, 541-542.
- An electrode for recording single motor unit activity during strong muscle contractions Carlos J. De Luca et al. IEEE Trans. On Biomedical Eng. Vol. 19 No. 5 Sept. 1972 367-372.
- An Electronic Control System for a Prosthetic Hand with six degrees of Freedom. Almstron C. Technical Report 1:77, Research Laboratory of Medical Electronics. Goteborg Sweden.
- An inexpensive variable time period integration for electromyographic signals. D.J. Mader et al. Behavior Research, Methods & Inst. 1974, Vol. 6 No. 4 411-415.

- An input neutralizing adapter for the type 3A8 operational amplifier. Byophysical Measurements. Peter Strong. Tektronix Inc. 1970. 458-466.
- An overview past, present and future. John F. Davis. Medical Eng. Year Book Medical Publishers. Chicago 1974, 3-5.
- Afferent Electrical Nerve Stimulation for Sensory Feedback in hand Proshtesis. Adi Anami & Lars Körner. Technical Report 4:79, Research Laboratory of Medical Electronics. Goteborg Sweden.
- Amputations et désarticulations du membre supérieur. P. Maurer. Encycl. Med-Chir. Paris. Techniques Chirurgicales, Orthopédie. 4,3,05.-44110.
- Antología de Física. Noyola Iglesias Arturo, UNAM 1971, 69-73.
- Aplicación de la Teoría de Control a Sistemas Neuromusculares. Centro de Instrumentos. UNAM. Pérez, José Luis y Noyola I. Arturo 172-189.

- Application of a Muscle Potential Monitor to Electroconvulsive Therapy. Ronald Williams et al. IEEE on Biomedical Eng. March 1977, 197-199.
- Armprothesenversorgung Mit Elektrischem Antrieb und Multifunktionalen Steuerungen. Orthopädie-Technik 4/80 53-56.
- Ausbildung und Fortbildung. Götz Von Berlichingen und seine Prothesen (Die beiden Jagsthäuser Hände). Orthopädie-Technik 1/80 11-15.
- Biomechanics of the Locomotor System. Victor H. Frankel et al. Medical Eng. Year book Medical Publishers. Chicago 1974, 505-515
- Cirugía de la Mano. Dr. Luis Gómez Correa. Ed. Diana.
- Cirugía de la Mano. Stephan Ariyan. Ed. El Manual Moderno, 1981.
- Clinical application study of externally powered upper limb prosthetics systems: VA elbow, the VA hand and the VA/NU myoelectric hand systems. Earl, A. Lewis et al Bull. of Prosthetics Research, Fall 1975, 51-136.

- Clinical application study of multifunctional prosthetics hands, P. Herberts, et al. The Journal of Bone and Joint Surgery. Vol. 60 B No. 4 November 1978, 552-560.
- Closed loop control of force during electrical simulation of muscle. Patrick E. Crago et al. IEEE Trans. of Biomedical Eng. Vol. 27, No. 6 June 1980, 306-311.
- Computers in Electromiography. Butterworth & Co. Publishers Ltd. 1975. J.V. Basmajian et al.
- Das neue Otto Bock Greifgerät Mit Myoelektrischer Steuerung. Orthopädie-Technik 9/79, 137-141.
- Dependence of EMG power spectra on electrode type. W.D. McLeod et al. IEEE Trans. on Biomedical Eng. March 1976, 172-175.
- Der Derzeitige Entwicklungsstand Adaptiver Kunsthände Mit Elektromechanischem Antrieb (Teil I). Orthopädie-Technik 6/80 85-87.
- Direct on line estimation of muscle fiber conduction velocity by surface electromyography. Paul A. Lynn. IEEE Trans. on Biomedical Eng. Vol. 26 No. 10 Oct. 1979, 564-571.

- El Brazo en transparencias Anatómicas. Abbot Laboratories. Copyright 1960.
- El Cerebro. CUM Smith. Alianza Editorial 1974.
- El Hombre Modificado. David Fishlock. FCE 1969.
- EMG Biofeedback Fundamental Considerations and Technology. J.V. Basmajian. Proceedings of the San Diego Biomedical Symposium 1977. Vol. 16, 203-204.
- Ergonomía. Nils Lundgren. Centro Nacional de Productividad.
- Experiencias actualizadas en la aplicación de prótesis mioeléctricas. Viennatone, abril 1979.
- Functional separation of EMG signal via ARMA identification methods for prosthesis control purposes. Daniel Graupe et al. Trans. on systems Man and Cybernetics. Vol. 5 No. 2 March 1975, 252-259.
- Hook opening feedback for the below elbow amputee. Ronald E. Prior et al. Proceedings of the San Diego Biomedical Symposium 1977. Vol. 16 357-368.

- Implantation of micro-circuits for myo-electric control of prosthesis. P. Herberts, R. Kadetors, Göteborg, Swedow, E. Kaiser. Coperhagen, Denmark., and I. Petersen, Sweden. The journal of bone and joint surgery. Vol. 50 B No. 4 Nov. 1968.
- Informaciones técnicas. "Sobre los efectos de la corriente eléctrica en los hombres". Gottfried Biegelmeir OUE. abril 1977, 1-12.
- Interpretation of Myoelectric Power Spectra a Model its Application. Proceedings of the IEEE. Vol. 65, No. 5, May 1977, 653-661.
- La Mano en Transparencias Anatómicas. Abbot Laboratories Int. Company, Copyright 1952. North Chicago Ill. U.S.A.
- La Prensa. Periódico. 27 y 28 de mayo 1968, p. 6.
- La Prótesis del Sistema mioeléctrico de gran variabilidad Myomot MM-4S. Viennatone.
- Limb Prosthetics and Orthotics. Biomedical Engineering Systems. Eugene F. Murphy, et al.
- Manual de Electromiografía. Manual Ilustrado de Técnicas de Neuroconducción Sensorial y Motora. Academia de Electrodiagnóstico y Electromiografía de Puerto Rico abril 1978.

- Manual de Electromiografía. Normas para la Estandarización de la Neuroconducción Sensorial, Motora y de la Electromiografía en la Clínica Moderna. Academia de Electrodiagnóstico y Electromiografía de Puerto Rico. enero 1976.
- Methods and Designs. EMG Waveform duration: A validation method for the surface electromyogram. Louis J.J. Bruno, et al. Behav. Res. Meth. & Instru. 1970, Vol. 2 (J), 211-219.
- Multifunctional Myoelectric Hand Prosthesis with Pressure Sensory Feedback System. Waseda Hand 4 P S. et al. Proceedings of the 3rd. Int. Symposium External Control of Human Extremities. Dupronik 155-170.
- Muscle Geometry and the Spectrum of Motor unit Surface Potentials. V. Pollak. Division of Biomedical Engineering ~University of Saskatchewan Saskatton, Canada 57 N. BWO. 292-293.
- Myoelectric Controlled Hand Prosthesis in Children. R. Sorbye. Int. Journal on Rehab. Research. 1 (0, 1977), 15-25.

- Myoelectric Prosthesis Control: Optimal Estimation Applied to EMG and the Cybernetic Considerations for its use in a man Machine Interface. P.H.D. Dissertation M.I.T. Cambridge, May 1976, N.J. Hogan.
- Myoelectric Prosthetic Fitting in young children. R. Sorbye. Clinical Orthopaedics. May 1980 Vol. 148, 34-40.
- Myoelectric signal processing: Optimal estimation applied to electromyography. Part I. Derivation of the optimal Myoprocessor. Neville Hogan, Robert Wc. Mann. Trans. of Biomedical Eng. Vol. 27 No. 7, July 1980. 382-395.
- Myoelectric signal processing: Optimal estimation applied to electromyography. Part II. Experimental demonstrations of optimal myoprocessor performance. Neville Hogan and Robert W. Mann. Trans. on B.M.E. Vol. 22 No. 7 July 1980, 396-410.
- Myoelectrically Controlled Below Elbow Prosthesis System Myobock. Otto-Bock Orthopädische Industrie KG Duderstadt 602-640.

- Myoelectric Elbow and Hand Prosthesis Controlled by Signals from 2 Muscle Only in 9 year old girl. L. Philipson and R. Sorbye. Prosthetics and Orthotics Int. 1981 29-32.
- Myoelektrische Armprothesen. Stand der Technik, Indikationsstellung und Erfahrungen aus der Praxis. Ferdinand Enke Verlag Stuttgart 1981. 35-52.
- Myoelektrisch Gesteuerte Hand Prothese Fur Kinder. Klinische Betrachtungen. Orthopadie-technik 2/80 19-25.
- Neurocibernética, fisiología y modelos matemáticos de la neurona. Ismael Espinoza. Ingeniería U.N.A.M. 47 N. 1 88-100 enero-marzo 1977.
- Nueva Ley Federal del Trabajo Reformada. Artículo 514 (tabla de valuación de incapacidades permanentes). Alberto Trueba Urbina y Jorge Trueba Barrera, 1976, 232-234.
- On modeling the single motor with action potential. D. Colin Boyd, Et Al. IEEE Trans. on BMC. Vol. 25 No. 3 mayo 1978, 236-242.

- Physical medicine and rehabilitation. Medical Engineering (year book medical publishers) 516-541, Charles Long, II.
- Physiologic Electrodes, M.E. year book medical Publishers, Chicago 1974, 1073-1082, Alan Kahn and Wilson Greatbatch.
- Powered limb prostheses their clinical significas IEEE. transactions on biomedical engineering Dudley S. Childress Vol. 20 No. 3 mayo 1973. 200-207.
- Protesis bioelettrica comandata da segnali epineurali (Probuemi, prospettive, realizzazioni). Estratto da: "Rivista di chirurgia, della mano" AULO GAGGI, Vol. XVIII-fajeicolo 1 1981, editore Bologna 217-221.
- Sequential Multistate EMG signal processor. Salomon M. Fleisher, Et Al. IEEE transactions on biomedical engineering. Vol. BME 26, No. 10, Oct. 1979, 549-556.
- Signal processing form the multistate myoelectric chanel. Philp. A. Parker, et al. Proceedings of the IEEE, Vol. 65, No. 5 mayo 1977 662-674.

- Supplemental sensory feedback for the va/nu myoelectric hand background and preliminary designs. Bulletin of prosthetics research Fall 1976, 170-191.
- Techniques in the consolidation, characterization, and expression of physiologic signals in the time domain. J. Milton Adams, et al. Proceedings of the IEEE Vol. 65, No. 5 mayo 1977 689-696.
- Técnica para ejercicios de resistencia progresiva. Elgin. Exercise appliance C.O. Sandwich, Illinois.
- The effect of electromyographic, Jitter on single motor unit EMG potentials. D.C. Boyd, et. al. transactions on biomedical engineering vol. BME No. 26, 471-478, August 1979.
- The INAIC-CECA Prostheses. Estratto dalla rivista: Orthotics and prosthetics. Vol. 27 No. 1 March 1973, 6-12.
- The munster - type below-elbow socket a fabrication technique. Héctor W. Kay, et al. Artificial limbs, Vol. 9 No. 2 4-25.

- The neuron scientific american. Charles F. Stevens,
Vol. 24, No. 3 Sept. 1979 49-59.
- The relationship between the surface EMG and force
transients in muscle: simulation and experi-
mental studies. Thomas W. Calvert, Arthur
E. Charman. IEEE proceedings of the IEEE
vol. 65 No. 5 may. 1977. 682-688.
- 60 Hz interference in electro cardiography. James
C. Huhta, et al., IEEE transsactions on
biomedical eng. Vol. BME. 20 No. 2 March,
1973, 91-101.