



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE CIENCIAS

**UN ESTUDIO DE LAS SEÑALES
MIOELECTRICAS Y SU APLICACION
EN PROTESIS.**

TESIS PROFESIONAL

**QUE PARA OBTENER EL TITULO DE
B I O L O G O
P R E S E N T A ;
IRMA REYES JARAMILLO**

MEXICO, D. F.

1982.



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

| | |
|---|-----------|
| PROLOGO ----- | I |
| RESUMEN ----- | II |
| I. INTRODUCCION | |
| I.1 PROTESIS DEL MIEMBRO SUPERIOR ----- | 1 |
| I.2 TECNICAS DE RECONOCIMIENTO DE PATRONES Y SUS APLICACIONES ----- | 9 |
| Métodos de reconocimiento de patrones ----- | 11 |
| Método sintáctico ----- | 11 |
| I.3 ANATOMIA DEL MIEMBRO SUPERIOR ----- | 15 |
| Músculos del miembro superior ----- | 15 |
| Acción de los músculos ----- | 17 |
| Acción de los músculos de la mano para diferen <u>tes</u> formas de prensión ----- | 18 |
| Inervación de los músculos del miembro superior ----- | 21 |
| I.4 GENERALIDADES ACERCA DE LA FISIOLOGIA DEL CONTROL Y REGULACION DEL SISTEMA MOTOR ----- | 25 |
| I.5 BASES ESTRUCTURALES Y NEURONALES DE LA ELECTROMIOGRAFIA ----- | 28 |
| Estructura de las unidades motoras ----- | 29 |
| II. OBJETIVO DEL TRABAJO ----- | 32 |
| III. MATERIALES Y METODOS ----- | 32 |

| | | |
|-----------------------------|-------|----|
| Procedimiento | ----- | 36 |
| IV. RESULTADOS | ----- | 45 |
| V. DISCUSION Y CONCLUSIONES | ----- | 55 |
| VI. REFERENCIAS | ----- | 69 |

P R O L O G O

El presente trabajo de tesis, forma parte de un proyecto de investigación que se esta llevando a cabo en el Centro de Instrumentos de la Universidad Nacional Autónoma de México, de manera interdisciplinaria y consiste en la realización de una prótesis de mano, controlada vía patrones mioeléctricos.

Las personas que trabajamos en el proyecto estamos conscientes, de que la pérdida de una mano, un brazo o de cualquier otro miembro, no solamente es una gran pérdida física y funcional para el individuo, si no que también, le crea un problema psicológico importante.

El reemplazo del miembro perdido actualmente se hace con prótesis mioeléctricas, pero éstas presentan aún grandes deficiencias, además se requiere de entrenamiento por parte del paciente, por lo cual surgió este proyecto en el que aplicando nuevas técnicas de reconocimiento de patrones, se cree poder reducir el análisis de computación, el entrenamiento, el costo de la prótesis y por otra parte aumentar el número de movimientos de la prótesis misma.

RESUMEN

En este trabajo se presenta en primer término, los avances que se han logrado en la realización de prótesis de mano, hasta nuestros días.

En forma general se mencionan las técnicas de reconocimiento de patrones y sus aplicaciones, para hacer funcionar artefactos protésicos.

Se presenta la anatomía del miembro superior y los mecanismos del control y regulación del sistema motor, así como también, los fundamentos de la electromiografía; que permitan implantar un algoritmo el cual establezca la relación existente entre un movimiento y la señal mioeléctrica.

Se presenta un estudio de músculos antagonistas del antebrazo formados por el grupo muscular flexor digital y el grupo extensor digital; de 10 individuos. Se utilizaron electrodos de superficie, de plata en forma de disco de 8 mm de diámetro; realizándose el registro en un polígrafo Grass modelo 7, de seis canales. De los siguientes seis movimientos: flexión y extensión de la mano, flexión y extensión de los dedos, manteniendo la articulación de la muñeca fija, flexión y extensión de la mano en puño; se registró la actividad mioeléctrica. Se analizaron las señales obtenidas de cada individuo, asignando $m=4$ para la señal que presentó la máxima amplitud o de intensidad muy fuerte y $m=1$ para las amplitudes más pequeñas o débiles; se midieron frecuencias predominantes de las señales, las cuales fueron de 0.157 Hz a 800 Hz.

Como los patrones de interferencia obtenidos para cada movimiento, fueron diferentes, se propusieron patrones primitivos gramaticales con el fin de realizar el reconocimiento de éstos, que faciliten la generación de una prótesis de mano.

I. INTRODUCCION

I.I PROTESIS DEL MIEMBRO SUPERIOR

En esta parte del trabajo, se da a conocer la evolución que han tenido los dispositivos protésicos a lo largo de la historia. Una de las primeras manos artificiales de las que se sabe por tradición escrita, es la prótesis fabricada por un herrero para el general romano Marcus Sergius quien perdió una mano en la segunda guerra púnica (siglo III A.C.) (Janovsky, 1979).

Las primeras prótesis se hicieron de naturaleza rígida como fueron los brazos de madera, posteriormente los garfios de acero que durante la Segunda Guerra Mundial fué la prótesis más refinada; después se realizaron prótesis con un control mecánico a través de una cremallera y más tarde surgieron con un accionamiento neumático (Simpson y Smith, 1977) (Cool y Hooreweder, 1971) (Simard y colaboradores, 1973).

Otro tipo de prótesis para el miembro superior, es una en la cual los amputados mueven sus diversas articulaciones, codo y dedos mediante tirantes con cables, accionados por movimientos de los hombros y de la espalda.

Posteriormente, se hicieron varios intentos para dotar a las manos artificiales con una fuente de energía externa. En el año de 1920 en Vaduz Austria, crearon una mano accionada por un motor eléctrico. El doctor Juan Jacques Fasin dió a conocer en el año de 1954 una mano artificial eléctrica, pero éstas prótesis no dieron resultado y no pasaron de la etapa -

experimental (Ancona, 1971).

Por 1963 investigadores rusos construyeron la primera mano mioeléctrica del mundo, la cual era accionada por corrientes eléctricas y controlada directamente por los potenciales de acción muscular del amputado (Groch, 1973). Sin embargo los componentes electrónicos de su época eran pesados y complejos. La articulación de sus partes era burda y de una fuerza de presión no muy adecuada.

A partir de entonces se han producido avances en la tecnología para el sistema de control, utilizando electrodos y amplificadores de alta impedancia y prótesis de mano electrónicas en Viena, Inglaterra, Canada y Alemania donde se ha reportado, que cientos de personas las usan (Ancona, 1971).

En 1965 se presentó en una conferencia de prensa la prótesis miceléctrica desarrollada por Hannes Schmidl y un equipo de investigadores en el Centro Protésico en Budrio, Italia y se reportó que más de 2000 pacientes amputados a diferentes niveles fueron equipados con la prótesis (Groch, 1973).

En 1964-1965 la Clínica de Amputados del Instituto de Rehabilitación de Montreal, comenzó a utilizar y a desarrollar diferentes prótesis; sobre todo para niños canadienses que fueron víctimas de la talidomida, es decir, con ausencia congénita del miembro superior. En 1968 desarrollaron para los adolescentes una prótesis hidráulica, la cual consiste de una bomba en miniatura accionada por un pequeño motor eléctrico. El líquido circulante dentro de los tubos de plástico acciona diversos mecanismos que mueven la mano, el antebrazo, el codo y el

hombro. El comando eléctrico del motor se hace por los movimientos de retropulsión y de antepulsión del hombro.

También, para dar una mayor variedad de funciones a sus pacientes desarticulados de los hombros, construyeron una prótesis de sistema híbrido, usando un gas bajo presión y con electricidad. En este sistema, la mano es accionada por el comando mioeléctrico de músculos como son: el trapecio y el romboide (Simard y colaboradores, 1973).

Antes de continuar, se debe mencionar en que consiste el principio del comando mioeléctrico, del que se ha estado hablando y que es utilizado en el desarrollo de prótesis hasta nuestros días. El voltaje eléctrico que se genera por la contracción muscular, el cual se deriva hacia el sistema artificial por medio de electrodos aplicados a la piel, es amplificado debido a que las corrientes de acción son muy débiles (1 mV) para poner en marcha el motor, entonces se utiliza un amplificador diferencial de alta impedancia, para lograr la intensidad suficiente de aproximadamente 5 V. Con esta señal, se da la orden al motor para que funcione, para hacerlo recibe energía de una pila.

Estas prótesis de fuerza externa son las más comunmente usadas por amputados del antebrazo. Son operadas por dos señales mioeléctricas de los músculos extensores y flexores de la mano, que se encuentran en el muñón del amputado y son obtenidas a través de electrodos de superficie aplicados sobre la piel, para controlar por una parte la prensión y por otra, la liberación ó extensión de los dedos de la mano. Lo anterior

se puede lograr, debido a que en la mayoría de los amputados después de haber perdido un miembro, lo perciben aún, como si en verdad lo tuvieran, es decir, tienen la percepción de un miembro fantasma y gracias a esto, pueden controlar los músculos de su muñón, los cuales como ya se explicó accionan la prótesis (Herberts y colaboradores, 1973).

Las prótesis disponibles comercialmente para amputados del antebrazo en la actualidad ofrecen únicamente una función bidireccional, como es la prensión de la mano. De esta manera funcionan también las prótesis diseñadas por Schmidl, Viennatone Vertriebsges (Janovsky, 1979) y las que en México se trabajan y se proveen a los amputados, en el Servicio de Rehabilitación de la Unidad de Medicina del Trabajo, del Departamento de Riesgos Profesionales e Invalidez del I.M.S.S. (Ancona, 1971).

En 1973, se reportó un nuevo método para el control de varios movimientos, utilizando múltiples canales para las señales mioeléctricas lo cual fué desarrollado por Taylor y Finley (1973) aplicando técnicas de reconocimiento de patrones de las señales de algunos músculos para activar el brazo protésico (Almström y colaboradores, 1977). Así es, como se originaron las prótesis llamadas multifuncionales, debido a que poseen mayor número de movimientos.

Wirta y Taylor (1969) utilizaron técnicas de reconocimiento de patrones para identificar y discriminar acción muscular sinérgica de músculos de la espalda, torax y hombro para proveer un control simultáneo en movimientos del hombro, codo y ante Brazo. Esta prótesis requiere de un gran soporte de compu-

tación y aunque disminuye el tiempo de acción de sus movimientos no resuelve el problema de manera satisfactoria.

Herberts y colaboradores (1973) , Almström y colaboradores (1977) reportaron una prótesis multifuncional utilizando - la mano artificial Sueca, con seis movimientos: prensión, liberación, pronación, supinación, flexión y extensión de la muñeca. Emplearon técnicas complejas de computación, con el fin de reducir el entrenamiento que normalmente se impone al amputado al proveerlo de una prótesis.

Saridis y Stephanou (1975) presentaron la teoría básica y aplicación del control inteligente jerárquico para el movimiento de un brazo biónico. Sin embargo se considera, que las ideas de generación de prótesis dadas por Saridis requieren también - de un gran soporte de computación, el cual no puede ser transportado por el individuo mutilado*.

Graupe y colaboradores (1975) (1978) (1979) han reportado -- trabajos sobre la activación multifuncional de prótesis, vía -- identificación de señales mioeléctricas por series de tiempo. En sus primeros trabajos utilizaron un sólo electrodo colocado en un punto motor del amputado y trataron de obtener el máximo de información de las señales mioeléctricas en un solo punto de detección. Posteriormente trataron de mejorar los resultados - que obtuvieron con un solo electrodo y consideraron también la posibilidad de usar dos electrodos, investigando las ventajas y

* Comunicación en prensa, de Reyes y colaboradores (1981).

desventajas que se obtendrían con ello, para mejorar la precisión de la activación.

Su análisis se basa en el hecho de poder recuperar la información lineal completa contenida en una señal electromiográfica, con el fin de reducir la dimensión del problema sin pérdida de información. Lo cual se logra por medio del empleo -- del reconocimiento de la señal, que se representa por una serie de tiempo que usualmente es estocástica y un algoritmo de identificación de parametros de la serie de tiempo que se graba en términos de un modelo autorregresivo.

En los procedimientos anteriores, se requiere de un gran soporte de computación digital y además, solo pueden realizarse algunos movimientos, debido a que el análisis de la señal -- se lleva a cabo por series de tiempo, generando un modelo lineal que produce una prótesis de acciones lentas.

Otro de los problemas encontrados en el uso de las manos mioeléctricamente controladas, es la pérdida de la retroalimentación sensorial. Varios investigadores han sugerido métodos para resolver éste problema en la prótesis, debido a que sin ella, el amputado sólo depende del sentido de la vista para conocer la posición de su miembro y de los objetos que coge con su dispositivo protésico.

Se han encontrado dos métodos para resolver el problema, uno es por medio de la estimulación eléctrica y el otro por -- vibraciones mecánicas (Shannon, 1976). Sin embargo la estimulación eléctrica se prefiere porque presenta menor adaptación -- del cuerpo humano con respecto a la estimulación mecánica (Rohland, 1974).

Shannon es una de las personas que más ha trabajado, para proveer al miembro artificial con retroalimentación sensorial, utilizando estimulación eléctrica e incorporó un mecanismo sensorial a prótesis controladas mioeléctricamente. Este consiste de dos transductores de tensión (strain gauge), que se encuentran en el dedo índice de la mano; de modo tal que, cuando se oprime algo con la mano protésica, se produce un cambio de resistencia en los transductores de tensión del índice y este cambio es convertido a voltaje, el cual controla la repetición de pulsos, de un circuito generador de éstos, que presenta el sistema, el cual genera pulsos de duración fija y en un porcentaje de repetición controlado por el circuito de los transductores de tensión.

Los pulsos llegan al amputado, por unos electrodos de acero aplicados a la piel, que cubre los músculos flexores de los dedos que son inervados por el nervio mediano cutáneo.

La sensibilidad a la estimulación eléctrica varía de individuo a individuo y de la piel que cubre las diferentes partes de este. El voltaje requerido para estimular varía de 4 hasta 20 volts.

Cada pulso se separa por milisegundos, de modo tal, que cuando no hay objetos en la mano, la fuerza de presión es cero y por tanto no se producen pulsos. En cambio, cuando se coge algo ocurren pulsos uno tras otro, primero uno por segundo y si aumenta la fuerza de presión diez pulsos por segundo. El usuario detecta estos pulsos en la

piel del muñón y puede aprender a asociar la sensación con la fuerza de prensión (Shannon, 1979a,b).

A pesar de los esfuerzos realizados en el campo de la retroalimentación sensorial para prótesis, su aplicación clínica no ha sido muy exitosa (Mooney, 1976). El rechazo del sistema ha sido causado por problemas técnicos, tales como fragilidad, interferencia con el sistema de control y carencia de miniaturización (Herberts y Korner, 1979). Estos autores concluyen también, que el futuro desarrollo -- del sistema de retroalimentación sensorial para prótesis - de mano, debe dirigirse a incrementar la utilización de la cinestesia fisiológica. Lo cual se puede lograr con el desarrollo de sistemas de control.

I.2 TECNICAS DE RECONOCIMIENTO DE PATRONES Y SUS APLICACIONES

Un patrón es esencialmente un arreglo que esta caracterizado por el orden de los elementos que lo constituyen y no tanto por la naturaleza intrínseca de estos elementos (González y Thomason, 1978).

Dependiendo de la naturaleza de los patrones, se pueden dividir nuestros actos de reconocimiento en dos tipos: concretos y abstractos. Ejemplos de patrones concretos son: caracteres, letras manuscritas, objetos, pinturas, ondas sonoras, electrocardiogramas, series de tiempo, etc. Este proceso puede ser referido a un reconocimiento sensorial, el cual incluye reconocimiento de patrones visuales y auditivos.

Un ejemplo de reconocimiento abstracto, es cuando reconocemos un viejo argumento o una solución a un problema sin acudir a estímulos externos.

El estudio de problemas de reconocimiento de patrones puede ser dividido en dos categorías:

1.- El estudio del reconocimiento de patrones que es capaz de realizar el ser humano y otros seres vivos.

2.- El desarrollo de la teoría básica y técnicas prácticas para equipar máquinas, las cuales reconozcan una tarea dada.

La primera área corresponde a disciplinas como son: la fisiología, psicología y biología. La segunda corresponde a la ingeniería, computación y matemáticas aplicadas (González y Thomason, 1978).

Las diversas técnicas empleadas dentro del campo conocido como reconocimiento de formas, tiene como última finalidad dotar a ciertas "máquinas" de una capacidad esencial de los animales: poder discriminar el carácter o la composición de una "escena" física que se presente en cierto momento ante los sensores adecuados; lo que posteriormente facilitará que la correspondiente "máquina" actúe según el resultado de dicho análisis (Lagunas y colaboradores, 1980).

Así es como en bioingeniería, se ha dirigido principalmente a los artefactos protésicos, en donde se han hecho trabajos usando el control del aprendizaje, para una prótesis del miembro superior. Finalmente, Saridis y Stephanou (1975) han propuesto técnicas para el control inteligente jerárquico, para el movimiento de un brazo artificial.

Actualmente el desarrollo de teoría y técnicas prácticas para la fabricación de máquinas que realicen la tarea de reconocimiento de datos ha avanzado, de modo tal, que se ha logrado programar máquinas para leer escritos, identificar cheques de banco, clasificar ECG, reconocer algunos fonemas y fotografías.

Otras aplicaciones del reconocimiento de patrones, incluye la identificación de letras manuscritas, diagnósticos médicos generales, clasificación de ondas, predicción del tiempo, etc.

Métodos de reconocimiento de patrones.

Existen diferentes técnicas matemáticas para resolver los problemas del reconocimiento de patrones; estos métodos son clasificados en forma general en dos categorías: una es decisión teórica o estadística y la otra sintáctica o estructural.

En los métodos de decisión teórica, el reconocimiento es generalmente hecho sobre bases estrictamente cuantitativas sin el uso formal de la información estructural (González y Thomason, 1979). Aplicaciones de éste método, incluyen diagnósticos médicos, clasificación de ECG, clasificación de cosechas, etc.

Por otra parte, en el método sintáctico cada patrón es reconocido con base en el arreglo estructural de sus componentes, llamados subpatrones y patrones primitivos. Lo cual crea una analogía entre la estructura de los patrones y la sintaxis de un lenguaje. Este método, es el que se propone en el presente trabajo para el reconocimiento de patrones electromiográficos, con el fin de realizar una prótesis de mano.

Método sintáctico.

En el método sintáctico, el reconocimiento se realiza partiendo la estructura del patrón, de acuerdo al conjunto de reglas sintácticas dadas. Los patrones primitivos son los componentes básicos de un patrón, los cuales en ocasiones son fáciles de reconocer, aunque en algunas aplicacio-

nes prácticas esto no ocurre.

Todavía no hay una solución general para el problema de la selección de los patrones primitivos (Fu, 1980). Los segmentos de líneas muchas veces se sugieren como primitivos, ya que pueden ser caracterizados por su principio y fin, su longitud, pendiente o curvatura.

Después de hacer la selección de los patrones primitivos, el siguiente paso es la construcción de una gramática, la cual genere uno o varios lenguajes para describir los patrones bajo estudio. Entendiéndose por lenguaje un conjunto de oraciones formadas a partir de un alfabeto (V), el cual es un conjunto finito de símbolos, tales como el conjunto binario 0,1 ó el conjunto A,a,B,b,-C,c,.....Z,z de letras mayúsculas y minúsculas. Finalmente, una oración (x) en un alfabeto (V), es un "código" longitudinal finito, formado con símbolos del alfabeto (V) (González y Thomason, 1978).

Con el fin de dar a conocer claramente en que consiste un reconocimiento de patrones sintáctico, éste es ilustrado por medio de la descomposición de la estructura de dos cromosomas en términos de subpatrones y primitivos, definidos en la fig. 1(a) y (b). Donde el cromosoma submetacéntrico puede ser representado por la serie: abcbabdba bcbabdb y el cromosoma telocéntrico por: ebabcbab.

Si se interpreta cada primitivo como un símbolo permitido en alguna gramática, donde esta es un conjunto de reglas de sintaxis para la generación de oraciones con --

los símbolos dados. Las oraciones pueden consistir de series tales como las asociadas con la estructura de los cromosomas descritos en el párrafo precedente. De modo tal, que es posible hacer dos gramáticas G_1 y G_2 cuyas reglas permitan la generación de oraciones que correspondan al cromosoma submetacéntrico y telocéntrico respectivamente. Así, el lenguaje $L(G_1)$ generado por G_1 consistirá de oraciones representando al cromosoma submetacéntrico y el lenguaje $L(G_2)$ generado -- por G_2 generará oraciones representando al cromosoma telocéntrico.

Una vez que las dos gramáticas G_1 y G_2 han sido establecidas, el reconocimiento de patrones sintáctico es, en principio, directamente realizado.

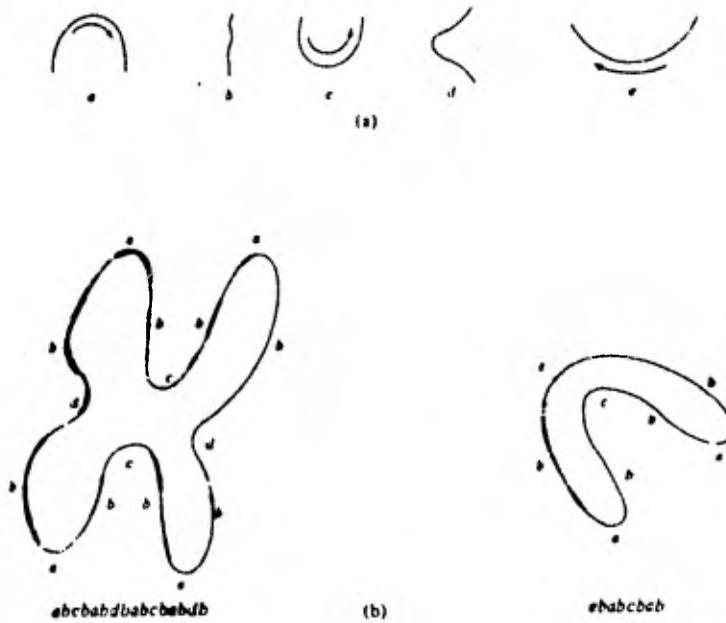


Figura 1. (a) Primitivos. (b) Cromosomas submetacéntrico y telocéntrico, definidos por sus respectivas oraciones. (Tomado de González y Thomason, 1978. De Ledley, 1964).

I.3 ANATOMIA DEL MIEMBRO SUPERIOR

Este tema está enfocado principalmente a los músculos del miembro superior y sus inervaciones, debido a la naturaleza del trabajo que se está presentando. Lo cual no quiere decir, que estructuras como son: piel, tejido subcutáneo, arterias, venas, huesos, etc. carezcan de importancia para el buen funcionamiento del miembro.

Músculos del miembro superior.

Considerando desde el punto de vista descriptivo, los músculos del miembro superior, que físicamente nacen y terminan a la vez en las piezas esqueléticas, que componen a éste, se reparten en cuatro grupos: músculos del hombro, músculos del brazo, músculos del antebrazo y músculos de la mano (Testut y Latarjet, 1974).

A continuación se presentan en un cuadro los diferentes grupos musculares.

| | |
|----------------------|----------------|
| | -Deltoides |
| | -Supraespinoso |
| Músculos del hombro: | -Infraespinoso |
| | -Redondo menor |
| | -Redondo mayor |
| | -Subescapular |

Músculos del brazo:

Región anterior: -Porción larga y corta del bíceps.
-Coracobraquial.
-Braquial anterior.

Región posterior: -Porción larga del tríceps.
-Vasto interno.
-Vasto externo.

Músculos del antebrazo:

Región anterior: -Pronador redondo.
-Palmar mayor.
-Palmar menor.
-Cubital anterior.
-Flexor común superficial de los dedos.
-Flexor común profundo de los dedos.
-Flexor propio del pulgar.
-Pronador cuadrado.

Región posterior: -Extensor común de los dedos.
-Extensor propio del meñique.
-Cubital posterior.
-Ancóneo.
-Abductor largo del pulgar.
-Extensor corto del pulgar.
-Extensor largo del pulgar.
-Extensor propio del índice.

Región externa: -Supinador largo.
-Primer radial externo.
-Segundo radial externo.
-Supinador corto.

Músculos de la mano:

Región tenar: -Abductor corto del pulgar.
 -Flexor corto del pulgar.
 -Oponente del pulgar.
 -Aductor del pulgar.

Región hipotenar: -Palmar cutáneo.
 -Aductor del meñique.
 -Flexor corto del meñique.
 -Oponente del meñique.

Región palmar media:-1o. lumbrical.
 -2o. lumbrical.
 -3o. lumbrical.
 -4o. lumbrical.
 -Interóseos palmares.
 -Interóseos dorsales.

Acción de los músculos.

Un músculo no actúa aisladamente, sino en asociación con otros y de acuerdo al papel que cada músculo desempeña se clasifican en: músculos primarios. músculos antagonistas. músculos de fijación y músculos sinergistas (Lockart y colaboradores, 1965).

Los músculos que producen de manera activa un movimiento, por ejemplo, en la flexión del antebrazo, el músculo bíceps y el músculo braquial anterior, son conside-

derados músculos motores primarios.

Los músculos que relajándose, auxilian a los músculos motores primarios cuando éstos se contraen, son denominados músculos antagonistas.

Los músculos de fijación, son aquellos que estabilizan un segmento muscular para brindar una base firme a los movimientos ejecutados por otros músculos.

Los músculos sinergistas son los que trabajan conjuntamente al realizar una acción.

Las cuatro clases de músculos que de acuerdo a su función, se han mencionado, participan en casi todos los movimientos y su actividad armónica es denominada acción de -- grupo (Lockart y colaboradores, 1965).

Acción de los músculos de la mano para diferentes formas de prensión.

Debido a la complejidad muscular de la mano, tiene -- la capacidad de ejecutar una gran variedad de movimientos, lo cual le permite adaptarse a las necesidades de prensión.

Para las diferentes formas de prensión, los músculos actúan de manera sinérgica como se explica a continuación: Al abrir la mano, los dedos excepto el pulgar, se extienden por la acción de los siguientes músculos: extensor común de los dedos, extensor propio del índice y extensor -- del meñique. Por otra parte, los músculos interóseos y los lumbricales extienden las dos últimas falanges y acaban -- por abrir completamente la mano.

La mano se cierra por la acción: del flexor común superficial de los dedos, el cual sólo flexiona las dos primeras falanges y el flexor común profundo de los dedos que flexiona las falanges distales, después de que el flexor superficial ha comenzado a flexionar las falanges proximales.

Por otra parte, los músculos interóseos dorsales, separan los dedos en que se encuentran insertados, alejándolos del dedo medio; mientras los interóseos palmares aproximan los dedos al dedo medio y junto con los músculos lumbricales flexionan las articulaciones metacarpo-falángicas y extienden las interfalángicas.

El dedo pulgar, gracias al cual se tiene la facultad de coger y abarcar objetos; se flexiona por acción de su músculo flexor largo y se extiende por medio de sus músculos extensor largo y corto.

El dedo pulgar puede alejarse de los otros dedos en dos planos diferentes. Puede separarse del borde externo del índice, por la acción de los músculos de la "tabaquera anatómica" formada por los músculos: abductor largo, extensor largo y corto del pulgar.

Bajo la acción de sus músculos de oposición, el dedo pulgar puede separarse en el plano perpendicular al que ocupan los otros dedos, así como también, puede colocarse enfrente y oponerse a los demás dedos para poder coger objetos. Sus músculos de oposición son: abductor corto, flexor corto y oponente.

De acuerdo al funcionamiento de la mano, podemos agrupar los músculos en dos categorías:

1.- Músculos de actitud, que comprenden: extensor común de los dedos, aductor del pulgar y a los músculos de -- oposición; los cuales son los que ponen la mano en buena actitud de trabajo y la abren para atrapar la presa, como ya se mencionó.

2.- Músculos de fuerza, los músculos flexores comunes de los dedos y aductor del pulgar, los cuales forman la pinza y la hacen cerrarse.

Por lo tanto, es más difícil resolver artificialmente por medio de prótesis, la importancia de los músculos de - fuerza que la de los músculos de actitud. Debido a que la - fuerza desplegada debe ser graduada al infinito y debe movilizarce únicamente en el tiempo requerido (Testut y Latarjet, 1974).

Inervación de los músculos del miembro superior.

Los 33 músculos que forman parte del brazo, del antebrazo y de la mano, de acuerdo a su función se distinguen en dos grupos:

1.- El que esta formado por todos los músculos que se encuentran en la región anterior del miembro y que tienen bajo su dependencia los movimientos de flexión, de los cuales la pronación del antebrazo no es más que una variedad y que reciben el nombre de músculos pronatoflexores, los cuales son inervados por el nervio mediano, por el musculo cutáneo y por el cubital.

2.- Comprende a los músculos que se encuentran en la cara posterior del miembro y que producen movimientos de - extensión, de los que la supinación del antebrazo, sólo es una variedad y por lo tanto son llamados músculos supinoex tensores; los cuales son inervados por el nervio radial, - el que por su distribución es considerado como el nervio - extensor del miembro superior (Testut y Latarjet, 1974).

Los nervios del miembro superior se originan del Plexo Braquial (Fig. 2), el cual es un entrelazamiento nervioso, que forman antes de su distribución periférica las ramas -- anteriores de los últimos cuatro pares cervicales: C-5, C-6, C-7 y C-8 así, como también, del primer dorsal D-1. En la - mayoría de los casos D-1 recibe anastomosis más o menos importante de D-2 (Testut y Latarjet, 1974).

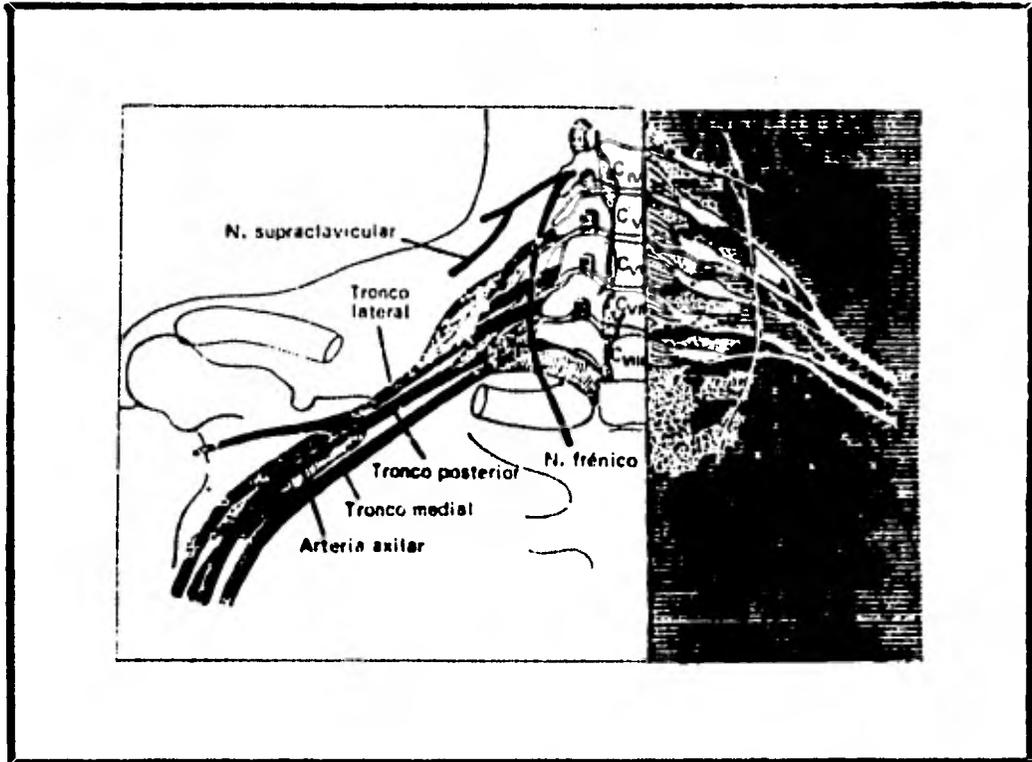


Figura 2. Esquema del Plexo Braquial. (De Prives, 1974).

El Plexo Braquial, emerge entre el músculo escaleno anterior y el escaleno medio hacia la fosa supraclavicular, situándose por encima y por detrás de la arteria -- subclavia. De éste plexo, surgen tres gruesos troncos - nerviosos es decir, el tronco primario superior, medio e inferior; los cuales se dirigen al hueco axilar rodeando la arteria axilar (Prives y colaboradores, 1978).

Las ramas periféricas se dividen en ramas colaterales y ramas terminales, como se puede ver en el cuadro que a continuación se presenta.

| <u>Ramas colaterales</u> | <u>Nervios</u> |
|--------------------------|---|
| Anteriores | -del subclavio. -del pectoral mayor. -del pectoral menor. |
| Posteriores | -supraescapular. -del angular. -del romboides. -superior del subescapular. -inferior del subescapular. -del dorsal ancho. -del redondo mayor. -circunflejo. -del serrato mayor. |
| <u>Ramas terminales</u> | |
| Anteriores | -musculocutáneo. -mediano. -cubital. -braquial cutáneo interno. -accesorio del braquial cutáneo interno. |
| Posteriores | -radial. |

Las ramas colaterales parten de diferentes lugares del plexo en su porción supraclavicular e inervan en parte los músculos del cuello, de la articulación del hombro y músculos de la cintura escapular, excepto el trapecio. Las ramas terminales del Plexo Braquial, nacen en el hueco axilar y se desprenden de los troncos secundarios del plexo. De los troncos secundarios anteroexterno y antero-interno, se separan varios nervios que van a los músculos pronatoflexores y a los tegumentos de la región anterior del miembro superior.

El tronco secundario posterior, sólo da una rama terminal que es el nervio radial, el cual va a inervar los músculos supinoextensores y a los tegumentos de la región posterior del miembro superior (Testut y Latarjet, 1974).

I.4 GENERALIDADES ACERCA DE LA FISIOLOGIA DEL CONTROL Y REGULACION DEL SISTEMA MOTOR.

Los músculos esqueléticos son controlados por diferentes niveles del sistema nervioso: 1. Nivel medular. 2. Nivel encefálico bajo y 3. Nivel alto ó cortical (Guyton, 1977).

A estos niveles llegan impulsos nerviosos por medio de aferencias procedentes de los receptores sensoriales.

Las señales sensitivas penetran a la médula espinal, por las raices posteriores hasta la sustancia gris, y es a partir de ella, que las señales viajan hacia niveles más altos del sistema nervioso incluyendo la corteza cerebral.

La información sensorial se integra en todos los niveles del sistema nervioso y causa las correspondientes respuestas motoras, comenzando en la médula espinal, con reflejos relativamente simples, extendiéndose a niveles altos del cerebro con respuestas mas complejas.

Las aferencias al sistema nervioso dependen de receptores sensitivos especializados. En los músculos esqueléticos, existen tres tipos de receptores de tensión que representan los transductores de estos sistemas reguladores, que se encargan de medir la longitud y tensión del músculo, transformando estos parámetros en señales nerviosas.

De los tres tipos de receptores de tensión, dos de ellos se encuentran, en el órgano receptor especializado

conocido con el nombre de huso muscular. Los husos musculares se encuentran incluidos en la masa muscular diseminados ampliamente. Se encuentran dispuestos en paralelo, con las demás fibras musculares y se distienden simultáneamente con el resto del músculo. Los husos musculares suelen encontrarse unidos por ambos extremos a las fibras musculares ordinarias llamadas extrafusales y en cada huso muscular se encuentra una vaina de tejido conjuntivo que encierra de 2 a 12 fibras musculares conocidas como intrafusales, las cuales reciben inervación de fibras gamma; de modo tal, que cada huso posee una terminación sensorial primaria del tipo Ia y hasta 5 terminaciones secundarias del grupo II (Mountcastle, 1977). La inervación eferente ó motora de éstas fibras musculares proviene principalmente de 7 a 25 fibras motoras gamma del huso.

Los husos musculares, son receptores que miden la longitud de las fibras musculares y también, el ritmo de éste cambio de longitud.

El tercer tipo de receptor de tensión que presenta el músculo de mamíferos, es el órgano tendinoso de Golgi. Estos órganos se sitúan en la unión del músculo con el tendón. En promedio hay de 10 a 15 fibras musculares en serie, con cada órgano de Golgi, y el receptor es estimulado por la tensión que produce este pequeño haz de fibras.

Las señales procedentes de los receptores mencionados, operan totalmente a nivel inconsciente, sin causar ninguna percepción sensorial, pero transmiten información a la médula espinal y también al cerebelo, ayudando a las dos --

porciones del sistema nervioso central a efectuar sus funciones de control de la contracción muscular.

Las señales reguladoras procedentes de motoneuronas alfa ó gamma pueden iniciar movimientos, es decir, cambios de longitud de los músculos. Las señales de regulación alfa activan directamente al músculo, en tanto que las señales gamma deben activar primero los receptores del huso muscular, lo cual desencadena una actividad refleja de las motoneuronas alfa y del músculo. Una vez iniciado el movimiento su mantenimiento y terminación dependen de la retroalimentación originada por los receptores del huso muscular y de los órganos tendinosos de Golgi, así, como también, de las propiedades mecánicas del músculo (Mountcastle, 1977).

I.5 BASES ESTRUCTURALES Y NEURONALES DE LA ELECTROMIOGRAFIA.

La electromiografía es definida como el registro de los cambios eléctricos que se producen en un músculo, - los cuales son obtenidos por medio de electrodos en contacto con la piel, situados por encima del músculo ó por electrodos de aguja introducidos en el mismo (Sidney, 1970)

Simard (1970) la define diciendo que la electromiografía revela y registra la respuesta de la actividad - neuromuscular de una respuesta refleja o voluntaria, durante un período de tiempo limitado.

Ahora bien, un electromiograma (EMG), es un patrón complejo de interferencia, resultado de la sumación de disparos asincrónicos de unidades motoras en un músculo activo (Petrofsky, 1980).

Actualmente para estudiar la actividad eléctrica -- del músculo, se toman registros de superficie sobre la - piel, utilizando electrodos de disco. El otro tipo de registro es intramuscular, para lo cual se utilizan electrodos de aguja. Ambas técnicas son simples y han sido y son usadas rutinariamente para el diagnóstico de varias enfermedades musculares, incluyendo el estudio de sus -- nervios motores (Woolf, 1962; Buchthal, 1966; Yusevich, 1970).

Estructura de las unidades motoras.

Al conjunto que forman una neurona motora espinal, su axón y todas las fibras musculares que éste inerva se le da el nombre de unidad motora. La cual es considerada como la unidad funcional de la actividad normal neuromuscular (Basmajian, 1976).

El número de fibras musculares estriadas inervadas por un sólo axón de la neurona motora, varía en diferentes músculos. Generalmente, se ha encontrado que los músculos que controlan los movimientos delicados tienen un número más pequeño de fibras musculares, por ejemplo, -- los músculos que mueven el ojo tienen un número aproximadamente de 10 fibras por unidad motora. Por otra parte, aquellos músculos cuya actividad es más ruda, por ejemplo, los músculos del miembro superior, presentan unidades motoras mayores (Basmajian, 1967). Para el músculo bíceps braquial del brazo, se ha dado la cifra de 1000 fibras musculares por unidad motora (Buchthal y Madsen, 1950).

Milner-Brown, Stein y Yemmm (1973), estudiando el músculo primer interóseo dorsal de la mano, encontraron en personas normales 137 unidades motoras.

Reclutamiento de las unidades motoras.

Cuando un impulso es propagado a lo largo del axón de una neurona motora, finalmente da lugar a que se contraigan simultáneamente, como una unidad todas las fi-

bras musculares inervadas por la motoneurona. Esta suma-
ción de actividad es el resultado de la activación de --
una unidad motora normal, y a la actividad eléctrica in-
tegrada así generada, se le llama potencial de unidad mo-
tora ó potencial de acción muscular, el cual cuando se -
observa en el osciloscópio, se ve como una espiga, que
en su mayoría es difásica, aunque puede presentar formas
más complejas. La forma depende del territorio de inerva-
ción, es decir, el número de fibras musculares agrupadas
en una unidad motora y también del tiempo total de con-
tracción de las fibras musculares (Simard, 1970). Tam-
bién influyen factores como: la distancia de los elec-
trodos a la unidad motora, el tipo de electrodos y en -
general el equipo utilizado (Buchthal, 1959).

Con respecto al funcionamiento de las unidades moto-
ras, se ha observado que existen intermezcladas en el --
músculo, dos clases de ellas, las cuales difieren en su
suceptibilidad a la fatiga, ya que unas presentan gran -
resistencia a ésta y por tanto, pueden permanecer acti-
vas por grandes períodos, pero generan poca tensión mus-
cular, relativamente. El otro tipo de unidades motoras -
generan un gran pico de tensión muscular, pero se fati-
gan rápidamente (Evarts, 1979).

A medida que aumenta la contracción muscular, más y
más unidades motoras se suman a las anteriores, cada una
con su propia frecuencia, es decir, que conforme la acti-
vidad va progresivamente aumentando, se activa una uni-

dad motora, dando lugar a unos potenciales aislados, discretos y repetitivos a la frecuencia de descarga de la correspondiente neurona del asta anterior. Al aumentar el esfuerzo, ésta frecuencia aumenta y otras unidades motoras entran en acción, a una frecuencia independiente de la de las primeras.

Bajo condiciones normales, los potenciales más pequeños aparecen primero, con una leve contracción y a medida que la fuerza es incrementada, se dice que más y más potenciales son reclutados, lo que se conoce como un patrón normal de reclutamiento (Basmajian, 1967).

Por otra parte, la fuerza que produce un músculo, se gradúa debido al reclutamiento progresivo de unidades motoras, y por la variación en las frecuencias que activan las diferentes unidades motoras (Mountcastle, 1977).

Finalmente, cuando se registra la actividad muscular de una contracción voluntaria, se obtiene una multitud de ondas superpuestas, donde algunos potenciales se suman y otros quedan enmascarados, al conjunto que resulta se conoce como patrón de interferencia, el cual es característico de la contracción voluntaria completa, también conocido como electromiograma (EMG).

II. OBJETIVO DEL TRABAJO

En la presente tesis, se obtuvieron las señales mioeléctricas, de músculos antagonistas del miembro superior durante diferentes movimientos de la mano y se realizó un análisis cualitativo de los registros electromiográficos obtenidos, con el fin de utilizarlos en futuros trabajos, en la realización de un patrón de reconocimiento sintáctico, para el funcionamiento de -- una prótesis.

III. MATERIALES Y METODOS

I. Obtención de registros electromiográficos de dos puntos motores antagonistas.

Se hicieron registros electromiográficos de superficie, - del antebrazo derecho de 10 voluntarios, 5 hombres y 5 mujeres entre 24 y 35 años de edad, durante diferentes movimientos de la mano.

Los movimientos realizados por los sujetos experimentales se describen a continuación:

- 1.- Consistió en flexionar y extender rítmicamente la mano sobre el antebrazo (Fig. 3).
- 2.- Con los dedos flexionados, manteniendo la mano en puño, se hizo flexión de la muñeca súbitamente y se regresó después a la posición de reposo (Fig.4).
- 3.- Consistió en abrir y cerrar la mano periódicamente, sin flexionar la muñeca (Fig.5).

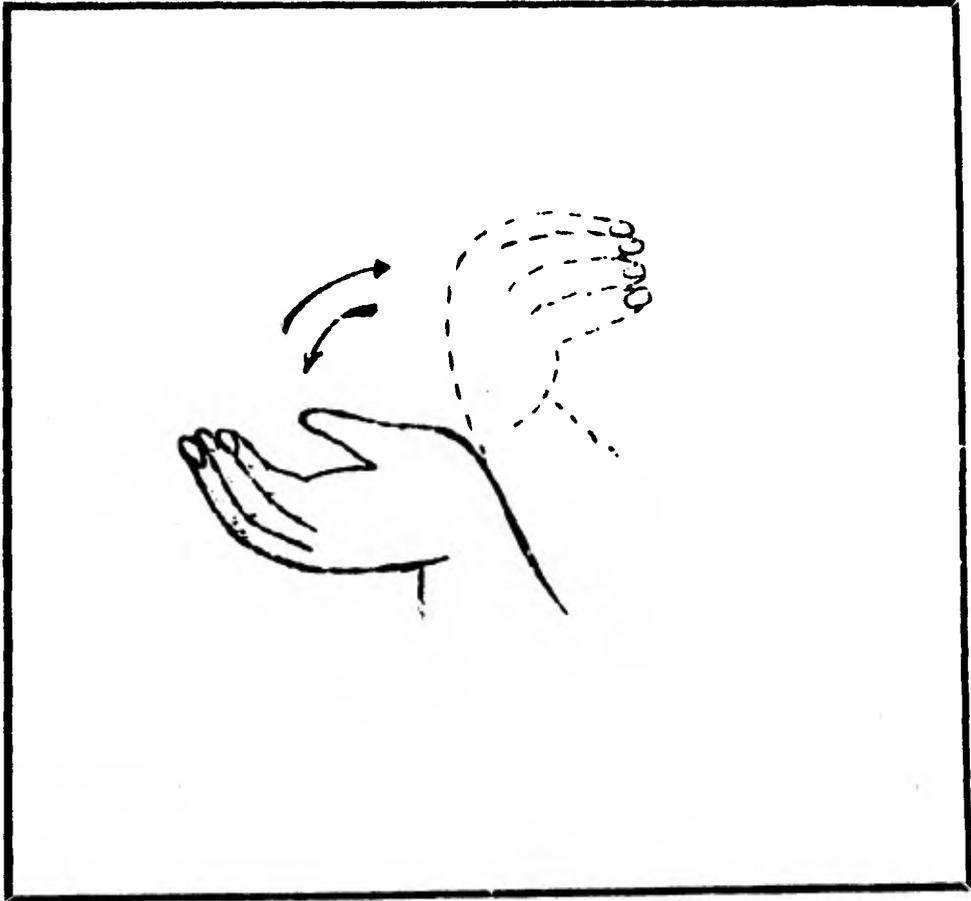


Figura 3. Esquema de la flexión y extensión de la mano sobre el antebrazo.

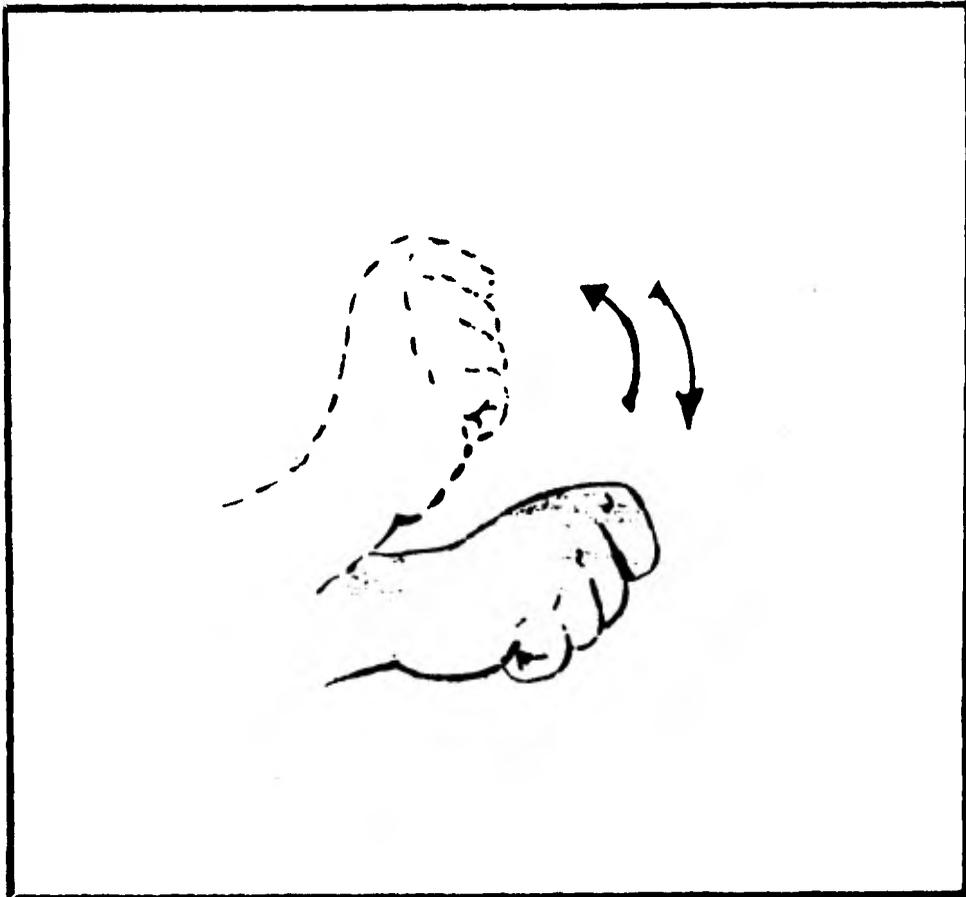


Figura 4. Esquema de la flexión y extensión de la mano en puño.

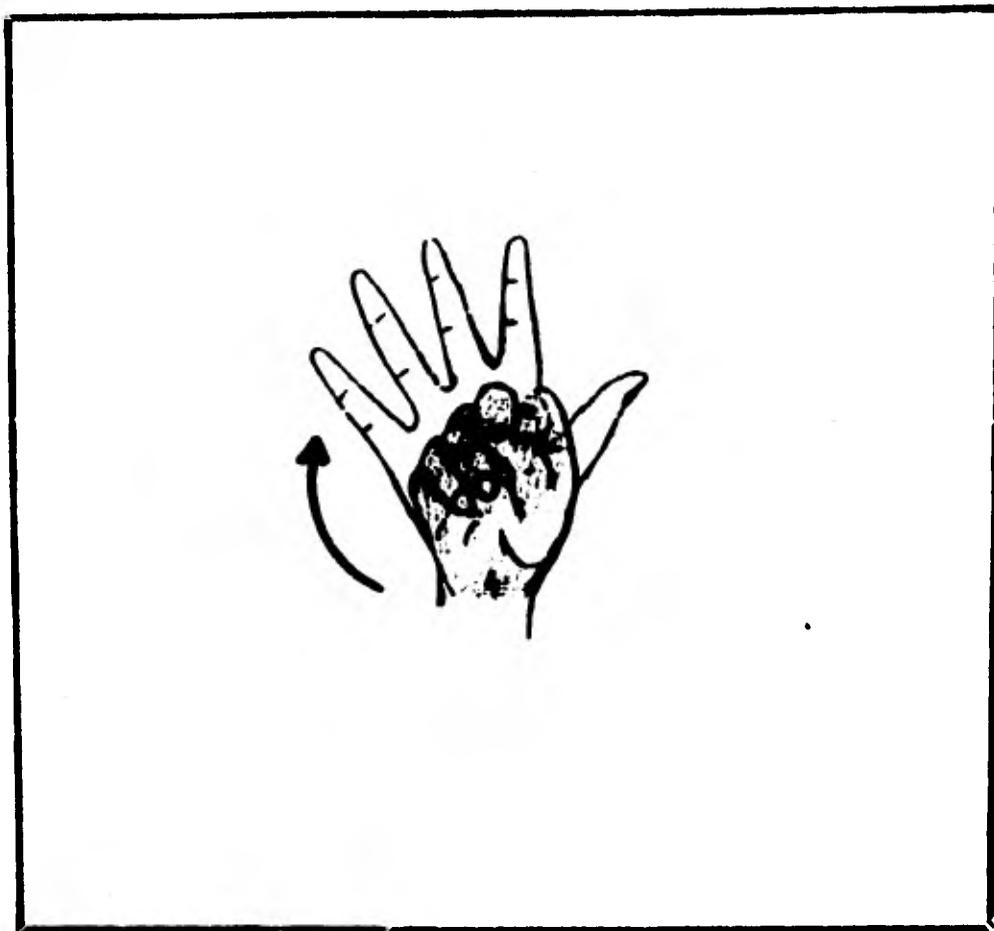


Figura 5. Esquema de la flexión y extensión de los dedos.

PROCEDIMIENTO

Para detectar las señales, se utilizaron electrodos de plata en forma de disco de 8 mm de diámetro y se trabajó -- con un polígrafo Grass de 6 canales, modelo 7, con filtros de alta frecuencia de 10 Hz a 3K Hz. Conjuntamente se registró la señal en una cinta electromagnética, para poder almacenar y reproducir posteriormente los potenciales de la actividad muscular.

Se hicieron registros bipolares, colocando un par de electrodos en la región anterior proximal del antebrazo, sobre la piel que cubre los músculos flexores epitrocleares (fig.7) y el otro par de electrodos se colocaron en la región posterior proximal del antebrazo sobre la piel que cubre los músculos epicondíleos (fig.6). La separación entre los electrodos fue de 2.5 ± 0.5 cm.

Durante los registros electromiográficos de los diferentes movimientos, se trabajó únicamente con dos canales del polígrafo. Un canal registró la actividad del punto motor flexor y el otro la actividad del punto motor extensor. De esta manera, se registraron ambas actividades de músculos agonistas y antagonistas simultáneamente, tanto en papel como en la cinta registradora.

Por otra parte, previamente a la aplicación de los electrodos se limpiaron con alcohol los sitios donde se colocaron éstos, a los cuales se les aplicó pasta electrolítica para favorecer la conducción de la señal. Finalmente se adhirieron firmemente a la piel con gasa y colodión.



Figura 6. Se ilustra el sitio donde se colocaron los electrodos sobre los músculos epicondileos.



Figura 7. Se ilustra el sitio donde se colocaron los electrodos sobre los músculos epitrocleares.

La posición de los sujetos experimentales durante el registro fue la siguiente: permanecieron sentados, con el brazo derecho extendido horizontalmente apoyando a nivel del codo - sobre un respaldo, quedando finalmente colocado el antebrazo y la mano en semipronación (fig. 8). De esta posición, manteniendo los músculos relajados fue de la que siempre se iniciaron y terminaron cada uno de los movimientos realizados.

A cada uno de los voluntarios, se les indicó el tipo de movimiento que debían de realizar y la rapidez de su ejecución, con el fin de uniformar las condiciones experimentales de todos los sujetos. Por otra parte, la salida del preamplificador del polígrafo se conectó a una bocina, de modo tal que los sujetos escucharon cuando estaban realizando el movimiento eficazmente. Además, podían observar el registro electromiográfico al mismo tiempo. De este modo se estableció una retroalimentación audio visual de su actividad muscular (fig. 9).

Cada individuo realizó 20 veces cada movimiento para poder caracterizar los patrones electromiográficos, con respecto a la actividad muscular producida por cada uno de los diferentes movimientos.

De los registros electromiográficos obtenidos en papel, se hizo un análisis cualitativo y las intensidades de la actividad muscular registrada, se clasificaron de manera convencional en 5 grados diferentes: inactivo (0), débil (1+), moderada (2+), fuerte (3+) y muy fuerte (4+) (Tamega y colaboradores, 1980).

Para poder analizar cualitativamente las frecuencias de la actividad de los registros electromiográficos en papel, se calculó la frecuencia de las envolventes de los patrones de inter



Figura 8. Posición del antebrazo que se mantuvo durante la realización de los movimientos.



Figura 9. Posición de los sujetos experimentales durante el registro EMG.

ferencia de cada uno de los movimientos. Y por medio del osciloscopio, se observó la frecuencia máxima y mínima de las señales moduladas por las envolventes.

II. Obtención de señales miceléctricas de seis puntos motores antagonistas.

El objetivo de esta segunda parte experimental, fué observar el control que un individuo, con su miembro superior normal y con retroalimentación visual de su actividad mioeléctrica, puede tener al realizar diferentes movimientos y activar únicamente el músculo o músculos motores primarios correspondientes con cada movimiento efectuado.

Se trabajó con un sólo individuo, del cual se obtuvieron registros electromiográficos de seis diferentes músculos agonistas-antagonistas del miembro superior, al realizar seis diferentes movimientos.

Los movimientos realizados fueron los siguientes:

1. Flexión de la mano con ligera pronación.
2. Extensión de la mano con ligera supinación.
3. Flexión del antebrazo sobre el brazo formando un ángulo de 90° .
4. Hiperextensión del antebrazo sobre el brazo manteniendo las articulaciones del codo y muñeca fijas.
5. Rotación hacia dentro de la articulación escapulo-humeral, con ligera pronación del brazo.
6. Abducción del brazo, con la articulación del codo formando un ángulo de 90° .

Durante los movimientos en que no intervino la articulación de la muñeca, ésta se mantuvo en pronación.

El sujeto experimental permaneció sentado, con el -- miembro superior vertical y en reposo; de ésta posición se partió siempre para la realización de todos y cada uno de los movimientos.

Se hicieron registros bipolares, colocando un par de - electrodos de superficie como se describe a continuación:

1. En la región anterior proximal del antebrazo, sobre la piel que cubre los músculos flexores epitrocleares, del lado cubital del antebrazo.
2. En la región proximal posterior del antebrazo sobre la piel que cubre los músculos epicondílios, del lado radial del antebrazo.
3. En el músculo bíceps braquial del brazo, sobre su - región media ventral.
4. En el músculo tríceps braquial del brazo, sobre el tercio superior de éste.
5. En el músculo pectoral mayor sobre su porción de inserción esternocostal.
6. En el músculo deltoides, sobre su región media ventral.

Estos sitios musculares se eligieron, debido a que son los que participan activamente durante los movimientos realizados (fig. 10) y también, por que son los que se conservan en buenas condiciones en un amputado, sobre todo por arriba de la articulación del codo.

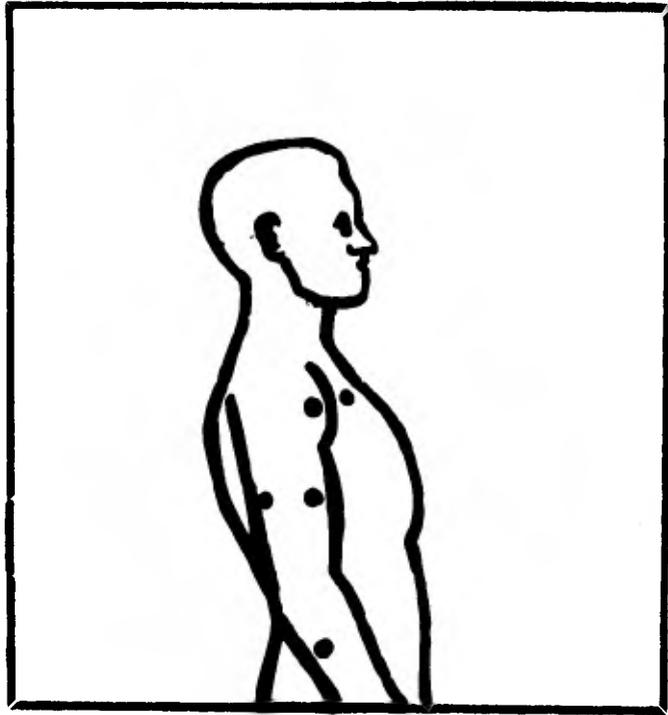


Figura 10. Esquema donde se indica los seis diferentes músculos agonistas-antagonistas del miembro superior de donde se obtuvieron los EMGs en la parte experimental II.

Se trabajó con 6 canales del polígrafo, para registrar simultáneamente los seis puntos motores y conocer de esta forma el control muscular que el sujeto mantuvo, en la realización de los diferentes movimientos.

Es importante aclarar, que el sujeto experimental fué condicionado, para que al realizar cada uno de los diferentes movimientos activara únicamente los músculos de un sólo punto de detección, para facilitar lo anterior, se colocaron los electrodos en sitios musculares agonistas-antagonistas y se retroalimentó, observando el registro EMG al mismo tiempo.

IV. RESULTADOS

I. Registros electromiográficos de dos puntos motores antagonistas.

Los resultados obtenidos durante los registros EMG de músculos agonistas-antagonistas del antebrazo, en relación con los diferentes movimientos de la mano, son los siguientes:

1.- Durante los movimientos de flexión y extensión de la mano sobre el antebrazo, se obtuvieron registros EMG en los cuales se observa la reciprocidad de activación de los músculos antagonistas. En la (figura 11;A) se puede ver que durante el movimiento de flexión de la mano, las unidades motoras de los músculos epitrocleares agonistas, desplegaron numerosos potenciales produciendo un patrón altamente complejo, con multitud de ondas superpuestas, que en conjunto se le conoce como patrón de interferencia, el cual es característico de la contracción voluntaria, registrada por el método empleado.

Después, los músculos extensores antagonistas, desplegaron un conjunto de respuestas semejantes a las antes descritas que continuaron por un breve período, relativamente prolongado seguido por silencio relativo (fig. 11;A).

La intensidad promedio de la actividad mioeléctrica registrada para estos movimientos de los 10 sujetos experimentales, están representadas en la Table 1. Donde cualitativamente se puede observar, que la intensidad de la ac-

| SUJETOS | PUNTOS MOTORES | | M O V I M I E N T O S | | |
|---------|----------------------------|----------|-----------------------|----------|----------|
| | E= extensión F= flexión | | 1 | 2 | 3 |
| | 1 | E F | 2+ 4+ | 4+ 4+ | 1+ 3+ |
| 2 | E F | 1+ 4+ | 2+ 2+ | 2+ 4+ | |
| 3 | E F | 4+ 4+ | 1+ 2+ | 2+ 4+ | |
| 4 | E F | 3+ 3+ | 2+ 4+ | 2+ 2+ | |
| 5 | E F | 3+ 3+ | 3+ 4+ | 4+ 3+ | |
| 6 | E F | 3+ 4+ | 1+ 3+ | 3+ 3+ | |
| 7 | E F | 3+ 3+ | 1+ 2+ | 4+ 4+ | |
| 8 | E F | 3+ 3+ | 2+ 4+ | 2+ 3+ | |
| 9 | E F | 2+ 2+ | 2+ 4+ | 4+ 2+ | |
| 10 | E F | 2+ 2+ | 1+ 4+ | 2+ 4+ | |

Tabla 1. Representación de la intensidad de la actividad muscular registrada, durante los diferentes movimientos, en cada individuo.

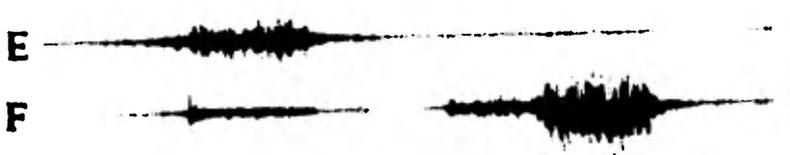
A**B****C**

Figura 11. Electromiogramas obtenidos durante diferentes movimientos de la mano, donde se observa la reciprocidad de activación de músculos antagonistas. A: Flexión y extensión de la mano sobre el antebrazo. B: Flexión y extensión de la mano en puño. C: Flexión y extensión de los dedos de la mano. (Calibración: 5 mV; 1 seg).

tividad de músculos flexores y extensores, en 7 sujetos fué de igual intensidad hablando cualitativamente y en los otros 3 sujetos, fué mayor la intensidad de la señal EMG en los -- músculos flexores.

De sujeto a sujeto, se observaron también, variaciones con respecto a la intensidad, teniendo valores que fueron -- desde intensidades débiles a muy fuertes. Obteniéndose un 10% de los registros con intensidades muy fuertes, 40% fuerte, - 20% moderada y un 30% en los cuales fué diferente tanto en músculos flexores como en extensores.

La frecuencia de la envolvente del patrón de las señales mioeléctricas que se obtuvo directamente, del registro EMG - fué de $f = 1.83$ Hz. Siendo este valor mayor que el que se ob-- tuvo para los otros movimientos.

Por otra parte, la forma de la envolvente del patrón de interferencia, producido durante éste movimiento, cualitati-- vamente hablando fué muy similar en los registros de los 10 sujetos experimentales.

2.- Las señales mioeléctricas obtenidas durante los mo-- vimientos de flexión y extensión de la mano en puño, se mues-- tran en la (fig. 11;B). Durante este movimiento se registró la actividad tanto de músculos flexores como de extensores. - En los registros se puede ver, como después de una fuerte -- actividad producida en los flexores, disminuía la intensi-- dad de la actividad de éstos y en ese momento se activaban - fuertemente los extensores.

La intensidad de la amplitud de los registros de los 10 sujetos, durante este movimiento, se puede ver en la Tabla 1. Donde se puede apreciar, que con excepción del 20% los cuales presentaron igual intensidad tanto en el registro de extensión como en el de flexión, el 80% de los sujetos presentaron mayor intensidad de actividad en músculos flexores, hablando cualitativamente, con respecto a los músculos extensores.

Por otra parte, el patrón de interferencia obtenido durante estos movimientos, presenta características, con respecto a su envolvente muy diferente a los obtenidos durante los dos primeros movimientos, de flexión y extensión de la mano. Sin embargo, de sujeto a sujeto la envolvente de los patrones de interferencia fueron muy similares, con pequeñas variaciones que se presentaron en tres registros, donde aparecieron señales de ruido.

La frecuencia de la envolvente fué de: $f=0.157$ Hz.

3.- En los últimos dos movimientos, que consistieron en flexionar y extender los dedos de la mano, manteniendo la articulación de la muñeca fija, se obtuvieron los registros que se encuentran en la figura 11;C.

Durante estos movimientos, se produjo actividad simultáneamente tanto en músculos flexores como en extensores. Cualitativamente los patrones de interferencia obtenidos son muy similares a los que se registraron en los dos primeros movimientos de flexión y extensión de la mano, sólo que en este registro, no se observa acción recíproca antagónica.

La intensidad de la amplitud de los registros obtenidos variaron mucho individualmente y entre diferentes individuos Tabla 1. Donde se ve como, un 70% de ellos registraron intensidades variables durante la flexión y extensión y sólo un 10% en ambos movimientos fueron de intensidades muy fuertes, un 10% fuertes y otro 10% moderadas.

La frecuencia obtenida fué de $f=0.57$ Hz.

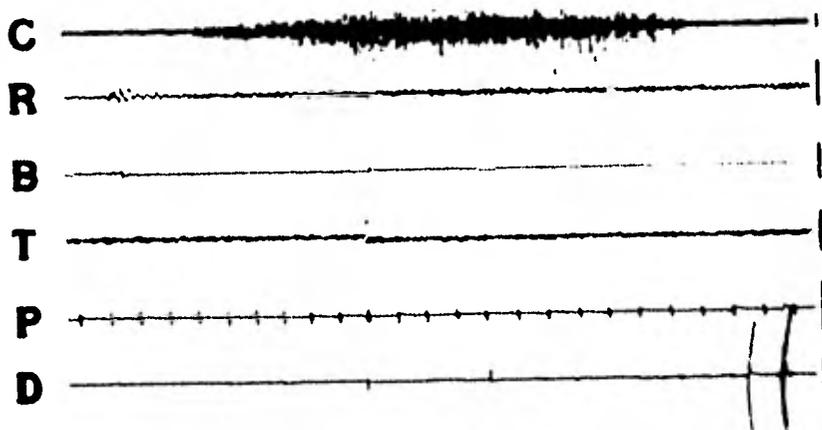
Finalmente, se obtuvieron por medio de un osciloscopio las frecuencias predominantes de las señales EMG moduladas - por las envolventes, las cuales fueron de 100 a 800 Hz.

II. Registros electromiográficos de 6 puntos motores.

En el primer movimiento, el cual consistió en flexionar la mano sobre el antebrazo, se registró fuerte actividad - mioeléctrica en los electrodos colocados sobre los músculos epitrocleares del antebrazo, como se puede ver en la (figura 12-1). Mientras tanto, en los otros músculos no se manifestó actividad.

En el segundo movimiento, extendiendo la mano sobre el antebrazo, la actividad EMG apareció únicamente en los músculos extensores de la articulación de la muñeca; es decir un patrón opuesto al anterior (fig. 12-2).

Durante el tercer movimiento, el cual consistió en flexionar el antebrazo sobre el brazo, formando un ángulo de 90° . Se produjo actividad en el músculo bíceps, mientras se observó una completa ausencia en los otros puntos motores, con -- excepción del músculo deltoides que mostró cierta actividad también (fig. 13-3).



2

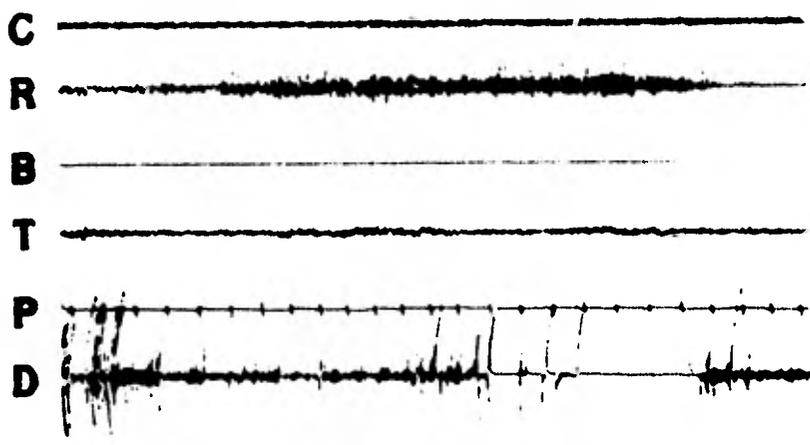


Figura 12. Secciones de registros EMG de contracciones musculares isométricas de: 1(C) músculos flexores de la muñeca. 2(R) músculos extensores de la muñeca. En el músculo deltoides se produjo contracción también 2(D). (Calibración: 5 mV; 1 seg).

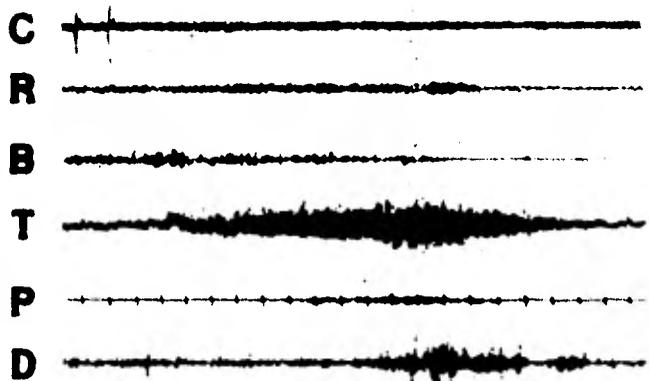
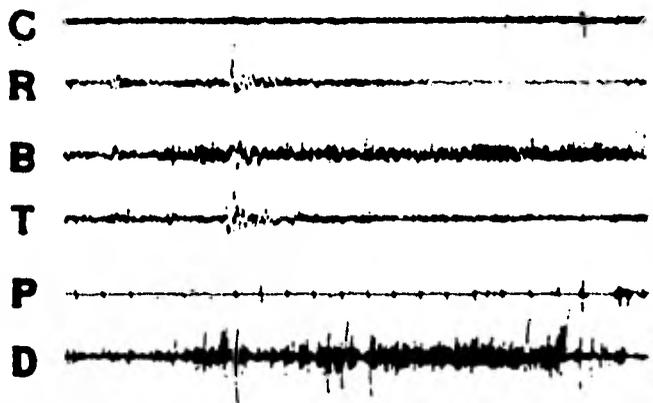


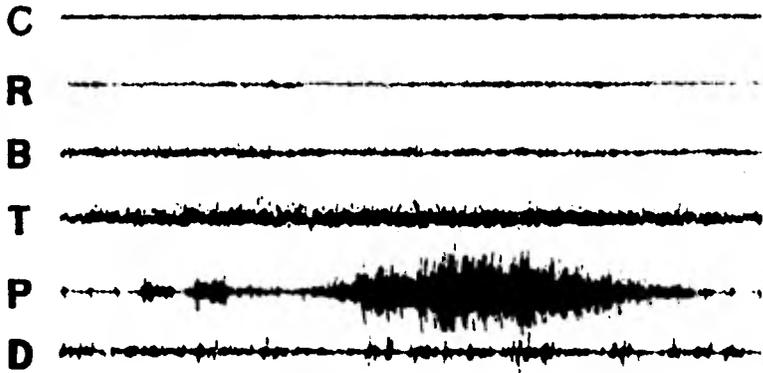
Figura 13. Secciones de registros EMG de contracciones musculares isométricas. 3(B) músculo bíceps braquial. 4(B) músculo tríceps braquial. En ambas contracciones se produjo una contracción del músculo deltoides (3D y 4D). (Calibración: 5 mV; 1 seg).

En el cuarto movimiento, se hizo hiperextensión del antebrazo sobre el brazo y se registró actividad notable en el músculo tríceps, cuya acción es antagónica con respecto al músculo bíceps, como se puede ver en la (fig. 13-4).

En el quinto movimiento, el cual consistió en la aducción de la articulación escápulo humeral, con ligera pronación del antebrazo, se observó notable actividad en el músculo pectoral y en menor grado, en el músculo tríceps y deltoides (fig. 14-5).

En el sexto movimiento, donde hubo abducción del brazo, con la articulación del codo formando un ángulo de 90° , se produjo actividad mioeléctrica en el deltoides, mientras los otros músculos no mostraron actividad notable (fig. 14-6).

5



6

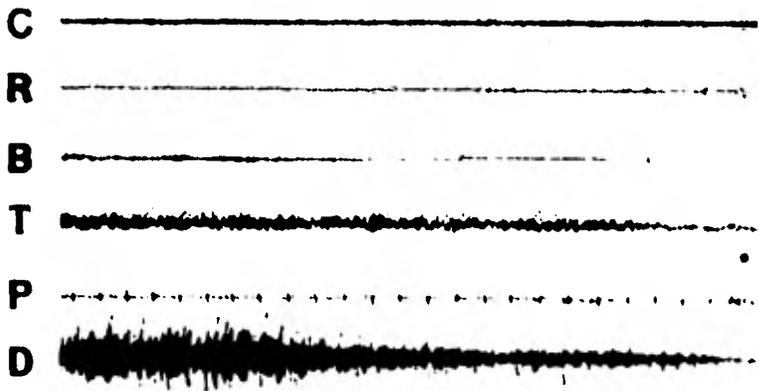


Figura 14. Secciones de registros EMG de contracciones musculares isométricas de: 5(P) músculo pectoral mayor. 6(D) músculo deltoides. En ambas contracciones se observa actividad del tríceps (5T y 6T). (Calibración - 5 mV; 1 seg).

V. DISCUSION Y CONCLUSIONES

Con base en estudios de anatomía humana, realizados por diferentes autores, se describen a continuación, las acciones de los músculos que participan en la realización de los movimientos de la mano, estudiados a partir de dos puntos motores. Así como también, los músculos que de acuerdo a la posición de los electrodos sobre la piel aportaron actividad al registro EMG.

1.- Los movimientos de flexión y extensión de la mano, se llevan a cabo por medio de los siguientes músculos de la articulación de la muñeca. En la flexión participan los músculos epitrocleares: cubital anterior y palmar mayor; los cuales actúan sinérgicamente. Otro músculo que trabaja durante este movimiento es el palmar menor. Estos músculos se localizan superficialmente en la región anterior del antebrazo.

En este movimiento, también hay participación, aunque en menor grado del músculo flexor superficial y profundo de los dedos y también del flexor largo del pulgar (Prives y colaboradores, 1978). Estos últimos músculos no se encuentran en un plano superficial, sino que el primero se localiza en un segundo plano y los dos últimos en un tercer plano, de la región anterior del antebrazo (Testut y Latarjet, 1974).

Por otra parte, en la extensión de la mano sobre el antebrazo, participan los siguientes músculos: el primero y segun-

do radiales externos, el cubital posterior y el músculo extensor común de los dedos, de los cuales con excepción del primer radial externo, todos tienen su inserción en el epicondilo o borde externo del húmero.

El músculo cubital posterior extiende la mano sobre -- el antebrazo, actuando simultáneamente con los músculos radiales externos 1o. y 2o.

El músculo extensor común de los dedos y el cubital -- posterior, se encuentran superficialmente en la región posterior del antebrazo.

Los músculos radiales externos se localizan en un segundo y tercer plano, en la región externa del antebrazo.

2.- Este segundo par de movimientos son muy similares a los descritos anteriormente; es decir, se hizo flexión y extensión de la mano sobre el antebrazo, por acción de los músculos de la articulación de la muñeca, de la misma forma como ya se explicó; sólomente que en este movimiento la mano se encontraba con los dedos flexionados, manteniendo la mano en puño. Por lo tanto, en éste movimiento participan -- además; el músculo flexor superficial y el flexor profundo de los dedos. Estos músculos tienen una acción más enérgica que la que presentan, cuando únicamente se flexiona la muñeca.

Por otra parte, el músculo flexor largo del pulgar, el cual se encuentra en un tercer plano de la región anterior del antebrazo, es otro músculo que trabaja en este movimiento al mantener semiflexionado el pulgar, al hacer presión sobre los demás dedos.

Al mantener la mano en puño, participan también diferentes músculos de las regiones palmares: externa, interna y media de la mano; las cuales no serán tomadas en -- consideración en éste momento, debido a su localización, -- pues se encuentran en un punto muy distal, del sitio donde fueron colocados los electrodos, para detectar la activi-- dad mioeléctrica producida en cada uno de los movimientos realizados.

3.- El tercer par de movimientos consistió en flexionar y extender los dedos de la mano, manteniendo la articulación de la muñeca fija. Este movimiento semeja las acciones que efectúa una mano al coger un objeto, para lo cual los músculos: extensor común de los dedos, el abductor del pulgar y músculos de oposición, abren la mano para coger -- el objeto y por medio de los músculos flexores y aductor del pulgar dan fuerza a la prensión.

Al mismo tiempo, durante este movimiento el músculo -- cubital posterior, de origen epicondíleo y olecraneano, localizados en la capa superficial de la región posterior -- del antebrazo, extienden la muñeca sinérgicamente con los músculos radiales externos 1o. y 2o.; junto con el cubital anterior pone en abducción la mano. De esta manera, el cubital posterior actúa simultáneamente con otros extensores y mantienen la extensión neceasria en la muñeca para que -- los músculos flexores digitales puedan ejercer la prensión adecuada (Lockart y colaboradores, 1965)

En éste trabajo se utilizaron electrodos de superficie para la obtención de las señales mioeléctricas, porque es la única forma de no invadir los tejidos del individuo y porque en el caso de los amputados, proveídos con una prótesis controlada mioeléctricamente, requieren de portar siempre los electrodos para captar las señales. Los electrodos de superficie se emplean para músculos superficiales y su captación es muy generalizada, son éstas dos de sus desventajas (Basmajian y colaboradores, 1967, 1975, 1976).

Su principal utilidad es para estudios de actividad muscular simultánea, o en la interrelación de la actividad en un grupo muscular grande (Sidney, 1970).

Los electrodos de superficie tienden a dar los potenciales de acción de las unidades motoras más "suaves", a diferencia de los registros obtenidos con electrodos de aguja; porque los potenciales son filtrados por los tejidos (Basmajian y colaboradores, 1975).

Se han realizado investigaciones, en las que se ha comprobado que las características de la señal mioeléctrica de superficie son grandemente influenciadas por las propiedades de transmisión del tejido vivo, como el músculo esquelético y el tejido subcutáneo, cada uno de los cuales presenta su propia conductividad y sus constantes dieléctricas.

Los datos sobre la conductividad y la constante dieléctrica de la piel, muestran que las capas de ésta, refuerzan la refracción de la señal, que ocurre en la vecindad músculo-grasa (Cunningham, 1981).

Los efectos de vecindad y anisotropía tisular, han mostrado que los tejidos forman una operación de filtrado de bajas - frecuencias de la señal mioeléctrica, las cuales son refractadas hacia la vertical de donde son producidas en la vecindad músculo-grasa más que, los componentes de alta frecuencia. Sin embargo, la magnitud de estos efectos refractarios es corregida un poco por la redirección de la señal en el - tejido muscular anisotrópico.

Hay otros factores, que tienen influencia en los EMG de superficie como son: las propiedades de los electrodos, la impedancia, el tamaño, tipo y localización sobre el músculo (Basmajian y colaboradores, 1975). Así, como también, la distancia entre los mismos (Vigreux, 1979).

Kramer y colaboradores (1972) al realizar investigaciones acerca de la distribución de la actividad de los músculos esqueléticos de humano, con electrodos de superficie y trabajando particularmente con el bíceps braquial, encontraron que la actividad eléctrica muscular medida, es máxima sobre la mitad del músculo y que un cambio de posición - de los electrodos, de únicamente unos cuantos milímetros, - puede causar diferencias en la actividad muscular registrada.

En un principio, todos los trabajos se enfocaban hacia la electromiografía clínica, para estudiar los trastornos neuromusculares (Buchthal, 1966). Y poco a poco la electromiografía se ha ido aplicando a otros usos diferentes del diagnóstico clínico (Sidney, 1970).

Se han realizado análisis electromiográficos de los - músculos de la mano (Tamega y colaboradores, 1980), (Alexandre y Hamonet, 1969) entre otros, así como también del antebrazo y en general del miembro superior (Simard, 1970), (Wiechers, 1979), (Sato, 1969), (Trombly y Cole, 1979). Los cuales se han realizado con electrodos de aguja.

Para el comando mioeléctrico de una prótesis, no es - funcional obtener la señal intramuscularmente, por tanto, - las señales que son analizadas y con las cuales se trabajó fueron obtenidas por electrodos de superficie.

Por otra parte, los sitios donde se colocaron los -- electrodos se eligieron con base, en el hecho de que son - los músculos que le quedan aún funcionales al amputado.

Las experiencias tenidas por médicos, en relación con el equipamiento con prótesis mioeléctricas concluyen, que los largos mínimos del muñón son aproximadamente de 6 cm - para el antebrazo (Ancona, 1971). Y unos 10 cm para el brazo y 8 cm para el antebrazo según (Janovsky, 1979). Sin embargo los tamaños de 15 y 18 cm para un muñón largo de antebrazo, ofrecen la ventaja de una supinación y una pronación activa, pero en cambio por regla general, una irrigación sanguínea periférica más deficiente y con ello el -- riesgo de tener dolores más intensos.

Otro problema que se presenta en los amputados, es la atrofia muscular, resultado de la inactividad de los músculos de modo tal, que para poder dominar el comando mioeléctrico se requiere de un programa de entrenamiento, el cual

se da en los centros de rehabilitación y consiste en gimnasia del muñón, gimnasia fantasma, etc.

Aunque este trabajo se realizó con individuos integros se tomaron todas estas consideraciones en cuenta, ya que el objetivo fué obtener señales para su estudio y aplicación para el control de prótesis.

Tanaka (1971) realizó un estudio electromiográfico del muñón de amputados y encontró, que los reflejos monosinápticos espinales explorados en el sitio afectado disminuyen -- más o menos 4 meses después de la amputación, lo cual parece ser una inhibición central, del reflejo espinal. Este autor concluye que los músculos del muñón cambian gradualmente a una menor funcionalidad muscular tónica, después de la amputación.

En los amputados es posible obtener señales mioeléctricas debido a la " ley de la proyección " es decir, que -- ellos pueden sentir su "miembro fantasma", debido a que en la corteza cerebral se continúa proyectando el estímulo proveniente de la vía normal. Cuando éste falta y el estímulo nace en cualquier punto de la vía específica correspondiente a ese receptor; la corteza interpreta esos impulsos como provenientes del receptor ausente. El elemento anormal es -- el origen del estímulo pero la proyección es normal (Houssay y colaboradores, 1954).

Ahora, con respecto a los registros obtenidos durante los movimientos; en los primeros de ellos, donde se obtuvieron acciones recíprocas de músculos flexores y extensores

(fig. 11;A) realmente, se esperaban estas respuestas, las cuales se explican fisiológicamente de la siguiente manera: debido al principio de inervación recíproca (Levine y Kabat, 1952) tenemos, que la excitación de un músculo provoca su flexión y la extensión del músculo del lado opuesto. El análisis de los movimientos de los distintos músculos revela -- que en el miembro flexionado se contraen los flexores que -- son los protagonistas del movimiento y se relajan los extensores que los antagonizan. En el miembro del lado opuesto ocurre lo contrario, hay contracción de los extensores y relajación de los flexores. De esta manera, en el lado excitado los impulsos aferentes provenientes de la vía sensitiva, estimulan a la motoneurona e inhibe a los extensores; en el lado opuesto, por el contrario inhiben a las motoneuronas de los músculos flexores y estimulan a las de los músculos extensores (Houssay y colaboradores, 1954)

En los registros donde no se observó acción recíproca -- como en la figura (11;B y 11;C), se considera que es debido a que no siempre los músculos flexores y extensores actúan -- como antagonistas entre si, pues en determinadas circunstancias, su actividad puede ser sinérgica (Levine y Kabat, 1952) Como se pudo ver en los dos últimos movimientos de la parte experimental I. Donde se registró actividad, no únicamente -- de músculos motores primarios, sino también de los que son -- sinérgicos, es decir, los que estabilizan; por ejemplo, en el tercer movimiento, la articulación de la muñeca se mantuvo fija por acción del cubital posterior y los músculos radiales lo. y 2o., ayudando a mantener la extensión necesaria en

en ésta para que los músculos flexores digitales puedan ejercer la tensión adecuada, los cuales en este movimiento fueron los motores primarios (Lockart y colaboradores, 1965).

Por otra parte, con respecto a las frecuencias de las señales mioeléctricas, se dice en la literatura que las señales mioeléctricas de superficie existen en una banda de frecuencia de aproximadamente 40 a 200 Hz ó 20 a 800 Hz en cuyos valores quedan comprendidos los que se obtuvieron.

Con respecto a los valores de intensidad de la amplitud de las señales electromiográficas obtenidas de los registros de los 10 sujetos experimentales, que se muestran cualitativamente en la Tabla 1. Se atribuyen las diferencias que se presentan en la intensidad de las señales de los registros de músculos flexores y extensores de cada movimiento, a la falta de un entrenamiento neuromuscular previo al experimento, el cual no se llevó a cabo, debido a que esto no interfería con los objetivos del trabajo.

Se considera, que el primer movimiento que se realizó donde se obtuvo actividad mioeléctrica recíproca; es el movimiento que resulta más útil, para accionar una prótesis mioeléctrica con el fin de dirigir la prensión y liberación, en acuerdo con otros autores como son Herberts y colaboradores, (1973) y Almstrom y colaboradores (1977) quienes elaboraron prótesis multifuncionales con 6 movimientos, en que uno de ellos es precisamente la flexión y extensión de la muñeca. Sin embargo, los comentarios acerca de la técnica quirúrgica que se hace al amputado, dicen que los músculos flexores deben trabajar totalmente independientes de los extensores, por

lo tanto no se deben de unir estos grupos musculares, sino que deben de fijarse al hueso ó al periostio para que puedan contraerse y registrar potenciales eléctricos independientes (Ancona, 1971).

Con base en los resultados obtenidos en los 10 sujetos experimentales, se considera que es posible explotar aún más la actividad antagonista de los músculos involucrados, si los electrodos son colocados en buen sitio, donde se obtenga la actividad de unos músculos con respecto a otros de manera más independiente; sin tener que ser tan exigentes en la técnica quirúrgica. Hay que tomar en cuenta también, que se trabajó con personas íntegras y no se han tenido experiencias con amputados, que comprueben nuestros puntos de vista.

Por otra parte, las prótesis mioeléctricas actuales funcionan a partir de una respuesta global de actividad neuromuscular ligera. Estas respuestas controlan la prensión y la extensión de la mano artificial. La actividad mioeléctrica de un segmento muscular es suficiente para hacer funcionar la prensión de la mano y una actividad semejante de otro segmento produce la extensión de la misma (Simard y colaboradores, 1973). Este es el sistema on-off que también es utilizado en prótesis multifuncionales (Almstrom y colaboradores, 1977), donde requieren no de dos sitios de detección de la señal, como en el caso anterior que es el más común; si no que se requiere de 6 sitios musculares donde se coloquen electrodos, como se trabajó en la segunda parte experimental. Donde se observó, el control

que un sujeto retroalimentado observando el registro EMG, mantuvo en la realización de diferentes movimientos, activando músculos antagonistas. Se considera que ésto es más eficiente que el control de únicamente unidades motoras -- aisladas (Simard y colaboradores, 1973) o utilización de segmentos musculares, sobre todo porque en éstos últimos -- suele ocurrir la atrofia muscular y por lo tanto la deterioración de la señal EMG controladora de la acción de la prótesis.

Se propone que con el desarrollo de buenos métodos de entrenamiento en amputados, estos pueden obtener mejores -- beneficios de sus músculos antagonistas íntegros.

Uno de los problemas que siempre se ha presentado en la realización de prótesis es como resolver el sistema de control. Revisando la literatura, encontramos los trabajos de Wirta y Taylor (1969) quienes utilizaron técnicas de -- reconocimiento analógicas-digitales, para identificar y -- discriminar la acción muscular sinérgica, para lo cual se requiere de un gran soporte de computación y por lo tanto no se resuelve completamente el problema. Por otra parte, -- Graupe y colaboradores (1978), Graupe y Salahi (1979) realizaron un reconocimiento estadístico, identificando las -- señales mioeléctricas por medio de un modelo autorregresivo; utilizando uno y dos puntos motores únicamente, sin em -- bargo en el proceso de identificación de patrones se requiere también, gran soporte de computación digital y sólo se pueden realizar escasos movimientos.

Saridis y Stephanou (1975) pretendieron resolver el problema del control de un brazo biónico, desde un punto de vista sintáctico y por medio de un control inteligente jerárquico, pero tampoco ha resultado, ser muy funcional.

Actualmente la fabricación de máquinas que realicen la tarea de reconocimiento de datos, ha avanzado, de modo tal, que se ha logrado programar máquinas para leer - escritos, clasificar ECG, fotografías, etc.

Los métodos para resolver problemas de reconocimiento de patrones, son esencialmente por: decisión teórica y el sintáctico (González y Thomason, 1978). El primero no hace uso de la información estructural y sus bases -- son estrictamente cuantitativas, por otra parte, en el método sintáctico cada patrón es reconocido con base en el arreglo estructural de sus componentes, llamados subpatrones y patrones primitivos. Cuando la escena física por reconocer, es suficientemente compleja, ó si se requiere la capacidad de describir aspectos de una forma - que la excluyen de algunas clases, el método al cual se recurre es al llamado Descripción sintáctica, Lingüística o Jerárquica, en la que se supone para la escena una estructura ramificada y se definen unas reglas para avanzar a lo largo de la misma. Esta situación es típica en los problemas de análisis de imágenes (Lagunas y colaboradores, 1980).

Una señal es descrita como una secuencia o concatenación de patrones primitivos y las formas de onda son básicamente señales unidimensionales, las cuales parecen ser apropiadas para la aplicación de métodos sintácticos (Fu, 1980b).

En los resultados que se obtuvieron en este trabajo, se observaron diferencias cualitativas de las frecuencias y amplitudes de las señales mioeléctricas entre individuos diferentes, al realizar el mismo movimiento. Sin embargo, la forma de la envolvente del patrón de interferencia producido en cada movimiento, por los distintos sujetos experimentales fué muy similar. De modo tal, que cada movimiento produce un patrón de interferencia característico como se muestra en la figura (11). El reconocimiento de tales patrones por la prótesis, podría ayudar a resolver el sistema del control de ésta.

CONCLUSION

Con base en los resultados del análisis cualitativo que se realizó, se concluye que es posible hacer una caracterización de los patrones electromiográficos obtenidos durante los diferentes movimientos. Por lo tanto, se plantea la hipótesis de que es posible hacer un reconocimiento del patrón electromiográfico, por medio de técnicas de reconocimiento las cuales reconozcan en forma global la señal por medio de técnicas sintácticas de reconocimiento de patrones. Tomando en cuenta, que esta forma de abordar el

problema de la identificación global de señales cas no ha sido sugerido, ni aplicado con el fin de hacer funcionar una prótesis.

En futuros trabajos e investigaciones, si se logra hacer un reconocimiento de los patrones electromiográficos, como ya se planteó; a partir de dos puntos de detección qu zá se lograrán producir 6 diferentes movimientos, ya que para cada movimiento que se hizo, como se vió en los resultados de la primera parte experimental, se obtuvieron patrones electromiográficos diferentes para cada movimiento.

Uno de los primeros pasos a seguir para lograr el reconocimiento sintáctico de los patrones EMG obtenidos, es encontrar los componentes básicos del patrón, es decir los patrones primitivos y después de seleccionar éstos, el siguiente paso sería la constitución de una gramática la cual genere un lenguaje o lenguajes para describir el patrón bajo estudio (Fu, 1980a).

Si se logra hacer este tipo de reconocimiento se logrará disminuir el número de sitios de detección de las señales mioeléctricas para el funcionamiento de prótesis multifuncionales, así como también, el entrenamiento que requiere el amputado cuando se le aplica alguna de las prótesis convencionales y se facilitará la rehabilitación de éste.

I. REFERENCIAS

1. Alexandre, J.H. et Hamonet Cl. Exploration électromyographique des muscles de la main. Arch. Anat. Path. (Paris), 17: 229-236, 1969.
2. Ancona, V. L. E. Prótesis electrónica para el miembro superior. Revista Médica del IMSS, 10 (2): 147-152, 1971.
3. Almstrom, C., Herberts, P. and Goteborg, S. Individually adapted control system for a multifunctional prosthetic hand. Proc. Comm. Eur., 77 Pt. II: 203-208, 1977.
4. Buchthal, F. "The functional organization of the motor unit: a summary of results. Am. J. Phys. Med., 38:125-128, 1959.
5. Buchthal, F. and Madsen, A. Synchronous activity in normal and atropic muscle. Electroenceph. Clin. Neurophysiol, 2: 425-444, 1950.
6. Buchthal, F. Spontaneous and voluntary electrical activity in neuromuscular disorders. Bull. N. Y. Acad. Med., 42(7): 521-550, 1966.
7. Basmajian, J. V. Electromyography: Its structural and neural basis. Int. Rev. Cytol., 21: 129-140, 1967.
8. Basmajian, J. V., Clifford, H. C., McLeod, W. D., and Nunnally, H.N. Computer in Electromyography. Computers in Medicine Series. Ed. D. W. Hill., Butterworths London and Boston, 1975.
9. Basmajian, J.V., Electrofisiología de la acción muscular. Ed. Médica Panamericana. Argentina, 1976.
10. Cunningham, E.A. Effects of tissue layers on the surface myoelectric signal. IEEE Frontiers of Engineering in Health Care. Ed. B.A. Cohen., 290-298, 1981.
11. Cool, J. C., and Van Hooreweder, G.J.O. Hand prosthesis with adaptive internally powered fingers. Med. and Biol. Engng., 9: 33-36, 1971.
12. Evarts, E. V. Brain mechanisms of movement. The Brain. "A - Scientific American Book" W.H. Freeman., San Francisco, 1979.
13. Fu, K.S. Syntactic pattern recognition and application. IEEE Comcon Spring., 391-397, 1980b.
14. Fu, K.S. (ed) Digital Pattern Recognition. Springer-Verlang. Berlin, Heidelberg, New York, 1980a.

15. Guyton, C.A. Tratado de Fisiología Médica. Nueva Editorial Interamericana, México, 1977.
16. Graupe, D., Magnussen, J. and Beex, A.M. A microprocessor system for multifunctional control of upper-limb prostheses via myoelectric signal identification. IEEE Trans. Automat. Contr., AC-23(4): 538-544, 1978.
17. Graupe, D., Krause, D.J. and Moore, J.B. " Identification of autorregressive moving-average parameters of time series". IEEE Trans. Automat. Contr., AC-20: 104-107, 1975.
18. Graupe, D. and Salahi, J. Limb function discrimination performance using EMG parameters identification. Joint Automatic Control Conference., 426-429, 1979.
19. González, R.C. y Thomason, M.G. Syntactic Pattern Recognition. An Introduction. Addison-Wesley Publishing Company - Advances Book Program., Massachusetts, 1978.
20. Groch, J. Advances in artificial hands. Med. Trial. Tech., 21(2): 171-177, 1973.
21. Herberts, P. and Korner, L. Ideas on sensory feedback in hand prostheses. Prosthet. and Orthot. Int., 3(3):157-162, 1979.
22. Herberts, P., Almstrom, C., Kadefors, R. and Lawrence, D.P. Hand prostheses control via myoelectric patterns. Acta Orthop. Scand., 44: 389-409, 1973.
23. Houssay, B. A., Lewis, J.T., Orias, O. Fisiología Humana. Ed. El Ateneo, Buenos Aires, 1954.
24. Janovsky, F. Experiencias actualizadas en la aplicación de prótesis mioeléctricas. Conferencia No. 21. Simposio Tecnológico Austriaco, México D.F., 1979.
25. Kramer, H., Kuchler, G. and Brauer. Investigations of the potential distribution of activated skeletal muscles in man by means of surface electrodes. Electromyography., 12(1) 19-27, 1972.
26. Lockart, R.D., Hamilton, G.F. y Fyfe, F.W. "Anatomía Humana". Ed. Interamericana, México, 1965.
27. Lagunas, M.A., García, K., Cásarez, V. y Figueiras, A.R. Reconocimiento de formas (1). Aprendizaje secuencial y aplicación al reconocimiento de caracteres escritos. Mundo Electrónico., (99): 115-120, 1980.
28. Levine, M.G. and Kabat, H. Contraction and reciprocal innervation in voluntary movement in man. Science., 21:115-119, 1952.

29. Milner-Brown, H.S., Stein, R.B. and Yemm, R. The contractile properties of human motor units during voluntary isometric - contractions. *J. Physiol.*, 228:285-306, 1973.
30. Mountcastle, V.B. (ed). *Fisiología Médica*. The C.V. Mosby -- Company, Saint Louis, Mo. USA., 1977.
31. Petrofsky, J.S. Computer analysis of the surface EMG during isometric exercise. *Comput. Biol. Med.*, 10: 83-95, 1980.
32. Prives, M., Lisenkov, N. and Busbkovich, V. "Anatomía Humana". Tomo 1. Ediciones de Cultura Popular. Ed. MIR, Moscú, 1978.
33. Rohland, T.A. Sensory feedback in upper limb prosthesis systems. *Inter. Clinic. Information Bulletin.*, 13: 1-4, 1974.
34. Simard, T. Electromyographie du membre superieur. *Canad. J. Occup. Ther.*, 37(2): 57-62, 1970.
35. Simard, T., Salinas, I., Mongeau, M. and Corriveau, C. Electromyogr. *Clin. Neurophysiol.*, 13: 61-71, 1973.
36. Shannon, G.F. Sensory feedback for artificial limbs. *Med. - Progr. Technol.*, 6: 73-79, 1979a.
37. Shannon, G.F. "A comparison of alternative means of providing sensory feedback on upper limb prosthesis". *Med. and Biol. - Eng.*, 14: 289-294, 1976.
38. Shannon, G.F. A myoelectrically controlled prostheses with - sensory feedback. *Med. and Biol. Eng. and Comput.*, 1(17):73-80, 1979b.
39. Sidney, L. *Electrodiagnóstico y Electromiografía*. Ed. Jims. Barcelona, España., 1970.
40. Saridis, G.N. and Stephanou, H.E. "Hierachically intelligent control of bionic arm". *Proc. Conference on Decisión and Control*, Houston, Texas. 99-104, Dec. 1975.
41. Simpson, D.C. and Smith, J.G. An externally powered controlled complete arm prosthesis. *Jour. of Med.* 1(pt.5): 275-281, 1977.
42. Sato, K. Electromyographic study of the forearm muscles durin movement of the hand and fingers. *Orthop. Surg. (Tokyo)*, 20: 1485-6, 1969.
43. Tanaka, T. Electromyographic study of the amputation stump of the limb. *J. Jap. Orthop. Assoc.*, 45: 343-355, 1971.
44. Testut, L., Latarjet, A. "Tratado de Anatomía Humana" Tomo 111. Salvat Editores, 1974.

45. Tamega, O.J., Sausa, O.M. et Bérzin, F. Analyse électromyographique du premier muscle interosseux dorsal de la main humaine. *Acta Anat.*, 107: 214-220, 1980.
46. Taylor, D.R. and Finley, F.R. Multiple-axis prosthesis control by muscle synergies and orthoses, ed. Herberts, P. et al. Thomas, Fort Lauderdale, 1973.
47. Trombly, C.A. and Cole, J.M. Electromyographic study of four hand muscles during selected activities. *AJOT.*, - 33(7): 440-449, 1979.
48. Vigreux, B., Cnockaert, J.C. and Pertuzon, E. Factors - influencing quantified surface EMGs. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 41(2): 119-129, 1979.
49. Wiechers, D.O. Electromyographic insertional activity - in normal limb muscles. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 60(8): 359-363, 1979.
50. Woolf, A.L. The theoretical basis of clinical electromyography. *Annals of Physical Medicine.*, V1(5): 189-265, 1962.
51. Wirta, R.W. and Taylor, D.R. Development of a multiple-axis myoelectrically-controlled prosthetic arm. Proc. 3d. Intern. Simp. External Control of Human Extremities, Dubrovnik. 246-253, August. 1969.
52. Yusevich, Ju. S. Clinical electromyography and some questions relating to the neurophysiology of movements. *Electromyography.*, 10: 123:144, 1970.