

Universidad Nacional Autónoma

de México

FACULTAD DE CIENCIAS

24
5

UN MODELO NEUMÁTICO
DE MANO

FACULTAD DE CIENCIAS

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

México, D.F.



UNAM – Dirección General de Bibliotecas Tesis Digitales Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS © PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

INDICE

AGRADECIMIENTOS.....	5
PROLOGO.....	6
INTRODUCCION.....	8
CAPITULO I/FUNDAMENTOS MATEMATICOS.....	10
Definición de Anillo.....	11
CAPITULO II/GENERALIDADES.....	13
Sistema neumático de la mano.....	27
Válvulas electroneumáticas.....	32
CAPITULO III/LAS SEÑALES MICELECTRICAS Y SU APROVECHAMIENTO	
Las señales mioeléctricas afectadas por las capas celulares.....	36
Problema del campo cuasi-estático.....	36
Refracción del campo eléctrico en la frontera de las regiones muscular-adiposa.....	40
Efectos anisotrópicos de los músculos.....	41
Interacción de señal mioeléctrica con el tejido.....	43
Transductores.....	46
CAPITULO IV/DISEÑO DEL MECANISMO PROTESICO.....	48
Procesador de señales mioeléctricas.....	49
Red de reconocimiento de patrones.....	49
Circuito lógico.....	51
CAPITULO V/SISTEMA DE BIO-RETROALIMENTACION.....	58
CONCLUSIONES.....	64
COMENTARIOS FINALES.....	65
REFERENCIAS.....	66
REFERENCIAS BASICAS.....	69

PRÓLOGO

La biónica constituye actualmente una ciencia que confirma el progreso tecnológico de nuestro tiempo con la que se han a adaptado sistemas electrónicos a seres humanos como sustitutos de algunas partes del cuerpo. Con las -señales mioeléctricas, señales eléctricas que dimanan del cerebro y actúan en el mús culo haciendo que obre conforme a la voluntad del individuo-, puede entablarse la relación de un sistema natural con uno au tómata colaborando con la maniobra del servomecanismo, lo que es posible con el análisis y la exploración de dichas señales, proporcionando así, el modo más conveniente de seleccionar el funcionamiento del sistema de acuerdo al arbitrio de la perso na que lo usa.

Una prótesis la hemos de entender como el modelo mediante el cual se repara artificialmente la falta de un órgano o par te de él; por ende, una prótesis de mano neumática, es un modelo donde se ha desarrollado un mecanismo basado en principios hidráulicos, esto es, intervienen válvulas y un fluido a presión, siendo importante conocer los sistemas de control re troalimentados y, para lograrlo, se integra una bioretroalimentación cuya finalidad es la de advertir o prevenir al paciente si el mecanismo excede o no al punto de presión pro puesto. Aquí trataré someramente a las señales mioeléctricas, forma e identificación por medio del reconocimiento de patro nes. Además, presento un estudio de fisiología ósea y muscular del miembro superior con el propósito de comprender cabal

mente el mecanismo natural del enlace de los tendones y múscu los que participan en los movimientos tan complejos de una ma no humana.

El objetivo de este trabajo es el diseño de una prótesis- de mano neumática y la presente tesis sintetiza el adelanto de la biónica en la época moderna, pues alude a una necesidad para hombres que carecen del miembro superior.

INTRODUCCION

Al modelar a la naturaleza quedamos restringidos por los límites del conocimiento científico e intentamos la restauración por medios artificiales meramente secuenciales, es decir, acorde al avance del mismo. La perfección es la meta fijada, y no obstante, el obstáculo es sumamente abrumador aún auxiliados por el caudal de estudios e instigaciones al margen positivo.

En lo concerniente a las prótesis de mano, apenas surgieron los primeros investigadores después de la Segunda Guerra Mundial, acontecimiento que acarrió un saldo aterrador de víctimas mutiladas. Las estadísticas señalan las cifras de percances en el transcurso del año de 1982, pues indican que, de los 5 millones de obreros mexicanos, 600 mil de ellos sufrieron accidentes laborales, de los cuales, el 6.5% aproximadamente, perdieron la mano. La tasa anual de estos sucesos fortuitos es del 12%. Las estadísticas fueron expuestas por el Dr. Eduardo Escárcega, médico del IMSS.

La cantidad de personas que padecen la inutilización parcial o total del miembro superior no deja de ser alarmante a pesar de las normas de seguridad exigidas a las industrias para protección del trabajador u obrero.

Es evidente el valor que ostentan las investigaciones de esta clase, porque su evolución continua, atraería más la atención y permitiría que un lisiado regrese a su ocupación e inclusive menguaría el número de individuos improductivos.

Se ha procedido con acuciosidad al pretender el reemplazo de un órgano tan complicado y necesario para el hombre como recurso de trabajo incluyendo los problemas que en sí trae consigo; sopesar sus cualidades es ponderante ya que compele a refinar las fases rugosas del proyecto. Imbuído por experiencias de muchos investigadores, es por lo que reúno los siguientes aspectos que requiere una prótesis neumática -de-mano⁽⁶⁾:

- a) Rapidez de operación
- b) Posibilidad de sostener objetos irregulares
- c) Bajo peso
- d) Volumen pequeño
- e) Suficiente fuerza de prensión
- f) Buen control
- g) Bajo consumo de energía
- h) Operación silenciosa

Con la aparición de los sistemas lógicos, la creciente aplicación se extiende inexpugnable a todas las ramas de la electrónica y es indispensable conocerlos puesto que tercián en todos los mecanismos modernos. El breve tratado de la lógica booleana coadyuva a la comprensión de ciertos -razonamientos en un sistema sencillo pero que encierra ingeniosos servomecanismos y cuyo fundamento descansa en los circuitos lógicos que lo componen.

CAPITULO I

FUNDAMENTOS MATEMATICOS

POSTULADOS DE LA LOGICA BOOLEANA.

El principio en que funcionan los circuitos lógicos se rigen fundamentalmente por el álgebra establecida por G. Boole. Tales bases son exhibidas en forma de teoremas, se prueban de diversas maneras y sus demostraciones las encontramos en casi todos los libros de electrónica digital.^(5,16) A continuación listaré los teoremas denotando su función en cada caso: "O" (OR), "Y" (AND), "NO" (NOT). El orden será un auxiliar para la elaboración de las secciones ulteriores.

TEOREMAS DEL ALGEBRA BOOLEANA

FUNCION O (OR)

1 $O + A = A$

2 $1 + A = 1$

3 $A + A = A$

4 $A + \bar{A} = 1$

FUNCION Y (AND)

5 $O \cdot A = O$

6 $1 \cdot A = A$

7 $A \cdot A = A$

8 $A \cdot \bar{A} = O$

FUNCION NO (NOT)

9 $(\bar{\bar{A}}) = A$

ASOCIACION

12 $A + (B + C) = (A + B) + C$

13 $A \cdot (B \cdot C) = (A \cdot B) \cdot C$

DISTRIBUCION

14 $A \cdot (B + C) = A \cdot B + A \cdot C$

15 $(A + B) \cdot (A + C) = A + B \cdot C$

ABSORCION

16 $A + A \cdot B = A$

17 $A \cdot (A + B) = A$

TEOREMA DE DeMORGAN

18 $\overline{(A + B)} = \bar{A} \cdot \bar{B}$

19 $\overline{A \cdot B} = \bar{A} + \bar{B}$

CONMUTACION

10 $A + B = B + A$

11 $A \cdot B = B \cdot A$

La teoría booleana satisface la estructura algebraica, por ello mostraré que la definición cumple con las condiciones - del álgebra.

Definición de Anillo. (25)

Se dice que un conjunto \mathcal{R} es anillo si:

A.1 Bajo la adición \mathcal{R} es un grupo (abeliano) aditivo.

A.2 Para todo $x, y, z \in \mathcal{R}$ se tiene

$$x(y+z) = xy+xz \text{ y } (y+z)x = yx+zx$$

A.3 Para todo $x, y, z \in \mathcal{R}$ se verifica

$$(xy)z = x(yz)$$

A.4 Existe un elemento $e \in \mathcal{R}$ tal que:

$$ex = xe = x \quad \forall x \in \mathcal{R}$$

Un grupo es abeliano si es que tanto en la multiplicidad y en la aditividad, dados elementos $x, y \in \mathcal{R} \Rightarrow xy = yx$ y $x+y = y+x$ en otras palabras, son conmutativos.

Comprobaremos las cuatro condiciones pedidas. Expresemos como \mathcal{B} al grupo de elementos que obedecen los postulados de Boole.

i) Sean $A, B, C \in \mathcal{B}$

De los teoremas 1, 10 y 12 vemos que

$$0 + A = A + 0 = A$$

$$A + B = B + A$$

$$\text{y } A + (B + C) = (A + B) + C$$

Gracias a la conmutatividad de los elementos, la existencia de un elemento neutro y la asociatividad de los mismos, es como se ha justificado que \mathcal{B} es un grupo (abeliano) aditivo.

ii) Para todo $A, B, C \in \mathcal{B}$, de los teoremas 11 y 14 se sigue que:

$$A \cdot (B + C) = A \cdot B + A \cdot C \quad \text{y como} \quad A \cdot B = B \cdot A \quad \text{y} \quad A \cdot C = C \cdot A$$

$$\Rightarrow A \cdot (B + C) = B \cdot A + C \cdot A$$

también $(B + C) \cdot A = (B + C) \cdot (A + A)$ y por el teorema número 15: $(B + C) \cdot A = B \cdot A + C \cdot A$, entonces finalmente $A \cdot (B + C) = (B + C) \cdot A$

iii) Para cualquier elemento $A, B, C \in \mathcal{B}$ y del teorema 13 obtenemos:

$$(A \cdot B) \cdot C = A \cdot (B \cdot C)$$

iv) Existe un elemento $1 \in \mathcal{B}$ tal que concorde a los teoremas 6 y 11 observamos que:

$$1 \cdot A = A \cdot 1 = A$$

con lo que se reafirma que \mathcal{B} es anillo y, por lo tanto, forma una estructura algebraica bien fundamentada.

Hasta aquí no es muy clara la utilidad que alberga el álgebra en la prótesis mientras no se vincule su aplicación con la teoría de computadoras y autómatas digitales; es por eso que enseguida se esboza el sistema protésico en calidad de autómata, considerando las características formales de la prótesis así como el funcionamiento y anatomía del miembro a examinar. Se conferirá un cimiento esencial del trabajo con los sistemas tanto mecánicos, como electrónicos y neumáticos.

CAPITULO II

GENERALIDADES

El diseño queda formulado por los subsiguientes incisos:

1. Funcionamiento teórico de la prótesis.
2. Sistema neumático de la mano.
3. Sistema mecánico.

1. FUNCIONAMIENTO TEORICO DE LA PROTESIS.

Uno de los fines perseguidos es procurar que la prótesis - de miembro superior goce de seis movimientos, a saber: flexión (w) y extensión de los dedos, flexión y extensión de muñeca y pronación y supinación en vista de que influyen en un sinfín de tareas en donde se precisa obra manual, p. ej: levantar - cosas, escribir, asir, etc. La figura II-1 enseña las seis - posiciones de los movimientos principales del miembro supe-

rior. Posteriormente explicaré los detalles del modelo así co mo su funcionamiento. Respecto a la flexión y extensión de de dos, se realizan por la confor mación teórica (6), el aire com primido penetra por un canal - común lo cual hace que los de- dos se flexionen y, cuando es- capa el flujo por otro conducto, estos vuelven a su estado i- nicial, o sea, se desdoblan nuevamente secundados por unos re- sortes colocados entre cada falange (Sec. II-2.). Lo que ata-

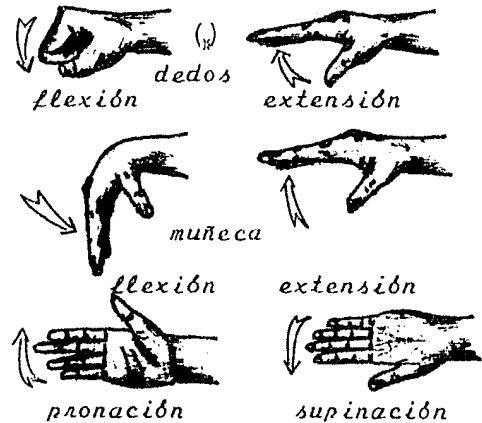


FIG. II-1

ción, o sea, se desdoblan nuevamente secundados por unos re- sortes colocados entre cada falange (Sec. II-2.). Lo que ata-

ña a la flexión y extensión de muñeca, pronación y supinación los gobierna el mismo principio, excepto que ambos dispositivos no poseen resortes, sino un fuelle u otra pieza antagónica.

El problema a resolver es la construcción del mecanismo y del circuito electrónico; la prótesis operará de acuerdo al libre albedrío del paciente⁽¹⁷⁾. Con los estudios de las señales mioeléctricas⁽⁴⁰⁾, que son tomadas a nivel de la superficie del muñón, será factible manejarla voluntariamente siempre que hayan sido procesadas adecuadamente con un circuito o microprocesador⁽²²⁾.

Un tratado general de la fisiología del miembro superior nos prepara a comprender la actividad de una mano.

La mano humana. Cada movimiento por elemental que fuese implica la intervención de dos músculos contrarios (al menos); en una flexión p. ej: actúa el llamado flexor, mientras que el opuesto o extensor, disminuye su acción y viceversa. Por lo tanto, si un movimiento nos obliga a ocupar dos músculos a lo mínimo, una prótesis que lleve a cabo seis de ellos, nos fuerza a elegir seis músculos antagónicos.

En las prótesis ya efectuadas aparece un inconveniente en quién las emplea y es relativo al entrenamiento de distintos músculos, designados como residuales, producto de los restos sobrantes en una amputación, porque, en repetidas ocasiones, el accidentado pierde completamente el brazo, lo que dificulta la localización y el ejercitamiento de sus músculos.

La mano ejecuta 59 movimientos independientes, aunque pue-

de adiestrarse una mano normal en "n" habilidades, un ignoto número de manipulaciones coordinadas, destreza, agilidad y velocidad⁽²⁰⁾ debido a su constitución física. Los dedos son la parte distal de la mano, extremadamente móviles, autónomos unos de otros. A diferencia de los demás dedos, el pulgar brinda oposición que, en consecuencia, ofrece al hombre dominio sobre otros animales alcanzando hazañas que ellos no consiguen. La fuerza de este dedo se compensa con la de los otros cuatro conjuntamente, lo que sugiere destacar tal atributo en el diseño. Si la mano se amolda a los objetos, los resultados serán mejores; por experiencia se sabe que, cuando el mecanismo aparenta naturalidad, les agrada más a los usuarios; la rapidez con que flexionan y extienden los dedos los hombres normales varía con un tiempo promedio de 0.3 seg., y la fuerza de prensión oscila alrededor de 4 Kgf. Si respetamos todos estos puntos de vista, se producirá un diseño eficaz.

Descripción anátomo-fisiológica del miembro superior.

El sistema óseo concede a los animales vertebrados el sostén de todo su peso; en analogía se equipara a la estructura de un edificio que le garantiza solidez y resistencia, así pues, el sistema óseo de la mano asienta una base en el cual se apoyan los sistemas musculares, circulatorios, nerviosos y de receptores. Los huesos guardan una formación maravillosa y armoniosamente eslabonadas; las uniones entre cada hueso suministran la movilidad y rotación como el caso del cúbito y del radio. En los acoplamientos mutuos de los huesos existen lubricantes (líquido sinovial) que favorece la flexión y exten-

Músculos⁽¹⁾. Los músculos constituyen sistemas contráctiles, se comportan como transductores, dado que transforman la energía química y eléctrica en energía mecánica y calor. Los músculos se clasifican de acuerdo a su función y morfología; los músculos estriados realizan los movimientos voluntarios, cada uno consiste de pequeños paquetes de fibras musculares - individuales; la fibra muscular estriada mide $10\mu\text{m}$ de diámetro y la rodea una membrana particular que está polarizada eléctricamente de manera similar a la fibra nerviosa. La etapa inicial en el proceso de contracción, es una actividad eléctrica o potencial en espiga muy parecida al de las fibras nerviosas. El potencial de espiga comienza al final de la placa neuromuscular y quizás se manifieste con el mismo tipo de estímulo que afecta a las fibras.

Las fibras musculares estriadas contienen un abundante número de núcleos, mitocondrias y microsomas al igual que las - miofibrillas que abarcan estriaciones de las que posee la fibra muscular. Las miofibrillas tienen dos clases de miofilamentos, las cuales están compuestas de fibras helicoidales, miosina, actinia, tropomiosina y troponina, que son proteínas contráctiles; en una micrografía de músculos extendidos, los filamentos aparecen escasamente traslapados y resurgen - más entrelazados en músculos contraídos. Durante las contraciones, las alteraciones son el resultado de las pérdidas de energía química almacenada como ATP(*trifosfato de adenosina*).

El ATP libera energía cuando se escinde en sus componentes ADP(*difosfato de adenosina*) y fosfato; ésta división es cata-

lizada por las enzimas ATP o *atpeasa*; la miosina es una enzima de alta energía, los pormenores moleculares que involucran la transferencia de energía del ATP a contracciones mecánicas no se conocen en su totalidad, pero es sabido que el ión calcio juega un papel primordial. La liberación del ión calcio - por el impulso nervioso, tal vez sea el primer paso en la contracción muscular. Los parámetros básicos de la física en los fenómenos asociados a contracciones musculares se entienden - perfectamente.⁽⁴¹⁾

Variaciones físicas durante las contracciones.

A. Cambios de tensión y longitud.

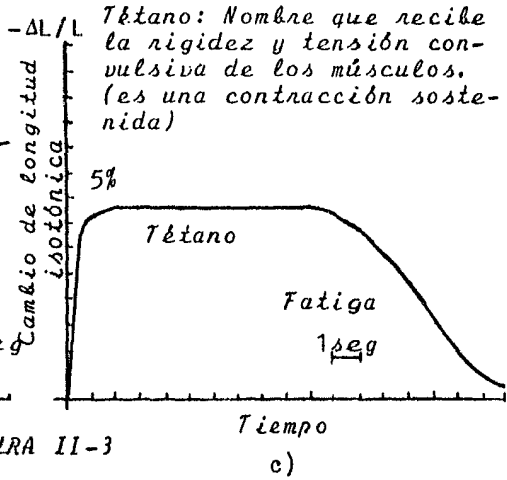
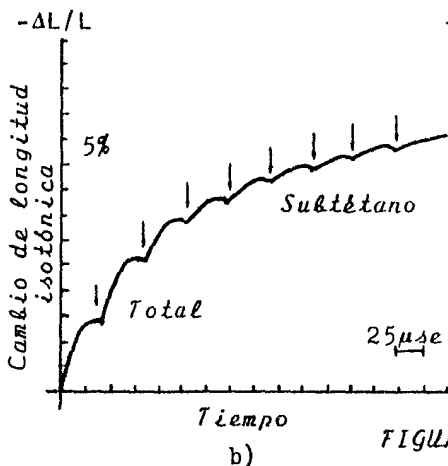
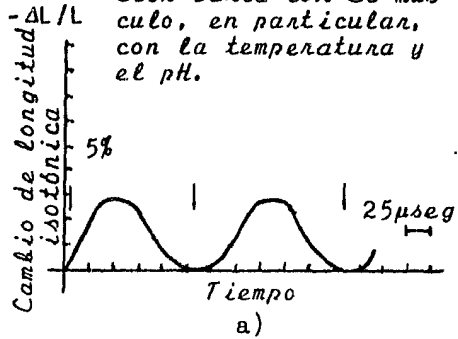
Un músculo se contrae cuando es estimulado, si se le mantiene a una longitud constante, desarrolla fuerza, ya que si lo soltamos, se retrae y hace trabajo. A esta clase de respuesta o a una combinación de las anteriores se les denomina contracción, de modo que las situaciones a estudiar son: longitud constante (*isometria*) y fuerza constante (*isotonia*).

Si excitamos un músculo por medio de un choque eléctrico, sucede una contracción. Si el estímulo es aplicado durante un largo período, después del acortamiento, el músculo se relaja y adquiere su longitud normal. Para las contracciones se consigue una curva como el de la figura II-3a. Cuando se estimula repetidamente con antelación a la relajación, obtenemos la curva mostrada en la figura II-3b y, finalmente, si la estimulación es más frecuente, la curva de contracción es más suave (figura II-3c).

Todos los músculos sufren fatiga y tienden a contraerse -

aunque permanezca el estímulo. Este tipo de evento fisiológico es probable que no acontezca en los animales sanos, porque en la unión neuromuscular se experimenta un agotamiento neurotransmisor con anticipación a los músculos (24,30).

La longitud de contracción varía con el músculo, en particular, con la temperatura y el pH.

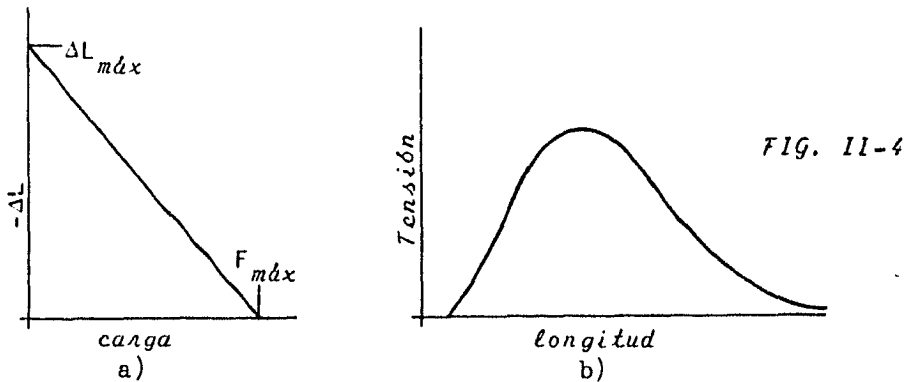


Tétano: Nombre que recibe la rigidez y tensión convulsiva de los músculos. (es una contracción sostenida)

FIGURA II-3

En los modelos de prótesis del miembro superior, resulta provechosa la utilización de las diferentes contracciones isotónicas, puesto que las distintas redes de reconocimiento de patrones, se prestan como una herramienta para compilar buenos resultados⁽¹¹⁾. Las gráficas que ilustran las fuerzas de contracciones isotónicas e isométricas las exhibe la figura II-4, estas se logran a partir de los efectos de longitud sobre la tensión que origina la contracción isométrica y de la fuerza o carga exterior que motivan la contracción isotónica. Así, si se distiende pasivamente un músculo o una sola fibra

muscular, se da lugar a la aparición de una fuerza que aumenta lentamente al principio de la distensión y luego lo hace más rápidamente al crecer ésta. El trabajo externo sólo es observable en una contracción isotónica y puede constatarse que el trabajo máximo sobreviene a la mitad de la mayor carga para los músculos cuya relación es una línea recta (fig.II-4a).



La ecuación que describe esa línea recta es:

$$\Delta L = \Delta L_{máx} \left(1 - \frac{F}{F_{máx}} \right)$$

donde ΔL es la variación en longitud y F es la fuerza de la carga. El trabajo hecho sobre la carga es:

$$W = F \Delta L_{máx} \left(1 - \frac{F}{F_{máx}} \right)$$

El trabajo es máximo cuando $\frac{dW}{dF} = 0$, es decir:

$$\frac{dW}{dF} = \frac{d}{dF} \left[F \Delta L_{máx} \left(1 - \frac{F}{F_{máx}} \right) \right] = 0$$

$$\Rightarrow 1 - \frac{2F}{F_{máx}} = 0 \quad \therefore F = 1/2 F_{máx}$$

ahora bien, $\frac{d^2W}{dF^2} = -\Delta L \left(\frac{2}{F_{máx}} \right)$ siendo $\Delta L > 0 \Rightarrow \frac{d^2W}{dF^2} < 0$

por consiguiente, W es máximo.

En general, los músculos estriados son capaces de ejercer fuerzas enormes en contra de una carga dada, por eso, es muy conveniente condicionar a los individuos minusválidos a efectuar contracciones isométricas para llevar a cabo el registro de miogramas patrones^(12,27). En tanto un músculo permanece tenso, afirmamos que el sujeto lo está sometiendo a una determinada fuerza para contener o sostener algún cuerpo y la señal mioeléctrica persiste.

Músculos importantes⁽¹⁴⁾.

Los músculos responsables en la movilidad de los dedos son

En la cara anterior

Pronador redondo (Pronator teres)

Pronador cuadrado (Pronator quadratus)

Palmar mayor (Palmaris longus)

Palmar menor (Palmaris brevis)

Cubital anterior

Flexor común superficial (Flexor digitorum sublimis)

Flexor largo del pulgar (Flexor pollicis longus)

Flexor común profundo (Flexor digitorum profundus)

Músculos de la cara posterior del antebrazo

Abductor largo del pulgar (Abductor pollicis longus)

Extensor corto del pulgar (Extensor pollicis brevis)

Extensor largo del pulgar (Extensor pollicis longus)

Extensor común de dedos (Extensor digitorum communis)

Extensor propio de índice (Extensor indicis proprius)

Extensor propio del meñique (Extensor digiti minimi)

Cubital posterior

Antebrazo (Anconeus)

En la cara externa

Supinador largo (Supinator longus)

Primer radial externo

Segundo radial externo

Supinador corto (Supinator brevis)

En la eminencia tenar

Abductor corto del pulgar (Abductor pollicis brevis)

Oponente (Opponens pollicis)

Flexor corto (Flexor pollicis brevis)

Abductor (Abductor pollicis)

En la eminencia hipotenar

Palmar cutáneo

Abductor del meñique (Abductor digiti minimi)

Flexor corto (Flexor brevis digiti minimi)

Oponente (Opponens digiti minimi)

En la mano músculos intrínsecos

Cuatro interóseos dorsales (Interossei dorsalis)

Tres interóseos palmares (Interossei palmaris)

Cuatro lumbricales (Lumbricalis)

Extensor común de dedos. Este músculo es vital por ser valioso en la toma de señales mioeléctricas y, por lo tanto, se incluye en la implantación de una prótesis de miembro superior. La fig. II-5 muestra el músculo y sus inserciones correspondientes.



Vista anterior (dorso)

Inserción superior: epicóndilo y aponeurosis antebraquial.
Inserción inferior: cuatro tendones para los dedos índice a meñique.

Inervación: radial

Acción: Extender las articulaciones metacarpofalángicas y la mano sobre el antebrazo. Estabiliza la mano para la flexión.

Figura II-5

Flexor común superficial de dedos. Contrario a la acción del anterior, su primordialidad estriba en el hecho de su localización y por ser antónimo al extensor común de los dedos.



Vista posterior (palma)

Inserción superior: epitroclea, apófisis coronoides y borde anterior del radio.

Inserción inferior: por dos lengüetas en porción proximal de la cara anterior de la segunda falange.

Inervación: mediano

Acción: flexiona la segunda falange sobre la primera y, accesoriamente, flexor de la mano sobre el antebrazo.

Figura II-6

Flexor y extensor de la muñeca. Hay diversos músculos que intervienen en esos dos movimientos, de hecho todos ellos influyen, pues la independencia auténtica no es viable.



Cubital anterior

Inserción superior: epitróclea y olécranon

Inserción inferior: pisiforme

Inervación: mediano

Acción: flexor y abductor del puño

Figura II-7



Cubital posterior

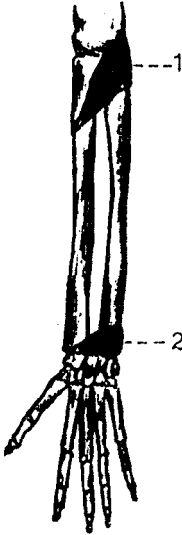
Inserción inferior: extremidad proximal del quinto metacarpiano.

Inervación: radial

Acción: extensor y abductor de la mano.

Figura II-8

Pronadores. Dos músculos auxiliares de pronación. Comúnmente el pronador redondo es el principal debido a su situación, no así el pronador cuadrado.



1. *Pronador redondo*

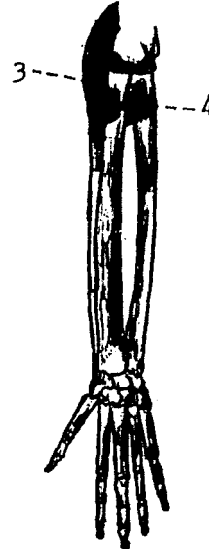
Inserción superior: epitróclea y coronoides
Inserción inferior: parte media cara externa del radio.
Inervación: mediano

2. *Pronador cuadrado*

Inserción interna: borde anterior cúbito.
Inserción externa: cara anterior radio.
Inervación: mediano
Acción de los dos: pronación del antebrazo.

Figura II-9

Supinadores. Músculos antagónicos a los dos anteriores - quienes forman parte de los músculos a estudiar, preferentemente, el supinador largo.



3. *Supinador largo*

Inserción superior: borde externo del húmero
Inserción inferior: apófisis estiloides del radio.
Inervación: radial

4. *Supinador corto*

Inserción superior interna: borde externo
Inserción inferior externa: cara posterior, radio y ligamento anular.
Inervación: radial
Acción: supinación del antebrazo sobre el brazo.

Figura II-10

Los músculos anteriores se usarán para la obtención de las señales mioeléctricas. Esos seis músculos se identifican fácilmente, basta efectuar los movimientos esenciales y escudriñar los centros motores mediante el tacto.

El aprovechamiento de las señales mioeléctricas no es nuevo, porque se han producido prótesis accionadas con estas señales⁽³⁾, p. ej: Wirta R. W. y Taylor D. R.⁽⁴²⁾ fabricaron una que funcionaba así y presentaba seis movimientos. Sus puntos de referencia en la toma de señales son los músculos del muñón, sin embargo, el peso, el ruido y la lentitud de la prótesis además del entrenamiento extenuante para el sujeto, sugirieron su abandono por parte de los pacientes.

Referente a las respuestas dadas por las contracciones musculares, C. Perot y F. Goubel⁽³²⁾, estudiaron las contracciones isométricas de los abductores en el hombre y observaron el efecto de las contracciones musculares antagonistas sobre el reflejo de un músculo bifuncional, llegando a la conclusión de que el reflejo monosináptico del músculo se reduce cuando actúa un antagónico voluntariamente.

Hallaremos numerosos trabajos que versan sobre señales mioeléctricas, obtención, procesamiento, filtraje, etc., p. ej: J. V. Basmajian⁽⁴⁾, muestra las señales mioeléctricas de los músculos del brazo. Una pléyade de investigadores corroboran el presente campo.

2. SISTEMA NEUMATICO DE LA MANO.

Los dispositivos neumáticos o fluídicos⁽²⁹⁾ son aquellos - por los cuales circulan gas o líquido en canales intrincados y precisos, pueden resistir grandes cambios de temperatura, - choques, vibración, fuerzas de aceleración y radiación; tam- bién la simplicidad de los dispositivos fluídicos básicos ase- gura una gran confiabilidad, larga vida y poco mantenimiento. Su velocidad de acción es mucho menor que la proporcionada - por los circuitos electrónicos. Las respuestas electrónicas generalmente se expresan en términos de microsegundos (10^{-6} s) o nanosegundos (10^{-9} s), en tanto que los fluídicos en milise- gundos (10^{-3} s).

El sistema neumático de la prótesis es una aplicación de - controles neumáticos utilizando la lógica booleana. El funcio- namiento consistirá en la señal procesada por el circuito ló- gico que accionará el sistema de las válvulas.

Hidrodinámica del sistema.

a. Cuando en un recipiente cerrado se inyecta fluido (aire por ejemplo), la presión de adentro aumenta con respecto a la de afuera. Si sus paredes son rígidas, no se detecta deforma- ción en el material, pero si sus paredes son elásticas y uni- formes, se presenta un cambio en presión interna que es visto como una variación en el tamaño del objeto.

Entre cada falange se intercala un material flexible y re- sistente como un fuelle sujetándose a los costados tal cual - lo muestra la fig. II-11a y b., luego se introduce un resorte para alinear las dos falanges (fig. II-11c). Ahora, si inyec-

tamos aire a presión a través del orificio, la diferencia de presiones en el fuelle hace posible la expansión de éste, y si la fuerza que provee la diferencia de presiones en el interior del fuelle es suficiente para vencer la que ofrece el resorte, observamos la flexión de las falanges (fig. II-11d). Este método es igualmente aplicable a todas las falanges de la mano neumática.

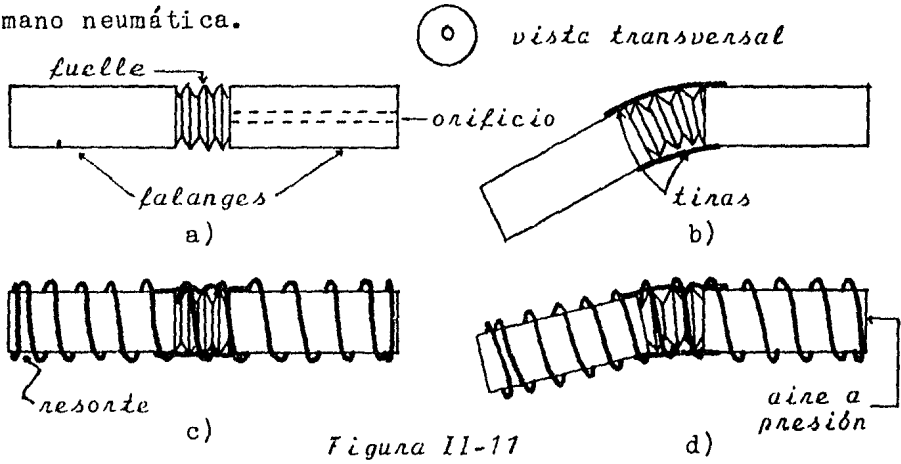


Figura II-11

Hagamos el análisis físico. Denotemos como A el área transversal de cada falange, k la constante del resorte, k_f a la constante de restitución del fuelle y P_0 la presión atmosférica.

La fuerza que empuja longitudinalmente al fuelle es ⁽³⁵⁾:

$$F = \frac{dP}{dA}$$

la fuerza que opone este es:

$$F_f = -k_f \int_{r_0}^r dr \quad r = (r_x, r_y, r_z)$$

y la del resorte será:

$$F_r = -k_r \int_{x_0}^x dx \quad x = (x, y, z)$$

En equilibrio, cuando $dP = 0$, las falanges se encuentran horizontales (fig. II-11c), entonces se cumple que

$$\|F_f\| = \|F_r\|$$

el resorte ayuda a mantener un poco más erectas las falanges y evita su doblez en casos involuntarios. Al flexionarse los dedos, existe una torca en medio de las dos falanges, de acuerdo a la ecuación

$$\tau = r \times F$$

y cuya magnitud es $\|\tau\| = \|r\| \|F\| \text{sen}(\theta + \pi/2)$ (fig. II-12). Si $\|\tau\| = 0$, entonces $dP = 0$ y los dedos quedan erguidos; si $\|\tau\| \neq 0$ se flexionan los dedos. Llamando $\|F\|$ a la fuerza neta, esto es, $\|F\| = \|F_n\| = \|F_f\| - \|F_r\|$, por tanto

$\|\tau\| = \|r\| (\|F_f\| - \|F_r\|) \cos(\theta)$, siendo $\|r\|$ y $\|F_r\|$ constantes y así

$\|\tau\|$ depende de la presión interna:

$$\|\tau(P)\| = \|r\| (\|F_f(P)\| - \|F_r\|) \cos(\theta)$$

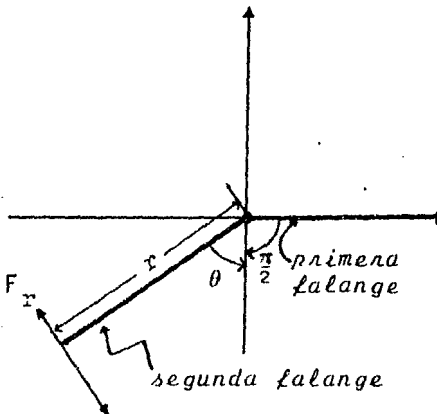


Figura 11-12

Mediante experimentación se busca la presión adecuada para presiones de fuerzas distintas y, como se indicó antes, debe satisfacerse que la fuerza suprema sea de 4Kf.

De lo anterior se desprende lo siguiente:

$$\|F_p\| + \|F_i\| + \|F_m\| + \|F_a\| + \|F_{me}\| = 4Kf.$$

donde expresan las fuerzas de los dedos pulgar, índice, medio o distal, anular y meñique o auricular respectivamente. Deseamos que $\|F_p\| = 2\text{Kgf.}$, si $\|F_i\| + \|F_m\| + \|F_a\| + \|F_{me}\| = 2\text{Kgf}$ considerando que el área transversal de cada dedo es $A(=\pi r^2 \text{área de un círculo})$, entonces $4AP_i = 2\text{Kgf.}$

$$F_p = A P_i = 4AP_i \Rightarrow \pi r_p^2 = 4\pi r^2 \therefore r_p = 2r$$

El grosor del dedo pulgar varía y se ajusta a las necesidades de la prótesis a fabricar.

Este análisis se restringe exclusivamente a la unión de dos falanges, pero es válido el mismo razonamiento cuando le añadimos otra falange. Veamos el diagrama II-1, donde cada segmento de recta escenifica una falange y su giro es en sentido levógiro; denominemos a las falanges por sus nombres anatómicos: proximal, media y distal. Respecto al eje coordenado de

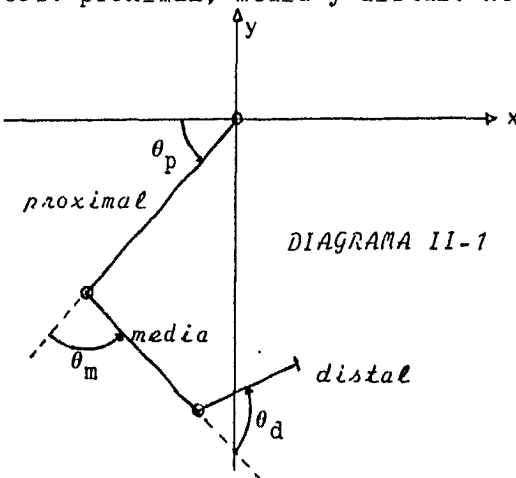


DIAGRAMA II-1

referencia (vista lateral), sus ángulos de flexión máximos son: para el proximal ($\theta_p \sim 90^\circ$), media ($\theta_m > 90^\circ$) y distal ($\theta_d < 90^\circ$).

A medida que se doblan más las falanges, la fuerza de prensión decrementa, lo cual es explicable físicamente,

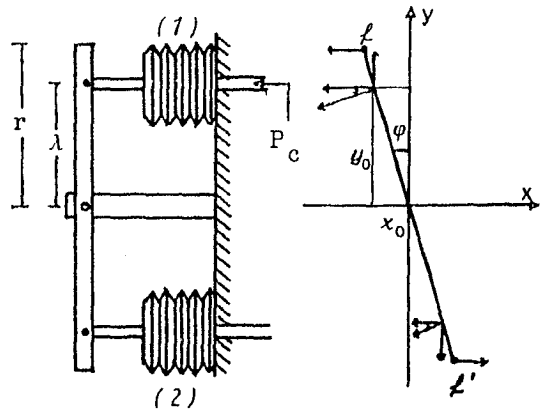
puesto que cuando $\theta \rightarrow \pi/2$, el $\lim_{\theta \rightarrow \pi/2} \|r\| \rightarrow 0$, es decir, $\|r\| \|F\| \rightarrow 0$; esto se debe a que $\|F\|$ se reduce.

Las falanges en conjunto asumen la forma de los cuerpos ⁽⁶⁾

y es una de las cualidades del sistema neumático.

b. En los dedos se han colocado unos resortes que los enderezan, pero ya se había mencionado que en el caso de flexión y extensión de muñeca no se destinaba la misma técnica, sino otro elemento antagonista al fuelle de flexión, que es un fuelle situado en una zona donde contraponga al primero. Veamos la fig. II-13a, si fijamos los dos fuelles en una tabla vertical y sobre las otras caras adherimos dos pequeños postes perforados con pernos sosteniendo una varilla sujeta en su parte media, de este modo, la vigueta puede moverse y balancearse como un columpio vertical.

Supongamos que en los tubos entra fluido a presión al fuelle (1); este



a) *Figura II-13* b)

se expande y ejerce una fuerza $F_{p_c} = P_c A_f$, A_f el área transversal del fuelle y P_c es la presión del fluido. Sea el punto ℓ de la fig. II-13b. La fuerza neta sobre ese punto será:

$$r \times F_f = \lambda \times (F_{p_c} - F_{p_o})$$

siendo F_f la fuerza en ℓ , dado que las torcas alrededor de c son las mismas y, como el ángulo es igual $\cos\varphi$, entonces:

$$|F_f| = \frac{\lambda}{r} (|F_{p_c}| - |F_{p_o}|)$$

Cuando se inyecta el aire a presión al fuelle (2), la viga se inclina hacia el lado contrario (hay fuga de aire en el fue-

lle (1) por medio de un mecanismo diseñado especialmente).

Para la pronación y supinación, el sistema es análogo.

En el sistema neumático existen canaletas internas, tubos de inyección y de drenaje quienes posibilitan la manipulación del aire; el sistema de compresión, es un motor o un mecanismo de bombeo manual. El recipiente que almacena el gas a presión, tiene un volumen de 1 litro y una presión de seguridad de 5 Kg/cm^2 , el cual, está conectado a la prótesis mediante un tubo flexible y elástico de $1/8$ de pulgada.

Entre cada falange se instalan válvulas que dan paso o que impiden la circulación del fluido a una sección determinada; la tarea corresponde a las válvulas electroneumáticas y son activadas por señales eléctricas.

3. VALVULAS ELECTRONEUMATICAS.*

Estas válvulas constan de un vástago de acero inoxidable, un resorte y un soporte metálico (ver fig. II-14).

El sistema de inyección y extracción, lo constituye un tubo externo que contiene tanto al tubo de alimentación, como al tubo de escape del gas comprimido con el que trabaja (fig. II-15a). No obstante, pueden acomodarse otros sistemas como el de la figura II-15b, implicando un menor espacio.

** El tipo de válvula es opcional y puede recurrirse a otras válvulas, tales como las válvulas de diafragma. La idea en sí es que sean económicas en el consumo de energía, pequeñas y ligeras. Lo que es inalterable, es el empleo de la lógica en la prótesis; es muy razonable que en años no muy lejanos, se perfeccionen los sistemas y sustituyan a estos mecanismos que serán obsoletos.*

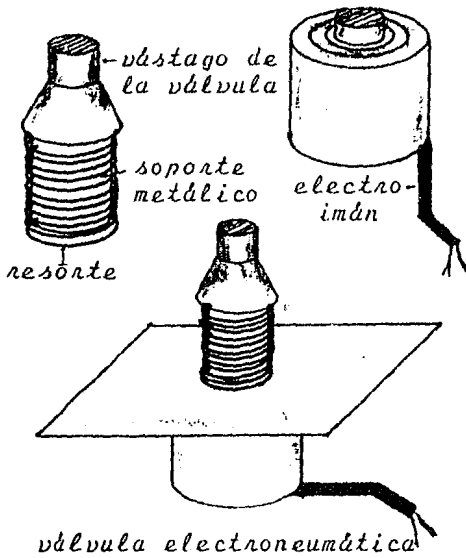


Figura 11-14

Funcionamiento. Las válvulas quedan a disposición de la tensión producida por el resorte de constante k y se abre cuando una corriente i , que pasa por el solenoide, crea un campo magnético suficiente para vencer la fuerza del resorte, logrando así que se retraiga la válvula, cediendo el paso al flujo.

La fuerza inducida por el

solenoides es:

$$F = il \times B$$

y su magnitud está dada por:

$$\|F\| = i \|l\| \cdot \|B\|$$

ya que el campo magnético dentro de las espiras es perpendicular al alambre; $\|l\|$ es la longitud del alambre que confor

Corte transversal del tubo.

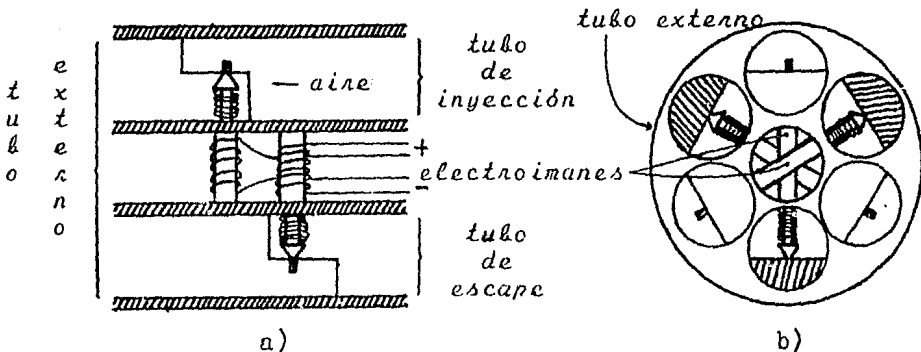
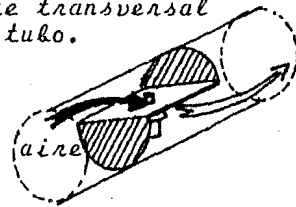


Figura 11-15

ma a la bobina y B se calcula a partir de la ley de Ampere:

$$\oint B \cdot dl = \mu i \quad (19)$$

donde μ es la constante de permeabilidad magnética.

En un solenoide $B = \mu i_0 n$ donde n es el número de vueltas por unidad de longitud e i_0 es la corriente que circula por una espira de alambre. Hay que notar que, mientras mayor sea el número de enrollamientos, la corriente que necesita el electroimán disminuye, por consiguiente, las válvulas electro neumáticas gastarán menos energía si se diseñan bajo estas condiciones.

La fuerza ocasionada por el campo magnético es:

$$F_b = i_0 (\mu i_0) n_0 = i_0^2 \mu n_0$$

siendo n_0 el número total de enrollamientos.

Si $F_r = -kx$ es la fuerza del resorte, entonces

$$F_b - F_r = 0$$

Tomando en cuenta que el aire comprimido también contribuye con una fuerza F_p que intenta abrir la válvula, se satisface (fig. II-16)

$$F_b - F_p - F_r = 0$$

Cuando $\|F_b\| - \|F_p\| < \|F_r\|$

la válvula continúa cerrada y se abre si

$$\|F_b\| - \|F_p\| > \|F_r\|$$

Si hacemos que $\|F_p\| \ll \|F_r\|$, sólo requerimos calcular i .

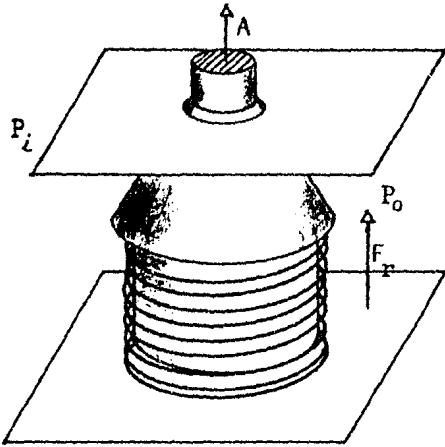


Figura II-16

La válvula comprende una o-
jiva de 1 mm^2 de área (aprox.)
y la fuerza adversa presenta-
da por la presión P_i es:

$$F = P_i A = (10^{-6} \text{ m}) P_i$$

Si $P_i \sim 10$, es posible des-
preciar F . Cuanto más ancho
sea el pivote, $\|F_p\|$ será ma-
yor.

El siguiente paso es elaborar un artefacto experimental
con aspecto semejante a lo exterior del brazo humano.

CAPITULO III

LAS SEÑALES MIOELECTRICAS Y SU APROVECHAMIENTO

En este capítulo se realiza el análisis del comportamiento de las señales mioeléctricas en el trayecto que recorren desde su origen, en el centro motor, hasta la superficie del brazo.

1. Las señales mioeléctricas afectadas por las capas celulares superficiales⁽⁷⁾.

Las características de las señales mioeléctricas, cuando llegan a la superficie de la piel, resultan afectadas por las propiedades de transmisión del tejido vivo como son: el esqueleto, el tejido muscular y subcutáneo, los cuales poseen cualidades conductivas que dependen de sus constantes dieléctricas y resistivas, así por ejemplo, el músculo es un elemento anisotrópico con respecto a la conducción eléctrica en virtud de que su conductividad es mayor longitudinalmente y su resistividad más grande en la dirección transversal a las fibras.

2. Problema del campo cuasi-estático.

Al hacer el análisis de las señales mioeléctricas, es importante tomar en cuenta que las ecuaciones de Maxwell deben de estar constreñidas a condiciones de la frontera del campo eléctrico medio, para ello puede considerarse la transmisión de las señales mioeléctricas, originadas desde la fuente hasta el detector superficial, como un problema cuasi-estático.

Las ecuaciones del electromagnetismo con las condiciones cuasi-estáticas son:

$$\nabla \times E = 0 \quad \text{ec. III-1}$$

$$\nabla \cdot D = \rho_s \quad \text{ec. III-2}$$

$$\nabla \cdot J = -\frac{\partial \rho_s}{\partial t} \quad \text{ec. III-3}$$

donde ρ_s = densidad de carga superficial.

La ecuación III-1 es la correspondencia entre el campo eléctrico y el potencial, el cual se expresa como

$$E = -\nabla \Phi \quad \text{ec. III-4}$$

En materiales dieléctricos isótropos, la densidad del desplazamiento eléctrico D queda relacionado con el campo eléctrico E por la ecuación:

$$D = \epsilon E \quad \text{ec. III-5}$$

En conductores, el campo E y la densidad de corriente J se vinculan con la expresión

$$J = \sigma E \quad \text{ec. III-6}$$

y si se definen las diferentes constantes dieléctricas y conductividades existentes en las fronteras de un tejido muscular y del tejido adiposo como lo mostramos en la fig. III-1:

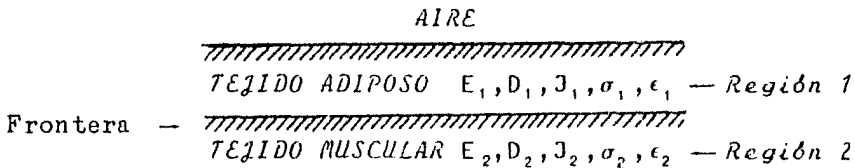


Figura III-1

De las ecuaciones III-2 y III-5 y el hecho de que el campo E, debido a las cargas superficiales, es perpendicular a la frontera; las componentes normales del campo en el límite de las regiones 1 y 2 tendrán la siguiente forma:

$$\epsilon_1 E_{n_1} - \epsilon_2 E_{n_2} = \rho_s \quad \text{ec. III-7}$$

siendo ρ_s la densidad de carga que describe el comportamiento del vector J; de la ecuación III-3 obtenemos:

$$J_{n_1} - J_{n_2} = -\frac{\partial \rho_s}{\partial t} \quad \text{ec. III-8}$$

y de las ecuaciones III-6 y III-8 al transformarlas al dominio de las frecuencias se deduce:

$$\sigma_1 E_{n_1} - \sigma_2 E_{n_2} = -j\omega \rho_s \quad \text{ec. III-9}$$

$$\epsilon_1 E_{n_1} - \epsilon_2 E_{n_2} = \rho_s \quad \text{ec. III-10}$$

multiplicando la ec. III-10 por $j\omega$, y de las ecuaciones III-9 y III-10, finalmente:

$$\left. \begin{aligned} (\epsilon_1 - j\sigma_1/\omega)E_1 &= (\epsilon_2 - j\sigma_2/\omega)E_2 \\ \tilde{\epsilon}_1 \triangleq \epsilon_1 - j\sigma_1/\omega & \quad \tilde{\epsilon}_2 \triangleq \epsilon_2 - j\sigma_2/\omega \end{aligned} \right\} \text{ec. III-11}$$

Para $\sigma \gg \omega\epsilon$ dentro de las regiones del tejido muscular y adiposo, las ecuaciones de campo pueden trabajarse en condiciones cuasi-estáticas.

Los datos de la conductividad del tejido y de las constantes dieléctricas (tabla III-1) dados a conocer por Geddes⁽¹³⁾ y Schwan⁽³⁹⁾ para el músculo son:

$$\sigma = 0.114; \quad \omega\epsilon = 0.035 \Rightarrow \sigma/\omega\epsilon = 3.25$$

$$\text{y del tejido adiposo: } \sigma = 0.042; \quad \omega\epsilon = 0.011 \Rightarrow \sigma/\omega\epsilon = 3.82$$

Dentro de los tejidos muscular y adiposo, se satisfacen las condiciones cuasi-estáticas para bajas frecuencias, pero a 10 KHz., el cambio de fase es relevante (ver tabla III-1), por lo que la frecuencia es un parámetro indispensable en la relación del campo eléctrico E con los tejidos.

	100Hz.	500Hz.	1KHz.	10KHz.	
σ_n	0.15	0.14	0.13	0.114	(Ω/m)
ϵ_m	$7.1(10^{-6})$	$4.1(10^{-6})$	$1.15(10^{-6})$	$5.6(10^{-7})$	(F/m)
σ_f	0.03	0.035	0.04	0.042	(Ω/m)
ϵ_f	$1.1(10^{-6})$	$8.9(10^{-7})$	$4.4(10^{-7})$	$1.8(10^{-7})$	(F/m)

σ_n = conductividad muscular. ϵ_m = constante dieléctrica muscular.
 σ_f = conductividad de la grasa. ϵ_f = constante dieléctrica de la grasa.

Tabla III-1

Del trabajo de Johnk⁽²¹⁾ (ingeniería de campo electromagnético), en él se indica que el campo normal a la región 1 (tejido adiposo), está ligado con la capa de carga; el campo E y la carga superficial poseen sus magnitudes y fases respectivamente:

$$\tilde{\rho}_s = \tilde{E}_{n_1} \frac{\epsilon_1 \sigma_2 - \epsilon_2 \sigma_1}{j \omega \epsilon_2}$$

en donde la magnitud es:

$$|\tilde{\rho}_s| = |\tilde{E}_{n_1}| \frac{|\epsilon_1 \sigma_2 - \epsilon_2 \sigma_1|}{\sqrt{\sigma_2^2 + (\omega \epsilon_2)^2}} \quad \text{ec. III-12}$$

Si utilizamos las ecuaciones $D_{n_1} - D_{n_2} = \rho_s$ y la ec. III-12, entonces la componente normal del campo E (normal) (E_{n_2}), quien incide sobre el límite de las regiones muscular y adiposa por la ecuación:

$$E_{n_1} = \frac{\epsilon_2}{\epsilon_1} \frac{E_{n_2}}{\left| 1 - \frac{\sigma_2 - (\epsilon_2 / \epsilon_1) \sigma_1}{\sqrt{\sigma_2^2 + (\omega \epsilon_2)^2}} \right|} \quad \text{ec. III-13}$$

como las condiciones a la frontera requieren que las componentes tangenciales (en la interfase músculo-lípido) sean iguales, entonces:

$$E_{t_1} = E_{t_2} \quad \text{ec. III-14}$$

Estas dos últimas ecuaciones son las relaciones de transmisión del campo E a través de la interfase.

3. Refracción del campo eléctrico en la frontera de las regiones muscular-adiposa.

Las ecs. III-13 y III-14 explican el comportamiento del campo eléctrico en la frontera y, al examinar las alteraciones del campo E en ese lugar, deben de respetarse las componentes de las señales mioeléctricas en cuatro frecuencias: 100Hz., 500Hz., 1Khz. y 10Khz. que son las detectadas por una aguja insertada en el brazo. En la tabla III-1 se presentan los valores que sirven para la derivación de la refracción del campo E en la frontera.

f=100Hz.	$E_{n_1} = 4.9E$	Estos datos prueban que, para señales mioeléctricas, la refracción depende de la frecuencia y si admitimos que las componentes tangenciales de E no varían en la transición, de aquí que las componentes de baja frecuencia se curvean internamente hacia la inter
f=500Hz.	$E_{n_1} = 4.0E$	
f=1KHz.	$E_{n_1} = 3.3E$	
f=10KHz.	$E_{n_1} = 2.7E$	

fase perpendicular (véase la figura III-2). Así, la relación del ángulo de incidencia θ_i y del ángulo refractado θ_o del campo eléctrico es:

$$\tan \theta_o = (1/k_r) \tan \theta_i$$

en donde el índice de refracción del tejido se define como la razón $k_r = E_{n1} / E_{n2}$

En lo pertinente a frecuencias con respecto a diversos ángulos de θ_i , observamos encorvamientos muy marcados del vector de campo eléctrico (tabla III-2 y fig. III-2).

La interpolación de datos en frecuencias inferiores a 100 hertz, comprueban que la refracción es muy pronunciada, p. ejemplo: en 25 ó 50 Hz. con un ángulo de incidencia $\theta_i = 60^\circ$ el ángulo refractado θ_o sería menor a 19° (tabla III-2).

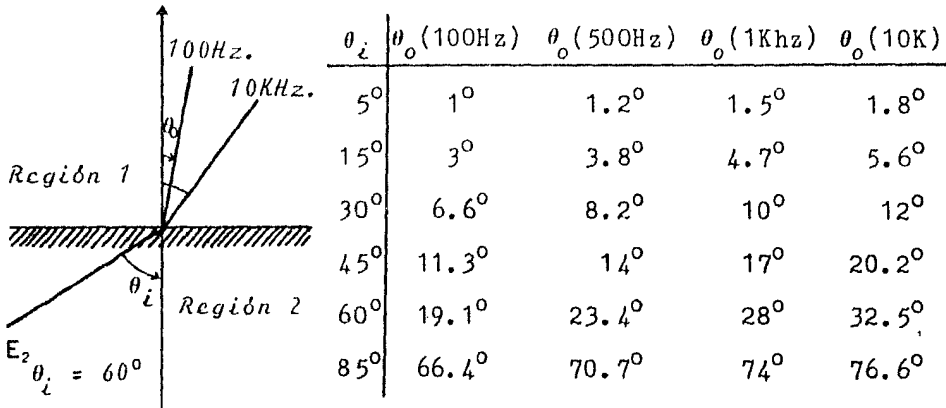


Figura III-2

Tabla III-2

4. Efectos anisotrópicos de los músculos.

La conductividad y la constante dieléctrica están en función de la orientación de la fibra muscular, por eso se han llevado a cabo medidas de la razón de la conductividad paralela y la conductividad perpendicular, lográndose valores de

2.5 a 14.2^(10,13,36); los datos recientes nos enseñan un cociente constante ($\sigma_{||}/\sigma_{\perp} = 7.5$) para todas las frecuencias menores a 10KHz. La razón de las constantes dieléctricas ($\epsilon_{||}/\epsilon_{\perp}$), depende de la frecuencia, sin embargo, sólo se han seleccionado los efectos conductivos en los cálculos de anisotropía.

Debido a la preponderancia de los ejes coordenados en el cálculo de anisotropía muscular, tenemos que el cociente de conductividad es:

$$x' = \frac{(\sigma_x \sigma_y)^{1/2}}{\sigma} x; \quad y' = \frac{(\sigma_y \sigma_x)^{1/2}}{\sigma} y; \quad z' = \frac{\sigma_y}{\sigma} z \quad (34)$$

siendo σ una conductividad arbitraria de referencia.

Aquí, la anisotropía muscular, es posible representarla aproximadamente por $E = J/\sigma$. En estos cálculos, los puntos activos de la fibra se suponen estacionarios; el campo E se extiende hacia afuera desde el lugar de la región operante.

Si la dirección x la alineamos con la dirección muscular y θ_s es el ángulo de desviación con referencia a la dirección y , entonces:

$$J_x = \sigma_x |E| \text{sen } \theta_s$$

$$J_y = \sigma_y |E| \text{cos } \theta_s$$

$$\frac{J_x}{J_y} = \frac{\sigma_x}{\sigma_y} \tan \theta_s$$

Sea $\tan \theta_m = \frac{\sigma_x}{\sigma_y} \tan \theta_s = 7.5 \tan \theta_s$. ec. III-16

donde θ_m es el ángulo modificado del campo E que incide sobre la frontera de las regiones muscular y adiposa. En vista de que el tejido muscular conserva propiedades anisotrópicas, el

vector del campo quedará dirigido solamente a 5° de la vertical y una desviación en la interfase músculo-lípido lo hará en un ángulo superior a los 33° según la profundidad a la que se localize la fibra muscular activa. (Ver tabla y fig. III-3)

θ_{fuente}	$\theta_{modificada}$
5°	33°
15°	63°
30°	77°
45°	82°
60°	85°
85°	89°

Tabla III-3

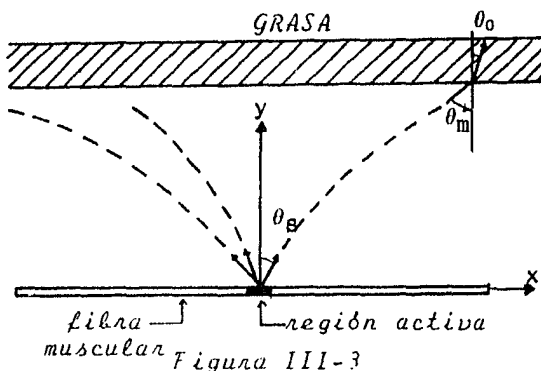


Figura III-3

Una de las causas principales que debilitan la intensidad de las señales es la naturaleza anisotrópica de los músculos, esto es, un vector de campo orientado en un ángulo θ_s mayor a los 30° , será desviado a lo largo de la dirección de las fibras, con lo que permanecería paralelo a la línea frontera formada por las regiones muscular y adiposa, por lo tanto, muchas de las señales intensas no llegan a ser registradas en la superficie de la piel (ver figura III-3). De aquí que las probabilidades de interferencia de señales, sean constantes para las señales grandes, tanto de atenuación como de distorsión.

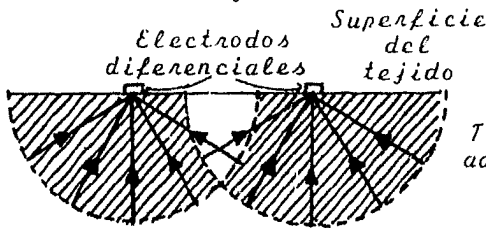
5. Interacción de señal mioeléctrica con el tejido.

Los resultados de las condiciones a la frontera y de los efectos anisotrópicos del tejido, permiten que el tejido funcione como un filtro pasabajos. Las componentes de baja frecuencia son refractados hacia la vertical, no así las de alta

frecuencia. Por ende, la distancia de transmisión a través del tejido adiposo (de baja conductividad), es menor para bajas - frecuencias. Esta refracción quizás sea uno de los muchos mecanismos del filtrado pasa-bajos, no obstante, la magnitud de ese efecto refractivo no entra por la desviación que ocurre en el interior del tejido muscular. Las propiedades de este desvío, delimitan la intensidad del campo E que alcanza la línea frontera al cambiar el ángulo de la señal que deja cuando emana del músculo activo.

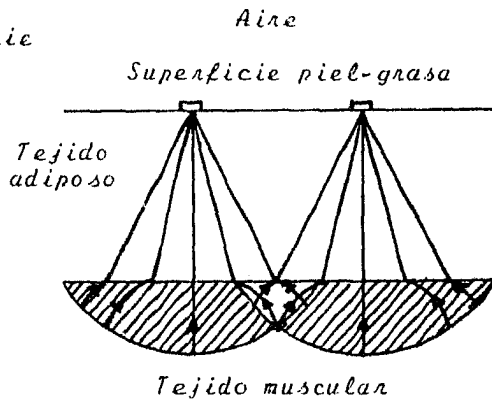
La influencia doble, tanto desviación y refracción de señal, hace que la transmisión de las señales sean bajo condiciones isotrópicas-homogéneas (véase fig. III-4) y para el caso real en que se efectúa en modo inhomogéneo y anisotrópico (figura III-5).

Los vectores del campo E se consideran estacionarios en el interior del tejido.



Transmisión de señal en medio homogéneo-isotrópico.

Figura III-4



Transmisión de señal en medio inhomogéneo-anisotrópico.

Figura III-5

Las regiones que aparecen sombreadas en las figuras III-4 y III-5 son áreas que detectan exclusivamente los electrodos

diferenciales; tales secciones provocan enormes señales diferenciales sobre la superficie. Si los rayos dibujados en la figura III-5 simbolizan las componentes de altas frecuencias del campo eléctrico enviadas desde las fibras musculares activas, al superponer encima de ésta figura, las componentes refractadas de baja frecuencia, concluimos que la relación señal/ruido aumenta al incrementar la distancia que separa a ambos electrodos.

La figura III-6 expone cualitativamente la refracción que sufren las componentes de alta frecuencia (línea continuas) y las de baja frecuencia (líneas interrumpidas). Los electrodos

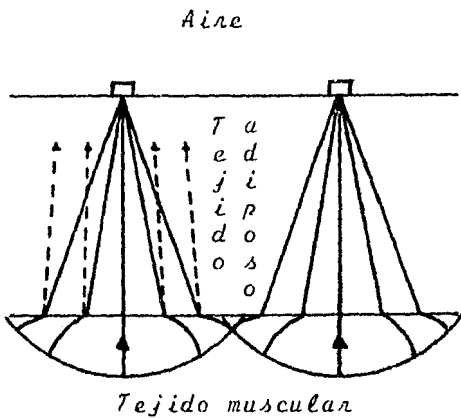


Figura III-6

registran las componentes de alta frecuencia de la señal mioeléctrica transmitida por la fibra operante cercana al límite de las regiones muscular y adiposa. Dichas componentes de baja frecuencia son generadas por las fibras activas más internas al músculo.

Ya sea que la detección de señales mioeléctricas superficiales y ruido son siempre más constantes en las regiones de baja frecuencia, por lo que se emplea el método del incremento de la relación señal/ruido cuya finalidad es la de elevar la potencia en la señal recibida. Al separar más los electrodos, la región del tejido más próxima a la línea frontera del músculo y de la grasa, provee seña-

les de alta frecuencia, las cuales, contribuyen en mayor grado a las señales mioeléctricas. En sujetos donde su tejido subcutáneo es suave y grueso, la separación de los electrodos debe ser amplia.

En resumen, la separación de los electrodos:

- 1.- Incrementa el área de detección diferencial.
- 2.- Aumenta la potencia de alta frecuencia en la señal superficial, con lo cual, la relación señal/ruido es mayor.

En este análisis se han ignorado los efectos de la piel suave⁽³⁸⁾ sobre la transmisión de las señales mioeléctricas. Los datos pertenecientes a la conductividad y a la constante dieléctrica de la piel, demuestran que la piel suave fortalece la refracción de la señal.

Las mediciones del tejido adiposo son provechosos para determinar la orientación y la separación óptima de los electrodos.

En este trabajo usamos los criterios estipulados anteriormente para encontrar el centro motor⁽²³⁾ y eludimos las afeciones que en sí acarrea la señal cuando se la detecta, ya que la señal, sea cual fuere su trazo, al ser procesada consiste sólo de dos formas bien definidas: nivel cero ó nulo y nivel 1 ó alto.

Los elementos centrales en el sistema de señales son los llamados electrodos superficiales.

6. Transductores.

La tarea de un transductor es convertir una señal, ya sea térmica, eléctrica, sonora, etc., en otra. La mayoría de los

sistemas electrónicos funcionan a base de transductores, por lo tanto, es sumamente importante conocerlos y aplicarlos. A continuación nombraré los transductores principales con que cuenta la prótesis.

Mioelectrodos. Las señales mioeléctricas son detectadas por diminutos elementos denominados electrodos superficiales, cuyas características, les independizan de la resistencia celular, microfonismo por cable, interferencia de 60 ciclos y eléctricas, generadas por los motores utilizados en las prótesis actuales.

Por medio de las unidades sensoras se registran diferencias de potencial en la superficie de la piel, con una impedancia alta de entrada (FET); la señal mioeléctrica se amplifica un centenar de veces, contiene cuatro transistores que actúan como amplificadores balanceados seguidor-emisor, proporcionando una gran impedancia de entrada; la amplificación final se obtiene con un microcircuito. Las unidades son pequeñas, fáciles de adaptar y están moldeadas con resina epoxi con el propósito de administrarles resistencia a sustancias comunes pero corrosivas; los electrodos acoplados consisten de minúsculos discos de cloruro de plata-plata; al instalarlos a una distancia de dos centímetros en el brazo del individuo, constituye parte integral del ensamble.

Sensores. Los gages modifican su resistencia interna si los sometemos a un material elástico y los sensores de temperatura, como lo indica su nombre, lo efectúa en dependencia de esta; ambos tienen una resistencia interna intrínseca.

CAPITULO IV

DISEÑO DEL MECANISMO PROTESICO

Una de las peculiaridades de la prótesis reside en su acción motora con las siguientes propiedades:

- a) Correspondencia unívoca de cada movimiento.
- b) Respuesta rápida.
- c) Control directo del sistema a voluntad propia.
- d) Apariencia natural.

El sistema electrónico es capaz de acumular datos, procesar y discernir una señal mioeléctrica en órdenes de nanosegundos o menos, sólo que, al acoplarse con el sistema neumático, el resultado motor es más lento.

La señal mioeléctrica se toma en la superficie del muñón mediante electrodos que la mandan a un preamplificador (fig. IV-1), Posteriormente, se procesa y amplifica en el microcircuito⁽²⁶⁾. La señal resultante corresponde a un estado alto ó bajo, y la aplicación referente a control, implica el uso

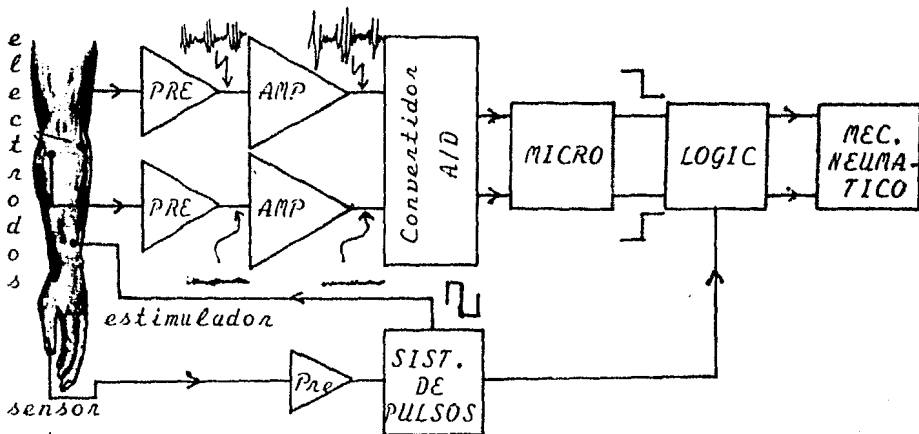


Figura IV-1

de circuitos lógicos. P. ej: una flexión de dedos trae consigo un tipo de señal que tiene un espectro definido⁽⁸⁾, el microcircuito la reconoce y envía a la salida un nivel alto ó bajo; por medio del circuito de la fig. IV-1, este nivel hace que las válvulas funcionen según lo que se les pide, así, el mecanismo efectúa una flexión. Para la extensión participa otro canal.

Procesador de señales mioeléctricas.

El procesador se compone de diez amplificadores mioeléctricos, incluyendo rectificadores de onda completa y filtros, de aquí que, el preamplificador de señales diferenciales, aparte del ensamble de electrodos, realiza otras amplificaciones por un factor adicional de 1.000 a 10.000 con ajustes de ganancia independiente en cada canal. Se escogió un pasabanda como elevador de la razón señal/ruido para señales de 70Hz. a 700Hz.

Los amplificadores clase "B" alisan las señales, éstos se conectan en paralelo para la rectificación de onda completa junto con un pasabajos cuya constante de tiempo es relativamente corta.

Red de reconocimiento de patrones.

Los resultados de los estudios de datos, se utilizan como guías en el diseño de una red resistiva sencilla, y sirven para clasificar patrones de señales mioeléctricas. Los coeficientes de peso, impuestos en el algoritmo, son implantados en el sistema mecatrónico. Una red de reconocimiento está formada por un conjunto de canales. Cada canal de reconocimiento lleva asociado un molde que porta diez transistores, los cuales,

inician su trabajo cuando reciben las señales mioeléctricas ya rectificadas, alisadas y amplificadas de los músculos; las corrientes así elaboradas, se suman y una entrada de estado bajo ($\sim 1/10$ o menos de la señal percibida) crea una salida nula.

La red de cada movimiento origina una salida eléctrica. Las señales eléctricas para cada una de las mismas, se emplean con la finalidad de adicionar puntos en los circuitos de control-proporcional, en donde se combinan diferencialmente para formar señales bipolares que manejan el modulador de ancho de pulso, y su terminal son los motores; Los patrones de las señales mioeléctricas se ordenan con sus respectivas envolventes, logrando así, las cadenas que serán reconocidas (simposio de Oaxtepec).

Las señales ordenativas del cerebro, al ser exploradas, accionarán a la prótesis neumática^(15,37). La figura IV-2 muestra el funcionamiento del sistema procesador; las señales de los músculos son transformadas a un nivel electrónico (alto ó bajo), pero antes, han pasado por el convertidor A/D (analógico/digital).

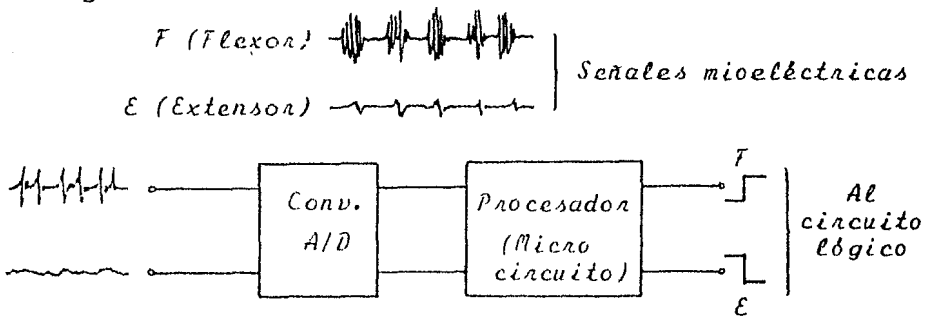


Figura IV-2

Circuito lógico.

1. Flexión y extensión de dedos.

Primero se le asigna a cada movimiento un estado: abierto ó cerrado, alto ó bajo, o bien, 1 ó 0. Este último es el más conveniente; el nivel 1 (uno) señala que la válvula electroneumática está activada y el nivel 0 (cero), desactivada. Ahora sean la flexión y extensión (de músculos) con sus iniciales F y E respectivamente, luego nombremos A y B a las terminales de entrada a los electroimanes ($F \rightarrow A, E \rightarrow B$). En consecuencia, la tabla IV-1 es la que nos representa el movimiento completo.

F	E	A	B	
0	0	0	0	<i>Reposo</i>
1	0	1	0	<i>Flexión</i>
0	1	0	1	<i>Extensión</i>
*	1	0	0	<i>Paso intermedio (reposo)</i>

Tabla IV-1

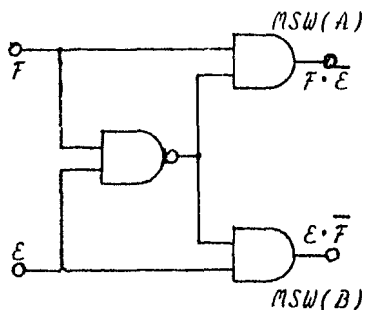


Figura IV-3

* Se ha elegido así, porque en el supuesto caso en que el hombre descansa (paso intermedio o reposo), las válvulas bloquean e impiden que el fluido escape innecesariamente. Cuando las válvulas son accionadas, estas se abren, es decir, pasa una corriente a través del embobinado lo que retrae a los pivotes o válvulas propiamente dichos. El circuito lógico se muestra en la figura IV-3. Nótese que es un "0" u "OR" exclusivo. Las nomenclaturas $MSW(A)$ y $MSW(B)$ provienen de las palabras abreviadas del inglés (*micro-switch MSW*, terminal A y

B). Esto es, la rana *MSW(A)* p. ej: sale de este circuito y llega a un micro-interruptor electrónico en donde su entrada la designamos *A*. Si el estado es alto (1), el micro-interruptor se cierra (terminal *A*, véase fig. IV-4), entonces circula corriente de DC (suficiente para que el electroimán trabaje) a la pata *A*, la cual se alarga (con un cable) hasta la bobina *A*, quién se encargará de mover a la válvula y el flujo

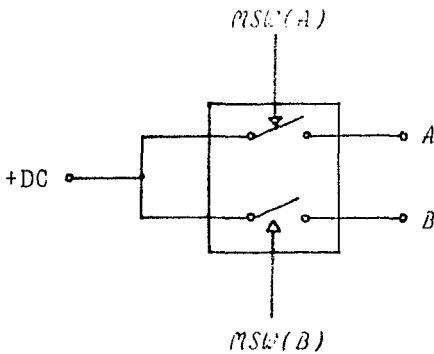


Figura IV-4

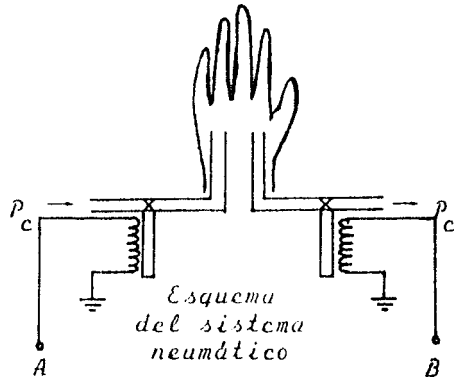


Figura IV-5

penetrará a los orificios de las falanges flexionándolos. Algo similar acontecerá con *B*, salvo que el fluido se libera para extenderlos. La figura IV-6 reseña minuciosamente todo el mecanismo de la flexión y extensión de los dedos.

Tanto en la flexión y extensión de muñeca como en la pronación y supinación reservamos una analogía, por eso, basta dar una descripción compacta del sistema, las tablas de verdad y los circuitos.

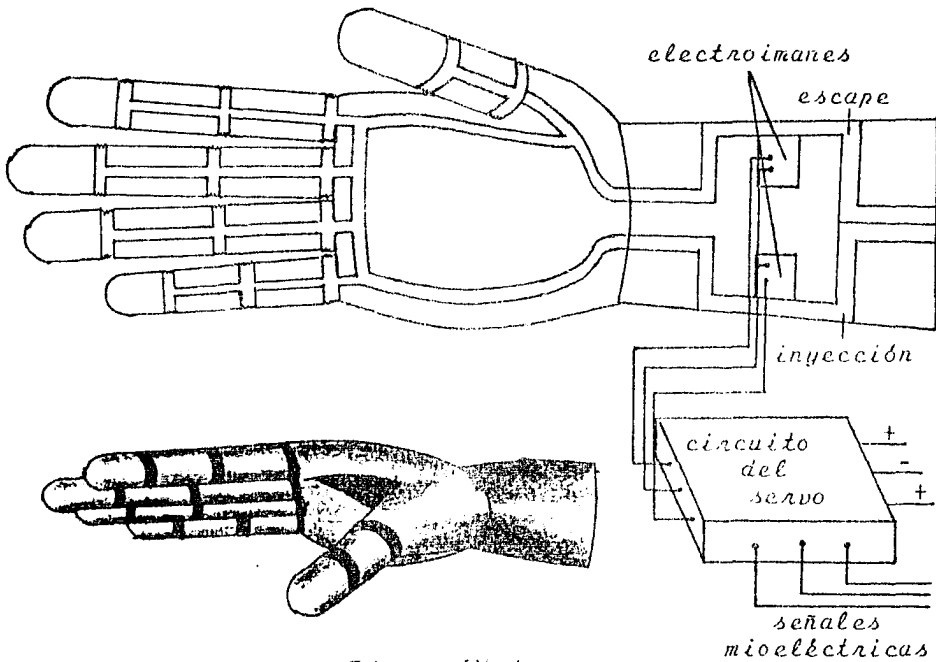


Figura IV-6

2. Flexión y extensión de muñeca, pronación y supinación.

Antes de comenzar el tratado del circuito lógico, cabe describir las válvulas electroneumáticas que componen las compuertas neumáticas lógicas (fig. IV-7).

Las válvulas son de doble tiro (DT), o sea, un electroimán activará dos de ellas. Los sistemas de estos movimientos, demandan el servicio de tres electroimanes, dos de los cuales, funcionarán de la siguiente manera: en descanso (no hay corriente en la bobina) una válvula tapaná una compuerta y la otra no. Cuando se accione el electroimán, las válvulas se alternarán. El electroimán restante operará como ya especificamos en la sección 3 del capítulo II, a excepción de que

aquí se manejan dos compuertas y no una. (Véase la fig. IV-7b)

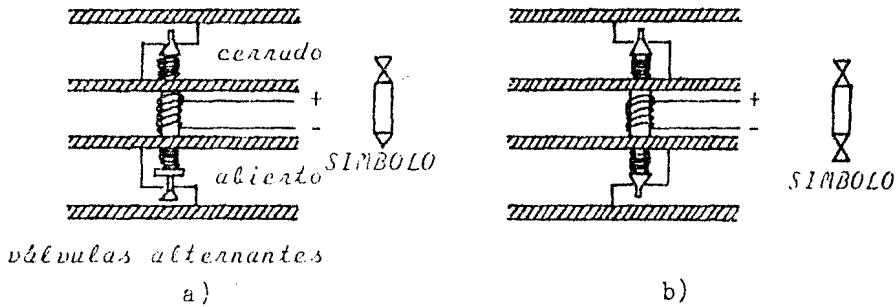


Figura IV-7

Estudiemos los movimientos: Partiendo del reposo queremos flexionar la muñeca, luego se desea suspender el movimiento del mecanismo en una postura dada; denotemos en la fig. IV-8 al fuelle (a) como el generador de la flexión, y al fuelle (b) el de la extensión incorporándoles a ellos las válvulas electroneumáticas lógicas con sus nominaciones correspondientes (a, b, c). Al flexionarse, las válvulas b y c actúan, no así la a, y si se extiende, la situación ahora serán a y b que lo hagan (véase la tabla IV-2). En ambas circunstancias de operación, c está accionada, y en la detención de los movimientos, no es inmutable. He aquí una clave, pues si esto

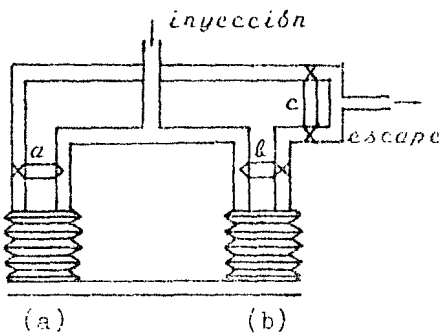


Figura IV-8

TABLA DE VERDAD

a	b	c
0	0	0
0	0	1
0	1	0
0	1	1
1	0	0
1	0	1
1	1	0
1	1	1

Reposo
 Reposo
 Cese de flexión
 Flexión
 Reposo
 Extensión
 Cese de ext.
 Reposo

Tabla IV-2

no sucediera, nos orillaríá imperiosamente a seleccionar tres músculos para subyugar sendos electroimanes, lo que complicaría todavía más su aplicación.

Enseguida analicemos los niveles por separados y de la tabla IV-2 obtenemos la tabla IV-3. Unicamente con *a* y *b* se manipula *c* y el circuito de la figura IV-9 cumple esos requisitos.

<i>a</i>	<i>b</i>	<i>c</i>	
0	0	1	Reposo
0	1	1	Flexión
1	1	0	Cese de flexión
0	0	1	Reposo
1	0	1	Extensión
1	1	0	Cese de extensión

TABLA IV-3

<i>F</i>	<i>E</i>	<i>a</i>	<i>b</i>	<i>c</i>
0	0	0	0	1
1	0	0	1	1
1	1	1	1	0
0	1	1	0	1
1	1	1	1	0

TABLA IV-4

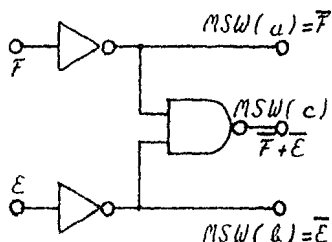
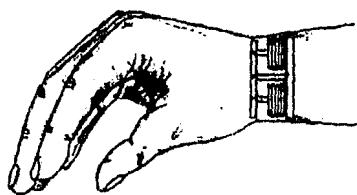


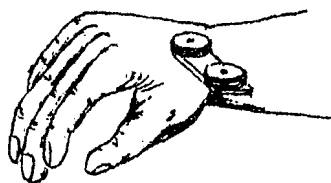
Figura IV-9

Por lo anterior, el micro-interruptor electrónico precisa de 3 terminales para estos dos movimientos.

Finalmente, es necesario enfatizar que el método destinado a los movimientos de flexión y extensión de muñeca, es idéntico al de pronación y supinación excluyendo el mecanismo ya que en este movimiento, los fuelles se ponen perpendicularmente entre sí.



Flexión y extensión de muñeca



Pronación y supinación

Figura IV-10

Es imprescindible aclarar que todos los tubos de inyección y de drenaje van encerrados en uno mayor (véase fig. II-15b), lo que simplifica excesivamente la tarea de cada uno de ellos además de ahorrar espacio. El dibujo de la figura IV-11 es una exposición de la mano neumática con todos sus aditamentos y el guante cósmico. El diagrama IV-1 muestra el circuito electrónico lógico de la prótesis, así mismo, el tiempo de respuesta del sistema es de 1 milisegundo tomando en cuenta el convertidor A/D.

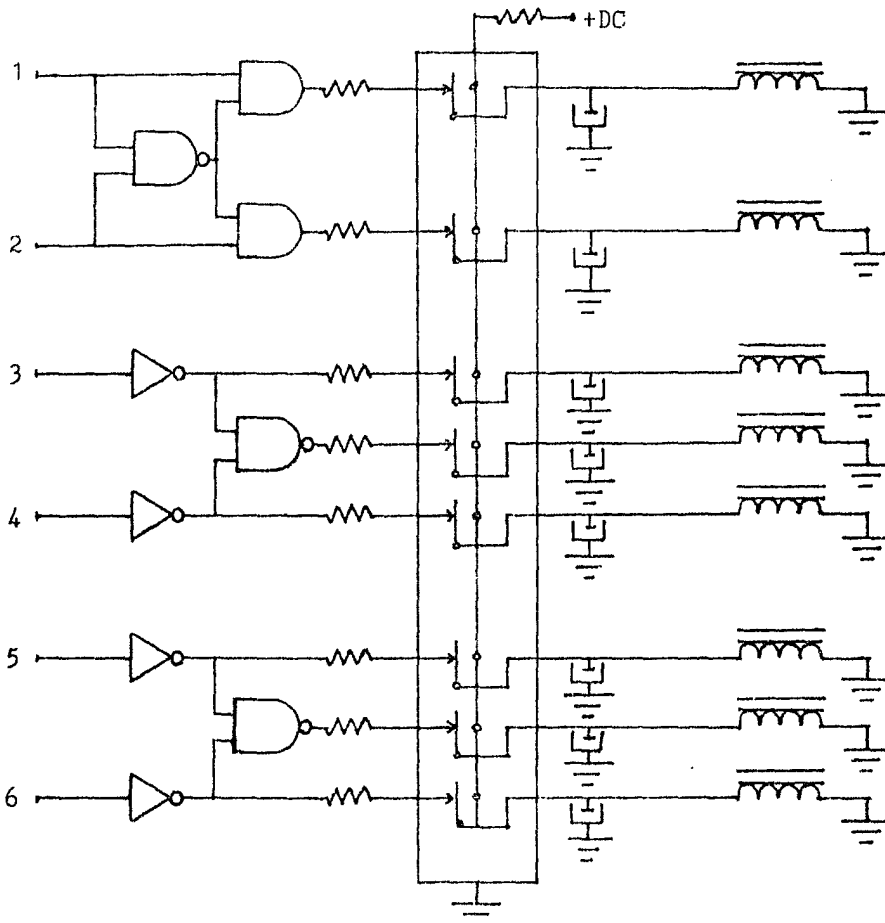
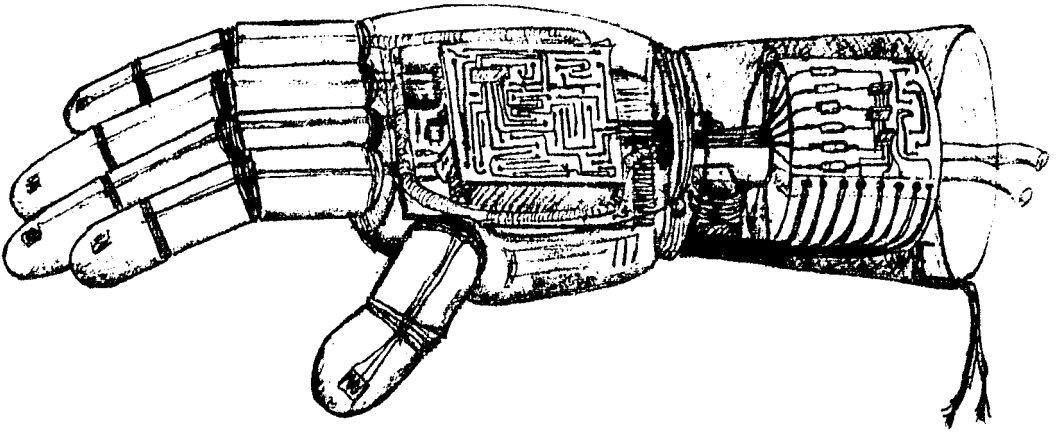


Diagrama IV-1

Mano neumática



Guante cosmético

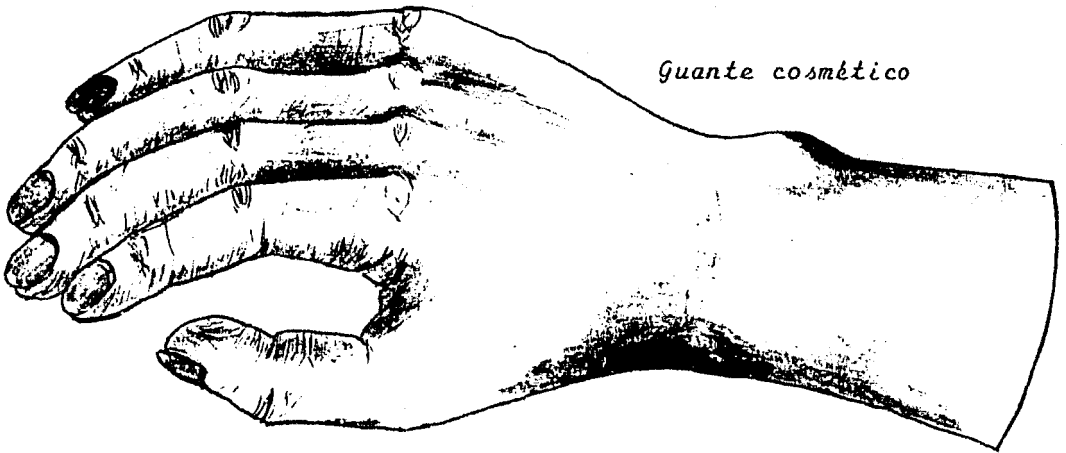


Figura IV-11

CAPITULO V

SISTEMA DE BIO-RETROALIMENTACION

Las prótesis comerciales de miembro superior actualmente están desprovistas de un sistema sensible, es decir, un circuito que indica el grado de prensión hacia las cosas⁽¹⁸⁾.

Las ventajas de esa técnica son de suma importancia, por ejemplo; cuando el usuario agarra un vaso de plástico, la intensidad de opresión queda a su merced porque él mira la deformación del vaso y la controla con interposición visual, el mecanismo es atáctico; si la persona se distrajera momentáneamente, deterioraría el vaso (ya sea arrugándolo o destruyéndolo). Otro ejemplo, es el estrechamiento de manos, puesto que si no mide la fuerza, desagradaría a quienes saluda.

El sistema de bioretroalimentación le hemos bautizado así precisamente porque el ser humano es quién gobierna y acota la fuerza con el sentido del tacto; la información procede desde un sistema generador de pulsos (oscilador, ver el diagrama V-2); conforme se incrementa la fuerza de prensión, el voltaje de la señal es constante pero la frecuencia sube proporcionalmente y el punto extremo tan sólo se caracteriza por un hormigueo inofensivo y no molesto.

Un sensor de presión o "gage" se incrusta en cada falange (o nada más en el pulgar) y sus terminales entran al VCU, de aquí es donde dimanan los estímulos eléctricos que se transportan hacia alguna parte del cuerpo humano. El gage es un e

lemento cuya resistencia varía en función de la deformación del medio en que esté inmerso. La resistividad crece a la par con el encorvamiento del sensor, que es sumamente susceptible a cualquier alteración (deformación) en el material (metal, fibra, FVC, madera, etc., fig. V-1), ej: una tablilla apoyada en uno de sus bordes y sobre la cara de arriba ejercemos una fuerza, un registrador marca variación en su resistencia, con eso da a entender que la tabla ha sufrido una deformación.

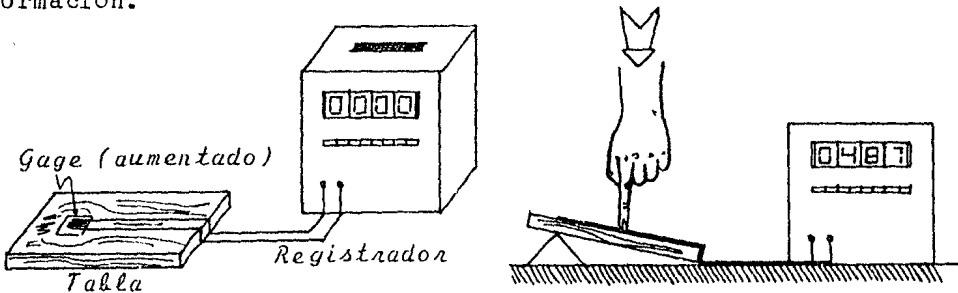


Figura V-1

La figura V-2 muestra el lugar estratégico donde van los sensores en las falanges.

Los sensores de temperatura se insertan en la yema (lado opuesto a los de presión).

Al referirnos al sistema electrónico, es indiferente ha-

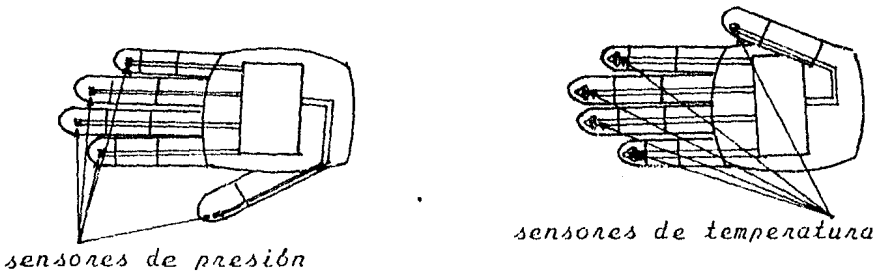


Figura V-2

blar del procesador de presión o de temperatura; el diagrama V-1 representa el circuito a bloques del sistema de estímulo.

Funcionamiento.

Habíamos mencionado que los sensores varían su resistencia en función de la deformación del medio y de la temperatura; ahora bien, es necesario acudir a un circuito de balance, esto es, durante las condiciones normales, sin doblamientos y a temperatura ambiental* el dispositivo debe entregar una corriente nula, o en su defecto, un voltaje cero. El circuito es muy simple: el puente de Wheatstone (fig. V-3).

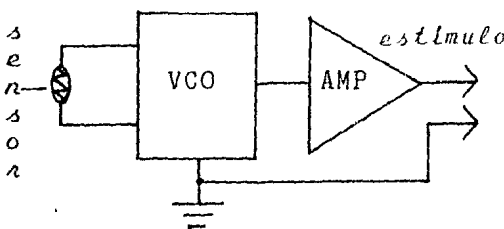


Diagrama V-1

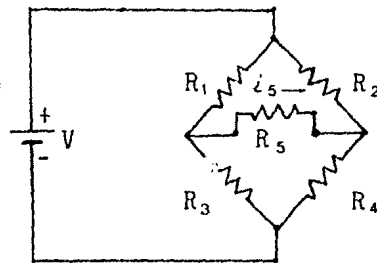


Figura V-3

En el balance, cuando $I_5 = 0$, se tiene que

$$R_1/R_2 = R_3/R_4$$

Basta que alguno de ellos cambie para que se rompa el equilibrio y entonces $I_5 \neq 0$. Generalmente R_3 es la resistencia variable; en ese lugar se ponen los sensores. Al no existir compensación, la corriente I_5 es:

$$I_5 = \frac{V_{eq}}{R_{eq} + R_5}$$

* El hombre sentirá los estímulos una vez que la temperatura del objeto rebase los 65°C. Para ello, se busca la resistencia adecuada.

donde $V_{eq} = \frac{VR_1}{R_1 + R_3} - \frac{VR_2}{R_2 + R_4}$ y $R_{eq} = \frac{R_1 R_3}{R_1 + R_3} + \frac{R_2 R_4}{R_2 + R_4}$

Si $R_1 = R_2 = R_4 = R_5 = R$ y $R_3 = R_x \Rightarrow I_5 = \frac{(R - R_x)V}{5RR_x + 3R^2}$

El VCO (del inglés: Voltage-controlled Oscillator) produce en su salida una señal periódica (onda cuadrada, triangular o senoidal); el diagrama V-2 muestra dicho circuito.

El VCO tiene una frecuencia angular libre en tanto el voltaje de control sea cero y una constante de sensibilidad. Se usa un Schmitt trigger para que, en el momento en que el voltaje cruza cualquiera de las dos fronteras (fig. V-4), interrumpe la corriente y hace que el voltaje de rampa comience dentro de esos límites.

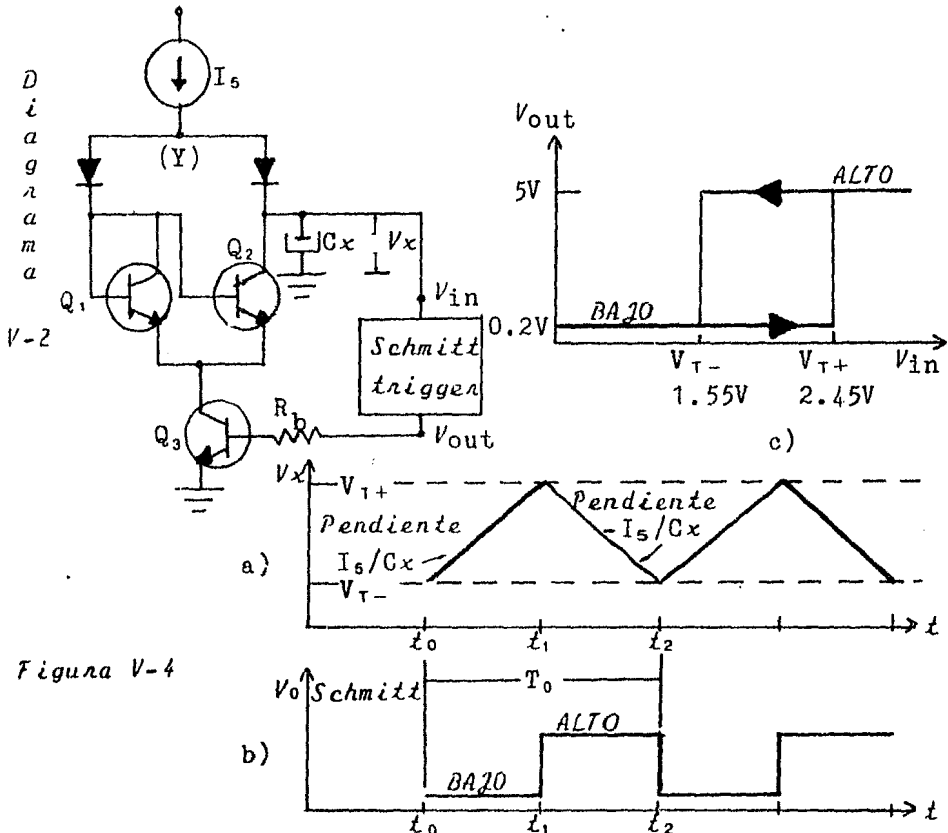


Figura V-4

Supongamos $t = t_0$; V_x está muy cerca de V_{T-} y la salida del Schmitt es baja con Q_3 desactivado, V_x incrementa linealmente con una pendiente I_s/Cx (fig. V-4a). En el tiempo $t = t_1$, V_x se aproxima a V_{T+} , el nivel de disparo superior del Schmitt visto en la figura V-4b, vuelve su salida a un estado alto y Q_3 actúa. Esto permite que Q_1 y Q_2 se abran (fig. V-4c), y el voltaje en Y da:

$$V_{ce(sat)} + 2V_{d(on)}$$

Si β_F de Q_1 y Q_2 son muy grandes, entonces:

$$i_{e_2} \doteq I_s$$

El capacitor empieza a descargarse y su voltaje V_x decremente con una pendiente $-I_s/Cx$. La descarga continúa hasta que V_x se acerca a V_{T-} , el nivel bajo de disparo. En este tiempo, $t = t_2$, la salida del Schmitt se torna bajo y Q_3 se desactiva reiniciando un nuevo ciclo.

El período de oscilación T_0 es:

$$T_0 = 2(t_1 - t_0)$$

y como $t_1 - t_0 = \frac{Cx(V_{T+} - V_{T-})}{I_s} \Rightarrow T_0 = \frac{2Cx}{I_s}(V_{T+} - V_{T-})$

$$\therefore f_0 = \frac{I_s}{2Cx(V_{T+} - V_{T-})}$$

Al aumentar R_x , I_s crece y por lo tanto f_0 también lo hace. El motivo principal en la elección de estos pulsos radica en su adaptación, puesto que es más palpable la sensación de piquetes minúsculos que cualquier otro tipo de señal.

El estímulo llega al individuo después de una amplifica-

ción final; este sistema frena automáticamente la acción del control aunque él se obstine en sujetar fuertemente un objeto, ya sea voluntaria o involuntariamente. El sistema de prevención, es así un sistema de protección para evitar algún daño al mecanismo por aferrarse a algo caliente inclusive.

Hay un problema latente pertinente al tiempo de respuesta de cada sensor; mientras que el sensor de presión responde - en micro o nanosegundos, el de temperatura es relativamente lento, ya que lo realiza en milisegundos. El problema se solventa con la ayuda de un delay electrónico (retardador) de tiempo puesto entre el gage o sensor de presión y el VCO.

Obtenemos un sistema efectivo en cuestión de mecanismos - tácticos. Ahora bien, el usuario podrá distinguir entre una clase de señal y otra, es decir, sabrá a ciencia cierta si se trata de una presión o de calor, porque se colocan los estímulos en diferentes partes del cuerpo, p. ej: uno a la altura del bíceps, y el otro del tríceps.

Las características mecánicas es menester que cubran los requisitos solicitados para su buen funcionamiento, además de solidez, rapidez y ocupar un mínimo de espacio.

En toda la mano se incluye el circuito de proceso, lo que nos otorga una ventaja insuperable, pues el espacio es, muchas veces, determinante.

CONCLUSIONES

El modelo neumático de mano reúne los requisitos estipulados aparte de ser un sistema fácil de acoplar al minusválido.

La velocidad de operación se encuentra en órdenes de milisegundos, además de que es un sistema ligero en su mayor parte excepto quizás por las válvulas electroneumáticas; el factor peso es trascendental en las prótesis, pues las experiencias clínicas demuestran que los resultados son más satisfactorios cuando el sistema posee poco peso.

Un volumen pequeño de las prótesis es lo ideal, y es posible si se acomodan los sistemas internos, el hacerlo adecuadamente, nos concede espacio para introducir más circuitos electrónicos que mejoren la calidad del funcionamiento de la prótesis.

Es tan importante el aferrar fuertemente algunos objetos como la delicadeza con que deben asirse otros. Unos de los atributos del sistema, es la movilidad independiente de los dedos, el cual, le proporciona un grado éxime en el trato esperado con las cosas que sujeta, al mismo tiempo, esa cualidad, faculta a la mano a moldearse a los cuerpos de formas irregulares, aparentando naturalidad; y aún no hemos tomado en cuenta al sistema de bioretroalimentación, que le sitúa a una escala superlativa a comparación de otras prótesis.

El modelo neumático es regido voluntariamente, y por la disposición de las válvulas electroneumáticas*, su consumo de

energía es menor que el de los sistemas mecánicos. La operación del sistema neumático es menos ruidosa que el de cualquier otro tipo de sistema; muchos pacientes se hallan en estados depresivos, y el ruido provocado por numerosas prótesis contribuyen a agravarle la situación, lo que propicia el abandono definitivo en su rehabilitación.

COMENTARIOS FINALES

Los sistemas electro-neumáticos en el campo de las prótesis, superan a cualquier sistema de otra índole, ya que disminuyen el ruido de los movimientos; sus dispositivos le aseguran durabilidad y solidez, responden rápidamente, y por sus componentes, aumentan las posibilidades de reducir el espacio que ocupan.

Finalmente, la perspectiva de los sistemas electro-neumáticos, no sólo es vasta, sino también fundamental en el diseño que nos han de encaminar hacia un nuevo horizonte.

*La misión de la ciencia consiste en
sustituir las apariencias con los hechos
y las impresiones con demostraciones.*

J. Ruskin

*Dondequiera que se ama el arte de la
medicina se ama también a la humanidad.*

Platón

REFERENCIAS

1. ACKERMAN EUGENE
Biophysical Science Cap. 9 Prentice Hall (1979)
2. ALEXANDRE J. H. ET HAMONET CL.
Arch. Anat. Path. 14, No.4:229-236 December (1969)
3. ALMSTRÖM CHRISTIAN, HERBERTS PETER, GÖTEBORG
Tech. Rep. Chalmers Univ. of Tech. Cap. 4 p. 1-6
4. BASMAJIAN J. V.
Muscles Alive The Williams&Willeins Company Cap.11
(1978)
5. BROPHY JAMES J.
Basic Electronics for Scientists Cap.11
Mc. Graw Hill (1977)
6. COOL J. C. AND VAN HOOREWEDER G. J. D.
Med. & Biol. Eng. 2, p.33-38 (1971)
7. CUNNINGHAM E. A. AND HOGAN N.
3rd. Ann. Conf. Eng. Med. & Biol. Soc. IEEE
p.3-7 September (1981)
8. DELAGI EDWARD F. & PEROTO ALDO
Arch. Physc. Med. Rehabil 57, p.66-69 February (1976)
9. DeSANTIS MARK AND DUCKWORTH JOHN W.
Exp. Neuro. 75 p.261-274 (1982)
10. EPSTEIN B. R., SETTLE R. G. AND FOSTER K. R.
Proc. 9th Ann. N. E. Bioeng. Conf. (1981)
11. FUSFELD R. D.
Med. & Biol. Eng. & Comput. 20 p.496-500 (1982)
12. GANDY M., JOHNSON S. W., LYNN P. A., REED G. A. L. AND
MILLER S.
Med. & Biol. Eng. & Comput. 18 p.57-64 (1980)

13. GEDDES L. A. AND BAKER L. E.
Med. & Biol. Eng. 2 p.271-293 (1967)
14. GOMEZ CORREA LUIS
Cirugía de la mano Cap.III IMSS (1971)
15. GRAUPE DANIEL, MAGNUSSEN JAN AND BEECH ALOYSIUS A.
IEEE Transactions on automatic control.
Vol.AC-23, No.4: 538-544 August (1978)
16. GRINICH VICTOR H. AND JACKSON HORACE G.
Introduction to integrated circuits
Cap.2 Mc. Graw Hill (1975)
17. HERBERTS PETERS, ALMSTRÖN CHRISTIAN, KADEFORS ROLAND
AND LAWRENCE PETER D.
Acta. Orthop. Scand. 44 p.389-409 (1973)
18. HERBERTS P. AND KÖRNER L.
Prost. & Ortho. Inter. 3 p.157-162 (1979)
19. JACKSON J. D.
Classical Electrodynamics Cap. 5 Wiley (1975)
20. JACOBS MICHEL B., ANDREWS L THOMAS, IANNONE ANTHONY
AND GREMINGER LEONARD
Neurology 30 p.36-41 January (1980)
21. JOHNK C. T. A.
Engineering Electromagnetic Field and Waves
Wiley & Sons (1975)
22. JONES N. B., LISTER P. F., LAGO P. J. A. AND
RESTIVO F. J. DE O.
Med. & Biol. Eng. & Comput. 20 p.649-652 Sept.(1982)
23. KRAMER H., KÜCHER G. AND BRAÜER O.
Electromyography 12 No.1:19-27 (1972)
24. KUSHMERICK MARTIN J.
Fed. Proc. 41 No.2:147-148 February (1982)

25. LANGE SERGE
Algebra Lineal Cap. IV p.349
Fondo Educativo Interamericano (1973)
26. LEFEVER RONALD S. AND J. DE LUCA CARLO
IEEE Trans. on Biol. Eng. Vol.BME-29 No.3:149-164 (1982)
27. MILNER-BROWN S., STEIN R. B. AND YEMM R.
J. Physiol.228 p.285-306 (1973)
28. NASTUK W. L.
Physical Techniques in Biological Research
Vol.VI-B p.328-335 Academic Press (1963)
29. OGATA KATSUHIKO
Ingeniería de Control Moderna Cap.5 Prentice Hall (1980)
30. OHKOSHI K.
Electromyogr. Clin. Neurophysiol. 20 p.217-246 (1980)
31. PAUCHET V. & DUPRET S.
Atlas de Anatomía p.390-396 G.Gili (1982)
32. PEROT C. AND GOUBEL F.
Eur. J. Appl. Physiol. 48 p. 51-58 (1982)
33. POLLAK V.
Amer. Jour. of Phys. Med. 59 No.3:126-141 (1980)
34. PLONSEY
IEEE Trans. in BME Vol.BME-21 No.5:371-381 (1974)
35. RESNICK R. AND HALLIDAY D.
Física Vol.I CECSA (1977)
36. ROSENFACK P.
Acta. Physio. Scand. p.32 (1969)
37. SARIDIS GEORG N. AND GOOTEE THOMAS P.
IEEE Trans. on Biom. Eng. Vol.BME-29 No.6:403-412
June (1982)

38. SCHANNE FREDERICK J. AND CHAFFIN B.
Electromyography No.3:273-286 (1970)
39. SCHWAN H. P.
Adv. in Biol. & Med. Physics 5 p.147-209 (1957)
40. SIMARD THERESE
C. T. D. T. 37 No.2:57-62 (1970)
41. WHITE ABRAHAM, HANDLER PHILIP Y SMITH EMIL L.
Principios de Bioquímica Mc. Graw Hill (1970)
42. WIRTA R. W. AND TAYLOR D. R.
Proc. 3d. Intern. Simp. p.246-253 August (1969)

REFERENCIAS BASICAS

NOYOLA-ISGLEAS A., GALVAN H., PEREZ J. L. AND
DEL-CASTILLO H.

Proc. 4th. Ann. Conf. IEEE

Frontiers of Engineering in Health care
p.326-328 September (1982)

NOYOLA-ISGLEAS A., BLASQUEZ-PAREDES J., JIMENEZ I.,
CHAVEZ-CORTES M. AND GARCIA-GARDUÑO M. V.

Proc. 5th. IEEE Conf. Frontiers of Computer in Medicine
September (1983)