

# UNIVERSIDAD DON BOSCO



## TRABAJO DE GRADUACIÓN

# Diseño y construcción de un sistema inteligente para la rehabilitación de flexores y extensores del brazo a nivel del codo por esfuerzo propio.

Trabajo elaborado para optar a los grados de:

**Ingeniero Biomédico**  
**Ingeniero en Ciencias de la Computación**  
**Ingeniero Mecánico**

**Presentado por:**

**Francisco José Arbizú Chacón**  
**José Rafael Mejía Chacón**  
**William Ernesto Molina Herrador**

Soyapango, 1995

# UNIVERSIDAD DON BOSCO

RECTOR

Ing. Federico Miguel Huguet Rivera

SECRETARIO GENERAL

Lic. Pierre Muyshondt S.D.B.

DECANO DE LA FACULTAD DE INGENIERIA

Ing. José Miguel Hernández

ASESOR DEL TRABAJO DE GRADUACION

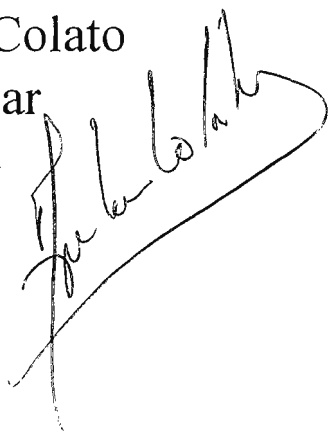
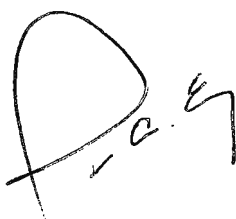
Ing. Ernesto Godofredo Girón



JURADO CALIFICADOR

Dr. Carlos Ernesto Aguilar Colato

Ing. Luis Alberto Escobar



## AGRADECIMIENTOS

Es difícil agradecer en su totalidad a todas las personas que, indudablemente, sin ellas nunca hubieramos podido culminar nuestro trabajo de Graduación, por eso quiero agradecer a todos los que no aparecen en éste escrito.

Quiero agradecer profundamente a Victor, Chaca, Benjamín, Julio Francisco Castro, Andrés, Guayo, Cecy, Roxana, Paty y Chicky, todos del Polígono Industrail Don Bosco, porque además de ayudarme en todo momento sin ninguna reserva, me enseñaron que el cooperativismo significa no sólo hacer la parte del trabajo que me corresponde sinó que cuando se trabaja en grupo, lo único que importa se terminar completamente el trabajo, todos juntos.

A Ernesto Godofredo por ser mi amigo en todo momento.

Agradezco a los papás de William, Don Armando y Doña Imelda, quienes durante la totalidad del trabajo, se preocuparon por nosotros y nos acompañaron con sus oraciones.

A mi hermana por el simple hecho de estar ahí, siendo mi hermana.

A mis cuñadas Caro, Janeth y Lucy, así como a mi suegra Lilian, porque siempre estuvieron en la disponibilidad, que las caracteriza, de ayudarme en lo que les fuera posible.

Desde lo más profundo de mi existencia agradezco a mi amada esposa, América Patricia y a mi paciente Madre, ya como ellas bien lo saben, si ellas yo nunca hubiera podido culminar mis estudios, además de agradecerles quiero decirles que las amo al igual que al ser que mi esposa aún guarda en sus entrañas.

Pero con más fuerza que a todos los demás quiero agradecer a mi Madre la Virgen María por acompañarme en todos mis caminos y sobre todo a mi padre Dios, porque sin su deseo, ninguna de estas personas hubiera participado conmigo, y se los agradezco al final porque ellos siempre están en el silencio permitiendome ser libre, pero siempre detrás para ayudarme cuando más consuelo necesito.

Francisco José.

## AGRADECIMIENTOS

A Dios Todopoderoso y a la Santísima Virgen María por su iluminación y su guía durante todos mis años de estudio.

A mis Padres, Juana Chacón de Mejía y Luis Mejía, por su apoyo incondicional y constante, que siempre fué causa de motivación para seguir adelante.

A mi Abuela, Pilar Chávez V. de Mejía, por sus constantes oraciones a la Santísima Virgen María, que mucho me ayudaron para coronar mi carrera.

A mis hermanos, Rutilio, Andrés, Luis, Francisco y Jaime, por su colaboración y aliento para seguir adelante en todo momento.

A mi novia, Esmeralda Moñge, por su comprensión y su apoyo durante todo el trabajo de graduación.

Al Polígono Industrial Don Bosco por facilitarnos sus instalaciones y su esfuerzo para la realización de nuestro proyecto.

A los socios de la empresa Five Machine (miembro del Polígono Industrial Don Bosco) por su colaboración y apoyo en la construcción mecánica del SDR.

José Rafael

## AGRADECIMIENTO

A Dios Todopoderoso porque sin él mi vida sería vacía, él es mi consuelo, él es mi guía.

A mi esposa, con quién soy una sola persona, y quien me há ayudado más que ningún otro amigo a ser lo mejor que soy.

A mis padres de todo corazón por nunca abandonarme en los peores momentos y que sin su ayuda y sus oraciones nunca hubiera podido llegar a ser lo que soy.

William Ernesto

INTRODUCCION .....	1
CAPITULO I	
INTRODUCCION .....	1
1.1 ANATOMIA Y FISILOGIA MUSCULO ESQUELETICA DEL CODO .....	2
1.1.1 CONCEPTOS GENERALES .....	2
ESTRUCTURA DE LOS MUSCULOS ESTRIADOS .....	3
Tejidos conectivos .....	3
Miofibrilla .....	3
Sarcómero .....	4
1.1.2 FUNCION DE LOS MUSCULOS ESTRIADOS .....	5
1.3 ACCION DE LOS MUSCULOS .....	9
1.1.4 CURVAS CARACTERISTICAS DE LAS CONTRACCIONES MUSCULARES .....	11
1.1.5 FUERZA MUSCULAR .....	15
1.1.7 RESISTENCIA MUSCULAR .....	23
1.1.8 PROBLEMAS FISICOS QUE SE PODRAN ATENDER CON EL SISTEMA EN ESTUDIO .....	26
DEBILIDAD Y PARALISIS MUSCULARES .....	26
CAUSAS DE DEBILIDADES O PARALISIS .....	27
1.2 REHABILITACION .....	29
1.2.1 TIPOS DE EJERCICIOS .....	29
1.2.1.1 MOVIMIENTOS VOLUNTARIOS .....	29
1.2.1.1.1 EJERCICIO RESISTIDO .....	30
1.2.2 TECNICA DE FORTALECIMIENTO DE LOS MUSCULOS .....	36
2.2.1 FLEXORES DEL CODO .....	36
1.2.2.2 EXTENSORES DEL CODO .....	37
1.3. DIAGRAMA DE BLOQUES .....	38

## CAPITULO II

INTRODUCCION .....	42
2 DISEÑOS DEL SISTEMA .....	43
2.1 SUB-SISTEMA MECANICO .....	43
2.2 SUBSISTEMA BIOMEDICO .....	53
2.3. SUBSISTEMA COMPUTACIONAL .....	62
2.3.1 OBJETIVO DEL SISTEMA .....	62
2.3.2 ANALISIS ESTRUCTURADO : .....	64
2.3.2.1 Modelo de procesos: .....	64
2.3.2.2 Modelo Entidad-Relación .....	69
2.3.2.3 DICCIONARIO DE DATOS .....	72
2.3.3 DESCRIPCION DE LAS TABLAS DEL SISTEMA .....	76
2.3.4 TABLAS DEL SISTEMA .....	77
2.3.5 DESCRIPCION DE OPCIONES DE LOS MENUS .....	79
2.3.6 DESCRIPCION FUNCIONAL DE LOS MENUS .....	81
2.3.7 PANTALLAS Y REPORTES .....	83
INTRODUCCION .....	95
3 MANUALES DE MANTENIMIENTO Y FUNCIONAMIENTO .....	96
3.1 MANUAL DEL USUARIO DEL SUBSISTEMA HIDRAULICO-NEUMATICO .....	96
3.2 MANUAL DE MANTENIMIENTO DEL SUB-SISTEMA MECANICO .....	98
3.3 CALIBRACION Y AJUSTE DE SENSIBILIDAD DEL CIRCUITO DEL SDR .....	101
3.3.1 PROCEDIMIENTO DE CALIBRACION .....	101
3.3.2 AJUSTE DE SENSIBILIDAD .....	101
3.5 MANUAL DE USUARIO DEL SISTEMA DE COMPUTACION .....	109
3.6 PROCESO PARA IMPRESION DE GRAFICOS .....	142
2.3. SUBSISTEMA COMPUTACIONAL	

## INTRODUCCION

Desde comienzos de la humanidad han existido enfermedades y problemas de caracter físico, que han adolecido los seres humanos, lo que los ha mantenido siempre en una constante preocupación e investigación sobre dicho problema, algunos países, especialmente los más desarrollados, han trabajado en avanzados sistemas de alta tecnología para solucionarlos, lo que actualmente hace más fácil su rehabilitación. En nuestro país el uso tecnológico para solucionar este tipo de problemas físicos no se ha desarrollado mucho, por lo que todavía se usan métodos rudimentarios que si bien es cierto ayudan, también es una realidad que es necesario trabajar en nuevos sistemas que utilicen tecnología a nuestro alcance para facilitar una mejor y más atractiva rehabilitación de nuestra población, que por uno u otro motivo padece de algún problema físico.

Es así como nace la idea de realizar un proyecto que basandose en las técnicas ya conocidas de rehabilitación, en unión con la tecnología al alcance de nuestro pueblo, pudiera optimizar los tiempos de rehabilitación por medio del uso de una computadora, y que a la vez mantuviera un banco de datos estadísticos de los pacientes en rehabilitación que sirviera como fuente de información, tanto para los técnicos que hacen uso de la máquina, como de los médicos investigadores del ramo.

Para la realización de esta máquina, el presente documento hace referencia a tres capítulos, los cuales abordan los siguientes temas: la base teórica de la anatomía y fisiología del brazo, los diseños de la máquina y los manuales de mantenimiento y utilización de esta.

# **CAPITULO**

## **I**

## INTRODUCCION

Con la confianza de colaborar al cumplimiento de este objetivo tan importante se presenta la descripción y la base teórica del "Diseño y construcción de un sistema inteligente para la rehabilitación de flexores y extensores del brazo a nivel del codo por esfuerzo propio", citando temas como la anatomía y fisiología músculo esquelética del codo y sus conceptos generales, la rehabilitación y sus aspectos a tomarse en cuenta así como también los problemas físicos que podrán ser tratados con el sistema en estudio. Se describe de manera general los diagramas de bloques de la parte mecánica y biomédica del sistema y una aproximación al diagrama de flujo de datos de la parte informática.

## CAPITULO I

### 1.1 ANATOMIA Y FISILOGIA MUSCULO ESQUELETICA DEL CODO

#### 1.1.1 CONCEPTOS GENERALES

El músculo es un tejido dotado de la propiedad de contraerse bajo la influencia de un estímulo. Los músculos regulan la posición y los movimientos de distintas partes del cuerpo, y en la visceras huecas y conductos, impulsan de un lugar a otros los líquidos orgánicos. Las fibras musculares se clasifican en esqueléticas (o estriadas), cardíacas y lisas.

Las fibras cardíacas son los músculos del corazón, las cuales consisten en células musculares estriadas. Esta células están interconectadas a una masa llamada miocardio.

Las fibras lisas son células musculares con un sólo núcleo en el centro, son también llamadas músculos involuntarios, se encuentran en los organos viscerales y son inervados por el sistema nervioso autónomo.

Las fibras del músculo esquelético son largas, multinucleadas, y vistas al microscopio presentan una característica estriación transversal. Estas células son inervadas por fibras motoras procedentes de neuronas del sistema nervioso central.

Estas fibras musculares tiene una forma cilíndrica que va de los 20 a los 40 milímetros de longitud y de 1/10 a 1/100 milímetros de diámetro. Se hallan rodeados por una vaina elástica llamada sarcolema.

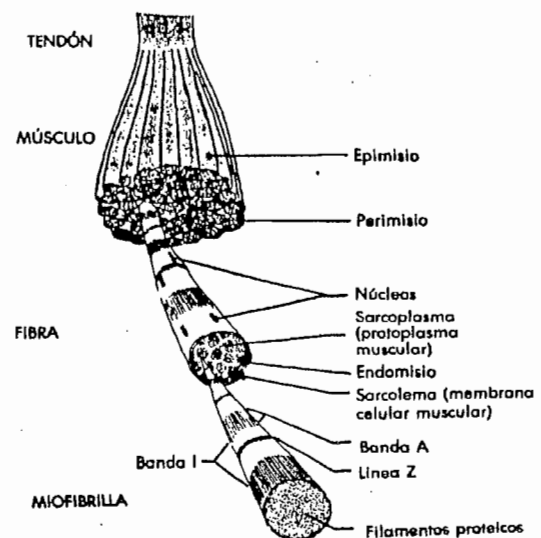


Figura 1

A los músculos esqueléticos a veces se les llama músculos voluntarios, aunque muchas de sus acciones son automáticas, y las de algunas de ellos son reflejas.

En la figura 1 se muestran las subunidades estructurales y funcionales del músculo estriado.

## ESTRUCTURA DE LOS MUSCULOS ESTRIADOS

### Tejidos conectivos

Todo el músculo está conectado por un tejido conectivo denominado *epimisio*. La mayor subunidad de un músculo, el haz (o fascículo) está rodeado igualmente por un tejido conectivo, una estructura llamada *perimisio*. En el interior de un haz muscular puede haber una sola fibra muscular o centenares. Las fibras o células individuales están rodeadas a su vez por un tejido conectivo designado como *endomisio*.

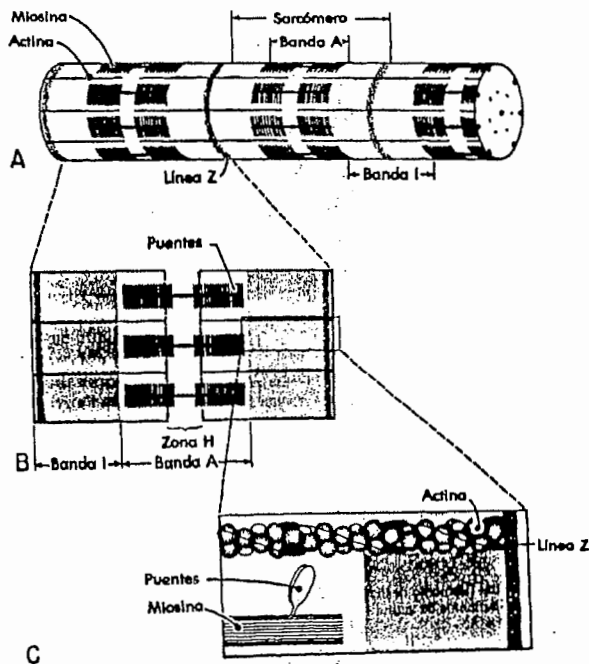


Figura 2

Los tejidos conectivos son importantes para proveer fuerza muscular e integridad<sup>a</sup>. Además se estima que los tejidos están afectados en el dolor muscular que se origina a menudo durante los primeros días de ejercicio intensivo.

### Miofibrilla

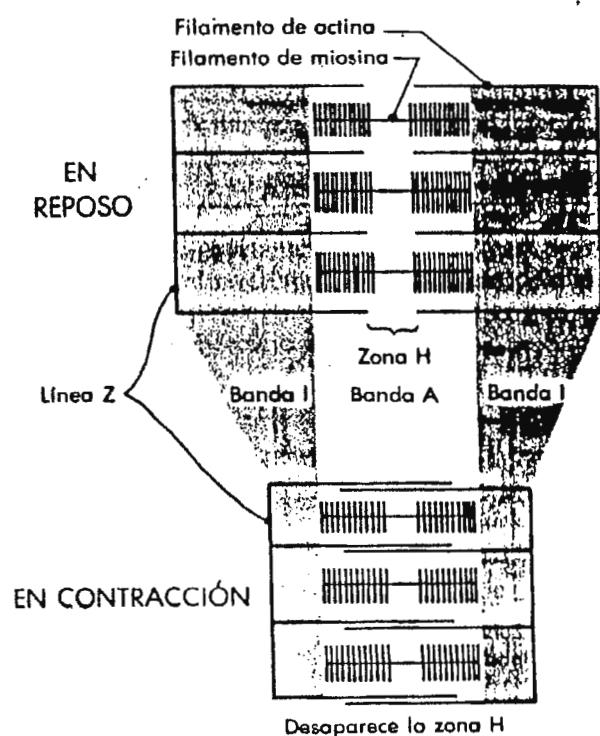
La miofibrilla es el componente de la célula muscular que la distingue de todas las otras células, la cual está formada por una membrana celular como parte de una fibra muscular llamada sarcolema. En el interior de las fibras se encuentran componentes subcelulares familiares como el protoplasma (*sarcoplasma* en las células

<sup>a</sup>Esta integridad es la propiedad de mantener juntos (integrados) los subgrupos musculares (fibras musculares y miofibrillas)

musculares) y los núcleos, las mitocondrias, el glucógeno, el ATP y el PC<sup>a</sup>.

Una miofibrilla contiene dos filamentos proteicos básicos, uno más espeso, denominado *miosina*, y otro más delgado, que recibe el nombre de *actina*. Estas proteínas están alineadas geoméricamente por todo el músculo como lo muestra la figura 2. Esa disposición da a este tipo de músculo su apariencia estriada o en bandas.

### Sarcómero



La menor unidad funcional de la miofibrilla es el *sarcómero*. Este se define como la distancia entre dos líneas Z (ver figura 2). Cuando se le estimula, esta unidad se contrae.

La banda I de un sarcómero se compone sólo de filamentos de actina, que se extienden desde las líneas Z hasta el centro del sarcómero. La banda A está compuesta por filamentos de actina y miosina. Las minúsculas proyecciones que se extienden desde los filamentos de miosina hasta los de actina reciben el nombre de puentes de miosina. Estas proyecciones hacen posible el acortamiento del músculo durante la contracción isotónica. La zona del centro de la banda A donde están ausentes los puentes recibe el nombre de H.

Figura 3

<sup>a</sup> Glucógeno = Variedad de polisacárido isómero con el almidón que se forma en el hígado y los músculos, donde constituye una reserva lista a transformarse en glucosa, según la necesidad del organismo. ATP = Trisfosfato de Adenosina; sustancia altamente energética, es la fuente directa de energía para la contracción muscular. PC = creatinfosfato; esta sustancia no puede actuar como fuente directa de energía, dado que su degradación no ejerce influencia alguna sobre las proteínas contráctiles del músculo; ésta suministra energía para la síntesis del ATP.

### 1.1.2 FUNCION DE LOS MUSCULOS ESTRIADOS

El conocimiento de las muchas funciones de los músculos estriados permite diversos enfoques; por ejemplo, la categorización de las contracciones musculares y el análisis comparativo de las fibras musculares.

Cuando un músculo se contrae isotónicamente, es decir, cuando se desarrolla una tensión y se acortan los filamento de actina se deslizan sobre los de miosina hacia el centro del sarcómero, como se muestra esquemáticamente en la figura 3.

No se conoce plenamente el mecanismo del proceso de deslizamiento, pero existe un acuerdo bastante amplio en el sentido de que, al producirse la estimulación de un músculo, tres puentes de miosina forman una especie de vínculo con sitios seleccionados sobre los filamentos de actina (en condiciones de reposo, los puentes se extienden hacia estos últimos filamentos pero están fijados a ellos). Este proceso de acoplamiento, denominado algunas veces la *formación actomiosínica*, depende de la presencia de iones calcio ( $\text{Ca}^{++}$ ). Una vez fijados los puentes ceden o giran de tal manera que los filamentos de actina son atraídos sobre los de miosina y hacia el centro del sarcómero. Durante este proceso el ATP se descompone en ADP y  $\text{Pi}^a$ , el músculo se acorta y se desarrolla una tensión. Cuando la estimulación se detiene, el músculo se relaja y vuelve al estado de reposo.

En la tabla 1.1 se muestra el resumen de algunos de los fenómenos importantes que ocurren durante una contracción muscular.

Tabla 1.1

Etapa de la contracción	Fenómenos conexos
<i>Reposo</i>	Puentes extendidos hacia la actina; Actina y miosina en posición no acoplada.
<i>Estimulación</i>	Liberación de $\text{Ca}^{++}$ ; Actina y miosina acopladas → actomiosina
<i>Contracción</i>	Los puentes giran o ceden; El músculo se acorta → la actina se desliza sobre la miosina; Se desarrolla una tensión; $\text{ATP} \rightarrow \text{ADP} + \text{Pi} + \text{Energía}$
<i>Relajación</i>	Cesa la estimulación; Se elimina $\text{Ca}^{++}$ ; El músculo retorna al estado de reposo

---

<sup>a</sup> ADP = Difosfato de Adenosina; una molécula que, junto con un fósforo inorgánico ( $\text{Pi}$ , fósforo), es utilizado para generar ATP.

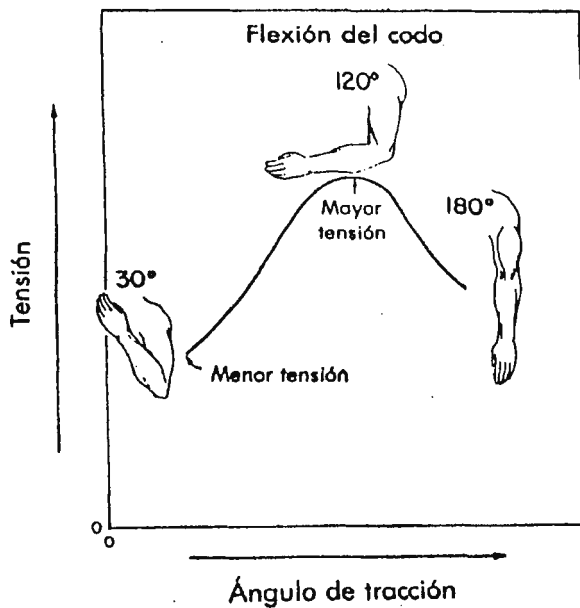


Figura 4

Por ejemplo, tal como se muestra en la figura 4, la tensión desarrollada durante la flexión del codo cuando se levanta una carga constante varía según el ángulo de la articulación.

Como se puede ver en la figura, se obtiene la mayor tensión (fuerza) del bíceps durante la flexión del codo con un ángulo de la articulación alrededor de 115° a 120°, en tanto que la tensión menor se produce con un ángulo de alrededor de 30°. Como la tensión requerida del músculo para levantar un objeto debe superar el peso de éste, el peso máximo a levantar mediante toda la gama de flexiones del codo por el bíceps no será mayor que el peso levantado en el punto más débil.

En otras palabras, la contracción del músculo *sólo* sería máxima en su punto más *débil*, lo cual representa una desventaja neta con respecto a los programas de rehabilitación o entrenamiento de fuerza que sólo implican contracciones isotónicas.

#### Contracción isométrica<sup>b</sup>.

La palabra isométrico significa igual longitud. Durante una contracción isométrica el músculo desarrolla una tensión, pero no modifica su longitud. Sostener un peso con el brazo extendido o

<sup>a</sup> Iso = Igual, Tonos = tonicidad; grado de tensión igual de los órganos del cuerpo

<sup>b</sup> Metron = medida; dimensiones iguales

Desde el punto de vista del movimiento mecánico, existen cuatro tipos de contracción muscular:

#### Contracción isotónica<sup>a</sup>.

En este tipo de contracción, el músculo se acorta a medida que desarrolla una tensión. Se trata del tipo más familiar de contracción, que se utiliza en todas las actividades que implican levantamientos. Se le denomina también *contracción dinámica* y *contracción concéntrica*.

La tensión desarrollada durante una contracción isotónica no es máxima en toda la gama del movimiento articular.

intentar levantar un objeto inamovible son ejemplos de contracciones isométricas. También se les denomina *contracciones estáticas*.

#### Contracción excéntrica<sup>a</sup>.

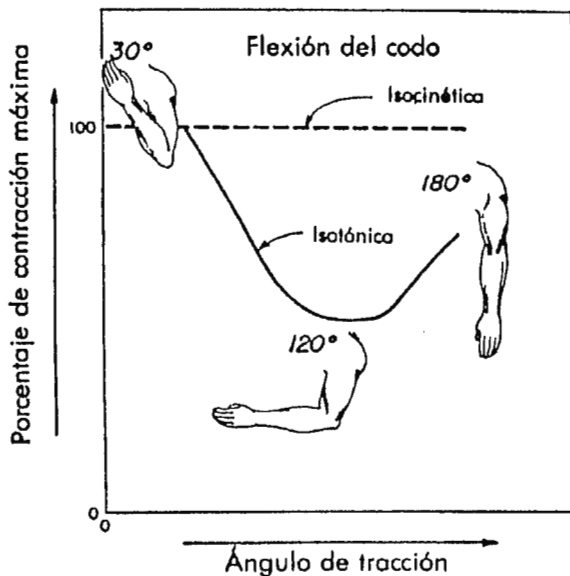


Figura 5

Es opuesto a una contracción isotónica o concéntrica. Durante una contracción excéntrica el músculo *se alarga* a medida que se desarrolla una tensión. Un buen ejemplo de este tipo de contracción se observa durante la realización de un "trabajo negativo", como el que ocurre cuando se baja un peso, o se resiste un movimiento o la acción de la gravedad. Durante una carrera cuesta abajo y cuando se baja las escaleras los músculos se contraen excéntricamente.

#### Contracción isocinética<sup>b</sup>.

Esta se define como una contracción máxima a *velocidad constante* en toda la gama del movimiento. Aunque la contracción isocinética y la isotónica son ambas concéntricas, no son idénticas.

Como lo muestra la figura 5, durante la contracción isocinética se desarrolla una tensión máxima durante todo el movimiento, pero no ocurre lo mismo durante las contracciones isotónicas. Además, en estas últimas la velocidad del movimiento no está controlada y es relativamente lenta, lo cual representa en cierta medida una limitación pues resulta cada vez más evidente que la potencia muscular -es decir, tanto la fuerza como la velocidad de contracción- constituye un factor fundamental en el éxito de la rehabilitación.

<sup>a</sup>Ex = fuera, Centros = punto medio; movimiento que se caracteriza por desplazarse alrededor de un punto que no es su centro.

<sup>b</sup>Iso = igual, kinitos = móvil; movimiento que mantiene sus características de movilidad.

Otra manera de clasificar las funciones de los músculos estriados puede ser como agonistas, antagonistas, fijadores y sinérgicos. Una categoría especial incluye a los que tienen acción paradójica o excéntrica, en la que los músculos se alargan mientras se contraen. Al hacer esto efectúan un trabajo negativo. Un músculo puede ser agonista o sinérgico en otros. Por lo general, al describir un músculo, la acción que se efectúa es la que éste efectúa como agonista.

#### **Agonista<sup>a</sup>.**

Son los músculos o grupos musculares que de manera directa efectúan un movimiento deseado. La gravedad también puede actuar como agonista.

#### **Antagonista<sup>b</sup>.**

Estos músculos también llamados oponentes, son los que se oponen directamente a un movimiento determinado. De esta manera el tríceps braquial, que es extensor del antebrazo actúa como agonista, es el antagonista de los flexores del antebrazo. Según la velocidad y la fuerza del movimiento, los antagonistas pueden estar relajados o, alargándose mientras se contraen, pueden controlar el movimiento hacerlo suave, uniforme y preciso. El término antagonista es inadecuado porque estos músculos cooperan en vez de oponerse. Con frecuencia la gravedad también actúa como antagonista, como al flexionar el antebrazo a partir de la posición anatómica.

#### **Fijadores<sup>c</sup>.**

Estos músculos generalmente estabilizan articulaciones o partes del cuerpo, y de esta manera mantienen la postura o la posición mientras actúan los agonistas.

---

<sup>a</sup>Agonismo = combate; es la característica del movimiento de realizarse en una dirección favorable a una fuerza externa al miembro.

<sup>b</sup>Anta = contra; característica del movimiento de realizarse en una dirección opuesta a una fuerza externa al miembro.

<sup>c</sup>mantiene un objeto en una posición estable.

### Sinérgicos<sup>a</sup>.

Son una clase especial de músculos fijadores. Cuando un agonista cruza dos o más articulaciones, los sinérgicos evitan acciones no deseadas en las articulaciones intermedias. Por ello los músculos largos que flexionan los dedos flexionarían al mismo tiempo la muñeca si ésta no estuviera estabilizada por los extensores de la misma, que actúan como sinérgicos en este movimiento en particular.

#### 1.1.3 ACCION DE LOS MUSCULOS

Los músculos esqueléticos están usualmente conectados fuertemente con los huesos a cada extremo por medio de un tejido conectivo llamado tendón. Cuando un músculo se acorta durante la contracción su más móvil acople, conocido como inserción, es halado hacia su menos móvil acople (el origen). Una variedad de diferentes movimientos esqueléticos son posibles dependiendo del tipo de articulación envuelta en el acople de los músculos (ver tabla 1.2 y figura 6). Cuando los músculos flexores se contraen, por ejemplo, ellos decrementan el ángulo de la articulación. La contracción de los músculos extensores incrementan el ángulo de sus huesos acoplados en la articulación. Los flexores y extensores que sujetan a los mismos huesos son así llamados músculos antagónicos.

TABLA 1.2 "Categorías de las acciones de los músculos esqueléticos"

Categoría	Acción
<i>Extensor</i>	Incrementa el ángulo en una articulación
<i>Flexor</i>	Decrementa el ángulo en una articulación
<i>Abductor</i>	Mueve el miembro hacia afuera de la línea media del cuerpo
<i>Aductor</i>	Mueve el miembro hacia adentro de la línea media del cuerpo
<i>Elevador</i>	Mueve la inserción hacia arriba
<i>Depresor</i>	Mueve la inserción hacia abajo
<i>Rotador</i>	Rota un hueso alrededor de su eje.

---

<sup>a</sup>Synergía = cooperación; concurso activo y concertado de varios órganos para realizar una función.

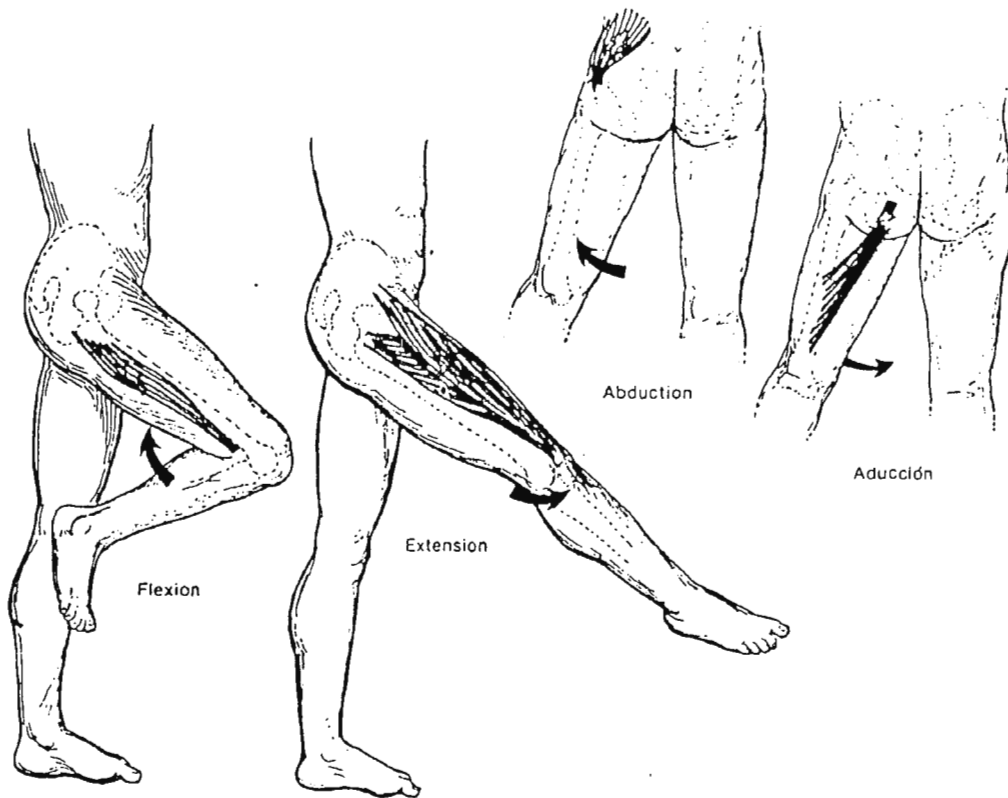


Figura 6

La posición de los miembros, por ejemplo, está determinada por la acción de una variedad de músculos antagonistas. En adición a las posiciones de flexión y extensión, un miembro puede ser movido hacia afuera de la línea media del cuerpo por músculos abductores, y traído hacia adentro de la línea media del cuerpo por los músculos aductores. Para todos los casos, estos movimientos esqueléticos son producidos por el acortamiento de los grupos musculares apropiados -los agonistas- mientras los antagonistas se mantienen relajados.

#### 1.1.4 CURVAS CARACTERISTICAS DE LAS CONTRACCIONES MUSCULARES.

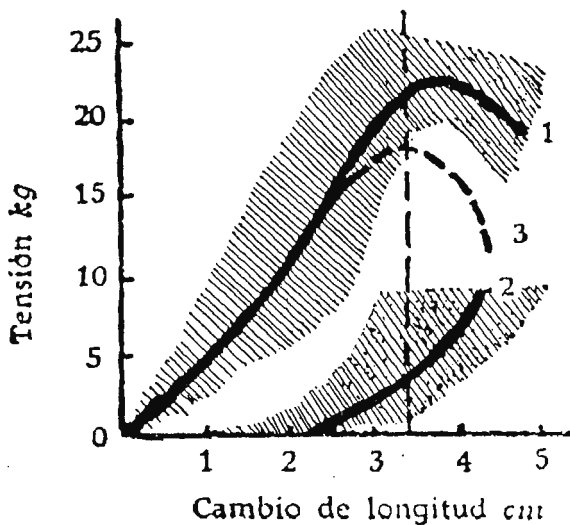


Figura 7

Las propiedades elásticas del músculo en reposo (pasivas) se manifiestan en el hecho de que en éste se desarrolla la tensión durante su distensión<sup>a</sup> (estiramiento). Un músculo aislado tiene una longitud equilibrada con la cual su tensión elástica es igual a cero. Con la distensión pasiva del músculo aumenta progresivamente su tensión elástica, dentro de los límites de la elongación del músculo, al doble de su longitud equilibrada (vease la figura 7). Los músculos esqueléticos del cuerpo humano tienen una tensión débil aún en condiciones de reposo, ya que están ligeramente extendidos.

Con los grados extremos posibles de distensión (con el mayor ángulo de articulación) la mayoría de los músculos tienen una longitud igual, aproximadamente, 20% mayor que la longitud en equilibrio, en diversos músculos es hasta 40%.

En la mayoría de los músculos la tensión máxima se desarrolla con su máxima distensión posible, es decir, con el alejamiento extremo de las palancas óseas entre sí, a las cuales va sujeto el músculo en cuestión. La figura anterior muestra la relación entre la tensión desarrollada durante el esfuerzo máximo voluntario y la variación en longitud del músculo tríceps del hombre.

La curva de la tensión voluntaria pura o activa, se determina mediante la medición de la tensión pasiva, que surge con la distensión del músculo relajado hasta una longitud determinada, y después restando esta magnitud de tensión pasiva de la tensión general desarrollada por el músculo contraído con la misma longitud. Como podemos observar en el gráfico, la tensión pura aumenta más o menos linealmente, con el aumento de la longitud inicial del músculo hasta llegar al máximo.

Si la longitud inicial es mayor que este máximo, entonces se desarrolla una tensión menor. De esta manera, el aumento o la disminución de la longitud del músculo por encima de la longitud de reposo conduce a la caída de la tensión activa.

<sup>a</sup>Distender = Causar tensión violenta en los tejidos o membranas.

Las peculiaridades de la curva característica "Longitud - Tensión" pueden ser comprendidas al examinar las condiciones de interacción de los filamentos de actina y miosina durante el proceso de contracción (figura 8). Todo radica en que la tensión que pueden desarrollar las miofibrillas depende del número de puentecillos transversales que se forman durante el proceso de contracción entre los filamentos de actina y miosina, ya que los mismos son el lugar de interacción y desarrollo entre los dos tipos de filamentos. El número máximo de puentecillos transversales puede

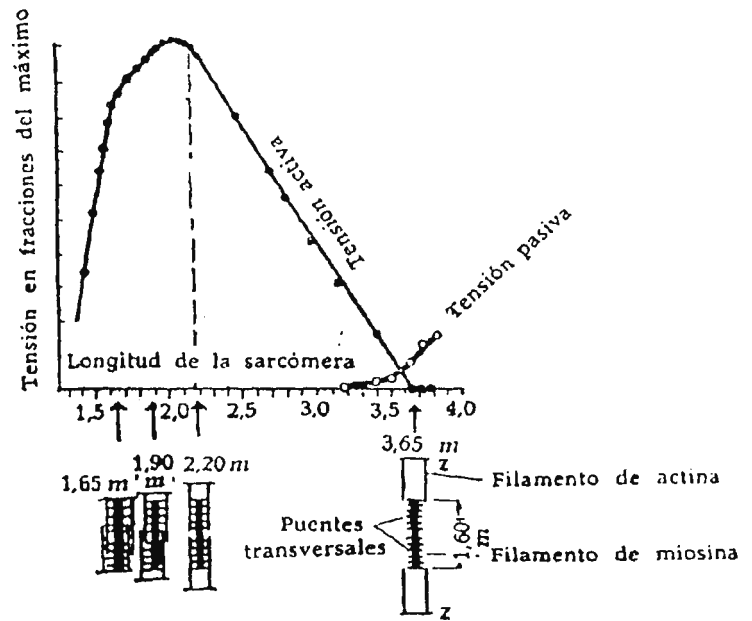


Figura 8

formarse con la longitud de reposo del músculo (correspondientemente a la longitud de reposo de los sarcómeros de las miofibrillas). Con una longitud menor, los filamentos de actina penetran en la zona H donde los filamentos de miosina carecen de puentecillos transversales, y con un acortamiento marcado del músculo, los terminales de los filamentos de actina dispuestos a la inversa se recubren. En este caso, una parte de los puentes centrales se quedan inactivos. Finalmente, con un acortamiento considerable del músculo, los filamentos gruesos de miosina se apoyan en la banda Z y pueden, incluso, hasta doblarse ligeramente. Todo esto implica la disminución del número de los puentecillos transversales que se forman y, por lo tanto, a la disminución de la fuerza de contracción activa de los músculos.

Con una distensión considerable del músculo, por encima de la longitud de reposo, los filamentos de actina y miosina dejan de actuar, por lo que entre ellos no surgirán ya las relaciones transversales. Correspondientemente no existe el deslizamiento de los filamentos entre sí y no se desarrolla la tensión.

En condiciones experimentales el músculo puede ser extendido hasta una longitud tal que deja de existir por completo la tensión activa, es decir, el músculo no responde con el aumento de la tensión como respuesta a su irritación. En condiciones de funcionamiento normal, la extensión (distensión) considerable de ciertos músculos puede conducir a una cierta disminución de la tensión activa, en comparación de la tensión máxima durante la longitud de reposo. En condiciones naturales, la menor

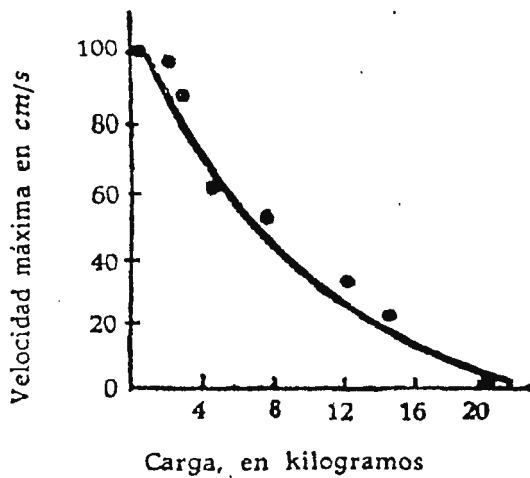


Figura 9

longitud de los músculos es en su mayoría, aprox. 0.7% de la longitud de equilibrio.

Otra curva característica del músculo (Figura 9) determina la dependencia de la velocidad de acortamiento del músculo durante la contracción con respecto a la carga exterior sobre este. Esta curva característica "Fuerza (carga)-Velocidad" puede ser obtenida tanto en el músculo aislado, como con las condiciones de la activación voluntaria de los mismos.

Para esto se estimula el músculo (o al grupo de músculos sinergistas) provocando su contracción máxima.

Durante la estimulación, se fijan los terminales del músculo a la carga, de tal manera que se impida su acortamiento. Después se procede a retirar los fijadores y el músculo se acorta, levantando la carga. Al principio la velocidad de acortamiento del músculo es la mayor, y después comienza a disminuir hasta llegar a cero cuando el músculo alcanza el acortamiento máximo. La velocidad inicial del acortamiento se define como la velocidad de acortamiento. La velocidad de acortamiento se mide con una longitud determinada del músculo, ya que la tensión desarrollada por este depende de la longitud.

Como se deduce de la curva "Carga - Velocidad" (fig. 9), el músculo no se acorta durante una gran carga. La tensión que en este caso desarrolla el músculo corresponde a su tensión máxima isométrica con la longitud dada. Si la magnitud de la carga es menor que la tensión máxima isométrica, entonces el músculo se acorta. En este caso, la velocidad de acortamiento será mayor mientras menor sea la magnitud de la carga. El producto de la carga que actúa sobre el músculo (más cierta constante) por la velocidad de acortamiento (igualmente más cierta constante) es una magnitud constante para un músculo dado.

La teoría de la contracción explica claramente la forma general de la curva "carga velocidad". Cuando el músculo se acorta con rapidez, la interacción de los filamentos actina y miosina se desliza uno con relación al otro, es muy rápida. Como resultado, el número de sectores interactuantes de los puentes transversales y la tensión desarrollada, son menores que con el acortamiento lento del músculo.

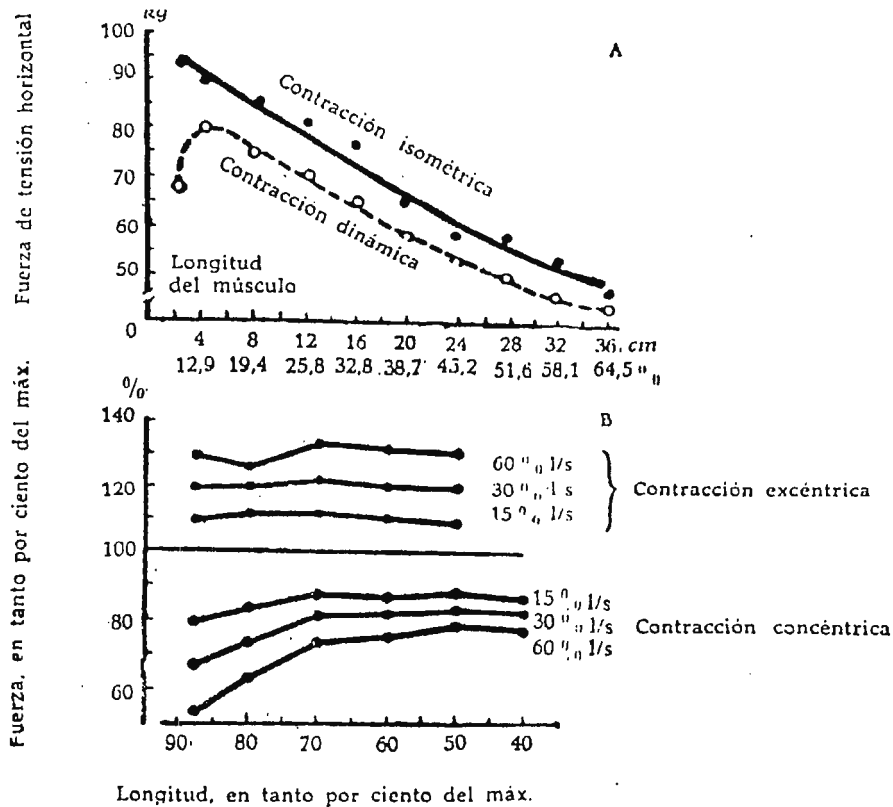


Figura 10

En el caso de una contracción isotónica (dinámica) el músculo nunca desarrolla, con cualquier velocidad de acortamiento, un esfuerzo tan grande como durante la contracción isométrica (figura 10).

Se verá un ejemplo de la determinación de la fuerza durante las contracciones isométricas y dinámicas (concéntricas y excéntricas) de los músculos flexores del brazo. En estos experimentos, los individuos sujetos a experimentación debían halar un anillo sobre el tronco con un esfuerzo máximo. La fuerza isométrica (figura 10) fue medida en diez posiciones diferentes del brazo; la posición inicial del anillo estaba a la distancia del brazo recto estirado (0 en el eje de las abscisas); las demás posiciones eran de acuerdo con la manera de aproximarse el anillo hacia el tronco (eje de las abscisas).

Para medir la fuerza durante la contracción dinámica (isotónica) concéntrica de los músculos, los sujetos de experimentación halaban el anillo contra una resistencia creada por un motor. Por medio de la variación de la fuerza del motor pudo cambiarse la velocidad del movimiento (esta última era menor mientras mayor era la resistencia, ver la relación "carga - velocidad"). En el caso de la contracción dinámica concéntrica, el sujeto tiró el anillo, haciendo resistencia a su movimiento en sentido contrario. Este movimiento del anillo fue realizado por medio de un motor con diversas fuerzas de tiro. Correspondientemente, la velocidad del movimiento extensor forzado en la articulación del

codo resultó mayor mientras más fuerte era el tiro del motor. La fuerza de la contracción dinámica fue medida estando el brazo en las mismas posiciones que durante la medición de la fuerza isométrica.

Como se deduce de los datos expuestos, la fuerza dinámica desarrollada durante el acortamiento del músculo (contracción dinámica concéntrica) siempre es menor que la fuerza isométrica con las mismas posiciones de la extremidad (es decir, con las mismas longitudes de los músculos). Tanto la fuerza isométrica como la fuerza dinámica de contracción de los músculos disminuye con el acortamiento de estos.

Las curvas que aparecen en la figura anterior demuestran también que con la contracción concéntrica máxima la fuerza desarrollada será menor, mientras más rápido sea el movimiento (las tres curvas inferiores), y como se señaló anteriormente, la fuerza dinámica será menor que la fuerza isométrica, con cualquier velocidad de acortamiento. Con la contracción dinámica excéntrica sucede lo contrario: la fuerza máxima es siempre mayor que la isométrica durante el alargamiento de los músculos contraidos (las tres curvas superiores de la gráfica). Este exceso crece con el aumento de la velocidad del movimiento (de alargamiento de los músculos).

Con la velocidad señalada existe una elevada correlación entre las fuerzas isométrica y dinámica. Por este motivo, la fuerza dinámica máxima puede ser predicha con una elevada probabilidad, de acuerdo con los resultados de una medición más sencilla de la fuerza isométrica de los mismo músculos.

### 1.1.5 FUERZA MUSCULAR

La fuerza del músculo puede ser determinada de acuerdo con la tensión máxima que él desarrolla durante una contracción isométrica. La fuerza de contracción del músculo depende de su longitud. Al determinar la fuerza del músculo es importante considerar la longitud con la cual éste se contrae. El músculo que se contrae isométricamente desarrolla la máxima tensión posible para él, siempre que se observen las condiciones siguientes: la primera es la activación de todas las unidades motrices y la segunda es la contracción del músculo con la longitud de reposo. En este caso, la tensión isométrica del músculo corresponde a su fuerza máxima.

La fuerza máxima del músculo depende del número de las fibras musculares que constituyen al músculo en cuestión y del espesor de éstas. El número y el espesor de estas fibras definen el espesor del músculo en sí o en otras fibras, el área de la sección transversal del músculo (diámetro anatómico).

La relación de la fuerza máxima del músculo con respecto a su diámetro anatómico, se denomina fuerza relativa del músculo. Esta fuerza se mide en  $\text{kg}/\text{cm}^2$ . El diámetro anatómico se define como el área del corte transversal del músculo, realizado en forma perpendicular a su longitud. En este caso, este corte transversal pasa perpendicular al sentido en que estén orientadas las fibras en aquellos músculos donde la orientación de las fibras coincide con la longitud del eje longitudinal de los mismos (músculos con sentido de orientación paralelo de las fibras). Para una determinación precisa del diámetro de los músculos donde la orientación de las fibras es oblicua, el corte debe pasar también perpendicular al sentido de las fibras y, por esta razón, estar dispuesto en ángulo con respecto a la longitud del músculo. El corte transversal del músculo realizado perpendicularmente a la orientación de sus fibras permite obtener el diámetro fisiológico del músculo. Para los músculos con una orientación paralela de las fibras, el diámetro fisiológico coincide con el anatómico. La relación de la fuerza máxima del músculo con respecto a su diámetro fisiológico es denominado fuerza absoluta del músculo. Esta oscila dentro de los límites entre 4 y 8  $\text{kg}/\text{cm}^2$ .

Puesto que la fuerza del músculo depende de su diámetro, es que el aumento de este último va acompañado por el crecimiento de la fuerza del músculo en cuestión. El aumento del diámetro muscular como resultado del entrenamiento muscular, es denominado hipertrofia funcional (del griego *hypertrophía*, alimentación reforzada). La hipertrofia funcional del músculo se produce en parte por la degradación longitudinal, y principalmente, por el engrosamiento (aumento de volumen) de las fibras musculares.

Es posible distinguir dos tipos fundamentales de hipertrofia funcional de las fibras musculares. El primer tipo (sarcoplasmático) es el engrosamiento de las fibras musculares, preferentemente por el aumento del volumen del sarcoplasma, es decir, de la parte no contráctil de las fibras musculares. Este tipo de hipertrofia produce un aumento de las reservas metabólicas del músculo: el glucógeno, de las sustancias nitrogenadas del creatinfosfato, de la mioglobina y otras. El aumento considerable del número de vasos capilares mediante el entrenamiento, también puede provocar, en cierta medida, cierto engrosamiento del músculo.

El primer tipo de hipertrofia funcional influye poco en el incremento de la fuerza de los músculos, pero sí aumenta considerablemente la facultad de éstos para un trabajo prolongado, es decir, aumenta su resistencia.

El segundo tipo de hipertrofia (miofibrilar) funcional, está relacionado con el aumento del volumen de las miofibrillas, del aparato propiamente contráctil de las fibras musculares. En este caso, el diámetro muscular no puede aumentarse considerablemente, ya que principalmente crece la densidad

del tendido de las miofibrillas en la fibra muscular. El segundo tipo de hipertrofia funcional conduce a un incremento considerable de la fuerza máxima del músculo. También aumenta sustancialmente la fuerza absoluta del músculo, la cual no varía o quizás aumenta muy poco con el primer tipo de hipertrofia funcional.

El desarrollo preferente del primer o segundo tipo de hipertrofia funcional se determina por el carácter del tipo de entrenamiento. Es probable que los ejercicios dinámicos prolongados provoquen fundamentalmente, la hipertrofia funcional correspondiente al primer tipo (el aumento preferente del volumen del sarcoplasma y no de las miofibrillas). Los ejercicios isométricos con aplicación de grandes tensiones musculares (más de 2/3 de la fuerza máxima voluntaria de los grupos musculares entrenados), permiten el desarrollo de la hipertrofia funcional correspondiente al segundo tipo (hipertrofia miofibrilar).

La hipertrofia funcional se basa en la síntesis intensa de las proteínas musculares. La actividad muscular intensa influye de cierta manera en el aparato genético de las células musculares que dirige la regulación de la síntesis proteica. Correspondientemente, la concentración de **DNA** y **RNA** es mayor en el músculo hipertrofiado que en el músculo normal.

Unas hormonas singulares, las androgenonas<sup>a</sup>, desempeñan un papel importante en la regulación del volumen de la masa muscular y particularmente es el desarrollo de la hipertrofia funcional de los músculos.

En el hombre, estas hormonas son elaboradas por las glándulas sexuales (por los testículos) y en la corteza de las cápsulas suprarrenales, mientras que en la mujer estas hormonas solamente son elaboradas en las cápsulas suprarrenales. Correspondientemente, la cantidad de androgenonas es mayor en el organismo del hombre que en el de la mujer.

El papel desempeñado por las androgenonas en el aumento de la masa muscular se manifiesta de la manera siguiente; en primer lugar, el desarrollo por edad de la masa muscular en el organismo corre en forma paralela al aumento de la producción de estas hormonas. El primer engrosamiento notable de las fibras musculares es observado a la edad de 6 a 7 años, cuando se incrementa la formación de las androgenonas. Al presentarse la adolescencia (a la edad de 11 a 15 años) comienza el incremento intenso de la masa muscular en los varones, que continúa aún después de este período de madurez

---

<sup>a</sup> Esteroides, que contiene dieciocho carbonos, que tiene efectos masculinizantes; primariamente las hormonas (tal como la testosterona) secretadas por los testículos, sin embargo androgenonas débiles son secretadas por la corteza adrenal.

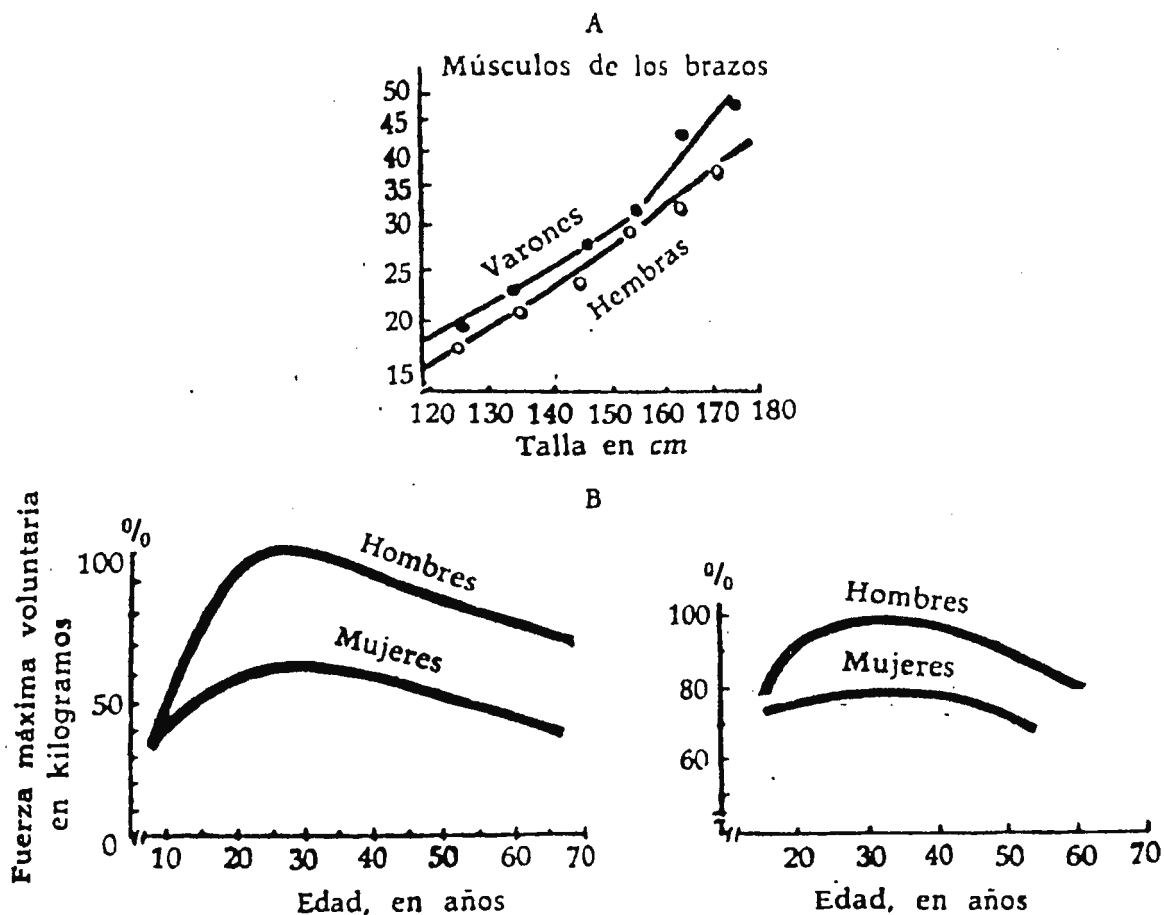


Figura 11

sexual. En las hembras, el desarrollo de la masa muscular finaliza, fundamentalmente, junto con el período de madurez sexual. El incremento de la fuerza muscular a la edad escolar tiene también un carácter correspondiente con este fenómeno. Se ha determinado que la relación existente entre los índices de la fuerza muscular y el crecimiento en niños entre 7 y 17 años se expresa por medio de una línea recta en escala logarítmica doble (figura 11).

No existen diferencias significativas en la fuerza de los músculos de las piernas entre niños y niñas de una misma edad, pero la fuerza de los músculos de los brazos y del tronco es considerablemente mayor en los niños que en las niñas, durante todos los períodos de crecimiento (a partir de los 7 años). Después de que el crecimiento de los varones haya alcanzado 150 cm o más (lo que es apreciable a los 13 años, cuando generalmente comienza la madurez sexual); se observa en ellos un incremento considerable de la fuerza de ciertos grupos musculares, principalmente de los grupos de los brazos.

En segundo lugar, el papel desempeñado por las androgenonas se manifiesta en las diferencias existentes entre la fuerza muscular de los hombres y las mujeres (figura 11b).

En los hombres existen mayores índices de fuerza que en las mujeres debido en parte a las diferencias sexuales en las dimensiones lineales del cuerpo. Ya que la fuerza es proporcional al área de la sección transversal de los músculos, es que la fuerza muscular debe depender de la longitud del cuerpo. Sin embargo, al corregir los índices de fuerza con las dimensiones del cuerpo, se ha encontrado que los índices de la fuerza en las mujeres adultas constituyen solamente, como promedio, aproximadamente 80% de los índices de la fuerza muscular de los hombres (grafico derecho fig 11b).

La medición de la fuerza muscular del hombre se realiza durante la tensión voluntaria de los músculos. Por este motivo, cuando se habla acerca de la fuerza muscular máxima voluntaria, es decir, acerca de la magnitud sumaria de la tensión isométrica (o más preciso, acerca del momento sumario) de un grupo de músculos durante el esfuerzo máximo voluntario realizado por el sujeto, esto es equivalente al concepto de "fuerza absoluta de los músculos". La fuerza muscular máxima voluntaria depende de dos grupos de factores que pueden ser denotados como factores musculares (periféricos) y factores de coordinación (nerviosos).

A los factores musculares (periféricos) se relacionan:

1. Las condiciones mecánicas de accionamiento de la tracción muscular -el brazo de palancas de acción de la fuerza muscular y el ángulo de aplicación de esta fuerza a las palancas óseas.
2. La longitud de los músculos, ya que la tensión del músculo depende de su longitud.
3. El diámetro de los músculos activados, ya que en medio de iguales condiciones, la fuerza muscular manifestada será mayor mientras mayor sea el diámetro sumario de los músculos que se contraigan libremente.

A los factores de coordinación (nerviosos) se relaciona un conjunto de mecanismos nerviosos centrales de coordinación de gobierno del aparato muscular.

El índice de fuerza máxima voluntaria depende también de la coordinación de la actividad de todos los músculos (coordinación intermuscular) sinérgicos y antagonistas de varias articulaciones debido a que al medir la fuerza se contraen muchos músculos. Particularmente, la perfección en la coordinación intermuscular se manifiesta en la correcta selección de los músculos sinérgicos activados, en la limitación adecuada de la actividad de los músculos antagonistas de una articulación dada y de la intensificación de la actividad de los músculos antagonistas que proporcionan la fijación de las articulaciones contiguas, etc.

Por tanto, el gobierno de los músculos se plantea como una tarea compleja para el sistema nervioso central, cuando se requiere revelar la fuerza máxima voluntaria. De esto se comprende porqué en condiciones normales la fuerza máxima voluntaria de unos u otros grupos de músculos es menor que la fuerza máxima de éstos. La diferencia entre la fuerza máxima de los músculos y su fuerza revelada con el esfuerzo máximo voluntario es denominado déficit de la fuerza.

La determinación del déficit de fuerza en el hombre se efectúa de la manera siguiente: Por medio de una instalación dinamométrica especial se mide la fuerza máxima voluntaria de un grupo elegido de músculos y, posteriormente, su fuerza máxima.

La magnitud del déficit de fuerzas depende de tres factores: del estado psicológico del sujeto sometido a experimentación, de la cantidad de grupos musculares activados simultáneamente y del grado de perfeccionamiento del voluntario gobierno de ellos.

#### *Primer factor.*

Es sabido que durante ciertos estados emocionales el hombre puede revelar tal fuerza que supera en mucho a sus máximas posibilidades de fuerzas durante condiciones normales. A tales estados emocionales (stress) se relacionan, el particular, es estado del deportista durante la competencia. Durante las condiciones experimentales al aumento considerable de los índices de la fuerza máxima voluntaria (es decir, la disminución del déficit de la fuerza) es observado en aquellas situaciones que provocan una fuerte reacción emocional del sujeto sometido a experimentación; por ejemplo, luego de escuchar un disparo inesperado.

#### *Segundo factor.*

Siempre que existen iguales condiciones de medición, la magnitud del déficit de fuerza es, por lo visto, mayor mientras más elevado sea el número de grupos musculares que se contraigan a un mismo tiempo. Por ejemplo, cuando sólo se mide la fuerza máxima voluntaria de los músculos que accionan al dedo mayor de la mano, el déficit de fuerza constituye entre 5 y 15% de la fuerza máxima de estos músculos, en diversos sujetos sometidos a experimentación. Al determinar la fuerza voluntaria de los dos grupos de músculos que accionan a este dedo y que flexionan a su última falange, el déficit de fuerza aumenta hasta 20%.

### *Tercer factor.*

Diversos experimentos han demostrado la importancia que este factor tiene (grado de perfeccionamiento del libre gobierno de los músculos) para la fuerza máxima voluntaria revelada por el hombre. Se ha demostrado, por ejemplo, que el entrenamiento isométrico realizado con las extremidades situadas en una posición determinada, puede provocar un incremento considerable de la fuerza máxima voluntaria medida en la misma posición. Si las mediciones de fuerza son efectuadas estando las extremidades en otras posiciones, entonces el incremento de la fuerza muscular resulta insignificante o no existe en lo absoluto.

La importancia del tercer factor también se revela al estudiar el índice de fuerza voluntaria relativa<sup>a</sup>, la cual se calcula dividiendo la máxima fuerza voluntaria sobre el diámetro transversal del músculo. Como se vió anteriormente, la fuerza máxima voluntaria es mayor en los varones que en las hembras (figura 11 parte a) durante el periodo comprendido entre 12 y 20 años. La fuerza muscular y la masa muscular aumenta dentro de los límites de esta edad. Como resultado, la fuerza relativa voluntaria es, como promedio, igual en hombres y mujeres, alcanza 6 kg/cm<sup>2</sup> aproximadamente. Además, existen diferencias sustanciales de fuerza relativa voluntaria en diferentes personas. De esta manera, a pesar que el grado de utilización de las posibilidades de fuerza del aparato muscular es, como promedio, igual en hombres y mujeres de diversas edades, este grado se diferencia sustancialmente en diversas personas. Estas diferencias pueden ser, particularmente, una consecuencia del entrenamiento.

El grado de perfeccionamiento del gobierno voluntario de los músculos, se determina por la efectividad del accionamiento de los mecanismos de coordinación: de los mecanismos de coordinación interna de los músculos e intermuscular. Particularmente, la fuerza máxima voluntaria puede disminuir a causa de la tensión "innecesaria" desarrollada por los músculos antagonistas que interfieren el trabajo de los agonistas (defecto de los mecanismos de coordinación intermuscular). Una parte de las unidades motrices de mayores umbrales no es incorporada a la actividad voluntaria y no todas las unidades motrices activas trabajan en el régimen de tétanis completo a causa de los "defectos" de la coordinación interna de los músculos. Generalmente, el déficit de fuerza surge como consecuencia de estos dos motivos. En todos estos casos, la fuerza máxima voluntaria del músculo es menor que su fuerza máxima.

---

<sup>a</sup> Ya que en el organismo sólo es posible medir el diámetro anatómico, es que se determina en su lugar la fuerza voluntaria relativa para la mayoría de los músculos y no así su fuerza absoluta (la relación de la fuerza máxima voluntaria con respecto al diámetro fisiológico). En el área deportiva se utiliza el concepto "fuerza relativa" para denotar la relación de la fuerza máxima voluntaria con respecto al peso del deportista.

Como ya se ha visto las grandes unidades motrices del músculo son las de mayor umbral. Además, su aporte a la tensión general del músculo es enorme, ya que cada una de ellas contiene un gran número de fibras musculares.

Hasta este momento se ha expuesto acerca de la fuerza muscular isométrica (estática). La fuerza muscular, medida en condiciones de un régimen dinámico de trabajo de los músculos (de contracción concéntrica o excéntrica) es denominada fuerza dinámica ( $F$ ). Esta fuerza se determina por la aceleración ( $a$ ) comunicada a la masa externa ( $m$ ) durante la contracción concéntrica

$$F = m \cdot a .$$

En este caso, la fuerza muscular revelada depende de la magnitud de la masa desplazada: los índices de fuerza crecen, dentro de ciertos límites, con el aumento del peso del cuerpo desplazado, y el aumento ulterior del peso no va acompañado por el incremento del índice de la fuerza dinámica.

Al medir la fuerza dinámica, el sujeto realiza un movimiento que requiere de una compleja coordinación tanto intra como intermuscular.

Por este motivo, los índices de la fuerza dinámica se diferencian notablemente en diversas personas y oscilan más que los índices de la fuerza isométrica (estática), incluso al realizar mediciones reiteradas en una misma persona.

La fuerza dinámica medida durante la contracción concéntrica de los músculos es menor que la fuerza estática (Fig 10). Desde luego esta comparación se establece durante los esfuerzos máximos realizados por el sujeto en todos los casos, en igual ángulo.

Como se ha señalado, durante el régimen de contracciones excéntricas (régimen cesión) los músculos son capaces de manifestar una fuerza dinámica que supera considerablemente a la fuerza máxima isométrica. Mientras mayor sea la velocidad del movimiento, mayor será la fuerza dinámica manifiesta durante el régimen de cesión de contracción muscular (Fig 10 b).

El aumento de la fuerza dinámica, como resultado del entrenamiento, puede dejar de provocar un aumento de la fuerza estática y viceversa. Los ejercicios isométricos aumentan la fuerza dinámica. Todo esto denota el carácter específico de los efectos del entrenamiento: la utilización de un tipo específico de ejercicios provoca un aumento más significativo específicamente en este tipo de movimiento.

## 1.1.7 RESISTENCIA MUSCULAR.

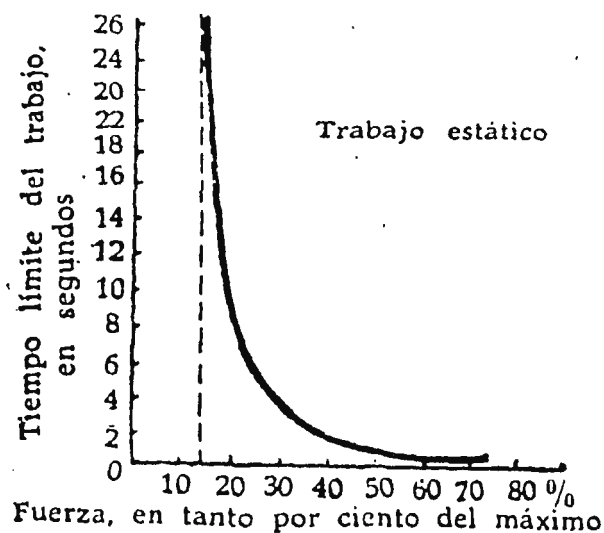


Figura 12

La resistencia muscular puede ser valorizada de acuerdo con el tiempo límite de la realización de un trabajo estático o dinámico. Durante es trabajo estático esta resistencia se determina de acuerdo con el tiempo durante el cual se mantiene una fuerza continua de presión o se soporta una cierta carga en posición fija. En este caso, el trabajo realizado puede ser considerado como el producto de la fuerza de presión ( $F$ ) o de sostén, por el tiempo ( $t$ ); es decir, como el impulso de la fuerza:  $Ft$ . Para poder comparar el trabajo estático realizado por diversas personal o producido por diferentes músculos, es preciso calcular (o medir directamente) la fuerza de tensión de estos músculos, si se conocen las magnitudes de longitud de los brazos de palancas y los ángulos de aplicación de la fuerza de los músculos que se contraigan.

El tiempo límite del trabajo estático (resistencia estática) se encuentra en relación inversa a la  $F$ . En la gráfica que aparece en la figura 12a, la curva "fuerza de presión-tiempo límite de trabajo" corre, en la parte izquierda, casi paralelamente a la línea vertical discontinua que cruza el eje de las abcisas en el punto que aproximadamente corresponde 20% de la fuerza máxima. Esta línea es denominada curva asintótica "fuerza de presión (carga)-tiempo límite de trabajo", y caracteriza al nivel crítico del trabajo estático. En la figura 12a, es posible apreciar que cuando la fuerza de presión (carga) requerida constituye menos de 20% de la fuerza máxima, es decir, menos del nivel crítico, el trabajo estático puede completarse durante el transcurso de un tiempo muy prolongado ("infinitamente prolongado").

Si la fuerza de presión (carga) sobrepasa el nivel crítico, entonces el tiempo límite del trabajo estático es de corta duración. De acuerdo con la siguiente relación del tiempo límite de trabajo estático disminuye, dentro del diapasón de la fuerza de presión (de la carga), de 20 a 80 % de la fuerza máxima al aumentar la fuerza de presión (de la carga):

$$T_{límite} = \frac{K}{\left(\frac{F}{F_{MÁX}}\right)^n}$$

donde K es una constante cuyo valor es de 0.166, n es un índice de grado, igual aproximadamente a 2.5. Esta fórmula demuestra que aún una pequeña disminución de la fuerza de la contracción estática conduce a una considerable prolongación del tiempo durante el cual resulta posible mantener esta contracción. La contracción máxima voluntaria de los músculos puede mantenerse solamente por el espacio de varios segundos.

Si el trabajo estático es interrumpido periódicamente por fases de descanso, entonces aumenta la cantidad general del mismo que puede ser realizado. En estos casos, la curva "fuerza de presión (carga)-tiempo límite de trabajo" (fig 12a) se desplaza hacia la derecha. Y el desplazamiento se acentúa al aumentar la duración de las fases del descanso.

Para la medición del trabajo dinámico es posible utilizar la potencia del trabajo realizado, o sea, la relación del trabajo (expresado en kilográmetros o en joules) con respecto al tiempo utilizado para su realización. Se distinguen dos tipos de potencias: potencia pico y potencia crítica.

La potencia pico es la potencia máxima que puede ser alcanzada en algún momento de la realización del trabajo dinámico. La potencia pico se mide durante la contracción dinámica máxima voluntaria de los músculos al levantar una carga o durante la transmisión de la aceleración a una masa determinada. En experimentos realizados en músculos aislados éstos fueron sometidos a estímulos tetánicos eléctricos para medir la potencia pico. Al acotarse durante la contracción, el músculo levantó la carga. La potencia pico se logra durante el movimiento (acortamiento) con una velocidad óptima igual o menor de la mitad de la máxima y con una carga exterior óptima. Esta última se determina utilizando la relación "carga-velocidad."

La potencia crítica del trabajo dinámico es aquella que puede mantenerse por espacio de un tiempo prolongado (durante muchas horas). Esta potencia es análoga al nivel crítico para el trabajo estático. Si la potencia del trabajo dinámico supera a la potencia crítica, entonces la duración de este trabajo es limitado.

Durante el trabajo estático y dinámico, la resistencia depende de gran medida de diversos mecanismos fisiológicos. Por este motivo, entre estos dos tipos de resistencia existe una ligera relación. Correspondientemente, la utilización sistemática de ejercicios que requieran de resistencia

estática, permite aumentarla considerablemente, pero hace variar poco la resistencia dinámica. Los ejercicios dinámicos provocan un aumento notable de la resistencia dinámica sin cambios considerables de la resistencia estática.

Entre los valores de la fuerza muscular y de la resistencia existe una compleja relación. Entre la fuerza máxima voluntaria y la resistencia estática de un mismo grupo muscular existe una dependencia directa: mientras mayor sea la fuerza del grupo muscular, más prolongado será el sostenimiento del esfuerzo seleccionado ( mayor será la "resistencia absoluta" ).

Es posible observar otra relación entre la fuerza y la resistencia durante los experimentos aquellos en que diversos sujetos mantienen iguales esfuerzos; por ejemplo, 60% de su máximo de fuerza ( en este caso, mientras más fuerte sea el sujeto mayor será, de acuerdo con la magnitud absoluta, el esfuerzo que éste desarrolla). En estos casos el tiempo límite promedio del trabajo ("resistencia relativa") no se destaca en aquellas personas con diferente fuerza muscular.

En los experimentos, cuyos resultados aparecen señalados en la tabla 3, los sujetos a experimentación debían levantar una carga a 1/3 de la fuerza máxima de un grupo muscular dado y a un ritmo de un movimiento por cada segundo. En este caso, los índices promedio de la fuerza muscular y de la resistencia dinámica revelan la relación específica con la especialización deportiva. Por este motivo, el entrenamiento orientado, preferentemente hacia el desarrollo de la fuerza muscular, perfecciona los mecanismos que permiten mejorar esta cualidad, influyendo considerablemente menos en la resistencia muscular y viceversa.

TABLA 3

**FUERZA MUSCULAR Y RESISTENCIA DINAMICA**  
(según M. Ikay, 1964)

Sujetos de experimentación	Flexores de la articulación del codo	
	Fuerza (Kg)	
	Resistencia (cantidad de movimientos)	
<b>HOMBRES</b>		
-No deportistas	17	75
-Velocistas	19	75
-Corredores de distancias medias y largar	19	48
-Corredores de vallas	19	46
-Saltadores	21	45
-Discóbolos	26	51
<b>MUJERES</b>		
-No deportistas	9	70
-Velocistas	12	71
-Corredoras de distancias medias y largas	10	68
-Saltadoras	12	58
-Discóbolos	17	43

#### 1.1.8 PROBLEMAS FISICOS QUE SE PODRAN ATENDER CON EL SISTEMA EN ESTUDIO

##### **DEBILIDAD Y PARALISIS MUSCULARES.**

La debilidad o parálisis de cualquier músculo o grupo de músculos produce no solamente la pérdida del movimiento o estabilidad de una determinada articulación, sino que crea un estado de desequilibrio

muscular que afecta todos los grupos relacionados con la producción del movimiento coordinado. Si los músculos debilitados son capaces de recuperar su función completa, deben protegerse mientras son inefectivos y estimularlos mediante la reeducación hasta que puedan finalmente desempeñar una vez más su papel como elementos efectivos del grupo de músculos con los que trabajan para realizar los movimientos naturales.

## CAUSAS DE DEBILIDADES O PARALISIS.

Como sea que la contracción es solamente el medio por el cual puede conservarse o aumentarse la fuerza muscular, cualquier lesión o hábito que impida o limite la contracción conducirá a la atrofia muscular. La pérdida completa de la capacidad de contracción se conoce con la denominación de parálisis, la pérdida parcial como paresia<sup>a</sup>, o bien puede tratarse de un músculo puramente débil o subnormal.

### Lesiones que afectan a las vías motoras.

La interferencia con el paso de impulsos a lo largo de las vías motoras produce parálisis. La parálisis espástica<sup>b</sup> se produce por lesiones de la neurona motora superior y la parálisis flácida<sup>c</sup> por lesiones de la neurona motora inferior.

### Lesiones que afectan al tejido muscular.

La degeneración del tejido muscular produce una pérdida de la fuerza que, generalmente, es progresiva, como la distrofia muscular<sup>d</sup>. La isquemia<sup>e</sup> produce alteraciones morfológicas; el extenso tejido de cicatriz puede reemplazar el tejido contráctil a consecuencia de las lesiones de las partes blandas profundas.

---

<sup>a</sup>páresis = relajación; parálisis leve que no afecta la sensibilidad.

<sup>b</sup>o espasmódica, es la caracterizada por el aumento del tono muscular y exaltación de los reflejos osteotendinosos

<sup>c</sup>Aquella donde existe un alto grado de atonía de los músculos tomados. Es observable en las parálisis periféricas.

<sup>d</sup>dystrophos = difícil de alimentar; trastorno en el desarrollo de un músculo debido a alteraciones de su nutrición.

<sup>e</sup>anemia local; interrupción del aporte sanguíneo arterial a una parte y estado consecutivo a esa situación.

### **Desuso del tejido normal muscular y nervioso.**

No son raras las pérdidas de fuerza y la atrofia por desuso. Un paciente puede no usar sus músculos:

- a) Porque no puede; la contracción se inhibe por el dolor o por el espasmo protector de los músculos antagonistas.
  
- b) Porque no necesita hacerlo; las articulaciones fijadas mediante férulas son estables e incapaces de moverse, por lo que el paciente no necesita contraer sus músculos a menos que se incite por la fuerte resistencia a los otros músculos potentes del mismo grupo o por su propio esfuerzo voluntario. Las contracciones estáticas de esta clase son esenciales para mantener la circulación, la potencia muscular y el movimiento de los tendones que pasan sobre las articulaciones inmovilizadas temporalmente, y que son muy preciosas para la recuperación de la función cuando se suprime la inmovilización.

## 1.2 REHABILITACION

### 1.2.1 TIPOS DE EJERCICIOS.

Los tipos de ejercicios se clasifican según el tipo de movimiento en dos: los movimientos activos y los pasivos. A la vez los movimientos activos se subdividen en voluntarios e involuntarios, de los cuales solamente se tomarán los activos-voluntarios ya que es el tipo de ejercicios que se utilizarán en el presente proyecto.

#### 1.2.1.1 MOVIMIENTOS VOLUNTARIOS

Son los movimientos practicados o regulados por la acción voluntaria sobre los músculos, actuando en oposición a una fuerza externa. Estos se clasifican en:

##### *Ejercicio libre.*

Los músculos que trabajan están sometidos solamente a las fuerzas de gravedad que actúan sobre el miembro en movimiento o estabilizado.

##### *Ejercicio asistido.*

Cuando la fuerza muscular o la coordinación son inadecuadas para realizar un movimiento se aplica una fuerza externa para compensar la deficiencia.

##### *Ejercicio asistido-resistido.*

Los músculos pueden ser los suficientemente potentes para actuar contra una resistencia en una parte de su amplitud pero no en la totalidad. Este tipo de ejercicio asegura que las fuerzas externas aplicadas se adapten en cada grado de la amplitud a las posibilidades de los músculos.

##### *Ejercicio resistido.*

Las fuerzas de resistencia ofrecidas por la acción de los músculos pueden aumentarse, en forma artificial y sistemática, para desarrollar la potencia y tolerancia de los músculos.

### 1.2.1.1.1 EJERCICIO RESISTIDO.

#### a) *Principios de resistencia.*

Puede aplicarse una fuerza externa a las palancas del cuerpo para oponerse a la fuerza de la contracción muscular. En el interior de los músculos, la tensión aumenta por la acción de una fuerza opuesta (o resistencia) y los músculos responden mediante una hipertrofia<sup>a</sup> y un aumento de su potencia. Como del aumento del desarrollo muscular se produce en respuesta al aumento de la tensión intramuscular, la aplicación de la máxima resistencia, que es la capacidad de los músculos para vencerla traerá consigo el máximo desarrollo.

La fuerza aplicada a una contracción isotónica<sup>b</sup> debe ser lo suficiente intensa para aumentar hasta el máximo la tensión intramuscular sin inferir con la capacidad de los músculos para producir el movimiento coordinado. El aumento máximo de la tensión intramuscular durante una contracción isométrica se produce por una resistencia, que es igual a la capacidad de los músculos para mantener la tensión.

Existen cinco factores que contribuyen al desarrollo de la eficacia muscular, los cuales son: potencia, resistencia, volumen, rapidez de contracción y coordinación. Los tres primeros están estrechamente relacionados y pueden incrementarse por el uso de los ejercicios resistidos.

La *potencia* se desarrolla en respuesta a la aplicación de la máxima resistencia, consistente en la capacidad de los músculos para vencerla; por tanto, puede estimularse cuando los músculos actúan contra una resistencia progresivamente creciente. Como que el factor esencial en el desarrollo de la potencia es la intensidad de la resistencia, el método usado para lograrlo se denomina *ejercicio de gran resistencia y escasa repetición*, en el que el número de veces que el movimiento se repite es relativamente escaso para permitir que la resistencia sea lo más intensa posible.

La *resistencia* es la cualidad que se desarrolla como respuesta a la contracción repetida; por tanto, como el factor esencial es el número de contracciones, el método usado en este caso se denomina *ejercicio de resistencia ligera y frecuente repetición*.

---

<sup>a</sup> del griego *hyper*, sobre y *trophé*, alimentación. La actividad forzada hace que el músculo aumente volumen. En su mayor parte la hipertrofia es resultado de aumento de los diámetros de las fibras que ya contienen el músculo.

<sup>b</sup> contracción de igual tensión

El *volumen*, que puede observarse o medirse como indicador de la hipertrofia, se desarrolla, generalmente en proporción a la potencia. Sirve como medio para demostrar el progreso al paciente, aunque no constituye invariablemente una verdadera indicación del éxito del tratamiento.

La cuidadosa valoración de la capacidad de los músculos en cada fase del tratamiento y la realización de éste con la correcta fuerza de resistencia, constituye la clave del éxito en el uso de los ejercicios resistidos.

b) *Variación de la potencia de los músculos en distintas partes de su amplitud*

Los músculos capaces de producir una amplitud considerable de movimiento articular no son igualmente potentes en todos los segmentos de su amplitud.

Desde el punto de vista fisiológico, los músculos son capaces de ejercer su mayor potencia cuando se hallan en extensión completa, es decir, en la amplitud externa, ya que cuando se acortan disminuye su fuerza. Sin embargo, esta acción se modifica, en el caso de algunos músculos, por factores mecánicos, tales como el ángulo de tracción del tendón de inserción, es decir, el efecto de tracción sobre una palanca es mayor cuando el ángulo de tracción se aproxima al ángulo recto.

Por ejemplo: fisiológicamente, los flexores del codo son más potentes en su recorrido externo pero, mecánicamente son más potentes en su recorrido medio aproximadamente. Cuando se tienen en cuenta ambos factores y se sobrepasa la inercia inicial del comienzo del movimiento, puede apreciarse claramente que los músculos son más eficaces en la parte externa de la amplitud media.

c) *Técnica de los ejercicios resistidos*

1) *Posición fundamental.*

La comodidad y la estabilidad del cuerpo en conjunto contribuyen a que el paciente concentre toda su atención sobre el tipo de movimiento y en el esfuerzo requerido para vencer la resistencia.

2) *Tipo de movimiento.*

Debe ser bien conocido por el paciente y puede aplicarse como ejercicio pasivo o como ejercicio libre. El tipo debe permitir, siempre que sea posible, la contracción de los músculos en toda su amplitud y debe basarse en un tipo natural de movimiento con un objetivo determinado.

### 3) *Estabilización.*

La estabilización del hueso o hueso de origen de los músculos objeto de la resistencia mejora su eficacia. Esta estabilización raramente es estática cuando se aplica un tipo natural de movimiento, ya que debe adaptarse constantemente a las circunstancias del movimiento. Siempre que los músculos normalmente responsables de la estabilización se conserven eficientes deben utilizarse para este propósito, ya que se considera que su acción contribuye al esfuerzo de los músculos que coadyuvan al movimiento. Sin embargo, si existe la tendencia a que el movimiento se transmita a las articulaciones vecinas, alterándose el tipo de movimiento, deben aplicarse entonces medios adicionales de fijación para asegurar que el movimiento se realice en la articulación requerida.

### 4) *Tracción.*

El estiramiento previo para desencadenar el reflejo miotático<sup>a</sup> procura un poderoso estímulo para la contracción, y la tracción sostenida en toda la amplitud facilita el movimiento articular y mantiene la tensión sobre los músculos, aumentando así el efecto de la fuerza de resistencia.

### 5) *Fuerza de resistencia.*

Puede emplearse una gran variedad de medios para suministrar la fuerza para resistir la contracción de los músculos, por ejemplo, presión manual, pesos, muelles, máquinas, etc., pero en cada caso debe aplicarse en forma que asegure que la presión se ejerza sobre la superficie de la piel del paciente, precisamente en la dirección del movimiento. Lo más indicado para este tipo de ejercicios es que la resistencia aplicada pueda ajustarse a la potencia de los músculos en todas las circunstancias y en cada segmento de la amplitud y que a la vez se pueda medir esa resistencia y así registrar el progreso alcanzado.

La intensidad de la fuerza de resistencia, en relación con la potencia muscular, varía de acuerdo con la finalidad que se persigue. La máxima resistencia precisa el máximo esfuerzo sobre los músculos, y se utiliza, por tanto, para desarrollar la potencia y la hipertrofia. Como que la calidad de resistencia muscular se desarrolla con la contracción repetida contra la resistencia, esta última es considerablemente menor que la máxima que permita que se produzca un gran número de repeticiones.

---

<sup>a</sup> del griego *mys*, *myós*, músculo y *tasis*, extensión, alargamiento.

#### 6) *Carácter del movimiento*

El movimiento debe ser esencialmente suave y dominarse en toda su extensión, por lo que el esfuerzo realizado requiere la plena atención del paciente. La rapidez del movimiento debe responder a la amplitud óptima de la concentración del grupo determinado de músculos en relación con la resistencia representada por la maquina. Debe procurarse en lo posible, que la amplitud del movimiento sea completa, pero la resistencia puede aplicarse en cualquier parte de la amplitud que se considere conveniente o deseable, ya que los músculos trabajan estáticamente en cualquier punto de su amplitud.

#### 7) *Repeticiones del ejercicio.*

El número de veces que los músculos se ponen en acción contra una resistencia debe ser variable según el proceso de que se trate o el estado del paciente, por lo que no es aconsejable establecer reglas fijas.

Los ejercicios de escasa resistencia y repetición frecuente son más convenientes el los pacientes debilitados o ancianos, cuyos músculos son menos resistentes que los de los individuos jóvenes y robustos, y han demostrado ser muy efectivos en procesos como la artrosis<sup>a</sup>. Estos ejercicios de escasa resistencia y repetición frecuente estimulan la potencia y la hipertrofia de los músculos en estado de inactividad a consecuencia de lesiones traumáticas o en procesos tributarios de la cirugía ortopédica, por ejemplo, después de la meniscectomía. Cuando existe derrame o lesiones articulares, como en la poliartritis crónica, es valiosa la contracción estática resistida con repetición frecuente de los músculos que pasan sobre una articulación ya que conservan la eficacia muscular y puede ser practicada en cualquier parte de la amplitud libre de dolor. El número de repeticiones puede determinarse también conforme a la necesidad o contraindicación de fatigar el mecanismo neuro muscular en el tratamiento de una determinada afección.

#### 8) *Cooperación del paciente.*

El esfuerzo realizado por el paciente y su interés en el tratamiento desempeñan, sin duda, una parte importante en el desarrollo de los músculos por medio del ejercicio resistido. El interés se

---

<sup>a</sup> Afección crónica de las articulaciones, de naturaleza degenerativa y no inflamatoria.

despierta al aplicar la resistencia, por las medidas y comprobaciones regulares del progreso logrado, por la convicción verbal y, en los casos adecuados, por la competición.

#### d) *Progresión*

A medida que aumenta la potencia del músculo debe aumentarse proporcionalmente la resistencia.

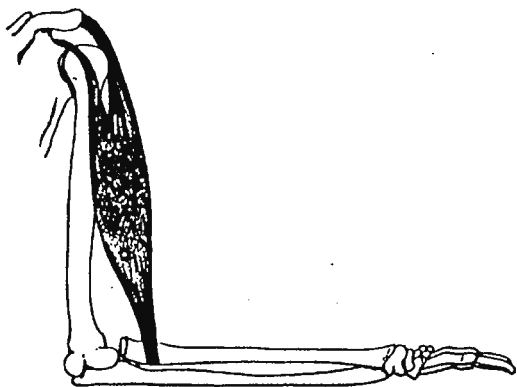


Figura 13

Existen cuatro métodos principales para aumentar la resistencia a la acción muscular. Cada método puede usarse aisladamente o en combinación con cualquiera de los otros métodos:

1. Aumento de la fuerza de resistencia.
2. Aumento de la acción de palanca de la fuerza de resistencia.
3. Alteración de la rapidez del movimiento.
4. Aumento en la duración del ejercicio.

##### 1) *Aumento de la fuerza de resistencia.*

Por ejemplo: supongamos un grupo muscular capaz de lograr una contracción en toda su amplitud contra el peso de un kilogramo cuando se aplica en un punto determinado, y que puede contraerse con una rapidez y duración determinadas. A medida que aumenta la potencia muscular, se aumenta proporcionalmente la fuerza de oposición a 1.2, 1.5, 1.8 kg. mientras permanecen constantes las otras condiciones. El aumento es variable según el grupo muscular particular, su progreso hacia la recuperación y la frecuencia con que se realiza el aumento.

##### 2) *Aumento en la acción de palanca.*

La resistencia total ofrecida por un peso determinado depende de la posición de su punto de aplicación en relación con el fulcro ( $\text{Momento de fuerza} = \text{Peso} \times \text{Distancia perpendicular desde el fulcro}$ ). Cuanto mayor es la distancia perpendicular del punto de aplicación desde el fulcro, es decir, la articulación en la que se realiza el movimiento, mayor es la resistencia ofrecida por el peso.

Ejemplo. El efecto de una resistencia, que se considera constante, aplicada a los abductores del hombro, con el miembro en extensión, es mucho mayor cuando se aplica en la muñeca que en el codo.

### 3) *Alteración en la rapidez del movimiento.*

La contracción muscular es más eficaz cuando se realiza a una velocidad óptima o natural. Esta rapidez varía según la forma y la estructura de los músculos en cuestión, la resistencia y el individuo. El aumento o la disminución en esta rapidez natural de la contracción aumenta el efecto de la resistencia cuando el músculo trabaja concéntricamente, pero cuando trabaja excéntricamente, cuanto más lento es el movimiento mayor es el efecto de la resistencia; es decir, el trabajo concéntrico es más fácil a velocidad natural, el trabajo excéntrico a gran velocidad.

Por ejemplo: es más fácil ascender por la pendiente de una montaña al propio paso que seguir a un compañero que va más deprisa o más despacio que nosotros, pero es más fácil descender rápidamente.

### 4) *Aumento en la duración.*

A medida que los músculos van progresando en su tarea de vencer una resistencia, se convierten en más eficaces y, por tanto, disminuye el efecto de la resistencia y el ejercicio parece más fácil. Sin embargo, si se continúa durante un número suficiente de veces, la fatiga reduce la eficacia de los músculos y, por tanto, la resistencia es mayor.

Por ejemplo: Aserrando un tronco de madera puede apreciarse que el trabajo es muchos más fácil a medida que se va realizando, pero se convierte en más penoso al cabo de una hora.

### e) *Efectos y usos de los ejercicios resistidos*

1) La potencia muscular sólo puede mantenerse o aumentarse por la contracción, y con estos ejercicios los músculos que trabajan se fortalecen e hipertrofian en respuesta a la tensión creada en ellos por la resistencia. Se aumenta su potencia y su tolerancia.

Los ejercicios resistidos se usan para desarrollar músculos débiles y restablecer así el equilibrio de la potencia muscular, que es esencial para la estabilidad y para el movimiento coordinado.

2) La sangre que fluye a los músculos que trabajan aumenta en proporción al trabajo que se ven obligados a realizar, procurando así el material necesario para la reparación y la hipertrofia.

Aunque la circulación se halla impedida durante el momento de la contracción, la cantidad de sangre contenida en los músculos inmediatamente después de la contracción es unas diez veces mayor durante el ejercicio vigoroso que la contenida durante el reposo.

Este aumento en el flujo de sangre hacia los músculos continúa durante algún tiempo después del ejercicio, aportando oxígeno y sustancias nutritivas a la parte que trabaja y contribuyendo al acarreo de los productos del metabolismo.

3) Con frecuencia, antes del ejercicio se produce un aumento general de la presión sanguínea, que además puede incrementarse por el esfuerzo mental requerido para practicar correctamente estos ejercicios.

4) El calor, que se produce como resultado del ejercicio muscular vigoroso, estimula el centro de regulación del calor, produciendo vasodilatación de la piel. Esta es consecutiva a la constricción de estos vasos que se produce en primer lugar para compensar el aumento de la corriente sanguínea hacia los músculos. Si el ejercicio ha sido suficientemente intenso, la piel se encuentra caliente y posiblemente húmeda y rosada, indicando que se pierde calor por superficie para equilibrar el aumento producido por la actividad muscular, manteniendo así la temperatura orgánica dentro de los límites normales. El grado de humedad depende, en gran parte de la temperatura, de la humedad y del movimiento de la atmósfera.

## 1.2.2 TECNICA DE FORTALECIMIENTO DE LOS MUSCULOS

### 1.2.2.1 FLEXORES DEL CODO

El bíceps, el braquial anterior y el supinador largo son los principales actores de la flexión del codo. La acción del bíceps es más efectiva en su amplitud externa cuando el antebrazo se halla en supinación y el hombro en extensión. El braquial anterior continúa el movimiento en las amplitudes media e interna y el supinador largo presta su ayuda cuando el antebrazo se halla en la pronación

media. El pronador redondo y otros músculos que se insertan en la epitroilea<sup>a</sup> prestan su ayuda cuando se aplica una fuerte resistencia al movimiento.

#### *Ejercicios resistidos para los flexores del codo.*

Para el tratamiento de la debilidad resultante de las lesiones traumáticas, solamente deben realizarse ligeros ejercicios sin peso hasta que haya desaparecido el peligro de la miositis osificante; los ejercicios de resistencia solamente deben ser prescritos por el médico encargado del paciente.

Para la resistencia manual se coloca al paciente en *decúbido* o *semidecúbido*, con el brazo apoyado sobre la mesa.

#### 1.2.2.2 EXTENSORES DEL CODO.

El tríceps, ayudado por el ancóneo, extiende el codo. Al proporcionar ayuda o resistencia a estos músculos debe permitirse el ángulo de movimiento.

#### *Ejercicios resistidos para los extensores del codo.*

La resistencia manual puede aplicarse con el codo en extensión y pronación; el codo se mantiene por presión sobre el tríceps.

La elevación de pesos con las manos, con el paciente en *decúbido* o en *bipedestación*, constituye a la acción de estos músculos.

---

<sup>a</sup> Cóndilo interno o menor del húmero; eminencia en la parte inferior e interna del húmero encima de la tróclea, en la que se fija el tendón común de los músculos epitrocleos.  
cóndilo = eminencia redonda, en la extremidad de un hueso

### 1.3. DIAGRAMA DE BLOQUES

La rehabilitación de los flexores y extensores a nivel del codo se basa en el movimiento angular repetitivo del brazo. Este movimiento es aplicado a la máquina gracias a un convertidor de movimiento rotacional a movimiento lineal, por medio de un acople de sistemas mecánicos e hidráulicos, los cuales ocasionan un desplazamiento del fluido que es llevado a una recámara de presión hidráulica.

En un mismo conjunto se encuentran: a) la recámara de presión hidráulica que origina una carga de trabajo la cual origina una resistencia controlada al movimiento del brazo del paciente, provocando así un esfuerzo efectuado por este para su propia realización. b) el actuador hidráulico que no es más que la parte mecánica de este conjunto y se encarga de comunicar físicamente a las recámaras hidráulica y neumática. c) la recámara de presión neumática se encarga de controlar la cantidad de presión aplicada a la recámara hidráulica.

El agente controlador de la presión en la recámara neumática es un regulador de presión comandado por una señal eléctrica derivada del interface.

La presión utilizada por la recámara neumática es suministrada por un acumulador de presión a través del regulador antes mencionado.

En la etapa electrónica se pueden considerar dos caminos para las señales; las señales que van del paciente al computador y las que van del computador hacia el paciente.

Para el primer caso, del actuador hidráulico se reciben como datos las diferencias de longitud -las cuales son reflejos de los cambios de posición- por medio de un transductor, esta se convierte en señal eléctrica análoga, la cual es sometida a un medidor de instrumentación y convertida de señal analógica a digital, siendo esta enviada directamente al computador como dato por medio del puerto de entrada del computador.

Para el segundo caso -en el cual el flujo de información vá del computador hacia el paciente-, y ya decidido dentro del computador si ha de realizarse algún cambio vía interface, envía el dato o señal del puerto del computador hacia el circuito que determina cuando una señal va al impresor o del circuito que controla la presión que delimita la resistencia ejercida al paciente.

El sistema computacional recibirá información general del paciente, via teclado con lo que formará una base de datos generales conteniendo los siguientes datos:

- Código
- Nombre
- Dirección de casa
- Edad
- Sexo
- # de teléfono
- Ocupación

#### Historial médico

- Código
- Diagnóstico
- Fecha de comienzo de enfermedad
- Causa de enfermedad
- Estado físico del paciente
- Objetivo del tratamiento

El sistema contendrá el expediente de cada paciente, que será actualizado en cada sesión de rehabilitación automáticamente. La sesión dará inicio cuando la computadora envíe la señal de inicialización hacia el interface y comience a recibir datos de este (estos datos responderán a cada contracción ).

Con estos datos recibidos, el sistema calculará la fuerza y el ángulo (mínimo y máximo de cada contracción, ofreciendo en pantalla el esfuerzo realizado por el paciente, traducido en unidades de fuerza, para conocer de forma directa e inmediata el grado de avance del paciente, dato que servirá para aumentar o disminuir el grado de dificultad presentado al rehabilitando de forma automática..

El sistema también generará una serie de gráficos y reportes sobre la rehabilitación, tanto del paciente individualmente como usando datos de un grupo determinado de pacientes; estos gráficos y reportes serán por grupo de sesiones (mínimos, máximos y promedios) de cada sesión. También serán por tipos de enfermedad, sexo, edades, causas etc.

# **CAPITULO**

## **II**

## **INTRODUCCION**

En este capítulo se describe paso a paso la forma en la cual se ha diseñado cada uno de los subsistemas que componen el rehabilitador.

En la parte Mecánica se efectúan una serie de cálculos, de los cuales surgen las opciones más convenientes para elegir los tipos de materiales y las dimensiones de la parte mecánica.

En la parte biomédica se explican paso a paso la forma en la que se ha diseñado la interfase electrónica.

En la parte computacional se puede observar el diseño completo del software el cual comprende los niveles de proceso del sistema, los modelos Entidad - Relación, el diccionario de datos, los menús de opciones, las tablas que forman la base de datos, así como los reportes que el sistema está a disposición de brindar.

## CAPITULO II

## 2 DISEÑOS DEL SISTEMA

## 2.1 SUB-SISTEMA MECANICO

Para el diseño que corresponde a la parte mecánica se procede al cálculo de esfuerzos en el área denominada primer recámara<sup>a</sup>.

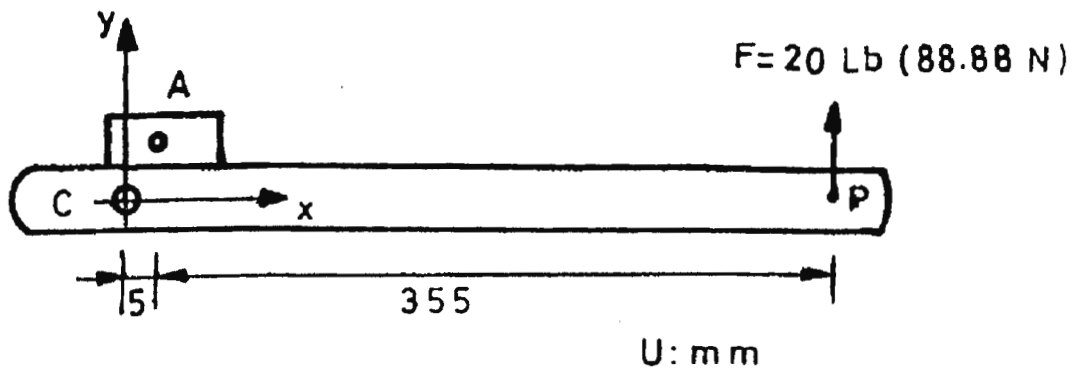


Figura 14

El desarrollo da inicio con la evaluación de momentos de torsión en los puntos A y C (ver figura 14).

$\Sigma M_c$ :

$$R_p = 360 \text{ E-3 i}$$

El momento en el punto C está dado por la fuerza máxima de 88.88 N multiplicada por el vector de posición  $R_p$ .

$$M_c = (360 \text{ E-3 i mt}) \times (88.88 \text{ j N})$$

$$M_c = 32.0 \text{ k N.mt}$$

$$M_c = 32.0 \text{ k N.mt}$$

Y el momento en el punto A es:

$$M_A = (355 \text{ E- i mt}) \times (88.88 \text{ j N})$$

$$M_A = 31.50 \text{ k N.mt}$$

$$M_A = 31.50 \text{ k N.mt}$$

Para encontrar la fuerza en el punto B nos auxiliaremos en la figura 15:

La fuerza cortante en A se resuelve al efectuar la sumatoria de momentos en el punto C.

$\Sigma M_c = 0$

<sup>a</sup>Ver anexo para el detalle de las fuerzas en la primer recámara

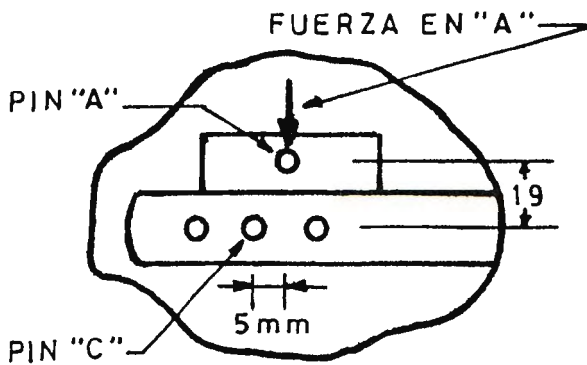


Figura 15

recámara será:

$$P = \frac{F}{A} = \frac{1,684.21}{\pi (21E-3)^2 mt^2} = 1.2 Mpa = 176.64 \frac{lb}{pul^2}$$

Por lo tanto la presión en la primera recámara es la misma que en la segunda, pero con una variante no muy grande en las fuerzas presentes en los pistones, debido a las dimensiones similares con que éstas cuentan, pudiéndose determinar a través de la siguiente fórmula:

$$\frac{F1}{A1} = \frac{F2}{A2} \Rightarrow F2 = \frac{A2}{A1} F1 = \frac{20}{21} (1,684.21N) = 1,604N$$

Y para la recámara No. 3 se tiene una presión de trabajo que puede encontrarse con la ecuación siguiente:

$$P2.A2 = P3.A3$$

$$P3 = \frac{A2}{A3} P2 = \frac{20}{50} (176.64 psi) = 70.656 psi$$

En la tabla No. 4 se muestran todas las presiones, fuerzas y áreas de las tres recámaras presentes en el sistema de rehabilitación.

$$-F_A \times (19E-3 \text{ mt}) + (360 E-3 \text{ mt}) \times (88.88 \text{ N}) = 0$$

$$F_A = \frac{M_C}{19E-3 \text{ mt}} = \frac{32N \cdot \text{mt}}{19E-3 \text{ mt}} = 1,684.21N$$

Entonces considerando que  $F_A = F_B$  por estar unidos físicamente en una sola barra, y la fuerza inicial también está en el mismo sentido y el apoyo en B es una rótula, se concluye que la fuerza en este punto es la misma que en A.

Ahora bien la máxima presión en la primera

RECAMARA	$\phi_{(AREA)*}$	FUERZA(N)	PRESION(PSI)
1	2.1 (3.146)	1,684.21	176.64
2	2.0 (3.142)	1,604.0	176.64
3	5.0 (19.64)	1,604.0	70.66

\*  $\phi$  en cm  
area en  $cm^2$

TABLA No. 4

Para el diseño mecánico de las piezas empleadas se tiene que evaluar el material con que estará hecho en pin en el punto A (Ver fig. No. 15) el cual debe ser un eje de acero, pues las fuerzas que se encontraran en este punto son puntuales y de una magnitud considerable de acuerdo con las dimensiones de éste. El esfuerzo se evalúa de acuerdo con la fórmula siguiente:

$\sigma = F/A$  donde:  $\sigma$  = Esfuerzo de corte en el pin.

F = Fuerza actuando en el punto A.

A = Area transversal del pin.

entonces:

$$\sigma_A = \frac{1,684.21}{3.146 \cdot 10^{-4} \text{ m}^2} = 535 \text{ Mpa}$$

De acuerdo a lo anterior se puede elegir el acero ASTM A-36 que soporta 145 Mpa de fuerza cortante, originando un 27.10 % más del valor límite respecto a su valor de seguridad.

Si se observa el diagrama anexo No.1 que representa la primera recámara, el valor del esfuerzo cortante es más crítico en el punto C que en el punto A, por lo cual se ha colocado un eje de 8 mm de diámetro que es el necesario para montarse en un rodamiento de serie 6000.

Se obtiene de la siguiente fórmula que la fuerza máxima en el eje C es:

$$\Sigma M_A = 0$$

$$F_{\text{TRABAJO}} \times 355 \text{ E-3 mt} = F_C \times 5 \text{ E-3 mt}$$

$$F_C = 88.88 \text{ N} \times \frac{355 \text{ E-3 mt}}{5 \text{ E-3 mt}} = 6,310.48 \text{ N} (643.93 \text{ Kg})$$

De igual forma el acero a utilizar en el punto C será el mismo que el empleado en el pin del punto A. Para evaluar el rodamiento de serie 6000 y verificar si es el apropiado se emplearán los datos siguientes:

$$F_{\text{radial}} = 322 \text{ Kg.}$$

$$n = 9.75 \text{ rpm.}$$

C = 360 Kg.

Donde: Co = Capacidad de carga dinámica.

Por lo anterior, el rodamiento soporta las condiciones de trabajo a las que se verá sometido.

La deflexión en el pin C (fig. No. 3) está calculada por la siguiente fórmula:

$$Y = \frac{F \cdot L^3}{48EI}$$

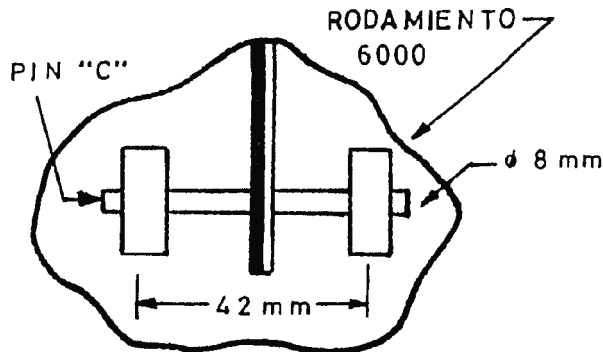


Figura 16

Donde: F = Fuerza en el punto C.

L = Distancia entre rodamientos.

E = Módulo de elasticidad.

I = Momento de inercia.

Y = Deflexión.

Entonces:

$$Y = \frac{(6,310.48N) (42E-3m)^3}{48 (200GPa) \frac{\pi}{4} (4E-3m)^4} = \frac{0.467531}{1930.1945} = 2.422E-4m = 0.2422mm$$

Por lo tanto las dimensiones y el material del pin C no se ve afectado por la fuerza de flexión a que está expuesta.

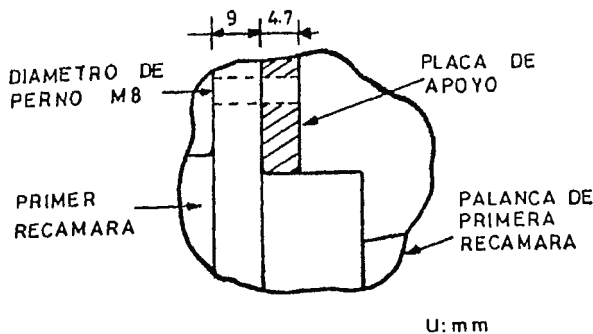


Figura 17

Además, se observa que los elementos del SDR estarán sujetos a una base y el modo de sujeción será por pernos; los cuales serán evaluados a continuación (ver fig. No. 4).

Para el diseño de los pernos son necesarios los siguientes datos técnicos.

Placa de apoyo = Acero St 34-2.

Primera recámara = Aluminio<sup>a</sup>.

Fuerza pulsante en cada perno = 842.105 N.

a) Selección del perno para la unión.

- Estimación del diámetro del perno:

$$M = f(F_B, \text{Calidad})$$

$$M = f(842 \text{ N}, 8.8)$$

$$M8 = f(4 \text{ KN}, 8.8) \text{ (Anexo 2-tabla 3).}$$

- Cálculo de la fuerza máxima.

$$F_v = K_A \cdot K_I \cdot F_B$$

Donde:  $F_v$  = Fuerza máxima.

$K_I$  = Factor de aflojamiento.

$K_A$  = Factor de apriete.

$F_B$  = Fuerza de trabajo.

Entonces:  $K_A = 3$  (Apriete manual).

$$K_I: l_k = 13.7 \text{ mm}$$

M8

$$K_A = 3 \text{ (anexo 2-tabla 2)}$$

Carga en tensión.

Superficie áspera.

Bajo carga dinámica.

$K_I = 3$

Desarrollo:

$$F_v = K_A \cdot K_I \cdot F_B = 3(3)(842.105 \text{ N}) = 7,578.95 \text{ N}$$

$$F_v = 7,578.95 \text{ N}$$

- Diámetro requerido del perno.

$$A_s \geq \frac{\nu \cdot F_v}{\sigma_s}$$

$\sigma_s$  = Esfuerzo en tensión.

$\nu$  = Grado de utilización del perno.

---

<sup>a</sup>Se asume que el aluminio posee 4.4% Cu, por tener esta aleación un esfuerzo a la tracción alto.

Entonces:  $\mu = 1.2$ .

$$\sigma_s = 640 \text{ N/mm}^2$$

Desarrollo:

$$A_s \geq \frac{\nu \cdot F_V}{\sigma_s} = \frac{1.2 (7,578.95 \text{ N})}{640 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}} = 14.21 \text{ mm}^2$$

Si el área del perno es de  $32.8 \text{ mm}^2$  se concluye que el perno es apto para el diseño. Por lo tanto, el perno M8 es el indicado.

- La deformación en el perno y las piezas se calcula a través de la siguiente fórmula:

$$F_V = K_A \cdot K_L \cdot F_B \left( 1 - i \frac{C_s}{C_s + C_f} \right)$$

Donde:  $C_s$  = Coef. elástico del perno.

$C_f$  = Coef. elástico de las piezas.

$i$  = Factor de acople de las piezas.

-PERNO:

$$C_s = \frac{E_s}{\sum \frac{l_s}{A_s}} \left[ \frac{\text{N}}{\text{mm}} \right]$$

Pero:  $l_s = l_k + m + l_{\ddot{u}}$

Donde:  $m$  = Altura de la tuerca.

$l_{\ddot{u}}$  = Longitud de seguridad.

$E_s$  = Modulo de elasticidad.

Entonces:  $E_s = 2.1 \text{ E } 5 \text{ N/mm}^2$ .

$$m = 6.5 \text{ mm}$$

$$l_k = 13.7 \text{ mm.}$$

$$l_{\ddot{u}} = 0.5 d = 4 \text{ mm.}$$

Desarrollo:

$$C_s = \frac{E_s}{\sum \frac{l_s}{A_s}} = \frac{2.1E5}{\frac{l_k+m+l_u}{32.8}} = 2.846E5 \frac{N}{mm}$$

-PIEZAS sujetas por el perno:

-Análisis de la pieza de acero:

$$C_{f_s} = \frac{A_z \cdot E_f}{l_f} \text{ (Acero St34-2)}$$

Donde:

$E_f$  = Módulo de elasticidad de la pieza.

$A_z$  = Area de contacto de la pieza.

Ademas:

$$A_z = \frac{\pi}{4} \left[ \left( S + K \cdot \frac{l_f}{2} \right)^2 - D_B^2 \right]$$

$$Y l_f = l_k + m/s.$$

Donde:

S = Diámetro de asentamiento.

K = Factor de corrección.

$D_B$  = Diámetro del agujero.

Condiciones:

$$l_f = l_k + m / 2 = 4.7 + (6.5)/2 = 7.95 \text{ mm.}$$

$$S = 1.5 d = 1.5 (8) = 12 \text{ mm.}$$

$$K = 0.2 \text{ (Acero St).}$$

$$D_B = 1.14 d = 1.14 (8) = 9.12 \text{ mm.}$$

$$E_f = 200 \text{ G Pa} = 200 E 5 \text{ N / mm}^2.$$

$$i = 0.75$$

$$A_z = \frac{\pi}{4} \left[ \left( 12 + 0.2 \times \frac{16.95}{2} \right)^2 - 9.12^2 \right] = 63.25 \text{ mm}^2$$

-Análisis de la pieza de aluminio:

Condiciones:

$$C_{f_s} = \frac{A_z \cdot E_f}{l_f} = \frac{(63.25 \text{ mm}^2) (200 E5 \frac{N}{\text{mm}^2})}{7.95 \text{ mm}} = 159.13 E6 \frac{N}{\text{mm}^2}$$

$$C_{f_{Al}} = \frac{A_z \cdot E_f}{l_f} \text{ (Aluminio)}$$

$$l_f = l_k + m / 2 = 9 + 6.5 / 2 = 12.25 \text{ mm.}$$

$$S = 1.5 d = 1.5 (8) = 12 \text{ mm.}$$

$$K = 0.3 \text{ (Aleaciones blandas).}$$

$$D_b = 1.14 d = 1.14 (8) = 9.2 \text{ mm.}$$

$$E_f = 72 \text{ G Pa} = 72 E 5 \text{ N/mm}^2.$$

$$i = 0.75$$

$$A_z = \frac{\pi}{4} [ (12 + 0.3 \times \frac{12.25}{2})^2 - (9.12)^2 ] = 85.06 \text{ mm}^2$$

$$C_{f_{Al}} = \frac{A_z \cdot E_f}{l_f} = \frac{(85.06 \text{ mm}^2) (72 E5 \frac{N}{\text{mm}^2})}{(12.25 \text{ mm})} = 49.99 E6 \frac{N}{\text{mm}^2}$$

Entonces:

$$\frac{1}{C_f} = \frac{1}{C_{f_s}} + \frac{1}{C_{f_{Al}}} \Rightarrow C_f = 38.04 E6 \frac{N}{\text{mm}^2}$$

Desarrollo:

$$F_v = K_A \cdot K_l \cdot F_B (1 - i \frac{C_s}{C_s + C_f})$$

$$F_v = (3) (3) (842.105 \text{ N}) [1 - 0.75 (\frac{2.846 E5}{2.846 E5 + 38.04 E6})] = 7.547 \text{ KN}$$

Entonces:

$$A_s = \frac{v \cdot Fv}{\sigma_s} = \frac{1.2 (7.547 \text{ KN})}{640 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}} = 14.15 \text{ mm}^2$$

De acuerdo a lo analizado el perno es aceptado.

Respecto a las conexiones con las tuberías de cobre, estas soportan una presión de 6,000 lb/pul<sup>2</sup> a una temperatura de trabajo de 37.78° C ; contra las 176.64 lb/pul<sup>2</sup> que se encuentran presentes en el rehabilitador.

El diseño del AHN está en función del espesor de sus paredes y de la presión interna; entonces el cálculo para éste se realiza de de la siguiente forma:

$$t = \frac{P \cdot R}{S \cdot E + 0.4 P}$$

Donde: P = Presión de diseño o presión máxima permitida de trabajo, lb/pul<sup>2</sup>.

S = Valor de esfuerzo del material, lb/pul<sup>2</sup>. Acero 1020.

E = Eficiencia de la junta.

R = Radio exterior.

t = Espesor de la pared.

Condiciones:

P = 200 psi

R = 13mm (0.5118 pul)

S = 63.7 K psi.

E = 1

Desarrollo:

$$t = \frac{(200 \text{ psi}) (0.5118 \text{ pul})}{(63.7 \text{ Kpsi}) (1) + 0.4 (200 \text{ psi})} = 1.6049 \text{ E-3 pul} = 0.04076 \text{ mm}$$

Se concluye que las dimensiones del Actuador Hidráulico Neumático son aceptables.

## 2.2 SUBSISTEMA BIOMEDICO

La primera etapa del circuito electrónico es la de la conversión del movimiento mecánico efectuado por el brazo a señal eléctrica para luego transferirla a la computadora.

Para ello se hizo uso de un potenciómetro como transductor de movimiento, colocado en el eje del brazo de palanca del rehabilitador.

Este transductor es el que se encuentra identificado como R2 en la figura 18, el cual hace un divisor de tensión con el potenciómetro R1, ambos son de 200k, pero R1 es de precisión.

Se utilizaron ambos potenciómetros de la misma magnitud para asegurarnos un voltaje de aproximadamente 2.5 V a la entrada del ADC ( $V_{in(+)}$ ) para estar al centro del rango de conversión (este rango es entre 0 y 5V); además de utilizó R1 de precisión para efectos de calibración.

El divisor de tensión compuesto por R3 y R4 son utilizados para ajustar del rango del ADC en posición de cero, es decir que a cualquier lectura mínima del potenciómetro del brazo de la palanca del rehabilitador, esta puede ser calibrada como posición cero en el convertidor Análogo-Digital, como se verá más adelante.

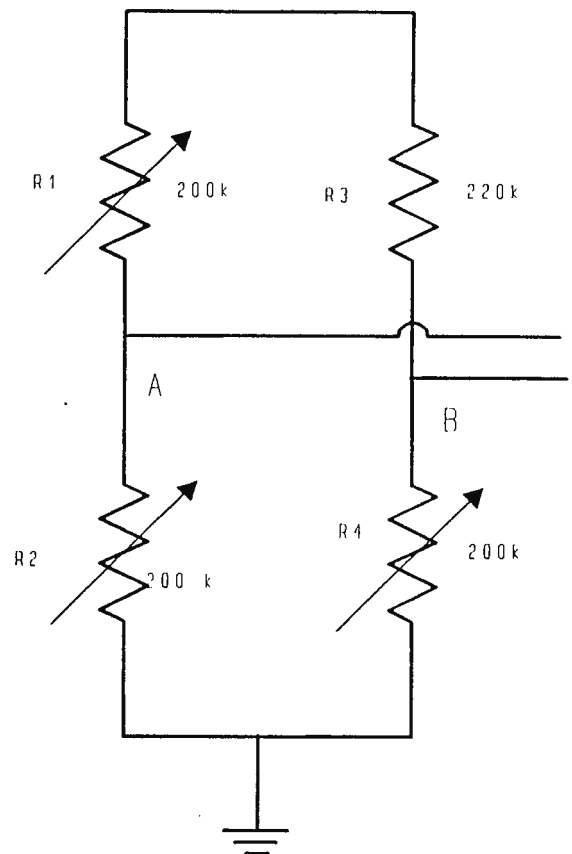


Figura 18

Como se puede observar en la figura anterior se ha utilizado una configuración de puente Wheatstone, el cual es muy utilizado en aplicaciones industriales para detectar pequeños cambios de resistencia en los transductores, especialmente cuando en la resistencia normal de estos, existe una caída de tensión bastante grande y las variaciones de resistencia sólo originan diferencias de potencial mínimas; por ejemplo, una variación de resistencia de  $1\text{m}\Omega$  produce una variación de voltaje de  $1\mu\text{V}$ .

Para esta aplicación, la ecuación típica de voltaje (divisor de tensión) es:

$$V_{medidor} = V \frac{R_1 \Delta R_2}{(R_1 + R_2)^2}$$

Donde:

$V_{medidor}$  = Voltaje entre terminales A y B (Fig 18)

$V$  = Voltaje de la fuente de alimentación.

$R_2$  = Resistencia original del medidor (para  $V_{medidor} = 0$ )

$\Delta R_2$  = Cambio de resistencia en  $R_2$

De manera que la ventaja principal que éste método de medición de resistencias tiene sobre los demás es la precisión en la medición.

Una vez convertido el movimiento en señal eléctrica se debe acondicionar para ser enviada a la computadora.

La señal proveniente del transductor es de tipo análoga; la señal que el computador puede recibir debe ser digital, de manera que necesita un convertidor de señal análoga a digital, para lo cual se ha escogido un ADC0805 (NTE2053).

El ruido es un visitante indeseable en todo circuito electrónico, y este puede ser percibido especialmente a través de cables conductores, los cuales no pueden faltar en ésta aplicación; para el caso el conductor que transfiere la señal desde el transductor hasta la circuitería.

Para eliminar este ruido se hace uso de un amplificador operacional en configuración de Buffer, es decir con una ganancia de voltaje de 1, como se puede ver en la figura 19.

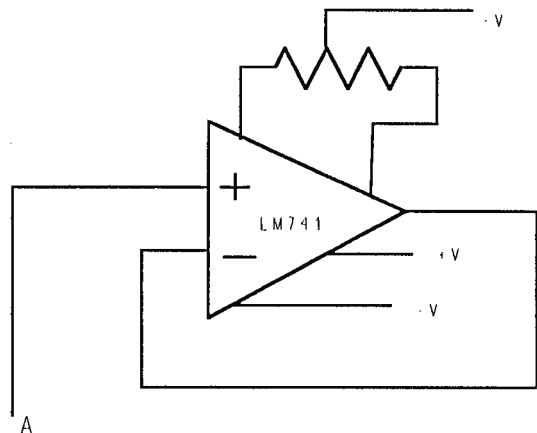


Figura 19

El potenciómetro utilizado en ésta configuración es de 5K y es utilizado solamente para corregir el voltaje de offset del amplificador.

Los voltajes indicados como +V y -V son de +12 y -12 Voltios respectivamente y son la alimentación del amplificador operacional.

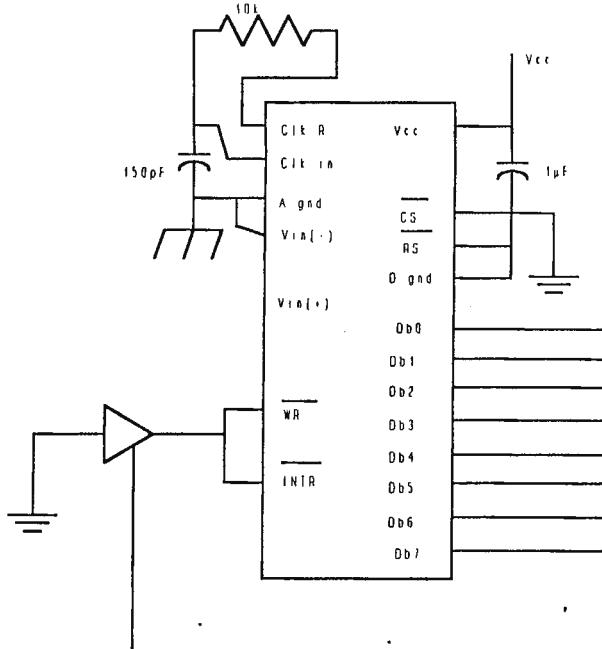


Figura 20

Una vez que la señal proveniente del transductor ha sido limpiada, se procede a convertirla a señal digital.

El ACD0805 (ECG2053) (figura 20) es un CI (circuito integrado) CMOS<sup>a</sup>, de 8 bits, compatible con microprocesadores, el cual convierte una señal análoga a digital utilizando el método de aproximaciones sucesivas, trabaja con 5 Vcd en Vcc, no se necesita de una fuente de voltaje negativa-positiva (+Vcc, -Vcc) y utiliza tierras análogas y digitales separadas para minimizar el ruido<sup>b</sup>.

El CAD (convertidor análogo digital) se ha configurado de tal manera que permanezca convirtiendo las señales constantemente a una frecuencia de  $\pm 600$  KHz<sup>c</sup>, según los valores de

resistencia y capacitancia utilizados en los pines de CLK<sub>in</sub> y CLK<sub>R</sub>, los cuales obedecen a la siguiente

$$\text{fórmula: } f_{CLK} = \frac{1}{1.1RC}$$

Esta velocidad de conversión es estandar para esta configuración a pesar que puede ser cambiada por otra. Para esta aplicación no es necesario hacerlo, ya que es suficientemente veloz para hacer una lectura instantánea de la posición actual del brazo.

Adicional a la configuración de los relojes (CLK<sub>in</sub>, CLK<sub>R</sub>), también deben configurarse CS, WR, RD e INTR, los cuales se cablean de la siguiente manera: se aterriza CS y RD (0 lógico) y se conecta entre sí los pines WR e INTR; sin embargo, para inicializar el CAD en esta configuración es necesario colocar un interruptor desde WR a Tierra, el cual se accionará cuando se-desee que el CAD inicie la conversión, para lo cual se

<sup>a</sup> CMOS = Complementary Metal Oxide Semiconductor. Semiconductor complementario de óxido de metal.

<sup>b</sup> El ruido es una perturbación indeseada que se sobrepone a la señal útil. El ruido interfiere con la información contenida en la señal; cuanto mayor sea el ruido, menor será la información.

<sup>c</sup> Es decir que convertirá la señal análoga a digital 600 veces por cada segundo transcurrido, o una conversión cada  $1.67\mu\text{s}$ .

ha utilizado un buffer de tres estados<sup>a</sup> y un "one shot" (74122) (figura 21), el cual se disparará cuando se energice el aparato y hará que el CAD quede inicializado para trabajar.

Debido a que el fabricante del CAD no especifica el tiempo mínimo en el que el interruptor en WR debe estar en corto circuito a tierra, se ha considerado en el 74122 un tiempo de señal en alto de 200 ms aproximadamente, para lo cual se ha hecho uso de un capacitor de  $47 \mu\text{f}$  en combinación de la resistencia interna del CI ( $10\text{k}\Omega$ ), haciendo caso a la ecuación dada por el fabricante:  $T_w = k \cdot R \cdot C_x$ ; donde  $k = 0.37$ .

Esta configuración de conversión constante se ha hecho para facilitar la programación en la computadora (al no tener que sincronizar el convertidor con la computadora) y para ahorrar tiempo en la lectura del interface (al estar listos los datos en el instante que la computadora los solicite).

Este CAD ofrece una gran facilidad en la determinación del rango de voltaje a convertir, así como la resolución en la conversión, siendo tan fácil como determinar el voltaje en dos pines:  $V_{in(-)}$  y  $V_{REF/2}$ .

Con el pin  $V_{in(-)}$  se ajusta el valor de voltaje mínimo a medir, mientras que con  $V_{REF/2}$  se ajusta el rango de voltaje de medición  $\{V_{in(+)}_{m\acute{a}x} - V_{in(-)}\}$ . Para la actual aplicación se ajustó se tiene la posibilidad desde  $V_{in(-)} = 0$  y  $V_{REF/2} = 2.5\text{V}$  ( $5\text{V}/2 = 2.5\text{V}$ ), con lo cual se obtiene un rango entre 0 y 5 voltios a la entrada del CAD ( $V_{in(+)}$ ). En el circuito (figura 26) se puede observar que  $V_{REF/2}$  esta al centro de un divisor de tensión, esto es debido a que con ello se logra un voltaje entre 0 y 2.5 voltios para ajustar el rango de lectura del ADC (ver hoja de información técnica del ECG2053 en apendice).

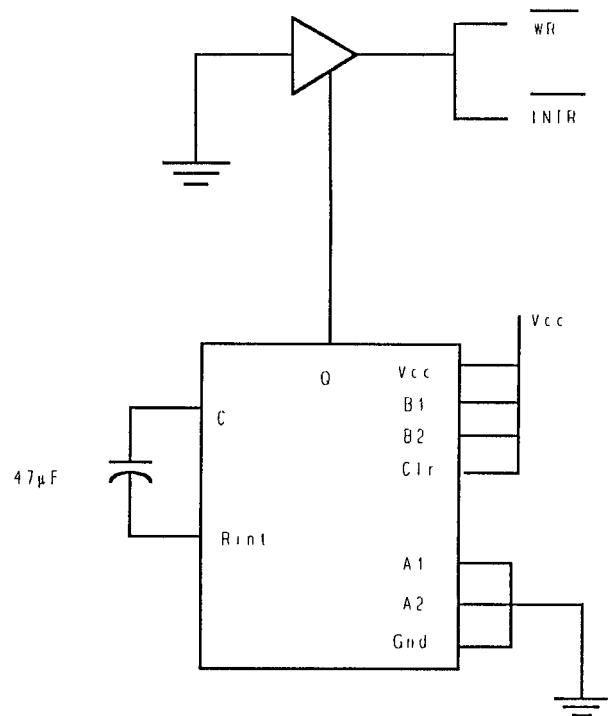


Figura 21

<sup>a</sup> Se ha utilizado este dispositivo haciendo la analogía que en un interruptor cuando se cierra, conecta un extremo con el otro, y cuando se abre existe una alta impedancia entre ambos extremos, pues es así como funciona un buffer de tres estados (0,1,HiZ).

Obtenida la señal de 8 bits a la salida (8 líneas) del CAD se tiene que enviar al computador a través del puerto paralelo.

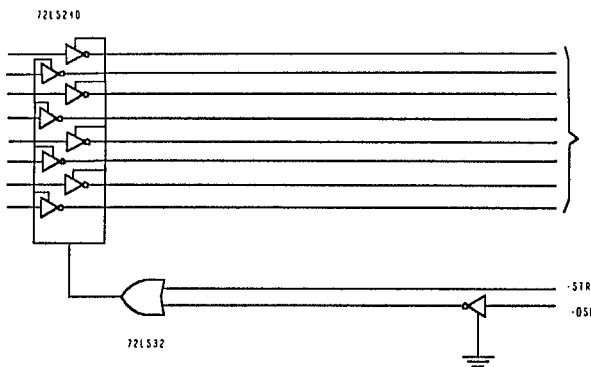


Figura 22

Para efectuar la transmisión se hace uso de un manejador de línea (CI74LS240) el cual envía la señal al computador cuando los habilitadores del manejador de línea se encuentran en cero (ver Figura 22).

Como se puede ver en la figura, estos habilitadores están manejados por una compuerta OR (CI 74LS32) la cual recibe sus señales de entrada de los pines -

STR y -DSL provenientes del puerto paralelo de la computadora.

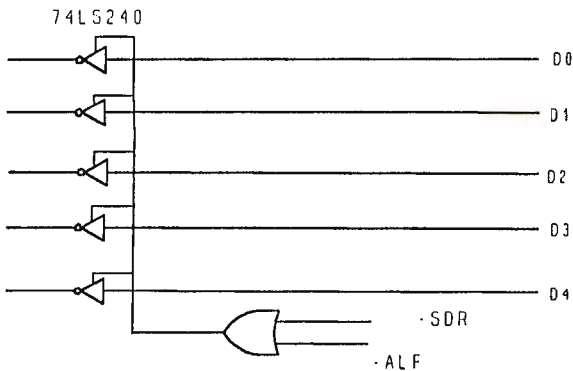
Estos pines son manejados por software desde el programa de transmisión y recepción de datos del rehabilitador; para esta aplicación, -DSL es el que se encarga de direccionar la señal que entra y sale al computador, es decir que para no dejar el impresor u otro dispositivo conectado al puerto paralelo fuera cuando se hace uso del rehabilitador, lo que se logra cuando se direcciona el dispositivo a utilizar (el rehabilitador o el impresor), sabiendo que por defecto, al momento de imprimir este pin se encuentra en bajo (0V), por lo tanto para utilizar el rehabilitador lo ponemos en alto (5V).

El pin -STR lo utilizamos en esta aplicación para indicar a la circuitería del rehabilitador que en ese momento se efectuará un envío de datos desde el rehabilitador hacia la computadora

Hasta aquí lo que respecta a la transmisión de datos desde el rehabilitador hacia la computadora. Ahora se verá la recepción de ordenes de variación de fuerza en el rehabilitador.

Para variar la fuerza de trabajo de la máquina se hace uso de un motor paso a paso, de 200 pasos por revolución.

Este motor está controlado por la computadora, a través del circuito de recepción, la cual enviará los datos por medio de los primeros cuatro bits (los menos significativos) más el quinto bit como control de la circuitería del movimiento del motor (ver figura 26).



Esta señal proveniente de la computadora es transferida hacia el circuito por medio de un manejador de línea (CI 72LS240) (ver figura 23) el cual es habilitado por una compuerta OR (74LS32) la cual recibe ordenes de los pines -ALF y -SDR.

En esta aplicación -ALF indica al rehabilitador que la computadora está en la disposición de enviar ordenes hacia el motor paso a paso.

Figura 23 Básicamente existe tres modos de manejar el motor paso a paso: "Modo Normal", "Modo de Onda" y "Medio Paso", para los cuales los datos de rotación son respectivamente: "A 9 5 6", "8 1 4 2" y "A 8 9 1 5 4 6 2".

Estos datos son, tomando en cuenta que el motor paso a paso consta de 8 devanados (A, A', B, B', C, C', D, D') y un rotor de imán permanente. En cada paso, los devanados opuestos tienen que estar magnetizados de tal forma que el rotor encuentre un N por un lado y un S por el lado opuesto, por lo cual el manejo de este motor se reduce al uso de cuatro bits (cuando se maneja por ejemplo el devanado A debe también polarizarse el A').

Para cada uno de los tres modos de manejo del motor, existe una circuitería específica, pero en esta aplicación se hará uso de una sola circuitería, y el modo de manejo será determinado por la computadora, para esto, la computadora enviará los datos en la secuencia deseada, los cuales serán colocados en la entrada del motor.

El motor paso a paso, en comparación con los circuitos digitales (TTL), es de gran potencia<sup>a</sup>, por tanto se debe acoplar una señal a otra, siendo que el 74LS240 otorga una corriente de salida ( $I_{OL}^b$ ) de 8mA, la cual debe ser capaz de manejar una corriente de 2.9A del motor, para lo cual se debe utilizar un transistor con

<sup>a</sup> El motor consume corriente del orden de los amperios, en cambio los circuitos digitales lo hacen en el orden de los mili amperios.

<sup>b</sup>  $I_{OL}$  = Low level Output Current (Nivel bajo de corriente de salida). Cuando la salida de un compuerta es alta, se dice que esta actúa como fuente de corriente. Cuando la salida se pone en bajo, esta debe ser capaz de disipar la corriente proveniente de las entradas que provienen de las entradas puestas a cero.

un  $h_{FE}^a \geq 370$  ( $2.9/0.008 = 362.5$ ) y con una  $I_E \geq 2.9A$ , para lo cual tenemos la siguiente tabla que fué sacada del manual de reemplazos de la Philips ECG:

ECG	$I_c(A)$	$h_{FE}$	$P_D(W)$	Tipo de empaque
86	5	400	50	T28, T28A
57	6	500	40	T25
2330	4	500	80	T48-1
2337	5	500	80	T48-1
56	3	500	30	T41

De esta tabla se escogió el ECG56 porque además de cumplir con las características de  $I_c$  y  $h_{FE}$  para esta aplicación, el consumo de potencia es bajo, el precio menor que el del resto y el tipo de empaque permite colocar los dispositivos en un espacio relativamente pequeño.

La configuración para cada par de devanados es la mostrada en la figura 24.

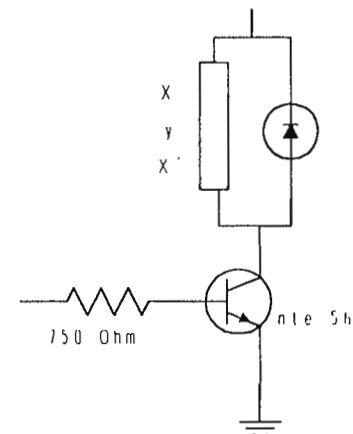


Figura 24

Para la polarización de cada transistor tenemos las siguientes fórmulas:

$$I_b = \frac{I_c}{\beta}$$

$$\beta_{CC} = \left. \frac{\Delta I_C}{\Delta I_B} \right|_{V_{CE}=\text{constante}}$$

$$^a h_{FE} = \beta_{CC}; i_c \approx \beta_{CC} i_B$$

en donde  $I_c = 2.9 \text{ A}$  y  $\beta = 500 \text{ V/V}$

$$R_B = \frac{V_{BB} - V_{BE}}{I_B}$$

Para lo cual se obtiene como resultado una resistencia de base de  $741.38 \Omega$  y se utiliza la resistencia de los devanados del motor como resistencia de colector ( $R_c = 2\Omega$ ).

El diodo conectado en paralelo de los devanados del motor se utiliza para que la energía almacenada en el inductor sea drenada a través de este.

Además de la circuitería de transmisión y recepción de datos se ha diseñado un circuito que discrimina la dirección a la cual los datos deben fluir; esto con la finalidad de no eliminar el funcionamiento del impresor, ya que la mayoría de las computadoras sólo poseen un puerto paralelo.

Esto se logra, como ya se dijo, haciendo uso del pin -DSL del puerto paralelo, y utilizándolo para determinar la dirección de los datos, y para que los datos no influyan en el periférico equivocado, se hace uso de los manejadores de líneas (74LS240) mencionados con anterioridad, así como del circuito mostrado en la figura 25.

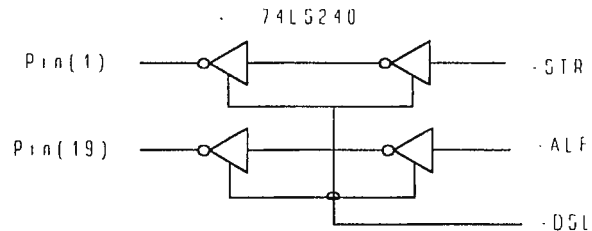
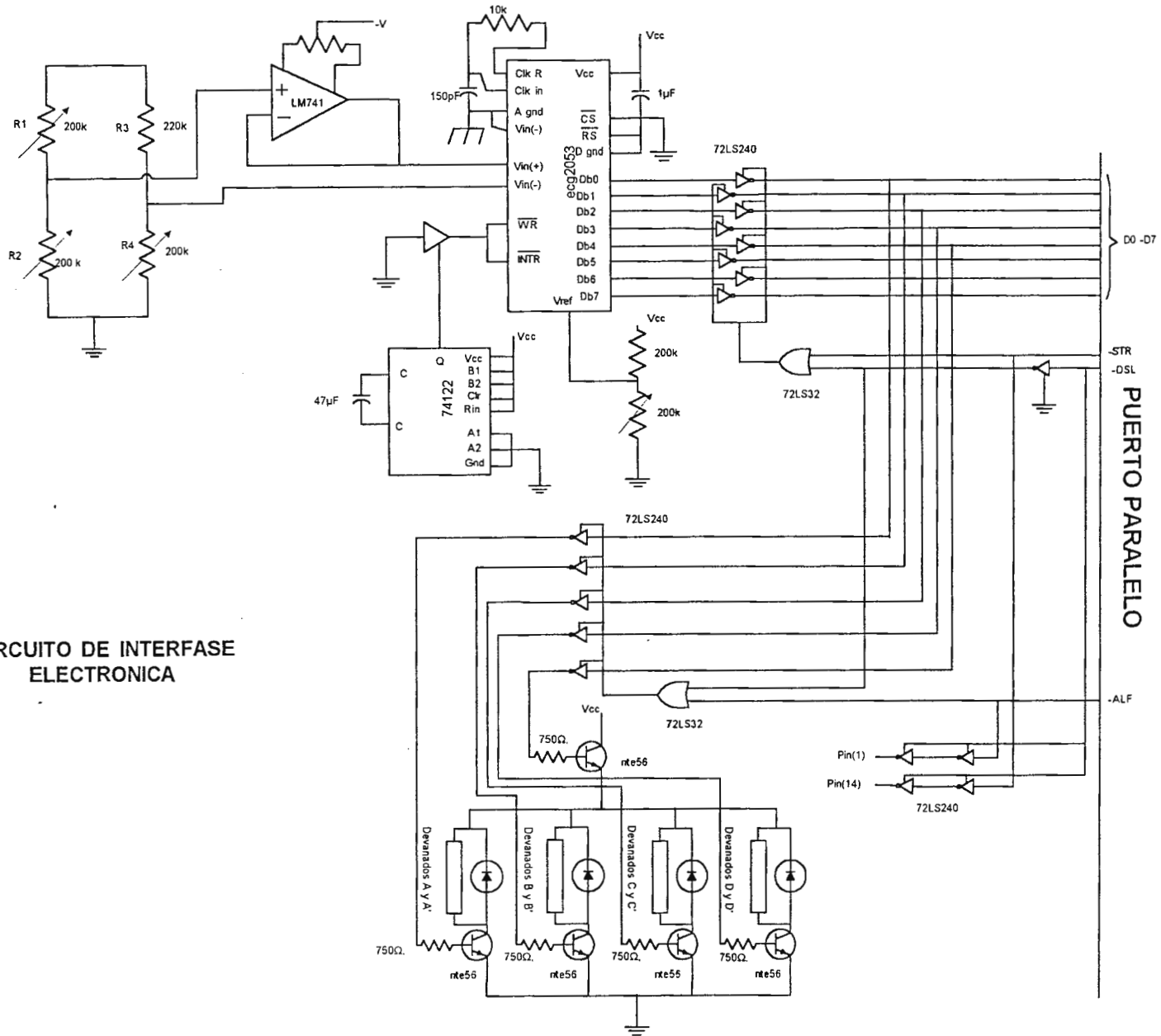


Figura 25

La finalidad de este circuito es utilizar los pines -ALF y -STR en la transmisión de datos de la computadora hacia la computadora, a pesar de estar siendo también utilizados por el rehabilitados.

La salida de este circuito (pines 1 y 14) van directamente al puerto del impresor, el resto de pines (2 al 13, 15, 16 y 18 al 24) van conectados directamente del puerto del computador hacia el conector que sirve al impresor.

**CIRCUITO DE INTERFASE ELECTRONICA**



## **2.3. SUBSISTEMA COMPUTACIONAL**

### **2.3.1 OBJETIVO DEL SISTEMA**

Generar una aplicación de software que permita capturar datos de una interfase electrónica, interpretarlos, procesarlos, almacenarlos, tomar decisiones y enviar esas decisiones a la interface electrónica de nuevo. También generar a partir de los datos obtenidos una serie de reportes, listados y gráficos que permitan obtener información sobre el tratamiento de un paciente o información estadística tomando en cuenta un grupo de pacientes determinado.

### 2.3.2 ANALISIS ESTRUCTURADO :

#### MODELO DE PROCESOS, ENTIDAD-RELACION, DICCIONARIO DE DATOS

##### 2.3.2.1 Modelo de procesos: Diagrama de flujo de datos (DFD's)

Es importante especificar los distintos procesos involucrados en la operación del sistema. Los DFD's serán la herramienta principal para mostrar los procesos que deben acompañar a la operación del sistema.

En la figura 27, se presenta la notación utilizada para los diagramas de flujo de datos. Cuando se considere necesario, se utilizarán convenciones especiales, que serán aclaradas oportunamente en el documento.

**NOTA IMPORTANTE:** Los almacenamientos utilizados en la operación "interna" de cada proceso, no serán mostrados en los DFD's si se considera poca su relevancia en el proceso global mostrado.

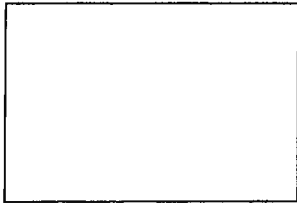
Se utilizará la técnica de descripción descendente (top-down) en los diagramas de flujo de datos en tres niveles distintos.

Figura 28 se muestra el DFD's de primer nivel comprendiendo los detalles de forma general.

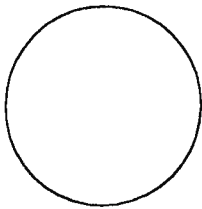
Figura 29 se muestra el DFD's de segundo nivel, donde los detalles están mas desglosados.

Figura 30 presenta el DFD's de tercer nivel donde los detalles se extienden en forma pormenorizada.

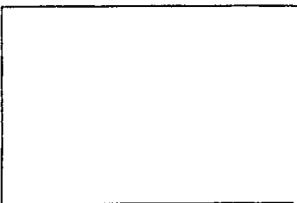
# NOTACION UTILIZADA PARA LOS DIAGRAMAS DE FLUJO DE DATOS



FUENTE O DESTINO DE LOS DATOS



PROCESOS



ALMACENAMIENTO



FLUJO DE DATOS

Figura 27

# PRIMER NIVEL

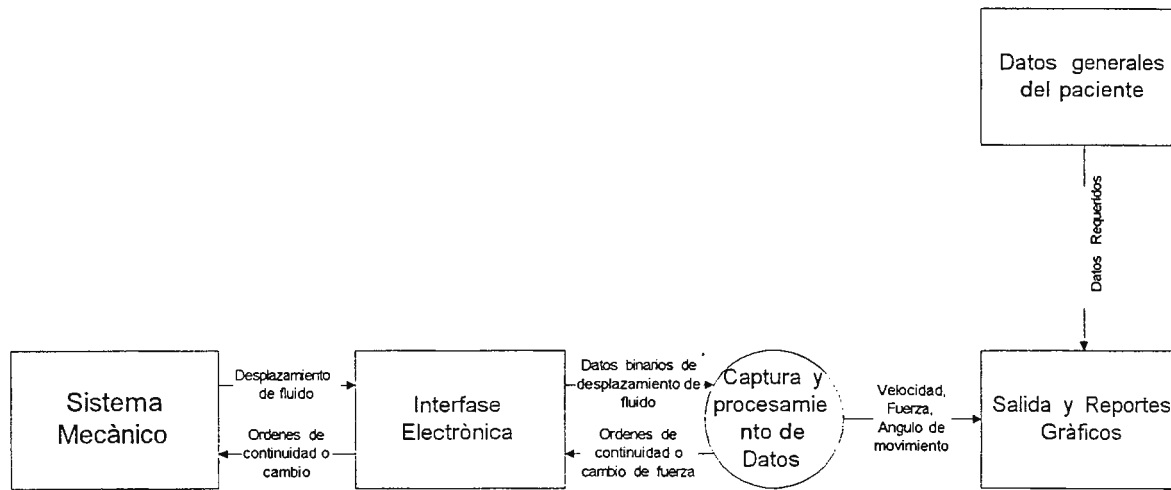


Figura 28

# SEGUNDO NIVEL

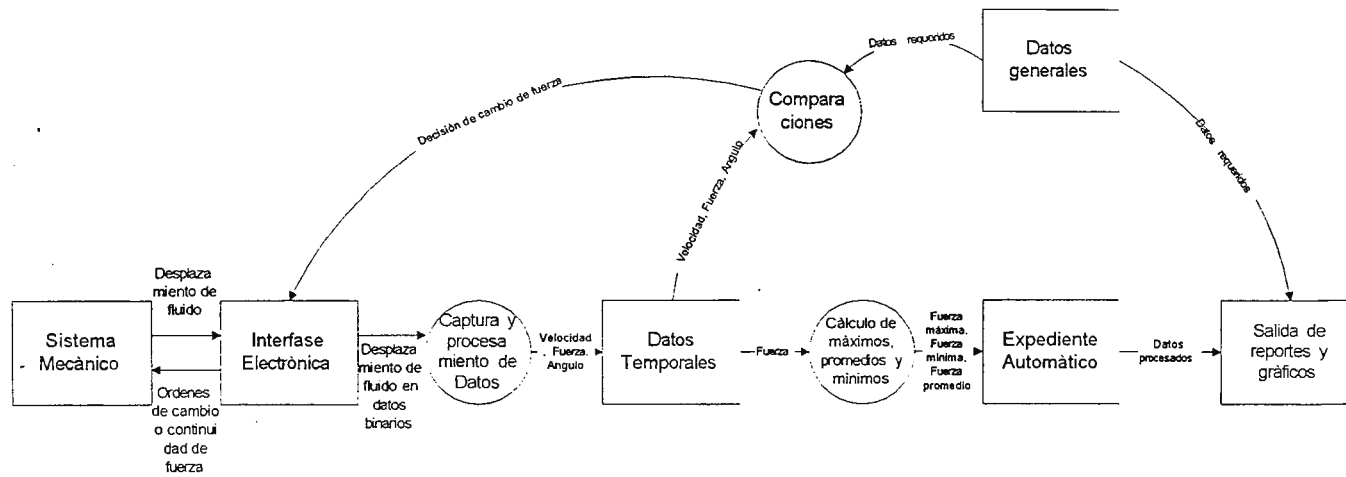


Figura 29

# TERCER NIVEL

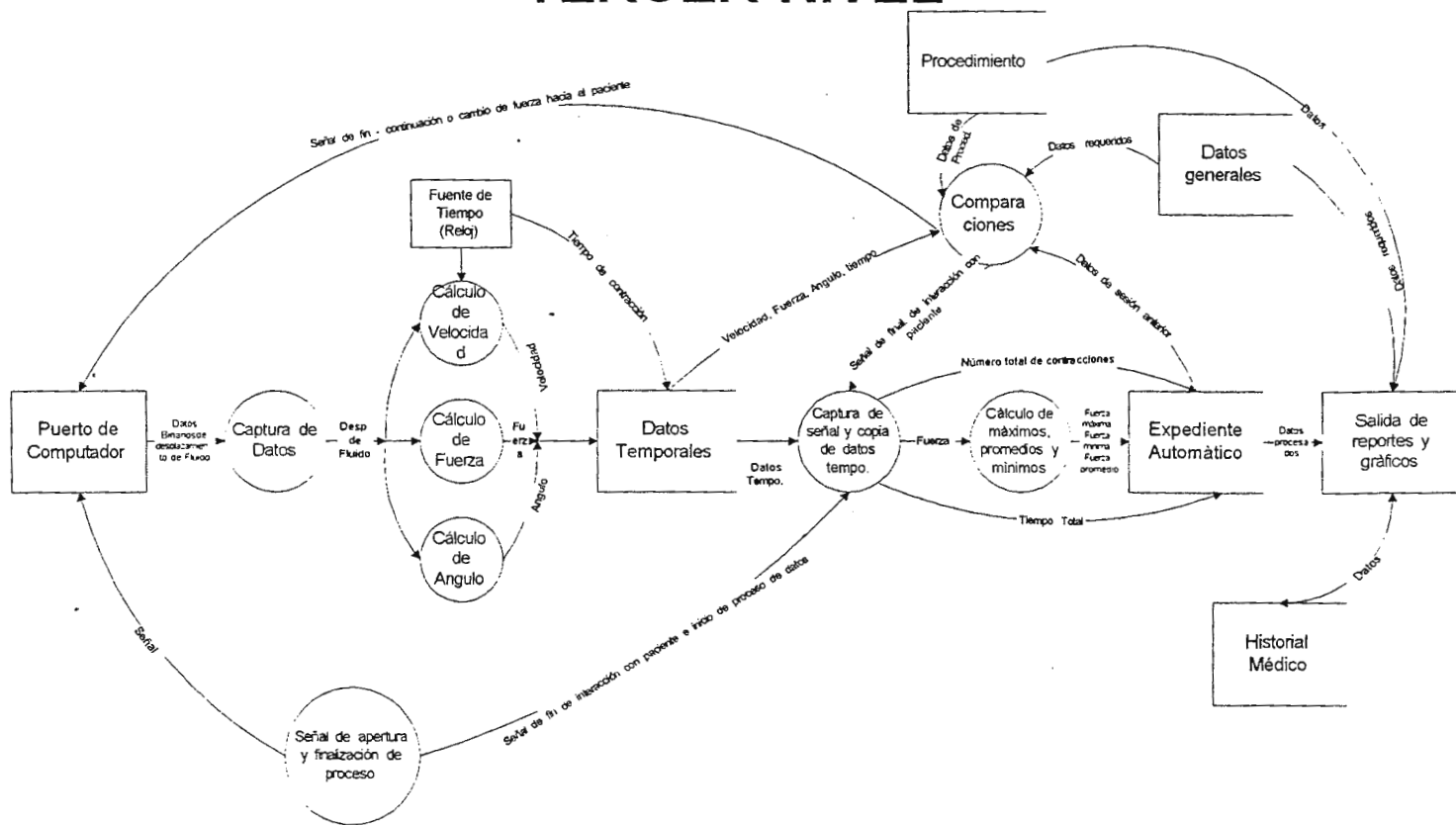


Figura 30

#### 2.3.2.2 Modelo Entidad-Relación

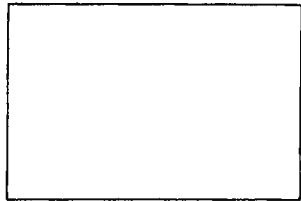
Se presentará un sólo modelo entidad-relación para todo el sistema, donde se muestran las entidades que interactúan en el sistema y las relaciones existentes.

Figura 31 muestra la notación utilizada para la construcción de los diagramas.

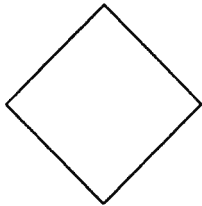
En la Figura 32, se muestra el Modelo Entidad-Relación correspondiente al sistema.

Es importante aclarar que no se muestran los archivos temporales, pues estos no son utilizados sino solo en el momento de la interacción con el paciente, ya que parten de un procedimiento de programación.

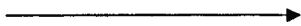
# NOTACION UTILIZADA PARA EL MODELO DE ENTIDAD-RELACION



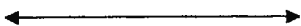
ENTIDAD



RELACION



CARDINALIDAD SIMPLE



CARDINALIDAD MULTIPLE

# MODELO ENTIDAD RELACION (E-R)

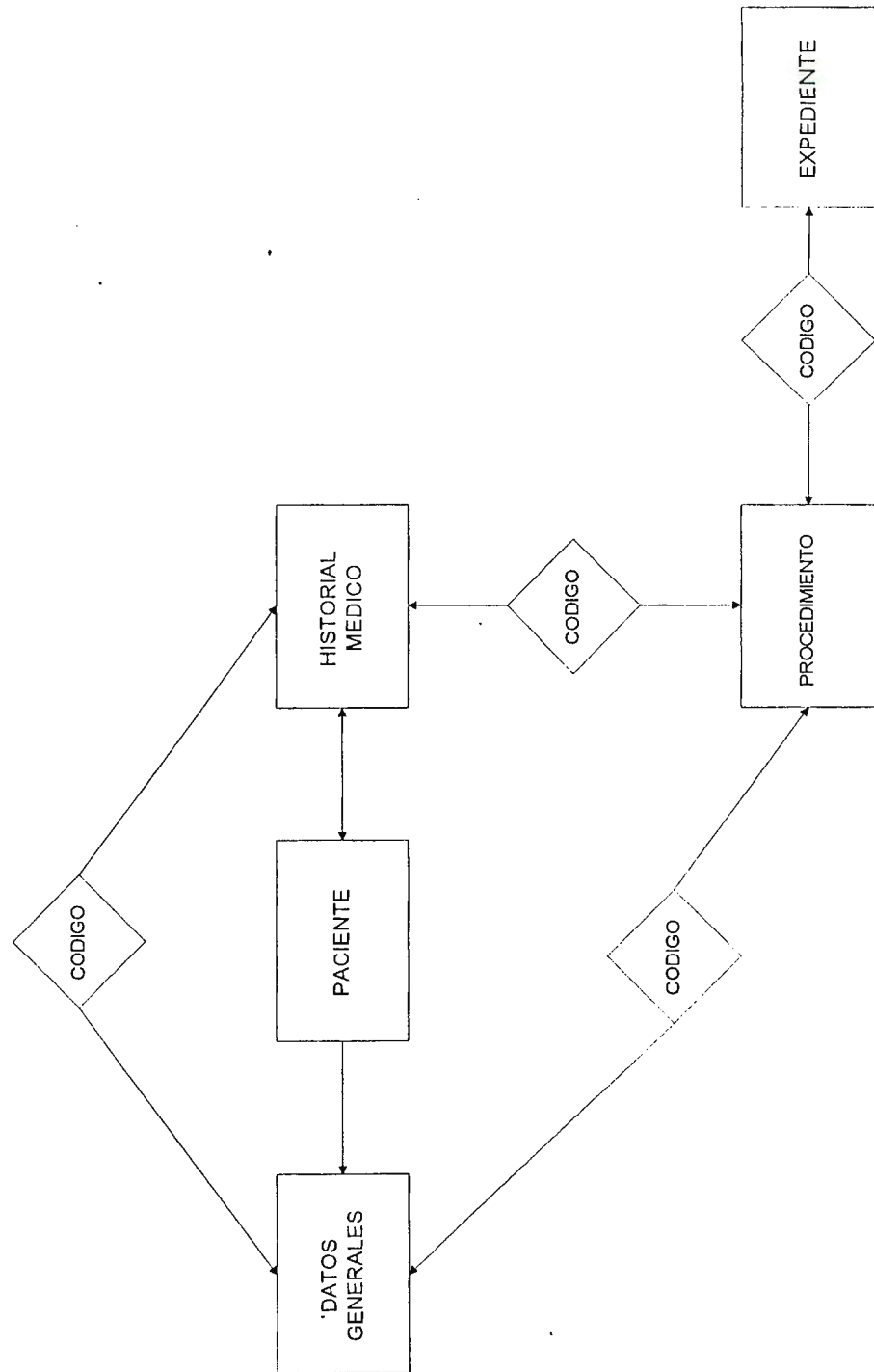


Figura 32

### 2.3.2.3 DICCIONARIO DE DATOS

A continuación se presenta el diccionario de datos que será utilizado en las distintas tablas del sistema.

Debe aclararse que el objetivo fundamental es contar con un repositorio de definiciones, que permita en cualquier desarrollo posterior, construir a partir de éstos, nuevas tablas.

Para construir los nombres de campo se ha utilizado la convención siguiente:

Un nombre de campo se forma con un máximo de 8 letras tomadas de las palabras principales que conforman un nombre largo.

<p>Nombre del campo: CODIGO  Descripción : Código de identificación del paciente</p> <p>Formato de archivo: C6  Formato de presentación :  Validación:</p>	<p>Nombre del campo : NOMBRE  Descripción: Nombre del paciente</p> <p>Formato de archivo: C30  Formato de presentación :  Validación:</p>
<p>Nombre del campo : EDAD  Descripción: Edad del paciente</p> <p>Formato de archivo: N3  Formato de presentación : 999  Validación: &gt; = 12</p>	<p>Nombre del campo: DIRPAC  Descripción: Dirección de localización del paciente</p> <p>Formato de archivo: C30  Formato de presentación :  Validación:</p>
<p>Nombre del campo: TELPAC  Descripción: Teléfono de localización del paciente</p> <p>Formato de archivo: C8  Formato de presentación :  Validación :</p>	<p>Nombre del campo: DIAGNOST  Descripción : Diagnóstico de la enfermedad del paciente</p> <p>Formato de archivo: C15  Formato de presentación :  Validación:</p>
<p>Nombre del campo: CAUSA  Descripción: Causa que genero la enfermedad</p> <p>Formato de archivo: C15  Formato de presentación :  Validación:</p>	<p>Nombre del campo: ESTADOFI  Descripción: Estado físico del paciente</p> <p>Formato de archivo: C15  Formato de presentación :  Validación:</p>

<p>Nombre del campo: INICENF  Descripción: Fecha de inicio de enfermedad</p> <p>Formato de archivo: DATE  Formato de presentación: mm/dd/aa  Validación</p>	<p>Nombre del campo: OBJETIVO  Descripción: Objetivo a lograr en el tratamiento</p> <p>Formato de archivo: C30  Formato de presentación :  Validación:</p>
<p>Nombre del campo: DURATIEM  Descripción: Tiempo de duración de la sesión en min.</p> <p>Formato de archivo: N2  Formato de presentación: 99  Validación: &gt;0</p>	<p>Nombre del campo: REPETIC  Descripción: Contracciones a realizar por minuto</p> <p>Formato de archivo: N2  Formato de presentación: 99  Validación: &gt;0</p>
<p>Nombre del campo: FUERINIC  Descripción: Fuerza inicial aplicada en la sesión</p> <p>Formato de archivo: N4  Formato de presentación: 99.9  Validación: &gt;6</p>	<p>Nombre del campo: ANGMINI  Descripción: Angulo mínimo a lograr en cada contracción.</p> <p>Formato de archivo: N3  Formato de presentación: 999  Validación: &gt;0</p>
<p>Nombre del campo: ANGMAX  Descripción: Angulo máximo aceptado en cada contrac.</p> <p>Formato de archivo: N3  Formato de presentación: 999  Validación: &gt;0</p>	<p>Nombre del campo: NUMSES  Descripción: Número de sesión del paciente</p> <p>Formato de archivo: N2  Formato de presentación: 99  Validación: &gt;0</p>

<p>Nombre del campo: FECHASES  Descripción: Fecha de realización de la sesión</p> <p>Formato de archivo: DATE  Formato de presentación: mm/dd/aa  Validación:</p>	<p>Nombre del campo: FUERMIN  Descripción: Fuerza mínima alcanzada en la sesión</p> <p>Formato de archivo: N4  Formato de presentación: 99.9  Validación: &gt;0</p>
<p>Nombre del campo: FUERMED  Descripción: Fuerza media alcanzada en la sesión</p> <p>Formato de archivo: N4  Formato de presentación: 99.9  Validación: &gt;0</p>	<p>Nombre del campo: FUERMAX  Descripción: Fuerza máxima alcanzada en la sesión</p> <p>Formato de archivo: N4  Formato de presentación: 99.9  Validación: &gt;0</p>
<p>Nombre del campo: NUMCONT  Descripción: Número de contracciones de la sesión</p> <p>Formato de archivo: N4  Formato de presentación: 9999  Validación: &gt;0</p>	<p>Nombre del campo: TIEMPOT  Descripción: Tiempo total de interacción con paciente</p> <p>Formato de archivo: N5  Formato de presentación: 99.99  Validación: &gt;0</p>
<p>Nombre del campo: SEXO  Descripción: Sexo del paciente</p> <p>Formato de archivo: C1  Formato de presentación:  Validación:</p>	

### 2.3.3 DESCRIPCION DE LAS TABLAS DEL SISTEMA

#### TABLA: DATOGEN

Descripción: Esta tabla contiene los datos personales generales de cada paciente, que es tratado con el sistema de rehabilitación.

#### TABLA: HISMEDIC

Descripción: Esta tabla guarda datos específicos sobre la enfermedad del paciente (su historial médico), para tener un mejor conocimiento de la enfermedad y facilitar la toma de decisiones.

#### TABLA: PROCEDIM

Descripción: Esta tabla guarda la información sobre el procedimiento a seguir en la rehabilitación del paciente.

#### TABLA: EXPEDIEN

Descripción: Guarda los datos obtenidos en cada sesión de rehabilitación realizada por el paciente, para la generación de reportes, listados y gráficos. Esta tabla es generada automáticamente por el sistema.

## 2.3.4 TABLAS DEL SISTEMA

Nombre de tabla : DATOGEN      ALIAS    DATOGEN

CAMPO	TIPO	LONGITUD	RELACION
1 CODIGO	C	3	TODAS LAS TABLAS
2 NOMBRE	C	30	
3 EDAD	N	3	
4 SEXO	C	1	
5 DIRPAC	C	30	
6 OCUPAC	C	15	
5 TELPAC	C	7	

Nombre de tabla : HISMEDIC      ALIAS    HIIMEDIC

CAMPO	TIPO	LONGITUD	RELACION
1 CODIGO	C	6	TODAS LAS TABLAS
2 DIAGNOST	C	15	
3 CAUSA	C	15	
4 INICENF	D	8	
5 ESTADOFI	C	15	
6 OBJETIVO	C	30	

Nombre de tabla : PROCEDIM      ALIAS    PROCEDIM

CAMPO	TIPO	LONGITUD	RELACION
1 CODIGO	C	6	TODAS LAS TABLAS
2 DURATIEM	N	2	
3 REPETIC	N	2	
4 FUERINIC	N	2.1	
5 ANGMINI	N	3	
6 ANGMAX	N	3	

Nombre de tabla : EXPEDIEN      ALIAS    EXPEDIEN

CAMPO	TIPO	LONGITUD	RELACION
1 CODIGO	C	6	TODAS LAS TABLAS
2 NUNSES	N	2	
3 FECHASES	D	8	
4 FUERMIN	N	2.1	
5 FUERMED	N	2.1	
6 FUERMAX	N	2.1	
7 NUMCONT	N	4	
8 TIEMPOT	N	2.2	

## 2.3.5 DESCRIPCION DE OPCIONES DE LOS MENUS

A continuación se muestran las distintas opciones que tendrá cada uno de los menús.

### MENU PRINCIPAL

#### 1 Ejecución

##### 1.1 Inicio de rehabilitación

##### 1.1.1 Elección del incremento o decremento automático de fuerza de resistencia

#### 2 Mantenimiento

##### 2.1 Consulta

##### 2.1.1 Datos generales

##### 2.1.2 Historial médico

##### 2.1.3 Expediente

##### 2.1.4 Procedimiento

##### 2.1.5 Menú Anterior

##### 2.2 Eliminación

##### 2.2.1 Datos generales

##### 2.2.2 Historial médico

##### 2.2.3 Procedimiento

##### 2.2.4 Menú anterior

##### 2.3 Modificación

##### 2.3.1 Datos generales

##### 2.3.2 Historial médico

##### 2.3.3 Procedimiento

##### 2.3.4 Menú anterior

- 2.4 Adición
  - 2.4.1 Datos generales
  - 2.4.2 Historial médico
  - 2.4.3 Procedimiento
  - 2.4.4 Menú anterior
- 2.5 Menú principal
- 3 Reportes y listados
  - 3.1 Reporte por grupo de sesiones
  - 3.2 Listado por enfermedad
  - 3.3 Listado por sexo
  - 3.4 Listado por edades
  - 3.5 Listado por causa
  - 3.6 Listado por ocupación
  - 3.7 Reporte general
  - 3.8 Menú principal
- 4 Gráficos
  - 4.1 Grupo de sesiones
    - 4.1.1 Máximos vrs sesiones
    - 4.1.2 Mínimos vrs sesiones
    - 4.1.3 Promedios vrs sesiones
    - 4.1.4 Menú anterior
  - 4.2 Por enfermedad
  - 4.3 por sexo
  - 4.4 Por causa
  - 4.5 por edades
  - 4.6 Menú principal
- 5 Salir del sistema

### 2.3.6 DESCRIPCION FUNCIONAL DE LOS MENUS

Para cada menú se presentaran los objetivos que se persiguen, y además la descripción de la forma de operación que se utiliza.

#### 1- EJECUCION

Objetivo: tener control del inicio y finalización de la interacción con el paciente así mismo del proceso de los datos obtenidos.

Descripción: Es el inicio de la sesión. Aquí nos presenta la opción de elegir el cambio automático de resistencia, durante la sesión y una serie de mensajes para poder dar inicio a la sesión de rehabilitación en esta opción se realiza todo el proceso de los datos obtenidos durante la sesión.

#### 2- MANTENIMIENTO.

Objetivo: Mantener actualizados los distintos datos de las tablas del sistema.

Descripción: Es la parte donde se realiza el mantenimiento usual del sistema. ya sean los datos generales, el historial médico, el expediente o el procedimiento; para añadir, eliminar, consultar ó modificar datos ya existentes.

#### 3- REPORTES Y LISTADOS

Objetivo: Obtener información de un paciente o de un grupo de pacientes.

Descripción: Permite obtener información via pantalla o impresor; sobre los pacientes ya sea individualmente o sobre un grupo de pacientes. Esta información puede ser de datos generales o del proceso de rehabilitación para uso normal o para usos estadísticos.

#### 4- GRAFICOS

Objetivo: Obtener información para usos generales y estadísticos.

Descripción: Permite obtener información en gráficos via pantalla o impresor de los distintos datos contenidos en el expediente ya sea de un paciente o de un grupo de pacientes.

### 2.3.7 PANTALLAS Y REPORTES

Sistema de rehabilitación	dd/mm/aa
<b>MENU PRINCIPAL</b>	
<ol style="list-style-type: none"><li>1. Ejecución</li><li>2. Mantenimiento</li><li>3. Reportes y listados</li><li>4. Gráficos</li><li>5. Salir del sistema</li></ol>	

Sistema de rehabilitación	dd/mm/aa
<b>EJECUCION</b>	
1. Elección del cambio automático de resistencia	
4. Continuar con ejecución	

Sistema de rehabilitación	dd/mm/aa
<b>MANTENIMIENTO</b>	
1. Consultas	
2. Eliminación	
3. Modificaciones	
4. Adición	
5. Menú principal	

Sistema de rehabilitación	dd/mm/aa
<b>REPORTES Y LISTADOS</b>	
<ol style="list-style-type: none"><li>1. Reporte por grupo de sesiones</li><li>2. Listado por enfermedad</li><li>3. Listado por sexo</li><li>4. Listado por edades</li><li>5. Listado por causa</li><li>6. Listado por ocupación</li><li>7. Reporte general</li><li>8. Menú principal</li></ol>	

Sistema de rehabilitación	dd/mm/aa
<b>GRAFICOS</b>	
<ol style="list-style-type: none"><li>1. Grupo de sesiones</li><li>2. Por enfermedad</li><li>3. Por sexo</li><li>4. Por causa</li><li>5. Por edades</li><li>6. Menú principal</li></ol>	

Sistema de rehabilitación	dd/mm/aa
ELECCION DEL INCREMENTO O DECREMENTO AUTOMATICO DE FUERZA DE RESISTENCIA EN LIBRAS  0.5 1 1.5 2 2.5	

Sistema de rehabilitación	dd/mm/aa
CONSULTAS	
<ol style="list-style-type: none"><li>1. Datos generales</li><li>2. Historial médico</li><li>3. Expediente</li><li>4. procedimiento</li><li>5. Menú de Mantenimiento</li></ol>	

Sistema de rehabilitación	dd/mm/aa
ELIMINACION	
<ol style="list-style-type: none"><li>1. Datos generales</li><li>2. Historial médico</li><li>3. Procedimiento</li><li>4. Menú de Mantenimiento</li></ol>	

Sistema de rehabilitación	dd/mm/aa
MODIFICACION	
<ol style="list-style-type: none"><li>1. Datos generales</li><li>2. Historial médico</li><li>3. Procedimiento</li><li>4. Menú de Mantenimiento</li></ol>	

Sistema de rehabilitación	dd/mm/aa
ADICION	
<ol style="list-style-type: none"><li>1. Datos generales</li><li>2. Historial médico</li><li>3. Procedimiento</li><li>4. Menú de Mantenimiento</li></ol>	

Sistema de rehabilitación	dd/mm/aa
GRUPO DE SESIONES	
<ol style="list-style-type: none"><li>1. Máximos vrs sesiones</li><li>2. Mínimos vrs sesiones</li><li>3. Promedios vrs sesiones</li><li>4. Menú gráficos</li></ol>	

Fecha emisión : dd/mm/aa      Sistema de rehabilitación					
Reporte por grupo de sesiones					
Código ____ sesión ____ a la sesión ____					
Número de sesión	total de contracciones	Tiempo total	Fuerza mínima	Fuerza máxima	Fuerza promedio

Fecha emisión : dd/mm/aa      Sistema de rehabilitación				
Listado por enfermedad				
Enfermedad _____				
Código	Nombre	Nº Sesiones	Nº de Contracciones	Tiempo Total

Fecha emisión : dd/mm/aa      Sistema de rehabilitación		
Listado por sexo sexo _____		
Código	Nombre	Causa

Fecha emisión : dd/mm/aa      Sistema de rehabilitación				
Listado por edades Desde _____ hasta _____ Años				
Código	Nombre	Sexo	Edad	Enfermedad

Fecha emisión : dd/mm/aa		Sistema de rehabilitación	
Listado por causa			
Código	Nombre	Ocupación	Enfermedad

Fecha emisión : dd/mm/aa		Sistema de rehabilitación	
Listado por ocupación			
Código	Nombre	Enfermedad	Causa

Fecha emisión : dd/mm/aa      Sistema de rehabilitación				
Reporte general				
Código	Enfermedad	Total Sesiones	Total de Contra.	Total de Tiempo

# **CAPITULO**

## **III**

## INTRODUCCION

En éste capítulo se encontrarán los manuales de el sistema, tanto de utilización como también mantenimiento, divididos en tres partes: la parte mecánica del sistema, la parte electrónica y la parte del software del sistema.

En éstos se enfoca la manera de cómo trabajar en el momento de la rehabilitación, cómo manejar los datos obtenidos de cada sesión, que pasos dar para darle un buen mantenimiento a la máquina y los posibles problemas a los que se enfrentará el usuario y de como resolverlos.

## CAPITULO III

### 3 MANUALES DE MANTENIMIENTO Y FUNCIONAMIENTO

#### 3.1 MANUAL DEL USUARIO DEL SUBSISTEMA HIDRAULICO-NEUMATICO

Para el óptimo funcionamiento del SDR es necesario tener los cuidados siguientes:

Revisar el nivel de solución del actuador hidráulico (fig 33); si éste se encuentran bajo de nivel agregar en el reservorio de fluido hidráulico líquido utilizado en el sistema de frenos de vehiculos.

Para dar inicio a la rehabilitación de los flexores del codo, la palanca No. 2 (figura 33) debe encontrarse en el punto A y para trabajar los extensores en el punto B.

Ajuste del manómetro en el punto de inicio:

Primero elimíne todo residuo de aire en la recámara No 3; esto se logra moviendo la perilla del manómetro de dicha recámara en sentido anti-horario hasta que el medidor del SDR (figura 33) indique un valor de 0.

Para poner a punto el manómetro, es decir en la posición de trabajo; la perilla del manómetro deberá ser desplazada en el sentido de las agujas del reloj hasta que llegue un instante en el que ésta ofrece una mayor oposición a ser desplazada, y es en éste punto en el que justamente deberá iniciar el movimiento de giro generado por el motor "paso a paso" (figura 34).

La presión de trabajo proveniente de un tanque de aire ( ya sea de un compresor, tanque de oxígeno, o aire comprimido) debe estar por lo menos a 80 psi en el manómetro de la fuente.

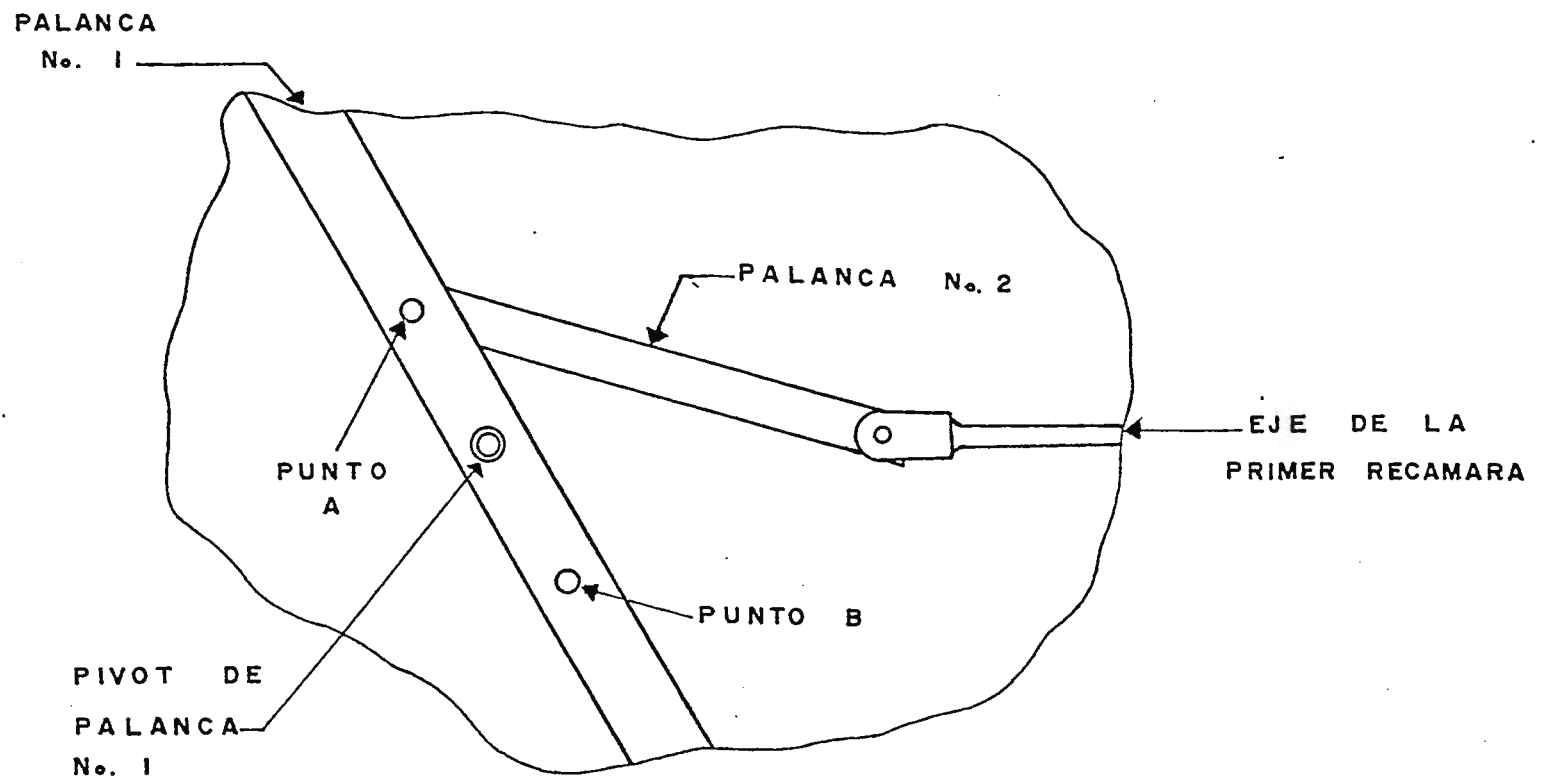


Figura 33

## 3.2 MANUAL DE MANTENIMIENTO DEL SUB-SISTEMA MECANICO

MANTENIMIENTO DEL SUBSISTEMA HIDRAULICO-NEUMATICO			
PUNTOS DE ENGRASE	LUBRICANTE	TIEMPO (MESES)	OBSERVACIONES
Asiento de ejes.	G	6	Aplicar grasa Castrol Impervia GS *.
Eje de la primer recámara.	G	6	Lavar y aplicar Castrol Impervia GS *.
Primera y segunda recámara.	S	12	Solución para el sistema de freno de autos *.

\* Referirse a la figura No.34

G: Grasa para engranajes.

S: Solución para frenos.

Para efectuar el mantenimiento del SDR se debe realizar los siguientes pasos:

Elimine primeramente todo residuo de aire en el sistema:

- Cierre la válvula del contenedor de aire (girar la perilla en sentido horario).
- Utilizando llaves fijas de 16 y 17 mm proceda a desconectar las terminales del tanque de oxígeno que se acoplan al SDR.
- Quite los tornillos que se encuentran dispuestos en la periferia inferior de la cubierta y levántela cuidadosamente.

Proceda al desmontaje y desarme de las piezas teniendo el cuidado de no golpearlas.

- Para el AHN se debe drenar la segunda recámara. Posteriormente se deben desacoplar las recámaras No. 2 y No. 3, así como su respectivas tapaderas, estos es con el fin de lograr una buena limpieza de las piezas ( utilizar thinner como solvente).
- Si desea extraer los pistones, asegúrese primero de quitar todos los des-airadores de la segunda recámara; extraiga el pistón con mucho cuidado a manera de eliminar la posibilidad de rayarlos o de rayar las recámaras.
- Vuelva ha armar el AHN y demas conecciones con cinta téflon en todas las uniones roscadas para evitar posibles fugas de solución o aire.

Para la limpieza de la primer recámara se deberá vertir thinner en el reservorio y mover el pistón de forma horizontal repetidas veces hasta que se haya evacuado todo el líquido por completo.

Efectuar esta operación hasta que sienta una fuerza de resistencia aceptable en concordancia con las presiones de los manómetros.

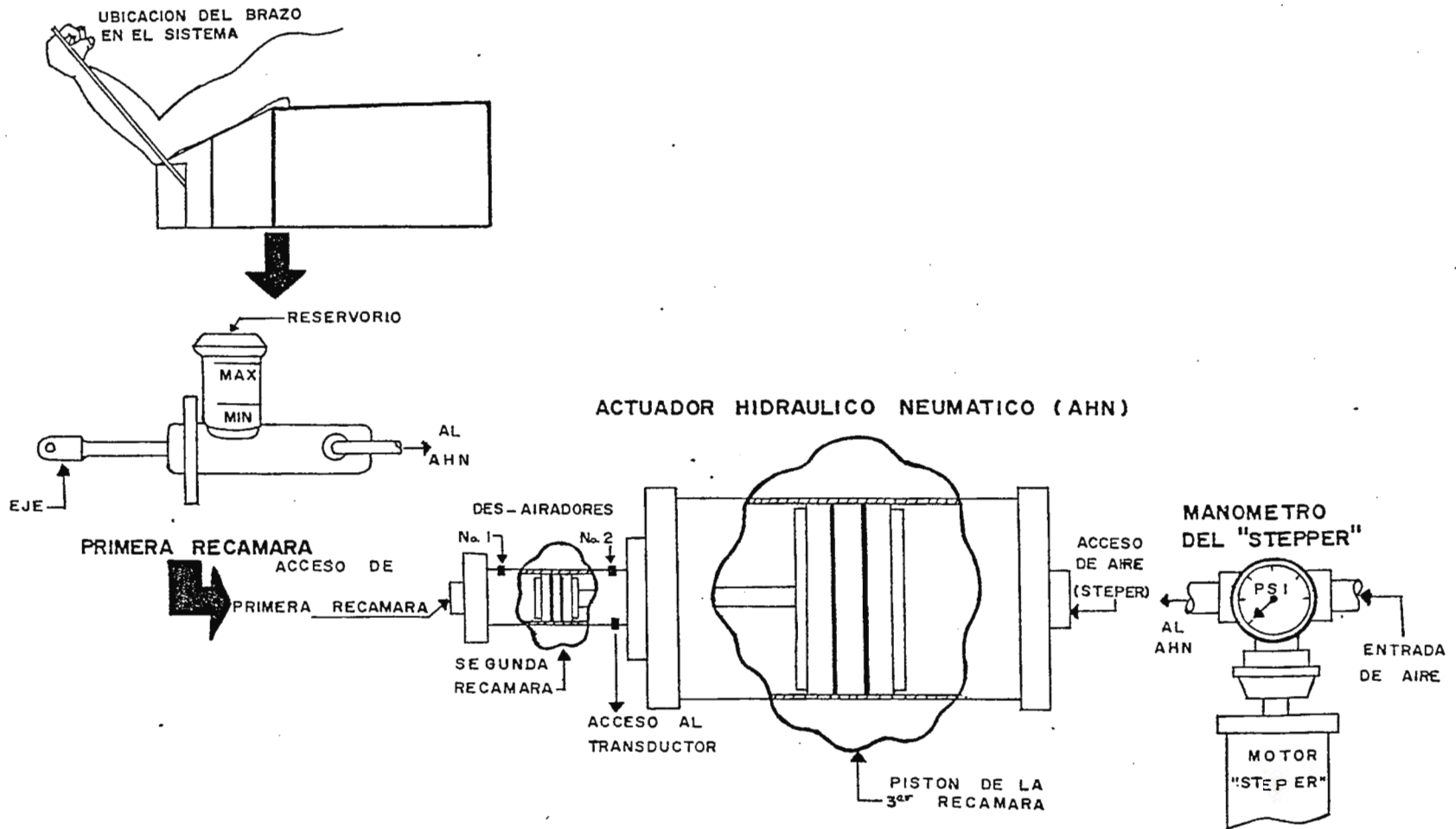


Figura 34

### 3.3 CALIBRACION Y AJUSTE DE SENSIBILIDAD DEL CIRCUITO DEL SDR

Cada vez que se varían las características o se cambian componentes del sistema como: el fluido del transductor, la fuente de luz del transductor o la fotoresistencia del SDR, es necesario recalibrar el circuito y ajustar la sensibilidad de su lectura, especialmente si estos componentes no son los mismos que los utilizados hasta el momento del cambio.

#### 3.3.1 PROCEDIMIENTO DE CALIBRACION.<sup>a</sup>

Para calibrar el circuito, mida el voltaje en el pin #3 del IC6, este tiene que ser de aproximadamente 2.5 voltios (no es necesario que sea exacto, ya que este variará con el movimiento del brazo), si no es así, ajuste el POT1 hasta lograr esta lectura.

Una vez logrado el paso anterior y con el brazo del SDR en posición fija, mida el voltaje en el pin #6 del IC6, tiene que ser el mismo que el obtenido en el pin #3, si no es así, ajuste el POT2 hasta lograrlo.

También la cantidad de fuerza suministrada por el SDR al paciente debe ser calibrada y esto se logra haciendo uso de un dinamómetro y corriendo el programa FUERZA.EXE el cual es suministrado en conjunto con el software del SDR. Para hacerlo siga las indicaciones del programa ya mencionado.

#### 3.3.2 AJUSTE DE SENSIBILIDAD

En el área ajuste de lectura máxima y mínima de la tarjeta madre del SDR se encuentran dos potenciómetros que son utilizados para ajustar la sensibilidad en la lectura de los cambios efectuados en el brazo de palanca del SDR; para lograr este ajuste es necesario correr el programa llamado AJUSTE.EXE, que es parte del software del SDR.

Para ajustar el máximo de lectura, coloque el brazo en posición máxima, en la pantalla del computador verá una barra que puede subir o bajar, ajuste POT3 hasta que la barra llegue a un punto suficientemente alto en la escala<sup>b</sup>, asegúrese que mientras no mueve el POT3 la barra se mantenga estática, es decir que no suba ni baje sin razón, si esto es así reduzcala hasta lograrlo.

---

<sup>a</sup> Asegúrese que el sistema hidráulico del SDR este sin burbujas de aire, ya que esto daría una lectura errónea después de la calibración.

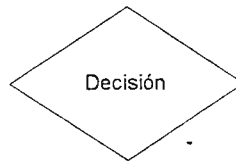
<sup>b</sup> Es aconsejable no ajustar la lectura de mínimo y máximo hasta sus extremos, ya que debido a la sensibilidad del SDR y con las vibraciones del aparato cuando el paciente mueve el brazo, la lectura no sería estable sino fluctuante.

Para ajustar el mínimo de lectura, coloque el brazo en posición mínima, ajuste POT4 hasta que la barra en la pantalla del computador llegue a un punto muy bajo, el cual no varíe cuando usted deje de mover el potenciómetro.

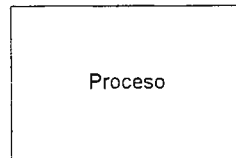
## NOMENCLATURA DE LAS HOJAS DE PROBLEMAS



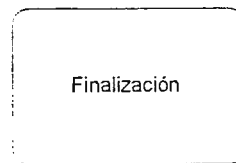
INICIO DE LA HOJA DE RESOLUCION DE PROBLEMAS. En ella se puede encontrar las razones para la cual está hecha cada una de las hojas de problemas



DECISION. En este bloque se pregunta cual ha sido el comportamiento de un proceso. A partir de este bloque, siempre salen dos caminos hacia procesos nuevos, uno si la respuesta al proceso anterior es afirmativa y el otro si la respuesta es negativa



PROCESO. En este bloque se dan indicaciones de que y como hacer el procedimiento de prueba para cada etapa.

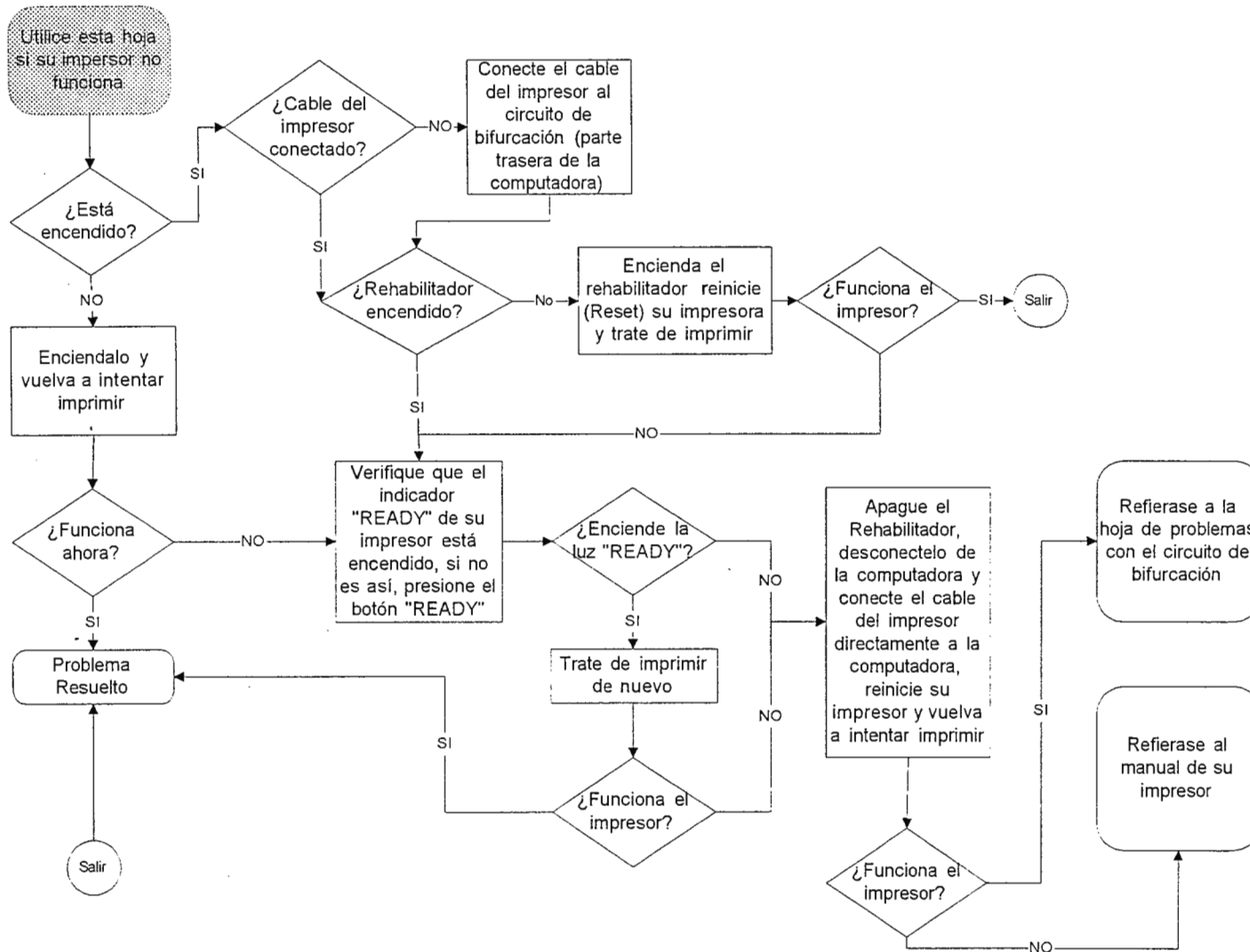


FINALIZACION. En este bloque encontramos ya sea la solución al problema planteado o el último proceso para la resolución del problema planteado. Ya que las soluciones a un problema pueden ser múltiples, este bloque se puede encontrar más de una vez en una sólo hoja.

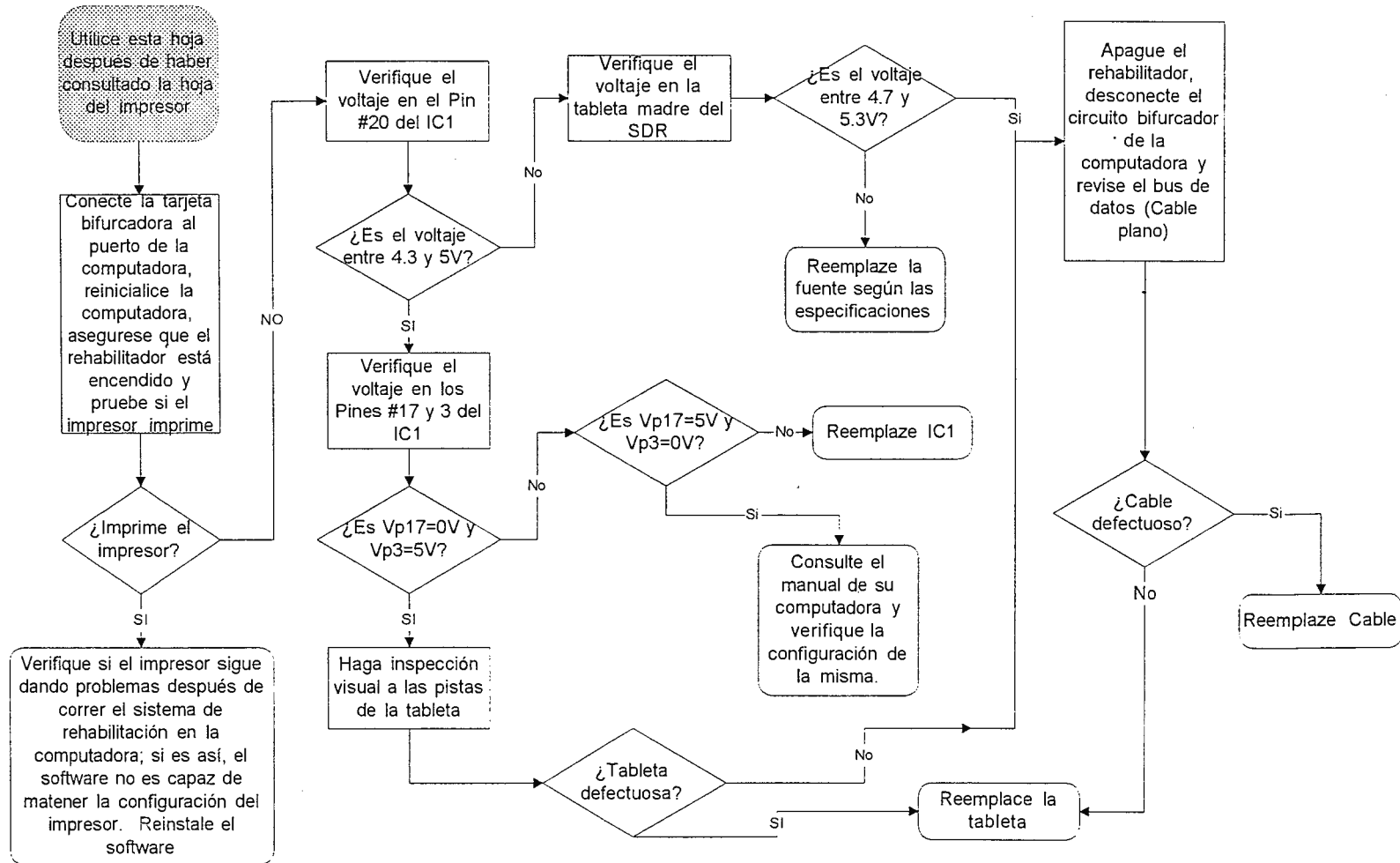


CONECTOR. Este bloque tiene la función de conectar dos o más bloques que no pueden ser alcanzados por una línea.

## HOJA DE PROBLEMAS CON EL IMPRESOR

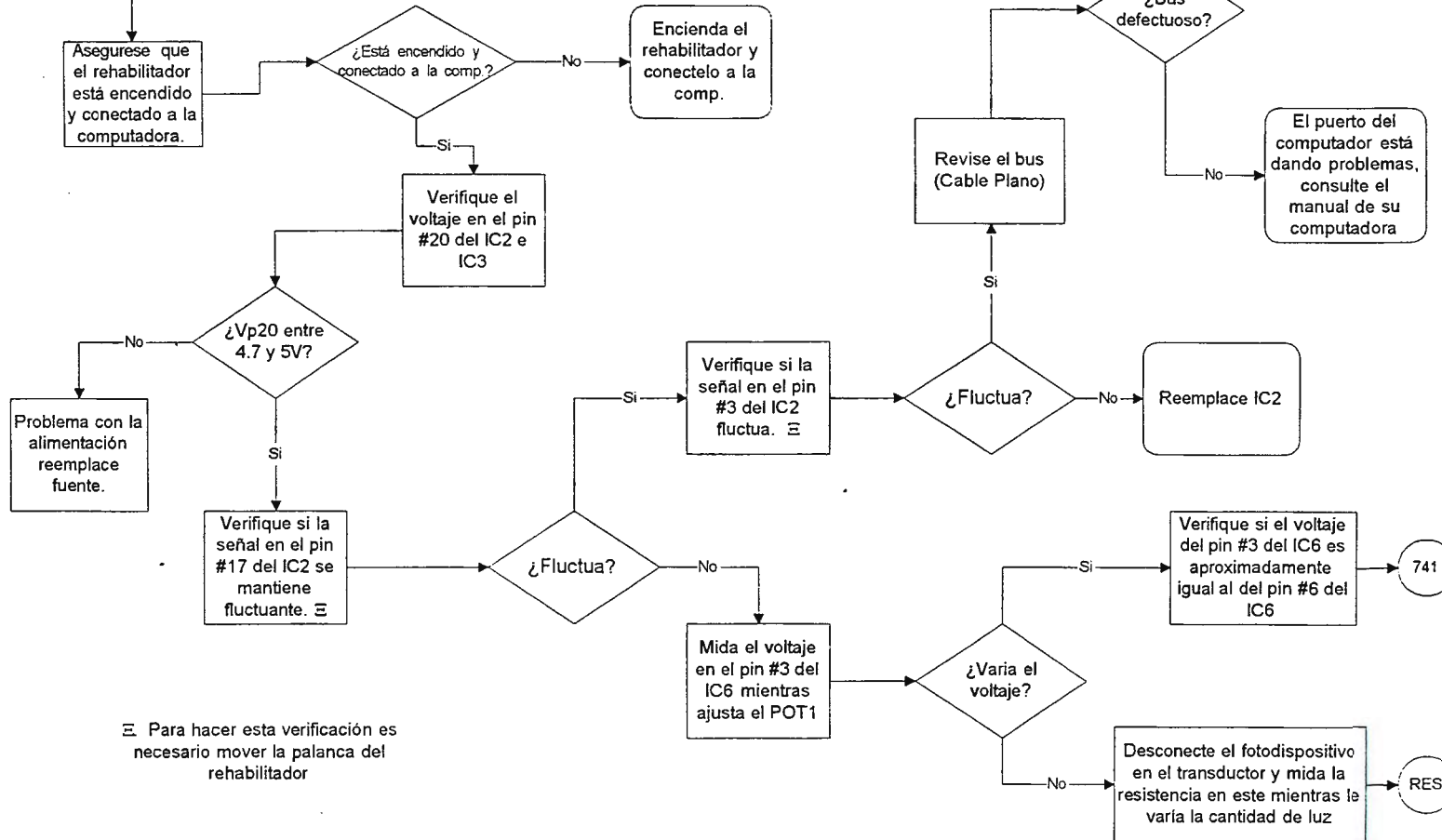


## HOJA DE PROBLEMAS CON EL CIRCUITO BIFURCADOR DE SEÑAL



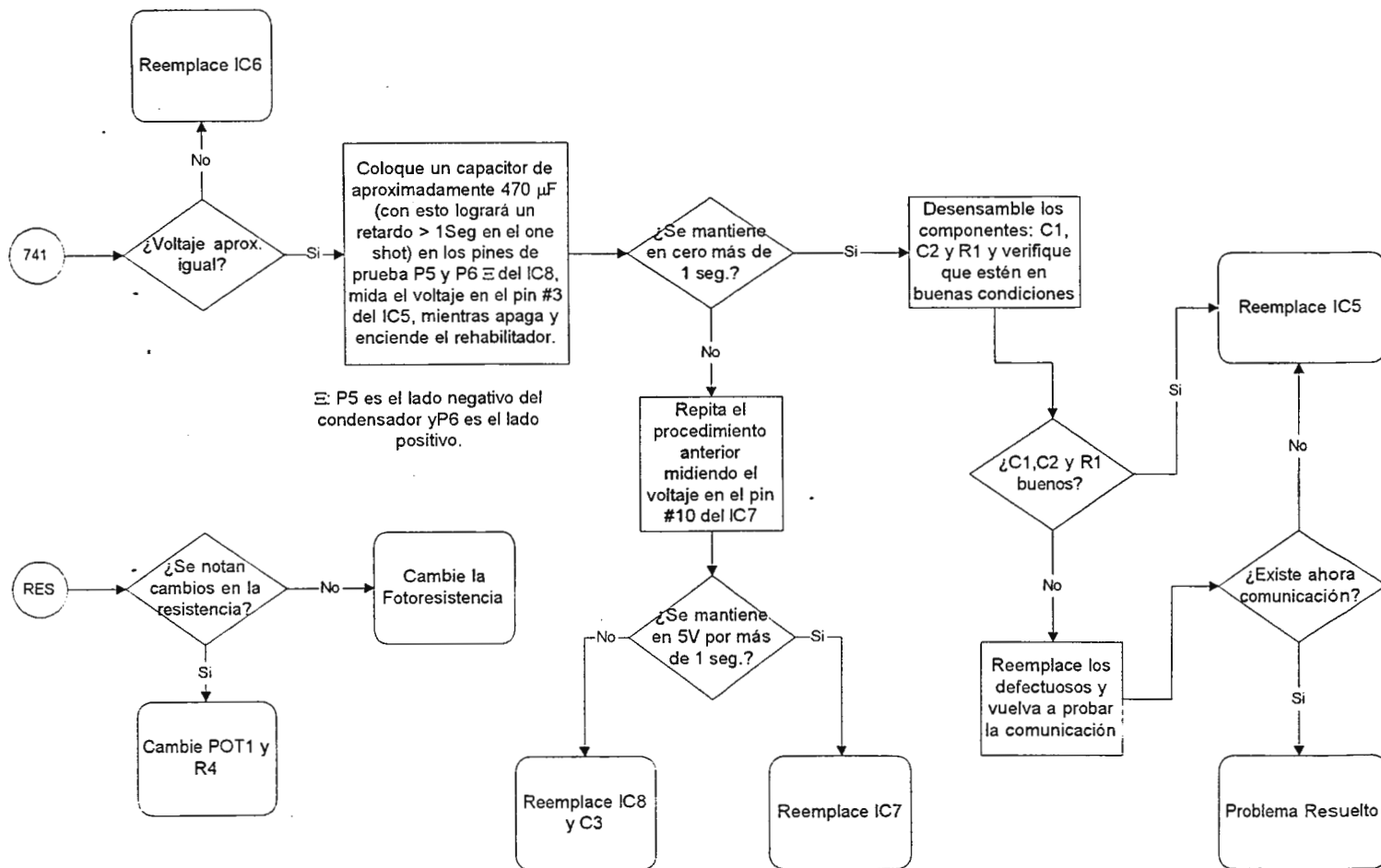
# HOJA DE PROBLEMAS CON LA OBTENCION DE DATOS DEL SDR

Utilice esta hoja sólo si en la pantalla del computador no se verifican los cambios del SDR, a pesar que el paciente está moviéndose

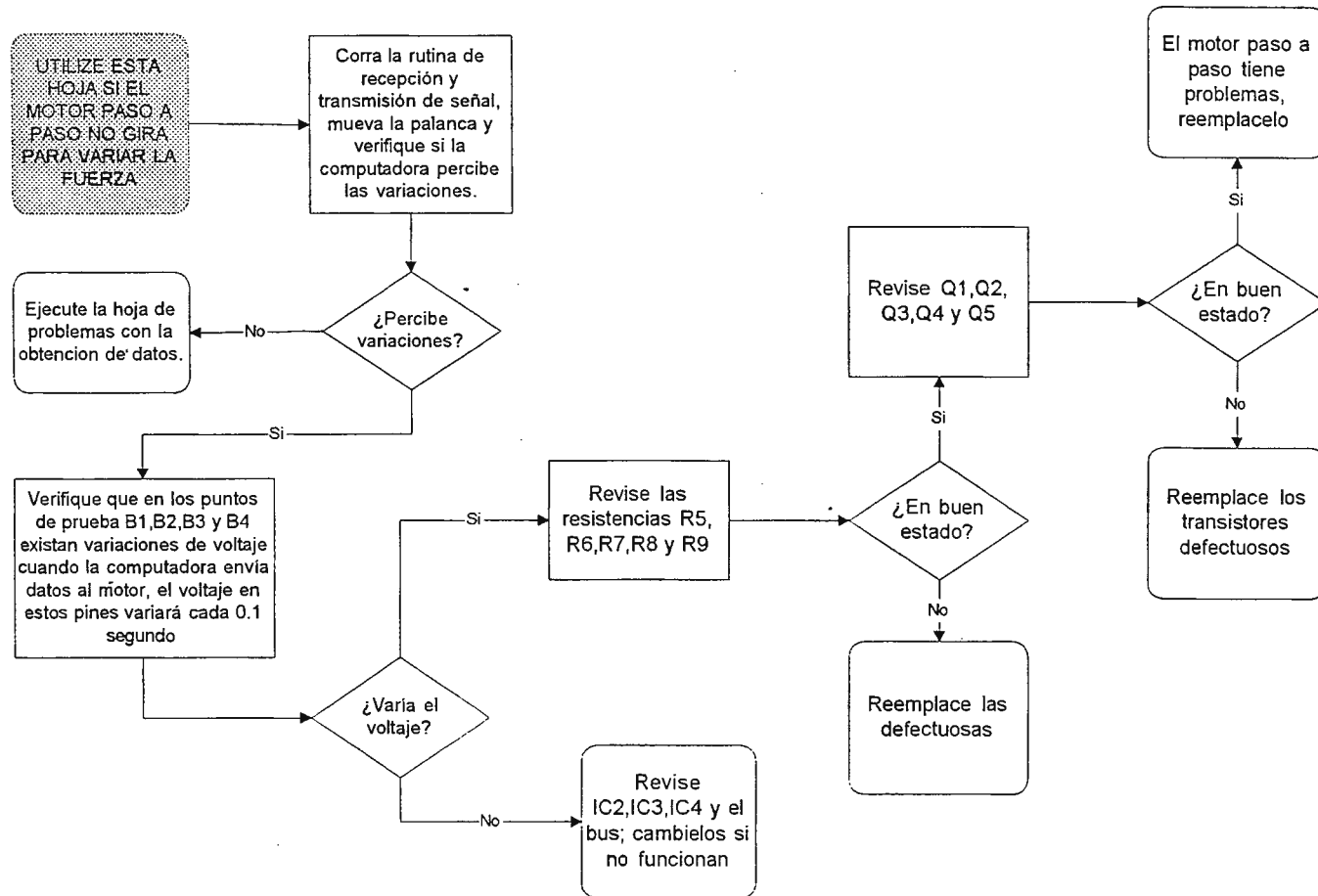


☒ Para hacer esta verificación es necesario mover la palanca del rehabilitador

## HOJA DE PROBLEMAS CON LA OBTENCION DE DATOS DEL SDR (Continuación)



## HOJA DE PROBLEMAS CON LA VARIACION DE FUERZA EN EL SDR



### 3.5 MANUAL DE USUARIO DEL SISTEMA DE COMPUTACION

Información general :

- El sistema de rehabilitación se conocerá de aquí en adelante como SDR. El programa para el uso del SDR ésta desarrollado en clipper y lenguaje c, y se maneja básicamente haciendo uso de menus.

El programa principal está hecho haciendo uso de clipper, el cuál es un manejador de bases de datos, las cuales se utilizan para guardar toda la información proveniente de la terapia del paciente.

Las bases de datos que maneja este sistema son cuatro : Datos generales (DATOGEN), Historial médico (HISMEDIC), Procedimiento (PROCEDIM) y el expediente (EXPEDIENT), (ver anexo 1) . Hay tres bases que se tienen que llenar desde mantenimiento de bases de datos (Explicado posteriormente) que son DATOGEN, HISMEDIC Y PROCEDIM, la cuarta base (EXPEDIENT) es llenada automáticamente, consultando las demás bases y sacando la información que necesita; así también guardando el resumen de los resultados de la sesión del paciente.

La base de datos (PROCEDIM) es donde se dan los parámetros a seguir durante la rehabilitación, siendo consultada en la ejecución del programa del SDR, para la primera sesión la rehabilitación toma totalmente como base los datos de (PROCEDIM); pero de la segunda sesión en adelante el SDR solo consulta los campos de ángulo mínimo y máximo a los cuales el paciente debe alcanzar y el tiempo de duración de la sesión que pueden ser modificados o continuar iguales. Los otros párametros como repeticiones por minuto, fuerza mínima y número de sesión son calculados tomando como base los datos de la última sesión realizada por el paciente por lo que son calculados automáticamente por el SDR.

El SDR no permite eliminar ni modificar, datos del EXPEDIENT , sólo consultarlos y ser accesado por los reportes y listados.

A continuación se describe como usar el programa del SDR.

3.5.1.- Para correrlo.

Estando desde el DOS se ejecuta : SDR <Enter>

3.5.2.- Se llega al menú principal del SDR (fig. 35)

Sistema de rehabilitación	mm/dia/año
BIENVENIDO AL SISTEMA DE REHABILITACION (SDR)	
MENU PRINCIPAL	
EJECUCION DEL SDR	
MANTENIMIENTO DE BASE DE DATOS	
REPORTES Y LISTADOS	
GRAFICOS	
FINALIZAR	

FIG. 35

A manera de de información acerca del programa y qué hacer cuando se desee alguna opción en especial, se explica el contenido de las opciones del menú principal:

- Si el paciente llega a terapia por primera vez, es necesario inscribirlo, por lo que tiene que elegir mantenimiento de bases de datos y adicionar la información requerida en: tablas de datos generales, historial médico y procedimiento, éste proceso se encuentra mas adelante, donde está explicada cada opción del menú principal.
- Si el paciente ya ha sido inscrito y desea realizar la sesión de rehabilitación, se élige EJECUCION desde el menú principal, éste proceso se describe posteriormente.

- Cuando se necesite consultar, modificar, eliminar o adicionar datos se élige MANTENIMIENTO DE BASES DE DATOS, que presentará un menú con esas opciones.
- Cuando se necesiten reportes ó listados de información, sobre los pacientes y los resultados de su rehabilitación, elegir, REPORTES Y LISTADOS, que presentará un menú que contiene los diversos reportes y listados que se pueden obtener.
- Si requiere obtener información en forma gráfica, elegir GRAFICOS, donde se encuentra un menú con los distintos gráficos que se pueden obtener.

### 3.5.3. Descripción y uso de las opciones del menú principal.

Estando dentro del menú principal.

Escoger alguna opción haciendo uso de las teclas de flecha:

#### 3.5.3.1 - OPCION (Ejecución) <Enter>

Es la que mantiene el control del sistema de rehabilitación, desde aqui se ejecuta la sesión del paciente.

Al entrar a ésta opción nos presenta el siguiente mensaje

ASEGURESE QUE EL REHABILITADOR ESTE ENCENDIDO Y CONECTADO A LA COMPUTADORA

Con <Enter> pasa los siguientes mensajes:

3.5.3.1.1 Si la computadora comprueba que el rehabilitador no fué Conectado envia de nuevo el mensaje anterior (tres veces), si a la tercera ves que envia el mensaje no fué conectado regresa al menú principal.

3.5.3.1.2 Si la computadora comprueba que el rehabilitador fué conectado; pregunta por el Nombre del paciente a rehabilitar.

Nombre del paciente: \_\_\_\_\_ Escribir el nombre y luego <Enter>

Aqui pueden pasar dos situaciones :

3.5.3.1.2.1 El paciente no existe, por lo que despliega un mensaje donde pide regresar al menú principal é inscribir al paciente como usuario del rehabilitador.

presione cualquier tecla para regresar al menú principal.

3.5.3.1.2.2 El paciente existe y despliega la pantalla siguiente (fig.36)

Sistema de rehabilitación		mm/dia/año
BIENVENIDO AL SISTEMA DE REHABILITACION (SDR)		
NOMBRE	CODIGO	ULTIMA SESION
-----	-----	---
EL NUMERO DE SESION QUE CONTINUA ES __		
Presione una tecla para continuar:		

FIG. 36

Donde presenta el nombre del paciente, su código, el número de sesiones que tiene realizadas y el número de sesión que se realizará en ese momento.

Con presionar cualquier tecla, presenta la siguiente pantalla (fig. 37)

Sistema de rehabilitación	mm/dia/año
BIENVENIDO AL SISTEMA DE REHABILITACION (SDR)	
MENU DE INICIO	
-VALOR DEL CAMBIO AUTOMATICO DE FUERZA DE RESISTENCIA	
-MENU DE EJECUCION	

FIG. 37

La única opción que tiene este menú, nos lleva a la (fig 38)

Sistema de rehabilitación	mm/dia/año
BIENVENIDO AL SISTEMA DE REHABILITACION (SDR)	
MENU DE INCREMENTO O DECREMENTO, DE FUERZA DE RESISTENCIA	
0.5 (LBS)	
1 (LBS)	
1.5 (LBS)	
2 (LBS)	
2.5 (LBS)	

FIG. 38

Donde se escoge el rango de incremento ó decremento de resistencia; para el paciente, durante la rehabilitación. Esto se hace moviendose hacia la opción haciendo uso de las teclas de flecha y luego presionando <Enter> en el rango deseado.

Luego presenta la (figura 37), se elige la opción de regresar al menú ejecución y nos presenta la siguiente pantalla (fig 39)

Sistema de rehabilitación	mm/dea/año
BIENVENIDO AL SISTEMA DE REHABILITACION	
TIEMPO DE SESION = ____	INTENTOS FALLIDOS = ____
ANGULO DE CONTRACCION = ____	
CONTRACCIONES ACEPTADAS = ____	CONTRACCIONES ESPERADAS = ____
ANGULO MINIMO = ____	ANGULO MAXIMO = ____
FUERZA ACTUAL = ____	

FIG. 39

Durante la rehabilitación, se estará presentando (como se puede ver en la fig. 39) la fuerza de resistencia que está actuando en ese momento (cambiará cada vez que se ejecute un aumento o disminución de fuerza de resistencia), el tiempo transcurrido hasta el momento, las contracciones aceptadas en el minuto Presente (este dato cambiara cada minuto), las contracciones esperadas, el ángulo de cada contracción realizada, los intentos fallidos (las veces continuas que el sdr a tenido que decrementar la fuerza) y el ángulo mínimo y máximo esperado de cada contracción.

Esta pantalla permanecerá hasta el momento en que se termine la rehabilitación.

Finalizada la rehabilitación presentará la siguiente pantalla (fig. 40)

Sistema de rehabilitación	mm/día/año
BIENVENIDO AL SISTEMA DE REHABILITACION (SDR)	
SESION FINALIZADA	
PRESIONE CUALQUIER TECLA PARA REGRESAR AL MENU PRINCIPAL	

FIG. 40

3.5.3.2 - OPCION (Mantenimiento de bases de datos) : <Enter>

Muestra la pantalla (fig. 41)

sistema de rehabilitación	mm/dia/año
BIENVENIDO AL SISTEMA DE REHABILITACION (SDR)	
MANTENIMIENTO	CONSULTAS
ELIMINACION	
MODIFICACION	
ADICION	
MENU PRINCIPAL	

FIG. 41

Se escoge cualquier opción haciendo uso de las teclas de flecha y colocándose en el lugar deseado y luego <Enter>

3.5.3.2.1---(Consultas)---: <Enter> presenta la pantalla mostrada en la Fig. 42.

Sistema de rehabilitación	mm/dia/año
BIENVENIDO AL SISTEMA DE REHABILITACION (SDR)	
CONSULTAS	
DATOS GENERALES	
HISTORIAL MEDICO	
EXPEDIENTE DEL PACIENTE	
PROCEDIMIENTO	
MENU ANTERIOR	

FIG. 42

Escogiendo cualquier opción con <Enter>

#### 3.5.3.2.1.1 Datos generales:

Consulta la tabla de los datos generales del paciente. Inmediatamente se escoge esta opción, pregunta por el código del paciente a consultar; si existe despliega la información existente en el registro con ese código. (fig. 43)

CONSULTA DE DATOS GENERALES	
CODIGO DEL PACIENTE :	_____
NOMBRE DEL PACIENTE :	_____
EDAD DEL PACIENTE :	___
SEXO DEL PACIENTE :	_
DIRECCION :	_____
TELEFONO :	_____
Desea continuar consultado (s/n) :	

FIG. 43

Si no existe envía el mensaje " paciente no existe " con <Enter> vuelve a preguntar el código.

Si después de consultar un registro desea continuar consultando los datos generales, presione S al final de la pantalla si no presione N para regresar al menú de consultas.

#### 3.5.3.2.1.2 Historial médico:

Consulta el historial médico del paciente, siguiendo un procedimiento igual al de datos generales y presentando los datos que contienen los campos de ese registro.

#### 3.5.3.2.1.3 Expediente del paciente:

Consulta los resultados del paciente, luego de elegir esta opción pregunta por el código del paciente y el número de sesión que desea consultar. Al contestar presione <Enter> y aparecerá la información requerida (fig. 44)

<p>CONSULTA DEL EXPEDIENTE</p> <p>CODIGO DEL PACIENTE : NUMERO DE SESION : FECHA DE SESION : FUERZA MINIMA DE TRABAJO : FUERZA MAXIMA AL CANZADA : FUERZA MEDIA DE LA SESION : NUMERO DE CONTRACIONES REALIZADAS EN LA SESION : TIEMPO DE DURACION DE LA SESION :</p> <p>Desea continuar consultado (S/N) :</p>
---

FIG. 44

Si al final de la pantalla contesta S pregunta por el nuevo código si es N regresa al menú de consultas (Fig. 42)

#### 3.5.3.2.1.4 Procedimiento:

Consulta el procedimiento de la rehabilitación del paciente requerido; siguiendo los pasos descritos en Datos generales.

#### 3.5.3.2.1.5 Menú anterior:

Regresa al menú de mantenimiento.

3.5.3.2.2---(Eliminación)--- : <Enter>

Esta opción permite eliminar los datos de pacientes que ya no es necesario tenerlos en la memoria del sistema. Despliega la siguiente pantalla (fig. 45)

Sistema de rehabilitación	mm/dia/año
BIENVENIDO AL SISTEMA de REHABILITACION (SDR)	
MENU DE ELIMINACION	
DATOS GENERALES	
HISTORIAL MEDICO	
PROCEDIMIENTO	
MENU ANTERIOR	

FIG. 45

#### 3.5.3.2.2.1 Datos generales : <Enter>

Pregunta por el código del paciente; luego de contestar presione <Enter>, después de lo cual pueden suceder cualquiera de dos cosas:

##### 3.5.3.2.2.1.1 El paciente no existe. <Enter>

Vuelve a pedir el código del paciente

3.5.3.2.2.1.2 Elimina los datos generales del paciente a quien pertenece ese código y pregunta si desea seguir eliminando; si es S, pregunta por el nuevo código si es N, regresa al menú de eliminación.

##### 3.5.3.2.2.2 Historial médico : < Enter >

Los mismos pasos que datos generales.

3.5.3.2.2.3 Procedimiento : <Enter>

Los mismos pasos que datos generales.

3.5.3.2.2.4 Menú anterior : <Enter>

Regresa al menú de mantenimiento.

3.5.3.2.3---(Modificaciones)--- : <Enter>

Esta opción permite modificar datos de las tablas del sistema, que de una sesión a otra pueden cambiar, como es el caso del procedimiento, especialmente en los campos de ángulo mínimo, ángulo máximo y tiempo de la sesión, ó para corregir cualquier error cometido en la digitación de los datos. (Fig. 46)

Sistema de rehabilitación	mm/dia/año
BIENVENIDO AL SISTEMA DE REHABILITACION (SDR)	
MODIFICACIONES	
DATOS GENERALES	
HISTORIAL MEDICO	
PROCEDIMIENTO	
MENU ANTERIOR	

FIG. 46

3.5.3.2.3.1 Datos generales: <Enter>

Pregunta el código del paciente, digite el código <Enter>

3.5.3.2.3.1.1 Paciente no existe < Enter >

vuelve a preguntar por el código

3.5.3.2.3.1.2 Presenta los datos del paciente a quien pertenece ese código, de la misma forma que los presenta la opción de consulta con la ventaja de que puede modificar el contenido de cualquier campo, desplazándose con las flechas de direccionamiento.

Al final de la pantalla pregunta se desea continuar modificando. Si contesta S, pregunta el nuevo código si es N, regresa al menú de modificaciones.

3.5.3.2.3.2 Historial médico: <Enter>

Exactamente igual que datos generales.

3.5.3.2.3.3 Procedimiento: <Enter>

Exactamente igual que datos generales.

3.5.3.2.3.4 Menú anterior: <Enter>

Regresa al menú de mantenimiento.

3.5.3.2.4---(Adición)---: <Enter>

Adiciona datos de pacientes nuevos. (fig. 47)

Sistema de rehabilitación	mm/día/año
BIENVENIDO AL SISTEMA DE REHABILITACION (SDR)	
ADICION DE DATOS	
DATOS GENERALES	
HISTORIAL MEDICO	
PROCEDIMIENTO	
MENU ANTERIOR	

FIG 47

Después de posicionarse en la opción deseada presione <Enter>, presentará la pantalla de recepción de datos para ser llenada y al final de la pantalla preguntará si desea continuar adicionando.

3.5.3.3 - OPCION (Reportes y listados) : <Enter>

De esta opción se puede obtener la información a la que se refiere cada una de las opciones ya sea via pantalla ó impresor. (fig. 48)

Sistema de rehabilitación	mm/dia/año
BIENVENIDO AL SISTEMA	
<p>MENU DE REPORTES Y LISTADOS</p> <p>REPORTE POR GRUPO DE SESIONES</p> <p>LISTADO POR ENFERMEDAD</p> <p>LISTAD POR SEXO</p> <p>LISTADO POR EDADES</p> <p>LISTADO POR CAUSA</p> <p>LISTADO POR OCUPACION</p> <p>REPORTE GENERAL</p> <p>MENU PRINCIPAL</p>	

FIG. 48

3.5.3.3.1 Reporte por grupo de sesiones: <Enter>

Pregunta por el código del paciente, la sesión inicial y final de donde se quiere la información, además pregunta si se desea enviarlo al impresor o la pantalla, luego presenta el reporte correspondiente. (fig.49)

Fecha de emisión : mm/dia/año		Sistema de rehabilitación			
<p>REPORTE POR GRUPO DE SESIONES</p> <p>CODIGO _____ SESION __ A LA SESION __</p>					
NUMERO DE SESION	NUMERO DE CONTRACCI ONES	TIEMPO DE SESION	FUERZA MINIMA	FUERZA MAXIMA	FUERZA PROMEDIO

FIG. 49

3.5.3.3.2 Listado por enfermedad: <Enter>

Pregunta por la enfermedad que desea reportar y da la opción de enviarlo via impresor ó via pantalla. Con <Enter> despliega la siguiente información. (fig. 50)

fecha de emisión : mm/dd/año      Sistema de rehabilitación				
LISTADO POR ENFERMEDAD ENFERMEDAD _____				
CODIGO	NOMBRE	NUMERO DE SESIONES	NUMERO DE CONTRACIONES TOTALES	TIEMPO TOTAL DE REHABILIT.

FIG. 50

3.5.3.3.3 Listado por sexo: <Enter>

Pregunta por el sexo que puede ser M ó F, si desea enviarlo al impresor o a la pantalla y presenta el reporte siguiente (fig. 51)

Fecha de emisión: mm/día/año      Sistema de rehabilitación		
LISTADO POR SEXO SEXO _		
CODIGO	NOMBRE	CAUSA DE ENFERMEDAD

FIG. 51

## 3.5.3.3.4 Listado por edades: &lt;Enter&gt;

Pregunta la edad inicial y edad final de los pacientes que se desean listar, luego de contestar pregunta si desea enviarlo al impresor o a la pantalla; y luego presenta la información siguiente (fig. 52)

Fecha de emisión: mm/día/año		Sistema de rehabilitación		
LISTADO POR EDADES DESDE __ HASTA __ AÑOS				
CODIGO	NOMBRE	SEXO	EDAD	ENFERMEDAD

FIG. 52

## 3.5.3.3.5 Listado por causa: &lt;Enter&gt;

Pregunta la causa y si desea enviarlo al impresor, luego presione < Enter > despliega la siguiente información (fig. 53)

Fecha de emisión mm/día/año		Sistema de rehabilitación	
LISTADO POR CAUSA CAUSA _____			
CODIGO	NOMBRE	OCUPACION	ENFERMEDAD

FIG. 53

## 3.5.3.3.6 Listado por ocupación: &lt;Enter&gt;

Pregunta la ocupación <Enter> y si desea enviarlo al impresor o a la pantalla, luego despliega la información de la (fig. 54)

Fecha de emisión: mm/día/año      Sistema de rehabilitación			
LISTADO POR OCUPACION OCUPACION _____			
CODIGO	NOMBRE	ENFERMEDAD	CAUSA

FIG. 54

## 3.5.3.3.7 Reporte general: &lt;Enter&gt;

Pregunta si desea enviar al impresor o a la pantalla y luego

Despliega información general de los resultados de los pacientes (fig. 55)

Fecha de emisión: mm/día/año      Sistema de rehabilitación				
REPORTE GENERAL				
CODIGO	ENFERMEDAD	TOTAL DE SESIONES	TOTAL DE CONTRACIONE	TIEMPO TO- TAL.

FIG. 55

3.5.3.3.8 Menú anterior : <Enter>

Vuelve al menú principal

3.5.3.4 - OPCION (Gráficos) : <Enter>

De esta opción se pueden ver los gráficos que se detallan en la pantalla siguiente (fig. 56)

Sistema de rehabilitación	mm/dia/año
BIENVENIDO AL SISTEMA DE REHABILITACION (SDR)	
MENU DE GRAFICOS	
POR GRUPO DE SESIONES	
POR ENFERMEDAD	
POR SEXO	
POR CAUSA	
POR EDADES	
MENU PRINCIPAL	

FIG 56

Desplazarse con las teclas de fechas y presione <Enter> en la opción deseada.

3.5.3.4.1 Grupo de sesiones: <Enter>

Esta opción presenta el siguiente menú (fig. 57)

Sistema de rehabilitación	mm/dia/año
BIENVENIDO AL SISTEMA DE REHABILITACION (SDR)	
MENU DE SESIONES VRS FUERZAS	
MAXIMOS VRS SESIONES	
MINIMOS VRS SESIONES	
PROMEDIOS VRS SESIONES	

FIG. 57

#### 3.5.3.4.1.1 Mínimos vrs sesiones: <Enter>

Pregunta el código del paciente del cual se desea la información, luego de digitarlo se presiona <Enter> y presentará el gráfico de línea (fig. 58),<sup>a</sup> al presionar <Enter> de nuevo presentará el gráfico de barras de esa misma información (fig. 59) y con <Enter> de nuevo presenta el gráfico de pastel (fig.60). Presione <Enter> para regresar al menú de gráficos.

---

<sup>a</sup>los gráficos que aparecen en este documento responden a datos simulados.

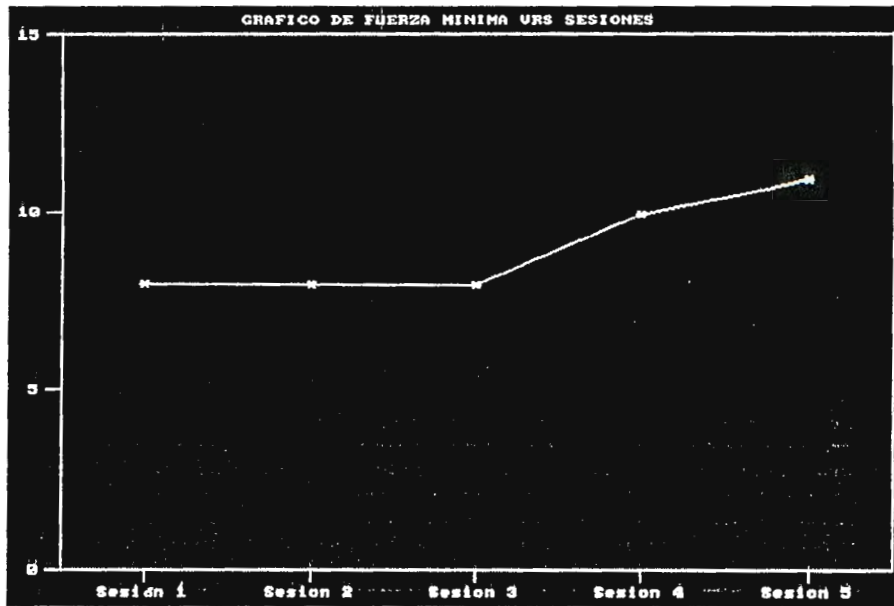


Figura 58

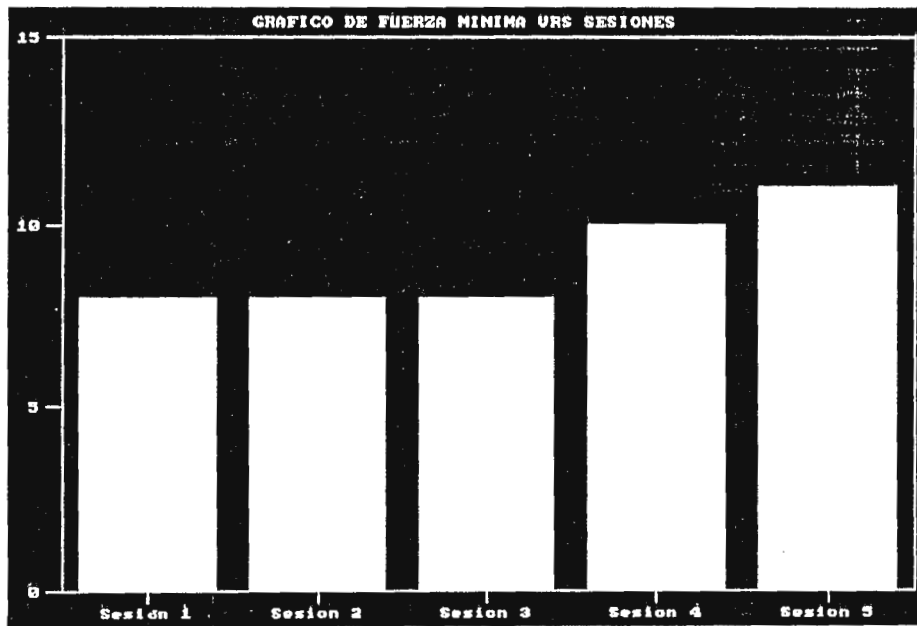


Figura 59

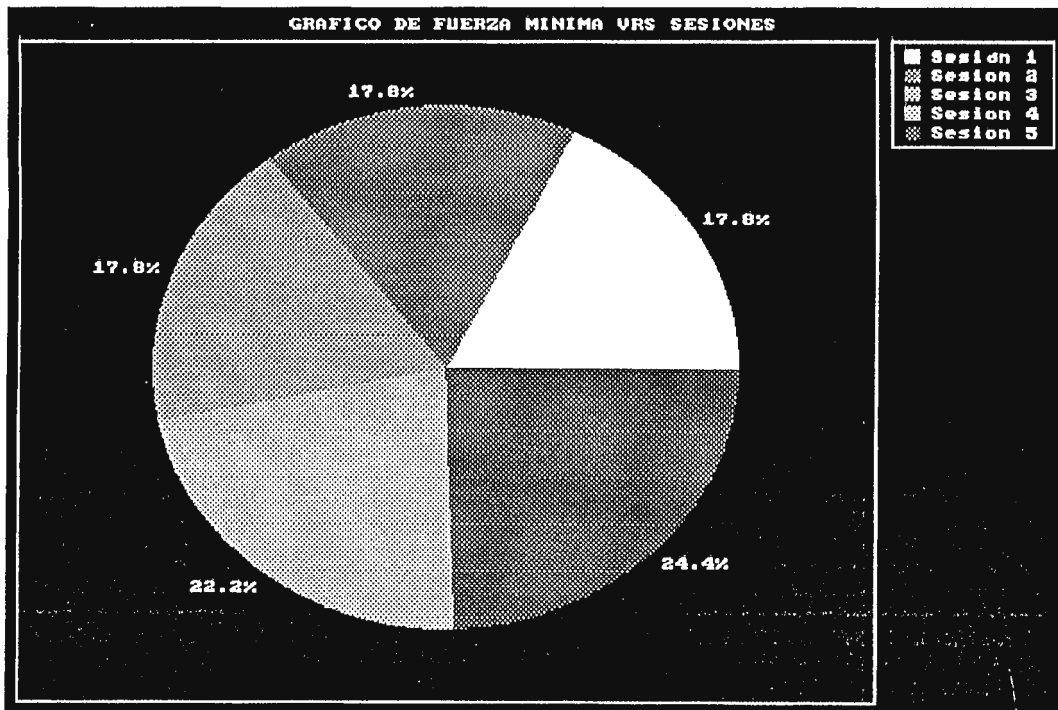


Figura 60

#### 3.5.3.4.1.2 Máximos vrs sesiones: <Enter>

El proceso es exactamente igual al anterior presentando los graficos de los máximos de fuerza alcanzados en cada sesión.

#### 3.5.3.4.1.3 Promedios vrs sesiones: <Enter>

Igual al proceso anterior, presentando la fuerza promedio lograda en cada sesión.

#### 3.5.3.4.2 Gráfico por enfermedad :<Enter>

Grafica las distintas enfermedades y la cantidad de veces que se han presentado a rehabilitación, en gráficos de línea (fig. 61), de barras (fig. 62) y de pastel (fig. 63). Presionando <Enter> después de cada gráfico.

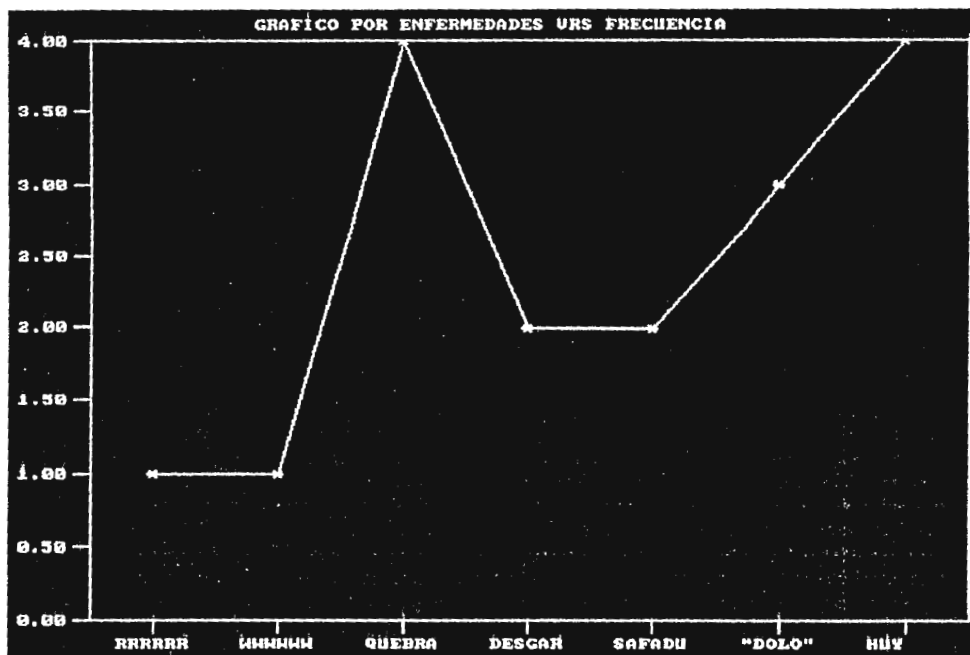


FIG 61

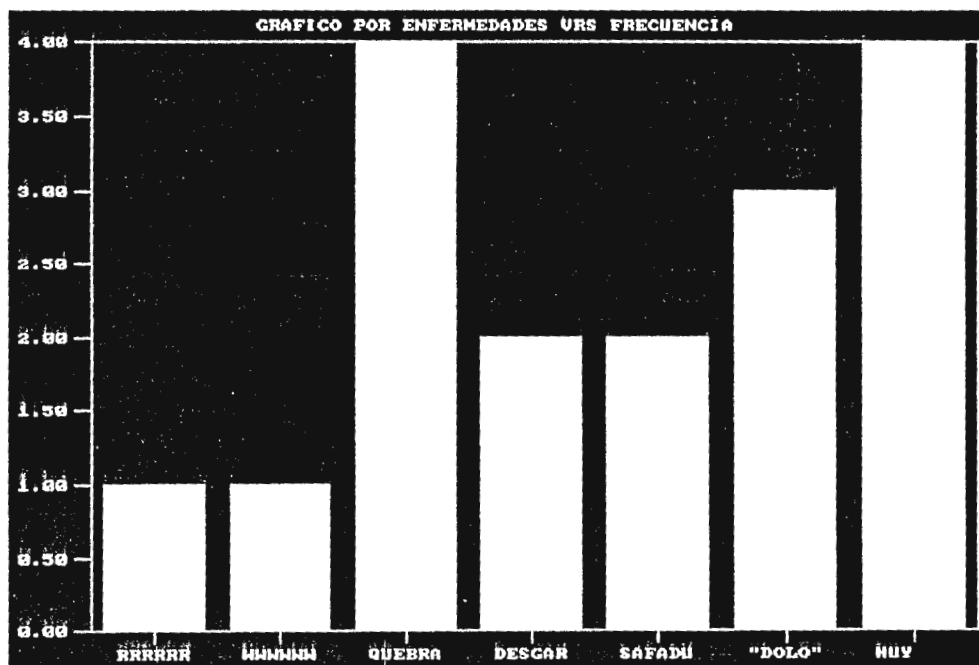


FIG 62

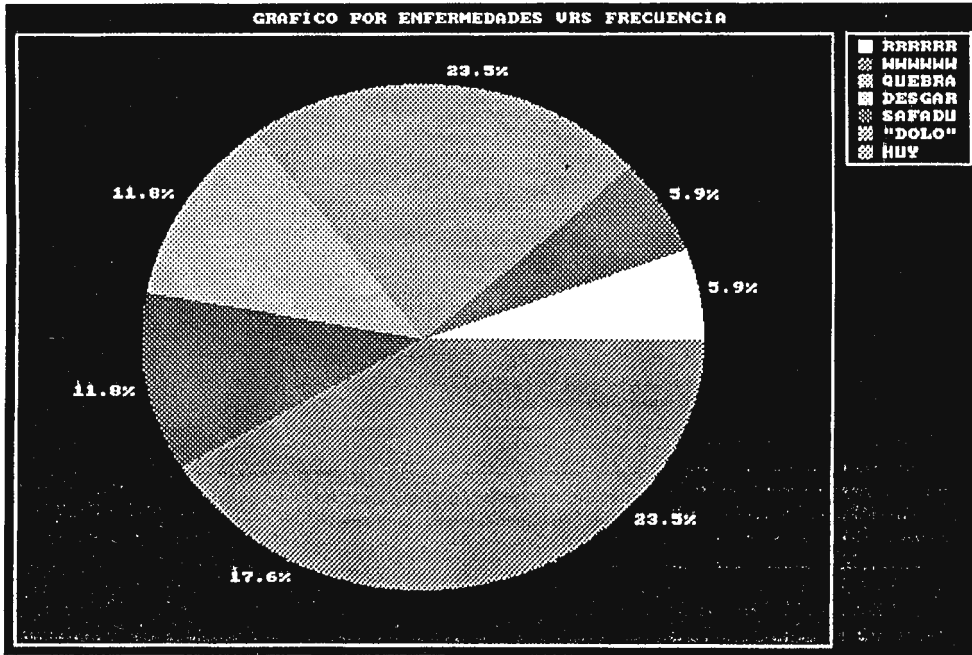


FIG. 63

3.5.3.4.3 Gráfico por sexo: <Enter>

Hace un gráfico de comparación entre la cantidad de personas de sexo masculino y la cantidad de personas de sexo femenino que se han presentado a rehabilitación. Gráfico de línea (fig. 64), Gráfico de barras (fig. 65), Gráfico de pastel (fig.66). presionando < Enter > después de cada gráfico.

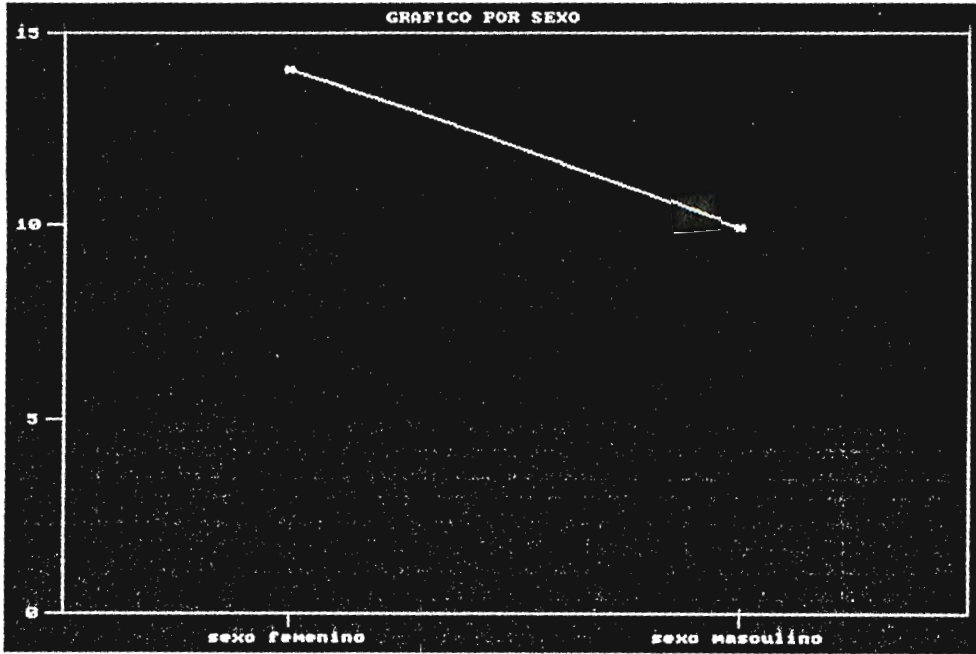


FIG 64

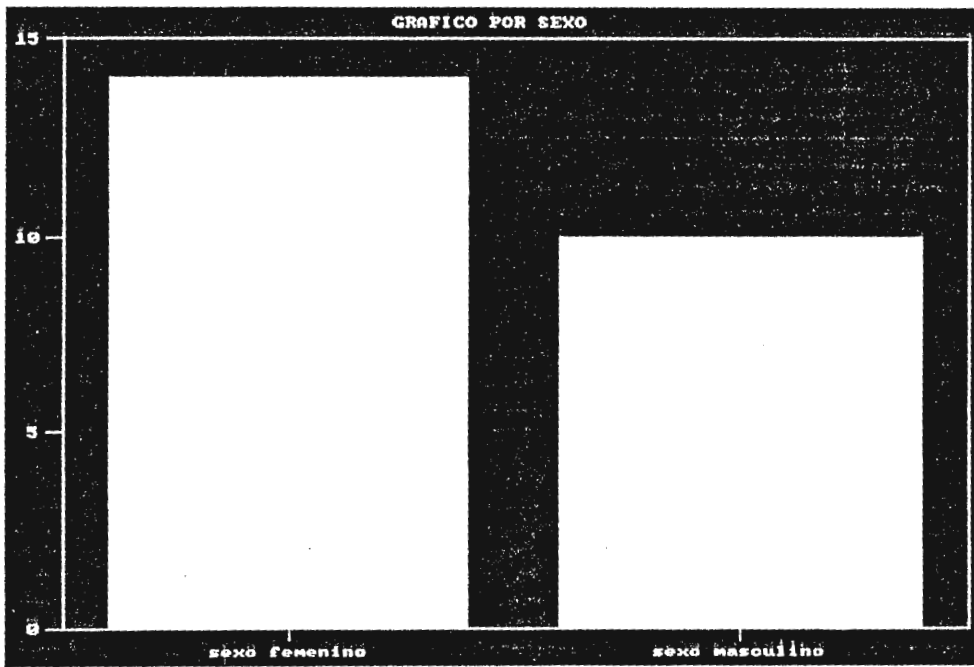


FIG 65

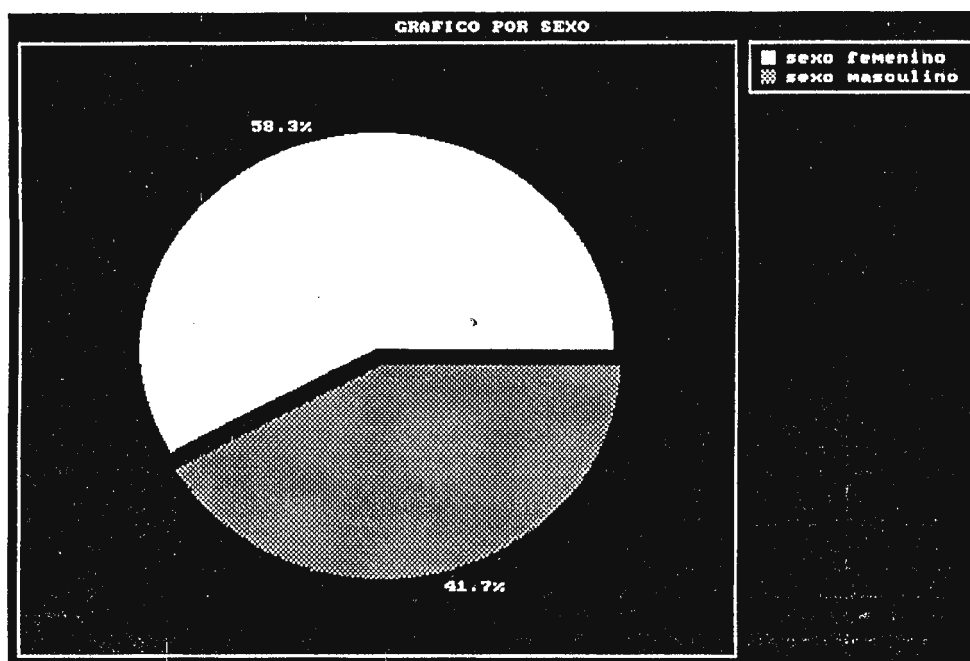


FIG. 66

#### 3.5.3.4.4 Gráfico por causa: <Enter>

Grafica la cantidad de pacientes que se han presentado por cada causa presente en el expediente del sistema; en gráficos de línea (fig. 67) de barras (fig. 68) y de pastel (fig.69).

Presionando < Enter > después de cada gráfico.

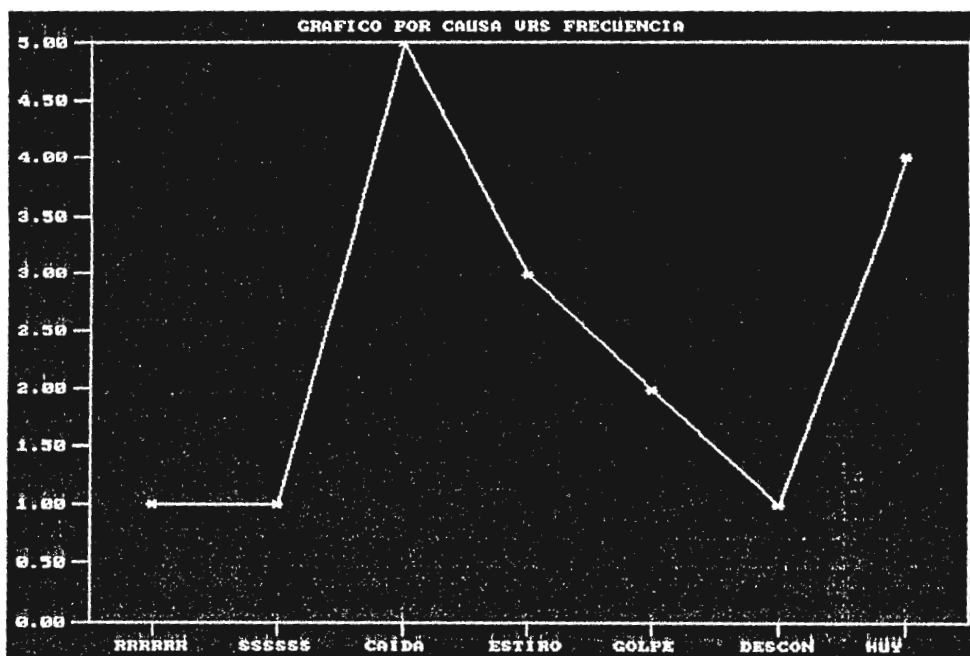


FIG 67

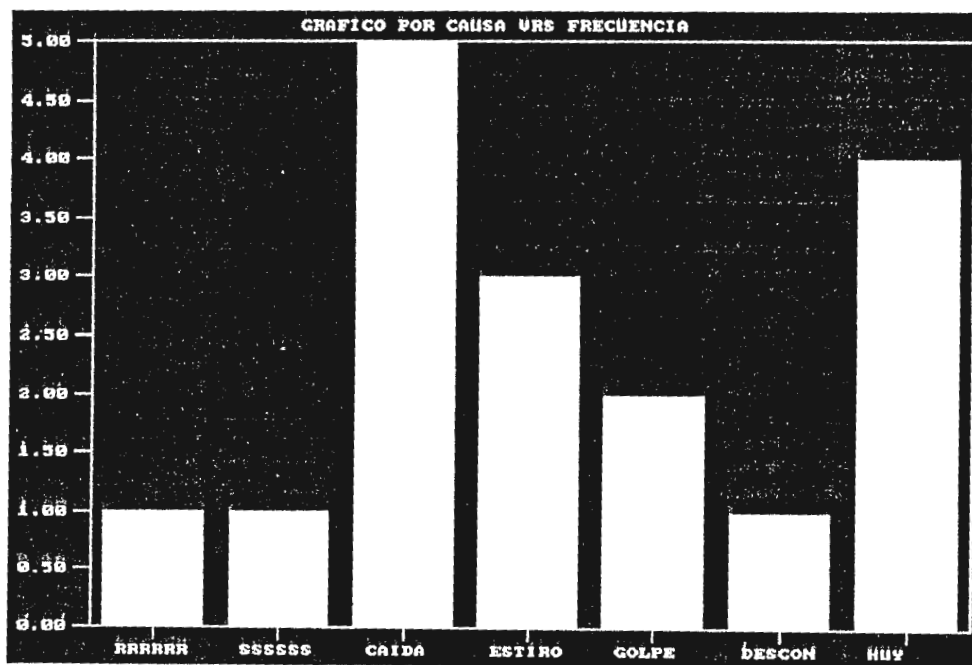


FIG 68

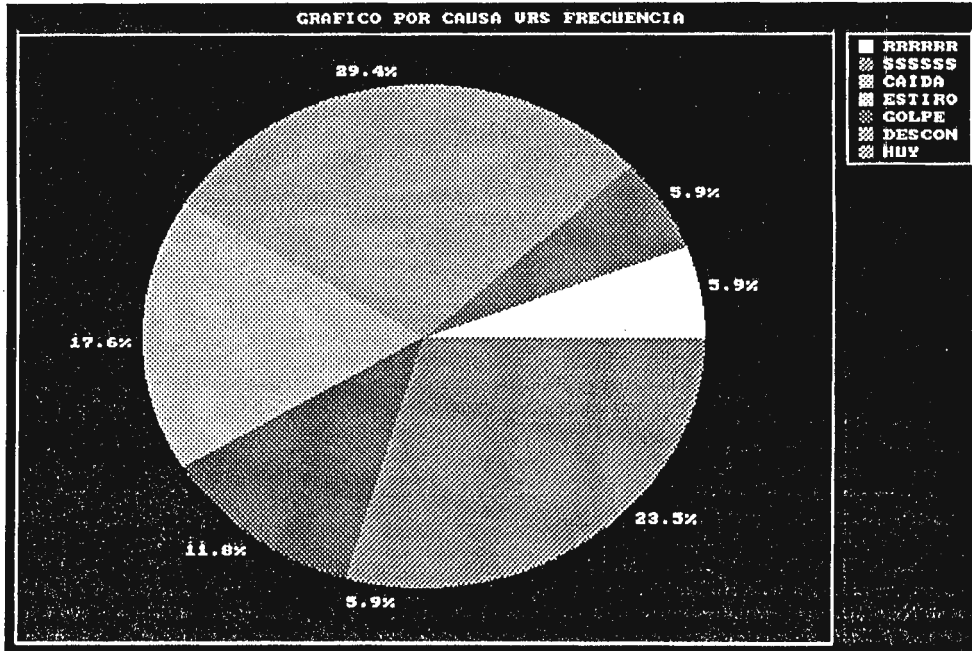


FIG. 69

#### 3.5.3.4.5 Gráfico por rango de edades: <Enter>

Esta opción nos presenta un gráfico de línea (fig. 70), uno de barras (fig. 71) y uno de pastel (fig.72),(presionando <Enter> después de cada gráfico) que dividen las edades de los pacientes en 7 rangos distintos y la cantidad de ellos que sea presentado a rehabilitación.

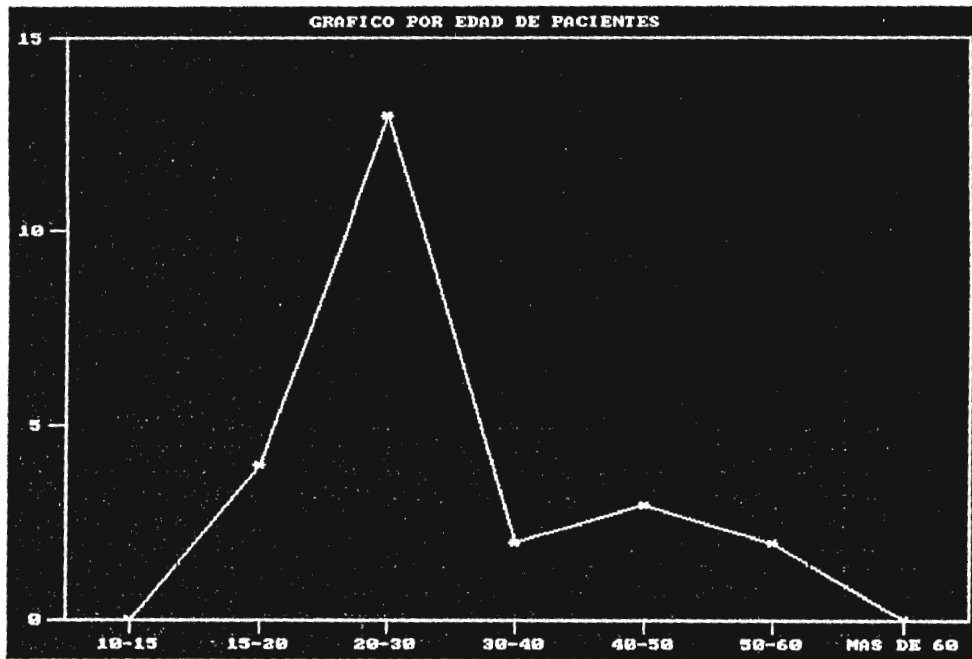


FIG 70

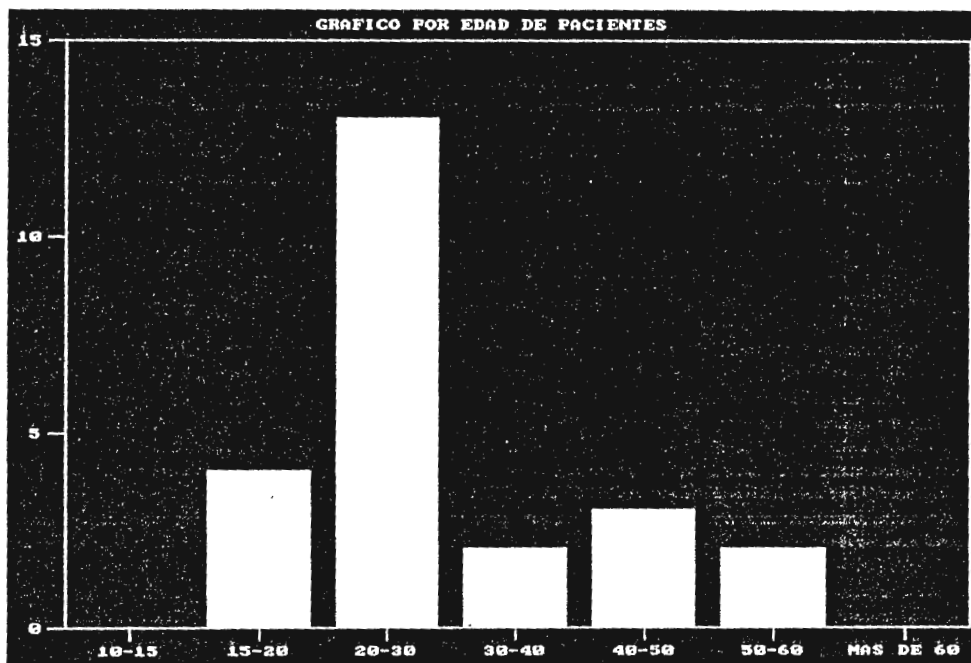


FIG 71

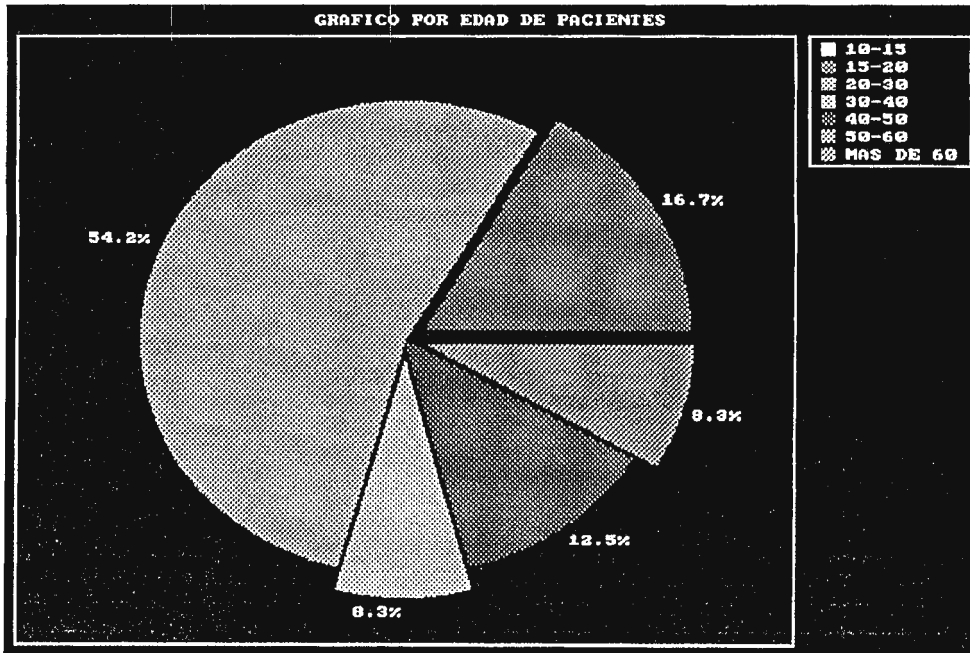


FIG. 72

3.5.3.4.6 Menú principal: <Enter>

Vuelve al menú principal.

3.5.3.5 - OPCION (Finalizar) : <Enter>

Esta opción finaliza la aplicación del sistema y vuelve al DOS.

### 3.6 PROCESO PARA IMPRESION DE GRAFICOS

Cuando en la pantalla se encuentre el gráfico que desea imprimir, presione las teclas <ALT> <SHIFT> <F9> simultáneamente. Si escucha un sonido ronco y largo proveniente de la computadora, significa que lo que usted desea imprimir no está en el modo gráfico soportado por esta función, si esto sucede, el gráfico no se puede capturar para imprimir.

Si escucha dos sonidos cortos, la función está lista para capturar la imagen, y verá un cuadro punteado en la pantalla. Utilice las teclas de flecha para mover el cuadro. Utilice la tecla <SHIFT> en conjunto con las teclas de flechas para darle el tamaño deseado al cuadro. Utilice la tecla <INS> para intercambiar entre el modo de incrementos finos e incrementos grandes mientras mueve y dá tamaño al cuadro.

Cuando el cuadro haya enmarcado la porción del gráfico que usted desea capturar, simplemente presione la tecla <ENTER>.

Cuando la tecla <ENTER> haya sido presionada, se guardará en el directorio actual un archivo llamado "SDR.WPG" y se escucharán de nuevo dos tonos cortos.

El archivo "SDR.WPG" es una copia de los contenidos de la memoria del monitor, la cual puede ser utilizada en la rutina de gráficos de WORDPERFECT y agreagrlos al texto que usted desee para presentar sus reportes, lo cual lo logra via menú de gráficos (<ALT> <F9>) de Word Perfect de las versiones 5.0 en adelante.

Si un archivo llamado "SDR.WPG" existe de antemano en el directorio actual, el nuevo archivo se llamará "SDR1.WPG". Si "SDR1.WPG" ya existe, el nuevo se llamará "SDR2.WPG". Y así sucesivamente hasta alcanzar el archivo llamado "SDR9999.WPG" si estos no se borrarán del directorio.

Estando en la rutina de captura de gráfico, puede presionar <F1> para salirse de esta en cualquier momento que lo desee si dejar grabado el gráfico actual.

# **ANEXOS**

Factor de aplicación $K_A$			
(Factores de corrección de sobrecarga $K_o$ y $C_o$ *)			
Fuente de potencia	Uniforme	Maquinaria movida	
		Choque moderado	Choque fuerte
Uniforme	1.00	1.25	1.75
Choque ligero	1.25	1.50	2.00
Choque medio	1.50	1.75	2.25

\*Darle W Dudley, Gear Handbook, págs 13-20, McGraw-Hill, Nueva York, 1992.

TABLA 1

Valores del factor de apriete $K_A$		
Tipo de apriete	Estado de superficie (Perno, tuerca)	Factor $K_A$
Apriete manual	Todas las superficies lubricadas.	3.0
Torquímetro	Sin lubricamiento o con lubricamiento (aceite o grasa)	1.8 (Sin lubricante)
		1.4 (Con lubricante)
Cubo de impacto	Sin lubricamiento o con lubricamiento (aceite o grasa)	1.6 (2.0) lubricado
		2.0 (Galvanizado con Zn)

TABLA 2

Medida del perno en función de la fuerza de trabajo y calidad.													
calidad	$F'_R$ Fuerza de trabajo (KN)												
	axial estático	1.6	2.5	0.4	6.3	10	16	25	40	63	100	160	250
	axial dinámico	1.0	1.6	2.5	4.0	6.3	10	16	25	40	63	100	160
	transversal	0.32	0.5	0.8	1.25	2.0	3.15	5	8	12.5	20	31	50
4.6		6	8	10	12	16	20	24	27	33	----	----	----
4.8,5.6,6.6		5	6	8	10	12	16	20	24	30	----	----	----
5.8,6.8,6.9		4	5	6	8	10	12	14	18	22	27	----	----
8.8		4	5	6	8	8	10	14	16	20	24	30	----
10.9		----	4	5	6	8	10	12	14	16	20	27	30
12.9		----	4	5	5	8	8	10	12	16	20	24	30

Medidas en mm.

TABLA 3

VALORES PARA EL FACTOR DE AFLOJAMIENTO

VALORES DE  $k_L$  BAJO CARGA DINAMICA

RELACION $l_k/d$		VALORES DE $k_L$ BAJO CARGA DINAMICA											ESTATICA
		A		B			C			D			
		M4 .. M8	M1 0. . M3 0	M4 .. M8	M1 0. . M1 6	M1 8. . M3 0	M4 .. M8	M1 0. . M1 6	M1 8. . M3 0	M4 .. M8	M1 0. . M1 6	M1 8. . M3 0	
CORTO	1 >1. ..3	3 2	1. 5	-- - 3	2	1. 5	-- -	5 3	2	-- -	-- - 4	3. 5 2. 5	1.2
MEDIO	>3. ..4 >4. ..6	1. 5	1. 3	2	1. 4	1. 4	4 2. 5	1. 6	1. 6	-- -	2 4	1. 6	
LARGO	>6. ..8 >8. .10	1. 4	1. 3	1. 6	1. 3	1. 3	2	1. 4	1. 4	3	1. 6	1. 6	

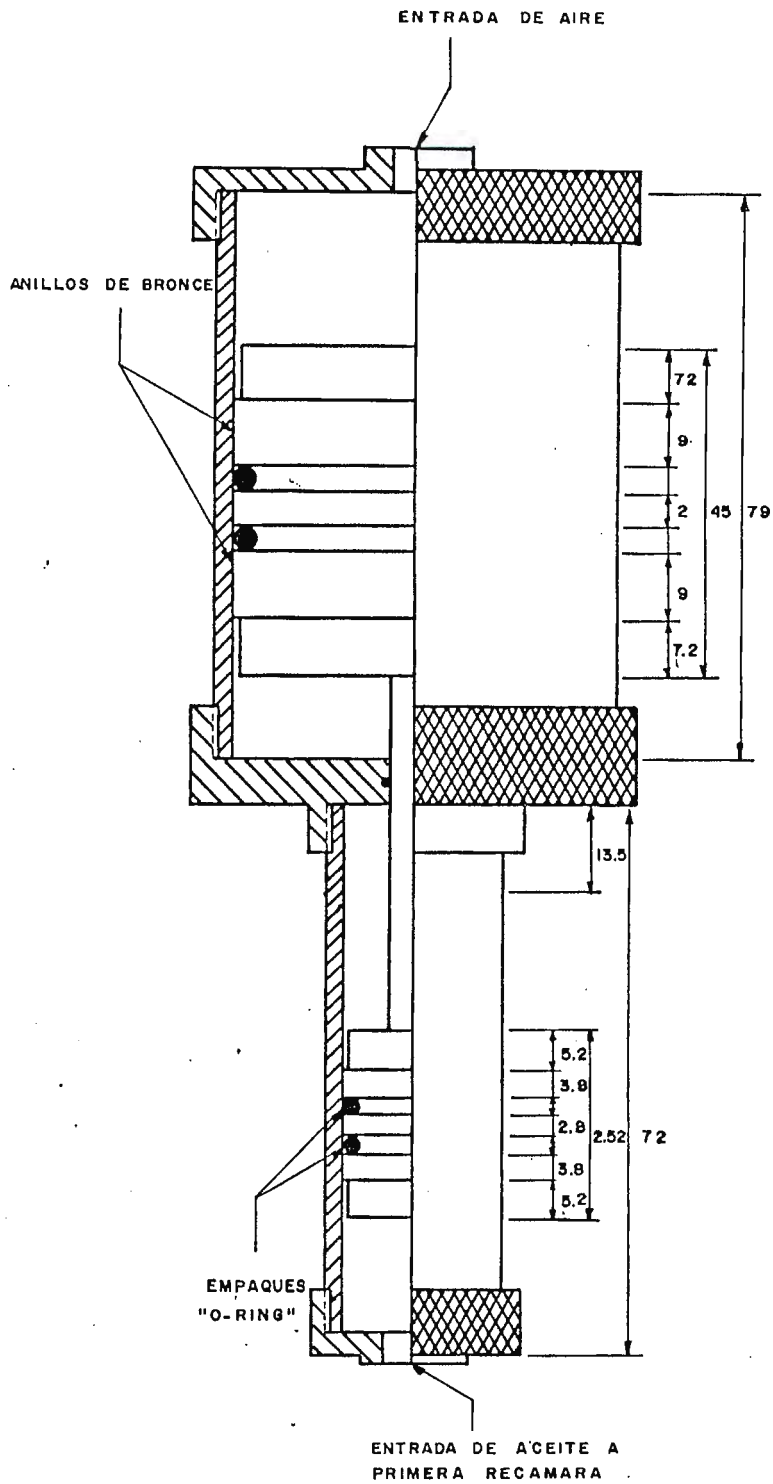
BAJO CARGA DINAMICA

TIPOS DE CALIDAD

1- TENSION		3.6 8.8	A	10.9 12.9	A
HASTA 3	LISO (ASPERO)	B	(C)	A	(B)
SOBRE 3		C	(D)	B	(C)
2- CARGA TRANSVERSAL (CORTE , CORTE Y TENSION)					
HASTA 3	LISO (ASPERO)	C	(D)	B	(C)
SOBRE 3		D	(-)	C	(D)

PROPIEDADES DE RESISTENCIAS PARA LOS ACEROS DE LOS PERNOS (DIN 267)

DESIGNACION	NUEVA	3.6	4.6	4.8	5.6	5.8	6.6	6.8	6.9	8.8	10.9	12.9	14.9
	ANTIGUA	4A	4D	4S	5D	5S	6D	6S	6G	8G	10K	12K	----
$\sigma_{\text{ROTURA}}$ N/mm <sup>2</sup>	MINIMO	340	400	500		600			800	1000			1400
	MAXIMO	490	550	700		800			1000	1200			1600
$\sigma_s$ N/mm <sup>2</sup>	MINIMO	200	240	320	300	400	360	480	----	----	----	----	----
	MAXIMO	----	----	----	----	----	----	----	540	640	900	1080	1260
COEFICIENTE DE ROTURA $\delta\%$	MINIMO	25	25	14	20	10	16	8	12	12	9	8	7
DUREZA BRINEL HB N/mm <sup>2</sup>	MINIMO	900	1100	1400		1700			2250	2800	3300	3900	
	MAXIMO	1500	1700	2150		2450			3000	3650	4250	----	



**UDB**

PRESENTA : WILLIAM ERNESTO MOLINA HERRADOR

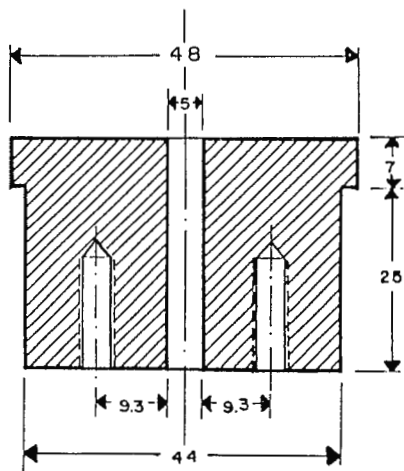
FECHA : ABRIL DE 1995

DIBUJADO POR: WILLIAM MOLINA

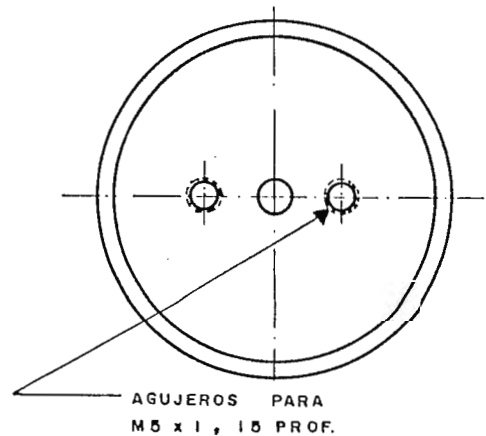
ESCALA 1:1

CONTENIDO : **A H N**

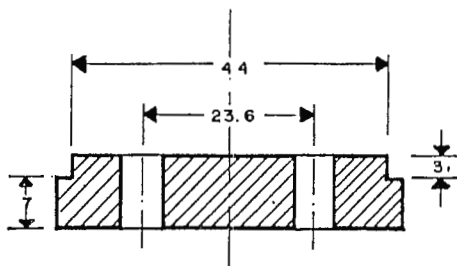
LAMINA No. 1



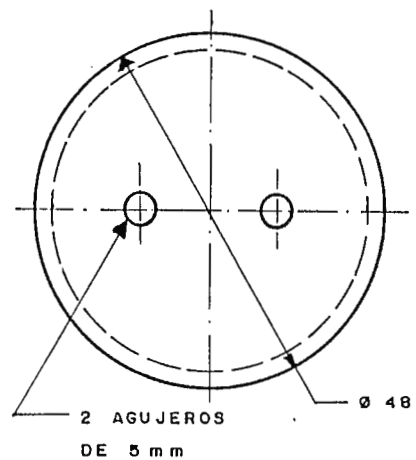
PARTE SUPERIOR DE EL  
PISTON DE LA TERCER  
RECAMARA



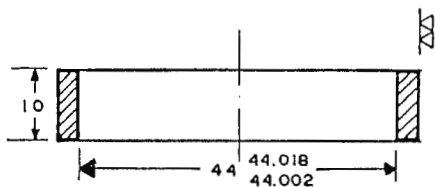
VISTA SUPERIOR DE EL PISTON  
DE LA 3<sup>ER</sup> RECAMARA



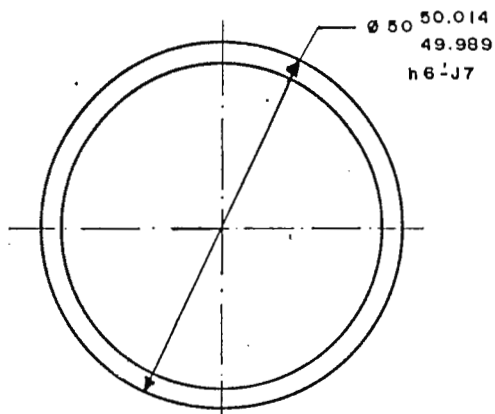
PARTE INFERIOR DE EL  
PISTON DE LA TERCER RECAMARA



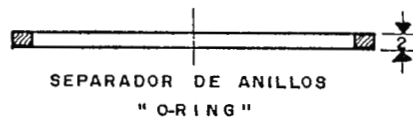
VISTA INFERIOR DE EL PISTON  
DE LA TERCER RECAMARA



H7 - K6  
CORTE DE ARANDELA



ARANDELAS COMPRESORAS  
PARA EMPAQUES "O-RING"



CORTE TRANSVERSAL

**UDB**

PRESENTA : WILLIAM ERNESTO MOLINA HERRADOR

FECHA : ABRIL DE 1995

DISEÑADO POR: WILLIAM MOLINA

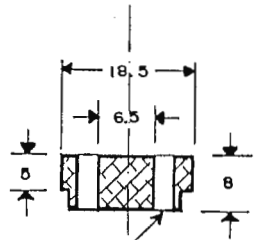
ESCALA 1:1

CONTENIDO: PISTON DE TERCERA RECAMARA

LAMINA No. 2

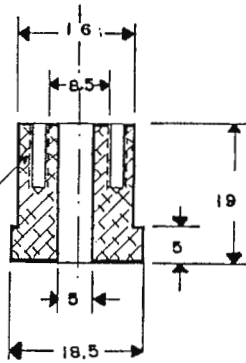
UNIDADES:

CORTE



2 AGUJEROS DE 2.5 mm

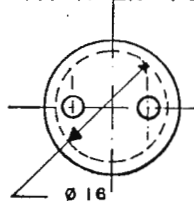
PARTE SUPERIOR DE EL PISTON DE LA SEGUNDA RECAMARA



2 AGUJEROS M2.5 x 0.75 9mm PROF.

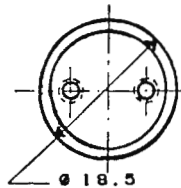
PARTE INFERIOR DE EL PISTON DE LA SEGUNDA RECAMARA

VISTA EN PLANTA



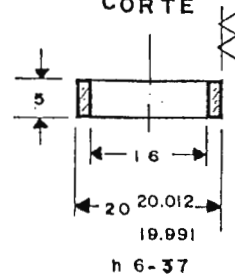
PISTON DE SEGUNDA RECAMARA

VISTA INFERIOR



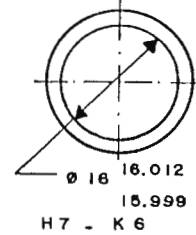
PISTON DE SEGUNDA RECAMARA

CORTE



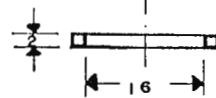
h 6-37

VISTA SUPERIOR

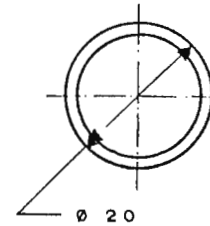


ARANDELAS COMPRESORAS PARA EMPAQUE "O-RING" MATERIAL: BRONCE

CORTE

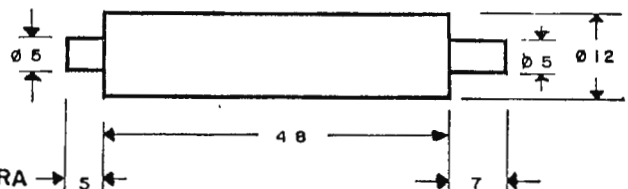


VISTA SUPERIOR



ARANDELA SEPARADORA PARA EMPAQUE "O-RING"

EJE



CONECTOR DE PISTONES DE EL AHN

UDB

PRESENTA : WILLIAM ERNESTO MOLINA HERRADOR

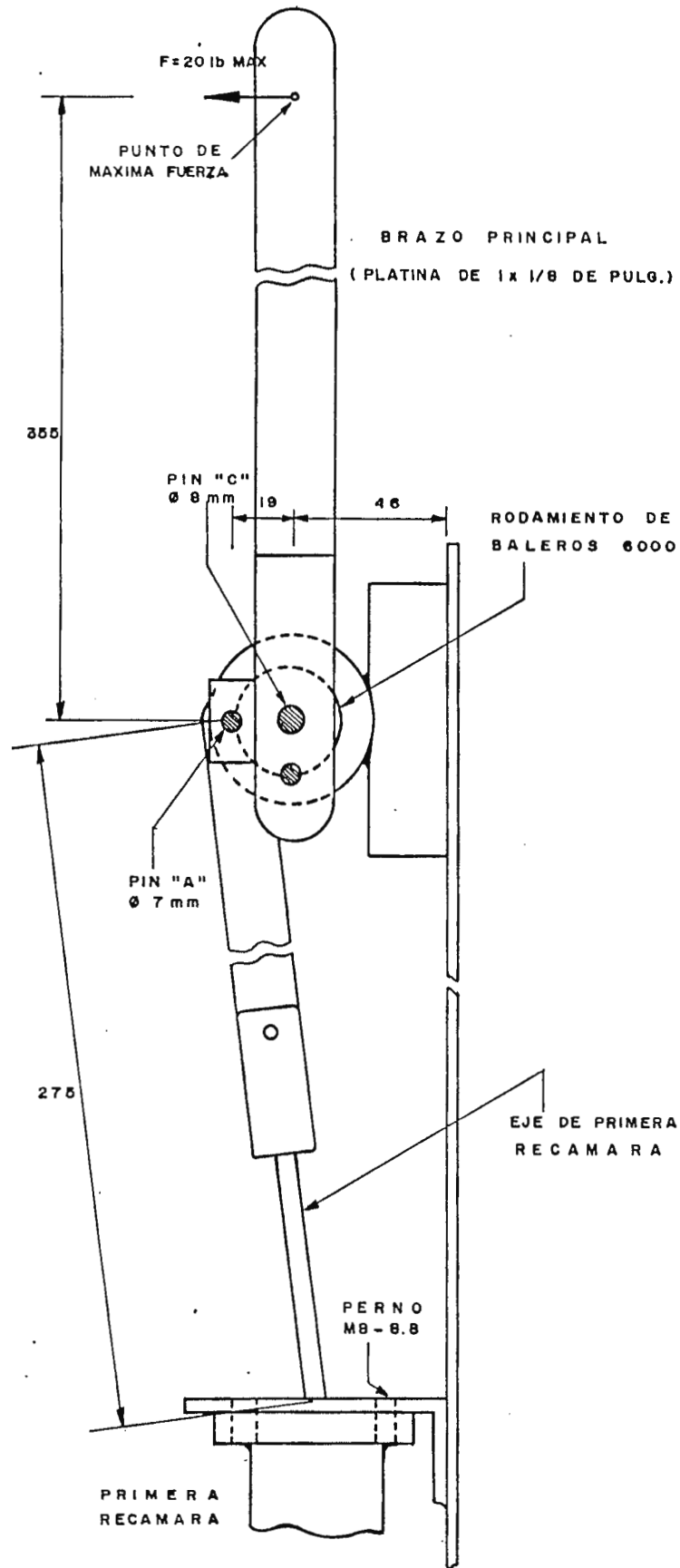
FECHA : ABRIL DE 1995

DIBUJADO POR: WILLIAM MOLINA

ESCALA 1:1

CONTENIDO: PISTON DE SEGUNDA RECAMARA

LAMINA No. 3



UDB

PRESENTA : WILLIAM ERNESTO MOLINA HERRADOR

FECHA : ABRIL DE 1995

DIBUJADO POR : WILLIAM MOLINA

ESCALA 1:1

CONTENIDO : BRAZO DEL SDR

LAMINA No.4

UNIDADES :

## TABLAS USADAS POR EL SDR

1.

DATOGEN (Dotos generales del paciente)

Campos que contiene.

CODIGO (Codigo de identificación del paciente)  
NOMBRE (Nombre del paciente)  
EDAD (Edad del paciente)  
SEXO (Sexo del paciente )  
DIRPAC (Dirección del paciente)  
OCUPAC (Ocupación del paciente)  
TELPAC (Telefono del paciente)

2.

PROCEDIM (Procedimiento)

Campos que contiene.

CODIGO (Codigo del paciente)  
DURATIEM (Tiempo de duración de la sesión de rehabilitación)  
REPETIC (Cantidad de repeticiones que se esperan, por minuto)  
FUERINIC (Fuerza inicial para la primera sesión)  
ANGMINI (Angulo mínimo para iniciar cada contracción)  
ANGMAX (Angulo que debe alcanzar cada contracción)

3.

EXPEDIENT (Expediente del paciente)

Campos que contiene.

CODIGO (Codigo del paciente)  
NUMSES (Número de sesión )  
FECHASES (Fecha de realización de la sesión)  
FUERMIN (Fuerza mínima ejecutada en la sesión)  
FUERMAX (Fuerza máxima ejecutada en la sesión)  
FUERMED (Fuerza media de la sesión)  
NUMCONT (Número de contracciones de la sesión)  
TIEMPOT (Tiempo de duración de la sesión)

4.

HISMEDIC (Historial médico del paciente)

Campos que contiene

CODIGO (Codigo del paciente)  
DIAGNOST (Enfermedad del paciente)  
CAUSA (Causa de la enfermedad)  
INICENF (Fecha de inicio de la enfermedad)  
ESTADOFI (Estado físico del paciente)  
OBJETIVO (Objetivo de la rehabilitación)



Symbol	Parameter	Conditions	DW44LS	DW74LS	Units	
			Max	Max		
t <sub>PLH</sub>	Propagation Delay Time Low to High Level Output	C <sub>L</sub> = 45 pF R <sub>L</sub> = 667Ω	LS240	18	14	ns
			LS241	18	18	
t <sub>PHL</sub>	Propagation Delay Time High to Low Level Output	C <sub>L</sub> = 45 pF R <sub>L</sub> = 667Ω	LS240	18	18	ns
			LS241	18	18	
t <sub>pZL</sub>	Output Enable Time to Low Level	C <sub>L</sub> = 45 pF R <sub>L</sub> = 667Ω	LS240	30	30	ns
			LS241	30	30	
t <sub>pZH</sub>	Output Enable Time to High Level	C <sub>L</sub> = 45 pF R <sub>L</sub> = 667Ω	LS240	23	23	ns
			LS241	23	23	
t <sub>pLZ</sub>	Output Disable Time from Low Level	C <sub>L</sub> = 5 pF R <sub>L</sub> = 667Ω	LS240	25	25	ns
			LS241	25	25	
t <sub>pHZ</sub>	Output Disable Time from High Level	C <sub>L</sub> = 5 pF R <sub>L</sub> = 667Ω	LS240	18	18	ns
			LS241	18	18	
t <sub>PLH</sub>	Propagation Delay Time Low to High Level Output	C <sub>L</sub> = 150 pF R <sub>L</sub> = 667Ω	LS240		18	ns
			LS241		21	
t <sub>PHL</sub>	Propagation Delay Time High to Low Level Output	C <sub>L</sub> = 150 pF R <sub>L</sub> = 667Ω	LS240		22	ns
			LS241		22	
t <sub>pZL</sub>	Output Enable Time to Low Level	C <sub>L</sub> = 150 pF R <sub>L</sub> = 667Ω	LS240		33	ns
			LS241		33	
t <sub>pZH</sub>	Output Enable Time to High Level	C <sub>L</sub> = 150 pF R <sub>L</sub> = 667Ω	LS240		26	ns
			LS241		26	

Note: 54LS Output load is C<sub>L</sub> = 50 pF for t<sub>PLH</sub>, t<sub>PHL</sub>, t<sub>pZL</sub> and t<sub>pZH</sub>.

## ECG2053 8-Bit MPU Compatible Analog to Digital Converter

### Features

- Easy interface to all microprocessors, or operates "stand alone"
- Differential analog voltage inputs
- Logic inputs and outputs meet TTL voltage level specifications
- Works with 2.5 V ECG952 voltage reference
- On-chip clock generator
- 0 V to 5 V analog input voltage range with single 5 V supply
- No zero adjust required

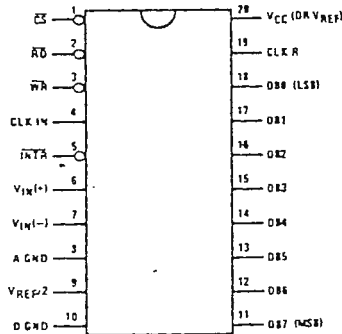
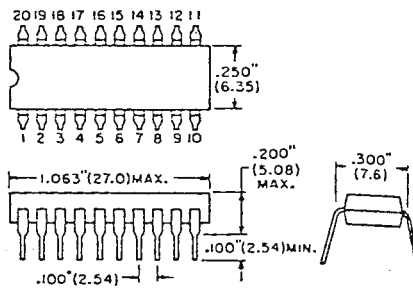
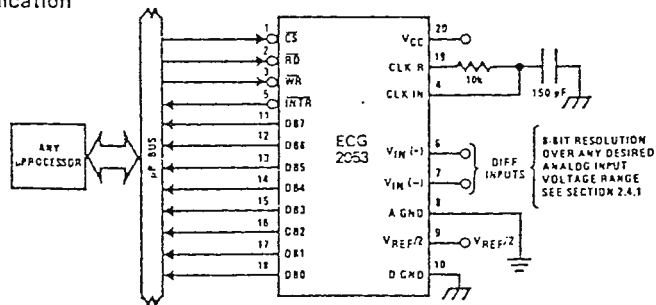
### Key Specifications

- Resolution 8 Bits
- Total Error  $\pm 1/2$  LSB
- Conversion Time 100  $\mu$ s
- Access Time 135 ns
- Single Supply 5 V<sub>DC</sub>
- Operates ratiometrically or with 5 V<sub>DC</sub>, 2.5 V<sub>DC</sub> or analog span, adjusted voltage reference

The ECG2053 is a CMOS, 8-bit, successive approximation A/D converter which uses a modified potentiometric ladder—similar to the 256R products. It is designed to meet the ECG8080A standard to allow operation with the ECG8080A control bus, and the output latches directly drive the data bus. These A/Ds appear like memory locations or I/O ports to the microprocessor and no interfacing logic is needed.

A new differential analog voltage input allows increasing the common-mode rejection and offsetting the analog zero input voltage value. In addition, the voltage reference input can be adjusted to allow encoding any smaller analog voltage span to the full 8 bits of resolution.

### Typical Application



Supply Voltage (V <sub>CC</sub> ) (Note 3)	6.5 V	Temperature Range (Note 1)	T <sub>MIN</sub> < T <sub>A</sub> < T <sub>MAX</sub> 0°C < T <sub>A</sub> < 70°C
Voltage at Any Input	-0.3 V to (V <sub>CC</sub> + 0.3 V)	Range of V <sub>CC</sub> (Note 1)	4.5 V <sub>DC</sub> to 6.3 V <sub>DC</sub>
Storage Temperature Range	-65°C to +150°C		
Package Dissipation at T <sub>A</sub> = 25°C	875 mW		

Note 1: Absolute maximum ratings are those values beyond which the life of the device may be impaired.

Note 2: All voltages are measured with respect to GND, unless otherwise specified. The separate A GND point should always be wired to the D GND.

### Electrical Characteristics

#### Converter Specifications:

V<sub>CC</sub> = 5 V<sub>DC</sub>, V<sub>REF/2</sub> = 2.500 V<sub>DC</sub>, T<sub>MIN</sub> < T<sub>A</sub> < T<sub>MAX</sub> and f<sub>CLK</sub> = 640 kHz unless otherwise stated.

PARAMETER	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS
ADCC801:					
Total Adjusted Error (Note 8)	With Full-Scale Adj.			$\pm 1/2$	LSB
V <sub>REF/2</sub> Input Resistance	Input Resistance at Pin 9	1.0	1.3		k $\Omega$
Analog Input Voltage Range	(Note 4) V(+) or V(-)	Gnd-0.05		V <sub>CC</sub> +0.05	V <sub>DC</sub>
DC Common-Mode Rejection	Over Analog Input Voltage Range		$\pm 1/16$	$\pm 1/8$	LSB
Power Supply Sensitivity	V <sub>CC</sub> = 5 V <sub>DC</sub> $\pm 10\%$ Over Allowed V <sub>IN</sub> (+) and V <sub>IN</sub> (-) Voltage Range (Note 4)		$\pm 1/16$	$\pm 1/8$	LSB

### Electrical Characteristics

Timing Specifications: V<sub>CC</sub> = 5 V<sub>DC</sub> and T<sub>A</sub> = 25°C unless otherwise noted.

	PARAMETER	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS
f <sub>CLK</sub>	Clock Frequency	V <sub>CC</sub> = 5V, (Note 5)	100	640	1280	kHz
		V <sub>CC</sub> = 5V (Note 6)	100	640	300	kHz
T <sub>c</sub>	Conversion Time	(Note 6)	66		73	1/f <sub>CLK</sub>
CR	Conversion Rate In Free-Running Mode	$\overline{INTR}$ tied to $\overline{WR}$ with $\overline{CS} = 0$ V <sub>DC</sub> , f <sub>CLK</sub> = 640 kHz			8770	conv/s
t <sub>W</sub> ( $\overline{WR}$ )	Width of $\overline{WR}$ Input (Start Pulse Width)	$\overline{CS} = 0$ V <sub>DC</sub> (Note 7)	100			ns
t <sub>ACC</sub>	Access Time (Delay from Falling Edge of $\overline{RD}$ to Output Data Valid)	C <sub>L</sub> = 100 pF (Use 8us Driver IC for Larger C <sub>L</sub> )		135	200	ns
t <sub>H</sub> , t <sub>OH</sub>	3-State Control (Delay from Rising Edge of $\overline{RD}$ to Hi-Z State)	C <sub>L</sub> = 10 pF, R <sub>L</sub> = 10k (See 3-State Test Circuits)		125	250	ns
t <sub>WI</sub>	Delay from Falling Edge of $\overline{WR}$ to Reset of $\overline{INTR}$			300	450	ns
C <sub>IN</sub>	Input Capacitance of Logic Control Inputs			5	7.5	pF
C <sub>OUT</sub>	3-State Output Capacitance (Data Buffers)			5	7.5	pF

PARAMETER	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS	
<b>CONTROL INPUTS</b> (Note: CLK IN (pin 4) is the input of a Schmitt trigger circuit and is therefore specified separately)						
V <sub>IN</sub> (1)	Logical "1" Input Voltage (Except Pin 4 CLK IN)	V <sub>CC</sub> = 5.25 VDC	2.0	15	V <sub>DC</sub>	
V <sub>IN</sub> (0)	Logical "0" Input Voltage (Except Pin 4 CLK IN)	V <sub>CC</sub> = 4.75 VDC		0.8	V <sub>DC</sub>	
V <sub>T+</sub>	CLK IN (Pin 4) Positive Going Threshold Voltage		2.7	3.1	3.5	V <sub>DC</sub>
V <sub>T-</sub>	CLK IN (Pin 4) Negative Going Threshold Voltage		1.5	1.8	2.1	V <sub>DC</sub>
V <sub>H</sub>	CLK IN (Pin 4) Hysteresis (V <sub>T+</sub> ) - (V <sub>T-</sub> )		0.6	1.3	2.0	V <sub>DC</sub>
I <sub>IN</sub> (1)	Logical "1" Input Current (All Inputs)	V <sub>IN</sub> = 5 VDC		0.005	1	μADC
I <sub>IN</sub> (0)	Logical "0" Input Current (All Inputs)	V <sub>IN</sub> = 0 VDC	-1	-0.005		μADC
I <sub>CC</sub>	Supply Current (Includes Ladder Current)	f <sub>CLK</sub> = 640 kHz, T <sub>A</sub> = 25°C and CS = "1"		1.3	2.5	mA
<b>DATA OUTPUTS AND INTR</b>						
V <sub>OUT</sub> (0)	Logical "0" Output Voltage	I <sub>O</sub> = 1.6 mA V <sub>CC</sub> = 4.75 VDC			0.4	V <sub>DC</sub>
V <sub>OUT</sub> (1)	Logical "1" Output Voltage	I <sub>O</sub> = -360 μA V <sub>CC</sub> = 4.75 VDC	2.4			V <sub>DC</sub>
I <sub>OUT</sub>	3-State Disabled Output Leakage (All Data Buffers)	V <sub>OUT</sub> = 0 VDC V <sub>OUT</sub> = 5 VDC	-3		3	μADC μADC
	Output Short Circuit Current	T <sub>A</sub> = 25°C				
I <sub>SOURCE</sub>	V <sub>OUT</sub> Short to Grid		4.5	6		mADC
I <sub>SINK</sub>	V <sub>OUT</sub> Short to V <sub>CC</sub>		9.0	16		mADC

Note 3: A zener diode exists, internally, from V<sub>CC</sub> to GND and has a typical breakdown voltage of 7 V<sub>DC</sub>.

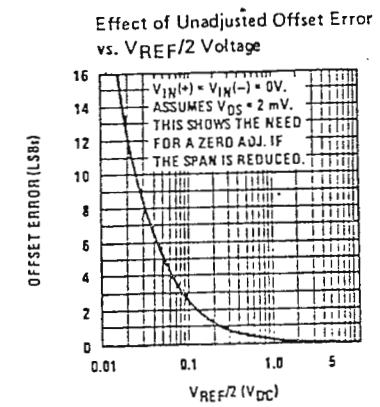
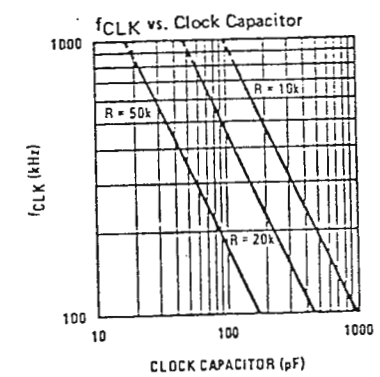
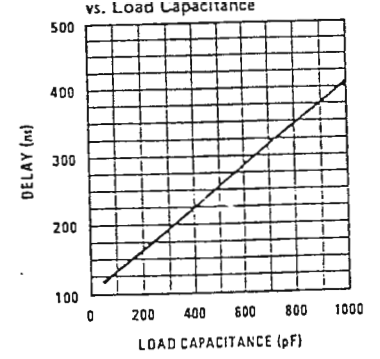
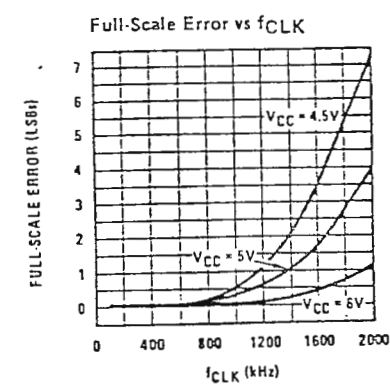
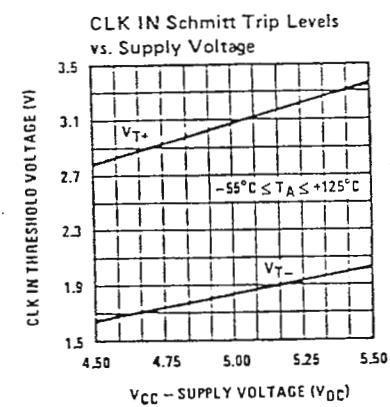
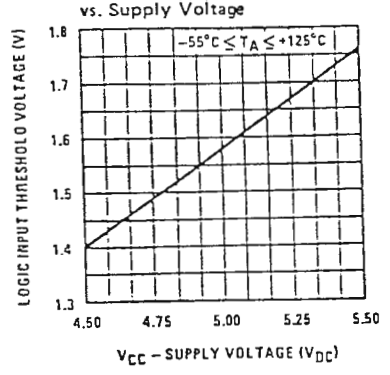
Note 4: For V<sub>IN</sub>(-) ≥ V<sub>IN</sub>(+) the digital output code will be 0000 0000. Two on-chip diodes are tied to each analog input (see block diagram) which will forward conduct for analog input voltages one diode drop below ground or one diode drop greater than the V<sub>CC</sub> supply. Be careful, during testing at low V<sub>CC</sub> levels (4.5 V), as high level analog inputs (5 V) can cause this input diode to conduct—especially at elevated temperatures, and cause errors for analog inputs near full-scale. The spec allows 50 mV forward bias of either diode. This means that as long as the analog V<sub>IN</sub> does not exceed the supply voltage by more than 50 mV, the output code will be correct. To achieve an absolute 0 V<sub>DC</sub> to 5 V<sub>DC</sub> input voltage range will therefore require a minimum supply voltage of 4.950 V<sub>DC</sub> over temperature variations, initial tolerance and loading.

Note 5: With V<sub>CC</sub> = 6 V, the digital logic interfaces are no longer TTL compatible.

Note 6: With an asynchronous start pulse, up to 8 clock periods may be required before the internal clock phases are proper to start the conversion process.

Note 7: The CS input is assumed to bracket the WR strobe input and therefore timing is dependent on the WR pulse width. An arbitrarily wide pulse width will hold the converter in a reset mode and the start of conversion is initiated by the low to high transition of the WR pulse (see timing diagrams).

Note 8: None of these A/Ds requires a zero adjust. However, if an all zero code is desired for an analog input other than 0.0 V, or if a narrow full-scale span exists (for example: 0.5 V to 4.0 V full-scale) the V<sub>IN</sub>(-) input can be adjusted to achieve this.

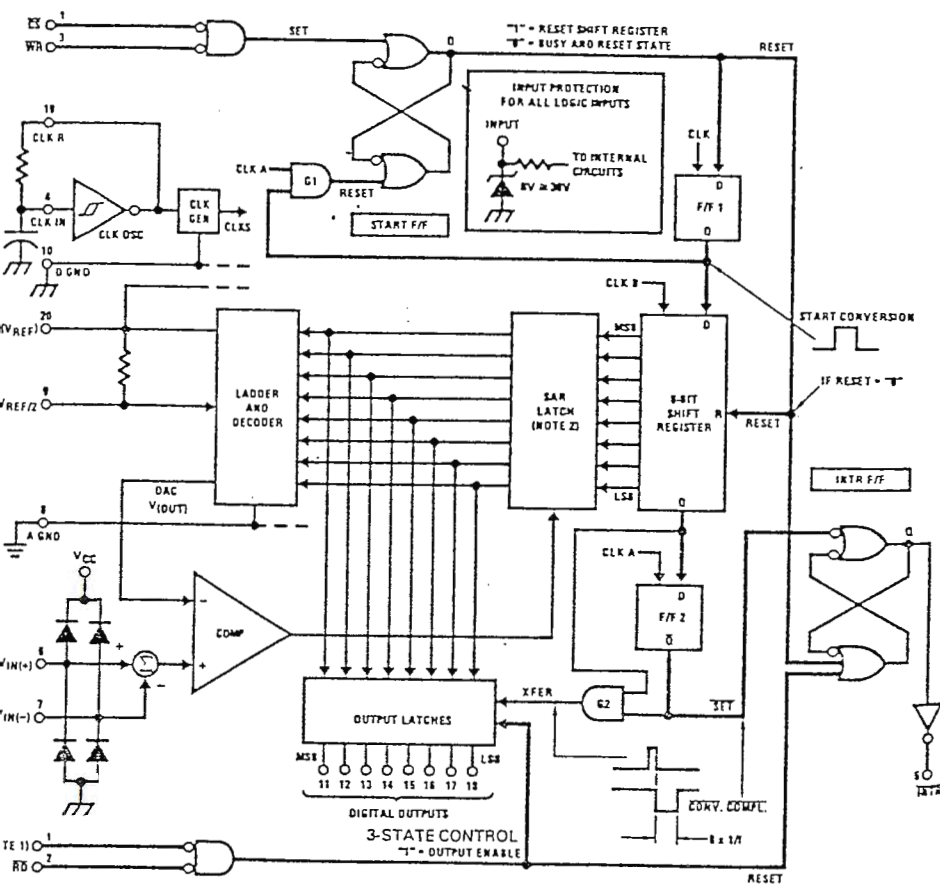


work. Analog switches are sequenced by successive approximation logic to match the analog difference input voltage  $[V_{IN}(+) - V_{IN}(-)]$  to a corresponding tap on the R network. The most significant bit is tested first and after 8 comparisons (64 clock cycles) a digital 8-bit binary code (1111 1111 = full-scale) is transferred to an output latch and then an interrupt is asserted (INTR makes a high-to-low transition). The device may be operated in the free-running mode by connecting INTR to the WR input with  $\overline{CS} = 0$ . To insure start-up under all possible conditions, an external WR pulse is required during the first power-up cycle. A conversion in process can be interrupted by issuing a second start command.

On the high-to-low transition of the WR input the internal SAR latches and the shift register stages are reset. As long as the  $\overline{CS}$  input and WR input remain low, the A/D will remain in a reset state. Conversion will start from 1 to 8 clock periods after at least one of these outputs makes a low-to-high transition.

A functional diagram of the A/D converter is shown in Figure 1. All of the package pinouts are shown and the major logic control paths are drawn in heavier weight lines.

Figure 1. ECG2053 Block Diagram



1:  $\overline{CS}$  shown twice for clarity.

2: SAR = Successive Approximation Register.

simultaneously low. This sets the start flip-flop (F/F) and the resulting "1" level resets the 8-bit shift register, resets the Interrupt (INTR) F/F and inputs a "1" to the D flop, F/F1, which is at the input end of the 8-bit shift register. Internal clock signals then transfer this "1" to the Q output of F/F1. The AND gate, G1, combines this "1" output with a clock signal to provide a reset signal to the start F/F. If the set signal is no longer present (either WR or  $\overline{CS}$  is a "1") the start F/F is reset and the 8-bit shift register then can have the "1" clocked in, which starts the conversion process. If the set signal were to still be present, this reset pulse would have no effect (both outputs of the start F/F would momentarily be at a "1" level) and the 8-bit shift register would continue to be held in the reset mode. This logic therefore allows for wide  $\overline{CS}$  and WR signals and the converter will start after at least one of these signals returns high and the internal clocks again provide a reset signal for the start F/F.

When data is to be read, the combination of both  $\overline{CS}$  and  $\overline{RD}$  being low will cause the INTR F/F to be reset and the 3-state output latches will be enabled to provide the 8-bit digital outputs.

## 2.1 Digital Control Inputs

The digital control inputs ( $\overline{CS}$ ,  $\overline{RD}$ , and  $\overline{WR}$ ) meet standard TTL logic voltage levels. These signals have been renamed when compared to the standard A/D Start and Output Enable labels. In addition, these inputs are active low to allow an easy interface to microprocessor control buses. For non-microprocessor based applications, the  $\overline{CS}$  input (pin 1) can be grounded and the standard A/D Start function is obtained by an active low pulse applied at the WR input (pin 3) and the Output Enable function is caused by an active low pulse at the RD input (pin 2).

## 2.2 Analog Differential Voltage Inputs and Common-Mode Rejection

This A/D has additional applications flexibility due to the analog differential voltage input. The  $V_{IN}(-)$  input (pin 7) can be used to automatically subtract a fixed voltage value from the input reading (tare correction). This is also useful in 4 mA–20 mA current loop conversion. In addition, common-mode noise can be reduced by use of the differential input.

The time interval between sampling  $V_{IN}(+)$  and  $V_{IN}(-)$  is 4-1/2 clock periods. The maximum error voltage due to this slight time difference between the input voltage samples is given by:

$$\Delta V_e(\text{MAX}) = (V_p) (2\pi f_{cm}) \left( \frac{4.5}{f_{CLK}} \right)$$

where:

$\Delta V_e$  is the error voltage due to sampling delay

$V_p$  is the peak value of the common-mode voltage

$f_{cm}$  is the common-mode frequency

As an example, to keep this error to 1/4 LSB (~5 mV) when operating with a 60 Hz common-mode frequency,  $f_{cm}$ , and using a 640 kHz A/D clock,  $f_{CLK}$ , would allow a peak value of the common-mode voltage,  $V_p$ , which is given by:

$$V_p = \frac{[\Delta V_e(\text{MAX}) (f_{CLK})]}{(2\pi f_{cm}) (4.5)}$$

or

$$V_p = \frac{(5 \times 10^{-3}) (640 \times 10^3)}{(6.28) (60) (4.5)}$$

which gives

$$V_p \cong 1.9V.$$

The allowed range of analog input voltage is limited by more severe restrictions on input common-mode noise levels.

An analog input voltage with a reduced span and a relatively large zero offset can be easily handled by making use of the differential input (see section 2.4 Reference Voltage Flexibility).

## 2.3 Analog Inputs

### 2.3.1 Input Current

Due to the internal switching action, displacement currents will flow at the analog inputs. This is due to on-chip stray capacitance to ground. The voltage on this capacitance is switched and will result in currents entering the  $V_{IN}(+)$  input and leaving the  $V_{IN}(-)$  input which will depend on the analog differential input voltage levels. These current transients occur at the leading edge of the internal clocks. They rapidly decay and do not cause errors as the on-chip comparator is strobed at the end of the clock period.

### 2.3.2 Input Bypass Capacitors

Bypass capacitors at the inputs will average these charges and cause a DC current to flow through the output resistances of the analog signal sources. This charge pumping action is worse for continuous conversions with the  $V_{IN}(+)$  input voltage at full-scale. For continuous conversions with a 640 kHz clock frequency with the  $V_{IN}(+)$  input at 5V, this DC current is at a maximum of approximately 5  $\mu A$ . Therefore, bypass capacitors should not be used at the analog inputs or the  $V_{REF/2}$  pin for high resistance sources ( $> 1 \text{ k}\Omega$ ). If input bypass capacitors are necessary for noise filtering and high source resistance is desirable to minimize capacitor size, the detrimental effects of the voltage drop across this input resistance, which is due to the average value of the input current, can be eliminated with a full-scale adjustment while the given source resistor and input bypass capacitor are both in place. This is possible because the average value of the input current is a precise linear function of the differential input voltage.

### 2.3.3 Input Source Resistance

Large values of source resistance where an input bypass capacitor is not used, will not cause errors as the input currents settle out prior to the comparison time. If a low pass filter is required in the system, use a low valued series resistor ( $\leq 1 \text{ k}\Omega$ ) for a passive RC section or add an op amp RC active low pass filter. For low source resistance applications, ( $\leq 1 \text{ k}\Omega$ ), a 0.1  $\mu F$  bypass capacitor at the inputs will prevent pickup due to series lead inductance of a long wire. A 100 $\Omega$  series resistor can be used to isolate this capacitor—both the R and C are placed outside the feedback loop—from the output of an op amp, if used.

leads to the analog inputs (pins 6 and 7) should be kept as short as possible to minimize input noise coupling. Both noise and undesired digital clock coupling to these inputs can cause system errors. The source resistance for these inputs should, in general, be kept below 5 k $\Omega$ . Larger values of source resistance can cause undesired system noise pickup. Input bypass capacitors, placed from the analog inputs to ground, will eliminate system noise pickup but can create analog scale errors as these capacitors will average the transient input switching currents of the A/D (see section 2.3.3). This scale error depends on both a large source resistance and the use of an input bypass capacitor. This error can be eliminated by doing a full-scale adjustment of the A/D (adjust  $V_{REF/2}$  for a proper full-scale reading—see section 2.5.2 on Full-Scale Adjustment) with the source resistance and input bypass capacitor in place.

## 2.4 Reference Voltage

### 2.4.1 Span Adjust

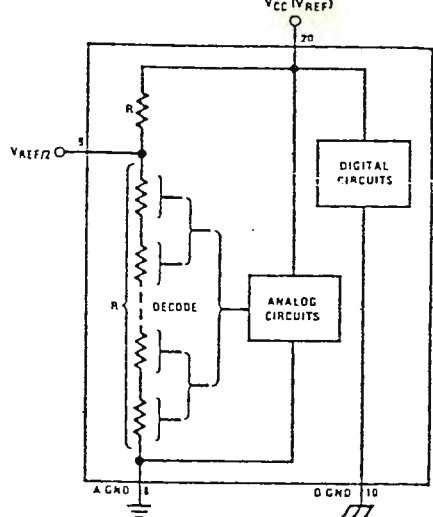
For maximum applications flexibility, these A/Ds have been designed to accommodate a 5  $V_{DC}$ , 2.5  $V_{DC}$  or an adjusted voltage reference. This has been achieved in the design of the IC as shown in Figure 2.

Notice that the reference voltage for the IC is either 1/2 of the voltage which is applied to the  $V_{CC}$  supply pin, or is equal to the voltage which is externally forced at the  $V_{REF/2}$  pin. This allows for a ratiometric voltage reference using the  $V_{CC}$  supply, a 5  $V_{DC}$  reference voltage can be used for the  $V_{CC}$  supply or a voltage less than 2.5  $V_{DC}$  can be applied to the  $V_{REF/2}$  input for increased application flexibility. The internal gain to the  $V_{REF/2}$  input is 2 to allow this factor of 2 reduction in the  $V_{REF/2}$  voltage.

An example of the use of an adjusted reference voltage is to accommodate a reduced span—or dynamic voltage range of the analog input voltage. If the analog input voltage were to range from 0.5  $V_{DC}$  to 3.5  $V_{DC}$ , instead of 0V to 5  $V_{DC}$ , the span would be 3V. With 0.5  $V_{DC}$  applied to the  $V_{IN} (-)$  pin to absorb the offset, the reference voltage can be made equal to 1/2 of the 3V span or 1.5  $V_{DC}$ . The A/D now will encode the  $V_{IN} (+)$  signal from 0.5V to 3.5V with the 0.5V input corresponding to zero and the 3.5  $V_{DC}$  input corresponding to full-scale. The full 8 bits of resolution are therefore applied over this reduced analog input voltage range.

### 2.4.2 Reference Accuracy Requirements

The converter can be operated in a ratiometric mode or an absolute mode. In ratiometric converter applications, the magnitude of the reference voltage is a factor in both the output of the source transducer and the output of the A/D converter and therefore cancels out in the final digital output code. In absolute conversion applications, both the initial value and the temperature stability of the reference voltage are important accuracy factors in the operation of the A/D converter. For  $V_{REF/2}$  voltages of 2.5  $V_{DC}$  nominal value, initial errors of  $\pm 10$  mV $V_{DC}$  will cause conversion errors of  $\pm 1$  LSB due to the gain of 2 of the  $V_{REF/2}$  input. In reduced span applications, the initial value and the stability of the  $V_{REF/2}$  input



voltage become even more important. For example, if the span is reduced to 2.5V, the analog input LSB voltage value is correspondingly reduced from 20 mV (5V span) to 10 mV and 1 LSB at the  $V_{REF/2}$  input becomes 5 mV. As can be seen, this reduces the allowed initial tolerance of the reference voltage and requires correspondingly less absolute change with temperature variations. Note that spans smaller than 2.5V place even tighter requirements on the initial accuracy and stability of the reference source.

In general, the magnitude of the reference voltage will require an initial adjustment. Errors due to an improper value of reference voltage appear as full-scale errors in the A/D transfer function. IC voltage regulators may be used for references if the ambient temperature changes are not excessive. The ECG952 2.5 V IC reference diode is available which operates with a 5 V input voltage and has a temperature stability of 1.8 mV typ (6 mV max) over  $0^{\circ}\text{C} < T_A < +70^{\circ}\text{C}$ .

## 2.5 Errors

### 2.5.1 Zero Error

The zero of the A/D does not require adjustment. If the minimum analog input voltage value,  $V_{IN}(\text{MIN})$ , is not ground, a zero offset can be done. The converter can be made to output 0000 0000 digital code for this minimum input voltage by biasing the A/D  $V_{IN} (-)$  input at this  $V_{IN}(\text{MIN})$  value (see Applications section). This utilizes the differential mode operation of the A/D.

The zero error of the A/D converter relates to the location of the first riser of the transfer function and can be measured by grounding the  $V (-)$  input and applying a small magnitude positive voltage to the  $V (+)$

output digital code transition from 0000 0000 to 0000 0001 and the ideal 1/2 LSB value (1/2 LSB = 9.8 mV for  $V_{REF/2} = 2.500$  VDC).

### 2.5.2 Full-Scale

The full-scale adjustment can be made by applying a differential input voltage which is 1-1/2 LSB down from the desired analog full-scale voltage range and then adjusting the magnitude of the  $V_{REF/2}$  input (pin 9) for a digital output code which is just changing from 1111 1110 to 1111 1111. When offsetting the zero and using a span adjusted  $V_{REF/2}$  voltage, the full-scale adjustment is made by inputting  $V_{MIN}$  to the  $V_{IN} (-)$  input of the A/D and applying a voltage to the  $V_{IN} (+)$  input which is given by:

$$V_{IN} (+) \text{ fs adj} = V_{MAX} - 1.5 \left[ \frac{(V_{MAX} - V_{MIN})}{256} \right]$$

where:

$V_{MAX}$  = The high end of the analog input range

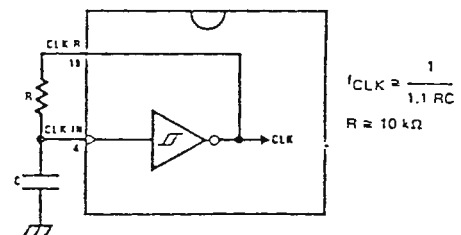
and

$V_{MIN}$  = the low end (the offset zero) of the analog range. (Both are ground referenced.)

## 2.6 Clocking Option

The clock for the A/D can be derived from the CPU clock or an external RC can be added to provide self-clocking. The CLK IN (pin 4) makes use of a Schmitt trigger as shown in Figure 3.

Figure 3. Self-Clocking the ECG2053



Heavy capacitive or DC loading of the clock R pin should be avoided as this will disturb normal converter operation. Loads less than 50 pF, such as driving up to 7 A/D converter clock inputs from a single clock R pin of 1 converter, are allowed. For larger clock line loading, a CMOS or low power TTL buffer or PNP input logic should be used to minimize the loading on the clock R pin (do not use a standard TTL buffer).

### 2.7 Restart During a Conversion

If the A/D is restarted ( $\overline{\text{CS}}$  and  $\overline{\text{WR}}$  go low and return high) during a conversion, the converter is reset and a new conversion is started. The output data latch is not

version remains in this latch.

## 2.8 Continuous Conversions

For operation in the free-running mode an initializing pulse should be used, following power-up, to insure circuit operation. In this application, the  $\overline{\text{CS}}$  input is grounded and the  $\overline{\text{WR}}$  input is tied to the  $\overline{\text{INTR}}$  output. This  $\overline{\text{WR}}$  and  $\overline{\text{INTR}}$  node should be momentarily forced to logic low following a power-up cycle to guarantee operation.

## 2.9 Driving the Data Bus

This MOS A/D, like MOS microprocessors and memories, will require a bus driver when the total capacitance of the data bus gets large. Other circuitry, which is tied to the data bus, will add to the total capacitive loading, even in the high impedance 3-state mode. Backplane bussing also greatly adds to the stray capacitance of the data bus.

There are some alternatives available to the designer to handle this problem. Basically, the capacitive loading of the data bus slows down the response time, even though DC specifications are still met. For systems operating with a relatively slow CPU clock frequency, more time is available in which to establish proper logic levels on the bus and therefore higher capacitive loads can be driven (see typical characteristics curves).

At higher CPU clock frequencies time can be extended for I/O reads (and/or writes) by inserting wait states (ECG8080A) or using clock extending circuits (ECG6800).

Finally, if time is short and capacitive loading is high, external bus drivers must be used. These can be 3-state buffers (low power Schottky is recommended such as the ECG74LS240) or special higher drive current products which are designed as bus drivers. High current bipolar bus drivers with PNP inputs are recommended.

## 2.10 Power Supplies

Noise spikes on the  $V_{CC}$  supply line can cause conversion errors as the comparator will respond to this noise. A low inductance tantalum filter capacitor should be used close to the converter  $V_{CC}$  pin and values of 1  $\mu\text{F}$  or greater are recommended. If an unregulated voltage is available in the system, a separate ECG977, TO-92, 5 V voltage regulator for the converter (and other analog circuitry) will greatly reduce digital noise on the  $V_{CC}$  supply.

## 2.11 Wiring and Hook-Up Precautions

Standard digital wire wrap sockets are not satisfactory for breadboarding this A/D converter. Sockets on PC boards can be used and all logic signal wires and leads should be grouped and kept as far away as possible from the analog signal leads. Exposed leads to the analog inputs can cause undesired digital noise and hum pickup, therefore shielded leads may be necessary in many applications.

both returned to digital ground. Any VREF/2 bypass capacitors, analog input filter capacitors, or input signal shielding should be returned to the analog ground point. A test for proper grounding is to measure the zero error of the A/D converter. Zero errors in excess of 1/4 LSB can usually be traced to improper board layout and wiring (see section 2.5.1 for measuring the zero error).

#### 4.0 MICROPROCESSOR INTERFACING

To discuss the interface with the ECG8080A and ECG6800 microprocessors, a common sample subroutine structure is used. The microprocessor starts the A/D, reads and stores the results of 16 successive conversions, then returns to the user's program. The 16 data bytes are stored at location 0200 to 020F. All Data and Addresses will be given in hexadecimal form. Hardware details are provided separately for each type of microprocessor.

#### 4.1 Interfacing the ECG8080A Microprocessor

This converter has been designed to directly interface with an ECG8080A. The A/D can be mapped into memory space (using standard memory address decoding for  $\overline{CS}$  and the MEMR and MEMW strobes) or it can be controlled as an I/O device by using the I/O R and I/O W strobes and decoding the address bits A0 - A7 (or address bits A8 - A15 as they will contain the same 8-bit address information) to obtain the  $\overline{CS}$  input. Using the I/O

memory reference instructions, the A/D should be mapped into memory space. An example of an A/D in I/O space is shown in Figure 4.

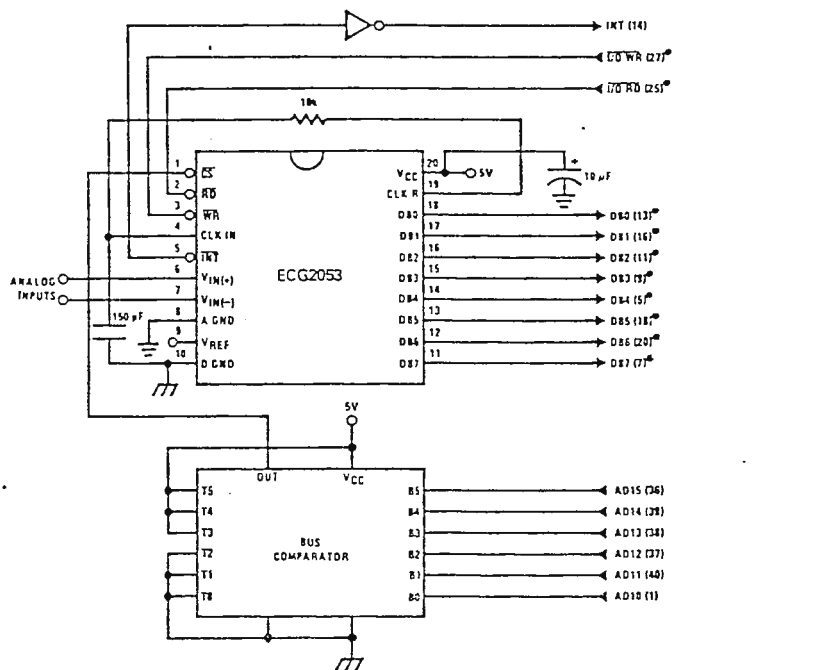
The standard control bus signals of the ECG8080A ( $\overline{CS}$ , RD and WR) can be directly wired to the digital control inputs of the A/D and the bus timing requirements are met to allow both starting the converter and outputting the data onto the data bus. A bus driver should be used for larger microprocessor systems where the data bus leaves the PC board and/or must drive capacitive loads larger than 100 pF.

#### 4.1.1 Sample ECG8080A CPU Interfacing Circuitry

The following hardware may be used to input data from the converter to the ECG8080A CPU chip set (comprised of the ECG8080A microprocessor, the ECG8228 system controller and the ECG8224 clock generator). For simplicity, the A/D is controlled as an I/O device, specifically an 8-bit bidirectional port located at an arbitrarily chosen port address, E0. The 3-state output capability of the A/D eliminates the need for a peripheral interface device, however address decoding is still required to generate the appropriate  $\overline{CS}$  for the converter.

It is important to note that in systems where the A/D converter is 1-of-8 or less I/O mapped devices, no address decoding circuitry is necessary. Each of the B address bits (A0 to A7) can be directly used as  $\overline{CS}$  inputs—one for each I/O device.

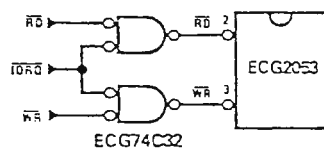
Figure 4. ECG2053 to ECG8080A-CPU Interface



Note 1: • Pin numbers for the ECG8228 system controller, others are ECG8080A.  
 Note 2: Pin 23 of the ECG8228 must be tied to +12 V through a 1 kΩ resistor to generate the RST 7 instruction when an interrupt is acknowledged as required by the accompanying sample program.

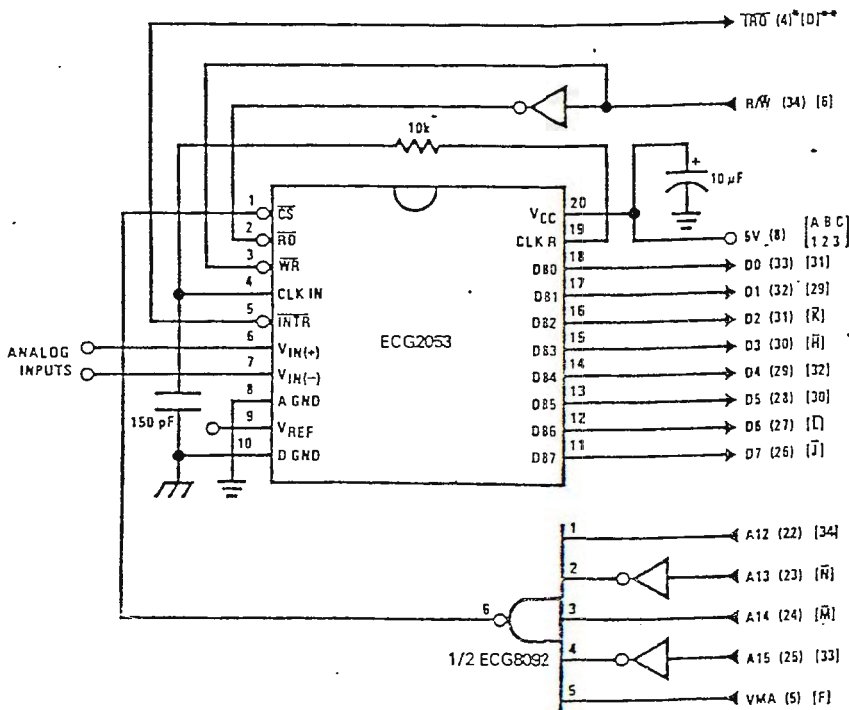
The ECG3880 control bus is slightly different from that of the ECG8080A. General RD and WR strobes are provided and separate memory request,  $\overline{MREQ}$ , and I/O request,  $\overline{IORQ}$ , signals are used which have to be combined with the generalized strobes to provide the equivalent ECG8080A signals. An advantage of operating the A/D in I/O space with the ECG3880 is that the CPU will automatically insert one wait state (the  $\overline{RD}$  and  $\overline{WR}$  strobes are extended one clock period) to allow more time for the I/O devices to respond. Logic to map the A/D in I/O space is shown in Figure 5.

Figure 5. Mapping the A/D as an I/O Device for Use with the ECG3880 CPU



Additional I/O advantages exist as software DMA routines are available and use can be made of the output data transfer which exists on the upper 8 address lines (A8 to A15) during I/O input instructions. For example, MUX channel selection for the A/D can be accomplished with this operating mode.

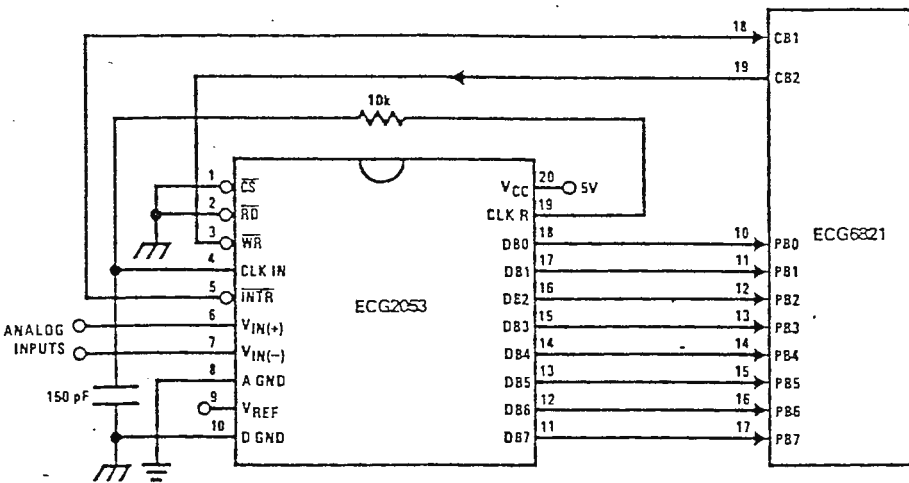
Figure 6. ECG2053 to ECG6800 CPU Interface



Note 1: Numbers in parentheses refer to ECG6800 CPU pin out.  
 Note 2: Numbers or letters in brackets refer to standard ECG6800 system common bus code.

The control bus for these microprocessors does not use the  $\overline{RD}$  and  $\overline{WR}$  strobe signals. Instead it employs a single R/W line and additional timing, if needed, can be derived from the  $\phi 2$  clock. All I/O devices are memory mapped in the system, and a special signal, VMA, indicates that the current address is valid. Figure 6 shows an interface schematic where the A/D is memory mapped in the system. For simplicity, the  $\overline{CS}$  decoding is shown using 1/2 ECG8092. Note that in many 6800 systems, an already decoded 4/5 line is brought out to the common bus at pin 21. This can be tied directly to the  $\overline{CS}$  pin of the A/D, provided that no other devices are addressed at HEX ADDR: 4XXX or 5XXX.

In Figure 7 the ECG2053 is interfaced to the microprocessor through the (arbitrarily chosen) Port B of the ECG6821 Peripheral Interface Adapter, (PIA). Here the  $\overline{CS}$  pin of the A/D is grounded since the PIA is already memory mapped in the system and no  $\overline{CS}$  decoding is necessary. Also notice that the A/D output data lines are connected to the microprocessor bus under program control through the PIA and therefore the A/D  $\overline{RD}$  pin can be grounded.



## 2.0 GENERAL APPLICATIONS

The following applications show some interesting uses for the ECG2053. The fact that one particular microprocessor is used is not meant to be restrictive. Each of these application circuits would have its counterpart using any microprocessor which is desired.

### 2.1 Multiple ECG2053 to ECG6800 CPU Interface

To transfer analog data from several channels to a single microprocessor system, a multiple converter scheme presents several advantages over the conventional multiplexer single-converter approach. With the ECG2053, the differential inputs allow individual span adjustment for each channel. Furthermore, all analog input channels are sensed simultaneously, which essentially divides the microprocessor's total system servicing time by the number of channels, since all conversions occur simultaneously. This scheme is shown in Figure 8.

The following schematic may be used to interface (up to) eight ECG2053s directly to the ECG6800 CPU. This scheme can easily be extended to allow the interface of more converters. To save components, the clock signal is derived from just one RC pair on the first converter. This output drives the other A/Ds.

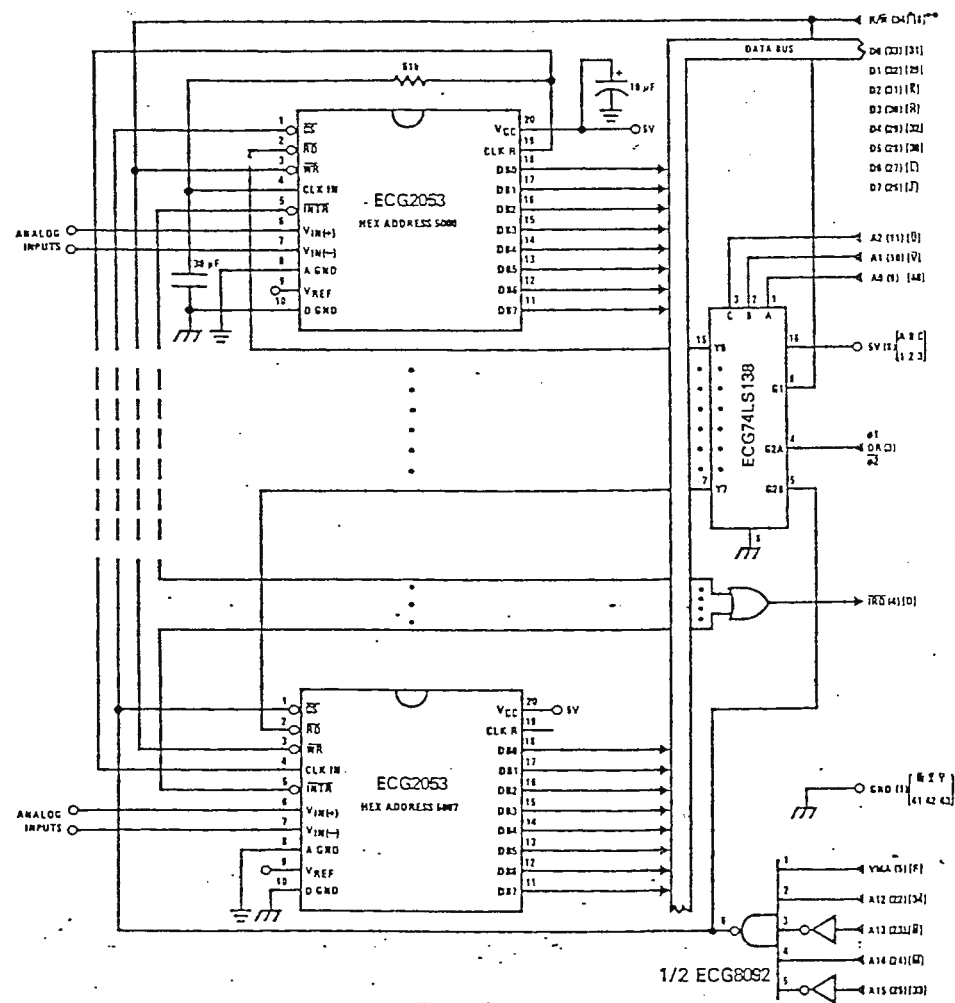
### 2.2 Auto-Zeroed Differential Transducer Amplifier and A/D Converter

The differential inputs of the ECG2053 series eliminate the need to perform a differential to single ended conversion or a differential transducer. Thus, one op amp can be eliminated since the differential to single ended conversion is provided by the differential input of the ECG2053 series. In general, a transducer preamp is required to take advantage of the full A/D converter input dynamic range.

For amplification of DC input signals, a major system error is the input offset voltage of the amplifiers used for the preamp. Figure 9 is a gain of 100 differential preamp whose offset voltage errors will be cancelled by a zeroing subroutine which is performed by the ECG8080A microprocessor system. The total allowable input offset voltage error for this preamp is only 50  $\mu$ V for 1/4 LSB error. This would obviously require very precise amplifiers. The expression for the differential output voltage of the preamp is:

$$V_o = \underbrace{[V_{IN(+)} - V_{IN(-)}]}_{\text{SIGNAL}} \underbrace{\left[1 + \frac{2R_2}{R_1}\right]}_{\text{GAIN}} + \underbrace{(V_{os2} - V_{os1} - V_{os3} \pm I_x R_x)}_{\text{DC ERROR TERM}} \underbrace{\left(1 + \frac{2R_2}{R_1}\right)}_{\text{GAIN}}$$

where  $I_x$  is the current through resistor  $R_x$ . All of the offset error terms can be cancelled by making  $\pm I_x R_x = V_{os1} + V_{os3} - V_{os2}$ . This is the principle of this auto-zeroing scheme.



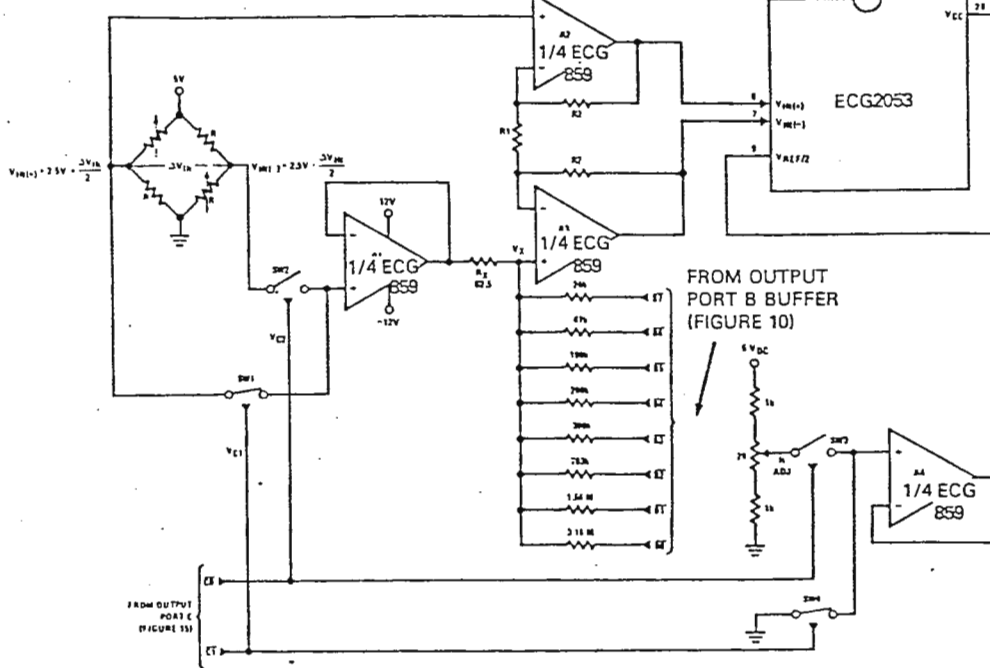
Note 1: Numbers in parentheses refer to ECG6800 CPU pin out.

Note 2: Numbers or letters in brackets refer to standard ECG6800 system common bus code.

The ECG8080A uses the 3 I/O ports of an ECG3255 Programmable Peripheral Interface (PPI) to control the auto zeroing and input data from the ECG2053 as shown in Figure 10. The PPI is programmed for basic I/O operation (mode 0) with Port A being an input port and Ports B and C being output ports. Two bits of Port C are used to alternately open or close the 2 switches at the input of the preamp. Switch SW1 is closed to force the preamp's differential input to be zero during the zeroing subroutine and then opened and SW2 is then closed for conversion of the actual differential input signal. Using 2 switches in this manner eliminates concern for the ON resistance of the switches as they must conduct only the input bias current of the input amplifiers.

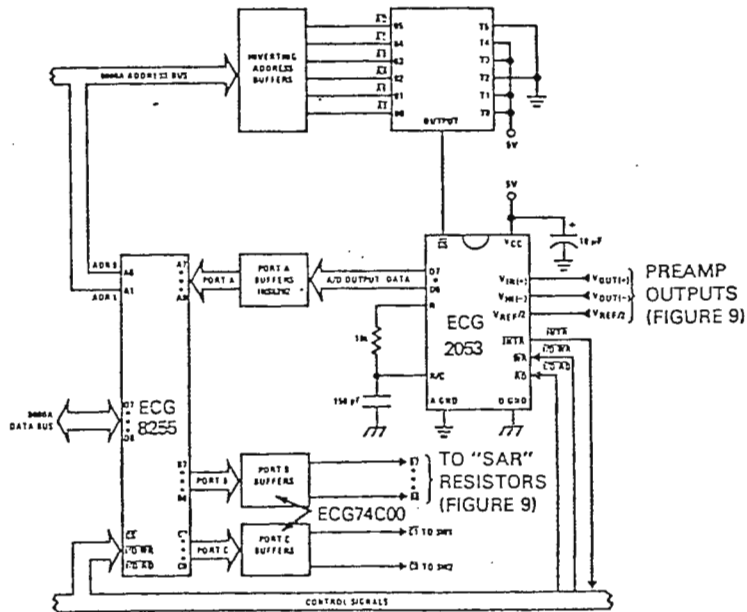
Output Port B is used as a successive approximation register by the ECG8080A and the binary scaled resistors in series with each output bit create a D/A converter. During the zeroing subroutine, the voltage at  $V_x$  increases or

decreases as required to make the differential output voltage equal to zero. This is accomplished by insuring that the voltage at the output of A1 is approximately 2.5 V so that a logic "1" (5 V) on any output of Port B will source current into node  $V_x$  thus raising the voltage at  $V_x$  and making the output differential more negative. Conversely, a logic "0" (0 V) will pull current out of node  $V_x$  and decrease the voltage, causing the differential output to become more positive. For the resistor values shown,  $V_x$  can move  $\pm 12$  mV with a resolution of 50  $\mu$ V which will null the offset error term to 1/4 LSB of full-scale for the ECG2053. It is important that the voltage levels which drive the auto-zero resistors be constant. Also, for symmetry, a logic swing of 0 V to 5 V is convenient. To achieve this, a CMOS buffer is used for the logic output signals of Port B and this CMOS package is powered with a stable 5 V source. Buffer amplifier A1 is necessary so that it can source or sink the D/A output current.



- Note 1: R2 = 49.5 R1.
- Note 2: Switches are ECG4066B CMOS analog switches.
- Note 3: The 9 resistors used in the auto-zero section can be ±5% tolerance.

Figure 10. Microprocessor Interface Circuitry for Differential Preamp



Basically, if the data read is zero, the differential output voltage is negative, so a bit in Port B is cleared to pull  $V_x$  more negative which will make the output more positive for the next conversion. If the data read is not zero, the output voltage is positive so a bit in Port B is set to make  $V_x$  more positive and the output more negative. This continues for 8 approximations and the differential output eventually converges to within 5 mV of zero.

### 5.3 Multiple A/D Converters in a ECG3880 Interrupt Driven Mode

In data acquisition systems where more than one A/D converter (or other peripheral device) will be interrupting program execution of a microprocessor, there is obviously a need for the CPU to determine which device requires servicing. Figure 11 and the appropriate software is a method of determining which of 7 ECG2053 converters has completed a conversion (INTR asserted) and is requesting an interrupt. This circuit allows starting the A/D converters in any sequence, but will input and store valid data from the converters with a priority sequence of A/D 1 being read first, A/D 2 second, etc., through A/D 7 which would have the lowest priority for data being read. Only the converters whose INT is asserted will be read.

The key to decoding circuitry is the ECG74LS373, 8-bit D type flip-flop. When the CPU acknowledges the interrupt, the program is vectored to a data input subroutine. This subroutine will read a peripheral status word from the ECG74LS373 which contains the logic state of the INTR outputs of all the converters. Each converter which in-

came from) the CPU automatically performs a RST 7 instruction when a valid interrupt is acknowledged (CPU is in interrupt mode 1).

The following notes apply:

- 1) It is assumed that the CPU automatically performs a RST 7 instruction when a valid interrupt is acknowledged (CPU is in interrupt mode 1).
- 2) The address bus from the CPU and the data bus to the CPU are assumed to be inverted by bus drivers.
- 3) A/D data and identifying words will be stored in sequential memory locations starting at an arbitrarily chosen address.
- 4) The stack pointer must be dimensioned in the main program as the RST 7 instruction automatically pushes the PC onto the stack and the subroutine uses an additional 6 stack addresses.
- 5) The peripherals of concern are mapped into I/O space with the following port assignments:

Hex Port Address	Peripheral
00	8-Bit Flip-Flop
01	A/D 1
02	A/D 2
03	A/D 3
04	A/D 4
05	A/D 5
06	A/D 6
07	A/D 7

This port address also serves as the A/D identifying word in the program.

Figure 11. Multiple A/D's with ECG3880 Microprocessor

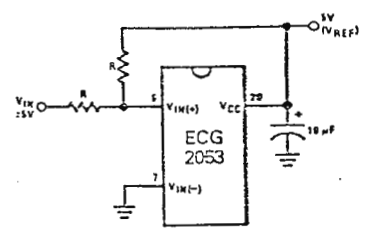
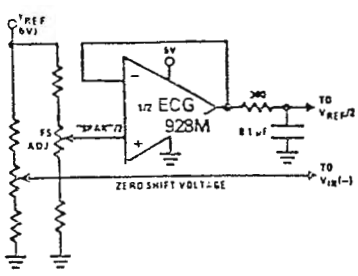
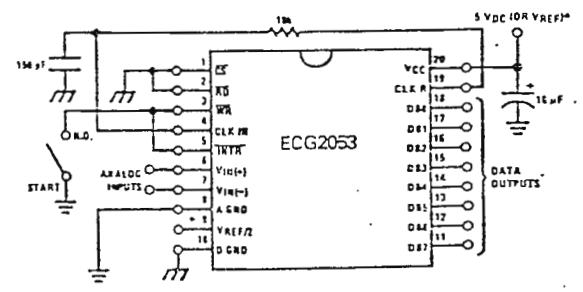
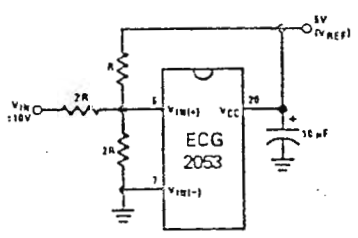


Figure 14. Handling ± 10 V Analog Input Range

Figure 15. Free Running Connection





## DM74LS122 Retriggerable One-Shot with Clear and Complementary Outputs

### General Description

The DM74LS122 is a retriggerable monostable multivibrator featuring both positive and negative edge triggering with complementary outputs. An internal 10 kΩ timing resistor is provided for design convenience minimizing component count and layout problems. This device can be used with a single external capacitor. The 'LS122 has two active-low transition triggering inputs (A), two active-high transition triggering inputs (B), and a CLEAR input that terminates the output pulse width at a predetermined time independent of the timing components. The clear (CLR) input also serves as a trigger input when it is pulsed with a low level pulse transition (L↓). To obtain optimum and trouble free operation please read operating rules and NSC one-shot application notes carefully and observe recommendations.

- Retriggerable to 100% duty cycle
- Over-riding clear terminates output pulse
- Internal 10 kΩ timing resistor
- TTL, DTL compatible
- Compensated for V<sub>CC</sub> and temperature variations
- Input clamp diodes

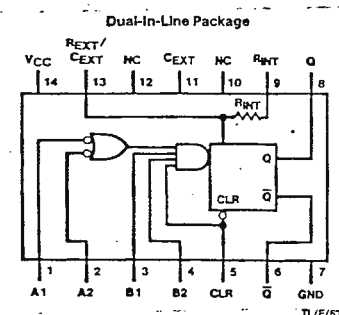
### Functional Description

The basic output pulse width is determined by selection of the internal resistor R<sub>INT</sub> or an external resistor (R<sub>X</sub>) and capacitor (C<sub>X</sub>). Once triggered, the output pulse width may be extended by retriggering the gated active-low (A) transition inputs or the active-high transition (B) inputs or the CLEAR input. The output pulse width can be reduced or terminated by overriding it with the active-low CLEAR input.

### Features

- DC triggered from active-high transition or active-low transition inputs

### Connection Diagram



Order Number DM74LS122M or DM74LS122N  
See NS Package Number M14A or N14A

### Function Table

CLEAR	Inputs				Outputs	
	A1	A2	B1	B2	Q	$\bar{Q}$
L	X	X	X	X	L	H
X	H	H	X	X	L	H
X	X	X	L	X	L	H
X	X	X	X	L	L	H
H	L	X	↑	H	⌋	⌋
H	L	X	↑	H	⌋	⌋
H	X	L	↑	H	⌋	⌋
H	X	L	H	↑	⌋	⌋
H	H	↓	H	H	⌋	⌋
H	↓	H	H	H	⌋	⌋
H	↓	H	H	H	⌋	⌋
↑	L	X	H	H	⌋	⌋
↑	X	L	H	H	⌋	⌋

- H = High Logic Level
- L = Low Logic Level
- X = Can Be Either Low or High
- ↑ = Positive Going Transition
- ↓ = Negative Going Transition
- ⌋ = A Positive Pulse
- ⌋ = A Negative Pulse

**Absolute Maximum Ratings** (Note)

If Military/Aerospace specified devices are required, please contact the National Semiconductor Sales Office/Distributors for availability and specifications.

Supply Voltage	7V
Input Voltage	7V
Operating Free Air Temperature Range DM74LS	0°C to +70°C
Storage Temperature	-65°C to +150°C

Note: The "Absolute Maximum Ratings" are those values beyond which the safety of the device cannot be guaranteed. The device should not be operated at these limits. The parametric values defined in the "Electrical Characteristics" table are not guaranteed at the absolute maximum ratings. The "Recommended Operating Conditions" table will define the conditions for actual device operation.

**Recommended Operating Conditions**

Symbol	Parameters	Min	Nom	Max	Units
V <sub>CC</sub>	Supply Voltage	4.75	5	5.25	V
V <sub>IH</sub>	High Level Input Voltage	2			V
V <sub>IL</sub>	Low Level Input Voltage			0.8	V
I <sub>OH</sub>	High Level Output Current			-0.4	mA
I <sub>OL</sub>	Low Level Output Current			8	mA
t <sub>w</sub>	Pulse Width (Note 6)	A or B High	40		ns
		A or B Low	40		
		Clear Low	40		
R <sub>EXT</sub>	External Timing Resistor	5		260	kΩ
C <sub>EXT</sub>	External Timing Capacitance		No Restriction		μF
C <sub>WIRE</sub>	Wiring Capacitance at R <sub>EXT</sub> /C <sub>EXT</sub> Terminal			50	pF
T <sub>A</sub>	Free Air Operating Temperature	0		70	°C

**Electrical Characteristics** over recommended operating free air temperature range (unless otherwise noted)

Symbol	Parameter	Conditions	Min	Typ (Note 1)	Max	Units
V <sub>I</sub>	Input Clamp Voltage	V <sub>CC</sub> = Min, I = -18 mA			-1.5	V
V <sub>OH</sub>	High Level Output Voltage	V <sub>CC</sub> = Min, I <sub>OH</sub> = Max V <sub>IL</sub> = Max, V <sub>IH</sub> = Min	2.7	3.4		V
V <sub>OL</sub>	Low Level Output Voltage	V <sub>CC</sub> = Min, I <sub>OL</sub> = Max V <sub>IL</sub> = Max, V <sub>IH</sub> = Min		0.35	0.5	V
I <sub>I</sub>	Input Current @ Max Input Voltage	I <sub>OL</sub> = 4 mA, V <sub>CC</sub> = Min V <sub>CC</sub> = Max, V <sub>I</sub> = 7V		0.25	0.4	mA
I <sub>IH</sub>	High Level Input Current	V <sub>CC</sub> = Max, V <sub>I</sub> = 2.7V			20	μA
I <sub>IL</sub>	Low Level Input Current	V <sub>CC</sub> = Max, V <sub>I</sub> = 0.4V			-0.4	mA
I <sub>OS</sub>	Short Circuit Output Current	V <sub>CC</sub> = Max (Note 2)	-20		-100	mA
I <sub>CC</sub>	Supply Current	V <sub>CC</sub> = Max (Notes 3, 4 and 5)		6	11	mA

**Switching Characteristics** at V<sub>CC</sub> = 5V and T<sub>A</sub> = 25°C (See Section 1 for Test Waveforms and Output Load)

Symbol	Parameter	From (Input) To (Output)	R <sub>L</sub> = 2 kΩ				Units
			C <sub>L</sub> = 15 pF C <sub>EXT</sub> = 0 pF, R <sub>EXT</sub> = 5 kΩ		C <sub>L</sub> = 15 pF C <sub>EXT</sub> = 1000 pF, R <sub>EXT</sub> = 10 kΩ		
			Min	Max	Min	Max	
t <sub>PLH</sub>	Propagation Delay Time Low to High Level Output	A to Q		33		ns	
t <sub>PLH</sub>	Propagation Delay Time Low to High Level Output	B to Q		44		ns	
t <sub>PHL</sub>	Propagation Delay Time High to Low Level Output	A to Q̄		45		ns	
t <sub>PHL</sub>	Propagation Delay Time High to Low Level Output	B to Q̄		56		ns	
t <sub>PLH</sub>	Propagation Delay Time Low to High Level Output	Clear to Q̄		45		ns	
t <sub>PHL</sub>	Propagation Delay Time High to Low Level Output	Clear to Q		27		ns	
t <sub>wQ(Min)</sub>	Minimum Width of Pulse at Output Q	A or B to Q		200		ns	
t <sub>w(out)</sub>	Output Pulse Width	A or B to Q			4	5	μs

Note 1: All typicals are at V<sub>CC</sub> = 5V, T<sub>A</sub> = 25°C.

Note 2: Not more than one output should be shorted at a time, and the duration should not exceed one second.

Note 3: Quiescent I<sub>CC</sub> is measured (after clearing) with 2.4V applied to all clear and A inputs, B inputs grounded, all outputs open, C<sub>EXT</sub> = 0.02 μF, and R<sub>EXT</sub> = 25 kΩ.

Note 4: I<sub>CC</sub> is measured in the triggered state with 2.4V applied to all clear and B inputs, A inputs grounded, all outputs open, C<sub>EXT</sub> = 0.02 μF, and R<sub>EXT</sub> = 25 kΩ.

Note 5: With all outputs open and 4.5V applied to all data and clear inputs, I<sub>CC</sub> is measured after a momentary ground, then 4.5V is applied to the clock.

Note 6: T<sub>A</sub> = 25°C and V<sub>CC</sub> = 5V.

**Operating Rules**

- To use the internal 10 kΩ timing resistor, connect the R<sub>INT</sub> pin to V<sub>CC</sub>.
- An external resistor (R<sub>X</sub>) or the internal resistor (10 kΩ) and an external capacitor (C<sub>X</sub>) are required for proper operation. The value of C<sub>X</sub> may vary from 0 to any necessary value. For small time constants use high-quality mica, glass, polypropylene, polycarbonate, or polystyrene capacitors. For large time constants use solid tantalum or special aluminum capacitors. If the timing capacitors have leakages approaching 100 nA or if stray capacitance from either terminal to ground is greater than 50 pF the timing equations may not represent the pulse width the device generates.

- The pulse width is essentially determined by external timing components R<sub>X</sub> and C<sub>X</sub>. For C<sub>X</sub> < 1000 pF see Figure 1; design curves on T<sub>w</sub> as function of timing components value. For C<sub>X</sub> >> 1000 pF the output is defined as:

$$T_w = KR_X C_X$$

where [R<sub>X</sub> is in kΩ]

[C<sub>X</sub> is in pF]

[T<sub>w</sub> is in ns]

K ≈ 0.37

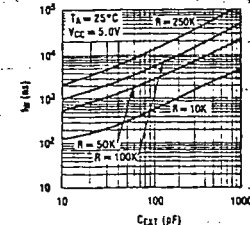


FIGURE 1

TL/F6385-2

## Operating Rules (Continued)

The K factor is not a constant, but, varies with  $C_X$ . See Figure 2.

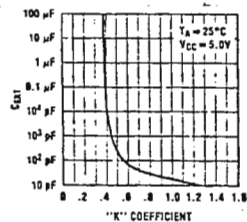
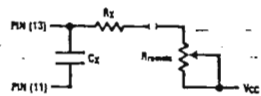


FIGURE 2

4. The switching diode required for most TTL one-shots when using an electrolytic timing capacitor is not needed for the LS122 and should not be used.
5. To obtain variable pulse width by remote trimming, the following circuit is recommended: ---



Note: "R\_remote" should be as close to the device pins as possible.

FIGURE 3

6. The retriggerable pulse width is calculated as shown below:

$$T = T_W + t_{PLH} = 0.50 \times R_X \times C_X + T_{PLH}$$

The retriggered pulse width is equal to the pulse width plus a delay time period (Figure 4).

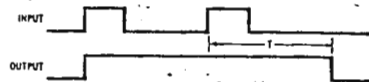


FIGURE 4

7. Output pulse width variation versus  $V_{CC}$  and operation temperatures: Figure 5 depicts the relationship between pulse width variation versus  $V_{CC}$ ; and Figure 6 depicts pulse width variation versus temperatures.

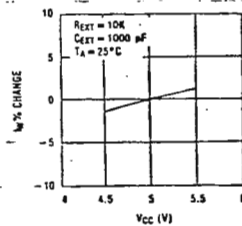


FIGURE 5

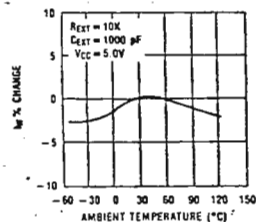


FIGURE 6

8. Under any operating condition  $C_X$  and  $R_X$  must be kept as close to the one-shot device pins as possible to minimize stray capacitance, to reduce noise pick-up, and to reduce I-R and L di/dt voltage developed along their connecting paths. If the lead length from  $C_X$  to pins (13) and (11) is greater than 3 cm, for example, the output pulse width might be quite different from values predicted from the appropriate equations. A non-inductive and low capacitive path is necessary to ensure complete discharge of  $C_X$  in each cycle of its operation so that the output pulse width will be accurate.

9.  $V_{CC}$  and ground wiring should conform to good high-frequency standards and practices so that switching transients on the  $V_{CC}$  and ground return leads do not cause interaction between one-shots. A 0.01  $\mu$ F to 0.10  $\mu$ F bypass capacitor (disk ceramic or monolithic type) from  $V_{CC}$  to ground is necessary on each device. Furthermore, the bypass capacitor should be located as close to the  $V_{CC}$  pin as space permits.

\*For further detailed device characteristics and output performance please refer to the NSC one-shot application note AN-366.

## BIBLIOGRAFIA.

### **TERAPEUTICA OCUPACIONAL**

HELEN WILARD Y CLARE SPACKMAN  
Editorial JIMS, Barcelona

### **HUMAN PHYSIOLOGY**

STUART IRA FOX  
Wm. C. Brown Publishers

### **ROBOT DESIGN HANDBOOK**

GERRY B. ANDEEN  
McGraw Hill

### **MICROSOFT MACROASSEMBLER 5.1**

JOHN MUELLER Y WALLACE WANG  
Windcrest Publishers

### **QUICK C, THE COMPLETE REFERENCE**

WERNER FIEBEL  
Osborne McGraw Hill

### **THE DBASE LANGUAGE REFERENCE**

EDWARD JONES  
Osborne McGraw Hill

### **8088 ASSEMBLER LANGUAGE PROGRAMMING: THE IBM PC**

DAVID C. WILLEN, JEFFREY I. KRAUTZ  
Howard SAMS & Co. Inc.

### **INTRODUCTION TO DIGITAL TECHNOLOGY**

LOUIS NASHESKY  
John Willey & sons

### **ELECTRONICS DESIGN CIRCUITS AND SYSTEMS**

C.J. SAVANT, M.S. RODEN Y G.L. CARPENTER  
The Benjamin/Cumins Publishing Co. Inc.

### **OPAMS AND LINEAR INTEGRATED CIRCUITS**

RICHARD A. HONEYCUTT  
DELMAR Publishers Inc.

### **DIGITAL ELECTRONICS**

JAMES BIGNELL, ROBERT DONOVAN  
DELMAR Publishers Inc.

### **INDUSTRIAL ELECTRONICS AND CONTROLS**

MARTIN NEWMAN  
John Willey & Sons

### **INTRODUCTION TO ELECTRIC CIRCUITS**

HERBERT W. JACKSON Y PRESTON A. WHITE  
Prentice Hall

**MARKS, MANUAL DEL INGENIERO MECANICO.**

THEODORE BAUMEISTER, EUGENE A. AVALLONE THEODORE BAUMEISTER III  
Segunda Edición en Español.  
Editorial, McGraw-Hill. MEXICO.

**SOLDADURA, APLICACIONES Y PRACTICA.**

HENRY HORWITZ, P. E.  
Editorial, Alfaomega. MEXICO.

**FUNDAMENTOS DE DIBUJO EN INGENIERIA.**

WARREN J. LUZADDER.  
Novena edición.  
Editorial, Prentice Hall. MEXICO.

**MECANICA DE FLUIDOS Y MAQUINAS HIDRAULICAS.**

CLAUDIO MATAIX.  
Editorial, Harper & Row Publishers INC.

**DISEÑO DE MAQUINAS.**

A. S. HALL, A. R. HOLOWENCO Y H. G. LAUGHLIN.  
Editorial, McGraw-Hill, MEXICO.

**MAQUINAS, CALCULOS DE TALLER.**

A. L. CASILLAS.  
Edición Hispanoamericana , 34 Edición, 1988. ESPAÑA.

**DICCIONARIO PARA INGENIEROS.**

LOUIS A. ROBB.  
Editorial, Continental, S.A. de C.V., MEXICO.

**DISEÑO EN INGENIERIA MECANICA.**

JOSEPH EDWARD SHIGLEY, CARLES R. MISCHKE.  
Cuarta Edición en español.  
Editorial McGraw-Hill.

**DISEÑO DE ELEMENTOS DE MAQUINAS.**

VIRGIL MORING FAIRES.  
Primera edición en español.  
Editorial Uteha, MEXICO.

**POWER HIDRAULICS.**

MICHAEL J. PINCHES, JOHN G. ASHBY  
First Published, 1988.  
Editorial, Prentice Hall, New York.

**MECANICA DE MATERIALES.**

FERDINAND P. BEER, E. RUSSELL JOHSTON, JR.  
Editorial, McGraw-Hill, MEXICO.

**RODAMIENTOS DE BOLAS Y RODILLOS FAG.**

Catálogo 41000SA.  
Edición 1972, Alemania.

**DISEÑO DE MAQUINAS.**

AARON P. DEUTSCHMAN, WALTER J. MICHELS, CHARLES E. WILSON.  
Segunda edición.  
Editorial, CECSA., MEXICO.

**MECANICA VECTORIAL PARA INGENIEROS. DINAMICA.**  
FERDINAND P. BEER Y E. RUSSELL JOHSTON, JR  
Tercera edición.  
Editorial, McGraw-Hill, Colombia.

**MECANICA VECTORIAL PARA INGENIEROS. ESTATICA.**  
FERDINAND P. BEER Y E. RUSSELL JOHSTON, JR  
Tercera edición.  
Editorial, McGraw-Hill, Colombia.

**DICCIONARIO DE INGENIERIA MECANICA.**  
J. L. NAYLER, G. H. F. NAYLER.  
Primera edición.  
Ediciones Grijalbo, S.A., BARCELONA.

**FOLLETOS DE DISEÑO DE MAQUINAS.**  
PROPORCIONADOS POR ING. ROBERTO CRUZ.

**TABLAS PARA LA INDUSTRIA METALURGICA.**  
HERMAM HÜTZ, EDUARD SCHARKUS, ROLF LOBERT.  
Tercera edición.  
Editorial, Rerté, S.A., ESPAÑA.

**MANUAL DEL SOLDADOR.**  
OXGASA.

**MANUAL DE RECIPIENTES A PRESION.**  
EUGENE F. MEGYESY.  
Primera edición.  
Editorial, Limusa., MEXICO.