



Universidad Nacional Autónoma de México

FACULTAD DE INGENIERIA

DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UN ELECTROMIETRO
COMPATIBLE CON UNA PC.

T E S I S

Que para obtener el título de
INGENIERO MECANICO ELECTRICISTA
p r e s e n t a

FAUSTO ENRIQUE BALTAZAR GARCIA



Director de Tesis:
M. en I. JUAN CARLOS ROA BEIZA

México, D. F.

1988



UNAM – Dirección General de Bibliotecas Tesis Digitales Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS © PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

INDICE TEMATICO:

	Página
PROLOGO -----	1
I.- INTRODUCCION -----	2
II.- TEJIDO MUSCULAR. -----	4
IIa.- Músculo liso. -----	5
IIb.- Músculo estriado. -----	6
IIc.- Músculo cardiaco. -----	7
III.- ACTIVIDAD ELECTRICA PARA LA CONTRACCION DEL SISTEMA MUSCULO-ESQUELETICO. -----	8
IIIa.- SISTEMA NERVIOSO CENTRAL -----	9
1).- Arcos motores piramidales -----	9
2).- Sistema extrapiramidal -----	10
IIIb.- AREAS MOTORAS ESPINALES, CONDUCCION ELECTRICA EN EL NERVIIO. -----	10
IIIc.- TRANSMISION NEUROMUSCULAR, MEDIADOR SINAPTICO, POTENCIAL DE ACCION EN LAS TERMINALES Y SU RELACION CON LA LIBERACION DEL MEDIADOR, POTENCIAL DE PLACA, DESPOLARIZACION PROPAGADA EN EL MUSCULO. -----	12
IIId.- ACOPLAMIENTO EXCITACION CONTRACCION. -----	14
IIIe.- MECANISMO NORMAL DE CONTRACCION. TEORIA DEL DESLIZAMIENTO ACTINA-MIOSINA. -----	17

IIIf.-	CIRCUITOS DE SERVO-INFORMACION; CONTROL DE LA CONTRACCION DE ORIGEN PERIFERICO Y CENTRAL. -----	22
IIIg.-	UNIDAD MOTORA Y FISIOLOGIA DE LA CONTRACCION.-----	24
IIIh.-	RESUMEN DE HECHOS QUE PARTICIPAN EN LA CONTRACCION MUSCULAR. -----	26
IV.-	PARAMETROS DE DISEÑO Y CONSTRUCCION. -----	28
IVa.-	TIPOS Y METODOS DE REGISTRO. -----	29
IVb.-	EVALUACION Y SELECCION DEL METODO OPTIMO. -----	30
IVc.-	SELECCION Y CARACTERIZACION DE LOS ELECTRODOS. ---	30
IVd.-	BLINDAJE DE LAS SEÑALES A TRATAR PARA PREVENIR LAS POSIBLES INTERFERENCIAS ELECTROMAGNETICAS. ---	33
IVe.-	PREAMPLIFICACION Y FILTRADO. -----	34
IVf.-	TIPOS Y SELECCION DEL CONVERTIDOR A/D. -----	41
V.-	DESARROLLO DE LOS PROGRAMAS (SOFTWARE) NECESARIOS PARA EL MANEJO DE DATOS Y SU VISUALIZACION. -----	44
VI.-	EVALUACION Y PRUEBAS DEL PROTOTIPO. -----	51
***	CONCLUSIONES Y SUGERENCIAS. -----	53
***	MANUALES DE USUARIO Y MANTENIMIENTO. -----	54
***	APENDICE DE HOJAS TECNICAS. -----	67
***	BIBLIOGRAFIA. -----	84
***	PROGRAMAS Y PAQUETES DE COMPUTADORA. -----	87

PROLOGO

El objetivo de este trabajo es desarrollar un sistema portátil de bajo costo y fácil manejo, que permita medir la actividad eléctrica muscular a cualquier persona en una forma sencilla y rápida. Mostrando la integración de esta en una barra de diodos emisores de luz y en una computadora personal IBM o compatible.

La actividad eléctrica muscular es básica para la contracción muscular y por lo tanto para originar el movimiento. Por otro lado la actividad eléctrica registrada, amplificada y analizada podría servir para indicar los programas de rehabilitación de pacientes post-lesión o por pérdidas de parte de los miembros. También en las personas a las que se les adapta una prótesis electromecánica cuya activización dependerá de la propia actividad eléctrica de la parte correspondiente del muñón.

Para el diseño de máquinas y herramientas al permitir analizar el trabajo desarrollado por los diferentes músculos del obrero disminuyendo así la fatiga causada por la posición incorrecta.

También es posible utilizar este tipo de electromiómetro en la preparación de deportistas, para aumentar su eficiencia muscular lo que les permitira realizar mayores esfuerzos; o bien en el desarrollo de ciertos músculos en particular para un deporte específico; por ejemplo los fisicoculturistas, nadadores, ciclistas, etc.

CAPITULO I

I.- INTRODUCCION

El músculo esquelético es el medio por el cual el organismo reacciona a su medio externo. "La gran diversidad de manifestaciones de la actividad cerebral puede ser finalmente resumida como un fenómeno: El movimiento muscular" (Sechenov, 1983).

El sistema muscular es el mayor conjunto del organismo, representa del 40 al 45 por ciento del peso total corporal. Se pueden identificar más de 600 músculos en el cuerpo humano. Algunos de ellos son muy pequeños, y están constituidos por unos pocos centenares de fibras musculares; los músculos mayores pueden contener centenares de miles de fibras.

Cada célula muscular es cilíndrica, de un diámetro de 10 a 100 micrómetros, y puede tener hasta 50 cm de longitud. Una sola célula muscular constituye lo que se denomina fibra muscular. Rodeando a las fibras individuales hay una red de tejido conjuntivo, a través de la cual pasan vasos sanguíneos y fibras nerviosas hacia las fibras musculares. Para que los músculos ejecuten su función, están adheridos en su mayor parte, a un hueso, a través de una o varias articulaciones, a otro hueso por medio de tendones, o láminas aplanadas de tejido conectivo que se denominan aponeurosis o fascias. Los tendones y las aponeurosis están formados por colágeno, que es flexible pero prácticamente inextensible. Así, los músculos insertados en los huesos son capaces de producir movimiento.

CAPITULO II

II.- TEJIDO MUSCULAR.

IIa.- Músculo liso.

Esta formado por células alargadas que se denominan fibrocélulas, sin estrias. Estos músculos no están adheridos al esqueleto, como los músculos estriados, sino que forman las paredes de todos los órganos huecos como el estómago, el intestino, la vejiga, la tráquea y los vasos sanguíneos. Fueron los primeros músculos en desarrollarse en los animales y no obedecen a nuestra voluntad, por lo tanto, se les denomina involuntarios.

Aunque el músculo liso en cada órgano suele ser diferente del que hay en los demás, puede dividirse en dos tipos principales: músculo liso de unidades múltiples y músculo liso visceral o de unidades simples.

El músculo liso de unidades múltiples, está compuesto de fibras musculares lisas aisladas. Es el tipo de músculo que hay en vasos sanguíneos e iris ocular. En general, este músculo sólo se contrae cuando es estimulado por un nervio.

El músculo visceral o de unidades simples, se parece al músculo cardíaco, pues ambos tipos de músculo pueden sufrir contracciones espontáneas y rítmicas en ausencia de estímulo nervioso u hormonal.

La figura 2-1 muestra las fibras musculares lisas viscerales o de unidades simples y de unidades múltiples.

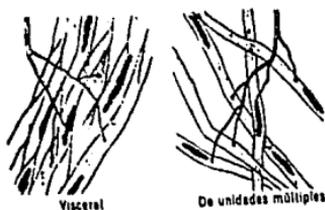


fig. 2-1

IIb.- Músculo estriado.

Poseen aspecto de haces de delgados filamentos mas finos que un cabello, llamados miofibrillas, estriados transversalmente. Un músculo de tamaño medio contiene alrededor de 10 millones de fibrillas musculares. Los músculos estriados existen en el tronco, en la cabeza y en las extremidades. Son todos aquellos que realizan los movimientos llamados voluntarios, es decir, los que se realizan de acuerdo a las ordenes emanadas del cerebro.

Entre las fibras musculares individuales hay vasos sanguíneos capilares que contienen glóbulos rojos. El aspecto más llamativo de las fibras musculares lo constituye la serie de bandas transversales claras y oscuras que forman un patrón regular a lo largo de la fibra. Tanto la fibra muscular estriada como la cardiaca, tienen este aspecto característico y se denominan músculos estriados.

La figura 2-2 muestra cortes longitudinal y transversal de una fibra muscular voluntaria.

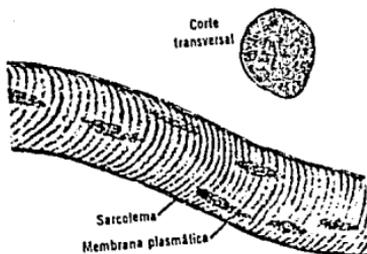


fig. 2-2

IIC.- Músculo cardiaco.

Por pertenecer simultáneamente a los dos grupos musculares, estriado e involuntario, el músculo cardiaco ha sido clasificado aparte. Su estructura es semejante a la de los músculos estriados voluntarios. El músculo cardiaco se caracteriza además por su notable capacidad para el trabajo.

La figura 2-3 ilustra un corte típico de músculo cardiaco mostrando la disposición de las fibras musculares en forma de red; las fibras que se dividen vuelven a combinarse y se difunden en todas direcciones. Esta figura indica que el músculo cardiaco es estriado, de la misma manera que el músculo voluntario típico.



fig. 2-3

CAPITULO III

III.- ACTIVIDAD ELECTRICA PARA LA CONTRACCION DEL SISTEMA MUSCULO-ESQUELETICO.

IIIa.- SISTEMA NERVIOSO CENTRAL

1).- Arcos motores piramidales

Aquellas partes de la corteza que al ser estimuladas eléctricamente producen movimientos en alguna parte del cuerpo se consideran zonas motoras. En la figura 3-1 se muestra la principal área motora de la corteza, se encuentra en la parte posterior del lóbulo frontal. El área situada por delante de la cisura de Rolando, en gris más oscuro, contiene muchas células gigantes de Betz, o células piramidales. Por esta razón se llama también área piramidal. Esta área da lugar a movimientos motores después de estímulos eléctricos incluso muy ligeros.

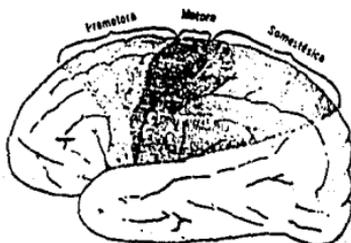


fig.3-1

En el área piramidal, la intensidad de los estímulos eléctricos susceptibles de producir movimientos es menor que en cualquier otra zona del encéfalo. Por lo tanto, se dice que el área piramidal es el área motora primaria de la corteza.

2).- Sistema extrapiramidal

Las vías extracorticospinales o extrapiramidales comprenden todos los haces, salvo el corticospinal mismo, que transmiten señales motoras de la corteza a la médula espinal.

Las vías para la transmisión de señales extracorticospinales hacia la médula son los haces reticulospinales que se encuentran en los cordones anterior y lateral de la médula.

Básicamente el control de los movimientos finos (manos, dedos, pies, etc.) dependen del sistema piramidal. Y el sistema extrapiramidal es responsable de los movimientos posturales y de fijación.

IIIb.- AREAS MOTORAS ESPINALES, CONDUCCION ELECTRICA EN EL NERVIO.

La figura 3-2 muestra las regiones del cuerpo en donde se producen contracciones musculares cuando se estimulan diferentes partes de la corteza motora.

IIIc.- TRANSMISION NEUROMUSCULAR, MEDIADOR SINAPTICO,
POTENCIAL DE ACCION EN LAS TERMINALES Y SU RELACION CON
LA LIBERACION DEL MEDIADOR, POTENCIAL DE PLACA,
DESPOLARIZACION PROPAGADA EN EL MUSCULO.

La actividad del tejido muscular depende de un suministro de energía que recibe, fundamentalmente, por medio de la degradación de los hidratos de carbono. Para obtener una actividad sostenida y de la máxima eficiencia, dicha degradación es oxidativa, lo cual implica un constante aporte de oxígeno por vía de una circulación sanguínea adecuada. El transporte de oxígeno a través de los vasos sanguíneos por medio de la corriente es complementado por la difusión desde los capilares a través del tejido muscular. La organización compacta de los estrechos capilares que permiten el flujo rápido de la sangre asegura una distancia media bastante corta para la difusión del oxígeno y el mantenimiento de un alto gradiente de concentración entre la luz de los capilares y las estructuras que consumen oxígeno, las mitocondrias.

El mecanismo esencial de la sinapsis estriba en que el impulso nervioso hace que algunas de las vesículas sinápticas liberen su contenido hacia la hendidura sináptica. Estas vesículas contienen pequeños paquetes de acetilcolina, aproximadamente 10 000 moléculas de acetilcolina en cada una y vacían su contenido en la hendidura sináptica. Por difusión, a través de la hendidura sináptica, la acetilcolina actúa sobre la membrana de la placa terminal motora, que esta arrugada para aumentar su superficie. El transmisor abre las puertas iónicas y los iones penetran siguiendo un cambio en el potencial de

membrana de la fibra muscular en el sentido de una despolarización. Cuando esta alcanza un valor crítico, genera un impulso muscular que se propaga a lo largo de la fibra muscular y desencadena la serie compleja que origina la contracción muscular.

En la figura 3-4 se presentan algunos fenómenos que suceden en una unión neuromuscular, los cuales conducen a un potencial de acción en la membrana muscular.

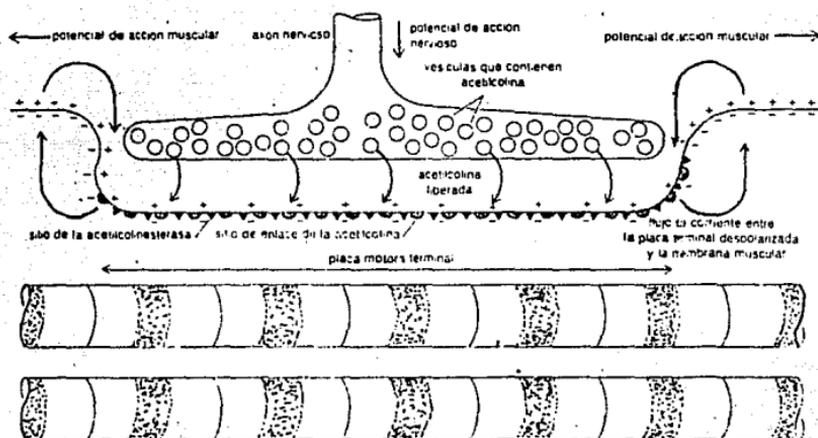


fig.3-4

Con respecto a la transmisión del potencial de acción, se descubrió que el sistema llamado "T" y no el retículo, transmite los impulsos eléctricos de la membrana externa hacia el interior de las fibras. Un estímulo en la superficie del cuerpo es

recibido y llevado hasta la médula por una célula nerviosa sensitiva. Esta se conecta con la célula nerviosa motriz transformando al estímulo en motor. El impulso nervioso se propaga entonces a lo largo de la fibra nerviosa llegando a la placa motriz, donde induce la contracción de todas las fibras musculares. El nervio motor de un músculo está constituido por un haz de axones mielinicos gruesos del tipo alfa. Cada una de ellas lleva el impulso hasta la placa motriz. El extremo de la neurona motriz se ramifica en un promedio de 80-120 cada una de ellas con igual número de fibras musculares. Estas ramificaciones varían con la especialidad del músculo. Así, en los músculos del ojo, una fibra nerviosa termina en una o dos fibras musculares.

Cuando un impulso presináptico llega a la sinápsis, origina en la célula ganglionar un potencial llamado postsináptico que tiene todas las características de las respuestas graduadas. Es un potencial que decae exponencialmente en espacio y tiempo; no tiene período refractario; no responde a la ley del todo o nada y puede sumarse; no se propaga; una vez alcanzado cierto valor, origina un potencial de acción postsináptico que se propaga en la fibra postganglionar. A nivel de la sinápsis neuromuscular, este potencial postsináptico recibe el nombre de potencial de placa.

IIIId.- ACOPLAMIENTO EXCITACION CONTRACCION.

El término contracción se refiere al proceso activo por el cual se genera fuerza en un músculo. Esta fuerza generada por las proteínas contráctiles se ejerce paralelamente a la fibra muscular. La fuerza ejercida por un músculo activo sobre un

peso de un objeto sobre un músculo se llama carga. La tensión muscular y la carga son pues fuerzas opuestas. Para levantar una carga, la tensión muscular debe ser mayor que la carga.

Cuando se acorta un músculo y levanta una carga, se dice que la contracción muscular es isotónica (tensión constante) ya que la fuerza se mantiene constante durante el periodo de acortamiento. Cuando el acortamiento resulta impedido por una carga mayor que la tensión muscular, o cuando se mantiene una carga en una posición fija gracias a la tensión del músculo, el desarrollo de tal tensión ocurre a una longitud muscular constante y se dice que es una contracción isométrica (longitud constante). Por definición, todo el sistema no se contrae durante una contracción isométrica, pero hay sin embargo un acortamiento interno. Para mantener un peso en una posición fija se requieren contracciones isométricas, mientras los movimientos corporales requieren contracciones isotónicas.

La actividad muscular es controlada por el sistema nervioso central por medio de la inervación motora de las miofibras. Cada fibra nerviosa motora se desdobla en varias ramas que toman contacto con la superficie de las fibras musculares individuales, a través de varias terminaciones en forma de bulbo. Estas terminaciones se hallan dispuestas en grupo y, con una estructura especializada de la superficie de la fibra muscular, forman una entidad a la que se denomina unión neuromuscular, unión mioneural o placa motora terminal.

El impulso nervioso, al alcanzar la placa motriz, da origen a

El impulso nervioso, al alcanzar la placa motriz, da origen a una onda eléctrica (el potencial de acción), que se propaga a lo largo de la superficie de la membrana de cada fibra muscular. Cuando el potencial de acción llega a la membrana de la fibra muscular, libera acetilcolina en la placa motriz. El calcio del sarcoplasma se dirige hacia las miofibrillas, en donde al reaccionar con la miosina (la proteína contráctil de las miofibrillas) se induce la acción enzimática de la ATP asa.

Esta acción origina la hidrólisis del ATP (trifosfato de adenosina), transformándolo en ADP (difosfato de adenosina). En la reacción se libera energía, que provoca el acortamiento o contracción de las miofibrillas. Después de la contracción, los iones de calcio son recapturados por el retículo y por el sistema T y las estructuras contraídas se relajan; en tanto el ADP fué rápidamente regenerado en ATP, que va a proveer la energía para la próxima contracción.

En la figura 3-5 se presenta un resumen del papel del calcio en el acoplamiento muscular de excitación-contracción.

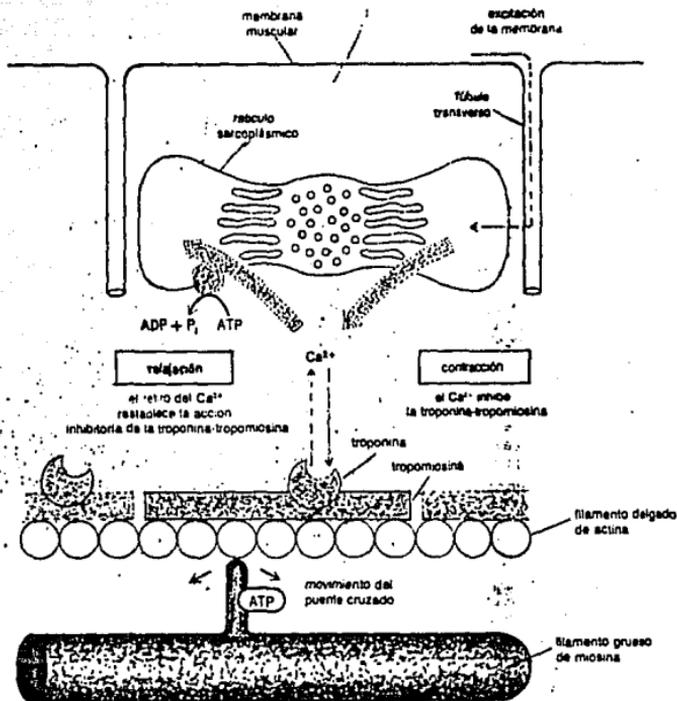


fig.3-5

IIIe.- MECANISMO NORMAL DE CONTRACCION. TEORIA DEL DESLIZAMIENTO ACTINA-MIOSINA.

Tiempo atrás, los biólogos suponían (en base a sus observaciones) que la cantidad de mensaje que conduce la fibra nerviosa, es susceptible de variar de tamaño, a veces ser pequeña y otras grande, como una manguera de riego, se suponía que tanto podría transportar unas cuantas gotas como un torrente. Los fisiólogos de entonces suponían también que cada fibra muscular

podría acortarse poco o mucho según las necesidades del organismo. Pero hace alrededor de 50 años los fisiólogos, basándose en sus experiencias, formaron una hipótesis opuesta que aún está en vigencia: las fibras nerviosa y la muscular sólo tienen dos estados, actividad total o reposo total.

De acuerdo con esta idea, la cantidad de respuesta que produce una célula, sea cual fuere la forma de activación, responde con el máximo de su capacidad. Además, después de su esfuerzo, la célula rápidamente vuelve al estado de reposo y solamente volverá a ser llevada a su máxima actividad por la aparición de un nuevo estímulo apropiado.

Esta concepción de que las células nerviosas y musculares alternan entre dos extremos, por una parte el reposo y por otra la plena actividad, ha sido puesta a prueba y verificada a través de muchos experimentos.

Las fibras musculares se unen entre si mediante el tejido conjuntivo. Si hacemos un corte transversal de un músculo alargado, veremos que toda la superficie externa se halla recubierta por una rama conjuntiva llamada permisio externo, cuyos extremos forman los tendones, por medio de los cuales se inserta en los huesos.

De esta vaina parten tabiques hacia el interior del músculo, que delimitan haces musculares separados por el permisio interno; finalmente, cada fibra muscular esta envuelta por una red conjuntiva finísima. Junto con el permisio, penetran en el músculo los vasos sanguíneos y los nervios.

Cuando se produce la contracción del músculo, los filamentos

de actina se deslizan hacia el interior de los filamentos de miosina. Esto disminuye la longitud del sarcómero de las miofibrillas y, consecuentemente, de todo el músculo. Cuando se halla en reposo, los filamentos de actina no están en el interior de los filamentos de miosina, están paralelos y la longitud del sarcómero es normal. Cabe aclarar que la actina y la miosina son proteínas contráctiles. Siendo la actina de gran longitud y delgada, es decir, lo contrario a la miosina.

Un sarcómero es la unidad funcional del sistema contráctil del músculo, y los fenómenos que suceden en un sarcómero se duplican en los otros, a lo largo de las miofibrillas.

Cada sarcómero contiene dos tipos de miofilamentos: grueso y delgado. Los miofilamentos gruesos, de 150 Amstrong de diámetro, están localizados en la región central del sarcómero, donde su distribución, ordenadamente paralela da lugar a las bandas oscuras conocidas como bandas A, que se ven en los músculos estriados. Estos filamentos gruesos contienen la proteína denominada miosina. Los miofilamentos delgados, de 50 Amstrong de diámetro, contienen la proteína actina y están unidos a uno de los extremos del sarcómero, en una estructura conocida como línea Z. Dos líneas Z sucesivas definen los límites de un sarcómero. Las líneas Z constan de elementos cortos que interconectan los filamentos delgados de dos sarcómeros adyacentes, suministrando así, un punto de anclaje para los filamentos delgados. Estos se extienden desde las líneas Z hasta el centro del sarcómero, donde se traslapan con los filamentos gruesos.

Además de la banda A y la línea Z, se identifican otras dos

bandas, de tal manera que los cambios que durante la contracción ocurren en las bandas, pueden relacionarse con las posiciones relativas de los filamentos gruesos, delgados y del sarcómero. La banda I representa la región situada entre los extremos de las bandas A de dos sarcómeros adyacentes. Esta banda contiene la porción de los filamentos delgados que no se traslapan con los filamentos gruesos, y es dividida en partes iguales por la línea Z. Dado que contiene solamente filamentos delgados, aparece por lo general como una banda clara que separa las bandas oscuras A. Como banda estrecha y más clara, aparece finalmente en el centro de la banda A, la zona H que corresponde al espacio entre los extremos de los filamentos delgados. En la región de la zona H solamente hay filamentos gruesos.

En la figura 3-6 se muestran los cambios en el patrón de bandas a consecuencia de los movimientos de los filamentos gruesos y delgados al traslaparse durante la contracción.

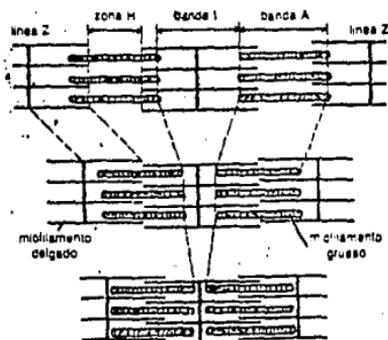


fig 3-6

Un corte a través de las miofibrillas en el sector de la banda

A, donde se traslapan tanto los filamentos gruesos como los delgados, deja ver su aspecto hexagonal. Cada filamento grueso está rodeado por seis filamentos delgados, y cada filamento delgado está rodeado por tres filamentos gruesos. Así pues, los filamentos delgados son dos veces más numerosos que los gruesos, en la región de traslape.

En la figura 3-7 se observan los niveles de organización fibrilar dentro de un músculo esquelético.

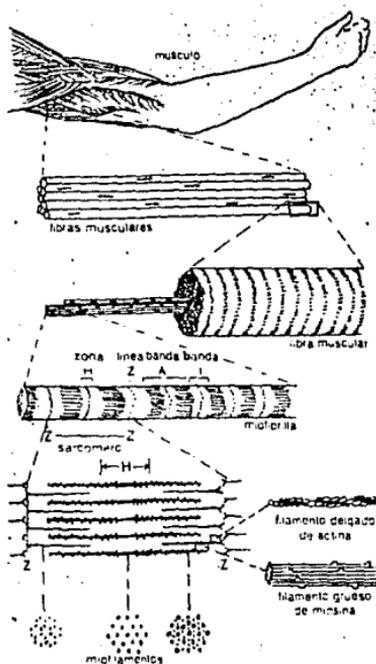


fig.3-7

Durante la contracción el ancho de la banda A permanece constante, correspondiendo a la longitud constante de los filamentos gruesos. La banda I se estrecha a medida que los filamentos gruesos se aproximan a la línea Z. Al desplazarse los filamentos delgados sobre los filamentos gruesos, el ancho de la zona H entre los extremos de los filamentos delgados, se hace más pequeño y puede desaparecer.

IIIif.- CIRCUITOS DE SERVO-INFORMACION; CONTROL DE LA CONTRACCION DE ORIGEN PERIFERICO Y CENTRAL.

El cerebelo actúa asociándose con actividades motoras iniciadas en otras partes del sistema nervioso central.

Cuando la corteza cerebral manda impulsos motores hacia abajo por los haces corticospinales para excitar los músculos voluntarios, llegan simultáneamente impulsos colaterales al cerebelo, por los haces pontocerebelosos. Por lo tanto, cada vez que se realiza un movimiento motor, no sólo reciben impulsos activadores los músculos, sino que llegan al mismo tiempo al cerebelo impulsos similares.

Cuando los músculos responden a la señal motora, los husos musculares y otros receptores periféricos transmiten impulsos hacia arriba, principalmente por los haces espinocerebelosos del cordón posterior, que llegan al cerebelo anterior. Además, estos impulsos llegan exactamente a la misma porción del cerebelo anterior que estimularán los impulsos descendentes de la corteza motora.

Después que se han integrado las señales de la periferia y de

la corteza motora, se transmiten impulsos eferentes de la corteza cerebral al núcleo dentado, que prosiguen hacia arriba por los núcleos ventrolaterales del tálamo para regresar al sitio de la corteza motora en donde se originó primero el estímulo.

Se ve con facilidad que el circuito que acabamos de mencionar representa un mecanismo de retroalimentación, que empieza y termina en la corteza motora.

En la figura 3-8 está este circuito esquematizado.

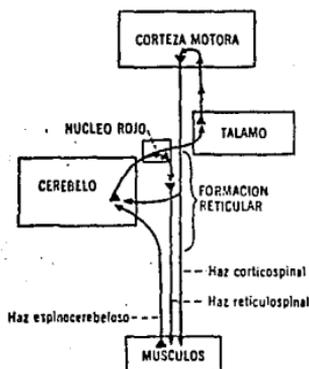


fig. 3-8

En otras palabras, el cerebelo es un sistema de control que compara las "intenciones" de la corteza con la "actuación" de las partes corporales. Y en caso de no corresponder ésta con aquéllas se calcula el "error" y se corrige inmediatamente. Por ejemplo, si la corteza ha transmitido una señal para mover el miembro hacia un punto particular, pero el miembro empieza a moverse demasiado rápidamente, con lo que, evidentemente, irá más allá

del punto necesario, el cerebelo, puede desencadenar "impulsos frenadores" que entorpecerán el movimiento del miembro y lo detendrán en el punto preciso.

IIIg.- UNIDAD MOTORA Y FISILOGIA DE LA CONTRACCION.

En los músculos normales es probable que las fibras nunca se contraigan como entes aislados. Por el contrario, varias de ellas lo hacen casi en el mismo momento, ya que todas son inervadas por ramas del axón de una neurona motora espinal. En otras palabras, cuando es excitada la neurona motora por un estímulo, todas las fibras musculares inervadas por la neurona resultan activadas. La neurona motora única y el grupo de fibras musculares a las cuales inerva reciben el nombre de unidad motora y es ésta la parte más pequeña del músculo que puede hacerse contraer independientemente. La cantidad de fibras musculares que contiene esta unidad es variable en los diferentes músculos, desde 2 o 3 hasta más de 1 000; el tamaño de la unidad está en relación con la precisión con que se gradúa la tensión desarrollada por el músculo.

En la figura 3-9 se tienen fibras musculares asociadas con dos neuronas motoras que forman dos unidades motoras dentro de un músculo.

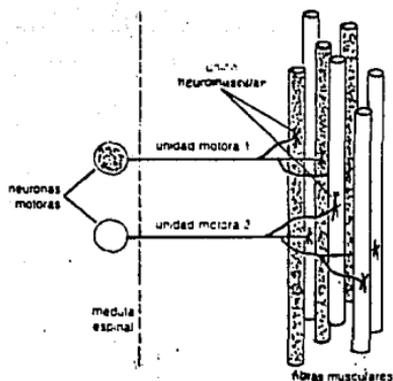


fig. 3-9

Durante la contracción normal de una fibra muscular se genera un minúsculo potencial eléctrico, el cual es disipado en el tejido circundante. La mayoría de estos potenciales en la unidad motora tienen una amplitud de alrededor de 0.5 mV.

Dado que un músculo está compuesto de muchas fibras musculares, la tensión total que puede desarrollar depende de dos factores: (1) número de fibras musculares que se contraen en un momento dado, y (2) cantidad de tensión desarrollada por cada fibra contráctil.

El número de fibras musculares que se están contrayendo en un momento dado, depende del número de motoneuronas que con relación a ese músculo se están estimulando. Recuérdese que cada neurona motora inerva varias fibras musculares, formando una unidad motora (fig.3-8). La estimulación de una neurona motora produce una contracción en todas las fibras musculares de la unidad motora. De esta manera, la tensión total que un músculo

desarrolla puede modificarse alterando el número de unidades motoras que son activadas. Esto lo determina la actividad de los estímulos sinápticos que llegan a las neuronas motoras del cerebro y la médula. Una sola neurona motora puede recibir hasta 15 000 terminaciones sinápticas, las cuales convergen desde diferentes fuentes, y es el balance entre el estímulo sináptico excitatorio y el inhibitorio, el que determina si tal neurona motora ha de descargar o no. El proceso por el cual se aumenta el número de neuronas motoras activas (y por consiguiente el número de unidades motoras activas) tiene el nombre de reclutamiento.

En general, las unidades motoras grandes tienen un umbral más elevado, se contraen más rápidamente y desarrollan mayor grado de tensión que las unidades motoras más pequeñas.

IIIh.- RESUMEN DE HECHOS QUE PARTICIPAN EN LA CONTRACCION MUSCULAR.

Algunos distintos eventos intervienen entre el inicio sináptico de un pulso en la motoneurona espinal y la contracción de la fibra muscular que innerva. (i) El pulso es conducido a lo largo del axón de la motoneurona hasta su terminación en el plato del motor muscular. (ii) El pulso causa la liberación de una substancia transmisora química, acetilcolina, de las terminales del axón. (iii) Produciendo una despolarización de la membrana de la fibra muscular, la acetilcolina inicia un pulso auto-propagado en ella. (iv) La despolarización de una membrana muscular por la conducción del pulso es seguida por una contracción corta de la fibra muscular las miofibrillas son así excitadas, se traslapan los filamentos gruesos y delgados consumiendo ATP, el sarcómero

se acorta produciendo con esto una contracción en el hueso en el que está insertado, por medio de esta contracción y la contracción similar de varios músculos agonistas y antagonistas la tensión muscular se produce, si la carga es menor que esta tensión tenemos movimiento, tan fino o grueso como el número de unidades motoras que conforman a los músculos que participan.

En la figura 3-10 se ilustra la actividad del músculo antagonista para la flexión y extensión del antebrazo.

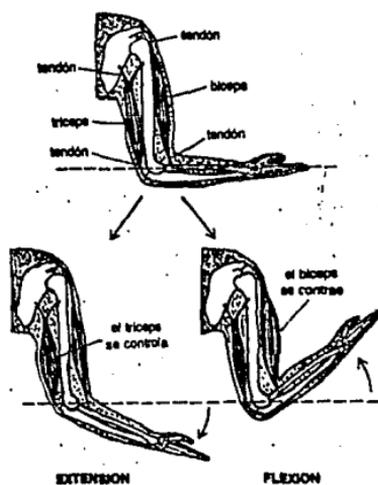


fig. 3-10

CAPITULO IV

IV.- PARAMETROS DE DISEÑO Y CONSTRUCCION.

IVa.- TIPOS Y METODOS DE REGISTRO.

La electromiografía es la forma más común de registrar la actividad eléctrica muscular.

Básicamente, un electromiógrafo es un amplificador de alta ganancia con selectividad para frecuencias que van desde 10 hasta varios miles de ciclos por segundo (Hz) y un tubo de rayos catódicos. Se ha visto que los espectros de picos agudos de los potenciales de unidades motoras obtenidos con electrodos de superficie, permiten en forma bastante práctica el uso del amplificador, aun con respuestas de frecuencia limitada ; se ha encontrado que el rango de frecuencia de 20 a 200 Hz es el que conviene para eliminar los "ruidos" del amplificador, los "ruidos" de los tejidos no musculares en general y el movimiento del artefacto sin pérdida significativa de los potenciales de la unidad motora.

La señal electromiográfica está en un rango de frecuencia desde 25 Hz hasta varios KHz. Tiene un rango de amplitudes que van desde 100 microvolts hasta 90 mV, dependiendo del tipo de electrodos usados.

La impedancia de los electrodos es relativamente baja, alrededor de 200 a 5000 Ohms, dependiendo del tipo de electrodo, de la interface electrodo-electrolito, y de la frecuencia a la cual la impedancia es determinada. Dado que la ganancia del amplificador debe ser alta suelen ser usados electrodos de aguja de esta forma la señal es un poco más fuerte requiriendo así menor ganancia,

además la superficie de contacto es menor, presentando con esto una mayor impedancia que en este caso es deseable para mejorar la calidad de reproducción de la señal de entrada.

Una de las desventajas de registrar el EMG usando los cómodos electrodos de superficie es que solo pueden ser usados en músculos superficiales, y son sensibles a actividad eléctrica sobre un área muy grande.

Frecuentemente es interesante cuantificar la cantidad de actividad electromiográfica medida por un sistema particular de electrodos. Esta cuantificación a menudo toma la forma de valor absoluto al integrar la señal.

IVb.- EVALUACION Y SELECCION DEL METODO OPTIMO.

Un electromiógrafo de tubo de rayos catódicos o de graficación en papel no cumple con los objetivos inicialmente planteados, ya que la información que estos aparatos proporcionan sólo puede ser interpretada por médicos o técnicos capacitados, además este proceso es tardado, el tamaño de estos aparatos evita que sean portátiles y no son de bajo costo.

El aparato diseñado y construido por nosotros no grafica esta señal, por eso no requiere interpretación, enciende una barra de leds directamente proporcional a la actividad muscular desarrollada, es portátil, de bajo costo y de mantenimiento sencillo.

IVc.- SELECCION Y CARACTERIZACION DE LOS ELECTRODOS.

Las primeras mediciones de potencial bioeléctrico fueron hechas con electrodos de inmersión, los cuales son simples

cubetas en donde el sujeto mete sus brazos y piernas, una cubeta por cada extremidad. Como es de esperar este tipo de electrodos presentó muchas dificultades, tales como la restringida posición del sujeto y el peligro de derrame de electrolito. Después aparecieron los electrodos de placa, cómodos y fáciles de usar. Pero los electrodos de placa presentan una dificultad, la posibilidad de que se suelten o se muevan. Hasta el movimiento más pequeño cambia el espesor de la delgada película de electrolito entre el metal y la piel causando esto cambios en el potencial. Estos cambios aparecen como consecuencia del movimiento. En muchos casos, los cambios de potencial son tan severos que bloquean por completo los potenciales bioeléctricos que se pretenden medir con los electrodos. La cinta adhesiva y el uso de otros métodos de fijación impiden en cierta forma el movimiento, pero esto no reduce lo suficiente la sensibilidad al movimiento. Pueden ser usados también los electrodos de aguja, solo que estos son un poco molestos.

Más recientemente, un nuevo tipo de electrodos, los electrodos flotantes o de columna de fluido, fueron presentados en formas variadas y por diversos fabricantes. En este caso las respuestas al movimiento son casi nulas ya que se evita el contacto del metal con la piel. El único conductor entre el metal y la piel es la columna de pasta o jalea, la cual forma un puente electrolítico.

Varios tipos de electrodos desechables han sido presentados en los últimos años para eliminar así los requerimientos usuales de limpieza y cuidado después de su utilización y para facilitar su

aplicación. En general los electrodos desechables son del tipo flotantes con bornes de conexión en donde los cables se ajustan. Algunos electrodos desechables ya tienen la jalea puesta para eliminar la necesidad de aplicarla entre el electrodo y la piel.

Se ha encontrado que el electrodo "plata-cloruro de plata (Ag-AgCl)" es el electrodo mas estable. Este tipo de electrodo se prepara cubriendo químicamente una pieza de plata casi pura con cloruro de plata, una sal. El proceso se lleva a cabo colocando una pieza de plata limpia en una solución de cloruro de sodio. Se coloca una segunda pieza de plata en la solución, y ambas son conectadas a una fuente de voltaje de CD haciendo el electrodo a clorar positivo con respecto al otro. Los iones de plata se combinan con los iones de cloro de la solución de sal produciendo así una delgada película de moléculas de cloruro de plata la cual cubre al electrodo.

Los electrodos de alambre de cobre o de platino son normalmente usados para recoger EMG de músculos específicos. Los alambres son quirúrgicamente implantados o introducidos por medio de una aguja hipodérmica la cual es posteriormente retirada, dejando el electrodo de alambre colocado.

Para el electromiómetro, fue construido un electrodo formado con tres electrodos flotantes de plata-cloruro de plata de los usados para electrocardiografía, el cual presenta las ventajas antes descritas para electrodos de este tipo, aunque las señales electromusculares se presentan en extremo débiles.

Estos electrodos se presentan en la figura 4-1.

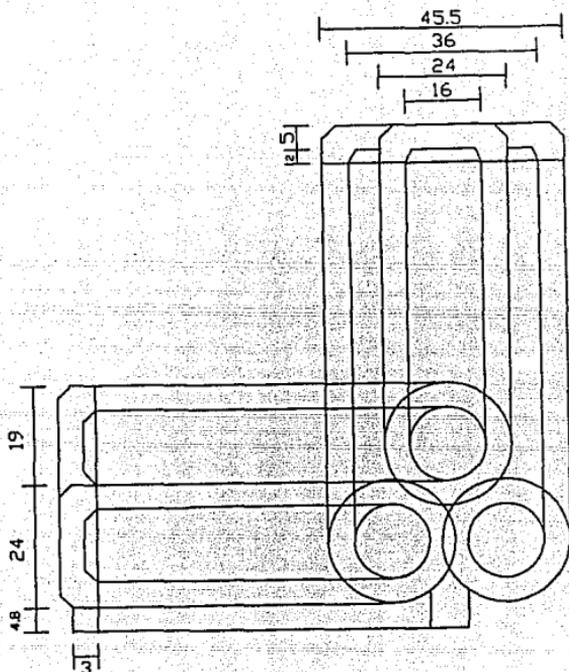


fig. 4-1

**IVd.- BLINDAJE DE LAS SEÑALES A TRATAR PARA PREVENIR LAS
POSIBLES INTERFERENCIAS ELECTROMAGNETICAS**

Debido a lo reducido de la señal, es indispensable blindar todo el sistema. Encerrando al circuito en una jaula de Faraday y empleando cables coaxiales con el blindaje conectado a tierra para el electrodo y para conectar a la computadora. Solo de esta forma las etapas de amplificación y filtrado son suficientes para manejar la señal.

IVe.- PREAMPLIFICACION Y FILTRADO.

La señal entregada por los electrodos es del orden de microvolts, inicialmente se hace pasar por un amplificador de instrumentación con alta impedancia de entrada y alto rechazo de modo común, en esta etapa la señal se amplifica solo diez veces. Ya que hasta aquí estamos dando paso a señales de casi cualquier frecuencia, a la salida de este preamplificador la señal se pasa por un filtro pasa banda de cuarto orden de ganancia unitaria que solo permite el paso de frecuencias entre 20 y 200 Hz. Una vez que la señal de interés es obtenida se procede al manejo de la misma, iniciando este proceso con un rectificador de precisión que nos entrega una señal positiva de 40 a 400 Hz cuya envolvente se obtiene por medio de un filtro pasa bajas de corte en 1 Hz y finalmente amplificada para su presentación en la barra de leds y computadora.

Para la elaboración de los filtros, por facilidad de diseño y mantenimiento, en todos los casos se usa la misma configuración. Se trata de un circuito de fuente de voltaje controlada por voltaje (VCVS). La figura 4-2 muestra la conexión de un circuito que puede ser utilizado para lograr funciones de transferencia de segundo orden, con dos polos complejos y ceros restringidos al origen o al infinito, las Y_s son resistencias o capacitores que se eligen dependiendo de la función del filtro.

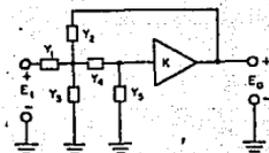


fig. 4-2

La función de transferencia es:

$$\frac{E_o}{E_1}(s) = \frac{K \cdot Y_1 \cdot Y_4}{Y_5(Y_1 + Y_2 + Y_3 + Y_4) + (Y_1 + Y_2(1 - K) + Y_3)}$$

Para el filtro paso bajas, el circuito es el de la figura 4-3.

La función de transferencia es:

$$\frac{E_o}{E_1}(s) = \frac{K/R_1 R_2 C_1 C_2}{s^2 + s(1/R_1 C_1 + 1/R_2 C_1 + (1-K)/R_2 C_2) + 1/R_1 R_2 C_1 C_2}$$

De donde:

$$H_o = K$$

$$\omega_o = \left(\frac{1}{R_1 R_2 C_1 C_2} \right)^{1/2}$$

$$\text{Alfa} = \left(\frac{R_2 C_2}{R_1 C_1} \right)^{1/2} + \left(\frac{R_1 C_2}{R_2 C_1} \right)^{1/2} + \left(\frac{R_1 C_1}{R_2 C_2} \right)^{1/2} - K \left(\frac{R_1 C_1}{R_2 C_2} \right)^{1/2}$$

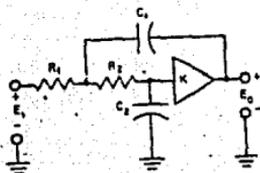


fig. 4-3

Para el filtro paso altas, el circuito es el de la figura 4-4.
La función de transferencia es:

$$\frac{E_o}{E_i}(s) = \frac{K s^2}{s^2 + s(1/R_2 C_1 + 1/R_2 C_2 + (1-K)/R_1 C_1) + 1/R_1 R_2 C_1 C_2}$$

De donde:

$$H_o = K$$

$$\omega_o = \left(\frac{1}{R_1 R_2 C_1 C_2} \right)^{1/2}$$

$$\text{Alfa} = \left(\frac{R_1 C_1}{R_2 C_2} \right)^{1/2} + \left(\frac{R_1 C_2}{R_2 C_1} \right)^{1/2} + \left(\frac{R_2 C_2}{R_1 C_1} \right)^{1/2} - K \left(\frac{R_2 C_2}{R_1 C_1} \right)^{1/2}$$

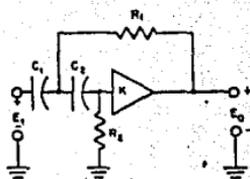


fig. 4-4

El paso bandas se hizo con un filtro paso altas y un paso bajas en cascada.

Para todos los filtros se empleo una aproximación Butterworth y para su implementación las ecuaciones anteriores, fijando $R_1 = R_2$ y $C_1 = 1.8C_2$.

En la figura 4-5 está esquematizado el diagrama de bloques del electromiómetro, los diagramas eléctricos y circuitos impresos están en el apéndice.

En las figuras 4-6 y 4-7 se presentan gráficas de Bode de la relación de rechazo de modo común del amplificador de instrumentación y del filtro paso banda.

ELECTROMIOMETRO

DIAGRAMA A BLOQUES

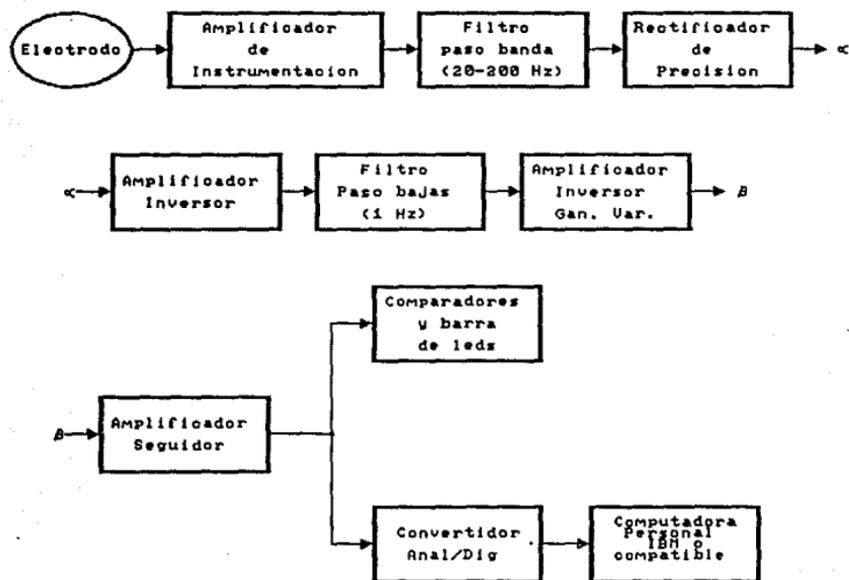


fig. 4-3

RRMC CON EL AMP. de INST.

CON TL074

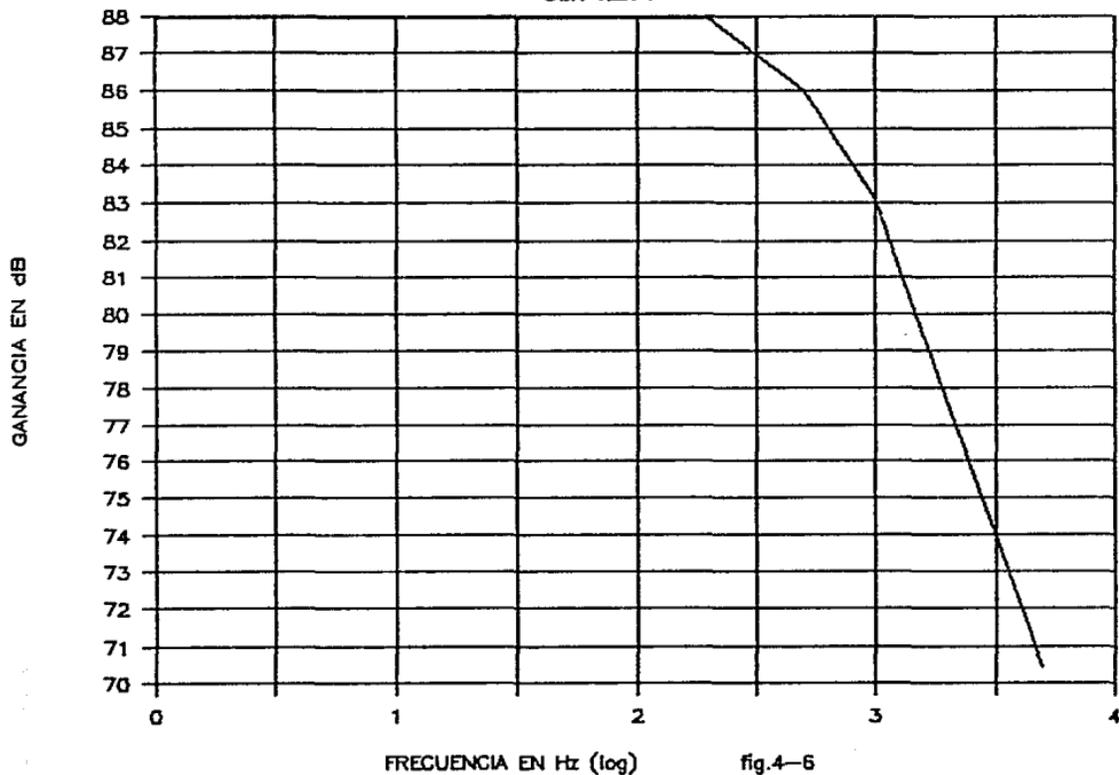


fig.4-6

ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA

GANANCIA EN DB

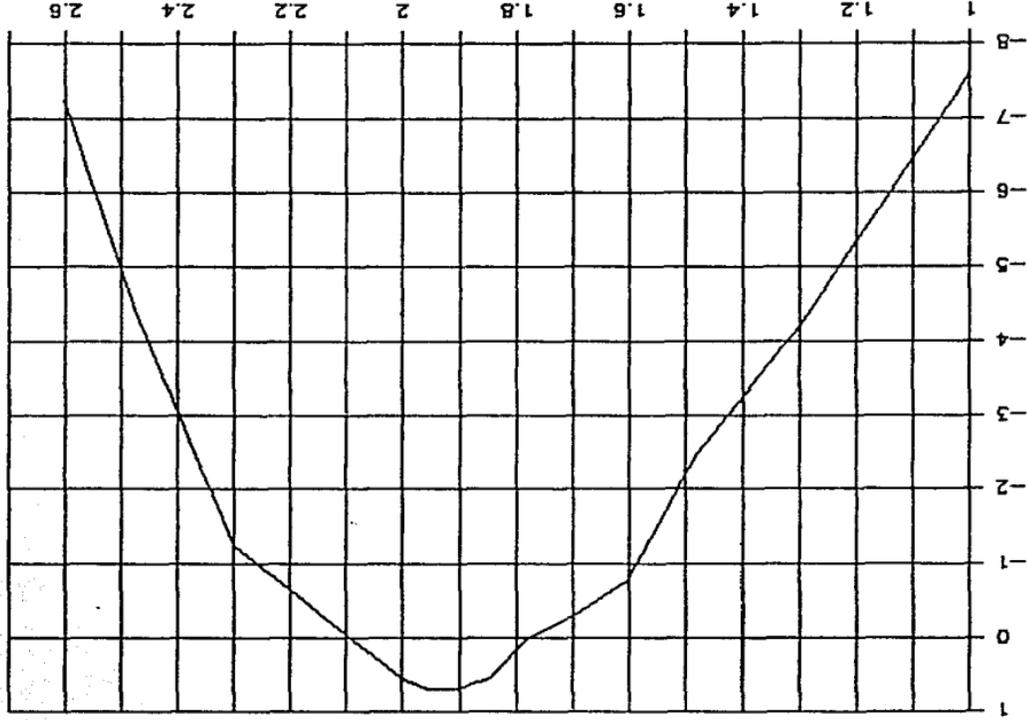


fig.4-7

FILTRO PASO BANDA

IVf.- TIPOS Y SELECCION DEL CONVERTIDOR A/D.

Un convertidor analógico a digital (A/D) cambia una señal del mundo analógico al mundo digital. La señal analógica se presenta a la entrada del convertidor A/D y después de un tiempo de conversión finito, la salida digital se presenta a la salida del convertidor.

Existen básicamente dos técnicas para la conversión analógico digital, integración y no integración.

Dentro de las técnicas de integración, promediación o de carga, los convertidores miden el tiempo requerido para cargar un capacitor a un voltaje de referencia dado, entonces la carga del capacitor es igual al voltaje promedio de entrada en ese lapso de tiempo.

La conversión A/D de pendiente única funciona comparando la señal analógica de entrada contra una rampa producida por la carga de un capacitor a corriente constante, la salida del comparador será alta hasta que el voltaje de la rampa sea mayor que el voltaje de entrada en ese momento la salida será baja y se mantendrá así mientras el voltaje de rampa continúe siendo mayor, durante este tiempo un contador, cuenta pulsos de reloj de frecuencia constante y la salida de este contador está relacionada con el voltaje analógico de entrada. La ventaja principal de este método es su simplicidad.

Hay otro método de conversión que probablemente sea el más usado actualmente, se trata de el método de integración de doble pendiente. Con este método el capacitor se carga durante un tiempo fijo, al final de la carga, el capacitor se descarga por una fuente de corriente constante, este tiempo se cuenta y nos da

un valor del voltaje de entrada. Como el capacitor es común tanto a la carga como a la descarga, cualquier cambio en el valor de éste, tendrá poco efecto en el comportamiento del convertidor.

Como convertidores A/D no integradores, tenemos los de rampa lineal, en donde se tienen dos comparadores, uno que inicia el conteo y otro que lo detiene. Un comparador siempre esta en tierra y el otro en el voltaje que se desea convertir, la rampa empieza en un valor máximo y empieza a decrecer linealmente, cuando el voltaje pasa por el primer comparador el conteo se inicia y al llegar la rampa a tierra, pasa por el segundo comparador y el conteo termina, de esta forma se tiene el número de pulsos proporcional al tiempo de rampa entre el voltaje de entrada y tierra.

Otro de los convertidores no integradores es el de aproximaciones sucesivas, el cual va generando voltajes de referencia y comparando para obtener cada dígito, de esta forma se van ajustando cada uno de los dígitos en forma directa.

Por supuesto un mayor número de pulsos por segundo, nos dará una mejor aproximación digital de nuestra entrada analógica, el límite marcado por el teorema de Nyquist es muestrear, al menos al doble de la frecuencia del evento analógico.

La señal que maneja la barra de leds en nuestro caso está a la salida de un filtro paso bajas con corte en 1 Hz, así que consideramos prudente muestrear a 10 Hz, para no perder información.

El convertidor que usamos es el Lab Master, que se inserta directamente en una ranura de una PC, además es programable por

software en lenguaje de alto nivel o de ser necesario en lenguaje de ensamblador. En nuestro caso pudimos programar en turbo Pascal.

Tiene 12 bits de resolución, para entradas de -10 a +10V o 0 a 10V, en nuestro caso usamos el rango de +/-10V, utiliza vectores de interrupción o pruebas de estado, además presenta a la entrada una impedancia mayor a 100 MOhms.

Por otro lado, además de su facilidad de uso, y lo adecuado de sus características el convertidor analógico digital Lab Master, fue elegido por que el centro ya contaba con uno, y por lo tanto era también desde el punto de vista económico la mejor opción.

En la figura 4-8 se muestra el convertidor usado. Y en el apéndice de hojas técnicas, sus características.

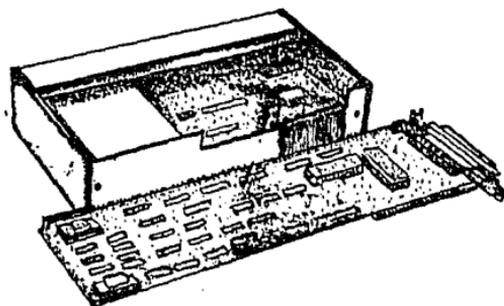


fig. 4-8

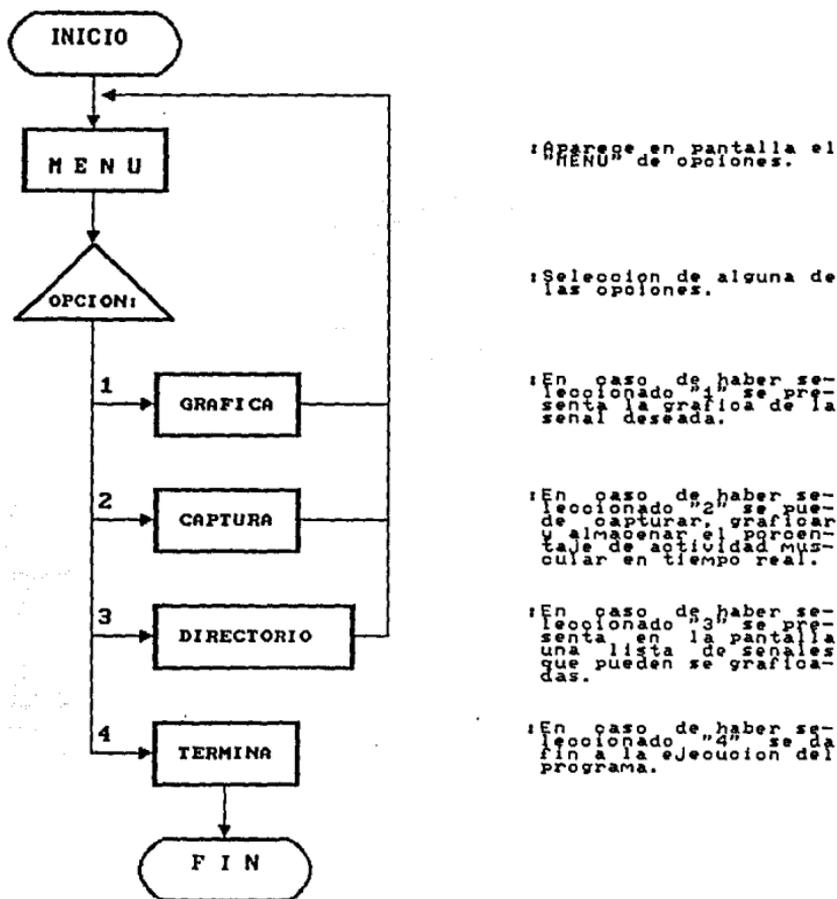
CAPITULO V

V.- DESARROLLO DE LOS PROGRAMAS (SOFTWARE) NECESARIOS PARA EL MANEJO DE DATOS Y SU VISUALIZACION.

En las figuras 5-1, 5-2 y 5-3 están los diagramas de flujo empleados para la elaboración de los programas que permiten la captura y graficación en tiempo real de la actividad muscular en porcentaje, y su graficación posterior en pantalla con opción a papel, los programas en turbo Pascal están en el apéndice.

En las figuras 5-4 y 5-5 se muestran la impresión de un registro y un acercamiento del mismo elaboradas con el programa.

DIAGRAMA DE FLUJO DEL PROGRAMA EMM



! Aparece en pantalla el "MENU" de opciones.

! Selección de alguna de las opciones.

! En caso de haber seleccionado "1" se presenta la grafica de la señal deseada.

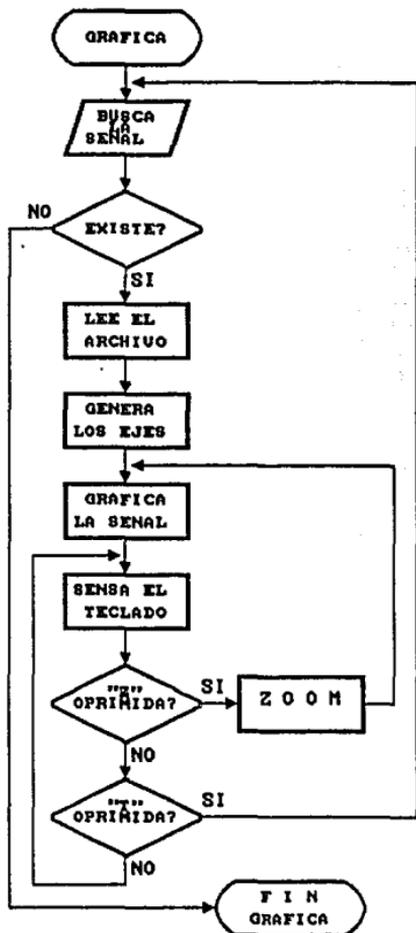
! En caso de haber seleccionado "2" se puede capturar, graficar y almacenar el porcentaje de actividad muscular en tiempo real.

! En caso de haber seleccionado "3" se presenta en la pantalla una lista de señales que pueden ser graficadas.

! En caso de haber seleccionado "4" se da fin a la ejecución del programa.

fig. 5-1

DIAGRAMA DE FLUJO DEL PROGRAMA GRAFICA



!La señal a graficar es buscada.

!Si la señal existe --- continua, si no, termina y regresa al programa principal.

!Los datos del archivo son leídos.

!Se crean los ejes de acuerdo al tiempo de muestra.

!La señal archivada se grafica.

!Se espera alguna tecla presionada, [Zoom o termina.

!Si la tecla fue "Z" se grafica la señal con mayor resolución.

!Si la tecla fue "N" se muestra la pantalla anterior.

!Termina y regresa al programa principal.

FIG. 5-2

DIAGRAMA DE FLUJO DEL PROGRAMA CAPTURA

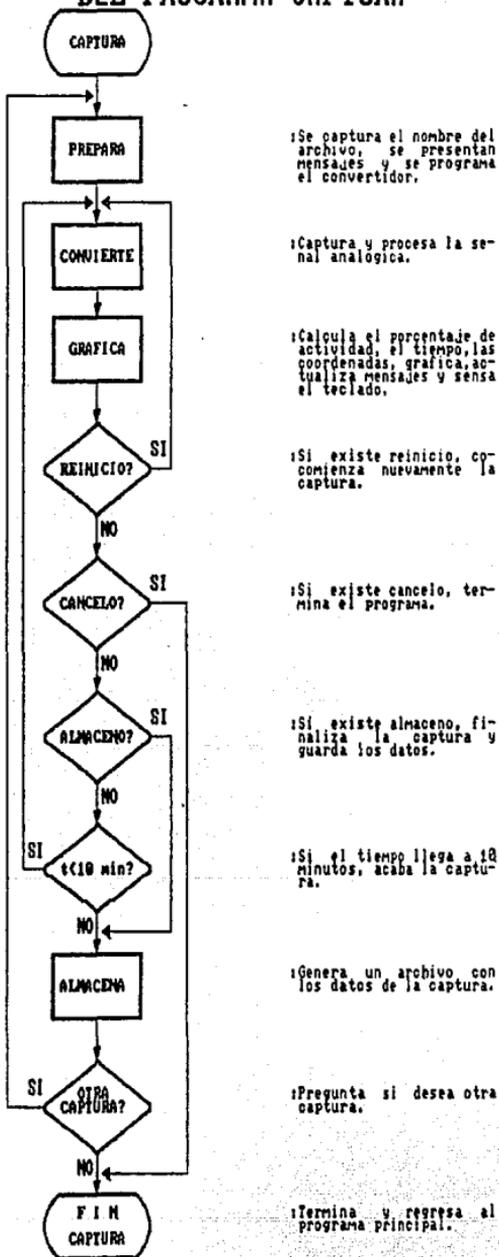
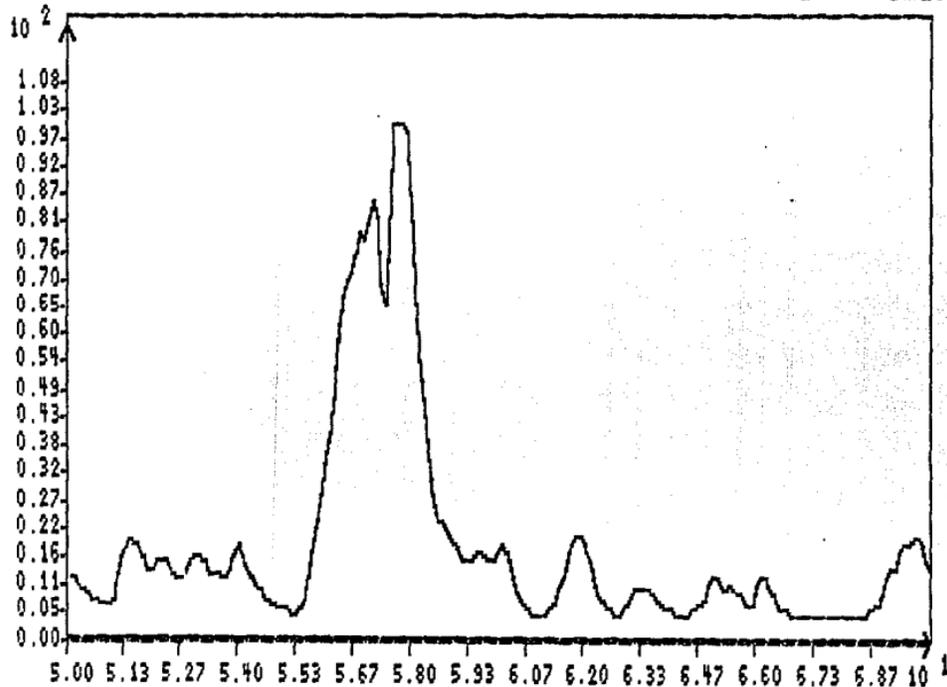


fig. 8-3

ACTIV.
(%)

ACERCAMIENTO DE: FAUSTO.DAT LIMITE: 50 70 SEGS.

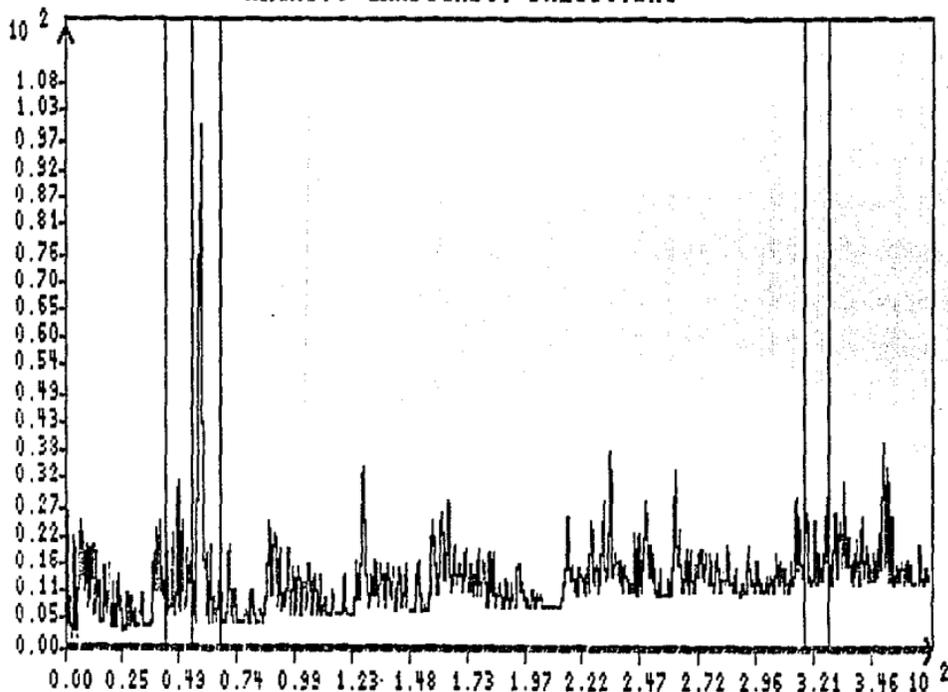


[R]egresa Impresión<Prt Sc>

TIEMPO
(SEG.)

ACTIV.
(%)

ARCHIVO GRAFICADO: FAUSTO.DAT



TIEMPO
(SEG.)

[R]egresa [Z]oom [I]mpresión<Prt Sc>

CAPITULO VI

VI.- EVALUACION Y PRUEBAS DEL PROTOTIPO.

Las pruebas funcionales al prototipo, se han hecho para lograr su calibración, con una señal senoidal, atenuada, dentro del rango de 20 a 200 Hz, como se explica en el manual de mantenimiento. A sido además probado con algunos sujetos sanos, con resultados satisfactorios.

En este momento, se están elaborando protocolos de investigación, para pruebas cerradas del equipo en personas con problemas que requieran rehabilitación muscular, así como en personas con amputación de algún miembro. Al cabo de este programa de pruebas, si el resultado es el que se espera se dará inicio a un programa de pruebas abiertas, el cual será en colaboración con la Universidad Autónoma de Guadalajara , con la Universidad La Salle y en general con el sector Salud. Para el programa anterior, será construida una producción piloto de 10 a 20 unidades, esto tiene como objetivo el diseñar una línea de ensamble para posteriormente en caso de ser necesario, facilitar su fabricación en serie, ya que la necesidad de un aparato con las características del Electromiómetro ya existe en nuestro país.

*** CONCLUSIONES Y SUGERENCIAS.

El electromiómetro, que es el aparato que fue resultado del presente trabajo, cumple satisfactoriamente con los objetivos al principio planteados, es muy fácil de usar por cualquier persona, es portátil, lo que permite su uso en casi cualquier actividad. Y es barato, ya que en el desarrollo del diseño, se usaron componentes de bajo costo y fácil adquisición, además, para evitar depender de la existencia de algún componente, el electromiómetro solo usa un tipo de circuito integrado, el TL074 que por sus características de alta impedancia de entrada y bajo ruido es el mejor del mercado, pero esto no evita que pueda ser directamente substituido al menos por el TL084 y el LM324 sin que sus características se vean muy afectadas. Por otro lado su sencillez de construcción y calibración lo hacen ideal para su producción en serie, la cual está planeada para llevarse a cabo inmediatamente después de concluida su evaluación, en donde se encuentra actualmente.

***** MANUALES DE USUARIO Y MANTENIMIENTO.**

A continuación se presentan copias de los manuales de usuario y mantenimiento que se entregan con el Electromiómetro.

MANUAL DE USUARIO

INTRODUCCION:

Felicitaciones en una excelente decisión, el electromiómetro F-01 es un sistema portátil de fácil manejo, que permite medir la actividad eléctrica muscular a cualquier persona en una forma sencilla y rápida. Mostrando la integración de ésta en una barra de leds, pudiendo además graficarla contra el tiempo con ayuda de una computadora personal compatible.

USOS DEL EMM F-01

La actividad eléctrica muscular es básica para la contracción muscular y por lo tanto para originar el movimiento. Por otro lado, la actividad eléctrica registrada, amplificada y analizada puede servir para indicar los programas de rehabilitación de pacientes post-lesión o por pérdidas de parte de los miembros. También en las personas a las que se les adapta una prótesis electromecánica cuyo funcionamiento depende de la propia actividad eléctrica de la parte correspondiente del muñón.

Para el diseño de máquinas y herramientas al permitir analizar el trabajo desarrollado por los diferentes músculos del obrero disminuyendo así la fatiga causada por la posición incorrecta.

CONFIABILIDAD DEL F-01

Los componentes del EMM F-01 fueron cuidadosamente elegidos por su durabilidad, fácil adquisición y versatilidad. Los circuitos integrados tienen las mejores características del mercado pero, en caso de ser necesario, pueden ser sustituidos por circuitos similares.

PREPARANDO EL F-01

Esta parte presenta a usted los componentes del F-01 y describe su forma de uso. Muestra además como conectarlos y ajustarlos para su comodidad.

PARA SU COMODIDAD

El F-01 es fácil de preparar y puede ser ajustado en unos minutos. Una vez colocado el equipo pruebe varios arreglos para mejorar su comodidad y facilidad de operación. El F-01 está diseñado para ser totalmente portátil, se ajusta a una gran variedad de preferencias y situaciones.

DESCRIPCION DE PARTES

El F-01 consta del módulo maestro en donde están los controles de encendido y de sensibilidad. Están además las entradas correspondientes al electrodo y al convertidor analógico-digital así como la barra de leds que indica el nivel de actividad muscular.

Otra de las partes de las que consta el F-01 es el electrodo que es el encargado de recoger la señal eléctrica muscular y llevarla hasta el módulo maestro.

Como equipo opcional se encuentran los programas para capturar y graficar en tiempo real con ayuda de una computadora personal IBM o compatible y un convertidor analógico-digital Lab Master.

UTILIZANDO EL F-01

Conecte el electrodo al módulo maestro; ponga pasta conductora Ventonita en cada una de las tres secciones del electrodo; fije éste al grupo muscular cuya actividad desee medir; para asegurar una buena colocación del electrodo encienda el módulo maestro y relaje el músculo, éste debe apagar todos los leds. Una vez verificado lo anterior inicie su actividad con un esfuerzo máximo y ajuste la perilla para que todos los leds enciendan, éste es el 100 %. Ya está usted listo para empezar a registrar su actividad muscular.

Si cuenta usted con los programas opcionales para PC podrá tener usted esta información en una gráfica, la cual es automáticamente almacenada y puede ser impresa en papel por medio de una impresora común de matriz de puntos.

CUIDADOS DEL F-01

El mantenimiento del F-01 no es diferente a cualquier aparato portátil eléctrico, la humedad en exceso así como las caídas pueden afectar su funcionamiento. En este caso lo más apropiado es mandarlo revisar a personal capacitado.

USO DEL PROGRAMA

Para correr el programa EMM se proporciona un disco con los programas necesarios. Se recomienda usar una copia de este disco y guardar el original. Para entrar al menu teclear EMM, con esto aparece el menú y se puede elegir. Es importante que los nombres de los archivos de captura lleven ".DAT" para el buen funcionamiento del programa. Dentro del disco hay un archivo de

demostración "CYL.DAT" con una actividad de cien y cincuenta por ciento.

Para capturar es necesario primero conectar el módulo maestro al Lab Master por medio del cable bipolar, verificar el buen funcionamiento del F-01 y entonces iniciar la captura. Su duración máxima es de diez minutos, después de los cuales automáticamente el archivo es grabado. Si la captura es cancelada la información se pierde a menos que haya sido elegida la opción de "ALMACENAR Y SALIR". La imagen puede ser congelada y descongelada sin que esto influya en los datos generados y almacenados. Si durante el proceso se ponen marcadores, éstos se representan como líneas verticales al ser recuperada la gráfica.

Para salir del programa es necesario elegir la opción de "TERMINAR", con esto regresa al sistema operativo.

FALLAS Y SOLUCIONES

Si al preparar el F-01 para su uso, los leds no encienden o permanecen todos encendidos:

- a) Realizar cambio de baterías entre ellas.
- b) Realizar cambio de baterías, reemplazar con baterías nuevas.

El electromiómetro fue diseñado y construido bajo el más estricto control de calidad, pero en caso de que habiendo llevado a cabo las acciones anteriores el problema persista, haga llegar el equipo y sus manuales a cualquier persona con conocimientos básicos de electrónica, él sabrá que hacer para que usted disfrute cuanto antes de los beneficios que le proporciona el conocer objetivamente la actividad muscular desarrollada.

GARANTIA

El fabricante garantiza este producto contra defectos en material y mano de obra al comprador original después de noventa (90) días de efectuada la operación, sujeto a los siguientes términos y condiciones.

Durante el periodo de garantía (90 días) el fabricante según su propia conveniencia, reparará o reemplazará las partes dañadas.

Para obtener este servicio debe notificar inmediatamente por escrito a su distribuidor autorizado durante el periodo de garantía. Debe primero contar con un número de autorización expedido por el distribuidor que hizo la venta. Luego anexar al producto:

- 1.- Nombre, dirección y número telefónico,
- 2.- el número de autorización,
- 3.- una descripción del problema, y
- 4.- prueba de la fecha de compra.

Con lo anterior anexado, entregar el producto al distribuidor, él lo hará llegar al fabricante para dar pronta solución a su problema.

Si no puede o es difícil contactar a su distribuidor debe usted dirigirse directamente al fabricante.

Esta garantía no se aplica si el producto ha sido dañado por accidente, abuso o alteración del mismo.

MANUAL DE MANTENIMIENTO

INTRODUCCION:

Este manual es una guía para el mantenimiento del electromiómetro modelo F-01. Contiene información para servicio, mantenimiento general, pruebas de calibración y mantenimiento correctivo. También incluye una lista del equipo requerido.

INFORMACION DE SERVICIO

El fabricante garantiza este producto contra defectos en material y mano de obra al comprador original después de noventa (90) días de efectuada la operación, sujeto a los siguientes términos y condiciones.

Durante el periodo de garantía (90 días) el fabricante según su propia conveniencia, reparará o reemplazará las partes dañadas.

Para obtener este servicio debe notificar inmediatamente por escrito a su distribuidor autorizado durante el periodo de garantía. Debe primero contar con un número de autorización expedido por el distribuidor que hizo la venta. Luego anexar al producto:

- 1.- Nombre, dirección y número telefónico,
- 2.- el número de autorización,
- 3.- una descripción del problema, y
- 4.- prueba de la fecha de compra.

Con lo anterior anexado, entregar el producto al distribuidor, él lo hará llegar al fabricante para dar pronta solución a su problema.

Si no puede o es difícil contactar a su distribuidor debe usted dirigirse directamente al fabricante.

Esta garantía no se aplica si el producto ha sido dañado por accidente, abuso o alteración del mismo.

INFORMACION GENERAL

NOTA:

Para evitar la contaminación del circuito impreso con grasa de los dedos, maneje los por los costados o use guantes. Si el circuito ya fue contaminado, refiérase al procedimiento de limpieza en este manual.

LISTA DE EQUIPO NECESARIO PARA CALIBRACION Y MANTENIMIENTO

- 1 Osciloscopio con puntas de prueba no atenuadas.
- 1 Generador de funciones con punta de prueba.
- 1 Resistencia de 10 Mega Ohms.
- 1 Resistencia de 8.2 Kilo Ohms.

ACCESO AL CIRCUITO

Para tener acceso al circuito siga las indicaciones siguientes:

- a) Quitar el tornillo de la cubierta.
- b) Usando los dedos levantar la tarjeta principal hasta que quede fuera del gabinete.
- c) Para sacar la tarjeta con leds, despegarla con cuidado de la cubierta.
- d) Para reensamblar siga los pasos inversos.

CAMBIO DE BATERIAS

PRECAUCION

El cambio de baterías solo debe hacerse después de haber retirado los cables del electrodo y del Lab Master de las entradas correspondientes y de haber puesto el interruptor de encendido en la posición de apagado.

Para reemplazar las baterías del F-01 siga el siguiente procedimiento:

- a) Poner el interruptor de encendido en la posición de apagado (0).
- b) Retirar los cables del electrodo del Lab Master de las entradas correspondientes.
- c) Quitar el tornillo de la cubierta y abrir ésta, teniendo así acceso a las baterías.
- d) Con cuidado quitar las terminales de las baterías del conector.
- e) Conectar las baterías de reemplazo en su lugar.
- f) Cerrar la cubierta y asegurarla con el tornillo.

CALIBRACION DEL F-01

La resistencia variable 1 (trimpot 1) ajusta la relación de rechazo de modo común (RRMC) y debido a la importancia que este ajuste tiene para que el equipo conserve sus características y a la dificultad para lograr un ajuste adecuado de éste se recomienda no moverlo, a menos que se haya cambiado el circuito U1.

Para calibrar la RRMC siga el procedimiento siguiente:

- a) Ajustar en el generador de funciones una senoide de 10 Vpp a 60 Hz.
- b) Conectar la tierra del generador a la tierra del F-01 y la señal del generador a las dos entradas del amplificador de entrada.
- c) Ajustar el trimpot 1 hasta que la señal a la salida sea mínima.

El trimpot 2 sirve para corregir voltaje de desajuste (offset) antes del rectificador. Para ajustar siga los pasos siguientes:

- a) Con el generador de funciones ajustar una señal senoidal de 1Vpp a 110 Hz, hacerla pasar por un divisor de voltaje, donde $R1=10\ 000\ 000\ \text{Ohms}$ y $R2=8\ 200\ \text{Ohms}$.
- b) Conectar la señal a una de las entradas del F-01 manteniendo la otra entrada a tierra.
- c) Ver con el osciloscopio la señal a la salida del rectificador, en la pata 1 del circuito U2 entre las resistencias R17 y R18.
- d) Ajustar el trimpot 2 hasta que a la salida se tenga la senoide rectificada sin distorsión.

Después de hacer lo anterior, queda otro ajuste de voltaje de offset por hacer.

- a) Conectando la señal de calibración como en el ajuste anterior, tomar la salida de la pata 14 del circuito U2.
- b) Ajustar el trimpot hasta que la base de la senoide rectificada este en cero Volts.

Si después de los ajustes de calibración anteriores el F-01, no funciona correctamente, contacte a su distribuidor para que el nos lo haga llegar, nosotros tendremos mucho gusto en atenderle.

LIMPIEZA

Para limpiar el gabinete se puede usar un lienzo húmedo, cuidando de secar todo exceso de agua. Para limpiar los circuitos se recomienda usar agua desmineralizada y un cepillo suave, puede usarse también algún producto comercial para limpiar circuitos.

GUIA DE FALLAS

SINTOMA

POSIBLE CAUSA

Leds permanentemente apagados

Baterías agotadas, U3, U4,
interruptor de encendido.

Leds permanentemente encendidos

Baterías bajas, U3, U4,
electrodos mal colocados.

Un led permanentemente
encendido

Trimpot 3, electrodos mal
colocados, U4, U5.

Un led permanentemente
apagado

U4, U5, Led 1-led 8,
R37 - R44

LISTA DE PARTES REEMPLAZABLES

REF.DISEÑO	DESCRIPCION	No.CTO.	CANTIDAD
U1-U5	4 Amp. Op.	TLO74	5
U6	Reg.Volt.	LM7905	1

REF.DISEÑO	DESCRIPCION	No.CTO.	CANTIDAD
U7	Reg.Volt.	LM7805	1
R1,R3	Res., 10k, 2%, 1/4W		2
R4,R19	Res., 100k, 5%, 1/4W		2
R5,R6	Res., 39k, 5%, 1/4W		2
R7,R8	Res., 3.9k, 5%, 1/4W		2
R9,R10	Res., 10k, 5%, 1/4W		7
R13-R17			
R11,R12,	Res., 47k, 5%, 1/4W		4
R21,R22			
R18,R20,R26,	Res., 1k, 5%, 1/4W		12
R28-R36			
R23,R24	Res., 680k, 5%, 1/4W		2
R27	Res., 5.6k, 5%, 1/4W		1
R37-R44	Res., 330, 5%, 1/4W		8
C1,C3,C5	Cap., 0.27mic.F, 10%, 125V		3
C2,C4,C6	Cap., 0.15mic.F, 10%, 200V		3
C7,C8	Cap., 0.1mic.F, 10%, 250V		2
D1,D2	Diod., 1N4148		2
ZENER	Diod.Z, 1N748, 4V		1
LED1-LED8	Led, Verd.		8
T1	Res.var., 50k		1
T2,T3	Res.var., 1k		2
P1	Res.var., 10k		1

INFORMACION DE ACCESORIOS

ELECTRODO

El F-01 Utiliza un electrodo triple de plata-cloruro de plata (Ag-AgCl) de tipo flotante, con cables coaxiales y conector de dos canales tipo banana.

PASTA ELECTROLITICA

Cualquiera de las disponibles en el mercado.

CABLE DE CONECCION F-01 - PC

Este es un cable coaxial con un conector BNC en un extremo y un conector de un canal tipo banana en el otro.

PROGRAMA EMM

Este programa se instala fácilmente en cualquier computadora personal IBM o compatible.

CONVERTIDOR ANALOGICO-DIGITAL LAB MASTER

Este es un convertidor comercial de 12 bits de uso común, que sirve de interfase para conectar el F-01 con una PC.

***** APENDICE DE HOJAS TECNICAS.**

TIPOS TL070, TL070A, TL071, TL071A, TL071B
TL072, TL072A, TL072B, TL074, TL074A, TL074B, TL075

AMPLIFICADORES OPERACIONALES CON ENTRADA JFET, DE BAJO RUIDO

20 DEVICES COVER COMMERCIAL, INDUSTRIAL, AND MILITARY TEMPERATURE RANGES

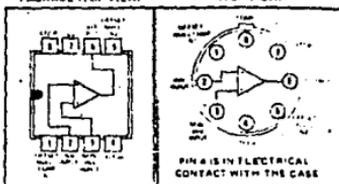
- Low Noise ... $V_n = 18 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ Typ
- Low Harmonic Distortion ... 0.01% Typ
- Wide Common-Mode and Differential Voltage Ranges
- Low Input Bias and Offset Currents
- Output Short-Circuit Protection
- High Input Impedance ... JFET-Input Stage
- Internal Frequency Compensation
- Low Power Consumption
- Latch-Up-Free Operation
- High Slew Rate ... 13 V/ μs Typ

description

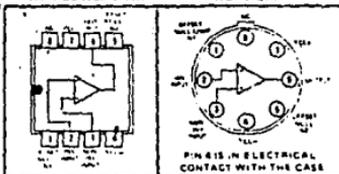
The JFET-input operational amplifiers of the TL071 series are designed as low-noise versions of the TL081 series amplifiers with low input bias and offset currents and fast slew rate. The low harmonic distortion and low noise make the TL071 series ideally suited as amplifiers for high-fidelity and audio preamplifier applications. Each amplifier features JFET-inputs (for high input impedance) coupled with bipolar output stages all integrated on a single monolithic chip.

Device types with an "M" suffix are characterized for operation over the full military temperature range of -55°C to 125°C , those with an "I" suffix are characterized for operation from -25°C to 85°C , and those with a "C" suffix are characterized for operation from 0°C to 70°C .

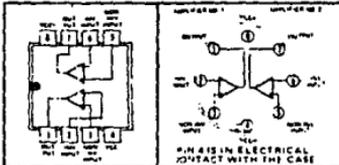
TL070, TL070A
J0 OR P DUAL-IN-LINE PACKAGE (TOP VIEW) L PLUG IN PACKAGE (TOP VIEW)



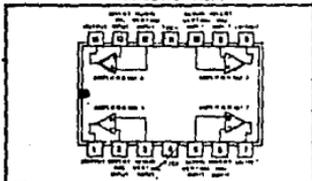
TL071, TL071A, TL071B
J0 OR P DUAL-IN-LINE PACKAGE (TOP VIEW) L PLUG IN PACKAGE (TOP VIEW)



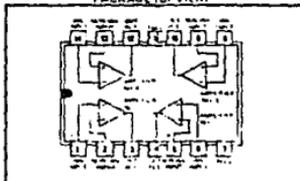
TL072, TL072A, TL072B
J0 OR P DUAL-IN-LINE PACKAGE (TOP VIEW) L PLUG IN PACKAGE (TOP VIEW)



TL074, TL074A, TL074B
J0 OR N DUAL-IN-LINE PACKAGE (TOP VIEW)

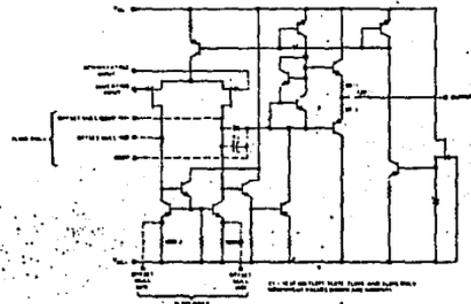


TL075
N DUAL-IN-LINE PACKAGE (TOP VIEW)



TIPOS TL070, TL070A, TL071, TL071A, TL071B
TL072, TL072A, TL072B, TL074, TL074A, TL074B, TL075
AMPLIFICADORES OPERACIONALES CON ENTRADA JFET, DE BAJO RUIDO

schematic (each amplifier)



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

	TL07_M	TL07_L	TL07_C TL07_AC TL07_BC	UNIT
Supply voltage, V_{CC} (see Note 1)	18	18	18	V
Supply voltage, V_{EE} (see Note 1)	-18	-18	-18	V
Differential input voltage (see Note 2)	±30	±30	±30	V
Input voltage (see Notes 1 and 3)	±15	±15	±15	V
Duration of output short circuit (see Note 4)	Unlimited	Unlimited	Unlimited	
Continuous total dissipation at or below 25°C free-air temperature (see Note 5)	J, JG, N, or P Package	680	680	mW
	L Package	625	625	625
Operating free-air temperature range	-55 to 175	-25 to 25	0 to 70	°C
Storage temperature range	-65 to 150	-65 to 150	-65 to 150	°C
Lead temperature 1/16 inch from case for 60 seconds	J, JG, or L Package	300	300	°C
Lead temperature 1/16 inch from case for 10 seconds	N or P Package	260	260	°C

- NOTES: 1. All voltage values, except differential voltages, are with respect to the zero reference level (ground) of the supply voltages where the zero reference level is the midpoint between V_{CC} and V_{EE} .
2. Differential voltages are at the noninverting input terminal with respect to the inverting input terminal.
3. The magnitude of the input voltage must never exceed the magnitude of the supply voltage or 15 volts, whichever is less.
4. The output may be shorted to ground or to either supply. Temperature and/or supply voltages must be limited to ensure that the dissipation rating is not exceeded.
5. For operation above 25°C free air temperature, refer to Dissipation Derating Table.

DISSIPATION DERATING TABLE

PACKAGE	POWER RATING	DERATING FACTOR	ABOVE T_A
J	680 mW	8.2 mW/°C	67°C
JG	680 mW	6.8 mW/°C	47°C
L	625 mW	5.0 mW/°C	25°C
N	680 mW	9.2 mW/°C	76°C
P	680 mW	8.0 mW/°C	65°C

DEVICE TYPES, SUFFIX VERSIONS, AND PACKAGES

	TL070	TL071	TL072	TL074	TL075
TL07_M	JG, L	JG, L	JG, L	J	*
TL07_L	JG, L, P	JG, L, P	JG, L, P	JN	*
TL07_C	JG, L, P	JG, L, P	JG, L, P	JN	N
TL07_AC	JG, L, P	JG, L, P	JG, L, P	JN	*
TL07_BC	*	JG, L, P	JG, L, P	JN	*

*These combinations are not defined in the data sheet.



TEXAS INSTRUMENTS

151

TIPOS TL070, TL070A, TL071, TL071A, TL071B
TL072, TL072A, TL072B, TL074, TL074A, TL074B, TL075

AMPLIFICADORES OPERACIONALES CON ENTRADA JFET, DE BAJO RUIDO

Electrical Characteristics, $V_{CC} = \pm 15\text{ V}$

PARAMETER	TEST CONDITIONS ¹	TL070, TL071		TL072, TL074		TL073, TL075		UNITS	
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX		
V_{iQ} Input offset voltage	$R_G = 20\ \Omega$, $T_A = 25^\circ\text{C}$	*70, *71, *72, *75†		3	6	3	10	mV	
		**70A, *71A, *72A, *74A		3	6	3	10		
		*71B, **72B, *74B							
		*70, *71, *72, *75†		3	6	3	13		
		*74		15	6	13			
V_{iO} Temperature coefficient of input offset voltage	$R_G = 50\ \Omega$, $T_A = \text{full range}$	*70A, *71A, *72A, *74A					7.5	$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$	
		*71B, **72B, *74B					8		
		*70, *71, *72, *74, *75†		10		10			
		*70A, *71A, *72A, *74A		10		10			
I_{iQ} Input offset current I	$T_A = 25^\circ\text{C}$	*70, *71, *72, *74, *75†		0	50	0	50	μA	
		*70A, *71A, *72A, *74A					5		
		*71B, **72B, *74B					5		
		*70, *71, *72, *74, *75†		20		10			
		*70A, *71A, *72A, *74A					3		
I_{iO} Input bias current I	$T_A = 25^\circ\text{C}$	*70, *71, *72, *74, *75†		30	300	30	300	μA	
		*70A, *71A, *72A, *74A					30		
		*71B, **72B, *74B					30		
		*70, *71, *72, *74, *75†		50		20			
V_{iCR} Common-mode input voltage range	$T_A = 25^\circ\text{C}$	*70, *71, *72, *74, *75†		± 12		± 12		V	
		*70A, *71A, *72A, *74A					± 13		
		*71B, **72B, *74B					± 13		
		*70, *71, *72, *74, *75†					± 13		
V_{OPP} Maximum peak-to-peak output voltage swing	$T_A = 25^\circ\text{C}$, $R_L \geq 10\ \text{k}\Omega$	*70, *71, *72, *74, *75†		24	27	24	27	V	
		*70A, *71A, *72A, *74A		24		24			
		*71B, **72B, *74B		20	24	20	24		
A_{VOD} Large signal differential voltage amplification	$R_L \geq 2\ \text{k}\Omega$, $V_O = \pm 10\ \text{V}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$	*70, *71, *72, *74, *75†		80	200	80	200	V/mV	
		*70A, *71A, *72A, *74A					80		
		*71B, **72B, *74B					80		
		*70, *71, *72, *74, *75†		38		25			
		*70A, *71A, *72A, *74A					25		
f_u Unity gain bandwidth	$T_A = 25^\circ\text{C}$, $R_L = 10\ \text{k}\Omega$	*70, *71, *72, *74, *75†		3		3		MHz	
		*70A, *71A, *72A, *74A					10		
CMRR Common-mode rejection ratio	$R_G \leq 10\ \text{k}\Omega$, $T_A = 25^\circ\text{C}$	*70, *71, *72, *74, *75†		80	86	80	86	dB	
		*70A, *71A, *72A, *74A					80		
		*71B, **72B, *74B					80		
		*70, *71, *72, *74, *75†		80	86	80	86		
A_{VCMR} Supply voltage rejection ratio ($\Delta V_{CC}/\Delta V_{iO}$)	$R_G \leq 10\ \text{k}\Omega$, $T_A = 25^\circ\text{C}$	*70, *71, *72, *74, *75†		80	86	80	86	dB	
		*70A, *71A, *72A, *74A					80		
		*71B, **72B, *74B					80		
		*70, *71, *72, *74, *75†					80		
I_{CC} Supply current (per amplifier)	$T_A = 25^\circ\text{C}$	No load, No signal		1.4	2.5	1.4	2.5	mA	
		$A_{VD} = 100$, $T_A = 25^\circ\text{C}$		1.30		1.30			

¹All other characteristics are specified under these test conditions unless otherwise noted. Full range for T_A is -55°C to 125°C for TL070, TL071, TL072, TL073, TL074, TL075, and 0°C to 70°C for TL070A, TL071A, TL072A, TL073A, TL074A, TL075A.

²Types TL071B and TL075B are not defined by this data sheet.

³Exact bias currents of a JFET input operational amplifier are normal junction leakage currents, which are temperature sensitive as shown in Figure 10. Pulse techniques must be used that will maintain the junction temperatures as close to the ambient temperature as possible.



TL070, TL072A, TL071, TL071A, TL071B
 TL072, TL072A, TL072B, TL074, TL074A, TL074B, TL075
 AMPLIFICADORES OPERACIONALES CON ENTRADA JFET, DE BAJO RUIDO

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

PARAMETER	TEST CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNIT
A_{v1}	Low-Frequency Gain	$V_i = 10\text{ mV}$, $C_L = 100\text{ pF}$, See Figure 1	13		V/V
t_r	Rise Time	$V_i = 20\text{ mV}$, $C_L = 100\text{ pF}$, See Figure 1	0.1		μs
V_{os}	Offset Voltage	$R_g = 100\text{ }\Omega$, $f = 1\text{ kHz}$	18		$\mu\text{V}/R_g$
V_{os}	Equivalent Input Noise Voltage	$R_g = 100\text{ }\Omega$, $f = 10\text{ Hz to }10\text{ kHz}$	4		$\mu\text{V}/\sqrt{\text{Hz}}$
i_{os}	Equivalent Input Noise Current	$R_g = 100\text{ }\Omega$, $f = 1\text{ kHz}$	0.01		$\text{pA}/\sqrt{\text{Hz}}$
THD	Total Harmonic Distortion	$V_{(rms)} = 10\text{ V}$, $R_L = 2\text{ k}\Omega$, $f = 1\text{ kHz}$	0.01%		

PARAMETER MEASUREMENT INFORMATION

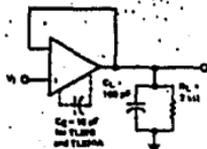


FIGURE 1—UNITY-GAIN AMPLIFIER

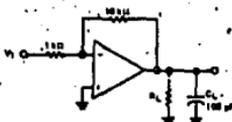


FIGURE 2—GAIN-OF-18 INVERTING AMPLIFIER

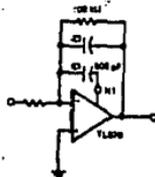


FIGURE 3—FEED-FORWARD COMPENSATION

INPUT OFFSET VOLTAGE NULL CIRCUITS

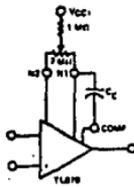


FIGURE 4

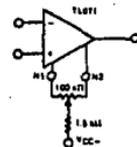


FIGURE 5



TEXAS INSTRUMENTS

TIPOS TL070, TL070A, TL071, TL071A, TL071B
 TL072, TL072A, TL072B, TL072C, TL072D, TL072E, TL073

AMPLIFICADORES OPERACIONALES CON ENTRADA JFET, DE BAJO RUIDO

TYPICAL CHARACTERISTICS¹

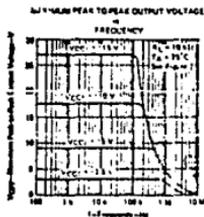


FIGURE 6



FIGURE 7

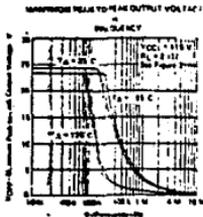


FIGURE 8

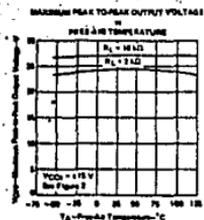


FIGURE 9

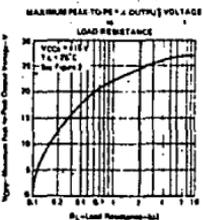


FIGURE 10

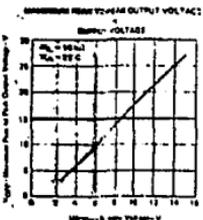


FIGURE 11

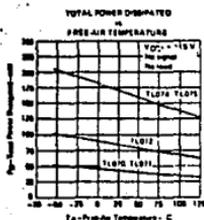


FIGURE 12

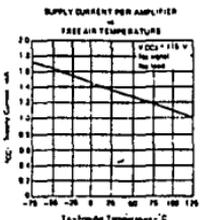


FIGURE 13

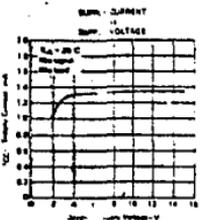


FIGURE 14

¹Data at high and low temperatures are applicable only within the rated operating temperature range, and are for a standard device. A 10- μ F compensation capacitor is used with TL070 and TL070A.



TIPOS TL070, TL070A, TL071, TL071A, TL072, TL072A, TL072B, TL074, TL074A, TL074B, TL075

AMPLIFICADORES OPERACIONALES CON ENTRADA JFET, DE BAJO RUIDO

TYPICAL CHARACTERISTICS

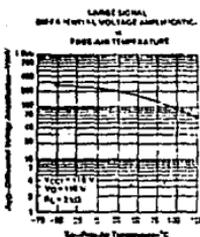


FIGURE 15

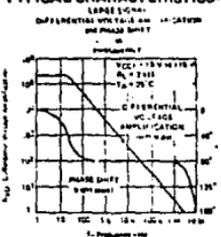


FIGURE 16

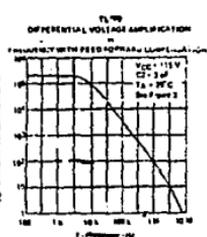


FIGURE 17



FIGURE 18

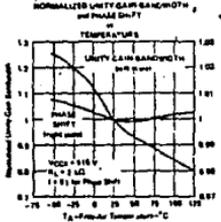


FIGURE 19

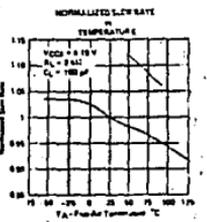


FIGURE 20

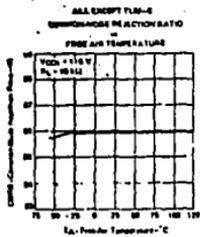


FIGURE 21

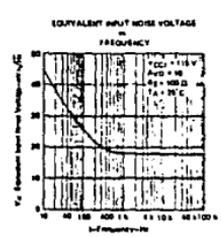


FIGURE 22

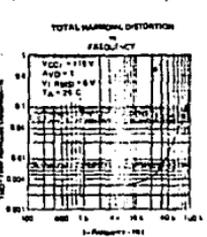


FIGURE 23

Data at high and low temperatures are applicable only within the rated operating free-air temperature range of the various devices. A 10-pF compensation capacitor is used with TL070 and TL072A.



TEXAS INSTRUMENTS



Voltage Regulators

LM78XX Series Voltage Regulators

General Description

The LM78XX series of three terminal regulators is available with several fixed output voltages making them suitable in a wide range of applications. One of these is load on card regulation, eliminating the distribution problems associated with single point regulation. The voltages available allow these regulators to be used in logic systems, instrumentation, HIFI, and other solid state electronic equipment. Although designed primarily as fixed voltage regulators these devices can be used with external components to obtain adjustable voltages and currents.

The LM78XX series is available in an aluminum TO-3 package which will allow over 1.0A load current if adequate heat sinking is provided. Current limiting is included to limit the peak output current to a safe value. Safe area protection for the output transistor is provided to limit internal power dissipation. If internal power dissipation becomes too high for the heat sinking provided, the thermal shutdown circuit takes over preventing the IC from overheating.

Considerable effort was expended to make the LM78XX series of regulators easy to use and minimize the number

of external components. It is not necessary to bypass the output, although this does improve transient response. Input bypassing is needed only if the regulator is located far from the filter capacitor of the power supply.

For output voltage other than 5V, 12V and 15V the LM1117 series provides an output voltage range from 1.2V to 57V.

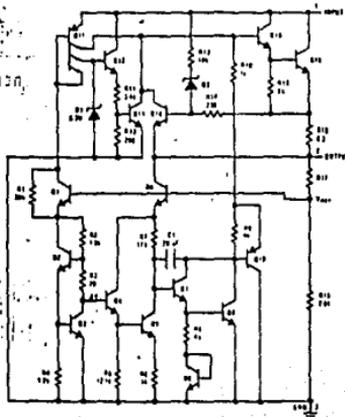
Features

- Output current in excess of 1A
- Internal thermal overload protection
- No external components required
- Output transistor safe area protection
- Internal short circuit current limit
- Available in the aluminum TO-3 package

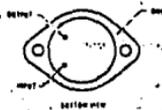
Voltage Range

LM7805C	5V
LM7812C	12V
LM7815C	15V

Schematic and Connection Diagrams

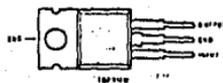


Metal Can Package
TO-3 (K)
Aluminum



Order Numbers
LM7805CK
LM7812CK
LM7815CK
See Package KCD2A

Plastic Package
TO-220 (T)



Order Numbers
LM7805CT
LM7812CT
LM7815CT
See Package T02B

Input Voltage ($V_O = 5V, 12V$ and $15V$) — 35V
 Internal Power Dissipation (Note 1) Internally Limited
 Operating Temperature Range (T_A) 0°C to $+70^\circ\text{C}$
 Maximum Junction Temperature
 (K Package) 150°C
 (T Package) 125°C
 Storage Temperature Range -85°C to $+150^\circ\text{C}$
 Lead Temperature (Soldering, 10 seconds)
 TO-3 Package K 300°C
 TO-220 Package T 230°C

Electrical Characteristics LM78XXC (Note 2) $0^\circ\text{C} < T_J < 125^\circ\text{C}$ unless otherwise noted.

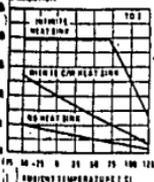
OUTPUT VOLTAGE		5V	12V	15V						
INPUT VOLTAGE (unless otherwise noted)		10V	19V	23V						
PARAMETER	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX
V_O Output Voltage	$T_J = 25^\circ\text{C}, 5\text{ mA} < I_O < 1\text{ A}$	4.8	5	5.2	11.5	12	12.5	14.4	15	15.6
	$P_O < 15W, 5\text{ mA} < I_O < 1\text{ A}$ $V_{MIN} < V_{IN} < V_{MAX}$	4.75 (7 < $V_{IN} < 20$)	5.25		11.4 (14.5 < $V_{IN} < 27$)	12.6		14.25 (17.5 < $V_{IN} < 30$)	15.75	
ΔV_O Line Regulation	$I_O = 500\text{ mA}$	$T_J = 25^\circ\text{C}$	3	50	4	120	4	150	4	150
		$0^\circ\text{C} < T_J < +125^\circ\text{C}$	3	50	15	120	18	150	18	150
	$I_O < 1\text{ A}$	$T_J = 25^\circ\text{C}$	3	50	3	120	3	150	3	150
		$0^\circ\text{C} < T_J < +125^\circ\text{C}$	3	50	15	120	18	150	18	150
ΔV_O Load Regulation	$T_J = 25^\circ\text{C}$	5	50	10	120	5	120	12	150	
	$5\text{ mA} < I_O < 1\text{ A}, 0^\circ\text{C} < T_J < +125^\circ\text{C}$	5	50	25	120	5	120	25	150	
I_O Quiescent Current	$I_O < 1\text{ A}$	8	8	8.5	8	8	8.5	8	8	8.5
	$5\text{ mA} < I_O < 1\text{ A}$	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5
ΔI_O Quiescent Current Change	$T_J = 25^\circ\text{C}, I_O < 1\text{ A}$ $V_{MIN} < V_{IN} < V_{MAX}$	1	1	1	1	1	1	1	1	1
	$I_O = 500\text{ mA}, 0^\circ\text{C} < T_J < +125^\circ\text{C}$ $V_{MIN} < V_{IN} < V_{MAX}$	1	1	1	1	1	1	1	1	1
V_N Output Noise Voltage	$T_A = 25^\circ\text{C}, 10\text{ Hz} < f < 100\text{ kHz}$	40	40	40	75	75	75	90	90	90
	$f = 120\text{ Hz}$	62	80	62	55	72	55	64	70	64
$\frac{\Delta V_{IN}}{\Delta V_{OUT}}$ Ripple Rejection	$I_O < 1\text{ A}, T_J = 25^\circ\text{C}$ or $I_O = 500\text{ mA}$	62	80	62	55	72	55	64	70	64
	$0^\circ\text{C} < T_J < +125^\circ\text{C}$ $V_{MIN} < V_{IN} < V_{MAX}$	18	40	18	15	25	18	25	18	25
R_O Output Resistance	$T_J = 25^\circ\text{C}, I_{OUT} = 1\text{ A}$	2.0	2.0	2.0	2.0	2.0	2.0	2.0	2.0	2.0
	$f = 1\text{ kHz}$	8	8	8	16	16	16	19	19	19
	$T_J = 25^\circ\text{C}$	2.1	2.1	2.1	1.5	1.5	1.5	1.2	1.2	1.2
	$T_J = 25^\circ\text{C}$	2.4	2.4	2.4	2.4	2.4	2.4	2.4	2.4	2.4
Average TC of V_{OUT}	$0^\circ\text{C} < T_J < +125^\circ\text{C}, I_O = 5\text{ mA}$	0.8	0.8	0.8	1.5	1.5	1.5	1.8	1.8	1.8
V_{IN} Input Voltage Required to Maintain Line Regulation	$T_J = 25^\circ\text{C}, I_O < 1\text{ A}$	7.5	7.5	7.5	14.6	14.6	14.6	17.7	17.7	17.7

NOTE 1: Thermal resistance of the TO-3 package (K, KCI) is typically $4^\circ\text{C}/\text{W}$ junction to case and $35^\circ\text{C}/\text{W}$ case to ambient. Thermal resistance of the TO-220 package (T) is typically $4^\circ\text{C}/\text{W}$ junction to case and $50^\circ\text{C}/\text{W}$ case to ambient.

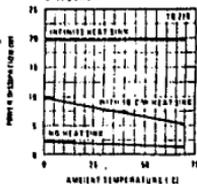
NOTE 2: All characteristics are measured with capacitor across the output of $0.22\ \mu\text{F}$, and a capacitor across the input of $0.1\ \mu\text{F}$. All characteristics except noise voltage and ripple rejection ratio are measured using pulse techniques (rise < 10 ns, duty cycle < 5%). Output voltage change due to change in input temperature must be taken into account separately.

Performance Characteristics

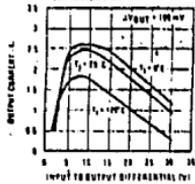
Maximum Average Power Dissipation



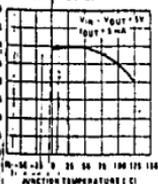
Maximum Average Power Dissipation



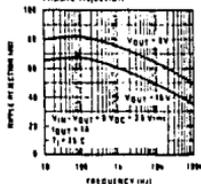
Peak Output Current



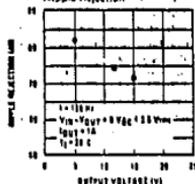
Output Voltage (Normalized to 1V at $T_j = 25^\circ\text{C}$)



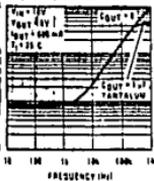
Ripple Rejection



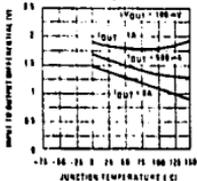
Ripple Rejection



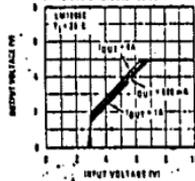
Output Impedance



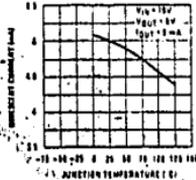
Dropout Voltage



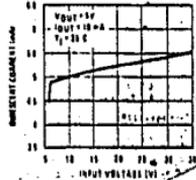
Dropout Characteristics



Quiescent Current



Quiescent Current



LM79XX Series 3-Terminal Negative Regulators
General Description

The LM79XX series of 3-terminal regulators is available with fixed output voltages of $-5V$, $-12V$, and $-15V$. These devices need only one external component—a compensation capacitor at the output. The LM79XX series is packaged in the TO-220 power package and is capable of supplying 1.5A of output current.

These regulators employ internal current limiting, safe area protection and thermal shutdown for protection against virtually all overload conditions.

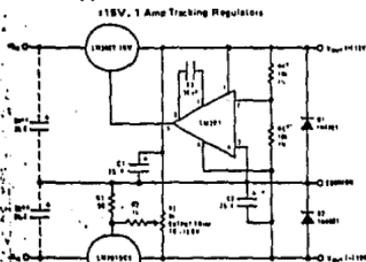
Low ground pin current of the LM79XX series allows output voltage to be easily boosted above the preset value with a resistor divider. The low quiescent current

drawn of these devices with a specified maximum change with line and load ensures good regulation in the voltage boosted mode.

For applications requiring other voltages, see LM137 data sheet.

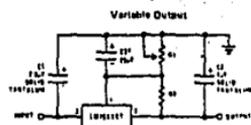
Features

- Thermal, short circuit and safe area protection
- High ripple rejection
- 1.5A output current
- 4% preset output voltage

Typical Applications

Performance (Typical)

Load Regulation at $\Delta I_L = 1A$	1-15V	±15V
Output Ripple, $C_{OUT} = 3000\mu F$, $I_L = 1A$	100mVrms	2mV
Temperature Stability	50mV	100mVrms
Output Noise 10 Hz $\leq f \leq 10$ kHz	150mVrms	50mV

- *Resistor tolerance of R4 and R5 determine matching of (+) and (-) outputs
- **Necessary only if raw supply filter capacitors are more than 3" from regulators



*Improved transient response and ripple rejection. Do not increase beyond 50µF.

$$V_{OUT} = V_{SET} \left(\frac{R1 + R2}{R2} \right)$$

Select R2 as follows

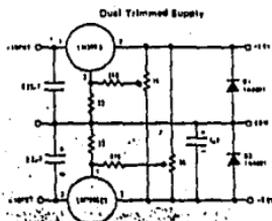
LM7905CT	300Ω
LM7912CT	750Ω
LM7915CT	1k

Fixed Regulator


*Required if regulator is separated from filter capacitor by more than 3".
†For value given, capacitor must be solid tantalum. 25µF aluminum electrolytic may be substituted.

‡Required for stability. For value given, capacitor must be solid tantalum. 25µF aluminum electrolytic may be substituted. Values given may be increased without limits.

§For output capacitance in excess of 100µF, a high current diode from input to output (1N4001, etc) will protect the regulator from momentary input shorts.



Absolute Maximum Ratings

Input Voltage	
($V_O = 5V$)	-35V
($V_O = 12V$ and $15V$)	-40V
Input-Output Differential	
($V_O = 5V$)	25V
($V_O = 12V$ and $15V$)	30V
Power Dissipation	Internally Limited
Operating Junction Temperature Range	0°C to +125°C
Storage Temperature Range	-65°C to +150°C
Lead Temperature (Soldering, 10 seconds)	230°C

Electrical Characteristics

Conditions unless otherwise noted: $I_{OUT} = 500\text{ mA}$, $C_{IN} = 2.2\mu\text{F}$, $C_{OUT} = 1\mu\text{F}$,
 $0^\circ\text{C} \leq T_J \leq +125^\circ\text{C}$, Power Dissipation $\leq 15\text{W}$.

PART NUMBER		LM7905C			UNITS
OUTPUT VOLTAGE		5V			
INPUT VOLTAGE (unless otherwise specified)		-10V			
PARAMETER	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	
V_O Output Voltage	$T_J = 25^\circ\text{C}$	-4.8	-5.0	-5.2	V
	$5\text{ mA} \leq I_{OUT} \leq 1\text{ A}$, $P \leq 15\text{ W}$	-4.75		-5.25	V
		(-20 $\leq V_{IN} \leq -7$)			V
ΔV_O Line Regulation	$T_J = 25^\circ\text{C}$, (Note 2)		8	50	mV
		(-25 $\leq V_{IN} \leq -7$)			V
		2			mV
		(-12 $\leq V_{IN} \leq -8$)			V
ΔV_O Load Regulation	$T_J = 25^\circ\text{C}$, (Note 2)		15	100	mV
	$5\text{ mA} \leq I_{OUT} \leq 1.5\text{ A}$				mV
	$250\text{ mA} \leq I_{OUT} \leq 750\text{ mA}$		5	50	mV
I_Q Quiescent Current	$-I_J = 25^\circ\text{C}$		1	2	mA
ΔI_Q Quiescent Current Change	With Line			0.5	mA
	With Load, $5\text{ mA} \leq I_{OUT} \leq 1\text{ A}$			0.5	mA
V_N Output Noise Voltage	$T_A = 25^\circ\text{C}$, 10 Hz $\leq f \leq 100\text{ Hz}$			125	μV
Ripple Rejection	$f = 120\text{ Hz}$	54	66		dB
		(-18 $\leq V_{IN} \leq -8$)			V
Dropout Voltage	$T_J = 25^\circ\text{C}$, $I_{OUT} = 1\text{ A}$		1.1		V
$I_{O\text{MAX}}$ Peak Output Current	$T_J = 25^\circ\text{C}$		2.2		A
Average Temperature Coefficient of Output Voltage	$I_{OUT} = 5\text{ mA}$, 0°C $\leq T_J \leq 100^\circ\text{C}$		0.4		mV/°C

Electrical Characteristics (Continued) Conditions unless otherwise noted: $I_{OUT} = 500\text{ mA}$, $C_{IN} = 2.2\mu\text{F}$, $C_{OUT} = 1\mu\text{F}$, $0^\circ\text{C} \leq T_J \leq 125^\circ\text{C}$, Power Dissipation = 1.5W

PART NUMBER			LM7912C			LM7915C			UNITS
OUTPUT VOLTAGE			12V			15V			
INPUT VOLTAGE (unless otherwise specified)			-19V			-23V			
PARAMETER	CONDITIONS		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
V_O	Output Voltage	$T_J = 25^\circ\text{C}$ $5\text{ mA} \leq I_{OUT} \leq 1\text{ A}$, $P \leq 1.5\text{ W}$	11.5 11.4	12.0 12.6	12.5 12.6	14.4 14.25	15.0 15.75	15.6 15.75	V
ΔV_O	Line Regulation	$T_J = 25^\circ\text{C}$, (Note 2)		5 ($1.30 \leq V_{IN} \leq 14.5$)	80 ($1.30 \leq V_{IN} \leq 14.5$)		5 ($1.30 \leq V_{IN} \leq 17.5$)	100 ($1.30 \leq V_{IN} \leq 17.5$)	mV V mV V
ΔV_O	Load Regulation	$T_J = 25^\circ\text{C}$, (Note 2) $5\text{ mA} \leq I_{OUT} \leq 1.5\text{ A}$ $250\text{ mA} \leq I_{OUT} \leq 750\text{ mA}$		15 16 5	200 200 75		15 16 5	200 200 75	mV mV mV
I_Q	Quiescent Current	$T_J = 25^\circ\text{C}$		1.5	3		1.5	3	mA
ΔI_Q	Quiescent Current Change	With Load With Load, $5\text{ mA} \leq I_{OUT} \leq 1\text{ A}$			0.5 ($1.30 \leq V_{IN} \leq 14.5$) 0.5			0.5 ($1.30 \leq V_{IN} \leq 17.5$) 0.5	mA V mA
V_n	Output Noise Voltage	$T_A = 25^\circ\text{C}$, 10 Hz $\leq f \leq$ 100 Hz			300			375	μV
	Ripple Rejection	$f = 120\text{ Hz}$	54	70		54	70		dB V
	Dropout Voltage	$T_J = 25^\circ\text{C}$, $I_{OUT} = 1\text{ A}$		1.1			1.1		V
$I_{O(MAX)}$	Peak Output Current	$T_J = 25^\circ\text{C}$		2.2			2.2		A
	Average Temperature Coefficient of Output Voltage	$I_{OUT} = 5\text{ mA}$, $0^\circ\text{C} \leq T_J \leq 100^\circ\text{C}$		0.8			-1.0		mV/°C

Note 1: For calculations of junction temperature rise due to power dissipation, thermal resistance junction to ambient (θ_{JA}) is 60°C/W (see pins) and 5°C/W (silicon lead pins).

Note 2: Regulation is measured at a constant junction temperature by pulse testing with a low duty cycle. Changes in output voltage due to heating effects must be taken into account.

Introduction

The Lab Master provides:

- From 8 to 256 channels for analog-to-digital conversion
- 12, 14, or 16 bit resolution
- 30, 40, or 100 KHz conversion rate
- 2 independent digital-to-analog conversion channels
- 5 16-bit timer/counters
- 24 digital input/output lines
- A/D converter in remote enclosure which can be located close to source of analog signals
- I/O or memory mapped
- Full One Year Warranty

The Lab Master converts your Personal Computer to a multi-function laboratory analysis tool. To create the Lab Master, Scientific Solutions studied the requirements of many laboratory data-processing and real-time control environments and built the board with functions sophisticated and flexible enough to meet all of them.

We concluded that the laboratory requirements are fourfold:

- (1) The processor must be able to deal with analog information in the form of voltages which change continuously over time—to interpret it, alter it, and store it. The variation in temperature values over time is an example of analog information.
- (2) The processor also must be able to exert analog influences (in the form of controlled voltages) on external devices, influences which fluctuate continuously and are not directly expressible as digital quantities. Such an influence might vary a force exerted on a metal sample, or cause variation in the concentration of a solution.
- (3) A means should be provided to accept and supply numeric and logical data, any data which can be expressed digitally. The ON/OFF state of an electronic device is a typical example.
- (4) A sophisticated system must be included whereby the extremely time-sensitive nature of many laboratory experiments and analysis can be dealt with. Data must be sampled at precise intervals and events must be counted systematically. It must be possible to count and time several independent events simultaneously.

The Lab Master is streamlined specifically for the four functions above. It accomplishes them through sophisticated technology, combining them in a Personal Computer expansion board which is perfectly tailored to laboratory applications. A highly adaptable software option called LAB-PAC provides a ready-made interface for the Lab Master. Instructions are included with Lab Master for user programming.

Standard Features

ANALOG to DIGITAL

- 16 single-ended or 8 true differential inputs
- 12-bit resolution
- 30 KHz conversion rate standard
- Jumper selectable input ranges: $1 \pm 10V$, 0 to $+10V$
- Output formats: two's complement, binary
- Provision for expansion to 256 single-ended channels or 128 differential channels
- External trigger of A/D under computer control
- Repetitive automatic channel incrementing on any block of consecutive channels.
- Utilizes vectored interrupts or status test of A/D
- Provision for synchronizing A/Ds on multiple Lab Masters
- Data is latched, providing pipelining for higher throughput
- Includes high-speed sample-and-hold and precision multiplexer

DIGITAL to ANALOG

- 2 Independent Digital to Analog Converters (DACs)
- 12-bit resolution
- 5 microsecond settling time
- Independent jumper-selectable output ranges: $\pm 2.5V$, $\pm 5V$, $\pm 10V$, 0 to $+5V$, 0 to $+10V$
- Only 2 software instructions required for conversion
- Two's complement input
- Each DAC holds previous value until an entire new word is presented to it

TIMER

- 5 independent 16 bit counters (cascadable)
- 16 lines available for external use
- Time of day with 1/100 sec resolution
- Event counter (speeds up to 5MHz)
- Alarm comparators on 2 counters
- One shot or continuous frequency outputs
- Complex duty cycle and frequency shift keying outputs
- Programmable gating and count source selection
- Vectored interrupts provided

- Internal timing with 1 microsecond precision
- Can start A/D conversions and can also be used independently for time of day, event counting, frequency-shift keying and many other applications

DIGITAL IN/DIGITAL OUT

- 24 parallel I/O lines programmable in groups of 8 or 12
- May be jumpered to interrupt the CPU when ready for more data or when the input buffer is full
- Uses Intel 8255
- 3 modes of operation: 3 input or output ports; 2 input or output ports with handshaking; bidirectional I/O port with handshaking
- Can trigger on external events
- Provides status information for an external device or receives numeric and alphanumeric data

Options

- Four cables
- LABPAC Software

A/D Options

- Programmable gain up to 2000 to produce smaller Full Scale Ranges (FSR) of 10V to 5mV, permitting low level sensors such as thermocouples, pressure sensors and strain gauges to be directly connected to the module input.†
- PGL provides gains of 1, 2, 4, 8; FSR of 10V, 5V, 2.5V, 1.25V, selected through software.
- PGL provides gains of 1, 10, 100, 500; FSR of 10V, 1V, 100mV, 20mV, selected through software.
- PRK provides gains up to 2000—FSR from 10V to 5mV, selected by a resistor placed on the board.
- 14-bit accuracy * †
- 16-bit accuracy * †
- 40 KHz conversion rate *
- 80 KHz conversion rate *
- Screw terminal and signal conditioning panel with optional thermocouple cold junction compensation and rack mount enclosure
- Complete channel to channel isolation up to $\pm 250V$ with $\pm 250V$ of common mode range * †
- TM-AD231 Expansion Boards for up to 256 single-ended or 128 differential input A/D channels

* Cannot be mixed with other * options

Specifications

Bus:	IBM Personal Computer
Slots:	One slot in IBM PC or Expansion Chassis
Address:	Switch-selectable (uses 16 locations)
Power:	1.18 A @ +5 V 11 mA @ +12 V 39 mA @ -12 V
Load:	1 TTL load/bus line max

ANALOG INPUTS

Input voltage (FSR*) $\pm 10V$, 0 to +10V. Maximum input voltage for proper operation $\pm 10V$. Input current (per channel) 1nA @ 25°C typ; 40nA @ 70°C. Input impedance >100 M Ω . Source impedance <1k Ω . Input capacitance <10pF for 'off' channel, <100pF for 'on' channel. Input fault current (power off or MUX failure) Internally limited to 20mA. Mechanical - Input cable 40 pin ribbon cable socket (T&B Ansley part 609-4000N).

ACCURACY

Relative accuracy $\pm 0.025\%$ FSR* @ 30KHz throughput rate (includes 5 μ sec ext. timing) for MUX settling and sample-and-hold acquisition time and 28 μ sec for A/D conversion time). Absolute accuracy Same as relative accuracy. Inherent quantizing error $\pm 1/2$ LSB.** 3-sigma noise (includes reference noise) 0.01% FSR* p-p referred to input. Monotonicity Guaranteed 0°C to 70°C.

STABILITY

Tempco of linearity <3 ppm FSR*/°C. Tempco of gain <15 ppm FSR*/°C. Tempco of offset <10 ppm FSR*/°C. Power supply sensitivity 0.003% FSR*/% change in supply voltage. Recommended recalibration interval 6 months.

SIGNAL DYNAMICS

Maximum throughput rate (12 bits) of A/D module 30,000 channels/sec single-channel, using external 5 μ sec delay (includes 5 μ sec for MUX settling time and sample-and-hold acquisition time and 28 μ sec for A/D conversion time; utilizing internal 7 μ sec delay, multichannel throughput is 27.5 KHz). Sample-and-hold aperture uncertainty 5nsec. Crosstalk 80 dB down at 1 KHz "off" channels to "on" channel. Output differential amplifier CMRR >70 dB (DC to 1 KHz). Sample-and-hold feedthrough 80 dB down at 1 kHz. Maximum error for F.S. to F.S. transition between successively addressed channels, 1 LSB. Specifications subject to change without notice.

*FSR-Full Scale Range

**LSB-Least Significant Bit.

Ordering Guide for Lab Master

Part No.	Conversion Rate	Resolution	Analog Inputs*	Programmable Gains	Input Ranges
Lab Master	30 KHz	12 bit	User selectable 16 SE or 8 DI	No	$\pm 10V$, +10V
<i>Options</i>					
TM-40	40 KHz	12 bit	User selectable 16 SE or 8 DI	Optional PGH, PGL, PRK	$\pm 3mV$, $\pm 10V$, $\pm 5mV$, +10V
TM-16-12y*	10 KHz	14 bit	Order 16 SE or 8 DI.	Optional PGH, PGL, PRK	$\pm 5mV$, $\pm 10V$, $\pm 5mV$, +10V
TM-16-12y*	2.5 KHz	16 bit			
<i>Optional gain for above</i>					
PGL=	— Gains of 1, 2, 4, 8				
PGL=	— Gains of 1, 10, 100, 500				
PRK=	— Precision Resistor Kit				
TM-100	80 KHz	12 bit	User Selectable	No	$\pm 5V$, $\pm 5.12V$, $\pm 10V$, $\pm 10.24V$ $\pm 3V$, $\pm 10V$, $\pm 3.12V$, $\pm 10.24V$

(Complete channel to channel isolation up to $\pm 230V$; $\pm 250V$ of common mode voltage range)

*16 = SE (for Single-ended inputs or DI for Differential inputs).

*y = U for Unipolar (0 to +10V, Binary) or B for Bipolar ($\pm 10V$, two's complement)

*** BIBLIOGRAFIA.

-Bertil Hille. : "Ionic channels of excitable membranes". Ed Sinauer. 120-121.

-Borland International Inc. : "Turbo Graphics Toolbox for Turbo Pascal". Version 1, Owners Handbook. Scotts Valley CA. 1985.

-Brobeck John R. : "Bases fisiológicas de la práctica médica". Ed. Panamericana. 10a ed., Caps. 3 y 4.

-Cromwell Leslie, Arditti Mort, Weibell Fred J., Pfeiffer Erich A., Steele Bonnie, Labok Joseph. : "Medical instrumentation for health care". Ed. Prentice - Hall, Inc. Englewood cliffs, New Jersey, USA. Cap. 6.

- Galván Ruiz J.: "Detección de fenómenos electrobiológicos.". Transductores y medidores eléctricos, Serie Mundo Electrónico. Boxaren editores 1986.

-Ganong William F. : "Fisiología médica". Ed. El manual moderno S.A. de C.V. Mexico D.F., 1984, 9a ed., 30-70.

-Geddes L.A. y Valentinuzzi M.E. : "Medición de fenómenos fisiológicos". La semana médica. 1965. Nros. 16 y 20 de Diciembre.

-Guyton Arthur C. : "Tratado de Fisiología Médica". Cuarta edición 1971. Nueva editorial interamericana, México.

-Heinz-Biedermann Joachim. : "Comments on the reliability of muscle activity; Comparisons in EMG biofeedback research with back pain patients". Biofeedback and self-regulation. 1984. Vol.9., No.4.

- Ince Laurence P. Leon Marla S., and Christidis Dimitri. : "Experimental foundations of EMG biofeedback with the upper extremity : A review of literature". Biofeedback and self-regulation. 1984. Vol.9. No.3.
- Indian standards institution. : "Indian standard specification for electromyograph". UDC 615.841:616.74-009.5-073.96. 1979, Dec.
- L.A. Geddes and L.E. Baker. : "The specific resistance of biological material, a compendium of data for the biomedical engineer and physiologist". Med. and Biol. Pergamon Press, Great Britain. Vol. 5, pp 271-293.1967.
- L.A. Geddes e ing. M.E. Valentinuzzi. : "Medición de fenómenos fisiológicos". La semana médica. 127,1180.1965.
- L.A. Geddes, L.E. Baker and M. Mc Goodwin. : "The relationship between electrode area and amplifier input impedance in recording muscle action potentials". Med. and Biol. Pergamon Press, Great Britain. Vol. 5, pp 561-569.1967.
- Lara Francisco y Col. : "Informática". Ediciones Nueva Lente y Ediciones Ingelek, S.A. Madrid España, 1983.
- National semiconductor corporation. : "Linear Databook". Santa Clara, California. 1982.
- National semiconductor corporation. : "Logic Databook". Vol.1. Santa Clara, California. 1984.
- Polland Robert Q. Jr. , Katkin Edward S. : "Placebo effects in biofeedback and self-perception of muscle tension". Psychophysiology. 1984.
- Quiroz Gutiérrez Fernando. : "Anatomía Humana". Tomo 1. Ed. Porrúa Mex. 1962.

- Ruch - Patton. : "Physiology and biophysics". Ed. Saunders. 113-152.
- Texas Instruments.: "Manual de semiconductores de silicio". 1982/1983.
- Tischler Morris. : "Experiments in general and biomedical instrumentation". ED. Mc Graw Hill. Cap. 28. 1981.
- Van Boxtel A., Goudswaard P., and Shomaker L.R.B. : "Amplitude and bandwidth of the frontalis surface EMG : Effects of electrode parameters". Psychophysiology. 1984.
- Vander, Sherman, Luciano. : "Fisiología Humana". Mc Graw Hill, México. 1978.
- Vernon B. Mountcastle. : "Fisiología Médica". Tomo 1 parte V. The C.V. Mosby company. Saint Louis, Mo., U.S.A. 1977.
- Webster John G. : "Medical instrumentation application and design". Ed. Houghton Mifflin Boston. 1978.
- Zapata F. Angel, Acosta Antonio, Ortega Cruz Rafael. : "Curso de bioelectrónica; Capítulo III (A) Aspectos experimentales y conocimientos generales de la acción muscular". Instituto Politécnico Nacional, ESIME.
- Zapata F. Angel, Ortega C. Rafael, Alvarado P. Edgardo. : "Curso de bioelectrónica; Capítulo III; Tema: Introducción al conocimiento de los músculos corporales. Aplicaciones y uso del electromiografo". Instituto Politécnico Nacional, ESIME.

***** PROGRAMAS Y PAQUETES DE COMPUTADORA.**

- AUTOCAD
- FLOWCHART PLUS
- LOTUS 1-2-3
- ORCAD
- PRINT MASTER PLUS
- SMARTWORK
- TURBO PASCAL 3.0
- WORD STAR