

77 201



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE INGENIERIA



**DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UN ELECTROCARDIOGRAFO**

**TESIS PROFESIONAL**

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE:

**INGENIERO MECANICO ELECTRICISTA**

P R E S E N T A N :

LINA AVECITA HERNANDEZ GARCIA

OCTAVIO VARGAS CUADROS

DIR.

**EDUARDO RAMIREZ S.**

MEXICO, D. F.,

TESIS CON FALLA DE ORIGEN

1990



Universidad Nacional  
Autónoma de México



## **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.

# TESIS CON FALLA DE ORIGEN

## I N D I C E

Objetivos

Introducción

Capítulo I. El desarrollo de la electrocardiografía

- 1.1 Primeros instrumentos usados para medir fuerzas electromotrices del corazón
- 1.2 Los primeros electrocardiogramas
- 1.3 Desarrollo del electrometro capilar
- 1.4 Primera gráfica asociada a la actividad eléctrica del corazón humano
- 1.5 Desarrollo del galvanómetro de hilo
- 1.6 Desarrollo de los electrocardiógrafos amplificadores
- 1.7 Surgimiento de los electrocardiógrafos de escritura directa

Capítulo II. Electrofisiología del Corazón.

- II.1 Anatomía y Fisiología del Sistema de Conducción
- II.2 Electrodo.
- II.3 Trazos Electrocardiográficos
- II.4 Complejos Electrocardiográficos Normales.

Capítulo III. Elementos usados comúnmente en la electrocardiografía

- III.1 El vector cardíaco
- III.2 Vectores del plano frontal
- III.3 Derivaciones unipolares
- III.4 Derivaciones aumentadas de las extremidades
- III.5 Relación entre las derivaciones unipolares aumentadas y no aumentadas
- III.6 Relación entre las derivaciones unipolares y las derivaciones bipolares estándar
- III.7 Derivaciones precordiales
- III.8 Sistema de derivaciones ortogonal corregido

Capítulo IV Funcionamiento y Descripción del ECG

Conclusiones.

Apendice A.

- A.1 Diagrama de Bloques.
- A.2 Diagrama Eléctrico del Proyecto.
- A.3 Hojas Técnicas de los Circuitos Integrados.
- A.4 Resumen de Normas.

Bibliografía

## OBJETIVOS:

El propósito de desarrollar como proyecto de tesis un electrocardiógrafo obedeció a varios factores: Nuestro proyecto debe servir para empezar a crear dentro del país una estructura en los diseños electrónicos en el área biomédica; con ello se espera ahorrar divisas ya que generalmente todo el equipo médico es de importación; no se trata de un trabajo aislado ya que en el C.E.D.A.T. (Centro de Desarrollo y Aplicaciones Tecnológicas) fué aquí donde lo realizamos) ya se están elaborando diversos proyectos en esta rama, y precisamente las posibilidades de realizar eficazmente este circuito nos alentaron mucho a decidimos por el mismo. Debemos mencionar también que va en el plan de estudios de la facultad de Ingeniería de la - U.N.A.M. en el área de electrónica no se imparte ninguna materia relativa a medicina lo cual significó un reto para nosotros. Dentro de los objetivos de nuestro Electrocardiógrafo está que cumplan las normas internacionales que rigen los Electrocardiógrafos tratando de hacer el circuito barato y con refacciones fáciles de conseguir en el país.

## INTRODUCCION

El desarrollo del galvanómetro de hilo en 1901 por el físico holandés Willem Einthoven, constituye uno de los logros más sobresalientes de la medicina. Tal y como ha sucedido con otros descubrimientos científicos, al principio no se le dio la importancia que merecía. Por casi una década, el uso de su electrocardiógrafo estuvo limitado a unas cuantas clínicas de Europa. Sin embargo, en 1910, y gracias a sus enormes esfuerzos, los médicos se dieron cuenta de la gran importancia del instrumento no sólo en el laboratorio sino también en la vida práctica.

Las investigaciones en electrocardiografía pronto surgieron por toda Europa. Los conocimientos sobre la materia crecieron de la misma forma que el interés e investigaciones clínicas. Hoy en día, el electrocardiograma representa un medio esencial en la evaluación clínica del paciente cardíaco, un hecho que hasta hace cincuenta años no era una realidad. La aceptación universal de la electrocardiografía en nuestros días, es un tributo a la gran cantidad de científicos que contribuyeron a su desarrollo. No únicamente intervinieron doctores, sino también matemáticos, físicos, químicos, fisiólogos e ingenieros, que de una u otra forma, ya sea individualmente o en conjunto, influenciaron en el campo de la electrocardiografía.

Quizá no ha habido ninguna otra rama de la medicina tan extensamente estudiada como la electrocardiografía. Han sido innumerables los artículos al respecto variando desde discusiones meramente teóricas hasta los estudios más sofisticados sobre las gráficas de pacientes afectados por diversas enfermedades. En ocasiones, el avance en la electrocardiografía ha sido frenado involuntariamente porque cada investigador propone una nueva teoría, nomenclatura o suposiciones que posteriormente son cuestionados por sus colegas contemporáneos. Inclusive problemas tan sencillos como la nomenclatura, han causado dificultades ya que cada quién prefiere utilizar su propia simbología.

Otro tipo de problemas han surgido al tratar de representar a la electrocardiografía clínica por medio de modelos físicos o matemáticos muy precisos. La relevancia de estos estudios no puede ponerse en duda, pero han causado confusión entre personas fuera del medio tales como médicos y enfermeras.

En un principio, la electrocardiografía era totalmente empírica. Con el tiempo, y con la profundización de las

investigaciones algunos problemas fueron resueltos, de manera que el empirismo ha conducido progresivamente a un acercamiento electrofisiológico más preciso. Sin embargo, el empirismo está presente aún en nuestros días; sólo ha cambiado su complejidad.

Hay algunas suposiciones en el campo de la investigación electrocardiográfica que se consideran erróneamente libres de prácticas empíricas y basadas únicamente en modelos completamente lógicos.

El uso de electrocardiógrafos portátiles ha contribuido en gran medida al estudio de irregularidades cardíacas; así también, ha hecho posible registrar los electrocardiogramas de pacientes en salas de operación, camas de hospital, clínicas y hogares.

El campo de la electrocardiografía aún es muy amplio; actualmente se están tratando de hacer diagnósticos por medio de computadoras; asimismo, se intenta reducir el número de derivaciones y se contempla la posibilidad de poder hacer análisis a grandes distancias mediante instrumentos precisos y confiables.

## EL DESARROLLO DE LA ELECTROCARDIOGRAFIA

La observación de los fenómenos eléctricos se inició desde el tiempo de los griegos alrededor del año 400 A.C. Sin embargo no se realizó ningún intento de justificar la presencia de distintas fuerzas eléctricas.

Los efectos electromotrices observados en algunos animales eran considerados como meras curiosidades. No fue sino hasta 1787 cuando Aloysio Luigi Galvani (1737-1798) demostró que en las extremidades inferiores de las ranas estaba presente un fenómeno eléctrico. En aquella época, Galvani era profesor de anatomía en la universidad de Bologna. Un día, en su laboratorio, tenía una rana viva cuyas extremidades inferiores se hallaban parcialmente disecadas haciendo contacto directo con un instrumento metálico dejado accidentalmente por un ayudante. Notó que cuando un aparato electrostático pasaba cerca, los músculos de las piernas de la rana se contraían. Esta observación condujo a Galvani a explorar las características de los tejidos vivos. Sus experimentos lo llevaron a descubrir un método para la estimulación eléctrica de tejidos vivos que consistía en poner en contacto dos cilindros metálicos (de distinto material) a un músculo o nervio. Galvani creyó que

la contracción derivada de la estimulación era debido a la electricidad generada entre tejidos.

No obstante Alessandro Volta (1745-1827), profesor de física de la universidad de Pavia, puso en duda las conclusiones de Galvani. Volta negó la existencia de electricidad producida por animales, creyendo que ésta se debía a la estimulación eléctrica aplicada a los dos cilindros. Aquí se originó una de las más famosas controversias científicas. Como consecuencia, Volta construyó lo que ahora se conoce como pila voltáica, fundamento de la electroquímica. Irónicamente, fué en 1820 cuando Oersted, trabajando con esta pila, descubrió el electromagnetismo, base para el desarrollo del galvanómetro que posteriormente hizo posible la medición de electricidad en animales.

Galvani, para rebatir la teoría de Volta, demostró que el músculo se contraía aún sin el uso de instrumentos metálicos. Probó que si un nervio era obligado a tocar dos puntos de un tejido, uno de ellos sano y otro con una lesión, el nervio se contraería.

Esta no fué sólo la primera demostración de la existencia de electricidad en los tejidos vivos, sino también fué la primera descripción de la corriente producida por una lesión. El experimento apareció publicado como anónimo en 1794, pero fué atribuido a Giovanni Aldini.

A pesar de que Galvani probó la existencia de fenómenos electromotrices, no fué sino hasta 1843 cuando Emil DuBois-Reymond (1818-1896) midió y registró la magnitud del potencial eléctrico de los tejidos vivos mediante un galvanómetro propio.

También encontró que si un nervio del músculo afectado era estimulado repetidas veces, la diferencia de potencial entre la parte sana y la dañada disminuía notablemente. Esta disminución de potencial la denominó como variación negativa.

Kelliker y Muller, demostraron en 1856 que la variación negativa estaba presente en el latido del corazón; en la década de 1870 quedó bien establecida la teoría de los fenómenos electromotrices del músculo cardíaco. Por consiguiente el conocimiento de éstos fenómenos dependió del desarrollo de instrumentos adecuados para registrar los potenciales eléctricos generados por el corazón.



## PRIMEROS INSTRUMENTOS USADOS PARA MEDIR FUERZAS ELECTROMOTRICES DEL CORAZON

El primer galvanómetro fué el utilizado en el experimento de la rana, pero tan solo servía para sensar la presencia de la electricidad más que para medirla. Los primeros galvanómetros eran de bobinas móviles y por lo tanto eran poco sensibles.

En 1849 DuRois-Raymond intentó construir un instrumento que pudiera ser capaz de medir corrientes bioeléctricas con mayor sensibilidad que los galvanómetros de aquella época. Debido a que éste instrumento muestreaba la magnitud de la corriente eléctrica por pequeños intervalos de tiempo, fué llamado reótomó. Posteriormente fué modificado y mejorado por notables fisiólogos y físicos de la talla de Lenz, quien en 1854 desarrolló un método para trazar la variación de la corriente eléctrica con respecto al tiempo. Mas tarde en 1868, Julius Bernstein (1837-1917) creó el reótomó diferencial, con el cual se obtuvieron los primeros electrocardiogramas.

### LOS PRIMEROS ELECTROCARDIOGRAMAS

En 1877 Marchand registró las variaciones del potencial eléctrico del corazón de una rana por medio del reótomó diferencial. En 1878 Engelmann fué el primero en representar gráficamente las variaciones del potencial del corazón del ser humano. Poco tiempo después Eurdon-Sander-son publicaron varias curvas que muestran gran semejanza a los electrocardiogramas tomados hoy en día. En estas curvas se dieron a conocer los primeros detalles de la onda de repolarización conocida como onda T.

### DESARROLLO DEL ELECTROMETRO CAPILAR

Aún cuando el reótomó diferencial era eficiente, carecía de sensibilidad. Las curvas finales eran el resultado de un laborioso proceso de reconstrucción de varias lecturas. Un instrumento más eficaz para medir las corrientes bioeléctricas fué el desarrollado por Gabriel Lippmann

(1845-1921) en 1872. Este instrumento llamado electrómetro capilar tenía gran sensibilidad, y por lo tanto se hizo muy popular entre los electrofisiólogos.

En 1876 Marey dedujo un método por medio del cual las variaciones registradas por el electrómetro capilar podían ser fotografiadas. Esto le dio gran versatilidad ya que se podían tener registros temporales o permanentes. Sin embargo, y a pesar de la relativa gran sensibilidad que ofrecía el electrómetro capilar, su tiempo de respuesta era demasiado lento por lo que Willem Einthoven decidió investigar para obtener un galvanómetro más satisfactorio. A pesar de sus inconvenientes, el electrómetro capilar sirvió para descubrir innumerables principios de la actividad eléctrica del corazón.

#### PRIMERA GRAFICA ASOCIADA A LA ACTIVIDAD ELECTRICA DEL CORAZON HUMANO

Augustus Désiré Waller, famoso fisiólogo de Londres descubrió que la actividad eléctrica del corazón humano podía detectarse por medio del electrómetro capilar sin tener que abrir la cavidad torácica y exponer el corazón. Waller fue el primero en detectar la actividad eléctrica humana en 1887 y a ésta la llamó electrograma. Posteriormente Einthoven introdujo el término electrocardiograma.

#### DESARROLLO DEL GALVANOMETRO DE HILO

Después de trabajar varios años con el electrómetro capilar, y sin obtener resultados satisfactorios, Willem Einthoven de la universidad de Leiden en Holanda, buscó un método más eficiente para el registro de la actividad eléctrica del corazón.

A poco tiempo del descubrimiento del electromagnetismo por Oersted en 1820, los físicos empezaron a construir galvanómetros para medir corrientes eléctricas. Las variaciones en la corriente que pasaba a través de la bobina ocasionaban que ésta se moviera; los movimientos se registraban por medio de espejos o de otros dispositivos conectados a la bobina. El más popular de estos galvanómetros fue el propuesto por Jacques Arsène d'Arsonval en 1889.

Einthoven experimentó por un tiempo con el galvanómetro de d'Arsonval pero lo encontró poco sensible para sus propósitos. Por lo tanto, alrededor de 1900, empezó a diseñar y a construir su propio galvanómetro. El fruto de sus esfuerzos fue un instrumento casi ideal muy sensible al que le llamó galvanómetro de hilo. Este nuevo instrumento hizo de la electrocardiografía una ciencia práctica y literalmente creó una nueva rama de la medicina, e inclusive produjo una nueva industria.

La introducción galvanómetro de hilo por Einthoven fue en 1903, y constituyó un logro muy significativo. Estaba formado por un alambre de platino extremadamente delgado o por una fibra de cuarzo recubierta de oro de 5 micras de ancho aproximadamente, suspendida en el entrehierro de un electroimán muy intenso. La corriente circulante por el hilo, causaba un ligero movimiento, perpendicular a la dirección del campo magnético. La magnitud de éste movimiento era muy débil, pero podía multiplicarse por un factor de amplificación (de varios cientos) por medio de un sistema óptico de proyección basado en una película fotográfica o papel rotatorio. La ventaja que ofrecía éste sistema era la debida a la poca masa del hilo y que por lo tanto podía registrar variaciones en un rango de frecuencias lo suficientemente ancho para dar una respuesta confiable. La sensibilidad del galvanómetro de hilo se ajustaba através de la tensión mecánica a la que se encontraba sujeta el hilo.

#### MODIFICACIONES AL ELECTROCARDIOGRAFO DE HILO DE EINTHOVEN

Bajo la supervisión de científicos como Einthoven, Duddell, Williams, Lewis y Hindle, los electrocardiografos comerciales sufrieron una serie de mejoras entre los años 1911 a 1935. La más importante de ellas, fue la reducción progresiva del tamaño del electromagneto.

Antes del año de 1920, los electrocardiografos no eran portátiles. Si era necesario tomar un electrocardiograma desde la casa de alguno de los pacientes, se debería tender una línea telefónica de ahí hasta el hospital. Sin embargo, a medida que se redujo el tamaño y el peso del electrocardiografo de hilo, fue posible el diseño de instrumentos portátiles. Gracias a Cassidy y Hall de Inglaterra, se pudo construir el primer electrocardiografo portátil por la

Cambridge Scientific Instrument Co. de Londres en 1929. El peso aproximado de este instrumento fué de 20 libras y montado sobre un pequeño carrito, fué de gran utilidad, tanto en consultorios como en grandes hospitales.

#### DESARROLLO DE LOS ELECTROCARDIOGRAFOS AMPLIFICADORES

Debido a que las señales cardiacas son muy pequeñas, el galvanómetro de hilo debía ser extremadamente sensible. En 1920 se puso a disposición del mercado por primera vez un dispositivo que era capaz de amplificar varias veces las señales eléctricas. Este fué el tubo de vacío o bulbo. Así pues, fué posible desechar el galvanómetro de hilo de Einthoven y se usó en su lugar el de d'Arsonval que era menos delicado. Como los instrumentos de este tipo podían usarse para trabajos un poco más rudos, fueron rápidamente empleados en la fabricación de electrocardiógrafos portátiles. Uno de los primeros amplificadores comerciales fué el desarrollado por Siemens y Halske de Alemania en 1934.

A medida que evolucionó la electrónica, apareció el tubo de rayos catódicos que se incluyó en la electrocardiografía. El osciloscopio mejoró indudablemente las características físicas de las registradoras de antaño, y por su gran versatilidad abrió nuevos campos de investigación en los últimos años, como lo son: la vectorcardiografía espacial, electrocardiografía de alta frecuencia y la telemedicina.

#### SURGIMIENTO DE LOS ELECTROCARDIOGRAFOS DE ESCRITURA

##### DIRECTA

La introducción de los electrocardiógrafos amplificadores provocó el surgimiento de los instrumentos de escritura directa o simultánea a base de tinta. El primero de ellos fué diseñado por Duchosal y Luthi en Suiza en 1932. Pero durante mucho tiempo fueron duramente criticados por considerar que distorsionaban las señales. A pesar de esto, y desde la Segunda Guerra Mundial, éste tipo de electrocardiógrafos ganó gran popularidad y casi todos los fabricantes incluyen modelos con escritura directa aún cuando de

cierta forma comprometan las características físicas para hacerlos portátiles.

### EL VECTOR CARDIACO

El vector cardiaco es la designación de todas las fuerzas electrométricas del ciclo cardiaco. Tiene magnitud, dirección y polaridad conocidas. Se debe tener presente que en cualquier instante determinado durante la despolarización y la repolarización, los potenciales eléctricos se están propagando en muchas direcciones en el espacio. Más del 90% de éstos potenciales quedan cancelados por fuerzas opuestas y solamente se registra el resultado neto. El vector instantáneo representa la fuerza eléctrica neta en un instante determinado. Un vector medio de cualquier porción dada del ciclo cardiaco (por ejemplo, QRS) representa la magnitud, dirección, polaridad de ese periodo (por ejemplo, el vector medio de QRS).

El símbolo matemático de un vector es una flecha que apunta en la dirección del potencial neto (positivo o negativo); la longitud de la flecha indica la magnitud de la fuerza eléctrica.

Se puede dibujar un vector para la despolarización auricular (P), la despolarización ventricular (QRS) y la repolarización ventricular (T). Cada vector está cambiando constantemente: se inicia en un punto central, se distribuye através del corazón y luego regresa al punto de partida. Por lo tanto, forma una figura tridimensional, es decir, el vectorcardiograma espacial o VCG. Existen en la actualidad osciloscopios de rayos catódicos que pueden registrar el vectorcardiograma en 3 planos -frontal, horizontal y sagital- y registrar asimismo las tres derivaciones escalares ortogonales X, Y y Z (de las cuales se hablará posteriormente).

### VECTORES DEL PLANO FRONTAL

El resultado de los potenciales eléctricos de todo el ciclo cardiaco, según se refleja en el plano frontal del cuerpo, es el vector del plano frontal. Para obtener las derivaciones de miembros, se colocan electrodos en los brazos derecho e izquierdo, y en la pierna izquierda, formando un triángulo (Triángulo de Einthoven).

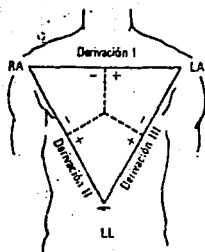


Fig. 1. Derivaciones del plano frontal. Si se trata una línea perpendicular desde el centro de cada una de las derivación, la intersección de las líneas teóricamente representará el centro de la actividad eléctrica.

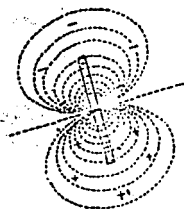


Fig. 2. Hipótesis dipolar. Una mitad del dipolo es positiva y la mitad opuesta es negativa. Una mitad del campo eléctrico es positiva y la otra mitad negativa. El mayor potencial eléctrico, sea positivo o negativo, se encuentra a lo largo de una línea paralela al dipolo. El potencial eléctrico a lo largo de una línea perpendicular al dipolo en su centro eléctrico será prácticamente nulo.

Einthoven ideó esta disposición de electrodos asumiendo lo siguiente:

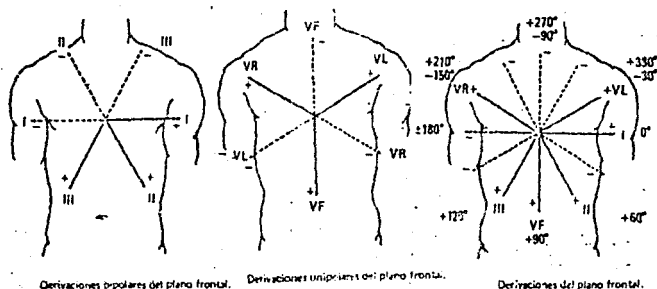
1. La hipótesis dipolar. Se cree que cada vector instantáneo es el resultado de un potencial eléctrico que actúa como dipolo. Esto quiere decir que la mitad del vector es positivo y la otra mitad es negativa. El potencial eléctrico a lo largo de una línea perpendicular al dipolo, en su centro eléctrico será prácticamente nulo.
2. El centro de la actividad eléctrica del corazón se encuentra en el centro anatómico del pecho.
3. Las derivaciones I, II y III, son todas equidistantes del centro de la actividad eléctrica.
4. El torso humano puede considerarse como de forma esférica.
5. Todos los tejidos y líquidos tisulares se pueden considerar como buenos conductores del potencial eléctrico.

Sin embargo, hoy se sabe que las proposiciones (2), (3), (4) y (5) ya mencionadas, no se justifican y aún la hipótesis dipolar todavía es motivo de gran controversia. Si bien para fines de exactitud matemática es necesario corregir estos errores, una presentación simplificada del concepto de análisis vectorial es lo más conveniente para

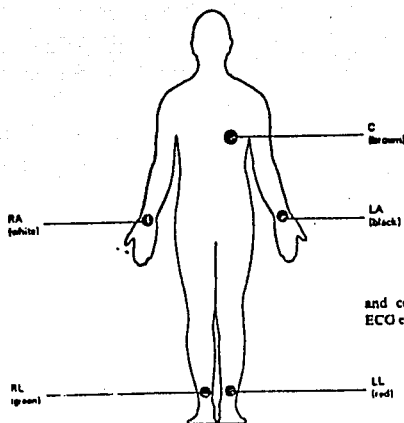
lograr claridad en el tema.

Si el triángulo de Einthoven se modifica de manera que las derivaciones se intersecten en un punto central, los ejes se verán colocados de manera distinta, pero esto de ninguna manera afecta la relación matemática entre ellas.

A este tipo de derivaciones se les conoce con el nombre de derivaciones estándar bipolares (I, II y III). Además existen en el mismo plano frontal las derivaciones unipolares (VR, VL y VF) que superpuestas a las anteriores dá por resultado un sistema de referencia hexiaxial que muestra las 6 derivaciones del plano frontal.



Para tener una lectura confiable, se debe hacer buen contacto con la piel, con ayuda de una pasta especial que se frota al paciente. En seguida, se aplican los electrodos de las derivaciones LA (brazo izquierdo), RA (brazo derecho), y LL (pierna izquierda). Haciendo girar el selector del electrocardiógrafo a las posiciones correspondientes, se obtendrán las derivaciones requeridas. (FIG. 6 - 3 CROMWELL)



Abbreviations  
and color codes used for  
ECG electrodes.

Todos los aparatos electrocardiográficos tienen también un electrodo para la pierna derecha y su derivación relativa. Esta funciona como tierra y no toma ningún papel en la producción del trazo electrocardiográfico. En zonas donde existe una interferencia eléctrica, pueda ser necesario poner un alambre de tierra desde la cama o desde el electrocardiógrafo a una tierra adecuada (tubería de agua o de vapor).

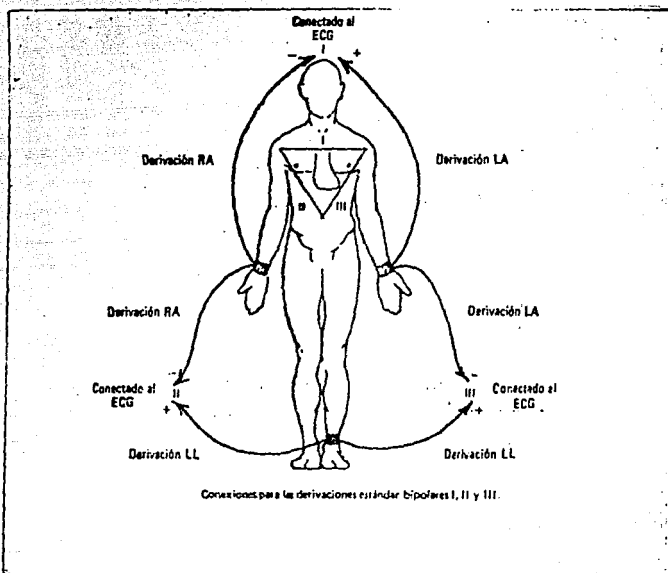
Las derivaciones bipolares representan una diferencia de potencial eléctrico entre dos sitios seleccionados.

DERIVACION I = Diferencia de potencial entre el brazo izquierdo (positivo) y el brazo derecho (negativo) LA - RA .



DERIVACION II - Diferencia de potencial entre la pierna izquierda (positivo) y el brazo derecho (negativo) LL - RA.

DERIVACION III - Diferencia de potencial entre la pierna izquierda (positivo) y el brazo izquierdo (negativo) LL - LA.



La relación entre las tres derivaciones se expresa algebraicamente por la ecuación de Einthoven: Derivación II = Derivación I + Derivación III. Esto se basa en la ley

de Kirchhoff que dice que la suma algebraica de todas las diferencias de potencial en un circuito cerrado son igual a cero. Si Einthoven hubiera invertido la polaridad de la derivación II (es decir, RA - LL), los tres ejes de derivación bipolares darían por resultado un circuito cerrado, y entonces la suma de las derivaciones I + II + III equivaldría a cero. Sin embargo, puesto que Einthoven hizo esa alteración en la polaridad del eje de la derivación II, la ecuación queda así:  $I - II + III = 0$ .

El potencial eléctrico, según se registra desde cualquier extremidad, será el mismo independientemente del sitio de la extremidad en que se coloque el electrodo. Generalmente se colocan los electrodos inmediatamente por encima de las muñecas y tobillos. Si se ha amputado una extremidad, el electrodo puede colocarse en el muñon. En pacientes que tienen temblor incontrolable de las extremidades, se puede obtener un trazo mucho más satisfactorio aplicando los electrodos a las porciones superiores de las extremidades.

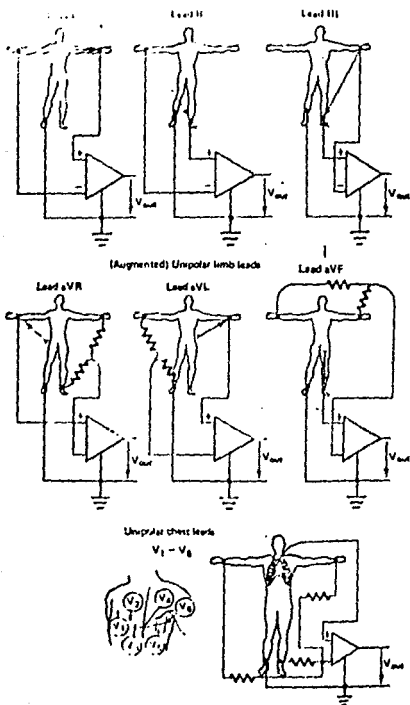
#### DERIVACIONES UNIPOLARES

Las derivaciones unipolares (un electrodo es el positivo y los restantes constituyen una tierra común o electrodo negativo), fueron introducidas en la electrocardiografía clínica por Wilson en 1932. Las derivaciones unipolares del plano frontal (VR, VL y VF) guardan una relación matemática definida con las derivaciones bipolares estándar (I, II y III). Las derivaciones precordiales (V) registran potenciales en el plano horizontal sin ser influidas por los potenciales verdaderos de un electrodo "indiferente" que se emplea al registrar las derivaciones bipolares torácicas.

Todos los aparatos electrocardiográficos modernos están contruidos de tal manera que las derivaciones de las extremidades aumentadas puedan registrarse con la misma disposición de electrodos que se usan para las derivaciones estándar simplemente girando el selector a la posición correspondiente a aVR, aVL ó aVF. Las derivaciones unipolares del tórax se toman aplicando la derivación torácica y su electrodo a cualquier posición deseada sobre el pecho y girando el selector a la posición V. Se pueden tomar múltiples derivaciones torácicas cambiando el electrodo a 9 posiciones distintas.

## DERIVACIONES UNIPOLARES DE LAS EXTREMIDADES

Dentro de la electrocardiografía práctica se usan 3 derivaciones en el plano frontal adicionales a las derivaciones bipolares. Estas derivaciones se obtienen a través de más de 3 electrodos. Comúnmente se les conoce con el nombre de derivaciones unipolares porque registran el potencial de un electrodo con respecto a un punto de referencia que es el punto promedio de las demás señales correspondientes al resto de los electrodos. Tal punto es el denominado como la terminal central de Wilson.



Para su obtención es necesario conectar todos los electrodos presentes a un nodo común por medio de resistencias del mismo valor. El punto eléctrico en el nodo es el valor promedio. Así pues, el valor medido entre la terminal central de Wilson (nodo común a todos los electrodos) y cualquiera de los electrodos (LA, RA o LL) da por resultado las derivaciones VL, VR o VF, respectivamente.

Estas derivaciones han sido sustituidas por las derivaciones aumentadas de las extremidades aVR, aVL y aVF, no se les registra comúnmente. Usando el electrodo indiferente (RA + LA + LL) como una terminal y colocando otro electrodo en el brazo derecho, se puede tomar una derivación bipolar. Esta representa la diferencia entre el potencial del lado derecho y el potencial cero de la terminal central (RA - 0 = RA). Por lo tanto, el potencial "verdadero" del brazo derecho es el que se registra. Aun cuando técnicamente es una derivación bipolar, representa una derivación unipolar puesto que uno de los potenciales es cero.

#### DERIVACIONES AUMENTADAS DE LAS EXTREMIDADES

(aVR, aVL y aVF)

Las derivaciones unipolares LA, RA y LL ven reducida su amplitud debido a que se obtienen de juegos de resistencias idénticas. Por lo tanto, con un ligero cambio en las resistencias, se puede aumentar la amplitud de las deflexiones de VR, VL y VF en aproximadamente un 50%. Estas derivaciones denominadas derivaciones unipolares aumentadas de los miembros o de las extremidades se designan como aVR, aVL y aVF. Debe hacerse hincapié en que la única diferencia entre las derivaciones VR, VL y VF, y las derivaciones aVR, aVL y aVF es la diferencia de amplitudes. En la práctica electrocardiográfica sistemática, las derivaciones aumentadas han sustituido a las derivaciones de las extremidades no aumentadas porque son de más fácil lectura.

De igual manera que en las derivaciones no aumentadas, los cables de los electrodos se conectan a un nodo común (la terminal central). La extremidad bajo prueba es conectada a este punto através de una resistencia de valor  $R/2$ , en vez de una de valor  $R$ . Con ello se logra un significativo aumento del 50% en su magnitud.

**RELACION ENTRE LAS DERIVACIONES UNIPOLARES  
AUMENTADAS Y NO AUMENTADAS**

Como se vió anteriormente, los valores de las derivaciones aumentadas (aVR, aVL Y aVF) tienen una magnitud 50% mayor a las derivaciones no aumentadas (VR, VL y VF). La demostración matemática es la siguiente:

Considérense los circuitos equivalentes de aVR y VR.

Para aVR:

$$0 = -R_{i1} - V_c + V_b - R_{i1}$$

despejando  $i_1$  se obtiene:

$$i_1 = (V_b - V_c) / 2R$$

además

$$V'_{w} = R_{i1} + V_c \\ = (V_b - V_c) R / 2R + V_c$$

Como no circula corriente por la rama de a, el polo positivo se encontraría a un voltaje igual a  $V_a$ .

Entonces,

$$aVR = V_a - V'_{w} \\ = V_a - (V_b + V_c) / 2 \\ = (2V_a - V_b - V_c) / 2$$

Ahora, para VR, simplificando el circuito se obtiene:

En el punto de salida  $V_w$ ,

$$V_w = ((V_a)R / 2) / (3R / 2) + ((V'_{w}) R) / (3R / 2)$$

$$= (2 / 3) ((V_a / 2) + V'w)$$

Sustituyendo  $V'w$

$$V'w = (V_b + V_c) / 2$$

$$V_w = (1 / 3) (V_a + V_b + V_c)$$

Como  $V_R = V_a - V_w$

$$V_R = V_a - (1 / 3) (V_a + V_b + V_c)$$

$$= (3V_a - V_a - V_b - V_c) / 3$$

Por lo tanto,

$$V_R = (2V_a - V_b - V_c) / 3$$

Además

$$a_{VR} = (2V_a - V_b - V_c) / 2$$

Igualando ambas expresiones

$$a_{VR} = V_R$$

$$(2V_a - V_b - V_c) / 3 = K (2V_a - V_b - V_c) / 2$$

En donde es factor  $K$ , debe ser  $3 / 2$ , para que se cumpla la igualdad.

Por eso:

$$a_{VR} = (3 / 2) V_R$$

**RELACION ENTRE LAS DERIVACIONES UNIPOLARES  
Y LAS DERIVACIONES BIPOLARES ESTANDAR**

Las derivaciones I, II, III, aVR, aVL y aVF representan vectores del plano frontal. De acuerdo con las definiciones anteriormente dadas, las derivaciones bipolares I, II y III pueden representarse también por medio de las derivaciones unipolares de las extremidades (VR, VL y VF). De tal modo que:

$$I = VL - VR \text{ (LA - RA)}$$

$$II = VF - VR \text{ (LL - RA)}$$

$$III = VF - VL \text{ (LL - LA)}$$

Puesto que las derivaciones aumentadas de las extremidades equivalen a  $3/2$  de las derivaciones de las no aumentadas, las ecuaciones deben cambiarse a :

$$I = 2/3 (aVL - aVR)$$

$$II = 2/3 (aVF - aVR)$$

$$III = 2/3 (aVF - aVL)$$

La relación de las derivaciones de las extremidades a las derivaciones estándar se obtiene de la fórmula propuesta por Einthoven:

$$1. VR + VL + VF = 0$$

$$2. VR = - VL - VF$$

3. Agregando 2VR a la ecuación (2),

$$3VR = - VL - VF + 2VR$$

$$4. VR = (- VL - VF + 2VR) / 3$$

$$5. VR = (- VL + VR - VF + VR) / 3$$

$$6. VR = -((VL - VR) + (VF - VR)) / 3$$

$$7. VR = -(I + II) / 3$$

De la misma forma, se pueden deducir las relaciones de las derivaciones de las extremidades a las derivaciones estándar. Las derivaciones no aumentadas se multiplican por 3 / 2 para dar las otras derivaciones aumentadas.

$$VR = -(I + II) / 3$$

$$aVR = (- (I + II) / 3) (3 / 2) = -(I + II) / 2$$

$$VL = (I - III) / 3$$

$$aVL = ((I - III) / 3) (3 / 2) = (I - III) / 2$$

$$VF = (II + III) / 3$$

$$aVF = ((II + III) / 3) (3 / 2) = (II + III) / 2$$

Las derivaciones bipolares y unipolares no tienen la misma magnitud. Una derivación unipolar no aumentada tiene el 50% del total de la magnitud de una derivación bipolar. Una derivación unipolar aumentada tiene el 87% (por ejemplo,  $(3 / 2) \times 50\%$ ) de una derivación bipolar. Esto demuestra la gran ventaja que ofrece el término derivación unipolar aumentada con respecto a las no aumentadas.

#### DERIVACIONES PRECORDIALES

Las derivaciones bipolares estándar de Einthoven (I, II y III) más las derivaciones aumentadas de las extremidades (aVR, aVL y aVF) se unen para formar seis líneas de referencia que cruzan el mismo punto, variando un ángulo de treinta grados entre cada una de ellas, sobre un mismo plano en el tórax del paciente. Este plano es conocido con el nombre de plano frontal.

Un importante sistema de derivaciones se ha establecido arbitrariamente al conectar las derivaciones de las extremidades (RA, LA y LL) a un mismo punto por medio de resistencias de 5000 ohms. La referencia así formada es conocida como la terminal central de Wilson. Si con respecto a este punto se toman lecturas con un electrodo explorador (positivo), situado en seis posiciones distintas bien determinadas, se obtienen las derivaciones precordiales.



La terminal central de Wilson fué propuesta de manera que éste punto fuera indiferente a la actividad eléctrica del corazón. Esto significa que cualquier diferencia de potencial entre la terminal central y el electrodo explorador se debía únicamente a la actividad eléctrica detectada por el electrodo explorador (o unipolar).

En todas las derivaciones precordiales, el electrodo colocado sobre el pecho se considera positivo. Este electrodo es una copa de succión que se pasa a otra posición sobre el pecho para cada nueva derivación precordial. Cada derivación va numerada progresivamente de derecha a izquierda del paciente (V1, V2...V6), cubriendo la imagen anatómica del corazón sobre la pared torácica. Este tipo de derivaciones se proyecta através del nodo AV hacia la espalda del paciente, que constituye el extremo negativo de cada derivación, formando así un plano horizontal.

Las derivaciones V1 y V2 se llaman derivaciones precordiales derechas y se sitúan sobre la parte derecha del corazón, mientras que las V5 y V6 están frente al lado izquierdo del órgano y son llamadas derivaciones precordiales izquierdas.

Las derivaciones V3 y V4 se encuentran localizadas sobre el tabique ventricular, que es la pared común que comparten los ventrículos derecho e izquierdo. En ésta zona, el haz de His se divide en sus ramas derecha e izquierda.

En la práctica, se utilizan éstas doce derivaciones, es decir, se incluyen las tres derivaciones bipolares de las extremidades de Einthoven, las tres derivaciones aumentadas de las extremidades, (también conocidas como derivaciones de Goldberger) y las seis derivaciones precordiales propuestas por Wilson.

(FIGS.1.5,1.6 SIEMENS, O 6.4 CROMWELL) DECIDIR, MEDIR, SIN ESPACIO

## SISTEMA DE DERIVACIONES ORTOGONAL CORREGIDO

Mientras que los sistemas de derivaciones antes mencionados fueron definidos "accidentalmente" o através de la práctica, las derivaciones propuestas por Frank y McFee, están basadas en un modelo teórico que describe el comportamiento de la actividad eléctrica del corazón por medio de tres componentes ortogonales entre sí en un sistema coordinado estandarizado. Estas derivaciones son llamadas colectivamente como "sistema de derivaciones ortogonal corregido". Los modelos en los cuales está basada esta teoría, consideran que las superficies eléctricas variantes en el tiempo pueden ser descritas através de un modelo de dipolo eléctrico dependiente de la variable tiempo. En una representación matemática en serie de potencias del potencial eléctrico en la superficie del cuerpo humano, el modelo del dipolo eléctrico corresponde al primer término. El citado modelo, que también es usado para la interpretación cualitativa de las doce derivaciones estándar, desprecia las componentes de orden superior.

Para obtener un resultado con mayor precisión matemática, es necesario modificar las relaciones espaciales de los ejes de las derivaciones electrocardiográficas en el plano frontal para formar así un sistema de derivaciones ortogonal corregido.

Para el sistema de Frank, se aplican al paciente 7 electrodos que se designan con las letras H, F, I, E, C, A y M ubicadas como sigue:

H : en la frente o en el cuello

F : en la pierna izquierda

I, E, C, A y M : se colocan a lo largo del mismo nivel transversal: el cuarto espacio intercostal si el paciente está en posición supina; en el quinto espacio intercostal si el paciente está en posición sedente.

I : línea axilar anterior derecha

E : centro de esternón

A : línea axilar anterior

C : a un Angulo de 45 grados entre E y A  
M : centro de la columna

Por medio de una red resistiva, se pueden hacer las amplitudes de los vectores correspondientes a cada derivación iguales. Este hecho da el nombre de derivaciones ortogonales corregidas. En el modelo corregido por McFee, el corazón se representa como un círculo. Los potenciales en la superficie del cuerpo, lejanos del corazón son detectados por los electrodos del cuello, pie izquierdo, espalda y el lado derecho. En las posiciones cercanas al corazón, se obtiene el valor promedio de los electrodos situados en el pecho, (tres al frente y dos en el costado izquierdo).

En ambos casos, la orientación de los ejes X, Y, Z es la misma y está definida de la siguiente forma: La parte positiva del eje X es del centro de la cavidad torácica (en donde se intersectan los tres ejes, origen) hacia la izquierda con respecto al paciente. La parte positiva del eje Y, es del origen hacia abajo; y para el eje Z, la parte positiva es del origen hacia atrás del paciente.

Existen otras formas de conectar al paciente, es decir, hay otros tipos de derivaciones como las propuestas por Nehb, y que se han extendido hasta cierto grado en países como Alemania; sin embargo, sólo se consideran como suplementos o información adicional de las doce derivaciones convencionales.

(FIG. 1.7 1.8- SIEMENS)

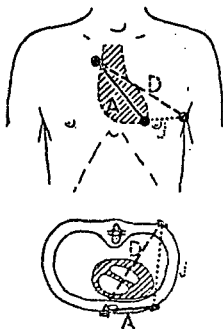


Fig. 1.7  
Pick-up points of Nehb's leads. (From Heinecker [22])

## ELECTROFISIOLOGIA DEL CORAZON

El electrocardiograma (ECG) es un registro gráfico de los potenciales eléctricos producidos en relación con el latido cardíaco. El corazón es único entre los músculos del cuerpo en vista de que posee la propiedad de la contracción rítmica automática. Los impulsos que preceden a la contracción nacen en el sistema de conducción del corazón. Estos impulsos producen la excitación de las fibras musculares a través del miocardio. La formación del impulso y su conducción producen corrientes eléctricas débiles que se extienden a través de todo el cuerpo. Colocando electrodos en diversas posiciones del cuerpo y conectando dichos electrodos a un aparato electrocardiográfico, se puede registrar un ECG. Las conexiones del aparato son de tal manera, que una deflexión hacia arriba indica un potencial positivo y una deflexión hacia abajo indica un potencial negativo.

Los siguientes factores influyen en la génesis del ECG: (1) inicialización de la formación de impulsos en el marcapaso primario (nodo sinusal), (2) transmisión del impulso a través del sistema de conducción especializado del corazón, (3) activación (despolarización) del miocardio auricular y ventricular, y (4) recuperación (repolarización) de todas las áreas mencionadas. Para tener una idea clara del ECG es necesario tener un conocimiento básico de los potenciales intracelular y de superficie.

Si se coloca un electrodo sobre la superficie de una célula muscular en reposo y se coloca un segundo electrodo indiferente en un sitio distante, no se registrará ningún potencial eléctrico debido a la alta impedancia de la membrana celular. Pero si la membrana celular es penetrada por un electrodo capilar, se registrará un potencial negativo aproximadamente de 90 mv.. Esto se conoce como potencial de reposo de la membrana (PRM). El principal factor que determina el PRM es el gradiente de iones de potasio ( $K^+$ ) a través de la membrana celular; por otra parte existe un gradiente opuesto para los iones de sodio ( $Na^+$ ). Existe una concentración relativamente alta extracelular de  $Na^+$  en relación con la concentración de  $Na^+$  intracelular. Este gradiente de  $Na^+$  de polaridad opuesto a la del gradiente de  $K^+$ , no altera en forma apreciable el PRM debido a que la membrana celular es considerablemente menos permeable a los iones de  $K^+$ . Se ha calculado que la membrana celular en estado de reposo es 30 veces más permeable a los iones  $K^+$  que a los iones  $Na^+$ .

En seguida se debe tratar de explicar la fuente de energía dentro de la célula que permite una elevada concentración intracelular de  $K^+$  y el FRM negativo. Aun cuando la membrana celular en estado de reposo es 30 veces menos permeable al  $Na^+$  que al  $K^+$ , el sodio si crusa a través de la membrana celular. La mayor parte de los electrofisiólogos piensa que la energía para mantener el FRM deriva del ion sodio. Algunas consideraciones teóricas y evidencias experimentales parecen dar apoyo a la idea de que el sodio entra a la célula en una forma iónica pero que abandona la célula en forma no iónica. Así se cree que los iones de sodio entran a la célula y producen la fuente de energía. En seguida los iones de sodio se combinan con alguna sustancia intracelular noconocida y esta combinación no iónica abandona la célula.

Al principio de la despolarización de una célula muscular se produce un cambio brusco en la permeabilidad de la membrana celular a los iones de sodio y potasio. Los iones de sodio penetran a la célula y dan por resultado un brusco ascenso de potencial intracelular hacia la positividad (aproximadamente 20 mv). Este fenómeno se acompaña de una migración de los iones de potasio al exterior de la membrana celular. Después de esta rápida fase de despolarización (fase 0) hay un retorno relativamente lento y gradual del potencial intracelular al FRM. Esta es la fase de repolarización y se divide habitualmente en tres fases: Fase 1: Periodo rápido inicial de repolarización. Fase 2: Periodo de meseta de repolarización. Fase 3: El último periodo de repolarización, que es un retorno lento, gradual de potencial intracelular al FRM, (el FRM se conoce como fase 4).

Durante la repolarización el mecanismo de la bomba de sodio, que ha sido arrollado por la rápida entrada de los iones de sodio durante la repolarización, nuevamente entra en acción y produce una rápida expulsión del sodio al compartimiento extracelular. La curva de expulsión de sodio es muy parecida a la curva del potencial de acción durante la repolarización. Durante las fases 1 y 2, el potasio sale de la célula. Durante la fase 3, hay una entrada de iones de potasio a la célula y se restaura el FRM al final de la repolarización. La fase 2 se acompaña de una lenta entrada de iones de calcio a la célula.

La curva completa del potencial intracelular, según se muestra en la siguiente figura es el potencial de acción monofásico. La duración de esta curva desde el principio de la despolarización hasta la terminación de la repolarización es la duración del potencial de acción.

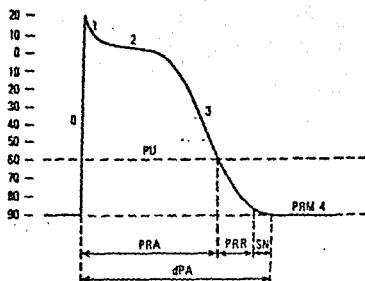


Diagrama del potencial de acción de una célula de músculo ventricular. PRM = potencial de reposo de la membrana; 0 = depolarización; 1, 2, 3 = fases de la repolarización; 4 = fase diastólica = PRM; dPA = duración del potencial de acción; PU = potencial umbral; PRA = período refractario absoluto; PRR = período refractario relativo; SN = período supernormal.

La velocidad a la que se difunde el potencial eléctrico a través del corazón varía considerablemente, dependiendo de las propiedades inherentes de las diferentes porciones del sistema especializado de conducción y del miocardio. La mayor velocidad se encuentra en las fibras de Purkinje y la menor en la porción media del nodo AV. Los siguientes cifras son los promedios de muchos experimentos hechos en diversas especies de animales; nodo SA, 0.05 m/seg; músculo auricular, 0.8 a 1 m/seg; nodo AV, 0.05 m/seg; Haz de His, 0.8 a 1 m/seg; fibra de Purkinje, 4 m/seg; músculo ventricular, 0.9 a 1 m/seg.

#### Excitación y potencial umbral

La excitación del músculo cardíaco tiene lugar cuando el estímulo reduce el potencial transmembrana a cierto nivel crítico: el potencial umbral. Este es de

aproximadamente  $-90\text{mV}$  en las células de músculo auricular y ventricular. Así la excitación puede producirse a consecuencia de un estímulo relativamente débil si se hace descender el PRN y, por lo tanto, más cercano al nivel del potencial umbral.

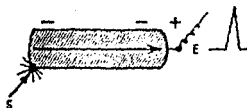
#### El Electrograma:

Hay dos partes en el electrograma: (1) la que se produce durante el paso del estímulo (despolarización) y dos la que se produce cuando el músculo regresa a su estado de reposo (repolarización).

Despolarización.- la difusión inicial del estímulo determinan la deflexión del trazo.

En una tira aislada de músculo:

1. Deflexión positiva (hacia arriba): La deflexión se dirigirá hacia arriba si el estímulo se difunde hacia el electrodo, es decir, hacia el extremo del trozo de músculo con carga positiva.



Deflexión positiva (hacia arriba)

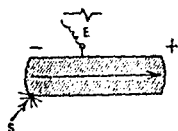
2. Deflexión negativa (hacia abajo): La deflexión se dirigirá hacia abajo si el estímulo se aleja del electrodo que está en el extremo de trozo del músculo que tiene la carga negativa.



Deflexión negativa (hacia abajo)

3. Deflexión difásica: La deflexión será difásica si el electrodo se encuentra en la porción media de la tira

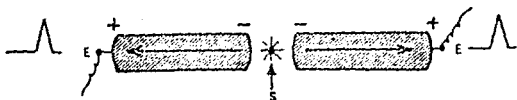
muscular. La deflexión será negativa como resultado del avance de la carga positiva; la segunda deflexión será negativa como resultado del efecto del paso de la carga negativa.



Deflexión difásica

En una doble tira muscular:

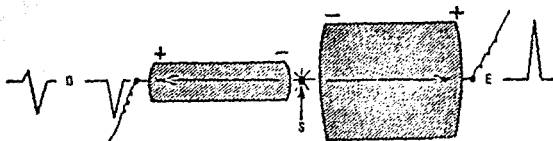
1. Músculos del mismo tamaño: Si se estimulan dos tiras de músculo aproximadamente del mismo tamaño en un punto central, se obtendrá una deflexión positiva (de despolarización) de igual magnitud en el extremo de ambas tiras musculares.



Dos tiras musculares del mismo tamaño

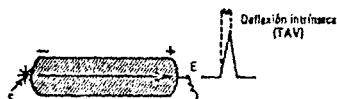
2. Músculos de tamaño diferente: si se estimulan dos masas musculares de tamaño diferente (análogas a los ventrículos derecho e izquierdo) en un punto central, se obtendrá una deflexión positiva grande en el lado de la masa muscular de mayor dimensión y una pequeña deflexión positiva seguida de una profunda deflexión negativa (o una deflexión totalmente negativa) en el lado de la masa muscular pequeña.





Das tiras musculares de tamaños muy diferentes.

Deflexión intrínseca (tiempo de activación ventricular, TAV). El tiempo requerido para la difusión del impulso desde el extremo opuesto de la tira muscular puede correlacionarse con el electrograma midiendo el intervalo que hay entre el principio de la onda de despolarización hasta su vértice. En electrocardiografía clínica este tiempo ha sido denominado deflexión intrínseca, tiempo de activación ventricular (TAV) o tiempo del vértice de la R.

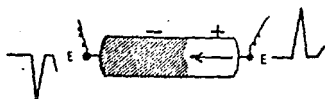


Repolarización: La vuelta del músculo estimulado al estado de reposo se conoce como repolarización.

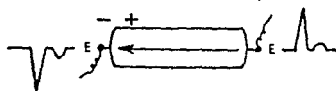
Derecha a Izquierda: Si la repolarización tiene lugar en dirección opuesta a la de la despolarización la repolarización de derecha a izquierda se ilustra en los siguientes 3 diagramas:



Depolarización de izquierda a derecha

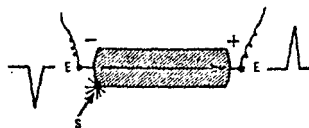


Repolarización que se inicia de derecha a izquierda

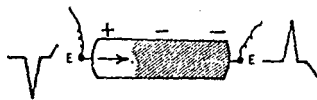


Repolarización que se ha completado

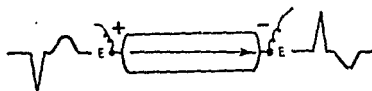
Izquierda a Derecha: Si la repolarización ocurre en la misma dirección que la despolarización. La repolarización de izquierda a derecha se ilustra en los siguientes 3 diagramas:



Depolarización de izquierda a derecha



Repolarización que se inicia de izquierda a derecha

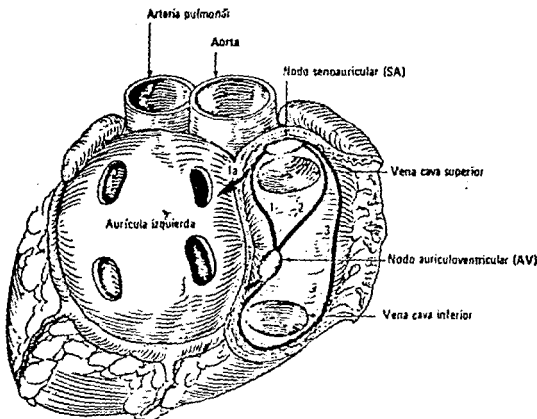


Repolarización que se ha completado

En los experimentos realizados en tiras aisladas de músculo, la onda de repolarización es opuesta a la de la despolarización. Sin embargo, este dato no prueba que tenga lugar una repolarización en la misma dirección en el corazón humano intacto.

#### ANATOMIA Y FISILOGIA DEL SISTEMA DE CONDUCCION

El corazón tiene la capacidad inherente de iniciar y conducir los impulsos que estimulan la contracción muscular. Esta capacidad se localiza en el tejido neuromuscular conocido como el sistema de conducción. El sistema de conducción consiste de (1) el nodo senoauricular (SA), (2) las vías internodales auriculares, (3) el nodo auriculoventricular (AV), (4) el haz de His, (5) las ramas fasciculares derecha e izquierda y (6) el sistema de Purkinje.



Esquema diagramático de las vías auriculares internodales vistas desde la cara posterior del corazón, en la que se ha eliminado la pared posterior de la aurícula derecha. (1) Tracto internodal anterior. (1a) Rama del tracto internodal anterior a la aurícula izquierda. (2) Tracto internodal medio. (3) Tracto internodal posterior.

#### Nodo SA

Normalmente el latido cardiaco es controlado por impulsos rítmicos que nacen en el nodo SA y este último es, por lo tanto, el marcapaso cardiaco. Consiste de un haz de tejido neuromuscular que mide aproximadamente 5 X 20 mm que está situado en la superficie endocárdica de la aurícula derecha en la unión de la vena cava superior y el apéndice de la aurícula derecha. El impulso se propaga en seguida a través de ambas aurículas y produce la onda P.

#### Vías auriculares Internodales

La conducción a través de las aurículas tiene lugar a lo largo de 3 haces de miocardio que contienen fibras de tipo Purkinje: (1) el tracto internodal anterior (Bachmann) sale del nodo SA en dirección anterior y rodea la vena cava superior y la pared anterior de la aurícula derecha. Ahí se divide en dos haces de fibras, uno que penetra en la aurícula izquierda y otro que cursa sobre la porción anterior del tabique interauricular y desciende oblicuamente detrás de la raíz de la aorta para penetrar en el margen anterosuperior del nodo AV. (2) El tracto internodal medio (Wenckebach) sale del margen posterior del nodo SA, rodea la vena cava superior y sigue un curso a lo largo de la porción posterior del tabique interauricular para entrar al margen superior del nodo AV. (3) El tracto internodal posterior (Thorel) sale del margen posterior del nodo SA y sigue el curso de la crista terminalis de la cresta de Eustaquio para entrar en el margen posterior del nodo AV. Hay extensiones laterales de este tracto que se ramifican sobre la superficie dorsal de la aurícula derecha. Entre los 3 tractos hay fibras que interconectan y se fusionan inmediatamente por encima del nodo AV. Algunas de estas fibras no penetran en el nodo AV sino que lo saltan; pueden volver a entrar al sistema de conducción en un sitio distal al nodo AV.

#### Nodo AV

Este haz de tejido neuromuscular especializado mide 2 X 5 mm. Se encuentra en la superficie endocárdica en el lado derecho del tabique interauricular inmediatamente por debajo del orificio de entrada del seno coronario. El impulso que se ha difundido a través de ambas aurículas entra al nodo AV y normalmente se detiene aproximadamente 0.07 seg.

#### Haz de Hiz

El haz de Hiz se continúa directamente con la

porción inferior del nodo AV. Mide aproximadamente 20 mm de longitud y está situado en la superficie endocárdica de la pared derecha del tabique interauricular, inmediatamente por encima del tabique interventricular. El haz de His no es una masa homogénea de tejido de conducción, sino que consiste de múltiples tractos longitudinales individuales. Es probable que haya tractos específicos que se continúan con ramas del haz igualmente específicas.

#### Ramas del Haz

La rama derecha nace del haz de His y cursa a lo largo de la superficie endocárdica de la pared derecha del tabique interventricular. La rama derecha se divide distalmente en 3 porciones (anterior, lateral y posterior). De estas nacen arbolizaciones de las fibras de Purkinje y se distribuyen sobre la superficie endocárdica del ventrículo derecho y la porción distal del tabique interventricular.

En el lado izquierdo del tabique se ve que nacen 3 ramas fasciculares a partir del haz de His. La más próxima es el fascículo posterior izquierdo que se distribuye como una gruesa banda de fibras sobre las superficies posterior e inferior del endocardio del ventrículo izquierdo. Inmediatamente distal al origen del fascículo posterior, se encuentra el fascículo anterior izquierdo que se distribuye como una angosta banda de fibras sobre las superficies anterior y superior del endocardio del ventrículo izquierdo. Hay fibras individuales que nacen de las porciones proximales de los fascículos anterior izquierdo y posterior izquierdo del tabique interventricular. Este es el fascículo septal. Las porciones del fascículo anterior entran a las superficies anterior y superior del tabique, y las del fascículo posterior entran en las porciones posterior e inferior del tabique. Así pues, el sistema de ramas fascicular consiste de 4 fascículos: (1) una rama derecha, (2) un fascículo posterior izquierdo, (3) un fascículo anterior izquierdo y (4) un fascículo septal izquierdo.

La porción media del tabique interventricular se activa normalmente de izquierda a derecha. Las fibras de Purkinje nacen más próximas a partir de las divisiones de la rama izquierda que de la rama derecha del haz de His y entran en el lado izquierdo del tabique, al cual activan en primer término. La onda de excitación de izquierda a derecha produce la negatividad inicial de la cavidad ventricular izquierda y la positividad inicial de la cavidad ventricular derecha. Produce una fuerza orientada a la derecha y adelante,

### Sistema de Purkinje

Después de atravesar la rama derecha del haz de His y las ramas fasciculares del haz izquierdo, el impulso pasa a las múltiples ramificaciones del sistema de Purkinje que cubren las superficies subendocárdicas de ambos ventrículos. El impulso sigue viajando en seguida perpendicularmente del endocardio a la superficie epicárdica del miocardio ventricular el que produce el resto del complejo QRS.

La región anteroseptal del ventrículo derecho es el sitio de activación más temprana de la pared ventricular libre. La región posterobasal del ventrículo izquierdo, el cono pulmonar y la porción más alta del tabique interventricular se activan al último.

### ELECTRODOS

Los potenciales bioeléctricos generados en el cuerpo son potenciales iónicos, producidos por un flujo de corriente iónica. Para medir estos potenciales iónicos eficientemente, deben ser convertidos en potenciales electrónicos antes de que pueden ser medidos por métodos convencionales.

Los dispositivos que convierten potenciales iónicos en potenciales electrónicos son llamados electrodos.

Los electrodos usados para medir biopotenciales son piezas de metal que pueden ser colocados sobre o dentro del cuerpo, cuyos flujos pueden ser considerados como electrolitos. Cuando un metal está en contacto con una solución electrolítica, una reacción electroquímica produce una diferencia de potencial (un voltaje) entre el metal y la solución. Las reacciones químicas que se dan lugar entre metales y electrolitos influyen en el desarrollo de electrodos fisiológicos.

La diferencia de potencial entre las terminales de los electrodos fisiológicos en contacto con el cuerpo es llamada voltaje de desajuste (offset) de electrodos. Si los electrodos fueran químicamente idénticos (una suposición ideal), el valor de desajuste sería igual a cero. En la práctica, los electrodos tienen algunas diferencias químicas. Debido a esto usualmente hay algún valor de voltaje de desajuste (offset) entre las terminales de electrodos fisiológicos cuando éstos han sido aplicados.

El valor y polaridad de el potencial del electrodo depende en gran medida del tipo de material usado. Por lo general, el voltaje de CD de desajuste (offset) excede el

valor de la medición de la variable fisiológica. Un gran voltaje de desajuste (offset) puede interferir o influir en la medición y provocar una respuesta errónea.

Algunos experimentos han mostrado que la actividad química a raíz de la colocación de los electrodos puede causar la aparición de fluctuaciones de voltaje (ruido) sin ninguna entrada fisiológica. Estas variaciones pueden también aparecer como respuestas. Ambos el voltaje y el ruido pueden ser reducidos mediante la adecuada elección de los materiales del electrodo o, en algunos casos, a través de un tratamiento especial. Se ha encontrado que el electrodo "plata-cloruro de plata (Ag-AgCl)" es el tipo de electrodo más estable y que su potencial de electrodo es de un valor bajo. Este tipo de electrodo se prepara cubriendo químicamente una pieza de plata casi pura con cloruro de plata, una sal. El cubrimiento es normalmente hecho colocando una pieza de plata limpia en una solución de cloruro de sodio. Es colocada una segunda pieza de plata en la solución, y ambas son conectadas a una fuente de voltaje de CD haciendo el electrodo a ciorar positivo con respecto al otro. Los iones de plata se combinan con los iones clorados de la solución de sal produciendo así una delgada película de moléculas de cloruro de plata neutro la cual cubre al electrodo de plata. Cuando este tipo de electrodo se limpia después de usarse, debe tenerse cuidado de no dañar la cubierta de cloruro de plata.

Cuando un electrodo está en contacto con la superficie de la piel, hay una cierta resistencia en la interfase electrodo-piel. Los aparatos de registro fisiológico requieren que los electrodos hagan buen contacto (baja resistencia) con la piel. Dado que las capas maPh's externas de la piel en gran medida son de células muertas, junto con cierta cantidad de grasa, la resistencia eléctrica de la piel es alta comparada con la resistencia de los flujos corporales. Al colocar los electrodos superficiales, el lugar de aplicación es por lo general preparado o tratado para bajar la resistencia de la piel. Las capas de células muertas pueden ser retiradas con alcohol o con algún otro agente limpiador. Debe entonces aplicarse una jalea o pasta conductiva (electrolítica) en el electrodo y la piel formando así un puente entre los iones en el cuerpo y la superficie del electrodo y para asegurar un valor bajo de resistencia en la interfase electrodo-piel. Los electrodos de superficie generalmente tienen resistencias de 2000 a 10000 Ohms.

A través de desarrollos recientes, los electrodos desechables pueden ser usados por extensos periodos de tiempo en aplicaciones de monitoreo continuo con muy poca molestia al paciente. Soportes plásticos flexibles y suaves anillos plásticos adhesivos permiten a los electrodos adaptarse al contorno del cuerpo. También, cuando son aplicados, los anillos de plástico tienden a impedir que entre el aire a los electrodos y se seque la jalea. Por lo tanto la baja resistencia de la piel puede mantenerse por periodos de tiempo relativamente largos.

### TRAZOS ELECTROCARDIOGRAFICOS

La cuadrícula electrocardiográfica

El papel electrocardiográfico está graficado con líneas horizontales y verticales a intervalos de 1mm. Se observa una línea más gruesa cada 5mm. el tiempo se mide en las líneas horizontales: 1 mm = 0.04seg; 5 mm = 0.2 seg. El voltaje se mide en las líneas verticales y se expresa en mm (10 mm = 1 mV). En la práctica electrocardiográfica habitual, la velocidad es una señal del mV que produce una deflexión de 10 mm.



### COMPLEJOS ELECTROCARDIOGRAFICOS NORMALES

Las letras mayúsculas (Q,R,S) se refieren a ondas relativamente grandes (de más de 5 mm); las letras pequeñas (q,r,s) se emplean para ondas relativamente pequeñas (de menos de 5 mm).



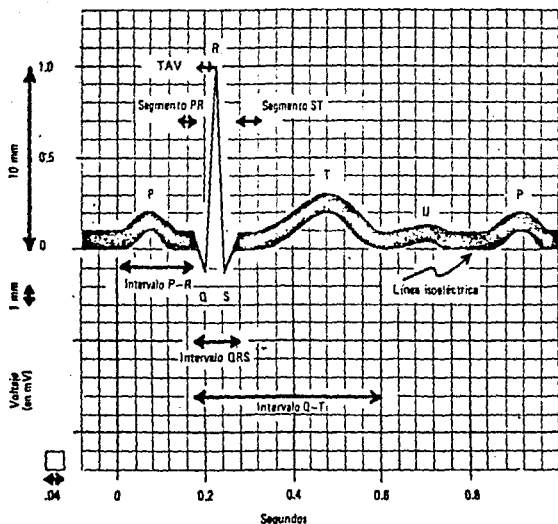


Diagrama de los complejos, intervalos y segmentos electrocardiográficos.

El voltaje de las deflexiones positivas (P, R positiva y T positiva) se mide desde la porción superior de la línea de base hasta el vértice de las ondas.

El voltaje de las deflexiones negativas (ondas P, Q, S, T invertida) se mide desde la porción inferior de la línea de base hasta el nadir de la onda.

## FUNCIONAMIENTO Y DESCRIPCION DEL ELECTROCARDIOGRAFO

El electrocardiografo se divide en dos partes: una parte aislada conectada al paciente como protección contra cualquier falla y una parte no aislada conectada a la línea de alimentación.

Se aísla con un convertidor DC-DC con tierra flotada; esta tierra flotada es conectada a la pierna derecha del paciente y la forma de la señal generada en el cuerpo se pasa de la parte aislada a la no aislada por medios ópticos.

En la parte que no está aislada se amplifica y se filtra la forma de onda generada para poder graficarla o visualizarla en una pantalla.

Debido a que el límite de corriente de fuga hacia un humano no debe pasar de 10 mA, la fuente aislada tiene un límite de corriente y voltaje y por lo tanto los elementos que conforman esta parte también son de bajo consumo de corriente (y básicamente son amplificadores operacionales, resistencias, capacitores, multiplexores, un diodo zener, un contador, leds, compuertas inversoras, and y nor) las especificaciones de los elementos están en el apéndice A). Esta parte también está conectada al desfibrilador de 5000V; para esta parte se aísla el electrocardiografo por medio de focos de neón y una red de diodos, lo cual también protege al circuito cuando haya una falla y se estén utilizando en conjunción con otros aparatos en cirugía.

El electrocardiografo comprende las siguientes etapas:

La señal eléctrica generada por el corazón es captada por medio de cinco electrodos colocados según la red de Wilson; esta señal se mete a unos (Buffers) amplificadores configurados como seguidor con el objeto de quitarles ruido, los cuales también compensan el offset generado en los amplificadores, la configuración no inversora de los seguidores asegura una alta impedancia de entrada; en esta etapa se tiene una realimentación negativa con un amplificador sumador para quitar el offset generado por el cuerpo en donde se fuerza a que la conexión de referencia (tierra) en la pierna derecha asuma un voltaje igual a la suma de voltajes de las otras cercas, tomando la interferencia de la señal del ECG del paciente, y regresa una señal al paciente la cual cancela la señal de interferencia alrededor de él. La corriente de retroalimentación nunca excede la corriente alrededor de la cual flota el paciente. Este amplificador no constituye un peligro y es el mejor limpiador de la señal de ECG, provee además al paciente de un

aislamiento a tierra y el arreglo incrementa el rechazo de modo común necesario ya que las señales del corazón pueden estar envueltas con ruido muscular, voltajes residuales de electrodos y ruido de 60 Hz; el alto rechazo en modo común es necesario también para un buen monitoreo en ancho de banda que se maneja (DC - 100 Hz).

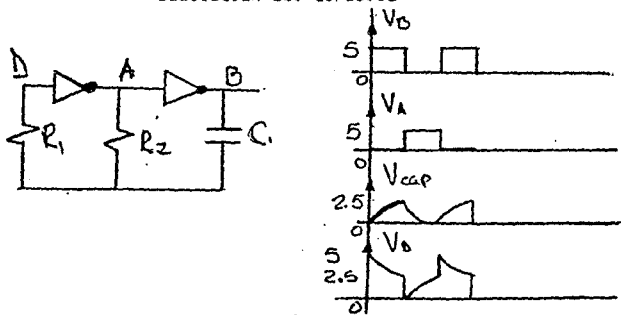
Ya sin offset la señal del cuerpo se mete a la red de Wilson que está diseñada para dar las derivaciones estándar que generalmente son requeridas por norma. Para formar la red, las resistencias tienen que quedar aproximadamente una proporción de 1, 2 y 3 en sus valores; nosotros elegimos para evitar desajustes de offset, debido a que la señal se suma y resta através de la red los valores de 100k, 220k y 330k porque son los valores adecuados para disminuir los efectos de ruido y offset y además son más estables respecto a la temperatura.

A la misma altura tenemos una etapa de calibración en donde se introduce una señal calibrada (1 mV por norma) a la entrada para facilitar el sistema de monitoreo ayudando a que el medico tenga una referencia para las variables del electro. Este circuito opera switcheando la señal de entrada. Esta señal es generada con un diodo zener y un divisor de voltaje hecho de resistencias de precisión.

Selector Digital: nos sirve para elegir la derivación necesaria a examinar multiplexando las señales e indicándonos con leds la selección en la que nos encontramos; conformado con switch up/down, oscilador RC y entregándonos la señal en forma diferencial.

El funcionamiento del oscilador se explica a continuación:

Oscilación del circuito



R1 puede funcionar como una limitante de corriente en los cambios bruscos y el circuito puede oscilar sin R1

El contador y los multiplexores son comerciales y las especificaciones se encuentran en el apéndice A.

Después del selector la señal del ECG va a un preamplificador, que es un amplificador diferencial y que conjugado con los buffers nos da un amplificador de instrumentación con alto rechazo a modo común y ganancia: en este amplificador diferencial se eliminan los voltajes que pudieran originarse en la polarización de los electrodos. La función del amplificador diferencial es amplificar la diferencia entre dos señales, por lo tanto, ninguna señal que sea común a las dos entradas deberá tener algún efecto sobre el voltaje de salida; también se involucra un voltaje en modo común: idealmente cuando el voltaje en modo diferencial es grande el voltaje en modo común debe ser cero, de esto obtenemos una cantidad llamada relación de rechazo en modo común: idealmente cuando el voltaje en modo diferencial es grande el voltaje en modo común debe ser cero, de esto obtenemos una cantidad llamada relación de rechazo en modo común y que sirve como figura de mérito de los amplificadores diferenciales. La etapa de amplificadores debe cumplir los requisitos de guardar la fidelidad de la señal y minimizar el ruido existente, esto significa que debe tener una gran impedancia de entrada y un elevado rechazo en modo común: la ganancia total para las etapas de amplificación por norma es de 2000 1000 y 500. En seguida un filtro paso altas de primer orden, el cual defasa la señal 90 grados y tenemos una ganancia unitaria, otro amplificador con ajuste de offset y ganancia para alimentar el VCO y el cual adapta la impedancia para el VCO.

Se tiene un modulador con un VCO y un fotodiodo en la parte aislada; en la parte no aislada se tiene un fotoreceptor, un demodulador con un PLL sintonizado para el VCO modulador; un filtro (el comportamiento del filtro se muestra en la gráfica correspondiente). Este elemento es del tipo Butterworth con realimentación múltiple el cual mantiene una ganancia aproximadamente constante pero un retardo grande; el retardo es el que determina el orden del filtro (para el retardo máximo permitido por las normas de 4.5 ms. en 0.5-100 Hz a la salida), es necesario un filtro de tercer orden el cual nos defasa la señal 270 grados y que conjugado con el filtro paso altas de primer orden la fase queda finalmente a 360 grados. Un ajustador de offset con ganancia se agregó en la última etapa con el voltaje suficiente para mover el nivel de la señal y controlar su posición; un seguidor emisor para acoplamiento de impedancias al graficador; y la fuente aislada que es en base a un

transferidor de aislamiento

## CONCLUSIONES

En la construcción del circuito unicamente faltó la graficadora ya que la prevista para el mismo falló y no se pudo reparar debido a no encontrar el chip por lo que se monitorearon las gráficas en un osciloscopio. Cabe mencionar que se dejó el circuito con controles listos para adaptar a cualquier graficadora.

La señal a la salida del circuito cumple con las normas internacionales básicas establecidas para los electrocardiografos. Este proyecto se desarrolló en el C.E.D.A.T. en el semestre pasado.

Todos los elementos utilizados en su construcción se encuentran fácilmente a la venta en el país a excepción del transformador de aislamiento que no se encuentra aquí; en los E.U. existen varios tipos que pueden servir como fuente aislada encontrando los más baratos por mayoreo.

El costo aproximado de todos los elementos fué de 210000 más 86 dolares haciendo un total de 400000 pesos, pudiendo salir si se compra el transformador por mayoreo en 240000 pesos.

Podemos concluir que nuestro proyecto si cumplió los objetivos planteados y que entre las satisfacciones personales estuvo el trabajo en equipo que es el medio ambiente ingenieril así como el darnos cuenta de como se acopla un circuito integrando la formación de conocimientos que tenemos en nuestra facultad.

## APENDICE A

## RESUMEN DE NORMAS PARA EL ELECTROCARDIOGRAFO

### I Denominación de las Terminales de las Extremidades.

R Brazo Derecho  
L Brazo Izquierdo  
F Pierna Izquierda  
N Pierna Derecha (aún cuando puede colocarse en cualquier parte del cuerpo)

### II Derivaciones Aumentadas Según Goldberger.

Se forma al conectar un electrodo de las extremidades con el punto medio de las otras dos extremidades mediante dos resistencias del mismo valor:

aVr de R al punto medio formado por L y F  
aVl de L al punto medio formado por R y F  
aVf de F al punto medio formado por R y L

### III Polaridad de los Electrodo.

Derivación	Polo Positivo	Polo Negativo
I	L	R
II	F	R
III	F	L
IV	C	R,L,F
aVr	R	L y F
aVl	L	R y F
aVf	F	R y L

### IV Código de colores para las derivaciones

Derivación	Color
R	Rojo
L	Amarillo
F	Verde
C	Blanco
CA	Blanco y Rojo
CB	Blanco y Amarillo
CC	Blanco y Verde
CD	Blanco y Negro
CF	Blanco y Violeta
CG	Blanco y Naranja
CH	Blanco y Azul
CI	Blanco y Rosa
CK	Blanco y Gris
N	Negro



#### V Selector

Como mínimo debe tener el selector las siguientes derivaciones: I, II, III, la V y botón de calibración ó prueba.

#### VI Impedancia de Entrada del Circuito.

Entre cualquier par de conexiones y en todas las posiciones del selector debe ser la impedancia de entrada de por lo menos 300 K dentro del rango de 0.1 a 200 Hz. Este valor es suficientemente grande para obtener una señal sin distorsión siempre y cuando el valor de la impedancia entre la piel y el electrodo sea menor a 30 K

#### VII Corriente de Fuga.

El valor de la corriente de fuga entre nodos no debe exceder los 0.1 microampers.

#### VIII Calibración

El selector debe tener una posición denominada prueba o calibración y mediante ella debe aplicarse un pulso de 1 mV que no varíe en más del 5% de su valor en los primeros 2 seg.

#### IX Ajuste de la Línea del Cero.

Este valor deberá mantenerse dentro de un rango menor o igual a + 10 mm del valor real siempre y cuando el valor total del área efectiva de escritura sea de 20 mm como mínimo.

#### X Nivel de Ruido.

Bajo condiciones de trabajo normales la línea del cero no deberá ensancharse más de 10 V.

#### XI Distorsión.

La señal deberá estar libre de toda distorsión ya sea lineal o alíneal.

## XII Características de Amplitud y Frecuencia.

Una señal senoidal con una amplitud de 1 mV de pico no deberá variar en más del 5% ni del -10% del valor conseguido a 10Hz dentro de todo el rango comprendido entre 0.3 y 60 Hz.

## XIII Sensitividad.

Cada canal tendrá un ajuste que pueda variar por lo menos 15 mm/mV de manera tal que el voltaje de medición no sobrepase el área efectiva de escritura en la registradora el valor nominal para hacer lecturas de 10mm/mV.

## XIV CMRR

El valor mínimo del CMRR será de 40 dB.

## XV Filtro Muscular.

Para evitar que en el trazo electrocardiográfico aparezcan distorsiones debidas a la interferencia por temblor del paciente puede incluirse un filtro muscular con las siguiente respuesta en frecuencia -3 dB entre 25 y 30 Hz. y -20 dB entre 250 y 300 Hz.

La fase se mantendrá dentro de 4ms entre 3 y 60 Hz.

## XVI Amortiguamiento.

El circuito podrá admitir un sobrepico máximo del 10% para una señal de 1mV.

## XVII Constante de Tiempo.

Si se coloca a la entrada del EKG una señal de CD de 1 mV y se retira repentinamente, el valor registrado deberá ser hasta el primer cruce por la línea del cero equivalente a 1.5 seg.

## XVIII Tolerancia en el Registro.

Una seál senoidal con un valor de 1 mV de pico a pico a la entrada del instrumento deberá mantenerse dentro de un rango del 10% de su valor en su representación gráfica entre 0.3 y 60 Hz. Las señales de hasta 0.2 mm deberán poder registrarse, las señales cuya amplitud sea de

0.5, 1 y 2 mm deberán registrarse con un error máximo de 0.2mm.

El papel para graficar tendrá un ancho de 35mm

El área efectiva mínima de trabajo será de 25mm

Las velocidades de trabajo serán de 25 y 50

mm/seg.

## B I B L I O G R A F I A

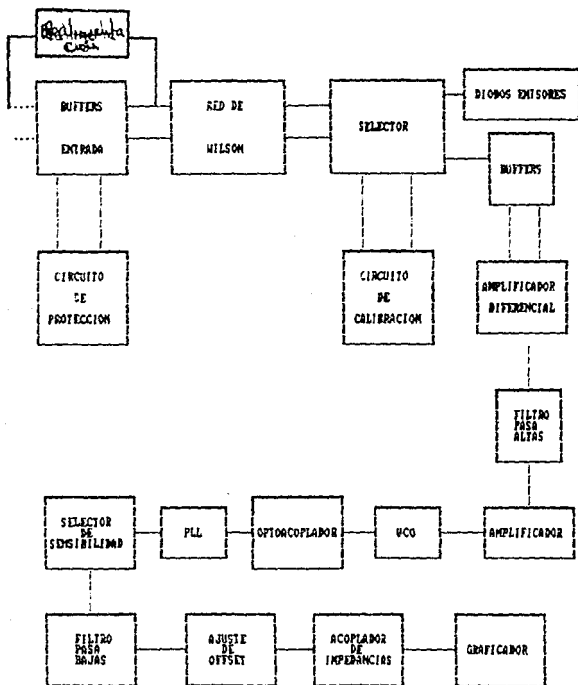
- (1)- Burch, De Pasquale, A History of Electrocardiography
- (2)- Cromwell, L., Weibell, F., Pfeiffer, E. Biomedical Instrumentation and Measurements, 2a. Edición, 1980, Prentice Hall
- (3)-DIN 13 401, Elektrokardiographen, Normas Alemanas para Electrocardiografos, 1971, Deutsche Elektrotechnische Kommission
- (4)-Geddes, L. A., Baker, L.E., Principles of Applied Biomedical Instrumentation, 2a. Edición, 1975, John Wiley and Sons
- (5)- Goldman, Mervin J., Principles of Clinical Electrocardiography, 3a. Edición, 1964, Lange Medical Publications
- (6)-Graeme, J., Tobey, G., Huelsman, L. P., Operational Amplifiers, Design and Applications, 1971, McGraw Hill
- (7)- Hnatek, E.R., Applications of Linear Integrated Circuits, 1979,
- (8)-IS: 8048, Indian Standards, Normas Hindúes para Electrocardiografos, 1976,
- (9)- National Semiconductor, Linear Databook, Edición 1982, National Semiconductor Corporation
- (10)-National Semiconductor, Voltage Regulator Handbook, Edición 1980, National Semiconductor Corporation
- (11)- National Semiconductor, Logic Databook Volume I, Edición 1984, National Semiconductor Corporation
- (12)-Siemens, Handbook of Electromedicine: Basic Principles, Applications, Equipment, 1983, John Wiley
- (13)-Texas Instruments, The Optoelectronics Data Book for Design Engineers, 5a. Edición, 1978, Texas Instruments Inc.
- (14)- Texas Instruments, Manual de Semiconductores de Silicio, Edición Técnica 82 / 83, Texas Instruments Inc.

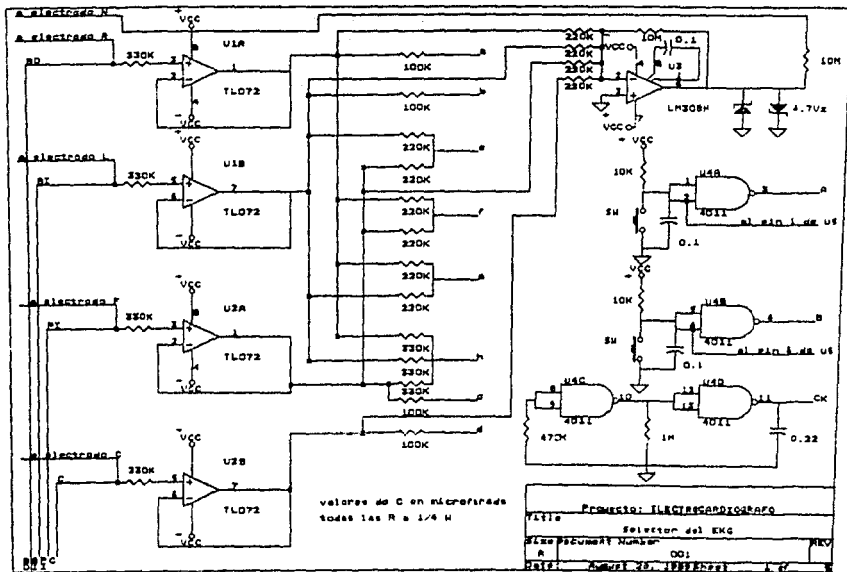
(15)- Webster, J.G., et al, Medical Instrumentation: Applications and Design, 1979, Houghton Mifflin

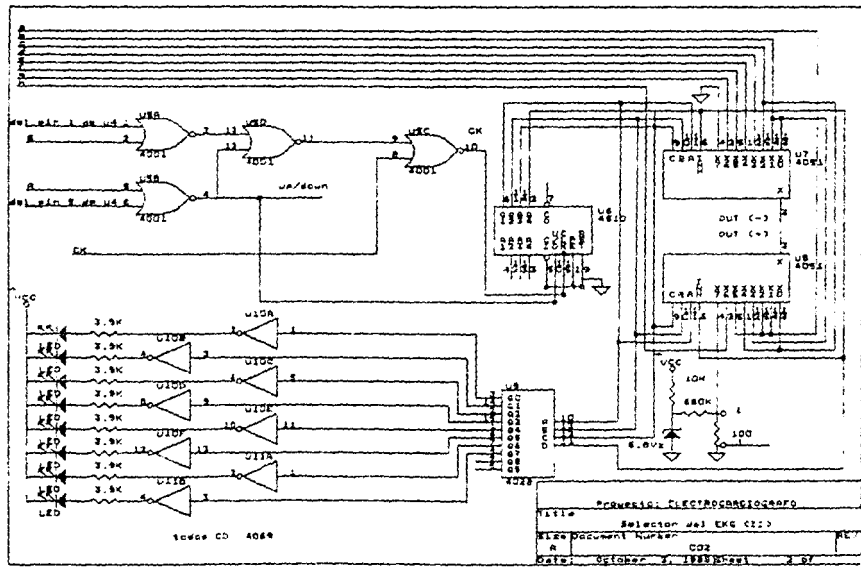
#### PAQUETES DE COMPUTADORA UTILIZADOS

- (1) smARTWORK, para diseño de circuitos impresos
- (2) DRCAD, para el diseño de circuitos a base de símbolos eléctricos
- (3) Flowchart, para el diseño del diagrama de bloques
- (4) Wordstar Pro, para la edición del trabajo escrito

## DIAGRAMA DE BLOQUES DEL ELECTROCARDIOGRAFO

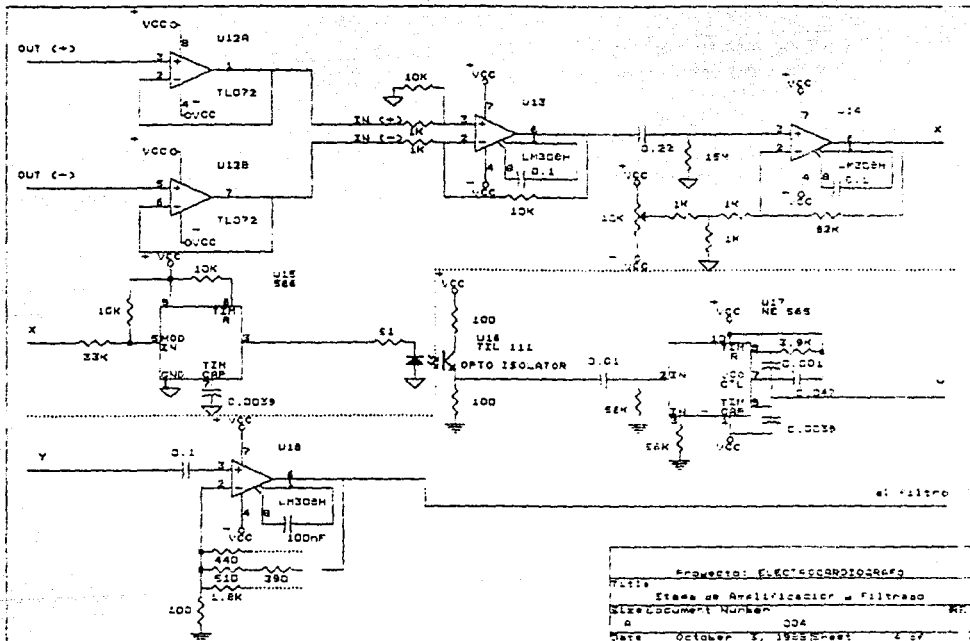


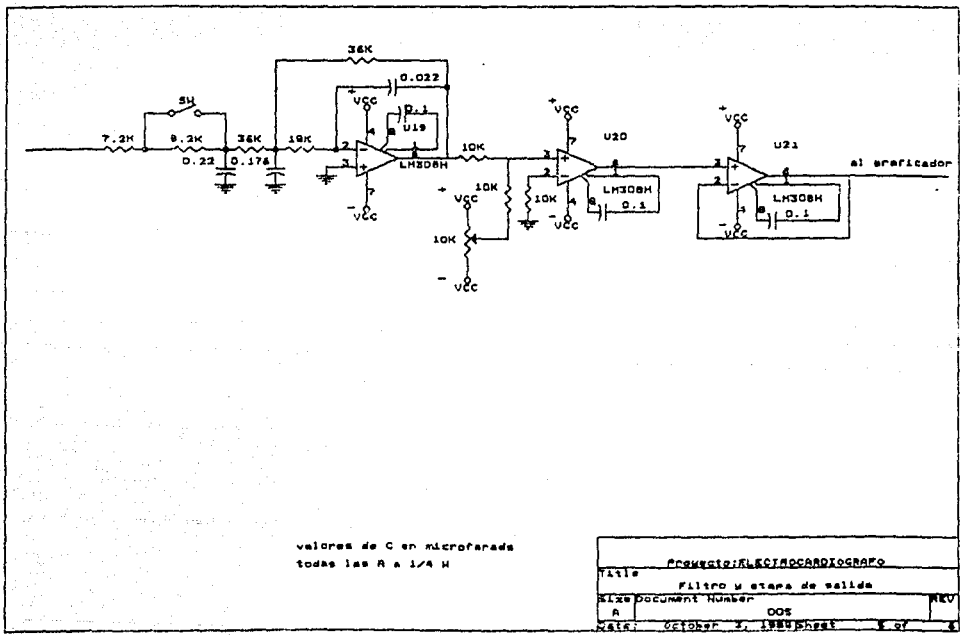






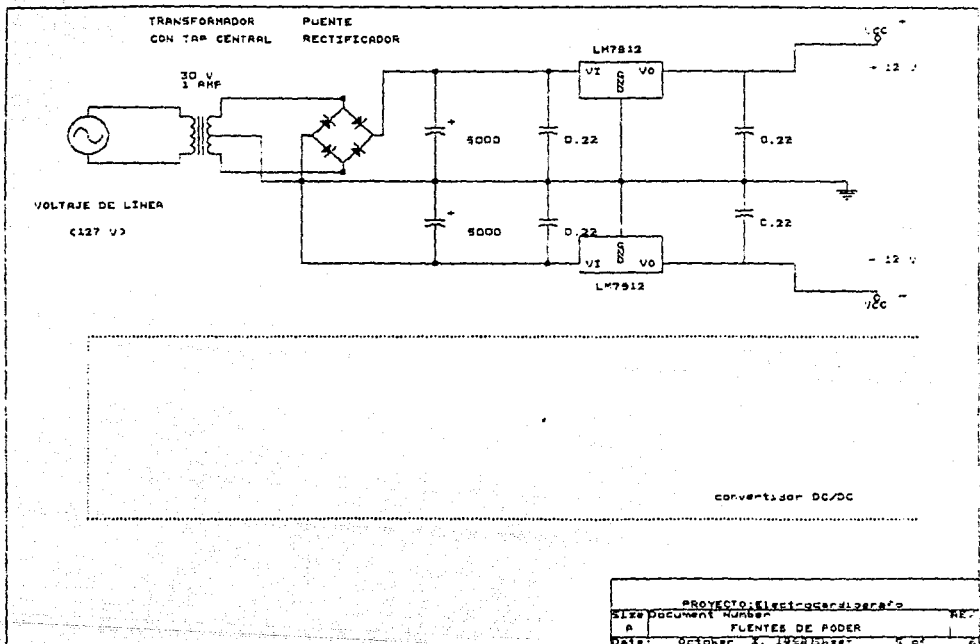






valores de C en microfarads  
todas las R a 1/4 W

Proyecto: ELECTROCARDIOGRAFO	
Title Filtro y etapa de salida	
Size Document Number	
A	005
Date: October 3, 1980	Sheet 5 of 6



PROYECTO: Elect-generales		
Size	Document Number	REV.
A	FUENTES DE PODER	1
Date:	October 3, 1952	5 of 2

**Absolute Maximum Ratings** (Note 1)

Package on Any Pin  $V_{SS} - 0.3V$  to  $V_{DD} + 0.3V$   
 Operating Temperature Range  $-55^{\circ}C$  to  $+125^{\circ}C$   
 CD4001M, CD4011M  $-40^{\circ}C$  to  $+85^{\circ}C$   
 CD4001C, CD4011C

Storage Temperature Range  $-65^{\circ}C$  to  $+150^{\circ}C$   
 Package Dissipation 500 mW  
 Operating  $V_{DD}$  Range  $V_{SS} + 3.0V$  to  $V_{SS} + 15V$   
 Lead Temperature (Soldering, 10 seconds)  $300^{\circ}C$

**DC Electrical Characteristics** — CD4001M, CD4011M

Parameter	Conditions	Limits						Units
		$-55^{\circ}C$		25 $^{\circ}C$		125 $^{\circ}C$		
		Min.	Max.	Min.	Typ.	Max.	Min.	
Quiescent Device Current	$V_{DD} = 5.0V$		0.05		0.001	0.05	3.0	$\mu A$
	$V_{DD} = 10V$		0.1		0.001	0.1	6.0	$\mu A$
Quiescent Device Dissipation/Package	$V_{DD} = 5.0V$		0.25		0.005	0.25	15	$\mu W$
	$V_{DD} = 10V$		1.0		0.01	1.0	60	$\mu W$
Output Voltage Low Level	$V_{DD} = 5.0V, V_i = V_{DD}, I_O = 0A$		0.05		0	0.05	0.05	V
	$V_{DD} = 10V, V_i = V_{DD}, I_O = 0A$		0.05		0	0.05	0.05	V
Output Voltage High Level	$V_{DD} = 5.0V, V_i = V_{SS}, I_O = 0A$	4.95		4.95	5.0	4.95		V
	$V_{DD} = 10V, V_i = V_{SS}, I_O = 0A$	9.95		9.95	10	9.95		V
Noise Immunity (All Inputs)	$V_{DD} = 5.0V, V_O = 3.6V, I_O = 0A$	1.5		1.5	2.25	1.4		V
	$V_{DD} = 10V, V_O = 7.2V, I_O = 0A$	3.0		3.0	4.5	2.9		V
Noise Immunity (All Inputs)	$V_{DD} = 5.0V, V_O = 0.95V, I_O = 0A$	1.4		1.5	2.25	1.5		V
	$V_{DD} = 10V, V_O = 2.9V, I_O = 0A$	2.9		3.0	4.5	3.0		V
Output Drive Current: N Channel (4001)	$V_{DD} = 5.0V, V_O = 0.4V, V_i = V_{DD}$	0.5		0.40	1.0	0.28		mA
	$V_{DD} = 10V, V_O = 0.5V, V_i = V_{DD}$	1.1		0.9	2.5	0.65		mA
Output Drive Current: P Channel (4001)	$V_{DD} = 5.0V, V_O = 2.5V, V_i = V_{SS}$	-0.62		-0.5	-2.0	-0.35		mA
	$V_{DD} = 10V, V_O = 9.5V, V_i = V_{SS}$	-0.62		-0.5	-1.0	-0.35		mA
Output Drive Current: N Channel (4011)	$V_{DD} = 5.0V, V_O = 0.4V, V_i = V_{DD}$	0.31		0.25	0.5	0.175		mA
	$V_{DD} = 10V, V_O = 0.5V, V_i = V_{DD}$	0.63		0.5	0.6	0.35		mA
Output Drive Current: P Channel (4011)	$V_{DD} = 5.0V, V_O = 2.5V, V_i = V_{SS}$	-0.31		-0.25	-0.5	-0.175		mA
	$V_{DD} = 10V, V_O = 9.5V, V_i = V_{SS}$	-0.75		-0.6	-1.2	-0.4		mA
Input Current					10			pA

Note 1: Absolute Maximum Ratings are those values beyond which the safety of the device cannot be guaranteed. Except for Storage Temperature Range, they are not meant to imply that the devices should be operated at these limits. The table of Electrical Characteristics provides conditions for actual device operation.

**DC Electrical Characteristics — CD4001C CD4011C**

Parameter	Conditions	Limits						
		-40°C		25°C		80°C		
		Min.	Max.	Min.	Typ.	Max.	Min.	Max.
$I_Q$ Quiescent Device Current	$V_{DD} = 5.0V$	0.5		0.005		0.5		15
	$V_{DD} = 10V$	5.0		0.005		5.0		30
$P_D$ Quiescent Device Dissipation/Package	$V_{DD} = 5.0V$	2.5		0.025		2.5		75
	$V_{DD} = 10V$	50		0.05		50		300
$V_{OL}$ Output Voltage Low Level	$V_{DD} = 5.0V, V_i = V_{DD}, I_O = 0A$	0.05		0		0.05		0.05
	$V_{DD} = 10V, V_i = V_{DD}, I_O = 0A$	0.05		0		0.05		0.05
$V_{OH}$ Output Voltage High Level	$V_{DD} = 5.0V, V_i = V_{SS}, I_O = 0A$	4.95		4.95		5.0		4.95
	$V_{DD} = 10V, V_i = V_{SS}, I_O = 0A$	9.95		9.95		10		9.95
$V_{NI}$ Noise Immunity (All Inputs)	$V_{DD} = 5.0V, V_O = 3.6V, I_O = 0A$	1.5		1.5		2.25		1.4
	$V_{DD} = 10V, V_O = 7.2V, I_O = 0A$	3.0		3.0		4.5		2.9
$V_{NH}$ Noise Immunity (All Inputs)	$V_{DD} = 5.0V, V_O = 0.95V, I_O = 0A$	1.4		1.5		2.25		1.5
	$V_{DD} = 10V, V_O = 2.9V, I_O = 0A$	2.9		3.0		4.5		3.0
$I_{ON}$ Output Drive Current N-Channel (4001)	$V_{DD} = 5.0V, V_O = 0.4V, V_i = V_{DD}$	0.35		0.3		1.0		0.24
	$V_{DD} = 10V, V_O = 0.5V, V_i = V_{DD}$	0.72		0.6		2.5		0.48
$I_{OP}$ Output Drive Current P-Channel (4011)	$V_{DD} = 5.0V, V_O = 2.5V, V_i = V_{SS}$	-0.35		-0.3		-2.0		-0.24
	$V_{DD} = 10V, V_O = 9.5V, V_i = V_{SS}$	-0.3		-0.25		-1.0		-0.2
$I_{ON}$ Output Drive Current N-Channel (4011)	$V_{DD} = 5.0V, V_O = 0.4V, V_i = V_{DD}$	0.145		0.12		0.5		0.095
	$V_{DD} = 10V, V_O = 0.5V, V_i = V_{DD}$	0.3		0.25		0.6		0.2
$I_{OP}$ Output Drive Current P-Channel (4011)	$V_{DD} = 5.0V, V_O = 2.5V, V_i = V_{SS}$	-0.145		-0.12		-0.5		-0.095
	$V_{DD} = 10V, V_O = 9.5V, V_i = V_{SS}$	-0.35		-0.3		-1.2		-0.24
$I_I$ Input Current						10		

**AC Electrical Characteristics**  $T_A = 25^\circ\text{C}$ ,  $C_L = 15\text{ pF}$ , and input rise and fall times = 20 ns.  
Typical temperature coefficient for all values of  $V_{DD} = 0.3\%/^\circ\text{C}$

Parameter	Conditions	Min.	Typ.	Max.	Units
<b>CD4001M</b>					
$t_{PHL}$ Propagation Delay Time High to Low Level	$V_{DD} = 5.0\text{ V}$ $V_{DD} = 10\text{ V}$		35 25	50 40	ns
$t_{PLH}$ Propagation Delay Time Low to High Level	$V_{DD} = 5.0\text{ V}$ $V_{DD} = 10\text{ V}$		35 25	65 40	ns
$t_{rH}$ Transition Time High to Low Level	$V_{DD} = 5.0\text{ V}$ $V_{DD} = 10\text{ V}$		65 35	125 70	ns
$t_{rL}$ Transition Time Low to High Level	$V_{DD} = 5.0\text{ V}$ $V_{DD} = 10\text{ V}$		65 35	175 75	ns
$C_{in}$ Input Capacitance	Any Input		5.0		pF
<b>CD4001C</b>					
$t_{PHL}$ Propagation Delay Time High to Low Level	$V_{DD} = 5.0\text{ V}$ $V_{DD} = 10\text{ V}$		35 25	80 55	ns
$t_{PLH}$ Propagation Delay Time Low to High Level	$V_{DD} = 5.0\text{ V}$ $V_{DD} = 10\text{ V}$		35 25	120 65	ns
$t_{rH}$ Transition Time High to Low Level	$V_{DD} = 5.0\text{ V}$ $V_{DD} = 10\text{ V}$		65 35	200 115	ns
$t_{rL}$ Transition Time Low to High Level	$V_{DD} = 5.0\text{ V}$ $V_{DD} = 10\text{ V}$		65 35	300 125	ns
$C_{in}$ Input Capacitance	Any Input		5.0		pF

**AC Electrical Characteristics**  $T_A = 25^\circ\text{C}$ ,  $C_L = 15\text{ pF}$ , and input rise and fall times = 20 ns.  
Typical temperature coefficient for all values of  $V_{DD} = 0.3\%/^\circ\text{C}$

Parameter	Conditions	Min.	Typ.	Max.	Units
<b>CD4011M</b>					
$t_{PHL}$ Propagation Delay Time High to Low Level	$V_{DD} = 5.0\text{ V}$ $V_{DD} = 10\text{ V}$		50 25	75 40	ns
$t_{PLH}$ Propagation Delay Time Low to High Level	$V_{DD} = 5.0\text{ V}$ $V_{DD} = 10\text{ V}$		50 25	75 40	ns
$t_{rH}$ Transition Time High to Low Level	$V_{DD} = 5.0\text{ V}$ $V_{DD} = 10\text{ V}$		75 50	125 75	ns
$t_{rL}$ Transition Time Low to High Level	$V_{DD} = 5.0\text{ V}$ $V_{DD} = 10\text{ V}$		75 40	100 60	ns
$C_{in}$ Input Capacitance	Any Input		5.0		pF
<b>CD4011C</b>					
$t_{PHL}$ Propagation Delay Time High to Low Level	$V_{DD} = 5.0\text{ V}$ $V_{DD} = 10\text{ V}$		50 25	100 50	ns
$t_{PLH}$ Propagation Delay Time Low to High Level	$V_{DD} = 5.0\text{ V}$ $V_{DD} = 10\text{ V}$		50 25	100 50	ns
$t_{rH}$ Transition Time High to Low Level	$V_{DD} = 5.0\text{ V}$ $V_{DD} = 10\text{ V}$		75 50	150 100	ns
$t_{rL}$ Transition Time Low to High Level	$V_{DD} = 5.0\text{ V}$ $V_{DD} = 10\text{ V}$		75 40	125 75	ns
$C_{in}$ Input Capacitance	Any Input		5.0		pF

**Absolute Maximum Ratings** (Note 1)

(Notes 1 and 2)

VDD Supply Voltage	0 to +18V
V <sub>IN</sub> Input Voltage	-0.5 to VDD + 0.5V
T <sub>S</sub> Storage Temperature Range	-65 to +150 °C
P <sub>D</sub> Package Dissipation	500 mW
T <sub>L</sub> Lead Temperature (Soldering 10 seconds)	300 °C

**Recommended Operating Conditions**

(Note 2)

VDD Supply Voltage	3 to 15V
V <sub>IN</sub> Input Voltage	0 to VDD
T <sub>O</sub> Operating Temperature Range	55 °C to +125 °C
CD4028B5	55 °C to +125 °C
CD4028BC	40 °C to +85 °C

**DC Electrical Characteristics** CD4028BC (Note 2)

PARAMETER	CONDITIONS	-55 °C		25 °C		125 °C		UNITS
		MIN	MAX	MIN	TYP	MAX	MIN	
I <sub>DD</sub> Quiescent Device Current	VDD = 5V	1	1	0.01	1	150	μA	
	VDD = 10V	10	10	0.01	10	300	μA	
	VDD = 15V	20	20	0.02	20	600	μA	
V <sub>OL</sub> Low Level Output Voltage	I <sub>O</sub> < 1 μA, V <sub>IL</sub> = 0V, V <sub>IH</sub> = VDD			0	0.05	0.05	V	
	VDD = 5V	0.05	0	0.05	0.05	0.05	V	
	VDD = 10V	0.05	0	0.05	0.05	0.05	V	
V <sub>OH</sub> High Level Output Voltage	I <sub>O</sub> < 1 μA, V <sub>IL</sub> = 0V, V <sub>IH</sub> = VDD			0	0.05	0.05	V	
	VDD = 5V	4.95	4.95	5	4.95	4.95	V	
	VDD = 10V	9.95	9.95	10	9.95	9.95	V	
V <sub>IL</sub> Low Level Input Voltage	VDD = 5V	1.5	2.25	1.5	1.5	1.5	V	
	VDD = 10V, V <sub>O</sub> = 1V or 9V	3.0	4.5	3.0	3.0	3.0	V	
	VDD = 15V, V <sub>O</sub> = 1.5V or 13.5V	4.0	6.75	4.0	4.0	4.0	V	
V <sub>IH</sub> High Level Input Voltage	I <sub>O</sub> < 1 μA						V	
	VDD = 5V, V <sub>O</sub> = 0.5V or 4.5V	3.5	3.5	2.75	3.5	3.5	V	
	VDD = 10V, V <sub>O</sub> = 1V or 9V	7.0	7.0	5.5	7.0	7.0	V	
I <sub>OL</sub> Low Level Output Current	V <sub>IL</sub> = 0V, V <sub>IH</sub> = VDD						mA	
	VDD = 5V, V <sub>O</sub> = 0.4V	0.64	0.51	1.0	0.36	0.36	mA	
	VDD = 10V, V <sub>O</sub> = 0.5V	1.6	1.3	2.6	0.9	0.9	mA	
I <sub>OH</sub> High Level Output Current	V <sub>IH</sub> = 0V, V <sub>IH</sub> = VDD						mA	
	VDD = 5V, V <sub>O</sub> = 4.6V	-0.25	-0.2	-0.4	-0.14	-0.14	mA	
	VDD = 10V, V <sub>O</sub> = 9.5V	-0.62	-0.5	-1.0	-0.35	-0.35	mA	
I <sub>IH</sub> Input Current	VDD = 15V, V <sub>IH</sub> = 0V	-1.8	-1.5	-2.0	-1.1	-1.1	mA	
	VDD = 15V, V <sub>IH</sub> = 0V	-0.1	-10 <sup>-5</sup>	-10 <sup>-5</sup>	-0.1	-1.0	μA	
	VDD = 15V, V <sub>IH</sub> = 15V	0.1	10 <sup>-5</sup>	0.1	1.0	1.0	μA	

**DC Electrical Characteristics** CD4028BC (Note 2)

PARAMETER	CONDITIONS	-40 °C		25 °C		85 °C		UNITS
		MIN	MAX	MIN	TYP	MAX	MIN	
I <sub>DD</sub> Quiescent Device Current	VDD = 5V	20	20	0.01	20	150	μA	
	VDD = 10V	40	40	0.01	40	300	μA	
	VDD = 15V	80	80	0.02	80	600	μA	
V <sub>OL</sub> Low Level Output Voltage	I <sub>O</sub> < 1 μA, V <sub>IL</sub> = 0V, V <sub>IH</sub> = VDD						V	
	VDD = 5V	0.05	0	0.05	0.05	0.05	V	
	VDD = 10V	0.05	0	0.05	0.05	0.05	V	
V <sub>OH</sub> High Level Output Voltage	I <sub>O</sub> < 1 μA, V <sub>IL</sub> = 0V, V <sub>IH</sub> = VDD						V	
	VDD = 5V	4.95	4.95	5	4.95	4.95	V	
	VDD = 10V	9.95	9.95	10	9.95	9.95	V	
V <sub>IL</sub> Low Level Input Voltage	VDD = 5V	1.5	2.25	1.5	1.5	1.5	V	
	VDD = 10V, V <sub>O</sub> = 1V or 9V	3.0	4.5	3.0	3.0	3.0	V	
	VDD = 15V, V <sub>O</sub> = 1.5V or 13.5V	4.0	6.75	4.0	4.0	4.0	V	



**Absolute Maximum Ratings** (Notes 1 and 2)

V <sub>DD</sub> Supply Voltage	0.5V to 18V
V <sub>IH</sub> Input Voltage	-0.5 to V <sub>DD</sub> + 0.5V
T <sub>S</sub> Storage Temperature Range	-65°C to +150°C
P <sub>D</sub> Package Dissipation	500 mW
T <sub>L</sub> Lead Temperature (Soldering, 10 second)	300°C

**Recommended Operating Conditions** (Note 2)

V <sub>DD</sub> Supply Voltage	0.5V to 18V	V <sub>DD</sub> Subject Voltage	0.5V to 18V
V <sub>IH</sub> Input Voltage	-0.5 to V <sub>DD</sub> + 0.5V	V <sub>IH</sub> Input Voltage	0.5V to 18V
T <sub>S</sub> Storage Temperature Range	-65°C to +150°C	T <sub>A</sub> Operating Temperature Range	CD40286C
			55°C to +125°C
			-40°C to +85°C

**DC Electrical Characteristics** CD40286C (Note 2)

PARAMETER	CONDITIONS	55°C		75°C		125°C		UNITS
		MIN	MAX	MIN	TYP	MAX	MIN	
I <sub>DD</sub> Quiescent Draw Current	V <sub>DD</sub> = 5V			0.01	5		150	μA
	V <sub>DD</sub> = 10V		10	0.01	10		300	μA
	V <sub>DD</sub> = 15V		20	0.02	20		600	μA
V <sub>OL</sub> Low Level Output Voltage	I <sub>O</sub> < 1 μA, V <sub>IH</sub> = 0V, V <sub>IH</sub> = V <sub>DD</sub>							
	V <sub>DD</sub> = 5V		0.05	0	0.05		0.05	V
	V <sub>DD</sub> = 10V		0.05	0	0.05		0.05	V
V <sub>OH</sub> High Level Output Voltage	I <sub>O</sub> < 1 μA, V <sub>IH</sub> = 0V, V <sub>IH</sub> = V <sub>DD</sub>							
	V <sub>DD</sub> = 5V	4.95		4.95	5		4.95	V
	V <sub>DD</sub> = 10V	9.95		9.95	10		9.95	V
V <sub>IL</sub> Low Level Input Voltage	I <sub>O</sub> < 1 μA							
	V <sub>DD</sub> = 5V, V <sub>O</sub> = 0.5V or 4.5V		1.5		2.25		1.5	V
	V <sub>DD</sub> = 10V, V <sub>O</sub> = 1V or 9V		3.0		4.5		3.0	V
V <sub>IH</sub> High Level Input Voltage	I <sub>O</sub> < 1 μA							
	V <sub>DD</sub> = 5V, V <sub>O</sub> = 1.5V or 13.5V		4.0		6.75		4.0	V
	V <sub>DD</sub> = 10V, V <sub>O</sub> = 3V or 13.5V		8.0		13.5		8.0	V
I <sub>OL</sub> Low Level Output Current	V <sub>IH</sub> = 0V, V <sub>IH</sub> = V <sub>DD</sub>							
	V <sub>DD</sub> = 5V, V <sub>O</sub> = 0.4V	0.64		0.51	1.0		0.36	mA
	V <sub>DD</sub> = 10V, V <sub>O</sub> = 0.5V	1.6		1.3	2.8		0.9	mA
I <sub>OH</sub> High Level Output Current	V <sub>IH</sub> = 0V, V <sub>IH</sub> = V <sub>DD</sub>							
	V <sub>DD</sub> = 5V, V <sub>O</sub> = 4.6V	-0.75		-0.7	-0.4		-0.14	mA
	V <sub>DD</sub> = 10V, V <sub>O</sub> = 9.5V	-0.62		-0.5	-1.0		-0.35	mA
I <sub>IN</sub> Input Current	V <sub>DD</sub> = 15V, V <sub>IH</sub> = 0V		-0.1		-10 <sup>-5</sup>		-1.0	μA
	V <sub>DD</sub> = 15V, V <sub>IH</sub> = 15V		0.1		10 <sup>-5</sup>		1.0	μA

**DC Electrical Characteristics** CD40286C (Note 2)

PARAMETER	CONDITIONS	-40°C		75°C		85°C		UNITS	
		MIN	MAX	MIN	TYP	MAX	MIN		MAX
I <sub>DD</sub> Quiescent Draw Current	V <sub>DD</sub> = 5V		70		0.01	20		150	μA
	V <sub>DD</sub> = 10V		40		0.01	40		300	μA
	V <sub>DD</sub> = 15V		80		0.02	80		600	μA
V <sub>OL</sub> Low Level Output Voltage	I <sub>O</sub> < 1 μA, V <sub>IH</sub> = 0V, V <sub>IH</sub> = V <sub>DD</sub>								
	V <sub>DD</sub> = 5V		0.05		0	0.05		0.05	V
	V <sub>DD</sub> = 10V		0.05		0	0.05		0.05	V
V <sub>OH</sub> High Level Output Voltage	I <sub>O</sub> < 1 μA, V <sub>IH</sub> = 0V, V <sub>IH</sub> = V <sub>DD</sub>								
	V <sub>DD</sub> = 5V	4.95		4.95	5		4.95	V	
	V <sub>DD</sub> = 10V	9.95		9.95	10		9.95	V	
V <sub>IL</sub> Low Level Input Voltage	I <sub>O</sub> < 1 μA								
	V <sub>DD</sub> = 5V, V <sub>O</sub> = 0.5V or 4.5V		1.5		2.25		1.5	V	
	V <sub>DD</sub> = 10V, V <sub>O</sub> = 1V or 9V		3.0		4.5		3.0	V	

## DC Electrical Characteristics (Cont'd) CD4028BC (Note 2)

PARAMETER	CONDITIONS	40°C		25°C		85°C		UNITS
		MIN	MAX	MIN	TYP	MAX	MIN	
$V_{IH}$ High Level Input Voltage	$I_{O1} \sim 1 \mu A$ $V_{DD} = 5V, V_O = 0.5V \text{ or } 4.5V$ $V_{DD} = 10V, V_O = 1V \text{ or } 9V$ $V_{DD} = 15V, V_O = 1.5V \text{ or } 13.5V$	3.5		3.5		3.5		V
		7.0		7.0		7.0		V
		11.0		11.0		11.0		V
$I_{OL}$ Low Level Output Current	$V_{IH} = V_{DD}, V_{IL} = 0V$ $V_{DD} = 5V, V_O = 0.4V$ $V_{DD} = 10V, V_O = 0.5V$ $V_{DD} = 15V, V_O = 1.5V$	0.52		0.44	0.88	0.38		mA
		1.3		1.1	2.2	0.9		mA
		3.8		3.0	6.0	2.4		mA
$I_{OH}$ High Level Output Current	$V_{IH} = V_{DD}, V_{IL} = 0V$ $V_{DD} = 5V, V_O = 4.6V$ $V_{DD} = 10V, V_O = 9.5V$ $V_{DD} = 15V, V_O = 13.5V$	-0.2		-0.16	-0.32	-0.12		mA
		-0.5		-0.4	-0.8	-0.3		mA
		-1.4		-1.2	-2.4	-1.0		mA
$I_{IH}$ Input Current	$V_{DD} = 15V, V_{IN} = 0V$ $V_{DD} = 15V, V_{IN} = 15V$	-0.3		-0.3		-1.0		$\mu A$
		0.3		0.3		1.0		$\mu A$

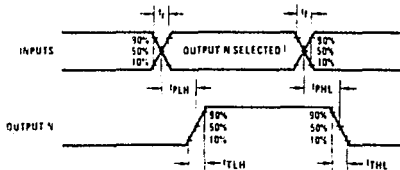
## AC Electrical Characteristics $T_A = 25^\circ C, C_L = 50 \text{ pF}, R_L = 200k, \text{Input } t_1 = t_2 = 20 \text{ ns}$ , unless otherwise specified

PARAMETER	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS
$t_{PHL}$ or $t_{PLH}$ Propagation Delay	$V_{CC} = 5V$		240	480	ns
	$V_{CC} = 10V$		100	200	ns
	$V_{CC} = 15V$		70	140	ns
$t_{FHL}$ or $t_{FLW}$ Transition Time	$V_{CC} = 5V$		175	350	ns
	$V_{CC} = 10V$		75	150	ns
	$V_{CC} = 15V$		60	110	ns
$C_{IN}$ Input Capacitance	Any Input		5	7.5	pF

Note 1: "Absolute Maximum Ratings" are those values beyond which the safety of the device cannot be guaranteed; they are not meant to imply that the device should be operated at these limits. The table of "Recommended Operating Conditions" and "Electrical Characteristics" provides conditions for actual device operation.

Note 2:  $V_{SS} = 0V$  unless otherwise specified.

## Switching Time Waveforms



### Absolute Maximum Ratings

$V_{DD}$ DC Supply Voltage	-0.5 Vdc to +18 Vdc
$V_{IN}$ Input Voltage	-0.5 Vdc to $V_{DD} + 0.5$ Vdc
$T_S$ Storage Temperature Range	-65°C to +150°C
$P_D$ Package Dissipation	500 mW
$T_L$ Lead Temperature (Soldering, 10 seconds)	300°C

### Recommended Operating Conditions

$V_{DD}$ DC Supply Voltage	+5 Vdc to +15 Vdc
$V_{IN}$ Input Voltage	0V to $V_{DD}$ Vdc
$T_A$ Operating Temperature Range	-55°C to +125°C
	4051BM/4052BM/4053BM
	4051BC/4052BC/4053BC
	-40°C to +85°C

### DC Electrical Characteristics (Note 2)

Parameter	Conditions	-55°C		+25°C		+125°C		Units	
		Min	Max	Min	Typ	Max	Min		Max
$I_{DD}$ Quiescent Device Current	$V_{DD} = 5V$		5			5		150	$\mu A$
	$V_{DD} = 10V$		10			20		800	$\mu A$
	$V_{DD} = 15V$		20			20		800	$\mu A$
Signal Inputs ( $V_{IS}$ ) and Outputs ( $V_{OS}$ )									
$R_{ON}$ "ON" Resistance (Peak for $V_{EE} < V_{IS} < V_{DD}$ )	$R_L = 10 k\Omega$ (any channel selected)	$V_{DD} = 2.5V, V_{EE} = -2.5V$ or $V_{DD} = 5V, V_{EE} = 0V$		2000		270	2500	3200	$\Omega$
		$V_{DD} = 5V, V_{EE} = -5V$ or $V_{DD} = 10V, V_{EE} = 0V$		310		170	400	580	$\Omega$
		$V_{DD} = 7.5V, V_{EE} = -7.5V$ or $V_{DD} = 15V, V_{EE} = 0V$		220		80	280	400	$\Omega$
$\Delta R_{ON}$ "ON" Resistance Between Any Two Channels	$R_L = 10 k\Omega$ (any channel selected)	$V_{DD} = 2.5V, V_{EE} = -2.5V$ or $V_{DD} = 5V, V_{EE} = 0V$				10			$\Omega$
		$V_{DD} = 5V, V_{EE} = -5V$ or $V_{DD} = 10V, V_{EE} = 0V$				10			$\Omega$
		$V_{DD} = 7.5V, V_{EE} = -7.5V$ or $V_{DD} = 15V, V_{EE} = 0V$				5			$\Omega$
"OFF" Channel Leakage Current, any channel "OFF"	$V_{DD} = 7.5V, V_{EE} = -7.5V$ $I/O = 7.5V, I/O = 0V$		150		10.01	150		1500	nA
"OFF" Channel Leakage Current, all channels "OFF" (Common OUT/INH)	Inhibit = 7.5V CD4051		200		10.08	1200		12000	nA
	$V_{DD} = 7.5V, V_{EE} = -7.5V, CD4052$ ON = 0V,		200		10.04	1200		12000	nA
	$I/O = 7.5V, CD4053$		200		10.02	1200		12000	nA
Control Inputs A, B, C and Inhibit									
$V_{IL}$ Low Level Input Voltage	$V_{EE} = V_{SS}, R_L = 1k\Omega$ to $V_{SS}$ $I_{IS} < 2\mu A$ on all OFF channels $V_{IS} = V_{DD}$ thru 1k $\Omega$	$V_{DD} = 5V$		1.5		1.5		1.5	V
		$V_{DD} = 10V$		3.0		3.0		3.0	V
		$V_{DD} = 15V$		4.0		4.0		4.0	V
		$V_{DD} = 5V$		3.5	3.5		3.5		V
$V_{IH}$ High Level Input Voltage	$V_{DD} = 5V$		7	7		7		V	
	$V_{DD} = 10V$		11	11		11		V	
	$V_{DD} = 15V$		11	11		11		V	
$I_{IN}$ Input Current	$V_{DD} = 15V, V_{EE} = 0V, V_{IN} = 0V$		-0.1		$-10^{-5}$	-0.1		-1.0	$\mu A$
	$V_{DD} = 15V, V_{EE} = 0V, V_{IN} = 15V$		0.1		$10^{-8}$	0.1		1.0	$\mu A$

Note 1: Absolute Maximum Ratings are those values beyond which the safety of the device cannot be guaranteed. Except for Operating Temperature Range they do not mean to imply that the device should be operated at these limits. The table of "Electrical Characteristics" provides conditions for actual device operation.

Note 2: All voltages measured with respect to  $V_{SS}$  unless otherwise specified.

## DC Electrical Characteristics (Cont'd) (Note 2)

Parameter	Conditions	-40°C		+25°C		+85°C		Units	
		Min	Max	Min	Typ	Max	Min		Max
IDD	Quiescent Device Current VDD = 5V VDD = 10V VDD = 15V	20				20		150	µA
		40				40		300	µA
		80				80		600	µA
Signal Inputs (VIS) and Outputs (VDS)									
RON	"ON" Resistance (Peak for VEE < VIS < VDD) RL = 10 kΩ (any channel selected)	VDD = 2.5V, VEE = -2.5V, or VDD = 5V, VEE = 0V	2100		270	2500		3200	Ω
		VDD = 5V, VEE = -5V, or VDD = 10V, VEE = 0V	330		120	400		570	Ω
		VDD = 7.5V, VEE = -7.5V, or VDD = 15V, VEE = 0V	730		80	280		360	Ω
ΔRON	Δ"ON" Resistance Between Any Two Channels RL = 10 kΩ (any channel selected)	VDD = 2.5V, VEE = -2.5V, or VDD = 5V, VEE = 0V			10				Ω
		VDD = 5V, VEE = -5V, or VDD = 10V, VEE = 0V			10				Ω
		VDD = 7.5V, VEE = -7.5V, or VDD = 15V, VEE = 0V			5				Ω
"OFF" Channel Leakage Current, any channel "OFF"	VDD = 7.5V, VEE = -7.5V O/I1 = ±7.5V, I/O = 0V	±50		±0.01	±50		±500	nA	
		±200		±0.08	±200		±2000	nA	
		±200		±0.04	±200		±2000	nA	
"OFF" Channel Leakage Current, all channels "OFF" (Common OUT/IN)	Input = 7.5V CD4051 VDD = 7.5V, VEE = -7.5V, CD4052 O/I1 = 0V I/O = ±7.5V CD4053	±200		±0.02	±200		±2000	nA	
Control Inputs A, B, C and Inhibit									
VIL	Low Level Input Voltage	VEE = VSS, RL = 1 kΩ to VSS, IIS < 2µA on all OFF Channels VIS = VDD thru 1kΩ VDD = 5V VDD = 10V VDD = 15V		1.6 2.0 4.0		1.5 2.0 4.0		1.5 3.0 4.0	V V V
VIH	High Level Input Voltage	VDD = 5 VDD = 10 VDD = 15	3.5 7 11		3.5 7 11		3.5 7 11	V V V	
IIN	Input Current	VDD = 15V, VEE = 0V VIN = 0V VDD = 15V, VEE = 0V VIN = 15V		-0.1 0.1		-10 <sup>-5</sup> 0.1		-1.0 1.0	µA µA

Note 1: "Absolute Maximum Ratings" are those values beyond which the safety of the device cannot be guaranteed. Except for "Operating Temperature Range" they are not meant to imply that the device should be operated at these values. The table of "Electrical Characteristics" provides conditions for actual device operation.

Note 2: All voltages measured with respect to VSS unless otherwise specified.

## AC Electrical Characteristics

$T_a = 25^\circ\text{C}$ ,  $t_r = t_f = 20\text{ns}$ , unless otherwise specified.

Parameter		Conditions	V <sub>DD</sub>	Min	Typ	Max	Units
t <sub>PDH</sub> t <sub>PDL</sub>	Propagation Delay Time from Inhibit to Signal Output (channel turning on)	V <sub>EE</sub> = V <sub>SS</sub> = 0V R <sub>L</sub> = 1k $\Omega$ C <sub>L</sub> = 50 pF	5V		900	1200	ns
			10V		225	450	ns
t <sub>PHZ</sub> t <sub>PLZ</sub>	Propagation Delay Time from Inhibit to Signal Output (channel turning off)	V <sub>EE</sub> = V <sub>SS</sub> = 0V R <sub>L</sub> = 1k $\Omega$ C <sub>L</sub> = 50 pF	5V		210	420	ns
			10V		100	200	ns
C <sub>IN</sub>	Input Capacitance Control Input Signal Input (I <sub>N</sub> /O <sub>UT</sub> )				5	7.5	pF
					10	15	pF
C <sub>OUT</sub>	Output Capacitance (common O <sub>UT</sub> /I <sub>N</sub> )	V <sub>EE</sub> = V <sub>SS</sub> = 0V	10V		30		pF
			10V		15		pF
			10V		8		pF
C <sub>DS</sub>	Feedthrough Capacitance			0.2		pF	
C <sub>PD</sub>	Power Dissipation Capacitance				110		pF
					140		pF
					70		pF
Signal Inputs (V <sub>IS</sub> ) and Outputs (V <sub>OS</sub> )							
t <sub>SR</sub>	Sine Wave Response (10:1 ratio)	R <sub>L</sub> = 10 k $\Omega$ f <sub>S</sub> = 1 kHz V <sub>IS</sub> = 5 V <sub>pp</sub> -p V <sub>EE</sub> = V <sub>SI</sub> = 0V	10V		0.04		%
	Frequency Response, Channel "ON" (Sine Wave Input)	R <sub>L</sub> = 1 k $\Omega$ , V <sub>EE</sub> = V <sub>SS</sub> = 0V, V <sub>IS</sub> = 5 V <sub>pp</sub> -p 20 dB/10 V <sub>OS</sub> /V <sub>IS</sub> = -3 dB	10V		40		MHz
	Feedthrough, Channel "OFF"	R <sub>L</sub> = 1 k $\Omega$ , V <sub>EE</sub> = V <sub>SS</sub> = 0V, V <sub>IS</sub> = 5 V <sub>pp</sub> -p 20 dB/10 V <sub>OS</sub> /V <sub>IS</sub> = -40 dB	10V		10		MHz
	Distortion Between Any Two Channels (frequency at 40 dB)	R <sub>L</sub> = 1 k $\Omega$ , V <sub>EE</sub> = V <sub>SS</sub> = 0V, V <sub>IS(A)</sub> = 5 V <sub>pp</sub> -p 20 dB/10 V <sub>OS(B)</sub> /V <sub>IS(A)</sub> = -40 dB (Note 3)	10V		3		MHz
t <sub>PHL</sub> t <sub>PLH</sub>	Propagation Delay Signal Input to Signal Output	V <sub>EE</sub> = V <sub>SS</sub> = 0V C <sub>L</sub> = 50 pF	5V		25	55	ns
			10V		15	35	ns
			15V		10	20	ns
Control Inputs, A, B, C and Inhibit							
	Control Input to Signal Crosstalk	V <sub>EE</sub> = V <sub>SS</sub> = 0V, R <sub>L</sub> = 10 k $\Omega$ at both ends of channel. Input Square Wave Amplitude = 10V	10V		85		mV (peak)
t <sub>PHL</sub> t <sub>PLH</sub>	Propagation Delay Time from Address to Signal Output (channels "ON" or "OFF")	V <sub>EE</sub> = V <sub>SS</sub> = 0V C <sub>L</sub> = 50 pF	5V		500	1000	ns
			10V		180	380	ns
			15V		120	240	ns

Note 3: A, B and C are fully independent with A being "ON" and B "OFF".

## Absolute Maximum Ratings

(Notes 1 And 2)

V <sub>DD</sub> of Supply Voltage	-0.5 to +18 V <sub>DC</sub>
V <sub>IN</sub> Input Voltage	-0.5 to V <sub>DD</sub> + 0.5 V <sub>DC</sub>
T <sub>g</sub> Storage Temperature Range	-65°C to +160°C
P <sub>D</sub> Package Dissipation	500 mW
T <sub>L</sub> Lead Temperature (Soldering, 10 seconds)	300°C

## Recommended Operating Conditions

(Note 2)

V <sub>DD</sub> of Supply Voltage	3 to 18 V <sub>DC</sub>
V <sub>IN</sub> Input Voltage	0 to V <sub>DD</sub> V <sub>DC</sub>
T <sub>A</sub> Operating Temperature Range	-55°C to +125°C
	CD4069M
	CD4069C

## DC Electrical Characteristics

CD4069M (Note 2)

PARAMETER	CONDITIONS	-55°C		25°C			125°C		UNITS
		MIN	MAX	MIN	TYP	MAX	MIN	MAX	
I <sub>DD</sub> Quiescent Device Current	V <sub>DD</sub> = 5V		0.25			0.25		7.5	μA
	V <sub>DD</sub> = 10V		0.5			0.5		15	μA
	V <sub>DD</sub> = 15V		1.0			1.0		30	μA
I <sub>OL</sub> Low Level Output Voltage	I <sub>O</sub> < 1μA								
	V <sub>DD</sub> = 5V		0.05		0	0.05		0.05	V
	V <sub>DD</sub> = 10V		0.05		0	0.05		0.05	V
I <sub>OH</sub> High Level Output Voltage	I <sub>O</sub> < 1μA								
	V <sub>DD</sub> = 5V	4.95		4.95	5		4.95		V
	V <sub>DD</sub> = 10V	9.95		9.95	10		9.95		V
I <sub>IL</sub> Low Level Input Voltage	I <sub>O</sub> < 1μA								
	V <sub>DD</sub> = 5V, V <sub>O</sub> = 4.5V		1.5			1.5		1.5	V
	V <sub>DD</sub> = 10V, V <sub>O</sub> = 8V		3.0			3.0		3.0	V
I <sub>IH</sub> High Level Input Voltage	I <sub>O</sub> < 1μA								
	V <sub>DD</sub> = 5V, V <sub>O</sub> = 0.5V		2.5			2.5		2.5	V
	V <sub>DD</sub> = 10V, V <sub>O</sub> = 1V		7.0			7.0		7.0	V
I <sub>OL</sub> Low Level Output Current	V <sub>DD</sub> = 5V, V <sub>O</sub> = 0.4V		0.64		0.51	0.68		0.38	mA
	V <sub>DD</sub> = 10V, V <sub>O</sub> = 0.5V		1.6		1.3	2.25		0.9	mA
	V <sub>DD</sub> = 15V, V <sub>O</sub> = 1.5V		4.2		3.4	8.8		2.4	mA
I <sub>OH</sub> High Level Output Current	V <sub>DD</sub> = 5V, V <sub>O</sub> = 4.5V		0.64		0.51	0.68		0.38	mA
	V <sub>DD</sub> = 10V, V <sub>O</sub> = 9.5V		1.6		1.3	2.25		0.9	mA
	V <sub>DD</sub> = 15V, V <sub>O</sub> = 13.5V		4.2		3.4	8.8		-2.4	mA
I <sub>I</sub> Input Current	V <sub>DD</sub> = 15V, V <sub>IN</sub> = 0V		0.10		10.5	0.10		-1.0	μA
	V <sub>DD</sub> = 15V, V <sub>IN</sub> = 15V		0.10		10.5	0.10		1.0	μA

**DC Electrical Characteristics** CD4069C (Note 2)

PARAMETER	CONDITIONS	-40 C		25 C			85 C		UNITS
		MIN	MAX	MIN	TYP	MAX	MIN	MAX	
IDD Quiescent Device Current	VDD = 5V		1.0			1.0		7.5	$\mu$ A
	VDD = 10V		2.0			2.0		15	$\mu$ A
	VDD = 15V		4.0			4.0		30	$\mu$ A
VOL Low Level Output Voltage	I <sub>O</sub> < 1 $\mu$ A								
	VDD = 5V		0.05		0	0.05		0.05	V
	VDD = 10V		0.05		0	0.05		0.05	V
VOH High Level Output Voltage	I <sub>O</sub> < 1 $\mu$ A								
	VDD = 5V	4.95		4.95			4.95		V
	VDD = 10V	9.95		9.95			9.95		V
VIL Low Level Input Voltage	I <sub>I</sub> < 1 $\mu$ A								
	VDD = 5V, VO = 4.5V		1.5			1.5		1.5	V
	VDD = 10V, VO = 9V		3.0			3.0		3.0	V
VIH High Level Input Voltage	I <sub>I</sub> < 1 $\mu$ A								
	VDD = 5V, VO = 1.5V		4.0			4.0		4.0	V
	VDD = 10V, VO = 3.0V		8.0			8.0		8.0	V
IOL Low Level Output Current	VDD = 5V, VO = 0.4V	0.52		0.44	0.88		0.36		mA
	VDD = 10V, VO = 0.5V	1.3		1.1	2.25		0.9		mA
	VDD = 15V, VO = 1.5V	3.6		3.0	6.0		2.4		mA
IOH High Level Output Current	VDD = 5V, VO = 4.6V	-0.52		-0.44	-0.88		-0.36		mA
	VDD = 10V, VO = 9.5V	-1.3		-1.1	-2.25		-0.9		mA
	VDD = 15V, VO = 13.5V	-3.6		-3.0	-6.0		-2.4		mA
IIN Input Current	VDD = 15V, VIN = 0V		-0.30		-10 <sup>-5</sup>		-0.30		$\mu$ A
	VDD = 15V, VIN = 15V		0.30		10 <sup>-5</sup>		0.30		$\mu$ A

**AC Electrical Characteristics** T<sub>A</sub> = 25°C, C<sub>L</sub> = 50 pF, R<sub>L</sub> = 200 $\Omega$ , t<sub>r</sub> and t<sub>f</sub> < 20 ns, unless otherwise specified

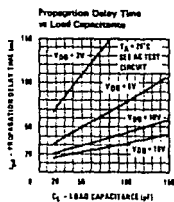
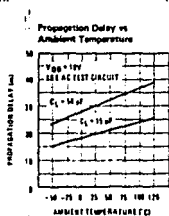
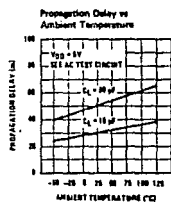
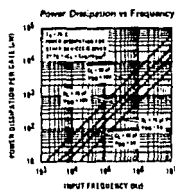
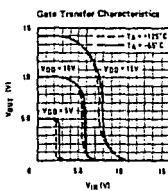
PARAMETER	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS
tPHL or tPLH Propagation Delay Time From Input To Output	VDD = 5V		50	90	ns
	VDD = 10V		30	60	ns
	VDD = 15V		25	50	ns
tTHL or tTLH Transition Time	VDD = 5V		80	150	ns
	VDD = 10V		50	100	ns
	VDD = 15V		40	80	ns
CIN Average Input Capacitance	Any Gate		8	7.5	pF
CPD Power Dissipation Capacitance	Any Gate (Note 3)		12		pF

Note 1: "Absolute Maximum Ratings" are those values beyond which the safety of the device cannot be guaranteed. They are not meant to imply that the devices should be operated at these limits. The table of "Recommended Operating Conditions" and "Electrical Characteristics" provide conditions for actual device operation.

Note 2: V<sub>SS</sub> = 0V unless otherwise specified.

Note 3: C<sub>PD</sub> determines the no load ac power consumption of any CMOS device. For complete explanation, see 54C/74C Family Characteristics application note - AN-90.

## Typical Performance Characteristics





### Absolute Maximum Ratings

(Notes 1 and 2)

V <sub>DD</sub> DC Supply Voltage	5V
V <sub>IH</sub> Input Voltage	0.5V to 5V
T <sub>S</sub> Storage Temperature Range	-65°C to +150°C
P <sub>D</sub> Package Dissipation	500 mW
T <sub>L</sub> Lead Temperature (Solder 2, 10 sec. only)	305°C

### Recommended Operating Conditions

(Note 2)

V <sub>DD</sub> DC Supply Voltage	5V
V <sub>IH</sub> Input Voltage	0.5V to 5V
T <sub>O</sub> Operating Temperature Range	-40°C to +125°C
CD4510BM, CD4516BM	15.0 to 125.0
CD4510BL, CD4516BL	4.0 to 125.0

### DC Electrical Characteristics CD4510BM, CD4516BM (Note 2)

PARAMETER	CONDITIONS	55°C		25°C		85°C		UNITS	
		MIN	MAX	MIN	TYP	MAX	MIN		MAX
I <sub>DD</sub> Quiescent Device Current	V <sub>DD</sub> = 5V		5		2.5		5	150	μA
	V <sub>DD</sub> = 10V		10		5.1		10	300	μA
	V <sub>DD</sub> = 15V		20		0.1%	20		1000	μA
V <sub>OL</sub> Low Level Output Voltage	V <sub>IH</sub> = V <sub>DD</sub> , V <sub>IL</sub> = 0V, I <sub>O</sub> = 1 μA								V
	V <sub>DD</sub> = 5V		0.05		0		0.05	0.05	V
	V <sub>DD</sub> = 10V		0.05		0		0.05	0.05	V
	V <sub>DD</sub> = 15V		0.05		0		0.05	0.05	V
V <sub>OH</sub> High Level Output Voltage	V <sub>IH</sub> = V <sub>DD</sub> , V <sub>IL</sub> = 0V, I <sub>O</sub> = 1 μA								V
	V <sub>DD</sub> = 5V	4.95		4.95	5		4.95		V
	V <sub>DD</sub> = 10V	9.95		9.95	10		9.95		V
	V <sub>DD</sub> = 15V	14.95		14.95	15		14.95		V
V <sub>IL</sub> Low Level Input Voltage	I <sub>O</sub> = 1 μA								V
	V <sub>DD</sub> = 5V, V <sub>O</sub> = 0.5V or 4.5V		1.5		2.75		1.5		V
	V <sub>DD</sub> = 10V, V <sub>O</sub> = 1V or 9V		3.0		4.5		3.0		V
	V <sub>DD</sub> = 15V, V <sub>O</sub> = 1.5V or 13.5V		4.0		6.75		4.0		V
V <sub>IH</sub> High Level Input Voltage	I <sub>O</sub> = 1 μA								V
	V <sub>DD</sub> = 5V, V <sub>O</sub> = 0.5V or 4.5V	3.5		3.5	2.75		3.5		V
	V <sub>DD</sub> = 10V, V <sub>O</sub> = 1V or 9V	7.0		7.0	5.5		7.0		V
	V <sub>DD</sub> = 15V, V <sub>O</sub> = 1.5V or 13.5V	11.0		11.0	8.75		11.0		V
I <sub>OL</sub> Low Level Output Current	V <sub>IH</sub> = V <sub>DD</sub> , V <sub>IL</sub> = 0V								mA
	V <sub>DD</sub> = 5V, V <sub>O</sub> = 0.4V	0.64		0.51	0.8		0.33		mA
	V <sub>DD</sub> = 10V, V <sub>O</sub> = 0.5V	1.6		1.3	2.0		0.9		mA
	V <sub>DD</sub> = 15V, V <sub>O</sub> = 1.5V	4.2		3.4	4.8		2.4		mA
I <sub>OH</sub> High Level Output Current	V <sub>IH</sub> = V <sub>DD</sub> , V <sub>IL</sub> = 0V								mA
	V <sub>DD</sub> = 5V, V <sub>O</sub> = 4.6V	-0.64		-0.51	-0.8		-0.36		mA
	V <sub>DD</sub> = 10V, V <sub>O</sub> = 9.5V	-1.6		-1.3	-2.0		-0.9		mA
	V <sub>DD</sub> = 15V, V <sub>O</sub> = 13.5V	-4.2		-3.4	-4.8		-2.4		mA
I <sub>IH</sub> Input Current	V <sub>DD</sub> = 15V, V <sub>IH</sub> = 0V		-0.1		-10 <sup>-5</sup>		-0.1		μA
	V <sub>DD</sub> = 15V, V <sub>IH</sub> = 15V		0.1		10 <sup>-5</sup>		0.1		μA

### DC Electrical Characteristics CD4510BC/CD4516BC (Note 2)

PARAMETER	CONDITIONS	-40°C		25°C		85°C		UNITS	
		MIN	MAX	MIN	TYP	MAX	MIN		MAX
I <sub>DD</sub> Quiescent Device Current	V <sub>DD</sub> = 5V		20		0.05	20		150	μA
	V <sub>DD</sub> = 10V		40		0.1	40		300	μA
	V <sub>DD</sub> = 15V		80		0.15	80		600	μA
V <sub>OL</sub> Low Level Output Voltage	V <sub>IH</sub> = V <sub>DD</sub> , V <sub>IL</sub> = 0V, I <sub>O</sub> = 1 μA								V
	V <sub>DD</sub> = 5V		0.05		0		0.05		V
	V <sub>DD</sub> = 10V		0.05		0		0.05		V
	V <sub>DD</sub> = 15V		0.05		0		0.05		V
V <sub>OH</sub> High Level Output Voltage	V <sub>IH</sub> = V <sub>DD</sub> , V <sub>IL</sub> = 0V, I <sub>O</sub> = 1 μA								V
	V <sub>DD</sub> = 5V	4.95		4.95	5		4.95		V
	V <sub>DD</sub> = 10V	9.95		9.95	10		9.95		V
	V <sub>DD</sub> = 15V	14.95		14.95	15		14.95		V

### Electrical Characteristics (Cont'd) CD4510BC/CD4516BC (Note 2)

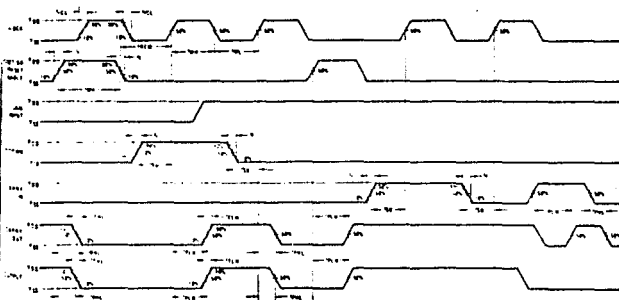
PARAMETER	CONDITIONS	-40°C		25°C		85°C		UNITS	
		MIN	MAX	MIN	TYP	MAX	MIN		MAX
V <sub>IL</sub>	Low Level Input Voltage I <sub>O</sub> < 1 μA V <sub>DD</sub> = 5V, V <sub>O</sub> = 0.5V or 4.5V V <sub>DD</sub> = 10V, V <sub>O</sub> = 1V or 9V V <sub>DD</sub> = 15V, V <sub>O</sub> = 1.5V or 13.5V								
			15		2.25	15		15	V
			30		4.5	30		30	V
V <sub>IH</sub>	High Level Input Voltage I <sub>O</sub> < 1 μA V <sub>DD</sub> = 5V, V <sub>O</sub> = 0.5V or 4.5V V <sub>DD</sub> = 10V, V <sub>O</sub> = 1V or 9V V <sub>DD</sub> = 15V, V <sub>O</sub> = 1.5V or 13.5V								
		35		35	2.75	35			V
		70		70	55	70			V
O <sub>L</sub>	Low Level Output Current V <sub>IH</sub> = V <sub>DD</sub> , V <sub>IL</sub> = 0V V <sub>DD</sub> = 5V, V <sub>O</sub> = 0.4V V <sub>DD</sub> = 10V, V <sub>O</sub> = 0.5V V <sub>DD</sub> = 15V, V <sub>O</sub> = 1.5V								
		0.52		0.44	0.8	0.36			mA
		13		11	20	0.9			mA
O <sub>H</sub>	High Level Output Current V <sub>IH</sub> = V <sub>DD</sub> , V <sub>IL</sub> = 0V V <sub>DD</sub> = 5V, V <sub>O</sub> = 4.8V V <sub>DD</sub> = 10V, V <sub>O</sub> = 9.5V V <sub>DD</sub> = 15V, V <sub>O</sub> = 13.5V								
		3.8		3.0	7.8	2.4			mA
		-0.52		-0.44	-0.8	-0.36			mA
I <sub>IN</sub>	Input Current V <sub>DD</sub> = 15V, V <sub>IH</sub> = 0V V <sub>DD</sub> = 15V, V <sub>IH</sub> = 15V								
			-0.3		-10 <sup>-5</sup>	-0.3		1.0	μA
			0.3		10 <sup>-5</sup>	0.3		1.0	μA

Note 1: "Absolute Maximum Ratings" are those values beyond which the safety of the device cannot be guaranteed, they are not meant to imply that the devices should be operated at these limits. The table of "Recommended Operating Conditions" and "Electrical Characteristics" provides conditions for actual device operation.

Note 2: V<sub>SS</sub> = 0V unless otherwise specified.

Note 3: Devices should not be connected while power is "ON".

### Switching Time Waveforms



**AC Electrical Characteristics** CD4510BM, CD4512BC, CD4516BM, CD4516BC

 $T_A = 25^\circ\text{C}$ ,  $C_L = 50\text{ pF}$ ,  $R_L = 200\ \Omega$ ,  $t_{\text{HCL}} = t_{\text{HCL}} = t_{\text{H}} = t_{\text{L}}$ , unless otherwise specified

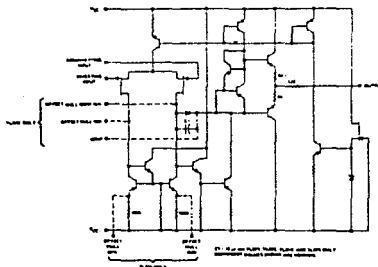
PARAMETER	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS		
<b>CLOCKED OPERATION</b>							
t <sub>PHL</sub> -t <sub>PLH</sub>	Propagation Delay Time Clock to Q Outputs	V <sub>DD</sub> = 5V		220	500	ns	
		V <sub>DD</sub> = 10V		100	200	ns	
		V <sub>DD</sub> = 15V		80	160	ns	
t <sub>PHL</sub> -t <sub>PLH</sub>	Propagation Delay Time Clock to Carry Output	V <sub>DD</sub> = 5V		315	620	ns	
		V <sub>DD</sub> = 10V		150	260	ns	
		V <sub>DD</sub> = 15V		100	200	ns	
t <sub>THL</sub> -t <sub>TLH</sub>	Transition Time Q and Carry Outputs	V <sub>DD</sub> = 5V		100	200	ns	
		V <sub>DD</sub> = 10V		50	100	ns	
		V <sub>DD</sub> = 15V		40	80	ns	
t <sub>WL</sub> -t <sub>WH</sub>	Minimum Clock Pulse Width	V <sub>DD</sub> = 5V		160	315	ns	
		V <sub>DD</sub> = 10V		65	130	ns	
		V <sub>DD</sub> = 15V		50	100	ns	
t <sub>CL</sub> -t <sub>CL</sub>	Maximum Clock Rise and Fall Time	V <sub>DD</sub> = 5V	15			μs	
		V <sub>DD</sub> = 10V	15			μs	
		V <sub>DD</sub> = 15V	15			μs	
t <sub>SU</sub>	Minimum Carry In Set-Up Time	V <sub>DD</sub> = 5V		100	220	ns	
		V <sub>DD</sub> = 10V		40	80	ns	
		V <sub>DD</sub> = 15V		35	70	ns	
t <sub>SU</sub>	Minimum Up/Down Set-Up Time	V <sub>DD</sub> = 5V		200	420	ns	
		V <sub>DD</sub> = 10V		70	170	ns	
		V <sub>DD</sub> = 15V		60	150	ns	
f <sub>CL</sub>	Maximum Clock Frequency	V <sub>DD</sub> = 5V	1.5	3.1		MHz	
		V <sub>DD</sub> = 10V		3.8	7.6		MHz
		V <sub>DD</sub> = 15V	5.0	10.0		MHz	
C <sub>IN</sub>	Input Capacitance	Any Input		5	7.5	pF	
C <sub>PD</sub>	Power Dissipation Capacitance (Note 4)	Per Package		65		pF	
<b>RESET/PRESET ENABLE OPERATION</b>							
t <sub>PHL</sub> -t <sub>PLH</sub>	Propagation Delay Time Reset/Pre-set Enable to Q Output	V <sub>DD</sub> = 5V		285	570	ns	
		V <sub>DD</sub> = 10V		115	230	ns	
		V <sub>DD</sub> = 15V		95	195	ns	
t <sub>PHL</sub> -t <sub>PLH</sub>	Propagation Delay Time Reset/Pre-set Enable to Carry Output	V <sub>DD</sub> = 5V		420	860	ns	
		V <sub>DD</sub> = 10V		170	350	ns	
		V <sub>DD</sub> = 15V		140	290	ns	
t <sub>WH</sub>	Minimum Reset/Pre-set Enable Pulse Width	V <sub>DD</sub> = 5V		90	200	ns	
		V <sub>DD</sub> = 10V		40	100	ns	
		V <sub>DD</sub> = 15V		35	80	ns	
t <sub>REM</sub>	Minimum Reset/Pre-set Enable Removal Time	V <sub>DD</sub> = 5V		170	330	ns	
		V <sub>DD</sub> = 10V		70	140	ns	
		V <sub>DD</sub> = 15V		60	120	ns	
<b>CARRY INPUT OPERATION</b>							
t <sub>PHL</sub> -t <sub>PLH</sub>	Propagation Delay Time Carry In to Carry Output	V <sub>DD</sub> = 5V		260	500	ns	
		V <sub>DD</sub> = 10V		110	220	ns	
		V <sub>DD</sub> = 15V		90	180	ns	

Note 4. Dynamic power dissipation (P<sub>D</sub>) is given by  $P_D = IC_{PD} + C_L(V_{DD})^2 f$ , where  $C_L$  = load capacitance;  $f$  = frequency of operation;  $P_Q$  = Quiescent Power Dissipation. For further details, see application note AN 90, "54C/74C Family Characteristics."



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	UNIT
Supply voltage, $V_{CC}$ (see Note 1)	18	18	18	V
Supply voltage, $V_{CC}$ (see Note 1)	-18	-18	-18	V
Differential input voltage (see Note 2)	130	130	130	V
Input voltage (see Notes 1 and 2)	±15	±15	±15	V
Duration of output short circuit (see Note 4)	Unlimited	Unlimited	Unlimited	
Continuous total dissipation at full load 25°C free-air temperature (see Note 5)	J, JG, N, or P Package 680	680	680	mW
Operating free-air temperature range	L Package 675	675	675	°C
Storage temperature range		-55 to 125	-25 to 85	0 to 70
Lead temperature 1/16 inch from case for 60 seconds	J, JG, or L Package 300	300	300	°C
Lead temperature 1/16 inch from case for 10 seconds	H or P Package 260	260	260	°C

- NOTES
- 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  $V_{EE}$ .
  - Differential voltages are as the nonconnecting output terminal with respect to the connecting input terminal.
  - The magnitude of the input voltage must never exceed the magnitude of the supply voltage or 15 volts, whichever is less.
  - The output may be limited to ground or to 5 mA in source. Temperature and/or supply voltage must be limited to ensure that the dissipation rating is not exceeded.
  - For operation above 25°C free-air temperature, refer to Dissipation Derating Table.

DISSIPATION DERATING TABLE

PACKAGE	POWER RATING	DERATING FACTOR	ABOVE $T_A$
J	680 mW	87 mW/°C	67°C
JG	680 mW	86 mW/°C	47°C
L	675 mW	50 mW/°C	25°C
N	680 mW	92 mW/°C	76°C
P	680 mW	82 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	JH	*
TL07_C	JG,L,P	JG,L,P	JG,L,P	JH	N
TL07_AC	JG,L,P	JG,L,P	JG,L,P	JH	*
TL07_H	*	JG,L,P	JG,L,P	JH	*

\* These combinations are not defined by the data sheet.



TEXAS INSTRUMENTS

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

electrical characteristics,  $V_{CC1} = \pm 15$  V

PARAMETER	TEST CONDITIONS†	TL071M		TL071		TL071C TL071AC TL071BC		UNIT	
		MIN	TYP MAX	MIN	TYP MAX	MIN	TYP MAX		
$V_{IO}$ Input offset voltage	$R_S = 50 \Omega$ , $T_A = 25^\circ\text{C}$	70, 71, 72, 75‡	3	6	3	6	3	10	mV
		74	3	9	3	6	3	10	
		70A, 71A, 72A, 74A					3	6	
		71B, 72B, 74B					2	3	
	$R_S = 50 \Omega$ , $T_A = \text{full range}$	70, 71, 72, 75‡			9			13	
		74			15			9	
		70A, 71A, 72A, 74A						2.5	
		71B, 72B, 74B						5	
$\mu V_{IO}$ Temperature coefficient of input offset voltage	$R_S = 50 \Omega$ , $T_A = \text{full range}$		10		10		10		$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
$I_{IO}$ Input offset current†	$T_A = 25^\circ\text{C}$	70, 71, 72, 74, 75‡	5	50	5	50	5	50	$\mu\text{A}$
		70A, 71A, 72A, 74A					5	50	
		71B, 72B, 74B					5	50	
		70, 71, 72, 74, 75‡		20		10		2	
	$T_A = \text{full range}$	70A, 71A, 72A, 74A						2	$\mu\text{A}$
		71B, 72B, 74B					2		
$I_{IB}$ Input bias current†	$T_A = 25^\circ\text{C}$	70, 71, 72, 74, 75‡	30	300	30	300	30	300	$\mu\text{A}$
		70A, 71A, 72A, 74A					30	300	
		71B, 72B, 74B					30	300	
		70, 71, 72, 74, 75‡		50		20		7	
	$T_A = \text{full range}$	70A, 71A, 72A, 74A						7	$\mu\text{A}$
		71B, 72B, 74B					7		
$V_{ICR}$ Common-mode input voltage range	$T_A = 25^\circ\text{C}$	70, 71, 72, 74, 75‡	112		112		-10		V
		70A, 71A, 72A, 74A					112		
		71B, 72B, 74B					112		
$V_{OPP}$ Maximum peak-to-peak output voltage swing	$T_A = 25^\circ\text{C}$ , $R_L = 10 \text{ k}\Omega$		24	27	24	27	24	27	V
	$T_A = \text{full range}$ , $R_L \geq 10 \text{ k}\Omega$		24		24		24		
	$R_L \geq 2 \text{ k}\Omega$		20	24	20	24	20	24	
$A_{VD}$ Large signal differential voltage amplification	$R_L \geq 2 \text{ k}\Omega$ , $V_O = 110 \text{ V}$ , $T_A = 25^\circ\text{C}$	70, 71, 72, 74, 75‡	50	200	50	200	25	200	V/V
		70A, 71A, 72A, 74A					50	200	
		71B, 72B, 74B					50	200	
		70, 71, 72, 74, 75‡		25		25		15	
	$V_O = 110 \text{ V}$ , $T_A = \text{full range}$	70A, 71A, 72A, 74A					25		
		71B, 72B, 74B					25		
$f_{3dB}$ Unity gain bandwidth	$T_A = 25^\circ\text{C}$		3		3		3		MHz
		$R_L = 10 \text{ k}\Omega$					10 <sup>1/2</sup>		
$r_{in}$ Input resistance	$T_A = 25^\circ\text{C}$							10 <sup>12</sup>	$\Omega$
$\text{CMRR}$ Common mode rejection ratio	$R_S = 10 \text{ k}\Omega$ , $T_A = 25^\circ\text{C}$	70, 71, 72, 74, 75‡	80	85	80	85	70	76	dB
		70A, 71A, 72A, 74A					80	86	
		71B, 72B, 74B					80	86	
$\text{PSVR}$ Supply voltage rejection ratio (A $V_{CC1}/A V_{OP}$ )	$R_S = 10 \text{ k}\Omega$ , $T_A = 25^\circ\text{C}$	70, 71, 72, 74, 75‡	80	86	80	86	70	76	dB
		70A, 71A, 72A, 74A					80	86	
		71B, 72B, 74B					80	86	
$I_{CC}$ Supply current (per amplifier)	No load, $T_A = 25^\circ\text{C}$	No signal	1.4	2.5	1.4	2.5	1.4	2.5	$\mu\text{A}$
$V_{OL}/V_{OH}$ Channel separation	$A_{VD} = 100$ , $T_A = 25^\circ\text{C}$		120		120		120		dB

† All characteristics are specified under these test conditions unless otherwise noted. Full range for  $T_A = 50^\circ\text{C}$  to  $225^\circ\text{C}$  for TL071M, 25 to  $85^\circ\text{C}$  for TL071, and  $0^\circ\text{C}$  to  $70^\circ\text{C}$  for TL071C, TL071AC and TL071BC.  
 ‡ Types TL073B and TL073Bd are not defined by this data sheet.  
 †† Input bias currents of a JFET input operational amplifier are normal junction reverse currents, which are temperature dependent as indicated in Figure 18. Pulse techniques must be used that will maintain the junction temperatures as close to the ambient temperature as possible.



ESTA TESIS NO DEBE  
 SALIR DE LA BIBLIOTECA

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

AMPLIFICADORES OPERACIONALES CON ENTRADA JFET, DE BAJO RUIDO

TYPICAL CHARACTERISTICS<sup>1</sup>

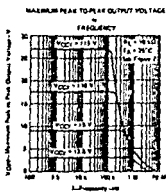


FIGURE 4

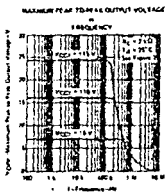


FIGURE 7

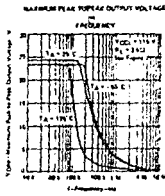


FIGURE 8

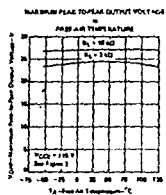


FIGURE 9

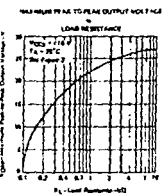


FIGURE 10

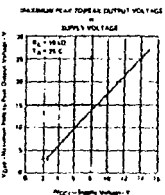


FIGURE 11

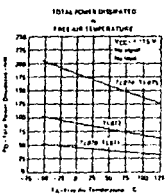


FIGURE 12

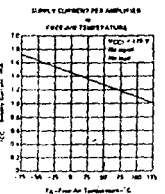


FIGURE 13

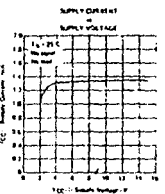


FIGURE 14

<sup>1</sup>Typical high and low temperatures are available only within the rated operating free-air temperature range of the various devices. A 10% component spread is used in all TL070 and TL071A.



## LM108A/LM208A

### Absolute Maximum Ratings

Supply Voltage	+20V
Power Dissipation (Note 1)	500 mW
Differential Input Current (Note 2)	±10 mA
Input Voltage (Note 3)	±15V
Output Short-Circuit Duration	Indefinite
Operating Temperature Range	LM108A -55°C to 125°C
	LM208A -25°C to 85°C
Storage Temperature Range	-65°C to 150°C
Lead Temperature (soldering, 10 sec)	300°C

### Electrical Characteristics (Note 4)

PARAMETER	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS
Input Offset Voltage	$T_A = 25^\circ\text{C}$		0.3	0.5	mV
Input Offset Current	$T_A = 25^\circ\text{C}$		0.05	0.7	nA
Input Bias Current	$T_A = 25^\circ\text{C}$		0.8	2.0	nA
Input Resistance	$T_A = 25^\circ\text{C}$	30	70		MΩ
Supply Current	$T_A = 25^\circ\text{C}$		3	0.6	mA
Large Signal Voltage Gain	$T_A = 25^\circ\text{C}$ , $V_S = \pm 15\text{V}$ $V_{OUT} = \pm 10\text{V}$ , $R_L > 10\text{ k}\Omega$	EO	300		V/mV
Input Offset Voltage				1.0	mV
Average Temperature Coefficient of Input Offset Voltage			1.0	5.0	$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
Input Offset Current				0.4	nA
Average Temperature Coefficient of Input Offset Current			0.5	2.5	$\text{pA}/^\circ\text{C}$
Input Bias Current				3.0	nA
Supply Current	$T_A = +125^\circ\text{C}$		0.15	0.4	mA
Large Signal Voltage Gain	$V_S = \pm 15\text{V}$ , $V_{OUT} = \pm 10\text{V}$ $R_L > 10\text{ k}\Omega$	40			V/mV
Output Voltage Swing	$V_S = \pm 15\text{V}$ , $R_L = 10\text{ k}\Omega$	±13	±14		V
Input Voltage Range	$V_S = \pm 15\text{V}$	±13.5			V
Common Mode Rejection Ratio		96	110		dB
Supply Voltage Rejection Ratio		96	110		dB

Note 1: The maximum junction temperature of the LM108A is 150°C, while that of the LM208A is 100°C. For operating at elevated temperatures, devices in the TO-9 package must be derated based on a thermal resistance of 150°C/W, junction to ambient, or 45°C/W, junction to case. The thermal resistance of the dual-in-line package is 100°C/W, junction to ambient.

Note 2: The inputs are shunted with back-to-back diodes for overvoltage protection. Therefore, excessive current will flow if a differential input voltage in excess of 1V is applied between the inputs unless some limiting resistance is used.

Note 3: For supply voltages less than ±15V, the absolute maximum input voltage is equal to the supply voltage.

Note 4: These specifications apply for  $25\text{V} \leq V_S \leq 20\text{V}$  and  $-55^\circ\text{C} \leq T_A \leq 125^\circ\text{C}$ , unless otherwise specified. With the LM208A, however, all temperature specifications are limited to  $-25^\circ\text{C} \leq T_A \leq 85^\circ\text{C}$ .



# LM308A, LM308A-1, LM308A-2

## Absolute Maximum Ratings

Supply Voltage	±18V
Power Dissipation (Note 1)	500 mW
Operational Input Current (Note 2)	±10 mA
Input Voltage (Note 3)	±15V
Output Short-Circuit Duration	Indefinite
Storage Temperature Range	0°C to 70°C
Operating Temperature Range	-65°C to 150°C
Soldering Temperature (Soldering, 10 sec)	300°C

## Electrical Characteristics (Note 4)

PARAMETER	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS
Input Offset Voltage	$T_A = 25^\circ\text{C}$		0.3	0.5	mV
Input Offset Current	$T_A = 25^\circ\text{C}$		0.2	1	nA
Input Bias Current	$T_A = 25^\circ\text{C}$		1.5	7	nA
Input Resistance	$T_A = 25^\circ\text{C}$	10	40		M $\Omega$
Supply Current	$T_A = 25^\circ\text{C}, V_S = \pm 15\text{V}$		0.3	0.8	mA
Large Signal Voltage Gain	$T_A = 25^\circ\text{C}, V_S = \pm 15\text{V},$ $V_{OUT} = +10\text{V}, R_L \geq 10\text{ k}\Omega$	80	300		V/mV
Input Offset Voltage	$V_S = \pm 15\text{V}, R_S = 100\Omega$				
LM308A				0.73	mV
LM308A-1				0.54	mV
LM308A-2				0.59	mV
Average Temperature Coefficient of Input Offset Voltage	$V_S = \pm 15\text{V}, R_S = 100\Omega$				
LM308A			2.0	5.0	$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
LM308A-1			0.6	1.0	$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
LM308A-2			1.3	2.0	$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
Input Offset Current				1.5	nA
Average Temperature Coefficient of Input Offset Current			2.0	10	$\text{pA}/^\circ\text{C}$
Input Bias Current				10	nA
Large Signal Voltage Gain	$V_S = \pm 15\text{V}, V_{OUT} = \pm 10\text{V},$ $R_L \geq 10\text{ k}\Omega$	60			V/mV
Output Voltage Swing	$V_S = \pm 15\text{V}, R_L = 10\text{ k}\Omega$	±13	±14		V
Input Voltage Range	$V_S = \pm 15\text{V}$	±14			V
Common-Mode Rejection Ratio		96	110		dB
Supply Voltage Rejection Ratio		95	110		dB

Note 1: The maximum junction temperature of the LM308A, LM308-1 and LM308-2 is 85°C. For operating at elevated temperatures, devices in the 8-pin package must be derated based on a thermal resistance of 150°C/W, junction to ambient, or 45°C/W, junction to case. The thermal resistance of the dual-in-line package is 100°C/W, junction to ambient.

Note 2: The inputs are shunted with back-to-back diodes for overvoltage protection. Therefore, excessive current will flow if a differential input voltage of 1V is applied between the inputs unless some limiting resistance is used.

Note 3: For supply voltages less than ±15V, the absolute maximum input voltage is equal to the supply voltage.

Note 4: Electrical specifications apply for  $\pm 5\text{V} \leq V_S \leq \pm 15\text{V}$  and  $0^\circ\text{C} \leq T_A \leq 70^\circ\text{C}$ , unless otherwise specified.

## Absolute Maximum Ratings

Supply Voltage	±12V
Power Dissipation (Note 1)	300 mW
Differential Input Voltage	±1V
Operating Temperature Range	LM565H -55°C to +125°C
	LM565CH, LM565CN 0°C to 70°C
Storage Temperature Range	-85°C to +150°C
Lead Temperature (Soldering, 10 sec)	300°C

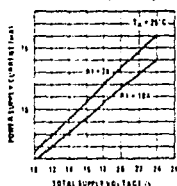
## Electrical Characteristics (AC Test Circuit, $T_A = 25^\circ\text{C}$ , $V_C = \pm 6\text{V}$ )

PARAMETER	CONDITIONS	LM565			LM565C			UNITS
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
Power Supply Current			8.0	12.5		8.0	12.5	mA
Input Impedance (Pins 2, 3)	$-4\text{V} < V_2, V_3 < 0\text{V}$	7	10			5		k $\Omega$
VDD Maximum Operating Frequency	$C_D = 2.7\text{ pF}$	300	500		250	500		kHz
Operating Frequency			-100	300		-200	500	ppm/°C
Temperature Coefficient								
Frequency Drift with Supply Voltage			0.01	0.1		0.05	0.2	%/V
Single Wave Output Voltage		2	2.4	3	2	2.4	3	$V_{DD}$
Single Wave Output Linearity			0.2	0.75		0.5	1	%
Square Wave Output Level		4.7	5.4		4.7	5.4		$V_{DD}$
Output Impedance (Pin 4)			5			5		k $\Omega$
Square Wave Duty Cycle		45	50	55	40	50	60	%
Square Wave Rise Time			20	100		20		ns
Square Wave Fall Time			50	200		50		ns
Output Current Sink (Pin 4)		0.8	1		0.8	1		mA
VDD Sensitivity	$f_o = 10\text{ kHz}$	6400	6600	6800	6000	6600	7200	Hz/V
Demodulated Output Voltage (Pin 7)	±10% Frequency Deviation	250	300	350	200	300	400	mV $_{DD}$
Total Harmonic Distortion	±10% Frequency Deviation		0.2	0.75		0.2	1.5	%
Output Impedance (Pin 7)			35			35		k $\Omega$
DC Level (Pin 7)		4.25	4.5	4.75	4.0	4.5	5.0	V
Output Offset Voltage ( $V_2 - V_3$ )			30	100		50	200	mV
Temperature Drift of $V_2 - V_3$			40			500		$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
CMR Rejection		30	40			40		dB
Phase Detector Sensitivity $K_D$		0.6	68	0.9	0.55	68	0.95	V/radian

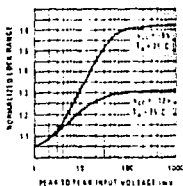
Note 1: The maximum junction temperature of the LM565 is 150°C, while that of the LM565C and LM565CN is 100°C. For operation at elevated temperatures, devices in the TO-5 package must be derated based on a thermal resistance of 150°C/W (junction to ambient or 45°C/W (junction to case). Thermal resistance of the dual-in-line package is 100°C/W.

## Typical Performance Characteristics

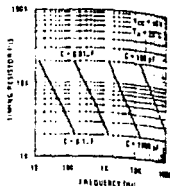
Power Supply Current as a Function of Supply Voltage



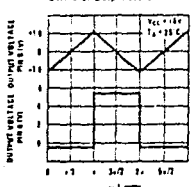
Lock Range as a Function of Input Voltage



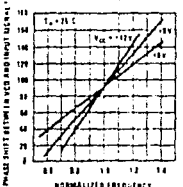
VCO Frequency



Oscillator Output Waveform



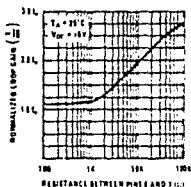
Phase Shift vs. Frequency



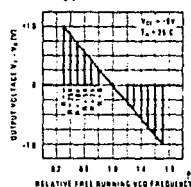
VCO Frequency as a Function of Temperature



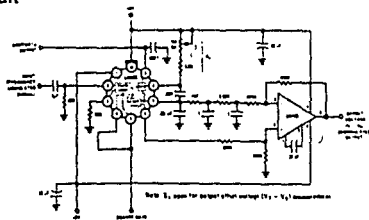
Loop Gain vs. Load Resistance



Hold in Range as a Function of Rg2



## AC Test Circuit



## Absolute Maximum Ratings

Power Supply Voltage	26V
Power Dissipation (Note 1)	300 mW
Operating Temperature Range	-55°C to +125°C
	0°C to 70°C
Lead Temperature (Soldering 10 sec)	300°C

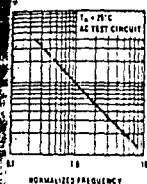
## Electrical Characteristics $V_{CC} = 12V, T_A = 25^\circ C$ , AC Test Circuit

PARAMETER	CONDITIONS	LM566			LM566C			UNITS
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
Maximum Operating Frequency	1- 2k CO = 2.7 pF		1		1			MHz
Input Voltage Range Pin 5		3/4 VCC		VCC	3/4 VCC		VCC	
Average Temperature Coefficient of Operating Frequency			100		200			ppm/°C
Supply Voltage Rejection	10-20V		0.1	1	0.1	2		%
Input Impedance Pin 5		0.5	1		0.5	1		kΩ
VCO Sensitivity	For Pin 5, From 8-10V, $f_D = 10$ kHz	6.4	6.6	6.8	6.0	6.6	7.2	Hz/V
FM Distortion	±10% Deviation		0.2	0.75	0.2	1.5		%
Maximum Sweep Rate		800	1		500	1		kHz
Sweep Range			10:1		10:1			
Output Impedance								
Pin 3			50		50			Ω
Pin 4			50		50			Ω
Square Wave Output Level	$R_{L1} = 10k$	5.0	5.4		5.0	5.4		Vpp
Triangle Wave Output Level	$R_{L2} = 10k$	2.0	2.4		2.0	2.4		Vpp
Square Wave Duty Cycle		45	50	55	40	50	60	%
Square Wave Rise Time			20		20			ns
Square Wave Fall Time			50		50			ns
Triangle Wave Linearity	+1V Segment at 1/2 VCC		0.2	0.75	0.5	1		%

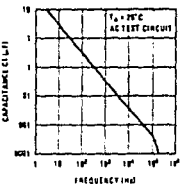
Note 1: The maximum junction temperature of the LM566 is 150°C, while that of the LM566C is 100°C. For operating at elevated junction temperatures, devices in the TO-5 package must be derated based on a thermal resistance of 150°C/W. The thermal resistance of the dual-in-line package is 100°C/W.

# Typical Performance Characteristics

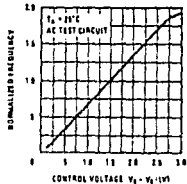
Operating Frequency as a Function of Timing Resistor



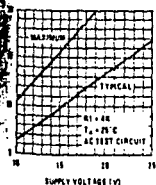
Operating Frequency as a Function of Timing Capacitor



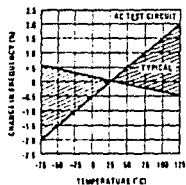
Normalized Frequency as a Function of Control Voltage



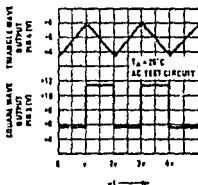
Power Supply Current



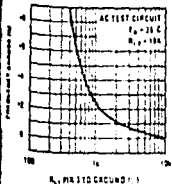
Temperature Stability



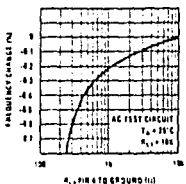
VCO Waveform



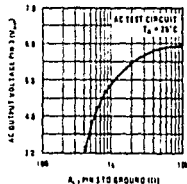
Frequency Stability vs Load Resistance (Square Wave Output)



Frequency Stability vs Load Impedance (Triangle Output)



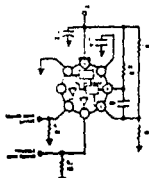
Square Wave Output Characteristics



Triangle Wave Output Characteristics



AC Test Circuit





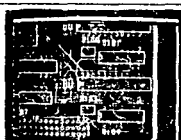
#### SCHEMATIC CAPTURE TO PCB LAYOUT

\$695.00

Before buying ESE Designer, Evaluator, PCAD or separate Schematic & PCB editors, check out our new CAD Total Solution. Schematic/PCB editor supports 15 hierarchical levels, 50+ auto-pull parts package, a full logic catalog, 1/4 mil resolution, unit, trace, width, GND plane, etc. Optional Auto Router and GERBER \$750 for 37 day evaluation. Inquire: A-CAD Systems, 2354 Rambo Court, Santa Clara, CA 95054, (408) 976-0152

INTERACTIVE CAD SYSTEMS

CIRCLE 244



#### NEW FULLY INTEGRATED CAD/CAM

Douglas CAD/CAM Professional System was created for the professional circuit board designer. With 14 integrated CAD/CAM schematic capture and plotting, the software runs on the Apple Macintosh. It offers color and pen-plotting. 100% accuracy in its plotting capabilities. Hardware requirements: Layout \$1500, Schematic \$100, Assembly \$100. Douglas Electronics, 15450 Via Arroyo, San Leandro, CA 94577, (415) 482-5700

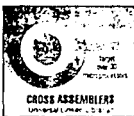
DOUGLAS ELECTRONICS CIRCLE 202



#### COMPUTER PRODUCTS "EA" SERIES 1.8 WATT DC/DC CONVERTER

Industry Standard 1 x 2 x .38" Package • 5V Input •  $\pm 1\%$  @ 50 mA to  $\pm 15\%$  @ 100mA Output • Required • Included • Short Circuit Protection • Ideal for RS232 Interface • Cost Effective On Board Point of Use Regulation • Available from Stock • For More Information, 817/268-1170, Computer Products, Stevens Armod Division, 7 Evans Street, Boston, MA 02127

COMPUTER PRODUCTS CIRCLE 234



#### PC/MS DOS, VAX, VMS, UNIX

- Fast Version 2.2
- Complete assembly
- Source or object level output
- New expanded Manual
- Powerful macros
- Reusable or absolute code

ENERTEC INC., 19 Jenkins Ave.  
Lansdale, PA 17546 (610) 362-0596  
(610) 438-7809

CIRCLE 208



#### BUGS IN YOUR CIRCUIT?

Wasting time wrapping unwrapped, cutting traces, bending leads? Test your ideas quickly and easily with the DTP SIGNALTOR. Isolates any pin of a DIP IC. Use test points for reworking. Use an emulator probe to turn off unwanted interconnects. Sizes from 6 to 64 pins. Prices from \$22.75. Beta Automation Inc., 2541 Octopus Rd., Menlo Park, CA 94025, (650) 499-5785

BETA AUTOMATION

CIRCLE 253



#### COMPUTER PRODUCT "ES" SERIES 15 WATT TRIPLE OUTPUT DC/DC CONVERTER

Three Output Combinations 5v, 12, 5v, 15 and 5v, 12, 5v • Efficiency to 62% • 100mV for Battery Applications Requiring Low Noise Analog and Digital Output • Available from Stock • For More Information, 817/268-1170, Computer Products, Stevens Armod Division, 7 Evans Street, Boston, MA 02127

COMPUTER PRODUCTS CIRCLE 232

## Product Showcase Order Form

The best value for your advertising dollars. For a 1/9 page ad, here's all you have to do:

- 1) Send a 35mm color transparency of your product. (Black and white glossy photos are also accepted)
- 2) Include 10 lines of typed copy, no more than 43 characters to a line. (Include product name, address, phone number, price, and a 100-word description)
- 3) Write a headline of 32 characters or less
- 4) We do all the rest. No production charges.
- 5) We also accept camera-ready art. Ad size: 2 1/4" wide x 2 1/4" deep.

1x	\$750	7x	\$715	16x	\$600
3x	\$725	12x	\$645	25x	\$570

Send this form with material to: Carol Helton, Electronics magazine, Product Showcase Advertising Manager, 1221 Avenue of the Americas, 42nd Floor, New York, NY 10020, (212) 512-2143

Name \_\_\_\_\_

Tel. \_\_\_\_\_

Company \_\_\_\_\_

Address \_\_\_\_\_

City \_\_\_\_\_

State \_\_\_\_\_ Zip \_\_\_\_\_

Phone \_\_\_\_\_

# Electronics