T-UES
1504
C266d
1997
Ej. 2

UNIVERSIDAD DE EL SALVADOR
FACULTAD DE INGENIERÍA Y ARQUITECTURA
ESCUELA DE INGENIERÍA ELÉCTRICA

TRABAJO DE GRADUACIÓN

"Diseño y construcción de un sistema de adquisición/procesamiento de señal y de datos para ser utilizado en la ejecución de un programa de control de calidad (QCP) en equipos de Rayos X, utilizados en diagnóstico"

PRESENTADO POR:

EDWIN VLADIMIR CÁRDENAS MENDOZA
JORGE LUIS HERNÁNDEZ SERRANO.

15101152
15101152

PARA OPTAR AL TITULO DE

INGENIERO ELECTRICISTA

FACULTAD DE INGENIERIA Y ARQUITECTURA
BIBLIOTECA
4333
UNIVERSIDAD DE EL SALVADOR

CIUDAD UNIVERSITARIA , ABRIL DE 1997

UNIVERSIDAD DE EL SALVADOR

RECTOR:

DR. BENJAMIN LOPEZ GUILLEN

SECRETARIO GENERAL:

LIC. ENNIO LUNA

FACULTAD DE INGENIERIA Y ARQUITECTURA

DECANO:

ING. JOAQUIN ALBERTO VANEGAS AGUILAR

SECRETARIO:

ING. JOSE RIGOBERTO MURILLO CAMPOS

ESCUELA DE INGENIERIA ELECTRICA

ESCUELA DE INGENIERIA ELECTRICA
FACULTAD DE INGENIERIA
Y ARQUITECTURA
Universidad de El Salvador

DIRECTOR:

ING. SALVADOR DE JESUS GERMAN

U.E.S BIBLIOTECA
INGENIERIA Y ARQUITECTURA
Inventario: 15101152

UNIVERSIDAD DE EL SALVADOR
FACULTAD DE INGENIERIA Y ARQUITECTURA
ESCUELA DE INGENIERIA ELECTRICA

Trabajo de Graduación previo a la opcion al grado de:

INGENIERO ELECTRICISTA

Titulo: " **Diseño y construcción de un sistema de adquisición / procesamiento de señal y de datos para ser utilizado en la ejecución de un programa de control de calidad (QCP) en equipos de Rayos X utilizados en diagnóstico** "

Presentado por: Edwin Vladimir Cárdenas Mendoza
Jorge Luis Hernández Serrano

Trabajo de Graduación aprobado por:

ESCUELA DE INGENIERIA ELECTRICA
FACULTAD DE INGENIERIA
Y ARQUITECTURA
Universidad de El Salvador

Coordinador y Asesor : Ing. José Roberto Ramos

Asesor : Ing. Luis Ramón Portillo

San Salvador . abril de 1997

ACTA DE CONSTANCIA DE NOTA Y DEFENSA FINAL

En esta fecha, 19 de Abril de 1997 en el local de la Sala de Lectura de la Escuela de Ingeniería Eléctrica, a las nueve horas, en presencia de las siguientes autoridades de la Escuela de Ingeniería Eléctrica de la Universidad de El Salvador:

Firma

1- Ing. Salvador de J. German
Director

2- Ing. Gerardo Marvin Jorge Hernández
Secretario

ESCUELA DE INGENIERIA ELECTRICA
FACULTAD DE INGENIERIA
Y ARQUITECTURA
Universidad de El Salvador

Y con el Honorable Jurado de evaluación integrado por las personas siguientes:

Firma

1- Ing. Diógenes Pérez Reyes

2- Ing. Francisco Romero Jovel

Se efectuó la defensa final reglamentaria del Trabajo de Graduación:

"Diseño y construcción de un sistema de adquisición/procesamiento de señal y de datos para ser utilizado en la ejecución de un programa de control de calidad (QCP) en equipos de Rayos X utilizados en diagnóstico"

A cargo de los Bachilleres:

CARDENAS MENDOZA, EDWIN VLADIMIR
HERNANDEZ SERRANO, JORGE LUIS

Habiendo obtenido el presente trabajo una nota final, global de 8.9

(8.9 ocho punto nueve)

PREFACIO

Los Rayos X son muy importantes en el uso de la medicina , muy útiles para diagnosticar anormalidades en el sistema óseo de los individuos ; sin embargo un uso sin control de este recurso puede resultar perjudicial para los individuos expuestos a la radiación.

Para minimizar el riesgo debido al uso sin regulación de los Rayos X , es necesario la ejecución periódica de un Programa de Control de Calidad. para la ejecución de un programa de este tipo , se hace necesaria una instrumentación especializada para el análisis de los equipos de Rayos X utilizados en diagnostico.

El sistema de instrumentación esta compuesto de tres partes principales :

- Sensores
- Sistema de Adquisición y Procesamiento de Señales.
- Sistema de Procesamiento de Datos y Protocolo de Análisis.

Los sensores son los encargados de la adquisición de las señales importantes que determinan por su comportamiento , el estado del equipo de rayos X.

El sistema de Adquisición y procesamiento , toma la señal de los sensores y desarrolla un análisis matemático preliminar de estos , estos parámetros son transferidos al sistema de procesamiento de Datos y protocolo de Análisis.

El Sistema de Procesamiento de Datos y Protocolo de Análisis es un software que desarrolla procedimientos matemáticos complejos que dan como resultado , de acuerdo a los criterios de Control de Calidad , el estado de funcionamiento del equipo de rayos X que se somete a análisis.

Las pruebas de Control de Calidad discutidas en este documento y desarrollada por el software son:

- Análisis Radiografico de Reproducibilidad.
- Análisis Radiografico de Linealidad
- Precisión de kVp.
- Calculo de la Hoja de Valor Medio (HVL ; Half Value Layer)

Cada una de esas pruebas posee una manera muy particular de ejecución y análisis.

Este documento desarrolla en cuatro capítulos el proceso de Diseño y Construcción de un Sistema de Adquisición / Procesamiento de Señales y Datos para ser utilizado en la Ejecución de un Programa de Control de Calidad de equipos de Rayos X utilizados en Diagnostico.

En nuestro país , no existe un Programa de Control de Calidad para equipos de rayos X . Se pretende con este documento , dar a conocer los alcances obtenidos con este proyecto así también abrir el sendero que lleve a una regulación a nivel nacional de los equipos de rayos X utilizados en diagnostico.

RESUMEN

Este documento esta dividido en cuatro capítulos. El primer capitulo trata todo lo relacionado con el fenómeno de los rayos x , desde su origen , su interacción con la materia y su desarrollo hasta nuestros días. En el primer capitulo también se plantea la importancia que tiene un programa de control de calidad de equipos de rayos X en nuestro medio.

En un aspecto muy general , se describen las partes que componen el Sistema de Adquisición y Procesamiento de señales y datos , estas partes son descritas en los capítulos posteriores.

El segundo capitulo trata sobre los sensores y acondicionadores de señal. Los sensores utilizados permiten la obtención de dos características del equipo de rayos X. Una de ellas tiene que ver con la forma de onda de señal de kilovoltaje aplicado para la generación de rayos X. La segunda característica es la dosis de exposición , que es cuantificada con una Cámara de Ionización. El proceso de diseño de los sensores, los elementos de circuito y su funcionamiento son descritos en este capitulo.

El tercer capitulo trata sobre el diseño del corazón del sistema . Es el diseño de un modulo digital basado en el microcontrolador MC68HC11. Este modulo captura las señales por medio de un convertidor analógico/digital. Estas señales son procesadas y el resultado del proceso es presentado en un display alfanumérico. En este capitulo , se describe el funcionamiento de este modulo denominado MICRODAT.

El cuarto y ultimo capitulo describe el Protocolo de Control de Calidad que debe utilizarce para las pruebas a equipos de rayos X de diagnostico. Cada una de las pruebas es descrita claramente según los parámetros variables e invariables que deben tomarse en cuenta para analizar el comportamiento del equipo. El software desarrollado para facilitar el análisis ha sido denominado RXQA ; un manual de usuario ha sido escrito en este capitulo con el fin de mostrar sus capacidades y funcionamiento.

En síntesis este documento explica cada una de las etapas desarrolladas para la construcción de un equipo muy útil , que algún día en nuestro país podrá brindar la seguridad tanto a radiografos como a pacientes , en un esfuerzo conjunto por la salud de nuestro pueblo.

INDICE

CAPITULO I
ANTECEDENTES

CONTENIDO	PAGINA
1.1 DESCUBRIMIENTO DE LOS RAYOS X	1
1.2 PRODUCCIÓN DE RAYOS X	2
1.3 RADIACIÓN	4
1.4 ESPECTRO CONTINUO DE RADIACIÓN	4
1.5 CARACTERÍSTICAS DE LOS RAYOS X	5
1.6 PROPIEDADES DE LOS RAYOS X	6
1.7 EFECTO DE LOS RAYOS X SOBRE LA MATERIA	7
1.7.1 EFECTO FOTOELÉCTRICO.	8
1.7.2 EFECTO COMPTON	9
1.7.3 EL EFECTO DE KILOVOLTAJE	10
1.8 PRINCIPALES APLICACIONES DE LOS RAYOS X	10
1.9 APARATOS DE RAYOS X.	13
1.9.1 CIRCUITO PRIMARIO PRINCIPAL	13
1.9.2 CIRCUITO DEL FILAMENTO	14
1.9.3 TUBOS DE RAYOS X	15
1.10 DOSIS	15
1.10.1 MEDICIÓN DE LA DOSIS	16
1.10.2 CÁMARAS DE IONIZACIÓN	16

1.10.3 EL PROCESO DE IONIZACIÓN EN GASES 18

1.10.4 NÚMERO DE PARES DE IONES FORMADOS 18

1.10.5 EL FACTOR FANO 19

1.10.6 DIFUSIÓN, TRANSFERENCIA, CARGA Y RECOMBINACIÓN 20

1.10.7 FACTORES QUE AFECTAN LA SATURACIÓN 20

1.11 PROGRAMA DE CONTROL DE CALIDAD 20

1.11.1 IMPORTANCIA DE CONTROL DE CALIDAD EN RADIOLOGÍA 21

1.12 DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA DE ADQUISICIÓN Y PROCESAMIENTO DE SEÑAL 22

1.12.1 DESCRIPCIÓN DEL EQUIPO ELECTRÓNICO EXAMINADOR DE APARATOS DE R-X 22

1.12.2 SENSORES- TRANSDUCTORES 24

1.12.2.1 SENSOR DE SEÑAL DE KILOVOLTAJE 24

1.12.2.2 SENSOR O CUANTIFICADOR DE DOSIS DE EXPOSICIÓN 25

1.12.3 PROCESADOR DE SEÑALES 25

1.13 SOFTWARE ESPECIALIZADO 27

CAPITULO II

SENSORES Y ACONDICIONAMIENTO DE SEÑALES

2.1 EL TRANSDUCTOR 29

2.2 EL FOTODIODO 30

2.3 SENSORES DE LUZ VISIBLE 31

2.4 SENSORES INFRARROJOS 32

2.5 DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA DE ADQUISICIÓN Y PROCESAMIENTO DE SEÑAL 32

2.6 SENSORES- TRANSDUCTORES 33

2.6.1 SENSOR DE SEÑAL DE KILOVOLTAJE 34

2.7 DESCRIPCIÓN DE LOS CIRCUITOS UTILIZADOS EN CADA ETAPA. 35

2.7.1 ETAPA SENSORA 35

2.7.2 ETAPA DIVISORA . 37

2.7.3 TRATAMIENTO DE LA SEÑAL 40

2.7.4 ACONDICIONAMIENTO DE LA SEÑAL 40

2.8 CIRCUITO SENSOR DE KVP , TRATAMIENTO DE SEÑAL Y ACONDICIONAMIENTO 41

2.9 SENSOR DE DOSIS DE EXPOSICIÓN 42

2.9.1 ETAPA SENSORA 42

2.9.2 ETAPA DE TRATAMIENTO DE LA SEÑAL 43

2.9.3 ETAPA DE ACONDICIONAMIENTO DE LA SEÑAL 45

2.10 CIRCUITO SENSOR DE DOSIS DE EXPOSICIÓN, TRATAMIENTO DE SEÑAL Y ACONDICIONAMIENTO 46

2.11 CALIBRACIÓN DEL SISTEMA SENSOR DE KVP Y TIEMPO DE EXPOSICION. 47

2.12 CRITERIOS EVALUADOS PARA LA CALIBRACIÓN DEL CIRCUITO 47

2.13 CALIBRACIÓN DEL SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL 52

2.14 RESULTADOS OBTENIDOS 53

CONCLUSIONES 60

OBSERVACIONES 61

CAPITULO III

PROCESAMIENTO DE SEÑALES Y DATOS

- INTRODUCCION 63
- SISTEMA DE ADQUISICION Y PROCESAMIENTO DE DATOS 64
- DISEÑO DEL MODULO PRINCIPAL DE ADQUISICION Y PROCESAMIENTO 66
- DESCRIPCION DEL MICROCONTROLADOR MC68HC11 71
  PROGRAMA DE ADQUISICION Y PROCESAMIENTO DE DATOS 76
- CONCLUSIONES 85
- DESCRIPCION DE MICRODAT 86
- FUNCIONAMIENTO DE MICRODAT 88

CAPITULO IV

PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD DE EQUIPOS DE RAYOS X DE DIAGNOSTICO

- DESCRIPCION DEL PROTOCOLO 92
- COEFICIENTE DE VARIACION 92
- COEFICIENTE DE LINEALIDAD 93
- EXACTITUD DE kVp 94

- HOJA DE VALOR MEDIO 94
- DESCRIPCION DE RXQA 95
- RUTINA PARA CALCULO DE COEFICIENTE DE VARIACION 95 - 96
- RUTINA PARA CALCULO DE COEFICIENTE DE LINEALIDAD 96 - 98
- RUTINA PARA CALCULO DE EXACTITUD DE KVP 98 - 100
- RUTINA PARA CALCULO DE HVL 100
- X-RAY QUALITY ASSURANCE (RXQA) , MANUAL DE USUARIO 101
- VENTANA PRINCIPAL 102
- BARRAS DE MENU 103 - 105
- RXQA , OPERACION EN MODO AUTOMATICO 107
- ENTRADA DE DATOS 108
- CORRECCION DE ERRORES 109
- TRANSFERENCIA DE DATOS 110 - 111
- ANALISIS DE CONTROL DE CALIDAD 112 -113
- VISUALIZACION DE FORMAS DE ONDA Y GRAFICOS 114
- SELECTOR DE GRAFICOS 115
- MODO DE ACERCAMIENTO 116 -117
- COLORES 118
- MODO MANUAL 118
- IMPRIMIENDO 119 - 121
- BIBLIOGRAFIA 122

OBJETIVOS

Objetivo General:

- Contribuir al desarrollo social de El Salvador en el area de la salud a través de la construcción de un sistema de detección de rayos X y de un sistema computarizado de adquisición / procesamiento de señales/datos necesario para la ejecución de un programa de control de calidad de equipos de Rayos X utilizados en diagnóstico.

Objetivos Específicos:

-Construir un prototipo de un sistema de adquisición de señales y datos en tiempo real y diferido , basado en un computador compatible. Esto implica la construcción de la interfase así como un programa que permita accesar los datos adquiridos.

-Elaborar un programa que permita seguir un protocolo de analisis de datos y señales y determinar si son cumplidos los limites y requisitos establecidos dentro del programa de control de calidad.

INTRODUCCION.

La mayor parte de los materiales experimentan variaciones en sus características eléctricas cuando son irradiados por luz o cuando son sometidos al estímulo de radiaciones electromagnéticas, partiendo de esto se inicia el estudio de la radiación y de la teoría, propiedades, características y efectos de los rayos X en diferentes estados de la materia .

Para la producción de los Rayos X es necesario que los electrones sean acelerados a una velocidad tal que se disponga de una energía lo suficientemente elevada como para convertirse en fotones de Rayos X.

Los rayos X debido a su corta longitud de onda son capaces de penetrar la materia pero estos son amortiguados y absorvidos difentemente dependiendo del tipo de materia sobre el cual inciden, el valor de exposición ideal para tomar una radiografía de un determinado cuerpo depende de su composición y espesor .

CAPITULO I
ANTECEDENTES

1.1 DESCUBRIMIENTO DE LOS RAYOS X

En 1888 Wilhelm Roentgen (1845 - 1923), observó con gran interés los trabajos de Hertz y Lenard y otros contemporáneos dentro de la investigación del comportamiento de los rayos en el cátodo de los tubos de descarga de gas.

En Octubre de 1895, Roentgen inició su propia investigación utilizando una bobina de inducción Ruhmkorff a la cual el conectó un tubo de tipo Crookes, Él había observado frecuentemente la fluorescencia verde producida en las paredes del vidrio de los tubos sufrido por el bombardeo de las descargas eléctricas (electrones) del polo negativo (cátodo). Para excluir cualquier efecto posible de la luz en sus experimentos encerró el tubo en una caja y observó las manchas a diferentes densidades de oscuridad que se producían en diferentes tipos de materiales tales como papel, metales, etc. Cuando estos eran colocados entre la placa y el tubo encerrado, además observó una imagen de sus dedos sosteniendo los materiales; consideró que estos efectos eran similares no por las descargas eléctricas dentro del tubo si no por que alguna emanación del tubo fue capaz de penetrar materiales opacos.

Roentgen concluyó que había observado los efectos de penetración de algún tipo de rayo previamente desconocido por lo que él los llamó RAYOS X . La fecha de su descubrimiento fue el 08 de Noviembre de 1895.

La primera radiografía médica producida fue en Gran Bretaña realizada por A. A. Campbell Swinton, el 13 de Enero de 1896. Y fue hasta en 1912 que Friedrich y Knipping mostraron que los rayos X son radiaciones electromagnéticas con longitudes de onda extremadamente cortas.

El descubrimiento de los rayos X fue de importancia no solo en el campo de la medicina, el estudio de sus propiedades y entendimiento de su naturaleza, si no también factor esencial en la revelación de la estructura de los átomos.

En reconocimiento a su contribución a la ciencia Roentgen fue la persona que obtuvo el primer premio Novel en física, recibió su más alto honor a nivel internacional en el año de 1901 .

1.2 PRODUCCIÓN DE RAYOS X

La producción de rayos x depende de la conversión de energía cinética de electrones de rápido movimiento a energía radiante. De la ley de conservación de la energía se tiene que la energía de los rayos X no puede ser más grande que la energía de los electrones. La extremadamente pequeña masa de los electrones y consecuentemente su pequeña inercia, hace posible a éstos acelerarse a muy altas velocidades cuando se encuentran sujetas a fuerzas adecuadas, por ejemplo al campo de fuerza entre el cátodo y el ánodo de un tubo de rayos X .

La energía cinética de un electrón es aproximadamente igual a $\frac{1}{2}mv^2$ donde m es la masa del electrón y v es su velocidad. Dado que la energía cinética es proporcional al cuadrado de la velocidad el electrón adquiere muy alta energía en compensación a su pequeña masa.

La energía del electrón puede ser medida más convenientemente por medio del electrón-voltio (eV) , si el electrón es acelerado en un campo de fuerza similar a la diferencia de potencial de V volts, entonces la energía cinética adquirida es :

$$w = \frac{1}{2} m v^2 = eV electron\text{-}volts$$

Los símbolos de kV (para kilovoltaje) y de keV (Para kilo electrón volt) son fáciles de confundir por lo que se debe tener especial cuidado cuando se está trabajando en combinación de ellos. El kv se refiere a la diferencia de potencial entre el ánodo y el cátodo del tubo de rayos X mientras que el keV es una medida de la cantidad de energía de los fotones de radiación o partículas atómicas .

La relación de $w = \frac{1}{2} mv^2$ se cumple cuando la velocidad del electrón es pequeña comparada con la velocidad de la luz. Einstein sugirió que la velocidad de la luz en un medio vacío, c , no puede ser excedida por ninguna clase de materia o energía y además que la masa de cualquier tipo de materia puede rápidamente incrementar su velocidad aprovechando este valor de c .

Einstein estableció que si la masa de un cuerpo o partícula la cual en estado de reposo posee una masa m_o entonces la masa a una velocidad v está dada por :

$$m = \frac{m_o}{\sqrt{1 - \frac{V^2}{C^2}}}$$

Combinando la ecuación de Einstein para la energía y la ecuación de ganancia de masa, entonces la energía ganada por un electrón cuando es acelerado en un campo de V volts es la diferencia entre su energía cuando se encuentra en reposo (= $m_o c^2$) y su energía a velocidad v (= mc^2) que es igual a :

$$w = eV = mc^2 - m_o c^2 = (m - m_o)c^2$$

sustituyendo m obtenemos :

$$w = eV = c^2 \left(\frac{m_o}{\sqrt{1 - \frac{v^2}{c^2}}}\right)$$

y por último ordenando la ecuación se obtiene :

$$w = eV = m_o c^2 \left(\frac{1}{\sqrt{1 - \frac{v^2}{c^2}}} - 1\right)$$

Cuando los valores correctos de las constantes son colocados dentro de esta expresión y considerado una aceleración de electrones por un diferencia de potencia (kv) ; entonces es cuando la energía es considerable por medio de esta fórmula.

En cada caso, la frecuencia o longitud de onda de la radiación emitida depende de la relación de Planck la cual muestra que la radiación está dada por :

$$E = h\nu = h\frac{c}{\lambda}$$

Donde E es la energía del fotón o la energía convertida, v es la frecuencia y λ la longitud de onda , de esto y del rango de energía intercambiada es evidente que se forma un espectro de radiación X .

1.3 RADIACIÓN.

A la energía que se transfiere de un lugar a otro sin poseer un transportador de materia se le conoce como radiación o radiación electromagnética. La radiación visible es sólo una diminuta fracción del espectro total de radiaciones electromagnéticas; algunas partes del espectro se conocen como ondas eléctricas, ondas de radio, radiación infrarroja, radiación ultravioleta y Rayos X.

Según la teoría cuántica la energía se transfiere en pequeños paquetes denominados fotones. la energía contenida en un fotón se relaciona con la longitud de onda de la vibración electromagnética por una relación inversa, la energía de un fotón en electrón-volt = 12400 divididos por la longitud de onda en Angstrom. (un electrón-volt, Ev, es la energía que tendrá un electrón después de haber sido acelerado entre dos puntos con diferencia de potencial de un volt, los fotones de los Rayos x tienen energía mayores de 1000 eV o 1 KeV.

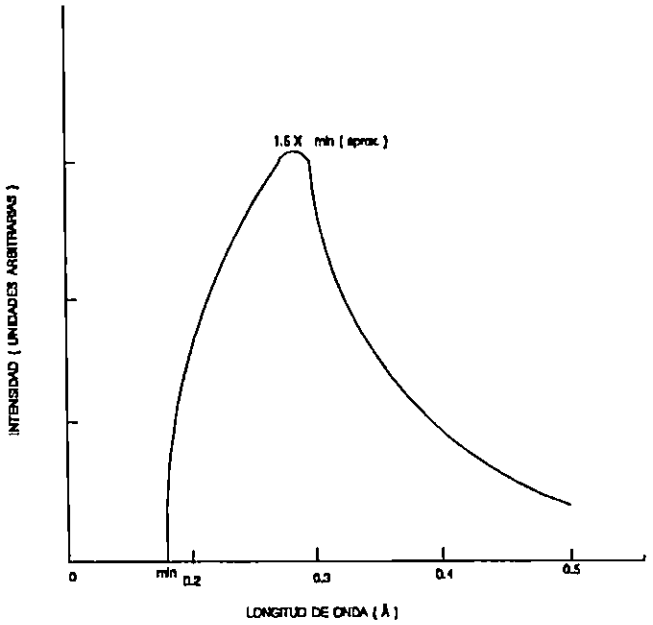
1.4 ESPECTRO CONTINUO DE RADIACIÓN

De la fórmula de la energía del fotón E , se observa que al despejar la longitud de onda se puede formar un espectro el cual sería el espectro de radiación y vendría dado por la fórmula :

$$\lambda = \frac{hc}{eV}$$

Dado que el valor de eV depende del el valor de kVp aplicado al tubo de rayos X, de la ecuación se puede obtener una gran cantidad de energía la cual puede ser convertida de los kilovoltaje pico utilizados, y así producir longitudes de onda más cortas. Se observa que la longitud de onda varía inversamente con la cantidad de kVp utilizados a través del tubo, una relación la cual es llamada la Ley de Duane-Hunt.

La intensidad y la longitud de onda de cada componente la radiación X puede ser medido y el análisis ser presentado como se muestra en la figura 1.1 En la cual la intensidad es ploteada como una función de longitud de onda. La gráfica muestra un espectro continuo y es llamada Gráfica General o Heterogénea de Radiación X.



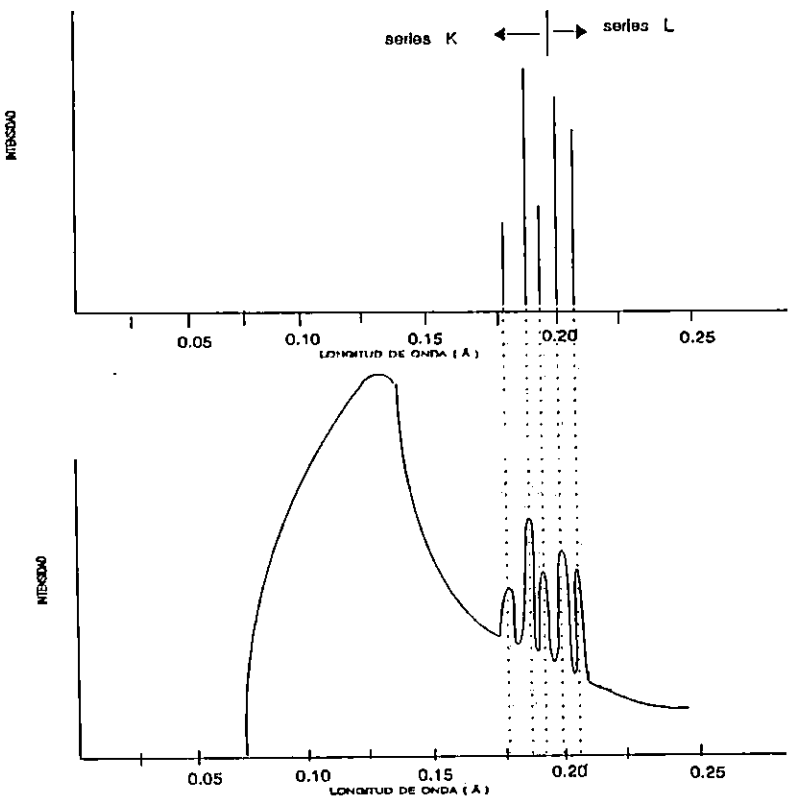
GRAFICA GENERAL O HETEROGENEA DE RADIACION X
FIGURA 1.1

El total de intensidad de el rayo es la suma de las contribuciones de intensidades por cada componente de longitud de onda, por lo tanto el total de intensidad se encuentra representado por el área bajo la curva .

1.5 CARACTERÍSTICAS DE LOS RAYOS X

La característica más importante ocurre en el haz de rayos X producida por medio usual, son mostradas en la figura 1.2 a). La línea más a la izquierda posee la longitud de onda más corta y representa la radiación producida por la máxima conversión de energía utilizada y es cuando un electrón K es impulsado, junto a esta se encuentran dos líneas más las cuales son también similares a la ionización K. este grupo de tres líneas es llamado Series K .

Las dos líneas principales de la serie L son mostradas a la derecha, dado que estas poseen longitudes de ondas más largas. La serie M también puede ocurrir, pero estas tienen longitudes de onda tan largas que la radiación es absorbida antes que el haz energía pase a través de la protección del tubo .



ESPECTRO CARACTERISITICO DE RADIACIÓN X
FIGURA 1.2

El espectro de la característica de radiación ha sido ilustrado separadamente en la figura 1.2 b) en orden a un tipo específico de conversión de energía. Los picos en la curva muestran que la intensidad de la característica de los rayos X es relativamente alta y esto puede significar agregar dosis al paciente.

1.6 PROPIEDADES DE LOS RAYOS X.

Las propiedades de los Rayos X son innumerables, a continuación se presenta un sumario de las principales propiedades que se han logrado descubrir.

Los rayos x son:

1. Invisibles y además pasan a través del espacio sin transferencia de materia.
2. Se propagan en línea recta.
3. No son afectados por campos eléctricos ni magnéticos.

4. Reflejados, difractados, refractados y polarizados, tal como la luz.
5. Se propagan a una velocidad de 30 billones de cm/seg.
6. Son vibraciones electromagnéticas transversales.
7. Caracterizados por un ancho rango de longitudes de onda aproximadamente de 0.0001 Angstroms.
8. Producidos, por el impacto de los rayos catódicos y también por iones positivos sobre la materia. Probablemente, generados en el interior de estrellas, durante desintegraciones nucleares, por bombardeo en el ciclotrón y en las bombas atómicas.
9. Capaces de oscurecer, una placa fotográfica.
10. Capaces de producir fluorescencia y fosforescencia, en algunas sustancias y de colorear algunas piedras y materiales.
11. Capaces de ionizar gases y de influir en las propiedades eléctricas de líquidos y sólidos.
12. Son diferentemente absorbidos, por la materia.
13. Capaces de liberar fotoelectrones y rechazar electrones para producir positrón, pares de energía de cerca de 1 MeV alta energía.
14. Capaces de acción fotoquímica.
15. Capaces de añadir o destruir las células y de producir mutaciones genéticas.
16. Emiten un espectro continuo de corta longitud de onda el límite es determinado por el voltaje sobre el tubo de rayos x.
17. Emiten un espectro de absorción característico, de acuerdo ala química de los elementos del ánodo.
18. Difractados por cristales, actúan grandemente en concordancia con la ecuación fundamental de

$$n\lambda = 2d * Sen\theta$$

19. También difractados por rejillas ópticas, y reflejados por pequeños espejos en ángulos oblicuos, para formar imágenes amplificadas o rayos x microscópicos.
20. Encuentran su explicación en ángulos fenómenos de interferencia y relacionados con ondas, pero en otros fenómenos, como cuartos discretos de energía, los cuales pueden ser expandidos por simples electrones.

1.7 EFECTO DE LOS RAYOS X SOBRE LA MATERIA.

Debido a que los rayos X, poseen longitud de onda corta estos poseen un gran poder de penetración por lo que estos son poco atenuados por la materia y pueden pasar a través de ésta en mayor o menor cantidad.

Cuando los fotones de rayos X, de suficiente energía chocan con la materia, pueden arrancar completamente de los atomos los electrones en los cuales incide, y la fuerza del impacto imprimir una alta velocidad a los electrones desprendidos, de esta manera se producen iones, electrones rápidos y rayos X de baja energía. Los mecanismos de colisión

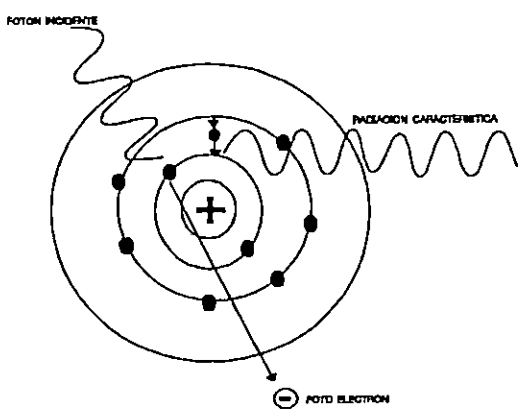
de los rayos X con la materia producen los fenómenos que se conocen como : Efecto fotoeléctrico, efecto Compton y Efecto de kilovoltaje.

1.7.1 EFECTO FOTOELÉCTRICO.

Cuando un fotón de rayos X, expulsa de su órbita un electrón, de la estructura atómica, transmitiendo toda su energía a dicho electrón, se tiene el EFECTO FOTOELÉCTRICO.

Una parte de la energía de rayos X se usa para desprender el electrón como energía cinética. Figura 1.3. El electrón secundario o fotoelectrón se desplaza usualmente, con gran velocidad a través de la materia circundante en la cual es desacelerado, por las colisiones que produce, en las cuales se liberan a su vez electrones terciarios y rayos x.

La vacante que deja el fotoelectrón en una de las órbitas interiores del átomo, es ocupada por otro electrón de más alto nivel energético. Dando lugar a la emisión de una radiación característica.



EFECTO FOTOELÉCTRICO
FIGURA 1.3

La radiación x de la característica, puede ser absorbida a su vez en el mismo átomo, donde libera otros electrones, o puede desprender electrones de otros átomos. Por lo que se dice, que en el efecto fotoeléctrico los fotones de rayos x, son totalmente absorbidos y se producen en su lugar electrones y rayos X secundarios.

Hasta que punto la energía de rayos X es incidente sobre la materia, es atenuada como la consecuencia del efecto fotoeléctrico; por lo tanto su incidencia depende de la energía que posean los fotones incidentes y del porcentaje de fotones que participen en las colisiones fotoeléctricas.

Entre los factores que determinan el porcentaje de colisiones se encuentran nuevamente la energía de radiación incidente, y en número atómico z, del elemento irradiado.

La atenuación fotoeléctrica de los fotones de rayos x resulta ser mayor mientras más elevado es el número atómico, es decir, mientras más pesado sea el elemento. Por otra parte, el efecto fotoeléctrico disminuye cuando la energía de los rayos x aumenta. Esto se logra con más altas tensiones en el tubo de rayos x, con lo que se consigue menores longitudes de onda.

1.7.2 EFECTO COMPTON.

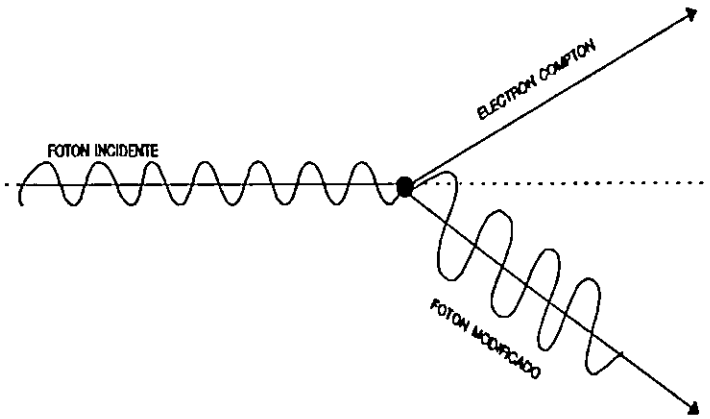
Para comprender este efecto, debemos suponer, que el fotón de rayos x, choca con uno de los electrones de un átomo, o con un electrón completamente libre y que como consecuencia de esa colisión, sólo una parte de la energía del fotón de rayos X, es transferida al electrón.

La energía con la cual un electrón esta enlazada al átomo, particularmente un electrón de la órbita exterior, es usualmente pequeña, comparada con la energía que el fotón de los rayos X transfiere al electrón en la colisión.

La energía transmitida a la órbita da lugar a su expulsión del átomo, a tal electrón se le denomina electrón compton.

Lo mismo que un fotoelectrón, el electrón COMPTON, puede dar lugar a radiación secundaria más lento en la materia circundante, teniendo así un efecto ionizante.

Después de la colisión, el fotón de rayos X incidentes , continúa desplazandose con energía reducida y por lo tanto como radiación de mayor longitud de onda y siguiendo otra dirección desde la zona que ha tenido lugar el choque: esto se conoce con el nombre de disperción compton o disperción modificada figura 1.4.



EFECTO COMPTON
FIGURA 1.4

De las leyes de choque, se deduce que el electrón desplazado se proyectará siempre hacia adelante, más o menos oblicuamente, mientras que el fotón según como indica sobre el electrón resultará dirigido oblicuamente hacia adelante, lateralmente o hacia atrás.

Por lo tanto los rayos X incidentes sobre la materia son atenuados debido al efecto compton; una parte de la energía de los fotones incidentes es transferida en forma de energía cinética a los electrones con los cuales chocan y el resto se convierte en radiación dispersa. Cuando el fotón es rechazado hacia atrás experimenta el cambio mayor en longitud de onda y el electrón chocado adquiere la máxima energía.

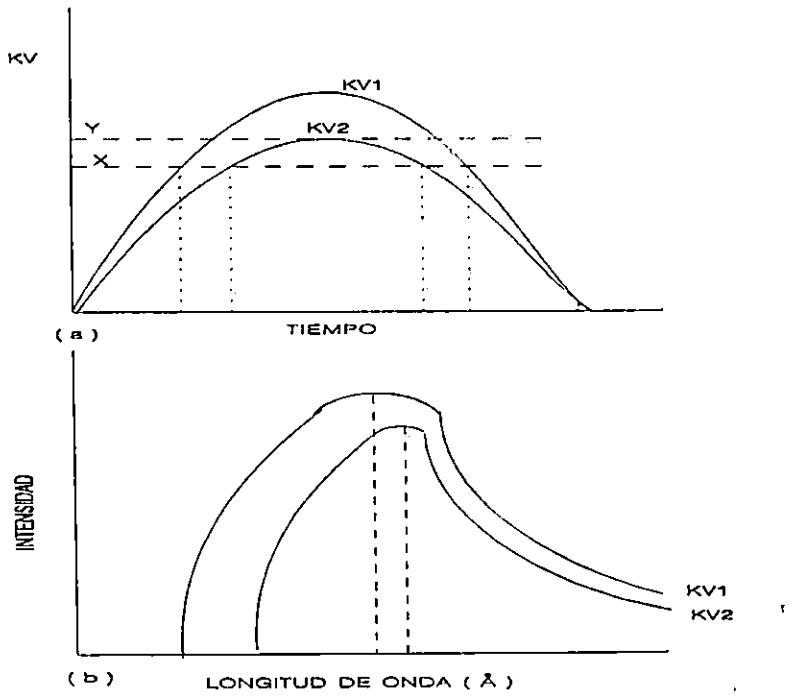
La energía no sólo es transferida a los electrones desplazados si no también convertida en energía de radiación secundaria dispersa, aún cuando parcialmente mantenga la dirección del haz primario se considera como pérdida para la radiación es decir como contribución a la atenuación.

Lo mismo que en el efecto fotoeléctrico, el efecto compton depende de la energía, longitud de onda, y de la radiación primaria. El número y la energía de los electrones compton del material, es aproximadamente proporcional a la masa por m.

1.7.3 EL EFECTO DE KILOVOLTAJE

En la figura 1.5 se muestran dos curvas para kilovoltajes diferentes, donde kV_1 es el mayor , para esta gráfica se ha tomado un valor mínimo arbitrario de kV . Para comparar las dos curvas se puede observar que donde se ha utilizado un kV mayor o sea mayor

número de electrones en el cátodo lo que produce mayor cantidad de rayos X y por lo tanto se incrementa la intensidad del haz de radiación X.



CURVAS PARA DOS VALORES DE KILOVOLTAJES CONTRA LONGITUD DE ONDA
FIGURA 1.5

1.8 PRINCIPALES APLICACIONES DE LOS RAYOS X

Las aplicaciones de los rayos X son muchas, debido a que son utilizadas en diversas materias por ejemplo parte de estas son las que se muestrana en la tabla 1.1 la cual se muestra a continuación .

MATERI	APLICACIÓN	PROPIEDAD QUE INCLUYE
Radiología: Medicina	Diagnóstico médico (fotográfico y fluoroscopicó). diagnóstico de enfermedades, tumores fracturas etc.	Diferencia de absorción entre huesos, tejidos, etc.
Industria	Diagnóstico industrial. control de calidad, prueba de homogeneidad, mirmeza, etc.	Diferencia de absorción entre diferentes materiales.
Microradiografía	Grueso de estructura de pequeños especímenes: metalurgia biología, etc.	Diferencia de absorción. En general suave a radiación monocromática.
Arte radiográfico	Examinación viejas pinturas.	Diferencia de absorción.
radioterapia.	Tratamiento de enfermedades: tumores cáncer, etc.	Efectos sobre células anormales.
Radiogenética .	Producción de mutaciones en dosis subletales.	Efecto en cromosomas y genes.
Radioquínica.	Efectos químicos (fotográficos, oxidación, etc.)	Liberación de electrones de alta velocidad de ionización, activación, etc.
Radiobiología .	Identificación de células y tejidos.	Sensitividad específica de células y tejidos a la radiación.
absorción fotométrica	Análisis, porosidad y mediación de espesor y mediación de espesor.	Medición cuantitativa de absorción general, en el paso a través de especímenes.
espectometria .	Identificación de elementos químicos : número atómico, niveles de energía en átomos, teoría del quántum; estructuras atómicas.	Emisión característica y emisión de rayos y la dispersión.
Microscopía.	Amplificación de imagen. (&0 por o más.)	Reflexión de rayos por espejos cilindricos , esféricos y elípticos.
Cristalogía.	Análisis de finas estructuras y texturas de material.	Difracción de rayos X por cristales.
Mineralogía.	Aplicación de materiales espesificos.	Difracción.

TABLA 1.1

1.9 APARATOS DE RAYOS X.

Para la producción de los Rayos X es necesario que los electrones sean acelerados a una velocidad tal que dispongan de una energía lo suficientemente elevada como para convertirse en fotones de Rayos X. Para los usados en radiología, la diferencia de potencial necesaria en el tubo de Rayos X es desde 60 KV hasta 125 KV.

El operador del aparato de Rayos X debe poder elegir un valor de diferencia de potencial rayos de la calidad deseada, es decir, fotones con la cantidad necesaria de energía. Debe poder controlar la intensidad de la radiación, que depende de la corriente (cantidad de flujo de electrones que pasa por el tubo) . Además, debe ser capaz de controlar el tiempo durante el cual son producidos los Rayos X (que es equivalente al tiempo de exposición).

El alto potencial necesario para acelerar los electrones y el bajo potencial para el filamento del tubo de Rayos X, se obtiene por medio de transformadores.

La mayoría de estos tienen dos bobinas de alambre arrollado sobre un núcleo de hierro. Una bobina está conectada a la fuente de energía eléctrica: es llamado el circuito primario; y el otro circuito secundario, está conectado al aparato que requiere la corriente, en este caso los electrodos de Rayos X o el filamento. los transformadores pueden ser elevadores o reductores de voltaje.

Otro tipo de transformador es el que consiste en un único devanado de alambre en torno de un núcleo de hierro, utilizándose parte del arrollamiento como primario y parte como secundario, es llamado autotransformador.

A continuación se describen en forma resumida las partes principales de las cuales se encuentra constituido un aparato de rayos X.

1.9.1 CIRCUITO PRIMARIO PRINCIPAL

Es el circuito principal de un aparato de rayos X, incluye una fuente de voltaje variable (el cual es por lo común un autotransformador) y un transformador elevador para proveer el alto potencial necesario para el tubo de rayos X.

El potencial suministrado al primario del transformador principal viene del secundario de un autotransformador como se muestra en la figura 1.6 . La cantidad de voltios disponibles para el primario del transformador principal indica los Kilovoltios que se aplicarán al tubo de rayos X.

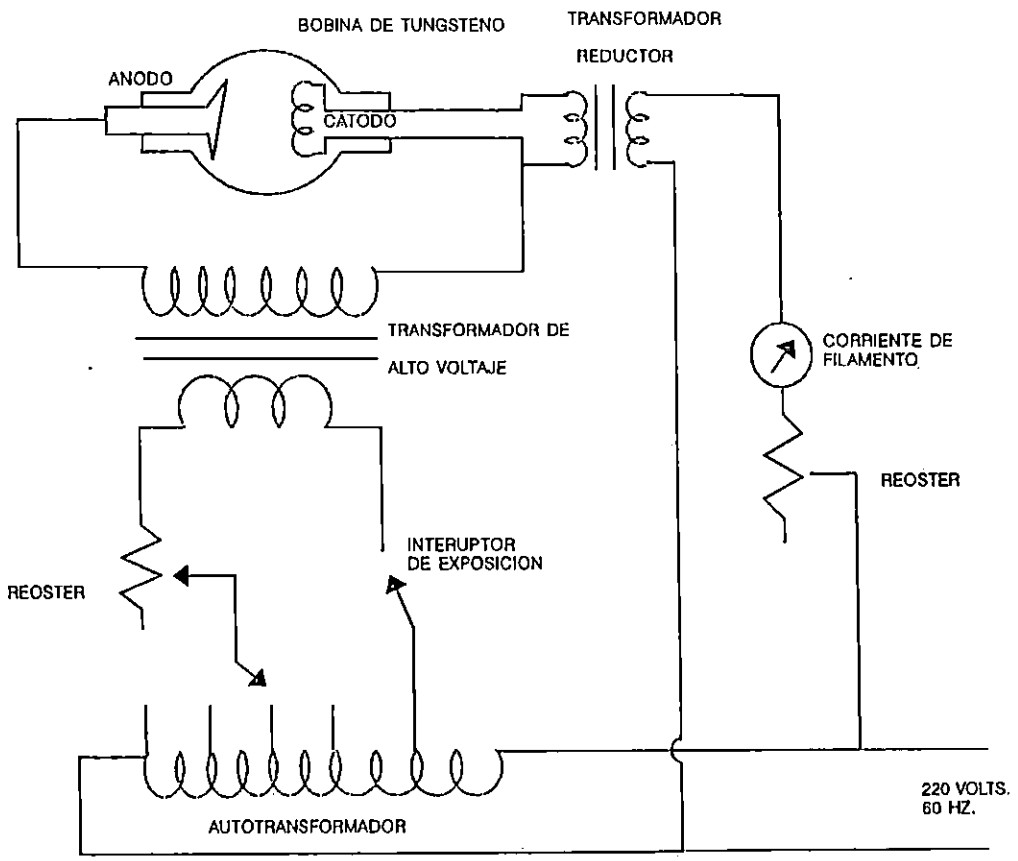


DIAGRAMA DE UN APARATO DE RAYOS X
FIGURA 1.6

Los rayos X sólo se producen cuando el interruptor del circuito primario está cerrado o se cierra el interruptor de exposición , aunque este último por lo general se activa por medio de un relé debido a la gran cantidad de corriente que por el circula. El circuito del relé contiene un medidor de tiempo el cual permite el paso de la corriente durante un tiempo determinado, controlando así el tiempo de exposición de los rayos X.

1.9.2 CIRCUITO DEL FILAMENTO

La fuente de electrones en el tubo de rayos X es un rollo de alambres de tungsteno llamado filamento que forma parte del cátodo.

El filamento de tungsteno se calienta por medio del paso de corriente eléctrica; debido a la alta temperatura que se alcanza se produce una emisión de electrones, a causa de que el filamento forma parte del cátodo y está conectado al alto potencial es necesario que el circuito del filamento esté aislado del suministro principal de corriente.

Este aislamiento se realiza por medio de un transformador reductor que sumunistra una diferencia de potencial de pocos voltios (generalmente unos 12 voltios) y una corriente de pocos amperios (entre 6 amperios) al filamento . La temperatura en este aislamiento debe controlarse con exactitud para mantener la corriente deseada a través del tubo de rayos X. Esta corriente se encuentra condicionada por el potencial aplicado al circuito primario.

El control de este potencial primario, llamado control del filamento o control del miliamperaje, es una resistencia variable, llamado reóstato.

A causa que el potencial varía continuamente, el valor que se aplica al tubo de rayos X se designa por el valor pico durante el semiciclo útil. Por lo tanto, si se dice que el potencial es de 90 KV, se entiende que el potencial útil máximo o pico aplicado al tubo es de 90 KV, a menudo escrito como 90 KVp .

1.9.3 TUBOS DE RAYOS X

Las imágenes que aparecen en una radiografía son sombras proyectadas por estructuras con distintos grados de transmisión para los rayos X. La verdadera fuente de los rayos X es la zona del ánodo sobre la que chocan los electrones y es llamada: mancha focal. La forma del cátodo que rodea al filamento posee una forma que obliga a los electrones a golpear en un área muy reducida del ánodo, lo que hace que la mancha focal sea muy pequeña. Como más del 99% de la energía de los electrones se convierte en calor, la mancha focal debe estar sobre un material con punto de fusión y temperatura de vaporización sumamente elevados; el tungsteno satisface muy bien estos requisitos. También es necesario que el calor producido en la zona de la mancha focal sea disipado tan rápidamente como se pueda, por lo que está incluido en una gran masa de cobre.

1.10 DOSIS

La dosis como se conoce comúnmente es llamada muchas veces dosis absorvida y es definida como la energía impartida en la materia por unidad de masa.

Las cámaras de ionización son utilizadas para medir en forma indirecta la dosis absorvida, la técnica está basada en la aplicación de el principio Bragg-Gray , estado

en el cual la dosis absorvida Dm , en un material dado puede ser deducida de la ionización producida en una pequeña cavidad llena a gas, dentro de la cual se tiene que :

$$D_m = W * S_m * P$$

Dm = Dosis absorvida [Gray = J/Kg] .
W = Energía media perdida por par de ion formado en el gas [J/ión].
Sm = Energía perdida por unidad de densidad del material.
P = Número de pares de iones formados por unidad de masa en el gas.

El valor de W debe mantener una buena aproximación para los diferentes tipos de radiación provistas en varias condiciones geométricas que existen.

Para una cámara de ionización el medio sólido es la pared del material y la cavidad es un volumen interno lleno a gas . Si el gas es aire y el material sólido un equivalente de aire (el cual es imposible de obtener) el valor de Sm es la unidad. Esta es la condición necesaria para la medición de la dosis absorvida lo cual es equivalente a la medición de la exposición .

1.10.1 MEDICIÓN DE LA DOSIS

Los instrumentos de medición para la determinación de la dosis, son de dos clases : El Dosímetro y el Medidor del rango de dosis .

El Dosímetro el cual integra el rango de dosis sobre todo el período de medición y son por lo tanto empleados principalmente en la medición de la dosis total o el rango de la dosis media, en los campos de radiación que varían con el tiempo. Son utilizados como instrumentos portables para determinar el rango de dosis local en laboratorios y otros lugares de trabajo.

Mientras que el Medidor de rango de dosis, son medidores que proporcionan una medición de la dosis por unidad de tiempo y por eso permiten la medición de un campo de radiación en corto tiempo. Principalmente son utilizados en dosimetría personal he indican la dosis que ya ha sido recibida.

1.10.2 CÁMARAS DE IONIZACIÓN

Los detectores más viejos y mayormente utilizados para la detección de la radiación son aquellos que se basan en la detección de los efectos producidos cuando una

partícula cargada pasa a través de un gas. Aunque las moléculas excitadas pueden a veces ser utilizadas para derivar una señal apropiada, la mayoría de los detectores llenos de gas están basados en sensar la ionización directa creada por el paso de la radiación.

Las cámaras de ionización en principio son los más simples detectores llenos a gas. Su operación normal está basada en la colección de todas las cargas creadas por la ionización directa dentro del gas a través de la aplicación directa de un campo eléctrico, al igual que otros detectores la cámara de ionización puede funcionar en modo de corriente o modo de pulso, aunque es más común su utilización en modo de corriente como un dispositivo DC .

El termino de cámara de ionización es utilizado exclusivamente para el tipo de detectores en los cuales los pares de iones son coleccionados en los detectores semiconductores.

La dificultad para construir las paredes de las cámaras de ionización es debido a que de preferencia estas deben tener números atómicos o masas tan pequeños como sean posible . El grafito (Z=6), ha sido grandemente utilizado aunque ahora es más común la utilización de una mezcla de grafito y bakelita para sus paredes, esto es debido a que estos materiales absorven casi la misma cantidad de energía de radiación por centímetro cúbico cuando el aire está comprimido a la misma densidad dentro de ellas. Y para el electrodo colector se utiliza el platino debido a sus buenas propiedades eléctricas. El diseño básico de la cámara se muestra en la figura 1.7 .

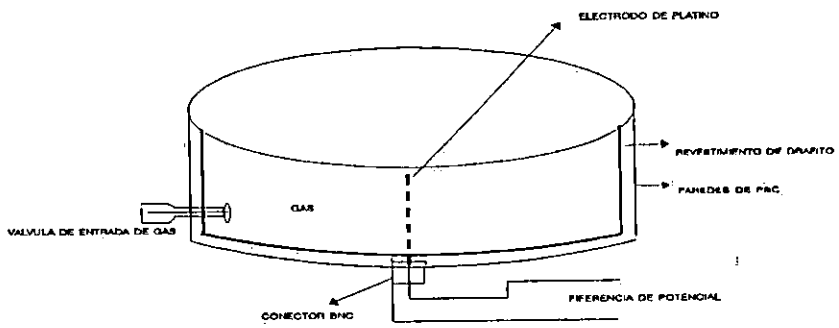


DIAGRAMA DE LA CAMARA DE IONIZACION
FIGURA 1.7

Dentro de la cámara se genera un diferencial de potencial el cual es proporcional a la corriente de ionización y por consiguiente al rango de dosis que se está utilizando en el aparato de rayos X.

La sensitividad de una cámara de ionización depende primeramente de la cantidad de gas que se tenga en el volumen interno de ella, Para incrementar la sensitividad, por lo tanto, se puede realizar primero por medio del incremento de su volumen o comprimiendo el gas a un mayor número de atmósferas de presión. Se observa que estos métodos requieren paredes relativamente fuertes por lo que estas cámaras se hacen inaplicables a cámaras de baja energía.

1.10.3 EL PROCESO DE IONIZACIÓN EN GASES

Cuando una partícula pasa rápidamente a través de un gas, esta origina tanto moléculas excitadas como moléculas ionizadas en su ruta. Después que una molécula neutral es ionizada, el ión positivo resultante y el electrón libre es llamada par de ión y sirve como el elemento básico constituyente de la señal eléctrica desarrollada por el ión a través del proceso de detección dentro de las cámaras de ionización. En la práctica es esta cantidad de pares de iones formados a lo largo de la ruta de radiación la que interesa debido a que es en base a ellos que se obtiene la cantidad de ionización del gas interno en la cámara.

1.10.4 NÚMERO DE PARES DE IONES FORMADOS

La radiación a la cual el fotón tiene energía cerca de 1.02 MeV es aprovechado para cerrar el núcleo de un átomo e interactuar con él. El intercambio y conversión de energía que ocurre puede resultar en un proceso de absorción llamado Producción de Par. El entendimiento del par producido es necesario para emplear la teoría de Einstein que dice que la energía y la masa son interconvertibles.

Cuando el proceso de producción de pares de iones ocurre, aproximadamente a 1 MeV la energía del fotón es absorvida y es transformada dentro de la creación simultánea de un positrón y un electrón. Un positrón es una partícula con la misma masa y carga eléctrica que un electrón pero su carga es positiva.

Al realizarse el intercambio de energía la partícula debe transferir por lo menos una cantidad de energía igual a la energía de ionización de la molécula de gas para permitir que el proceso de ionización ocurra. Sin embargo, existen otros mecanismos por los cuales la partícula incidente puede perder energía dentro del gas y que no requiere pares de iones, por ejemplo los procesos de excitación en los cuales un electrón puede ser elevado a un alto límite, estado en el cual la molécula no se encuentra completamente removida. Por lo tanto, la energía promedio perdida por la partícula incidente por pares de iones formados (definido como el **valor W**) siempre es mayor que la energía de ionización. El valor W está en principio definido como función del gas involucrado, el tipo de radiación y su energía.

GAS	VALOR W (eV/PAR DE ION)	
	VELOC. ELECTRON	PARTIULAS ALFA
A	26.4	26.3
He	41.3	42.7
H_2	36.5	36.4
N_2	34.8	36.4
AIR	33.8	35.1
O_2	30.8	32.2
CH_4	27.3	29.1

TABLA 1.2

Algunos datos específicos para W son mostrados en la tabla 1.2 , y un valor típico es 30 - 35 eV/par de ión . Por lo tanto una partícula incidente 1 MeV , es completamente detenida dentro del gas y creará cerca de 30,000 pares de iones. Asumiendo que W es constante para un tipo dado de radiación, la energía será proporcional al número de pares de iones formados y puede ser determinado si una medición del número de pares de iones es realizada.

1.10.5 EL FACTOR FANO

En adición al significado del número de pares de iones formados por cada partícula incidente, la fluctuación del número por partículas incidentes por su energía idéntica es también de interés. Esta fluctuación pondrá un límite fundamental en la energía que puede ser obtenida en cualquier detector basado en la colección de iones. En los modelos más simples la formación de cada par de iones se puede considerar como un proceso de Poisson. El número total de pares de iones formados deben por lo tanto estar sujetos a fluctuaciones.

El factor Fano es introducido como una constante empírica por la cual la varianza predicha debe ser multiplicada para obtener una varianza experimentalmente observada.

El Factor Fano refleja en alguna manera la cantidad de la energía de la partícula incidente que es convertida como información dentro del detector. Si la radiación de la energía incidente fuera siempre convertida en pares de iones, el número de pares de iones podría ser siempre el mismo y no habría fluctuaciones, bajo estas condiciones el valor del

factor Fano podría ser considerado como cero. Si sólo una parte de la radiación incidente fuera convertida se tiene una buena razón para considerar la distribución de Poisson como respuesta.

1.10.6 DIFUSIÓN, TRANSFERENCIA, CARGA Y RECOMBINACIÓN .

Los átomos o moléculas neutras de gas están en constante movimiento térmico caracterizado por una ruta libre para gases típicos bajo condiciones estándares. Los iones positivos o electrones libres creados dentro del gas toman parte en el movimiento random térmico y por lo tanto tienen alguna tendencia a difundirse en regiones de alta densidad.

El ión positivo puede someterse a colisión con un ion negativo en el cual el electrón extra es transferido al ión positivo y ambos resultan neutralizados.

En cualquier caso la carga representada por el par de ión original es perdida y no puede contribuir a la señal en los detectores basados en la colección de cargas ionizadas.

La colisión entre iones positivos y electrones libres puede resultar en Recombinación en el cual el electrón es capturado por el ion positivo y retornado a su estado natural (carga neutra) .

1.10.7 FACTORES QUE AFECTAN LA SATURACIÓN .

Son varios los factores que pueden reducir el que se produzca la saturación en una cámara de ionización. El más importante de estos es disminuir la recombinación, la cual es minimizada asegurando que un valor grande de campo eléctrico exista en todas partes dentro del volumen de la cámara de ionización.

Existen dos tipos de pérdidas en particular debido a la recombinación las cuales son : Columnar y de Volumen .

Los efectos por recombinación columnar a lo largo del camino de las partículas cargadas es particularmente significante tal que valores mayores de voltaje aplicado son particularmente necesarios para lograr saturación.

Además los efectos por recombinación de volumen son muy importantes por su alta intensidad de la irradiación .

1.11 PROGRAMA DE CONTROL DE CALIDAD

La Organización Mundial de la Salud ,define un Programa de Control de Calidad como: **" Un esfuerzo organizado por un personal operativo , para asegurar que las imágenes de diagnóstico producidas sean de suficiente alta calidad de tal forma que provean la información adecuada para el diagnóstico al más bajo costo posible y con la mínima dosis de exposición a radiación en los pacientes."**

Esta definición involucra entonces tres aspectos relacionados con la práctica de la radiología: costo , riesgo y beneficio.

Significa esto que un Programa de Control de Calidad asegura que los costos se reducirán a medida que errores por mal funcionamiento en equipos sean previstos con tiempo ; así se tendrán menos gastos de recursos tales como peliculas y material de revelado los cuales poseen alto costo. Ademas reduce el riesgo a que los pacientes sean sobreexpuestos a dosis de radiación garantizando así su salud futura y beneficiando al paciente con un diagnóstico acertado de su dolencia.

En un Programa de Control de Calidad interviene personal calificado que se encargará de pasar las pruebas de Calidad no sólo al equipo de rayos X sino también a todo aquel material que tiene relación con las peliculas ; por ejemplo : material químico para el revelado de las exposiciones , las peliculas propiamente dichas , etc.

El comite de Control de Calidad debe estar conformado por:

- Radiólogos.
- Físicos.
- Radiógrafos de Control de Calidad.

Además de estos están incluidos tambien personal de departamentos de ingeniería que tendrán como labor principal la de proporcionar apoyo técnico al comité de Control de Calidad en cuanto a mantenimiento y funcionamiento del equipo de rayos X se refiere.

1.11.1 IMPORTANCIA DE CONTROL DE CALIDAD EN RADIOLOGÍA

El diagnóstico por radiación X es el más usado en nuestro ambiente. Hospitales , Clínicas Dentales e incluso industrias se valen de los usos de los rayos X. En El Salvador datos promedios de un Hospital revelan que mensulamente se hacen aproximadamente un total de 3 000 exposiciones de rayos X de diagnóstico. de estas 3000 exposiciones , alrededor de 500 son defectuosas ; es decir que un 15 % aproximadamente del total de exposiciones es defectuosa. En terminos numéricos este valor del 15% prodría no representar gran relevancia , sin embargo lo que si es relevante es el hecho de que a 500 personas cada mes son sometidas innecesariamente a sobredosis de radiación. Aquí las cosas ya cambian ya

que estamos hablando de 500 vidas humanas puestas en peligro ,cuando este riesgo puede evitarse poniendo en marcha un programa efectivo de control de calidad. Clínicas Dentales utilizan equipos de rayos X muchas veces sin control y aquí se incrementa más la posibilidad de una sobredosis.

Un equipo en mal estado podría talvez tomar una buena exposición del interior de un individuo pero puede que lo haga sometiendo al paciente a una dosis muy elevada de radiación que sólo podrá ser detectada con la tecnología suficiente y el buen juicio de un personal que actue como un Comité de Control de Calidad.

Es decir que no vasta con esperar a que el equipo tome exposiciones defectuosas , sino que este debe ser revisado periodicamente para solucionar posibles fallas que en un momento determinado pueden causar en muchos pacientes un problema serio de daño en sus tejidos internos , produciéndoce con ello tumores , cáncer e incluso insuficiencias a nivel hormonal y funcional en las regiones dañadas.

El problema es serio y es por eso que se vuelve necesario proceder en este sentido ; así evitaremos daños en la salud en los pacientes , mejoraremos la posibilidad de un buen diagnóstico a los pacientes y sanar sus enfermedades.

1.12 DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA DE ADQUISICIÓN Y PROCESAMIENTO DE SEÑAL

Para llevar a cabo un programa de control de calidad que sea eficiente , es necesario , además de un personal calificado , equipos electrónicos que permitan un análisis confiable , eficiente y exacto de los aparatos utilizados en radiología.

Este tipo de equipo deberá suministrar toda la información necesaria al Staff del programa de control de calidad para que este pueda en base a esa información determinar los cambios en los procedimientos , reparaciones en los aparatos que resulten defectuosos después de la prueba.

1.12.1 DESCRIPCIÓN DEL EQUIPO ELECTRÓNICO EXAMINADOR DE APARATOS DE R-X

El dispositivo debe tener las características siguientes:

- Que permita hacer un análisis "No Invasivo" del Aparato de R-X
- Que posea un programa de interfase con el usuario amigable y fácil de utilizar.
- Que sea inteligente y concluya sobre el estado del Aparato de R-X sometido a prueba y determine si debe seguir funcionando en las condiciones actuales.
- Que sea versátil y permita acoplarse a cualquier tipo de Aparato de R-X y adaptable a PC' s compatibles.
- Que sea portátil.

Un análisis NO INVASIVO es aquel donde no es necesario modificar la construcción física del Aparato que será analizado , sino basta con obtener aquellos parámetros útiles para el análisis por medio de métodos indirectos.

Con las características generales mencionadas anteriormente se describe el equipo en el diagrama de bloques de la figura 1.8 .

DIAGRAMA DE BLOQUES DEL EQUIPO ELECTRONICO EXAMINADOR DE APARATOS DE RAYOS X
FIGURA 1.8

Como puede verse , este comprende tres partes esenciales:
- Sensores.
- Procesador de Señales
- PC (Programa para computadora personal).

Sensores: Los sensores son dispositivos que nos permiten detectar parámetros del mundo físico , existen sensores especiales que permiten cambiar estos parámetros físicos a parámetros eléctricos . Este tipo de sensores recibe el nombre de transductores. En el bloque que representa a la parte sensora tenemos fotodiodos y cámaras de ionización.

Procesador de Señales: Es la parte donde las señales obtenidas por los transductores serán procesadas para obtener parámetros tales como tiempos de exposición , Kilo Voltaje pico y Dosis de exposición.

Además en esta etapa se procesa la señal para que pueda pasar del mundo analógico al mundo digital y así sea reconocida por una computadora y procesada al máximo por medio de un programa.

PC: Representa una computadora personal corriendo una aplicación especializada para el análisis de la señal obtenida del aparato de R-X . Es aquí donde se obtendrá la mayor cantidad de información que será aplicada al programa de control de calidad.

1.12.2 SENSORES- TRANSDUCTORES

La etapa Sensora esta formada por dos partes importantes:
- Sensor de Señal de Kilovoltaje .
- Sensor de Dosis de Exposición.

1.12.2.1 SENSOR DE SEÑAL DE KILOVOLTAJE

Como se ha visto en apartados anteriores la mayoría de los parámetros importantes en la generación de rayos X de calidad dependen de la señal de Kilovoltaje provista por el generador. Debido a que el sistema pretende ser "no invasivo" se ha optado por obtener dicha señal de forma indirecta haciendo uso de fotodetectores infrarrojos.

El funcionamiento de este método será explicado ampliamente en documentos posteriores por ahora podemos mencionar que el funcionamiento básico radica en modificar el espectro de la señal de rayos - x a través de dos laminas una de ellas de Aluminio y la otra de Molibdeno. Estas laminas permiten filtrar el espectro de la señal de rayos X para que el nuevo espectro pueda ser detectado por los fotodetectores infrarrojos. Estos convierten el espectro de luz infrarrojo en señales de corriente , las cuales al ser procesadas de manera adecuada reproducen el espectro de la señal de Kilovoltaje.

En la figura 1.9 se muestra el diagrama de bloques del detector de señal de Kilovoltaje

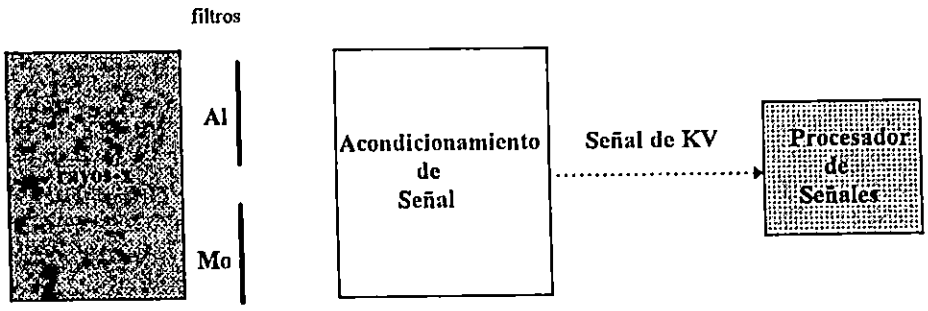


DIAGRAMA DE BLOQUES DEL DETECTOR DE SEÑAL DE KILOVOLTAJE
FIGURA 1.9

Una vez que se obtiene la Señal de Kilovoltaje , esta pasa a la etapa denominada Procesador de Señales.

1.12.2.2 SENSOR O CUANTIFICADOR DE DOSIS DE EXPOSICIÓN

Para medir la Dosis de Exposición se utiliza una Cámara de Ionización la cual posee un funcionamiento muy sencillo como se explicó anteriormente.

La Cámara de Ionización se encarga de convertir la energía suministrada por unidad de masa a un parámetro eléctrico tal como una corriente producida por colección de cargas en su interior. Esta señal obtenida por la Cámara de Ionización será procesada en la etapa denominada Procesador de Señales.

1.12.3 PROCESADOR DE SEÑALES

El Procesador de Señales es la etapa que nos permite realizar tres tareas importantes:

a) Presentar en pantalla resultados preliminares del análisis tales como:

- Valor pico de Kilovoltaje.
- Tiempo de Exposición.
- Valor de la Dosis de Exposición.

Estas para cada una de las exposiciones realizadas por el usuario.

b) Procesar la Señal de Kilovoltaje para convertirla a un formato digital para que pueda ser analizada dentro de un computador.

c) Proveer los mecanismos de comunicación para enviar los datos digitales correspondientes de la Señal de Kilovoltaje al computador.

El diagrama de bloques siguientes muestra como funciona esta etapa:

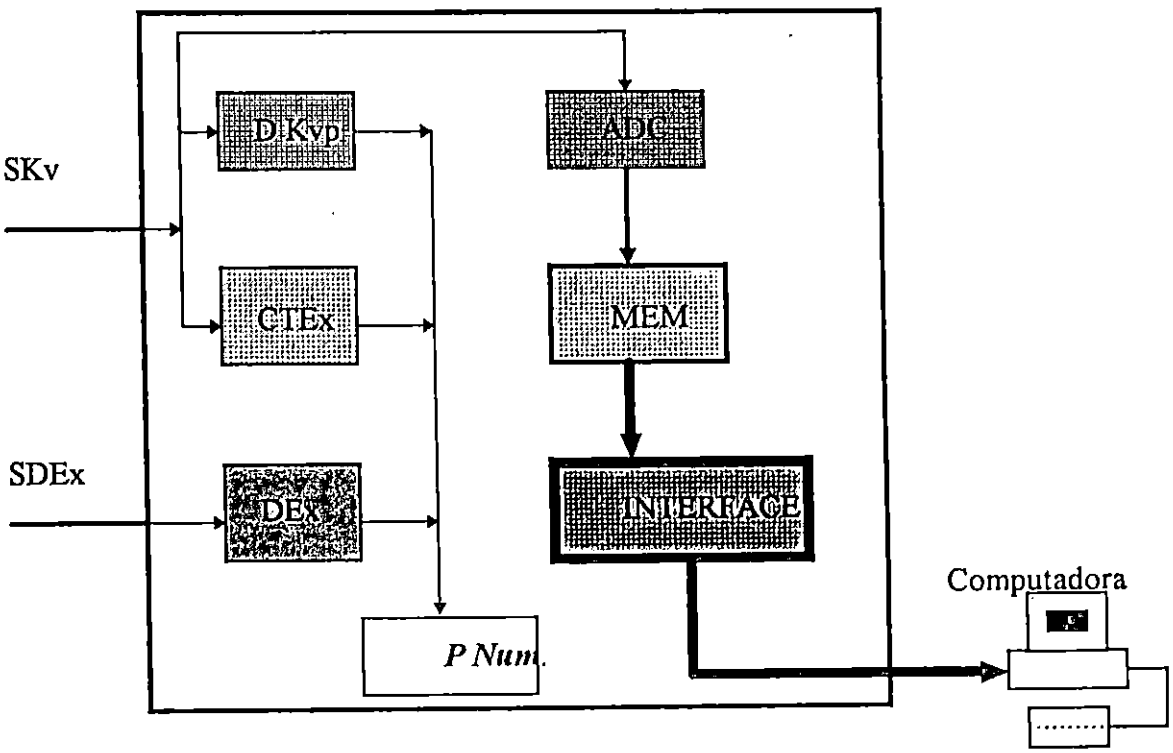


DIAGRAMA DE BLOQUES DEL PROCESADOR DE SEÑALES
FIGURA 1.10

Donde:

SKv: Es la señal de Kilovoltaje obtenida con los fotodetectores.
SDEx: Es la señal obtenida de la Cámara de Ionización.
D Kvp: Es un circuito que permite detectar el valor pico de la señal de Kilovoltaje.
CTEx: Es un circuito que lleva el conteo del tiempo de duración de una exposición.
DEx: Es un circuito que acondiciona la señal obtenida de la Cámara de Ionización para que esta pueda ser presentada en un display .
P Num. : Es un circuito que se encarga de procesar la información proveniente de DKVp CTEx y Dex para que esta pueda ser presentada en displays numéricos.
ADC: Es un circuito que transforma la señal analógica de Kilovoltaje en una señal digital.
MEM: Es una memoria RAM que posee además un circuito de control para optar por envío de información en tiempo real o tiempo diferido.
INTERFACE: Es un circuito que permite controlar el flujo de información hacia la Computadora.

En resumen la etapa "Procesador de Señales" nos permite ver parámetros desplegados en pantallas numéricas y procesa la señal hacia el mundo digital para que en el computador pueda analizarce ampliamente y obtenerse mas parámetros necesarios que servirán para hacer mas eficiente el Control de Calidad por medio del software especializado.

1.13 SOFTWARE ESPECIALIZADO

El software especializado cumplirá la mayoría de las tareas de análisis. Este software deberá ser creado para ambiente Windows. (aunque también puede realizarse una versión para DOS).

Se ha escogido el ambiente Windows ya que es una interface de usuario muy agradable además que tiene la ventaja de ser multitarea y provee la pauta para que el software especializado para el análisis de control de calidad pueda interactuar con otras aplicaciones de Windows que permitirán un manejo más óptimo de la información.

El software permitirá realizar las tareas siguientes:

1) Graficar la Señal de Kilovoltaje.

2) Procesar los valores de los parámetros :
   - HVL.
   - Tiempo de Exposición.
   - Coeficiente de Linealidad.
   - Dosis de Exposición.
   - Proporción de Rizado
   - Precisión del KVP

3) Imprimir resultados:
   - Tablas.
   - Gráficos.
   - Conclusiones del Análisis.

El programa contará con una base de datos que le permitirá emitir conclusiones importantes sobre si el equipo ha pasado la prueba o no ; facilitando de esta forma la interpretación de los datos.

El Sistema de Adquisición y Procesamiento de Señal y datos pretende ser versátil y altamente eficiente. Especificaciones técnicas del equipo se proporcionarán a medida que cada una de las partes sea desarrallada.

CAPITULO II

SENSORES Y ACONDICIONAMIENTO DE SEÑALES

INTRODUCCIÓN

Cuando se necesita detectar algún fenómeno fisico para medirlo o para poder realizar un tipo de tarea especial con éste se recurre a lo que se conoce como transductores, los transductores son dispositivos que pueden realizan la tarea de convertir una señal que no es de energía eléctrica en un tipo de señal que si lo es o realizar el inverso.

Debido a la naturaleza del trabajo que se esta realizando en el cual lo mas importante es la detección de los rayos es necesario implementar circuitos transductores de rayos X a valores de energía eléctrica, es por eso que este capitulo inicia con la explicación de los transductores, esto es con la finalidad de proporcionar un marco de referencia de como se piensa tratar el problema en inicio.

Luego una vez se tenga un tipo de señal por medio de los transductores ya que los valores obtenidos por los transductores son pequeños es necesario hacerlos mas grandes lo que se logra por medio de un circuito amplificador, estos circuito amplificadores tienen basada su operación de acuerdo al amplificador operacional que se utilice.

Una vez se tenga la señal por medio de los transductores y amplificada se debe seguir con el procesamiento de estas que para nuestro caso esta dividido de dos maneras dado a que son dos tipos de sensores con los cuales se esta trabajando. Por un lado un circuito transductor basado en dos fotodiodos de los cuales se obtienen señales de diferente amplitud y para las cuales el tratamiento de la señal es por medio de una división de estas ; mientras, que el otro transductor esta basado en lo que es una cámara de ionización y para la cual el tratamiento de la señal se basa en un circuito amplificador sensitivo el cual es un circuito integrador .

Para el tratamiento de la señal se utiliza un amplificador de aislamiento el cual posee una ganancia unitaria y permitirá un adecuado acoplamiento entre estos circuitos y la etapa de procesamiento de datos , etapa que se cubre en el siguiente capitulo.

2.1 EL TRANSDUCTOR :

La mayoría de los fenómenos de interés para los ingenieros no son realmente eléctricos; sin embargo, casi todos los instrumentos que se utilizan en esta área lo son. Ello se debe a la gran facilidad con que se pueden usar . Un físico nuclear puede necesitar medir energía de ciertos procesos de desintegración ; un químico puede querer evaluar la acidez de una solución, y ambos utilizaran ampliamente la instrumentación electrónica para hacer sus mediciones.

Un instrumento que se utilice no necesariamente puede ser el mas adecuado para lo que se esta utilizando, por lo que se debe estar en condiciones de idear instrumentos integrales o sistemas que se ajusten a las necesidades que surjan, lo cual solo se puede realizar por medio del conocimiento del fenómeno en el que se tiene interés. El concepto de transductor es muy útil para hacer mas claras las diversas funciones de un instrumento.

Un transductor es un dispositivo capaz de convertir en energía eléctrica una señal que no lo es o capaz de realizar lo contrario, cuando este dispositivo es colocado a la entrada de un circuito es conocido como transductor de entrada y el cual realiza la tarea de convertir en una señal eléctrica una señal que no lo es ; mientras que, existen transductores de salida y el cual realiza la tarea inversa del ,transductor de entrada es decir convierte en otro tipo de señal una señal eléctrica (en sonido, luz, calor, etc.)

El conocimiento de los transductores es muy importante debido a la importancia molecular y atómica. Estos dispositivos requieren un sistema de circuito electrónico especializado para un comportamiento adecuado. La rica variedad de transductores de que se dispone para regiones especializadas en el espectro de frecuencias, hacen que sea imperativo un conocimiento de las propiedades de la radiación, de manera que se pueda seleccionar el transductor adecuado para la región del espectro que nos interesa.

Generalmente los transductores son usados para generar señales que pueden ser manipuladas por circuitos electrónicos cuantificados por convertidores analógicos/digital; los cuales son muchas veces cargados y analizados por computadoras Finalmente los resultados de estas mediciones físicas pueden ser utilizadas en una central de procesamientos o de experimentos, lo cual puede ser bajo el control de una pequeña computadora o por medio de circuitos que incluyen la utilización de microprocesadores.

En algunas situaciones que se quieren medir una cantidad eléctrica por ejemplo los impulsos de los nervios (voltaje), la conductividad del agua marina (resistencia) o flujo de partículas cargadas (corriente) ; en estos casos las técnicas de medición tienden a ser relativamente directas y poseen la mayor dificultad al contorno del electrodo que se utiliza para la colección después se dificulta en como procesar la señal una vez haya sido

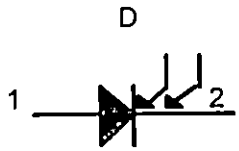
colectada debido a las altas impedancias que se encuentran en las entradas de los circuitos para procesar la señal o debido a que la señal colectada es muy pequeña , se recurre en estos casos a realizar circuitos amplificadores los cuales ya sea realizan la amplificación de la corriente o del voltaje que se ha colectado, estos valores colectados algunas veces pueden ser de muy alta impedancia (ejemplo: con microelectrodos) o muy bajas impedancias (ejemplo : una corriente generada por un decaimiento radioactivo).

Para seleccionar un elemento que sea capas de detectar los rayos X, es necesario conocer el rango de frecuencia en el cual se encuentra dicho espectro; se dice que el rango de frecuencia de los rayos X oscila entre $3x10^{15}$ a $3x10^{18}$ Hz , esto quiere decir que poseen longitudes de onda muy cortas, por lo tanto es necesario elegir un elemento que sea altamente sensible además de poseer un tiempo de respuesta rápido.

2.2 EL FOTODIODO

El mas común de los sensores de luz es el fotodiodo el cual actúa por efecto fotoemisivo este efecto resulta de la excitación de electrones por un fotón incidente la conducción se puede dar en un medio sólido o en el aire. estos al ser excitados permiten que circule corriente a través de ellos.

El símbolo para el fotodiodo es el que se muestra a continuación.



SÍMBOLO DEL FOTODIODO
FIGURA 2.1

La operación básica del fotodiodo es se puede entender fácilmente al recordar que la luz es una forma de energía y la energía que se suministra a una unión p-n afecta la población de los portadores de corriente. Cuando se opera un fotodiodo en ausencia de luz , la corriente inversa es demasiado pequeña y la corriente directa es muy grande, como en la operación de cualquier diodo. Cuando la luz hace impacto en el fotodiodo, virtualmente no existe incremento en la corriente directa. Sin embargo hay un aumento importante en la corriente inversa debido al efecto del fotodiodo . Si esta corriente I_λ , es lo bastante grande, la pequeña contribución de la corriente inversa "sin luz" a la corriente total se puede ignorar. La fotocorriente se relaciona a la intensidad de radiación incidente, L, y la sensibilidad relativa del fotodiodo a esa longitud de onda particular de radiación λ , por la expresión :

$$I_\lambda = L * \lambda$$

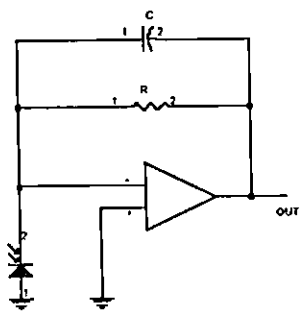
El fotodiodo se debe polarizar en forma inversa para tener una operacion satisfactoria. Cuando se obtiene esa condición, la corriente inversa es proporcional a la intensidad de radiación incidente.

2.3 SENSORES DE LUZ VISIBLE :

Los dispositivos fotoconductivos, varían su resistencia con el número de fotones incidentes en una proporción de forma lineal. Su espectro de respuesta cubre la región visible y picos de hasta 600 nm. El par de contactos con el cristal son hechos de tal forma que se maximise el área de superficie activa y además ser cerrada para el valor mínimo de resistencia. El tiempo de respuesta que puede ser obtenido de los dispositivos fotoconductivos es lento debido a sus valores altos de resistencia.

Los dispositivos mayormente utilizados para sensar luz visible son los fotodiodos. Estos se comportan como dispositivos fotoconductivos cuando son polarizados inversamente. Los fotones que golpean el área de unión crean cargas libres, y la resistencia es inversamente a la proporción de número de electrones liberados. Debido a que la polarización, la deplexión de la región es ancha mientras que la capacitancia asociada es pequeña. Así , si se requiere respuesta rápida un fotodiodo es la respuesta..

Los fotodiodos pueden comportarse como dispositivos fotovoltaicos, la unión p-n establece un campo que es formado por los pares de iones. Si el voltaje ánodo-cátodo es mantenido a cero voltios, la corriente generada es linealmente dependiente a la intensidad de la luz, esta es fácilmente obtenido por conexión del diodo a las entradas de un amplificador operacional en configuración retroalimentada, como se muestra en la figura 2.2 siguiente :



CIRCUITO EJEMPLO DE CONEXIÓN DEL FOTODIODO
FIGURA 2.2

2.4 SENSORES INFRARROJOS :

Los sensores infrarrojos ya que son fotodiodos son sensibles al calor y a los rayos X, y su energía térmica incrementa el numero de portadores y la energía radiante tiene el mismo efecto, es necesario que esta energía radiada posea suficiente energía como para hacer que los electrones se transfieran de la banda de valencia a la banda de conducción, y así servir como portador de corriente, una radiación que hace que no fluya corriente en el fotodiodo es aquella que posee longitud de onda larga; que para nuestro caso estamos trabajando con energía que posee longitudes de onda muy cortas.

Entre los detectores de infrarrojos el elemento que mas se aproxima en el rango de frecuencia de trabajo es el fotodiodo BPW34, ya que su longitud de onda es 850 nm, se sabe que la frecuencia de trabajo resulta al dividir la velocidad de la luz entre la longitud de onda del diodo, resulta una frecuencia de 3.53×10^{14} Hz.

Una vez seleccionado el elemento principal para nuestro transductor es necesario diseñar la forma en la cual se va realizar la traducción de los rayos x a valores de corriente o voltaje detectables y realizar por medio de circuitos amplificadores ya sea de corriente o voltaje la amplificación de estos valores, los cuales sean posible observarlos para poder realizar en ellos el trabajo de procesamiento de señales .

2.5 DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA DE ADQUISICIÓN Y PROCESAMIENTO DE SEÑAL

Para llevar a cabo un programa de control de calidad que sea eficiente , es necesario, además de un personal calificado , equipos electrónicos que permitan un análisis confiable , eficiente y exacto de los aparatos utilizados en radiología.

Este tipo de equipo deberá suministrar toda la información necesaria al Staff del programa de control de calidad para que este pueda en base a esa información determinar los cambios en los procedimientos , reparaciones en los aparatos que resulten defectuosos después de la prueba.

Para la implementación de dicho programa se usa un análisis NO INVASIVO, un sistema no invasivo es aquel donde no es necesario modificar la construcción física del Aparato que será analizado , sino basta con obtener aquellos parámetros útiles para el análisis por medio de métodos indirectos.

Con las características generales mencionadas anteriormente se describe el equipo en el diagrama de bloques de la figura 1.8 (capitulo I)

Como puede observarse , este comprende tres etapas :

- Sensores.
- Procesador de Señales (circuito divisor y acondicionamiento de la señal)
- PC (Programa para computadora personal).

SENSORES:

Los sensores son dispositivos que nos permiten detectar parámetros del mundo físico , existen sensores especiales que permiten cambiar estos parámetros físicos a parámetros eléctricos .

Este tipo de sensores recibe el nombre de transductores. En el bloque que representa a la parte sensora tenemos fotodiodos y cámaras de ionización.

PROCESADOR DE SEÑALES:

Es la parte donde las señales obtenidas por los transductores serán procesadas para obtener parámetros tales como tiempos de exposición , Kilo Voltaje pico y Dosis de exposición. Además en esta etapa se procesa la señal para que pueda pasar del mundo analógico al mundo digital y así sea reconocida por una computadora y procesada al máximo por medio de un programa.

PC:

Representa una computadora personal corriendo una aplicación especializada para el análisis de la señal obtenida del aparato de R-X . Es aquí donde se obtendrá la mayor cantidad de información que será aplicada al programa de control de calidad.

2.6 SENSORES- TRANSDUCTORES

La etapa Sensora esta formada por dos partes importantes:

- Sensor de Señal de Kilovoltaje .
- Sensor de Dosis de Exposición.

2.6.1 SENSOR DE SEÑAL DE KILOVOLTAJE

Un instrumento para la medición de Alto Voltaje de un aparato de Rayos - X, consiste en elementos sensores de la radiación, un circuito de adquisición y un convertidor analógico/digital conectado a una computadora personal para el procesamiento de los datos obtenidos. La obtención de la señal se realiza a través de dos fotodiodos, cubiertos por filtros de distinto material, para uno de Aluminio y el otro de Molibdeno .

Como se ha visto en apartados anteriores la mayoría de los parámetros importantes en la generación de rayos X de calidad dependen de la señal de Kilovoltaje provista por el generador. Debido a que el sistema pretende ser "no invasivo" se ha optado por obtener dicha señal de forma indirecta haciendo uso de fotodetectores infrarrojos.

El funcionamiento básico radica en modificar el espectro de la señal de rayos - x a través de dos laminas una de ellas de Aluminio y la otra de Molibdeno. Estas laminas permiten filtrar el espectro de la señal de rayos X para que el espectro pueda ser detectado por los fotodetectores infrarrojos. Estos convierten el has incidente de R.X. en señales de corriente , las cuales al ser procesadas de manera adecuada reproducen el espectro de la señal de Kilovoltaje.

Según estudios realizados por investigadores sé determinó que para la obtención de la forma de la señal de un aparato de rayos X , se debe dividir la señal proveniente de dos fotodetectores. Cada uno de estos cubiertos con un filtro de distinto material.

Uno de los fotodiodos es cubierto con un filtro de Aluminio de espesor x1 igual a 2.2 milimetros y el otro con un filtro de Molibdeno de espesor x2 igual a 0.15 milimetros dicho espesores deben de ser calibrados y ajustados para ciertos rangos de KVP de acuerdo a la saturación.

En la figura 2.3 se muestra el diagrama de bloques del detector de señal de Kilovoltaje

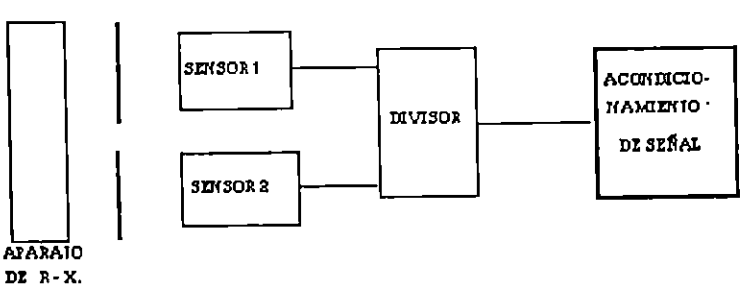


DIAGRAMA DE BLOQUES DEL DETECTOR DE SEÑAL DE KILOVOLTAJE
FIGURA 2.3

La señal obtenida directamente del sistema de detección nos permitirá evaluar el kilovoltaje aplicado al tubo y el tiempo de exposición de equipos de rayos x.

Los sensores 1 y 2 están conformados por un fotodiodo que se encargan de generar una corriente que es proporcional a la radiación emitida por el aparato que se esta evaluando, esta corriente es convertida a voltaje para luego ser amplificada.

Los amplificadores son diseñados en base a circuitos operacionales ya que existen una clase de ellos que ofrecen un bajo ruido, un valor prácticamente nulo de offset y además una alta velocidad; ya que las señales con las que estamos trabajando son débiles y de tiempos cortos de duración (en el orden de milisegundos), atendiendo las necesidades descritas se opto por usar el OP-27.

El bloque del divisor nos permite obtener una relación matemática entre la señales que provienen de los sensores, por lo tanto esta etapa debe ser lo mas exacto posible para diagnosticar un buen resultado del equipo evaluado.

Este bloque se podría desarrollar con el uso de operacionales y otros elementos externos tales como resistencias, capacitores, transistores etc, pero nos generaría ruido o interferencias . Por eso se opto por utilizar un Circuito integrado que realiza esta función; sin elementos externos, lo cual reduce el porcentaje de error, el porcentaje de error varia entre un 0.25 % y 1.0 % , nos referimos al AD534.

La señal Producida debe ser acondicionada y se requiere que exista un acoplamiento de impedancias, el acoplamiento se logra fácilmente montando una configuración de amplificador seguidor de voltaje con ganancia unitaria.

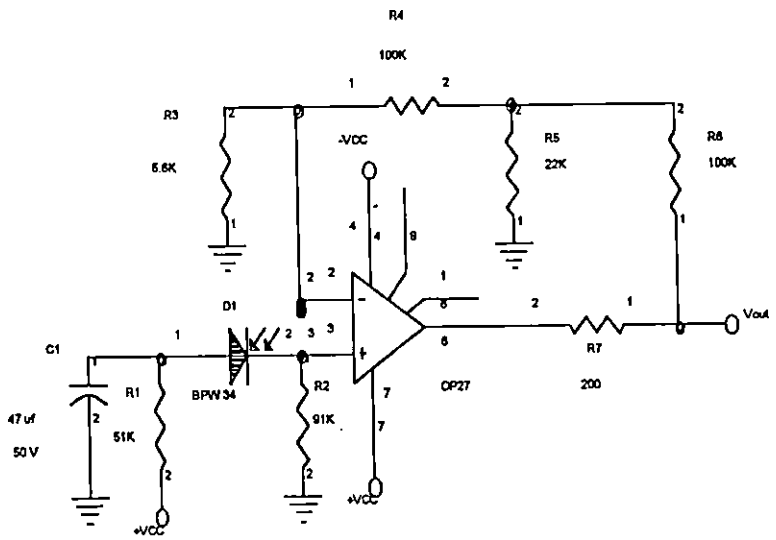
2.7 DESCRIPCIÓN DE LOS CIRCUITOS UTILIZADOS EN CADA ETAPA.

2.7.1 ETAPA SENSORA

Se emplean dos sistemas de detección similares y debido a que cada uno de estos posee las entradas diferentes tipos de filtros, las señales obtenidas son de diferentes amplitud esto se hace con la finalidad de obtener una relación entre estas, que nos permita determinar la forma de onda de la señal emitida por el tubo de rayos x, y en base a su valor máximo poder determinar el valor del voltaje pico (KVP), así como también de esta misma forma de onda determinar el tiempo de exposición.

La señal obtenida por los fotodiodos es sumamente pequeña por lo que es amplificada en una configuración no inversora y que se muestra en la figura 2.4.

En el cual es fijado un voltaje positivo al ánodo del fotodiodo a través de R1, se utiliza el capacitor C1 para enviar a tierra cualquier ruido o interferencia que se pueda generar a la entrada de este. Al ser irradiado el fotodiodo se genera una corriente que es proporcional a la radiación emitida por el aparato de Rayos X; esta corriente es convertida a voltaje por medio de R2, este voltaje debe ser amplificado por un amplificador de bajo ruido y con una ganancia tal que se acolpe a los requerimientos del circuito procesador de señales.



CIRCUITO SENSOR Y AMPLIFICADOR DE SEÑAL DE KVP.
FIGURA 2.4

Como ya se mencionó anteriormente para los amplificadores se utilizara el elemento amplificador operacional OP - 27 ya que es un elemento de bajo ruido y con valor prácticamente nulo de offset por lo tanto no requiere ajuste de este, el amplificador esta conectado en un arreglo no inversor ya que solo necesitamos amplificar esta señal. Para el lazo de realimentación se utiliza un arreglo " T " ya que nos permite amplificar la señal mucho mas que estar utilizando una sola resistencia.

Este artificio se emplea para la producción de un efecto grande de realimentación usando valores pequeños de resistores, (valores comerciales). en este caso la red de realimentación se comporta como un resistor individual de unos 10 Megahomios, en un circuito amplificar inversor estándar se podría lograr una ganancia de voltaje de -100.

Esta técnica tiene la ventaja de usar resistores de valores convencionales y comerciales, evitando problemas de capacitancia dispersa. etc. que ocurre con valores altos de resistores. Note que esta configuracion de la red " T " puede incrementar el voltaje efectivo de entrada , si se usa una configuración de transresistencia. La ganancia del arreglo " T " se obtiene a partir de la siguiente ecuación.

$$\frac{(Vo)}{Vi} = \frac{(R4R5R6 + R4R4R6 + R4R5R4 + R3R5R6 + R4R6R3 + R4R5R3 - R6R3R5}{R3R5R4}$$

2.7.2 ETAPA DIVISORA .

Esta etapa como su nombre lo indica lo que realiza es una operación matemática entre las dos señales provenientes de los fotodetectores. La función que realiza está determinada por la siguiente ecuación.

$$R = \frac{(A - M)}{M}$$

Donde:

R: es la relación entre las señales.
A : Señal proveniente del fotodetector cubierto con filtro de aluminio.
M : Señal proveniente del fotodetector cubierto con filtro de molibdeno.

Los multiplicadores/divisores analógicos son arreglos complejos de amplificadores operacionales y otros elementos de circuitos disponibles en forma de circuitos integrados o módulos funcionales. Pero dichos circuitos por estar compuestos por varios elementos (resistivos, capacitivos, etc.), se produce en ellos ruidos o interferencia ocasionando que la señal se pierda o se reciba distorsionada a la salida. Debido as eso es que se opto por usar un circuito integrado especializado que realice la función de división.

EL MULTIPLICADOR DE PRECISIÓN (AD534).

Este IC posee especificación de exactitud encontradas anteriormente en IC caros o productos modulares, posee un error especificado de 0.25% sin poseer un recortador externo, para cuando funciona en condiciones adversas posee en forma interna un diodo zener el cual es utilizado como referencia preservando así la exactitud; todas sus entradas están abastecidas con impedancia alta de operación que hacen que se facilite su flexibilidad y su uso.

PROPORCIONA GANANCIA CON BAJO RUIDO :

El AD534 es el primer multiplicador de propósitos generales capaz de proveer ganancias arriba de x100 , frecuentemente eliminando la necesidad de separar la amplificación de la instrumentación para condiciones de entrada .El amplificador AD534, puede ser utilizado como un amplificador diferencial de entrada de ganancia variable con un alto modo de rechazo común . La opción de ganancia esta disponible en todos los modelos y se utiliza este integrado para simplificar la implementación de muchas funciones propias de algoritmos como por ejemplo para generar las funciones seno y tangente.

Su utilidad esta en el bajo ruido que el AD534 posee el cual es cercano a los 90 μ Vrms (dependiendo de la ganancia, superando por un factor de 10 los previos multiplicadores monolíticos.

FLEXIBILIDAD SIN PRECEDENTES :

La calibración precisa y la entrada diferencial Z proveen un grado de flexibilidad que no se encuentra en otro multiplicador.

Las funciones matemáticas estándares son fácilmente implementadas con la utilización de este IC. Las señales de entrada pueden ser sumadas y obtenerse a la salida ya sea con o sin ganancia y puede ser ya sea en forma de voltaje o corriente facilitando cuando se desea realizar la tarea de integración.

DESCRIPCIÓN FUNCIONAL :

Las entradas internamente son convertidas a corriente por medio de 3 convertidores de voltaje a corriente idénticos. Las entradas X y Y son multiplicadas por medio de un elemento multiplicador, además para proveer una referencia altamente estable tiene un zener inmerso o interno para obtener un voltaje de 10 Voltios. La diferencia entre XY / SF y la diferencia de las entradas Z es aplicada a un operacional de

salida que posee alta ganancia. Esto permite varias configuraciones de circuito cerrado y reduce la no linealidad de los amplificadores . La efectividad de los nuevos modelos puede ser juzgada bajo el hecho que bajo condiciones típicas como un multiplicador no lineal en la entrada Y , con una escala de X (±10 V), es ± 0.005% de F.S (factor de escala). Este valor es típico para señales no lineales aplicadas en la entrada X, por otra parte esta determinado casi enteramente por el elemento multiplicador que posee internamente. Este error es un factor mayor en determinación de la exactitud y de aquí que es cercanamente relacionado con el grado de servicio.

La función de transferencia para el AD534 esta dada por :

$$Vsal = A * \left(\frac{(X1 - X2)(Y1 - Y2)}{SF} - (Z1 - Z2) \right)$$

Donde :

A : Ganancia de circuito abierto del amplificador de salida (típicamente 70 db en dc).
X, Y, Z : Voltajes de entrada (escala completa = ± S.F. , pico = ± 1.25 SF).
S.F. : Factor de escala, prerecortado a 10 V. pero ajustable para utilizarse abajo de 3 V.

En la mayoría de los casos la ganancia de circuito abierto puede ser vista como infinita y SF será 10 V. La operación realizada puede ser descrita en términos de ecuación así :

$$(X1 - X2)(Y1 - Y2) = 10V(Z1 - Z2)$$

El usuario puede ajustar S.F. para valores entre 3 y 10 Voltios al conectar una resistencia externa en serie con un potenciometro entre SF y -V . El valor aproximado de la resistencia total para un valor dado de SF es :

$$R_{SF} = 5.4K * \left(\frac{SF}{SF - 10} \right)$$

Así, la tolerancia del dispositivo puede ser hecha para varios R_{SF} , utilizando un potenciómetro, una reducción del ruido puede ser hecha disminuyendo el valor de SF, lo que permite el efecto de incrementar la ganancia sin incrementar el ruido .

2.7.3 TRATAMIENTO DE LA SEÑAL

En la figura 2.5 , se muestra las conexiónes requeridas por el AD534 para que funcione como divisor, este arreglo provee operaciones diferenciales tanto en el numerador como el denominador; Este circuito integrado posee seis entradas que permite configurarla de acuerdo a necesidad que se tenga; para nuestro caso necesitamos obtener (A - M) / M adaptándolo al pin out de AD534.

$$R = \frac{(Z2 - Z1)}{X1}$$

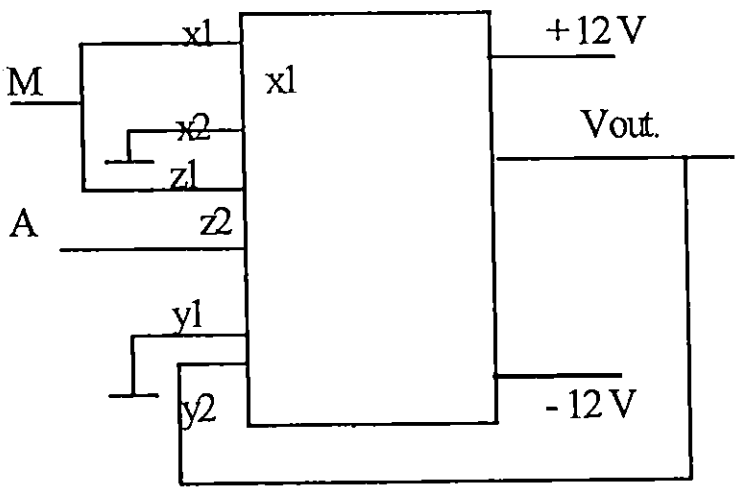


DIAGRAMA DE CONEXIÓN DEL IC AD 534 EN CONFIGURACIÓN DIVISORA.
FIGURA 2.5

2.7.4 ACONDICIONAMIENTO DE LA SEÑAL

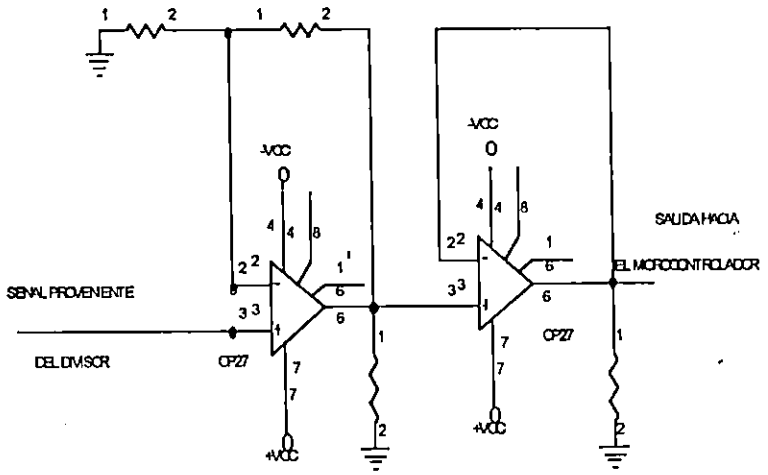
Para el acondicionamiento de la señal se ha diseñado en dos partes la primera es una preamplificación y la segunda es un amplificador de aislamiento.

La preamplificación de la señal se hace con el objetivo de obtener una mayor amplitud de la señal proveniente del divisor, también es necesario realizar un acoplamiento

entre esta y el microcontrolador , esto se logra haciendo uso de un amplificador de aislamiento que consiste de un amplificador operacional al cual el voltaje se aplica directamente a la entrada (+) , mientras que su entrada (-) se conecta directamente a la salida.

Ya que el voltaje entre las entradas negativa y positiva del amplificador operacional puede considerarse cero entonces el voltaje de salida es igual al voltaje de entrada tanto en magnitud como en signo.

El seguidor de voltaje se utiliza porque su resistencia es alta (varios megahomios). Por tanto, extrae una corriente despreciable de la fuente de la señal de entrada. Esto se realiza con el propósito de acoplar las impedancias de salida del divisor con la entrada al microcontrolador , dicho esquema se representa a continuación.



CIRCUITO ACONDICIONADOR DE SEÑAL DE KVP.
FIGURA 2.6

2.8 CIRCUITO SENSOR DE KVP , TRATAMIENTO DE SEÑAL Y ACONDICIONAMIENTO :

En el anexo No. 1 se muestra el circuito completo que se encarga de sensar la señal de KVP así como el que realiza el tratamiento de ésta y su acondicionamiento para poderse llevar al microprocesador; además, se presentan las vistas del circuito impreso en el que fue implementado.

2.9 SENSOR DE DOSIS DE EXPOSICIÓN

El diagrama de la figura 2.7, se muestra en forma de diagrama de bloques que se utiliza para sensar , realizar el tratamiento de la señal y el acondicionamiento de la señal .

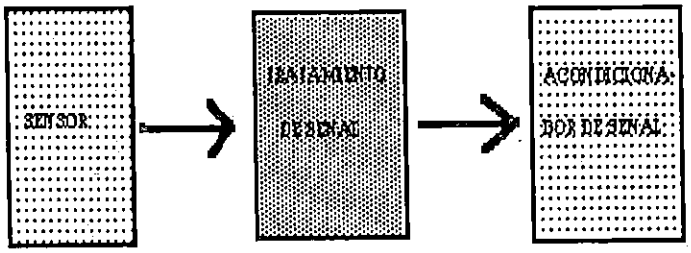


DIAGRAMA DE BLOQUES PARA SEÑAL DE DOSIS DE EXPOSICIÓN
FIGURA 2.7

La detección de partículas cargadas y fotones energéticos constituye una parte esencial de los campos de la física de las partículas, además de numerosos casos que hacen uso de la radioactividad, para nuestro caso la detección está basada en los rayos X, los cuales nos servirán para poder determinar la cantidad de energía transferida a la materia por unidad de masa llamandose a esta energia transferida DOSIS, se sensa la dosis de exposición (la cual es la dosis que se está generando en el aparato de rayos X cuando este realiza una exposición), ya que es en base a esta que se determinara la dosis que el aparato ha producido durante el tiempo que se emitió el rayo X.

Para medir la Dosis de Exposición se utiliza la Cámara de Ionización la cual posee un funcionamiento muy sencillo, como se explicó en el capitulo anterior , la Cámara de Ionización se encarga de convertir la energía suministrada por unidad de masa a un parámetro eléctrico tal como una corriente producida por colección de cargas en su interior. Esta señal obtenida por la Cámara de Ionización será procesada en la etapa denominada tratamiento de la señal.

2.9.1 ETAPA SENSORA:

Esta etapa esta conformada por la cámara de ionización, los diferentes tipos de cámaras de ionización existentes que se utilizan como detectores tienen la propiedad común que ellas utilizan la energía de un fotón para que se produzca una ionización del aire circundante dentro de unvolumen cerrado.

Estos detectores consisten de una cámara cilíndrica típicamente de pequeño tamaño y que por dentro poseen dos contactos electricos que se encuentran aislados eléctricamente, el primero es un electrodo consiste de un alambre delgado colocado al fondo y al centro en forma vertical , mientras que el otro contacto es colocado al contorno internamente de la cámara cilíndrica.

Estas se encuentran llenas de aire, gas o mezclas de gases, sometidos a presión tal que no existen iones libres . Para que el rayo X pueda penetrar estas poseen a un lado una ventana cubierta por material que facilita la penetración del rayo X, el alambre colocado al centro es mantenido a un potencial positivo y conectado a un circuito electrónico.

La figura de la cámara de ionización se encuentra en el capitulo 1, y se muestra nuevamente en la figura 2.8 .

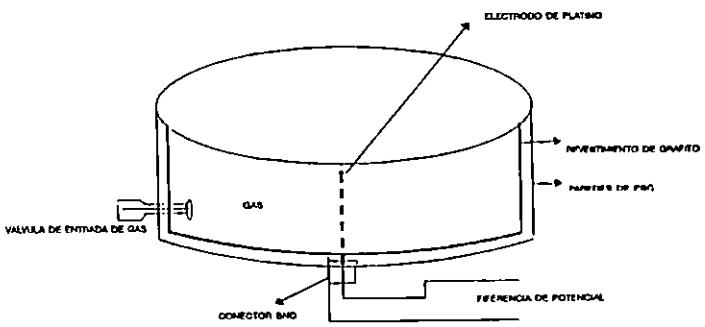


DIAGRAMA DE LA CÁMARA DE IONIZACIÓN
FIGURA 2.8

Debido a que dentro de una cámara de ionización lo que se obtiene es una colección de iones que produce una corriente se necesita un dispositivo que almacene la carga asociada con esta corriente para poder realizar la medición de la dosis la cual es la de nuestro interés.

2.9.2 ETAPA DE TRATAMIENTO DE LA SEÑAL:

Para esta etapa lo importante lo constituye el circuito amplificador sensitivo a carga que es llamado circuito integrador, el cual conectado en un arreglo retroalimentado de un amplificador diferencial permite almacenar la carga que proviene de la cámara de ionización. El diagrama completo del circuito para el tratamiento de la señal se puede observar en la figura 2.9 .

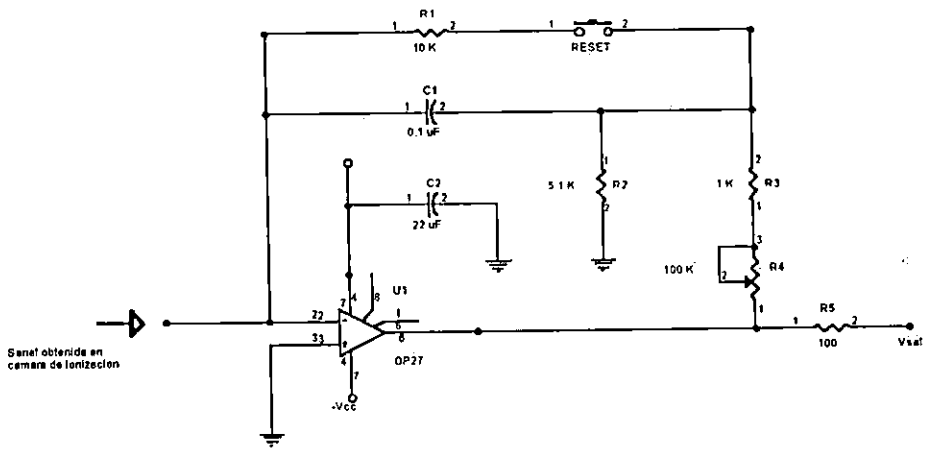
El circuito integrador se obtiene al aterrizar la entrada no inversora de un amplificador operacional que tiene una resistencia de entrada infinita y una resistencia de

salida igual acero, se instala un capacitor ideal como elemento de realimentación desde la salida hasta la entrada no inversora y se conecta a una fuente de señal a la entrada inversora.

Para el almacenamiento de la corriente se utiliza este circuito integrador para hacer que se produzca un almacenamiento de energía en el lazo de realimentación se coloca un capacitor y debido a la forma en que este se descarga se obtendrá una señal en forma de rampa

De acuerdo al tamaño del pico de la onda en forma de rampa se podrá determinar la cantidad de penetración que se esta utilizando en el aparato de rayos X , para ello será necesario amplificar la señal debido a que la cantidad de energía que la cámara de ionización produce es muy pequeña .

Esto se hace así para poder detectar el mayor nivel de voltaje que se pueda obtener en el capacitor de realimentación del circuito y en base a este obtener el nivel de dosis que se ha utilizado en la exposición del rayo X..



CIRCUITO PARA TRATAMIENTO DE SEÑAL DE DOSIS DE EXPOSICIÓN
FIGURA 2.9

La ecuación que se obtiene a la salida del circuito para tratamiento de la señal de la dosis de exposición muestra que a mayor valor de R3 y R4 , se obtiene una mayor ganancia de voltaje.

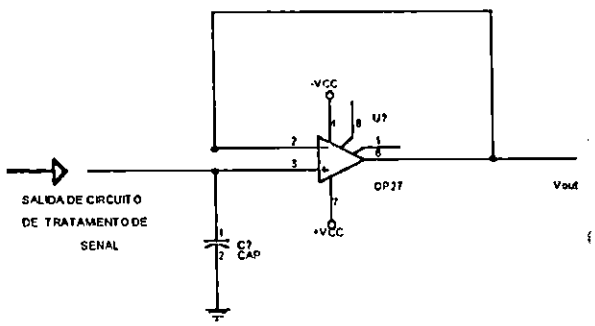
El circuito se ha analizado tomando en cuenta que la resistencia R1 se encuentra en circuito abierto y que R3 y R4 forman un arreglo en serie llamado Rs

$$Vo = \frac{sCR_2 I_C}{R_S + R_2 + sCR_S R_2}$$

Debido a que después de cada exposición el capacitor queda cargado con una pequeña cantidad de energía es necesario descargarlo antes de realizar una nueva exposición lo que se realiza por medio de la resistencia que se ha colocado en la rama en paralelo al ser oprimido el interruptor (pushbutton).

2.9.3 ETAPA DE ACONDICIONAMIENTO DE LA SEÑAL :

Al igual que en el acondicionamiento de la señal del circuito sensor de kilovoltaje se hace necesario un acoplamiento de impedancias entre el circuito integrador y el microcontrolador. Este circuito se muestra en la figura 2.10 .

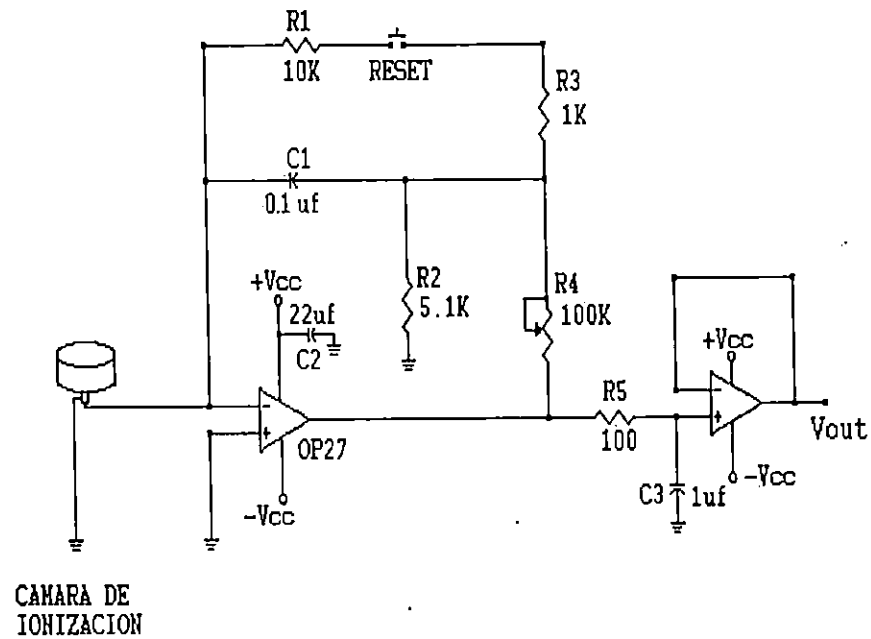


CIRCUITO ACONDICIONADOR DE SEÑAL DE TRATAMIENTO DE DOSIS DE EXPOSICIÓN
FIGURA 2.10

Este circuito que se ha utilizado para el acoplamiento es un Amplificador de aislamiento. (KVP), como se ha explicado posee una ganancia unitaria y se conoce además como seguidor de voltaje, ya que el voltaje de salida iguala al voltaje de entrada, mientras que la impedancia tan alta de la entrada del amplificador operacional actúa como un separador de impedancias eficaz entre la entrada y la etapa siguiente.

2.10 CIRCUITO SENSOR DE DOSIS DE EXPOSICIÓN, TRATAMIENTO DE SEÑAL Y ACONDICIONAMIENTO :

En la figura 2.11 , se puede observar el circuito completo para realizar el muestreo de la dosis que el aparato de rayos X esta proporcionando en el momento de exposición.



CIRCUITO SENSOR DE DOSIS DE EXPOSICIÓN, TRATAMIENTO DE SEÑAL Y ACONDICIONAMIENTO :
FIGURA 2.11

2.11 CALIBRACIÓN DEL SISTEMA SENSOR DE KVP Y TIEMPO DE EXPOSICION.

INTRODUCCIÓN

La calibración de este o cualquier circuito es de las etapas mas difíciles de cualquier proyecto ya que de aquí depende en gran medida el buen funcionamiento de cualquier proyecto, o para nuestro caso que la implementacion del programa de control de calidad en los equipos de R-X. de buenos resultados.

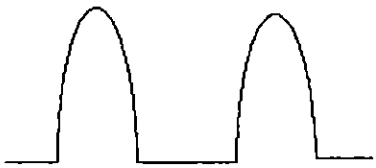
En este capitulo se trataran las diversas dificultades que se han tenido para la calibración del mismo así como modificaciones realizadas al circuito y se darán a conocer algunos de los datos que se han podido medir en el transcurso de la calibración.

2.12 CRITERIOS EVALUADOS PARA LA CALIBRACIÓN DEL CIRCUITO.

En base a la restricciones o limitantes que se presentan para la calibración de este tipo de sensor solo se realizara para dos sistemas: el primero para un equipo odontológico monofasico autobloqeado.

Se llama así ya que el sistema de rectificaciones es de media onda, deja pasar el semiciclo positivo y bloquea el semiciclo negativo y el segundo es un equipo utilizado para diagnostico monofasico de rectificación de onda completa, dichos sistemas de rectificación se muestra en la figura 2.13.

El primero se encuentra instalado en la facultad de odontología y para el segundo se nos a permitido el ingreso el Instituto Salvadoreño de Rehabilitación de Inválidos (ISRI).



RECTIFICACION MEDIA ONDA UATOBLOQUEADO

RECTIFICACION MONOFASICA DE ONDA COMPLETA

FIGURA 2.13 SISTEMAS DE RECTIFICACIÓN.

La radiación al interaccionar con la materia es absorbida o atenuada dependiendo del material sobre el cual incida, por ejemplo el aluminio y el molibdeno solo la atenúa y la deja pasar en menor proporción, mientras tanto el Plomo no permite que la radiación lo atraviese; la fuerza de penetración depende del nivel de KVP y del miliamperaje que se le aplique al tubo, entre mayor sea este, mayor será la fuerza de penetración de los R-X. Los sensores solo son sensibles a un rango de dosis, al ser esta demasiado elevada la señal podría atravesar a los sensores sin que ellos fueran capaz de detectarla.

Debido a eso para la calibración de nuestro sensor se recomienda fijar una dosis lo mas baja posible entre cinco y diez M.A.S. Los M.A.S. se obtiene de la multiplicación del miliamperaje del tubo por el tiempo de exposición .

En los equipos odontológicos la dosis empleada es pequeña ya que la constitución muscular de la cara es delgada y frágil, no necesita de una fuerza de penetración grande para que la radiografía muestre lo que interesa; El miliamperaje de este aparato es de ocho mA (8 mA) y con un valor de KVP de 65 ambos parámetros son fijos en estos aparatos. Mientras tanto los aparatos utilizados para diagnostico tienen la ventaja que ellos permiten variar o modificar el tiempo de exposición, los KVP y el miliamperaje, esto es necesario ya que estos parámetros deben modificarse de acuerdo a la constitución fisica y de la parte que se va tomar la radiografía . Este aparato es el que nos será mas útil para la calibración ya que permite obtener una serie de valores de voltajes para los distintos niveles de KVP. que nos servirá para el diseño del software especializado que evaluara el aparato de R-X.

Cuando se inicio a realizar pruebas con este circuito solo contábamos con el aparato odontológico para realizarlas, se nos presentaron varias dificultades entre ellas que el circuito no era capaz de detectar dicha señal, (la configuración que inicialmente se experimento es como se muestra en la figura 2.2).

Esto se debió a que la señal emitida por el aparato odontológico es muy pequeña y no alcanzaba a excitar los fotodiodos para que entraran en conducción en parte esto se debió a que los fotodiodos no tenían un nivel de voltaje de referencia que los hiciera entrar en conducción ya que estaban conectados directamente a tierra ; al incidir la radiación en los fotodiodos los iones se agrupaban , pero no tenia un camino hacia donde dirigirse, además la corriente generada por el fotodiodo debe ser convertida a voltaje para poderla analizar y obtener la información que se necesita de ella, la magnitud de este voltaje será directamente proporcional a la intensidad emitida por el aparato de R-X.

Se incremento de la ganancia del circuito para poder observar claramente la magnitud de la señal; la ganancia se puede variar de 1.5 a 16 veces la magnitud, todas las pruebas se han realizado para la ganancia mínima; dichas modificaciones se muestran en la figura 2.5.

Con las modificaciones descritas anteriormente el circuito si es capaz de detectar la radiación emitida por el aparato odontológico con una pequeña saturación pero se logra controlar disminuyendo la ganancia en el lazo de realimentación de los operacionales.

Para que este sistema de evaluación sea confiable se debe asegurar que no exista interferencia de ningún tipo para que la señal que se observe sea únicamente la emitida por el aparato de R-X.

Respecto a eso se hizo la recomendación que la red RC conectada al ánodo del fotodiodo nos podría modificar dicha señal ; el propósito inicial de este arreglo era fijar un voltaje al ánodo de diodo para que le ayude a entrar en conducción y que actuara como filtro para evitar que el ruido interfiera al diodo, pero en realidad lo que sucede es que el capacitor se carga a + 12 voltios, este nivel de voltaje elevado en el ánodo podría ocasionar que el fotodiodo entrara en conducción sin estar expuesto a la radiación el sensor o introducir un nivel de DC al momento de una exposición (señales parásitas).

En vista a lo anterior se elimino el capacitor y se coloco una resistencia (tal como se muestra en la figura 2.15) en su lugar, para obtener una división de voltaje y poder así tener un voltaje bajo en el ánodo del diodo, lo suficiente para que le indique el sentido de corriente. La corriente generada por el fotodiodo es directamente

proporcional a la radiación emitida por el aparato de R-X, y para que la corriente producida por este arreglo resistivo a la entrada del diodo no interferiera se realizara el calculo para que esta sea mínima pero capaz de orientar la corriente en el fotodiodo.

Este valor debe estar abajo del voltaje umbral del fotodiodo, para nuestro caso el diodo esta construido de silicio cuyo valor es de 0.6 voltios, ya que arriba de este valor la corriente se incrementa considerablemente para valores pequeños de voltaje , por lo tanto eligiremos un voltaje de 0.3 voltios en el ánodo del diodo para dicho caso se realizara el calculo de cual será el aporte que tenga este arreglo resistivo. Ra =1.2 K, Ra'= 50 K y Rb= 90 K, con estos valores de resistencia se asegura que se tendra un voltaje de 0.281 voltios .

Vd = (Ra * Vs) / (Ra + Ra`) = 1.2 * 12 / (50 + 1.2) = 0.281 voltios, un voltaje de esta magnitud nos asegura que su contribución seria mínima, nos estaría generando una corriente del orden de los 3 microamperios .

Otra de las recomendaciones realizadas fue que el diodo debería estar polarizado en reversa para que se vuelva mas sensitivo.

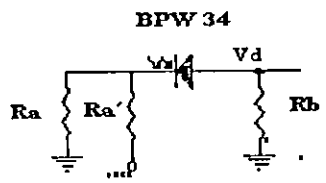


FIGURA 2.15. RED DE ENTRADA

Otro de los problemas enfrentados fue cuando se realizaron pruebas en un aparato de R-X utilizado para diagnostico, este equipo utiliza un sistema de rectificación monofasico, modelo UNI-MATIC 325 marca UNIVERSAL UX; ya que como se dijo anteriormente ellos permiten variar tanto el KVP (desde 20 hasta 120), el tiempo de exposición (desde 1/10 hasta 3 segundos) y la corriente aplicada al tubo (desde 50 hasta 350 miliamperios); dependiendo de la parte del cuerpo donde se requiera tomar la

radiografía, así será la dosis que se establezca; para la evaluación de este aparato de este tipo, es donde mas se ve en la necesidad de fijar una dosis pequeña para evitar la saturación del circuito.

Sin embargo aquí el problema que se tiene es en modulo que se emplea para realizar la división de la señal; según la función de transferencia del AD534 en teoría este posee una ganancia de diez voltios, y solo se puede reducir a un mínimo de tres voltios; esto se logra conectando una resistencia en serie con un potenciometro entre SF y -Vs. tal como se muestra en la figura 2.16.

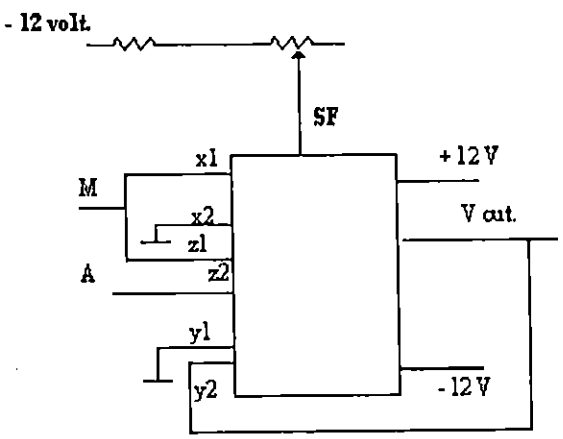


DIAGRAMA DE CONEXIÓN DEL IC AD 534 EN CONFIGURACIÓN DIVISORA.
FIGURA 2.16

Este elemento también satura la señal, según pruebas realizadas en laboratorio si le introduce una señal senoidal o tringular de 20 milivoltios obtenemos una señal de salida aproximada de 4 voltios, donde se puede ver que la ganancia interna del AD es aproximadamente de 200 veces la de entrada.

Según el diagrama en bloque que se presenta del AD534 en la figura 2.17 . Se observa que las entradas diferenciales poseen amplificadores; de los cuales no se tienen control de dichas ganancias, además posee un amplificador de salida de alta ganancia, esto nos ocasiona en gran medida que la señal se sature; lo único que se puede realizar es

disminuir la ganancia al mínimo de la señal a la entrada del AD534 pero sin que esta pierda su forma.

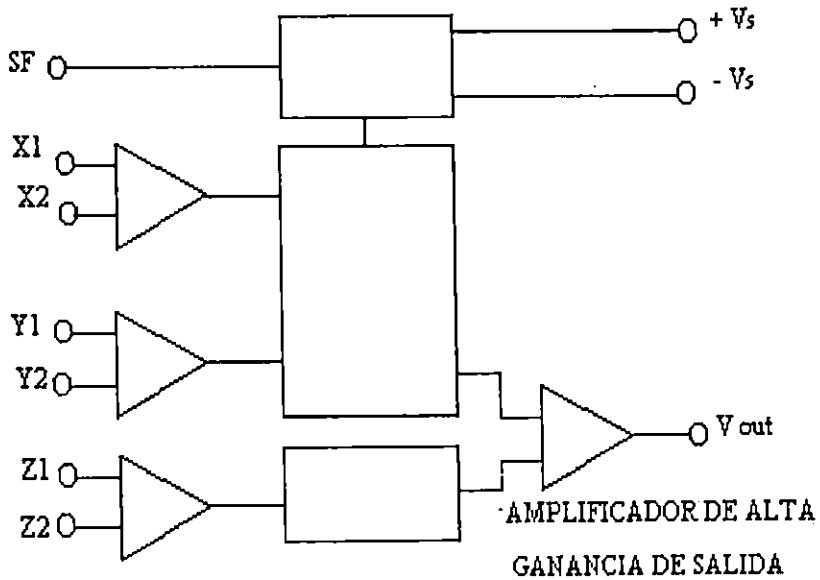


FIGURA 2.17. DIAGRAMA EN BLOQUES DEL AD534.

2.13 CALIBRACIÓN DEL SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL.

Primero definiremos la distancia a la cual se va a colocar el sensor del tubo de rayos x, nos fundamentaremos en estudios realizados por empresas Europeas dedicadas a la construcción de estos sistemas, ellos establecen dos distancias a la cual colocarlo, esto lo hacen en base a rango de KVP, el primer rango va de 40 hasta 90 KVP establecen una distancia 18 pulgadas y de 90 a 150 KVP una distancia de 36 pulgadas. Esto en si depende del material que se emplee para filtrar la señal, pero no necesariamente tienen que ser dos rangos esto va depender en que momento se nos empiece a saturar la señal entonces será necesario insertar uno o mas filtros hasta eliminar el factor de saturación, estos rangos podrían ser menores o mayores

Esto es necesario ya que el comportamiento de la señal no es lineal, llega a un punto que se satura en ese instante es necesario alejar mas el sensor del tubo para que la señal se observe completa; pero no es la única forma en que se puede evitar este efecto como ya se dijo anteriormente también se puede evitar insertando pequeñas laminitas de aluminio o cobre que sirven como filtros para atenuar el poder de penetración o para atenuar la intensidad de la radiación logrando así una mejor visualización de la señal.

Para nuestro caso optaremos por la segunda propuesta de insertar filtros metálicos para evitar la saturación y se colocara el sensor a una distancia fija de 18 pulgadas del tubo de R-X. Ya que solo incrementar la distancia para unos valores determinados de KVP no es suficiente y siempre se ve en la necesidad de insertar filtros.

Otro de los factores a considerar para la calibración o el buen funcionamiento de este circuito es que los fotodiodos deben estar colocados en un lugar en el cual no penetre luz ya que ellos son sensibles a la luz, si penetra la luz al momento de realizar una exposición el resultado seria una mezcla de la señal de la luz y de la producida por el aparato de R-X.

El material del cual debe estar construida la caja o modulo tiene que ser de plástico de un espesor delgado para evitar que la señal pierda información al penetrar el modulo; preferentemente dicho plástico debe ser de color oscuro o negro para evitar la penetración de la luz.

Con respecto al sistema de alimentación que el circuito requiere solo son necesario dos voltajes +12 voltios y - 12 voltios, pero es tener un gran cuidado al momento de evaluar el aparato de rayos x, de que el sistema de referencia tierra debe estar directamente conectado el de la fuente con el osciloscopio y el del aparato de rayos x, de no ser así el osciloscopio nos estaría detectando señales parásitas y nos interfiriera con la señal muestreada.

2.14 RESULTADOS OBTENIDOS :

Antes de realizar algunas mediciones con este sensor se dará a conocer una forma practica de comprobación del funcionamiento del circuito sin necesidad de exponerlo a la radiación, conectar el osciloscopio en los puntos TP1, TP2 y TP3 como los fotodiodos son sensibles a la luz basta con abrir la caja donde se encuentran dichos sensores y se obtendrá una señal como la que se muestra en la figura 4.7, la amplitud de esta señal dependerá del

tipo de luz y de la intensidad que incida en los diodos. Al no tener respuesta es de revisar los amplificadores operacionales que estén en buen estado; así como los puntos de soldadura de que no exista un falso, esta misma señal se debe obtener en los puntos TP1, TP2 y TP3 solo que cambiara la amplitud de ella.

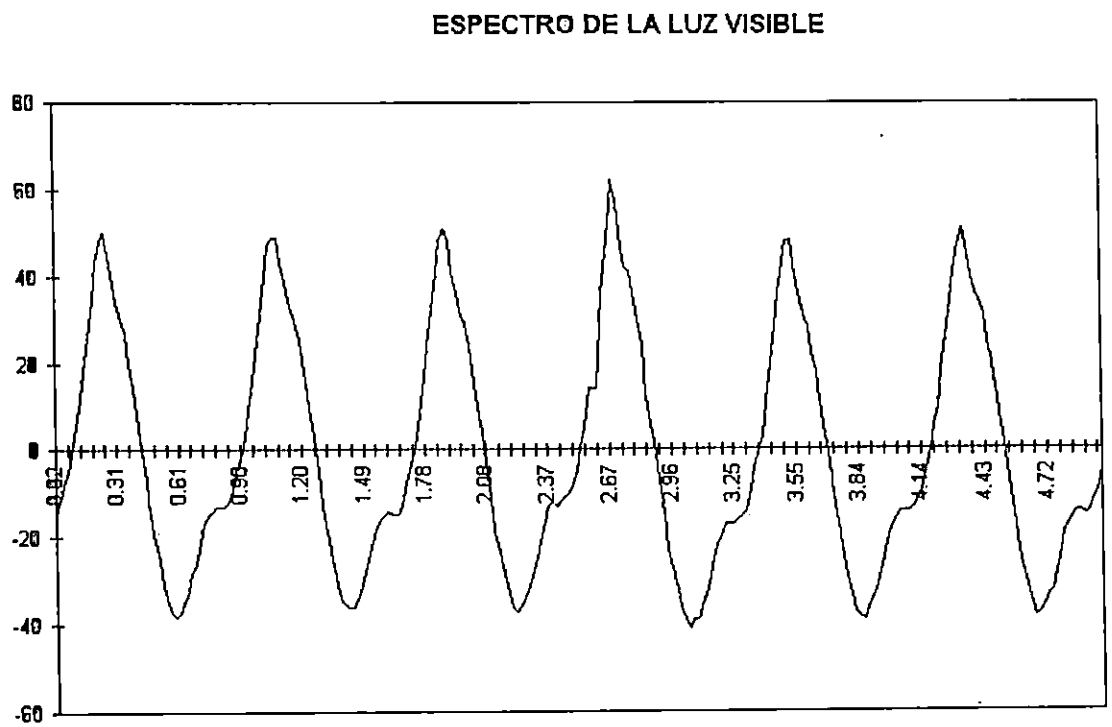


FIGURA 2.18 ESPECTRO DE LUZ VISIBLE

Para la prueba realizada en el aparato odontológico monofásico autobloqueado de 65 KVP y una corriente de 8 mA. Se pudo observar que los sensores de KVP en los puntos TP1 y TP2 una señal rectificada de media onda, como se muestra en la figura 2.19 que corresponde a la salida de los amplificadores de los fotodiodos. Donde se puede observar la función que tienen los filtros ya que fotodiodo cubierto con filtro de aluminio su amplitud es mucho mayor que la señal proveniente de fotodiodo cubierto con filtro de molibdeno.

señal obtenida a traves del filtro de aluminio.

señal obtenida a traves del filtro de molibdeno

FIGURA 2.19. SEÑALES OBTENIDAS A LA SALIDA DE LOS AMPLIFICADORES DE LOS FOTODIODOS.

La señal que nos interesa es la que se obtiene a la salida del divisor y es tal como se muestra en la figura 4.9 a y b. de la gráfica observada en el osciloscopio se tiene en el eje del tiempo 50 milisegundos se tiene un tiempo de exposición de 280 milisegundos, con una amplitud de 36 milivoltios.

Pero en esta escala de tiempo no se logra observar bien la forma de la señal, debido a eso se incremento la escala de tiempo a 5 milisegundos por división, en esta escala se ve bien definida la forma de la señal el tiempo de duración de un ciclo es de : para el pulso es de 6 milsegundos y el tiempo muerto es de aproximadamente de 11 milisegundos, multiplicando el tiempo de un ciclo por el numero de pulsos de 16.5 nos da un tiempo de exposición total de 280.3 milisegundos.

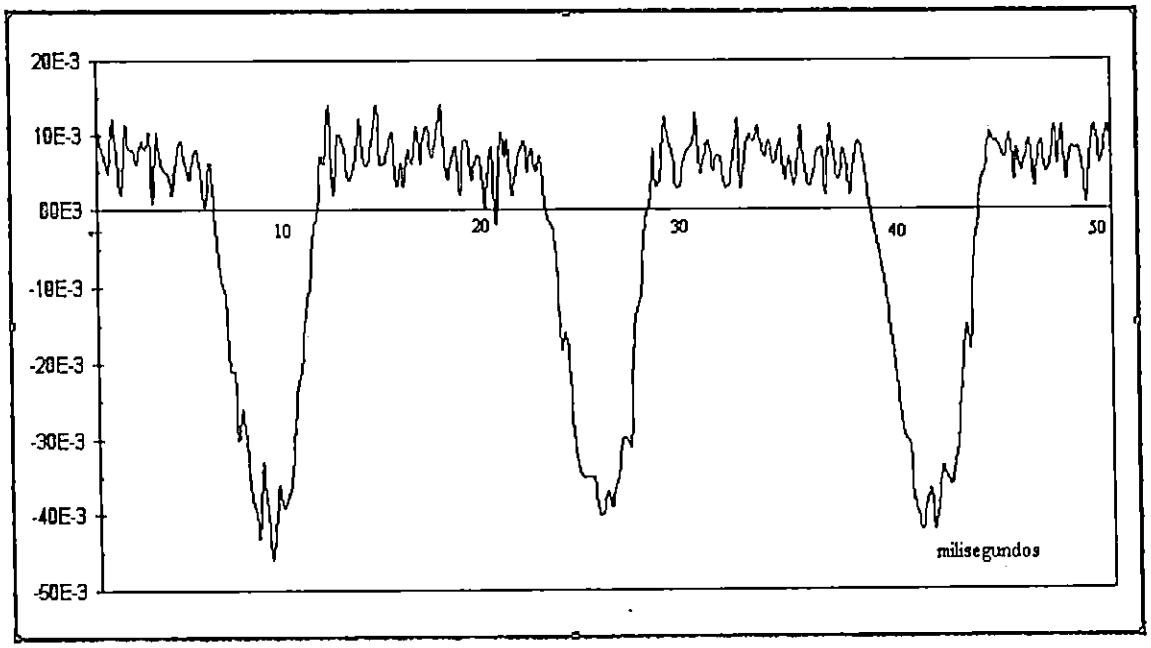


FIGURA 2.20 (a) SEÑAL OBTENIDA DEL APARATO ODONTOLÓGICO
ESCALA DE TIEMPO 5 MILISEGUNDOS AMPLITUD DE 40 MILIVOLTIOS.

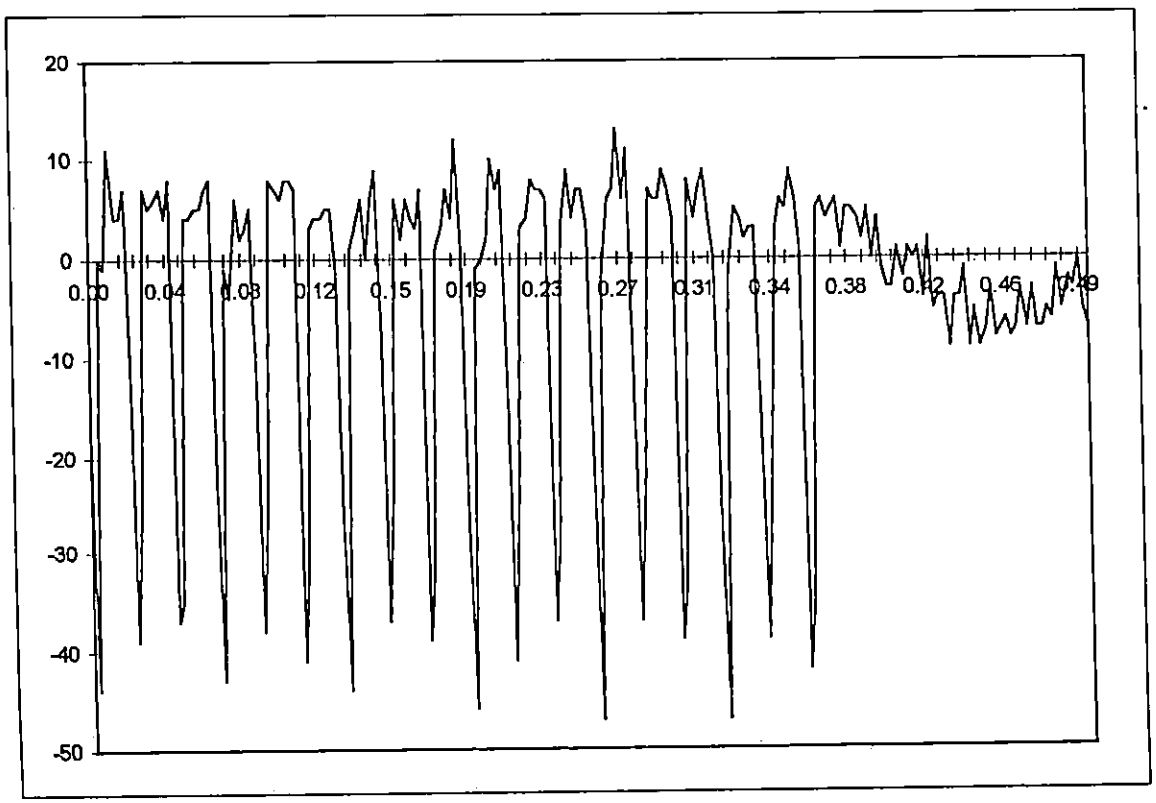


FIGURA 2.20 (b) SEÑAL OBTENIDA DEL APARATO ODONTOLÓGICO
ESCALA DE TIEMPO 50 MILISEGUNDOS AMPLITUD DE 40 MILIVOLTIOS.

En una serie de visitas realizadas al ISRI para realizar pruebas en un aparato de R-X utilizado para diagnostico; se realizaron dos series de mediciones, primero se fijo un valor de KVP constante de 70, y una corriente de 100 miliamperios en el aparato de R-X, para comprobar si coincide el tiempo de exposición indicado en el aparato con el valor medido, en el cual se puede ver que existe un pequeño margen de diferencia, pero esta pequeña diferencia podría ser que el aparato este descalibrado ya que en un visita anterior se midieron dichos tiempos con un timer de fabrica y también se experimento una pequeña diferencia. Dichos valores se muestran en la tabla 2.1. Por lo tanto se puede ver que circuito a lo que se refiere al tiempo de exposición si esta funcionando bien.

Escala de tiempo del aparato	No. de ciclos	Valor indicado segundos	Valor medido segundos
1/20	6	0.050	0.0480
1/15	8	0.066	0.0640
1/12	10	0.083	0.080
1/10	12	0.100	0.096

TABLA 2.1 . TIEMPOS DE EXPOSICIÓN

Con respecto al otro factor importante a medir con este sensor es la amplitud de la señal; no a funcionado como se esperaba ya que se tuvo que realizar una serie de modificaciones descritas anteriormente, para poder visualizar la señal.

Aquí al inicio se tenia una magnitud constante independiente del valor de KVP, pero se logro mejorar conectando el pin SF del AD534, tal como se describió anteriormente. Ahora ya se tiene diferentes amplitudes para diferentes valores de KVP, solo que se tiene una señal con ruido pero en parte se debe a que estamos trabajando con señales pequeñas entonces para poder visualizar la señal es necesario fijar una escala pequeña en el osciloscopio.

La forma de la señal es como se muestra en la figura 2.21; algunos de los datos medidos se muestran en la tabla 2.2, para estas mediciones se procedió a fijar un valor constante de tiempo de exposición de 1/20 de segundo y un corriente de 100 miliamperios para una dosis de 5 MAS.

Valor de KVP	Amplitud medida	Amplitud Medida con 2 mm de aluminio
60	10 mV	
70	20 mV	
80	30 mV	
90	40 mV	24 mV
100	40 mV	30 mV
110		36 mV
122		40 mV

TABLA 2.2. AMPLITUDES DE KVP MEDIDOS.

En la tabla anterior se puede observar claramente el efecto de la saturación cuando se cambia el nivel de KVP de 90 a 100 se ve que la amplitud ya no incremento, se mantuvo constante, en ese instante es necesario la inserción de filtros (filtros metálicos) primero se probo insertando 1 mal de aluminio pero no se detecto mucha variación, entonces se le inserto otro milímetro de aluminio y así ya se pudo complementar el resto de la tabla de 90 a 122 KVP.

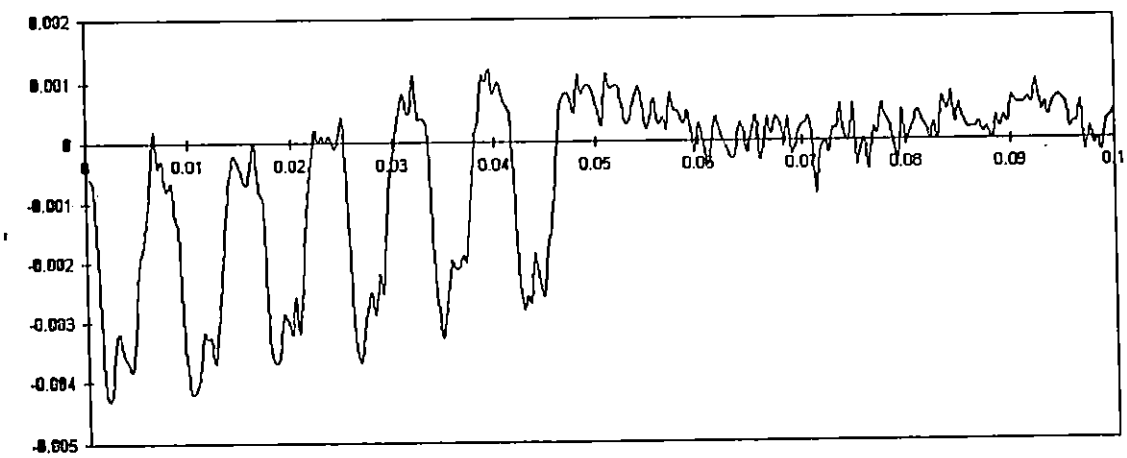


FIGURA 2.21 SEÑAL DE EQUIPO DE R-X UTILIZADO PARA DIAGNOSTICO
ESCALA DE TIEMPO 10 MILISEGUNDOS Y ESCALA DE VOLTAJE 20 MILIVOLTIOS.

La señal obtenida a la salida del divisor es de polaridad negativa, para poder analizarla es necesario invertirla y amplificarla a un valor para que la máxima amplitud sea de 4 voltios.

CONCLUSIONES

- Uno de los propósitos iniciales de este proyecto es construir un modulo que resulte los mas cómodo posible, pero que sea tan confiable como los construidos por fabricas, ya que el costo de este modulo en materiales no sobrepasa los 30 dólares mientras tanto un modulo de fabrica cuesta por los 300 dólares y solo son capases de medir un parámetro, y con el construido por nosotros puede medir KVP y tiempo de exposición.

- Para lograr una buena adquisición de la señal generada por los aparatos de rayos X los fotodiodos deben estar totalmente aislados de cualquier clase de luz ya que ellos son altamente sensibles, cualquier haz de luz que incidiera sobre ellos nos dará como resultado una mezcla de la radiación emitida por el aparato y de la luz incidente generando una distorsión en la señal con la cual no se podría evaluar al aparato correctamente.

- La corriente generada por los fotodiodos es directamente proporcional a la radiación emitida por el aparato, pero es necesaria filtrarla ya que esto evita que la señal se sature, el espesor de filtros varia o se incrementa a medida que aumente el KVP del aparato.

- Debido a la ionización de los electrones dentro de la cámara de ionización nos permite conocer la cantidad de dosis que se ha utilizado en el aparato de rayos X al realizar una exposición ya que esta ionización produce una cantidad de corriente proporcional a la dosis .

OBSERVACIONES :

El mayor problema que se enfrentado que en los lugares donde poseen equipos de rayos X no permiten realizar pruebas en sus aparatos, debido a que todo el tiempo son utilizados y por lo delicado que son estos equipos.

Se han realizados una serie de pruebas con los detectores de KVP y cámara de ionización en un aparato de rayos x odontológico monofásico el cual es de baja energía, por lo tanto viene calibrado para un valor fijo de KVP y corriente.

Al realizar las pruebas se debe tener especial cuidado ya que los daños que sufre el cuerpo humano no se observan en el momento pero si pueden surgir varios años despues como por ejempolo un tipo de cancer; es por esta razon que se hace difil realizar la calibración del equipo.

DISEÑO DEL SISTEMA DE ADQUISICION Y PROCESAMIENTO

Capitulo III
Procesamiento de Señales y Datos

Introduccion

Para la ejecucion de un programa de control de calidad se necesita ademas de los sensores que suministran las señales importantes de los equipos de rayos -x , un sistema que procese estas señales para determinar el buen funcionamiento del equipo que ha sido sometido a prueba.

Este sistema debe estar conformado por herramientas poderosas para la adquisicion de las señales y el procesamiento de los datos.

Actualmente las herramientas de analisis mas poderosas y eficientes corresponde al mundo digital , significa esto que para el desarrollo de un analisis de datos satisfactorio es necesario procesar los datos en un ambiente digital.

En el ambiente digital el maximo representante son las computadoras ; significa esto que el uso de una computadora personal en un analisis de control de calidad es muy importante ya que con ella podemos visualizar caracteristicas tales como formas de Onda, graficar relaciones entre variables , realizar la ejecucion de procedimientos matematicos complejos , almacenar datos en archivos , imprimir los resultados y lo mas importante obtener un diagnostico sobre las pruebas superadas y no superadas por el equipo analizado segun valores standares de los parametros importantes.

Sin embargo para que un computador porcese señales , estas deben ser convertidas previamente en señales digitales. Esta funcion no la realiza el computador y debe ser ejecutada por dispositivos de Hardware externos conectados al computador. Estos dispositivos de Hardware que convierten señales analogicas en señales digitales se conocen como tarjetas de adquisicion de datos.

Sin embargo las tarjetas de adquisicion de datos estan limitadas a la conversion analogica - digital y no pueden realizar ninguna funcion en ausencia del computador.

La dependencia de un computador en el momento de la toma de datos puede convertirse en un problema cuando el computador este ausente. En este caso el computador entonces debe convertirse en una herramienta de analisis en cualquier instante y no necesariamente en el momento de las pruebas de calidad. Asi , es necesario el diseño de un sistema que adquiera , procese , guarde y transfiera al computador : señales y parametros obtenidos del proceso .Ademas , estos parametros deben ser mostrados al usuario sin ayuda del computador en un display alfanumerico , donde el usuario puede visualizar el valor de los parametros basicos necesarios para el control de calidad , de tal forma que si el computador no se encuentra disponible , tiene la facilidad de introducir los datos mas tarde en el computador en dos vias : Introduccion automatica de datos al computador (Transferencia de datos) o Introduccion manual de datos (Segun las anotaciones realizadas)..

Estas caracteristicas no puede realizarlas una tarjeta de adquisicion de datos , pero si puede realizarce con un Microcontrolador.

Un Microcontrolador es un microprocesador que posee puertos de entrada/salida configurables para la obtencion de datos digitales y puertos de entrada analogicos cuyos

pines sirven para la adquisicion de señales analogicas y su conversion al mundo digital para que puedan ser procesadas.
Este capitulo trata acerca del modulo principal del Sistema de Adquisicion y procesamiento de señales / datos destinado a ejecutar Programas de Control de Calidad de Equipos de rayos-x utilizados en diagnostico ; basado en el microcontrolador **MC68HC11** de motorola.

Sistema de Adquisicion y Procesamiento de Datos

Caracteristicas

El Sistema de Adquisicion y Procesamiento de Datos esta compuesto por dos partes:
a) Un Modulo principal para la configuracion , adquisicion y el procesamiento preliminar de los datos y la comunicacion con el computador ; basado en el microcontrolador
MC68HC11 de motorola.
b) Un Software escrito para PC IBM compatible , escrito en lenguaje C++ en el ambiente de Lab Windows / CVI 3.1

El Modulo principal realiza las siguientes funciones:

1) Permite al usuario configurar el modulo segun el tipo de sistema electrico del tubo de Kilovoltaje , segun si este es monofasico o trifasico (Para analisis de Señal de Kilovoltaje solamente) .
3) Desplegar en pantalla:
- Cada uno de los pasos para la configuracion.
- Estado de numero de exposicion y configuracion
- Resultado del Analisis:

-Para Dosis: El valor de la tasa de dosis en mGy

-Para Señales de Kilovoltaje:

-*Sistema Monofasico*: valor de kVp, numero de pulsos, tiempo de exposiscion.

-*Sistema Trifasico*: valor de kVp,tiempo de exposicion , porcentaje de rizado.

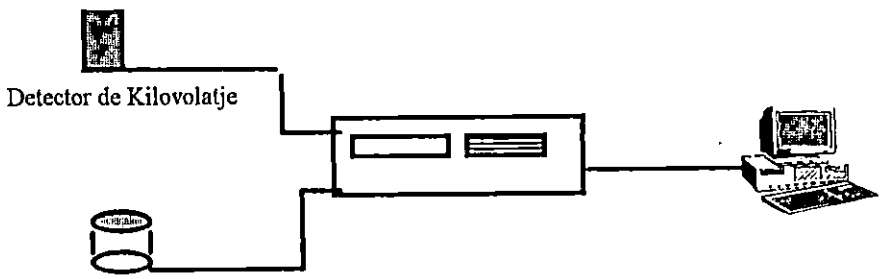
4) Transferir datos de señales almacenadas y valores calculados al computador.

El Software realiza las tareas siguientes:

1) Permitir el ingreso de informacion sobre las especificaciones del equipo , datos del la persona que realiza la prueba y los valores de los parametros asignados al equipo para cada una de las exposiciones de prueba.
2) Recibir los resultados del analisis para cada exposicion por via automatica (Modulo de microcontrolador envia datos) o via manual (usuario introduce los datos).
3)Ejecutar procedimientos para calcular el Coeficiente de Linealidad , Coeficiente de Variacion , Exactitud de kVp y HVL (Half Value Layer).
4)Graficar las señales de las exposiciones.
5)Identificar cuales pruebas han sido aprobadas o reprobadas y notificar al usuario sobre el estado de las pruebas reprobadas.
6)Guardar e Imprimir los resultados del Control de Calidad.
7)El resultado del Control de Calidad posee la informacion completa y detallada de cada uno de los eventos del proceso.

El software esta escrito para Windows debido a que este ambiente permite una interface de usuario mas agradable.

El esquema siguiente muestra graficamente la interaccion entre los elementos que intervienen en el programa de control de calidad:



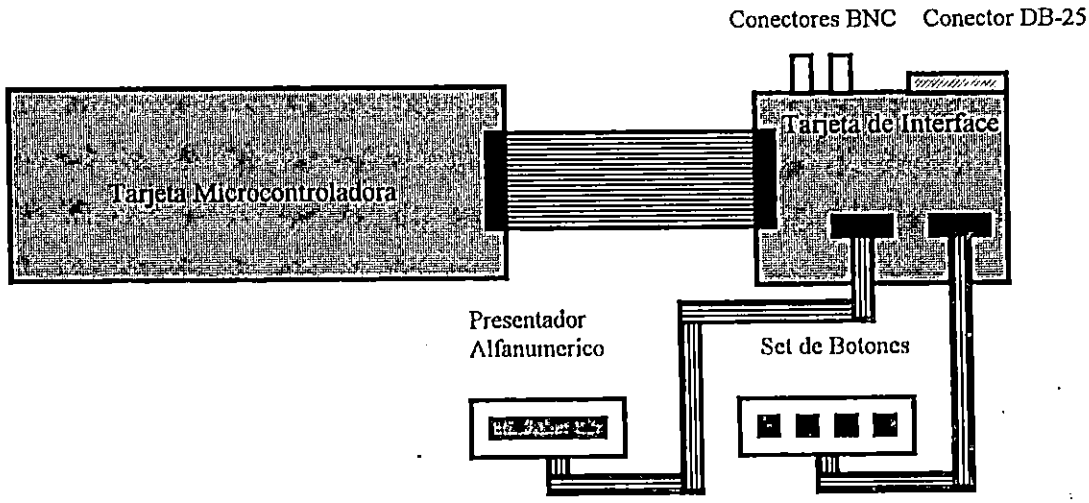
Ventajas del diseño:

-Si el computador utilizado es un computador del tipo Laptop el diseño se vuelve altamente portatil (se recomienda un laptop).
-El modulo principal es independiente del computador para realizar su trabajo de tal forma que permite su uso aun con la ausencia del computador.
-El sistema completo permite un analisis transparente y comodo al usuario.
-La interface del Modulo Principal al computador la constituye el puerto paralelo y es enlazada atraves de un conector DB-25. Esto permite al usuario no necesitar abrir el computador para instalar una tarjeta adicional , eliminando gastos e inconvenientes. Ademas que cualquier computador puede ser conectado al modulo principal sin Hardware adicional.

Capacidad:
El Modulo Principal tiene capacidad para realizar un total de 99 exposiciones en una sola sesion .
Posee ademas 3 Kb de memoria disponible para procesamiento de datos y 13Kb de memoria para almacenamiento de señales digitalizadas.
El Microcontrolador **MC68HC11** Ⓜ funciona con un cristal de 8 Mhz logrando con esto una velocidad de bus de 2 Mhz lo que lo hace potente en la velocidad de ejecucion de los calculos necesarios para el analisis de las señales.

Diseño del Modulo Principal de Adquisicion y Procesamiento de Datos

El modulo principal para la adquisicion y procesamiento de datos esta basado en un sistema de microcontrolador **MC68HC11** Ⓜ que se encuentra incluido en una tarjeta que puede ser utilizada para propositos de evaluacion de programas para el microcontrolador , asi como tambien para desarrollar sistemas basados en en este tipo de microcontrolador.
El siguiente diagrama muestra cuales son los elementos que componen el modulo principal:



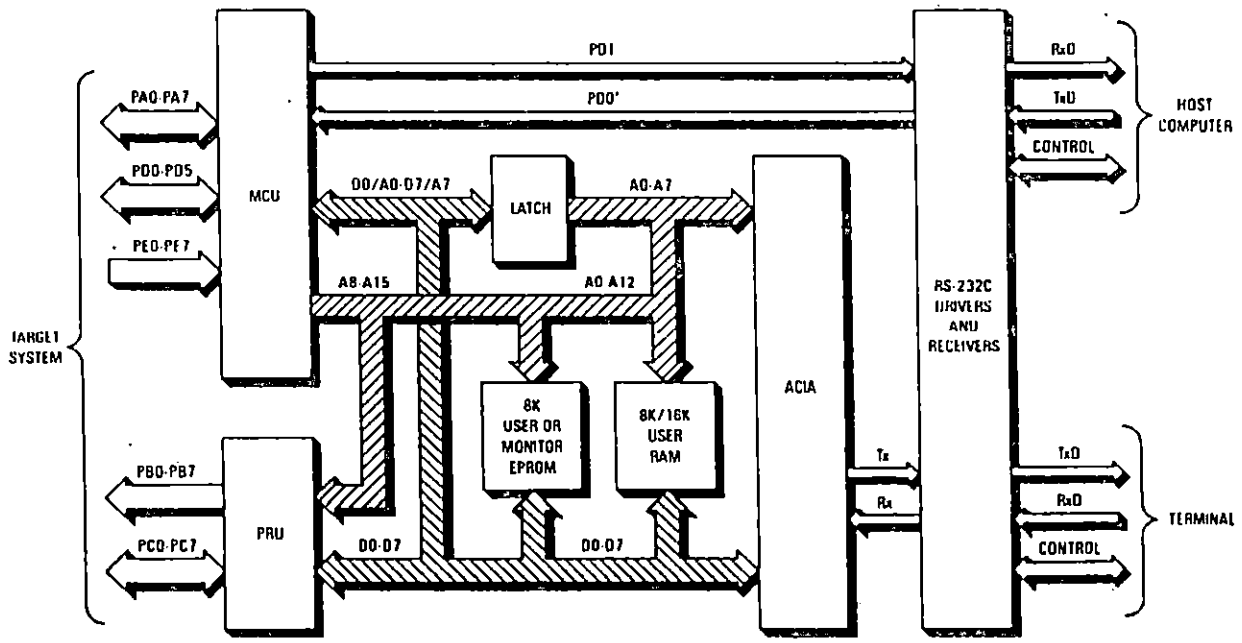
Como puede verse en el diagrama anterior , el Modulo Principal esta compuesto por dos parates pricipales:
1) La Tarjeta microcontroladora que contiene al MC68HC11 Ⓜ.
2) La tarjeta de Interface que conecta los dispositivos (sensores , computador , presentador alfanumerico ,set de botones) con la tarjeta microcontroladora.

A continuacion se describe cada uno de ellos en detalle:

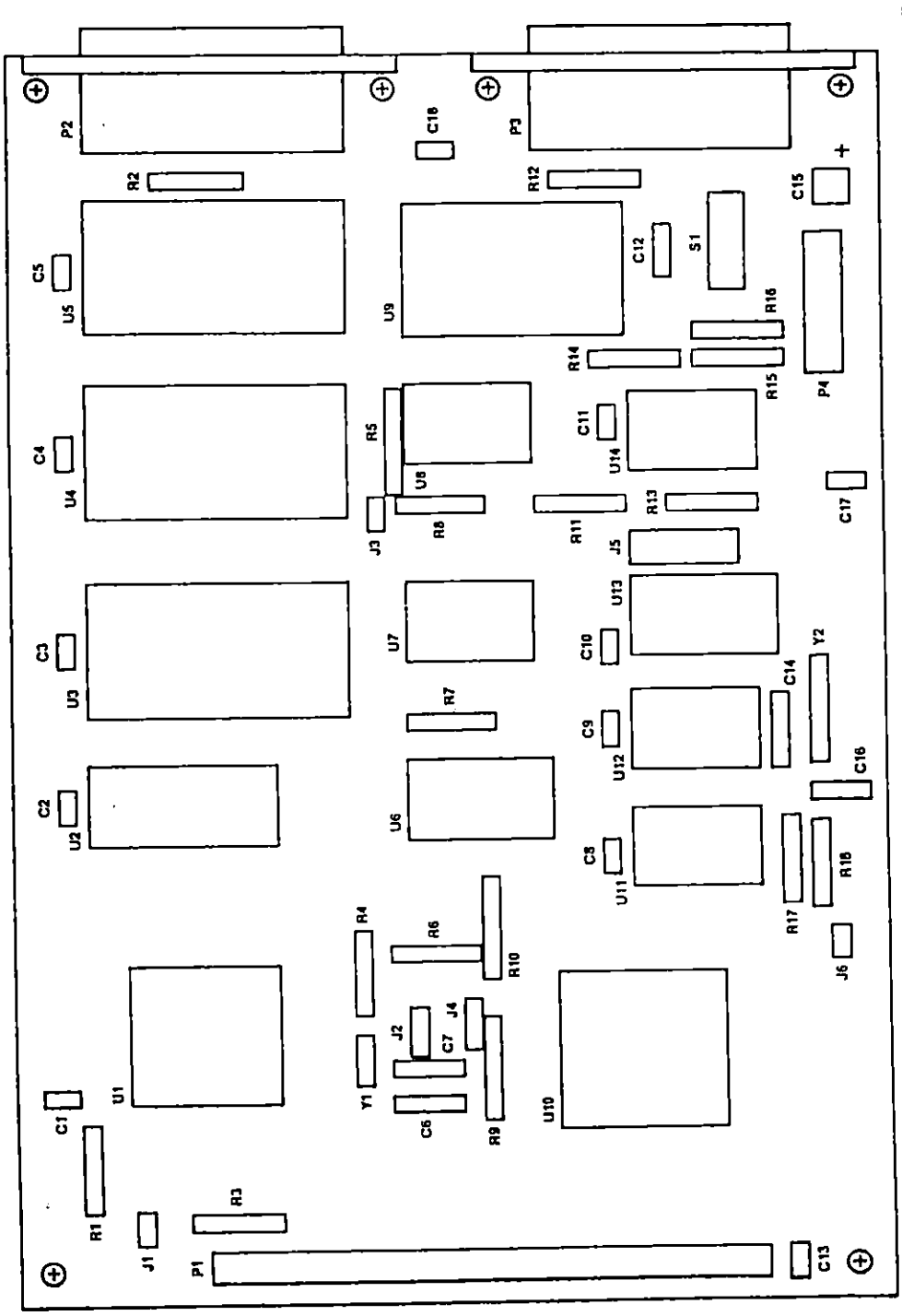
Tarjeta de Evaluacion M68HC11EVB

La Tarjeta que contiene al microcontrolador , lleva el nombre comercial de M68HC11EVB.
El M68HC11EVB es un hardware diseñado para aplicaciones de proposito general con el objeto de evaluar el funcionamiento de programas escritos para MC68HC11. Esta tarjeta contiene todo lo necesario para que el microcontrolador interactue con el mundo exterior y puede ser utilizada como parte de un diseño final.

Caracteristicas:
-Representa un sistema economico para la depuracion de programas utilizados en sistemas basados en en el microcontrolador MC68HC11.
- Diseñada para aplicaciones de proposito general.
- Permite la conexion a un computador por medio del standard RS-232 para depuracion de programas.
Posee una circuiteria de expansion de puertos de entrada/salida gracias al M68HC24 que es un PRU (Port Replacement Unit) que convierte a la tarjeta en una herramienta muy importante cuando la transferencia de datos a dispositivos perifericos es necesaria.
Posee un conector que permite la conexion con circuiteria externa cuando es utilizada con propositos especificos. (Ej: El Modulo Principal de Adquisicion y Procesamiento).
Posee 16 Kb de memoria RAM y 8Kb para almacenamiento de programas en memoria EPROM.
El PRU permite que los puertos de entrada/salida sean compatibles con tecnologia HCMOS y TTL lograndose con ello la conexion de cualquier dispositivo electronico que necesite ser utilizado.
El diagrama de Bloques de la tarjeta de Evaluacion M68HC11EVB se muestra en la figura siguiente:



El siguiente diagrama muestra la localizacion de las partes que conforman el M68HC11EVB :



Listado de componentes

Nombre	Descripcion
C1-C5 , C8-C11 , C13 , C14, C17,C18	Capacitor 0.1µf @ 50 Vdc ± 20%
C6,C7,C16	Capacitor 24pf @ 50 Vdc ± 20%
C12	Capacitor 1.0µf @ 50 Vdc ± 20%
C15	Capacitor electrolitico 100µf @ 50 Vdc ± 20%
j1-j6	jumper de configuracion
P1	Conector de 60 pines
P2-P3	Conector DB- 25 female pines
R1-R3 , R5-R10	Resistor 10 K ohm , 5% ¼ W
R4	Resistor 10 M ohm , 5% ¼ W
R11 , R13-R15	Resistor 27 K ohm , 5% ¼ W
R12	Resistor 620 ohm , 5% ¼ W
R16	Resistor 100 K ohm , 5% ¼ W
R17 , R18	Resistor 2.2 K ohm , 5% ¼ W
S1	Pushbutton (reset)
U1	IC MC68HC24FN PRU
U2	IC MC74HC373N ,transparent latch
U3	IC 2764 8Kb EPROM 250 ns
U4	IC MCM6164 8Kb RAM
U5	IC MCM6164 8Kb RAM 250 ns
U6	IC MC74HC138 decoder/multiplexer
U7	IC MC74HC4066/MC14066B digital switch
U8	IC MC1488P RS-232C driver
U9	IC MC68B50P ACIA
U10	IC MC68HC11A1FN MCU
U11	IC MC74HC74 flip flop D
U12	IC MC74HC14 Inversor
U13	IC MC74HC4040 Contador binario
U14	IC MC1489P RS-232C receptor
Y1	Crystal MCU 8 Mhz
Y2	Crystal ACIA 2.4576 Mhz

La tarjeta de evaluacion M68HC11EVB es auxilio de Hardware sencillo y muy util cuando se desea trabajar con un sistema basado en el MC68HC11.

Para escoger la tarjeta evaluadora como parte del hardaware final de un sistema , es necesario tomar en cuenta las limitaciones de esta:

La unica limitacion que existe para la tarjeta evaluadora es la poca cantidad de memoria RAM total externa que es igual a 16 Kb. En algunos diseños esta cantidad podria ser demasiado pequeña para algunas aplicaciones.

Si las limitaciones para algun diseño en particular ,resultan en limitaciones para el sistema diseñado , entonces se recomienda diseñar una tarjeta microcontroladora que satisfaga las necesidades del sistema.

Para propositos de programacion ,el mapa de memoria del M68HC11EVB se muestra a continuacion:

0000 Ram Interna 00FF
0100 No usada 0FFF
1000 PRU + Registros 17FF
1800 No usada 3FFF
4000 Flip-Flop decode 5FFF
6000 8 Kb RAM 7FFF
8000 No usada 97FF
9800 Terminal ACIA 9FFF
A000 No usada B5FF
B600 EEPROM B7FF
B800 No usada BFFF
C000 8 Kb RAM DFFF
E000 EPROM FFFF

El corazon del M68HC11EVB reside en el microcontrolador MC68HC11A1 y es descrito individualmente.

MC68HC11A1

El microcontrolador MC68HC11A1 es parte de una familia de microcontroladores fabricados por ***MOTOROLA***
Este microcontrolador es programado en lenguaje assembler. Este lenguaje no difiere mucho en el set de instrucciones de otros mas comunes como el utilizados para los procesadores 80286,386,y 486 de Intel lo que lo convierte en un lenguaje de facil asimilacion para aquellos programadores que estan familiarizados con lenguajes ensambladores para otros microprocesadores.
Un microcontrolador posee ademas de una ALU (Unidad Logica Aritmetica) y un set de registros , una cantidad de caracteristicas extras para analizar fenomenos exteriores por ejemplo ejecutar conversiones de señales analogicas a señales digitales ; temporizadores que responden a estimulos externos y que interactuan con un programa adecuado ; contadores de pulsos de señales externas analogicas .

Caracteristicas:

Cracteristicas Generales:

El MC68HC11A1es un microcontrolador avanzado de 8 bits con muy grandes y sofisticadas capacidades perifericas adentro del chip. Un diseño altamente estatico y de alta densidad complementado con un proceso de fabricacion de semiconductores metal-oxido (HCMOS) , permite a los dispositivos operar a frecuencias de 3MHz a dc con muy poco consumo de potencia.

Caracteristicas de Hardware:

* 8 Kb de ROM
* 512 Bytes de EEPROM
* 256 Bytes de RAM
* Sistema de Timer de 16 - bits
* Circuto acumulador de pulsos de 8 bits
* Interface de comunicaciones serie NRZ (SCI)
* Interface periferica serie (SPI)
* Convertidor Analogico - digital de 8 bit en cuatro canales analogicos.
* Circuito de Interrupcion de tiempo real.
* Cinco puertos de entrada/salida para proposito general y especifico.

Caracteristicas de Hardware

* Set de Intrucciones M6800/M6801
* Division fraccional y entera 16 x 16 bits
* Modo WAIT
* Modo STOP

De las caracteristicas anteriores , las mas importantes para el buen funcionamiento del Modulo Principal de Sistema de Adquisicion y Procesamiento de Datos son el sistema de conversion Analogico - Digital y los puertos de entrada/salida , que dieron la pauta para escoger el microcontrolador como pieza principal del Sistema.

Convertidor Analogico - Digital

El MC68HC11A1 contiene 4 canales con entradas multiplexadas , y un convertidor analogico - digital de aproximaciones sucesivas con "sample and hold" para minimizar los errores de conversion debidos al cambio rapido de voltaje en las señales de entrada.
Dos lineas dedicadas VRH y VRL son dadas como referencias de voltaje de entrada para la conversion ; asi si un valor de voltaje de entrada en un pin DAC ,excede VRH , la conversion devolvera un valor de FF en hexadecimal. Caso contrario si esta por debajo de VRL ,la conversion devolvera 00 en hexadecimal.
Si VRH=5 Vdc y VRL = 0 Vdc el rango de conversion de una señal es de 0 - 5 V lo que nos da un valor de LSB=(5/255)= 0.0196 que corresponde con la resolucion del convertidor.

Una conversion completa se realiza en 32 ciclos de la velocidad del bus E (E= 2MHz); es decir una frecuencia de muestreo de 62.5 KHz.

El control de la conversion se realiza con el registro ADCTL los bits contenidos en este registro se describen a continuacion:

CCF	0	SCAN	MULT	CD	CC	CB	CA
7	6	5	4	3	2	1	0

Todos los bits de este registro pueden ser leidos o escritos ; excepto el bit 7 el cual es solo para lectura y el bit 6 que permanece siempre en cero.

CCF: Bandera que indica una conversion completa.
Cuando CCF=1 indica que los cuatro registro del A/D poseen resultados validos.Cada vez que se escribe al registro ADCTL , este bit es automaticamente puesto a cero y una nueva secuencia de conversion inicia.

SCAN: Cuando este bit es 1 la conversion es continua ; y si es 0 debe escribirse en ADCTL para iniciar una nueva conversion.

MULT: Cuando este bit es 0 se realizan conversiones consecutivas en un solo canal si este bit es 1 se realizan las conversiones de las entradas de los cuatro canales multiplexados.

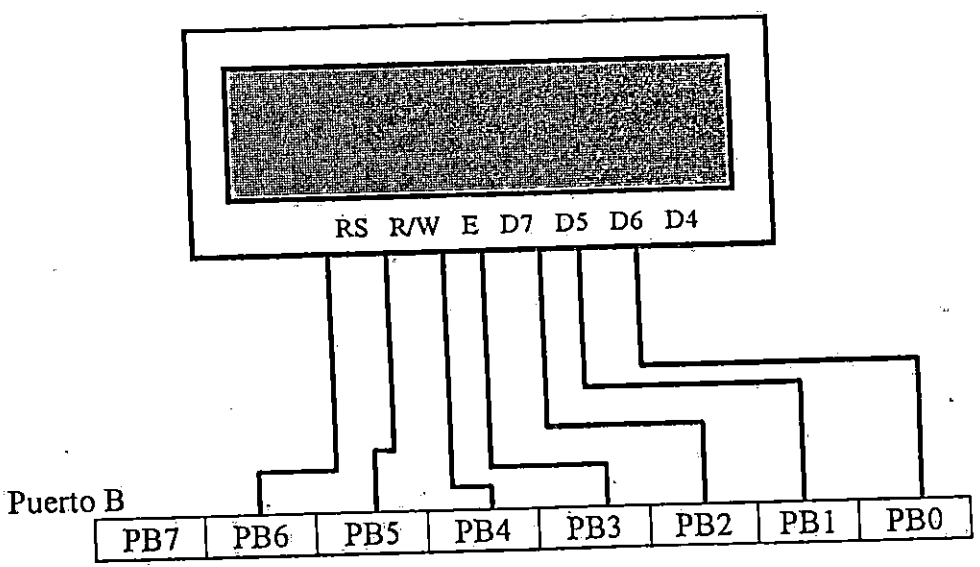
CD-CA: Seleccionan el canal de entrada cuando MULT=0

Puertos de Entrada/Salida

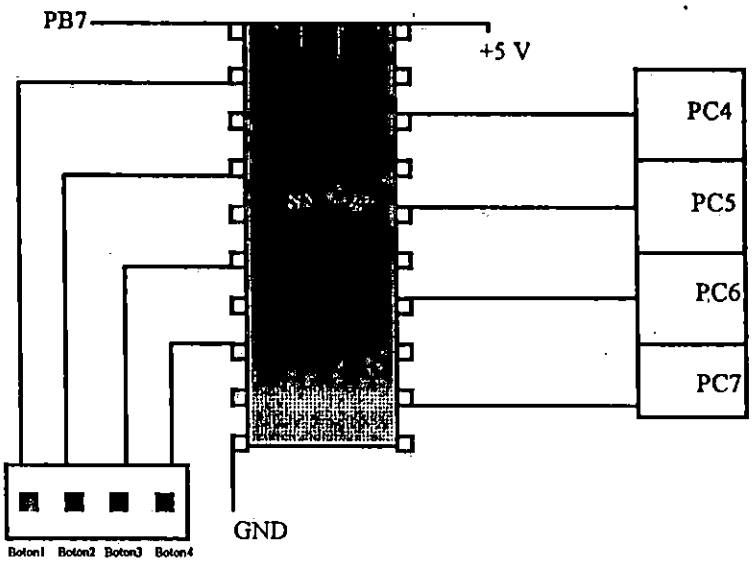
El microcontrolador posee cinco puertos para propositos generales , denominados: PA,PB,PC,PD,PB.
Estos puertos ademas de ser de propositos generales tienen funciones especificas a cumplir ; por ejemplo el puerto E es el que sirve como puerto de entrada analogico para realizar la conversion analogico - digital de las señales.
De estos cinco puertos los utilizados para el Siatema de Adquisicion y Procesamiento de datos son los puertos E,B,C.
El puerto B es un puerto de salida y es utilizado para controlar el presentador alfanumerico y el acceso al estado de los botones de configuracion y control.
El puerto C es un puerto de entrada y salida configurable. Cada bit puede ser configurado como entrada o como salida individualmente. Este puerto es encargado de recibir el estado de los botones de configuracion y control del sistema y de permitir la treansferencia de datos hacia el computador utilizandose 4 bits para salida de datos y 2 bits para handshaking.
El presentador alfanumerico , el set de botones de configuracion y control , conexion con el puerto paralelo del computador y las entradas de las señales enviadas por los sensores se encuentra dentro de lo que se denomino como Tarjeta de Interface.

Tarjeta de Interface

La tarjeta de interface esta diseñada para facilitar el cambio de cualquiera de sus componentes cuando estos se dañen.
El diseño consiste en dos conectores BNC para señales provenientes de los sensores,un conector DB-25 para interface con el puerto paralelo del computador, un conector para en lazar el presentador numerico con 7 de los 8 bits del puerto B , un conector para enlazar los cuatro botones de configuracion y control a los 4 mas significativos bits del puerto C; conectores para enlazar a la tarjeta de interface con la tarjeta M68HC11EVB.
-La conexion entre el presentador numerico y el puerto B se muestra en el siguiente diagrama:



-La conexion del set de botones , el puerto C y la conexion al puerto paralelo de computador se muestra en el diagrama siguiente:



Funcionamiento del SN74LS244:

El integrado SN74LS244 es un buffer que permite ser habilitado cuando el bit 7 del puerto B es 0 ;transfiriendo el estado de los botones al puerto C.
Si el bit 7 del puerto B es 1 el SN74LS244 pasa a un estado de alta impedancia ;el puerto C entonces puede dedicarse a la transferencia de datos hacia el computador.

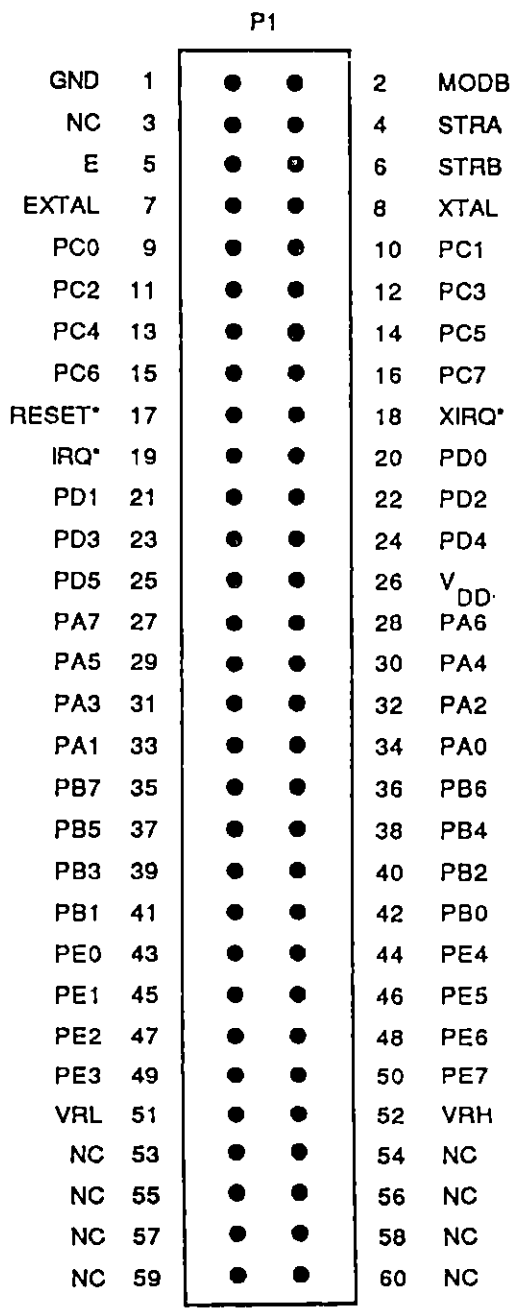
Descripcion de presentador alfanumerico:

El presentador alfanumerico utilizado para el diseño es un LM016L ; sus hojas de datos se encuentran anexas a este documento.
El LM016L puede desplegar 32 caracteres en 2 lineas de 16 caracteres ; es programable y puede aceptar datos en transferencias de 8 y 4 bits. Este diseño transfire datos con los 4 bits menos significativos del puerto B ; los bits B4 , B5 , B6 controlan las señales de protocolo de transferencia de LM016L . Estas señales son E , R/W y RS.
E: Esta señal habilita al LM016L para escribir o leer datos.
R/W: Indica si el dato es requerido o enviado por el microcontrolador
RS: Si RS=1 el bus de datos lleva un comando de programacion .
Si RS=0 el bus de datos lleva un caracter.

Descripcion del Set de Botones:

El diseño del set de botones pone un estado logico 1 cuando el boton se encuentra sin presionar y un estado logico 0 cuandoel boton es presionado.
La seleccion de un estado logico 1 sin presionar se hace para evitar el ruido en el boton

La tarjeta M68HC11EVB esta interconectada con la Tarjeta de Interface atraves de un cable flat Ribbon de 40 lineas con un connector que responde al diagrama de pines siguiente:



Programa para Adquisicion y Procesamiento de Datos

El programa para la adquisicion y procesamiento de datos desarrolla todas las tareas del Modulo Principal de Adquisicion y Procesamiento que fueron descritas al principio de este capitulo.
El programa esta escrito en lengeaje assembler del MC68HC11 y desarrolla rutinas para configuracion , calculo de kVp , porcentaje de rizado (para señales de tubo trifasico) , numero de pulsos de señal , tiempo de exposicion , adquisicion y almacenamiento de datos y transferencia de informacion.

Rutinas utilizadas para configuracion:

Inicializacion del presentador alfanumerico:

```
init  ldaa 0,x
      cmpa #$ff
      beq initf
      staa $1004
      jsr delay
      anda #$0f
      staa $1004
      jsr delay
      inx
      jmp init
initf rts
```

Esta rutina envia un conjunto de comandos al LM016L que lo configuran para recibir caracteres en un bus de datos de 4 bits y escritura en dos lineas.
Esta rutina es utilizada tambien para borrar el display , escribir en cualquiera de las dos lineas siempres y cuando el programa lo requiera. Con esta rutina se puede enviar cualquier comando valido al display.
El comando o conjunto de comandos debe terminar con FF en hexadecimal para indicar a la rutina que todo el comando ha sido enviado.
Ej: initcmd fcb $13,$13,$13,$12,$12,$18,$10,$1C,$10,$11,$10,$16,$ff
Debe tenerse en cuenta que los 4 MSB de comando son transferidos primero.
Note que el bit 4 es siempre uno en los bytes que se encuentran en la secuencia de inicio *initcmd* ,esto es para habilitar la señal E del LM016L para que la palabra sea procesada.

Envio de Caracteres:

```
data ldaa 0,x
     cmpa #$24
     beq dataf
     tab
     lsrb
```

```
        lsrb
        lsrb
        lsrb
        jsr send
        tab
        jsr send
        inx
        jmp data
dataf   rts
```

Esta rutina envia una cadena de caracteres al display . La cadena de caracteres debe terminar con el caracter "$" . La direccion de inicio del mensaje debe estar en el registro indice IX .
Ej: setting fcc " Exposicion # $"
La subrutina send envia los dator al puerto B que tiene la direccion 1004 h :

```
send    andb #$0f
        orb  #$50
        stab $1004
        jsr delay
        andb #$4f
        stab $1004
        jsr delay
sendf   rts
```

Rutina para desplegar las opciones de configuracion

```
s1      stx address
        jsr data
        ldx address
        ldab #17
        abx
        stx address
s11     ldx #line2
        jsr init
        ldx address
        jsr data
        jsr cfgand
        jsr boton1
        cmpb #$00
        beq fs1
        ldx #line2
        jsr init
        ldx address
```

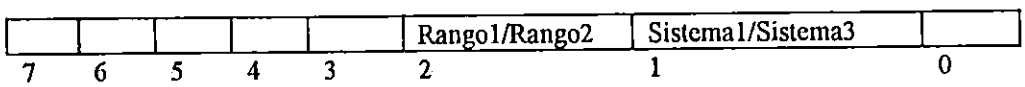
```
    ldab #17
    abx
    jsr data
    jsr cfgor
    jsr boton1
    cmpb #$00
    beq fs1
    jmp s11
fs1  rts
```

Esta rutina despliega las opciones para la configuracion , guarda el estado de la seleccion y controla los botones del set de botones.
El encabezado del item de configuracion debe cargarse a IX (system)antes de invocar la subrutina.

```
Ej: system   fcc "  System Phase $"
    system1  fcc " Monophasic   $"
    system2  fcc "  Threephasic  $"
```

Esta rutina se auxilia de otras tales como *init* , *data* , *cfgor* ,*cfgand* ,*boton1*
El estado de configuracion se guarda en una posicion de memoria denominada *conf* ; segun la configuracion , los bits de este registro varian entre cero y uno segun la seleccion. *cfgor* se encarga de poner en 1 un bit especifico de *conf* y *cfgand* se encarga de poner a 0 un bit especifico de *conf*. El bit que cambia depende del item configurable segun la siguiente notacion:

conf :



Bit 2: 0 Rango de kVp 1
Bit 2: 1 Rango de kVp 2
Bit 1: 0 Sistema Monofasico
Bit 1: 1 Sistema Trifasico

Los bits del 3 al 7 y el 0 estan reservados para necesidades futuras.

```
cfgor  ldaa conf
       ora  mask1
       staa conf
       rts

cfgand  ldaa conf
        anda mask2
```

```
        staa conf
        rts

boton1  ldaa $1003
        jsr delay1
        tab
        andb #$40
        beq  fboton
        anda #$10
        bne boton1
botona  ldaa $1003
        jsr delay1
        anda #$10
        cmpa #$00
        beq botona
fboton  rts
```

La rutina boton1 obtiene el estado de los botones y procede segun el boton que ha sido presionado.

La subrutina *delay1* proporciona un retardo de tiempo que reduce a cero los posibles efectos de rebote de los botones.

Programa principal:

```
        ldaa #$00
        staa excp
        ldaa #$01
        staa mask1
        ldaa #$fe
        staa mask2
        ldaa #$00
        staa conf
        lds #$0036
        jsr delay
        ldx #initcmd
        jsr init
        ldx #msg
        jsr s1
        jsr done

        ldx #rango
        jsr mask
        jsr s1
```

```
        jsr done

        ldx #system
        jsr mask
        jsr s1
        jsr done

        jsr mask
main    ldx #wave
        jsr s1
        jsr done

        ldx #setting
        jsr data
        jsr incexcp
        ldx #setascii
        jsr data
        ldx #line2
        jsr init
        ldx #braq
        jsr data
        jsr cnfg
        ldx #braq1
         jsr data
        jsr boton1
        ldx #clear
        jsr init
*****************************************************
*   Segun el byte contenido en conf  aqui se decide cual de las   *
*   secuencias de rutinas de proceso deben utilizarce              *
*****************************************************
        jsr boton1
        jsr done

        ldx #continu
        jsr s1
        jsr done

        ldaa conf
        anda #$08
        cmpa #$00
        beq main
```

El programa principal es el que invoca a todas las subrutinas cuando es necesario.
Las primeras lineas inicializan el presentador alfanumerico y las lineas siguientes presentan la secuencia de configuracion del Modulo.
El rotulo *main* es parte de un lazo que termina cuando el usuario decide no hacer mas exposiciones. Las primeras lineas despues del rotulo *main* sirven para desplegar en pantalla el numero correlativo de la exposicion actual y el estado del registro *conf* para que el usuario tenga en cuenta el estado de la configuracion siempre que una exposicion va a realizarce.

Rutinas Utilizadas para el procesamiento de los datos:

Rutina para la adquisicion de datos:

```
adc         ldx #signali
            ldaa #$90
            staa $1039
            ldaa #$00
            staa $1030
verif:      ldaa $1030
            anda #$80
            bne  converter
            jmp  verif
converter:  ldaa $1031
            staa 0,x
            ldaa #$00
            staa $1030
            inx
            cpx  #signalf
            ble  verif
            rts
```

Esta es la rutina basica para la adquisicion de señales con el DAC del MC68HC11A1; el registro ADCTL es escrico con ceros lo que indica que esta configurado el sistema de conversion para trabajar con un solo canal .El canal 0 que corresponde a PE0.
Un cambio en ADCTL (1030 h) a 01 h permite utilizar el canal 1 para adquisicion ;este es el pin PE1.

El detector de señal de Kilovoltaje esta conectado al pin PE0 y la camara de ionizacion al pin PE1.
El lazo *verif* sierve para detectar si hay un dato valido en ADR1 (1031 h) que es el registro donde se guarda la conversion del canal 0.

Calculo de kVp:

El valor de kVp se calcula con el valor RMS de la señal de Kilovoltaje con la formula siguiente:

$$kVp=(\Sigma(X_i^{\ 2})/n)^{1/2}$$

Donde X_i: Son los valores digitalizados de cada una de las muestras de la señal

n: Es el numero de muestras tomadas.

Esta rutina calcula el valor RMS de la señal de Kilovoltaje:

```
,rms    jsr square
        ldx #$ffff
        stx c1
        stx c3
        ldaa #$00
        staa count
        ldy #c1
        ldd d1
        cpd #$0000
        bne salto1
        ldd d3
        ldx dv
        idiv
        stx c1
        jmp fin1

salto1  ldd d1
        cpd dv
        bhi salto2
        jsr shift
        jmp salto1

salto2  jsr div32
        xgdx
        stab 0,y

salto5  iny
        jsr shift
        ldd d1
        cpd dv
        blo salto3
        jsr div32
        xgdx
        stab 0,y
        jmp salto4
salto3  ldaa #$00
        staa 0,y

salto4  ldaa count
        cmpa #$04
        beq  fin
        jmp salto5

fin     cpy #c3
        bne l2
        ldaa c2
        jsr sh4l
        oraa c3
        staa c2
        jmp fin1

l2      cpy #c2
        bne l3
        ldaa c1
        jsr sh4l
        oraa c2
        staa c2
        ldaa c1
        jsr sh4r
        staa c1
        jmp fin1l3
        cpy  #c4
        bne  fin1
        ldaa c1
        jsr sh4l
        oraa c2
        staa c1
        ldaa c3
        jsr sh4l
        oraa c4
        staa c2

fin1    ldx c1
        stx answ
        jsr raiz
        ldx #kvpr1
        jsr bcd
        jsr kvpdisp
        rts
```

Esta rutina calcula el valor RMS con un error de 0.02

La rutina realiza una suma de cuadrados y la guarda en una localidad de memoria de 32 bits ; la suma de los datos es dividida entre una cantidad de 16 bits es decir que desarrolla una division de 32 x 16 bits (el microcontrolador solo puede desarrollar 16 x 16 con las instrucciones disponibles).

Calculo de raiz cuadrada:

```
raiz    ldaa #$01
        staa count
raizl   ldaa count
        tab
        mul
        cpd answ
        bhi raizl
        inc count
        jmp raizl
raizl   dec count
        ldaa count
        staa root
        rts
```

El calculo de la raiz cuadrada se realiza por aproximaciones de un contador binario que se eleva al cuadrado y compara con el numero que se desea operar.
Decimales pueden incluirse pero complicarian los programas y se harian mas extensos un numero de 32 bits podria convertirse en uno de48 bits para poder hacer aproximaciones con decimales.

Calculo de Porcentaje de Rizado (sistemas trifasicos) y numero de pulsos (monofasico):

```
pulsos    ldy #inflexion
          ldx #signali
prueba:   cpx signalf
          bhs fin
mayor:    dex
          inx
          cpx #$c1ff
          bge fin
          ldaa 0,x
          inx
          cmpa 0,x
          bls mayor
          staa 0,y
```

```
        iny
menor:  dex
        inc pulsos
        inx
        cpx signalf
        bhs fin
        ldaa 0,x
        inx
        cmpa 0,x
        bhs menor
        staa 0,y
        iny
        jmp prueba
        rts
```

Esta rutina sigue la señal digitalizada y detecta los sitios donde la pendiente es cero ; es decir que detecta maximos y minimos en toda la señal ; cada vez que se detecta un maximo se incrementa el registro *pulsos* que es el encargado de contar el numero de pulsos de la señal.

Los maximo y minimos son almacenasdos para poder calcular el porcentaje de rizado cuando el sistema es trifasico.

El porcentaje de rizado se calcula mediante la formula siguiente:

% rizado = (PM - Pm) / kVp

donde PM= Σ maximos / # rizos
Pm = Σ minimos / # rizos

Calculo del tiempo de exposicion:

El tiempo de exposicion se calcula segun el numero de muestras y el tiempo de muestreo con la siguiente formula:
Tx = #muestras * (200 μs)

La frecuencia de muestreo es de 5 KHz.

Conclusiones

-Los diseños basados en microcontroladores para propositos de instrumentacion , ofrecen mayor eficiencia y facilidades para el diseñador y el usuario final.

- El Hardware se ve reducido cuando se utiliza un sistema de microcontrolador: esto garantiza un diseño mas economico.

- El uso de dispositivos auxiliares tales como presentadores alfanumericos utilizados en este diseño permiten una amplia gama de caracteristicas muy utiles para el usuario ; como por ejemplo ventaja de configuracion del equipo y la facilidad de interpretacion de los resultados

MICRODAT

Descripcion.-

Microdat es un sistema adquisicion y procesamiento de señales de datos basado en el microcontrolador MC68HC11 de Motorola.
La funciones que realiza microdat son la adquisicion de señales de kilovoltaje del tubo de r-x asi como la dosis de exposicion.
La señal de kilovoltaje y dosis es obtenida con un sensor de Kvp y la camara de ionizacion respectivamente. Estas señales son procesadas y almacenadas en MICRODAT.
MICRODAT despliega el resultado de los parametros obtenidos de la señales: Kvp , Tiempo de Exposicion , numero de pulsos y tasa de dosis.
El sistema MICRODAT viene acompañado por XRAYQA que es un programa en ambiente Windows que desarrolla el protocolo de control de calidad para equipos de rayos x utilizados en diagnostico. MICRODAT envia las muestras de la señales tomadas a XRAYQA , asi tambien envia los valores correspondientes a los parametros calculados para cada exposicion.

Funcionamiento de Microdat

MICRODAT realiza sus funciones en cuatro etapas:
- Auto Test
- Verificacion de Enlace
- Setup
- Adquisicion , Procesamiento y Transferencia de datos.

Auto Test
Despues de ser activado , MICRODAT realiza la etapa de auto prueba. En esta etapa MICRODAT cuenta la memoria y verifica la escritura y lectura de memoria ; si un error es detectado MICRODAT advierte al usuario con el mensaje MEMORY ERROR.

Verificacion de Enlace
El compañero inseparable de MICRODAT es XRAYQA para maxima eficiencia . En esta etapa MICRODAT verifica el estado del puerto de enlace a la PC y determina si XRAYQA esta en linea. Si XRAYQA esta ausente , MICRODAT advierte al usuario con el mensaje LINK ERROR y pregunta si desea continuar. Si la respuesta es afirmativa , MICRODAT funcinara solo en modo manual . Si la respuesta es negativa , MICRODAT continua verificando el enlace y advierte al usuario si aun XRAYQA esta ausente.

Setup

La tercera etapa consiste en la configuracion del ambiente de la prueba. En esta etapa se define si el equipo que sera analizado posee sistema trifasico o monofasico y cual es el rango de operacion en Kilovoltaje para la realizacion de la prueba.

Adquisicion Procesamiento y Transferencia de Datos

Esta es la etapa mas importante. MICRODAT detecta un nivel de diparo del la señal de Kilovoltaje proveniente del sensor. Esta señal es digitalizada y almacenada en memoria , la señal proveniente de la camara de ionizacion tambien es digitalizada y al macenada en memoria. MICRODAT procede a procesar datos digitalizados y despliega los resultados.
Si hay enlace con XRAYQA , toda la informacion obtenida es transferida a XRAYQA para que realice los calculos complejos del protocolo de control de calidad.
Despues de cada exposicion , MICRODAT se encuentra listo para la exposicion siguiente.

Paneles de MICRODAT

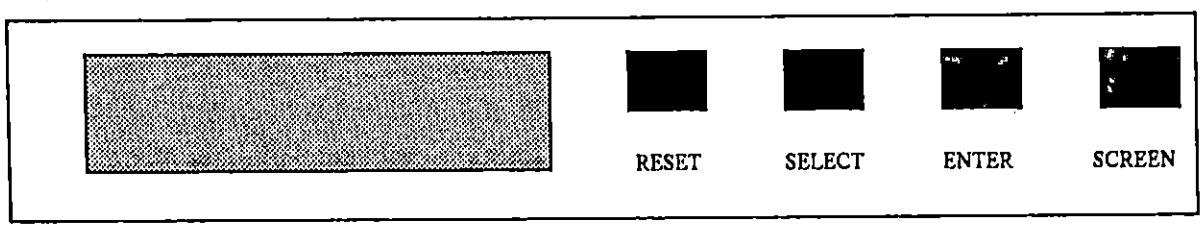
Panel Trasero

En el panel trasero se encuentran todos los conectores que enlazan a MICRODAT con los sensores y la PC.

Para enlazar los sensores con MICRODAT debe utilizarse cable coaxial de 50 ohm .
Para enlazar la PC con MICRODAT se necesitan conectores y cables DB-25.
MICRODAT se conecta al puerto paralelo del computador.
La alimentacion debe ser +12V , -12V, +5V y GND
MICRODAT posee su propia fuente externa , pero puede ser reemplazada por otra que genere los voltajes requeridos.

Panel Frontal

En el panel frontal de MICRODAT se encuentran el presentador alfanumerico para despliegue de resultados y el set de botones que sirven para la configuracion.

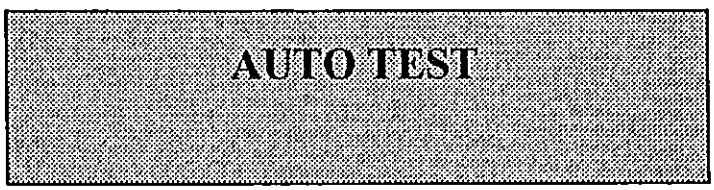


cada uno de lo botones del panel frontal tienen una funcion especifica:

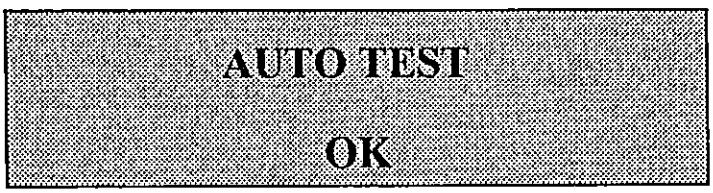
RESET : Lleva a MICRODAT al estado inicial.
SELECT: Selecciona alternativas a preguntas y configuracion.
ENTER: Acepta la seleccion .
SCREEN: Permite visualizar diferentes pantallas de presentacion (modo manual).

MICRODAT paso a paso

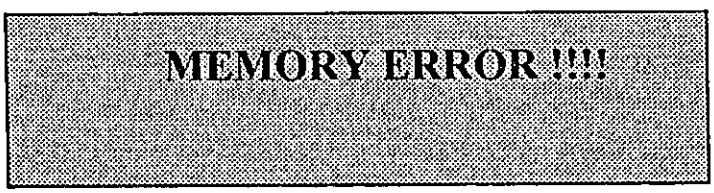
En el inicio MICRODAT realiza un Auto Test , mientras MICRODAT lo realiza , despliega el mensaje siguiente :



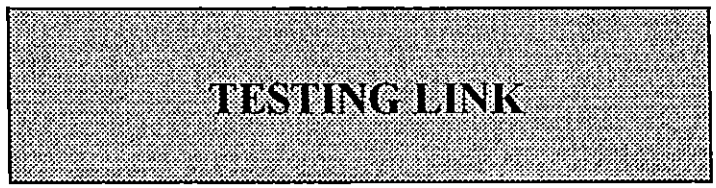
Si no hay error en la memoria MICRODAT despliga el siguiente mensaje:



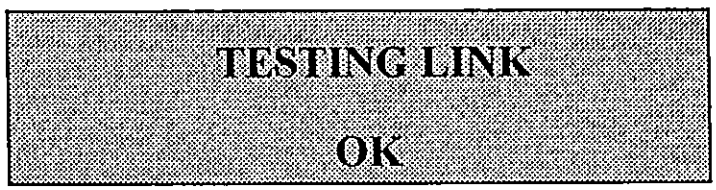
Si un error ocurre durante el Auto Test , MICRODAT responde con el siguiente mensaje:



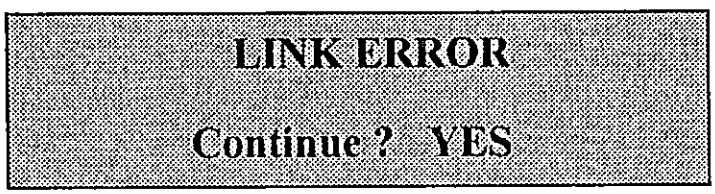
MICRODAT verifica el enlace a la PC :



S i el enlace existe , entoces MICRODAT despliega el mensaje siguiente:



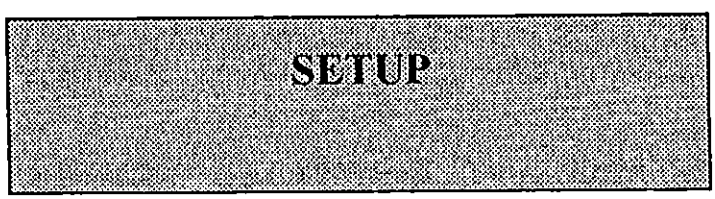
Si no existe enlace :



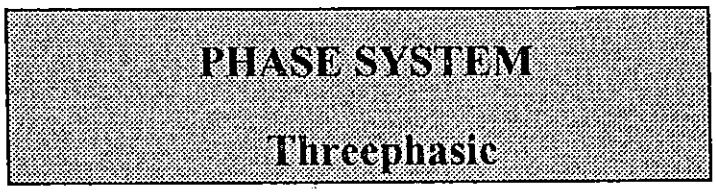
Con el boton SELECT se opta por continuar o no continuar conmutando entre YES y NO . Si
se opta por YES entonces MICRODAT ignora toda actividad que se relaciona con XRAYQA (Tasnferencia de informacion).

Si se opta por NO entonces MICRODAT verifica nuevamente el enlace.

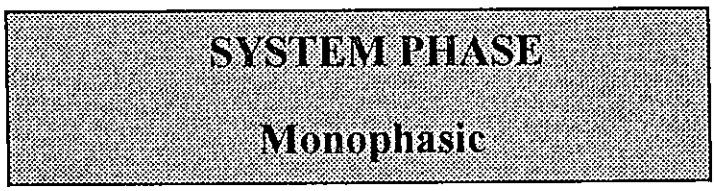
Cuando las pruebas anteriores han sido superadas , la tercera etapa consiste en la configuracion de MICRODAT.
MICRODAT despliega el mensaje siguiente por unos segundos:



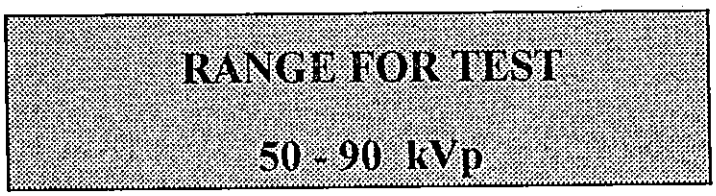
Despues MICRODAT pregunta sobre la naturaleza del equipo de rayos X :



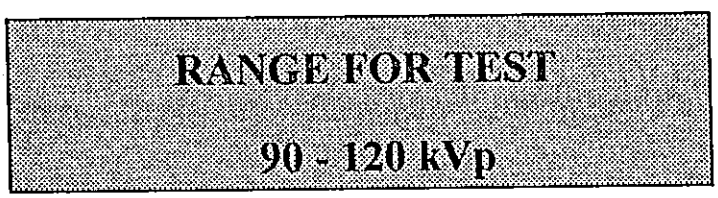
Con el boton SELECT se opta por la siguiente alternativa:



El boton ENTER acepta la seleccion.
Despues que el boton ENTER ha sido presionado , el siguiente parametro de configuracion es desplegado :

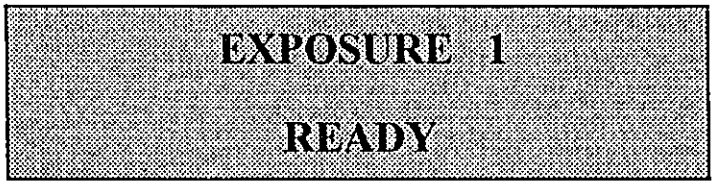


Con el boton SELECT se conmuta al siguiente rango de prueba:

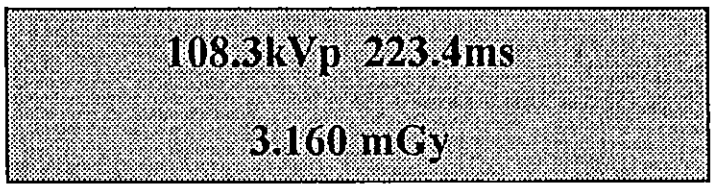


El boton ENTER acepta la seleccion.

MICRODAT ahora esta listo para la prueba:

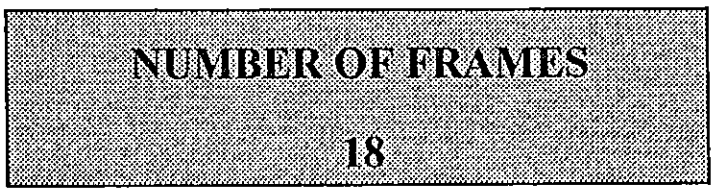


Despues de cada exposicion , MICRODAT despliega los resultados como sigue:

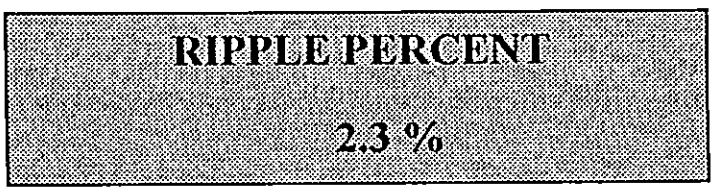


Los resultados llevan consigo las unidades respectivas: kVp para kilovoltaje pico , ms para mili segundos , mGy para la dosis de exposicion.

Existe una pantalla adicional que puede ser visualizada con el boton SCREEN que presenta resultado secundarios como numero de pulsos de señal y porcentaje de rizado. Si el sistema es monofasico , entonces la pantalla secundaria tiene el numero de pulsos:



Si el sistema es trifasico , entonces la pantalla secundaria tiene el porcentaje de rizado:



Despues de cada exposicion , MICRODAT transfiere a XRAYQA si existe enlace.
Despues de la transferencia , MICRODAT esta habilitado para otra exposicion.
Si no existe enlace entre MICRODAT y XRAYQA , entonces inmediatamente despues de cada exposicion , MICRODAT esta habilitado para una nueva exposicion.

CAPITULO IV

PROTOCOLO DE CONTROL DE CALIDAD DE EQUIPOS DE RAYOS X DE DIAGNOSTICO.

Para certificar el buen estado de un equipo de Rayos X de diagnostigo , es necesario seguir un protocolo de control de calidad.
El protocolo de control de calidad es una serie de procedimiento que determinan las condiciones de prueba de los equipos.
El protocolo fija los parametros que deben ser incluidos para cada prueba , asi como el procediemiento matamatico y estadistico que determinara si la prueba realizada ha sido o no superada por el equipo segun ciertos limites de aceptacion.
El protocolo deControl de Calidad de equipos de Rayos X de diagnostico para el cual se ha creado un hardware (MICRODAT) y un software (RXQA) se ha tomado del documento escrito por The Hospital Physicists' Association , titulado " **Measurement of the Performance Characteristics of Diagnostic X-Ray Systems Used in Medicine" ,Topic Group Report -32.** England.
En este documento se detallan los procedimientos y limites en un a prueba de control de Calidad de equipos de rayos X de diagnostico.

Existen muchos procedimientos para realizar las pruebas. Los mas importantes y que se describiran a continuacion son:
- Determinacion del Coeficiente de Variacion.
- Determinacion del Coeficiente de Linealidad.
- Determinacion de la exactitud de kVp.
- Medicion del HVL.

Determinacion del Coeficiente de Variacion

Para la realizacion de una prueba de Coeficiente de Variacion (Radiographic Exposure Reproducibility) , es necesario realizar los pasos siguientes:

- Mantener constante los valores fijados de kVp y mAs en el equipo de Rayos X.
- Realizar las exposiciones necesarias sin cambiar las condiciones de kVp y mAs y tomar datos sobre la dosis percibida. (mGy).
-Una vez que la preueba se ha terminado , se procede con el procedimiento estadistico para verificar la eficiencia del equipo.

$$cv = \left(\Sigma (x - \bar{x})^2 / (n-1) \right)^{0.5} / \bar{x}$$

El coeficiente de variacion segun la formula anterior , esta dado como la razon entre la desviacion estandard de todos los resultados de dosis obtenidos durante la prueba y el promedio de ellos.

donde: cv: coeficiente de variacion.
x: Mediciones de dosis para cada exposicion.

$\bar{x}$: Promedio de la mediciones.

Las unidades de medicion de dosis estan dadas en mGy , el coeficiente de variacion no tiene unidades y representa la varaiacion entre los resultados de exposiciones susecivas bajo condiciones similares.

Una prueba es exitosa si el Coeficiente de Variacion es menor que 0.05 ($cv<0.05$).

Determinacion del Coeficiente de Linealidad

Para la realizacion esta prueba para determinar el Coeficiente de Linealidad (Radiographic Exposure Linearity) deben seguirse los pasos siguientes:

- Fijar el valor de kVp .
- Variar los mAs para cada una de las exposiciones , y anotar las medidas de dosis de exposicion obtenidas.
- Realizar los calculos estadisticos para la solucion al Coeficiente de Linealidad.

Para el calculo del coeficiente de linelidad , el procedimiento es mas complejo.
Las exposiciones deben ordenarse en forma ascendente de acuerdo al valor de mAs , una vez ordenadas la exposiciones , se procede a calcular la razon entre mGy y mAs (mGy/mAs) con este valor para cada exposicion , se procede a calcular el coeficiente de linealidad segun la formula siguiente:

$$\mathbf{cl= |(X_2 - X_1) \ / (X_2 - X_1)|}$$

donde cl = Coeficiente de Linealidad.
X_2= mGy/mAs de la exposicion suseciva posterior
X_1= mGy/mAs de la exposicion sucesiva anterior
X_1 y X_2 son exposiciones adyacentes.

El Coeficiente de Linealidad , es entonces el valor absoluto de la realicion entre la diferencia y suma de los resultados de la exposiciones adyacentes.

El Coeficiente de Linealidad representa la variacion lineal (cuando se observa una constante entre la relacion de mGy/mAs para estaciones sucesivas) en estaciones sucesivas de mAs.

Una prueba de este tipo es superada si el Coeficiente de Linealidad es menor que 0.1 ($cl < 0.1$).

Determinacion de la Exactitud de kVp

Esta es la mas sencilla de todas las pruebas , no es necesario fijar a un valor determinado los kVp y los mAs , sino que simplemente en esta prueba se comparan los valores medidos de kVp con los valores asignados en el equipo , para cada exposicion.

Si se tienen pruebas con el mismo valor de kVp , entonces la informacion obtenida puede ser abundante , por ejemplo si se realizan 5 pruebas con un mismo valor de kVp , puede obtenerse la desviacion standard de los valores de kVp medidos , de esta forma se tiene una idea mas amplia del comportamiento del equipo.

En esta prueba tambien se obtienen los porcentaje s de error de los valores medidos respecto a los fijados , segun la siguiente formula:

%error= (kVpm - kVpf)/kVpf * 100

Donde: kVpm= kVp medidos.
kVpf = kVp fijados.

Sin embargo , para que una prueba de exactitud de kVp (kVp Accuracy) sea superada , es necesario que la diferencia entre los valores medidos y los valores fijados de kVp sea menor que 5kV ($|kVpm - kVpf| < 5$ kV).

Determinacion de HVL

El HVL (Half Value Layer) , es un parametro que mide la calidad de penetracion de los Rayos X.
La realizacion de esta prueba es muy diferente a las anteriores , para realizarla , es necesario seguir los siguientes pasos:

- Fijar los valores de mAs y kVp que serviran para toda la prueba.
- Para cada exposicion , variar el espesor de los filtros de Aluminio comenzando con ningun filtro (mmAl = 0).
- Incrementar el espesor de los filtros gradualmente y anotar para cada exposicion lo valores de dosis medidos.

Los filtros de aluminio son plaquitas del material que tienen espesores milimetricos , estos se colocan obstruyendo la camara de ionizacion y permiten medir la variacion de la dosis segun el espesor del filtro. En otras palabras las calidad de penetracion.

Para la medicion de HVL se necesita realizar un analisis de regresion exponencial de los datos segun el siguiente modelo matematico:

$$Y_{mGy} = A\, e^{-B*(X_{mmAl})}$$

Una vez realizado el analisis de regresion para el modelo anterior y habiendose encontrado los valores correspondientes a las constantes A y B ; el HVL se calcula como el valor de X(en mm de Al) para el cual Y(em mGy) es igual a la mitad de su valor maximo.
El Valor maximo de Y ocurre cuando X=0 (sin filtro) y es igual a A.
Asi:

HVL= ln (0.5)/(-B)

Desarrollo de RXQA

Para construir un ambiente facil y agradable que permita la ejecucion del Protocolo de Control de Calidad de Equipos de Rayos X de Diagnostico , es necesario valerse de algunas herramientas que simplifican el trabajo.
La herramienta mas importante para este fin es el Software , para realizar el software del protocolo de Control de Calidad se ha utilizado el lenguaje de programacion C++ y el ambiente de programacion LabWindows CVI desarrollado por National Instruments.
El software corre en ambiente Windows. ha sido creado para 16 bits (Windows 3.x) , sin embargo puede ser utilizado en versiones de Windows mas avanzadas como Windows 95.
El programa es amigable y funciona en dos modos de operacion : Modo Automatico y Modo Manual.
En el Modo Manual el usuario introduce todos los datos de las pruebas , y en Modo Automatico , MICRODAT realiza la introduccion de los datos.

Es muy dificil explicar todo el codigo del programa debido a que este es muy extenso.
Lo mas importante son las rutinas que permiten ejecutar el Protocolo de Control de Calidad. Estas rutinas son las que calculan el Coeficiente de Variacion , el Coeficiente de Linealidad , el kVp Accuracy y el HVL.

Estas rutinas procesan los datos segun las formulas antes mencionadas.

RUTINA PARA CALCULO DE COEFICIENTE DE VARIACION

```
        while (i<expo)
    {
```

```
          divisor=1;
          inicio=i;
        while((kvp[i]==kvp[i+1])&&(mas[i]==mas[i+1])&&(foco[i]==foco[i+1])&&(i<ex
po))
    {valido=1;
          i=i+1;
          divisor=divisor+1;}
          suma=0;
          final=inicio+divisor-1;
               if (valido==1)
               {
         for (j=inicio;j<=final;j++)
         { suma=suma+gy[j];}
          media=suma/divisor;
          suma=0;
         for (j=inicio;j<=final;j++)
         { suma=suma+pow((gy[j]-media),2);}

          suma=suma/(divisor-1);
          suma=pow(suma,0.5);
          suma=(suma/media);
          secuencia=secuencia+1;
          topvar=secuencia;
kvpv[secuencia]=kvp[inicio];masv[secuencia]=mas[inicio];average[secuencia]=media;cov[
secuencia]=suma;focov[secuencia]=foco[inicio];
        start[secuencia]=inicio;fin[secuencia]=final;timev[secuencia]=time[inicio];      }
               i=i+1;
               valido=0;

                    }
```

RUTINA PARA CALCULO DE COEFICIENTE DE LINEALIDAD

```
{centinela=1;
   while(centinela==1)
   { centinela=0;
    for(i=1;i<expo;i++)
         {change=0;
         if(kvp[i]>=kvp[i+1])
                   {if(kvp[i]==kvp[i+1])
                     {if (mas[i]>=mas[i+1])
                          { if (mas[i]==mas[i+1])
                               {if (foco[i]<foco[i+1])
```

```
                                                    { change=1;}
                                                }
                                    else {change=1;}  }
                                else{change=0;}}
                            else{change=1;}}
                    if (change==1)
                     { aux=kvp[i];
                       kvp[i]=kvp[i+1];
                       kvp[i+1]=aux;
                       aux=mas[i];
                       mas[i]=mas[i+1];
                       mas[i+1]=aux;
                       aux=time[i];
                       time[i]=time[i+1];
                       time[i+1]=aux;
                       aux=alum[i];
                       alum[i]=alum[i+1];
                       alum[i+1]=aux;
                       aux=foco[i];
                       foco[i]=foco[i+1];
                       foco[i+1]=aux;
                       backup=gy[i];
                       gy[i]=gy[i+1];
                       gy[i+1]=backup;
                       centinela=1;}
                                    }
                            }

                       for (i=1;i<=expo;i++)
                        {gymas[i]=gy[i]/mas[i];}
                       corr=1;
                       i=1;
                       while (i<=expo)
                       {
                            suma=gymas[i];
                            divisor=1;

while((kvp[i]==kvp[i+1])&&(mas[i]==mas[i+1])&&(foco[i]==foco[i+1])&&(i<=expo))
                          { suma=suma+gymas[i+1];
                            i=i+1;
                            divisor=divisor+1;}

                          gymasl[corr]=((suma/divisor)*1000)/2.04;
                          kvpl[corr]=kvp[i];
```

```
                timel[corr]=time[i];
                masl[corr]=mas[i];
                focol[corr]=foco[i];
                i=i+1;
                corr=corr+1;
                }

        for (i=1;i<=(corr-1);i++)
           { if (kvpl[i]==kvpl[i+1])
                {ql[i+1]=fabs(gymasl[i+1]-gymasl[i])/(gymasl[i]+gymasl[i+1]);}
                }
```

RUTINA PARA CALCULO DE EXACTITUD DE KVP

```
i=1;
j=0;
while(i<=segmentos)
 {
  j=j+1;
  limites=i;
  iguales=0;
          while(  (acckvp[i]==acckvp[i+1])  &&  (accmas[i]==accmas[i+1]  )&&
(accfoco[i]==accfoco[i+1])&&(i<segmentos))
        {
          i=i+1;
          iguales=iguales+1;
           }
  limitei=limites+iguales;
  for(w=limites;w<=limitei;w++)
           { estadistica[w-limites]=acckmed[w];}

 muestras=iguales+1;
 StdDev(estadistica,muestras,&promedio,&desviacion);
 range1[j]=limites;
 range2[j]=limitei;
 kacc[j]=acckvp[i];
 tacc[j]=acctime[i];
 macc[j]=accmas[i];
 facc[j]=accfoco[i];
 meanacc[j]=promedio;
 stdesv[j]=desviacion;
 total=j;
 i=i+1;
```

```
}
cambios=1;
while(cambios==1)
{
cambios=0;
for (j=1;j<total;j++)
 {
   if(kacc[j]>kacc[j+1])
        { bak1=range1[j];
         range1[j]=range1[j+1];
         range1[j+1]=bak1;

         bak2=range2[j];
         range2[j]=range2[j+1];
         range2[j+1]=bak2;

         bak3=kacc[j];
         kacc[j]=kacc[j+1];
         kacc[j+1]=bak3;

         bak4=tacc[j];
         tacc[j]=tacc[j+1];
         tacc[j+1]=bak4;

         bak5=facc[j];
         facc[j]=facc[j+1];
         facc[j+1]=bak5;

         bak6=macc[j];
         macc[j]=macc[j+1];
         macc[j+1]=bak6;

         bak7=stdesv[j];
         stdesv[j]=stdesv[j+1];
         stdesv[j+1]=bak7;

         bak8=meanacc[j];
         meanacc[j]=meanacc[j+1];
         meanacc[j+1]=bak8;
         cambios=1;
                          }
                             }
                            }
```

```
 for (i=1;i<=total;i++)
  {
     errorkv[i]=(meanacc[i]-kacc[i])/kacc[i]*100;
    diferencia[i]=(meanacc[i]-kacc[i]);
}
```

RUTINA PARA CALCULO DE HVL

```
  xlny=0;
  sumx=0;
  lny=0;
  x2=0;
  numeroex=ls-li+1;
  for(i=li;i<=ls;i++)
    {xlny=xlny+(alum[i]*log(gy[i]));
       sumx=sumx+alum[i];
       lny=lny+log(gy[i]);
       x2=x2+pow(alum[i],2);}
  b=(numeroex*xlny-sumx*lny)/(numeroex*x2-pow(sumx,2));
  a=exp((x2*lny-xlny*sumx)/(numeroex*x2-pow(sumx,2)));
  mayor=alum[1];
  for (i=li;i<=ls;i++)
  { if(mayor<alum[i]) {mayor=alum[i];}
                }

  incremento=mayor/256;
  cx=0;
  for (i=0;i<=256;i++)
  {
   cy[i]=a*exp(b*cx);
   cx=cx+incremento;}
  mayor=gy[1];
  for (i=li;i<=ls;i++)
  { if(mayor<gy[i]) {mayor=gy[i];}
                }
  mayor=mayor/2;
  cx=log(mayor/a)/b;
}
```

Estas han sido las rutinas utilizadas para el calculo de los parametro importantes en el Protocolo de Control de Calidad de Equipos de Rayos X.

Las siguientes paginas describen el uso de RXQA para que desarrolle la ejecucion del Programa de Control de Calidad.

X-RAY QUALITY ASSURANCE . MANUAL DE USUARIO

RXQA es un programa que tiene como objetivo el desarrollo de un protocolo de analisis de control de calidad de equipos de rayos x utilizados en diagnostico medico.
Las funciones principales de este programa son la adquisicion , procesamiento , analisis , presentacion e impresion de los parametros mas importantes necesarios para probar la eficiencia de un equipo de rayos x de diagnostico.

Adquisicion:
El programa adquiere datos digitalizados via el puerto paralelo del computador .Estos datos son suministrados por MICRODAT.

Procesamiento:
El software toma los datos enviados por MICRODAT y los procesa segun el protocolo de control de calidad; obteniendose los resultados de Coeficiente de Variacion , Coeficiente de Linealidad y HVL
(Half Value Layer).

Analisis:
Los resultados obtenidos de Coeficiente de Variacion , Coeficiente de Linealidad y HVL son analizados para determinar si han pasado o no la prueba. Si la prueba no fue completada exitosamente , el programa indica FAIL , en el caso contrario el programa indica PASS.

Presentacion:
Todos los datos utilizados para el procesamiento y analisis de la prueba , son mostrados al usuario en forma tabulada. Las señales de kilovoltaje obtenidas del tubo de rayos X , son presentadas en la ventana principal del programa con muchas opciones para una mejor visualizacion.

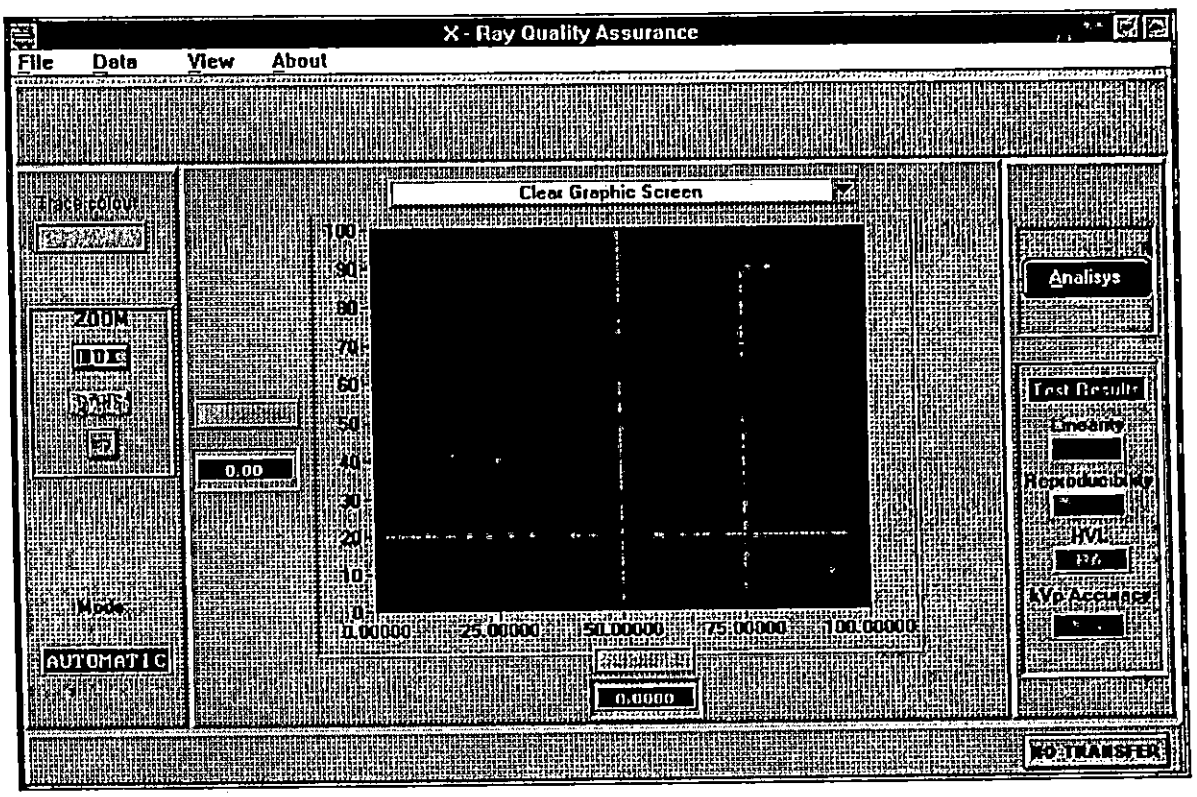
Impresion:
Cuando una sesison de prueba finaliza , todos los resultados de la prueba , asi como las señales adquiridas , estan listas para ser impresas en papel. Obteniendose un reporte que deber ser entregado al propietario del equipo para informar sobre el resultado de la prueba.

RXQA posee una interfase amigable de usuario , no requiere tarjeta de interface extra para comunicarse con MICRODAT . Solamente se necesita un conector de 25 pines y el puerto paralelo.
RXQA ademas puede funcionar en dos modos: Modo Manual y Modo Automatico.

Modo Manual:
El usuario puede introducir los datos manualmente. Esta situacion puede darse cuando en una sesion se tiene solamente a MICRODAT y falta un ordenador. Tambien puede darse cuando el equipo de prueba no es MICRODAT. Entonces los datos son anotados por el personal que realiza el chequeo y posteriormente se introducen en RXQA para que este los procese ,analice e imprima.
Esto hace de RXQA un programa versatil y muy util.

Modo Automatico:
MICRODAT envia datos a XARAYQA y la introduccion de los datos es automatica. Si un error ocurre en la transmision , MICRODAT advierte sobre esta situacion. Es un metodo seguro y libre de errores.

RXQA Ventana Principal

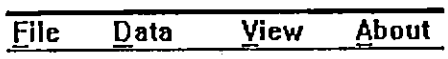


La ventana principal de RXQA esta dividida en cinco sectores:
- Barra de Menu
-Herramientas de Visualizacion de Señales.
-Pantalla para presentacion de graficos de Señales.

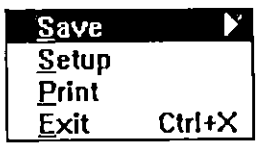
-Herramientas de Analisis
-Estado del programa

Barra de Menu

La barra de menus tiene cuatro items principales:
-File
-Data
-View
-Author

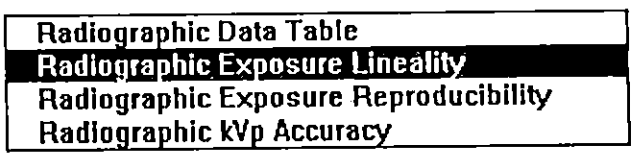


Menu File



Posee cuatro opciones: Save , Print , Setup , Exit

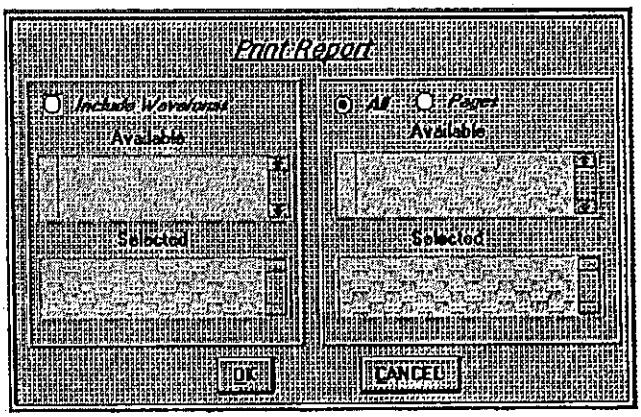
Save:
Permite guardar las tablas



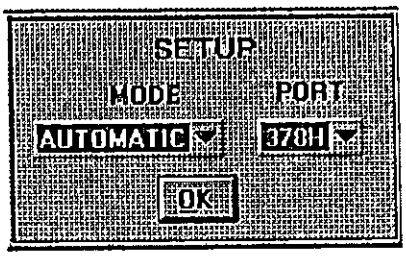
Radiological Data Table: Contiene los datos obetenidos de la prueba.
Radiographic Exposoure Linearity: Contiene la tabla del Coeficiente de Linealidad
Radiographic Exposoure Reproducibility: Contiene la tabla del Coeficiente de Variacion
Radiographic kVp Accuracy

Print:

Efectua la impresion de los resultados de la prueba.
Abre la caja de dialogo siguiente:



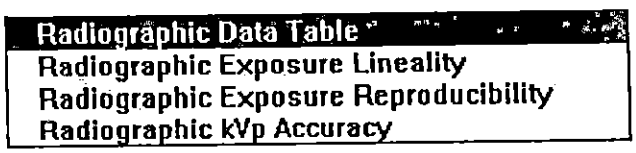
Setup:
Abre una ventana de dialogo para seleccioner el Modo de funcionamiento de programa : Manual o Automatico. Ademas permite seleccionar otra direccion para el puerto paralelo. La direccion por defecto del puerto paralelo que corresponde a LPT1 es 378 h . Si la configuracion del ordenador del usuario indica otra direccion para el puerto paralelo , esta ser debe cambiada en el setup.
La ventana es muy sencilla :



Exit:
Esta opcion termina la ejecucion de RXQA y cierra todas las ventanas. Se advierte guardar o imprimir los resultados antes de salir.

Menu View:

Cuando las tablas Radiological Data Table , Radiographic Exposoure Linearity y Radiographic Exposoure Reproducibility estan ocultas , las opciones de este menu permiten visualizarlas tablas segun seleccion.



Menu About:

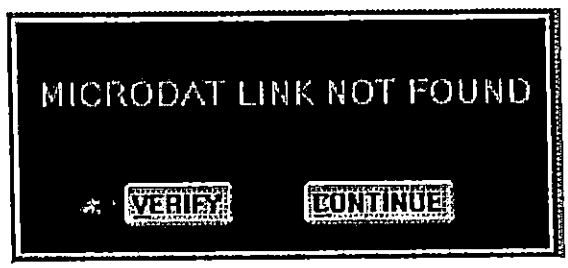
Este menu presenta las opciones Author y Program.

La seleccion de una de ellas muestra los datos del autor y RXQA.

Modo Automatico y Manual . Autodeteccion de Coneccion.

Por defecto , RXQA se einicia en modo automatico. Esta configuracion pude ser cambiada por la opcion Setup en la barra de menus por el usuario cuando sea necesario o puede ser cambiada automaticamente por RXQA cuando no se detecta enlace con MICRODAT.

Cuando se inicia RXQA , prueba la coneccion con MICRODAT. Si MICRODAT no esta funcionando o no esta conectado al ordenador , RXQA devuelve el siguiente mensaje :



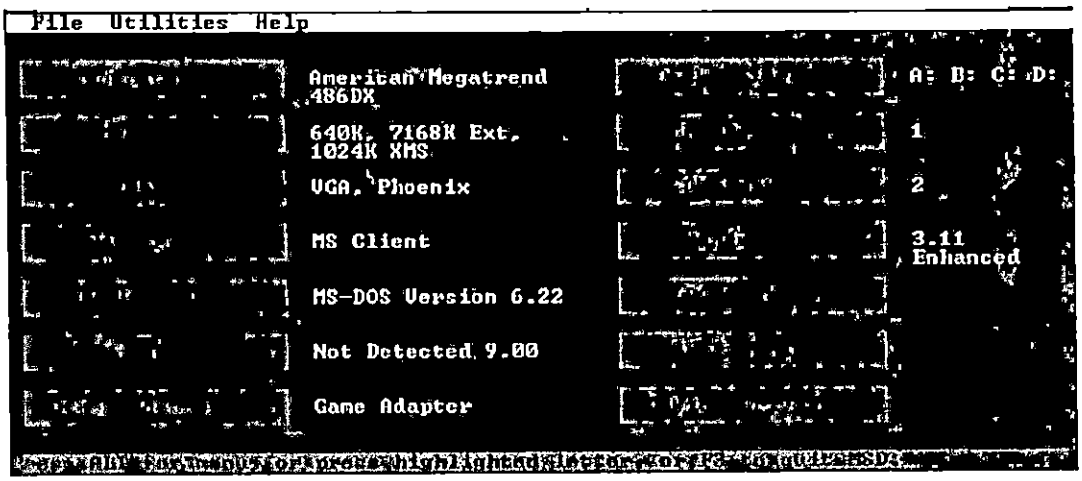
Si se presiona Continue , RXQA tomara la decision de operar en Modo Automatico o Manual segun una prueba de coneccion posterior. Esto significa que despues de presionar Continuar RXQA verifica nuevamente la coneccion y si el sistema esta enlazado en ese momento , RXQA operara en Modo Automatico ; si la coneccion no se ha establecido , entonces RXQA funcionara en Modo Manual.

Si se presiona Verify , RXQA verificara la coneccion con MICRODAT . Si la connecion esta establecida , se cerrara la caja de dialogo y RXQA operara en Modo Automatico. Si la coneccion no es detectada , entonces RXQA esperara una nueva orden de verificacion o la orden continuar.

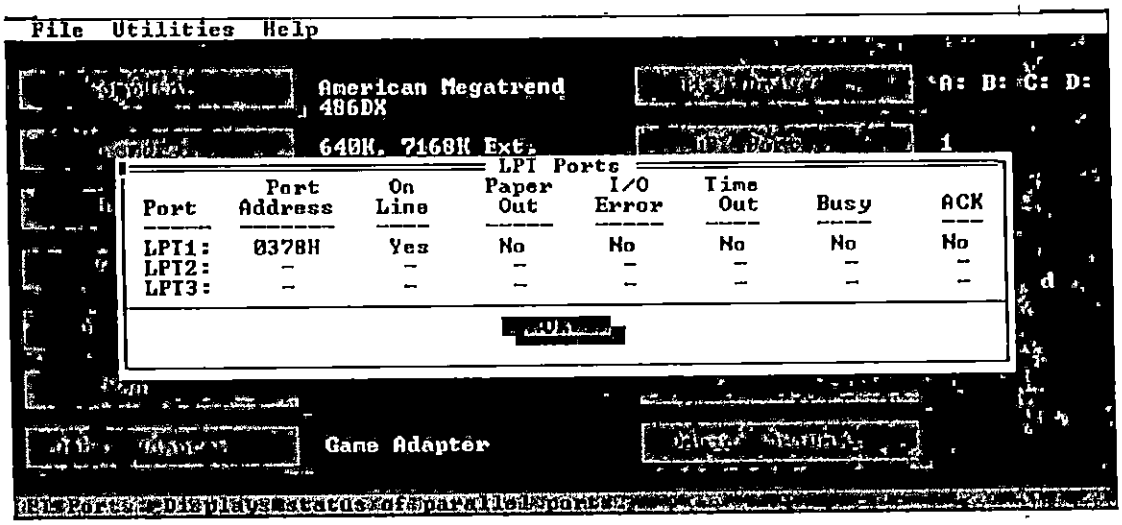
Los modos de operacion pueden cambiarse con la opcion Setup de la barra de menus , sin embargo no puede obligarse a RXQA a funcionar en Modo Automatico cuando MICRODAT esta ausente o cuando los conectores estan dañados y el reconocimiento de coneccion no puede realizarse satisfactoriamente.

Otra causa de errores es la direccion del puerto paralelo. Esta debe cambiarse si su sistema no responde a la direccion 378 h . Para verificar la direccion del puerto paralelo , puede

recurrir al uso del programa MSD.EXE que viene con el sistema operativo MS-DOS y que se encuentra en el directorio DOS. El programa se presenta asi:



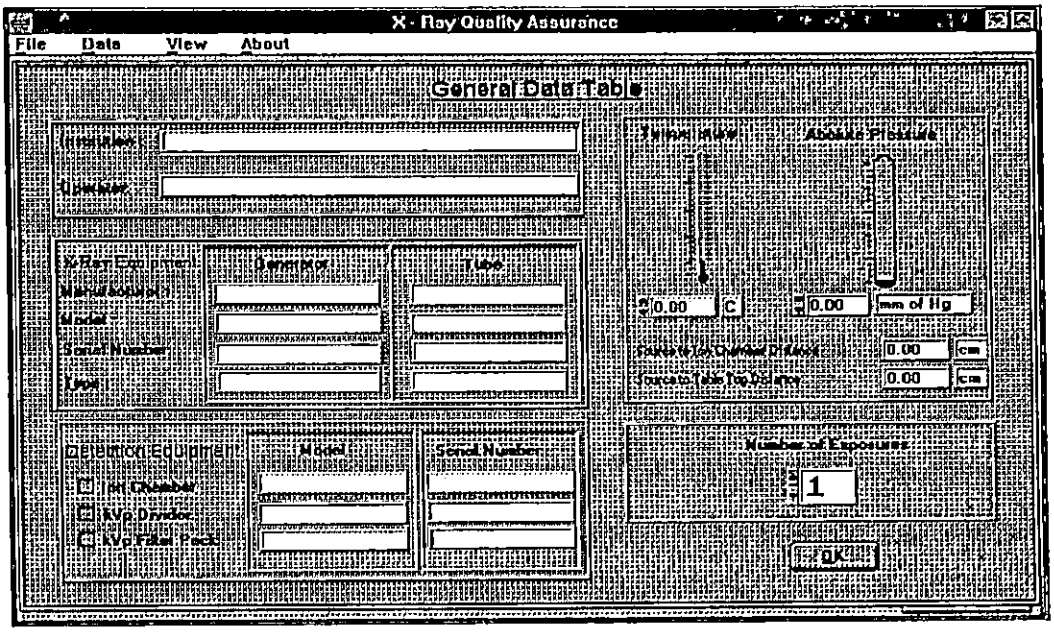
Debe seleccionarse la opcion LPT Ports.



La primera columna nos da la direccion de LPT1. Tome esa y seleccionela en Setup.

RXQA , Operacion en Modo Automatico

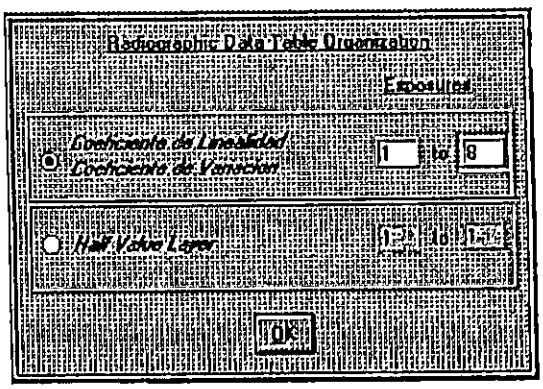
Despues de la deteccion , la caja de dialogo siguiente esta lista para colectar informacion:



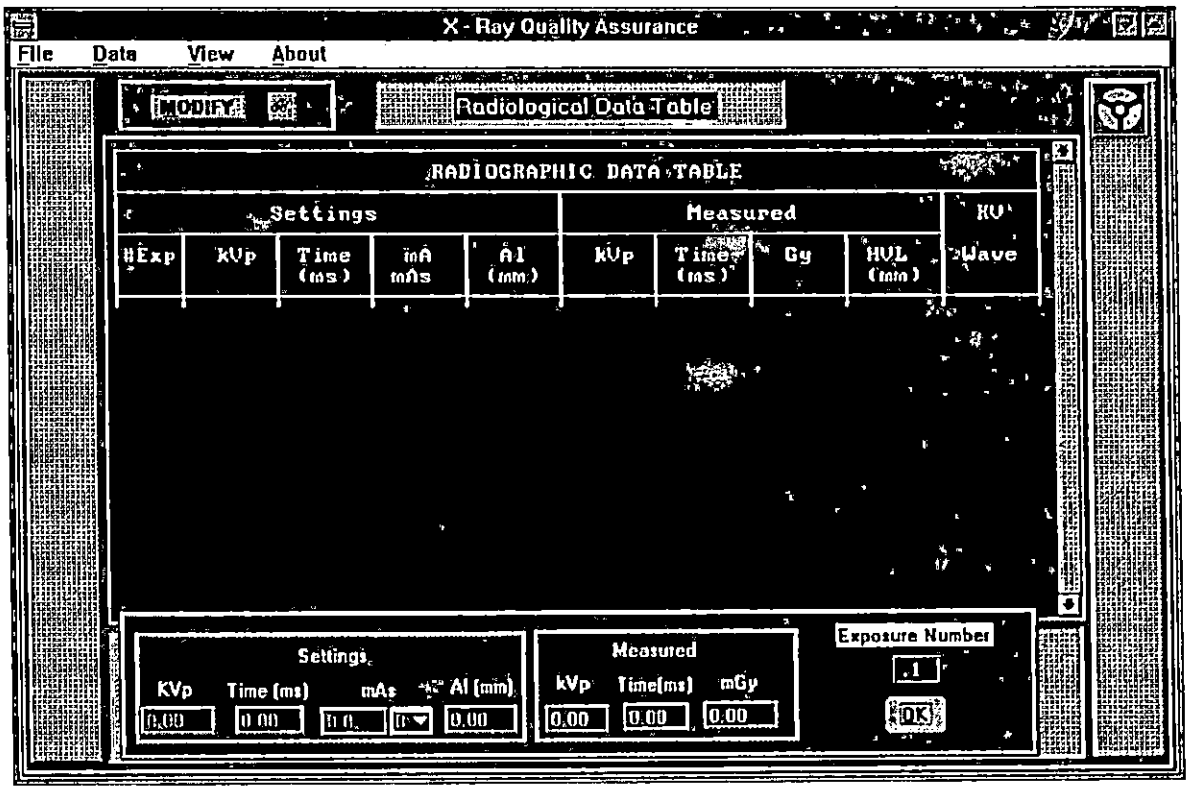
Esta ventana es denominada General Data Table. Es una tabla que contiene los datos generales de:
-El departamento que realiza el analisis de control de calidad .
-El tecnico que realiza el analisis.
-Datos del Equipo de rayos x que se analiza.
-Temperatura , Presion .
- Numero de Exposiciones a realizarse.

Cuando todos los datos pedidos han sido suministrados a RXQA , presione el boton OK.

La siguiente ventana aparece:

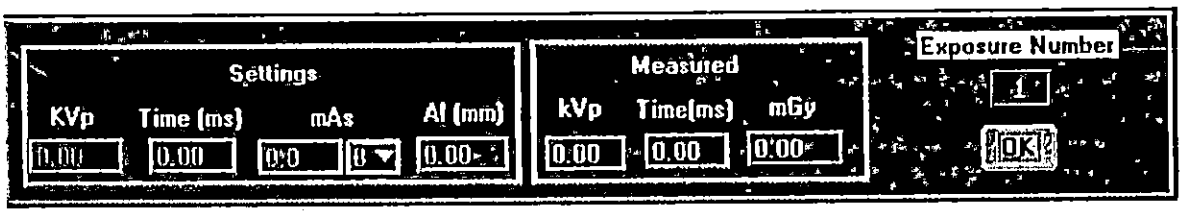


Esta es la ventana de organizacion de los datos. Debe especificarse que datos en la tabla corresponde a Analisis de Coeficiente de Variacion y Linealidad y cuales corresponde a HVL.
Debe presionarse el boton OK y la siguiente ventana aparece:



Esta es la ventana de la tabla de informacion radiologica (Radiological Data Table). Esta tabla contine informacion sobre:
-El numero correlativo de la exposicion .
-El estado del equipo (kvp , tiempo , mas) para cada exposicion.
-El resultado de las mediciones para cada exposicion (kvp ; tiempo ,dosis). Estas columnas se
encuentran vacias y no pueden ser llenadas por el usuario .

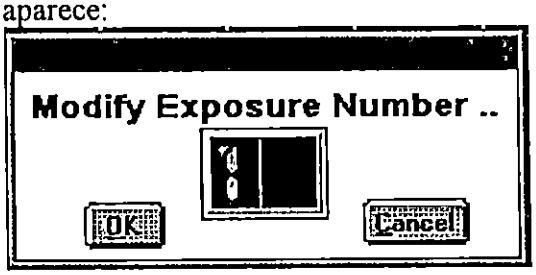
El usuario introduce los datos usando la siguiente caja de dialogo:



Esta caja da informacion sobre el numero correlativo de la exposicion a la cual se le estan asignando los valores prefijados de kvp , tiempo y mAs.

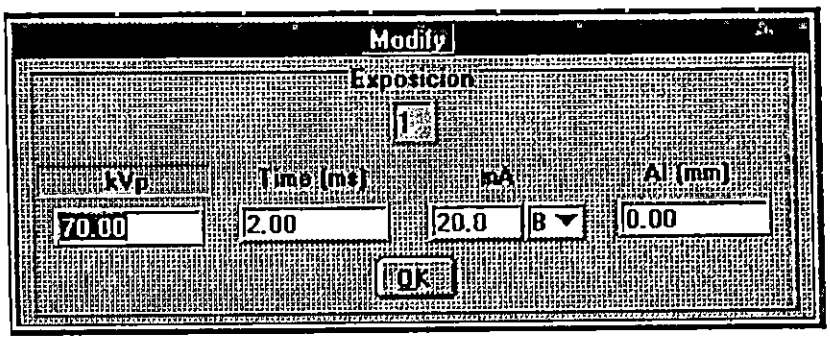
Cada vez que los datos estan listos para ser introducidos , debe presionarse el boton OK. Esta caja de dialogo desaparecera hasta que se complete el numero de exposiciones prefijados en General Data Table.

La ventana Radiological data Table posee dos botones. Uno de ellos es el boton MODIFY.
El boton MODIFY permite al usuario cambiar los "settings" del equipo de rayos x .
Cuando la tabla esta completa y se detectan errores , basta con presionar el boton MODIFY y una ventana aparece:

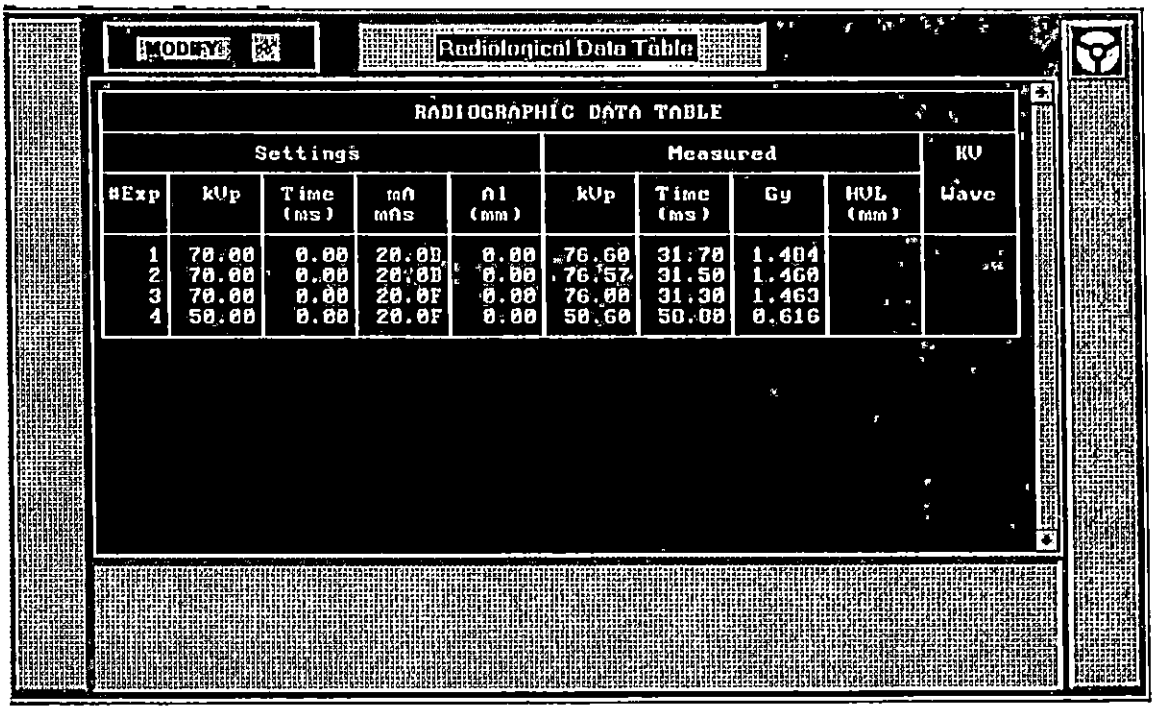


Debe seleccionarse el numero de la exposicion que va a modificarse y despues presionar OK.

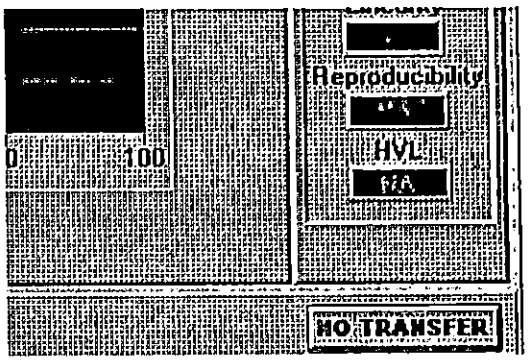
La siguiente ventana aparece:



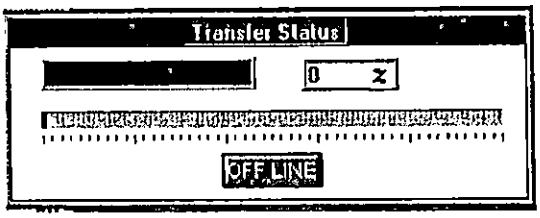
Los valores actuales son desplegados y listos para se modificados. Cuando los nuevos valores ha sido suministrados debe presionarse OK . Los nuevos valores reemplazaran a los anteriores en la tabla.



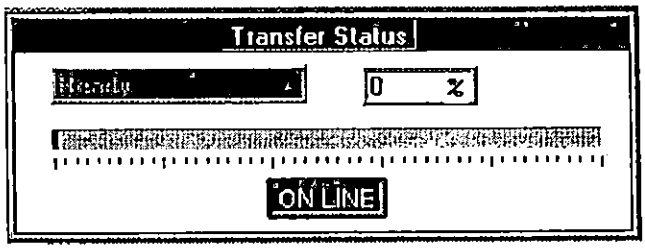
Si no se detectan errores , RXQA esta listo para recibir la informacion desde MICRODAT.
Para realizarse la tranferencia de informacion , debe presionarse el boton NO TRANSFER en el panel principal:



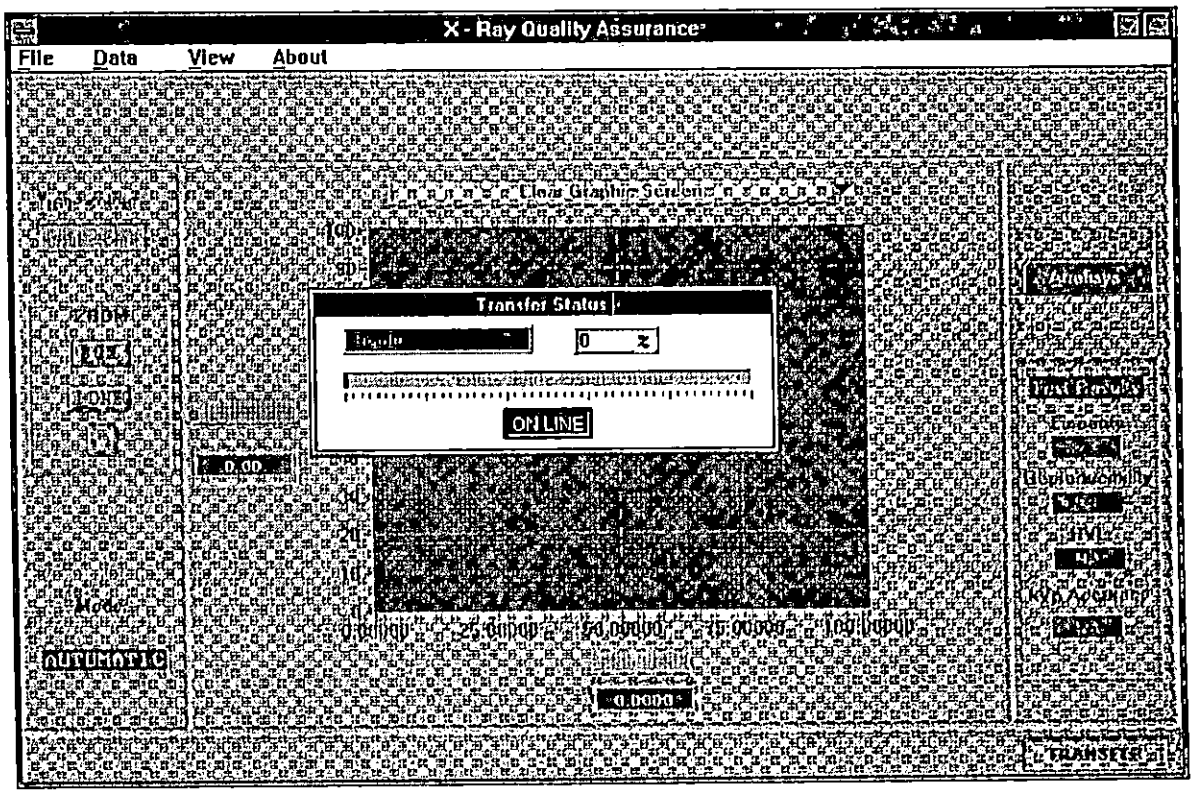
Este abrira la ventana de estado de la transferencia.



Presionando el boton OFF LINE , se consigue l a puesta en linea de RXQA.



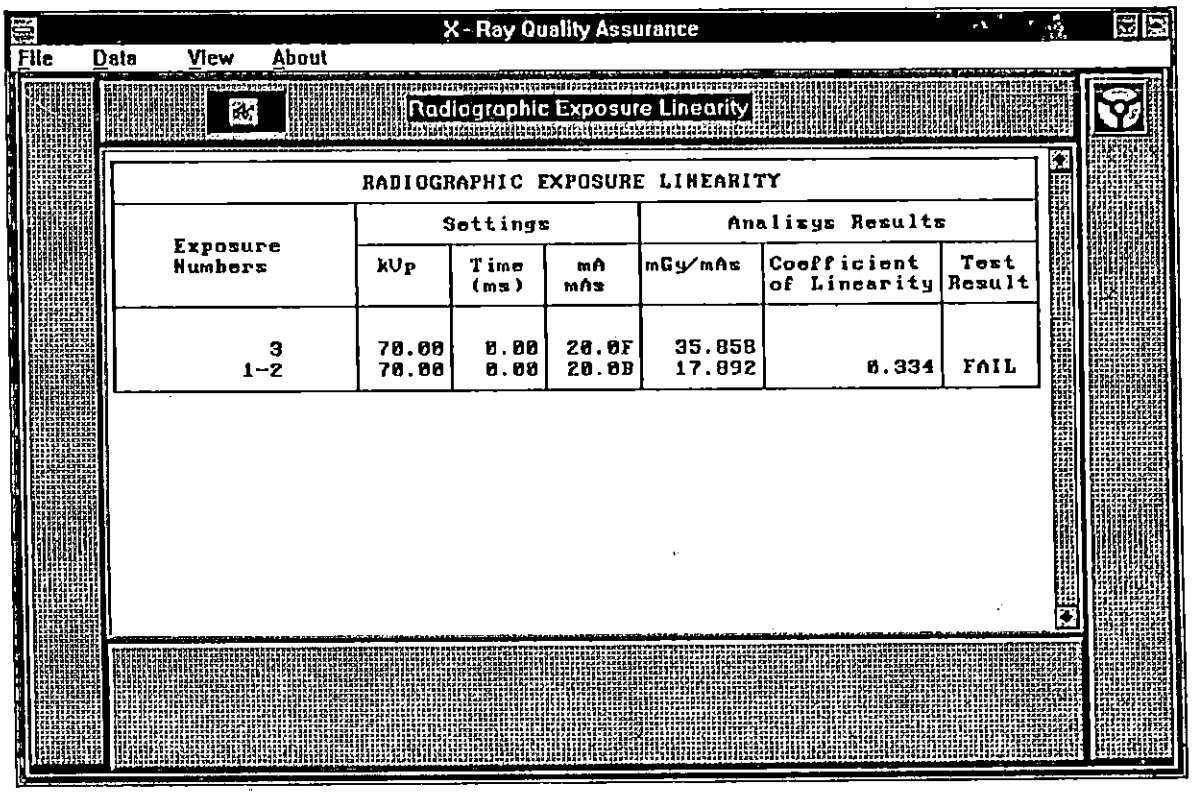
RXQA esta listo para recibir informacion.



Mientras la transferencia se esta realizando , todas la funciones de RXQA estan deshabilitadas , excepto el boton ON LINE que permanece activo. Este boton debe ser presionado solamente cuando haya errores en la transmision y el sistema se bloquee. Tambien puede presionarse cuando se requiera visualizar acto seguido a la trensferencia , las forma de onda de la señal de kilovoltaje que ha sido muestreada. Para realizar esto , ON LINE debe presionarse hasta que el mensaje Transfer Complete aparezca en la ventana de estadode transferencia.

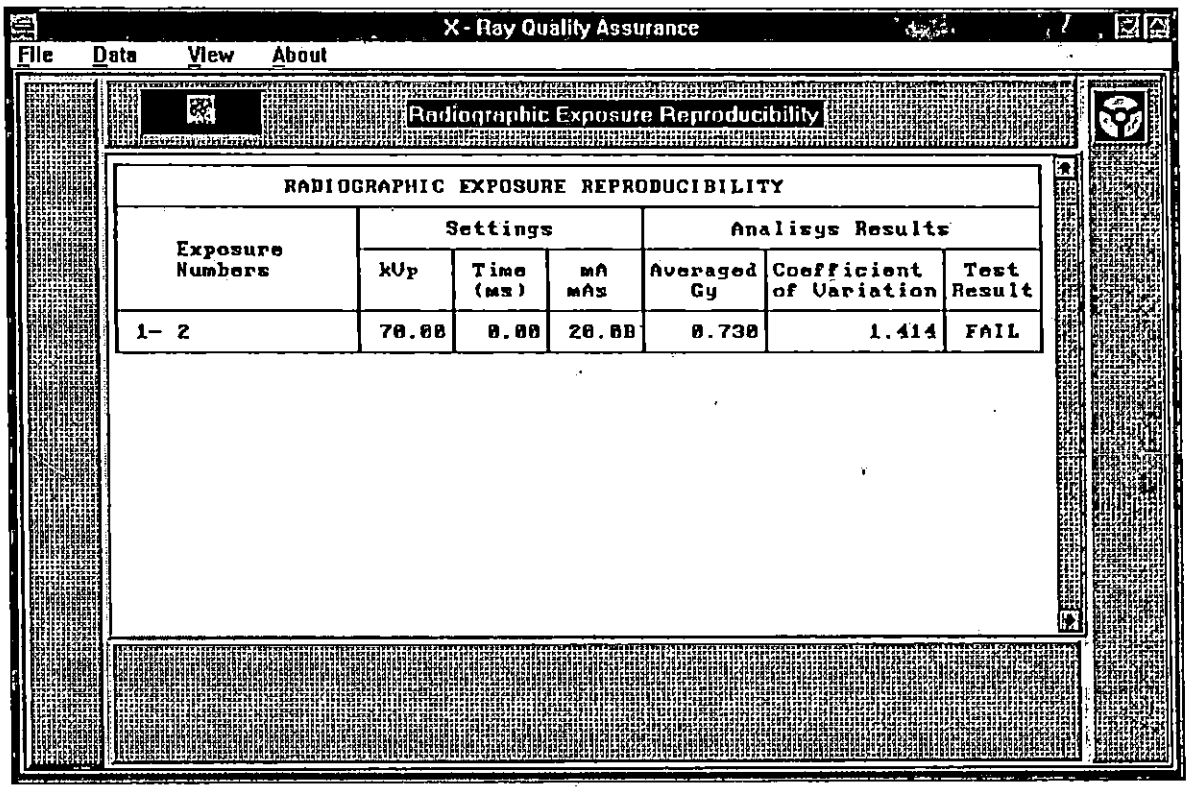
El programa llena automaticamente las columnas reservadas para los valores medidos en la tabla de informacion radiologica (Radiological Data Table).
Cuando la tabla se completa con los valores medidos de kvp , tiempo y dosis ; RXQA envia el mensaje Test Complete ready for Analisys.
Para efectuar el analisys basta con presionar el boton CONTINUE.

Despues que el analisys es efectuado , RXQA despliega las tablas siguentes:
-Radiographic Exposoure Linearity.
-Radiographic Exposoure Reproducibility.
-Radographic kVp Accuracy



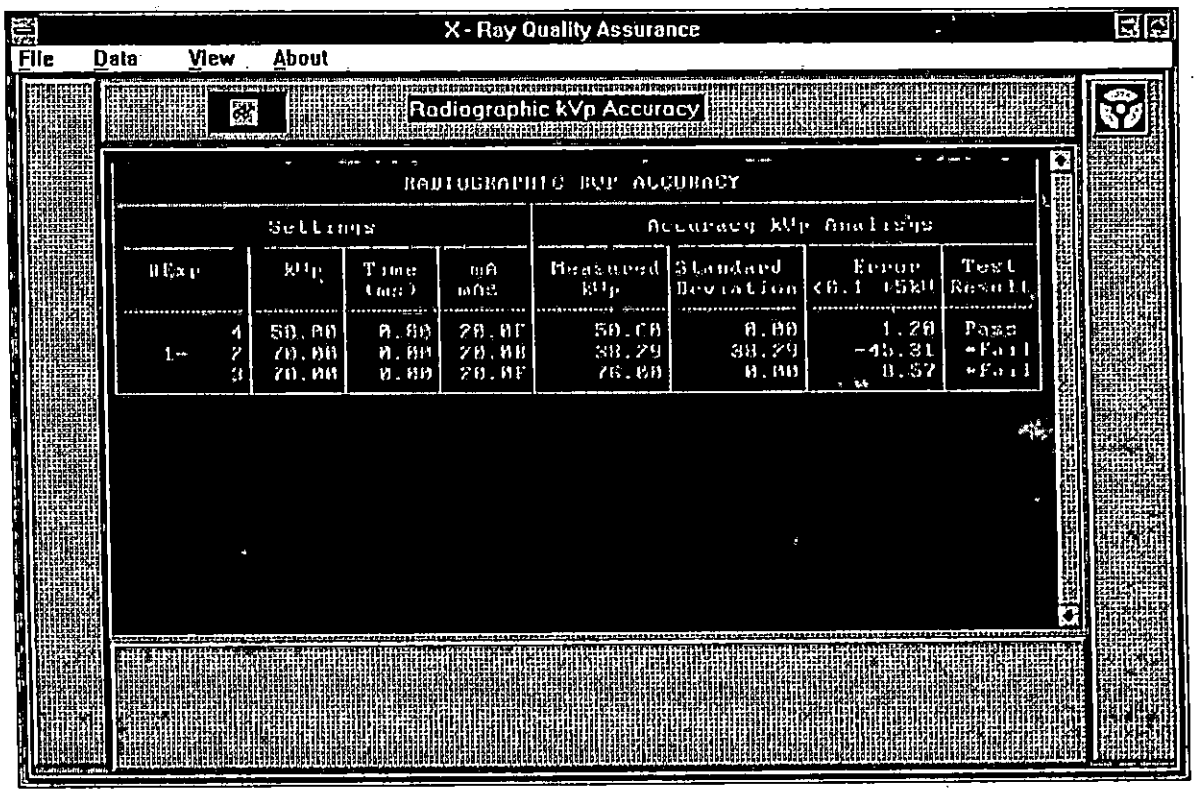
RADIOGRAPHIC EXPOSURE LINEARITY

Exposure Numbers	Settings			Analisys Results		
	kVp	Time (ms)	mA mAs	mGy/mAs	Coefficient of Linearity	Test Result
3	70.00	0.00	20.0F	35.858		
1-2	70.00	0.00	20.0B	17.892	0.334	FAIL



RADIOGRAPHIC EXPOSURE REPRODUCIBILITY

Exposure Numbers	Settings			Analisys Results		
	kVp	Time (ms)	mA mAs	Averaged Gy	Coefficient of Variation	Test Result
1- 2	70.00	0.00	20.00	0.730	1.414	FAIL



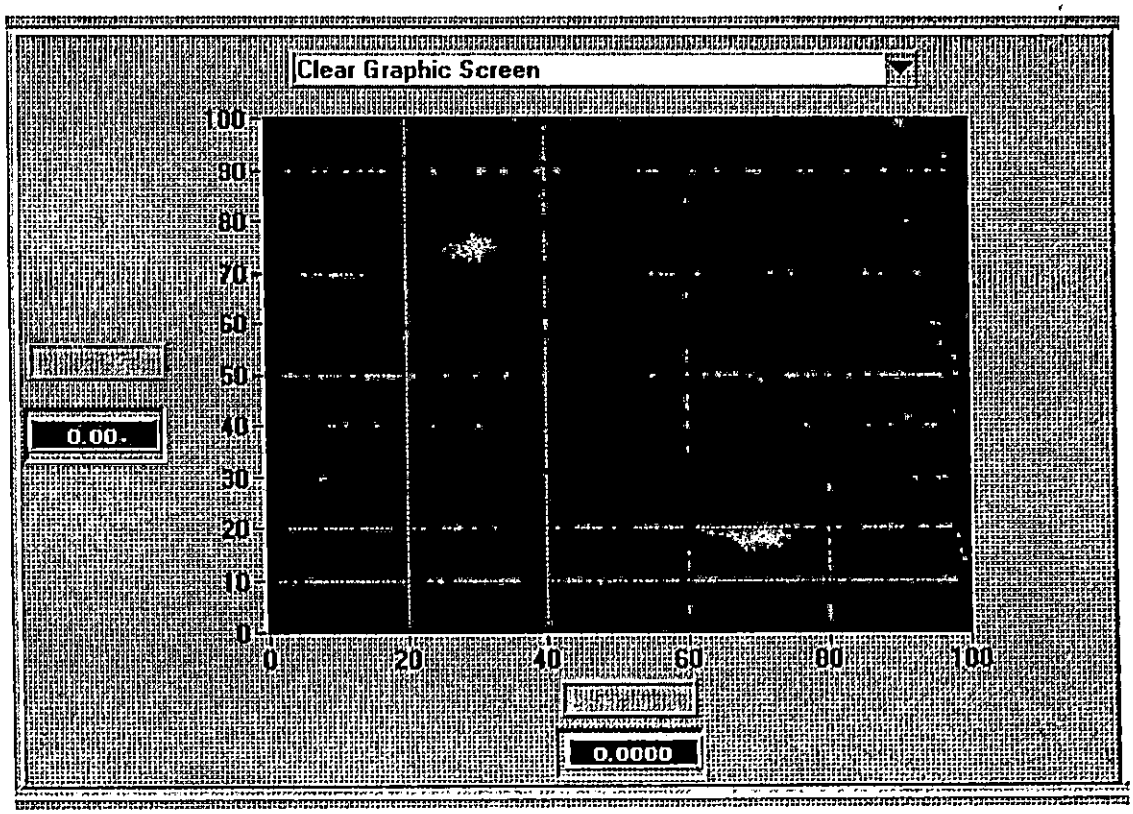
RADIOGRAPHIC KVP ACCURACY

	Settings			Accuracy kVp Analisys			
	kVp	Time (ms)	mA mAs	Measured kVp	Standard Deviation	Error <6.1 ±5kV	Test Result
1- 4	50.00	0.00	20.00	50.00	0.00	1.20	Pass
2	70.00	0.00	20.00	38.29	38.29	-45.31	*Fail
3	70.00	0.00	20.00	76.00	0.00	8.57	*Fail

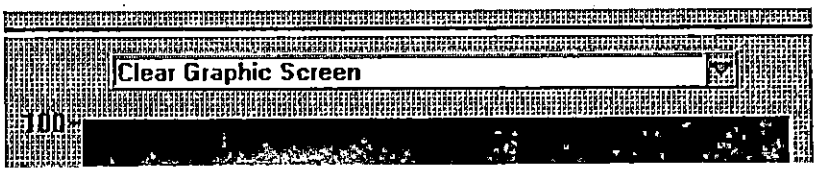
Estas contienen los resultados del analisis de Coeficiente de Linealidad y Coeficiente de Variacion y exactitud de kVp respectivamente.

Ademas presenta en la ventana principal el resumen de los resultados del analisis y el valor de HVL calculado. La grafica del comportamiento del HVL esta disponible en la seleccion de formas de onda.

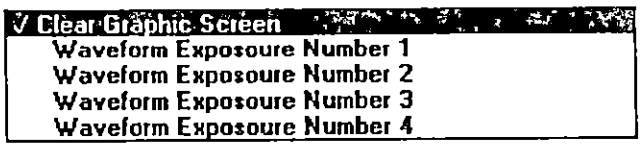
Visualizacion de Formas de Onda de señales de kilovoltaje y grafica de HVL.



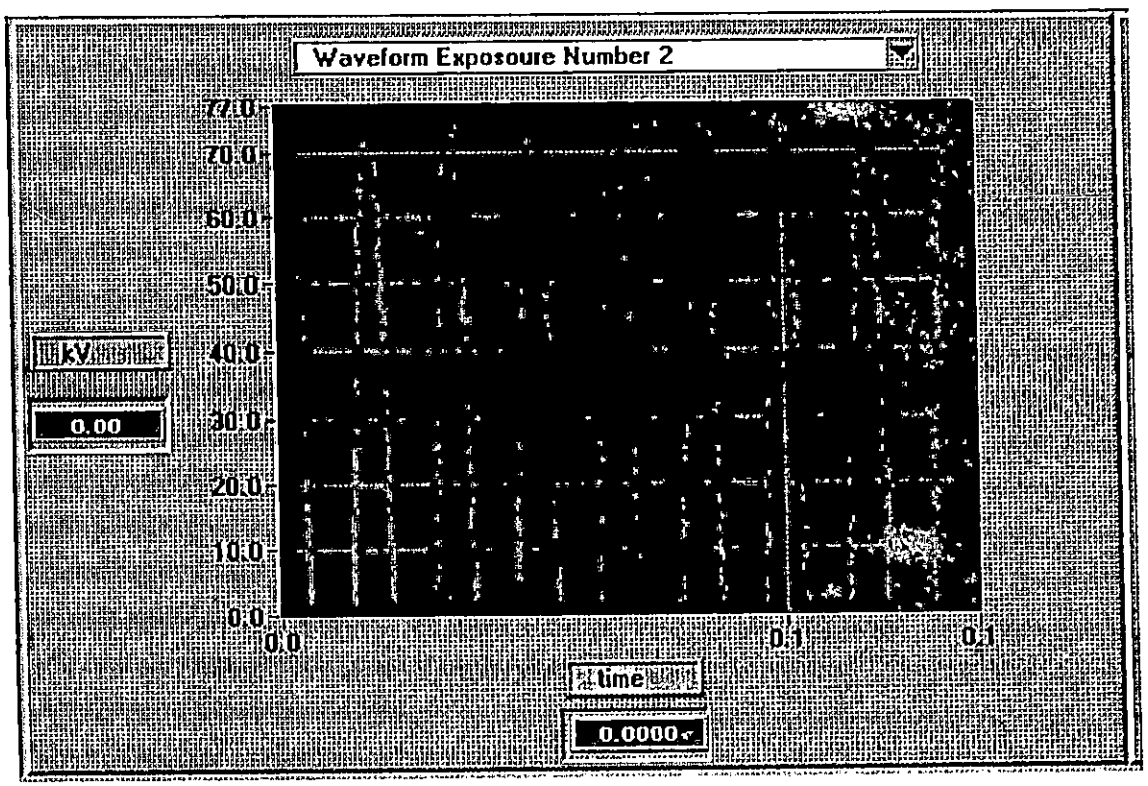
Esta es la pantalla de graficos, sobre ella se encuentra el selector de graficos. Para utilizar el selector de graficos , se hace click sobre la flecha del control :



Cuando el menu de graficos se presenta , debe hacer click sobre el graficos que desea visualizar:



Segundos despues , el grafico aparecera en la pantalla:



Las unidades de los ejes tambien son desplegadas.

Las funciones de visualizacion de grafico desarrollan la funciones siguientes :
- Ploteo del grafico.
- ZOOM o Acercamiento
- Cambio de color

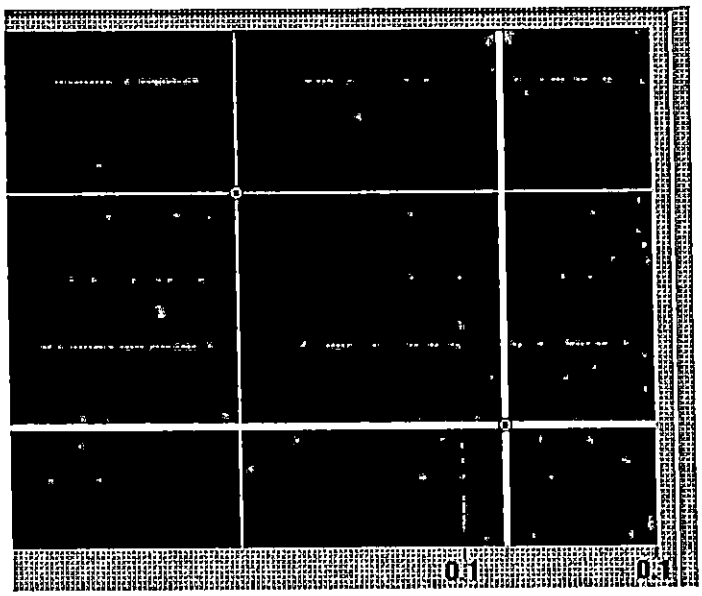
Ploteo del Grafico

Los valores de los puntos que forman un grafico , pueden ser visualizados por la funcion de ploteo. El cursor + de color rojo se coloca sobre el grafico y despliega los valores de las coordenadas X-Y.
Para desplazar el cursor sobre el grafico , debe hacerse con la teclas cursoras. Tambien puede realizarse con el mouse.

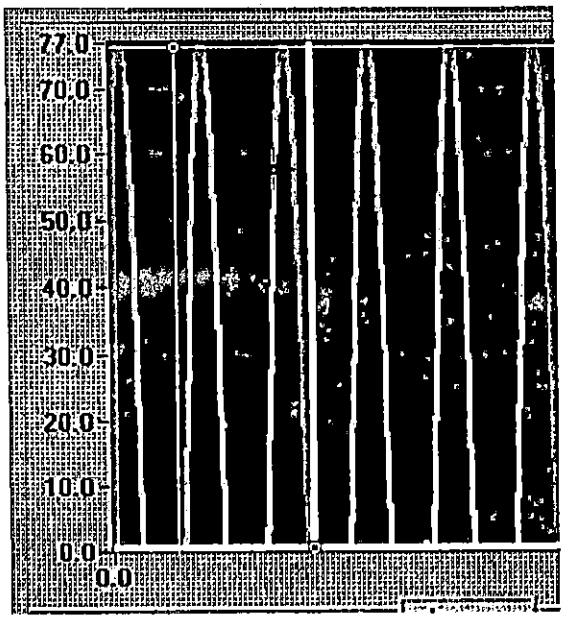
ZOOM o Acercamiento.

La funcion ZOOM es completada con el uso adecuado de los botones asignados para este trabajo :
BOX y DONE.

BOX: Activa los cursores para encerrar un area determinada de la grafica para acercamiento.

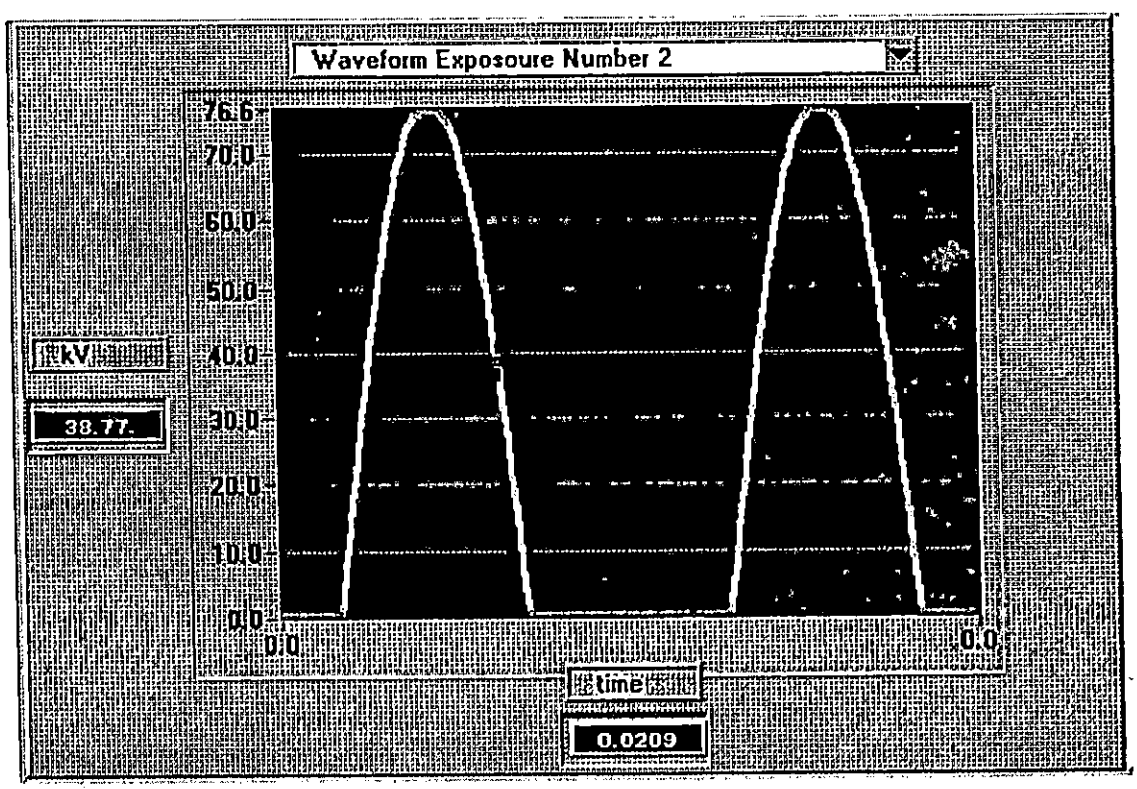


Los cursores pueden ser trasladados con el mouse con el objeto de encerrar con ellos un area determinada del grafico:



Cuando la seccion de la grafica esta encerradada , debe presionarse el boton DONE.

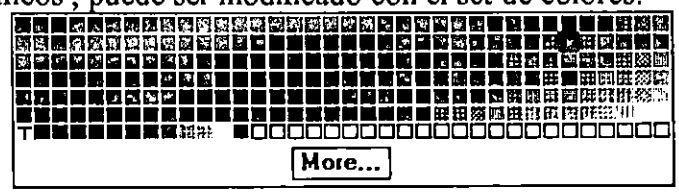
DONE: Cuando el area para acercamiento esta seleccionada ,DONE ejecuata el acercamiento.



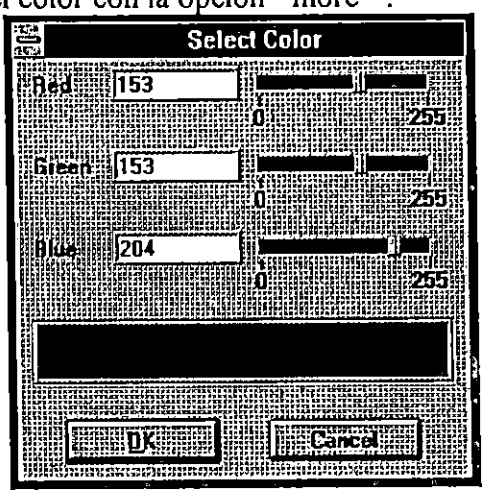
Si despues del acercamiento se require retornar al grafico completo , de presionarse el boton .

Cambio de Color

El color de los graficos , puede ser modificado con el set de colores:



Para efectuar el cambio de color , debe hacer click sobre el control y seleccionar del menu de colores el color deseado:
Usted puede personalizar el color con la opcion "more" .



Modo Manual

Cuando RXQA ha detectado la ausencia de MICRODAT o el usuario advierte a RXQA sobre esta ausencia (Setup) , RXQA funciona en modo manual.
En el modo manual se presentan algunas desventajas :
- El usuario realiza mas trabajo.
- No pueden visualizarse formas de ondas de señal de kilovoltaje.

En este modo el usuario realiza mas trabajo debido a que al momento de las exposiciones , debe tomar nota de cada uno de los resultados para poder introducirlos en RXQA. La indroduccion de los datos en RXQA tambien es manual , significa que el usuario debe completar toda la tabla.

La formas de onda de señal de kilovoltaje no peden ser visualizadas debido a que estas no han sido guardadas en ninguna memoria. Un desarrollo futuro , permitira el acceso a datos guardados en memoria y depositados en un ordenador en tiempo diferido.

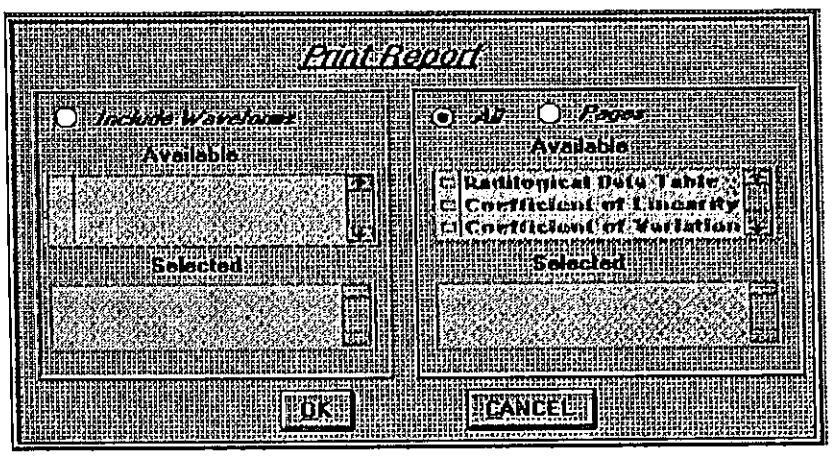
El Modo Manual difiere del Modo Automatico solamente en la forma de entrada de los datos.
Lo unico que cambia es la ventana de entrada de datos:

En el inicio siempre debe completarse la Tabla de Informacion General (General Data Table).
Despues de esto , aparece la ventana de ingreso de datos.

Cuando todos los datos han sido introducidos , debe presionarse el boton ANALISYS.
Si se han cometido errores en la introduccion de ,los datos , el boton MODIFY debe utilizarse para corregirlos.

Imprimiendo.

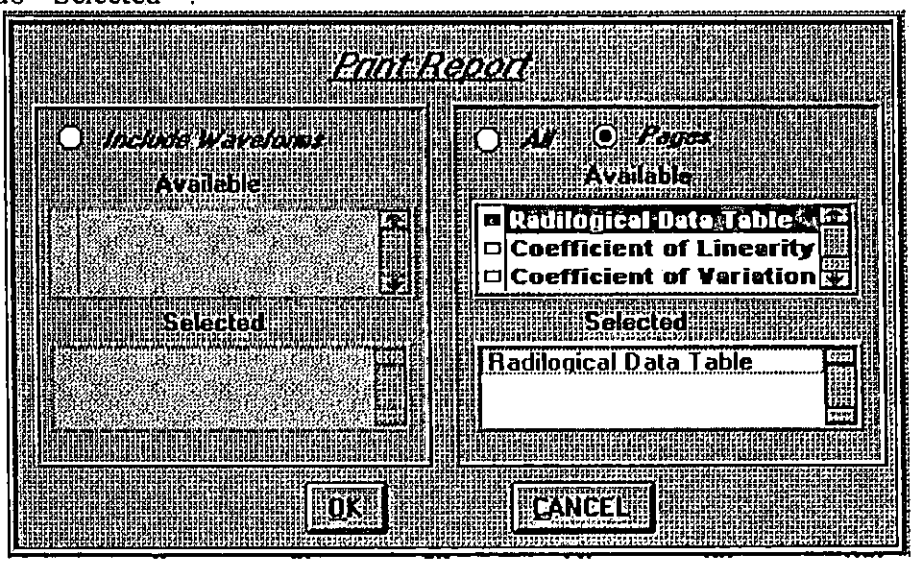
En la barra de menus , el menu File possee la opcion Print. Esta es la opcion que sirve para imprimir un reporte o parte de el .
Cuando la opcion Print es seleccionada , la caja de dialogo aparece:



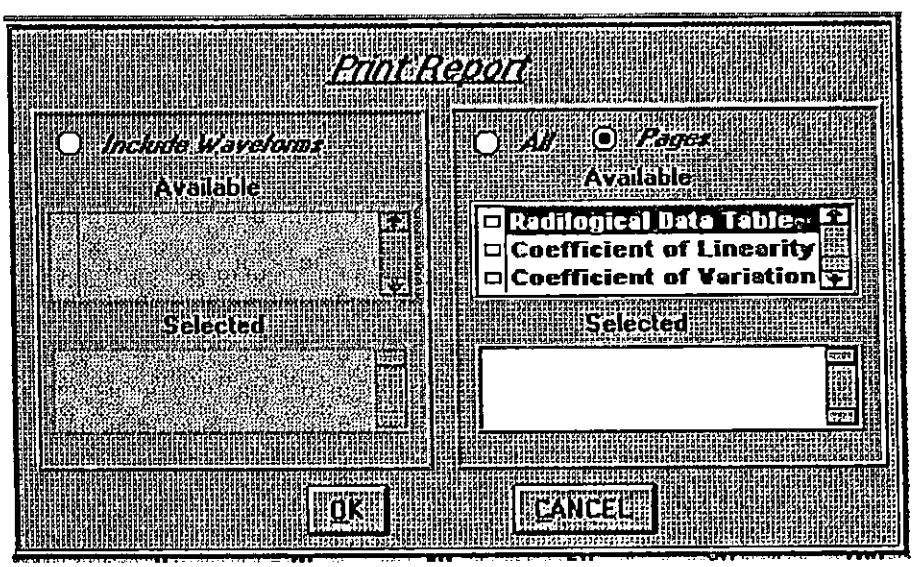
Haciendo click sobre los circulos de seleccion se opta por incluir formas de onda en el reporte , por imprimir todas la paginas del reporte disponibles o por imprimir solo algunas paginas.

Para seleccionar una forma de onda o una pagina especifica para ser impresa , debe hacerse click en el sector denominado "Available " sobre el item seleccionado , en el cuadro que se encuentra a la izquierda de cada item. Cuando se le hace click al cuadro ,

este cambia de color (pasa a ser negro) ; la seleccion pasa a formar parte del sector denominado "Selected" :



Todos los items que aparecen el el sector "Selected ", seran impresos.
Un item seleccionado , puede eliminarse de la lista de seleccion haciendo click sobre el item en el sector "Available " , esto cambiara el cuadro a color blanco , y el item desaparecera del sector "Selected" :



Para ejecutar la impresion , debe hacerse click sobre el boton OK.

Se recomienda , seleccionar la impresora desde el Print Manager (Administrador de Impresion) de Windows , antes de ejecutar una orden de impresion.

BIBLOGRAFIA

- Robert F. Coughlin, Tercera Edición 1987, " Amplificadores Operacionales y Circuitos Integrados Lineales ".

- Paul Horowitz, Segunda Edición 1989, "The Art of Electronics ".

- Jacob Millman, Segunda Edición 1987 " Microelectronics ".

- Analog Divices 1989/1990, " Data Conversion Products Data Book ".

- Jaundrell - Thompson, Second Edition 1970, "X-Ray Physics and Equipment ".

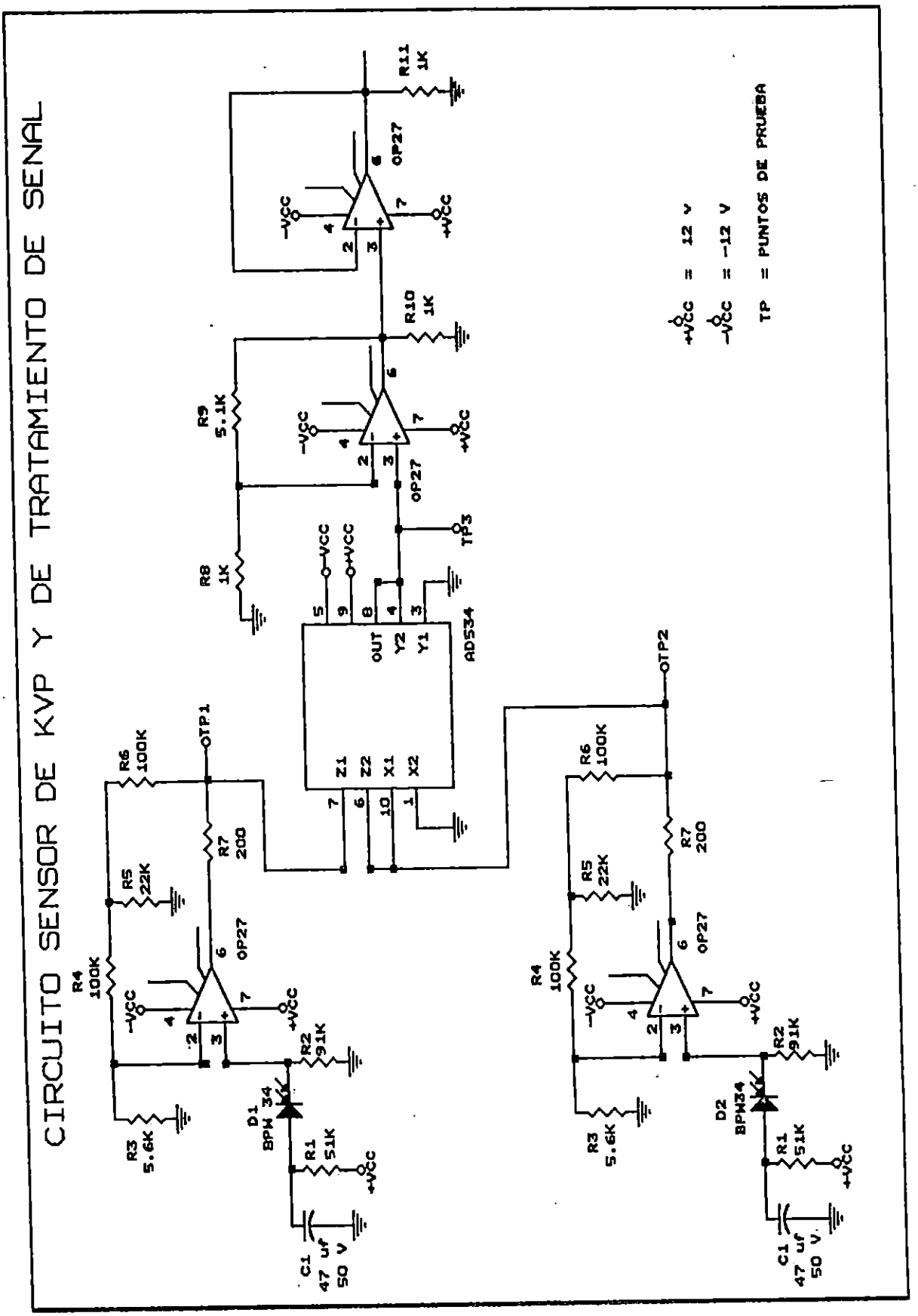
- MC68HC11 , Technical Data . ***MOTOROLA.***

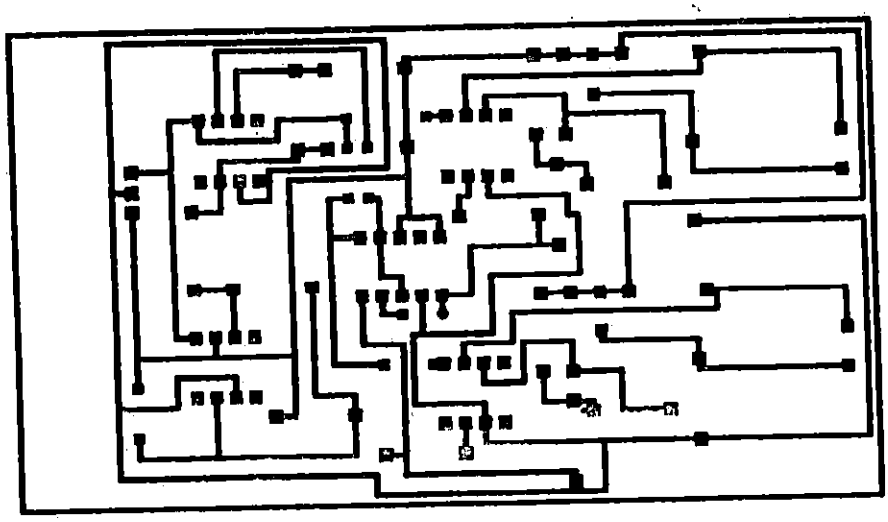
- MC68HC11 , Reference Manual . ***MOTOROLA.***

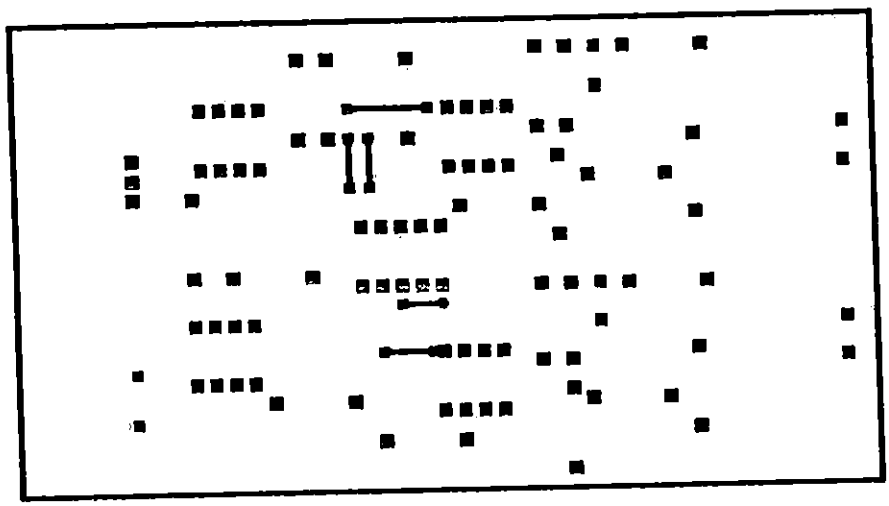
- The Hospital Physicists, England ,"Measurement of the Performance Characteristics of Diagnostic X-Ray System Used in Medicine" , Topic Group Report - 32 .

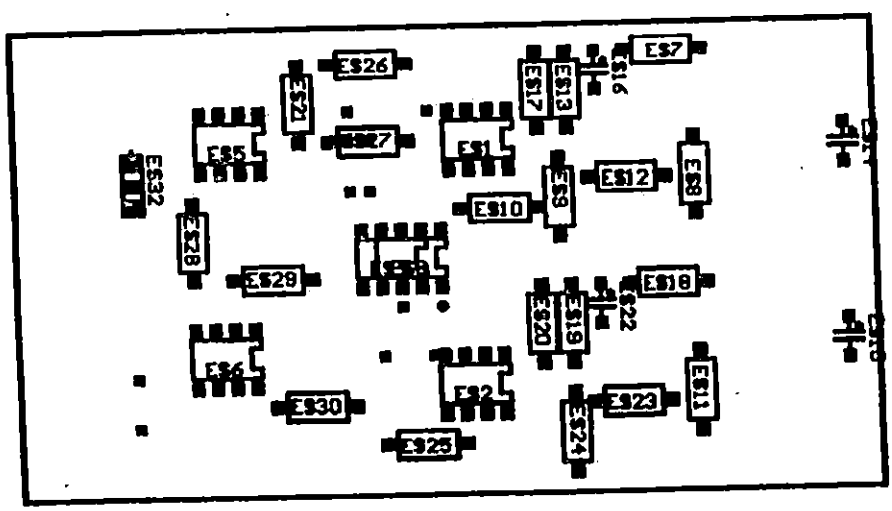
ANEXOS

ANEXO No. 1

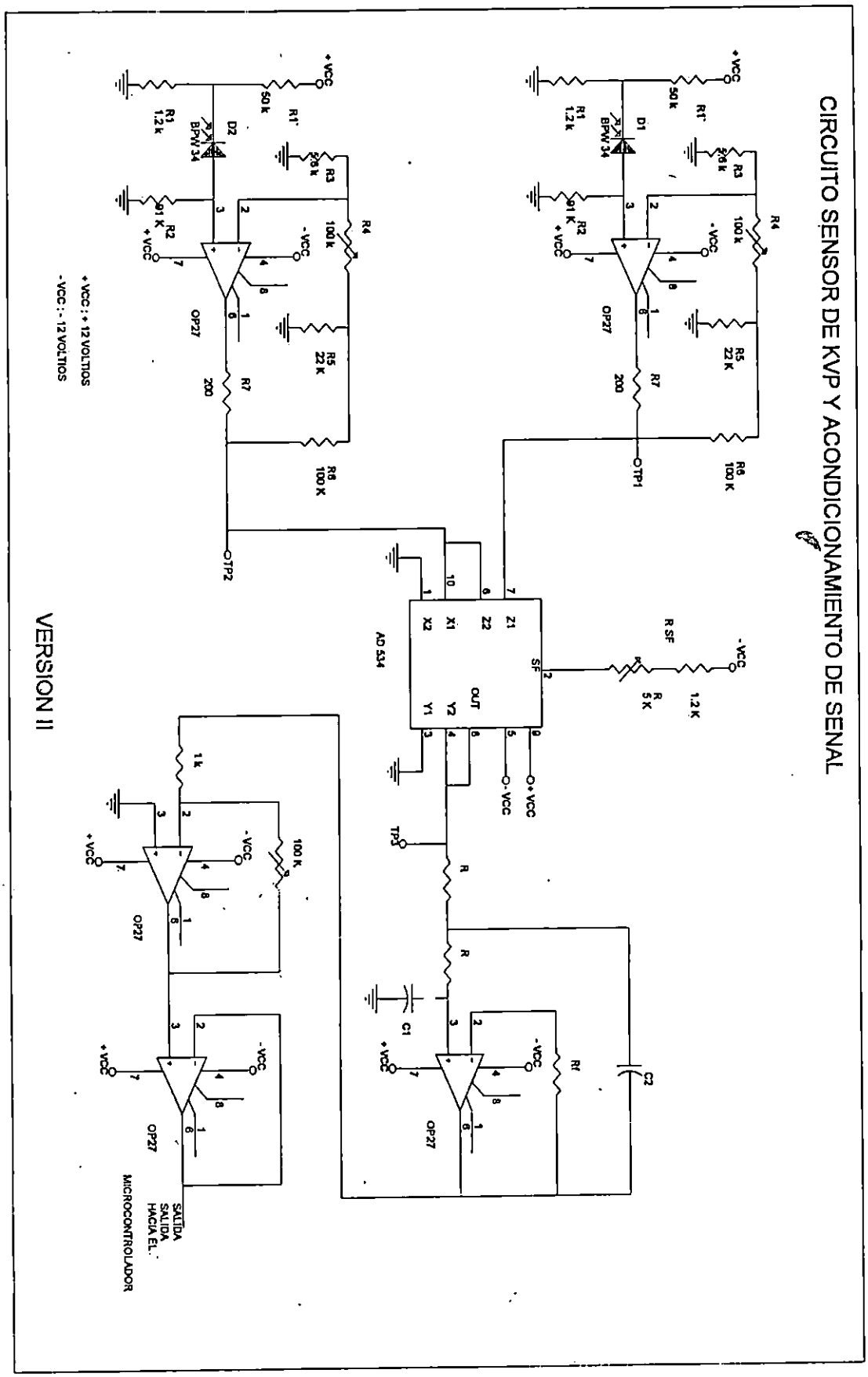

CIRCUITO SENSOR DE KVP Y DE TRATAMIENTO DE SENAL
+VCC = 12 v
-VCC = -12 V
TP = PUNTOS DE PRUEBA
R11 1K
R10 1K
R9 5.1K
R8 1K
R6 100K
R7 200
R5 22K
R4 100K
R3 5.6K
R2 91K
R1 51K
C1 47 uf 50 V
D1 BPW 34
D2 BPW34
OP27
AD534
OUT
Y2
Y1
Z1
Z2
X1
X2
TP1
TP2
TP3
-VCC
+VCC



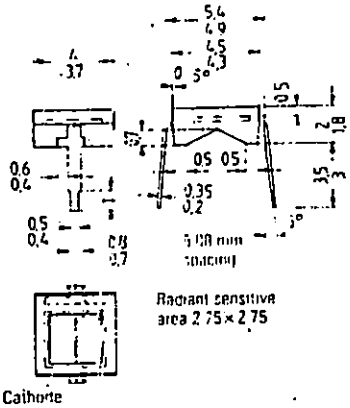



ES26
ES32
ES27
ES7
ES13
ES12
ES10
ES29
ES18
ES22
ES6
ES30
ES2
ES23
ES11
ES25
ES24

ANEXO No. 2


CIRCUITO SENSOR DE KVP Y ACONDICIONAMIENTO DE SENAL
VERSION II
+VCC : + 12 VOLTIOS
-VCC : - 12 VOLTIOS
+VCC
-VCC
50 k
R1
1.2 k
D1
BPW 34
R3
91 K
R2
100 k
R4
OP27
200
R7
R5
22 K
R6
100 K
TP1
TP2
AD 534
X1
X2
Y1
Y2
Z1
Z2
OUT
SF
R SF
5 K
1.2 K
TP3
R
C1
C2
Rf
1 k
SALIDA
SALIDA
HACIA EL
MICROCONTROLADOR

Type	Ordering code
BPW 34	Q62702-P73



Approx. weight 0.1 g
Dimensions in mm

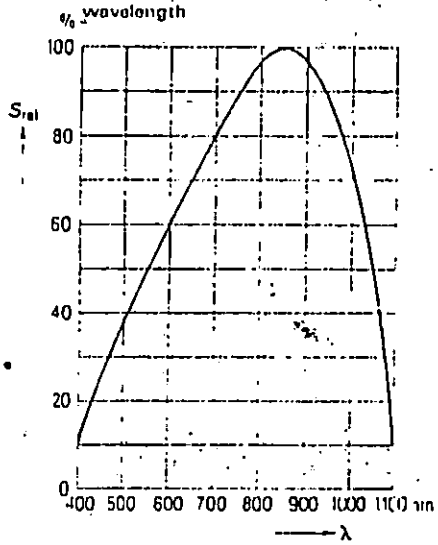
Maximum ratings

Reverse voltage	V_R	32	V
Operating and storage temperature range	T_{stg}	−40 to +80	°C
Soldering temperature in a 2 mm distance from the case bottom ($t \leqq 3$ sec)	T_{sold}	230	°C
Total power dissipation ($T_{amb} = 25$ °C)	P_{tot}	150	mW

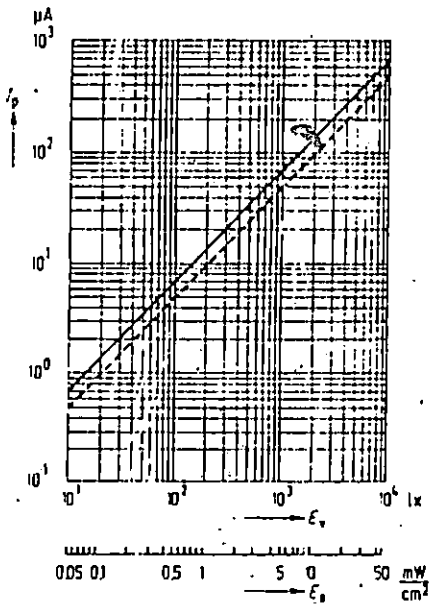
Characteristics ($T_{amb} = 25$ °C)

Spectral sensitivity [1]) ($V_R = 5$ V)	S	70 ($\geqq 50$)	nA/lx
Wavelength of the max. sensitivity	$\lambda_{S\,max}$	850	nm
Quantum yield (Electrons per photon) ($\lambda = 850$ nm)	η	0.88	$\frac{\text{Electrons}}{\text{Photon}}$
Spectral sensitivity ($\lambda = 850$ nm)	S_λ	0.60	A/W
Open-circuit voltage ($E_v = 100$ lx) [1])	V_L	285	mV
Open-circuit voltage ($E_v = 1000$ lx) [1])	V_L	365	mV
Short circuit current ($E_v = 100$ lx) [1])	I_S	6.5	µA
Rise and fall time of the photocurrent from 10% to 90% and from 90% to 10% of the final value ($R_L = 1$ kΩ; $V_R = 0$ V; $\lambda = 950$ nm)	t_r; t_f	125	ns
($R_L = 1$ kΩ; $V_R = 10$ V; $\lambda = 950$ nm)	t_r, t_f	50	ns
Temperature coefficient of V_O	TC	−2.6	mV/K
Temperature coefficient of I_S or I_P, resp.	TC	0.18	%/K
Capacitance ($V_R = 0$ V; $f = 1$ MHz; $E = 0$)	C_0	72	pF
($V_R = 3$ V; $f = 1$ MHz; $E = 0$)	C_3	25 ($\leqq 40$)	pF
Radiant sensitive area	A	7.6	mm²
Dark current ($V_R = 10$ V)	I_R	2 ($\leqq 30$)	nA
Noise equivalent power ($V_R = 10$ V)	NEP	4.2×10^{-14}	$\frac{\text{W}}{\sqrt{\text{Hz}}}$
Detection limit	D^*	6.6×10^{12}	$\frac{\text{cm}\sqrt{\text{Hz}}}{\text{W}}$

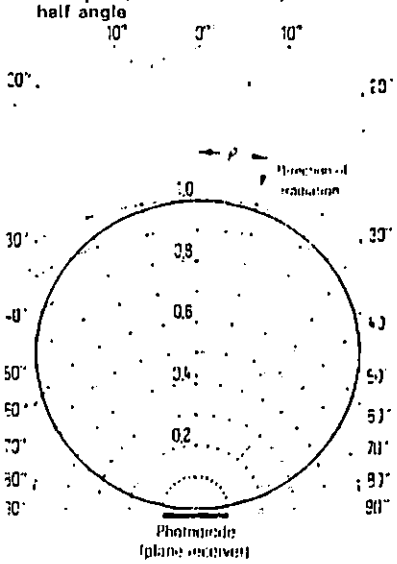
Relative spectral sensitivity versus wavelength



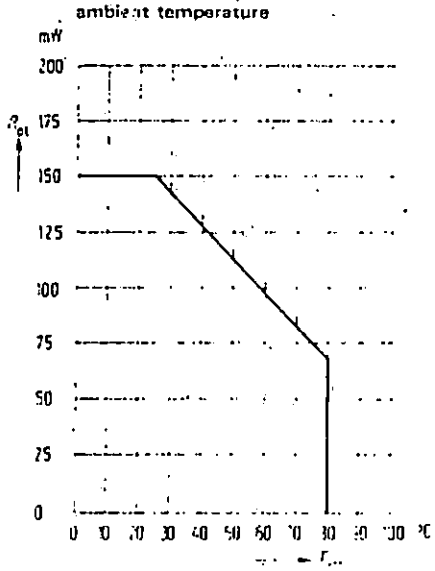
Photocurrent versus illuminance



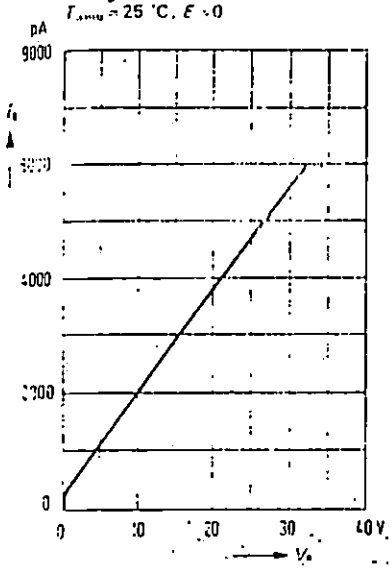
Directional characteristic
Relative spectral sensitivity versus half angle



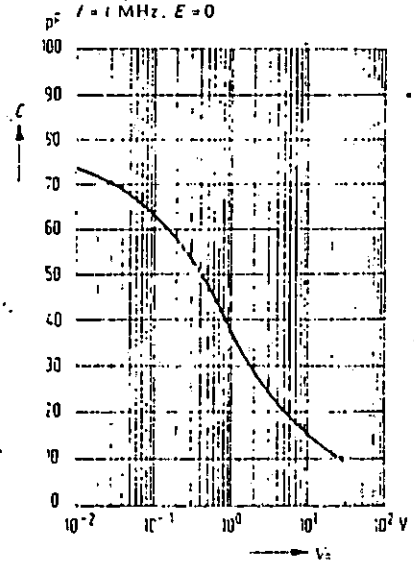
Total power dissipation versus ambient temperature



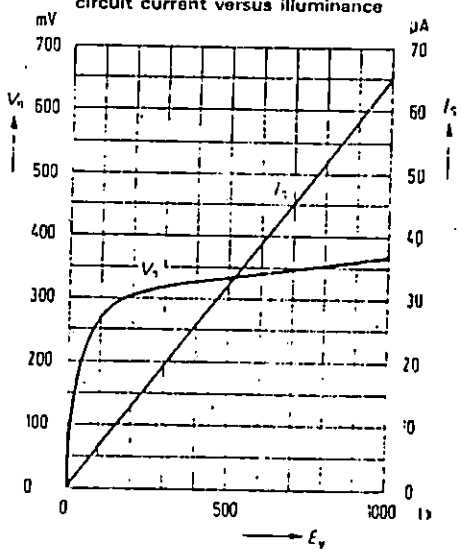
Dark current versus reverse voltage
T_{amb} = 25 °C, E = 0



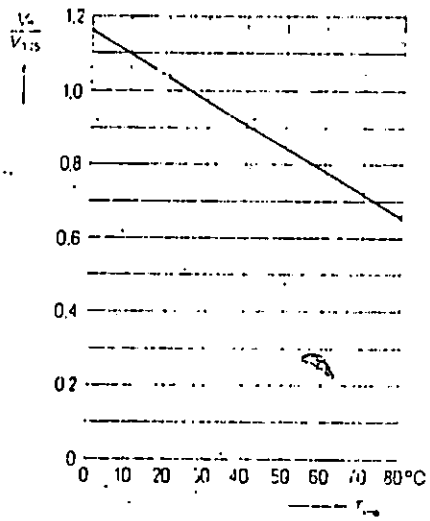
Capacitance versus reverse voltage
f = 1 MHz, E = 0



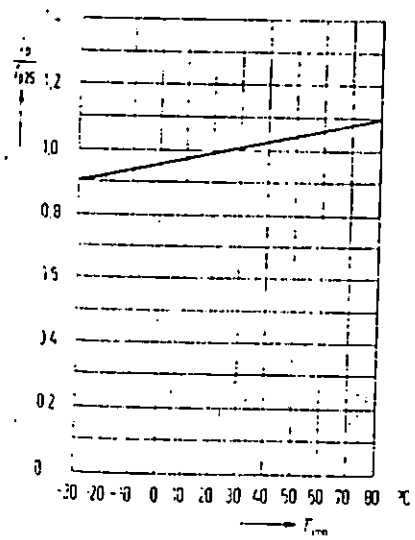
Open-circuit voltage and short-circuit current versus illuminance



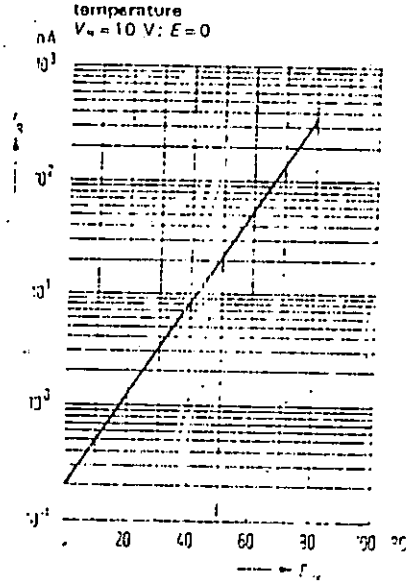
Open-circuit voltage versus ambient temperature



Photocurrent versus ambient temperature



Dark current versus ambient temperature
$V_o = 10$ V; $E = 0$



Internally Trimmed Precision IC Multiplier

AD534

FEATURES

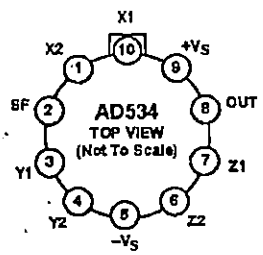
- Pretrimmed to ±0.25% max 4-Quadrant Error (AD534L)
- All Inputs (X, Y and Z) Differential, High Impedance for $[(X_1 - X_2)(Y_1 - Y_2)/10\ V] + Z_2$ Transfer Function
- Scale-Factor Adjustable to Provide up to X100 Gain
- Low Noise Design: 90 μV rms, 10 Hz–10 kHz
- Low Cost, Monolithic Construction
- Excellent Long Term Stability

APPLICATIONS

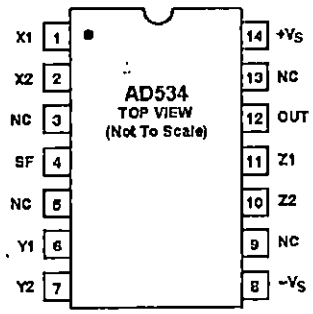
- High Quality Analog Signal Processing
- Differential Ratio and Percentage Computations
- Algebraic and Trigonometric Function Synthesis
- Wideband, High-Crest rms-to-dc Conversion
- Accurate Voltage Controlled Oscillators and Filters
- Available In Chip Form

PIN CONFIGURATIONS

TO-100 (H-10A) Package

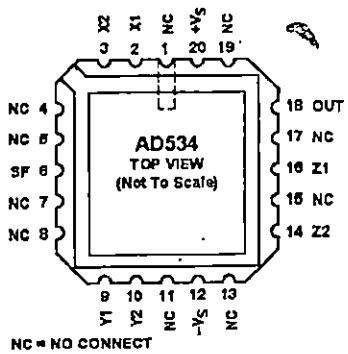


TO-116 (D-14) Package



NC = NO CONNECT

LCC (E-20A) Package



NC = NO CONNECT

PRODUCT DESCRIPTION

The AD534 is a monolithic laser trimmed four-quadrant multiplier divider having accuracy specifications previously found only in expensive hybrid or modular products. A maximum multiplication error of ±0.25% is guaranteed for the AD534L without any external trimming. Excellent supply rejection, low temperature coefficients and long term stability of the on-chip thin film resistors and buried Zener reference preserve accuracy even under adverse conditions of use. It is the first multiplier to offer fully differential, high impedance operation on all inputs, including the Z-input, a feature which greatly increases its flexibility and ease of use. The scale factor is pretrimmed to the standard value of 10.00 V; by means of an external resistor, this can be reduced to values as low as 3 V.

The wide spectrum of applications and the availability of several grades commend this multiplier as the first choice for all new designs. The AD534J (±1% max error), AD534K (±0.5% max) and AD534L (±0.25% max) are specified for operation over the 0°C to +70°C temperature range. The AD534S (±1% max) and AD534T (±0.5% max) are specified over the extended temperature range, –55°C to +125°C. All grades are available in hermetically sealed TO-100 metal cans and TO-116 ceramic DIP packages. AD534J, K, S and T chips are also available.

PROVIDES GAIN WITH LOW NOISE

The AD534 is the first general purpose multiplier capable of providing gains up to X100, frequently eliminating the need for separate instrumentation amplifiers to precondition the inputs. The AD534 can be very effectively employed as a variable gain differential input amplifier with high common-mode rejection. The gain option is available in all modes, and will be found to simplify the implementation of many function-fitting algorithms such as those used to generate sine and tangent. The utility of this feature is enhanced by the inherent low noise of the AD534: 90 μV, rms (depending on the gain), a factor of 10 lower than previous monolithic multipliers. Drift and feedthrough are also substantially reduced over earlier designs.

UNPRECEDENTED FLEXIBILITY

The precise calibration and differential Z-input provide a degree of flexibility found in no other currently available multiplier. Standard MDSSR functions (multiplication, division, squaring, square-rooting) are easily implemented while the restriction to particular input/output polarities imposed by earlier designs has been eliminated. Signals may be summed into the output, with or without gain and with either a positive or negative sense. Many new modes based on implicit-function synthesis have been made possible, usually requiring only external passive components. The output can be in the form of a current, if desired, facilitating such operations as integration.

REV. A

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties which may result from its use. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices.

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.
Tel: 617/329-4700 Fax: 617/326-8703

AD534—SPECIFICATIONS (@ T_A = +25°C, $\pm V_S$ = 15 V, R ≥ 2 kΩ)

Model	AD534J Min	AD534J Typ	AD534J Max	AD534K Min	AD534K Typ	AD534K Max	AD534L Min	AD534L Typ	AD534L Max	Units
MULTIPLIER PERFORMANCE										
Transfer Function		$\frac{(X_1-X_2)(Y_1-Y_2)}{10\,V}+Z_2$			$\frac{(X_1-X_2)(Y_1-Y_2)}{10\,V}+Z_2$			$\frac{(X_1-X_2)(Y_1-Y_2)}{10\,V}+Z_2$		
Total Error[1] (−10 V ≤ X, Y ≤ +10 V)			±1.0			±0.5			±0.25	%
T_A = min to max		±1.5			±1.0			±0.5		%
Total Error vs. Temperature		±0.022			±0.015			±0.008		%/°C
Scale Factor Error (SF = 10.000 V Nominal)[2]		±0.25			±0.1			±0.1		%
Temperature-Coefficient of Scaling Voltage		±0.02			±0.01			±0.005		%/°C
Supply Rejection (±15 V ± 1 V)		±0.01			±0.01			±0.01		%
Nonlinearity, X (X = 20 V p-p, Y = 10 V)		±0.4			±0.2	±0.3		±0.10	±0.12	%
Nonlinearity, Y (Y = 20 V p-p, X = 10 V)		±0.2			±0.1	±0.1		±0.005	±0.1	%
Feedthrough[3], X (Y Nulled, X = 20 V p-p 50 Hz)		±0.3			±0.15	±0.3		±0.05	±0.12	%
Feedthrough[3], Y (X Nulled, Y = 20 V p-p 50 Hz)		±0.01			±0.01	±0.1		±0.003	±0.1	%
Output Offset Voltage		±5	±30		±2	±15		±2	±10	mV
Output Offset Voltage Drift		200			100			100		µV/°C
DYNAMICS										
Small Signal BW (V_{OUT} = 0.1 rms)		1			1			1		MHz
1% Amplitude Error (C_{LOAD} = 1000 pF)		50			50			50		kHz
Slew Rate (V_{OUT} 20 p-p)		20			20			20		V/µs
Settling Time (to 1%, ΔV_{OUT} = 20 V)		2			2			2		µs
NOISE										
Noise Spectral-Density SF = 10 V		0.8			0.8			0.8		µV/√Hz
SF = 3 V[4]		0.4			0.4			0.4		µV/√Hz
Wideband Noise f = 10 Hz to 5 MHz		1			1			1		mV/rms
f = 10 Hz to 10 kHz		90			90			90		µV/rms
OUTPUT										
Output Voltage Swing	±11			±11			±11			V
Output Impedance (f ≤ 1 kHz)		0.1			0.1			0.1		Ω
Output Short Circuit Current										
(R_L = 0, T_A = min to max)		30			30			30		mA
Amplifier Open Loop Gain (f = 50 Hz)		70			70			70		dB
INPUT AMPLIFIERS (X, Y and Z)[5]										
Signal Voltage Range (Diff. or CM		±10			±10			±10		V
Operating Diff.)		±12			±12			±12		V
Offset Voltage X, Y		±5	±20		±2	±10		±2	±10	mV
Offset Voltage Drift X, Y		100			50			50		µV/°C
Offset Voltage Z		±5	±30		±2	±15		±2	±10	mV
Offset Voltage Drift Z		200			100			100		µV/°C
CMRR	60	80		70	90		70	90		dB
Bias Current		0.8	2.0		0.8	2.0		0.8	2.0	µA
Offset Current		0.1			0.1			0.05	0.2	µA
Differential Resistance		10			10			10		MΩ
DIVIDER PERFORMANCE										
Transfer Function ($X_1 > X_2$)		$10\,V\frac{(Z_2-Z_1)}{(X_1-X_2)}+Y_1$			$10\,V\frac{(Z_2-Z_1)}{(X_1-X_2)}+Y_1$			$10\,V\frac{(Z_2-Z_1)}{(X_1-X_2)}+Y_1$		
Total Error[1] (X = 10 V, −10 V ≤ Z ≤ +10 V)		±0.75			±0.35			±0.2		%
(X = 1 V, −1 V ≤ Z ≤ +1 V)		±2.0			±1.0			±0.8		%
(0.1 V ≤ X ≤ 10 V, −10 V ≤ Z ≤ 10 V)		±2.5			±1.0			±0.8		%
SQUARE PERFORMANCE										
Transfer Function		$\frac{(X_1-X_2)^2}{10\,V}+Z_2$			$\frac{(X_1-X_2)^2}{10\,V}+Z_2$			$\frac{(X_1-X_2)^2}{10\,V}+Z_2$		
Total Error (−10 V ≤ X ≤ 10 V)		±0.6			±0.3			±0.2		%
SQUARE-ROOTER PERFORMANCE										
Transfer Function ($Z_1 \le Z_2$)		$\sqrt{10\,V(Z_2-Z_1)}+X_2$			$\sqrt{10\,V(Z_2-Z_1)}+X_2$			$\sqrt{10\,V(Z_2-Z_1)}+X_2$		
Total Error[1] (1 V ≤ Z ≤ 10 V)		±1.0			±0.5			±0.25		%
POWER SUPPLY SPECIFICATIONS										
Supply Voltage		±15			±15			±15		V
Rated Performance	±8		±18	±8		±18	±8		±18	V
Operating										
Supply Current		4	6		4	6		4	6	mA
Quiescent										
PACKAGE OPTIONS										
TO-100 (H-10A)		AD534JH			AD534KH			AD534LH		
TO-116 (D-14)		AD534JD			AD534KD			AD534LD		
Chips		AD534J Chips			AD534K Chips					

NOTES

[1]Figures given are percent of full scale, ±10 V (i.e., 0.01% = 1 mV).

[2]May be reduced down to 3 V using external resistor between $-V_S$ and SF.

[3]Irreducible component due to nonlinearity; excludes effect of offsets.

[4]Using external resistor adjusted to give SF = 3 V.

[5]See Functional Block Diagram for definition of sections.

Specifications subject to change without notice.

Specifications shown in boldface are tested on all production units at final electrical test. Results from those tests are used to calculate outgoing quality levels. All min and max specifications are guaranteed, although only those shown in boldface are tested on all production units.

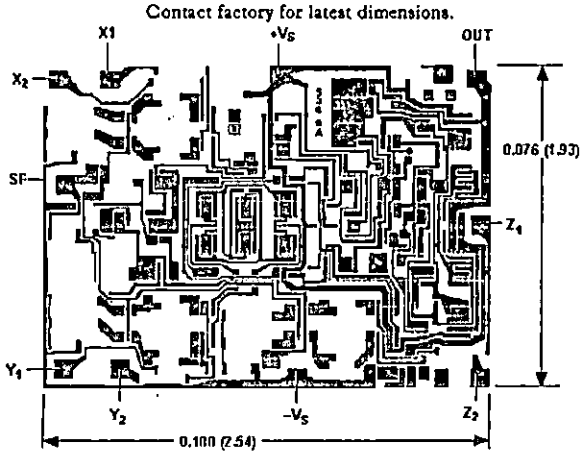
Model	AD534S Min	AD534S Typ	AD534S Max	AD534T Min	AD534T Typ	AD534T Max	Units
MULTIPLIER PERFORMANCE							
Transfer Function		$\frac{(X_1-X_2)(Y_1-Y_2)}{10\,V}+Z_2$			$\frac{(X_1-X_2)(Y_1-Y_2)}{10\,V}+Z_2$		
Total Error[1] (−10 V ≤ X, Y ≤ +10 V)			±1.0			±0.5	%
T_A = min to max			±2.0		±1.0		%
Total Error vs. Temperature			±0.02			±0.01	%/°C
Scale Factor Error (SF = 10.000 V Nominal)[2]		±0.25			±0.1		%
Temperature-Coefficient of Scaling Voltage		±0.02				±0.005	%/°C
Supply Rejection (±15 V ± 1 V)		±0.01			±0.01		%
Nonlinearity, X (X = 20 V p-p, Y = 10 V)		±0.4			±0.2	±0.3	%
Nonlinearity, Y (Y = 20 V p-p, X = 10 V)		±0.2			±0.1	±0.1	%
Feedthrough[3], X (Y Nulled, X = 20 V p-p 50 Hz)		±0.3			±0.15	±0.3	%
Feedthrough[3], Y (X Nulled, Y = 20 V p-p 50 Hz)		±0.01			±0.01	±0.1	%
Output Offset Voltage		±5	±30		±2	±15	mV
Output Offset Voltage Drift			500			300	µV/°C
DYNAMICS							
Small Signal BW (V_{OUT} = 0.1 rms)		1			1		MHz
1% Amplitude Error (C_{LOAD} = 1000 pF)		50			50		kHz
Slew Rate (V_{OUT} 20 p-p)		20			20		V/µs
Settling Time (to 1%, ΔV_{OUT} = 20 V)		2			2		µs
NOISE							
Noise Spectral-Density SF = 10 V		0.8			0.8		µV/√Hz
SF = 3 V[4]		0.4			0.4		µV/√Hz
Wideband Noise f = 10 Hz to 5 MHz		1.0			1.0		mV/rms
f = 10 Hz to 10 kHz		90			90		µV/rms
OUTPUT							
Output Voltage Swing	±11			±11			V
Output Impedance (f ≤ 1 kHz)		0.1			0.1		Ω
Output Short Circuit Current (R_L = 0, T_A = min to max)		30			30		mA
Amplifier Open Loop Gain (f = 50 Hz)		70			70		dB
INPUT AMPLIFIERS (X, Y and Z)[5]							
Signal Voltage Range (Diff. or CM		±10			±10		V
Operating Diff.)		±12			±12		V
Offset Voltage X, Y		±5	±20		±2	±10	mV
Offset Voltage Drift X, Y		100			150		µV/°C
Offset Voltage Z		±5	±30		±2	±15	mV
Offset Voltage Drift Z			500			300	µV/°C
CMRR	60	80		70	90		dB
Bias Current		0.8	2.0		0.8	2.0	µA
Offset Current		0.1			0.1		µA
Differential Resistance		10			10		MΩ
DIVIDER PERFORMANCE							
Transfer Function ($X_1 > X_2$)		$10\,V\frac{(Z_2-Z_1)}{(X_1-X_2)}+Y_1$			$10\,V\frac{(Z_2-Z_1)}{(X_1-X_2)}+Y_1$		
Total Error[1] (X = 10 V, −10 V ≤ Z ≤ +10 V)		±0.75			±0.35		%
(X = 1 V, −1 V ≤ Z ≤ +1 V)		±2.0			±1.0		%
(0.1 V ≤ X ≤ 10 V, −10 V ≤ Z ≤ 10 V)		±2.5			±1.0		%
SQUARE PERFORMANCE							
Transfer Function		$\frac{(X_1-X_2)^2}{10\,V}+Z_2$			$\frac{(X_1-X_2)^2}{10\,V}+Z_2$		
Total Error (−10 V ≤ X ≤ 10 V)		±0.6			±0.3		%
SQUARE-ROOTER PERFORMANCE							
Transfer Function ($Z_1 \le Z_2$)		$\sqrt{10\,V(Z_2-Z_1)}+X_2$			$\sqrt{10\,V(Z_2-Z_1)}+X_2$		
Total Error[1] (1 V ≤ Z ≤ 10 V)		±1.0			±0.5		%
POWER SUPPLY SPECIFICATIONS							
Supply Voltage							
Rated Performance		±15			±15		V
Operating	±8		±22	±8		±22	V
Supply Current							
Quiescent		4	6		4	6	mA
PACKAGE OPTIONS							
TO-100 (H-10A)		AD534SH			AD534TH		
TO-116 (D-14)		AD534SD			AD534TD		
E-20A		AD534SE			AD534TE		
Chips		AD534S Chips			AD534T Chips		

AD534

CHIP DIMENSIONS AND BONDING DIAGRAM

Dimensions shown in inches and (mm).

Contact factory for latest dimensions.



THE AD534 IS AVAILABLE IN LASER-TRIMMED CHIP FORM

Thermal Characteristics

Thermal Resistance θ_{JC} = 25°C/W for H-10A

θ_{JA} = 150°C/W for H-10A

θ_{JC} = 25°C/W for D-14 or E-20A

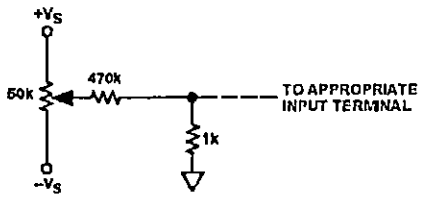
θ_{JA} = 95°C/W for D-14 or E-20A

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

	AD534J, K, L	AD534S, T
Supply Voltage	±18 V	±22 V
Internal Power Dissipation	500 mW	*
Output Short-Circuit to Ground	Indefinite	*
Input Voltages, X_1 X_2 Y_1 Y_2 Z_1 Z_2	$\pm V_S$	*
Rated Operating Temperature Range	0°C to +70°C	–55°C to +125°C
Storage Temperature Range	–65°C to +150°C	*
Lead Temperature Range, 60 s Soldering	+300°C	*

*Same as AD534J Specs.

OPTIONAL TRIMMING CONFIGURATION



ORDERING GUIDE

Model	Temperature Range	Package Description	Package Option
AD534JD	0°C to +70°C	Side Brazed DIP	D-14
AD534KD	0°C to +70°C	Side Brazed DIP	D-14
AD534LD	0°C to +70°C	Side Brazed DIP	D-14
AD534JH	0°C to +70°C	Header	H-10A
AD534KH	0°C to +70°C	Header	H-10A
AD534LH	0°C to +70°C	Header	H-10A
AD534J Chip	0°C to +70°C	Chip	
AD534K Chip	0°C to +70°C	Chip	
AD534SD	–55°C to +125°C	Side Brazed DIP	D-14
AD534SD/883B	–55°C to +125°C	Side Brazed DIP	D-14
AD534TD	–55°C to +125°C	Side Brazed DIP	D-14
AD534TD/883B	–55°C to +125°C	Side Brazed DIP	D-14
JM38510/13902BCA	–55°C to +125°C	Side Brazed DIP	D-14
JM38510/13901BCA	–55°C to +125°C	Side Brazed DIP	D-14
AD534SE	–55°C to +125°C	LCC	E-20A
AD534SE/883B	–55°C to +125°C	LCC	E-20A
AD534TE	–55°C to +125°C	LCC	E-20A
AD534TE/883B	–55°C to +125°C	LCC	E-20A
AD534SH	–55°C to +125°C	Header	H-10A
AD534SH/883B	–55°C to +125°C	Header	H-10A
AD534TH	–55°C to +125°C	Header	H-10A
AD534TH/883B	–55°C to +125°C	Header	H-10A
JM38510/13902BIA	–55°C to +125°C	Header	H-10A
JM38510/13901BIA	–55°C to +125°C	Header	H-10A
AD534S Chip	–55°C to +125°C	Chip	
AD534T Chip	–55°C to +125°C	Chip	

CAUTION

ESD (electrostatic discharge) sensitive device. Electrostatic charges as high as 4000 V readily accumulate on the human body and test equipment and can discharge without detection. Although the AD534 features proprietary ESD protection circuitry, permanent damage may occur on devices subjected to high energy electrostatic discharges. Therefore, proper ESD precautions are recommended to avoid performance degradation or loss of functionality.

FUNCTIONAL DESCRIPTION

Figure 1 is a functional block diagram of the AD534. Inputs are converted to differential currents by three identical voltage-to-current converters, each trimmed for zero offset. The product of the X and Y currents is generated by a multiplier cell using Gilbert's translinear technique. An on-chip "Buried Zener" provides a highly stable reference, which is laser trimmed to provide an overall scale factor of 10 V. The difference between XY/SF and Z is then applied to the high gain output amplifier. This permits various closed loop configurations and dramatically reduces nonlinearities due to the input amplifiers, a dominant source of distortion in earlier designs. The effectiveness of the new scheme can be judged from the fact that under typical conditions as a multiplier the nonlinearity on the Y input, with X at full scale (±10 V), is ±0.005% of F.S.; even at its worst point, which occurs when X = ±6.4 V, it is typically only ±0.05% of F.S. Nonlinearity for signals applied to the X input, on the other hand, is determined almost entirely by the multiplier element and is parabolic in form. This error is a major factor in determining the overall accuracy of the unit and hence is closely related to the device grade.

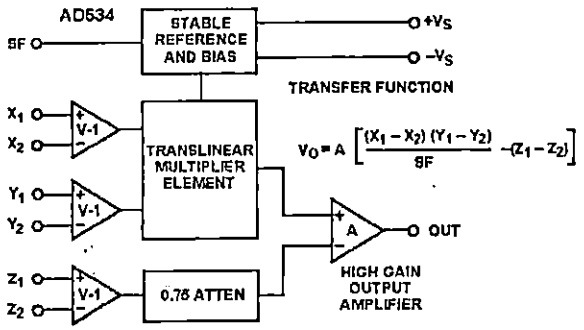


Figure 1. AD534 Functional Block Diagram

The generalized transfer function for the AD534 is given by:

$$V_{OUT} = A\left(\frac{(X_1 - X_2)(Y_1 - Y_2)}{SF} - (Z_1 - Z_2)\right)$$

where A = open loop gain of output amplifier, typically 70 dB at dc

X, Y, Z = input voltages (full scale = ±SF, peak = ±1.25 SF)

SF = scale factor, pretrimmed to 10.00 V but adjustable by the user down to 3 V.

In most cases the open loop gain can be regarded as infinite, and SF will be 10 V. The operation performed by the AD534, can then be described in terms of equation:

$$(X_1 - X_2)(Y_1 - Y_2) = 10\,V\,(Z_1 - Z_2)$$

The user may adjust SF for values between 10.00 V and 3 V by connecting an external resistor in series with a potentiometer between SF and $-V_S$. The approximate value of the total resistance for a given value of SF is given by the relationship:

$$R_{SF} = 5.4K\,\frac{SF}{10 - SF}$$

Due to device tolerances, allowance should be made to vary R_{SF} by ±25% using the potentiometer. Considerable reduction in bias currents, noise and drift can be achieved by decreasing SF. This has the overall effect of increasing signal gain without the customary increase in noise. Note that the peak input signal is always limited to 1.25 SF (i.e., ±5 V for SF = 4 V) so the overall transfer function will show a maximum gain of 1.25. The performance with small input signals, however, is improved by using a lower SF since the dynamic range of the inputs is now fully utilized. Bandwidth is unaffected by the use of this option.

Supply voltages of ±15 V are generally assumed. However, satisfactory operation is possible down to ±8 V (see curve 1). Since all inputs maintain a constant peak input capability of ±1.25 SF some feedback attenuation will be necessary to achieve output voltage swings in excess of ±12 V when using higher supply voltages.

OPERATION AS A MULTIPLIER

Figure 2 shows the basic connection for multiplication. Note that the circuit will meet all specifications without trimming.

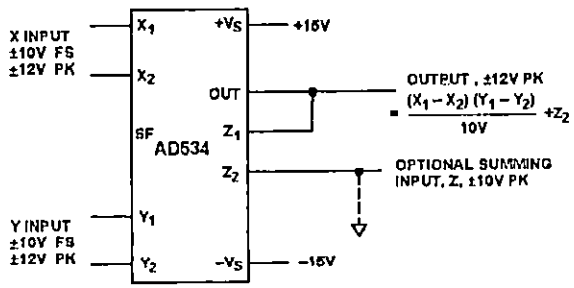


Figure 2. Basic Multiplier Connection

In some cases the user may wish to reduce ac feedthrough to a minimum (as in a suppressed carrier modulator) by applying an external trim voltage (±30 mV range required) to the X or Y input (see Optional Trimming Configuration, page 3). Curve 4 shows the typical ac feedthrough with this adjustment mode. Note that the Y input is a factor of 10 lower than the X input and should be used in applications where null suppression is critical.

The high impedance Z_2 terminal of the AD534 may be used to sum an additional signal into the output. In this mode the output amplifier behaves as a voltage follower with a 1 MHz small signal bandwidth and a 20 V/μs slew rate. This terminal should always be referenced to the ground point of the driven system, particularly if this is remote. Likewise the differential inputs should be referenced to their respective ground potentials to realize the full accuracy of the AD534.

A much lower scaling voltage can be achieved without any reduction of input signal range using a feedback attenuator as shown in Figure 3. In this example, the scale is such that $V_{OUT} = XY$, so that the circuit can exhibit a maximum gain of 10. This connection results in a reduction of bandwidth to about 80 kHz without the peaking capacitor $C_F = 200$ pF. In addition, the output offset voltage is increased by a factor of 10 making external adjustments necessary in some applications. Adjustment is made by connecting a 4.7 MΩ resistor between Z_1 and the slider of a pot connected across the supplies to provide ±300 mV of trim range at the output.

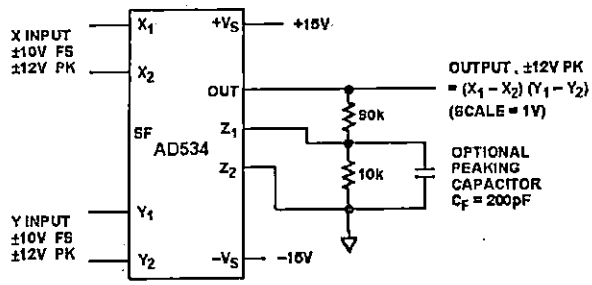


Figure 3. Connections for Scale-Factor of Unity

Feedback attenuation also retains the capability for adding a signal to the output. Signals may be applied to the high impedance Z_2 terminal where they are amplified by +10 or to the common ground connection where they are amplified by +1. Input signals may also be applied to the lower end of the 10 kΩ resistor, giving a gain of −9. Other values of feedback ratio, up to X100, can be used to combine multiplication with gain.

Occasionally it may be desirable to convert the output to a current, into a load of unspecified impedance or dc level. For example, the function of multiplication is sometimes followed by integration; if the output is in the form of a current, a simple capacitor will provide the integration function. Figure 4 shows how this can be achieved. This method can also be applied in squaring, dividing and square rooting modes by appropriate choice of terminals. This technique is used in the voltage-controlled low-pass filter and the differential-input voltage-to-frequency converter shown in the Applications Section.

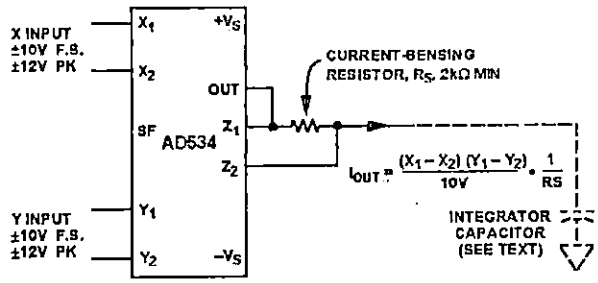


Figure 4. Conversion of Output to Current

OPERATION AS A SQUARER

Operation as a squarer is achieved in the same fashion as the multiplier except that the X and Y inputs are used in parallel. The differential inputs can be used to determine the output polarity (positive for $X_1 = Y_1$ and $X_2 = Y_2$, negative if either one of the inputs is reversed). Accuracy in the squaring mode is typically a factor of 2 better than in the multiplying mode, the largest errors occurring with small values of output for input below 1 V.

If the application depends on accurate operation for inputs that are always less than ±3 V, the use of a reduced value of SF is recommended as described in the FUNCTIONAL DESCRIPTION section (previous page). Alternatively, a feedback attenuator may be used to raise the output level. This is put to use in the difference-of-squares application to compensate for the factor of 2 loss involved in generating the sum term (see Figure 7).

The difference-of-squares function is also used as the basis for a novel rms-to-dc converter shown in Figure 14. The averaging filter is a true integrator, and the loop seeks to zero its input. For this to occur, $(V_{IN})^2 - (V_{OUT})^2 = 0$ (for signals whose period is well below the averaging time-constant) Hence V_{OUT} is forced to equal the rms value of V_{IN}. The absolute accuracy of this technique is very high; at medium frequencies, and for signals near full scale, it is determined almost entirely by the ratio of the resistors in the inverting amplifier. The multiplier scaling voltage affects only open loop gain. The data shown is typical of performance that can be achieved with an AD534K, but even using an AD534J, this technique can readily provide better than 1% accuracy over a wide frequency range, even for crest-factors in excess of 10.

OPERATION AS A DIVIDER

The AD535, a pin for pin functional equivalent to the AD534, has guaranteed performance in the divider and square-rooter configurations and is recommended for such applications.

Figure 5 shows the connection required for division. Unlike earlier products, the AD534 provides differential operation on both numerator and denominator, allowing the ratio of two floating variables to be generated. Further flexibility results from access to a high impedance summing input to Y_1. As with all dividers based on the use of a multiplier in a feedback loop, the bandwidth is proportional to the denominator magnitude, as shown in curve 8.

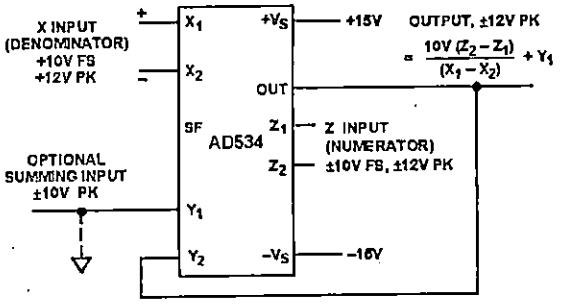


Figure 5. Basic Divider Connection

Without additional trimming, the accuracy of the AD534K and L is sufficient to maintain a 1% error over a 10 V to 1 V denominator range. This range may be extended to 100:1 by simply reducing the X offset with an externally generated trim voltage (range required is ±3.5 mV max) applied to the unused X input (see Optional Trimming Configuration). To trim, apply a ramp of +100 mV to +V at 100 Hz to both X_1 and Z_1 (if X_2 is used for offset adjustment, otherwise reverse the signal polarity) and adjust the trim voltage to minimize the variation in the output.*

Since the output will be near +10 V, it should be ac-coupled for this adjustment. The increase in noise level and reduction in bandwidth preclude operation much beyond a ratio of 100 to 1.

As with the multiplier connection, overall gain can be introduced by inserting a simple attenuator between the output and Y_2 terminal. This option, and the differential-ratio capability of the AD534 are utilized in the percentage-computer application shown in Figure 11. This configuration generates an output proportional to the percentage deviation of one variable (A) with respect to a reference variable (B), with a scale of one volt per percent.

OPERATION AS A SQUARE ROOTER

The operation of the AD534 in the square root mode is shown in Figure 6. The diode prevents a latching condition which could occur if the input momentarily changes polarity. As shown, the output is always positive; it may be changed to a negative output by reversing the diode direction and interchanging the X inputs. Since the signal input is differential, all combinations of input and output polarities can be realized, but operation is restricted to the one quadrant associated with each combination of inputs.

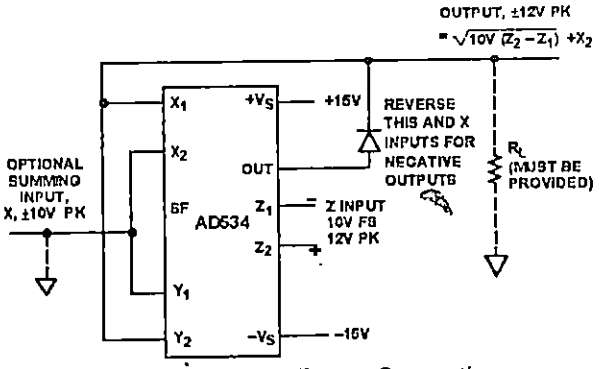


Figure 6. Square-Rooter Connection

In contrast to earlier devices, which were intolerant of capacitive loads in the square root modes, the AD534 is stable with all loads up to at least 1000 pF. For critical applications, a small adjustment to the Z input offset (see Optional Trimming Configuration) will improve accuracy for inputs below 1 V.

*See the AD535 Data Sheet for more details.