

59
2 ej.



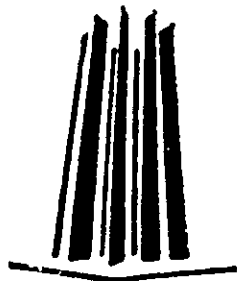
UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

ESCUELA NACIONAL DE ESTUDIOS PROFESIONALES
CAMPUS ARAGON

FUNDAMENTOS EN LA GENERACION Y UTILIZACION DE LOS
RAYOS X EN EQUIPO MEDICO Y DISEÑO DE UN PROTOTIPO
DE MESA RADIOLOGICA TELECOMANDADA DE PROPOSITO
GENERAL.

T E S I S
QUE PARA OBTENER EL TITULO DE:
INGENIERO MECANICO ELECTRICISTA
A R E A : E L E C T R O N I C A
P R E S E N T A :
LEONARDO PANTOJA REBOLLO

DIRECTOR DE TESIS: ING. JUAN GASTALDI PEREZ



MEXICO.

258637

1998.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas Tesis Digitales Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS © PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

DEDICATORIA.

*Cargando el tiempo
para ser fiel a sueños
es ahora un tributo.*

*Y queda
este orgullo que hiera.*

*Lo entrego a ellos :
El recuerdo de mi madre.
Con agradecimiento a mi padre.*

*Retengo el momento
del inicio.
Así se termina.*

*¡ No es cierto !
No te has ido.
Estas aquí.
Conmigo.*

AGRADECIMIENTOS :

Concluir este trabajo hubiera sido imposible sin el respaldo y apoyo de mis hermanos, sobrinos y familiares. Ya fuera aportando ideas, suministrándome información u opinando. Gracias a : Fernando, Enrique, Jesús, Yolanda, Leticia, Isabel, Marlene, Luis Miguel, José Luis y Maribel.

Por igual a las personas que me apoyaron dándome información o explicándome cuestiones medicas. Especialmente a Isabel por sus comentarios sobre cuestiones de protección en el uso de los rayos X.

Finalmente también agradezco a mi asesor por su solidaridad y respaldo sobre un proyecto que resulta un poco extraño y ligeramente ajeno a su especialidad, sin embargo sus opiniones le dieron forma a este proyecto.

INDICE

Pág.

INTRODUCCION.....I

CAPITULO I.
FUNDAMENTOS DE LOS RAYOS X..... 1

PRIMERA PARTE :
CONCEPTOS FISICOS EN LA GENERACION DE LOS RAYOS X

A. Fundamentos generales.....2
B. Conceptos involucrados en la generación de los rayos X.....4
C. Teorías atómicas de los rayos X.....6

SEGUNDA PARTE :
ELEMENTOS DE UN TUBO DE RAYOS X

A. Cubierta de vidrio (Ampolla).....10
B. Cátodo.....11
C. Interrelación ánodo - cátodo : Punto focal.....13
D. Anodo.....14
E. Coraza del tubo de rayos X.....17
F. Magnitudes que influyen en la energía e intensidad de un haz de rayos X..18
G. Datos técnicos de los tubos de rayos X.....20

TERCERA PARTE :
UNIDADES DE MEDICION Y PROTECCION DE LOS RAYOS X

A. Unidades de medición radiológica.....22
B. Atenuación y filtración de la radiación.....24
C. Detección de la radiación.....26
D. Protección radiológica.....28
E. Efectos biológicos sobre el tejido vivo provocados por la radiación.....32

INDICE

CAPITULO II.	
SISTEMA DE EXPLORACION RADIOLOGICO.....	38

PRIMERA PARTE :

GENERADORES DE RAYOS X

A. Conceptos fundamentales.....	39
B. Control de la alta tensión.....	41
C. Generadores de frecuencia media.....	45
D. El convertidor.....	48
E. Circuito de alto voltaje.....	51

SEGUNDA PARTE :

UNIDADES DE EXPLORACION RADIOLOGICA.

A. Mesa de propósito general (Bucky).....	56
B. Sistemas de exploración telecomandados.....	59
C. Conceptos básicos de operación de las unidades de diagnostico radiológico.....	73
D. Justificación de modelo de diseño electrónico propuesto y discriminación de un microprocesador como " cerebro " del diseño.....	77

CAPITULO III.

SUBSISTEMAS RADIOLOGICOS.....	81
--------------------------------------	-----------

PRIMERA PARTE :

SUBSISTEMAS PARA CONTROL DE EXPOSICION E IMAGENES SECCIONALES.

A. Proyecciones y Tomografía lineal.....	82
B. Control automático de exposición.....	84

SEGUNDA PARTE :

GENERACION DE IMAGEN RADIOGRAFICA POR METODOS TELEVISUALES

A. Generación de radiación para obtención de imagen : Fluoroscopia.....	88
B. Obtención de imagen por métodos televisuales.....	90
C. Funcionamiento de los sistemas televisuales.....	99
D. Control automático de radiación en fluoroscopia.....	104

INDICE

TERCERA PARTE :

CONCEPTOS INVOLUCRADOS EN LA CALIDAD DE IMAGEN OBTENIDA Y ACCESORIOS RADIOGRAFICOS.

A. Parámetros de calidad de imagen.....	108
B. Accesorios y parámetros involucrados en la obtención de placas radiograficas.....	114

CAPITULO IV.

FILOSOFIA DE DISEÑO.....	120
--------------------------	-----

PRIMERA PARTE :

MODELOS PARA LA IMPLEMENTACION DEL SISTEMA.

A. Modelo general.....	121
B. Unidad de interfaz Usuario - Unidad de exploración (Pupitre de mando).	122
C. Subsistema para movimientos de control independiente.....	123
D. Subsistema para control de movimientos dependientes.....	124
E. Subsistema para control del seriador.....	125
F. Subsistema de supervisión de fuentes y control de errores.....	126

SEGUNDA PARTE :

ASM - ALGORITMO DE LA MAQUINA DE ESTADOS

A. Elementos de una carta ASM.....	128
B. Modelos de la máquina de estados.....	132
C. Síntesis del diseño realizado por compuertas.....	135
D. Asignamiento de estados.....	136

TERCERA PARTE :

MOTORES Y CONMUTACION.

A. Motores.....	144
B. Motor de pasos.....	149
C. Control de conmutación.....	151
D. Amplificadores de conmutación.....	155

INDICE

CAPITULO V.	
DISEÑO DEL SISTEMA RADIOLOGICO.....	157

PRIMERA PARTE :

ALGORITMOS DEL SISTEMA

A. Carta ASM de movimientos independientes.....	158
B. Carta ASM para : Movimiento longitudinal del tablero para paciente.....	160
C. Carta ASM : Pupitre de control.....	161
D. Algoritmo de búsqueda.....	164
E. Circuito de seguridad.....	166
F. Basculación.....	168
G. Señales de control general.....	168

SEGUNDA PARTE :

CONTROL DE MOTORES DE POTENCIA.

A. Circuitos para movimiento de motor.....	173
B. Circuito del motor a tensión reducida.....	174
C. Circuitos de control del motor.....	176
D. Sistema de activación de contactores y relevadores.....	180
E. Componentes generales.....	181

CAPITULO VI.	
SISTEMA ELECTRONICO DE CONTROL.....	186

PRIMERA PARTE :

CONTROL DE MOVIMIENTOS EN EL SERIADOR

A. Sistema del motor de pasos.....	187
B. Control de potencia del motor de pasos.....	190
C. Componentes generales.....	192

SEGUNDA PARTE :

SISTEMA DEL MOTOR DE PASOS.

A. Funcionamiento global.....	195
B. Generador de secuencia de fases.....	197
C. Etapa de potencia motor de pasos.....	200

INDICE

TERCERA PARTE :

TELEMANDO Y UNIDAD DE CONTROL DIRECTO.

- A. Funcionamiento de los botones y palancas de mando.....205
- B. Implementación electrónica del telemando.....209
- C. Vista frontal del pupitre de control y caja de mando directo.....212

CUARTA PARTE :

FUENTES DE ALIMENTACION.

- A. Diagramas generales.....213

QUINTA PARTE :

SISTEMA SEÑALIZADOR DE FUNCIONAMIENTO.

- A. Sistema general.....217

CAPITULO VII.

APUNTES PARA REALIZACION Y ESTUDIO COMPARATIVO..223

PRIMERA PARTE :

APUNTES PARA REALIZACION.

- A. Funciones mecánicas.....224

SEGUNDA PARTE :

ESTUDIO COMPARATIVO.

- A. Mesas de exploración radiológica marca : Philips.....229
- B. Mesas de exploración radiológica marca : Siemens.....234

CONCLUSIONES.....238

BIBLIOGRAFIA.....243

INTRODUCCION

“ La sensación mas hermosa es el contacto con lo desconocido. Este es el origen del arte y de la ciencia verdaderas. El que nunca haya tenido esa experiencia, el que no sea capaz de entusiasmarse y quedar petrificado ante el asombro, está como muerto : Sus ojos están cerrados “

Albert Einstein.

A lo largo de su historia la humanidad ha buscado el transformar su realidad inmediata, aprender a utilizar la naturaleza y crear herramientas que le ayuden a vivir mejor. Esta labor de especialización, imaginación y creatividad dio origen a un grupo de personas encargadas de satisfacer estos requerimientos de la sociedad, ellos son : Los ingenieros.

Actualmente el desarrollo de la ciencia y la tecnología define el desarrollo industrial y por lo tanto, económico de los países. La piedra de toque de este circulo virtuoso es ; la investigación y su difusión.

Paradójicamente, el desarrollo de la ciencia en nuestros días se da preponderantemente en las áreas medica y militar. Por supuesto, es la ciencia medica el área a explorar y limitada a los campos en los cuales instrumentos creados por el hombre le permiten la exploración del cuerpo humano y el registro de dichos resultados, esto es, el diagnostico de las enfermedades.

Básicamente el diagnostico de las enfermedades apoyado en la tecnología se ha dado en los últimos dos siglos. Siendo hoy imposible la separación de la medicina y sofisticados equipos de diagnostico. Generando ello, la interrelación a nivel salud más importante : Paciente-Médico-Tecnología.

Se puede subdividir a la ingeniería medica de una forma muy libre en dos subgrupos, siendo uno de ellos el de diagnostico y la segunda aquella que es hecha con fines de tratamiento o curativa. En la primera de estas áreas encontramos a todos los aparatos médicos que solo proporcionan información y es el personal de salud los encargados de su interpretación y uso adecuado, el segundo engloba la cura-

INTRODUCCION

ción, tratamiento o control estando aquí el médico usando de forma directa a la tecnología.

Abordar a la ingeniería medica desde el punto de vista del diagnostico es una tarea muy amplia y especializada. Cubre desde un electrocardiógrafo para monitorear el funcionamiento del corazón hasta una resonancia magnética la cual sin entrar en el paciente de forma fisica logra a través de el uso de antenas recibir ondas de radiofrecuencia que el cuerpo genera, reproduciendo con una nitidez y precisión asombrosa partes físicas de el paciente.

Existen sistemas médicos que se pueden aglutinar a partir de un principio común de operación. Es así que a la sombra de un descubrimiento realizado el 8 de noviembre de 1895 por el científico alemán Wilhelm Conrad Röntgen, surge todo un campo en la ingeniería de diagnostico médico : *Los Rayos X*.

Utilizando dicho descubrimiento se pueden no solo “ver” los huesos sino también partes físicas en movimiento ; corazón, intestinos, venas, etc. La posibilidad de uso de los rayos X con fines estrictamente de diagnostico es muy vasta. Así, para el diagnostico del área cardiovascular existen los equipos de angiografía o hemodinamia, en el estudio del cerebro encontramos a los tomógrafos computarizados y por último una área de exploración y diagnostico general del cuerpo humano, sin embargo, dichos aparatos no son menos sofisticados que los antes mencionados, pues con la inclusión de accesorios en ellos pueden ser realizados a satisfacción estudios cardiovasculares o cerebrales.

Dadas las anteriores premisas se llego a una área más especifica y delimitada : *Ingeniería Medica de Diagnostico Utilizando Rayos X en Sistemas de Propósito General*.

Un sistema de propósito general de rayos X, comprende fundamentalmente dos secciones : Generador de rayos X y Mesa de exploración. En relación directa con su nivel de sofisticación es factible la integración de otras partes, las cuales son ; sistema de televisión, equipo para digitalización y almacenamiento de la imagen, jeringas electrónicas, cambiadores rápidos de película y tomógrafo lineal.

La investigación y diseño de un sistema de rayos X de propósito general es algo muy complicado que requiere de un amplio y diversificado grupo de ingenieros para la consecución de este fin, sin embargo es posible el abordarlo como algo modular.

INTRODUCCION

Para conseguir dar una visión global de la operación de estos sistemas de rayos X, la tesis girara en torno a dos apartados.

La primer sección inicia con el capítulo I el cual presenta; conceptos generales en la generación de los rayos X a nivel molecular, forma en que dicha emisión es controlada, elementos constitutivos de un tubo de rayos X y visión de un aspecto fundamental al trabajar con este tipo de radiación, la protección para el ser humano. El capítulo II muestra en forma detallada como opera un generador de rayos X, secciones principales, principios en la generación de la alta tensión y su consiguiente control, finaliza este capítulo con la explicación de que es una mesa radiológica, tipos y explicación pormenorizada del principio de funcionamiento de cada uno de sus elementos constitutivos. Por último el capítulo III expone tópicos de calidad de imagen, abarcando ; película radiografica, forma de obtener imagen de esta manera y la forma en la que es posible obtener imagen utilizando un sistema de televisión.

El fin perseguido en este primer apartado, es el generar una memoria escrita que pueda funcionar como un curso introductorio a el estudio de los rayos X, contemplando su generación y aprovechamiento desde el punto de vista de la ingeniería medica.

Desafortunadamente el diseño y comercialización de partes constitutivas de sistemas médicos en nuestro país es sumamente escaso y por consecuencia, nuestros centros hospitalarios tanto públicos como privados son completamente dependientes de compañías transnacionales. En la posibilidad de acceder a estos niveles de conocimiento encontramos una área que coloca a la imaginación y la creatividad en un lugar preponderante, desplazando a sofisticados equipos de medición y prueba, dicho campo es : *El diseño de mesas radiológicas.*

Resulta factible el diseñar un equipo de exploración radiológica que satisfaga requerimientos comerciales, de funcionalidad y calidad, todo lo anterior en un entorno de bajo perfil económico, más aun, que pueda ser usado en conjunción con generadores de baja potencia o portátiles de rayos X.

Dadas las anteriores premisas la segunda etapa de la tesis consiste en la presentación de un proyecto de mesa radiológica de propósito general con consola de mando separada.

INTRODUCCION

No se pretende ser exhaustivo y concluyente, sino simplemente dar los conceptos teóricos y prácticos que vuelvan factible el tomar este trabajo como una aportación a la fabricación de un sistema real.

El capítulo IV presenta los conceptos técnicos involucrados en el diseño y da las bases para entender los algoritmos de control de funcionamiento mostrados en su parte final, además de conceptos involucrados con los tipos de motores seleccionados y modelos generales de operación. La exposición continua mostrando el capítulo V las cartas ASM de operación para los diferentes subsistemas, continuando con una revisión de implementación de la etapa de potencia para control de los elementos mecánicos, tanto para subsistemas de potencia como para componentes de muy baja capacidad. También presenta que tipos de señales serán sensadas y cual será el código de error correspondiente.

Por último el capítulo VI contiene conceptos generales de implementación electrónica, explicándose principio de funcionamiento y la forma en la que se relaciona con los demás componentes del sistema.

Cabe aclarar que todos los conceptos vertidos en esta segunda parte procuran dar una visión global de lo que implicaría realizar la fabricación de un equipo médico de estas características. Además, no es posible el crear físicamente ciertas secciones pues basan su operación en ser parte de un todo. Lo propuesto es dar las bases de operación desde el punto de vista médico y aportar conocimientos prácticos que validan la presentación del prototipo mostrado, asegurando que el inicio fue el correcto, siendo solo eso ; el inicio.

Para concluir, el capítulo VII da un repaso de modelos existentes en el mercado concluyendo con tablas comparativas.

La última sección entrega las conclusiones a las que la realización de la tesis llevo.



CAPITULO I

FUNDAMENTOS DE LOS RAYOS X.

PRIMERA PARTE

CONCEPTOS FÍSICOS EN LA GENERACIÓN DE LOS RAYOS X.

A. Fundamentos generales.

Los átomos de los que están formados todas las sustancias comprenden una región central llamada núcleo, y alrededor de ella otra región periférica constituida por una nube de electrones. El núcleo a su vez está constituido por neutrones y protones, a la suma de neutrones y protones se le conoce como número de masa.

Normalmente los átomos se encuentran en estado eléctricamente neutro (mismo número de electrones y de protones). Dicho número constituye el número atómico Z , el cual determina sus propiedades. Los electrones giran alrededor del núcleo describiendo órbitas, las cuales se agrupan por niveles o capas, a las que se designa con las letras; K, L, M, N, O, P y Q, en orden de menor a mayor distancia del núcleo. A cada órbita corresponde un nivel energético determinado para el sistema constituido por el electrón que la recorre. Las órbitas más cercanas al núcleo corresponden a los niveles de energía más bajo y son los preferentemente ocupados por los electrones.

Es posible provocar el desplazamiento de los electrones atómicos desde sus órbitas normales a otras de mayor energía, suministrándoles la energía necesaria para efectuar el "salto". Se dice entonces que el átomo se haya en estado excitado. Cuando los electrones desplazados vuelven a sus órbitas normales, se libera la energía correspondiente mediante la liberación de fotones de radiación electromagnética conocida como *radiación X*.

Los rayos X pertenecen a un grupo de radiaciones, llamada radiación electromagnética. La radiación electromagnética es el transporte de energía a través de el espacio como una combinación de campos eléctricos y magnéticos (de ahí su nombre).

FUNDAMENTOS DE LOS RAYOS X

La radiación electromagnética (EM) es producida por una carga (usualmente una partícula cargada) siendo acelerada. Su inverso es también verdadero, esto es, una carga siendo acelerada emitirá radiación EM.

La radiación EM es propagada a través del espacio en forma de ondas y no necesitan de un medio, esto es, pueden ser propagadas en el vacío. Las ondas de todo tipo tienen una longitud de onda y frecuencia asociadas. La distancia entre dos sucesivas crestas, o a través de ellas es la longitud de onda de ella y esta dada por el símbolo λ . El número de ondas pasando un punto particular en una unidad de tiempo es llamada la frecuencia y esta dada por el símbolo ν , la velocidad de dicha onda viene dada por la ecuación 1.1.

$$V = \lambda \times \nu \quad (1.1)$$

La radiación EM siempre viaja a la misma velocidad en el vacío, la cual es usualmente referida como la velocidad de la luz y esta dada por el símbolo c , por ello la anterior relación queda como sigue:

$$c = \lambda \nu \quad (1.2)$$

donde;

c = velocidad de la luz

λ = longitud de onda (metros)

ν = frecuencia (por segundo)

Dado que todos los tipos de radiación EM tienen la misma velocidad, la frecuencia de la radiación debe ser inversamente proporcional a su longitud de onda. Todos los tipos de radiación en el espectro electromagnético difieren básicamente en su longitud de onda. La longitud de onda de una onda de radio puede ser de 5 millas de longitud, mientras que una onda típica de rayos X es de solo 1 billón de pulgada. La longitud de onda de los rayos X para diagnostico es extremadamente corta y es usualmente expresada en unidades de Angstrom (\AA). Un Angstrom es 10^{-10} metros. La longitud de onda de los rayos X es entre 1 y 0.1\AA .

La longitud de onda de una onda electromagnética determina como interactua esta con la materia.

FUNDAMENTOS DE LOS RAYOS X

Un completo espectro de radiación electromagnética cubre un amplio rango de longitudes de onda y frecuencia. Algunos miembros de el grupo, listados en orden de decrecimiento, se listan en la tabla I.1.

Radio, televisión, radar	3×10^5 a 1 cm
Radiación infrarroja	0.01 a 0.00008 cm (8000 Å)
Luz visible	7 500 (0.000075 cm) a 3 900 Å
Radiación ultravioleta	3 900 a 20 Å
Rayos X blandos	100 a 1 Å
Rayos X para diagnostico	1 a 0.1 Å
Rayos X para terapia y rayos gamma	0.1 a 10^{-4} Å

Tabla I.1. Espectro de ondas electromagnéticas.

El concepto de ondas de radiación electromagnética explica porque estas pueden ser reflejadas, refractadas, difractadas y polarizadas. Sin embargo hay algunos fenómenos que no pueden ser explicados por el concepto de onda.

B. Conceptos involucrados en la generación de los rayos X.

Cortas ondas electromagnéticas, tales como los rayos X, pueden reaccionar con la materia como si ellas fueran partículas en lugar de ondas. Estas partículas son en realidad discretos paquetes de energía, y cada uno de estos paquetes de energía es llamado un *quantum* o un *fotón*. Los fotones viajan a la velocidad de la luz. El aumento de energía llevado por cada uno de los quantum, o fotón, depende de la frecuencia (ν) de la radiación.

La radiación electromagnética al actuar en forma de cuantos o paquetes de energía, teniendo cada uno un valor definido de energía y momento. Entre mayor sea su longitud de onda, menor será su energía. Las ondas electromagnéticas son portadoras de energía, pero los efectos que esta pueda surtir, dependen de la frecuencia de las mismas y consiguientemente de su longitud de onda

Cuando un cuanto con energía suficiente, penetra en una sustancia o material, puede actuar sobre un átomo o molécula neutra con una fuerza suficiente para remover un electrón de un átomo, diciéndose en este caso

FUNDAMENTOS DE LOS RAYOS X

que el átomo ha sido ionizado. En dicho proceso de ionización el átomo o molécula adquiere una carga eléctrica positiva o negativa mediante la extracción o adición de electrones. Los electrones producidos en la primera interacción de la radiación ionizante, pueden a su vez producir más ionización en los átomos que se encuentran en su trayectoria hasta perder su energía. Cuando se le ha privado de un electrón se dice que el átomo está simplemente ionizado, doblemente cuando se le ha privado de dos electrones, etc. Al decrecer el nivel de energía del cuanto incidente, cesa la ionización pero pueden ocurrir colisiones inelásticas entre dichos cuantos y los átomos, dando origen a la emisión de radiación no ionizante, característica de estos átomos.

La parte o región ionizante del espectro electromagnético, es aquella en la cual los cuantos poseen energía suficiente para remover electrones orbitales y producir pares de iones en los átomos o moléculas del medio con el que interaccionan. Comúnmente se consideran como ionizantes, la radiación gamma y los rayos X.

El aumento actual de energía de el fotón puede ser calculado multiplicando su frecuencia por una constante, llamada constante de Planck con valor de 4.13×10^{-18} KeV. Su expresión matemática es:

$$E = h \nu \quad (1.3)$$

donde;

E = energía del fotón
h = constante de Planck
 ν = frecuencia

La unidad usada para medir la energía del fotón es el electrón-volt (eV). Un electrón-volt es el aumento de energía que un electrón gana cuando es acelerado por una diferencia de potencial de 1 volt.

Usualmente se refiere a los rayos X en términos de su energía, en lugar de su longitud de onda, por ello relacionando, las dos anteriores ecuaciones, resultaría:

$$E = hc / \lambda \quad (1.4)$$

FUNDAMENTOS DE LOS RAYOS X

El producto de la velocidad de la luz (c) y la constante de Planck (h) es de 12.4 donde la unidad de energía es el KeV y la longitud de onda es en Angstroms, la ecuación final mostrando la relación entre energía y longitud de onda es:

$$E = 12.4 / \lambda \quad (1.5)$$

A la reacción de reacomodo de los electrones para llenar lugares vacantes en un átomo cuando este ha sido ionizado, a la radiación provocada se conoce como rayos X.

Los rayos X de mayor energía son emitidos cuando los electrones saltan desde las capas más exteriores a las más profundas de los átomos pesados como consecuencia de una pérdida de energía en la desaceleración por el cambio de nivel. Estos rayos se originan abundantemente cuando un haz de electrones, de varias decenas o centenas de KeV de energía choca contra un blanco de átomo pesado.

C. Teorías atómicas de los rayos X.

Los rayos X son generados por dos diferentes procesos cuando los electrones a alta velocidad pierden energía en el material que esta siendo bombardeado con los electrones, dicho material es comúnmente de tungsteno, la selección de este material será explicado posteriormente. El primero de dichos procesos involucra la reacción de los electrones con el núcleo de el átomo de tungsteno, produciendo rayos X que son llamados radiación general o bremstrahlung. La segunda corresponde a la colisión entre electrones a alta velocidad y los electrones en la superficie de el objetivo bombardeado, produciendo radiación característica.

■ Radiación general. (Bremsstrahlung).

Cuando un electrón pasa cerca de el núcleo de un átomo de tungsteno, la carga positiva de el núcleo actúa en la carga negativa de el electrón. El electrón es atraído hacia el núcleo y este así se defleciona de su dirección original. El electrón puede perder energía y ser lentamente disminuida cuando su dirección cambia. La energía perdida por el electrón es

FUNDAMENTOS DE LOS RAYOS X

emitida directamente en la forma de un fotón de radiación. La figura I.1 es una representación de la producción de bremsstrahlung.

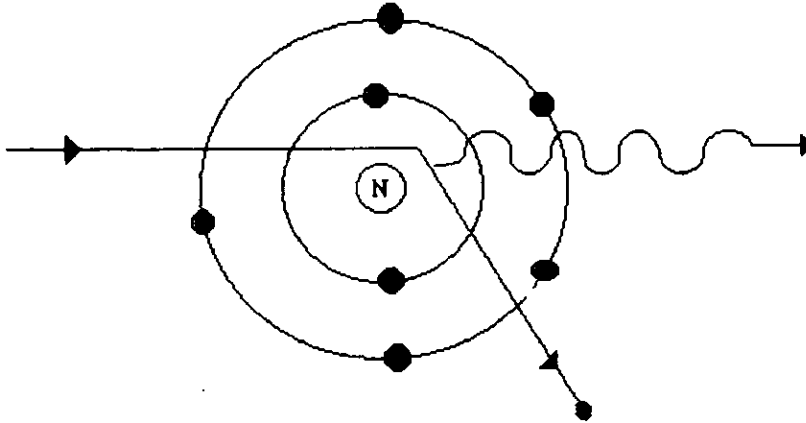


Figura I.1 Generación de radiación general.

Muchos electrones que golpean el objetivo pierden su energía después de interactuar con un número de átomos. Los electrones pierden parte de su energía en la forma de radiación cada vez que son "frenados". Los electrones penetran a través de muchas capas atómicas para poder perder toda su energía; por esta razón no todos los rayos X son producidos en la superficie del objetivo. Ocasionalmente el electrón colisionara directamente con el núcleo, de este tipo de colisión toda la energía de el electrón aparecerá como un simple fotón de rayos X. Estos factores anteriores causan una amplia distribución en la energía de la radiación producida por este fenómeno de frenado. La mayoría de la radiación tendrá muy poca energía y aparecerá como calor. Pocos rayos X surgirán, debido a que el 99 % de todas las reacciones producen calor.

La energía de el fotón de rayos X emitido resultará de la desaceleración que sufra el electrón en el campo eléctrico de el núcleo dependiendo de cuan cerca pase el electrón del núcleo, la energía del mismo y la carga de el núcleo.

La longitud de onda de los rayos X varían en su espectro de frecuencia, dicha variación es producida por las diferencias de energía con la cual el electrón alcanza el objetivo y por el hecho de que la mayoría de los electrones pierden su energía en etapas. La energía de cada fotón corresponde a la energía cinética perdida por el electrón rápido cada vez que se produce este efecto. La producción de Bremsstrahlung puede ser apre-

FUNDAMENTOS DE LOS RAYOS X

ciable para electrones rápidos, pero es totalmente despreciable en el frenado de partículas pesadas. La fracción de energía que se convierte en Bremsstrahlung aumenta con el incremento de la energía del electrón y con el incremento del número atómico del material absorbedor.

En síntesis; cuando un electrón con cierta energía cinética es desacelerado al interaccionar con los campos eléctricos en la nube electrónica de los átomos del medio. La pérdida de la energía cinética es convertida en radiación electromagnética conocida como Bremsstrahlung. En realidad son rayos X con energía tan grande como lo permita la energía inicial del electrón desacelerado. Concluyendo, surge radiación X, a partir de la desaceleración brusca de los electrones, al chocar en un blanco de número atómico grande.

■ Radiación característica.

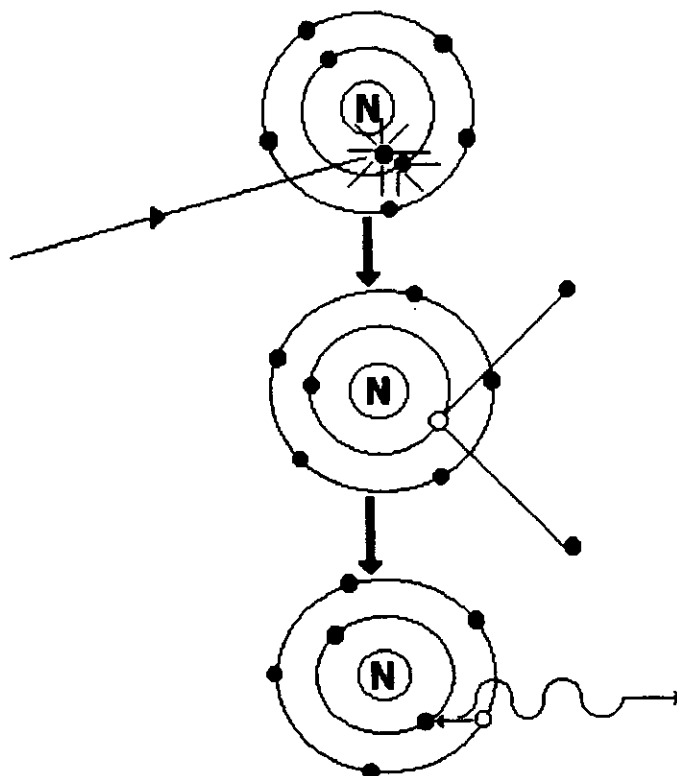


Figura I.2 Generación de radiación característica.

La radiación característica se produce cuando el electrón bombardeando el objetivo rechaza electrones de su órbita inherente de los átomos de el material absorbedor. La remoción de un átomo, por ejemplo, de tungsteno origina que el átomo tenga exceso de carga positiva, y el átomo se

FUNDAMENTOS DE LOS RAYOS X

convierte en un ion positivo. En el proceso de retornar a su estado normal, el átomo ionizado de tungsteno tiene que eliminar el exceso de energía en una o dos maneras. Un electrón adicional (llamado un electrón Auger) puede ser expulsado por el átomo y llevarse el exceso de energía. La expulsión de un electrón Auger no produce rayos X, una forma alternativa de eliminar el exceso de energía es que el átomo emita energía que este dentro del rango de longitud de onda de los rayos X, a la radiación producida de esta forma se le denomina radiación característica porque la longitud de onda de los rayos X producidos son característicos de el átomo que a sido ionizado. La figura 1.2 ilustra este proceso.

La contribución de la radiación característica a la radiación total llega a estar entre 10 y 28 % de el total en el rango de 80 a 150 Kvp, en niveles mayores o menores de kilovoltaje su contribución es prácticamente despreciable.

SEGUNDA PARTE

ELEMENTOS DE UN TUBO DE RAYOS X.

El medio a través de el cual es realizada la conversión de energía de una nube de electrones, los cuales al ser abruptamente desacelerados en un material absorbedor, generan los rayos X, es conocido como el tubo de rayos X. Para comprender su funcionamiento e interrelación entre sus partes constitutivas, se estudiarán separadamente cada uno de sus elementos.

Los elementos básicos de un tubo de rayos X son mostrados en la figura I.3 . A lo largo de este apartado se describirá el diseño de el tubo de rayos X y la forma en la que los rayos X son producidos.

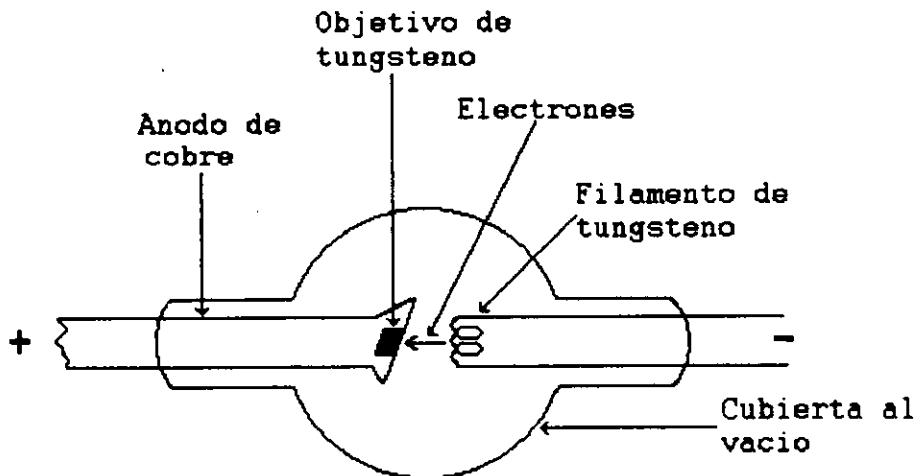


Figura I.3 Elementos de un tubo de RX de ánodo estacionario.

A. Cubierta de vidrio (Ampolla).

Es necesario sellar los dos electrodos de el tubo de rayos X al vacío, si el gas estuviera presente dentro del tubo, los electrones que fueran acelerados hacia el objetivo (ánodo) colisionarían con las moléculas de gas, perdiendo energía y causando electrones secundarios para ser rechaza-

FUNDAMENTOS DE LOS RAYOS X

dos por las moléculas del gas. Por este proceso (ionización) electrones adicionales estarían disponibles para ser acelerados hacia el ánodo. Obviamente esta producción de electrones secundarios no podrían ser satisfactoriamente controlados. Su presencia resultaría en una variación en el número y, más importante, en la reducción de la velocidad de los electrones incidiendo hacia el blanco. Lo anterior ocasionaría una amplia variación en la corriente de tubo y en la energía de los rayos X producidos, el propósito de el vacío en los modernos tubos de rayos X es para permitir que el número y aceleración de los electrones pueda ser controlado independientemente.

La forma y tamaño de los tubos de rayos X son especialmente diseñados para prevenir descargas eléctricas entre los electrodos.

Los alambres de conexión deben ser sellados dentro de la pared de gas de el tubo de rayos X. Durante la operación de el mismo, ambos, la ampolla de cristal y los alambres de conexión son calentados a altas temperaturas. Debido a su diferencia en el coeficiente de expansión, muchos metales se expanden más que el vidrio cuando son calentados. Esta diferencia en la expansión podría causar que el sellado metal-vidrio se rompiera y destruiría en vacío en el tubo de no ser tomadas en cuenta ciertas precauciones. Debido a ello aleaciones especiales, que tienen aproximadamente el mismo coeficiente de expansión lineal como borosilicato de vidrio son generalmente usados en tubos de rayos X.

B. Cátodo.

La terminal negativa de el tubo de rayos X es llamada el cátodo, en referencia a un tubo de rayos X, los términos cátodo y filamento pueden ser usados indistintamente, una relación no valida en otros tubos de diodos. Además de el filamento, el cual es la fuente de los electrones para el tubo de rayos X el cátodo tiene otros dos elementos. Estos son los alambres de conexión, los cuales son la fuente de voltaje (promedio de 10 v) y amperaje (entre 3 y 5 amp) que calienta el filamento y una copa metálica de enfocamiento. La cantidad de rayos X producidos depende completamente de el número de electrones que fluyen desde el filamento a el ánodo de el tubo. La corriente de el tubo, medida en miliamperes, se refiere a

FUNDAMENTOS DE LOS RAYOS X

el número de electrones fluyendo por segundo desde el filamento a el blanco.

El filamento es hecho de alambre de tungsteno de aproximadamente 0.2 mm de diámetro, el cual es hecho espiral y mide aproximadamente 1 cm de longitud. Cuando la corriente fluye a través de este fino alambre de tungsteno, este llega a estar muy caliente. Cuando un metal es calentado sus átomos absorben energía térmica, y algunos de los electrones en el metal adquieren suficiente energía para conseguir ellos moverse pequeñas distancias desde la superficie de el metal (normalmente, los electrones pueden moverse dentro de un metal, pero no pueden escapar del mismo). Su escape es referido como un proceso de emisión termoionica, el cual puede ser definido como la emisión de electrones resultantes de la absorción de energía térmica. Un simple alambre de tungsteno debe ser calentado en una temperatura de al menos 2 200 °C para emitir un número útil de electrones (termoiones), el tungsteno no es un material tan eficiente como otros materiales (tales como aleaciones de tungsteno) usados en tubos de electrones, dicho material es usado en tubos de rayos X, sin embargo, porque puede ser usado en alambres delgados que son aceptablemente resistentes, tiene un alto punto de fundición, el cual es de 3 370 °C, y una muy baja tendencia a vaporizarse, así como también, hecho en filamentos tiene una razonablemente larga vida.

Electrones emitidos desde el filamento de tungsteno forman una pequeña nube en las inmediaciones vecinas de el filamento. Esta colección de electrones, cargados negativamente forman lo que es llamado la **carga espacial**. Esta nube de carga negativa tiende a impedir que otros electrones sean emitidos desde el filamento hasta que ellos hayan adquirido suficiente energía térmica para vencer la fuerza causada por la carga espacial. La tendencia de la carga espacial a limitar la emisión de más electrones desde el filamento es llamado el efecto de carga espacial. Cuando los electrones dejan el filamento, la perdida de carga negativa causa que el filamento tenga carga positiva, el filamento entonces atrae algunos electrones emitidos de regreso hacia el mismo. Cuando un filamento es calentado a su temperatura de emisión, un estado de equilibrio es rápidamente alcanzado. En equilibrio, el número de electrones retornando a el filamento es igual al número de electrones que son emitidos. Como resultado, el número de electrones en la carga espacial permanece constante, con el número actual dependiendo de la temperatura de el filamento.

FUNDAMENTOS DE LOS RAYOS X

Las altas corrientes que pueden ser producidas por el uso de emisión termoionica son posibles debido al gran número de electrones que pueden ser acelerados desde el cátodo a el ánodo de el tubo de rayos X.

La corriente de electrones a través de un tubo de rayos X es en una sola dirección únicamente de cátodo a ánodo. Originado en las fuerzas de mutua repulsión y el gran número de electrones, esta nube de electrones tendería a expandirse en todas direcciones y resultaría en un bombardeo de una área inaceptable del ánodo, esto es prevenido por un dispositivo colocado en el cátodo llamado **copa de enfocamiento** el cual rodea el filamento. Cuando el tubo de rayos X esta conduciendo, la copa de enfocamiento es mantenida a el mismo potencial negativo que el filamento. La copa de enfocamiento es diseñada para que las fuerzas eléctricas que causan la nube de electrones converjan dentro del blanco del ánodo en el tamaño y forma requerido. La copa de enfocamiento es usualmente fabricada de molibdeno.

Los modernos tubos de rayos X, pueden ser fabricados con uno o dos filamentos. Cada uno de los filamentos consiste de un espiral de alambre, son montados lado a lado ó uno arriba de el otro con uno siendo más grande que el otro. Es importante el comprender que solo un filamento es usado al momento de la exposición de rayos X, el filamento más largo es usado generalmente para largas exposiciones. El filamento nunca debe ser calentado por periodos de tiempo mayores a los necesarios.

C. Interrelación ánodo-cátodo: Punto focal.

Del apartado anterior se concluye que la nube de electrones direccionada por la copa de enfocamiento llega a el ánodo en un punto delimitado de su superficie, para conseguir el adecuado aprovechamiento de esta carga espacial en la generación de rayos X en el ánodo se desarrollo la teoría conocida como; **principio de la línea de enfocamiento**.

La mancha focal es el área de el objetivo de tungsteno (ánodo) que es bombardeada por electrones desde el cátodo. La mayoría de la energía de los electrones es convertida en calor, menos del 1 % de dicha energía es convertida en rayos X. Debido a que el calor es uniformemente distri-

FUNDAMENTOS DE LOS RAYOS X

buido sobre la mancha focal, una mancha focal más grande permite la acumulación de mayores aumentos de calor antes de que algún daño al objetivo de tungsteno pueda ocurrir. El problema surgido de la necesidad por una mancha focal aceptablemente grande para permitir grandes cargas de calor, y la necesidad de una área focal pequeña para producir buen detalle radiografico, fue resuelta en 1918 con el desarrollo de el principio de la línea de enfocamiento, la figura I.4 esquematiza dicho principio.

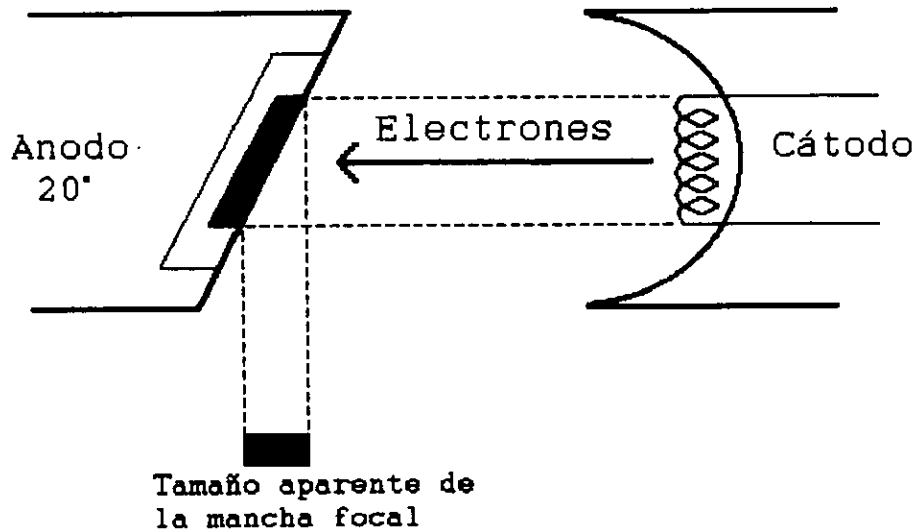


Figura I.4 Principio de la línea focal.

El tamaño y forma de la mancha focal son determinados por el tamaño y forma de la nube de electrones cuando golpea el ánodo. El bombardeo de la nube de electrones a el objetivo, la superficie de la cual es inclinada para que forme un ángulo con el plano perpendicular a el rayo incidente, dicho ángulo varia desde 6 hasta 20°. Es evidente por esta razón, que el tamaño de la aparente o efectiva mancha focal es considerablemente más pequeña que la de la mancha focal real. Así, cuando la angulación del ánodo es hecha más pequeña, la aparente mancha focal también llega a ser más pequeña. Así, los más modernos tubos de rayos X tienen una angulación de 6° y una mancha focal de 0.3 mm.

D. Ánodo.

Los ánodos de los tubos de rayos X son de dos tipos, fijo o giratorio. Por otro lado el material utilizado en su fabricación determina cuanta ra-

FUNDAMENTOS DE LOS RAYOS X

diación (cantidad) será producida por un voltaje aplicado dado. El número atómico más alto de los átomos del ánodo creará un mayor número en la producción de rayos X, concluyendo, el número atómico con el cual fue fabricado el ánodo determina la cantidad de radiación por frenado producida, así como también la calidad de energía de la radiación característica. Los dos materiales más comúnmente usados son tungsteno y molibdeno.

■ Ánodo fijo.

El ánodo fijo de un tubo de rayos X consiste de un pequeño plato de tungsteno de 2 o 3 mm de espesor, que es incrustado en una masa más grande de cobre. La angulación del ánodo es usualmente de 15 a 20 °.

El pequeño objetivo de tungsteno debe ser adherido a la porción mucho más grande de cobre para facilitar la disipación de calor. El cobre es un mejor conductor de calor que el tungsteno, así el cobre sirve para incrementar la capacidad térmica de el ánodo y aumentar la rapidez de enfriamiento. El tamaño de el objetivo de tungsteno es considerablemente más grande que el área bombardeada por la nube de electrones, esto es necesario dada lo relativamente bajo que es el punto de fusión de el cobre (1 070 °C). Una simple exposición puede elevar la temperatura del área bombardeada de el objetivo de tungsteno por 1 000 °C o más. Esta alta temperatura es alcanzada por cualquier metal localizado en la vecindad de el objetivo.

■ Ánodo giratorio.

Con el desarrollo de los generadores de rayos X se consiguió generar grandes valores de potencia, el factor limitante en la salida de un circuito de rayos X, llega a ser el mismo tubo de rayos X. La capacidad del tubo de rayos X para conseguir altos rangos de rayos X esta limitado por el calor generado por el ánodo.

Para aumentar más todavía la resistencia del ánodo al calor, se ideó el ánodo giratorio. El filamento se dispone de manera que dirija la corriente de electrones contra el borde en bisel del disco de tungsteno. Así pues, la posición de el punto focal permanece fija en el espacio mientras el ánodo circular gira rápidamente durante la exposición, proporcionando continuamente una superficie más fría para recibir la corriente de electrones.

FUNDAMENTOS DE LOS RAYOS X

De esta manera el calor se distribuye sobre una área circular ancha y para las mismas condiciones de exposición, la zona del punto focal puede disminuirse en más de un sexto del tamaño requerido en los tubos de ánodo fijo.

El principio del ánodo giratorio es usado para producir tubos de rayos X capaces de resistir el calor generado por grandes exposiciones. El ánodo giratorio consiste de un gran disco de tungsteno, o una aleación de tungsteno, el cual teóricamente gira a una velocidad de cerca de 3 600 revoluciones por minuto, cuando una exposición es hecha. El diámetro de el disco de tungsteno determina la longitud total de el surco de el objetivo y obviamente afecta la máxima carga permisible de el ánodo. Diámetros típicos de discos varían de 75 a 100 mm, aunque un tubo con alta capacidad puede tener un ánodo de 5 pulgadas de diámetro.

Para hacer que el ánodo gire, algunos problemas mecánicos deben ser tomados en cuenta, dado que el ánodo esta contenido dentro de el tubo de vidrio al vacío. La potencia para el efecto de rotación es suministrada por un campo magnético producido por las bobinas de el estator que rodean el cuello de el tubo de rayos X fuera de la cubierta de vidrio. La figura 1.5 muestra los elementos que contiene un tubo de rayos X de ánodo giratorio.

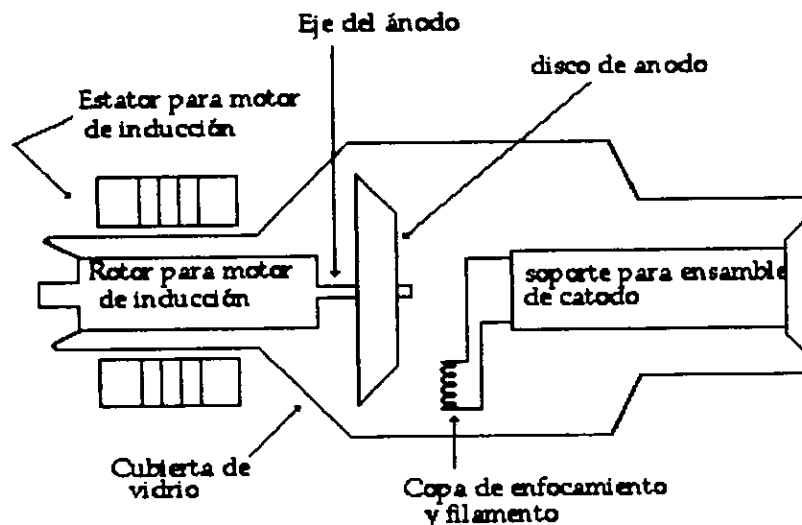


Figura 1.5 Componentes de un tubo de RX de ánodo giratorio.

La disipación del calor en un tubo de ánodo giratorio es otro problema. Como ya se mencionó dado el impacto de los electrones, el resultado preponderante es calor (aproximadamente 99 %). Este calor debe elimi-

FUNDAMENTOS DE LOS RAYOS X

narse del punto focal en la forma más eficaz posible, para evitar que se funda el metal y se dañe el tubo. Los fabricantes de tubos emplean varios métodos para enfriar el punto focal. El más sencillo consiste en colocar en la parte posterior del blanco (mancha focal) un metal que sea buen conductor de calor, como el cobre, y extender el cobre hacia afuera de el tubo en forma de radiador.

El calor en el disco sólido de tungsteno es disipado por radiación a través de el espacio de las paredes de el vidrio, siendo este rodeado por aceite dentro de su coraza metálica.

E. Coraza del tubo de rayos X.

Aunque usualmente pensamos que los rayos X salen en la dirección deseada únicamente, en realidad ellos son emitidos con más o menos igual intensidad en todas las direcciones desde el objetivo, además los rayos X son esparcidos en todas direcciones siguiendo a colisiones con varias estructuras que están dentro y alrededor de el tubo. El uso de corazas porta-tubo sirve para absorber la radiación primaria y secundaria que podría de otra forma producir una alta radiación innecesaria alrededor de el tubo que dañaría a el paciente, operarios, y no sería clínicamente útil. Solo los rayos útiles salen del tubo a través de una pequeña mirilla.

Otra función importante de la coraza es el suministrar aislamiento para el alto voltaje requerido para generar rayos X.

Así el tubo de rayos X esta contenido dentro de la coraza de el tubo y dentro de la coraza rodeando al tubo esta el aceite, la coraza es cuidadosamente sellada para excluir el aire, con el fin de prevenir ruptura de el aislamiento o de la coraza, dadas las temperaturas excesivas que llega a alcanzar el aceite. El calor de el aceite es absorbido a través de el metal de la coraza de el tubo para ser disipado en la atmósfera.

FUNDAMENTOS DE LOS RAYOS X

F. Magnitudes que influyen en la energía e intensidad de un haz de rayos X.

Cuando una diferencia de potencial es aplicada entre el cátodo y el ánodo, los electrones fluyen a través de el filamento a el ánodo para producir la corriente de tubo. Si el potencial aplicado a través de el tubo es insuficiente para provocar que casi todos los electrones puedan ser lanzados, desde el filamento en el instante en el que son emitidos, una carga residual espacial existirá sobre el filamento, esto provoca que se limite el número de electrones disponibles y por consiguiente el flujo de electrones en el tubo de rayos X. De la gráfica mostrada en la figura I.6 se puede observar que hasta 40 Kvp, un incremento en el kilovoltaje produce un incremento significativo en la corriente del tubo de rayos X, aunque la calefacción del filamento permanece constante. Arriba de 40 Kvp cualquier incremento de kilovoltaje produce muy pequeños cambios en la corriente de tubo, de este ejemplo se desprende el punto de saturación de el tubo de rayos X.

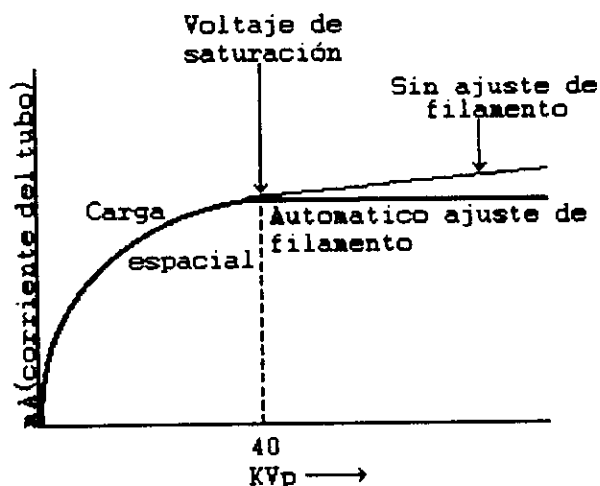


Figura I.6 Voltaje de saturación.

Es preciso aclarar que el kilovoltaje no tiene nada que ver con el número de electrones que componen el haz que va del cátodo al ánodo. El kilovoltaje controla la velocidad de cada electrón, que a su vez produce una acción muy importante sobre los rayos X generados en el punto focal.

Como consecuencia de lo anterior y observando en la figura I.6 se concluye que la energía de el electrón esta determinada por el kilovoltaje de pico utilizado. Por esta razón, el Kvp determina la energía máxima

FUNDAMENTOS DE LOS RAYOS X

(calidad) de los rayos X producidos, además altas técnicas de kilo voltaje incrementarían también la cantidad de rayos X producidos. El aumento de la radiación produce incrementos con el cuadrado de el kilovoltaje. La longitud de onda de la radiación característica producida por el ánodo no es cambiada por el Kvp usado, aunque, por supuesto, el kilovoltaje aplicado debe ser lo suficientemente alto para provocar la radiación característica.

El número de electrones está controlado por la temperatura (el grado de incandescencia) del filamento catódico. Este control se obtiene ajustando la corriente de filamento. Cuánto más caliente está el filamento, más electrones se emiten para formar la corriente del tubo de rayos X. Este flujo de electrones es medido en segundos, por lo que la corriente del tubo viene dada en mAs (mili-Amperes-segundo). Esto es, calibrar el aparato de rayos X para unos mAs específicos, quiere decir, ajustar la temperatura de el filamento para que produzca la corriente indicada.

El número de rayos X producidos depende obviamente de el número de electrones que golpean el ánodo de el tubo de rayos X. El número de electrones depende directamente de la corriente de tubo utilizada (mA). A más alto miliamperaje, mayor número de electrones producidos, consecuentemente se producen más rayos X.

Por último, la intensidad de los rayos que salen de el tubo de rayos X no es uniforme a través de todas las porciones del rayo. La intensidad del rayo depende de el ángulo al cual los rayos son emitidos desde la mancha focal, dicha variación es conocida como el **efecto Heel**.

La intensidad de el rayo hacia el ánodo es menor que la que está angulada hacia el cátodo. La disminución de intensidad de los rayos X que son emitidos y están más cercanamente paralelos a la superficie angulada de el objetivo es causada por la absorción de algunos de los fotones de rayos X por el ánodo mismo.

Tres aspectos clínicos de importancia se desprenden de esta circunstancia;

1. La intensidad de la película expuesta en el lado de el ánodo es significativamente menor que la colocada hacia el lado del cátodo.

FUNDAMENTOS DE LOS RAYOS X

2. El efecto Heel es menos notorio cuando son utilizadas muy grandes distancias foco-película.
3. El efecto heel es muy poco notorio si se usan tamaños de película radiográfica muy pequeños.

G. Datos técnicos de los tubos de rayos X.

Hay diferentes fabricantes de tubos de rayos X, sin embargo los principios de operación antes expuestos valen para todos los modelos.

Existen componentes asociados a un tubo de rayos X los cuales son independientes del fabricante siendo sus características de diseño y operación muy similares. Tales son :

1. Coraza porta-tubo de aluminio con recubrimiento interno de plomo.
2. Membrana. Esto es una cámara de expansión que suministra adecuada compensación para diferentes temperaturas en sus rangos de operación.
3. Termostato. Montado en el extremo del ánodo de la coraza para conectarse a circuitería externa para proteger a la coraza de excesivo calor y presión. Contacto normalmente cerrado.

Los fabricantes de tubos de rayos X son : Varian, Eureka, Siemens, Philips, Toshiba, Picker, General Electric, y Eimac. Con el fin de presentar un compendio técnico que muestre las especificaciones dadas por el fabricante se hará referencia a un solo fabricante.

■ Tubos de rayos X : Eureka.

Este fabricante se dedica exclusivamente a la fabricación de tubos de rayos X que puedan ser utilizados por las diferentes marcas creadoras de sistemas radiológico. Las características de sus unidades son las siguientes :

1. Siendo los modelos EMERALD y DIAMOND de ánodo giratorio trabajan con un estator convencional y requieren un capacitor de recorrimiento

FUNDAMENTOS DE LOS RAYOS X

- de fase, en 60 Hz y 3 450 r.p.m. su valor es de 24 - 30 mfd, en tanto que para 180 Hz y 10 000 r.p.m. se requiere uno de 6 mfd.
2. Se necesita un circuito de frenado externo dado que son sistemas de alta velocidad.
 3. El cable para conexión que sale del lado del ánodo lleva las siguientes señales ; Común para estator, Alimentación estator, Recorrimiento de fase estator, Termostato, Termostato, y Tierra.
 4. Filtración inherente 0.6 mm de Al.
 5. Ampolla fabricada con borosilicato.
 6. Diámetro del ánodo ; 73 mm.
 7. Capacidad de almacenamiento de calor ; 1 300 000 HU (Heat Units).
 8. Relación de enfriamiento de 15 000 HU / min sin circulación de aire y de 30 000 HU / min con circulación de aire.
 9. Anodo de Tungsteno molibdeno de 12° y 16°.
 10. Manchas focales (filamentos) de ; 1.0 mm y 2.0 mm.
 11. Peso de la ampolla sin coraza ; 1.43 Kg.
 12. Máximo voltaje ánodo a cátodo ; 150 KVp para DIAMOND y 125 KVp para EMERALD.
 13. Máxima corriente de filamento continua, 3.3 A o un valor al cual produzca una corriente de tubo de 3 mA o menor de 80 KVp.
 14. Potencia máxima de 22 kW para filamento de 1.0 mm y de 47 kW para el filamento de 2.0 mm.
 15. Dimensiones exteriores de la ampolla ; 244 mm de largo por 108 mm de ancho.
 16. Dimensiones de la coraza ; 496 mm de largo por 188 mm de ancho.
 17. Peso del cabezal de rayos X ; 24.5 Kg.

TERCERA PARTE

UNIDADES DE MEDICIÓN Y PROTECCIÓN DE LOS RAYOS X.

A. Unidades de medición radiológica.

En radiología se usa ampliamente la ionización de los gases para medir la calidad y la cantidad de los rayos X (dosimetría), además la definición de la unidad de cantidad de rayos X, el Röntgen (r) esta totalmente basado en las propiedades ionizantes de los rayos X. Se deduce de ello que en la aplicación médica de los rayos X se puede expresar la cantidad de energía radiante incidente durante un tiempo dado en una unidad de superficie del paciente en unidades físicas de energía, es decir, en julios o en la unidad derivada ergio. Se estaría entonces inclinado, siguiendo la costumbre medica usual, a referirse a la energía radiante en ergios recibida por la piel del paciente como la: *dosis*.

En la practica la unidad de "dosis" radiologica no es el ergio o el vatio/cm² sino el Röntgen definido internacionalmente como; la cantidad de radiación X o gamma tal que la emisión corpuscular en 0,001293 g de aire produce iones que conducen una unidad electrostática de cantidad de electricidad de cualquier signo. El que la unidad de radiación X se haya basado finalmente en la ionización producida por los rayos y no en el ennegrecimiento producido en una película fotográfica, se debe a la facilidad y exactitud con que se puede medir la radiación en el aire.

Es posible derivar una unidad de dosis médicamente útil de la cantidad de rayos X absorbida. La Comisión Internacional de Unidades Radiológicas ha establecido esta medida médica de la dosificación como la *dosis absorbida*, que se define así: La dosis absorbida de cualquier radiación ; es la cantidad de energía impartida a la materia por las partículas ionizantes por unidad de masa de material irradiado en el lugar de que se trate. Se expresará en *rads*, que significa (radiation absorbed dose - dosis de radiación absorbida).

FUNDAMENTOS DE LOS RAYOS X

Como es natural el rad no puede usarse para medir la radiación directa del tubo de rayos X como unidad física independiente ya que 1 rad de energía de rayos X absorbida en distintas clases de material absorbente corresponde a distintas cantidades de radiación directa (primaria) recibida. La relación entre la dosis en röntgens y la dosis en rades esta dada por la ecuación 1.6.

$$\text{dosis absorbida en rades} = \text{dosis en röntgens} \times 0,834 \times F \quad (1.6)$$

en la cual F es un factor que depende de la longitud de onda de la radiación incidente y del medio absorbente.

Las unidades fundamentales de medición radiologica y sus interrelaciones y equivalencias se listan a continuación, todo ello basado en el sistema internacional de medidas (SI).

El Gray (Gy) es unidad SI de dosis de energía de radiación ionizante y equivalente a julio / kilogramo. Sustituye al rad (rd).

El sievert (Sv) es la unidad SI de equivalencia de dosis. Sustituirá al rem.

El coulombio por Kg (C Kg) es la unidad SI de dosis ionica. Sustituye el röntgen (R) no esta previsto un nombre especial para esta unidad.

El gray por segundo (Gy/s) es la unidad SI de dosis instantánea de energía.

Algunas equivalencias:

$$\begin{array}{lll} 1 \text{ rad} = 0,01 \text{ Gy} & ; & 1 \text{ Gy} = 100 \text{ rd} & ; & 1 \text{ rem} = 0,01 \text{ Sv} \\ 1 \text{ Sv} = 100 \text{ rem} & ; & 1 \text{ R} = 2,58 \times 10^4 \text{ C/kg} & ; & 1 \text{ rd/s} = 0,01 \text{ Gy/s} \end{array}$$

En protección radiologica es necesario contar con una relación numérica bien definida entre la dosis absorbida y el efecto biológico que produce. La dosis absorbida es insuficiente para predecir la severidad o la posibilidad del efecto bajo condiciones no especificadas, por ello, se ha introducido otra cantidad que correlaciona mejor con los efectos más importantes. Esta cantidad se denomina equivalente de dosis, su unidad era el rem y ahora es el Sievert (Sv).

FUNDAMENTOS DE LOS RAYOS X

Cabe hacer notar que aunque la dosis absorbida y el equivalente de dosis tienen las mismas unidades fundamentales es conveniente que tengan un nombre distinto para enfatizar que se trata de dos cantidades diferentes, ya que la dosis absorbida es un concepto aplicable para cualquier tipo de material e intensidad de radiación, mientras que el equivalente de dosis se refiere al posible efecto en el tejido, únicamente para intensidades bajas de radiación y solamente para fines de protección radiológica; no puede aplicarse en condiciones de accidente donde existan altas dosis.

B. Atenuación y Filtración de la radiación.

Atenuación es la reducción de la intensidad de los rayos X cuando atraviesan la materia, por la absorción o deflexión de fotones de el rayo. Un alto porcentaje de los fotones de energía baja son atenuados por los primeros centímetros de la materia, así la calidad (energía) de los fotones restantes se incrementa cuando el rayo pasa a través de un material absorbedor. El aumento de la atenuación depende de la energía de la radiación (longitud de onda) y tres características de los materiales: número atómico, densidad y electrones por gramo. Incrementando la energía de la radiación se incrementa el número de fotones transmitidos, mientras que incrementando el número atómico, densidad o electrones por gramo decreta la transmisión. En términos del kilovoltaje lo anterior se expresaría así: Es preciso aplicar voltajes altos a los tubos de rayos X para producirlos, cuando se emplean kilovoltajes bajos los rayos X tienen una longitud de onda mayor y son absorbidos fácilmente. Se llaman rayos X *blandos*.

La densidad es uno de los más importantes factores que originan atenuación y la calidad de la imagen radiográfica depende de las diferencias en el material. Generalmente, con el incremento de el número atómico, el número de electrones por gramo se decreta, pero el decremento es mucho más notorio por un aun mayor aumento de la densidad. Así, elementos con alto número atómico atenúan más radiación que aquellos que tienen pocos electrones por gramo.

El plomo, con alto número atómico, es un gran absorbente de los rayos X. Por ello se le emplea para la envoltura del tubo y para protección, por

FUNDAMENTOS DE LOS RAYOS X

ejemplo, en las paredes del cuarto de rayos X y en los guantes y delantales especiales que se usan estando dentro del cuarto donde esta la fuente de emisión.

Filtración es el proceso de incrementar la energía de los rayos X pasando a través de un absorbedor. Los rayos X para diagnostico están compuestos por fotones que comprenden todo un espectro de energía. Solo los fotones de energía alta pasan a través de el paciente y son útiles para la formación de la imagen radiografica. Dado que la dosis de radiación a el paciente depende de el número de fotones absorbidos, los primeros tejidos reciben mucha más radiación que el resto de su cuerpo, dichos tejidos pueden ser protegidos absorbiendo los fotones de energía más baja antes de que lleguen a el cuerpo, esto se logra colocando un material filtrante entre el paciente y el tubo de rayos X. Los filtros son usualmente hojas de metal y su única función es reducir la dosis aplicada al paciente.

En examinación radiologica, los rayos X son filtrados a través de la absorción en tres diferentes niveles, los cuales son:

1. El tubo de rayos X y su coraza (filtración inherente).
2. Hojas de metal colocadas en la trayectoria de el rayo (filtración agregada).
3. El paciente.

■ Filtración inherente.

Los materiales involucrados son; la ampolla de cristal, el aceite aislante que rodea el tubo y la mirilla de cristal en la coraza porta tubo. La filtración inherente es medida en equivalencia de aluminio. La tabla I.2 muestra valores típicos de estos materiales.

Absorbedor	Espesor (mm)	Equivalente Al (mm)
Ampolla de vidrio	1.40	0.78
Aceite aislante	2.36	0.07
Ventana de baquelita	1.02	0.05
	Total	0.90

Tabla I.2 Filtración inherente de un tubo típico de rayos X.

Cuando se desea mayor contraste en la imagen se utilizan tubos especiales con una mucho menor filtración usualmente el berilio.

■ Filtración agregada.

La energía de la radiación filtrada de el rayo puede ser regulada seleccionando un material con un adecuado número atómico. Aluminio y cobre son los materiales usualmente seleccionados para diagnostico radiológico. El aluminio con un número atómico de 13 es un excelente material para la filtración de radiación de baja energía, el cobre con un número atómico de 29 es muy buen filtro para radiación con un poco de mayor energía. El cobre nunca es usado de manera individual como material filtrante, siempre es usado en combinación con el aluminio, formando un filtro compuesto. Un filtro compuesto, consiste de dos o más capas de diferentes materiales, las capas son colocadas de tal manera que el material con número atómico más alto, el cobre, este directo a el tubo de rayos X y el material con menor número atómico, el aluminio, de cara a el paciente. La mayoría de la filtración ocurre en el cobre y el propósito de el aluminio es el absorber la radiación característica de el cobre.

Por otro lado 2 mm de Al absorben prácticamente todos los fotones con energía menor a 20 KeV, la mayoría de las ventajas para el diagnostico se adquieren con este nivel de filtración. Organismos internacionales dedicados a la regulación de los rayos X con fines de diagnostico, dan los siguientes valores de filtración como recomendación.

KVp de operación	Filtración total
Hasta 50	0.5 mm de Al
50 a 70	1.5 mm de Al
Mayor a 70	2.5 mm de Al

Tabla I.3. Valores de filtración.

C. Detección de la radiación.

Debido a que la radiación no es perceptible por los sentidos humanos, ha sido necesario idear alguna forma de detectar la presencia de ésta, así como su intensidad. energía y algunas propiedades que nos auxiliien en la identificación del posible daño que pudiera causar en el hombre o materiales donde interaccione.

FUNDAMENTOS DE LOS RAYOS X

Para lograr lo anterior, son aprovechados los efectos que produce la radiación al interaccionar con la materia.

Al proceso de medición de la radiación se le conoce como dosimetría. Su finalidad es la de proporcionar los datos necesarios para estimar los equivalentes de las dosis recibidas en todo el cuerpo, en la piel o en las extremidades.

En la actualidad son tres los tipos de dosímetros que se utilizan comúnmente en la dosimetría personal; de bolsillo, de película y termoluminiscentes.

■ Dosímetros de bolsillo:

Es una pequeña cámara de ionización, tipo condensador de forma cilíndrica (aprox. 2 cm^3) llena de aire y provista de un electrodo central. Estos dispositivos deben cargarse antes de exponerla a la radiación, esto se logra por medio de un cargador que les aplica un voltaje del orden de 200 v. Al exponer el dosímetro a la radiación, el aire de la cámara se ioniza y los iones se mueven hacia los electrodos lo que ocasiona una pérdida de carga, la cual es proporcional a la cantidad de radiación recibida. La respuesta de un dosímetro de bolsillo rara vez es lineal, fuera de la escala calibrada. Estos dosímetros están sujetos a descargas cuando se tiran o golpean. También debe tenerse en cuenta que cualquier fuga de carga produce una lectura, por lo que se requiere que exista un buen aislamiento del electrodo. Cuando los dosímetros están expuestos a la humedad, éste aislamiento puede perderse con el consiguiente aumento de la corriente de fuga. La rapidez de fuga normal en un buen dosímetro debe ser del orden de 3 % en un periodo de 48 hrs. Los dosímetros de bolsillo se usan principalmente en áreas controladas como dosímetros secundarios, para determinar dosis diarias.

■ Luminiscencia.

La irradiación de un sólido da lugar a la formación de electrones libres y "huecos" los cuales son capturados por estados metaestables de energía, produciendo los llamados "centros de color". Los electrones o huecos pueden permanecer atrapados por periodos de meses o años, a temperatura ambiente, a menos que se les proporcione la energía suficiente para liberarlos. Una vez liberados, electrones y huecos se recombinan entre

si emitiendo luz. A este proceso se le conoce como fenómeno de luminiscencia, dicho fenómeno recibe nombres particulares de acuerdo con el tipo de energía que se proporciona a los centros de color para desexcitarlos. Si esta energía se proporciona por medio de radiación de frecuencia óptica (luz) el fenómeno se conoce como radiofotoluminiscencia (RFL), mientras que si la energía que se proporciona es en forma de calor se llama termoluminiscencia (DRFL) y a los dosímetros termoluminiscentes (DTL). Entre los materiales termoluminiscentes (TL) de interés para dosimetría personal, se encuentra el fluoruro de litio (LiF) y el sulfato de calcio (CaSO_4), activados con impurezas tales como metales y tierras raras, para introducir trampas apropiadas para los electrones y los agujeros producidos en el cristal por la radiación ionizante. El calentamiento de los cristales a unos cientos de grados celsius libera a los electrones y a los agujeros de sus trampas, los cuales se recombinan entre si emitiendo luz, al ser registrada, produce una curva llamada "curvada TL". La cantidad total de luz emitida durante el calentamiento, es proporcional a la dosis absorbida. Para determinar la dosis se puede medir la cantidad de luz ó bien, la altura de uno de los picos de la curva TL.

D. Protección radiológica.

La Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) a establecido los siguientes criterios. Los riesgos derivados de las radiaciones ionizantes establecen los objetivos de la seguridad radiológica que son: Evitar los efectos a corto plazo derivados de exposiciones agudas y limitar los riesgos de los efectos a largo plazo a un nivel aceptable, adoptando el criterio conservador de suponer que cualquier exposición a la radiación acarrea un riesgo y que aún a dosis bajas el riesgo se incrementa con la dosis acumulada por el individuo, sin embargo se considera que puede existir una dosis umbral para algunos efectos. Es recomendable limitar la dosis proveniente de radiodiagnostico a la mínima, en beneficio médico del paciente. Por todo lo anterior se ha establecido el limite de dosis equivalente de manera que la probabilidad de daño sea muy baja y sin ninguna restricción al uso y beneficio de la radiación ionizante.

Cuando se toman las precauciones adecuadas, el manejo de radiaciones puede considerarse una operación segura.

FUNDAMENTOS DE LOS RAYOS X

De acuerdo con el conocimiento actual de la relación dosis-respuesta, la ICRP considera que respecto a la rapidez de acumulación de dosis, es suficiente establecer únicamente límites de dosis anuales y no restringe la rapidez instantánea o la rapidez a la que se puede acumular la dosis, excepto para el caso de mujeres con capacidad reproductiva. La experiencia en los últimos años indica que con el límite anual de 5 rem (0,05 Sv), se han obtenido valores medios anuales en los grupos de trabajadores ocupacionalmente expuestos inferiores a 500 mrem (0,005 Sv). Esto implicaría un riesgo del orden de 10^{-4} para mortalidad por cáncer, en consecuencia, se puede considerar que un límite de 5 rem (0,05 Sv) permite un trabajo tan seguro como en las industrias con mayores estándares de seguridad. Este valor se considera como la dosis distribuida en todo el cuerpo y para una adecuada supervisión, es obligatorio el portar la placa dosimétrica al efectuar trabajos en los que se ha de conectar la radiación, la placa dosimétrica se lleva correctamente a la altura del pecho.

Existen tres formas básicas para limitar la interacción de la radiación con las células del cuerpo humano en una exposición externa (también llamada irradiación externa). Estas son: La *distancia*, el *tiempo* y el *blindaje*.

Los rayos X como la luz, son divergentes y a medida que se alejan de su fuente cubren una zona cada vez mayor, y pierden intensidad, esta relación entre la *distancia* y la intensidad de la radiación se llama la ley de la proporción inversa, porque **la intensidad de la radiación varía inversamente con el cuadrado de la distancia entre el foco y la película.**

La radiación no se siente, pero los efectos posteriores si se experimentan. Fácilmente, se comprende que en muchos casos bastará alejarse suficientemente de un generador de rayos X, para que el nivel de radiación disminuya a valores tolerables que permitan estancias más o menos prolongadas en condiciones aceptables para la realización de los trabajos u operaciones necesarias.

En la figura I.7 se puede ver la disposición de la fuente y la variación en el campo de radiación en función de la distancia.

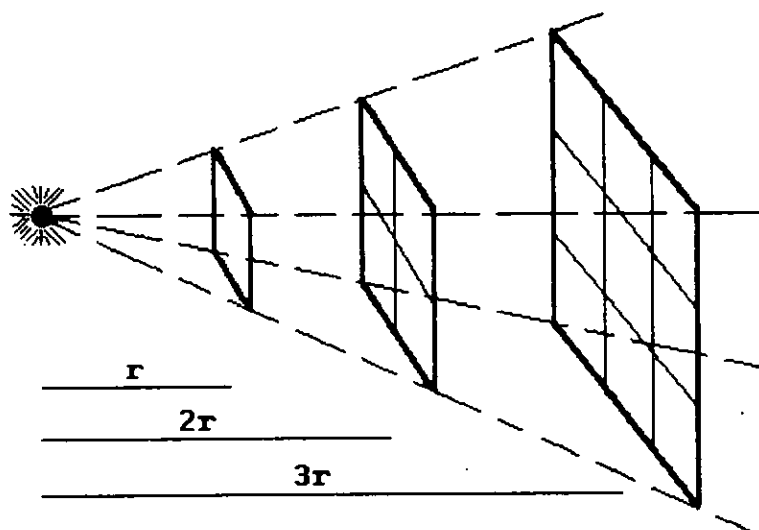


Figura I.7 Comportamiento de la propagación de la radiación en función de la distancia.

El blindaje es la protección para el personal que consiste en colocar barreras que rodeen a la fuente de radiación. Estas barreras se construyen de materiales que frenan (absorben) la radiación.

El blindaje puede ser desde un simple contenedor hasta una pared, al incidir la radiación sobre el blindaje, la mayor parte no lo logra atravesar totalmente, sino solo una pequeña parte de la que incide. El tipo de material a usar como blindaje depende del tipo de radiación que se desea blindar. El plomo es un buen blindaje para la radiación X. El manejo del plomo, sus compuestos y materias que lo contiene implica riesgos de intoxicación. La asimilación del plomo constituye un peligro serio puesto que no se manifiesta por un sabor u olor y las consecuencias se hacen notar, al cabo de semanas, meses o años.

Exposición y rapidez de exposición. Si es imposible alejarse de la fuente, entonces para absorber menos radiación se necesita estar el menor tiempo posible en esa área.

Recomendaciones generales de seguridad en instalaciones radiológicas.

- ◇ Todo equipo de rayos X estará provisto de un interruptor de disparo, tipo "pulsador" en el cual la exposición solo puede mantenerse mediante una presión continua.

FUNDAMENTOS DE LOS RAYOS X

- ◊ Todo el equipo de rayos X de diagnostico contara con un dispositivo que termine la exposición en forma automática inmediatamente después de haber transcurrido el tiempo preseleccionado.
- ◊ La consola de control deberá contar con dispositivos visuales que indiquen la emisión de rayos X, cuando se efectúe dicha emisión.
- ◊ Los equipos de rayos X deben estar provistos de dispositivos tales como diafragmas, conos o colimadores, los cuales deben utilizarse para limitar el tamaño del haz útil al área de interés clínico, y siempre inferior al tamaño de la película.
- ◊ La filtración total del haz útil en equipos de radiodiagnostico, no debe ser inferior a 2.5 mm de Al, de los cuales 1.5 mm de Al deberán ser permanentes, a excepción de los equipos diseñados para trabajar con tensiones iguales o inferiores de 40 Kvp, como los de mamografía en los que la filtración permanente total no deberá ser inferior a 0.5 mm de Al o 0.3 mm de Mo.
- ◊ Los operadores de los equipos de fluoroscopia (radiación permanente en niveles bajos, se usa para tener imagen radiografica por televisión), deben portar un mandil con espesor equivalente en plomo de no menos de 0.5 mm. Cuando el procedimiento haga necesario a dichos operadores acercar las manos al haz útil deberán usarse guantes protectores con un equivalente en plomo de no menos de 0.25 mm.

Por último, la fuente de radiación provoca una disgregación de la radiación en diferentes niveles al contacto con el objeto o material absorbedor limitante. Cuando los rayos X chocan con el objeto algunos rayos lo atraviesan y otros rayos son absorbidos, sin embargo, algunas de las radiaciones son dispersadas en todas direcciones por los átomos del objeto. Estos rayos secundarios producen por consiguiente lo que se conoce como radiación secundaria o dispersa. Debido a esta dispersión, **el objeto se convierte en una fuente de radiación.**

Los niveles de la radiación son los siguientes:

- a. Haz útil. Es el haz de rayos X que proviene del ánodo en dirección al filtro.
- b. Radiación dispersa. Es la radiación que proviene del choque del haz útil con los cuerpos en los que interacciona.
- c. Radiación de fuga o de escape. Es la radiación que escapa de los blindajes colocados tanto al tubo de rayos X como a el cuarto donde esta la fuente de radiación.

FUNDAMENTOS DE LOS RAYOS X

Se conoce como radiación parasitaria a la radiación de escape más la dispersada.

En la figura I.8 se muestra un local blindado y los diferentes tipos de radiación presentes.

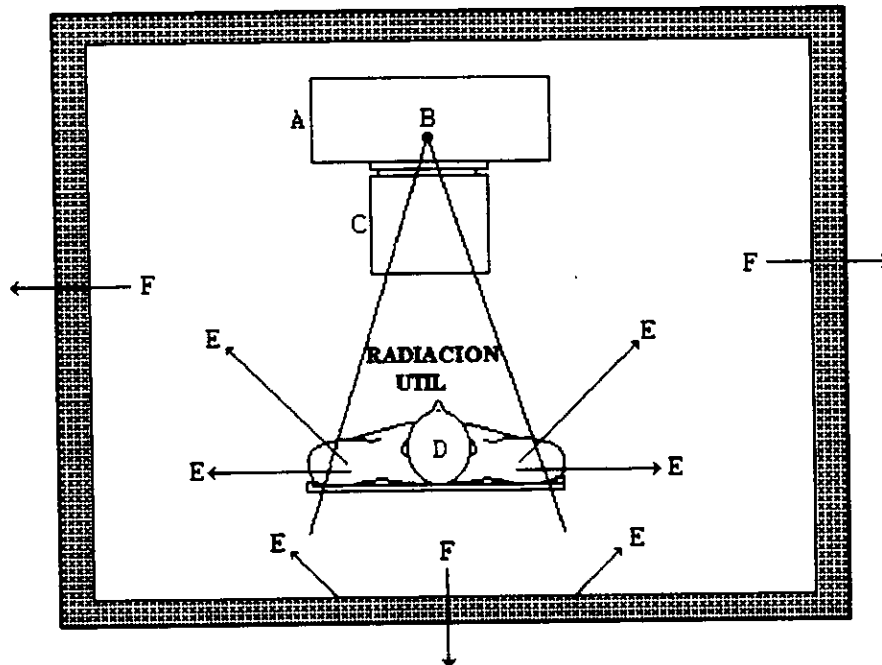


Figura I.8 Sistema blindado y niveles de radiación. A. Tubo de rayos X, B. Punto focal de radiación, C. Colimador, D. Paciente, E. Radiación secundaria, y F. Radiación de fuga.

E. Efectos biológicos sobre el tejido vivo provocados por radiación.

No existe nada calificable como insensibilidad o hipersensibilidad biológica a los rayos X.

En este sentido los rayos X se diferencian totalmente de los rayos ultravioleta, por ejemplo, a los cuales determinadas personas presentan considerables diferencias de sensibilidad.

Los rayos X actúan sobre todos los objetos vivos y tienen tres efectos principales, a saber :

FUNDAMENTOS DE LOS RAYOS X

1. Inhiben el crecimiento.
2. Destruyen el tejido epitelial (parte superior de la piel).
3. Producen inflamación.

Es por lo tanto evidente que la acción de los rayos X es fundamentalmente dañina. La naturaleza y severidad de los síntomas y el tiempo al cual aparecen depende de la rapidez de dosis absorbida y la magnitud de la dosis.

Al penetrar la radiación en la materia e interaccionar con ésta produce un fenómeno de ionización o de excitación atómica o molecular. Fenómenos que producen la ruptura de enlaces químicos alterando las especies químicas presentes y aún produciendo otras nuevas. El resultado puede ser la muerte de la célula o la reproducción anormal. El efecto se refleja primordialmente en la reproducción celular, razón por la cual los tejidos que se encuentran en proceso de gran reproducción celular son más sensibles al daño por radiación.

El proceso de ionización necesariamente cambia los átomos al menos transitoriamente y pueden alterar la estructura de las moléculas contenidas.

El principal daño que se puede causar cuando la interacción de la radiación ocurre en el núcleo es a nivel del DNA, dicho daño puede ser reparado por la célula, pero si este es deficiente o incompleto, puede resultar una célula modificada viable. Si un número suficiente de células en un órgano o tejido están destruidas e interrumpida su reproducción y funcionamiento normal, dará la pérdida de la función y es más severa si más células están afectadas.

Una célula somática modificada puede conservar su capacidad reproductiva y llegar a formar una clona de células modificadas que eventualmente terminarían en un cáncer.

En conclusión la alteración celular por radiación ionizante provoca :

- Aumento o disminución del volumen de la célula.
- Muerte celular.
- Estado latente, y.
- Mutaciones en las células hijas.

FUNDAMENTOS DE LOS RAYOS X

Ahora bien, considerando una célula germinal modificada en las gónadas con la función de transmisión de información genética a los descendientes de un individuo expuesto, ésta puede transmitir la información hereditaria incorrecta y puede causar severos daños a algunos de esos descendientes.

En muchas partes del cuerpo existe un proceso continuo de pérdida y reemplazo celular. Un incremento en el porcentaje de pérdida se compensa por reemplazo, el cual puede ser transitorio o permanente, si el reemplazo no es adecuado, las células disponibles disminuyen y se manifiestan como pérdida de la función tisular. Si el tejido es vital y el daño suficiente, el final sería la muerte. En suma, si hay pérdida de la función celular en tejidos y órganos aunados a daño en el suministro de riego sanguíneo por lesión en los vasos, el daño tisular se acentúa a segundo grado, y si la reparación es formación de tejido fibroso, disminuye la función del órgano.

La tabla I.4 da una relación del efecto de la radiación para el cuerpo.

Dosis absorbida (rads)	EFECTO
Mayor de 10	Ruptura cromosómica en las células sanguíneas, difícil de detectar.
Mayor de 25	Cambios sanguíneos.
Mayor de 50	Probable retención momentánea de la espermatogénesis.
Mayor de 100	Síndrome de radiación probable.
Mayor de 200	Síndrome grave de radiación.
Mayor de 300	10 % de probabilidad de muerte
Mayor de 400	50 % de probabilidad de muerte
Mayor de 600	100 % de probabilidad de muerte

Tabla I.4 Dosis umbral para algunos efectos determinísticos (irradiación a cuerpo total).

PARTE DEL CUERPO PUESTA	EX-	DOSIS	DAÑO O EFECTO
Gónadas		50 rads	Esterilidad temporal
Gónadas		800 rads	Esterilidad definitiva
Cuero cabelludo		500 rads	Caída del pelo temporal
Cuero cabelludo		2 500 rads	Caída del pelo definitiva

Tabla I.5 Daños por radiación.

FUNDAMENTOS DE LOS RAYOS X

El daño dependerá de la magnitud del área y de los órganos expuestos. El síndrome de irradiación aguda se caracteriza por :

- Náuseas.
- Vómitos.
- Agotamiento.
- Leucopenia (disminución de glóbulos blancos).

La protección de los ojos es algo muy delicado, el área más sensible de los ojos es el cristalino, como es conocido, las cataratas resultan debido a las exposiciones de radiación ionizante. También son causa de la radiación , dolor, inflamación de la cornea pues aumenta la fotosensibilidad, dolor e inflamación del ojo.

En el feto humano especialmente en el primer trimestre se observa daño en dosis de 1 a 10 rems, en edades más avanzadas de la vida fetal el producto no es tan radiosensible, sin embargo es vulnerable. Para dosis de 10 rems (0.1 Sv), los efectos son difíciles de medir en caso de embarazo en el feto es posible que se manifiesten alteraciones, pueden presentarse anomalías leves de la estructura del cerebro y tal vez a nivel funcional por arriba de esta dosis.

Existen otro tipo de consecuencias provocados por la radiación, conocidos como efectos estocásticos. Son aquellos en que la probabilidad de que el efecto se presente, se considera como una función de la dosis sin que exista una dosis umbral y se pueden presentar tanto en el individuo expuesto como en su descendencia. Son probabilísticos, si aumenta la dosis aumenta la frecuencia de incidencia. Se pueden dividir en 4 grandes grupos :

- Inducción de leucemia.
- Inducción de otros cánceres.
- Enfermedades hereditarias.
- Acortamiento de la vida.

Si se presenta en el individuo expuesto, el organismo desarrollará clones de células somáticas modificadas pudiendo sobrevivir o ser eliminadas por las defensas del cuerpo. Esto puede ocurrir en un período largo y se llamará a este período de latencia, en el desarrollo de una condición

FUNDAMENTOS DE LOS RAYOS X

maligna en la cual la proliferación de células modificadas es incontrolable y se induce al cáncer.

La probabilidad de que resulte un cáncer post-radiación dependerá del número de clonas existentes, así, la malignidad estará relacionada a la dosis, mientras que la severidad estará influenciada por el tipo y localización de la condición maligna. El proceso aparece al azar, aunque los individuos pueden diferir en su sensibilidad a la inducción de cáncer por radiación.

En base a estudios epidemiológicos y biofísicos de la relación dosis/respuesta, un trabajo realizado por el Comité de Efectos Biológicos de Radiación Ionizante consideran que la radiación de bajo nivel cae dentro del rango de 1 a 10 rads.

El problema de la evaluación del riesgo es complejo porque se ha observado que las enfermedades causadas por la radiación de bajo nivel son las mismas que ocurren en forma natural y por lo tanto no se pueden distinguir.

Por lo anterior se deduce que no se conoce con exactitud los riesgos para la salud provocados por la radiación de bajo nivel ; más bien hay que extrapolarlos, entre los efectos bien establecidos de las radiaciones altas.

Atendiendo a indicaciones de la ICRP se encuentran los límites anuales de radiación, para diferentes partes del cuerpo, siendo los siguientes :

ORGANO	DOSIS (rem)
Cuerpo total	5
Gónadas	20
Mama	33
Médula ósea roja	42
Pulmón	42
Tiroides	50
Superficies óseas	50
Otros órganos	50

Tabla I.6 Dosis anuales en diferentes órganos.

FALTA PAGINA

No. 37, 38



CAPITULO II
SISTEMA DE EXPLORACION RADIOLOGICO.

PRIMERA PARTE

GENERADORES DE RAYOS X

A. Conceptos Fundamentales.

Un generador de rayos X es el dispositivo que suministra potencia eléctrica a el tubo de rayos X. No es exactamente un generador eléctrico, en el significado estricto del termino, dado que, por definición un generador convierte energía mecánica en eléctrica. Un generador de rayos X principia con una fuente de energía eléctrica, usualmente entre 120, 220 ó 360 v a 60 Hz de corriente alterna, modifica entonces esta energía para satisfacer los requerimientos del tubo de rayos X. El tubo requiere energía eléctrica para dos fines, el primero calentar los electrones desde el filamento y para acelerar estos electrones desde el cátodo hacia el ánodo, el generador de rayos X tiene un circuito para cada una de estas funciones, conocidos como el circuito de filamento y el de alto voltaje, también el generador cuenta con un sistema de tiempo, que regula la duración de la presencia de los rayos X. Los circuitos que abarcan el tubo de rayos X, se disponen de forma que el voltaje positivo se aplica al extremo anódico del tubo y el voltaje negativo al cátodo. El control de la emisión de electrones esta dado por la incandescencia del filamento catódico. Este control se obtiene ajustando la corriente del filamento con su propio circuito eléctrico de bajo voltaje.

Estas partes fundamentales son comunes a todos los tipos de generadores de rayos X, no importando el principio de generación de la alta tensión o la tecnología que utiliza, esto es, lo mismo un generador dental antiguo que un generador de alta potencia controlado por microprocesador contienen en esencia estas partes básicas. La figura II.1 muestra los componentes básicos de un generador de rayos X usando electrónica de estado sólido y relevadores.

SISTEMA DE EXPLORACION RADIOLOGICO

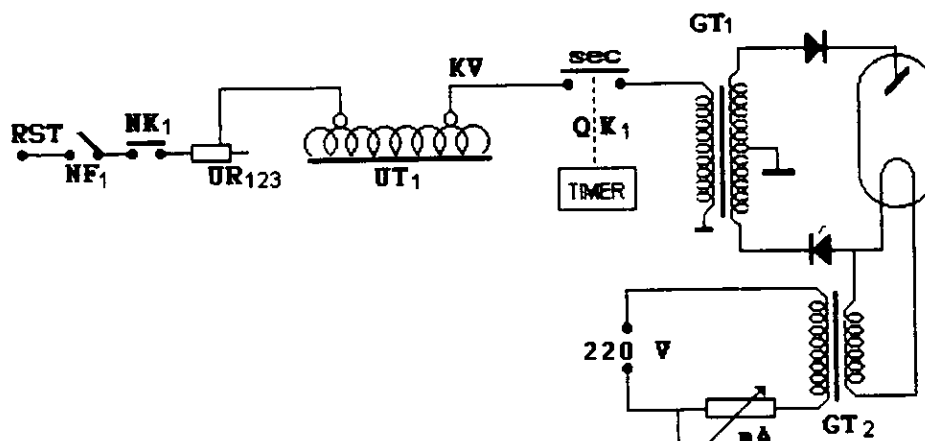


Figura II.1 Diagrama simplificado de un generador de rayos X.

El sistema de un generador de rayos X está constituido en dos compartimientos separados, una unidad de control y un ensamble de transformador de alta tensión. El panel de control contiene; el botón de encendido y tres diferentes selectores respectivamente, de mA, de KV y de tiempo. Dicho control permite a el operador tener control sobre los parámetros básicos de generación de los rayos X, además cuenta con el "disparador", esto es, el botón de habilitación de exposición. Un primer paso de dicho botón sirve para colocar en el tubo los valores de precalentamiento y habilitar el giro de ánodo, el segundo paso, por su parte, habilita la exposición.

Refiriéndose a la figura II.1, la forma en la que opera el generador en su forma más elemental es la siguiente. El voltaje trifásico (RST) es alimentado a el autotransformador UT1, para lograr esto primero pasan a través de los fusibles de la red NF1 y de los contactores principales NK1, del cual su bobina es controlada por el botón de encendido en la consola de control de el generador. Las fluctuaciones de voltajes permitidas por los equipos son de hasta 10 % del valor nominal. Por su parte los resistores de compensación de red Ur1, 2, 3 son ajustables e independientes, dado que la resistencia de la red no es siempre simétrica, cada resistencia es colocada en serie con la fase principal para obtener una resistencia total simétrica y utilizar al máximo la potencia de el generador. Por ello, para asegurar la potencia máxima la resistencia total no debe sobrepasar 0.15Ω para redes de 380 V y 0.1Ω para redes de 220v. Vía un transformador con selectores (taps) de carbón controlables a través de un motor (rollers), los cuales son controlados por la selección de KV hecho en la consola de control, así es obtenido el voltaje Uprim de entre 90 a 520 v, dicho voltaje es conectado a el lado del primario del transformador de alta tensión GT1. Esta conexión es hecha vía los contactos para exposición

SISTEMA DE EXPLORACION RADIOLOGICO

del relevador QK1 controlado por el timer (sec), para que a su vez dicho controlador de tiempo (timer) funcione el botón de habilitación de disparo de rayos X de la consola de control debe ser presionado. El voltaje en el lado del secundario es rectificado por cierto número de diodos con el fin de tener una alta tensión de entre 35 a 150 kV. La corriente del tubo (mA) es controlada vía la corriente de filamento. Para separar el control de alta tensión de la circuitería de control es utilizado el filamento GT2. Por medio de un resistor variable la corriente de filamento y por esta razón también la corriente de tubo puede ser seleccionada.

Por lo que respecta a la unidad del transformador de alta tensión, está colocada en un recipiente metálico lleno de aceite. Dentro están; el transformador de bajo voltaje para la circuitería de los filamentos y el transformador de alto voltaje, además de la circuitería relacionada con la rectificación del alto voltaje. Dado que la diferencia de potencial llega a ser de hasta 150 KV, son por ello todos estos elementos inmersos en aceite para aislar a las terminales y los componentes.

La técnica radiográfica con fines de diagnóstico está comprendida para exposición en el rango de 35 kV a 150 kV con 10 mA a 1 A, mientras la fluoroscopia (obtención de imagen radiográfica a través de televisión u otros medios) ocupa rangos de potencia más bajos que van de 40 kV a 110 kV con 0.3 mA con 3 mA.

B. Control de la alta tensión.

Como ya se mencionó la alta tensión es obtenida por medio de un transformador de alta tensión con una relación entre bobinados de 1:350 para generadores con tecnología de estado sólido.

La forma en que la alta tensión es generada y controlada define el tipo de generador a continuación se presentan los tipos de generación y control de esta alta tensión.

Dado que un tubo de rayos X es también llamado un auto-rectificador puede ser entonces conectado directamente a un voltaje alterno, es deseable al menos emplear rectificadores de voltaje para así poder utilizar el tubo de rayos X y su potencia permitida.

SISTEMA DE EXPLORACION RADIOLOGICO

Cuando se aplica alto voltaje directamente a un tubo de rayos X el ánodo es alternativamente positivo y negativo con respecto al cátodo cada medio ciclo. Cuando el ánodo es positivo, atrae los electrones disponibles del cátodo y se producen rayos X. Recíprocamente, cuando el ánodo es negativo, no atrae a los electrones, por consiguiente, no hay corriente en el tubo, no hay haz de electrones y no hay radiación. El medio ciclo que no se aprovecha se denomina voltaje inverso. Como el tubo actúa como su propio rectificador se llama autorrectificador. El sistema es practico en unidades portátiles antiguas y dentales.

Cuando se conecta el tubo directamente de la salida del transformador de alta tensión se usa el tubo como rectificador y son llamados **generadores de un solo pulso**.

Por otro lado, cuando se le conecta a el transformador de alta tensión en el lado del secundario un convencional puente rectificador formado por cuatro diodos, siendo la salida dc de dicho puente conectada directamente a el tubo se tiene entonces un **generador de dos pulsos**. De la anterior se desprende que un generador de media onda produce 60 pulsos de rayos X por segundo, mientras que los rectificadores de onda completa producen 120 pulsos por segundo.

Los dos anteriores tipos de generadores son utilizados en voltaje alterno de entrada monofásico de ahí el porque son solo utilizados en dentales y portátiles, sin embargo existe otro método de generación de alta tensión en portátiles y últimamente utilizado también en generadores de media potencia pero bifásico, son conocidos como **generadores por descarga de condensador**.

En este sistema se carga lentamente un condensador grande ($1/4$ a $1/2$ de microfaradio) por un circuito de poca potencia, bien con media rectificación o rectificación completa. Cuando la carga alcanza el kilovoltaje deseado, el condensador se transmuta al tubo de rayos X, a través del cual se descarga en una pequeña fracción de segundos. De esta manera produce una corriente uniforme de rayos X durante la duración de la descarga. Lo importante de este método es que hace actuar a las líneas de abastecimiento de poca potencia como si fueran de alta potencia.

SISTEMA DE EXPLORACION RADIOLOGICO

Concluyendo, su principio de operación es el siguiente: Al ser cargado el (los) capacitor (es) a un voltaje requerido en un periodo de 2 a 15 segundos y es descargado en algunas decenas o centésimas de segundo a través de un tubo de rayos X controlado por rejilla, estos equipos no cuentan con generador de alta tensión y por lo tanto son muy ligeros. Debido a la forma en que es alimentada la alta tensión la forma de onda de el voltaje de tubo es prácticamente constante. Durante la exposición el condensador es descargado y consecuentemente el alto voltaje en el tubo se decrementa, en orden de evitar radiación baja que no contribuye a la formación de la imagen, la caída de voltaje esta limitada a cerca del 35 %, por supuesto, esto limita la máxima salida eléctrica de la unidad. La corriente del tubo y los tiempos de exposición son seleccionados automáticamente. Con una unidad de descarga por capacitor no hay una relación directa entre los mAs y la salida, como si ocurre en los generadores normales, por ello al seleccionar el KV se esta seleccionando implícitamente la corriente y el tiempo.

■ Control de alta tensión en generadores trifásicos.

Realizando rectificación completa de la onda senoidal de entrada en cada una de las tres fases y realizando las conexiones adecuadas del transformador de alta tensión se tiene entonces un **generador de 6 pulsos**.

La figura II.2, ilustra el diagrama eléctrico de un generador de 6 pulsos y la señal que recibe el tubo de rayos X.

Respecto de la figura II.2 todos los diodos utilizados son similares, un tipo de diodo muy utilizado en los generadores con control de alta tensión de este tipo son los ; SKN 100/12, o bien los 5HT - 30L.

Por otro lado existen generadores que para dar la alimentación al lado primario del transformador tienen conectados tiristores de habilitación, dependiendo de la potencia del generador es el tipo de tiristor seleccionado, siendo entre ; SKT 45/10 CT, SKT 110/10 CU y el SKT 45/14D. Si la elección del elemento que controla el paso de la corriente cayo en un DIAC entonces los tipos generalmente usados son ; BRY 41-500 o el SM30D11.

SISTEMA DE EXPLORACION RADIOLOGICO

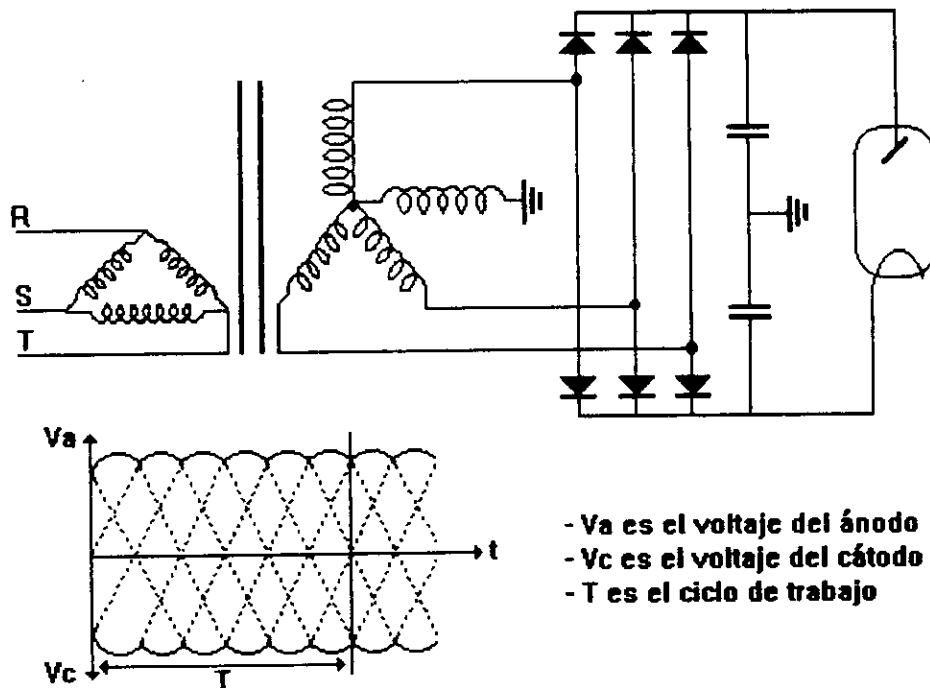


Figura II.2 Generación de alta tensión en un generador de 6 pulsos.

La conexión estrella del secundario, no es conectada directamente dado que así no se protege la simetría respecto de tierra, por ello, la simetría es obtenida aterrizando el punto común de los dos capacitores que reciben el alto voltaje. En orden de evitar que el voltaje del transformador este flotando debido a una interrupción del circuito de rectificación, el punto estrella del transformador es aterrizado vía una bobina choke.

Es imperativo el que el voltaje de tubo sea simétrico respecto a tierra porque así los requerimientos de aislamiento para los cables de alta tensión y el tubo de rayos X pueden ser menores.

El diseño y funcionamiento de los generadores de rayos X, al igual que todas las áreas de la electrónica ha evolucionado, por ello, en la actualidad los generadores de rayos X son controlados a través de microprocesadores y en la parte referente a la generación de alta tensión se desarrollo la teoría de los **generadores de frecuencia media**, siendo el aspecto primordial el funcionamiento del convertidor.

C. Generadores de frecuencia media.

Los generadores de frecuencia media usan un generador intermedio de corriente alterna de frecuencia para obtener el alto voltaje y el voltaje de calefacción del filamento para el tubo de rayos X, en lugar de usar el voltaje de línea para estos propósitos.

El principio básico en el cual basa su funcionamiento esta tecnología es mostrado en la figura II.2.

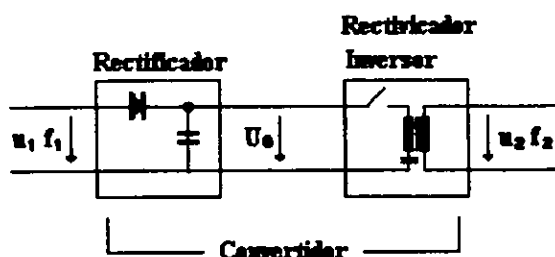


Figura II.3 Principio de funcionamiento de un convertidor.

Un convertidor de frecuencia es definido como una combinación de rectificadores y rectificadores inversores, los cuales convierten corriente alterna de una o múltiples fases de una frecuencia dada en corriente alterna de otra frecuencia.

Para conseguir esto, el voltaje de línea de ac u_1 y frecuencia f_1 es primero rectificado, con este voltaje de dc, U_0 , dicho voltaje es switchado en el rectificador inversor y se obtiene un voltaje u_2 de frecuencia f_2 .

Visto en diagrama a bloques, un generador de frecuencia media es mostrado en la figura II.4.

SISTEMA DE EXPLORACION RADIOLOGICO

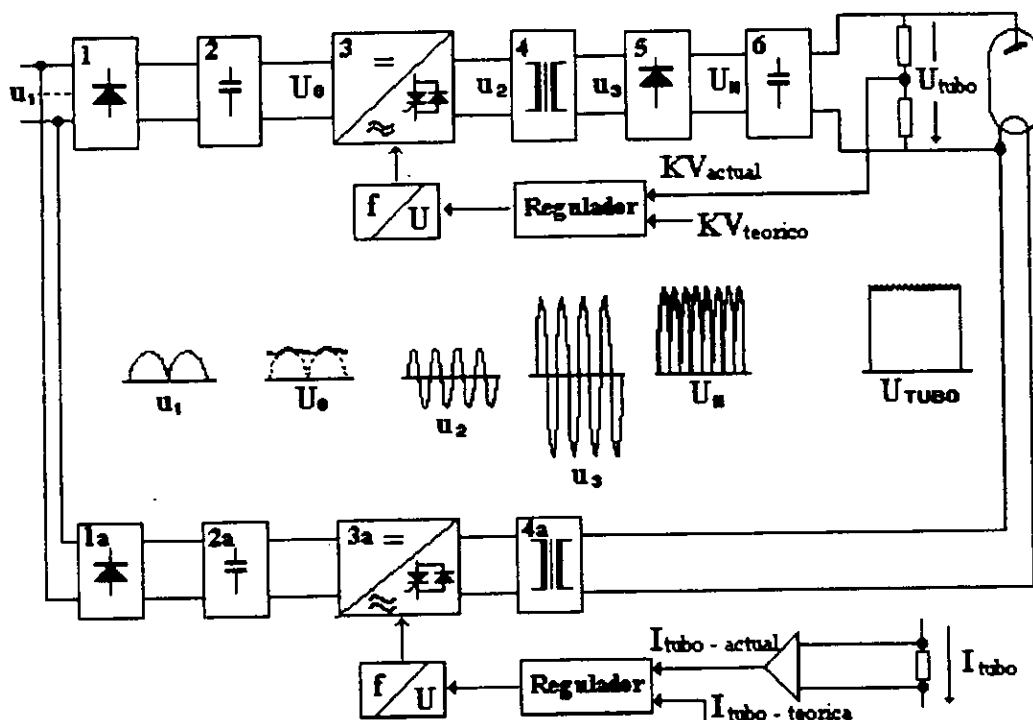


Figura II.4 Diagrama a bloques de un generador de frecuencia media.

El principio de operación del generador de frecuencia media es el siguiente. El voltaje de línea u_1 es rectificado y filtrado, después de pasar por los bloques 1 y 2, así se obtiene un voltaje de dc U_0 con poco rizo, este voltaje es subsecuentemente convertido por el rectificador inversor (bloque 3) obteniéndose en su salida un voltaje de frecuencia media de ac u_2 . El transformador de alto voltaje recibe este en su lado del primario y convierte este voltaje de frecuencia media en un nivel más alto (bloque 4). El voltaje de ac transformado u_3 es una vez más rectificado y filtrado (bloques 5 y 6) y ya en ese nivel es alimentado a el tubo de rayos X.

El alto voltaje es switcheado "on" y "off" y su nivel puede ser regulado inclusive durante una exposición, dado que el generador funciona en tiempo real, esto se logra a través de adecuados controles del rectificador inversor, la corriente de tubo es regulada con el mismo principio.

El control en tiempo real funciona a través de el muestreo de los niveles de alta tensión y de corriente.

Para controlar la alta tensión se utiliza un arreglo resistivo conectado directamente a la salida de alta tensión y de un divisor de tensión se obtiene el valor real de kilovoltaje, dado que en la consola de control se selec-

SISTEMA DE EXPLORACION RADIOLOGICO

ciono un voltaje específico, entonces se tiene almacenado un valor teórico para este kilovoltaje, ambos voltajes son alimentados a un regulador el cual entrega en su salida un nivel de voltaje proporcional a la diferencia de tensión entre el valor teórico y el real, de ahí son alimentados a un convertidor de tensión frecuencia y así se “dispararan” los tiristores según se requiera mayor o menor tensión. Por el lado de la corriente el valor de muestres es obtenido de la corriente de tubo amplificada en un operacional y una vez más comparada con el valor teórico, dado que en la consola de control se selecciono un mA y tiempo ó bien un mAs directamente.

Mientras que en la tecnología convencional el control del alto voltaje, por ejemplo, vía un transformador de control, puede compensar cambios en el alto voltaje solo a relativa baja velocidad, el control electrónico de los generadores de frecuencia media opera a una muy alta velocidad y de forma muy exacta. Esto resulta, en un preciso control de los parámetros de exposición.

■ Ventajas de los generadores de frecuencia media.

En los convencionales generadores de rayos X, el transformador de alto voltaje es alimentado directamente del voltaje de línea a una frecuencia de 60 Hz. Por otro lado en los generadores de frecuencia media, la frecuencia esta en el rango de 5 000 a 6 000 Hz..

Lo anterior trae como consecuencia que incrementando la frecuencia del transformador resulta en la simultánea reducción de el producto de el número de vueltas (n) y la sección del núcleo. Todo ello referido a la ecuación simplificada del transformador.

$$\frac{u}{fnA} = \text{constante} \quad (\text{II.1})$$

donde;

u = voltaje del transformador

n = número de vueltas

f = frecuencia

A = sección del núcleo

SISTEMA DE EXPLORACION RADIOLOGICO

Es así posible reducir el volumen del hierro y cobre en el transformador, por ello, el transformador de alto voltaje y el de calefacción del filamento pueden ser acomodados en el tanque de alta tensión. El espacio requerido para los generadores de frecuencia media se reduce a mucho menos de la cuarta parte que la requerida para un transformador de alta tensión convencional.

El hecho de que la regulación del alto voltaje y la corriente del tubo sean independientes uno de otro, trae como consecuencia que dichos parámetros no se afectan mutuamente y esto es de gran importancia en la operación. La regulación es realizada de una forma tan simple como cambiar la frecuencia de control del amplificador inversor. El alto voltaje es regulado durante la exposición.

La mucho más alta frecuencia de el voltaje de ac de calefacción del filamento asegura temperaturas uniformes de la bobina de calefacción y así una mucho mejor constancia de la corriente de tubo.

La piedra de toque en esta tecnología es el convertidor y el principio de funcionamiento de este dispositivo es el siguiente :

D. El convertidor.

El circuito de oscilación de el rectificador inversor es mostrado en la figura II.5. Un circuito oscilador en serie es instalado en generadores de frecuencia media. El proceso de oscilación en un oscilado eléctrico esta caracterizado por un continuo cambio entre energía eléctrica y magnética, siendo respectivamente dicha energía almacenada por un capacitor y una inductancia. la energía de los circuitos osciladores alterna entre estos dos dispositivos almacenadores de energía, los cuales son conectados con conductores eléctricos.

Los tiristores Th1 a Th4 son usados como interruptores, los diodos de reglamentación de corriente V1 a V4 son conectados en anti-paralelo a los tiristores. El circuito oscilador esta formado por los capacitores Cs, la inductancia del transformador Ls y las perdidas resistivas Rs.

SISTEMA DE EXPLORACION RADIOLOGICO

El primer switcheo de voltaje esta formado de Th1 a Th2, el segundo de Th3 a Th4. En el caso del primer paso de conmutación la corriente fluye desde la fuente de dc vía Th1, el circuito oscilador y llega a Th2. Mantén-gase presente que la corriente solo puede fluir en un sentido en el tiristor, dado que la corriente en el circuito oscilador invierte su dirección después de medio periodo es necesario que fluya a través de otra trayectoria. Di-cha trayectoria es creada por los diodos V1 a V2 y por supuesto a través de el circuito oscilador.

La figura II.5 muestra la señal de alterna obtenida y que elementos funcio-nan en su fase respectiva. Sin olvidar que la frecuencia de disparo de los tiristores es muy alta.

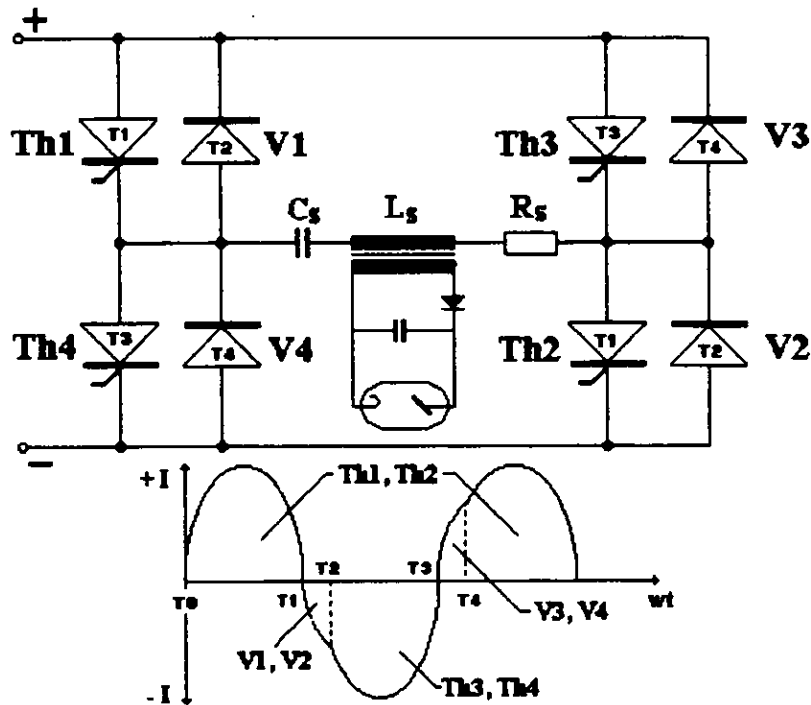


Figura II.5 Principio de funcionamiento del convertidor .

De la figura II.5 ; Th1 = Th2 = Th3 = Th4, para estos componentes los fabricantes utilizan regularmente los siguientes elementos ; BSTL3760F59 ó el SKT111F/09DS. Respecto a los diodos, V1 = V2 = V3 = V4, y el nombre del componente es el ; SKR2M100/10.

Para los generadores de frecuencia media, se desarrollaran los principios de operación de funcionamiento de sus otros elementos. Originado

SISTEMA DE EXPLORACION RADIOLOGICO

en el hecho de que esta tecnología es la más ampliamente usada en los generadores de rayos X modernos.

■ Unidad de alimentación.

Un rectificador trifásico con capacitores de carga en paralelo es usado por la unidad intermedia de dc. Al principio del switcheo de encendido, el comportamiento del voltaje en los capacitores es en inversa a su capacitancia, así la distribución del voltaje es por esta razón determinada por la resistencia de aislamiento. Para prevenir sobrevoltajes vía uno de los dos capacitores como resultado de la diferencia de la resistencia de aislamiento, un resistor simétrico R es conectado en paralelo a cada capacitor. La inductancia L es conectada en serie a el circuito de carga para corregir la breve perdida de potencia cada que los tiristores son conmutados a activo. La figura II.6 muestra el diagrama eléctrico y las formas de onda y nivel de la tensión asociadas.

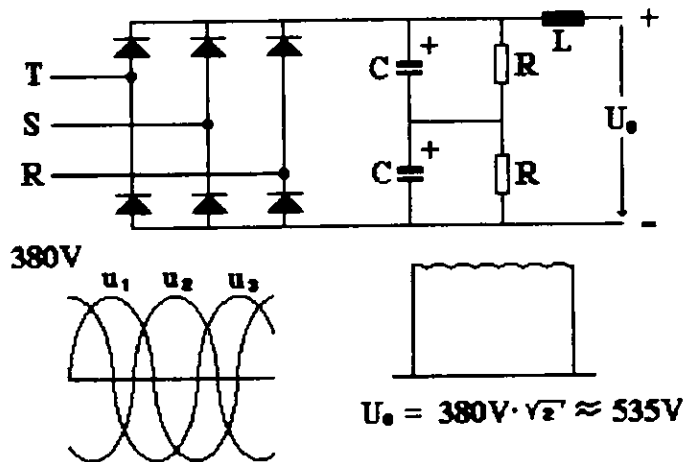


Figura II.6 Diagrama de la fuente de alimentación.

■ Rectificador inversor y circuito de oscilación.

La figura II.7 ilustra estos elementos. Los tiristores son controlados vía transformadores de pulsos que dan las señales de disparo, controlado a su vez por el convertidor voltaje-frecuencia. El elemento Si es un fusible y es de tales características que se asegura que no reaccione para cada corto circuito intermitente sino solamente en uno de larga duración. Cortos circuitos pueden existir, entre otros, por el hecho de que los elementos de estado sólido Th1 a Th4 reaccionen simultáneamente. C2 y L1 conforman el circuito oscilador de entrada. Para asegurar que no sea sumi-

SISTEMA DE EXPLORACION RADIOLOGICO

nistrada corriente en caso de corto circuito. L_k es una inductancia que es considerablemente mayor que L_1 dentro de la fuente de dc.

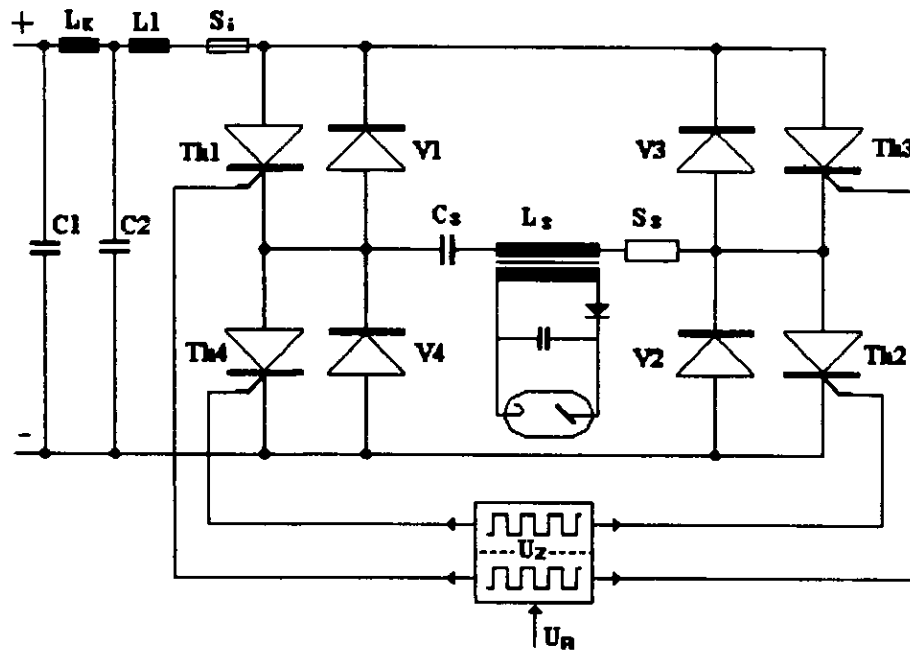


Figura II.7 Funcionamiento del circuito de control del convertidor.

E. Circuito de alto voltaje.

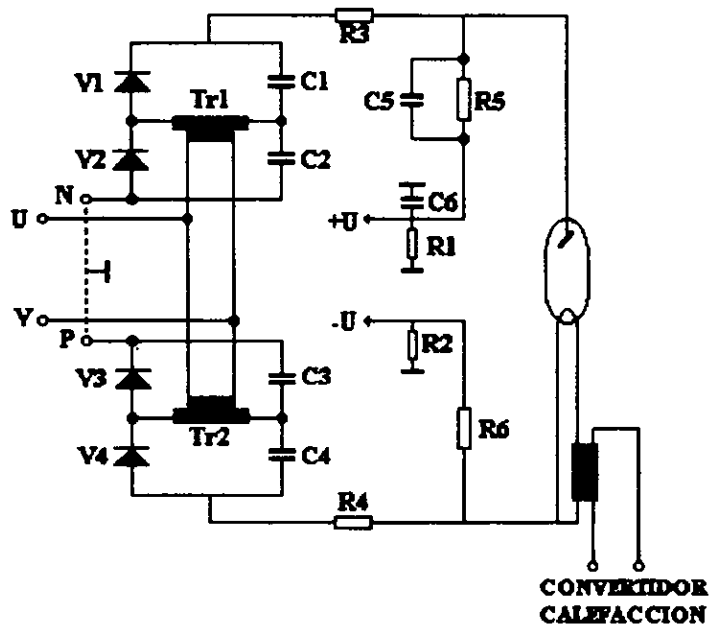


Figura II.8 Diagrama simplificado del oscilador y generador de alta tensión.

SISTEMA DE EXPLORACION RADIOLOGICO

Dos circuitos dobladores de voltaje (circuito Greinacher) en serie son usados para generar el alto voltaje. La figura II.8 muestra el diagrama esquemático simplificado del circuito de alta tensión para generadores de frecuencia media.

El voltaje de dc de salida es cuatro veces el voltaje de entrada de ac (terminales U y V) dada la conexión en serie de los dos dobladores. Consecuentemente, cada uno de los dos transformadores de alto voltaje necesita suministrar solo un cuarto de la tensión de tubo. Los diodos rectificadores son switcheados por el voltaje del rectificador inversor. Después de que el generador es encendido, los capacitores en el circuito de dc deben primero ser cargados vía la corriente de media onda que fluye. Una alta frecuencia del pulso de disparo es requerido para esto. Una vez que el voltaje del tubo de rayos X ha alcanzado su nivel de operación, la frecuencia de los pulsos de disparo se decrementa considerablemente. Dos resistores, son colocados en paralelo a la salida del alto voltaje para muestrear el valor de la alta tensión actual (R5 y R6), estas resistencias son mucho mayores que R1 y R2. En los extremos +U y -U se tienen valores de muestra simétricos de la alta tensión, esto es, la suma del valor absoluto de las dos muestras da el nivel de tensión actual. Generalmente la relación en los generadores de este tipo es de 1 v equivale a 10 kV.

Existen otros métodos de generación y control de la alta tensión, sin embargo, no es el fin de este trabajo el ser concluyentes. Los métodos de generación y control aquí presentados son los más comúnmente usados y por lo que respecta a los generadores de frecuencia media, es la tecnología que esta siendo ampliamente utilizado en generadores de rayos X, lo mismo para equipos convencionales de diagnostico, que para tomógrafos computarizados o equipos de estudio cardio-vascular. Se ha desarrollado a tal nivel esta tecnología que actualmente ya existen los generadores de alta frecuencia.

Hay dos elementos básicos de los generadores de rayos X, en los que únicamente han cambiado los componentes utilizados en aras de una mayor rapidez de funcionamiento y exactitud, tales son, el control de tiempo y el control de giro de ánodo, sin embargo, sus principios de funcionamiento son esencialmente los mismos.

SISTEMA DE EXPLORACION RADIOLOGICO

■ Timers.

En convencionales generadores de rayos X el tiempo de exposición es determinado por el tiempo necesario para cargar un capacitor vía un resistor variable. Cuando un cierto voltaje de capacitor es alcanzado un pulso de interrupción es generado y finaliza la exposición. Si para este fin se utilizan reles entonces, resulta que el tiempo mínimo para interrumpir la exposición es el tiempo mínimo utilizable en una exposición radiográfica, siendo de 3 a 10 ms.

El siguiente método en el control y extinción de la radiación es a través de tiristores, en este método, un tiristor habilita la alta tensión y otro corta el disparo polarizando en inversa al tiristor de exposición a través de un grupo de capacitores. Por supuesto, este es un método más preciso de controlar la duración de la exposición y asegurar su inmediata extinción en el tiempo programa de duración del disparo desde la consola de control.

En los más modernos generadores el tiempo de exposición esta determinado por un contador digital, el cual es cargado a un valor correspondiente al tiempo de exposición seleccionado. Desde el momento que se habilita la radiación, el contador iniciará en retroceso y al llegar a cero generara el pulso de interrupción de disparo.

Algo común a todos los niveles de sofisticación de los generadores es la suspensión de la radiación si rebasa el tiempo programado, este es, un control de tiempo independiente que entra, si no funciona el control de extinción de radiación por tiempo seleccionado. En los equipos más modernos este valor de tiempo puede ser programado.

■ Control de giro de ánodo.

De la explicación dada en el capítulo anterior, se sabe que en realidad lo que se realiza es el control del estator. Existen diferentes valores a los que gira un tubo de rayos X. Así, en un generador convencional los ánodos giran a 3 000 r.p.m., por lo que respecta a generadores más modernos dicho valor esta comprendido entre las 8 000 y 10 000 r.p.m. Por otra parte se ha mencionado que los equipos también generan una radiación más "blanda" que es usada para tener imagen en tiempo real y no por métodos fotográficos, dado que se esta generando radiación el ánodo de-

SISTEMA DE EXPLORACION RADIOLOGICO

be girar por las razones ya explicadas, pero, el giro de ánodo para fluoroscopia es de 1/3 del giro normal en exposición.

La figura II.9 muestra el diagrama simplificado del control de rotor de un generador de rayos X .

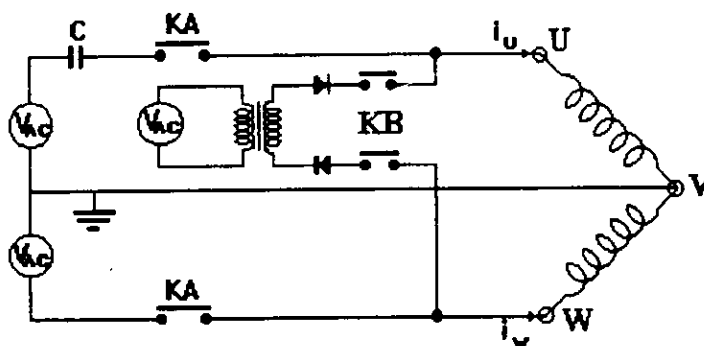


Figura II.9 Diagrama simplificado de control de ánodo.

Como se observa al habilitar preparación entran los contactos del relevador KA y para detener el giro del ánodo se alimenta a las bobinas con una tensión en inversa, usualmente de 100 v y con un tiempo que no excede los 5 seg, dependiendo de la velocidad a la que gira el ánodo.

Por supuesto esta tensión es alimentada a través de los contactos del relevador KB y es habilitado en el momento que se suelta el botón de disparo en la consola de control.

Los equipos más modernos son controlados a través de microprocesador, en su forma más básica y dado que ya se ha dado una breve explicación de los elementos constitutivos de un generador de rayos X.

La figura II.10 muestra el diagrama a bloques de un generador de rayos X de frecuencia media.

SISTEMA DE EXPLORACION RADIOLOGICO

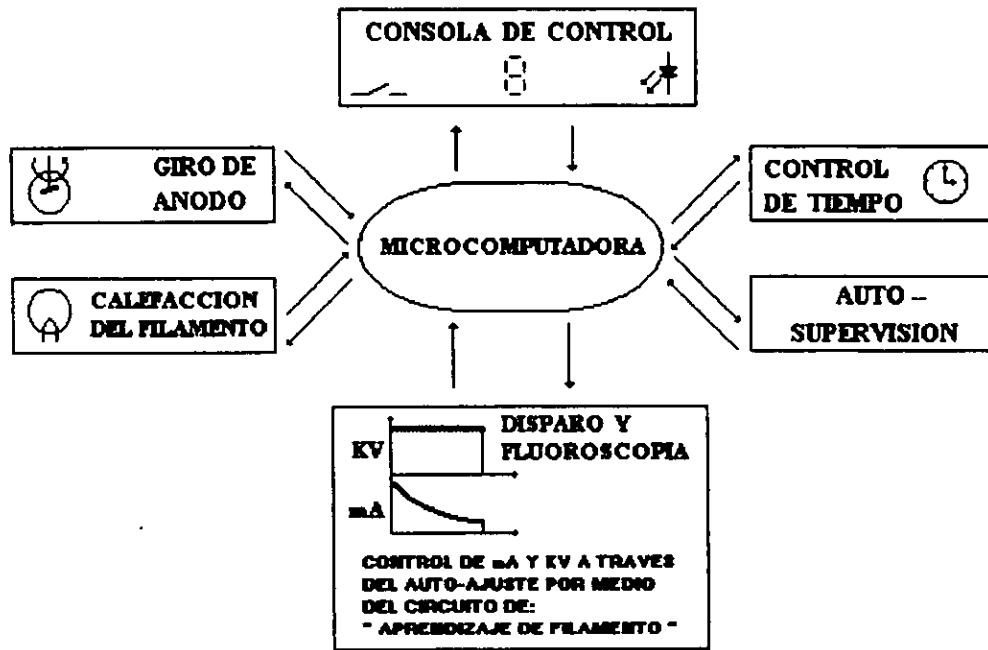


Figura II.10 Esquema a bloques de un generador moderno de rayos X.

SEGUNDA PARTE

UNIDADES DE EXPLORACIÓN RADIOLOGICA.

A. Mesa de propósito general (Bucky).

En el capítulo anterior se desglosó el funcionamiento y componentes del tubo de rayos X. En este apartado se presenta la forma en la que es utilizado el tubo de rayos X, en las diferentes unidades de exploración radiológica. Cada uno de estos modelos tiene partes constitutivas específicas, conforme se vayan presentando se irá dando una explicación general de la forma en la que opera dicho componente. Al final se explica el funcionamiento pormenorizado de las partes comunes a todas las unidades radiológicas.

El modelo básico, funcional y más económico de utilización de los rayos X con fines de diagnóstico es el mostrado en la figura II.11. Se observa que el nivel de sofisticación no es muy alto y solo se cuenta con lo estrictamente necesario para la obtención de imágenes radiográficas. Sin embargo, esto no demerita el nivel de utilización de este tipo de unidades, pues en ellas pueden obtenerse placas radiográficas de absolutamente todas las partes del cuerpo y proyecciones (Angulación del tubo de rayos X, respecto al plano de el paciente y así obtener exposiciones de puntos específicos del cuerpo humano).

SISTEMA DE EXPLORACION RADIOLOGICO

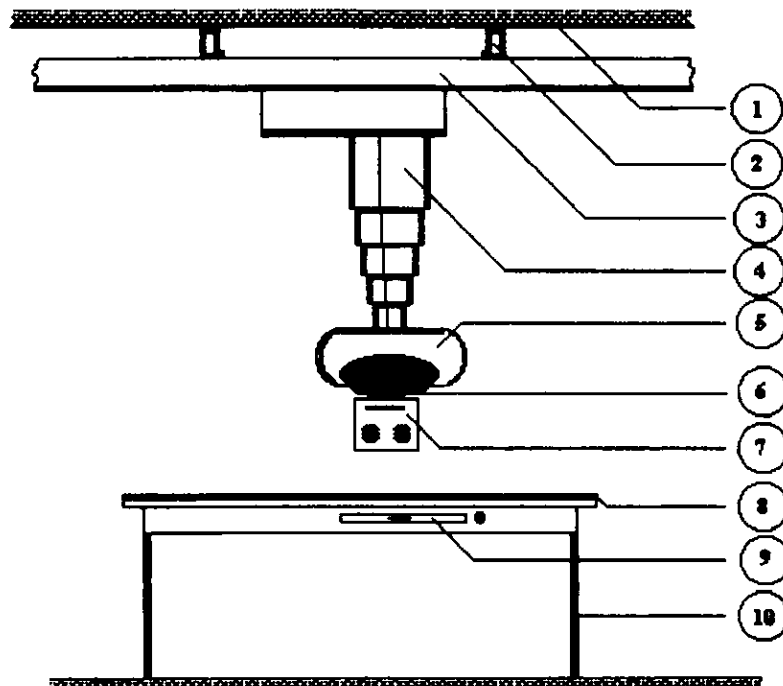


Figura II.11 Mesa Bucky con tubo de rayos X con estativo a techo.

De la figura II.11, el nombre y funcionamiento de cada uno de sus elementos es el siguiente :

1. Techo.
2. Rieles longitudinales. Estas barras están unidos a el techo a través de tornillos, dado que en el techo es colocado como requisito para poder instalar este tipo de estativo un par de rieles con un ancho de 30 cm cada uno y a su vez dicha estructura metálica es soldada a la estructura de la construcción. Los rieles longitudinales son instalados en paralelo a el tablero para colocación del paciente, lográndose así que el tubo de rayos X "corra" a lo largo de todo el cuerpo de el paciente, en su forma longitudinal. Normalmente estos rieles miden 5 m o más y el tablero en promedio mide 2.18 m.
3. Rieles transversales. Estos elementos son acoplados a los rieles longitudinales a través de baleros, consiguiéndose con esto que los rieles transversales puedan ser movidos a cualquier posición a lo largo de los rieles longitudinales. Usualmente la longitud de estos rieles no excede los 2.50 m. Con esta distancia se consigue la exploración en forma transversal de el paciente.
4. Estativo. Este componente es acoplado a los rieles transversales a través de baleros. La caja que se observa contiene la unidad electrónica y de potencia para el control del estativo además de el "caracol ". Unida a

SISTEMA DE EXPLORACION RADIOLOGICO

esta caja se observa que se encuentra una parte metálica poligonal la cual va disminuyendo su tamaño, normalmente son 5 los elementos que juntos constituyen lo que se denomina "telescopio". Dado que cada parte es de menor área que su predecesora esto implica que pueden entrar una sobre otra, todo ello con el fin de variar la distancia entre el punto focal del tubo de rayos X y el área del paciente a ser expuesta. Desde el punto de vista medico lo anterior resulta sumamente necesario y útil. La unión entre elementos del telescopio es a través de poleas y cables acerados, el control de la tensión y movimiento de los cables es hecho por el "caracol".

5. Tubo de rayos X. El último elemento del telescopio y el tubo son acoplados por medio de un sistema que permite el giro del tubo de rayos X respecto al eje del telescopio, lo anterior con el fin de que la estructura del telescopio no estorbe en cierto tipo de exposiciones radiograficas o bien, cuando va ha ser tomada una placa a un paciente que no puede ser movido de la camilla.
6. Control de estativo. Esta pequeña caja de control esta conformada en sus extremos por switches los cuales habilitan o deshabilitan a los frenos de los rieles y del estativo sobre los rieles, además de que en las unidades más sofisticadas de este tipo también controla los frenos de giro de tubo de rayos X. Por último tiene el control de encendido del foco del colimador. En su parte central tiene un nivel graduado para indicar en todo momento la Angulación del tubo de rayos X respecto a el plano horizontal. En sus extremos le salen dos "cuernos", a través de los cuales se consigue mover a todo el sistema que corre a través de rieles o bien, subir o bajar la posición de la fuente de radiación.
7. Colimador. Existen dos formas de controlarlo ; directamente con la mano o motorizado. En el primer caso, las perillas abren y cierran las placas plomadas que dejan pasar la radiación. Una explicación detallada del funcionamiento del colimador y sus componentes se dará más adelante en este mismo apartado.
8. Tablero de emplazamiento del paciente. Sobre este elemento translucido se coloca a el paciente, visto de frente con la cabeza hacia el lado izquierdo y los pies hacia el lado derecho. Por lo general son de madera tratada especialmente con marco de aluminio, aunque existen tableros hechos de carbono, Los movimientos del tablero son libres dado que el esta unido a través de baleros a la mesa bucky, todo consiste en activar el freno del tablero. Dicho freno es de pie, esto es, con el pie se controla el freno y con las manos se coloca a el paciente en la posición requerida.

SISTEMA DE EXPLORACION RADIOLOGICO

9. Bucky. Este es el nombre con el que se le conoce en cualquier tipo de mesa a el elemento que contiene el sistema de sujeción de chasis, rejilla y dependiendo de la sofisticación placas diafragmadoras de altura y anchura. La particularidad de un bucky de este tipo es que el mecanismo para sujetar el chasis es siempre mecánico. Otra forma de llamar a el bucky es seriador, posteriormente se explicará el funcionamiento y sus partes que lo componen.
10. Estructura metálica. Este elemento únicamente sirve para soportar el peso del paciente y tiene rieles sobre los cuales corre el bucky.

Si en la parte de la estructura metálica reducimos su altura y el riel sobre el cual corre el bucky también, tendremos lo que se conoce como bucky de pared. Lo único que hay que hacer es poner este sistema empujado a la pared. La mayoría de los sistemas como el de la figura II.11, contienen una mesa bucky y un bucky de pared, de ahí el porque las dimensiones de los rieles longitudinal y transversal es mucho mayor que lo necesario para cubrir el área del tablero de emplazamiento del paciente.

Prácticamente toda sala de radiología con mesa ya sea bucky u otra más sofisticada debe contener un bucky de pared, una vez más, esto es debido a razones medicas ya que por ejemplo un "tele" de tórax debe ser tomado con el paciente en posición perfectamente vertical y con una distancia entre la mancha focal y la película radiografica de 1.80 m. La anterior distancia es imposible de conseguir en cualquier equipo donde el paciente este colocado en posición horizontal.

B. Sistemas de exploración telecomandados.

La necesidad de poder realizar estudios radiograficos más especializados y el tener integrados en una solo unidad a el tubo de rayos X y a la mesa Bucky genero el surgimiento de un nuevo tipo de unidades para exploración. Fundamentalmente son dos los grandes campos en que se agrupa a este tipo de unidades : Mesa radiológica telecomandada y Mesa radiológica de control directo o Mesa para Urología. Su diferencia básica radica en el hecho de que la unidad telecomandada puede ser operada a distancia o directamente y la mesa para urología debe estar el operador en contacto directo con la unidad, esto es, dicha unidad no cuenta con pupitre de control. Lo anterior no implica que en una mesa telecomanda-

SISTEMA DE EXPLORACION RADIOLOGICO

da no puedan realizarse estudios urológicos. La figura II.12 representa a una mesa telecomandada. Los elementos que la integran son :

1. Ventilador y cubierta de protección. Para poder ayudar a el más rápido enfriamiento del tubo de rayos X es colocado un ventilador para ayudar a disipar el calor que es transmitido a la coraza porta tubo a través de el aceite.
2. Tablero de emplazamiento para el paciente. En este tipo de unidades ya es independiente el movimiento transversal del longitudinal además las distancias de desplazamiento tienen un límite. Sus dimensiones son las mismas que las mencionadas para el tablero del estativo. Valores promedio de sus movimientos son los siguientes ; distancia entre el suelo y el tablero 93 cm, movimiento longitudinal hacia el lado de la cabeza + 100 cm, movimiento longitudinal hacia el lado de los pies - 60 cm, movimientos transversales del tablero lado del operador y del equipo + / - 11.5 cm.
3. Intensificador de imagen. El capítulo siguiente da una explicación detallada de el principio de operación y forma de uso de este componente necesario para la transformación de la imagen obtenida en rayos X a imagen útil para ser utilizada como entrada para un sistema de televisión.

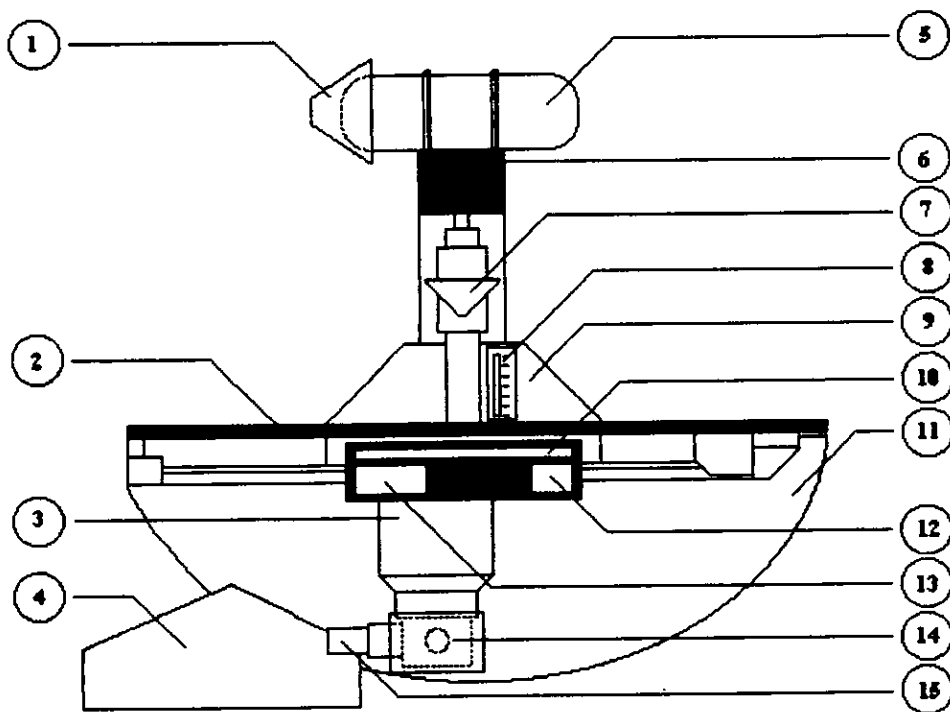


Figura II.12 Mesa radiológica telecomandada.

SISTEMA DE EXPLORACION RADIOLOGICO

4. Base de el equipo. Esta parte esta fija a una base especial colocada en el piso para soportar el peso de el equipo y los momentos generados en sus movimientos y particularmente cuando la mesa es puesta en posición vertical. El acoplamiento que existe entre la base y el cuerpo de la mesa o "cuna" (11) es a través de baleros y rieles guía, todo ello con el fin de permitir que la cuna pueda ser angulada respecto de su posición horizontal, a este proceso se le denomina Basculación. A lo largo de la cuna es fijada una cadena y esta cadena es acoplada a una estrella dentada la cual recibe el movimiento de un motor de potencia a través de un sistema reductor de velocidad. Existen equipos que tienen el pie de la mesa en el centro de la unidad, en este caso el acoplamiento es hecho a través de engranes uno fijado a la estructura de la mesa y el otro a el reductor.
5. Tubo de rayos X.
6. Colimador. A este dispositivo en este tipo de unidades se le puede controlar a través de sus perillas directamente con la mano o bien por medio de el control motorizado. Más adelante se explica la forma en la que opera el colimador.
7. Cono de compresión. Existen partes del cuerpo humano en el estomago que la técnica medica requiere ver bajo presión y además que dicha fuerza de compresión pueda ser regulada y controlada dentro de un rango para que no lastime a el paciente. Dado que este dispositivo solo es utilizada en muy particulares estudios se requiere que este fuera de el área de exploración, por ello en diferentes unidades puede ser desacoplado de su sistema de control a través de seguros o bien colocado paralelo a la columna que soporta a el tubo de rayos X por medio de un sistema motorizado. En operación el cono de compresión tiene un pequeño rango para subir y bajar , siendo su rango de compresión de 1 a 14 Kp. En sistemas digitales el pupitre de control muestra en tiempo real el valor de compresión e inclusive llegan a emitir un sonido que aumenta en intensidad proporcionalmente a la fuerza de compresión que esta siendo aplicada a el paciente.
8. Indicador de altura planigrafica. Cuando se busca la obtención de una imagen radiografica de un punto en particular de el paciente se debe realizar un "barrido" con el tubo de rayos X en un rango más/menos simétrico, este proceso es conocido como Tomografía lineal. La altura a la que va ha ser realizado el "corte" es mostrado en esta regla vertical graduada por medio de una línea de luz que sirve también para ayudar a ver donde se va ha realizar el corte físicamente. El capítulo siguiente explica los principios de operación de la Tomografía lineal.

SISTEMA DE EXPLORACION RADIOLOGICO

9. Carro longitudinal. El elemento que une a el tubo de rayos X a través de la columna con el seriadador y sirve de base para la fijación del intensificador de imagen se le conoce con este nombre. Su único movimiento es longitudinal, su rango va de los 60 a los 80 cm a través de rieles colocados en la estructura de el equipo. De esta distancia se infiere que con ella no se puede explorar de la cabeza a los pies del paciente y es el movimiento longitudinal del tablero con el que se consigue este fin.
10. Entrada para chasis. Aquí es colocada el chasis porta película y dependiendo del funcionamiento del carro portachasis es sujetado o simplemente sensada su presencia. Esta abertura es de aproximadamente de 45 cm de largo por 3 cm de altura, dado que el chasis radiografico más grande es el de 14 x 17 pulgadas o su equivalente en cm.
11. Estructura del equipo o "cuna".
12. Indicador de Angulación equipo. Escala circular graduada con indicador para saber la angulación de la mesa.
13. Control de mando directo. Desde esta caja de control se tiene la posibilidad de mover el tablero para paciente en su posición longitudinal y transversal, mover el carro longitudinal, bascular la mesa, lampara de colimador, entrada y salida del carro porta chasis y posiciones variables de la columna.
14. Optica angulada. La imagen entregada a la salida del lente del intensificador de imagen es transmitida por este arreglo de lentes a los sistemas conectados directamente a la salida y que requieren imagen para su operación, tales como ; sistema de televisión, cámara de cine, impresión de película radiografica de 10 x 10 cm conocidas como Sircam o cámara 100.
15. Cámara de televisión. Captación de la imagen radiografica en tiempo real para su transformación en la central de televisión y posterior representación de la misma imagen en tiempo real en los monitores de la sala. El capitulo siguiente da una explicación más detallada de la operación de este sistema.

Una mesa de exploración radiológica telecomandada de propósito general cuenta con más subsistemas necesarios en la interrelación de sus componentes y su operación general. La figura II.13 muestra a la misma unidad de la figura II.12 pero en su vista lateral y continuando entonces con la explicación de esta mesa radiológica, la descripción de sus demás componentes es la siguiente :

SISTEMA DE EXPLORACION RADIOLOGICO

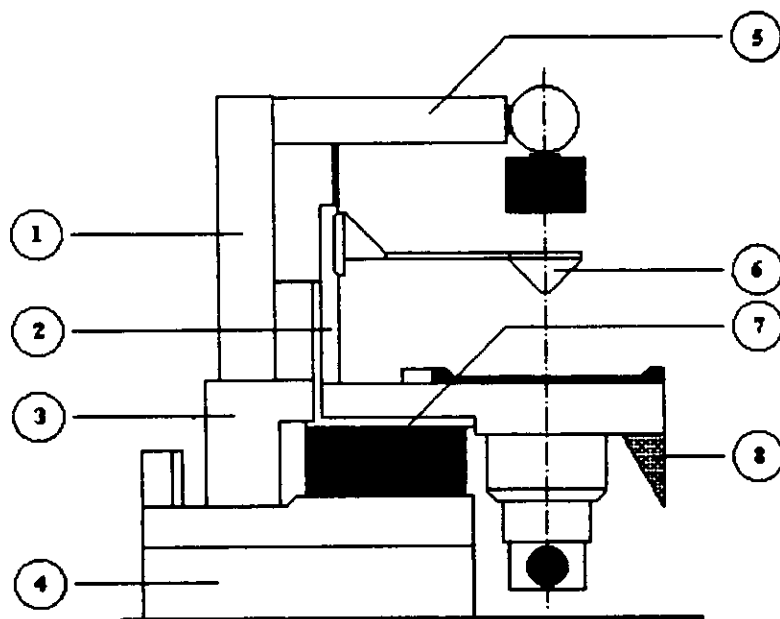


Figura 21. Vista lateral de mesa radiológica telecomandada.

1. Columna. La función de la columna es unir a el tubo de rayos X a la unidad, manteniendo la simetría entre todos sus componentes. En Tomografía este elemento rota respecto al eje del plano horizontal de la mesa. En operación normal la columna puede ser rotada y detenida dentro de cualquier punto en el rango de + y - 40°.
2. Barra para Tomografía. Sobre sus rieles externos corre el carro de compresión (6).
3. Carro longitudinal.
4. Pie del equipo.
5. Brazo de soporte para la unidad del tubo de rayos X. Transversalmente unido fijamente a la columna para mantener el punto de centrado de radiación permanentemente. En altura es unido a través de baleros a la columna (1) y entra dentro de ella, lo puede hacer en tres diferentes valores respecto del plano que forman la película radiografica y la mancha focal, conocida como distancia foco-película (DFP). Las tres DFP usadas con fines médicos son ; 1.15, 1.35 y 1.50 m, existen algunas unidades que no únicamente tienen estas tres posiciones fijas sino que la DFP puede ser colocada en cualquier valor entre el rango de 100 y 150 cm.
6. Carro y cono de compresión.
7. Estructura del equipo o "cuna".
8. Cubierta de protección. En su pared interna esta recubierta de plomo para absorber cualquier radiación de fuga que provenga de el intensifi-

SISTEMA DE EXPLORACION RADIOLOGICO

cadador de imagen, además con fines de seguridad es colocada para que el operador o paciente no golpe por error a dicho sistema.

Un último aspecto a mencionar respecto a este tipo de unidades es que la unión colimador-tubo de rayos X puede ser rotada 90° y 180° cuando la mesa esta basculada a $+90^\circ$, siendo así posible el tomar placas radiograficas a una camilla o a un bucky de pared sin necesidad de contar con otro tubo de rayos X.

Todos los controles de movimiento mencionados hasta ahora pueden ser realizados también desde el pupitre de control, conteniendo además la indicación digital de la posición de la altura planigrafica, giro de columna y grados de basculación de la mesa. Además incluye el control y selección de formato de chasis de los elementos que componen al seriador. Lo anterior será explicado detenidamente más adelante.

El otro tipo de unidad de exploración difiere en la posición que son colocados algunos de sus elementos respecto de la unidad telecomandada. Dada la anterior premisa, resulta que también algunos elementos necesarios en la unidad ya explicada, en las mesas para urología no existen. La figura II.14 muestra en su vista frontal a este tipo de sistema de diagnóstico basado en el uso de los rayos X.

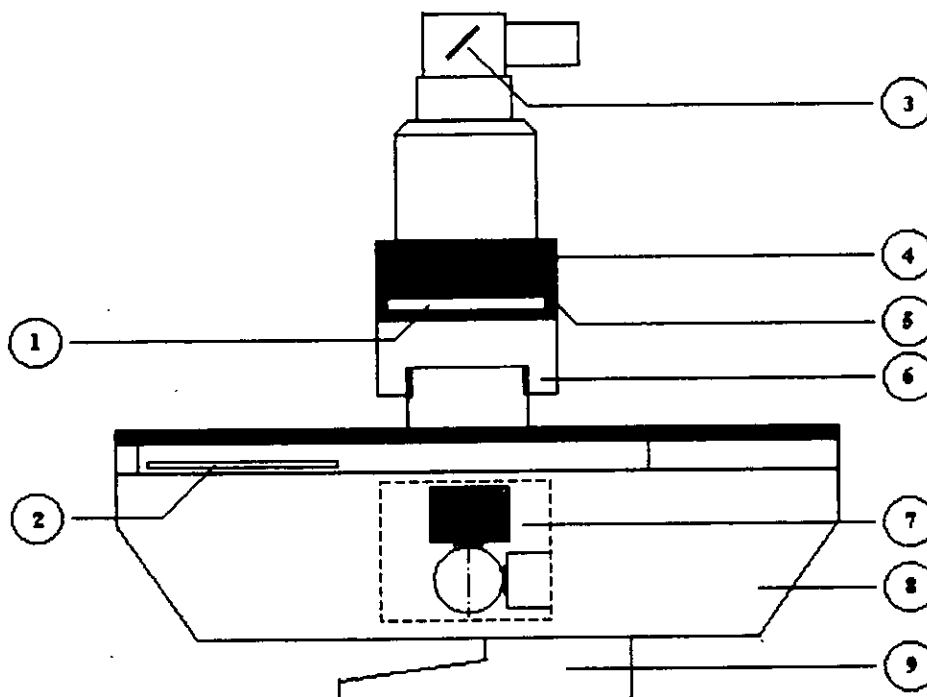


Figura II.14. Mesa de exploración para urología.

SISTEMA DE EXPLORACION RADIOLOGICO

Las partes básicas de este sistema son.

1. Entrada para chasis al seriador.
2. Entrada para chasis al bucky. Se observa del corte hecho a la estructura de el equipo que en este tipo de unidades el tubo de rayos X esta en la parte inferior de la unidad, pero si se desea tomar imágenes radiograficas de arriba hacia abajo se requiere el uso de otro tubo de rayos X. En este tipo de sistemas siempre van acompañados de el tubo de rayos X en estativo a techo o a través de un sistema rieles del piso al techo. Cuando se báscula la mesa a $+ 90^\circ$ y se saca al seriador (5) del campo de radiación entonces la mesa funciona como bucky de pared ya antes mencionado.
3. Optica angulada.
4. Unidad de control. Contiene todo lo mencionado para el pupitre de control en las mesas con pupitre de mando separado.
5. Seriador. Para mantener el centrado entre el tubo de rayos X de la mesa y el seriador entran unos seguros mecánicos y al liberarlos se puede empujar al seriador hacia la pared, vuelven a entrar los seguros y este elemento sale del área de exploración, convirtiéndose la mesa en una mesa de intervención quirúrgica de ser necesario o bien, simplemente para poder acostar a el paciente si él no puede moverse.
6. Carro longitudinal. Este sistema corre a lo largo de la mesa igual que el mencionado para el otro tipo de mesa pero además tiene rieles laterales sobre los cuales se desliza el seriador y así este puede subir y bajar. Lo anterior con el fin de posicionar el chasis y el sistema de televisión lo más cercano posible a el paciente para evitar magnificaciones de el objeto en estudio. El capítulo siguiente da algunos apuntes respecto a este tópico.
7. Unidad tubo de rayos X - colimador.
8. Estructura de el equipo.
9. Pie del equipo. En este tipo de unidad la base realmente parece un pie humano para conseguir la máxima estabilidad cuando la unidad se bascule, su acoplamiento es a través de engranes, entre la estructura de la mesa y la base.

Sin importar el nivel de sofisticación ni tampoco si es un bucky de pared o una mesa con mando externo, todos ellos tienen en común a la unidad que opera con la placa radiografica. Dicho sistema es conocido como el seriador, es aquí donde se obtiene la impresión de la imagen buscada. La figura II.15 muestra un seriador visto por arriba en una forma simplificada.

SISTEMA DE EXPLORACION RADIOLOGICO

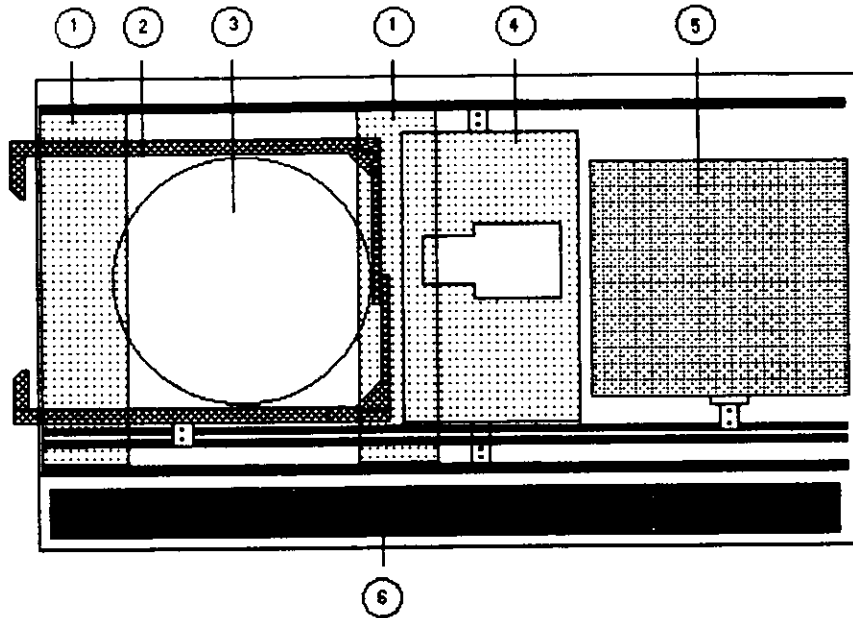


Figura II.15 Vista simplificada del seriadador.

Las partes básicas que componen a el seriadador son ;

1. Placas diafragmadoras de anchura o mascara de ancho. Existen diferentes tamaños de película fotográfica que van desde 8 x 10" hasta 14 x 17" o sus respectivos equivalentes en centímetros. Dependiendo del tipo de exploración existen estudios que deben dar imágenes secuenciales y que además el espacio de tiempo entre una exposición y otra debe ser muy corto o bien se necesita radiografiar solo una parte del cuerpo siendo entonces innecesario el radiar al paciente en toda la área que cubre el chasis y por último que el medico necesite en una sola placa radiografica diferentes tomas de una parte del cuerpo humano. Todo lo anterior lleva a el porque existen tan variados tamaños de película para radiografía restando entonces que dicha película pueda ser subdividida y que solo se radie el área de interés y además que la radiación secundaria sea absorbida para que no exponga partes de la película en forma no deseada creando lo que en fotografía se denomina "velo". La subdivisión en forma transversal (ancho) de la película radiografica la realiza la mascara . Su proceso de funcionamiento es que al seleccionarse en el pupitre de control una subdivisión por 2 o por 3 a la película, se reconoce el tamaño del chasis a lo ancho y se abre la mascara a este valor posicionandose en el centro del área de radiación y es el chasis el que se ira moviendo a las 2 o 3 posiciones necesarias para ser expuesto. Son construidas de un material de alto numero atómico o

SISTEMA DE EXPLORACION RADIOLOGICO

bien de plomo y revestidas de un metal rígido, su espesor no excede los 3 mm.

2. Carro portachasis. Es este elemento sobre el cual se coloca el chasis cargado con película radiográfica. Consta de 2 barras transversales y 2 longitudinales llamadas mordazas, al colocarse el chasis las mordazas aprisionan al chasis centrándolo respecto al tamaño del carro portachasis quedando así centrado el chasis respecto al campo de radiación. Cuando se realizan subdivisiones a lo ancho el chasis no se mueve y es el carro portachasis el que se va posicionando de adentro hacia afuera, pero cuando se realizan subdivisiones de altura, longitudinalmente el chasis es movido hacia las paredes del carro siendo por ello únicamente posible este tipo de subdivisión con los tamaños de chasis más pequeños que no exceden los 10 x 12". Variando con el nivel de sofisticación de la unidad el control de la mordaza longitudinal es realizado por un motor y otro motor se encarga del movimiento a lo ancho esto es de la pared del seriador hacia afuera. Las posiciones que puede tener el carro portachasis son 3 ;

A. Carga. Cuando esta colocado como en la figura las "uñas" sujeta chasis sobresalen de la pared del seriador esto es aproximadamente 3 cm, también se coloca en esta posición al terminar la exposición y que el chasis pueda ser retirado.

B. Estacionado o "parking". Es cuando el carro portachasis se encuentra en el extremo contrario al de carga. Su posición es esta cuando ya tiene chasis cargado y espera la orden de exposición o bien cuando se desea que no estorbe el área del campo de radiación en caso de que se este realizando fluoroscopia.

C. Exposición. Al presionar ya sea en el pupitre de mando o directamente en el generador de rayos X el primer paso de habilitación de exposición, esto es preparación, inmediatamente el carro portachasis debe colocarse en el área de exposición solicitada y estar completamente quieto para que la imagen no salga borrosa. El tiempo en el que debe realizar esto es el tiempo que le lleva a el tubo de rayos X estar listo para la emisión o sea 0.8 s. Además existe lo que en medicina se denomina serie que no es sino la exposición secuencial y después de la primera exposición ya sin preparación se realicen las siguientes exposiciones que van desde 2 hasta 12 dependiendo del nivel de sofisticación de el equipo y tipo de estudio. Se observa que el carro portachasis debe moverse en fracciones de segundo a diferentes posiciones. Dichos

SISTEMA DE EXPLORACION RADIOLOGICO

tiempos son en promedio ; carga a parking 1 800 ms, secuencia rápida 4 exposiciones en 1 600 ms.

3. Intensificador de imagen.
4. Mascara de altura. Cuando se desea subdividir a el chasis de forma longitudinal entra esta mascara creando pequeños cuadros de exposición haciendo lo que se denomina "conos". Tiene dos diferentes aberturas dependiendo del tamaño de chasis que se coloca es la posición a la que entrara esta mascara de altura quedando fija en el centro del área de radiación y siendo el chasis el que se mueve. Sus posiciones son ; fuera del área de radiación y dentro del área de radiación siendo dos sus únicas posiciones posibles. Es construida igual que la mascara de anchura.
5. Rejilla. Los párrafos siguientes explican su principio de operación. Las posiciones que puede tener son ; fuera y dentro del área de radiación . Al habilitarse preparación de exposición la rejilla oscila.
6. Unidad de control seriador. Aquí se encuentran colocados los motores y sus controles para cada una de las partes del seriador.

Las partes pesadas y gruesas del cuerpo, tales como el abdomen, dispersan las radiaciones en mayor proporción que las partes delgadas, como la mano, por ejemplo. Por consiguiente, cuando se radiografian las partes más gruesas del cuerpo es preciso emplear medios adicionales para controlar la dispersión de las radiaciones dado que la radiación difusa disminuye el contraste de la imagen. Esto se hace generalmente con un aditamento llamado rejilla. La rejilla esta compuesta de bandas alternadas de plomo y de un material radiotransparente, aluminio por ejemplo, dispuesto de forma que cuando el punto focal esta centrado sobre la rejilla, el plano de cada banda de plomo esta en línea con el haz primario. Las bandas de plomo absorben gran cantidad de radiaciones dispersas oblicuas, es decir, de rayos que no viajan en la dirección del haz primario. Las bandas radiotransparentes permiten el paso de la mayoría de los rayos primarios hasta la película. La relación entre la profundidad y la anchura de las bandas radiotransparentes representa el "índice de la rejilla". La rejilla absorberá más eficazmente las radiaciones dispersas cuanto mayor sea la proporción entre la profundidad y la anchura.

Cuando se emplea una rejilla fija, la sombra proyectada por las fajas de plomo se sobrepone a la imagen radiografica. Este inconveniente es tolerable si se emplea una rejilla con bandas muy delgadas y uniformemente espaciadas. Las líneas muy finas no impiden la claridad de la imagen. Pa-

SISTEMA DE EXPLORACION RADIOLOGICO

ra eliminarlas, sin embargo, no hay más que mover la rejilla durante la exposición, en ángulos rectos a las fajas, de esta manera las líneas de la rejilla aparecen borrosas y no se distinguen. La rejilla absorbe gran parte de radiación secundaria e incluso algo de la radiación primaria. La figura II.16 muestra el principio de operación de la rejilla.

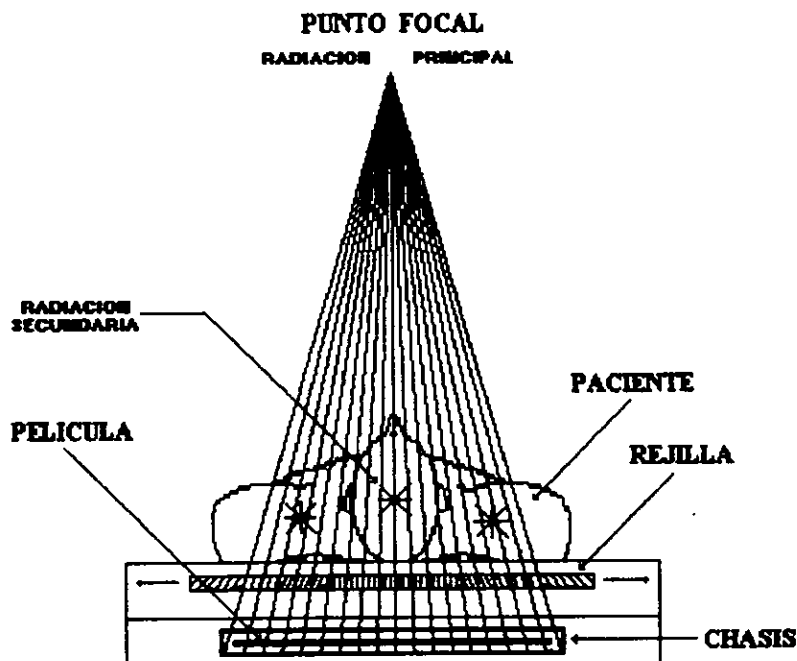


Figura II.16 Principio de operación de la rejilla.

Los tipos básicos de rejillas o antidifusores son :

Antidifusores paralelos. Estos se construyen por lo común según el principio del "corte prismático", es decir, la altura de láminas disminuye desde el centro hasta los cantos del antidifusor que transcurren equidistantes a las láminas. De esta forma se evita el sombreado de la radiación primaria en las regiones marginales, lo que importa cuando se trabaja con chasis grandes y pequeñas distancias foco-película. Hacia los cantos, donde la radiación dispersa por lo normal se reduce, la relación de rejilla es menor.

Antidifusores focalizados. Por su forma de construcción los antidifusores focalizados son particularmente eficaces para la radiografía y fluoroscopia de objetos gruesos que exigen altas tensiones y cortos tiempos de exposición, se distinguen por su considerable absorción de rayos dispersos aún con tensiones elevadas.

SISTEMA DE EXPLORACION RADIOLOGICO

Antidifusores cruzados. Dos antidifusores paralelos, focalizados, de medio espesor y media relación de rejilla, se combinan para formar un antidifusor cruzado de láminas perpendiculares. La absorción de los rayos dispersos que ofrece el antidifusor cruzado puede compararse a la del antidifusor simple de la misma relación de rejilla. No obstante, el antidifusor que actúa en dos direcciones absorbe una proporción más alta de la radiación dispersa proveniente del interior del objeto que uno convencional de la misma relación de rejilla.

El último elemento al que resta conocer su principio de operación y forma en la que interactúa con el resto del sistema de exploración es, el colimador. Como ya se ha mencionado es un elemento que sirve para delimitar el campo de radiación a el área de interés y solo por dicho campo sale la radiación, para conseguir lo anterior las paredes interiores de el colimador están revestidas con una pequeña capa de plomo de 1 mm de espesor. En el funcionamiento de este elemento, intervienen 2 principios importantisimos que ha generado el desarrollo de la exploración radiológica, ellos son : Campo de luz igual a campo de radiación y Automatismo de formatos. Para desarrollar estos temas, primero identifiquemos los componentes representados en la figura II.17.

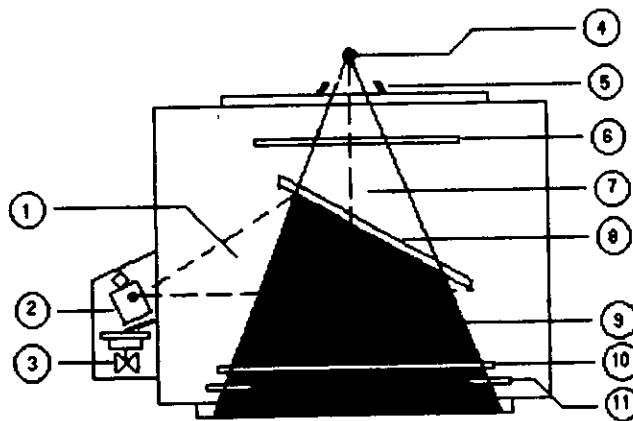


Figura II.17 Colimador.

1. Campo de luz. Se observa por la posición del foco (2) que emite un haz de luz con la angulación mostrada.
2. Foco. Son de halógeno de 100 w y con una tensión de control de alterna de 120 v o directa entre el rango de 12 y 24v. La tapa que lo cubre funciona además como disipador de calor. Este elemento es controlado por un circuito de tiempo que supervisa su encendido que va de los 30 a 60 s.

SISTEMA DE EXPLORACION RADIOLOGICO

3. Ventilador. Algunos equipos incluyen este dispositivo para ayudar a la disipación de calor pues, si llega a utilizarse con mucha frecuencia el foco, la tapa llega a alcanzar temperaturas que pueden llegar a lastimar a quien la toque.
4. Mancha focal.
5. Placas de protección. La unión entre el colimador y el tubo de rayos X no es fija, dado que el mismo colimador puede girar 180° sobre el disco de el tubo de rayos X que los une. Lo anterior origina un espacio de aproximadamente 2.5 cm de separación entre estos dos elementos y estas placas de protección de 5 mm de espesor de plomo lo que hacen es entrar dentro de la mirilla del tubo de rayos X y absorber cualquier tipo de radiación dispersa.
6. Filtros.
7. Campo de radiación.
8. Espejo. Este elemento dada su fabricación es atravesado sin filtrar a la radiación, pero por el otro lado refleja la luz que le viene del foco con la angulación mostrada en la figura.
9. Campo de luz igual a campo de radiación. Por las observaciones arriba mencionadas se puede concluir que con fines de centrado del paciente y para saber cual es el área que va a ser radiada, basta con encender el foco y ya tenemos un simulador de radiación. Este principio de **campo de luz igual a campo de radiación** puede parecer muy simple pero en su uso practico, ayuda en operaciones de servicio a el ingeniero o al operario médico en el centrado del paciente sin recibir ninguna radiación.
10. Placas diafragmadoras de altura. Funcionan igual que las utilizadas dentro del seriador tomando en cuenta que la distancia entre la placa diafragmadora del colimador y el paciente es muy grande es necesario monitorear la DFP para saber la distancia de abertura que equivale en el tablero a el formato de chasis seleccionado.
11. Placas diafragmadoras de anchura. Funcionamiento similar a la explicación anterior.

Para el colimador multiplano, hay 3 modos de funcionamiento ; totalmente automático, semiautomático (con limitación de fluoroscopia) y sin automatismo (sin limitación de fluoroscopia), servicio de emergencia al fallar el automatismo.

Funcionamiento automático. El enfoque del formato elegido se realiza automáticamente tan pronto como se sitúe el carro portachasis en la po-

SISTEMA DE EXPLORACION RADIOLOGICO

sición de parking y se reconozca el formato de chasis seleccionado. Cuando se saca el chasis después de la exposición de la radiografía, el colimador se ajustará automáticamente al formato de la pantalla del intensificador de imagen cuando el enfoque haya sido mayor que el formato de la pantalla del intensificador. Si el enfoque es más pequeño, no se realiza el ajuste al formato del intensificador. En régimen de fluoroscopia, se puede efectuar desde el pupitre de mando cualquier enfoque dentro del formato del intensificador, aun si estuviese colocado el chasis en el seriógrafo (seriador). Tan solo durante la inserción del chasis se establece el enfoque al formato elegido. Esto ocurre sin embargo, solamente en operación normal y en fluoroscopia con incidencia oblicua del haz de radiación. En radiografías bucky y planigrafías (Tomografía lineal) se enfoca el formato elegido tan pronto como esté colocado el chasis en el seriógrafo.

Funcionamiento semiautomático. Desde el pupitre de mando puede desconectarse el mecanismo automático de enfoque mediante el interruptor respectivo. En fluoroscopia es posible el ajuste manual de cualquier enfoque dentro del formato del intensificador de imagen. Al pasar a radiografía se produce el enfoque automático al formato elegido tan solo si éste es más pequeño que el encuadre momentáneo ajustado con la mano. La finalidad del funcionamiento semiautomático es que, a elección, sea posible un enfoque manual más pequeño que el necesario para el formato.

Enfoque no automático. Con el fin de poder seguir trabajando con el equipo cuando se haya producido una falla en el mecanismo automático o no fuese posible subsanar inmediatamente la anomalía, se puede desconectar el circuito cero en el pupitre de mando mediante el interruptor respectivo. El telecontrol del colimador se puede seguir utilizando, no efectuándose en este caso en forma automática el enfoque del campo radiográfico. En esta situación no es tampoco posible la limitación automática de la fluoroscopia.

C. Conceptos básicos de operación de las unidades de diagnóstico radiológico.

Las unidades de exploración pueden ser subdivididas en 3 niveles de sofisticación, dependiendo de la tecnología utilizada en su diseño. Lo anterior no implica desarrollos cronológicos de estos equipos de exploración, esto es, unidades muy recientes pueden tener cualquier nivel de tecnología.

- ⇒ Sistemas basados en control secuencial (SBECS).
- ⇒ Sistemas electrónicos con control independiente (SECCI).
- ⇒ Sistemas electrónicos controlados por microprocesador (SECPM).

- ⇒ Cuando se realiza el diseño de la unidad y se busca que un movimiento habilite o bloquee un movimiento relacionado a él, estamos realizando un proceso secuencial de control. Por ejemplo, para poder bascular la mesa necesitamos saber en qué posición se encuentra el tablero de emplazamiento del paciente, si este se encuentra salido más de 10 cm de las paredes laterales de la estructura de la mesa al bascularlo podría golpear el tablero con el piso, para evitar lo anterior se coloca un microswitch que "entra" al llegar el tablero a esa posición y este dispositivo estará conectado en serie con la señal de 0 v para la bobina del relevador de alimentación al motor de basculación inhibiendo este movimiento. Dada la cantidad de movimientos que deben ser supervisados las combinaciones posibles son enormes y este tipo de equipos cuenta con una cantidad impresionante de switches los cuales además interrelacionan con las bobinas de los relevadores o en otro caso un contacto del relevador es el que habilita la entrada de otro relevador, siendo así que estos equipos son muy fiables en el control de sus funciones. A este tipo de diseño le llamaremos **Sistemas basados en control secuencial**. Los anteriores principios rigen también para el funcionamiento del seriador, por ejemplo, la mesa no mandará la señal de "listo" al generador hasta que se activen los microswitches de posición correcta de mascarás, rejilla y carro portachasis.

- ⇒ Los problemas inherentes al servicio de los SBECS son muchos, principalmente ; falsos contactos en switches o contactos de los relevadores y desplazamiento de sus posiciones de ajuste de los switches que provoquen variación de las posiciones de control o, peor aún que no se-

SISTEMA DE EXPLORACION RADIOLOGICO

an actuados. Fundamentado en las anteriores premisas, fue necesario introducir controles "inteligentes" para aumentar la fiabilidad de el sistema y supervisar el adecuado funcionamiento de la unidad, todo esto a través de la electrónica pero sin ser realizado a través de un microprocesador y estando independientes los controles uno de otro, a las unidades de exploración basadas en este principio les llamaremos **Sistemas electrónicos con control independiente**, por ejemplo ; se supervisa el movimiento de basculación de la unidad en posiciones y electrónica de potencia, de encontrarse un problema la basculación se bloquea, pero todos los demás movimientos de el equipo continúan operando y la unidad puede seguir siendo utilizada. Sus principios de operación son los siguientes :

- ⇒ 1. Control de velocidad en movimientos que requieren alta potencia : Los motores de estos movimientos tienen en común un voltaje de alimentación de 220 v o 360 v de a.c. Para mantener constante la velocidad les es acoplado un generador tacométrico por medio de un "engranaje de control" que determina la velocidad real. La relación de este engranaje depende del número de revoluciones de el motor y la relación del engranaje principal. En el tacómetro su operación es que dependiendo del número de revoluciones que entrega un voltaje proporcional que puede ser de hasta 10 v, en base a esta señal y la señal almacenada en potenciómetros como valor teórico, son comparados a través de amplificadores operacionales y de esta forma puede ser controlado el sentido del giro y la velocidad del movimiento. El freno magnético que durante la ausencia de excitación mantiene frenado el sistema accionador, se desconecta al final de la señal de marcha por medio de un circuito de retardo. Al coincidir la excitación del freno con la tensión del movimiento, el freno mantiene detenido el motor, resultando una oscilación mecánica apreciable y un breve zumbido en el motor, todo ello con fines de seguridad.
- ⇒ 2. Sensado de posición de elementos : No importando si el motor es para la basculación o la rejilla el principio del sensado en los SECCI es el mismo. Para el sensado de posición de los elementos mecánicos, los potenciómetros de valor actual son acoplados mecánicamente a través de ruedas dentadas entre sus respectivos ejes, resultando que el potenciómetro da una sola vuelta en todo el rango de giro del eje del motor del movimiento que se trate. Cada movimiento tiene asociada una tarjeta de potenciómetros a los cuales en la etapa de puesta en marcha

SISTEMA DE EXPLORACION RADIOLOGICO

se les han dado los valores teóricos de las posiciones en las que debe operar el movimiento respectivo. A través de un arreglo de amplificadores operacionales dichos valores son comparados y sensados, esto es, de no recibirse valor real de alguna de las dos señales el motor no recibe alimentación pero el equipo no es bloqueado, únicamente el elemento respectivo deja de funcionar. Por medio de esta comparación es controlado el sentido del giro y posiciones de trabajo, como resulta claro, en cuanto el valor real "alcanza" a el valor teórico es alimentado el freno y deshabilitada la etapa de alimentación de potencia a el motor. Cabe remarcar que la alimentación de potencia no solo es controlada entre "on" y "off" dado que cada movimiento dependiendo de la solicitud hecha en el pupitre de operación y de la posición que guarda actualmente recibirá diferentes niveles de potencia, así por ejemplo ; el carro portachasis recibe una tensión de entre 25 a 30 v para marcha rápida, de 2.5 v para marcha lenta y de entre 4 a 6 v para la salida a posición de carga.

- ⇒ 3. Utilización de switches en los SECCI. Como se infiere de las características de una mesa radiológica, tiene partes muy pesadas y en las cuales un movimiento no solicitado o bien, fuera de los márgenes de operación establecidos resulta muy peligroso para el personal que este a su alrededor. Es por ello que en la operación de estos elementos existen diferentes switches que operan en normalmente cerrados, al final de el rango de operación para estos movimientos es colocado un "switch de muerte" los cuales están conectados todos ellos en serie a la señal de cero volts del contactor de encendido de el equipo, así si se encuentra habilitado alguno de ellos el equipo no encenderá por protección. La mayoría de los equipos incluyen doble "switch de muerte". Los movimientos que pueden bloquear al equipo en estas condiciones son : Basculación, movimiento longitudinal y en algunos equipos transversal del tablero para paciente, carro longitudinal, angulación de columna.

- ⇒ El microprocesador es el elemento electrónico que en la actualidad busca ser utilizado y aprovechado al máximo en todos los campos de la ingeniería. Desde el inicio de la década de los ochentas han salido al mercado unidades de exploración radiológica basados en el uso de microprocesadores. El grado de utilización y aprovechamiento de este procesador electrónico varía mucho entre modelos y fabricantes, sin embargo, todos estos equipos pueden agruparse bajo el principio de

SISTEMA DE EXPLORACION RADIOLOGICO

Sistemas Electrónicos Controlados Por Microprocesador. La forma en la que opera un equipo digital controlado por este dispositivo es el siguiente.

- ⇒ 1. Se utiliza igualmente el principio de sensado de posiciones a través de potenciómetros de valor real, en lo que difiere respecto a los SECCI es en la forma en que es utilizado este valor. Todos los potenciómetros son colocados a un voltaje de referencia de + 5 v, por lo tanto, el rango de su voltaje de salida esta en el rango de 0.5 a 4.5 v positivos, este voltaje es alimentado en forma multiplexada a un convertidor analógico / digital. El monitoreo del adecuado funcionamiento de los potenciómetros es dado por el valor de conversión en hexadecimal que entrega el convertidor A/D, de no entregar un valor comprendido en el rango de trabajo de funcionamiento del potenciómetro, se puede concluir que el potenciómetro no esta funcionando adecuadamente o bien que la ruta de comunicación entre el elemento y el convertidor esta rota.

- ⇒ 2. Sensado de velocidad. A los motores de baja potencia que se encuentran alojados en el seriador se les supervisa de la siguiente forma. Acoplado directamente a el eje de el motor se encuentran unos discos ranurados el cual gira entre dos barreras de luz. Las barreras de luz son colocadas de tal forma que producen 2 señales recorridas 90° en fase. Por medio de un contador, el microprocesador reconoce a través de estas señales la velocidad, posición y dirección de el movimiento. Por su parte, los motores de alta potencia, la velocidad únicamente les es controlada en equipos muy avanzados, en la mayoría de los sistemas de exploración lo que se hace es habilitar la alimentación o inhibirla. Las unidades de control de velocidad lo hacen a través de trenes de pulsos para arreglos con SCR's similares a los osciladores para los generadores de rayos X de frecuencia media, consiguiéndose una precisión muy alta en posición y velocidad.

- ⇒ 3. Microswitches. Son usados los "switches de muerte" en su forma ya explicada. Dentro de el seriador se encuentran alojados microswitches en las posiciones de paro de cada uno de los componentes que incluye el seriador y aquí no únicamente funcionan como seguridades de paro sino como señalizadores de posición, esto es, al pasar el elemento supervisado por un microswitch se graba esta posición y su valor asociado dada la lectura obtenida con un contador o potenciómetro de valor real. Haciendo ya en lo sucesivo el microprocesador la orden directa de

SISTEMA DE EXPLORACION RADIOLOGICO

posición de paro dado que ya le fue "señalizado" en que posición se encontraba el elemento, pasando a partir de ese momento a convertirse los switches de limite en simples switches de seguridad de paro.

⇒ 4. Sensado de chasis y posiciones del carro portachasis. Esto se realiza en los equipos digitales más sencillos con grabación de valores de potenciómetros de valor real en el proceso de puesta en marcha de la unidad, el proceso es sencillo se le coloca cada tamaño de chasis válido a el equipo y se le pide al procesador central que grabe este valor y se le informa a que tamaño de chasis esta asociado, posteriormente el procesador abrirá una "ventana" que no es sino un rango de tolerancia para cada valor previamente grabado. Los equipos más sofisticados lo hacen a través de el bloqueo de barreras de luz a través de laminillas colocadas en las mordazas de sujeción del chasis, o sea, vía lectura de el contador respectivo se tiene un valor final, dicho valor es comparado contra los valores almacenados en memoria y al cruzarse la información en ancho y alto se tiene el tamaño del chasis.

Una de las metas de este trabajo es el presentar un modelo de unidad de exploración radiológica utilizando a la electrónica digital, pero, sin supervisar sus movimientos por un microprocesador. Las razones de esta elección no son el disminuir el grado de complejidad de la unidad, los motivos fundamentales son de índole practica y en aras de que la unidad tenga un promedio de funcionamiento alto.

D. Justificación de modelo de diseño electrónico propuesto y discriminación de un microprocesador como "cerebro" del diseño.

Una mesa radiológica de propósito general que incluya los movimientos ya desarrollados además de un seriógrafo versátil y funcional debería tener en la actualidad a un microprocesador como su controlador, sin embargo, la experiencia y conocimiento de costos le restan atractivo a el uso de este dispositivo. Organizados en grupos, las razones principales son las siguientes :

SISTEMA DE EXPLORACION RADIOLOGICO

I. Tecnológicas.

- * **Datos.** La velocidad de comunicación entre un microprocesador (MP) y componentes obliga a la existencia de un protocolo de comunicación y a la jerarquización de la misma, además cada movimiento debería contar con un empaquetador de la información y controlador intermedio MP - componente. Todo ello trae como consecuencia el uso de electrónica intermedia, cables especiales de interconexión y que propiamente sea más la electrónica asociado a intercambios de información que a la supervisión del movimiento.
- * **Ruido.** Los motores de potencia y el generador de rayos X generan frecuencias de las cuales los canales de comunicación de la unidad telecomandada deben ser inmunes, esto acarrea un todavía mayor uso de electrónica para suprimir ruido y la generación de software especial que verifique adecuada información.
- * **Tiempo real.** De todos los movimientos posibles en la unidad el más "rápido" es cuando el carro portachasis va de parking a posición de exposición, realizando este trayecto en 800 ms. Por el otro lado, la velocidad a la que trabaja un MP convencional es de *millonésima de segundo*. Es así que la diferencia en tiempos de trabajo es enorme, no se requiere tanta velocidad, un simple controlador **independiente** trabaja con niveles de fiabilidad suficiente.

II. Sistemas radiologicos reales que operan usando microprocesadores.

- * **Unidades "híbridas".** Bajo el concepto de unidad de exploración basada en MP existen en el mercado una cantidad muy alta de sistemas, pero hay un tipo de sistema sobre el que conviene detenerse, ellas son muy populares en el sector salud oficial mexicano llamadas Diagnost 90 y 93, marca Philips. La unidad Diagnost 90 propiamente es un SBECS en el principio bajo el que opera su única diferencia es que la información llega a un MP a través de canales lineales de comunicación, o sea, cada movimiento manda un cable con 8 hilos hasta el punto donde se encuentra el MP y ahí son multiplexados, pero, no existe ninguna labor de supervisión de los movimientos, únicamente el MP coordina el funcionamiento secuencial ahorrándose así muchos relevadores y los potenciómetros solo son usados para dar información digital en la consola de mando, no se usan para sensado de posiciones. Por su parte la unidad Diagnost 93, hace el mismo "truco" con los potenciómetros, es controlada en todos sus movimientos por la simple habilitación de entrada de

SISTEMA DE EXPLORACION RADIOLOGICO

relevadores y el seriador sensa el chasis a través de la lectura de los potenciómetros de ancho y alto colocados a los motores de movimiento de mordazas. Este par de unidades falsamente controladas por MP existe en muchos hospitales, en este caso la inserción de MP obedece a poder competir comercialmente con marcas que realmente utilizan al MP en toda su extensión.

- * Operación. Las unidades que realmente son controladas por MP tienen las siguientes desventajas.
 1. Comunicación. Cuando es realizada vía fibra óptica inclusive las lamparas de los hospitales generan interferencia.
 2. Modulares. No importa si es un elemento sencillo, dado que son diseñadas para poder interactuar con el MP son muy sofisticadas y cualquier falla obliga a cambiar todo el subsistema asociado a ella (p.ej. falla de barreras de luz, cambio de motor).
 3. Irreparables. Dado que trabajan intercambiando información y no señales a estos equipos no se les puede medir nada y cualquier falla, obliga al cambio de toda la unidad electrónica de control.
 4. Seguridad. Dada su interdependencia de funcionamiento y controlados centralmente, cualquier mal funcionamiento inhabilita por completo al equipo y no se puede "engañar" al MP. En algunos equipos tan sofisticados llegan al extremo que un simple atoramiento del carro portachasis o mal funcionamiento de el marcador de película bloquea toda la unidad.

III. Operativas.

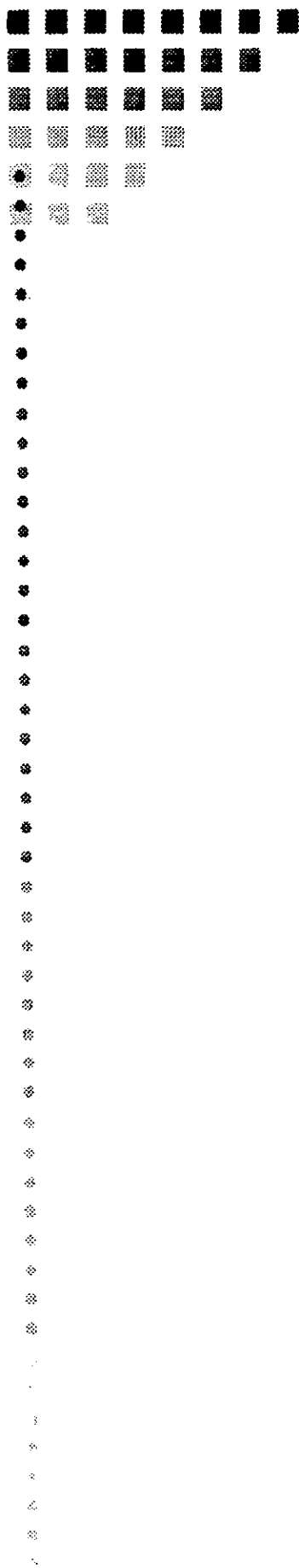
- * Clima. La diversidad de zonas climáticas en la república mexicana hace que en algunas zonas la humedad sea altísima y la sal en el "ambiente" también y equipos tan sofisticados en estas circunstancias requerirían el uso de sistemas acondicionadores de aire.
- * Operadores médicos. Puede parecer endeble poner como razón de diseño controlado independientemente y no por medio de MP este condicionante, pero en México no existe una cultura tecnológica aceptable y el personal médico usa estos equipos como si fueran los antiguos SBECs. El origen de muchas fallas en unidades tan sofisticadas es muy frecuentemente ; mal uso del aparato, inserción de chasis en mal estado, y "descuidos" en el control de movimientos del equipo.

**ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA**

SISTEMA DE EXPLORACION RADIOLOGICO

El diseño propuesto consistirá en tomar como movimientos independientes a cada uno de los componentes que integren la mesa radiológica presentada y únicamente una etapa central de control de movimientos interrelacionados y seguridades básicas. El modelo propuesto para cada movimiento y su interrelación en subgrupos, será presentado en el capítulo IV así como su algoritmo relacionado.

La implementación electrónica se hará con controladores de propósito particular diseñados expresamente para cada movimiento. El principio bajo el cual fue realizado cada controlador y el diagrama simplificado de su implementación electrónica será presentado en el capítulo IV.



CAPITULO III
SUBSISTEMAS RADIOLOGICOS.

PRIMERA PARTE

SUBSISTEMAS PARA CONTROL DE EXPOSICIÓN E IMAGENES SECCIONALES.

A. Proyecciones y Tomografía lineal.

Existen diferentes métodos en la obtención de imágenes radiograficas. Cuando se desean imágenes de partes específicas del paciente es necesario el angular el tubo de rayos X hasta el punto en el que se encuentre la parte buscada.

Cuando se angula la columna que soporta a el elemento emisor de radiación y en esa posición es hecha la exposición se dice que se ha hecho una proyección. Sin embargo, en estas condiciones el campo de luz no ayuda a un centrado perfecto de la parte en estudio y se recurre a la imagen radioscopica, pero, dado que la fuente de emisión esta angulada no cubre en su totalidad a la entrada de el intensificador de imagen. Lo anterior originaria una parte en blanco sobre el monitor de televisión en uno de sus extremos que crecería proporcionalmente con la angulación de la columna, para evitar esto es necesario mantener el centraje entre el tubo de rayos X y el intensificador de imagen. Esto se consigue moviendo a el intensificador de imagen en sentido contrario a la angulación de la columna. La forma en que esto es realizado físicamente es a través de el acoplamiento mecánico entre la columna y el seriador el cual a su vez soporta a el intensificador de imagen, esta corrección de movimiento del carro que soporta a el intensificador de imagen no es mayor de + / - 10 cm. El nombre que recibe este principio de ajuste de imagen en proyecciones es ; **corrección de Paralaje**, la figura III.1 da una representación gráfica de este concepto.

Cuando la proyección es utilizada únicamente con fines de centraje de la imagen y al momento de la exposición se realiza un barrido simétrico a lo largo de el paciente, en ese caso se esta realizando una **planigrafía o Tomografía lineal**.

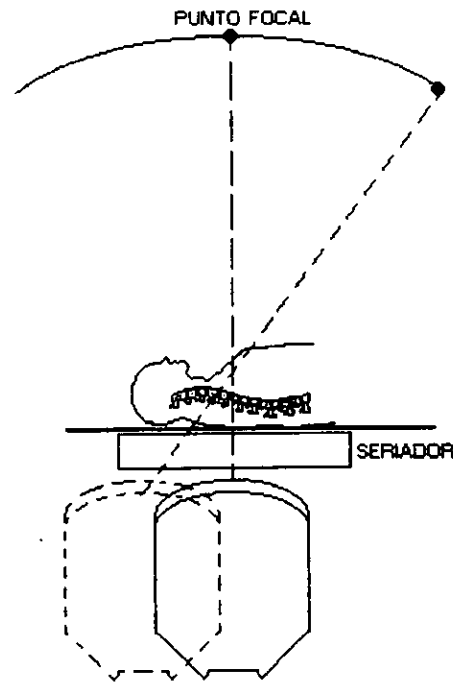


Figura III.1 Corrección de paralaje en proyecciones.

La planigrafía es la generación de imágenes radiográficas seccionales del cuerpo humano, mediante este proceso se eliminan las imágenes que oscurecen la zona de interés. Con esta técnica se obtienen imágenes distintas de cada plano seleccionado mientras que las imágenes que están por encima o por debajo del plano, aparecen borrosas. Tal como se observa en la figura III.2 el efecto se obtiene por medio de un sistema que mueve a el tubo de rayos X y al seriadador en direcciones opuestas. El objetivo primordial en este tipo de exposiciones radiográficas es que en ningún momento se pierda la distancia entre el foco y el punto de interés, para conseguir esto a lo largo de el barrido el tubo de rayos X entra en la columna o sale, para mantener fija la distancia foco - objeto. Por otro lado es necesario el poder ajustar el punto de interés dada su posición en el cuerpo humano, ello se logra variando la altura planigráfica o punto de corte. Este es un sistema que mueve dentro de la columna a el tubo de rayos X, consiguiéndose así obtener un amplio margen de maniobra de distancia foco - objeto. La altura planigráfica es ajustada en milímetros y va de 0 a 250 mm, siendo esta distancia mostrada en la placa graduada colocada en la parte lateral superior de el carro longitudinal o directamente en el pupitre de control de la mesa.

Dependiendo del fabricante existen diferentes tiempos planigráficos seleccionables, siendo los más comunes : 45° en 4s ; 30° en 2.5 y 1.26 s ; 20° en 1.58 y 0.8 s ; y 7° en 0.6 y 0.3 s.

SUBSISTEMAS RADIOLOGICOS

Durante el barrido de la Tomografía lineal se registra claramente en la misma porción de la película la imagen de cualquier estructura que esté al nivel del punto de la altura planigráfica seleccionada independientemente del cambio de posición del tubo de rayos X o de la película. Las imágenes de las estructuras situadas por encima o por debajo del plano se registran sobre la película en una serie de posiciones distintas, de modo que aparecen borrosas. Este método de radiografía seccional es particularmente útil para explorar el cráneo, la garganta, las vértebras y el tórax.

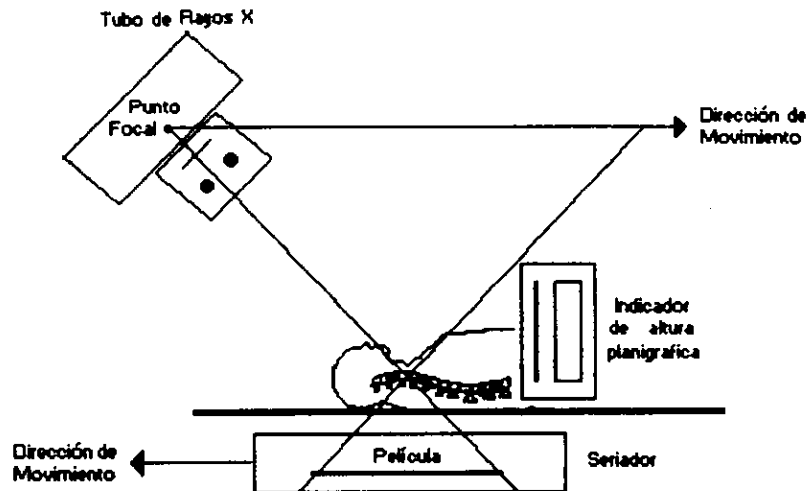


Figura III.2 Tomografía lineal.

B. Control automático de exposición.

Desde el pupitre de mando de el generador de rayos X es posible el seleccionar los parámetros de control de una exposición radiografica, sin embargo, existen diferentes técnicas para elegir estos parámetros y son las siguientes :

- Técnica de 3 factores. En está forma, los parámetros ; kV, mA y s, son seleccionados individualmente.
- Técnica de 2 factores. A la combinación de la corriente y el tiempo asociado se le denomina mAs ($\text{mA} \times \text{s}$), conformando así un solo factor seleccionable y el kV por el otro lado.
- Técnica de 1 factor. En esté método, únicamente el kV es colocado por el operador, los restantes parámetros mA y s, son colocados al final del

SUBSISTEMAS RADIOLOGICOS

disparo, informando el generador la técnica ocupada y obtenida posteriormente a la recepción de la señal "fin de disparo" dada por el subsistema de medición de radiación, conocido como Control Automático de Exposición (AEC por sus siglas en inglés), dependiendo del fabricante también se le llama : Amplimat o Iontomat. La figura III.3 muestra el diagrama simplificado de funcionamiento en el cual se basa esta técnica de exposición radiográfica.

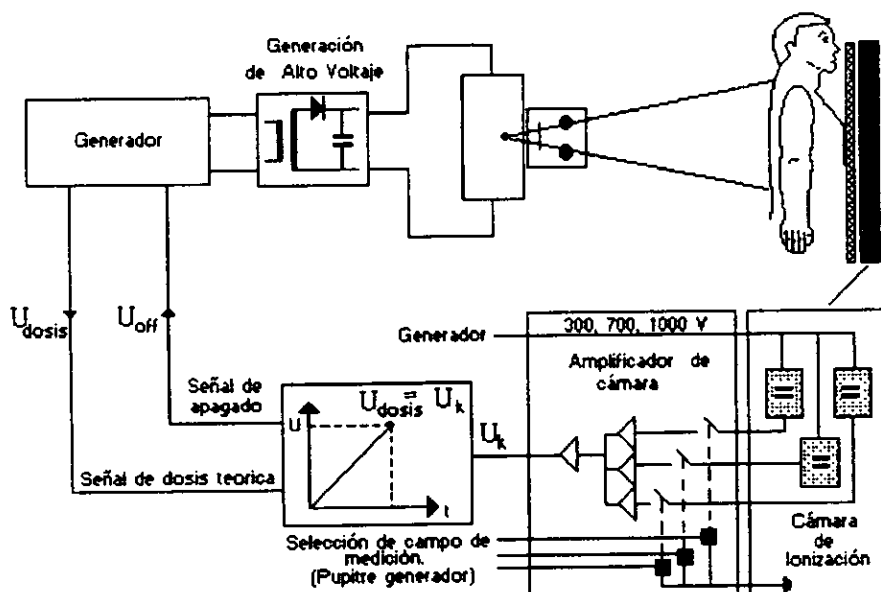


Figura III.3 Diagrama simplificado del Control Automático de Exposición.

El protocolo de realización de exposición es el mismo que el usado para las técnicas de 2 y 3 puntos, la diferencia estriba en que entre la rejilla y la película es colocado un elemento sensible al paso de la radiación, denominado : **cámara de ionización**.

Como ya fue mencionado en el capítulo I, una de las propiedades de los rayos X es la habilidad para ionizar materiales, particularmente gases. Los rayos X, los cuales no son absorbidos por el objeto pueden ser medidos por medio de una cámara de medición. Aunque hay muchos tipos de cámaras de medición, los cuales son usados en mesas de examinación para diferentes aplicaciones, el principio de trabajo de estos dispositivos es el mismo. El grosor de estas cámaras de medición va de 6 a 8 mm. Una cámara de medición, consiste de una placa de electrodo común y 2 o 3 electrodos de medición. Entre la placa común y los electrodos de medición hay solo aire y un voltaje que esta entre ; 300, 700 y 1 000 v, es aplicado. En sus orígenes, el aire cumplía con este propósito , pero este se

SUBSISTEMAS RADIOLOGICOS

encuentra frecuentemente contaminado y contiene agua, por esta razón es preponderantemente usado el gas Xenón.

Cuando los rayos X cruzan la cámara de medición, el aire es ionizado, el cual causa transporte de carga. Debido a el voltaje aplicado en la placa común (500 v, p. ej.) los capacitores C1, C2 y C3 son cargados con una corriente, la cual depende de la concentración de rayos X. De hecho los capacitores son montados en la parte del amplificador de la cámara.

Para controlar la calidad de la imagen en la región de interés solo una pequeña parte del rayo puede ser usada para controlar la dosis. Por esta razón, las cámaras de ionización están construidas de tres campos de medición seleccionables el cual permite a el usuario el juntar la medición de estos campos para igualar el tamaño del campo con el tamaño del objeto.

Dependiendo de cuantas cámaras de medición son seleccionadas, uno o más capacitores son cargados desde el momento que una exposición es iniciada. Los campos de medición individuales de la cámara de ionización son seleccionables en el pupitre de control de el generador de rayos X. En orden de tener una señal, la cual es fácil de retener en el procesador de señal, el voltaje del capacitor es alimentado a el amplificador de la cámara.

En una cámara de medición una corriente de salida es causada debido al hecho de que el aire entre los electrodos del campo de medición y una placa común son ionizados por los rayos X. El número de interacciones que tiene lugar es una medición de el aumento de la radiación que pasa a través de la cámara llena de gas.

Aplicando una tensión, vía dos electrodos a ambos lados de la cámara de medición, la corriente puede ser integrada sobre el tiempo total de exposición y entregar un valor proporcional a la dosis que pasa a través de ella. Esta corriente de fuga es usada para cargar un capacitor, lo cual significa que el voltaje del capacitor se incrementa durante la exposición.

Para un adecuado control de apagado de la exposición es generado un voltaje proporcional a una dosis teórica, llamado Udosis, dicho voltaje esta determinado por la sensibilidad de la película radiografica utilizada y

SUBSISTEMAS RADIOLOGICOS

el valor de corrección de contraste para ennegrecimiento de la placa radiografica.

Una corriente proporcional a la relación de dosis incidente (I_k) es generada dentro de la cámara de medición de ionización. Con la ayuda de el sistema de control electrónico de la misma cámara, I_k es integrado vía el tiempo de exposición, preamplificado y alimentado a la etapa de control de exposición como una señal de voltaje U_k para procesamientos subsecuentes. Posteriormente se compara esta dosis con el voltaje proporcional de dosis U_{dosis} , valor previamente almacenado, Cuando los voltajes U_k y U_{dosis} son iguales, se termina la exposición a través de U_{off} . El tiempo mínimo de switcheo para apagar un disparo a través de este control de exposición automática es de 1 ms, y el máximo tiempo permisible dada la dosis aplicada al paciente y protección a el tubo de rayos X es de 4 a 6s.

SEGUNDA PARTE

GENERACIÓN DE IMAGEN RADIOGRAFICA POR MÉTODOS TELEVISUALES.

A. Generación de radiación para obtención de imagen : Fluoroscopia.

La figura III.4 muestra el diagrama a bloques simplificado de el circuito de fluoroscopia en un generador convencional de rayos X.

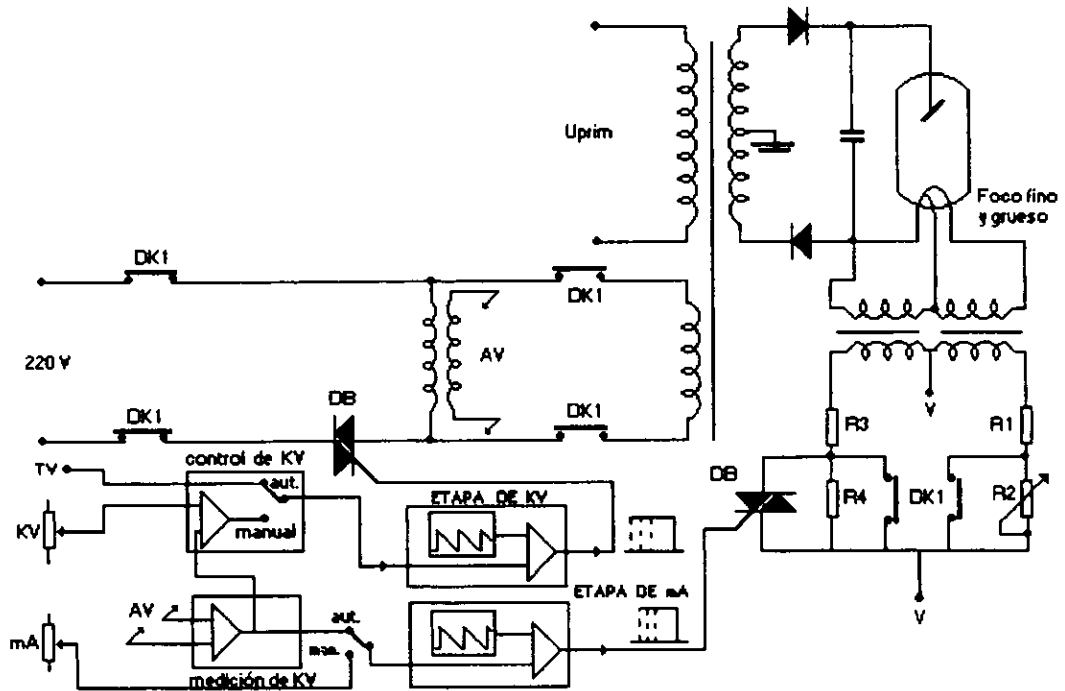


Figura III.4 Diagrama a bloques del circuito de fluoroscopia.

Se observa que existe control automático y manual de el kilovoltaje y corriente del tubo de rayos X. La selección de que tipo de fluoroscopia será usada es realizada en una perilla de control colocada en el pupitre de control de la mesa tele comandada.

El rango de funcionamiento va de 40 a 110 kV y de 0.1 a 3 mA. La fluoroscopia es siempre realizada con la mancha focal más pequeña (foco fino), la mancha focal grande (foco grueso) es precalentada para cualquier

SUBSISTEMAS RADIOLOGICOS

subsiguiente exposición. Cuando se realiza fluoroscopia en modo manual, los valores de operación son colocados en el pupitre de control de la mesa, el kilovoltaje varía en pasos de 10 kV, mientras que la corriente cambia de valor a través de una perilla acoplada a un potenciómetro. La obtención de los valores se da a través de un arreglo de AMP. OP. Conectados como inversores y utilizando para este fin al CI : LM 1458N.

La habilitación de fluoroscopia se da por medio de un disparador tipo pedal y solo mientras este presionado el switch existe radiación. Se observa del diagrama que DK1 es el relevador que entra para fluoroscopia. Dado el delicado funcionamiento de los filamentos existe conectado a este transformador un habilitador de tensión el cual es el triac BST F3560, el control de disparo de este componente es a través de la salida de el transistor PNP, BD 203 conectado en colector común. Como forma de protección para el paciente y el personal médico, existe un reloj que suena una campana cada 5 minutos de tiempo efectivo de fluoroscopia (fluoro). Si esta señal no es reseteada manualmente en un lapso no mayor de 5 minutos, la fluoro será automáticamente desconectada, esto es por norma internacional. Normalmente la fluoro es hecha cuando el ánodo esta girando a 2 700 r.p.m.

La forma de operar de la fluoroscopia en modo automático, tiene relación directa con el subsistema de televisión, únicamente téngase presente que la señal que viene del sistema de televisión (TV) es la base del control automático.

De el diagrama esquemático, si el control manual de kV es utilizado, el voltaje de dc, proveniente del pupitre de control es usado como valor nominal para ser comparado con un voltaje proporcional a el valor de primario de kV (AV) y así se obtiene el valor real de kV. En modo manual la salida de este comparador es usado para el control del kV.

Dado que el control de kV es realizado por la ignición de triacs (para nombre de componentes ver pag. 42) cada 10 ms, el voltaje de control de kV es comparado con un voltaje diente de sierra. El resultado es una onda cuadrada con un pulso superior variable el cual es usado para la ignición de los triacs. Para generar estos pulsos se utiliza el flip - flop JK (HEF 4827) el cual alimenta la base del transistor PNP (BCY 79) conectado en el formato de colector común. El valor de los 220 V en el momento de la ignición determina el voltaje del tubo para fluoroscopia.

Si es seleccionado el control automático de mA, en estas condiciones hay una relación fija entre la corriente del tubo y el voltaje del tubo, por esta razón la corriente de tubo es puesta dependiente de el kV. Así el valor actual de kV es usado para el control de corriente. En el control manual de mA, el voltaje de control es obtenido por medio de un potenciómetro y sigue los mismos pasos de control que el kV cuando es operado en forma manual. En orden de obtener un recorrimiento de fase de los pulsos de ignición, aquí el voltaje de control de corriente es también comparado con un voltaje diente de sierra. Cuando los triacs son disparados, el resistor R4 es corto circuitado, así la corriente de filamento "salta" desde un valor limitado por R3 + R4 a un valor más alto solo limitado por R3. Así, una variación de el recorrimiento de fase origina un más alto o más bajo valor promedio de la corriente de filamento y por esta razón, de la corriente de tubo.

Para los generadores de rayos X, una exposición de fluoroscopia corresponde a una exposición radiografica con una muy baja carga y un muy largo periodo de tiempo.

B. Obtención de imagen por métodos televisuales.

La imagen de los rayos X puede hacerse visible de dos maneras.

- Como imagen transitoria en una pantalla fluorescente. Utilizando el modo manual de control de fluoroscopia y siendo colocada una placa posterior al paso de la radiación sobre el paciente de aproximadamente 3 mm de espesor, que es sensible al paso de los rayos X y por lo tanto dependiendo de la intensidad de la radiación da una imagen muy tenue de la forma en que los rayos X atraviesan a el paciente. Los fundamentos físicos en los que se basa el funcionamiento de esta pantalla serán explicados en la tercera parte de este capítulo. Este método de exploración radiologica es ya muy escasamente usado, dado que las condiciones para su adecuada utilización lo vuelven impractico, ellas son ; la iluminación del cuarto debe ser lo más tenue posible y el personal médico debe utilizar lentes con una protección de plomo dado que se deben colocar frente a la pantalla y algunos rayos X logran atravesar la pantalla fluorescente.

SUBSISTEMAS RADIOLOGICOS

- Como imagen en un monitor. El proceso por medio del cual se llega a la presentación de la imagen será explicado con detalle en los párrafos subsecuentes, la figura III.5 muestra los elementos constitutivos e interrelaciones de un sistema para la obtención de imagen radioscopica en tiempo real.

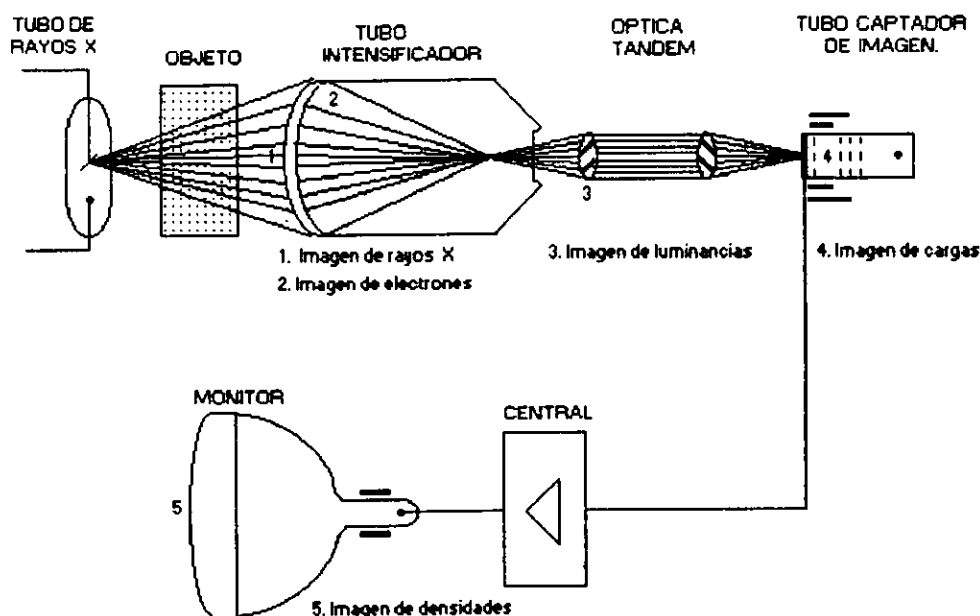


Figura III.5 Generación de imagen radioscopica.

La pantalla fluorescente domino durante al menos 60 años la forma de obtener imagen. Hoy en día el intensificador radiológico de imagen, combinado con una cámara de televisión especial, sustituye en gran medida el uso de las pantallas e inclusive el uso de las placas radiograficas. Mediante la pantalla de entrada del intensificador de imagen la dosis de rayos X se reduce hasta en un 90 %, obteniéndose imágenes de igual o mejor calidad que las obtenidas por métodos de exposición directa. Tal como su nombre lo indica, esta pantalla "intensifica" incluso una radiación de rayos X muy débil para obtener una imagen nítida y con buenos contrastes.

La absorción de los rayos X en un objeto de diagnóstico depende del espesor, la densidad y el peso atómico medio de la materia que éstos atraviesan. Los cuantos de radiación son producidos en el tubo de rayos X, entregando una relación de dosis o intensidad de radiación. El número de estos cuantos que son producidos depende de la energía eléctrica suministrada. El paciente al estar localizado en la trayectoria de los rayos

SUBSISTEMAS RADIOLOGICOS

absorbe algunos de estos cuantos y por ende disminuye la intensidad de la radiación. El resto golpea la pantalla de entrada del intensificador de imagen.

En la pantalla de entrada del intensificador de imagen estos cuantos excitan puntos de fósforo. Es así que, la imagen de los rayos X se convierte en la pantalla de entrada del intensificador, con intervención de un fotocátodo, en una imagen de electrones. Del cátodo se desprenden fotoelectrones a los que se confiere energía en un campo eléctrico para acelerarlos hacia la pantalla de salida del intensificador. Allí se convierte gran parte de ellos en energía luminosa. Esto produce una imagen óptica, una replica en sombras de la variación de transparencia dentro del paciente. La intensidad de esta imagen depende de la relación de dosis incidente en la entrada del intensificador de imagen.

Al enfocar adecuadamente los electrones en la óptica la imagen es reproducida otra vez. Sin embargo, la luminiscencia de la imagen de salida es intensificada con respecto a la imagen de entrada.

La pantalla de salida esta localizada precisamente en el punto focal de la óptica de salida del intensificador de imagen. Esto significa que cada uno de los elementos individuales de la película es proyectado al infinito. Esto produce una trayectoria paralela de los rayos, de esta forma la información de cada elemento de la película es distribuido sobre el área total de la óptica de el sistema. O dicho de otra manera, la información completa de detalle y luz esta contenida en cada rayo de luz.

Se usa un diafragma (como en fotografía convencional) para unirlo a un subsecuente medio de intensificación. Esta puede ser la placa fotosensitiva de un tubo captador de imagen de un sistema de televisión, película cinematográfica o cualquier otro método que implique la impresión en película radiografica que necesita imagen óptica.

Los elementos individuales de la película deben ser reproducidos en la película o el objetivo del tubo captador de imagen. Por este motivo, los rayos paralelos deben ser enfocados una vez más con un segundo sistema óptico.. Por medio del tubo captador de imagen de televisión se convierte a su vez la imagen de salida del intensificador en una imagen equivalente de cargas eléctricas. Esta se explora línea por línea con el fin de obtener elementos de imagen discreta, sucesivos, que el sistema trans-

SUBSISTEMAS RADIOLOGICOS

forma en señales eléctricas de imagen. Así, con la operación radiográfica de los rayos X, la débil sombra de el paciente reaparece en el objetivo de el tubo captador de imagen. Es entonces convertida a señales eléctricas analógicas, amplificadas, transmitidas a el monitor y hechas visible otra vez en el monitor.

Contrario a las imágenes radioscópias visibilizadas en pantalla fluorescente, los sistemas que utilizan tubos intensificadores de imágenes, ofrecen una intensificación de los contrastes y una densidad luminica tan elevados que permiten observar las imágenes radioscópias en salas relativamente iluminadas. El factor de intensificación de las señales de imagen del sistema televisual es tal alto que la distinción de los detalles de las imágenes sólo pasa por depender de la nitidez del sistema de transmisión y de los fenómenos de ruido. Con una dosis/tiempo de aproximadamente $50 \mu\text{R/s}$ se consigue en la pantalla del televisor valores de luminancia de 50 a 100 cd/m^2 , mientras que en una pantalla radioscópias la luminancia es del orden de tan solo unos $5 \times 10^{-4} \text{ cd/m}^2$.

Pasemos ahora a explicar el funcionamiento detallado de cada uno de los elementos que forman un sistema radiológico para la obtención de imagen tele visual.

■ Intensificador de imagen radiológico.

La figura III.6 muestra los elementos de un tubo intensificador de imagen.

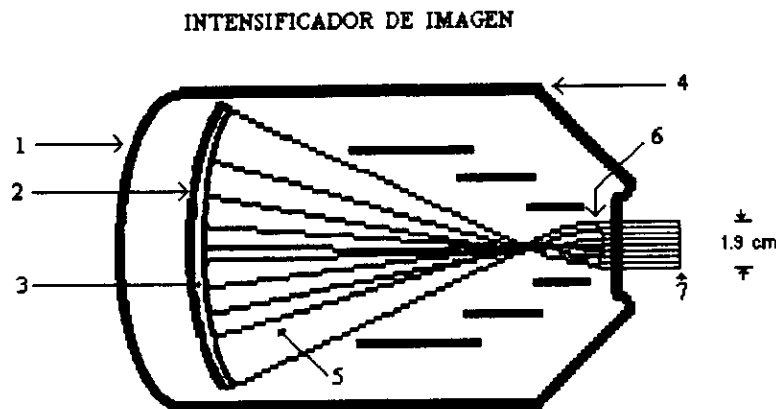


Figura III.6 Conformación de un tubo intensificador de imagen radiológico.

SUBSISTEMAS RADIOLOGICOS

Los tubos intensificadores de imagen radiológico constan en un extremo exterior de una ventana de entrada (1), la cual es una pequeña lamina de un espesor de 0.8 mm, aluminio p. ej. la cual transmite de forma muy eficiente los rayos X y prácticamente no hay perdida de dosis a su paso, posteriormente esta intensidad de radiación es recibida por una pantalla fluorescente de entrada (2) que convierte los cuantos de rayos X en cuantos luminosos. No todos los fotones de rayos X son absorbidos, algunos de ellos no colisionarán con los átomos de el fósforo de la entrada. Estos indetectados fotones no son convertidos a luz y por esta razón no contribuyen a la creación de la imagen. Para una imagen estable, es importante que el porcentaje de incidencia de los fotones de rayos X sea lo más alto posible. Aplicando Csl como el material fluorescente aumenta el porcentaje de los fotones que son absorbidos. Todas las pantallas de entrada tienen una capa fluorescente de yoduro de cesio activado por sodio, evaporado sobre el soporte.

Con el empleo de pantallas fluorescentes de yoduro de cesio pudo mejorarse considerablemente el rendimiento cuántico, se consigue además una mejor adaptación al máximo espectral del fotocátodo, de trisulfuro de antimonio, de los tubos captadores de imagen televisuales. Los diámetros de las pantallas de entrada están normalizados, siendo de ; 177 mm, 278 mm, 330 mm y 570 mm. Una disminución del formato de entrada implica en todos los casos una reducción de la luminosidad de imagen la cual debe ser compensada por un aumento de la dosis/tiempo en la entrada. Por norma internacional, la dosis/tiempo para el formato de 27 cm es de 20 $\mu\text{R/s}$ (0.179 $\mu\text{Gy/s}$) en la entrada.

Estos cuantos luminosos son recibidos por un fotocátodo (3) en el que los cuantos de luz desprenden electrones. Bajo el efecto del campo eléctrico se expulsan los electrones del fotocátodo y se aceleran por medio de una óptica electrónica (5) hacia la pantalla fluorescente de salida. Los electrones que inciden con una elevada energía térmica en la pantalla de salida (6) generan cuantos de luz capaces de producir una imagen de salida intensificada varios miles de veces, si bien mucho más pequeña. Así por ejemplo, para un intensificador con diámetro de entrada de 27 cm el factor de intensificación es de 13 000.

La óptica electrónica se forma del fotocátodo, los electrodos cilíndricos y un cilindro anódico con la pantalla de salida. Es posible el obtener secciones de la imagen de entrada en la pantalla de salida, esto se consigue

SUBSISTEMAS RADIOLOGICOS

variando el voltaje de los electrodos de los electrones en la óptica, a este proceso se le denomina : magnificación o zoom. Existen los sistemas dúplex (1 magnificación) y triplex (2 magnificaciones) del intensificador de imagen. En el pupitre de control de la mesa existe el selector para ver imágenes en su reproducción normal o con zoom1 y zoom2 si el sistema de televisión acoplado cuenta con ellos.

El material fluorescente de la pantalla de salida consta de sulfuro de cinc-cadmio activado por plata. El diámetro de la misma se adaptó a las exigencias de trabajo de los tubos intensificadores. La sección de salida consiste de una placa de fibra (7), la cual contiene numerosos canales individuales. Desde una cara a esta placa, los rayos de luz son transportados en paquetes paralelos a la placa de el otro lado. Esto impide a la luz el reflejarse o dispersarse, así se mejora enormemente la eficiencia de transferencia de luz y por ende el contraste de la imagen. Todo este sistema electrónico cubierto por un cilindro que absorbe en sus paredes interiores cualquier radiación de fuga que pudiera existir (4).

■ Cadena de televisión.

Una cadena de televisión consiste de ;

1. Una cámara de televisión con tubo captador de imagen o sensor CCD.
2. Una unidad de control conteniendo la necesaria circuitería eléctrica y electrónica.

Para reproducir la imagen de salida del tubo intensificador en una pantalla de televisión debe convertirse la misma en señales eléctricas. Con este fin se proyecta la imagen de salida por medio de una óptica sobre la placa de señal de un tubo captador de imagen de televisión donde se convierte en una "imagen de cargas".

La imagen de cargas es explorada línea por línea, semiimagen por semiimagen, por un haz electrónico. A continuación se amplifica y se elabora para obtener una imagen de televisión normalizada la que se conduce por medio de cables hasta el televisor. Después de amplificarse adecuadamente, se convierten, las señales de imagen nuevamente en una imagen de luminancias formada por exploración.

SUBSISTEMAS RADIOLOGICOS

■ **Optica intermedia.**

La imagen de salida del tubo intensificador se proyecta con una óptica intermedia sobre la capa fotosensible del tubo captador de televisión.

Para evitar mermas de luminosidad se acoplan frente a frente dos lentes con las mismas características, siendo así obtenido una reproducción 1 :1 con ambos objetivos enfocados al infinito. Un sistema de esta clase se denomina : "óptica tandem".

Con la disposición tandem de dos objetivos idénticos se aprovecha plenamente el ángulo sólido que cubren éstos y con una escala de reproducción de 1 :1 resulta una luminosidad relativa cuatro veces mayor que la de un objetivo sencillo debidamente enfocado. Este tipo de arreglo también denominado : "proyección cóncavo a cóncavo" reduce la distorsión y suministra una virtualmente constante resolución desde el centro hacia los extremos.

■ **Tubo captador de imagen para cámara de televisión.**

Los tubos captadores convierten la imagen de luz en señal electrónica. Básicamente son dos los tubos captadores de imagen más utilizados : Plumbicón e Hivicón. Ambos tubos ya con un cuarto de siglo, tomara todavía varios años antes que la tecnología de estado sólido (CCD) tenga suficientes ventajas para producir un sistema de alta resolución que pueda competir con los tubos captadores de imagen.

Los lentes de la cámara enfocan la imagen proveniente de el intensificador de imagen en el objetivo del tubo captador..

Los tubos del tipo vidicón, así como los hivicón, funcionan según el sistema de formación de cargas en una capa convertora fotoeléctrica (placa de señal) y un sistema óptico - electrónico para generar un fino haz de electrones. Al incidir los quantum de luz sobre la capa semiconductor a ésta varía su resistencia por efecto fotoeléctrico, en relación con la luminancia. El cambio de resistencia de la capa semiconductor fotosensible se basa en el hecho de que los quantum de luz absorbidos se generan electrones libres en la capa semiconductor, lo cual hace variar su conductibilidad local.

SUBSISTEMAS RADIOLOGICOS

La placa de señal metálica transparente y la superficie libre de la capa semiconductor forman una capacitancia cuyo dieléctrico está constituido por esta última. Si se aplica una tensión (UPL) a la placa de señal se carga cada uno de los capacitores de almacenamiento. Los capacitores pueden descargarse más o menos en el tiempo que transcurre entre las exploraciones efectuadas por el haz electrónico, a través de su resistencia ohmica. Los pulsos de corriente determinan en la resistencia externa RA pulsos de tensión negativos que son las señales de vídeo.

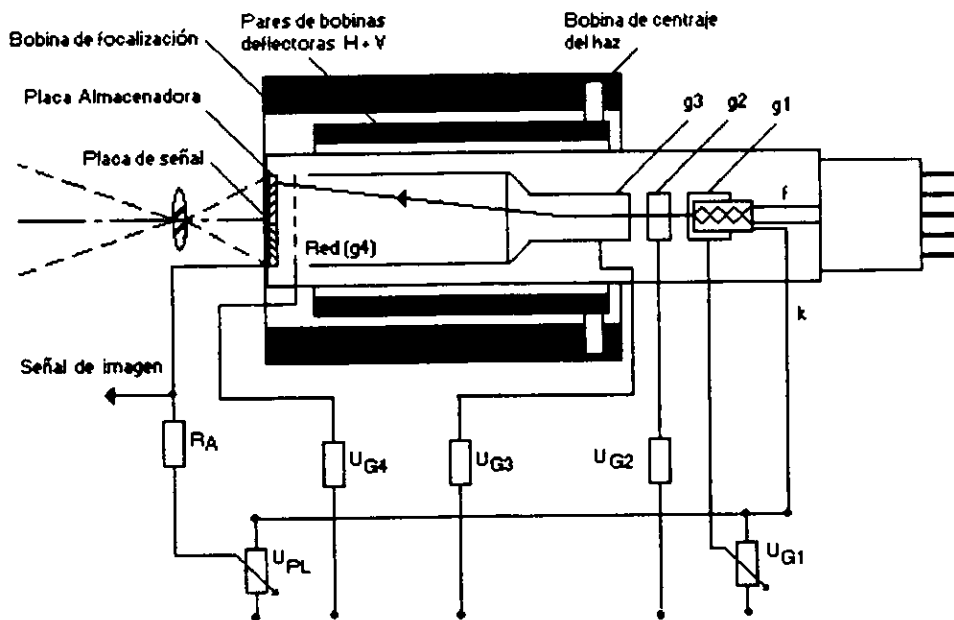


Figura III.7 Representación esquemática de un tubo captador de imagen.

El otro extremo del tubo contiene un cátodo calentado y otros electrodos que forman una pistola de electrones. La pistola de electrones dispara un pequeño flujo de electrones a lo largo del tubo al vacío. Este flujo de electrones "explora el objetivo", por la exploración de el objetivo el flujo de electrones "lee" la imagen y genera una señal eléctrica que varía en intensidad en proporción a la variación de la intensidad de luz de los elementos que componen la imagen (ver figura III.7) esto es, el haz explora la placa de señal según el principio del barrido sincrónico para evaluar la imagen de cargas. El rayo principal en la esquina superior izquierda se mueve a través de la pantalla horizontalmente.

El sistema formador del haz electrónico del tubo captador de imagen consta del cátodo c, un electrodo de control g1 y el ánodo g2. Este último porta una tensión positiva que acelera los electrones, los cuales prosi-

SUBSISTEMAS RADIOLOGICOS

guen su trayecto al atravesar un diafragma de perforación. Para corregir desperfectos del haz existe una lente optoelectrónica constituida por el electrodo cilíndrico g3 y la rejilla g4. La tensión UG4 en la rejilla debe ser más alta que la tensión UG3 en el electrodo cilíndrico.

El haz electrónico es concentrado por el campo magnético de la bobina de focalización. Cuando un rayo de luz choca en la capa fotosensitiva de un plumbicón, la mayor parte de la luz será absorbida por la placa almacenadora, pero una porción de ella será reflejada y terminara en la placa otra vez, habiendo sido reflejada en la cara superior de la placa de señal. Este fenómeno es llamado : "resplandecimiento" y origina una pérdida de contraste de la imagen. En orden de reducir este efecto de ensanchamiento o resplandecimiento, la placa de señal del plumbicón es montada con un filtro absorbedor de rojo (también llamado el filtro verde). Es llamado el "filtro verde" porque transmite la luz verde que proviene del intensificador de imagen y absorbe la luz roja reflejada por la capa foto sensitiva.

La placa de señal es la pantalla de entrada que cambia la energía de luz en energía electrónica consta de una capa semiconductor fotosensible (trisulfuro de antimonio) aplicada sobre una base transmisora a la luz y otra electroconductora de oxido de zinc. El espesor de esta capa es muy pequeño, resultando en poca dispersión, una muy buena resolución y optimo comportamiento respecto al ruido. La sensibilidad no es afectada, porque al llegar demasiada luz de el intensificador de imagen siempre se debe agregar un diafragma en frente de los lentes para reducir el aumento de luz en el plumbicón.

La señal eléctrica llevando la información de imagen, llamada la señal de imagen o vídeo es electrónicamente amplificada y enviada vía cable al CRT (tubo de rayos catódicos) donde modula el flujo de electrones del CRT, así se reproduce la imagen en la pantalla del monitor.

■ Sensor de imagen de estado sólido : CCD.

Actualmente el nuevo elemento captador es el CCD (Dispositivo Acoplador de Carga). Philips fue la primera compañía en lanzar al mercado este nuevo componente. Existe toda una tecnología asociada de estado sólido que sustituye a el tubo captador de imagen. Con la introducción del CCD, la compleja y vulnerable interface entre la cabeza de la cámara y la

SUBSISTEMAS RADIOLOGICOS

unidad de control en la cámara de televisión ya no es necesaria. El pequeño tubo captador hace posible el crear cámaras más compactas. Una cámara CCD consiste de solo una unidad, conteniendo todas las funciones ; luz de entrada - vídeo de salida.

Los sensores CCD tienen una forma rectangular 4 :3 (es un CI de 24 patas, en su cara superior tiene una placa rectangular). Para un óptimo llenado horizontal del área sensitiva del CCD se emplea el principio de los lentes anamorficos. La imagen circular de la ventana de salida del intensificador de imagen es proyectada como una elipse 4 :3 en el sensor CCD por el sistema de los lentes anamorficos. Así es como podemos explorar completamente la resolución horizontal de el sensor CCD. El próximo paso es la restauración electrónica de la imagen a un círculo correspondiente a el intensificador de imagen.

Los beneficios del principio de los lentes anamorficos son : Mejoramiento en la resolución en un 33 % en dirección horizontal, el cual es especialmente favorable para la vista humana dado que los ojos ven mejor en dirección horizontal.

Los principales beneficios de la técnica CCD son los siguientes :

1. Sus dimensiones.
2. Imágenes más brillantes con un más bajo nivel de dosis. La experiencia ha mostrado que solo es necesario la mitad de la dosis.
3. Mayor vida útil.

Los sensores CCD *no son usados* en los sistemas con alta resolución, dada su matriz el numero de pixeles es limitado.

C. Funcionamiento de los sistemas televisuales.

La transmisión eléctrica de la imagen de cargas que se produce en la capa fotosensible de un tubo captador de imagen exige una exploración por líneas mediante un haz electrónico.

El campo que se desea explorar debe tener una relación de aspecto definida. El haz explora las líneas horizontales de izquierda a derecha con

SUBSISTEMAS RADIOLOGICOS

velocidad constante y retorna al comienzo de cada línea con una velocidad constante. Después de explorar la última línea del campo de imagen retorna el haz electrónico en sentido vertical hasta el comienzo de la imagen. Los sistemas televisuales médicos que operan a 60 Hz, trabajan con los sistemas de ; 525 y 1023 líneas.

Las señales obtenidas durante la exploración de la imagen de cargas de la placa de señal del tubo captador de imagen, las que se forman en la resistencia de trabajo externa (RA), se convierten a través de varios pasos para obtener una señal televisual compuesta según normas internacionales. Una representación de las señales que componen a una señal de vídeo compuesta esta mostrada en la figura III.8.

La señal de imagen se suprime durante los retornos horizontal y vertical. La supresión (borrado) se realiza con los pulsos de borrado que suministra el generador de pulsos de la cámara de vídeo. El nivel de la señal de negro se ajusta para este fin a un valor de borrado bien definido (valor de negro). Para que por efectos transitorios no puedan penetrar componentes de señal en la fase de sincronismo se ha elegido un nivel de negro algo superior al nivel de borrado.

A la señal de imagen correspondiente a la porción de borrado se superponen finalmente los pulsos de sincronismo. La amplitud de una señal compuesta según la norma europea es de 1.0 Vpp con 75Ω ; la amplitud de la señal de sincronismo corresponde a 0.3 Vpp.

El pórtilo de negro (la diferencia entre el nivel de negro de la señal de imagen y el nivel de borrado) es por norma de 0.05 V.

El desfasaje entre el flanco anterior del pulso de borrado y el flanco anterior del pulso de sincronismo H se denomina pórtilo anterior de negro. De esta misma forma también existe un pórtilo posterior de negro.

■ Central de televisión.

La cámara captadora de televisión utilizada en radiología contiene, además de un tubo captador de tipo hivicón, un amplificador de vídeo de banda ancha, bobina de focalización y deflexión así como distintos circuitos de corrección y protección del tubo, igual que los circuitos necesarios para la deflexión horizontal y vertical del haz de electrones. En las cáma-

SUBSISTEMAS RADIOLOGICOS

ras compactas el circuito entero con el acompasador, el mezclador de la señal compuesta y la regulación automática de amplificación está contenido en la cámara.

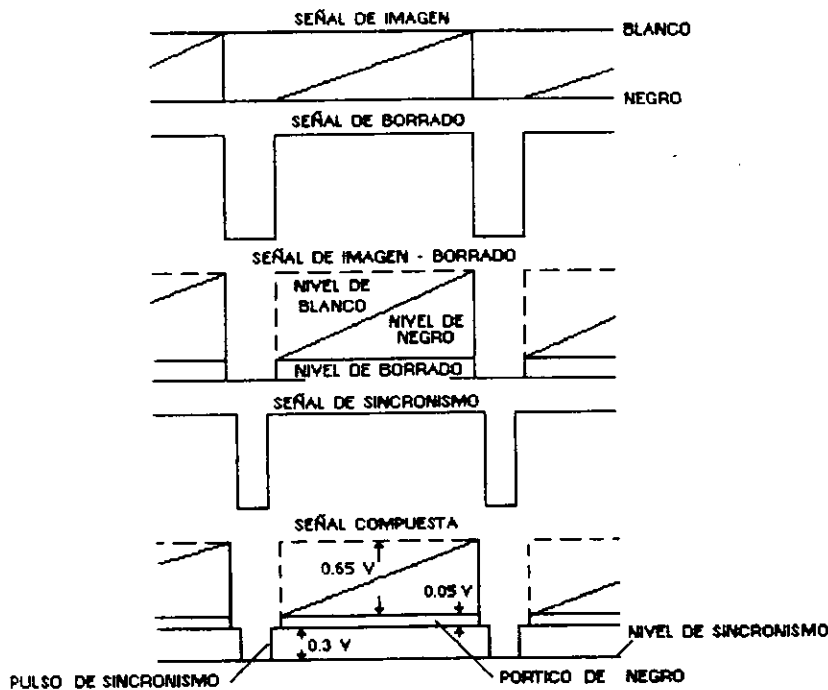


Figura III.8 Obtención de una señal de televisión compuesta según normas a partir de la señal de imagen de una línea de televisión y las señales de borrado y sincronismo.

Estos equipos tienen una central que por lo regular contiene el acompasador para producir las sucesiones de pulsos y otros circuitos auxiliares, entre ellos el sistema regulador automático de ganancia. La figura III.9 muestra el diagrama a bloques de un equipo televisual.

La unidad de control central (el generador de pulsos ; 1) suministra en la cámara, además del programa regular para sincronización, borrado y clavamiento, una señal para evaluación del centro de la imagen (dominante) y una señal de control para el convertidor de bloqueo en el generador de alta tensión (2).

El generador de alta tensión (2) suministra todas las tensiones de servicio necesarias para el funcionamiento del tubo captador de imagen (excepto la tensión de filamento).

Los generadores de deflexión H y V (3) suministran la corriente para la deflexión magnética del haz electrónico en el tubo captador de imagen. El

SUBSISTEMAS RADIOLOGICOS

haz electrónico también es focalizado magnéticamente para alcanzar el máximo de calidad en la resolución de la imagen.

El circuito protector del tubo captador y el sistema de supresión del haz (5) forman una combinación para interrumpir el haz de electrones durante el retorno en servicio normal. Cuando se interrumpe la deflexión H o V queda cortado el haz de electrones con el fin de evitar una estampación en la placa de señal del tubo captador.

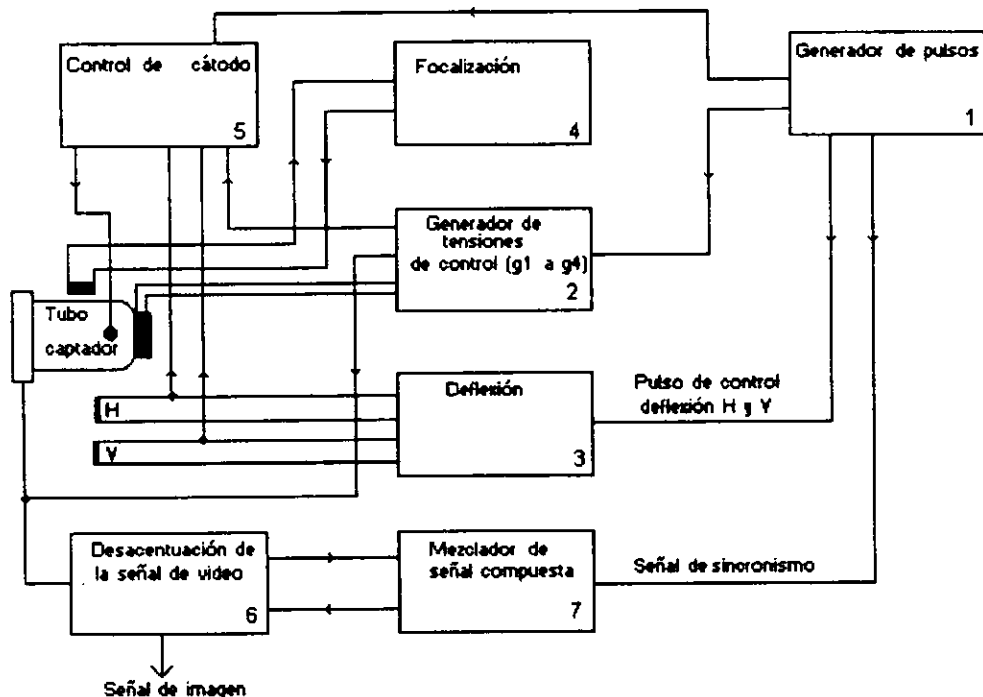


Figura III.9 Esquema a bloques de una cámara y central de televisión.

En el amplificador de vídeo (6) se desacentúa la señal de vídeo proveniente del tubo captador, de modo que resulta una anchura de banda de 8 MHz ; asimismo se refuerza. Un sistema de control automático de ganancia (7) compensa en parte las fluctuaciones de la señal de entrada. Las amplitudes máximas, entre 250 nA y 500 nA, son reducidas para evitar su recorte y otros defectos provenientes de la sobreexcitación.

En el mezclador de señal compuesta (7) se añaden a la señal de imagen las porciones de borrado y la señal de sincronismo.

Este equipo televisual compacto requiere para su servicio sólo una fuente de alimentación externa, capaz de suministrar tensiones de + 18 v y 6.5 v.

SUBSISTEMAS RADIOLOGICOS

■ Técnica de circuitos en sistemas televisuales.

La señal de vídeo generada en la placa de señal de un tubo captador de imagen, se refuerza por medio de un circuito de entrada de bajo ruido. Puesto que el sistema captador de imagen, constituye una fuente de señales de alta resistencia debe asegurarse que la resistencia de entrada del amplificador de vídeo también sea alta para conseguir una correcta adaptación. Por lo regular se emplea un paso "cascodo" constituido de transistores de efecto de campo de muy bajo nivel de ruido (J310).

La anchura de banda del amplificador de vídeo de una cámara para alta resolución es de unos 25 MHz y de 8 Mhz en sistemas compactos.

Con el propósito de eliminar las perturbaciones provenientes de las esquinas no utilizadas de la placa de señal, se adopto una limitación circular del campo de imagen. Para ella se suman proporcionalmente una señal de parábola H y otra señal de parábola V, y se aplica la señal suma al cátodo del tubo captador . Esto se consigue utilizando el CI : S 178A, el cual es un generador de pulsos, programable según el número de líneas con las que trabaja el sistema y controles de frecuencia horizontal y vertical.

El haz electrónico del hivicón o vidicón, se concentra por medio del campo electromagnético de la bobina focalizadora. Para mejorar la nitidez de los bordes se ha previsto en el sistema deflector un devanado que efectúa la refocalización dinámica del haz electrónico en los sentidos horizontal y vertical.

Un circuito reductor de picos de señal asegura que en los valores de blanco la señal de televisión no deslumbre por un exceso de amplitudes. Bajo estas circunstancias los valores de blanco son reducidos linealmente. Un segundo circuito limitador de blanco, en el amplificador de salida de vídeo, reduce los valores de señal que sobrepasen 1.1 Vpp en relación lineal con sus amplitudes.

Para la mezcla de imagen y la superposición deben sincronizarse recíprocamente las señales, es decir coincidir en línea e imagen. A los diversos componentes televisuales se transmite para este fin una señal de sincronismo central.

D. Control automático de radiación en fluoroscopia.

Al igual que para el control de la exposición en técnica radiográfica, existe un subsistema capaz de controlar la relación entre la dosis que recibe el paciente con la calidad de imagen resultante en el monitor.

Con el fin de generar una tensión de regulación para el sistema de control del generador de rayos X, existen 2 métodos a través de los cuales se puede conseguir esta premisa y obtener la misma calidad de la imagen, sin importar cambio de zona de exploración en el paciente, esto es, cambio de densidad o bien, radiación a pequeñas áreas, por ejemplo una mano y que no se observe que el monitor se satura (alto nivel de blanco en la señal de vídeo).

1. Utilizando la señal de luz proveniente del intensificador de imagen.
2. Ocupando la señal de vídeo de la cámara de televisión.

La figura III.10 muestra las partes involucradas en el control automático de dosis, tomando como señal de control a una muestra de la señal de luz del intensificador de imagen.

La intensidad de luminosidad de la imagen de salida en el intensificador de imagen es medida con un fotomultiplicador. Dado el nivel tan bajo de la señal es amplificada antes de poder ser comparada, esto se logra utilizando un AM. OP., conectado como integrador de la foto - corriente. La luz es entonces comparada con un valor colocado en la unidad electrónica que representa la intensidad luminosa correcta. Esto mantiene la salida de luz a un nivel requerido correspondiente a el espesor del sujeto en la trayectoria de los rayos.

La luz es regulada por la alteración de la potencia eléctrica con una señal de control la cual es obtenida con la medición del multiplicador o la generación de la señal de imagen. Cuando es utilizada la señal de vídeo se toma como referencia su valor sin tener un objeto intermedio y cuando lo hay se incrementa o decrementan los parámetros de fluoroscopia para tener el nivel de señal de vídeo original.

SUBSISTEMAS RADIOLOGICOS

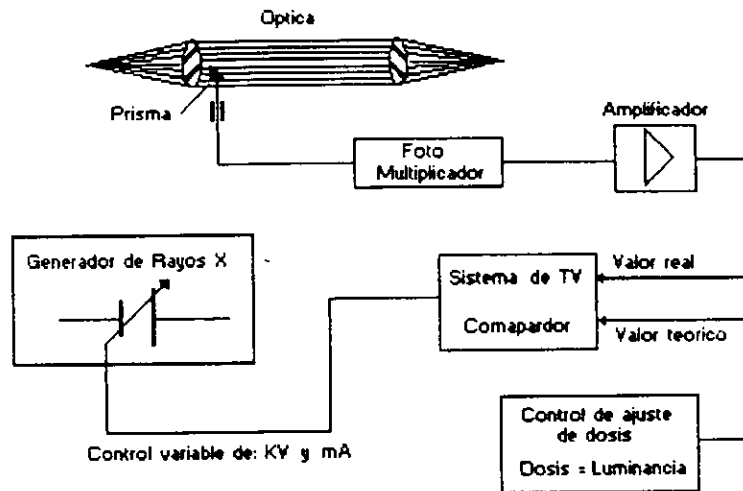


Figura III.10 Diagrama esquemático de automatismo de dosis.

Con el sistema intensificador de imagen - televisión, la señal producida por la dosis de radiación es convertida en señal de luz y posteriormente en nivel de voltaje por medio de un fotomultiplicador, colocado en la salida del intensificador, dicha señal es amplificada y de ahí es alimentada a la etapa de control de radiación.

Cuando el control de la señal de luz es realizado a través de un foto multiplicador, pueden ser colocados hasta 2.

La generación del valor teórico de dosis se consigue de la siguiente forma : Sobre la superficie exterior del intensificador de imagen es colocada una cámara de medición de radiación la cual esta conectada a un medidor de dosis, desde el pupitre de control o en el armario del generador de rayos X se varían manualmente los valores de kV y corriente hasta tener una lectura de la dosis buscada, posteriormente en la unidad de televisión es grabada esta señal como nivel "0" de la radiación. Ya sea que la señal de valor real fue obtenida usando el nivel de luz a la salida del intensificador de imagen o a través de la generación de la señal de vídeo en la cámara de televisión en ambos casos la generación y comparación contra el valor teórico es la misma.

Si la luz en la salida del intensificador de imagen es inadecuada debido a incrementos de la absorción, la señal de control se vuelve negativa, esto provoca incrementar los mA y kV en el tubo de rayos X. Así, se incrementa la intensidad de la radiación y finalmente la luz en la salida del intensificador. y cuando se obtenga el nivel de luz adecuado, esto es valor teórico igual a valor real, se manda al generador una señal de paro a tra-

SUBSISTEMAS RADIOLOGICOS

vés de la cual se le ordena mantener los valores de kV y corriente en ese nivel. En el caso contrario, cuando el nivel de la señal de luz o vídeo es muy alto contra el valor teórico entonces se genera una señal positiva por medio de la cual se le pide al generador que disminuya los parámetros de dosis hasta encontrar un nivel similar al valor teórico.

Con el fin de generar una tensión de regulación para el sistema regulador de kV, se utiliza como valor efectivo, la amplitud de la señal de imagen de la cámara de vídeo. Lo que se hace es "clavar" la señal de imagen en un valor de tensión continua. La tensión básica de la señal de imagen es compensada por una tensión opuesta, de manera que en el estado de ajuste resulta una tensión de regulación de 0 v. Al ajustarse esta magnitud guía de tal forma que resulte un valor de kV correspondiente a una dosis/tiempo de 20 μ R.

Existe en el pupitre de control de la unidad de exploración una perilla para selección de control automático de dosis, contando con 2 posiciones ; automatismo 1 la cual corresponde a una dosis tiempo de 20 μ R/s, mientras que la posición de automatismo 2 entrega 60 μ R/s en la pantalla de entrada del intensificador de imagen. La utilidad de estas dos posiciones tiene que ver con las propiedades de los rayos X y por ende, la posición de automatismo 2 se usa para atravesar pacientes obesos o proyecciones laterales, y la posición 1 es para observación de pacientes y proyecciones normales.

■ Fotomultiplicador.

Un fotomultiplicador (multiplicador de electrones secundarios) sirve para medir cantidades extremadamente pequeñas de luz. En su forma de tubo esta comprendido por un foto cátodo y amplificadores conectados en serie (ver figura III.11).

El principio de funcionamiento es que si un quantum (fotón) golpea el fotocátodo, electrones resultarán liberados en la superficie de impacto.

SUBSISTEMAS RADIOLOGICOS

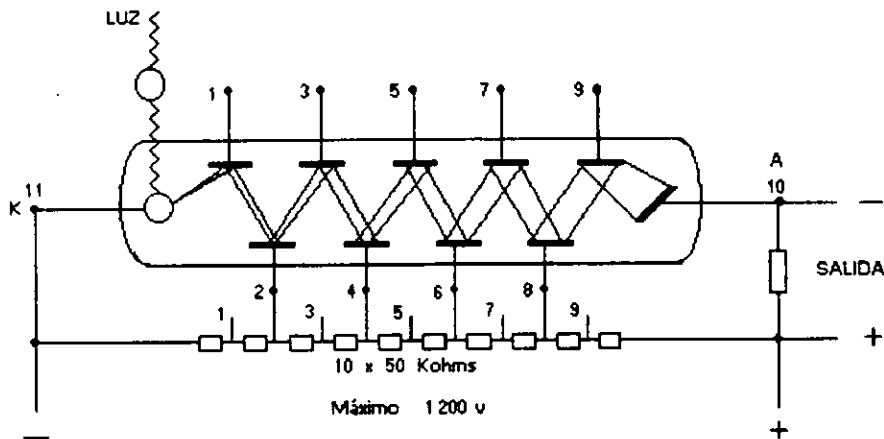


figura III.11 Diagrama eléctrico de un foto multiplicador.

El fotocátodo (K) del fotomultiplicador recibe una tensión de aceleración negativa comprendida entre ; - 400 v y - 1 200 v respecto a masa, eligiéndose el valor según la sensibilidad deseada. En el interior del tubo se encuentran dispuestos un número de "dinodos" (D) en contraposición oblicua. Estos son conectados a un divisor de tensión de tal modo que se produzca una diferencia de tensión progresiva en sentido positivo. El ánodo mismo no está conectado al circuito de corriente del divisor de tensión (r1 . . . r10).

La luz incidente en el fotocátodo produce un desprendimiento de electrones, los que se proyectan hacia el primer dinodo (D1) con aceleración. Al chocar sobre el dinodo causan el desprendimiento de nuevos y más electrones secundarios, los que se proyectan sobre el segundo dinodo, aumentando así progresivamente el flujo de electrones. Cada impacto de electrones causa amplificación del flujo de electrones (corriente termoiónica).

El flujo secundario de electrones es dirigido al circuito conectado a la salida vía el ánodo. La corriente multiplicada de esta forma se recibe en el ánodo (A), desde el cual origina una caída de tensión a través de resistores ajustables, resultando una señal en proporción a la luminosidad recibida sobre el cátodo (K).

La ganancia total de el foto multiplicador es altamente dependiente de las etapas de voltaje y consecuentemente de la fuente de voltaje. Por está razón, la fuente de voltaje debe ser estable.

TERCERA PARTE

CONCEPTOS INVOLUCRADOS EN LA CALIDAD DE IMAGEN OBTENIDA Y ACCESORIOS RADIOGRAFICOS.

A. Parámetros de calidad de imagen.

Un sistema de rayos X sirve para producir radiografías o “ver” partes interiores de un paciente. Un doctor, debe ser capaz de diagnosticar una posible enfermedad basado en estas imágenes. Para conseguir tal fin, las imágenes deben cumplir con ciertas características que son : Densidad óptica, Contraste y Definición.

■ Contraste.

La imagen de rayos X es una imagen de sombras de un objeto no homogéneo, las sombras del cual varían en intensidad. La diferencia en intensidades es normalmente conocida como contraste y significa diferencia de brillantes entre dos vecindades de elementos de la película o imagen.

Varios valores de contrastes ocurren en un sistema de rayos X. La radiación o contrastes de dosis en las paredes del objeto, los valores de contraste de brillantes en la pantalla de salida del intensificador de imagen y la diferencia en la densidad óptica de el desarrollo de la película para ser expuesta a la imagen de salida de los lentes.

El contraste de dosis es también dependiente de la potencia de penetración de los rayos X aunado a la absorción característica del objeto. La potencia de penetración esta determinada por el alto voltaje (kV) aplicado a el tubo de rayos X. De aquí se llega a la siguiente conclusión : *el contraste es directamente proporcional al kilovoltaje.*

El contraste es una magnitud sin dimensión que puede definirse como sigue :

SUBSISTEMAS RADIOLOGICOS

$$C = \frac{I_1 - I_2}{I_1 + I_2} \quad (III.1)$$

I_1 e I_2 son las intensidades o luminancias de dos puntos de imagen vecinos.

Los contrastes esencialmente débiles, a causa de las muy pequeñas diferencias de absorción de los órganos corporales atravesados por los rayos, son reducidos otro tanto por la radiación dispersa y por la dispersión luminosa en las pantallas fluorescentes.

■ Definición.

Pobre definición de la película hace más difícil observar pequeños detalles con bajos valores de contraste para ser reproducidos. La reproducción de ultra pequeños detalles es también restringida por la característica de la película llamada "granulidad".

Por lo que respecta a la definición para un sistema televisual su parámetro asociado es el ;

Poder separador. Este termino significa cual es la más pequeña distancia entre dos detalles en los cuales la transmisión del sistema es capaz de reproducir separadamente. El poder de resolución esta especificado como el número de pares de líneas por unidad de longitud (Lp/mm).

El poder separador y la calidad de imagen dependen de la transmisión de los contrastes y estructuras, así como de las señales parasitarias que interfieren en la vía de transmisión. El contraste es debilitado por la radiación dispersa que se origina en un objeto atravesado por los rayos, así como por la dispersión y el modo de conducción de luz que son inherentes a los intensificadores de imagen radiológico.

Las señales parasitarias que aparecen en una imagen de densidades luminicas tienen su origen en procesos estocásticos propios de la absorción y emisión de fotones y electrones, por irregularidades en las capas fluorescentes, fotocátodos y capas fotosensibles de semiconductores.

SUBSISTEMAS RADIOLOGICOS

Debido a las características de transmisión de el intensificador de imagen, todos los detalles de la imagen en la información de entrada no son transmitidos a la salida.

Otro factor que afecta la definición de la imagen es ; *la borrosidad*. Esto es, una falta de nitidez de las imágenes radiológicas que dificulta o impide reconocer detalles pequeños de escaso contraste. La definición de las imágenes radiológicas es condicionada principalmente por :

1. la indefinición geométrica,
2. la borrosidad cinética y,
3. la pérdida de finura que introducen los componentes del sistema transmisor.

■ Indefinición geométrica.

Esta clase de falta de nitidez (dUG) se debe al diámetro finito (dF) del foco del tubo de rayos X que es del orden de magnitud de 1 mm. La indefinición depende además de la distancia del objeto radiado respecto al foco (dFO) y de la distancia de la pantalla de entrada del tubo intensificador (dOB). La magnitud de la indefinición geométrica se calcula por medio de la siguiente fórmula :

$$dUG = dF \frac{d_{OB}}{d_{FO}} \quad (III.2)$$

Las imágenes radiológicas son tanto más finas cuanto más pequeño es el foco, cuanto mayor es la distancia entre el foco y el objeto y cuanto menor es la distancia del objeto a la pantalla de entrada del intensificador.

■ Borrosidad cinética.

Las arterias coronarias, pulmones, estómago, intestinos, etc. poseen una movilidad propia que debe tenerse en cuenta al elegir el tiempo de exposición.

Así, el corazón y el tejido pulmonar adyacente pueden alcanzar velocidades de movimiento y perpendiculares de 100 mm/s y aún más respecto al rayo central. Para el estomago se determinaron valores medios de 10 mm/s y para el corazón de más de 200 mm/s.

SUBSISTEMAS RADIOLOGICOS

La borrosidad cinética se calcula según la fórmula :

$$dUB = v t, \quad (III.3)$$

siendo v la velocidad de movimiento y t el tiempo de exposición.

■ Indefinición eléctrica.

La indefinición eléctrica es causada por una caída de las altas frecuencias en la línea de transmisión de la cadena intensificador - monitor.

La misma puede contrarrestarse mediante un adecuado ajuste de la característica de amplitudes - frecuencias del sistema televisual y un más alto número de líneas y puntos de imagen.

■ Indefinición y contraste.

Las conversiones de radiación X en radiación luminosa y de ésta en emisión electrónica, que se producen en un sistema intensificador televisual cuando se transmiten las imágenes de rayos X, también reducen por su parte la finura de la imagen.

Asimismo se produce por este efecto una disminución de los contrastes de imagen que depende de la magnitud de los detalles atravesados por los rayos.

■ Magnificación (M).

Magnificación es la relación entre los tamaños de la imagen y el objeto. Debido a la ley de la proyección central, la relación puede también ser descrita por las distancias. Como la distancia entre objeto y película en cassette no es nunca igual a cero, el tamaño de la imagen (TdI) es siempre mayor que el tamaño del objeto (TdO).

$$M = \frac{TdI}{TdO} = \frac{DFP}{DFO} \quad (III.4)$$

SUBSISTEMAS RADIOLOGICOS

donde :

DFP es la distancia fuente - película, y
DFO es la distancia fuente - objeto

■ Ruido.

Si se pone en cortocircuito la entrada de un amplificador totalmente blindado y se reproduce la señal de salida por medio de un altavoz se escucha un ruido característico. El mismo tiene su origen en distintas "fuentes eléctricas" y no se deja suprimir totalmente. En los equipos televisuales radiológico se distinguen las siguientes clases de ruido :

1. Ruido cuántico de los rayos X.
2. Ruido de resistor de la resistencia de trabajo del tubo captador de imagen.
3. Ruido de carácter estadístico que produce el transporte de los portadores de carga en los tubos electrónicos y elementos semiconductores.
4. Ruido de granulosidad causado por la estructura de las pantallas fluorescentes, ante todo de la pantalla de salida del intensificador de imagen.

◆ Ruido cuántico.

La radiación X presenta fluctuaciones estadísticas debido a su naturaleza cuántica, éstas se manifiestan como ruido en las imágenes radiológicas. Los detalles más pequeños y de más bajo contraste pueden desaparecer en medio de este ruido.

Para una determinada dosis/tiempo el ruido cuántico depende tan sólo del espesor y del material de la pantalla de entrada del intensificador. De estos dos factores depende la eficacia de absorción de los cuantos de rayos X.

Cuanto mayor es la dosis/tiempo en la entrada del intensificador, tanto más se reduce el ruido en relación con la señal útil. La imagen de rayos X se vuelve más límpida puesto que la señal útil se diferencia cada vez más del ruido.

El ruido cuántico se hace notar en forma de una estructura moteada en el tubo intensificador debido al recorte de las bandas de frecuencias.

SUBSISTEMAS RADIOLOGICOS

◆ Ruido de un sistema televisual.

Otra fuente de ruido es el circuito de entrada de la placa de señal del tubo captador de imagen. Esta componente se forma del ruido de corriente de el tubo captador (corriente de oscuridad), el ruido térmico de la resistencia de trabajo del mismo tubo y el ruido de semiconductores del primer paso amplificador de vídeo.

Si se desconectan los rayos X se reproduce en el tubo de imagen únicamente el ruido de amplificación. Esta componente de ruido es por lo general mucho más reducida que el ruido cuántico. Sólo con dosis/tiempo muy elevadas, en las cuales el ruido cuántico se reduce a un valor despreciable en comparación con la señal útil, puede visualizarse eventualmente la componente de ruido de la cadena televisual.

El ruido de amplificación, en el cual predominan las frecuencias altas, se diferencia del ruido cuántico por su granulosis más fina en la pantalla.

■ Inercia.

La inercia de un tubo captador de imagen es el desarrollo de una señal residual, es decir su retardo hasta el desvanecimiento de la señal de vídeo.

La misma tiene dos componentes que son la inercia del cambio de carga y la inercia fotoeléctrica.

La inercia del cambio de carga depende de la resistencia finita del haz electrónico y de la capacidad de la placa fotosensible.

La inercia fotoeléctrica, que constituye la parte principal, es causada por la fotoresistencia y dependen de la duración de los portadores de carga.

La primera exploración de una placa de señal siempre produce una señal de imagen normal. Al final de la exposición a la luz no se recarga la placa almacenadora. Las exploraciones subsiguientes producen por tanto una señal residual cada vez menor hasta un instante en el que el potencial de la placa de señal equivale al potencial catódico. Un objeto lumino-

SUBSISTEMAS RADIOLOGICOS

so, p. ej., que se mueve delante de un fondo oscuro, llevará por esta razón detrás de si un jirón claro.

Los fenómenos de inercia se manifiestan principalmente en el hivicón cuando se reproducen objetos en movimiento rápido.

Los vidicón de óxido de plomo se emplean con ventajas cuando deben reproducirse objetos en movimiento rápido. Sin embargo en estos tubos rápidos se manifiesta el ruido cuántico. Este prácticamente se suprime en los hivicón debido a la inercia, resultando imágenes menos agitadas.

Si se cierra el diafragma del objetivo del tubo captador de imagen aumenta la inercia a medida que disminuye la iluminación de la placa de señal ; al mismo tiempo se reduce la sensibilidad. En cambio aumenta la profundidad del campo y disminuye el efecto de viñetado (reproducción de una imagen con mayor luminosidad en el centro que las zonas marginales).

B. Accesorios y parámetros involucrados en la obtención de placas radiograficas.

Empecemos por definir lo que es una radiografía : Es un registro fotográfico visible producido por el paso de los rayos X a través de un objeto o del cuerpo y registrado en una película especial.

Recordemos que los rayos X tienen la característica de hacer que ciertas sustancias fluorezcan, es decir, que emitan luz. Algunas de estas sustancias emiten luz en la región azul y ultravioleta del espectro y otras en la región del amarillo y del verde. Estas características nos permiten usar diferentes sustancias para diferentes propósitos, para las pantallas radiograficas (ver explicación en párrafos siguientes) empleadas en la radiografía convencional se emplea el tungstato de calcio, el sulfato de plomo y bario, y el sulfuro de zinc que emiten luz azul. El sulfuro de zinc también se emplea para las pantallas de fotoradiografía.

SUBSISTEMAS RADIOLOGICOS

■ Componentes de la película de rayos X.

◆ La base.

Es la que sostiene los compuestos que van a originar la imagen fotográfica. Hoy en día las bases son fabricadas en polyester ya que es un material resistente a la temperatura y la humedad.

◆ La capa adhesiva.

Es una capa que permite se adhiera la gelatina sobre la película ; debe ser transparente y no poseer ninguna impureza que pueda dar una falsa imagen en la radiografía. Debe ser químicamente estable, esto es, que no cambien sus propiedades físicas en presencia de los líquidos de procesamiento ni ante los cambios de temperatura.

◆ Emulsión fotográfica.

Es una suspensión de gelatina conteniendo compuestos sensitivos a las radiaciones electromagnéticas. Los compuestos más comúnmente usados son los haluros de plata ; bromuro, yoduro y cloruro de plata.

◆ Capa protectora.

Debe ser una capa muy fina de gelatina y a la vez muy transparente y brillante ya que así evita que la emulsión atrape partículas de polvo, también para evitar que dicha emulsión sea dañada por los factores externos.

◆ Doble emulsión.

Algunas películas de rayos X llevan una capa de emulsión por cada cara de la base, ya que así tiene la ventaja que aumenta la velocidad de la película, por lo tanto reduce la dosis de radiación al paciente, aumentando a la vez el contraste radiográfico especialmente cuando la película es colocada en un chasis con pantallas reforzadoras (intensificadoras).

SUBSISTEMAS RADIOLOGICOS

■ Características fotográficas.

◆ Películas con y sin pantallas reforzadoras.

Las pantallas de refuerzo se usan para obtener la imagen radiográfica con una exposición más corta de lo que sería necesario si se emplearan rayos X solamente. En otras palabras ; intensifica el efecto fotográfico de la radiación X.

La pantalla de refuerzo está compuesta por una lámina de cartón o plástico cubierto de pequeños cristales fluorescentes, mezcladas con un adhesivo especial. Cuando la pantalla se emplea para la radiografía, cada uno de los cristales que absorben energía de los rayos X emite luz azulada cuya brillantez es directamente proporcional a la intensidad de la radiación X es esta minúscula porción de la imagen. Así, los rayos X transforman su energía sobre toda la superficie de la pantalla en luz azul(a la cual la película es muy sensible) de brillantez correspondiente a cada una de las intensidades de la radiación. Es decir, la imagen entera se ha reforzado para registrarla en la película.

Cuanto más gruesa es la capa fluorescente de la pantalla, mayor es su poder reforzador. A este respecto, el tamaño de los cristales que componen la capa también tienen influencia ; cuanto mayores sean los cristales, más luz producen y mayor es su efecto. Pero como las capas fluorescentes gruesas y los cristales grandes esparcen mucho la luz, esto origina que disminuya proporcionalmente la definición de la imagen fluorescente.

Existen tres clases de pantallas reforzadoras ; rápidas (refuerzan mucho la imagen), lentas (mejor definición de la imagen) y normales (equilibran la velocidad y la definición).

Para usar las pantallas, se introducen dos en un chasis, la película se inserta entre las dos pantallas de manera que la emulsión en cada lado de la película queda en contacto uniforme con la superficie activa de la pantalla.

La exposición con pantalla requiere solamente 1/15 ó 1/40 aproximadamente de tiempo que se necesitaría para exposición directa.

SUBSISTEMAS RADIOLOGICOS

Las películas usadas sin pantallas tienen la característica que dan mayor cantidad de detalle del objeto radiografiado, sin embargo tienen la desventaja que necesitan mayor cantidad de exposición a los rayos X ; por lo tanto producen mayor dosis de radiación para el paciente y acortan la vida de los equipos.

◆ Velocidad de la película.

Se refiere al hecho de la existencia de películas en diferentes formatos ; rápidas, lentas (de detalle) y normales. Estas características son proporcionadas por el fabricante.

Cuando la película expuesta se trata con una solución llamada revelador, tiene lugar una reacción química, que transforma los granos expuestos de sales de plata en diminutas partículas de plata metálica negra, sin afectar esencialmente los granos no expuestos. Es esta plata suspendida en gelatina la que constituye la imagen visible en la radiografía.

Cuanto más espesos son los depósitos de plata negra, mayor es la cantidad de luz absorbida y más oscura aparece el área. Esta "oscuridad" se llama densidad, y hablaremos de mayor o menor densidad, según más o menos luz sea transmitida por la radiografía. La ciencia que controla la exposición y el revelado y que mide la densidad resultante, se conoce con el nombre de sensitometría y se mide con un aparato llamado densitómetro. Desde el punto de vista científico, la densidad se define como el logaritmo común de la relación entre la cantidad de luz que llega a un lado de la radiografía y la cantidad de luz que pasa al otro lado. Usualmente estas densidades van desde 0.4 en las zonas relativamente claras y hasta más de 3 en las zonas más oscuras.

El revelado puede modificar este contraste. El tiempo de revelado y la temperatura recomendada del revelador por el fabricante, están destinados a producir un contraste aceptable. La falta de revelado, producido por soluciones débiles o desactivadas (caducas) o porque se haya empleado un tiempo de revelado muy corto impide que se obtenga el contraste normal, el exceso de revelado deposita un velo general que también degrada el contraste. Por consiguiente, uno de los factores más importantes en radiografía es la técnica correcta del revelado.

SUBSISTEMAS RADIOLOGICOS

■ Cámara oscura.

Las condiciones de la cámara oscura deben ser eficientes y agradables. Tanto la temperatura como la humedad relativa deben mantenerse en un límite. Una temperatura de 20 °C y una humedad relativa del 50 % son los mas recomendados.

El color de las paredes es de poca importancia ya que ellas van a reflejar la luz emitida de las lamparas de seguridad, por lo que es preferible usar colores claros.

La entrada a la cámara (cuarto) oscura es usualmente construida con laberintos o puertas dobles para evitar la entrada de luz blanca al cuarto oscuro. La cámara oscura esta dividida en dos áreas que son opuestas una de la otra, la parte seca donde va el mesón de trabajo, la parte húmeda donde se efectúa el proceso de revelado.

Además de la iluminación general de el cuarto oscuro la cual es luz blanca, cuando se esta realizando el proceso de revelado debe ser utilizado otro tipo de luz, la cual debe cumplir con los siguientes requisitos :

Debe ser colocada sobre los puntos de trabajo. Pueden tener filtros ; verdes, naranja o rojos dependiendo del material fotográfico a usar. Se deben usar lamparas de 15 W de potencia y colocados a una distancia no menor de 1 m de el punto de trabajo.

■ Medio de contraste.

Algunas partes del cuerpo humano muestran muy poco contraste o ninguno, con respecto a las estructuras adyacentes. Para mejorar la visibilidad de estas partes se emplean sustancias llamadas ; medios de contraste. Estas sustancias pueden ser más absorbentes (radiopacas) que los tejidos contiguos o menos absorbentes (radiolúcidas). De esta manera se aumenta mucho el contraste del objeto. Dos de los medios de contraste radiopacos más comunes son el sulfato de bario y líquidos a base de yodo. Como medio radiolúcido se usa a veces el aire, que aumenta la visibilidad de los tejidos blandos al disminuir la absorción de rayos X.

SUBSISTEMAS RADIOLOGICOS

■ Otros componentes.

◆ Chasis.

Sirve para transportar la película a resguardo de la luz. Contiene el par de hojas reforzadoras y proporciona una buena compresión de las hojas sobre la película.

◆ Observación de la película.

Para poder estudiar y diagnosticar bien la radiografía acabada, resulta necesario contar con un *negatoscopio* de iluminación buena y uniforme.

■ Revelado.

En el revelado manual de la película, los granos de bromuro de plata de la película expuesta se reducen a plata en el revelador, ennegreciéndose en esta operación. Resultados óptimos se obtienen a 20 °C con 5 minutos de tiempo de revelado. Por cada grado más de temperatura (aunque no por encima de 23 °C) revelar 30 segundos menos. El revelador alcalino debe lavarse bien (enjuague intermedio), antes de que la película llegue al baño fijador ácido, en el baño de fijador se transforman los granos de bromuro de plata no expuestos, entonces la película se hace transparente poco a poco. En el lavado final se eliminan todos los residuos que puedan perjudicar a la estabilidad de la película. En agua corriente bastan para ello 20 minutos. La eficacia del revelador debe mantenerse mediante la correspondiente regeneración diaria para conservar la calidad de la imagen.

En el revelado mecánico de la película, su principio es análogo al del revelado manual, pero debido a la composición química especial de los baños y a las altas temperaturas es posible un tiempo de procesado muy corto. Puede prescindirse del lavado intermedio debido al aplastamiento realizado por los rodillos de transporte y al frecuente cambio de las soluciones. Es importante una buena regulación de la alimentación del regenerador. Imágenes claras se pueden imputar, entre otros factores, a una temperatura demasiado baja de baño. Temperaturas demasiado altas aumentan el velo gris y reducen por consiguiente el contraste de la imagen. Una regeneración insuficiente también origina la pérdida de calidad de la imagen.



CAPITULO IV
FILOSOFIA DE DISEÑO.

PRIMERA PARTE

MODELOS PARA LA IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA.

Este apartado presenta un acercamiento al diseño e implementación de una mesa de exploración de propósito general. En la búsqueda de conocer las interrelaciones existentes de los diferentes elementos que abarca la unidad y el alcance del sistema propuesto.

La coordinación del funcionamiento de todos los subsistemas se realizará a través de un sistema de control general, el cual servirá para interfazar las ordenes solicitadas a la unidad desde el pupitre de control y la realización apropiada, sincronizada y segura del movimiento en cuestión.

Posteriormente se presenta el control y funcionamiento para cada sección en particular y la forma en que se da la comunicación con la unidad de control general pero aislada de los demás subsistemas.

Los modelos bajo los cuales se rige el diseño y operación son los siguientes.

A. Modelo general.

Se encarga de investigar las solicitudes de movimiento hechas desde el pupitre de control, coordinar la secuencia de operaciones implicadas y revisar cíclicamente que los requerimientos de alimentación y límites de seguridad son completamente satisfechos. Además funciona como la interfaz de realimentación inversa, esto es, generará señales de error o de incorrecto uso de la unidad para que el operador o la persona encargada del servicio técnico haga la interpretación adecuada, corrija condiciones y pueda ser colocada la unidad nuevamente en las condiciones normales de operación.

FILOSOFIA DE DISEÑO

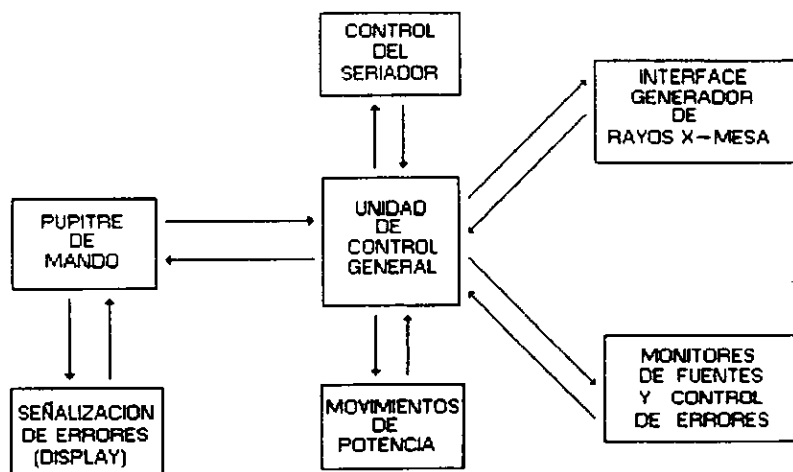


Figura IV.1 Modelo general del sistema propuesto.

B. Unidad de interfaz Usuario - Unidad de exploración (Pupitre de mando).

En este subsistema se contará con actuadores del tipo palancas de mando por lo que respecta a los movimientos de potencia, los cuales son : Movimiento longitudinal y transversal del tablero de emplazamiento del paciente, basculación, angulación de la columna y movimiento longitudinal del seriadador. La selección de funciones al seriadador se hará a través de teclas de retención, los movimientos involucrados son : Selección de formato para subdivisión de chasis, movimiento de la rejilla, control de posiciones del carro porta chasis, variación de la distancia foco - película y por último los dos switches para sincronizar la operación de la unidad con el generador de rayos X, estos son : Pedal para habilitación de rayos X en modo fluoroscopia y switch de dos pasos para habilitación del disparo de rayos X a través de preparación y señal de habilitación (ready) al generador de alta tensión.

En la consola de control existirá un display el cual dará códigos de error (en operación normal dará la posición angulación de la mesa) los cuales a través de un listado en el manual de servicio, informaran de a que condiciones hace referencia, subsistemas o componentes involucrados y sugerencias para aislar el problema o solucionarlo, por supuesto, esta información sólo podrá ser correctamente interpretada por la persona responsable del mantenimiento de la unidad de exploración.

FILOSOFIA DE DISEÑO

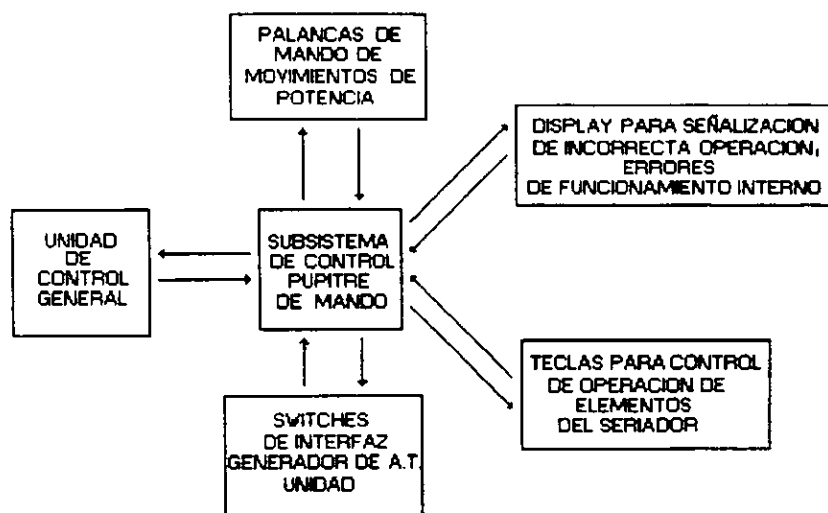


Figura IV.2 Modelo del pupitre de control.

C. Subsistema para movimientos de control independiente.

Existen elementos para los cuales no es preciso el conocer la posición de los componentes restantes y que esto provoque el que se pueda inhibir o limitar su movimiento, tales sistemas de control independiente son los referentes al movimiento transversal del tablero para paciente y la variación de la distancia foco-película.

Propiamente en el control de operación de estas funciones, no se requiere un diseño lógico electrónico pues resulta prácticamente lineal su operación. Estas actividades serán realizadas por un motor de corriente alterna de potencia, controlados previamente por electrónica de estado sólido.

Las posibles señales de realimentación son la investigación de límites, vía lectura de potenciómetros acoplados a los motores y switches de límite de seguridad, siendo a su vez también generadores de códigos de señales de error para estos movimientos.

El muestreo de la operación del equipo en tiempo real se hará tomando la lectura de los potenciómetros, cuando se ordene el movimiento se realizará un poleo para saber si se encontró algún problema en el funcionamiento en la lógica electrónica, realizándose entonces un muestreo res-

FILOSOFIA DE DISEÑO

pecto al cambio de lectura en el potenciómetro, de no encontrarse cambio generará una señal de error.

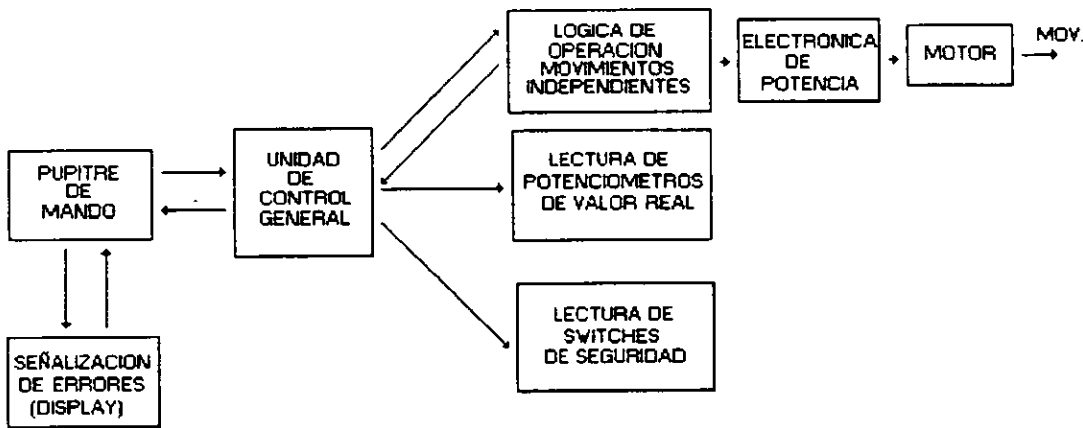


Figura IV.3 Modelo para sistemas independientes.

D. Subsistema para control de movimientos dependientes.

La mayoría de los movimientos de partes mecánicas del equipo, las cuales se encuentran localizadas fuera del seriadador, necesitan conocer la posición que guarda el equipo en general para saber en que rango se puede dar el movimiento o bien si el sistema de seguridad esta operando adecuadamente. Así, por ejemplo, el movimiento del tablero de emplazamiento con la mesa a 0° es de mínimo 60 cm ya sea hacia la cabeza o los pies, pero, si la mesa se encuentra a $+90^\circ$ entonces el tablero sólo se puede mover 10 cm hacia el lado de los pies, de continuarse el movimiento en esta dirección el tablero golpearía contra el suelo.

Los algoritmos de diseño mostrados en el siguiente capítulo, detallan las interrelaciones existentes para habilitar la operación del elemento seleccionado.

Igualmente serán implementados con motores de corriente alterna, de potencia y siendo sensada su posición vía potenciómetros de valor real acoplados al eje del motor a través de ruedas dentadas.

Este subsistema investigará en un directorio fijo de rangos de trabajo dependiendo de las condiciones actuales y el tipo de operación solicitada,

FILOSOFIA DE DISEÑO

todo ello realizado a través de una interfaz conteniendo valores de rangos de operación en una memoria no volátil.

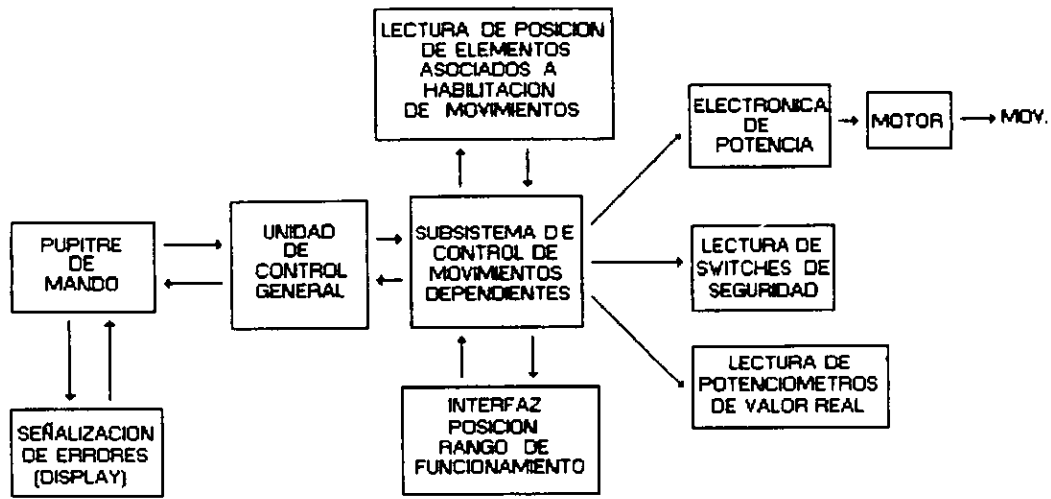


Figura IV .4 Modelo para movimientos dependientes.

E. Subsistema para control del seriadador.

Todos los elementos contenidos en este subsistema requieren de posiciones exactas y particularmente en el caso del carro porta chasis que puede alcanzar diferentes posiciones en periodos muy cortos de tiempo.

Dadas estas premisas, los elementos del seriadador serán operados con motores de corriente directa de baja potencia y con control de posición, conocidos como : *motores de pasos*.

El control de posiciones límite será realizado a través de sensores de diferentes tipos e inclusive micro switches, los cuales en este caso tendrán la particularidad de no ser utilizados para indicar límites de seguridad.

Este tipo de subsistema también realiza el control con movimientos dependientes. Una vez más, los algoritmos respectivos del capítulo siguiente mostrarán estas interdependencias. Por ejemplo, para indicar que la unidad esta lista para recibir radiación, primero se debe comprobar que todos los movimientos involucrados en la selección de formatos están en

FILOSOFIA DE DISEÑO

la posición adecuada, la rejilla se encuentra oscilando y el chasis sin oscilación y en posición de exposición.

Dada la complejidad de funcionamiento de esta unidad, algunas de sus partes requerirán de un subsistema de control que sea parte del subsistema general de operación del seriador, dicho en otras palabras, existirá el encadenamiento de subsistemas para conseguir la supervisión y control de posición de movimientos.

Los motores se encontrarán acoplados a el elemento mecánico respectivo a través de bandas dentadas.

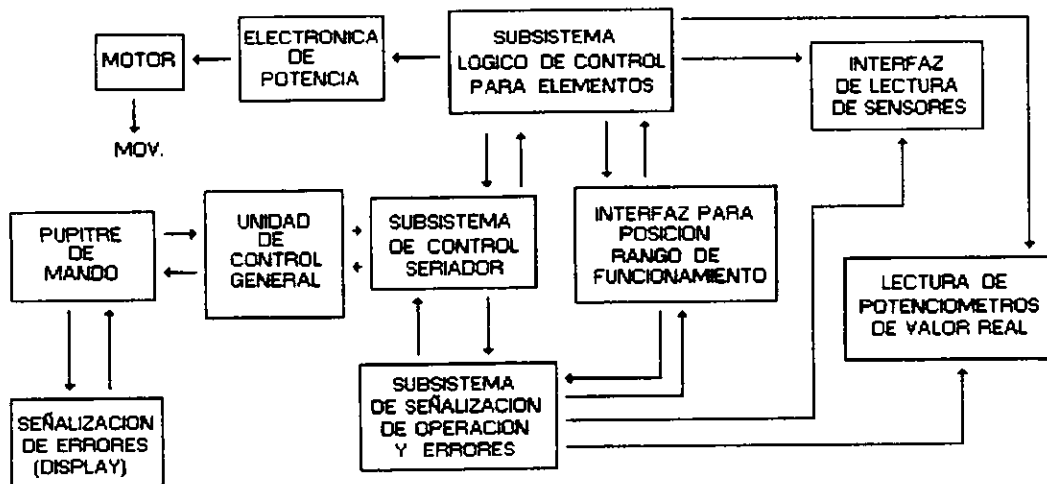


Figura IV.5 Modelo para el seriador.

F. Subsistema de supervisión de fuentes y control de errores.

Por la selección de los elementos involucrados, es necesario el contar con un adecuado monitoreo de los niveles de voltaje que son utilizados por la unidad.

Por otro lado, hay componentes electrónicos comunes a todos los subsistemas. Por ejemplo ; el convertidor Analógico - a - Digital para el sentido del valor real de los potenciómetros.

Esto hace necesario el tener un subsistema que trabaje independiente de la unidad para poder informar de desperfectos o habilitación de

FILOSOFIA DE DISEÑO

switches de seguridad aún y si el subsistema del pupitre de mando o la unidad de control general no están operando.

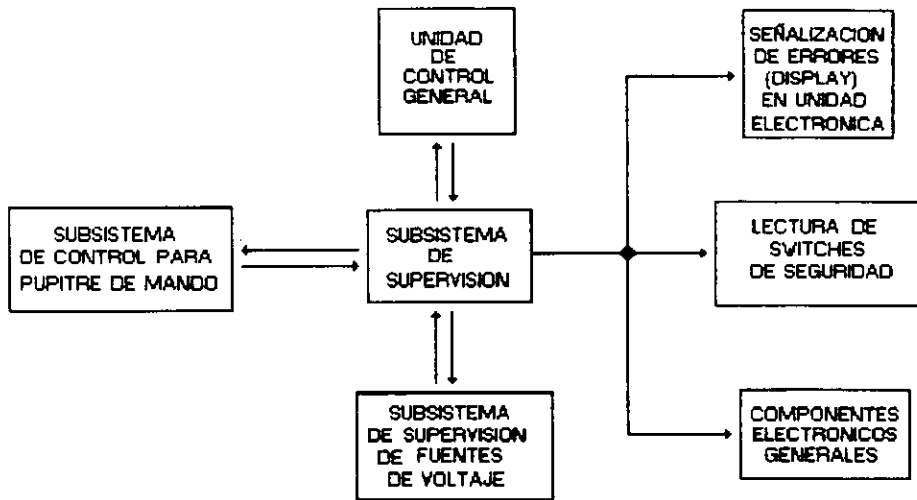


Figura IV.6 Modelo para supervisión de fuentes y errores.

Resultando entonces posible que el sistema de supervisión y control sea el encargado de la señalización de errores en la consola de mando y /o en el *cerebro* principal, ante la presencia de desperfectos mayores.

La piedra angular sobre la cual descansa el diseño de los controladores electrónicos de cualquier tipo para la mesa de exploración general, será realizado ocupando la tecnología del diseño electrónico moderno, la cual tiene principios y reglas que rigen su adecuada implementación, conocida como : *Algoritmo de la Máquina de Estados (ASM)*. En otras palabras, para tener un control y supervisión de la unidad en general y de elementos particulares, se diseñaran microcontroladores de propósito particular.

Otro elemento el cual dada su sofisticación es conveniente el conocerlo profundamente para poder utilizarlo correctamente son los motores de pasos.

Los apartados siguientes en este capítulo detallan en forma avanzada, los conceptos involucrados con el diseño basado en el uso de cartas ASM y la utilización de motores de pasos.

SEGUNDA PARTE

ASM - ALGORITMO DE LA MÁQUINA DE ESTADOS.

A. Elementos de una carta ASM.

La gráfica (carta) ASM, expresa muy complejos algoritmos sin preocuparse por la circuitería de implementación. Una vez que ha sido creado satisfactoriamente la carta ASM por medio de su algoritmo, se tiene la elección de reducir la gráfica directamente en cualquier familia lógica o implementarlo en una memoria de solo lectura. En una carta ASM las operaciones descritas dentro de una caja y todas las ramas asociadas con la caja son ejecutadas simultáneamente, no secuencialmente como en un diagrama de flujo.

El diseño del sistema define una tarea especificada, así como funcionamiento y terminales para cada módulo funcional. Creando un diseño de sistema circular y dependiente formando un comprensible diseño lógico.

La partición de un sistema lógico envuelve la identificación de los requerimientos básicos de operación para una tarea y la representación de cada uno por medio de un módulo funcional. De tal forma que una tarea compleja es dividida en tareas más pequeñas las cuales son fáciles de definir. Esta definición de tareas comprensibles lleva a los módulos a caer en una de las tres siguientes categorías ; memoria, transformación o control.

El algoritmo es el medio para definir una tarea. La descripción fundamental de la operación de cualquier sistema lógico es llamado el Algoritmo. El lazo principal en el diagrama de flujo representa el área con más grande probabilidad de actividad.

■ Definición del módulo.

Cada módulo de un sistema lógico puede ser representado por un modelo general llamado Máquina de estado. Las entradas son también llamados habilitadores y las salidas instrucciones. La operación de la má-

FILOSOFIA DE DISEÑO

quina de estados puede ser visualizada como una serie de pasos consistente en salidas en cada periodo de tiempo. Se utilizan mnemónicos para definir entradas, salidas y sus significados asociados. El diagrama de flujo, junto con la definición para cada mnemónico, sirve para mostrar que un conjunto de operaciones pueden ser definidas en su funcionamiento sin la especificación de ningún detalle de circuitería.

El conjunto de definición de terminales forma la primera parte del complejo conjunto de la documentación del diseño el cual eventualmente describirá la filosofía del diseño para cada uno de los módulos lógicos. La meta última en un diseño lógico es el producir una circuitería que realice el trabajo y un conjunto de documentos que describan su operación lógica. El diseño lógico es principalmente un simbólico proceso de manipulación.

■ Descripción de clases de máquinas.

Los cuatro lenguajes básicos para describir la operación lógica de una máquina de estado son : Expresiones Booleanas, Tablas de verdad, Mapas y la Carta ASM. Esta última es la más importante dado que describe al algoritmo y la máquina de estados simultáneamente.

La carta ASM tiene tres elementos básicos : el estado, el habilitador y la salida condicional. Un simple estado es indicado por una caja de estado la cual contiene una lista de los estados de salida. El estado tiene un nombre, letra o número colocado en un circulo en la parte izquierda o derecha de la caja. El código de estado puede ser colocado junto a la parte superior de la caja de estado, donde el código se refiere a una solución particular, como se muestra en la figura IV.7a.

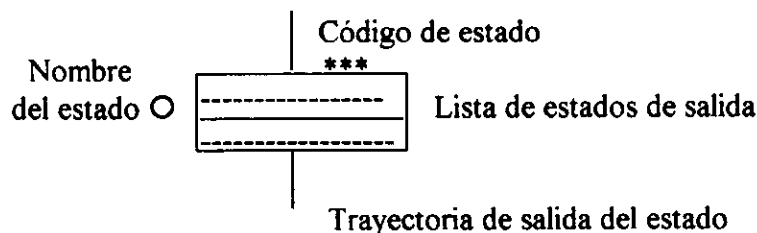


Figura IV.7.a Caja de estado actual.

La lista de salida consiste de mnemónicos seleccionados de un conjunto definido de operaciones. Los nombres de los mnemónicos de salida

FILOSOFIA DE DISEÑO

son dados durante el tiempo del estado. Los efectos de estas salidas están divididos en ; operaciones inmediatas los cuales son definidos por una expresión usando el símbolo =, y las operaciones retardadas usando los símbolos \leftarrow ó \rightarrow . En la interpretación de una carta ASM es importante el saber cuales operaciones son realizadas inmediatamente y cuales son retardadas.

Las entradas son también llamados calificadores en el sentido de que ellos califican el sentido de una salida o una transición. Las trayectorias de salida no describen relación con el tiempo, únicamente representan relaciones lógicas. La caja de estado es el único elemento que representa tiempo(figura IV.7.b).

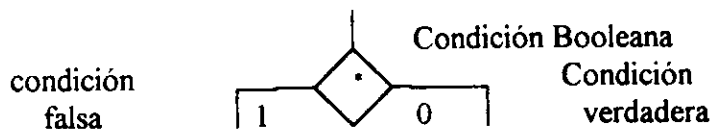


Figura IV.7.b caja de decisión.

La caja de salida condicional describe otras salidas las cuales son dependientes de una o más entradas en adición al estado de la máquina. Las esquinas redondeadas de una caja condicional la diferencian de una caja de estado(figura IV.7.c). La lista de salida en una caja de salida condicional puede también tener operadores inmediatos o con retardo.

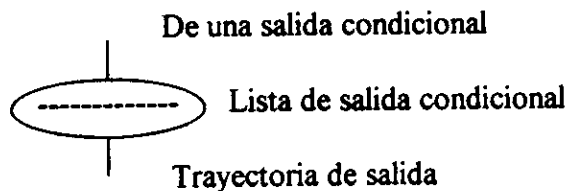


Figura IV.7.c Caja de salida condicional.

Un bloque ASM es una estructura consistente de una caja de estado, una red de caja de decisiones y cajas de salida condicional. Un bloque ASM tiene una entrada y cualquier número de trayectorias de salida representado por la estructura de las cajas de decisión. Una carta ASM consiste de uno o más bloques ASM interconectados. En un bloque ASM su trayectoria de salida debe conectar a un estado (figura IV.8).

Un bloque ASM describe la operación de la máquina de estado durante un tiempo de estado. Cada bloque ASM representa el estado presente, X,

FILOSOFIA DE DISEÑO

la salida de estado $f[X]$, la salida condicional, $f[X, Q]$ y el próximo estado, $g[X, Q]$ para un conjunto de entradas Q de la máquina de estado general. Así las funciones totales f y g son descritas por la carta ASM en un básico estado - por - estado (figura IV.9).

Una primer restricción : debe haber solo un estado próximo para cada estado y conjunto estable de entradas, la segunda restricción más en una carta ASM, es que cada trayectoria descrita por un conjunto de cajas de condición debe guiar a un estado. Por lo que el arreglo de cajas de condición y salidas condicionales en un bloque ASM es muy flexible.

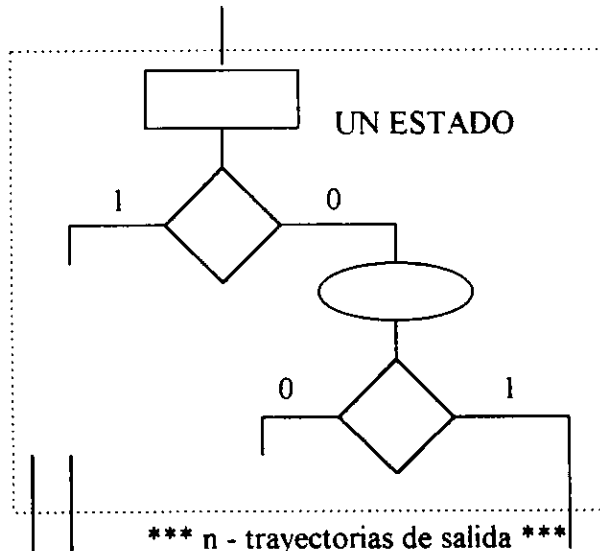


Figura IV.8 Bloque ASM típico.

El modelo general de la máquina de estados es el siguiente :

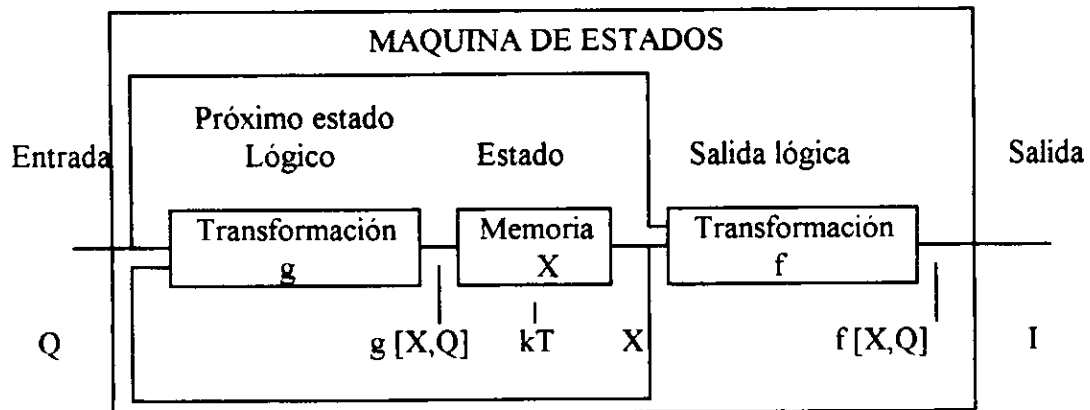


Figura IV.9 Descripción de un bloque ASM típico.

B. Modelos de la máquina de estados .

■ Clase 0 - Lógica combinacional.

El estado de las máquinas clase 0 tiene salidas las cuales son función única de la entrada (figura IV.10).

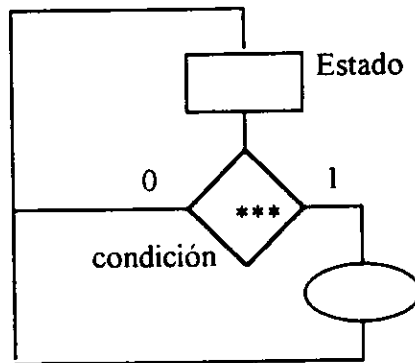


Figura IV.10 Máquina combinacional.

La carta ASM de una máquina clase 0 puede ser convertida a una tabla listando las salidas condicionales resultantes de todas las posibles combinaciones de entrada. Esta tabla puede ser generada trazando la carta ASM y las trayectorias de enlace para cada combinación de entrada.

■ Clase 1. Máquinas de retardo.

Una máquina clase 1 consiste de una memoria y dos elementos de transformación. Dado que la máquina no tiene realimentaciones internas, una ecuación puede ser descrita para describir el comportamiento involucrando sólo las entradas y las salidas (figura IV.11).

La caja de decisión compartida es mostrada arriba de los estados para enfatizar el comportamiento del próximo estado. Tres salidas son generadas, una para cada estado.

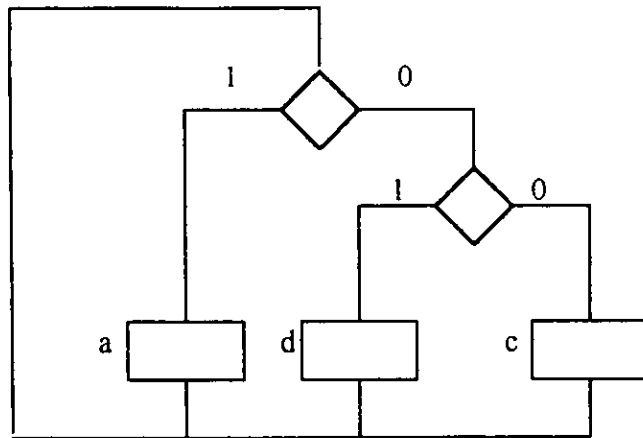


Figura IV.11 Máquina de retardo.

La descripción en tabla de las máquinas clase 1 es idéntica a la máquina combinacional 0, excepto que las salidas ocurren en el próximo estado.

La máquina de retardo puede también ser descrita por un grupo de mapas los cuales relacionan al conjunto de entradas presentes a las salidas en el estado próximo. Cada mapa es hecho para cada una de las entradas.

■ Clase 2. Transición de estados directa y estado de salida.

Una máquina de clase 2 es una porción de una máquina de estado general teniendo su próximo estado determinado únicamente por el estado presente, $X \leftarrow g[X]$. Los contadores sincronos son un ejemplo de máquinas clase 2. El concepto importante es la idea de una Secuencia de estados.

Cada estado tiene solo un próximo estado y que los estados están en secuencia. El código de estado es colocado en la parte superior de la caja de estado. Una transición de un estado al próximo es hecha por cada uno de los tiempos de reloj el cual define los tiempos del estado. La secuencia repetida de estados es llamada ciclos. La ausencia de cualquier caja de condición en la carta ASM resulta que los requerimientos de la clase 2 que el próximo estado es una función de el estado presente únicamente

FILOSOFIA DE DISEÑO

■ Clase 3. Transición de estado condicional y salida de estado.

Esta clase de máquinas tienen el próximo estado determinado por el estado presente y las entradas $g [X,Q]$, mientras que las salidas están determinadas por el estado presente únicamente, $f [X]$. Las máquinas clase 3 son capaces de elegir entre secuencias de estados alternativos. Cada uno de los estados debe tener asignado un código de estado antes de hacer una descripción en mapas, este importante paso es llamado : Asignamiento de estados, algunos asignamientos resultan en más eficiente circuitería que otros (figura IV.12).

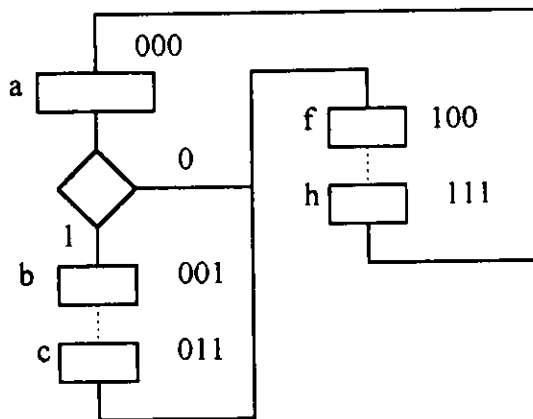


Figura IV.12 Máquina de estado condicional y salida de estado.

■ Clase 4. Transición de estado condicional y salida de estado condicional.

En esta clase de máquinas la cual tiene los estados internos con el estado próximo y las salidas determinadas por las entradas y el estado presente, es muy similar en funcionamiento a la máquina clase 3 pero se le agrega la salida de estado condicional.

Esto significa que un estado puede producir varios diferentes salidas como una función de las entradas, $l = f [X,Q]$ y esta habilidad frecuentemente posibilita que un algoritmo sea descrito con más pocos estados de salida que con estados de salida solos (Figura IV.13).

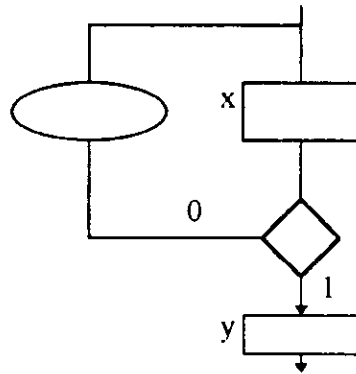


Figura IV.13 Máquina de estado condicional y salida de estado condicional.

C. Síntesis del diseño realizado por compuertas.

Las salidas de cartas ASM resultan en mapas de salida combinacionales con variables los cuales pueden ser sintetizados. La figura IV.14, muestra una máquina de cuatro estados con varios estados y salidas condicionales. La asignación de estados da la localización de los estados en el mapa de las variables de estado, A y B. Los calificadores son las variables del mapa. IHZQ es el estado de salida el cual ocurre en los estados a y c. Por ende, el mapa para IHZQ tiene un 1 colocado en esos estados para representar la salida durante esos estados. IHQT ocurre únicamente en el estado b. HR y HMF son ambas salidas combinacionales de un estado y salida de estado de otro. La condición requerida para HMF en el estado b es $YZ = 1$, por esta razón una YZ es colocado dentro del estado b de el mapa HMF. La condición para HR en el estado a es $YT = 0$, por esta razón YT (negada es colocada en el estado a de el mapa HR). Las ecuaciones de salida para HMF y HR son obtenidas de los mapas usando la técnica de variables introducidas en mapas, obteniéndose :

$$HMF = A (B + YZ) \quad (IV . 1)$$

$$HR = \bar{A} (\bar{YT} + B) \quad (IV.2)$$

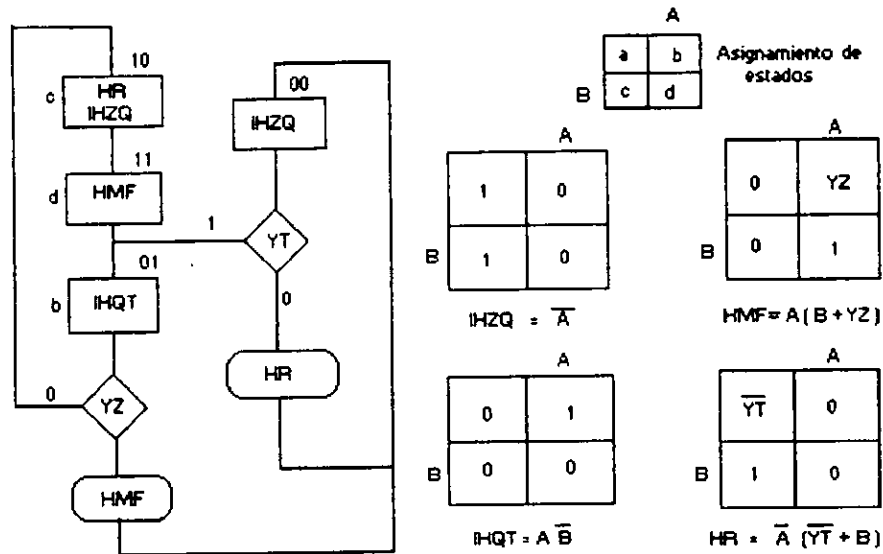


Figura IV.14 Máquina de cuatro estados.

D. Asignamiento de estados.

El asignamiento puede ser llevado a cabo en dos formas. Una manera es considerar a la máquina de entrada incluyendo las posibilidades de competencia y encontrar los asignamientos que requiere el menor número de componentes para una buena operación ; otra forma de llegar al asignamiento de estados es considerar a cada uno de los estados separadamente minimizando la solución del problema a compuertas complejas para cada uno de los estados, la segunda manera es más útil y más práctica. A este proceso le llamaremos el Mínimo razonable.

■ Localización de estados mínimos.

Este concepto esta basado en minimizar la contribución del problema a la complejidad de las compuertas de la función de próximo estado en la base de estado - por - estado. Sin embargo, la localización de estados no incluye la contribución a la función de estado próximo por las entradas. Estos efectos son cubiertos por la reducción de dependencia.

FILOSOFIA DE DISEÑO

■ Reducción de dependencia.

El algoritmo siguiente ilustra una muestra de la transición condicional con dos asignamientos propuestos. El primer asignamiento esta basado en la localización de estado mínimo, esto es, un bit cambia de estado l al estado m y también un bit cambia del estado l al estado n . Para estos asignamientos, la ecuación parcial de estado próximo es ;

$$\left\{ \begin{array}{l} g[l, Q] \\ estado = BA \end{array} \right\} = \left[\begin{array}{l} g_A[l, Q] = \overline{YQ} \\ g_B[l, Q] = YQ \end{array} \right] \quad (IV.3)$$

y ambas variables dependen de YQ.

Para el segundo asignamiento, las ecuaciones parciales de próximo estado son :

$$g[l, Q] = \left[\begin{array}{l} g_A[l, Q] = 1 \\ g_B[l, Q] = YQ \end{array} \right] \text{ cambia para ambas transiciones} \quad (IV.4)$$

Unicamente la variable B depende de YQ. La variable A siempre cambia salvando una entrada a la compuerta, figura IV.15. Así, el segundo asignamiento es llamado una asignación de reducción de dependencia, comparada con la localización de estado mínima, un asignamiento por reducción de dependencia salva entradas de compuertas en la función de próximo estado y por esta razón es una mejora respecto a la aproximación de localización por estado mínimo.

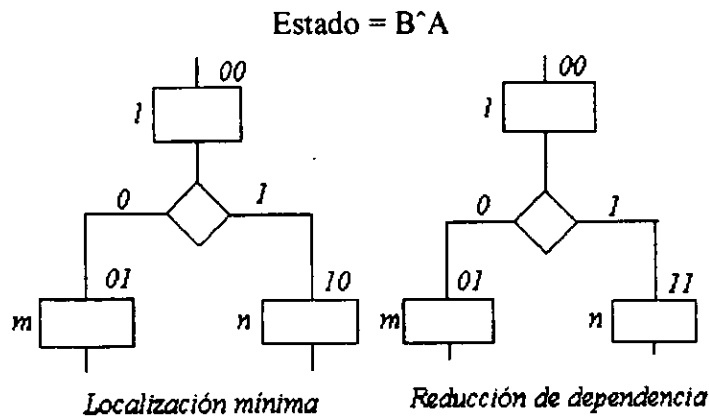
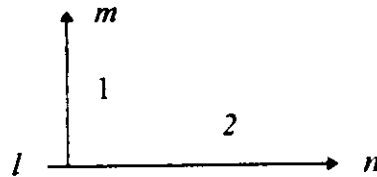


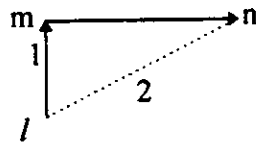
Figura IV.15 Reducción de dependencia.

FILOSOFIA DE DISEÑO

El concepto de reducción de dependencia puede ser comprendido para problemas más complejos considerando la transición entre estados como Vectores de cambio. Las transiciones de l a m y l a n pueden ser representadas de dos formas, usando la localización de estados mínimos, la transición sería representada de la siguiente forma ;



Indicando un cambio de bit de m a n , una flecha para cada vector. El asignamiento por reducción de dependencia sería representado como se muestra en la siguiente figura. De el diagrama se observa que el vector de cambio l a m es común a ambas transiciones. Las líneas punteadas indican la transición de las dos variables de l a n , la cual es realmente la suma de dos vectores de cambio de variable sencillos.



El mapa, entonces, describe las relaciones entre el próximo estado y las variables condicionales. El mapa de dependencia dibujado para el asignamiento de la carta ASM de dos variables antes mostrado es el siguiente.

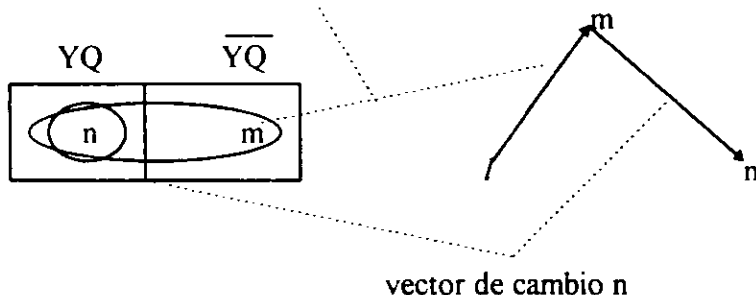
$$\begin{array}{|c|c|} \hline YQ & \overline{YQ} \\ \hline n & m \\ \hline \end{array} = g[l,Q] \quad (IV.5)$$

De el mapa se observa que cuando $YQ = 0$, el próximo estado es m ; cuando $YQ = 1$, el próximo estado es n . Así, el mapa describe la dependencia para el próximo estado l .

Continuando con el mismo mapa de dependencia la función del vector de cambio para el asignamiento por reducción de dependencia es el siguiente :

FILOSOFIA DE DISEÑO

“el vector de cambio m es común a l y n”.



$$v [l, Q] = \begin{bmatrix} m = 1 \\ n = YQ \end{bmatrix} \quad (IV.6)$$

Si se compara este mapa con el vector y mapa antes mostrado por localización de estados mínimos, no es posible la reducción del mapa obteniéndose la siguiente ecuación :

$$v [l, Q] = \begin{bmatrix} m = \overline{YQ} \\ n = YQ \end{bmatrix} \quad (IV.7)$$

- ◆ Un asignamiento de estados usando vectores de transición de variable simple, los cuales son descritos con sencillos encirculamientos en el mapa de dependencia es la más deseable asignación por reducción de dependencia por la mínima probable contribución a la función de próximo estado.

La función de próximo estado esta basado en los valores de señales lógicas durante la porción estable del tiempo de estado. El periodo estable, entonces es definido únicamente por el breve instante entre la transición de entrada y el cambio de la primera variable. Con este corto tiempo, sólo una variable puede ser dependiente para obtener información valida del próximo estado, y esa variable es la única que detecta la primera entrada. Esta situación es llamada una CARRERA. Así, en este tipo de máquinas de estado, el asignamiento de estados sucesivos en los cuales dos variables cambian puede resultar en cualquiera de los tres próximos estados teniendo uno o el otro, o ambos, de las variables cambiadas. Este nuevo estado, de vuelta, puede tener un cambio de próximo estado definido, causando una nueva transición, y así hasta que un estado es finalmente alcanzado para el cual el próximo estado esta definido como el mismo. Este estado es llamado el ESTADO ESTABLE. Esto es posible para contar por todos los estados intermedios entre estados estables, pe-

FILOSOFIA DE DISEÑO

ro estados intermedios son sólo despreciables donde no se requiere. El número de posibles próximos estados donde la distancia de bits n es igual a $2^n - 1$ estados. Si todos los estados pueden ser asignados con códigos de unidad de distancia, entonces hay sólo un próximo estado. Este asignamiento hace el mejor uso de variables de estado disponibles. Los flip - flop J - K tienen tal asignamiento de estados.

La figura IV.16, muestra un estado r , con los próximos estados ; a, b y c. Hay un sólo calificador asincrono, $*YX$ (el asterisco significa calificador asincrono), y un calificador sincrono YY .

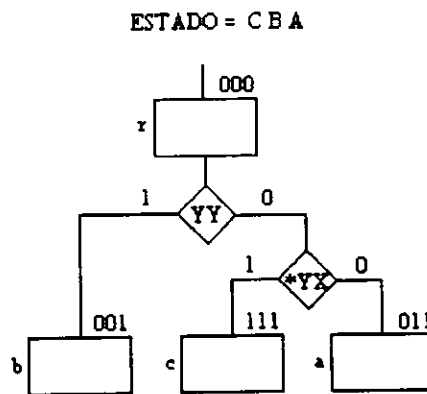


Figura IV.16 Asignamiento por reducción de dependencia.

El mapa de dependencia para los vectores de transición y la ecuación parcial de próximo estado para este asignamiento es el siguiente :

variable B		*YX		variable C
	a		c	
	b		b	
		variable A		

$$g[r, Q] = \begin{bmatrix} g_A[r, Q] = 1 \\ g_B[r, Q] = \overline{YY} \\ g_C[r, Q] = \overline{YY} \bullet *YX \end{bmatrix} \quad (IV.8)$$

Reducción de dependencia.

Unicamente la variable C es dependiente de los calificadores asincronos, $*YX$ por esta razón el asignamiento es competencia libre. La ecuación

ción parcial de próximo estado, desarrollada para un asignamiento libre de competencia, llegan a ser variables introducidas en los mapas en la formación de la función completa de próximo estado. El proceso de asignamiento de estados ya ha sido mostrado en ejemplos previos.

■ Carreras de salida.

Las carreras de salida son generalmente causadas por una función de salida la cual tiene más de una variable cambiando a la vez y llevando la forma de pulsos cortos en las salidas, las cuales se supone son estables. Los pulsos usualmente ocurren durante el periodo de transición, entonces las variables sincronas están cambiando, ello puede ser causado en otros tiempos por entradas asincronas. Las carreras de salida durante el periodo de transición son significativas únicamente cuando las salidas son una función inmediata, dado que una función inmediata comienza a responder tan pronto como cualquier salida ocurre. La función de retardo ignora tales carreras porque ello sólo responde a la porción estable de el tiempo de estado.

Las restantes carreras en salida inmediata ocurren durante el periodo de transición. Cuando estas competencias son inapropiadas para la adecuada operación de la máquina. Ellas son llamadas CARRERAS DE SALIDA CRITICAS. El proceso para la determinación de las carreras de salida y el medio de evitar las carreras se centra en la ecuación de salida y los estados involucrados en la transición. Para cada transición de estados el cual involucra más de una variable de estado, el número de códigos de estado posible durante el periodo de transición es 2^n , donde n es el número de variables cambiando. Esta expresión describe todas las posibles combinaciones de n cosas. En general, para n cambios de variable, $2^n - 2$ estados tienen que ser checados por la posibilidad de producir carreras de salida criticas, y cualquier estado en la máquina puede producir tales salidas.

Los mapas de salida son la descripción más simple de la función de salida para usarse cuando se checa las carreras de salida critica. La carta ASM en la figura IV.17, describe una simple máquina de tres estados.

FILOSOFIA DE DISEÑO

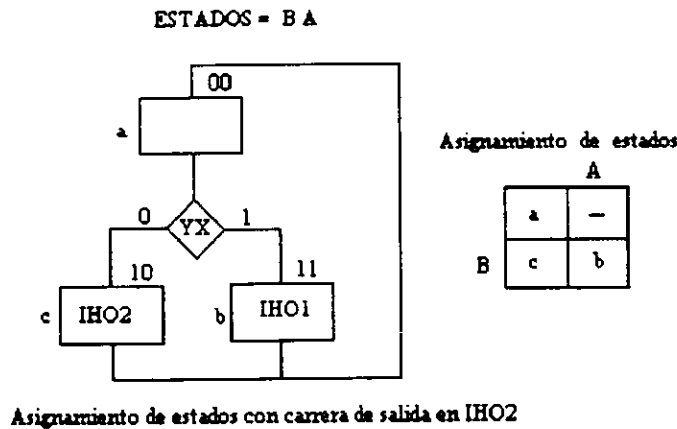


Figura IV.17 Máquina de tres estados con asignamiento.

Un asignamiento de estados por reducción de dependencia esta descrito por el mapa de asignamiento de estados y la función de salida para IHO2 esta descrita por un mapa de salida. De la transición de a a b y de b a a involucra dos variables, por esta razón 2 estados para cada una de las transiciones tienen que ser checados por la posibilidad de competencia de salida.

■ Riesgos.

Las salidas falsas son llamadas riesgos. Ellas son causadas sólo por la configuración. Aunque los estados de una carta ASM entreguen códigos apropiados, para evitar competencias existe todavía la posibilidad de que en la implementación las salidas inmediatas puedan producir salidas falsas. Tales salidas falsas, las cuales son características de implementación por compuertas son los llamados *riesgos*. La figura IV.18, muestra un circuito el cual tiene un riesgo causado por el retardo a través del inversor CI4.

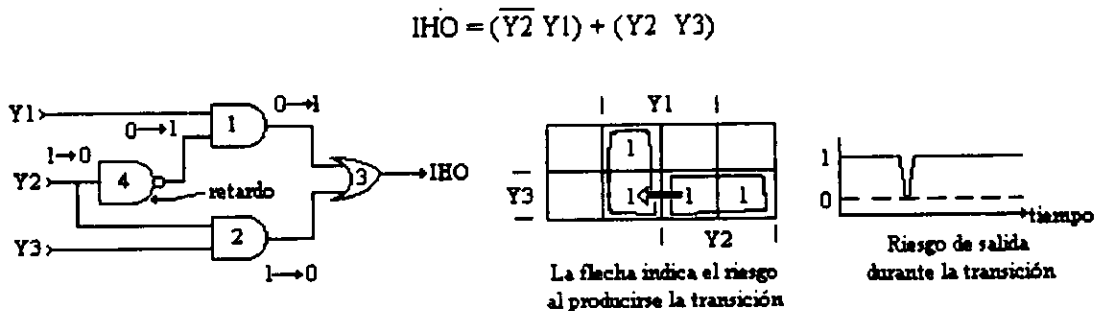


Figura IV.18 Circuito con una salida falsa (riesgo).

FILOSOFIA DE DISEÑO

Este riesgo ocurre aunque sólo una simple entrada cambie y a pesar del hecho de que pueda no haber retardo en las compuertas ; 1, 2 y 3. El mapa de la función en la figura indica que el riesgo ocurre durante la transición entre dos estados de entrada en la cual deben ambos producir una salida 1 en IHO. Cuando Y_1 , Y_2 y Y_3 son igual a 1 la salida de la compuerta 1 es 0 y la salida de la compuerta 2 es 1, produciendo una salida estable 1 para IHO. Cuando Y_2 va a cero, hay algún retardo antes que la salida del inversor pueda cambiar a 1. Durante este corto tiempo, la salida 0 de la compuerta 4 hace la salida de la compuerta 1 igual a cero, y la entrada 0 de Y_2 hace la salida de la compuerta 2 igual a 0. Así, ambas entradas de la compuerta 3 son 0 y la salida de la compuerta 3 va a cero hasta que la salida de la compuerta 4 va a 1, permitiendo a la compuerta 1 ir a 1 y regresar la salida de la compuerta 3 a su adecuado estado estable.

TERCERA PARTE

MOTORES Y CONMUTACION.

En el presente apartado se da una breve descripción sobre los temas necesarios para la implementación de los circuitos que controlan los sistemas que forman parte del presente trabajo. Los temas que a continuación se describen son : motor de corriente directa, motor de pasos y control de potencia por conmutación.

A. Motores.

Existen gran variedad de motores utilizados para control de movimientos. Los más comunes son los servomotores c.c., los motores de fase (motores de pasos), y los servomotores de c.a. Destaca en especial, el empleo de los motores de corriente continua que, por su extraordinaria relación par/velocidad, son apropiados en múltiples aplicaciones. Por su bajo costo y la eliminación de la realimentación en la determinación de la posición del eje, los motores paso a paso, son también una buena alternativa.

■ Par del motor.

Al conectar el motor a la red, circula una corriente por los embobinados del inductor y del inducido. Debido a que por el inducido circula una corriente y se halla situado en un campo magnético, aparecen las fuerzas que dan lugar a un par motor que causa el giro del rotor.

Todos los conductores del inducido ubicados bajo la influencia de un polo norte presentan corrientes de una dirección determinada, mientras que los situados bajo un polo sur se ven recorridos por corrientes opuestas. El colector es el órgano de la máquina que sirve para invertir la corriente en los conductores del inducido.

FILOSOFIA DE DISEÑO

Las fuerzas que actúan sobre los distintos conductores del inducido producen un par cuya expresión es :

$$T = F R Z \quad (IV.9)$$

siendo :

R el radio del motor

Z el número de conductores activos dispuestos en su periferia

F es la fuerza electromagnética

En el caso del motor eléctrico, al ser $\Theta = 90^\circ$, el valor del par será :

$$T = Z \beta I L R \quad (IV.10)$$

Teniendo en cuenta que Z, L y R son constantes y que la inducción o densidad de flujo de un circuito magnético viene dada por :

$$\beta = \Phi / A \quad (IV.11)$$

siendo :

Φ flujo magnético

A área total sobre la que se distribuye el flujo

se puede decir que ;

$$T = K \Phi I \quad (IV.12)$$

Es decir, el par es proporcional al flujo magnético y a la intensidad del inducido, siendo K una constante que engloba los valores de ; Z, L, R y S.

■ Par motor.

Su ecuación básica es ;

$$F = B L I \quad (IV.13)$$

Realizando de manera similar los cambios que para la obtención de la ecuación de voltaje, se obtiene la siguiente expresión para la obtención del par motor :

FILOSOFIA DE DISEÑO

$$T = [(z \Phi p) / (2 \pi n)] I \quad [\text{Nm}] \quad (\text{IV.14})$$

Si las ecuaciones de par motor y voltaje son cada una resueltas por un factor común, el flujo del polo Φ , del resultado de la ecuación se obtiene otra útil relación de conexión.

$$K_T = K_E \quad [\text{Nm/A}] \quad (\text{IV.15})$$

donde :

K_T es la constante de par fijada para el diseño del motor.

■ Trabajando con relaciones de voltaje.

El bosquejo previo es útil ya que se pueden describir las características de la máquina como el par y la generación de voltaje en términos de diseño (ejemplo, número de conductores, tamaño del magneto, etc.).

La magnitud del voltaje E que se genera, se establece dependiendo de la densidad del flujo magnético, la longitud del conductor l , y de la velocidad del conductor v , con la que es movido dentro del campo. Una expresión para la generación de voltaje será ;

$$E = B L v \quad (\text{IV.16})$$

La velocidad v de la armadura del conductor, la densidad del flujo magnético B puede ser reescrito en términos del flujo del polo y el área, y considerando además que existen varios conductores z moviéndose directo al campo. Finalmente al introducir el factor n el cual representa el número de conductores paralelos en las ranuras de la armadura, el promedio de voltaje generado es ;

$$E = [(z \Phi p) / (60 n)] n \quad (\text{IV.17})$$

La cantidad encerrada entre corchetes en la anterior ecuación, será una constante de diseño y comúnmente se le llama "constante de voltaje" K_E , del motor. Siendo una importante característica del motor para disponer de una determinada velocidad del motor en un valor aplicado de voltaje. Usualmente el nuevo parámetro del motor en la ecuación de voltaje puede sustituirse quedando la ecuación :

FILOSOFIA DE DISEÑO

$$E_g = K_E n \quad [V] \quad (IV.18)$$

■ Tensiones generadas.

En todo conductor que se mueve a través de un campo magnético se genera una tensión. La tensión generada depende de la velocidad con que corta a las líneas de fuerza. Un aumento de la velocidad determina un mayor valor de la tensión, y viceversa. Al cesar el movimiento, la f.e.m. se anula porque el conductor no corta ninguna línea de fuerza.

Cuando el flujo Φ mantiene constante su valor y el conductor se desplaza con velocidad uniforme, la tensión generada es constante. Teniendo en cuenta que no es el número total de conductores el que contribuye a la generación de la tensión interna, sino los que hay en cada uno de los circuitos en derivación (Z/Z_a), se obtiene :

$$E = 2 p \Phi [Z / Z_a] n \quad (IV.19)$$

donde,

2p Número de polos

n Revoluciones por segundo

Por lo tanto, la tensión interna generada es igual al producto del flujo total por el número de conductores de cada circuito en paralelo del inducido y por el número total de revoluciones por segundo de la máquina. Teniendo en cuenta que, para cada máquina, $2P Z/Z_a$ es un valor constante (K'), se puede escribir :

$$E = K' \Phi N \quad (IV.20)$$

Los principales componentes del servomotor c.c. son el rotor y el estator. Con frecuencia, el rotor incluye el inducido y el conjunto del conmutador, y el estator, comprende los conjuntos de las escobillas y los imanes permanentes. Cuando la corriente circula a través de los devanados del inducido, establece un campo magnético opuesto al campo producido por los imanes. Esto proporciona un par motor en el rotor. Cuando el rotor gira, las escobillas y los conjuntos de los conmutadores desvían la corriente al inducido, por lo que el campo permanece opuesto a uno de los campos establecidos por los imanes.

FILOSOFIA DE DISEÑO

En cada posición el par de torsión proporcionado por el rotor tiene un valor, el cual es constante en todo el ciclo de 360° grados.

■ Conmutación.

En base a los principios discutidos para obtener el máximo funcionamiento y el menor costo es indispensable tener varios conductores dentro de un campo magnético alrededor de la armadura. Para permitir el efecto acumulativo y sumar sus efectos en la salida, ya sea el voltaje o par motor de la máquina. Es necesario cubrir totalmente la superficie de la armadura con los conductores. O en el caso que convencionalmente se construya un motor, los conductores son colocados en profundas ranuras de hierro laminado de la estructura del rotor. En ambos casos los conductores cubren totalmente la periferia de la estructura del rotor. Esta multiplicidad de guía de conductores hace necesario en la construcción del motor la conmutación .

Al girar el rotor, la resultante electromagnética del campo girara a no ser que se tomen algunas previsiones de hacer un interruptor de dirección de la corriente en forma individual en las bobinas al paso por un punto fijo en el espacio. Este interruptor es realizado por medio de un conmutador, siendo el más usado uno de forma cilíndrica, y que consiste de material conductor (usualmente cobre), diseminados con un aislador entre uno y otro.

Los conductores en la máquina (que constituye la armadura), son conectados en secuencia a segmentos del conmutador.

La sucesiva conmutación de segmentos en la escobilla, cambia también la dirección de la corriente. Un resultado de esta conmutación, es que el caudal de corriente en la armadura ocupa una posición fija en el espacio, independientemente de la rotación y resultado con ello un par motor unidireccional, pasa un instante de tiempo mientras la escobillas hacen contacto con dos segmentos adyacentes del conmutador. Esta condición en la bobina conectada a esos segmentos será cortado por la escobilla. El resultado es un corto circuito en la corriente a través de las bobinas, en algunos casos el corto circuito en la corriente produce una indeseable vibración.

FILOSOFIA DE DISEÑO

El eje de magnetización es determinado por la posición de las escobillas y por esta razón se le conoce como eje de las escobillas. Un motor bidireccional tiene iguales características para ambas direcciones de rotación, donde el eje de las escobillas tiene un ángulo de 90° respecto al campo principal, en una posición llamada posición neutral o eje neutral.

B. Motor de pasos.

Un motor paso a paso proporciona una salida como respuesta a una entrada de impulsos eléctricos discretos en la forma de incremento discreto de movimiento, donde para cada impulso eléctrico hay una rotación o desplazamiento de paso único del eje del motor.

Los motores paso a paso, son elementos de la familia de los motores de corriente continua formados por diversos embobinados como muestra la figura IV.19.

Para girar el eje de este tipo de motor es necesario aplicar pulsos. Cada pulso hace que el eje de un ángulo preciso que varía normalmente entre $1,8$ y $7,5$ grados. Con una secuencia apropiada de pulsos se puede hacer que el eje gire en cualquier dirección, ubicándose en lugares precisos, múltiplos del valor del paso.

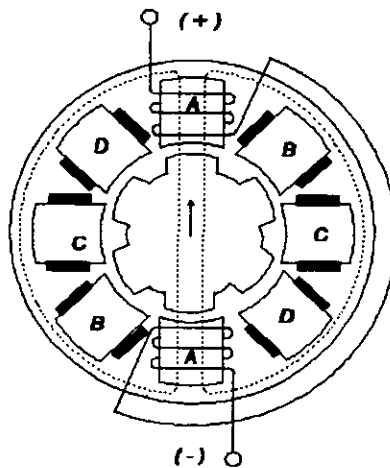


Figura IV.19 Estructura simplificada de un motor paso a paso de 4 fases.

FILOSOFIA DE DISEÑO

La figura IV.19 muestra un motor de 4 fases, observándose que el rotor formado por una especie de rueda dentada se ubica siempre en relación a la bobina que es energizada. Este tipo de motor se denomina de reluctancia variable.

En este tipo de motores se tiene intervalos de diferentes grados entre las bobinas de fase, lo que significa que su paso tiene este valor. Se obtienen pasos menores mediante la utilización de más bobinas.

Para calcular el valor del paso del motor se aplica la siguiente fórmula :

$$X = 360^\circ / (f \times n) \quad (IV.21)$$

donde :

x valor del paso en grados

f número de fases

n número de dientes del rotor

Una variación muy usada del motor paso a paso es el llamado tipo híbrido que tiene el mismo principio del motor de reluctancia variable, diferenciando solamente en la construcción interna, ya que lleva imanes permanentes para la producción de un campo magnético interno. La figura IV.20, es una representación esquemática simple de un motor paso a paso tipo híbrido.

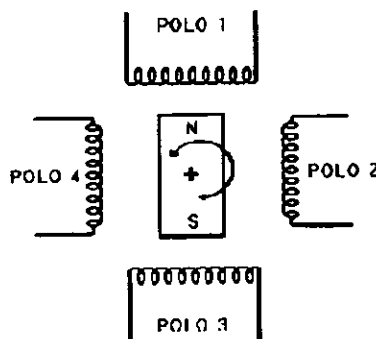


Figura IV.20 Representación esquemática de un motor de pasos híbrido.

El estator está constituido por cuatro polos electromagnéticos y el rotor es un imán permanente de dos polos. Si los polos electromagnéticos del estator se activan de tal manera que el polo 3 sea Norte y el polo 1 sea Sur, el rotor estará alineado tal como se ilustra en la figura IV.19. Si el

FILOSOFIA DE DISEÑO

estator se excita de modo que el polo 4 sea N y el polo 2 sea S, el rotor realiza un giro de 90° en el sentido de las agujas del reloj, siempre y cuando se desmagnetizen los polos 1 y 3.

La resolución (número de pasos por revolución) de un motor de pasos viene determinada por el número de polos en es estator y el rotor, la relación entre la resolución de un motor paso a paso y los ángulos de paso, está dada por ;

$$n = A / 360^\circ \quad (IV.22)$$

donde :

n resolución

A ángulo de paso.

El par es también función del ángulo entre los polos del estator y del motor. El par motor se incrementa cuando los polos están alineados. El par máximo se conoce como el par de retención del motor. Es posible aumentar la resolución de un motor paso a paso utilizando una técnica conocida como semiescalamiento o microescalamiento. Aplicando corriente a más de un juego de devanados inductores, es posible hacer que el rotor busque una posición media.

C. Control de conmutación.

Existen tres métodos básicos usados para el control de potencia por conmutación : Modulación por ancho de pulso (PWM), Modulación por frecuencia de pulso (PFM), y el control de fase de rectificadores controlados de silicio (SCR). Sus principales diferencias se muestran en la figura IV.21.

El sistema PWM, usualmente utiliza una fuente de corriente directa (DC), donde la amplificación de el voltaje de salida, ya sea encendido o apagado, es determinado por la frecuencia y un "ángulo de encendido variable" (figura IV.21.a). La cantidad de potencia transferida a la carga dependerá de la velocidad de conmutación de la inductancia de la carga.

FILOSOFIA DE DISEÑO

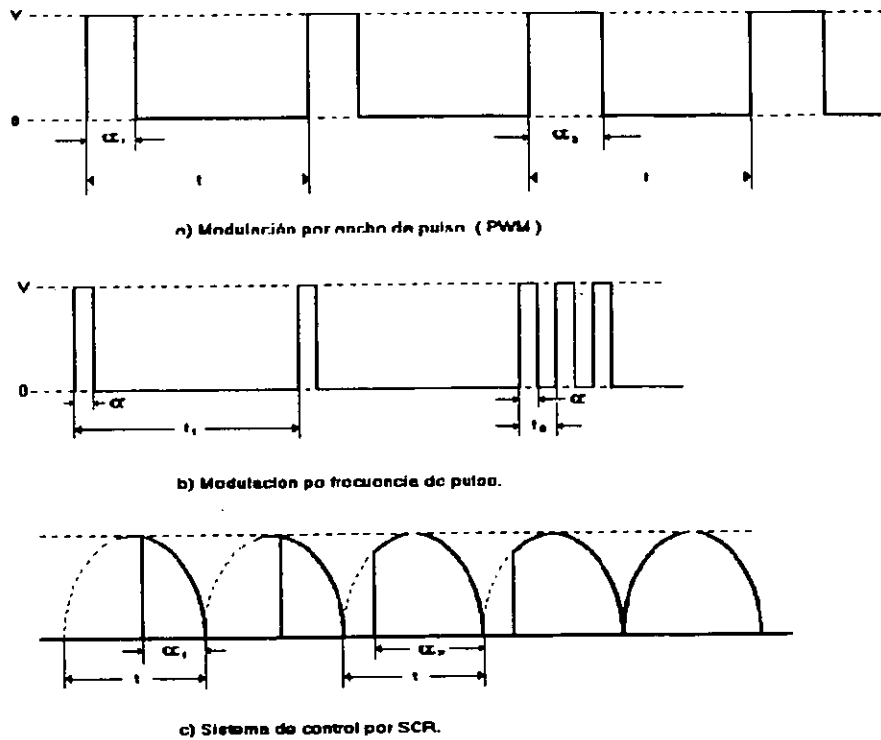


Figura IV.21 Circuitos de control de potencia conmutados : a. PWM, b. PFM y c. SCR.

En el sistema PFM figura (IV.21.b), tiene determinado un ángulo de encendido y una repetición de velocidad variable, esencialmente se puede llevar a cabo el mismo resultado que en el sistema PWM, pero cuando es usado en un circuito para el control de un motor, el ancho de la cresta del pulso puede variar, y con ello la frecuencia requerida.

El SCR figura (IV.21.c), es un dispositivo que se utiliza para el control de potencia, se alimenta usualmente con una fuente de C.A., cuyo voltaje es rectificado, antes o después de la sección de control de la etapa de potencia.

La figura (IV.21.c), muestra una onda completa rectificando su voltaje de suministro a una determinada frecuencia, donde el ángulo de encendido puede ser variado, para cubrir una porción de 0 a 180° (media -onda). El voltaje promedio de salida es proporcional al del ángulo de disparo.

El sistema de control del modelo propuesto se diseñó a partir de un sistema PWM, siendo más conveniente para, la implantación del control

FILOSOFIA DE DISEÑO

del motor, por lo que se describirá de una manera más detallada el funcionamiento de este.

El controlador de potencia por "Modulación por ancho de pulso" (PWM) es energizado por una fuente de corriente directa (DC). El diseño puede ser implementado por medio de transistores o SCR'S, utilizados como interruptores, existiendo diferencias al utilizar un dispositivo u otro en la frecuencia de salida y su voltaje.

El problema asociado al circuito formado con SCR's, limita su uso a sistemas PWM de corrientes altas y aplicaciones con velocidades de interrupción bajas.

Hoy en día la operación de sistemas PWM, se realiza usando transistores obteniendo con ello un mejor funcionamiento, potencias altas y velocidades de control estables en sistemas y servosistemas .

Entonces el suministro de voltaje se interrumpe en alto y bajo en una frecuencia alta. Se pueden evaluar perdidas de energía (potencia), en el motor. Esto se puede deber a varios factores del sistema : diseño del motor, pérdida por corrientes de eddy, pérdida por histeresis, pérdidas por conmutación en la armadura, pérdidas por fricción, etc.

El valor más pequeño de las pérdidas en un motor con sistema PWM es :

$$P_L = R K^2 I^2_{av} \quad (IV.23)$$

■ Servoamplificador PWM.

Un sistema debe ser capaz de proporcionar una salida de voltaje y corriente necesaria para el control de movimiento de un motor, trabajando en alguno de los cuatro cuadrantes, según sean las necesidades del motor a utilizar. Siendo en algunos casos necesario el uso de amplificadores o servoamplificadores.

Este tipo de amplificadores pueden ser clasificados dentro de tres categorías.

FILOSOFIA DE DISEÑO

- Amplificador lineal
- Dispositivo SCR
- Amplificador de interrupción.

Amplificador Lineal. Se caracteriza por contar con dos etapas de salida principales en su diseño, el "H" y el "T", siendo los tipos básicos de configuración, como puede observarse en la figura IV.22.



Figura IV.22 Amplificadores de potencia. a) modelo «T», b) modelo «H».

El modelo "T" necesita dos fuentes de suministro y transistores complementarios, puede suministrar corriente y voltaje de manera simple. Por esta razón el diseño "T" es usado frecuentemente en amplificadores lineales.

El modelo "H" o etapa de salida puente, se forma con cuatro transistores, usando una fuente de suministro de corriente directa. Las etapas de salida tienen la ventaja de trabajar con una sola fuente DC, y una parte del voltaje se utiliza como protección en los transistores. Sin embargo la conducción no es fácil en casos lineales, por lo que cuesta trabajo llevar a cabo la retroalimentación de voltaje y corriente teniendo un motor flotante, es decir, no se encuentra conectado a una tierra física.

Debido a que el amplificador de potencia trabaja en la región lineal las pérdidas de potencia son altas. Los amplificadores de potencia se clasifican de acuerdo con el porcentaje de tiempo que la corriente de colector es diferente de cero. Existen cuatro clasificaciones principales :

FILOSOFIA DE DISEÑO

Clase A. La corriente fluye ciclo completo 360.

Clase B. La corriente fluye un semiciclo completo.

Clase AB. La corriente fluye más de un semiciclo pero menos de un ciclo completo.

Clase C. La corriente fluye menos de un semiciclo.

D. Amplificadores de conmutación.

La amplificación por conmutación es quizá la más popular de los servo amplificadores hoy en día, ya que con la potencia disponible del transistor, este puede conmutar a frecuencias del orden de los Mhz., por lo que ahora es fácil el diseño de amplificadores de potencia conmutados, capaces de manipular ondas cuadradas de conmutación de velocidades de 50 KHZ.

La alta velocidad de conmutación se obtiene a través de técnicas en el uso de corriente positiva de retroalimentación.

La disipación de potencia en dicho amplificador, es mucho menor que en los amplificadores lineales. En este amplificador la disipación de potencia se debe a la transición de un estado al otro (corte o saturación).

En general la frecuencia de ambos modelos y el ciclo completo de conmutación del amplificador variará con la carga. Al pasar la variación en todo el ciclo requerido. El cambio de frecuencia es indeseable, porque pueden existir diferentes tipos de resonancia en el sistema, otra desventaja al variar la frecuencia es el ruido audible que en la mayoría de los casos es indeseable.

Para prevenir la variación de frecuencia el amplificador puede ser diseñado de forma que tenga una frecuencia constante de conmutación, a tipo de conmutación del amplificador se le llama " Modulación por ancho de pulso " o amplificador PWM, donde la anchura de los pulsos variará con la carga.

La figura IV.23 ilustra la diferencia entre un amplificador general de conmutación y un amplificador PWM. Esta puede verse ya que al incre-

FILOSOFIA DE DISEÑO

mentar la carga, la frecuencia del amplificador de conmutación decrece, mientras el amplificador PWN retiene la frecuencia de conmutación.

Un amplificador de conmutación puede ser del tipo "H" o "T", de igual manera que en el caso de un amplificador lineal. Lo que cambia es la región donde se trabaja, en el caso de un amplificador de conmutación se trabaja en la región de corte y saturación a diferencia del amplificador lineal que trabaja en la región activa. La principal ventaja del modelo H es la de utilizar solo una fuente de suministro, y su principal desventaja es que el motor es flotante es decir tiene un tierra virtual, pero su ventaja tiene más peso que su desventaja, por lo que el modelo "H" es la forma más común, especialmente cuando es requerido un voltaje más alto.

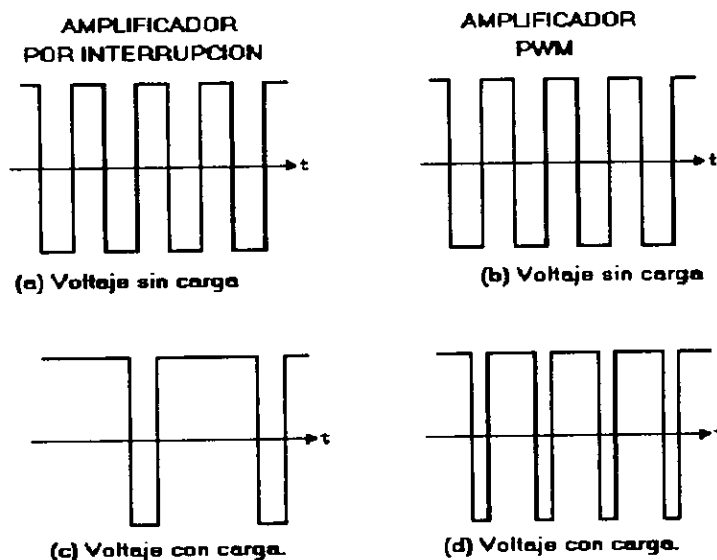
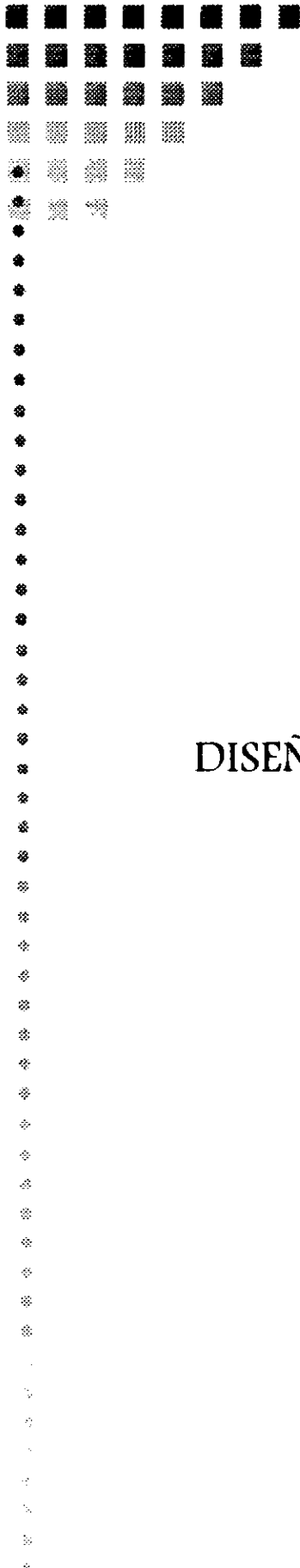


Figura IV.23 Amplificador por interrupción (a y c), varia ciclo de la señal y su frecuencia, mientras que en el amplificador PWM (b y d) solo cambia el ciclo de trabajo.



CAPITULO V
DISEÑO DEL SISTEMA RADIOLOGICO.

PRIMERA PARTE

ALGORITMOS DEL SISTEMA.

Los siguientes algoritmos son realizados utilizando los principios de diseño de cartas ASM, el diseño electrónico será realizado utilizando ROM en sus diferentes configuraciones.

Las variables del sistema son las señales que están dentro de las cajas de estado.

En etapas posteriores del diseño los presentes algoritmos podrán tener cambios, sin embargo, los principios de control y supervisión serán los mismos. El asignamiento de códigos de estado será dado como paso previo a la implementación y simulación electrónica. Todos los algoritmos contarán con señales de información al algoritmo de control general de operación, pero por razones de simplificación se omiten. Siendo únicamente presentados en la carta ASM de control general.

Posteriormente también se incluirán niveles de "activo" de las señales.

A. Carta ASM de movimientos independientes.

El movimiento más sencillo es aquel en el que la parte del equipo a controlar no tiene ninguna relación con otro componente del sistema. Tales movimientos son : Movimiento transversal del tablero para paciente y variación de la distancia foco-película.

La interpretación de esta carta ASM es inmediata a partir de la identificación de los mnemónicos involucrados.

AMP	Autorización de movimiento de potencia (leer switches limite).
BMCA	Botón de movimiento en consola activado.
DM	Dirección de movimiento.
LP	Lectura de potenciómetro (convertidor A/D).

DISEÑO DEL SISTEMA RADIOLOGICO

LPER	Lectura de potenciómetro en rango.
PM	Parar movimiento.
SHMD	Señal de habilitación de movimiento a la derecha.
SHMI	Señal de habilitación de movimiento a la izquierda.
SIM	Señal de inhibición de movimiento.
SMP	Señal de movimiento de potencia.

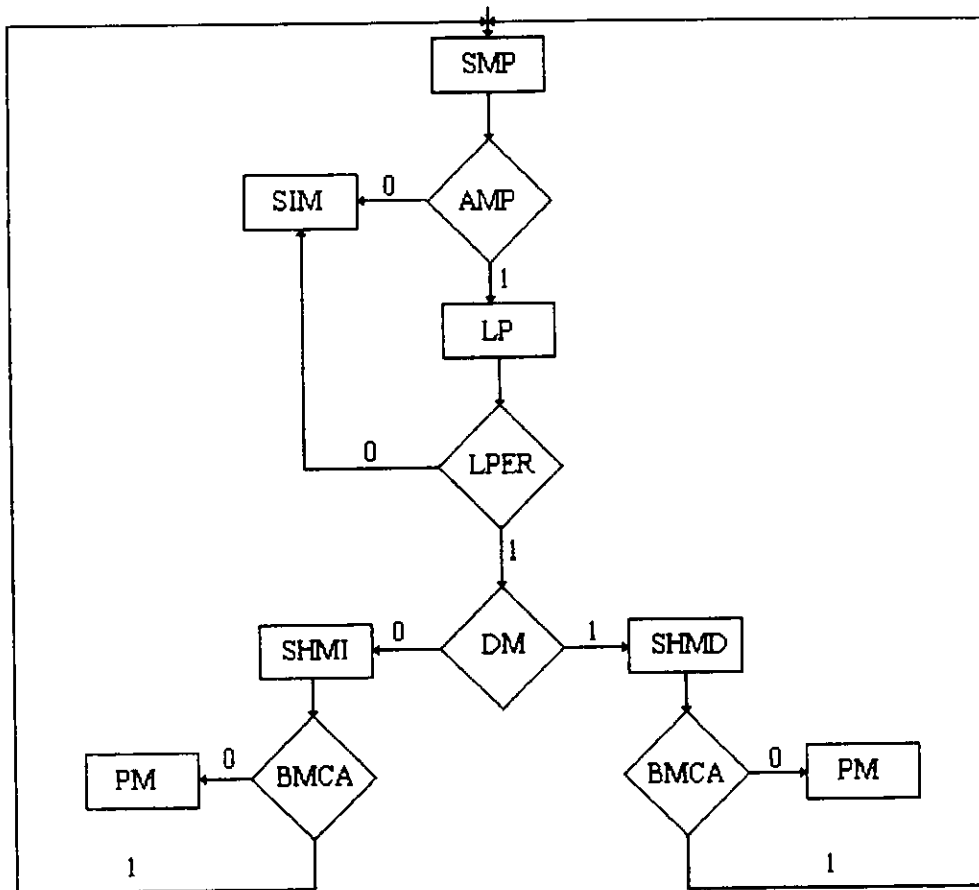


Figura V.1 Carta ASM para movimientos de control independientes.

Para el control de movimiento de potencia de partes interrelacionadas no existe un sólo algoritmo que realice esta actividad, por ello, cada uno de estos movimientos necesita de una carta ASM y de señales de control dedicadas.

DISEÑO DEL SISTEMA RADIOLOGICO

B. Carta ASM para : Movimiento longitudinal del Tablero para paciente.

Dependiendo de la angulación de la mesa será el rango permitido de los movimientos del tablero, siendo el rango completo cuando la mesa se encuentra a 0° y en el caso de + 90° de angulación de la mesa, entonces el movimiento del tablero hacia el lado de los pies del paciente (hacia el piso) será en un rango muy pequeño y hacia el lado de la cabeza del paciente (hacia el techo) estará limitado por la altura del cuarto en el cual se encuentra instalado el sistema radiológico. Por supuesto estos rangos no serán aplicables en las posiciones límite ya mencionadas, sino en un margen de angulación de la mesa será aplicada cada una de estas consideraciones.

Las señales de control involucradas son :

BMCA	Botón de movimiento en consola activado.
DM	Dirección de movimiento.
LPB	Lectura de potenciómetro de basculación.
LPBRC	Lectura del potenciómetro de basculación en rango completo.
LPL I/S	Lectura de posición límite inferior/superior.
LPTL	Lectura de potenciómetro tablero longitudinal.
PM	Parar movimiento.
RM	Rango de movimiento.
RPL I/S	Rango de posición límite inferior/superior.
SHM I/S	Señal de habilitación de movimiento inferior/superior.
SHMD	Señal de habilitación de movimiento derecha.
SHMI	Señal de habilitación de movimiento izquierda.
SIM	Señal de inhibición de movimiento.
SMTL	Señal de movimiento tablero longitudinal.

DISEÑO DEL SISTEMA RADIOLOGICO

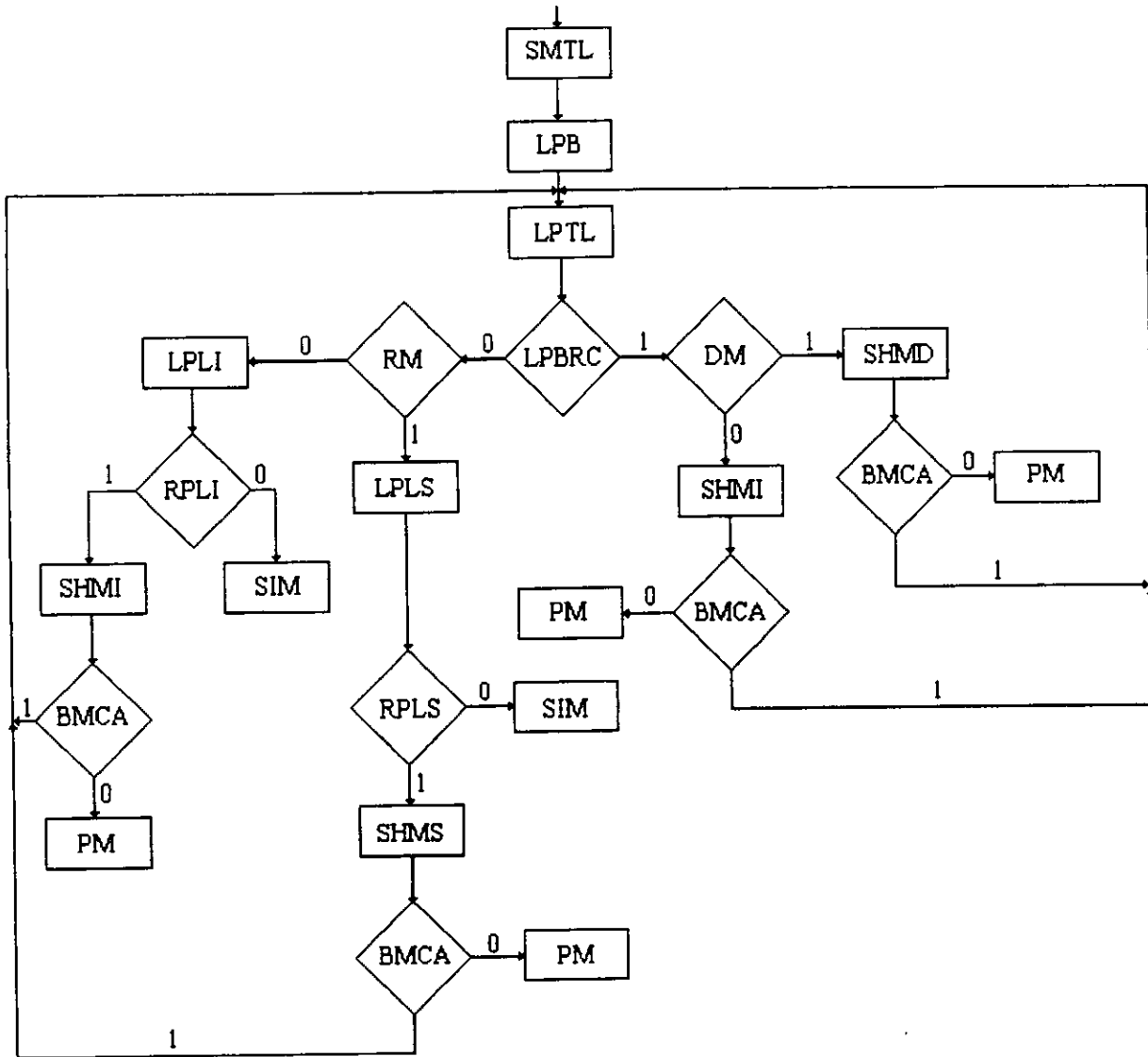


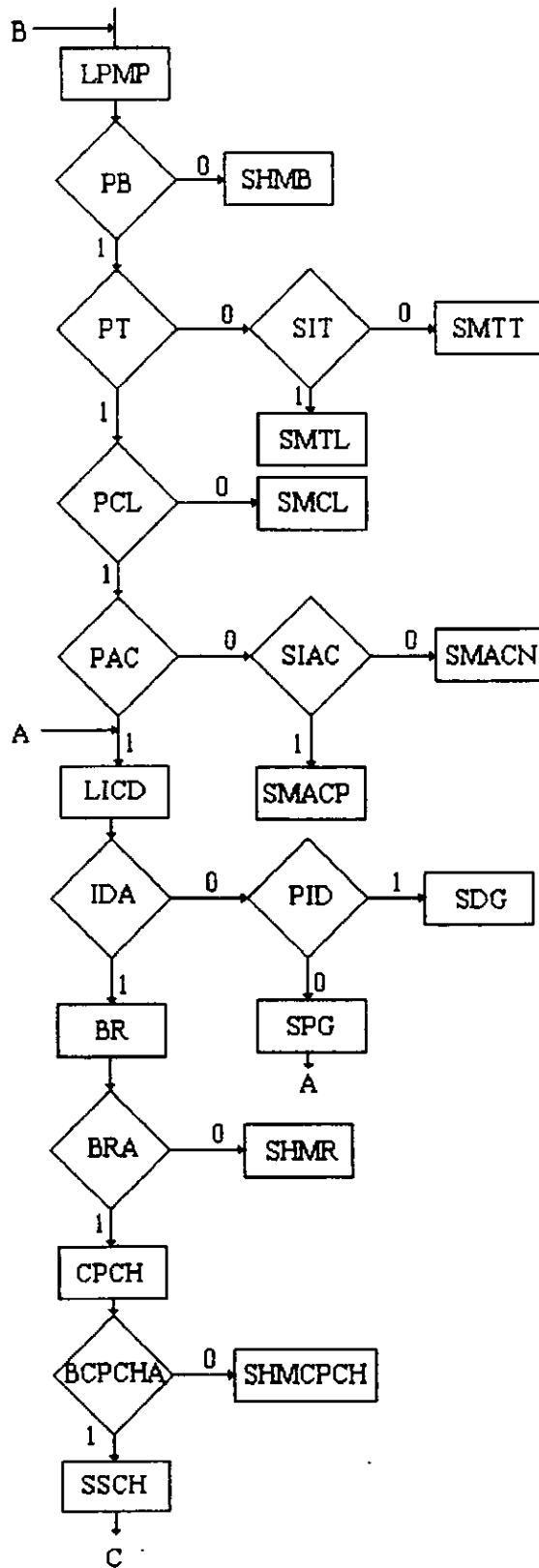
Figura V.2 Carta ASM de movimiento longitudinal de tablero.

C. Carta ASM : Pupitre de control.

Este sistema esta formado por subsecciones independientes entre si, hacen referencia a componentes especificos de la unidad, como son ; control de seriador, de movimientos e interfaz con el generador de rayos X. La parte del seriador es un subsistema dado que a través de ella se logra controlar la operación sincronizada de las placas diafragmadoras, rejilla y carro portachasis.

DISEÑO DEL SISTEMA RADIOLOGICO

Las señales involucradas en esta carta ASM no son secuenciales ocurren al mismo tiempo. La figura V.3 muestra la carta ASM.



DISEÑO DEL SISTEMA RADIOLOGICO

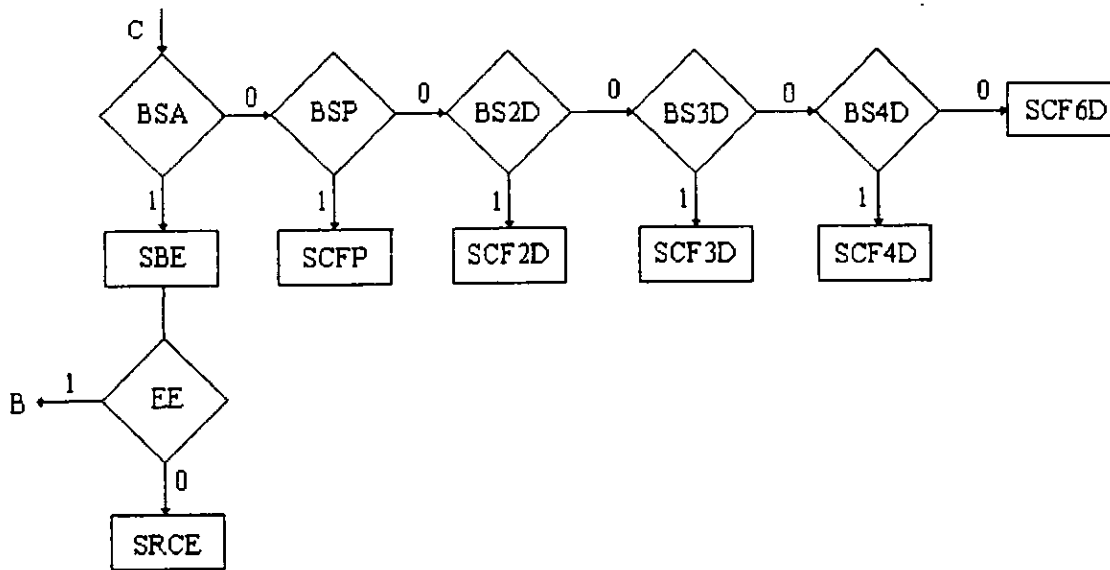


Figura V.3 Carta ASM del pupitre de control.

Las señales involucradas y sus significados son los siguientes :

BCPCHA	Botón carro porta chasis actuado.
BR	Botón rejilla.
BRA	Botón de rejilla actuado.
BS 2D/3D/4D	Botón de selección de 2/3 y/4 divisiones.
BSA	Botón de selección actuado.
BSP	Botón de selección panorámica.
CPCH	Carro porta chasis.
EE	Existen errores.
IDA	Interruptor de disparo actuado.
LICD	Lectura de interruptor controlador de disparo.
LPMP	Lecturas de palancas de movimientos de potencia.
PAC	Palanca de angulación columna.
PB	Palanca de basculación.
PCL	Palanca de carro longitudinal.
PID	Posición de interruptor de disparo.
PT	Palanca de tablero.
SBE	Señal de búsqueda de errores.
SCF 2/3/4/6 D	Señal de control de formato 2, 3, 4 y 6 divisiones.
SCFP	Señal de control de formato panorámica.
SDG	Señal de disparo generador.
SHMB	Señal de habilitación de movimiento de basculación.
SHMCPCH *	Señal de habilitación de movimiento carro porta chasis.

DISEÑO DEL SISTEMA RADIOLOGICO

SHMR	Señal de habilitación movimiento rejilla (ver nota de SHMCPCH).
SIAC	Señal de identificación angulación columna.
SIT	Señal de identificación de tablero.
SMAC P/N	Señal de movimiento angulación columna positivo/negativo.
SMCL	Señal de movimiento carro longitudinal.
SMTL	Señal de movimiento tablero longitudinal.
SMTT	Señal de movimiento tablero transversal.
SPG.	Señal de preparación generador.
SRCE	Señal de reconocimiento código de error.
SSCH	Selección de subdivisión chasis.

- Esta señal es automática al habilitarse obliga al CPCH a tomar la posición contraria.

D. Algoritmo de búsqueda.

Dado que es un equipo con control y supervisión digital de movimientos es necesario por ello el investigar frecuentemente la posición que guardan switches límite que son críticos en el funcionamiento del equipo. Básicamente este monitoreo de posiciones se da para el control de posición de los motores de pasos, por ello, este tipo de rutina de búsqueda que muestra la figura V.4 es únicamente para el control del seriador y sus componentes.

■ Rutina de inicialización.

Como ya ha sido mencionado y mostrado en algoritmos precedentes, el equipo necesita "saber" en que posición se encuentra en todo momento, para realizar esto es preferible que la unidad al encendido se coloque en posiciones predeterminadas y cada que la unidad regrese a "stand by" sean estas sus posiciones estables, tal como por ejemplo, al final de una exposición.

DISEÑO DEL SISTEMA RADIOLOGICO

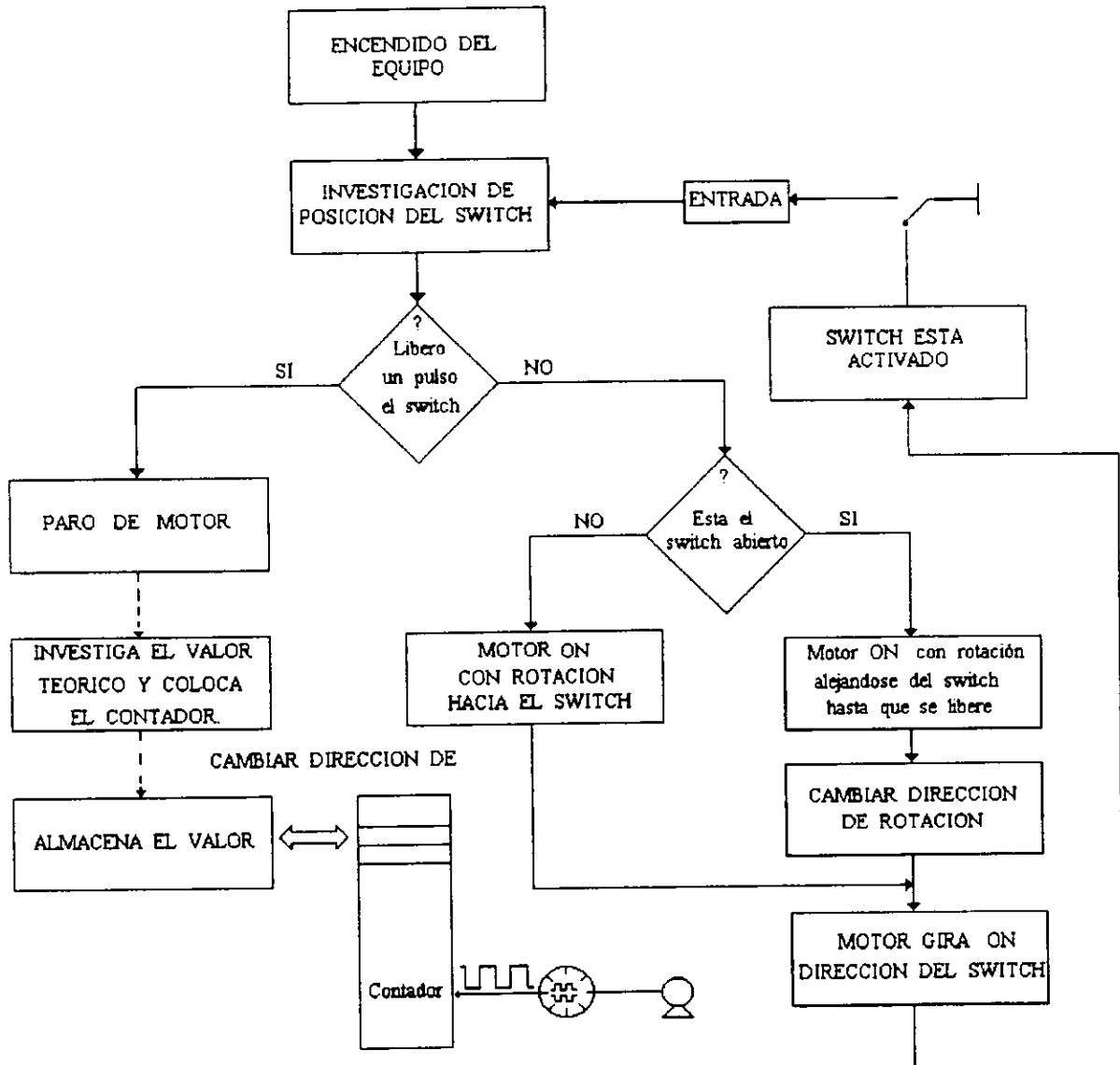


Figura V.4 Rutina de búsqueda.

Una carta ASM nos daría poca información a este respecto, en este caso un diagrama a bloques suministra la información necesaria para conocer cual es la secuencia de encendido del sistema radiológico, manteniendo presente que este esquema general es utilizado por las cartas ASM de los movimientos involucrados y/o algoritmos de control. La figura V.5 muestra tal esquema.

DISEÑO DEL SISTEMA RADIOLOGICO

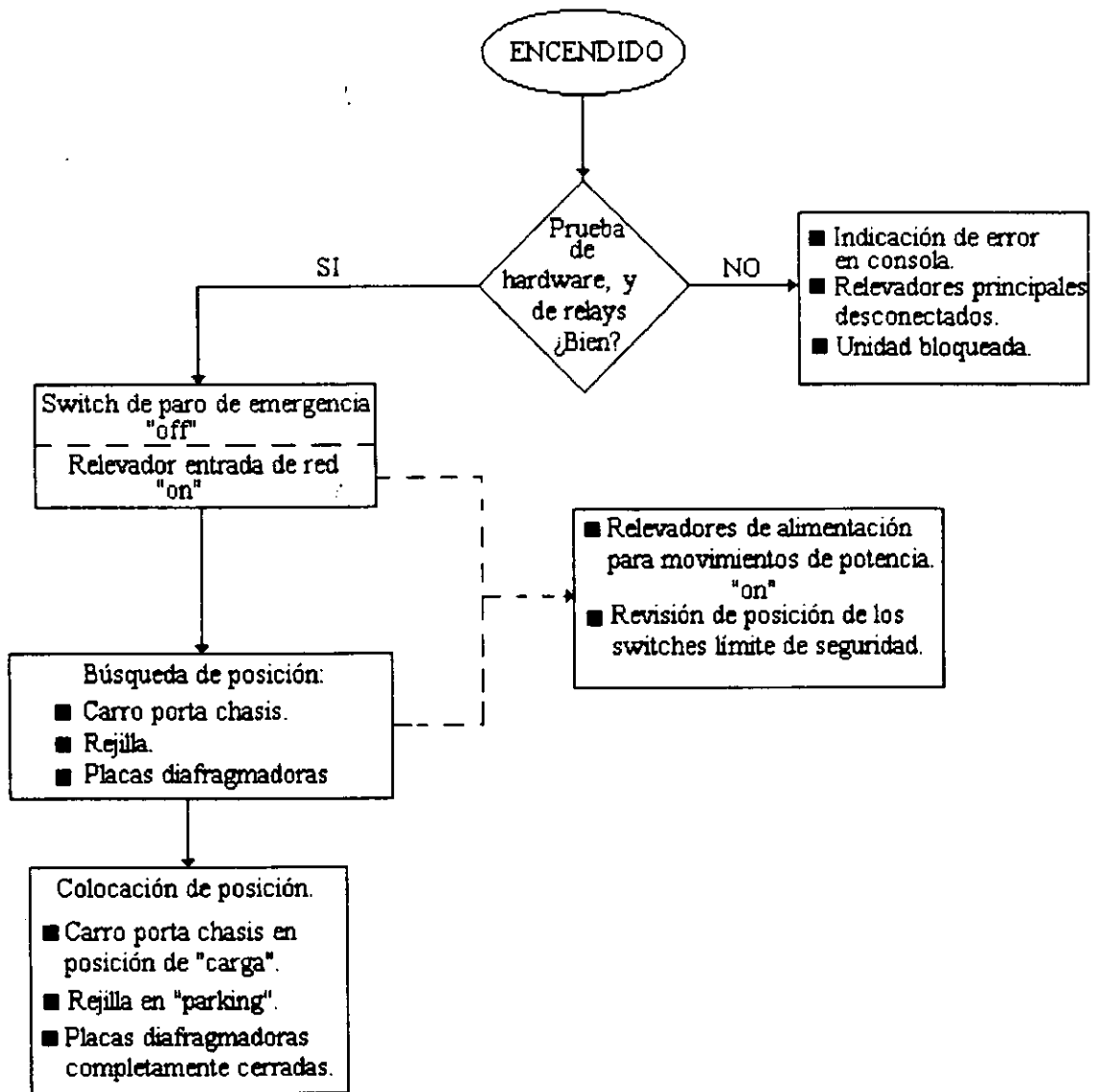


Figura V.5 Esquema a bloques de la rutina de inicialización del sistema.

E. Circuito de seguridad.

Originado en el hecho que el sistema moverá componentes muy pesados, movimientos incontrolados o fuera de rangos resultan peligrosos. Por ello es necesario el contar con interruptores de limite en posición normalmente cerrado y al ser actuado alguno de ellos, inmediatamente por ca-

DISEÑO DEL SISTEMA RADIOLOGICO

bleado la señal de alimentación al relevador de entrada principal de red sea bloqueada.

Dado que el sistema contara con control digital, no se puede asegurar que en un mal funcionamiento la unidad se mueva ; fuera de rango o bien en forma independiente, por ello es colocado un botón de STOP que bloquea inmediatamente a la unidad.

En la figura siguiente están colocados los subsistemas que bloquean a la unidad y los símbolos internacionales con los que se representan los componentes respectivos.

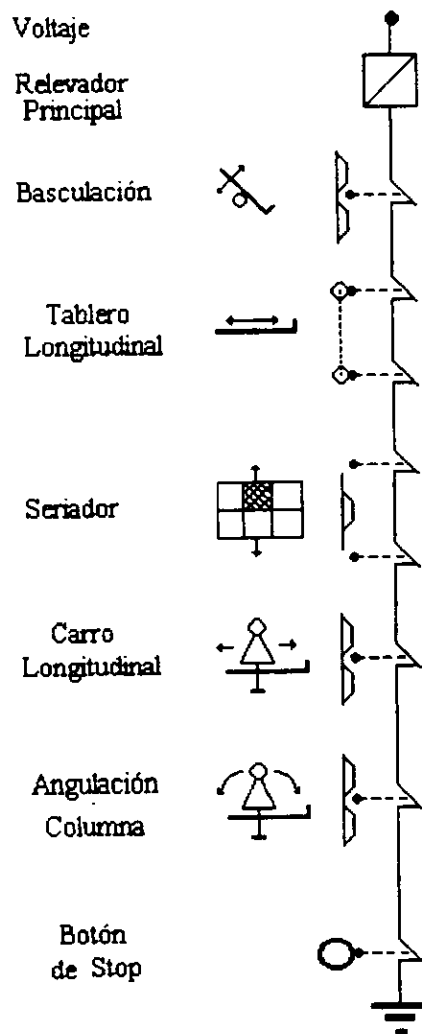


Figura V.6 Alambrado del circuito de seguridad.

F. Basculación.

La carta ASM es la mostrada en la figura V.7, es el movimiento que se interrelaciona con todos los otros movimientos de potencia, por lo anterior, las medidas de control y seguridad son extremas.

Para darse un adecuado movimiento de basculación, debe previamente comprobarse que el tablero longitudinal o los otros subsistemas no golpearan al piso o el techo, todo el tiempo que este movimiento este activado deben ser comprobadas las posiciones de los componentes de potencia, dado que a su vez entre estos elementos también existe relación entre sus posiciones y rangos de funcionamiento.

Las señales de control son las siguientes :

LPAC	Lectura de potenciómetro angulación columna.
LPACR	Lectura de potenciómetro angulación columna en rango.
LPBRC	Lectura de potenciómetro de basculación rango completo.
LPCL	Lectura de potenciómetro carro longitudinal.
LPCLS	Lectura de potenciómetro de carro longitudinal, sentido.
LPDFP	Lectura de potenciómetro distancia foco - película.
LPDFPR	Lectura de potenciómetro distancia foco - película en rango.
LPTL	Lectura de potenciómetro tablero longitudinal.
PBL	Posición de basculación límite.
PM	Parar movimiento.
SBP	Señal de basculación.
SHMB	Señal de habilitación movimiento de basculación.
SMB	Señal de movimiento de basculación.

G. Señales de control general.

La filosofía del diseño de la unidad radiológica presente esta basada en el control digital independiente de movimientos, sin embargo debe existir un sistema de supervisión general que supervise las señales importantes

DISEÑO DEL SISTEMA RADIOLOGICO

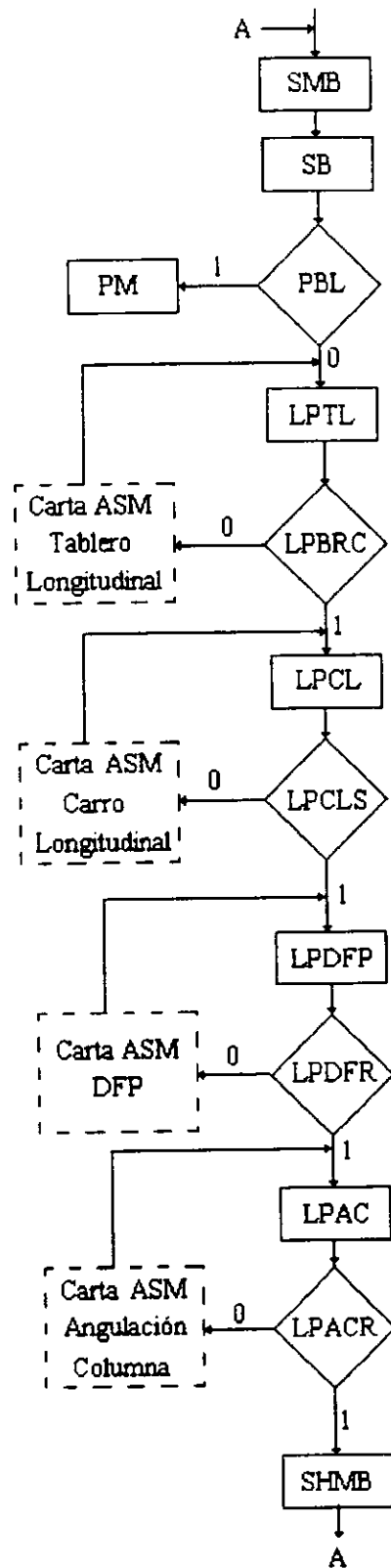


Figura V.7 Carta ASM del subsistema de Basculación.

DISEÑO DEL SISTEMA RADIOLOGICO

de cada subsistema, que genere la señalización de errores y que “decida” que acción debe ser tomada, dependiendo del tipo de problema presente.

Este sistema general de control no puede ser visto como un algoritmo dado que es propiamente muchos pequeños algoritmos independientes y afectan a cada uno de los algoritmos de control involucrados.

Las señales son tomadas de los algoritmos del movimiento involucrado, por ello basta con dar un listado de las señales de error y control que se utilizaran para la supervisión del adecuado funcionamiento de la mesa tele comandada. La consecuencia de estas señales es la obtención casi inmediata de los códigos de error.

Listado de las subsecciones.

- *Fuentes de voltaje.*

Existen voltajes muy críticos para la adecuada operación, tales como los voltajes de 5 v y 12 v. A la salida de las fuentes de voltaje se colocará un AMP OP en arreglo de comparador para generar una señal de control de funcionamiento adecuado de las fuentes.

SC5V Señal del comparador de 5 volts.
SC12V Señal del comparador de 12 volts.
Err1 Error 1, voltaje de 5 v, fuera de rango.
Err2 Error 2, fuente de 12 v, fuera de rango.

- *Seguridades.*

Err3 Botón de paro de emergencia ; activado.
Err4 Relevador de alimentación general inhabilitado.
Err5 Switch de seguridad de basculación activado.
Err6 Switch de seguridad tablero movimiento longitudinal activado.
Err7 Switch de seguridad carro porta chasis activado.
Err8 Switch de seguridad carro longitudinal activado.
Err9 Switch de seguridad angulación de columna activado.

DISEÑO DEL SISTEMA RADIOLOGICO

- *Movimientos.*

Todos los movimientos tienen rangos de funcionamiento validos, cuando a través de la comparación de valor real obtenido de la lectura del potenciómetro contra valor teórico, obtenido de el valor grabado en memoria se salga de rango, entonces se generan señales de error y consecuentemente señales de bloqueo a la unidad.

Err10	Potenciómetro de basculación fuera de rango.
SBB	Señal de bloqueo de basculación.
Err11	Potenciómetro de tablero longitudinal fuera de rango.
SBTL	Señal de bloqueo tablero longitudinal.
Err12	Potenciómetro de carro porta chasis fuera de rango.
SBS	Señal de bloqueo seriador.
Err13	Potenciómetro de rejilla fuera de rango.
SBR	Señal de bloqueo rejilla.
Err14	Potenciómetro de placas diafragmadoras.
SBPD	Señal de bloqueo placas diafragmadoras.
Err15	Potenciómetro de carro longitudinal fuera de rango.
SBCL	Señal de bloqueo carro longitudinal.
Err16	Potenciómetro de angulación columna fuera de rango.
SBAC	Señal de bloqueo angulación columna.

- *Movimiento de potencia.*

Independientemente de la investigación de rango de operación. Conviene saber si dada una señal proveniente de la consola el sistema de potencia actúa y habilita el movimiento.

Err17	Movimiento de basculación no se habilita.
Err18	Movimiento de tablero longitudinal no se habilita.
Err19	Movimiento de tablero transversal no se habilita.
Err20	Movimiento de carro porta chasis transversalmente no se habilita.
Err21	Movimiento de carro porta chasis longitudinalmente no se habilita.
Err22	Movimiento de placas diafragmadoras no se habilita.
Err23	Movimiento de mascara de altura no se habilita.
Err24	Movimiento de rejilla no se habilita.
Err25	Rejilla no se mueve durante disparo.
Err26	Movimiento de carro longitudinal no se habilita.
Err27	Movimiento de angulación columna no se habilita.

DISEÑO DEL SISTEMA RADIOLOGICO

- *Sensado de sistemas digitales.*

Existen componentes digitales comunes a diferentes movimientos el no adecuado funcionamiento de ellos bloqueara los movimientos relacionados.

- Err28 Convertidor analógico / digital no funciona.
- Err29 Circuitos comparadores no funcionan.
- Err30 Circuito integrado de motor de pasos carro porta chasis en ancho no funciona.
- Err31 Circuito integrado de motor de pasos carro porta chasis en altura no funciona.
- Err32 Circuito integrado de motor de pasos placas diafragmadoras no funciona.
- Err33 Circuito integrado de motor de pasos rejilla no funciona.
- Err34 No se detecta señal de reloj.

- *Bloqueo mecánico.*

Los movimientos de potencia tendrán acoplado al motor un freno para seguridad, si posterior a la liberación del mismo en un corto periodo de prueba no se detecta cambio en la lectura del potenciómetro respectivo entonces hay un problema mecánico o bien no funciona el potenciómetro en cuestión.

- Err35 Basculación bloqueada por software.
- Err36 Tablero movimiento longitudinal bloqueado por software.
- Err37 Tablero movimiento transversal bloqueado por software.
- Err38 Carro longitudinal bloqueado por software.
- Err39 Angulación de columna bloqueada por software.

SEGUNDA PARTE

CONTROL DE MOTORES DE POTENCIA.

A. Circuitos para movimiento de motor.

En la selección del equipo para el diseño de la puesta en marcha de un motor deben de tenerse en cuenta varios factores generales ; corriente, tensión, frecuencia nominal y los circuitos de control. Los motores necesitan protección de acuerdo con el tipo de servicio, tipo de motor y funciones de control que requieren.

El que se emplee un control de arranque a tensión nominal o uno a tensión reducida depende de la corriente, instalación de la planta y líneas de la compañía distribuidora .

El arranque a tensión nominal es simplemente la conexión directa del motor a la línea de alimentación. Esto se puede conseguir utilizando un interruptor de cuchillas, pero este método sólo permite la protección del motor mediante fusibles. El arranque a tensión reducida se obtiene mediante el uso de resistencias, autotransformadores o reactancias a fin de reducir la tensión de la línea hasta el valor deseado durante el arranque

El par de arranque de un motor de inducción es función del cuadrado de la intensidad del rotor, o aproximadamente del cuadrado de la intensidad de línea. Si la tensión de arranque se reduce en el 50 por ciento, la intensidad de arranque del motor se reducirá también al 50 por ciento de la normal, pero el par se reducirá al 25 por ciento de su valor normal.

En base a lo anterior el diseño que se propone para el arranque del control del motor es a tensión reducida.

DISEÑO DEL SISTEMA RADIOLOGICO

B. Circuito del motor a tensión reducida

Para el arranque del motor el diseño del circuito se muestra en la figura V.8. En el circuito la resistencia en serie con los conductores del motor indica que se trata de un arrancador a tensión reducida por resistencia en el primario. Observando la sección de control del esquema se tiene un circuito típico de tres hilos para excitar bobinas 1CR y TR. Si se presiona el pulsador ARRANQUE, pasará la corriente a través del pulsador PARADA normalmente cerrado, del pulsador ARRANQUE y del contacto R2, siendo excitadas las bobinas 1CR y TR. La excitación de la bobina 1CR hará que sus contactos se cierren. El 1CR1 está en paralelo con el pulsador ARRANQUE y realizará la función de mantener el circuito hasta la bobina. El contacto 1CR2, se cerrará y excitará a la bobina S. La excitación de esta bobina hará que se cierren los contactos de línea S y pase la corriente al motor a través de las resistencias serie. La presencia de resistencias en serie hará que la tensión aplicada al motor sea inferior a la nominal, reduciéndose de esta forma la intensidad de arranque a un valor aceptable. El motor se pondrá en marcha a tensión reducida, y el relé temporizado no habrá cerrado aún su contacto TR. En el momento de cierre, se excitará la bobina 2CR ya que el contacto S1, está cerrado por la bobina S. La excitación de la bobina 2CR hará que se cierre el contacto 2CR1. Este contacto será en paralelo con el pulsador ARRANQUE y forma un circuito adicional para el mantenimiento de la bobina. El cierre del contacto 2CR2 hace que se excite la bobina R. Estos contactos están en paralelo con las resistencias y las cortocircuita eliminándolas del circuito y aplicando la tensión de línea al motor, el cual acelerará hasta adquirir su velocidad de régimen quedando conectado directamente a la línea. La excitación de la bobina R también cierra el contacto R1, que está en paralelo con los contactos TR y S1. La abertura del contacto R2 hará que se desexciten las bobinas 1CR y TR. Los contactos asociados a estas dos bobinas volverán a su posición normal, pero el relé 2CR se mantendrá excitado ya que su circuito si cierra mediante el pulsador PARADA, el contacto 2CR1 y el contacto R1. El citado relé mantendrá cerrado el contacto 2CR2 con lo que quedará excitada R y por lo tanto el motor conectado a la red. Si ahora se aprieta el pulsador PARADA, todos los contactos volverán a su posición normal y todas las bobinas se desexcitarán, abriéndose los contactos de línea del motor, y éste se parará.

DISEÑO DEL SISTEMA RADIOLOGICO

El único ajuste crítico del circuito será el de relé temporizado TR, cuyo ajuste de tiempo será tal que el motor funcione a tensión reducida solamente durante el tiempo necesario para que acelere hasta alcanzar su máxima velocidad en condiciones de tensión reducida. El funcionamiento prolongado del motor a tensión reducida puede ser causa de recalentamiento y de deterioro de los devanados así como de los elementos de resistencia.

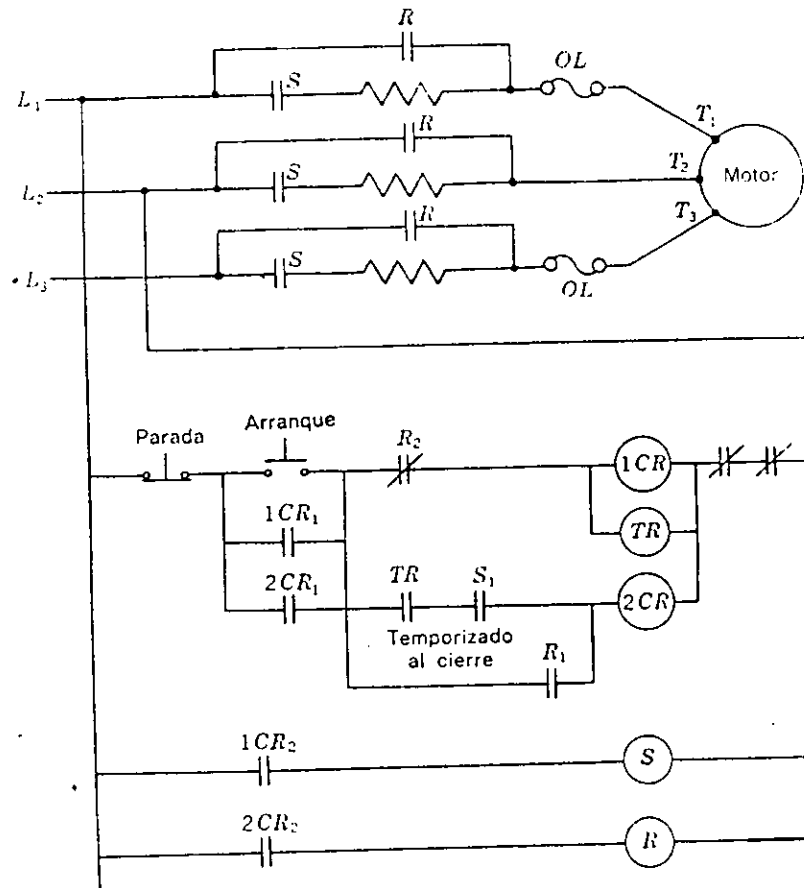


Figura V.8 Arrancador a tensión reducida mediante resistencias

Este arrancador comprende un contactor de arranque S, que debe ser tripolar, y un contactor de funcionamiento R, que también debe ser tripolar. Además de los dos contactores, hay dos relés instantáneos y uno temporizado.

Si se quemase una determinada bobina o un contacto dejase de abrir o cerrar, lo que siempre puede ocurrir. Por ejemplo, si el relé temporizado TR tuviera una bobina quemada, el circuito funcionaría a través del

DISEÑO DEL SISTEMA RADIOLOGICO

contactor de arranque cerrado S, y el motor se excitaría en condiciones de tensión reducida. Si el contacto TR no se cierra, entonces el segundo relé de control no se puede excitar ni tampoco se puede excitar el contactor de funcionamiento.

Así pues, el motor continuaría funcionando en condiciones de tensión reducida. En estas condiciones la corriente es tal que abrirá los contactos del relé de sobrecarga y se desexcitará la bobina 1CR, parándose el motor y volviendo a su condición normal. Estas unidades de sobrecarga deben ser de reposición manual a fin de que el operador pueda determinar la causa de la avería antes de poner nuevamente en marcha el motor.

C. Circuitos de control del motor.

Al tener seleccionada la forma en que trabajara el motor ahora se implementan los diferentes circuitos de control para un óptimo funcionamiento del motor. Las especificaciones que se pretenden cumplir con el presente circuito son las siguientes. Marcha automática y continua adelante y atrás del motor mediante el empleo de interruptores límite, debiéndose realizar el arranque inicial y la parada mediante pulsadores de contacto momentáneo. También estará provisto de protección contra baja tensión. El circuito de la figura V.8 es sustituido y explicado en una forma más simple, siendo la primer línea de la figura V.9 para dar una mayor explicación de los circuitos que se adicionan al circuito mostrado anteriormente.

La necesidad de arranque y parada del proceso mediante pulsadores y la utilización de los interruptores límites o de fin de carrera hace conveniente el uso de un relé de control como se muestra en la siguiente figura. El contacto CR1 se utiliza como contacto de retención para mantener excitado el relé una vez presionado el interruptor de marcha. El contacto CR2 se utiliza para conectar o desconectar a línea el circuito de control de marcha adelante y marcha atrás, satisfaciéndose así la condición de que los pulsadores de ARRANQUE y PARADA inicien y terminen el proceso automático. Mediante el uso del relé de control se obtiene también la protección contra tensión de baja.

DISEÑO DEL SISTEMA RADIOLOGICO

El proceso automático de marcha adelante y atrás requiere el uso de interruptores fin de carrera de contacto momentáneo y por lo tanto un circuito de control tipo tres hilos para marcha adelante y marcha atrás. Estos interruptores fin de carrera deben poseer dos juegos de contactos, uno normalmente abierto y otro normalmente cerrado. Cuando se conectan según la figura V.9, el contacto normalmente cerrado LS2 del interruptor fin de carrera actuará como contacto de parada, y el contacto normalmente abierto LS1 como contacto de arranque para el control de marcha adelante debe estar conectado en paralelo con el contacto normalmente abierto del interruptor fin de carrera LS1, con el fin de que actúe de contacto de retención del **contactor F de marcha adelante**.

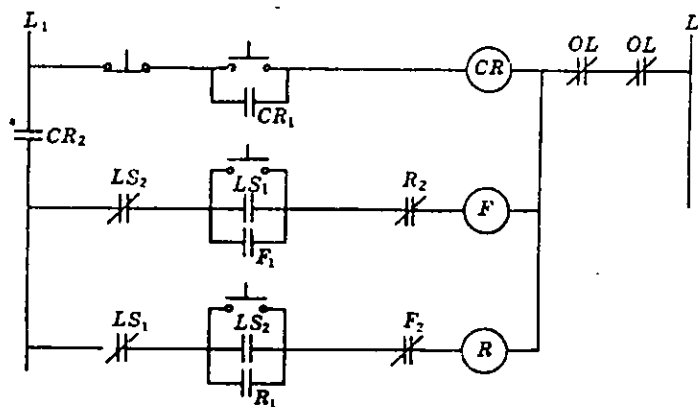


Figura V.9 Esquema del circuito para el control de marcha adelante y marcha atrás

La figura V.9 muestra la conexión necesaria para el arrancador de marcha atrás. El contacto normalmente cerrado LS1 del interruptor fin de carrera núm. 1 está conectado como contacto de parada del **contactor R de marcha atrás**, y contacto LS2 normalmente abierto del interruptor fin de carrera número 2 está conectado como contacto de arranque del contactor de marcha atrás. El contacto auxiliar R1 del arrancador de marcha atrás está conectado en paralelo con los contactos normalmente abiertos del interruptor fin de carrera número 2 como contacto de retención.

Este circuito satisface todos los requisitos de las especificaciones pero sin enclavamiento eléctrico. Este enclavamiento se consigue mediante la adición de un contacto normalmente cerrado en serie con cada contactor

DISEÑO DEL SISTEMA RADIOLOGICO

y activado por el contacto que acciona en sentido contrario el giro del motor, representados por F2 y R2.

El frenado e inversión de marcha se consigue en este circuito por la acción de los propios interruptores fin de carrera. Cuando el interruptor fin de carrera CR1 deja de estar en posición normal, el contactor normalmente abierto se cierra excitando a la bobina F y el contacto normalmente cerrado se abre y desexcita a la bobina R. La acción inversa la realiza el interruptor fin de carrera número CR2, obteniéndose así el frenado por inversión en ambos sentidos de giro del motor.

El circuito de la figura V.9 funcionará perfectamente y cumpliría todas las condiciones de funcionamiento si el paro se efectuase siempre en una posición en que el contacto del interruptor fin de carrera quedase normalmente abierto o normalmente cerrado, según conviniese. Sin embargo, este caso no es muy probable, y por consiguiente habrá de proveer medios para arrancar el motor en marcha adelante o marcha atrás con el fin de que los interruptores fin de carrera queden en las posición correcta para ejercer control automático. Las adiciones necesarias del circuito para conseguir esto es añadir un pulsador en paralelo con los otros componentes de arranque en los circuitos de marcha adelante y marcha atrás. La función de estos pulsadores es iniciar la acción del motor en el sentido de giro deseado para que pueda funcionar normalmente hasta que el primer interruptor fin de carrera sea activado y luego continúe funcionando automáticamente hasta que se apriete el pulsador PARADA.

El perfeccionamiento del diseño propuesto se realiza al agregar pulsadores de marcha instantánea para conseguir avances o retrocesos intermitentes y graduales. Para ello los pulsadores empleados deben producir la conexión de la bobina del contactor a línea mientras que aquél se mantiene apretado, para que el motor funcione y, al mismo tiempo, debe impedir que el contacto auxiliar de retención del contactor mantenga el circuito cuando se libera dicho pulsador de marcha instantánea.

El circuito de la figura V.10 muestra la utilización de los pulsadores JF y JR utilizados para conseguir el control mencionado. Siguiendo este circuito se verá que el pulsador de marcha instantánea adelante tiene un contacto normalmente abierto conectado entre el botón PARADA y el contacto auxiliar R2 en serie con la bobina F del contactor de marcha

DISEÑO DEL SISTEMA RADIOLOGICO

adelante. El contacto normalmente cerrado de este pulsador está conectado entre el botón PARADA y el resto de los dispositivos de control.

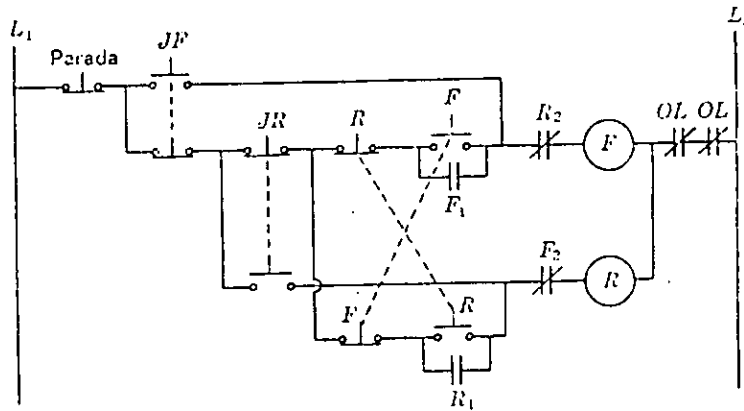


Figura V.10 Control para avances y retrocesos intermitentes o en marcha gradual

Cuando es empujado el pulsador de **MARCHA INSTANTANEA ADELANTE**, queda establecido el circuito desde la línea 1 a través de su contacto normalmente abierto hasta la bobina del contactor de marcha adelante y a través del enclavamiento eléctrico R2 normalmente cerrado. Al mismo tiempo, el contacto normalmente cerrado de este pulsador JF interrumpe el circuito entre el pulsador PARADO y todos los otros pulsadores y contactos del circuito, volviendo a quedar cerrado una vez realizada la operación, quedando el resto del circuito en condiciones normales de funcionamiento.

La instalación y el conexionado del pulsador JR marcha atrás instantánea son idénticos a los de marcha adelante instantánea, excepto que está conectado al contactor de marcha atrás.

Al diseño del circuito para el movimiento del motor ahora se le incorpora el frenado automático por inversión de marcha al circuito de la figura V.8. El método que se sigue para obtenerlo es emplear un interruptor de velocidad cero. La conexión de este interruptor está representada en la figura V.11. Su acción es tal que cuando el motor está funcionando en marcha adelante, el brazo móvil del interruptor se

DISEÑO DEL SISTEMA RADIOLOGICO

mantiene en la dirección indicada por la flecha marcada con la letra F. Cuando se aprieta el pulsador PARADA, se interrumpe el circuito del contactor de marcha adelante, separándose sus contactos y cerrándose el contacto de enclavamiento marcado F2. En este instante, se establece el circuito desde la línea 1 a través del interruptor de velocidad cero y del contacto normalmente cerrado F2 hasta la bobina R del contactor de marcha atrás, produciéndose el frenado por inversión del sentido de giro. El cierre del contacto de retención 1 excitará la bobina R y esto provocaría el funcionamiento del motor en marcha atrás, pero si se mantiene apretado el pulsador PARADA, la corriente no podrá pasar por R1 y el motor parará, ya que al pasar la velocidad del motor por cero, el interruptor de velocidad cero cuando el motor está funcionando en marcha atrás es la posición marcada R. Cuando se aprieta el pulsador PARADA, el circuito funciona de la misma manera que cuando el motor está funcionando en marcha adelante, excepto que ahora queda frenado el motor por la excitación del contactor de marcha adelante.

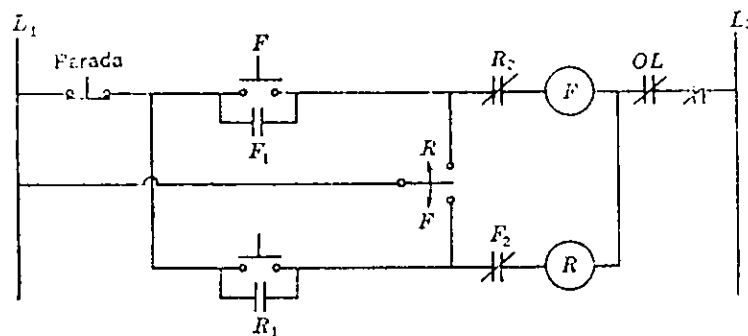


Figura V.11 Control para marcha atrás y marcha adelante con frenado automático.

D. Sistema de activación de contactores y relevadores.

El funcionamiento de los relevadores y contactores se controla por medio del voltaje de la base del transistor T1, que será la salida de un circuito integrado, la forma en que opera es la siguiente :

DISEÑO DEL SISTEMA RADIOLOGICO

Si el voltaje de base es alto, el transistor T1 se satura y circula una corriente de colector que pasa a través de la bobina del contactor o relevador generando la fuerza electromagnética necesaria para cerrar los contactos de los relevadores o contactores los cuales accionaran los diferentes movimientos del motor.

Si el voltaje de base es bajo la corriente en el colector cae a cero miliamperes, por lo tanto se desenergiza la bobina del relevador o contactor, lo cual ocasiona que se abran los contactos de este, con lo que se suspende la corriente desactivando el relevador o contactor y en consecuencia desactiva la secuencia o movimiento que se este realizando.

Como se puede apreciar en la figura V.12, se encuentra conectado del lado de la bobina del relevador o contactor un diodo rectificador, el cual sirve para proteger al transistor de los voltajes excesivamente grandes que aparecen al suspender súbitamente la corriente a través de la bobina, en caso de no colocar el diodo se superaría el voltaje de ruptura del transistor dañándolo irremediablemente.

El motor de corriente alterna es de 360 volts C. A. y su corriente oscila entre 20 a 30 ampers. El voltaje con que es polarizado el transistor es de 12 volts y la salida de los relevadores es de 120 volts. Ya que este es el valor de la línea de entrada de alimentación para un motor trifasico. En el caso de los contactores que se encuentran a la entrada del circuito del motor de la figura V.8, además cuentan con un fusible el cual es usualmente de 35 ampers

E. Componentes generales.

Como se puede observar en los diferentes circuitos para el control del motor, son necesarios varios componentes los cuales a continuación se enumeran dando una explicación breve del funcionamiento de estos.

*** Cortacircuitos.**

Está formado por dos elementos, uno fusible que en caso de cortocircuito se fundirá y abrirá rápidamente el circuito, y un elemento

DISEÑO DEL SISTEMA RADIOLOGICO

térmico que actuará con cierto retardo abriendo el circuito en el caso de una sobreintensidad que no afecte al fusible. El resultado definitivo del uso del cortocircuitos indicado en el circuito del motor, es obtener protección contra cortocircuitos mediante el elemento fusible y además un grado de protección contra sobrecargas mediante el elemento térmico.

El uso de estos dispositivos para la protección contra cortocircuitos ofrecen un retardo de tiempo que permite la sobreintensidad de arranque sin que se abran los contactos del mecanismo térmico. Este retardo es inversamente proporcional a la intensidad de la corriente. Cuanto mayor es la sobre carga, más corto es el tiempo necesario para que se abra el circuito.

*** Interruptor fin de carrera.**

Tiene como misión limitar alguna operación del motor impulsor. Fundamentalmente, un interruptor fin de carrera es un interruptor accionado por un tope mecánico que la máquina traslada en su movimiento y que en una posición dada abre el interruptor.

*** Seleccionador**

Sus características son solamente la intensidad y la tensión, es decir, no son aptos para la ruptura ni el cierre por lo que no deben ser utilizados en las conexiones y desconexiones bajo carga.

*** Interruptor.**

Siendo capaz de interrumpir la corriente del motor bajo sobrecargas normales, siendo una de sus características nominales la intensidad o potencia que puede interrumpir o conectar, pudiéndose utilizar como interruptor de arranque de los motores dentro de estos límites

*** Disyuntores o interruptores automáticos.**

Presentan las mismas propiedades de desconexión que los interruptores y las protecciones de circuito con fusible. Estos interruptores poseen un mecanismo de retención con desenganche mediante dispositivo térmico de modo que permite conectarse nuevamente una vez pasada la sobrecarga formando una sola unidad que

DISEÑO DEL SISTEMA RADIOLOGICO

ofrece al mismo tiempo función de conexión, desconexión y protección contra cortocircuito.

*** Contactor.**

Generalmente se utilizan para realizar las funciones de arranque y parada de diversos receptores. El contactor es un interruptor de accionamiento electromagnético. Se compone de un juego de contactos fijos y un juego de contactos móviles que se cierran por el efecto de tracción de un electroimán. La mayoría de contactores utilizan un electroimán y un dispositivo de contactos que corresponde a uno de dos tipos generales :

El primero de ellos es el tipo de armadura. Los contactos son retenidos por efecto de las piezas polares del electroimán y articulados con charnelas para que puedan desplazarse más o menos horizontalmente hasta tocar los contactos fijos.

El segundo es el tipo de solenoide. En este contactor los contactos son accionados por el extremo superior del núcleo magnético de un solenoide. Cuando es excitado el solenoide, el núcleo es atraído hacia su interior elevando así verticalmente los contactos hasta encontrar los contactos fijos sujetos al soporte del solenoide. Los contactos se separan, interrumpiendo el circuito por la acción de la gravedad cuando se desexcita el electroimán.

Todo lo que es necesario eléctricamente para que funcione el contactor es aplicar a la bobina del electroimán una tensión del valor correcto. Cuando es aplicada la tensión, los contactos se cierran, y cuando deja de ser aplicada la tensión, los contactos se abren.

Si un relé cuya bobina funciona con 110 voltios y 1 amperio, y los contactos de este relé controlan tres circuitos separados que funcionan con 440 voltios y 15 amperios cada una. Este relé se convierte en un amplificador de potencia en cuanto controla considerablemente más potencias en sus circuitos de salida que la que consume en su circuito de entrada. También se convierte en un amplificador en cuanto al número de circuitos, ya que una sola entrada controla tres salidas separadas.

DISEÑO DEL SISTEMA RADIOLOGICO

*** Relé de tensión.**

Es un pequeño contactor, que abre o cierra sus contactos, dependiendo de que estén normalmente cerrados o abiertos, siempre que es aplicada a su bobina la tensión correcta. Se fabrican con varios contactos que pueden estar normalmente abiertos o normalmente cerrados, según convenga. Los relés de tensión se utilizan frecuentemente para separar dos o mas circuitos controlados por una fuente.

*** Relé de intensidad.**

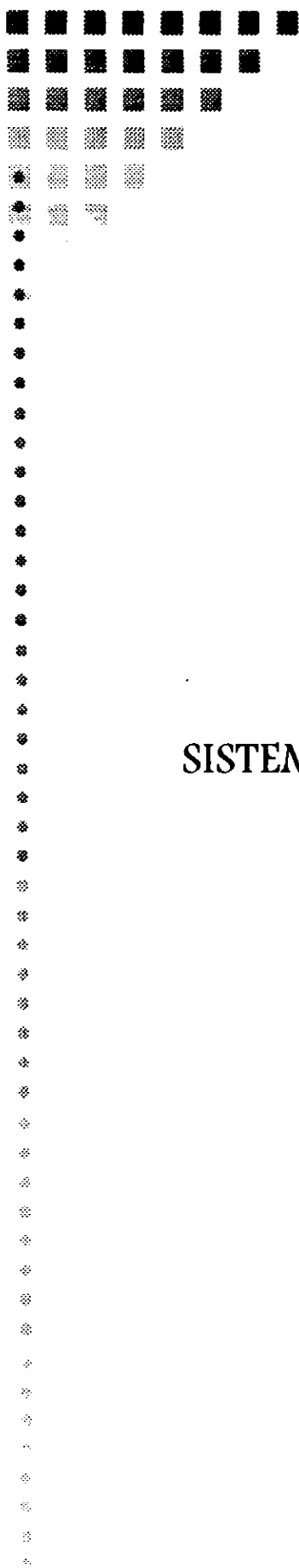
Este tipo de relé se emplea para abrir o cerrar uno o varios circuitos en respuesta a las variaciones de intensidad de otro circuito, tales como las de la corriente absorbida por un motor. El relé de intensidad está diseñado de tal forma que si se le conecta en serie con el circuito que debe suministrar la señal a detectar, se activará cuando la intensidad de la corriente que pasa por su bobina alcanza un valor suficientemente elevado para producir el flujo magnético necesario para accionar el dispositivo de los contactos.

La mayoría de los relés de este tipo están provistos de un resorte de tensión regulable y dispositivo de ajuste de la separación de los contactos que permite regular o ajustar los valores de conexión o desconexión a no ser que sus contactos estén provistos de algún dispositivo de disparo rápido. Esto debe tenerse en cuenta ya que la presión del contacto depende de la diferencia entre intensidad que circula por la bobina del relé y la de conexión, cuando el relé mencionado funciona con una corriente de 5,01 amperios en la bobina, la presión de contacto será sólo la producida por 0,01 amperio.

Independientemente del tipo de dispositivo que se utilice, siempre está activado por un elemento calefactor conectado en serie con el circuito del motor. La intensidad de la corriente necesaria para producir el funcionamiento del relé esta determinada por el tamaño del elemento calefactor utilizado.

FALTA PAGINA

No. 185, 186



CAPITULO VI

SISTEMA ELECTRONICO DE CONTROL.

PRIMERA PARTE

CONTROL DE MOVIMIENTOS EN EL SERIADOR.

El sistema radiológico propuesto consta de diferentes subsistemas, los cuales ya fueron desglosados en la etapa de presentación de modelos.

Dada la anterior premisa resulta lógico el presentar las implementaciones electrónicas por igual en diagramas separados e interconectados.

En la presentación de motivos de la tesis se especifico que el fin propuesto es dar una aproximación lo más exhaustiva posible a el diseño real del sistema, es por ello, que se darán diagramas generales de implementación y se especificara que tipos de movimientos están involucrados con ese tipo de arreglo.

A. Sistema del motor de pasos.

Los elementos que se encuentran alojados dentro del seriador son los que serán controlados sus movimientos a través de motores de pasos, los cuales son :

1. Entrada y salida del carro portachasis.
2. Colocación en posición de exposición de chasis.
3. Desplazamiento transversal de chasis para exposición de subdivisiones por 4 y 6.
4. Movimiento de placas diafragmadoras para subdivisión por 2 y 3 del chasis.
5. Movimiento de mascara de altura para subdivisión de chasis por 4 y 6.
6. Movimiento de rejilla dentro y fuera de zona de radiación.
7. Oscilación de rejilla durante disparo.

Las especificaciones técnicas para el carro portachasis son las siguientes,(considerando que los demás elementos funcionan al mismo

SISTEMA ELECTRONICO DE CONTROL

tiempo y deben hacerlo como máximo en el mismo tiempo que el movimiento del carro portachasis involucrado) :

1. Tiempo de carga 1 800 ms.
2. Tiempo de descarga 2 000 ms.
3. Preparación para exposición entre 800 y 1 000 ms.
4. Secuencia rápida de exposición, 4 exposiciones en 1 600 ms y 6 exposiciones en 4 000 ms.

Por lo que respecta a los requerimientos mecánicos del sistema estos son ;

1. Se moverá una carga no mayor a 7 Kg., siendo el carro portachasis cargado con un chasis 14" x 17" el cual es el máximo tamaño comercial de chasis.
2. La exactitud de posicionamiento del movimiento será garantizada con la lectura de angulación a través de un disco ranurado acoplado al eje del motor y un encoder de dos canales.
3. Los requerimientos de exactitud de posicionamiento están garantizados con un motor de un ángulo de paso de 1.8°, esto es 200 pasos por revolución.

El motor de pasos a utilizar es fabricado por la compañía The Superior Electric Company. Las especificaciones técnicas para un motor con un ángulo de paso de 1.8° son las mostradas en la tabla siguiente :

Tipo	M063 - FD09
Exactitud	5 %
Tiempo típico para paso sencillo	2.4 ms
Voltaje de dc nominal	2.25
Relación de amperes por ventana	4.6
Resistencia nominal por ventana a 25°C	0.49Ω
Inductancia nominal por fase	1.25 mH
Mínimo torque de retención	10.8 Kg cm
Mínimo torque residual	0.18 Kg cm
Inercia nominal del rotor	0.32 Kg cm ²
Relación típica torque a inercia	33 x 10 ³
Diámetro del eje	6.35 mm
Máxima carga	6.8 Kg
Máxima carga instantánea	11.3 Kg

Tabla VI.1 Especificaciones técnicas del motor de pasos seleccionado.

SISTEMA ELECTRONICO DE CONTROL

El diagrama eléctrico dado por el fabricante para el cableado del motor lo muestra la figura VI.1.

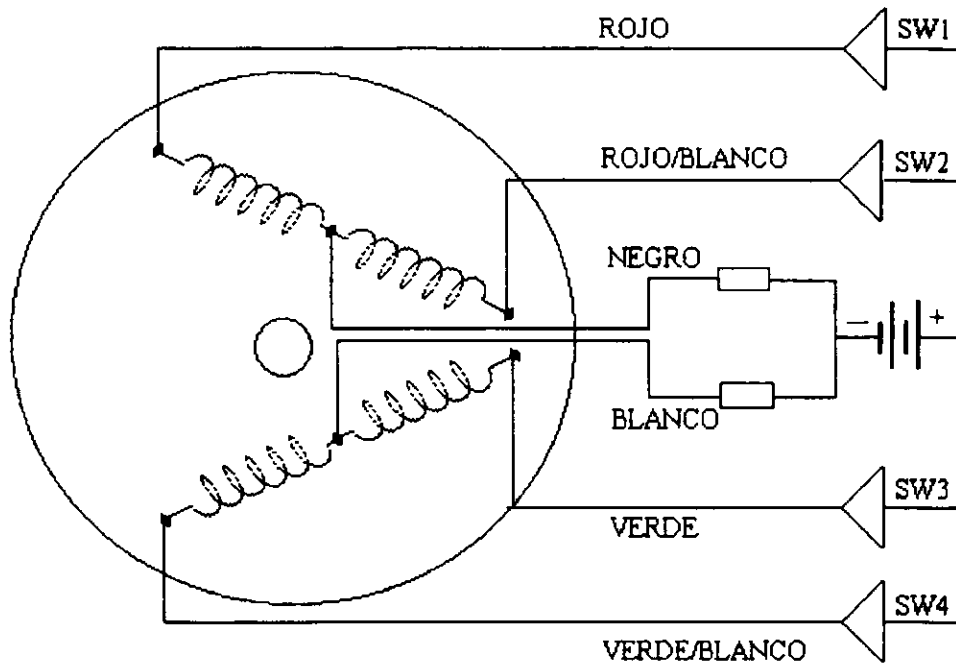


Figura VI.1 Diagrama de conexiones del motor de pasos seleccionado.

De los principios de operación de motores de pasos se sabe que, estando energizado con el voltaje y corriente requeridos en cada una de las fases específicas el motor girará un paso o sea 1.8° . Si se desea que el avance del motor se de en sentido horario, la secuencia de alimentación al motor serán los 8 pasos en forma ascendente (1, 2, 3, . . .), y por lo que respecta a un movimiento de pasos en sentido antihorario los pasos que serán alimentados al motor serán dados en forma descendente (8, 7, 6, . . .).

La secuencia de pasos del motor es la siguiente.

SISTEMA ELECTRONICO DE CONTROL

PASO	FASE 1 (SW1)	FASE 2 (SW2)	FASE 3 (SW3)	FASE 4 (SW4)
1				
2				
3				
4				
5				
6				
7				
8				
1				

Figura VI.2 Secuencia de pulsos para movimiento en sentido horario.

B. Control de potencia del motor de pasos.

El sistema electrónico es la llave en el control de funcionamiento de un motor de pasos y es la pieza principal en el control de posición del motor de pasos. La selección de un control electrónico depende de las características de la carga y el torque deseado contra velocidad del sistema. El sistema bi nivel electrónico produce la más eficiente operación y es por ello usado para control de operación de alta velocidad.

Todos los motores de pasos a utilizarse en el presente diseño tendrán un control de potencia a través de este tipo de control electrónico ya mencionado.

Como su nombre lo indica , el conductor de alimentación bi-nivel electrónico usa dos fuentes de alimentación. El circuito del controlador de potencia esta configurado de tal forma que inicialmente es aplicado alto voltaje (V_H) para establecer la corriente requerida para que el motor haga

SISTEMA ELECTRONICO DE CONTROL

un paso, una vez que el nivel de corriente es establecido, la fuente de bajo voltaje (V_L) es aplicado para retener este. Entonces la fuente de alto voltaje es apagada. Así, cuando el alto voltaje es ON, la fuente de bajo voltaje es OFF y viceversa.

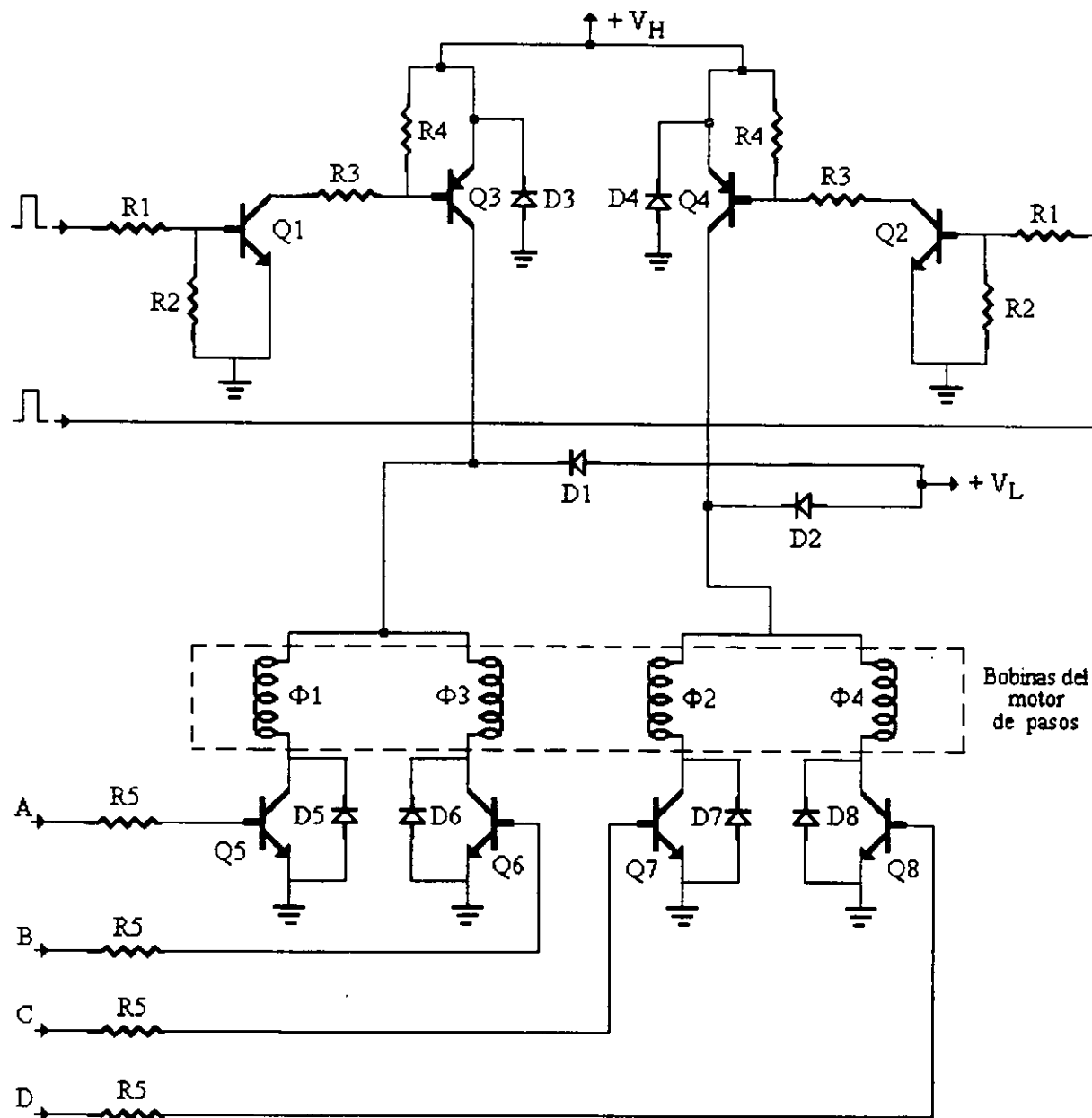


Figura VI.3 Sistema Bi-nivel electrónico.

Dado que se utilizará un motor de pasos de cuatro fases, la configuración para el sistema lo muestra la figura VI.3. Las relaciones de voltaje y corriente de la fuente de alto voltaje son dictadas por las especificaciones de torque y velocidad de el motor.

SISTEMA ELECTRONICO DE CONTROL

Los transistores Q1, y Q2 son configurados como transistores de drive para switchear a los transistores Q3 y Q4. Además los transistores Q5, Q6 y Q7, Q8 son configurados como transistores de enclavamiento de corriente. Otro aspecto a considerar es el que la fuente de bajo voltaje, V_L , es aplicada en la unión de las ventanas Φ_1 - Φ_3 y Φ_2 - Φ_4 a través de los diodos de alta corriente D1 y D2.

En operación normal de la fuente sencilla, los estados de los transistores Q5 a Q8 es controlado por las entradas A a D. Cuando estas entradas están en estado alto, el correspondiente transistor es saturado, el cual a su vez energiza la ventana respectiva del motor. Sin embargo, en operación bi-nivel un alto voltaje, V_H , es aplicado a las ventanas del motor por un corto periodo de tiempo cuando las señales de control del motor, A, B, C y D se encuentran en estado alto. Dicha función es conseguida a través del par de transistores de drive y switch Q1 - Q2 y Q3 - Q4.

Es pertinente aclarar que en la segunda parte del presente capítulo se da el diseño detallado, componentes seleccionados y valores de funcionamiento. El anterior desarrollo, establece únicamente las bases teóricas en las cuales se fundamenta el uso y aplicación de los motores de pasos.

C. Componentes generales.

Dado que el equipo funciona con señales eléctricas de diferente nivel y potencia, es necesario el uso de acopladores que aislen una sección de otra, además es preciso el utilizar componentes para el sensado de posiciones algunos de estos elementos. Se usaran los siguientes elementos.

■ Componentes optoelectrónicos.

Son utilizados como transformadores de señales o energía óptica en señales o energía eléctrica. Los elementos de acoplamiento optoelectrónico sirven para la separación galvánica entre circuitos cuya diferencia de potencial es grande y también para evitar bucles de tierra perturbadores. Son construidos en encapsulado donde un diodo infrarrojo emite a través de un conductor óptico hasta el fototransistor. Como emisor sirve un diodo luminiscente de arseniuro de galio, y como receptor un fototransistor de silicio. Entre la entrada y la salida pueden llegar a existir algunos KV,

SISTEMA ELECTRONICO DE CONTROL

según sea la forma constructiva. Para que haya transferencia de corriente basta con conectar el circuito de salida a emisor y colector.

■ Supresores de parásitos (Filtros).

Dado que el sistema utiliza componentes eléctricos y electrónicos en diferentes niveles y potenciales esto nos obliga a considerar los principios de las medidas antiparásito, además también debe tomarse en cuenta que todos los equipos puedan trabajar al mismo tiempo en el sentido de la compatibilidad electromagnética. Por definición, el termino compatibilidad electromagnética hace referencia a la facultad propia de los equipos eléctricos de poder funcionar en su entorno electromagnético de forma satisfactoria y no influir más de lo admisible en ese entorno al que también pertenecen otros equipos. La energía electromagnética saliente de una fuente de perturbaciones puede estar vinculada a una línea de alimentación o a la radiación.

Para limitar las perturbaciones electromagnéticas por línea a los niveles fijados en una planificación o hacerlas bajar de los límites establecidos en las disposiciones contra las interferencias, se utilizan filtros antiparásitos, que pueden acoplarse a la fuente de perturbaciones o a los receptores.

Los aparatos de conmutación y los equipos eléctricos de los equipos utilizados en el sistema, distribuyen su energía interferente en bandas de frecuencia amplias y se asignan al espectro de frecuencias continuo.

Los medios de explotación eléctricos o los equipos que están expuestos a las perturbaciones y son influenciados por ellas se denominan receptores de perturbaciones. En el sistema radiológico presentado se encuentra la influenciabilidad de banda ancha en los siguientes componentes: Sistemas analógicos y digitales, sistemas de control y mando y líneas de interface.

Los filtros antiparásito se construyen casi siempre como filtros de paso bajo, es decir, alcanza su mayor atenuación cuando están desequilibrados por una parte a la impedancia de la fuente de perturbaciones o del receptor de interferencias, y por otra parte a la impedancia de la línea.

SISTEMA ELECTRONICO DE CONTROL

■ Relés electromagnéticos.

Con la técnica de los semiconductores se sustituyeron relés en muchos casos, pero la necesidad en el uso de estos componentes sigue presente.

Las ventajas de la utilización masiva de relés en el presente diseño son las siguientes :

1. Separación galvánica. Existe separación galvánica entre los circuitos de entrada y de salida (bobinas/lado de los contactos), y también en el lado de los contactos entre las distintas unidades de contactos y los contactos individuales.
2. Adaptación sencilla a la fuente de control. Eligiendo un arrollamiento y un tipo de relé adecuado, los relés pueden adaptarse a cualquier tensión de funcionamiento (corriente continua o alterna) desde algunos volts hasta algunos cientos de volts. Pero además las tensiones de funcionamiento, dependientes de la temperatura ambiental y del tipo de funcionamiento (permanente o por impulsos), pueden variar entre amplios límites sin que el relé se vea perjudicado en su capacidad de funcionamiento, y como también carecen de importancia las tensiones con zumbido procedentes de las ondulaciones de la alimentación, así la adaptación de los relés a la alimentación existente se hace más sencilla.
3. Posibilidad de alta carga por la entrada (lado del arrollamiento) y por la salida (lado de los contactos).
4. Economía.

SEGUNDA PARTE

SISTEMA DEL MOTOR DE PASOS.

A. Funcionamiento global.

El sistema del motor de pasos para su diseño se divide en tres secciones, la primera es la generación de un tren de pulsos el cual pueda ser variable, la segunda etapa consiste en la lógica combinacional, y por último una etapa de potencia, donde su salida será conectada al motor de pasos. Para obtener un "paso" en el motor, estando energizado con la corriente y el voltaje indispensable en cada una de las fases del mismo, se alimenta una secuencia específica a seguir, la cual se observa en la figura VI.4. Si se desea que el avance de $1^{\circ}70'$, se realice en sentido horario, la secuencia de alimentación al motor serán los ocho pasos en forma ascendente (1,2,3,...), para un movimiento antihorario los pasos que deben ser alimentados al motor ahora serán en forma descendente (8,7,6,...).

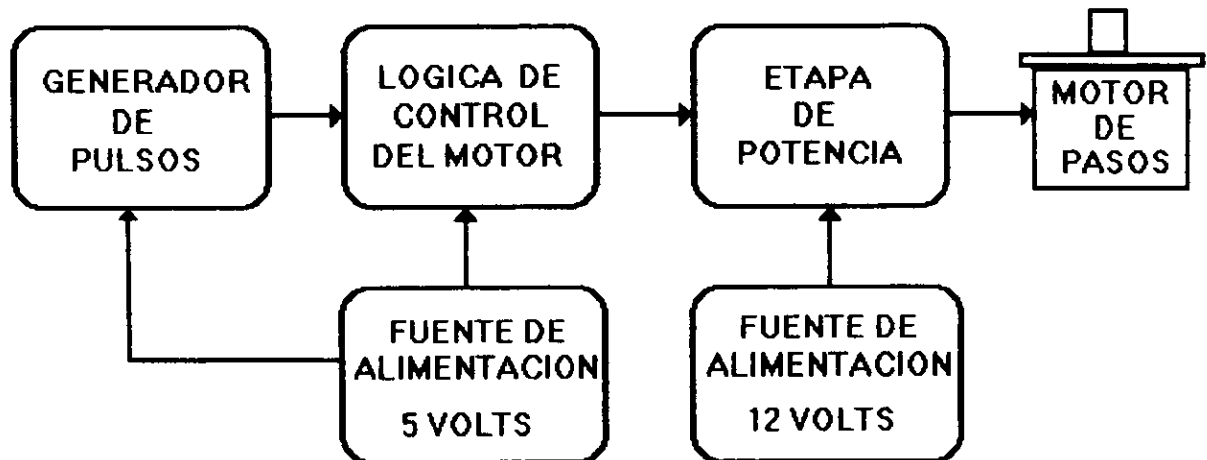


Figura VI.4 Diagrama a bloques del control del motor de pasos.

Dichas secuencias serán diseñadas en base a un generador de pulsos, un arreglo lógico las cuales serán habilitadas por medio de un interruptor de encendido, por lo que al accionar el interruptor el sistema digital se encarga de mandar los pulsos a la etapa de potencia formada por un

SISTEMA ELECTRONICO DE CONTROL

arreglo de transistores, los cuales amplifican el pulso con el voltaje y la corriente necesaria para ser usados de una forma correcta por el motor de pasos. Se muestra en la figura VI.4, el diagrama a bloques del diseño del control para el motor de pasos.

El circuito generador de pulsos es un oscilador 555, el cual se muestra en la figura VI .5, en el se puede apreciar que entre las terminales 7 y 8 se encuentra una resistencia fija y un potenciómetro ambas resistencias forman el valor de R_A , con el potenciómetro se puede variar el periodo de los pulsos del oscilador y con ello la velocidad a la que gira el motor. Se puede observar que existe también un diodo rectificador entre las terminales 6 y 7, con ello se obtiene un ciclo de trabajo del 50% en su salida y con ello la conmutación entre el encendido y apagado de las fases tienen la misma duración evitando con ello problemas en la habilitación y deshabilitación de las fases del motor de pasos.

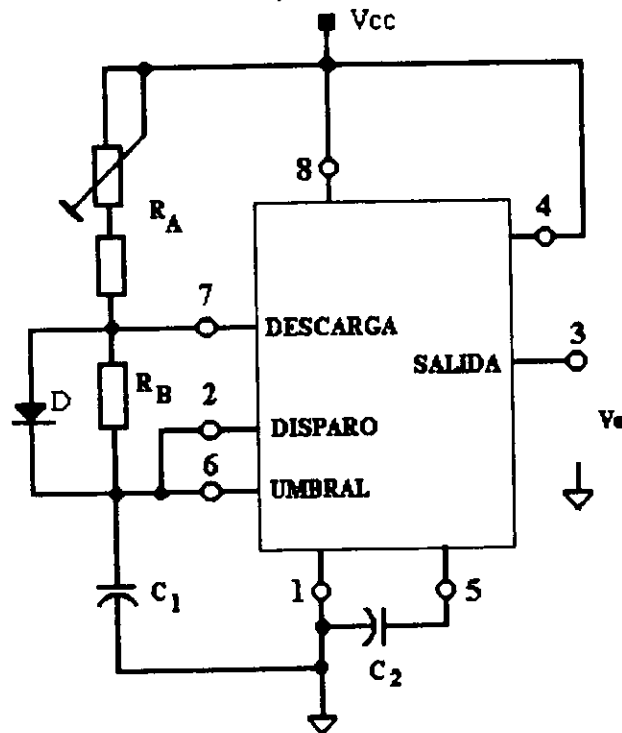


Figura VI.5 Oscilador con ciclo de trabajo al 50% y periodo variable.

Se requiere un tiempo de oscilación de 0.1 segundos de periodo, y se toma como base un capacitor electrolítico de un valor de 100 microfarads, las ecuaciones necesarias para obtener el valor de los demás componentes del oscilador son las siguientes :

Tomando en cuenta las siguientes ecuaciones

SISTEMA ELECTRONICO DE CONTROL

$$t_{alta} = 0.695 R_A C \quad y \quad t_{baja} = 0.695 R_B C \quad (VI.1)$$

Se puede observar que para un ciclo de trabajo del 50%, el valor de RB es igual a RA por lo que obteniendo su valor.

$$R_B = \frac{50 \times 10^{-3}}{100 \times 10^{-6} (0.695)} \Rightarrow R_B = R_A = 719.42 \text{ } [\Omega] \quad (VI.2)$$

para obtener el periodo y con ello la frecuencia de oscilación se tiene:

$$T = t_{alta} + t_{baja} = 0.695(R_A + 2R_B)C$$

por lo que

$$f = \frac{1}{T} = \frac{144}{(R_A + 2R_B)C} = \frac{144}{(719.42 + 2 \times 719.42) 100 \times 10^{-6}} \quad (VI.3)$$

$$f = 6672 \text{ } [Hz]$$

Para obtener un periodo de valor diferente y con ello la velocidad, se gira el potenciómetro hasta obtener la velocidad deseada y se fija el valor del potenciómetro al valor de la resistencia fija más el valor del potenciómetro, dicho periodo será alimentado a un contador.

B. Generador de secuencia de fases.

El diseño del sistema digital se realiza tomando como base la habilitación de las cuatro fases del motor de pasos, y por medio de mapas de Karnaugh se realiza una reducción a cada una de las cuatro fases, la tabla VI.2 muestra el estado en que se debe encontrar cada fase del motor de pasos.

SISTEMA ELECTRONICO DE CONTROL

PASO	B	C	D	FASE 1	FASE 2	FASE 3	FASE 4
1	0	0	0	ON	OFF	ON	OFF
2	0	0	1	ON	OFF	OFF	OFF
3	0	1	0	ON	OFF	OFF	ON
4	0	1	1	OFF	OFF	OFF	ON
5	1	0	0	OFF	ON	OFF	ON
6	1	0	1	OFF	ON	OFF	OFF
7	1	1	0	OFF	ON	ON	OFF
8	1	1	1	OFF	OFF	ON	OFF

Tabla VI.2 Secuencia de fases del motor de pasos.

En base a lo anterior los mapas de Karnough quedan de la siguiente forma :

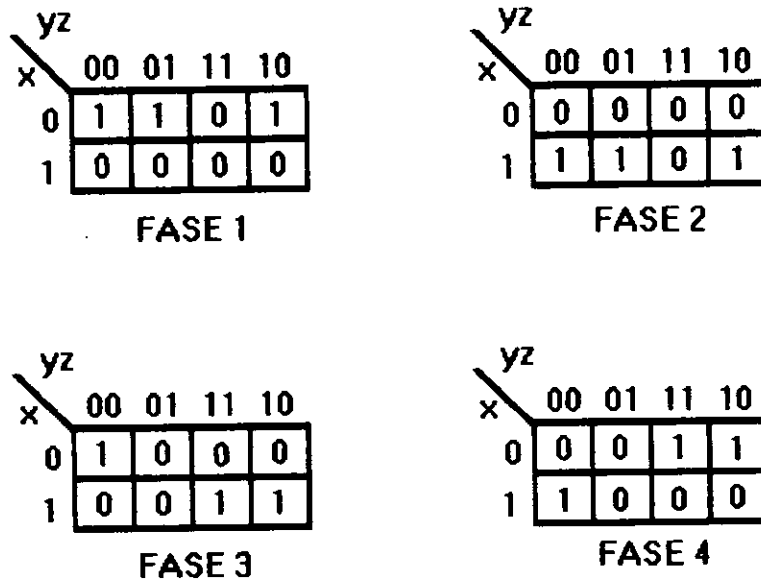


Figura VI.6 Mapas de Karnough de las fases del motor de pasos.

Por lo que las funciones de cada una de las fases son las siguientes.

$$\text{FASE 1} = \bar{X}Y\bar{Z} + \bar{X}\bar{Y}$$

$$\text{FASE 3} = \bar{X}\bar{Y}\bar{Z} + XY$$

$$\text{FASE 2} = XY\bar{Z} + X\bar{Y}$$

$$\text{FASE 4} = X\bar{Y}\bar{Z} + \bar{X}Y$$

(VI.4)

Es necesario mencionar que la salida W solo se ocupa la salida para inicializar el contador a utilizar en cero, por ello no es utilizado en la minimización. Después de obtener las funciones se procede a generar el cir-

SISTEMA ELECTRONICO DE CONTROL

cuito lógico que nos de las salidas necesarias para alimentar a la etapa de potencia, en la figura VI.7 se muestra el arreglo que nos proporciona la habilitación de las cuatro fases del motor de pasos.

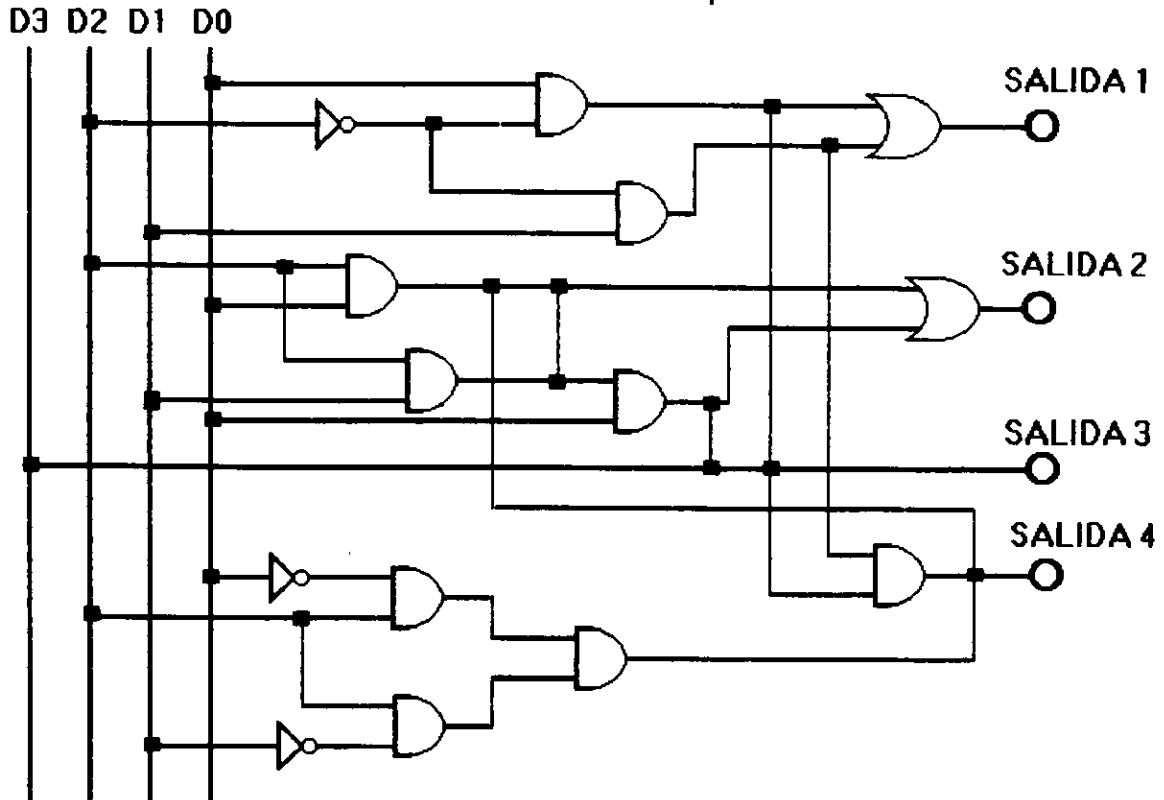


Figura VI.7 Diagrama lógico de control del motor.

Al obtener el circuito lógico es necesario ahora un circuito integrado que proporcione un conteo del uno al ocho, para ello se utiliza un contador 74LS191, utilizando este contador por facilidad ya que en una sola terminal se tiene el control de conteo ya sea ascendente o descendente y con ello el control del motor en sentido horario o antihorario. Este circuito integrado nos permite la unión de la etapa del generador de pulsos con la etapa del diseño lógico y con ello tener la salida requerida en el circuito de habilitación para la etapa de potencia. El contador 74LS191, se trabaja en forma ascendente, con un conteo del 0 al 8, donde la salida del número 8 se utiliza para iniciar y reicilianizar el circuito en 0 haciendo con ello que la secuencia de 0 a 8 sea repetida las veces que sean necesarias mientras el oscilador 555 se encuentre encendido, su conexión se muestra en la figura VI.8.

SISTEMA ELECTRONICO DE CONTROL

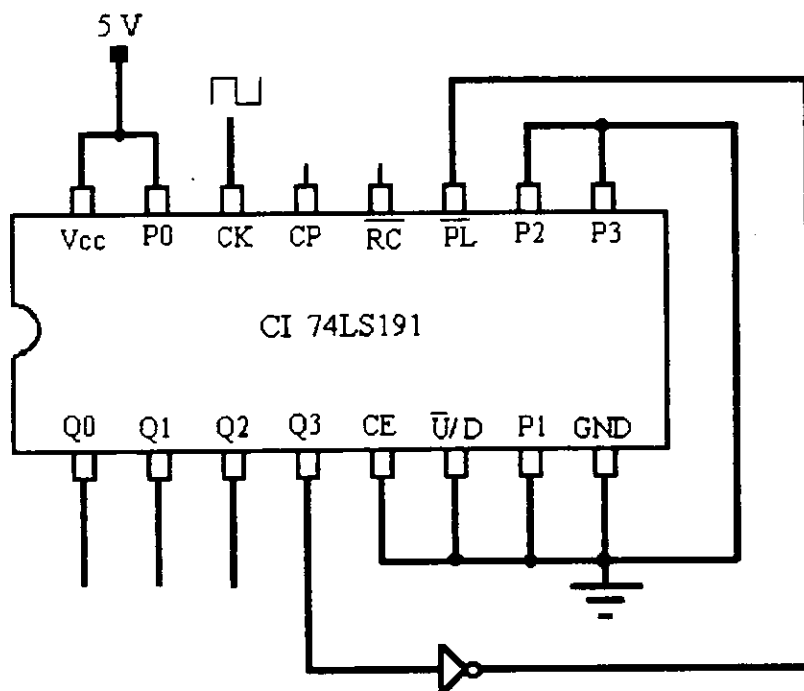


Figura VI.8 Diagrama de conexión del contador.

En base a lo anterior se tiene la lógica de control que será alimentada a una etapa de potencia para la habilitación a cada fase del motor de pasos dando con ello por terminado el diseño de la etapa e control.

C. Etapa de potencia motor de pasos.

El circuito para comandar el motor de pasos es el de la figura VI.7. La manera en que son enviados los pulsos a la etapa de potencia es la siguiente; cuando el arreglo lógico tiene un nivel bajo a su salida, la entrada de la base del transistor T_1 es igual a cero, por lo que el voltaje en la base del transistor T_2 es un nivel alto, por lo tanto la unión base-emisor del transistor T_2 , queda polarizada en inversa, ya que el valor de las fuentes de voltaje que se utiliza es igual a 12 V, ($V_{CC} = V_{EE}$), por lo que no existe flujo de corriente en la fase del motor seleccionado.

Si existe un nivel alto en la salida del arreglo lógico, el voltaje en la base del transistor T_1 es alto, por lo que se satura de tal forma que el voltaje en la base del transistor T_2 es bajo, ocasionando que se active el transistor T_2 , y con ello circule corriente por el colector obteniendo la excitación

SISTEMA ELECTRONICO DE CONTROL

de la fase del motor seleccionado, como se puede apreciar en la figura (IV.7).

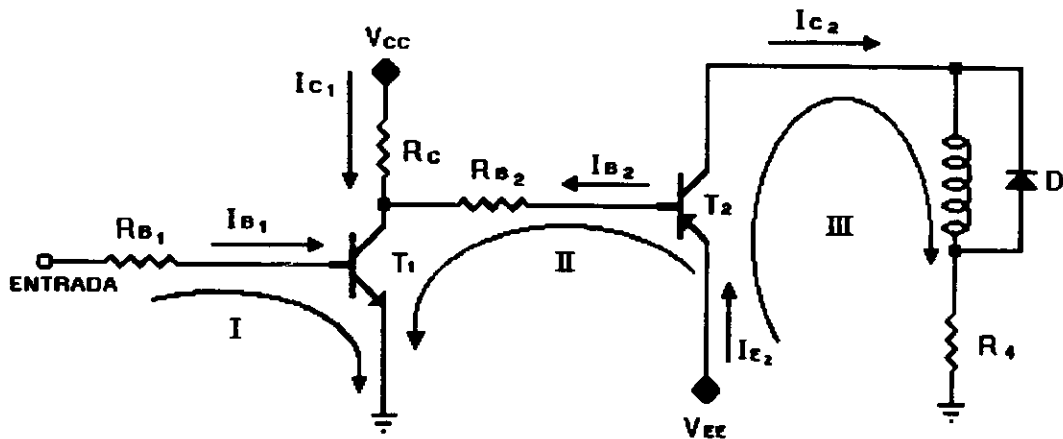


Figura VI.9 Etapa de potencia.

■ Desarrollo.

La tabla VI.3 muestra los valores característicos de los transistores a utilizar en la implementación del circuito.

TRANSISTOR	I COLECTOR	VCE SAT	VEC SAT	VEB	VBE	BETA
TIP 125 (PNP)	2 a 10 [A]	#####	1 [V]	1.6 [V]	#####	1250
BC547 (NPN)	100 [mA]	0.25 [V]	#####	#####	0.7 [V]	150

Tabla VI.3 Características de los transistores.

Las características del motor de pasos que requiere para su funcionamiento es un voltaje de fase igual a 6 volts y una corriente de 3 [A]. Fijando el valor de $R_4 = 1.7$ [ohms].

Considerando $I_{C2} = 3$ [A] y un voltaje de fase (V_f) = 6 [V], de la malla III se puede obtener el valor de V_{EE} .

$$V_{EE} - V_{ECSAT} - R_4 I_C - V_f = 0$$

(VI.5)

$$V_{EE} = V_{ECSAT} + R_4 I_C + V_f$$

Sustituyendo los valores de la tabla VI.3 se obtiene :

$$V_{EE} = 1 + (1.7)(3) + 6$$

(VI.6)

$$V_{EE} = 12.1 [V]$$

La corriente de base el transistor T2 es :

$$I_{B_2} = \frac{I_{C_2}}{\beta_2} = \frac{3}{1250}$$

(VI.7)

$$I_{B_2} = 2.4 [mA]$$

De la malla II se obtiene el valor de RB2 :

$$V_{EE} - V_{EB} - I_{B_2} R_{B_2} - V_{CE SAT} = 0$$

$$R_{B_2} = \frac{(-V_{EB} - V_{CE SAT} + V_{EE})}{I_{B_2}}$$

$$R_{B_2} = \frac{(-1.6 - 0.25 + 12)}{2.4 \times 10^{-3}}$$

(VI.8)

$$R_{B_2} = 4.22 [K\Omega]$$

Fijando la corriente que pasa por RC1 a un valor de 2 [mA], el valor de IC1 es

SISTEMA ELECTRONICO DE CONTROL

$$I_{C_1} = I_{B_2} + I_{RC_1}$$

$$I_{C_1} = 2.4 \times 10^{-3} + 2 \times 10^{-3} \quad (\text{VI.9})$$

$$I_{C_1} = 4.4 [mA]$$

Por lo que el valor de RC1 es el siguiente

$$R_{C_1} = \frac{(V_{CC} - V_{CE SAT})}{I_{C_1}}$$

$$R_{C_1} = \frac{12.0 - 0.25}{4.4 \times 10^{-3}} \quad (\text{VI.10})$$

$$R_{C_1} = 2.67 [K\Omega]$$

y la corriente de base de T1 es :

$$I_{B_1} = \frac{(I_{RC_1} + I_{B_2})}{\beta_1} = \frac{I_{C_1}}{\beta_1}$$

$$I_{B_1} = \frac{4.4 \times 10^{-3}}{150} \quad (\text{VI.11})$$

$$I_{B_1} = 29.33 [\mu A]$$

Considerando que el voltaje mínimo a la salida del circuito integrado (74LS191 y 74LS32) para un nivel alto es de 3.5 volts, de la malla I se puede obtener el valor de RB1, de la siguiente forma :

SISTEMA ELECTRONICO DE CONTROL

$$V_{OH} - R_{B_1} I_{B_1} - V_{BE} = 0$$

$$R_{B_1} = \frac{(V_{OH} - V_{BE})}{I_{B_1}}$$

$$R_{B_1} = \frac{(3.5 - 0.7)}{29.33 \times 10^{-6}} \quad (\text{VI.12})$$

$$R_{B_1} = 95.46 [K\Omega]$$

El circuito de la figura VI.10, muestra la conexión de dos fases del motor a la etapa de potencia, quedando concluido el diseño del control del motor de pasos. El diodo rectificador conectado en cada una de las fases del motor de pasos tiene como función la protección del transistor de los voltajes excesivamente grandes que aparecen al suspender súbitamente la corriente a través de la bobina, en caso de no colocar el diodo se superaría el voltaje de ruptura del transistor dañándolo irremediablemente.

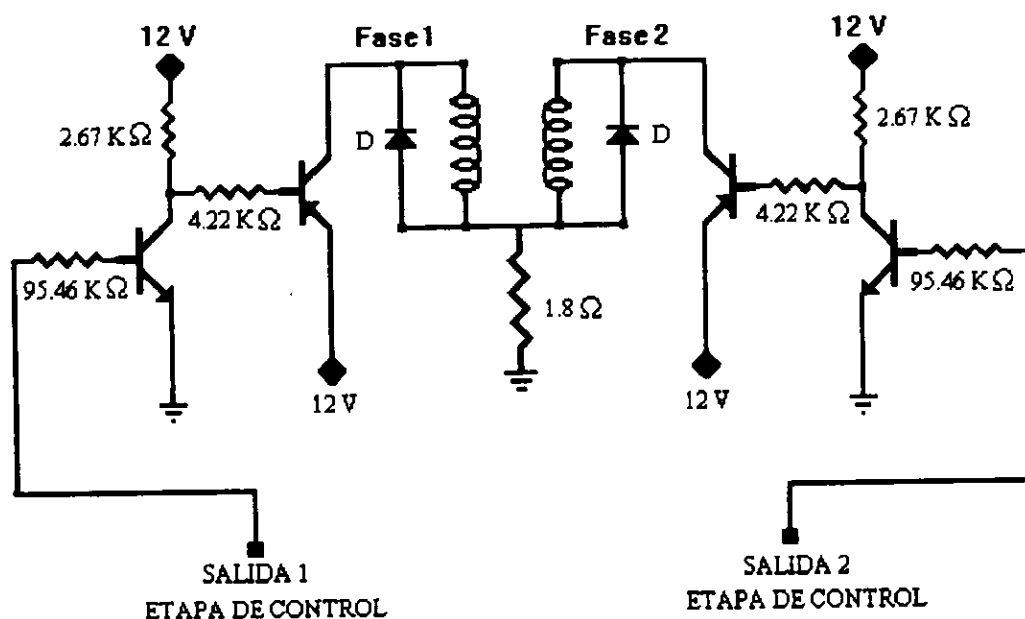


Figura VI.10 Etapa de potencia del motor de pasos.

De la tabla VI.3 se obtiene el nombre del transistor : los PNP son TIP 125 y los NPN son BC547.

TERCERA PARTE.

TELEMANDO Y UNIDAD DE CONTROL DIRECTO.

La interface entre el personal medico y el sistema de exploración radiológica es realizada a través de botones y palancas para control de movimientos de la unidad. El sistema por medio del cual el operario selecciona formato de chasis y posición de componentes mecánicos, alejado del área de radiación y del paciente se conoce como *panel de control telecomandado*. Por otro lado es preciso para la exacta colocación del paciente el poder realizar directamente los movimientos mecánicos de la unidad siendo únicamente posible el meter o sacar el carro porta chasis por lo que respecta al seriador . Esta unidad se encuentra en la parte frontal del seriador y recibe el nombre de *unidad de mando de control directo*.

A . Funcionamiento de los botones y palancas de mando.

El teclado a utilizar en el diseño del control general del sistema y los subsistemas involucrados es del tipo no codificado, se tomaron en cuenta las siguientes consideraciones en la etapa de diseño ;

■ Identificar la tecla pulsada.

En todo contacto con componentes electromecánicos, el contacto real se produce sólo tras un periodo de oscilación de varios milisegundos. Por lo general, transcurren de 10 a 20 milisegundos entre el instante en que se inicia la pulsación de la tecla y el establecimiento real del contacto. Lo mismo sucede cuando se suelta la tecla.

Una solución de hardware sencilla puede ser el uso de un filtro RC, sin embargo, dadas las características de los componentes que son controlados de esta manera y con el fin de buscar un máximo de seguridad el sistema de identificación de tecla pulsada será diferente. Al oprimirse cada interruptor, generará un pulso alto lógico. Para garantizar que los pul-

SISTEMA ELECTRONICO DE CONTROL

Los interruptores sean limpios, cada interruptor tendrá un filtro de eliminación de rebotes. El botón RESET generará un pulso para desactivar la unidad de control del sistema. Utilizaremos un par de compuertas NAND con acoplamiento cruzado como circuito filtrador de rebotes para cada interruptor, como lo muestra la figura VI.11.

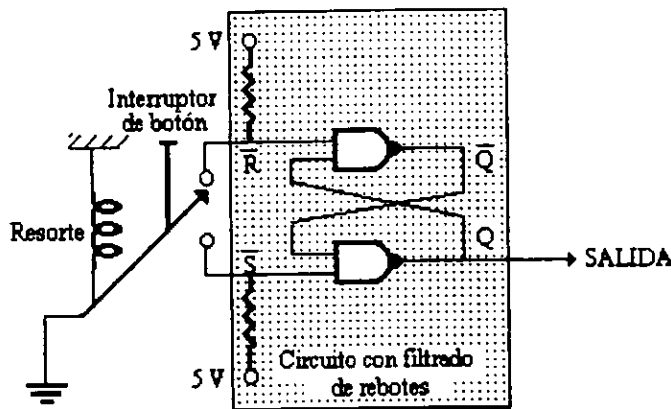


Figura VI.11 Circuito antirebote para botones en telemando.

Utilizaremos un interruptor mecánico de botón. El botón generará un "1" lógico al oprimirse y un "0" lógico al soltarse. Un resorte regresará el interruptor a su posición original sino se le mantiene oprimido. Para garantizar la transición 0 a 1 y 1 a 0 se utiliza el circuito de rebotes.

■ Generación de código de estado para cada botón utilizado.

Antes de asignar un código de estado a cada elemento del telemando es preciso el primero identificarlos. Manténgase presente que para cada uno de los siguientes interruptores existirá un circuito idéntico al mostrado en la figura VI.11.

Las subdivisiones por módulos, número de switch y operación asociada son las siguientes :

Modulo 1. Formato de película.

- S1 Exposición panorámica
- S2 Exposición en subdivisión por 2
- S3 Exposición en subdivisión por 3
- S4 Exposición en subdivisión por 4
- S5 Exposición en subdivisión por 6
- S6 Decrementar contador de exposición sin radiación

SISTEMA ELECTRONICO DE CONTROL

Modulo 2. Control del seriadador.

- S7 Entrada/Salida del carro porta chasis *
- S8 Entrada/Salida de la rejilla

Modulo 3. Control de emisión de rayos X.

- S9 Orden de preparación de disparo
- S10 Habilidad de disparo de rayos X
- S11 Habilidad de emisión de rayos X en baja dosis permanente (fluoroscopia)

Modulo 4. Variación de la distancia foco - película (DFP).

- S12 Colocación de la DFP en 100 cm
- S13 Colocación de la DFP en 115 cm
- S14 Colocación de la DFP en 150 cm

Modulo 5. Colimador.

- S15 Abrir placas de ancho *
- S16 Cerrar mascara de ancho *
- S17 Abrir mascara de alto *
- S18 Cerrar mascara de alto *

Modulo 6. Basculación de sistema de exploración.

- S19 Botón para posición de angulación mesa en 0° *
- S20 Botón para angulación de mesa en sentido positivo *
- S21 Botón de angulación mesa en sentido negativo *

Modulo 7. Movimiento del carro longitudinal.

- S22 Colocación en posición central
- S23 Movimiento hacia el lado de la cabeza del paciente *
- S24 Movimiento hacia el lado de los pies del paciente *

SISTEMA ELECTRONICO DE CONTROL

Modulo 8. Angulación de la columna.

- S25 Posición central de la columna porta tubo de rayos X (0°)
- S26 Angulación de la columna en sentido positivo *
- S27 Angulación de la columna en sentido negativo *

Modulo 9. Movimiento transversal del tablero para colocación del paciente.

- S28 Movimiento hacia el lado del equipo *
- S29 Movimiento hacia el lado del doctor *

Modulo 10. Movimiento longitudinal del tablero para colocación del paciente.

- S30 Posición central del tablero
- S31 Movimiento hacia la cabeza del paciente *
- S32 Movimiento hacia los pies del paciente *

Los otros controles que existen en el telemando, son para variar la velocidad de los movimientos de potencia, lo cual es realizado a través de potenciómetros acoplados a las palancas al variar estas varia la resistencia la cual a través de una etapa de potencia será la señal de control para la velocidad. Manténgase presente que al tocar la palanca presionara el interruptor en el sentido respectivo y conforme se angule esta, lo único que se esta haciendo es variando la resistencia pero en todo momento el interruptor se mantiene presionado. Luego entonces al liberar la palanca se interrumpe la orden de movimiento. Los componentes que cuentan con palancas son los siguientes :

Basculación :	Potenciómetro R1
Carro longitudinal :	Potenciómetro R2
Angulación columna :	Potenciómetro R3
Movimiento longitudinal del tablero :	Potenciómetro R4

Existe otro botón en el pupitre de control el cual no requiere supervisión y es directa su operación, el cual tiene relación con el centrado del paciente, esto es, la luz de colimador. La única etapa con la cual este botón tiene relación es con un circuito de control de tiempo de encendido de el

SISTEMA ELECTRONICO DE CONTROL

foco de halógeno, el timer es preciso para aumentar la durabilidad de el foco.

(*) Todos los botones que tienen este asterisco existen también en la caja de control directo. Por lo tanto se continua la secuencia de interruptores en S34 y hasta S50.

B. Implementación electrónica del telemando.

El primer paso en la generación de la asignación de código de estado es el empaquetar las señales presentes para poder trabajar con ellas.

Son exactamente 32 señales las que se generan en el pupitre de mando, los grupos quedan de la siguiente forma :

Grupo 1. Modulo 1 y Modulo 2 (8 señales).

Grupo 2. Modulo 3, Modulo 5 y el switch S30 del modulo 10 (8 señales).

Grupo 3. Modulo 4, Modulo 6 y Modulo 9 (8 señales).

Grupo 4. Modulo 7, Modulo 8 y las 2 señales restantes del Modulo 10 (8 señales).

El siguiente paso consiste en asignar un código que diferencie a las señales en cada uno de los grupos estos dos bits son los bits más significativos ; A3 y A4. Dado que son cuatro grupos la asignación se satisface con 2 bits de la siguiente forma :

Grupo 1.	0 0
Grupo 2.	0 1
Grupo 3.	1 0
Grupo 4.	1 1

Ahora bien, solo resta identificar las señales en cada uno de los grupos. Las señales asociadas son las tres primeras señales del código ; A0, A1 y A2. Para generar esta parte de la palabra se utilizara el decodificador de 3 estados 74348. Dado que solo un botón será presionado en un momento dado esto dará el código asociado con la línea en la cual cambio el estado de la entrada.

SISTEMA ELECTRONICO DE CONTROL

De la tabla de estados del decodificador solo necesita nivel bajo en la entrada de habilitación EI. Los primeros cuatro decodificadores tienen a dicha entrada conectada en paralelo y a su vez, conectado directamente a la salida del circuito de rebote del botón de encendido. Este primer paso de decodificación sirve para aislar al botón presionado dado que cuando una entrada de datos toma el estado bajo la salida GS también lo hace y esta es la señal para habilitar el funcionamiento del segundo decodificador el cual generara la palabra de 5 bits que tiene asignado el interruptor presionado(Ver figura VI.12).

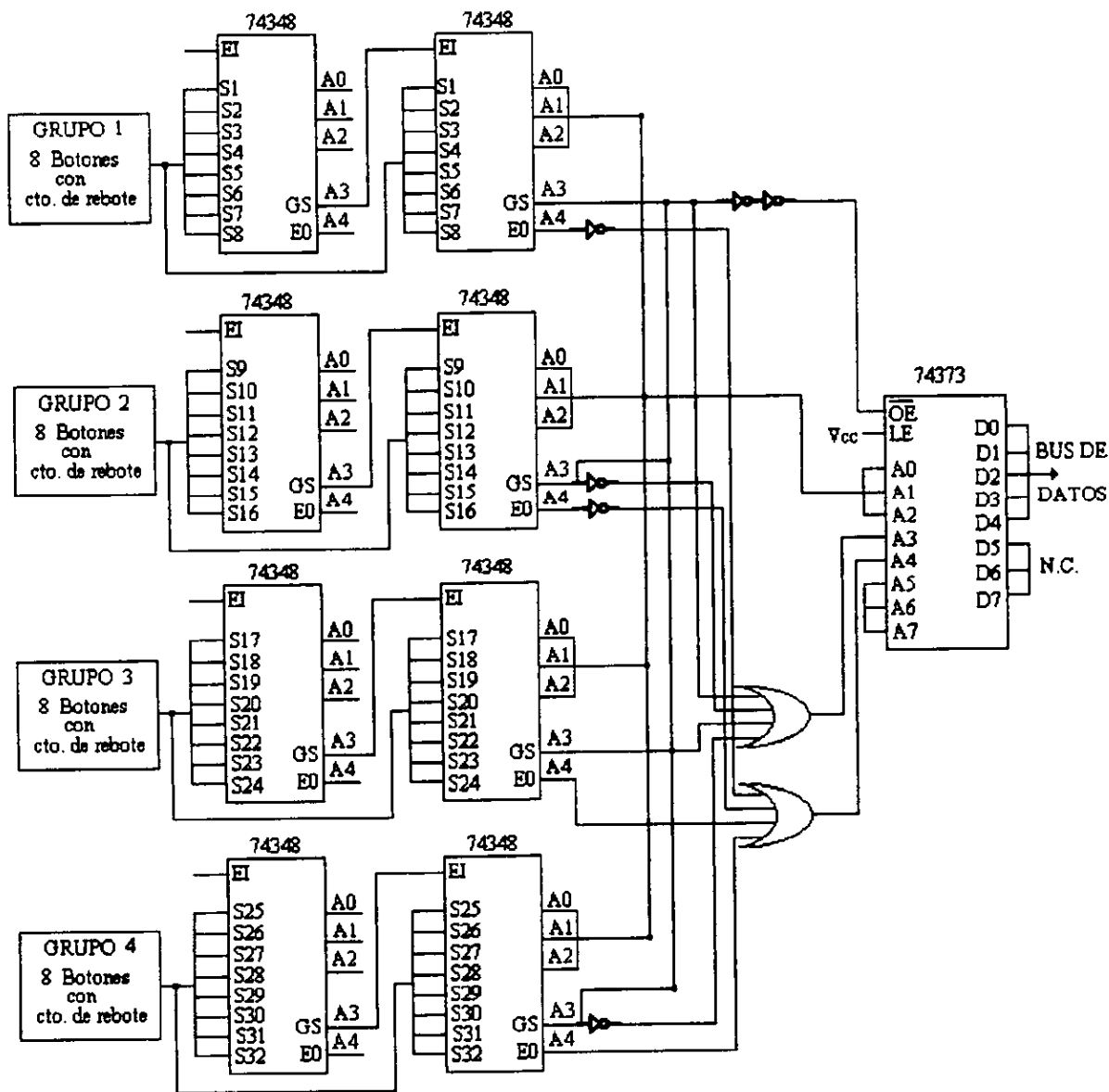


Figura VI.12 Diagrama electrónico de la generación de código de estado.

SISTEMA ELECTRONICO DE CONTROL

Por último la habilitación del cerrojo de salida para tener sincronizada y estable la palabra, es retardada a través de una doble etapa inversora y por igual cada salida del decodificador de reconocimiento de interruptor seleccionado habilita al CI 74373.

La caja de mando directo solo contara con los interruptores ya mencionados y de ahí pasaran a la entrada del circuito de rebote.

Por lo que respecta a el control de los cuatro potenciómetros, estos pueden ser poleados vía switches analógicos, los cuales utilizando sus señales de control se sabrá de que movimiento se esta investigando su velocidad. El esquema eléctrico siguiente da la forma en que son utilizados y monitoreados los controles de velocidad de sus movimientos asociados.

Existe realimentación entre las ordenes dadas al sistema radiológico y el panel de control. Esto es, cuando se pide basculación o angulación un display digital debe indicar la posición en la que se encuentra el movimiento respectivo, además otro display debe indicar el número de subdivisiones deseadas en la película radiografica y conforme se realicen exposiciones decrementar esta indicación.

El principio bajo el cual se señalizara la posición o indicación arriba mencionados es la siguiente.

Primeramente existen potenciómetros de valor real, estos serán multiplexados para que a la entrada de un convertidor Analógico / Digital lleve sólo una señal a la vez, a través de poleo se preguntara secuencialmente por cada uno de ellos, la salida del CAD será la entrada a un bus de direcciones de una ROM, así sabiendo el movimiento muestreado cada dirección tendrá asociado un valor en hexadecimal en código BCD de esta lectura, posteriormente pasa a un circuito de almacenamiento y de ahí directamente al display indicador. De esta forma se tendrá una lectura estable y cada que se pregunte por un potenciómetro respectivo se habilitara la entrada al circuito de almacenamiento para que tome como validos los valores colocados en su entrada. Por supuesto, dada la resolución del convertidor, aproximadamente cada tres incrementos en hexadecimal equivaldrán a un aumento o decremento en la lectura del display.

SISTEMA ELECTRONICO DE CONTROL

C. Vista frontal del pupitre de control y caja de mando directo.

La figura VI.13 muestra el control del sistema de exploración.

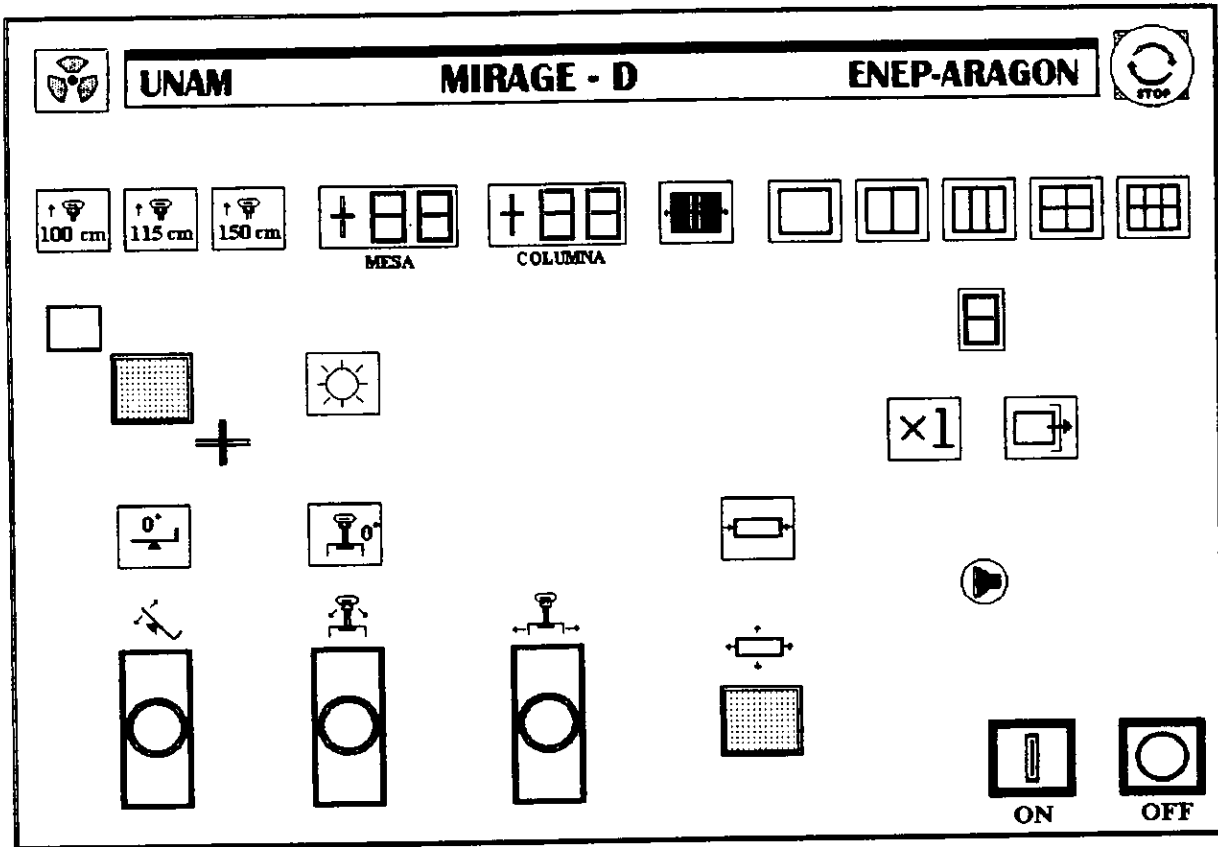


Figura VI.13 Telemando.

CUARTA PARTE

FUENTES DE ALIMENTACION.

A. Diagramas generales.

Para el funcionamiento de diferentes partes del sistema son necesarias fuentes de voltaje de corriente directa de 5 y 12 volts. La fuente tiene una estructura convencional que aparece de un modo simplificado en la figura VI.14.

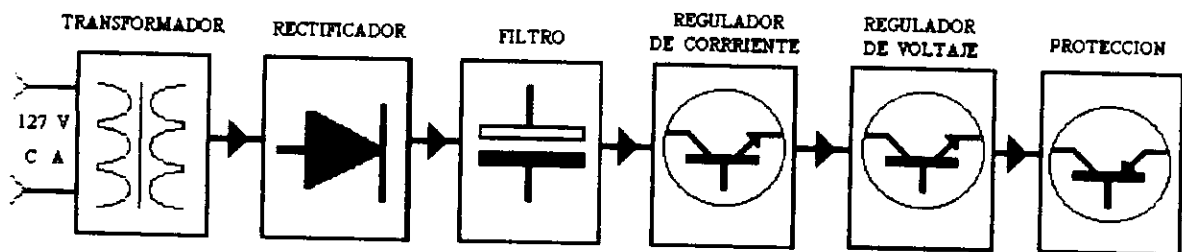


Figura VI.14 Diagrama a bloques de la fuente de alimentación.

La primera etapa del bloque representa el transformador que reduce la tensión de 127 volts de C.A., a un voltaje mayor al que se requiera en la salida de la fuente, al igual que la corriente necesaria para el buen funcionamiento de todos los componentes, para ello los transformadores tiene 0.5 Amperes mayor al máximo requerido.

La segunda etapa consiste en la rectificación al obtener a la salida del mismo un voltaje de corriente directa, usando para este fin un puente de diodos, teniendo en cuenta que con esta configuración los diodos conducen solamente la mitad de los semiciclos de alimentación, la corriente especificada puede ser solamente la mitad de la corriente máxima de la fuente, por lo que se debe tener cuidado en la corriente que soporten los diodos. Para este propósito se usan los diodos 1N4004 el cual soporta hasta 1 A de tensión, este tipo de arreglo es útil para las fuentes de alimentación a los controles digitales y al pupitre de control, caso de otros subsistemas su equivalente para mayor corriente.

SISTEMA ELECTRONICO DE CONTROL

A continuación se tiene el bloque de filtrado que contiene dos capacitores electrolíticos, este capacitor debe tener un valor adecuado en voltaje ya que de otra forma puede causar problemas, al igual que una capacitancia mayor a 1500 microfarads para evitar el rizo de la señal y esta sea lo más continua posible.

La siguiente etapa es la etapa de regulación de voltaje que tiene por función mantener la tensión a nivel deseado, según la carga que está alimentándose. Esta etapa tiene por base un transistor de potencia, comúnmente llamado regulador de voltaje, conectando un diodo en inversa para protección del mismo.

Después se tiene una etapa reguladora de corriente, en la cual se puede limitar la corriente que consume el sistema, y con ello proteger en caso de un corto circuito al sistema ya que la fuente solo puede suministrar la corriente a la cual se halla colocado el transistor de potencia, por medio de dos potenciómetros.

Por último se tiene una etapa de protección de la fuente de alimentación constituida por un transistor pnp y dos diodos rectificadores, después de la etapa de protección se tienen los dos cables de salida (tierra y polarización), de los cuales se polarizaran los diferentes sistemas.

En base a lo anterior se explicara con mas detalle las ultimas tres etapas. Para el regulador de tensión y corriente se utiliza el mismo tipo de regulador, el LM935, con un voltaje de salida de 1.2 a 32 volts a 5 amperes.

Este transistor consta únicamente de tres terminales que constituyen la entrada, la salida y el control de ajuste. En la tensión de ajuste de este transistor existe una tensión de referencia de 1.25 volts que limita al mínimo valor de tensión que se puede obtener a la salida. Las fuentes de alimentación que son necesarias para el sistema tienen un valor de 5 y 12 volts.

En la figura VI.15 se representa el circuito de utilización del LM935 como generador de corriente constante. El valor de la corriente se determina con una sola resistencia mediante la expresión

SISTEMA ELECTRONICO DE CONTROL

$$I = \frac{1.25}{R} \quad \text{donde } R = P_1 + P_2 \quad (\text{VI.13})$$

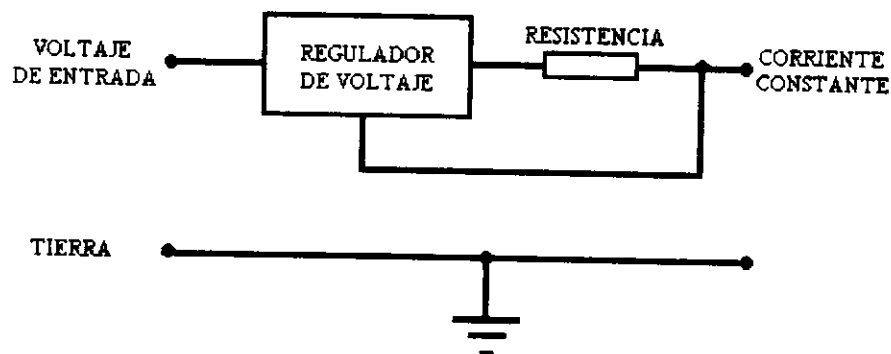


Figura VI.15 Regulador de voltaje utilizado como limitador de corriente

La resistencia R está formada por dos potenciómetros P_1 y P_2 , ambos bobinados, de una disipación de 5 wats con el fin de proporcionar un ajuste continuo y suave de la corriente de limitación. El diodo D_1 protege al transistor de la descarga del capacitor C_3 que podría provocar su destrucción. A la salida de este circuito se obtiene una tensión dependiente de la corriente que se extraiga del mismo y que estará determinada por la posición de los cursores de los potenciómetros P_1 y P_2 . A continuación se encuentra el regulador de voltaje funcionando como fuente de tensión constante. En la figura VI.16 se da el circuito simplificado del mismo. En este caso el valor de R determina la tensión de salida del circuito y la otra resistencia se encarga de dar una referencia a la terminal de control, en la figura VI.17, el Potenciómetro P_3 será el encargado de ajustar la tensión de salida al valor requerido.

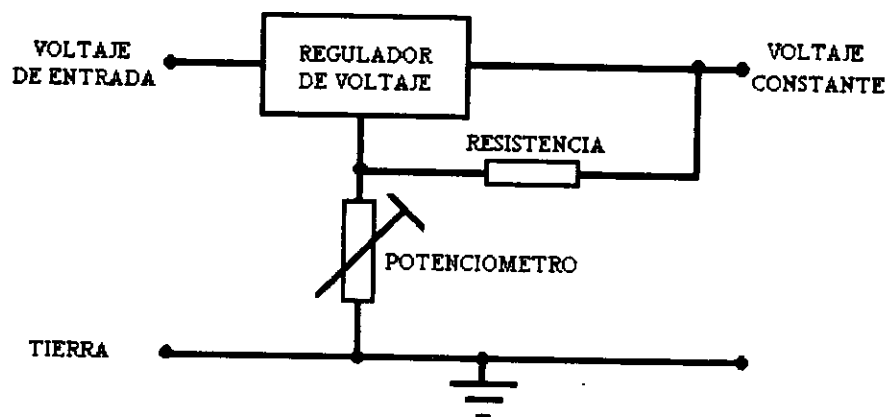


Figura VI.16 Diagrama de conexión del regulador de voltaje.

SISTEMA ELECTRONICO DE CONTROL

El diodo D3 protege al circuito de la descarga del condensador C4 y D2 de la descarga de C5. De esta forma es posible la construcción de una fuente regulada en tensión y con limitación ajustable de corriente, utilizando el mismo regulador.

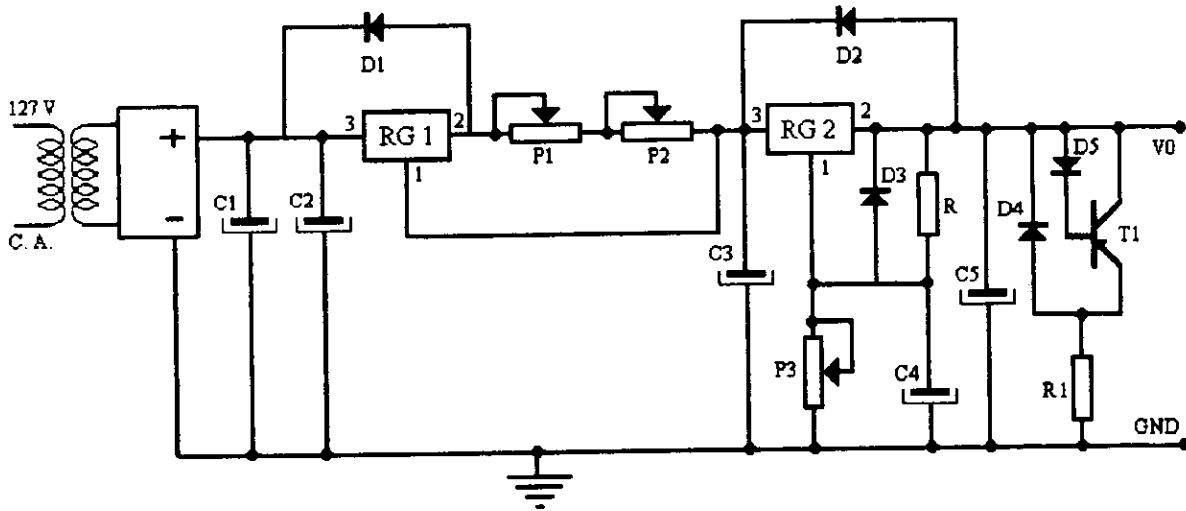


Figura VI.17 Diagrama completo de la fuente de alimentación

De la figura :

- D1 = D2 = D3 = D4 = 1N4004 o diodos equivalentes de silicio.
- P1 = P2 = P3 = Potenciómetro de 1 K.
- C1 = 1 500 μ F, C4 = 4.7 μ F.
- T1 = BC 558.

Al ya tener la fuente, se necesita asegurar que el nivel de alimentación de voltaje a la carga es estable, esto es conseguido colocando a la etapa de alimentación de cada tarjeta un diodo zener (DZ) en paralelo con dos capacitores, uno de ellos electrolítico (Ce) de los siguientes valores.

1. Fuente de + 15 v.
DZ = 1N6277, Ce = 22 μ F y C = 100 η F
2. Fuente de + 5 v.
DZ = 1N5908, Ce = 22 μ F y C = 100 η F.

QUINTA PARTE

SISTEMA SEÑALIZADOR DE FUNCIONAMIENTO.

A. Sistema general.

Siendo necesaria la indicación de movimiento, mal funcionamiento, activación de diferentes partes del equipo, es necesario la implementación de un sistema sonoro. Dicho sistema esta basado en el circuito integrado 555 que es un temporizador. El modo de operación en que será utilizado es como un multivibrador astable, es decir de oscilación libre. A continuación se presenta una pequeña descripción de algunas de sus terminales.

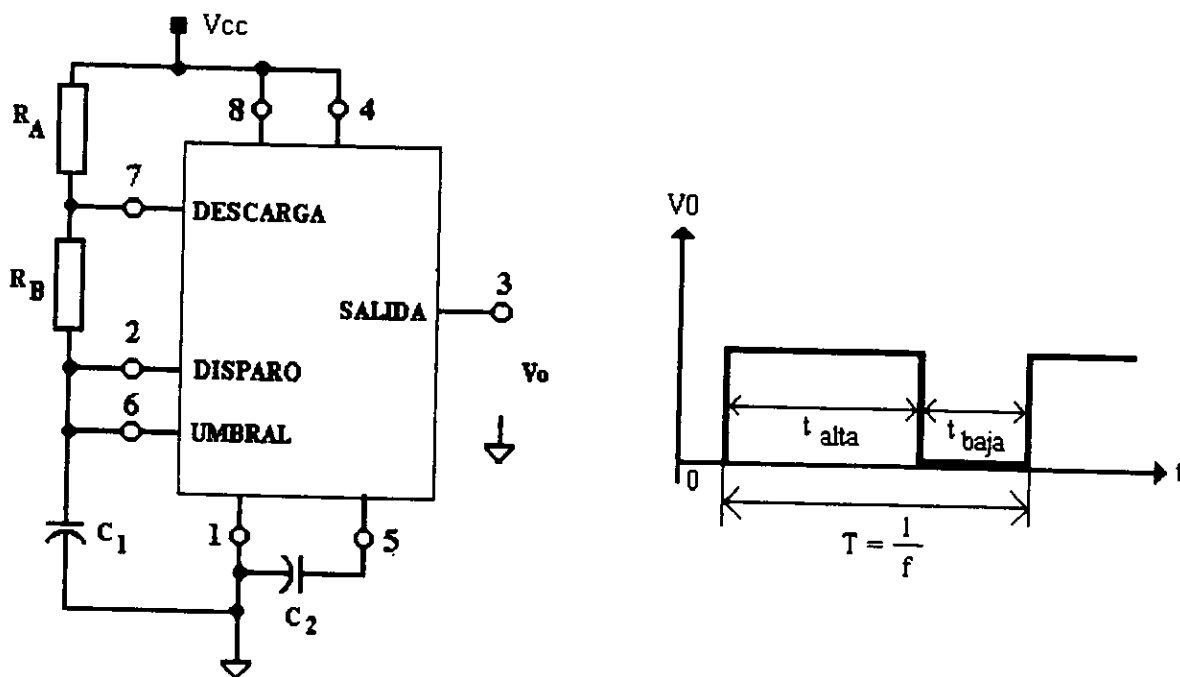


Figura VI.18 Conexión del temporizador 555 como circuito astable y forma de onda de la salida.

La terminal 4, permite deshabilitar el 555 y controla a la señal de comando en la entrada del disparo. La terminal 5 por lo general se le conecta un capacitor de 0.01 f a tierra. El capacitor deriva los voltajes de

SISTEMA ELECTRONICO DE CONTROL

ruido y/o modulación del suministro de potencia para minimizar su efecto en el voltaje de umbral. También se puede utilizar para cambiar ambos niveles de los voltajes de umbral y disparo que es la terminal 2, por último la terminal 3 es la salida del circuito integrado.

Para que el temporizador 555 funcione como un astable (oscilador libre), se debe conectar como se muestra en la figura VI.18, donde la frecuencia de operación esta determinada por los valores de resistencia y capacitancia.

Para Obtener la salida que uno requiere se deben de tener en cuenta las siguientes consideraciones :

La salida permanece alta durante un intervalo de tiempo en que C se carga desde $1/3 V_{cc}$ a $2/3$ de V_{cc} , este intervalo de tiempo esta dado por :

$$t_{alta} = 0.695(R_A + R_B)C \quad (VI.14)$$

La salida está baja durante el intervalo de tiempo en que C se descarga de $2/3$ de V_{cc} a $1/3$ de V_{cc} y está dado por :

$$t_{bajo} = 0.695 R_B C \quad (VI.15)$$

Así el periodo total de oscilación T es

$$T = t_{alta} + t_{baja} = 0.695(R_A + 2R_B)C \quad (VI.16)$$

por lo que la frecuencia de oscilación es

$$f = \frac{1}{T} = \frac{1.44}{(R_A + 2R_B)C} \quad (VI.17)$$

La razón de tiempo cuando la salida está baja t_{baja} al periodo total T se denomina ciclo de trabajo D, que en forma de ecuación es igual a

SISTEMA ELECTRONICO DE CONTROL

$$D = \frac{t_{baja}}{T} = \frac{R_B}{R_A + 2R_B} \quad (\text{VI.18})$$

El ciclo trabajo para el circuito de la figura VI.18 nunca puede ser igual o mayor del 50% , para ello debe colocarse un diodo en paralelo con R_B , con lo cual puede tenerse un ciclo de trabajo del 50% o mayor. Ahora el capacitor se carga a través de R_A y el diodo, pero descarga a través de R_B , esto se puede observar en la figura VI.19.

Los tiempos para la forma de salida son :

$$\begin{aligned} t_{alta} &= 0.695 R_A C \\ t_{baja} &= 0.695 R_B C \\ T &= 0.695 (R_A + R_B) C \end{aligned} \quad (\text{VI.19})$$

Las ecuaciones anteriores muestran que si $R_A = R_B$, entonces el ciclo de trabajo es de 50%.

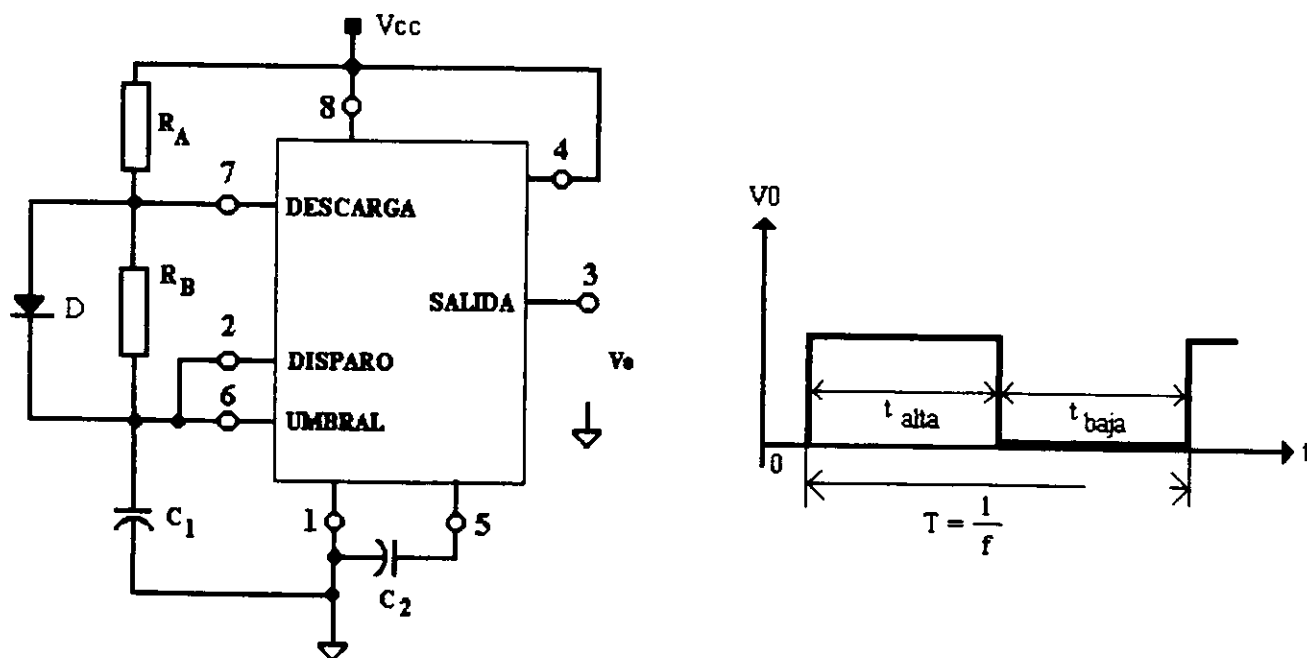


Figura VI.19 Oscilador astable con ciclo de trabajo al 50%.

SISTEMA ELECTRONICO DE CONTROL

En base a lo anterior el circuito y características del sistema sonoro son las siguientes : Tensión de alimentación 12 volts, corriente máxima 1,5 A, dos circuitos integrados 555, transistores de uso general y una bocina de 4 ohms para la salida.

El sonido que se genera tiene una doble modulación. La primera modulación es por interrupción de un oscilador que pulsa en intervalos regulares. La segunda modulación es en frecuencia cuando el tono de la señal emitida a intervalos crece y se vuelve más agudo antes de desaparecer, el circuito se muestra en la figura VI.20.

Para conseguir el efecto mencionado anteriormente se hace uso de los circuitos integrados 555. El primero trabajara como un oscilador de audio en modo astable donde el potenciómetro 2, el capacitor C2 y las resistencias 8 y 9, determinan el tono central del sonido que se producirá. El ajuste del tono central que se desea se realiza por medio del potenciómetro 2, ya que las tolerancias de los componentes usados, impide que el sonido deseado se obtenga por valores comerciales de las resistencias.

El circuito integrado 555 tiene una entrada de voltaje de control y/o modulación (pin 5) y una entrada de restablecimiento (pin 4). Sin embargo para obtener dos controles se utiliza la entrada de modulación y el propio capacitor de temporización.

Así las interrupciones se obtienen generándose una señal de baja frecuencia a partir del CI-1 (modo astable) y su salida (pin 3) se aplicándola vía un transistor Q2 al capacitor C2 . El transistor trabaja como interruptor es decir solo trabaja en las regiones de corte y saturación, cuando el transistor esta en la zona de saturación el capacitor C2 es cortocircuitado, interrumpiéndose las oscilaciones. Por medio del valor de la resistencia R7 se puede modificar la corriente y voltaje que el transistor entrega al capacitor C2, y con ello tener un control en la ganancia del transistor.

La modulación en frecuencia se obtiene aplicándose la señal diente de sierra que entrega el capacitor C1 vía el transistor Q1 al pin 5 del CI-2. La modulación puede ser alterada modificando los valores de las resistencias R4 y R6, que se encuentran conectadas a la base y emisor de Q1. La intermitencia se determina el efecto del sonido será ajustado por medio del potenciómetro P1. La señal final de audio que tiene una forma parecida a la mostrada en la figura VI.21 es aplicada a una etapa de potencia

SISTEMA ELECTRONICO DE CONTROL

que consiste en conectar al salida del CI-2 un transistor Darlington, en configuración colector común, para dar una ganancia de corriente grande y con ello el sonido que se obtiene pueda ser escuchado perfectamente en un radio de 6 metros.

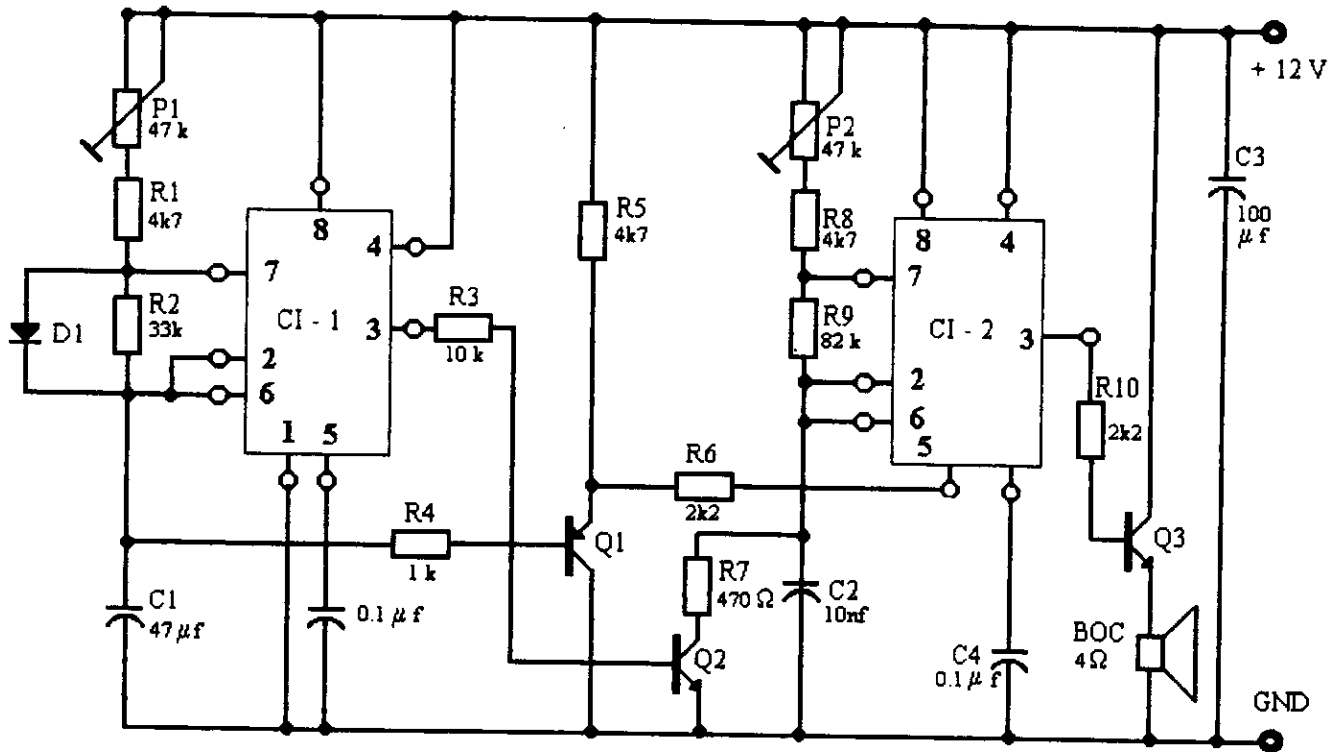


Figura VI.20 Diagrama completo de la sirena.

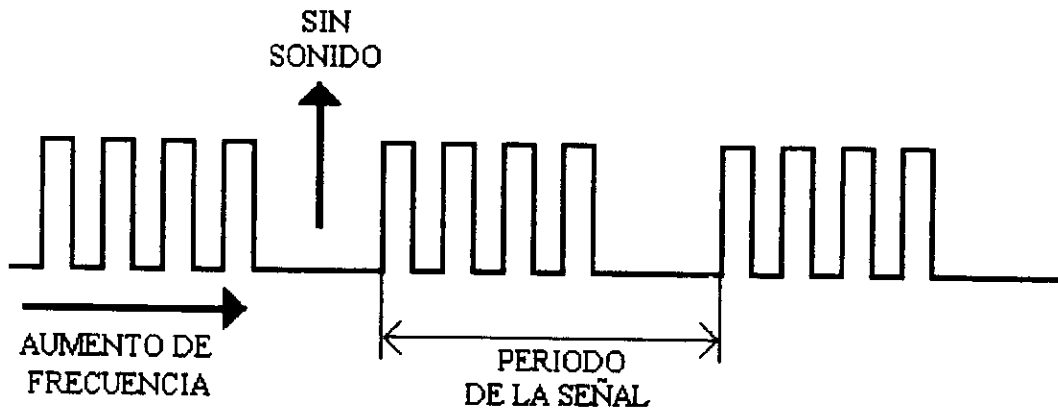
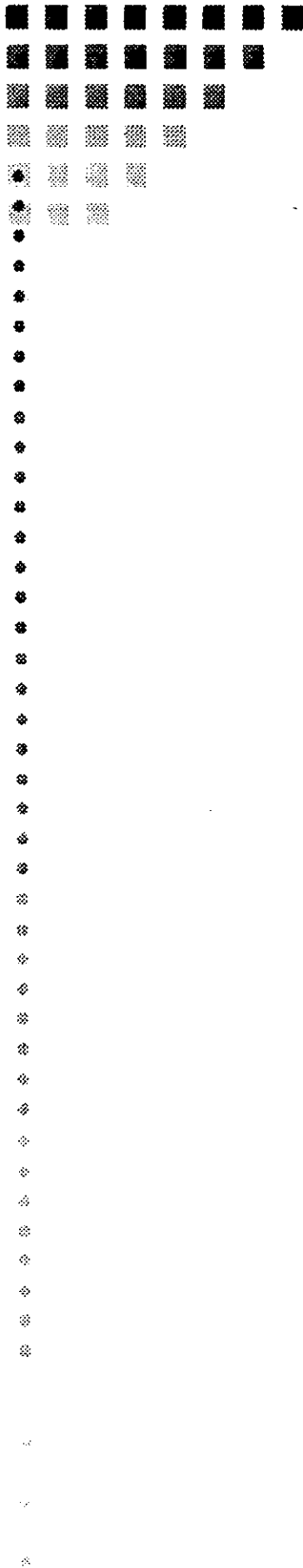


Figura VI.21 Forma de onda de la señal generada.

FALTA PAGINA

No. 222, 223



CAPITULO VII
APUNTES PARA REALIZACION Y
ESTUDIO COMPARATIVO.

PRIMERA PARTE

APUNTES PARA REALIZACION

A. Funciones mecánicas.

El fin último que persigue todo el control electrónico y de potencia es el mover componentes físicos de diferentes pesos, pero, a través de que forma será transmitido el movimiento a las partes físicas, los diferentes componentes a ocuparse y sobre los cuales se da una breve descripción técnica son los siguientes.

Una transmisión es un conjunto de órganos que permiten transmitir mecánicamente la energía de un motor a una máquina receptora. Esto nos lleva a distinguir dos clases de transmisión : mediante acoplamientos flexibles - correas, poleas, etc. y por control directo - engranajes, etc.

■ Transmisión mediante acoplamientos flexibles.

Su principio de operación es el siguiente : Dos ruedas o dos tambores (poleas, etc.) se fijan en dos árboles paralelos alejados y se enlazan mediante el mismo acoplamiento ; correa, cable o cadena. Desde el punto de vista cinemático, la velocidad tangencial v es la misma para ambas ruedas. En esta hipótesis, se considera que no existe deslizamiento de la correa. En equilibrio, el acoplamiento flexible adopta una forma denominada en matemáticas " catenaria " .

La parte horizontal de la correa tiene tendencia a bajar una magnitud f , que se denomina flecha de la pieza considerada. Si la correa es ligera, se mantiene casi horizontal y la tensión T_0 depende de su peso por unidad de longitud. Si el acoplamiento flexible es pesado (cadena, cable metálico), la flecha tiene un valor impuesto. Las fuerzas tangenciales que actúan sobre cada una de las ruedas tienden a hacer resbalar el acoplamiento sobre las mismas. Estas fuerzas hay que calcularlas de la misma manera que si cada rueda estuviera constituida por una polea.

APUNTES PARA REALIZACION Y ESTUDIO COMPARATIVO

Las fuerzas centrífugas actúan sobre cada una de las ruedas y tienden a separar el acoplamiento de la rueda. Para obtener una transmisión correcta es necesario que la correa no resbale. Para una potencia dada es importante tener siempre tensiones débiles. Para ello se intervendrá en los propios órganos de transmisión ; acoplamientos más pequeños, cojinetes, ruedas y en los factores ; velocidad, coeficiente de adherencia y arco de contacto sobre la rueda más pequeña. Las velocidades corrientes son del orden de 8 a 25 m/s.

Durante el funcionamiento, la parte receptora responde a la parte motriz con cierto retraso. La correa tiene tendencia a estirarse. Esto tiene como consecuencia una pérdida de velocidad de 1 a 3 %, además hay que tener en cuenta también la resistencia del aire, estimando estas pérdidas se puede decir que el rendimiento es del orden de 0.97.

Dado que la correa tiene que curvarse, esta sometida a una flexión. El esfuerzo total que es la suma de los esfuerzos debe ser inferior al esfuerzo máximo de tracción R . Los valores de R dependen de la naturaleza de la correa, sus unidades son N/mm^2 , algunos valores son los siguientes :

cuero curtido	3.5
cuero Lugdunum	5
cuero Geji	3.5
caucho	3
pelo de camello	2.8
algodón	3.5 a 4

■ Transmisión por contacto directo.

Su principio consiste en que un sólido que gira entorno a un eje y estará en contacto con un segundo sólido que tendrá por igual un eje. Estos dos movimientos tienen como punto de referencia un sólido fijo o bastidor. El problema de los engranajes es el siguiente : encontrar las superficies según las cuales S_1 y S_2 deben estar en contacto para que una rotación uniforme de S_1 provoque una rotación uniforme de S_2 .

La transmisión del movimiento se realiza por interpenetración de los dientes. La parte que comprende el mayor número de dientes se llama rueda y la otra piñón. Durante un cálculo de engranajes hay que elegir a priori un número de dientes para S_1 .

APUNTES PARA REALIZACION Y ESTUDIO COMPARATIVO

La velocidad de rotación tiene una gran influencia sobre el funcionamiento. Cada uno de los dientes es calculado y tallado para una rotación determinada. Los defectos y errores del tallado acarrearán un desgaste más rápido y un funcionamiento menos bueno. Un plan establecido tiene en cuenta la duración de utilización. Se observa entonces la importancia de un lubricante, que distribuirá las presiones locales y mejorará el deslizamiento.

Una máquina es esencialmente un conjunto de órganos en movimiento, pero necesitamos conocer con que materiales serán construidas los componentes del equipo. Los materiales de construcción más usuales son los siguientes :

Tipo. Fundición
Composición : 2 a 6 % de carbono ; grafito, cementita. Fundición gris moldeable.
Adición de silicio manganeso, níquel y cromo.
Empleos : Soportes diversos (compresión).
Cursor casquillos de cojinetes (piezas de rozamiento).
Bastidores, cigüeñales (vibraciones importantes).

Tipo. Acero
Composición : Aceros sin aleación, calidad corriente.
Aceros aleados (manganeso, cromo, níquel y molibdeno.
Empleos : Aceros dulces ; construcción de piezas de dimensiones pequeñas y medianas) Arboles, piezas de seguridad que tengan que soportar choques.
Piezas cementadas ; cigüeñales, bielas, engranajes.

Tipo. Metales diversos.
Composición : Plomo, estaño, y cinc. Cobre. Aleaciones a base de cobre (cupromanganeso, latón, bronce).
Aluminio y aleaciones ligeras.
Empleos : Tuercas, chasis.

■ La lubricación.

Sabemos que el movimiento de un cuerpo va siempre acompañado de rozamiento. Si se disminuye el rozamiento, mejorará el rendimiento de los mecanismos y disminuye su desgaste. La única forma de disminuir los rozamientos es actuar sobre el coeficiente de rozamiento. Un rozamiento entre dos superficies se llama inmediato o seco si las dos superficies están directamente en contacto. Es mediato cuando una superficie cualquiera o lubricante se interpone entre las dos superficies en contacto. El régi-

APUNTES PARA REALIZACION Y ESTUDIO COMPARATIVO

men es untuoso o hidrodinámico según el espesor de lubricante. En el caso de un rozamiento inmediato, se produce una abrasión de la superficie blanda por la superficie más dura.

Dado que no existe un pulido perfecto, la altura de las asperezas puede ir de 0.03 mm a 0.004 mm. Este tipo de rozamientos ocasiona agarrotamientos y arranques de metal y por consiguiente, es preciso cambiar con mucha rapidez los órganos de rozamiento.

El coeficiente de adherencia varia con la viscosidad del lubricante, la presión y la velocidad de rotación. Lo ideal es realizar un engrase hidrodinámico, ya que entonces la naturaleza de las superficies importa poco, pero en la práctica esto no se cumple.

■ Los cojinetes de rodamiento.

La rodadura de un cuerpo sobre otro causa menos pérdida de energía que el deslizamiento. El empleo de estos representa cierto número de ventajas, a pesar de sus dimensiones a menudo excesivas, como ; economía de energía, engrase fácil, y limpieza de las máquinas.

Las diferentes formas de rodamientos son las siguientes :

1. Los rodamientos de balas y de rodillos para carga radial.
2. Los rodamientos de empuje de balas y de rodillos para carga axial.
3. Los rodamientos de rodillos cónicos para carga mixta.

■ Los cables y las cadenas.

Una transmisión mediante cable o cadenas es análoga a la transmisión por correa. Esta constituida por un cable o una cadena y dos ruedas, una motriz y una receptora.

Los cables pasan por las gargantas de las poleas y proporcionan una buena adherencia. Esta transmisión es útil cuando las poleas están alejadas entre si o también cuando la potencia a transmitir se distribuye entre varias poleas. Se utilizan cables textiles ; cáñamo, aloe, etc. para velocidades de 15 a 20 m/s, cables de algodón más flexibles para velocidades de 20 a 35 m/s y cables metálicos. Un cable está compuesto por la unión de cordones, enrollados en hélice.

APUNTES PARA REALIZACION Y ESTUDIO COMPARATIVO

Las bolas rodillos y aros son de acero duro al carbono o al cromo. El riel intercalado es de chapa de acero.

Las cadenas pueden aplicarse a distancias importantes entre ejes, con un rendimiento mejor que en las transmisiones por correas.

■ Los bastidores.

Desempeñan un papel muy importante en la construcción final de la unidad. Un bastidor que sostiene los órganos que constituyen el equipo, resiste a diferentes sollicitaciones y debe permitir una gran comodidad de empleo, montaje, desmontaje, ajuste y engrase de los mecanismos, además de protección para el personal que emplea la máquina, contra los movimientos de los órganos móviles, etc. Por último, no debe descuidarse su aspecto exterior, la unidad por sus dimensiones y por los materiales utilizados en su construcción debe tener una apariencia armoniosa y un aspecto equilibrado.

SEGUNDA PARTE

ESTUDIO COMPARATIVO

La investigación en sistemas médicos es realizada en muy diferentes niveles y por muchas empresas transnacionales. Por lo que respecta a sistemas de exploración de propósito general, los principales fabricantes son : Philips, Siemens, General Electric, Shimadzu, Picker y muchas otras firmas pequeñas, las cuales solo desarrollan equipos de baja potencia en el caso de los generadores de rayos X o bien mesas de exploración con bajo nivel de investigación.

Los principios bajo los cuales operan los equipos fabricados por todas estas marcas son muy similares. Por otro lado, el objetivo que se persigue en este apartado es dar opiniones respaldadas en conocimientos y experiencia. Dadas estas premisas se presenta una breve explicación de modelos existentes en el mercado, filosofía de diseño, comentarios sobre experiencia práctica y costos. Todo lo anterior incluye al mismo tiempo apuntes sobre la realización de un modelo alternativo remarcando aspectos que fueron presentados a lo largo de la exposición de la tesis. Los fabricantes a los cuales se les hará el estudio comparativo son : Siemens y Philips.

A. Mesas de exploración radiológica marca : PHILIPS.

Los equipos de diagnostico médico que son telecomandados tienen el mismo nombre con este fabricante, los diferentes modelos con los cuales se puede comparar el prototipo propuesto son : Diagnost 90, Diagnost 93 y Diagnost 96. Su principio de operación y aspectos a remarcar y comparar son los siguientes.

APUNTES PARA REALIZACION Y ESTUDIO COMPARATIVO

■ Diagnost 90.

Es la unidad con mayor penetración en el mercado nacional, no es propiamente un diseño realizado por Philips sino una investigación italiana de la marca Mercury a la cual este fabricante le dio su nombre.

Los movimientos de potencia son realizados en una forma muy sencilla y utilizando la misma electrónica en los 3 modelos de Diagnost analizados, su principio de operación es el siguiente ; al presionar el botón de movimiento se esta dando el cero a la bobina de un relevador asociado la cual a su vez a través de los contactos mete un contactor de potencia y sus contactos son ya directamente la alimentación al motor.

Los inconvenientes son los siguientes :

1. No existe supervisión del movimiento en tiempo real.
2. Unicamente a través de interruptores se coordinan o bloquean movimientos que se interrelacionen.
3. Si un interruptor no actúa el sistema se vuelve en extremo peligroso.
4. No existe electrónica de potencia para alimentar a los motores y por tanto cualquier problema de la línea de alimentación general pasa directamente al motor.
5. Unicamente el motor para basculación tiene control en potencia, pero, dado que es una unidad de otro fabricante externo cualquier falla en este componente requiere el reemplazo de toda la unidad de potencia.

El modelo trabaja de la siguiente forma :

1. Acoplado al eje del motor existe un potenciómetro de valor real a través del cual se sensa posición, velocidad y por lo tanto control en tiempo real.
2. Dado que se generaron algoritmos de la máquina de estados para movimientos de potencia ya sean independientes o relacionados, el control es realizado vía software y cuenta además con interruptores de límite como protección adicional.
3. De el sistema encontrar valores fuera de rango de operación aumentando su fiabilidad y además genera un código de error relacionado al problema encontrado.

APUNTES PARA REALIZACION Y ESTUDIO COMPARATIVO

4. Existe electrónica de potencia y circuitería de alta tensión para monitorear corriente y corto circuitos que vuelve estable al sistema y modular en su reparación.
5. Inclusive para generar la señal de un movimiento respectivo existe un algoritmo de control, que evita pedir varios movimientos a la vez básicamente por razones de seguridad y adecuada supervisión de la unidad.

Por lo que respecta a la forma en que son solicitados los movimientos vía caja de mando directo o telemando no existe ninguna diferencia.

En el seriador la operación del sistema es realizada de la siguiente forma :

1. El control de movimientos del carro porta chasis es a través de un motor de dc el cual debe vencer la fuerza de un amortiguador, se quita la alimentación y el amortiguador "ayuda" a que el paro sea suave y estable.
2. El sensado de chasis es por medio de un sistema muy similar al selector de una televisión antigua, según el formato seleccionado gira el selector que acoplado tiene diferentes discos y cableado y además diferentes pernos contra los cuales choca el carro porta chasis al tratar de salir, mecánicamente para por bloqueo entre el motor y la flecha del amortiguador, por supuesto, si esta mal ajustado este sistema en lugar de posicionar el chasis en una posición de exposición seleccionada el carro sale a posición de carga con mucha mayor fuerza que la normal.
3. El control de posición de las mascararas de anchura y altura es a través de interruptores de mercurio, cuando están en línea inhabilitan la alimentación al meter un pequeño relay.
4. Una vez más y como se infiere de las anteriores explicaciones, no existe supervisión del funcionamiento del seriador en tiempo real. El control de todos los movimientos es vía relevadores si alguno hace mal contacto o se queda en una posición errónea bloquea el uso del seriador.
5. Para mecánicamente fijar el chasis al carro, se utilizan ruedas dentadas y resortes. Por lo cual al perder estos su tensión o ajuste provocan problemas en la calidad de imagen.
6. El sistema de sujeción vertical del chasis es muy primitivo y al barrerse un simple perno que se atora contra una barra metálica hace imposible el uso del seriador hasta no remplazar este componente.

APUNTES PARA REALIZACION Y ESTUDIO COMPARATIVO

El sistema propuesto realiza estas funciones de la siguiente forma :

1. El sistema de control de posición del carro porta chasis es a través de un motor de pasos. Todo esto envuelve ; exacto posicionamiento del chasis en área de exposición, paro a través de un freno magnético acoplado al eje del motor. Claro esta, todo esto es controlado por un algoritmo del seriadador.
2. El sensado del chasis, va en relación directa con el anterior punto. Se coloca una barrera de luz para tamaño horizontal y vertical, el tiempo que tarden las tenazas horizontales y verticales en cortar esta barrera es una indicación del tamaño del mismo, todo consiste en llevar la cuenta de los pulsos necesarios desde que el motor inicio su movimiento hasta que se detuvo, esto generara una lectura la cual es comparada con una ventana colocada en ROM.
3. El control de posición de las mascararas es a través de software y utilizando los motores de pasos.
4. La construcción mecánica del carro porta chasis no fue propiamente presentada. El mejor sistema es aquel en el cual acoplado a los motores de desplazamiento horizontal y vertical lleva una banda que corre a través de poleas por las mordazas para sujetar el chasis.

Las diferencias entre uno y otro sistema son muy bastas y pareciera que la comparación se realizo contra un sistema muy antiguo, pero hay que decir algo sobre la Diagnost 90 que no se había mencionado. Se anuncia como un equipo controlado y operado con microprocesador.

Efectivamente, la unidad cuenta con un microprocesador para control del funcionamiento global de la unidad. Sin embargo dada la tecnología involucrada en el control de cualquier movimiento es ocupado más con fines de revisión de tecla pulsada e indicación de posición en el display de la consola que para realmente supervisar la operación adecuada.

En contraparte la unidad propuesta no esta basada en microprocesador, tiene control vía software de todos los movimientos e indica la posición de algunos componentes principales.

Finalmente esta el aspecto económico, por el simple hecho de llevar el nombre Philips la unidad tiene un costo altísimo de varios miles de doce-

APUNTES PARA REALIZACION Y ESTUDIO COMPARATIVO

nas de dólares, el cual no tiene nada que ver con la tecnología que ocupa el equipo, sus niveles de seguridad y la fiabilidad que ofrece en el uso diario.

Es inmediata la conclusión que lo anterior arroja. Se puede competir contra este modelo.

■ Diagnost 93.

En esencia es una Diagnost 90 pero con seriador controlado por motores de pasos.

El principio bajo el cual opera el sensado de chasis es vía un potenciómetro acoplado a el movimiento de las tenazas sujeta chasis. El inconveniente con este sistema es que fácilmente pierde el valor en el cual sensar el tamaño de chasis, dada la respuesta del potenciómetro o alteraciones mecánicas.

Esta unidad cuenta con un software de errores.

Los inconvenientes de operación en los movimientos restantes dados para el modelo 90 se mantienen en esta unidad.

Una diferencia fundamental con respecto al modelo propuesto es que uno esta basado en microprocesadores y el otro tiene control independiente. En el primero de que surge un problema bloquea toda la unidad. El segundo dado que tiene supervisión independiente solo bloquea el movimiento involucrado. Por otro lado en el capítulo III se dieron las razones que justifican la elección de el diseño a través de cartas ASM y por tanto microcontroladores independientes.

■ Diagnost 96.

Esta unidad no tiene ninguna similitud con las dos previamente explicadas. Su funcionamiento esta basado en la más avanzada tecnología electrónica, con supervisión de operaciones vía microprocesadores, puede ser monitoreado su adecuado funcionamiento con una computadora personal portátil, es realmente un diseño Philips.

APUNTES PARA REALIZACION Y ESTUDIO COMPARATIVO

En este sistema se pueden realizar con ayuda de accesorios prácticamente todos los estudios radiograficos que las unidades de este tipo pueden ejecutar.

Toda proporción guardada el modelo propuesto pretende ser de control electrónico, con software de diagnostico y utilizando modernos elementos, tales como motores de paso, convertidores, etc.

Así las cosas, en que se pueden comparar estas dos clases de unidades. La respuesta es inmediata : En el precio.

Un sistema de exploración sin tomar en cuenta el valor del generador de rayos X y el sistema de televisión tiene un costo aproximado de \$ 200 000 (dólares).

Después de haber conocido los principios en los cuales basa su operación esta parte de un sistema radiológico y de ir adentrándose poco a poco en el proceso de creación del mismo, resulta claro el aceptar que se puede generar un equipo un poco menos sofisticado, competitivo a nivel técnico y mucho más económico. Los únicos componentes que deben ser adquiridos para poder realizar el equipo médico son : la rejilla - dada su fabricación y el tablero para colocación del paciente - porque es de madera con un tratamiento especial que la vuelve radiolucida a los rayos X. Ambos no tienen un costo muy alto y existen muchas firmas que fabrican estos componentes.

B. Mesas de exploración radiológica marca : Siemens.

Este fabricante por igual, agrupa con un solo nombre y diferentes modelos a todos los sistemas telecomandados. Su nombre genérico es : Si-regraph y los modelos son : A, B, C,D 1, D2, D3 e I.

Con esta marca todos los modelos arriba mencionados guardan niveles de calidad y fiabilidad impresionantes, lo que los vuelve diferentes es la época en la cual salieron al mercado y siempre ocupando la tecnología de punta de ese momento. Dadas las anteriores premisas se darán comentarios generales sobre la forma en que operan estos equipos, de conside-

APUNTES PARA REALIZACION Y ESTUDIO COMPARATIVO

rarse pertinente se dan comentarios comparativos respecto a el prototipo propuesto.

Para fundamentar estos comentarios sobre su alto nivel de calidad, considérense los siguientes ejemplos : La clavija que lleva las señales de salida de los campos de la cámara de medición para control de corte de emisión de rayos X en forma automática (conocido como Iontomat en equipos Siemens) es de oro, la gran mayoría de circuitos integrados utilizados son de compañías filiales o tecnología propia y por última usa materiales en la fabricación de sus equipos de alta durabilidad, en promedio un equipo de rayos X de este fabricante es utilizado en México por 20 años o más.

Los primeros equipos de exploración general telecomandados fueron la Siregraph A. Dicho sistema trabaja bajo una muy complicada realimentación entre relevadores con todos los problemas inherentes al uso masivo de estos componentes sin embargo algunos equipos continúan en operación. Por supuesto el modelo propuesto no guarda paralelo con el prototipo propuesto.

Posteriormente en un periodo corto de tiempo salen al mercado los modelos más populares y durables, ellos son : Siregraph II, B y C.

Las diferencias entre estos tres modelos son realmente mínimas, por ejemplo ; valor de angulación negativa, colocación de tarjetas de control de función del seriador, estructura de la mesa y por tanto si es fijada al piso por medio de pie de elevación en el caso de la Siregraph II o por medio de " cunas " y baleros acoplados a rieles para los modelos B y C. Por lo tanto la filosofía de diseño es la misma.

En una forma general la forma en la que operan es la siguiente :

1. Todos los movimientos tienen control independiente de funcionamiento, esto es los equipos son contruidos como módulos separados pero de funcionamiento conjunto.
2. Todos los movimientos tienen tarjetas de control de alimentación en potencia y circuitería asociada de protección para motores y movimientos seguros.

APUNTES PARA REALIZACION Y ESTUDIO COMPARATIVO

3. La electrónica que se ocupa es principalmente transistores, amplificadores operacionales y lógica HTL (esta lógica funciona en niveles de 1 y 0, pero con valores de 0 y + 15v).
4. El sensado de posición en el seriadore es a través de interruptores Reed, en el cual una pequeña ampolla tiene dos laminas en posición N .A. y cuando un imán pasa cerca de ellas las junta, restando únicamente lógica de control que hace un " cerrojo " de estas señales. El control de subdivisión de la exposición es a través de rieles como los de cambio de vía en los trenes que coloca al chasis en posición de exposición por 4 o 6.
5. El sensado de todas las funciones es en tiempo real y con tarjetas de control intermedio que sensan solicitud de movimiento y subsistemas relacionados. Además tienen doble sistema de seguridad vía interruptores de límite que bloquean la unidad cuando no se detuvo en funcionamiento normal.
6. El control de movimientos de potencia es posible con variación de velocidad dado que en el panel de control se mueve un potenciómetro y no únicamente se habilita movimiento como en los equipos de marca Philips.
7. Es posible ajustar posiciones de todos los movimientos a través de variación de valor de lectura de potenciómetros de valor teórico.

Con respecto a todo lo anterior lo único que se puede aclarar, es que el modelo propuesto trabajaría en forma análoga que esta unidad pero, aprovechando los adelantos técnicos que reducen componentes y crean sistemas " inteligentes " que supervisan la operación adecuada.

Los modelos de Siregraph más modernos son digitales los cuales son : D1, D2, D3 e I. Una vez más entre ellos hay pequeñas diferencias que como en la anterior generación. Los sistemas trabajan bajo el mismo principio en todos los aspectos que los anteriores modelos, pero haciendo uso de los adelantos tecnológicos, tales como :

1. La comunicación entre la unidad electrónica de control de la mesa y el pupitre de control es cambiada de varios cientos de hilos dedicados a interfaz de comunicación usando fibra óptica y con un baudaje seleccionable.
2. La caja de mando directo es a control remoto vía rayos infrarrojos.

APUNTES PARA REALIZACION Y ESTUDIO COMPARATIVO

3. El pupitre de control no tiene switches sino membranas sensibles al tacto.
4. El control del seriador es a través de microprocesadores particulares, uno para el seriador, otro para el resto del sistema, uno más para el control del telemando y un último para comunicación.
5. A través de barreras de luz óptica se controla moviendo las palancas en el pupitre, la velocidad a la que se realizan los movimientos de potencia.
6. Es posible hacer en una sola exposición radiografica hasta 12 subdivisiones en una placa de 10" x 12 ", lo cual clínicamente es de gran utilidad, todo esto en un tiempo no mayor a 6 s.
7. Es posible monitorear y probar el funcionamiento de componentes del sistema a través de una computadora personal portátil.

Ya se explicaron los inconvenientes de utilizar microprocesadores para supervisar el funcionamiento de la unidad. Lo único que puede mencionarse respecto a este sistema es que se pretende crear un modelo de exploración intermedio entre la tecnología de las dos ultimas generaciones de equipos creados por esta marca.



CONCLUSIONES.

La búsqueda de un futuro, termina con la reconquista de un pasado.

Octavio Paz.

238

CONCLUSIONES

El trabajo realizado cumple los objetivos planteados.

Las conclusiones a las que se llega son las siguientes.

PRIMERA

El área científica sobre la cual este trabajo esta basado es la medicina, disciplina que no tiene nada que ver con cuestiones físico - matemáticas, empero, el presente trabajo cumple las metas propuestas al presentar conceptos médicos en una forma general y sin perder nunca de vista la ingeniería en área médica .

SEGUNDA

Desarrollar y presentar en un formato de divulgación científica la teoria sobre la cual esta basada la generación de los rayos X por métodos artificiales. Además de aspectos relacionados con los mismos, tales como ; medición, control y protección.

TERCERA

Presentar a un sistema de exploración radiológica y considerando que un objetivo fundamental de la tesis era el dar a conocer estos conceptos a los ingenieros. Mostrar cada uno de los subsistemas que componen a una unidad de diagnostico médico utilizando los rayos X.

CUARTA

Fundamentado en conocimientos adquiridos por medio del contacto directo con esta disciplina técnico - medica. Difundir conocimientos especializados involucrados en la operación, reparación, investigación, diseño y creación de equipo radiológico.

CONCLUSIONES

Todo lo anterior manteniendo presente en todo momento los dos fines básicos de toda unidad médica : *Operación mantenida en el rango de seguridad más alto, además de equipos durables y fiables.*

QUINTA

Conocer los equipos existentes en el mercado, filosofía de diseño e inconvenientes prácticos y económicos. Lo anterior acarrea una conclusión colateral a el desarrollo de la tesis. *Es factible competir en calidad y costo con estas marcas generando tecnología propia.*

SEXTA

Desarrollar aspectos generales del diseño de una mesa de exploración radiológica, esto es, a través de que filosofía de diseño crear un equipo.

Generando así las etapas iniciales de su fabricación, las cuales son : Planteamiento del problema, generación de modelos funcionales y primeras aproximaciones a su implementación física.

SEPTIMA

Aplicar los conocimientos adquiridos en la formación profesional en las áreas eléctricas y mecánicas, siendo el enfoque fundamental puesto en el área electrónica.

Tal enfoque electrónico queda plasmado en la utilización de controles electrónicos, motores de pasos y algoritmos para generación de micro controladores de propósito particular.

CONCLUSIONES

OCTAVA

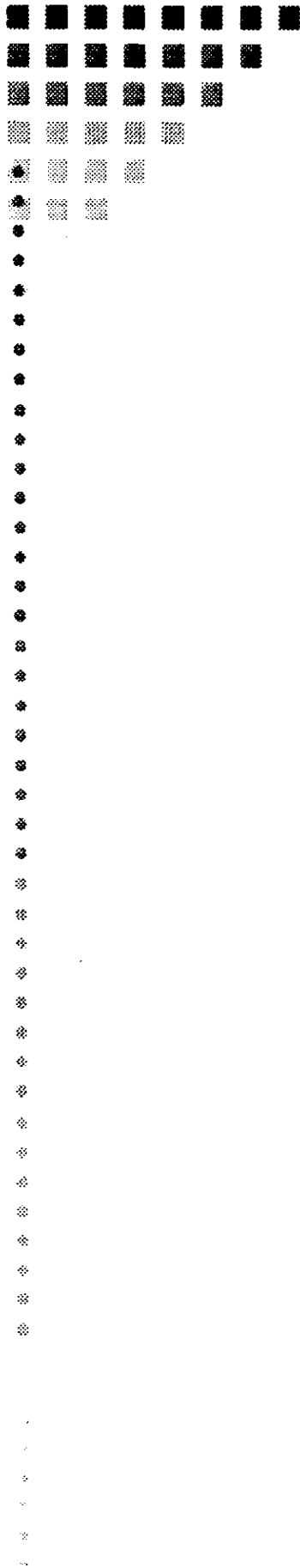
Tomar todo el presente trabajo como una introducción a una mayor y más profunda investigación científica que afine todos los modelos aquí presentados involucrando a diferentes áreas de la ingeniería.

Todo lo anterior nos lleva a la base de creación de esta tesis y su conclusión final :

*HACER UNA PEQUEÑA APORTACIÓN A LA INVESTIGACIÓN,
DISEÑO Y FABRICACIÓN DE EQUIPO MEDICO NACIONAL.*

FALTA PAGINA

No. 2410 243



BIBLIOGRAFIA.

BIBLIOGRAFIA

- ⇒ Análisis y diseño de circuitos lógicos digitales.
Víctor P. Nelson, H. Troy Nagle, Bill D. Carroll, J. David Irwin
Prentice Hall Hispanoamericana.
México, 1996.

- ⇒ Componentes electrónicos.
Descripción técnica y características para estudiantes.
Siemens.
Marcombo Boixareu Editores
España, 1987.

- ⇒ Curso Básico de Rayos X.
Siemens
Med - Technik.
Alemania, 1992.

- ⇒ DC Motors Speed Controls Servo Systems.
Electro - Craft Corporation.
USA, 1977.

- ⇒ Design Engineer's Guide to DC Stepping Motors.
The Superior Electric Co.
USA, 1976.

- ⇒ Designing Logic Systems Using State Machines.
Christopher R. Clare.
Mc Graw - hill Book Company.
USA, 1973.

- ⇒ Elementos de radiografía.
Kodak Mexicana S. A. de C. V.
México, 1974.

BIBLIOGRAFIA

- ⇒ **Fundamentals of Logic Design.**
Charles H. Roth Jr.
Third Edition.
USA.

- ⇒ **Introduction to generators for diagnostic X - ray systems.**
D. Ridder.
Philips Medical Systems.
Holanda, 1973.

- ⇒ **Modern Logic Design.**
David Green.
Addison - Wesley Publishing Company.
USA, 1986.

- ⇒ **Protección radiológica en instalaciones fijas de rayos X para personal ocupacionalmente expuesto.**
Control de Radiaciones e Ingeniería S. A. de C. V.
México, 1995.

- ⇒ **Salesman's Guide 1993.**
Philips Medical Systems.
Holanda, 1993.