

**UNIVERSIDAD NACIONAL DE
GENERAL SAN MARTIN**

TECNICATURA EN DIAGNÓSTICO POR IMÁGENES

PROYECTO FINAL INTEGRADOR

FLUOROSCOPIA EN QUIRÓFANO

VÍAS BILIARES

Nombre: Camacho, Diana Cora

Lugar de práctica: Hospital Zonal de Agudos "Carlos Bocalandro"

Profesional a cargo: Dra. Consigli

Año: 2003.

ÍNDICE.-

- 1.- Historia de la fluoroscopia.
- 2.- Portátil de fluoroscopia (arco en C).
 - 2.1.- Precauciones a tener en cuenta acerca del equipo.
- 3.- Descripción del equipo.
- 4.- Componentes del equipo.
 - 4.1.- Tubo de rayos.
 - 4.2.- Sección de alta tensión.
 - 4.3.- Colimación.
 - 4.4.- Filtración de rayos.
 - 4.5.- Fallas del tubo de rayos del arco en C.
 - 4.6.- Consola de control.
 - 4.6.1.- Comandos.
 - 4.6.2.- Monitor y colimador.
 - 4.6.3.- Modos de operación y selección de parámetros de rayos X.
 - 4.6.4.- Selección de los parámetros de rayos X.
 - 4.6.5.- Totalizador de tiempo de rayos X.
 - 4.6.6.- Monitor de TV y carro móvil.
 - 4.6.7.- Modos fluoroscópicos de operación.
- 5.- Técnicas de exposición automática.
 - 5.1.- Fotocronometraje.
- 6.- Pantalla fluoroscópica vs. Intensificador de imagen.
 - 6.1.- Estructura de una pantalla fluoroscópica.
 - 6.2.- Rendimiento luminoso de la pantalla fluoroscópica
 - 6.3.- Intensificación de imagen: tubo intensificador de imagen.
 - 6.4.- Iluminación.
- 7.- Calidad de imagen intensificada.
- 8.- Monitorización de la imagen fluoroscópica.
 - 8.1.- Monitorización por televisión.
 - 8.2.- Cámara de televisión.
 - 8.3.- Acoplamiento de la cámara.
 - 8.4.- Monitor de televisión.
 - 8.5.- Imagen de televisión.
- 9.- Garantía de calidad y control de calidad.
 - 9.1.- Garantía de calidad.
 - 9.2.- Sistemas de garantía de calidad.
 - 9.3.- Control de calidad.
 - 9.4.- Las tres etapas de control de calidad.
 - 9.5.- Control de calidad en fluoroscopia.
 - 9.6.- Tasa de exposición.
 - 9.7.- Sistemas de exposición automática.
- 10.- Recuerdo anatómico de las vías biliares.
 - 10.1.- Vías biliares intrahepáticas.
 - 10.2.- Vías biliares extrahepáticas .
 - 10.3.- Configuración exterior.
- 11.- Descripción de litiasis biliar.
- 12.- Concepto de colangiografía.
- 13.- Medios de contraste.
- 14.- Preparación del paciente.

15.- Radioprotección en quirófano.

16.- Mantenimiento del arco en C.

16.1.- Limpieza del equipo.

16.2.- Paños estériles.

16.3.- Limpieza del monitor.

INTRODUCCIÓN.-

Este trabajo tiene por finalidad informar al técnico en diagnóstico por imágenes sobre una de sus tantas funciones que sería su desempeño en quirófano y el manejo del equipo portátil de fluoroscopia (arco en C).

En primer lugar expondré conceptos acerca de historia, descripción del equipo, tubo intensificador de imágenes, monitorización de la imagen, el rol del técnico en quirófano, su interrelación con el médico, concepto de colangiografía intraoperatoria, medio de contraste utilizado, radioprotección en quirófano, etc. todos conceptos que ayudan a conocer lo concerniente a esta especialidad.

MATERIAL Y MÉTODO.-

Para recabar información a cerca del trabajo consulté libros, experiencia de los técnicos, presencié cirugías laparoscópicas de vías biliares, en el caso de la obtención de imágenes (placas radiográficas o imágenes sobre papel) su almacenamiento es raro ya que el cirujano es el que dispone de ellas, en el caso del hospital Bocalandro, que es donde realicé las prácticas, no se obtienen imágenes por falta de papel o placas radiográficas para su impresión razón por la cual las imágenes que pude conseguir fueron pocas en lo concerniente a las colangiografías pero en las que vamos a apreciar se ve claramente lo que se puede observar en quirófano.

1.- HISTORIA DE LA FLUOROSCOPIA

La fluoroscopia fue inventada por Thomas A. Edison en 1896. El primer fluoroscopio era una pantalla de sulfuro de cinc-cadmio que se colocaba sobre el cuerpo del paciente en el haz de rayos X. El radiólogo miraba directamente a la pantalla, en la que apreciaba una imagen fluorescente muy tenue de color amarillo verdoso. Más tarde se diseñaron elementos ópticos que evitaban que el radiólogo tuviera que observar el haz directamente; sin embargo, sólo era posible la visualización de la imagen por una persona en cada momento. Además los radiólogos tenían que acostumbrar sus ojos a la oscuridad antes de realizar el examen fluoroscópico, por lo cual debían ponerse unas gafas rojas 30 minutos antes del examen. En los primeros tiempos de la fluoroscopia los exámenes se efectuaban en salas totalmente a oscuras. En 1941, los estudios de William Chamberlain sobre la débil iluminación de las pantallas fluoroscópicas, condujeron al desarrollo del intensificador de imágenes, en la década de 1950.

2.- PORTÁTIL DE FLUOROSCOPIA (ARCO EN C).-

Los modelos que más aceptación tienen son los de arco en "C". En uno de los extremos va situado el tubo de rayos X y el conjunto de colimación del haz y en el otro extremo la cámara de TV capta la imagen suministrada por un intensificador de imagen.

El conjunto va acoplado, por la parte del arco que queda libre, a un sistema de sujeción que permite el deslizamiento del mismo. Y, a la vez, este sistema de sujeción queda fijado por un eje vertical al conjunto de la consola de mandos, tolerando un cierto giro en torno a él y haciendo posible el ascenso o descenso del arco de imagen. Varios de estos movimientos son motorizados y se pueden gobernar con pulsadores de pie, lo que hace posible que las manos del operador queden libres para atender otras funciones de la imagen u otros movimientos del conjunto que, por lo precisos, requieren la intervención humana.

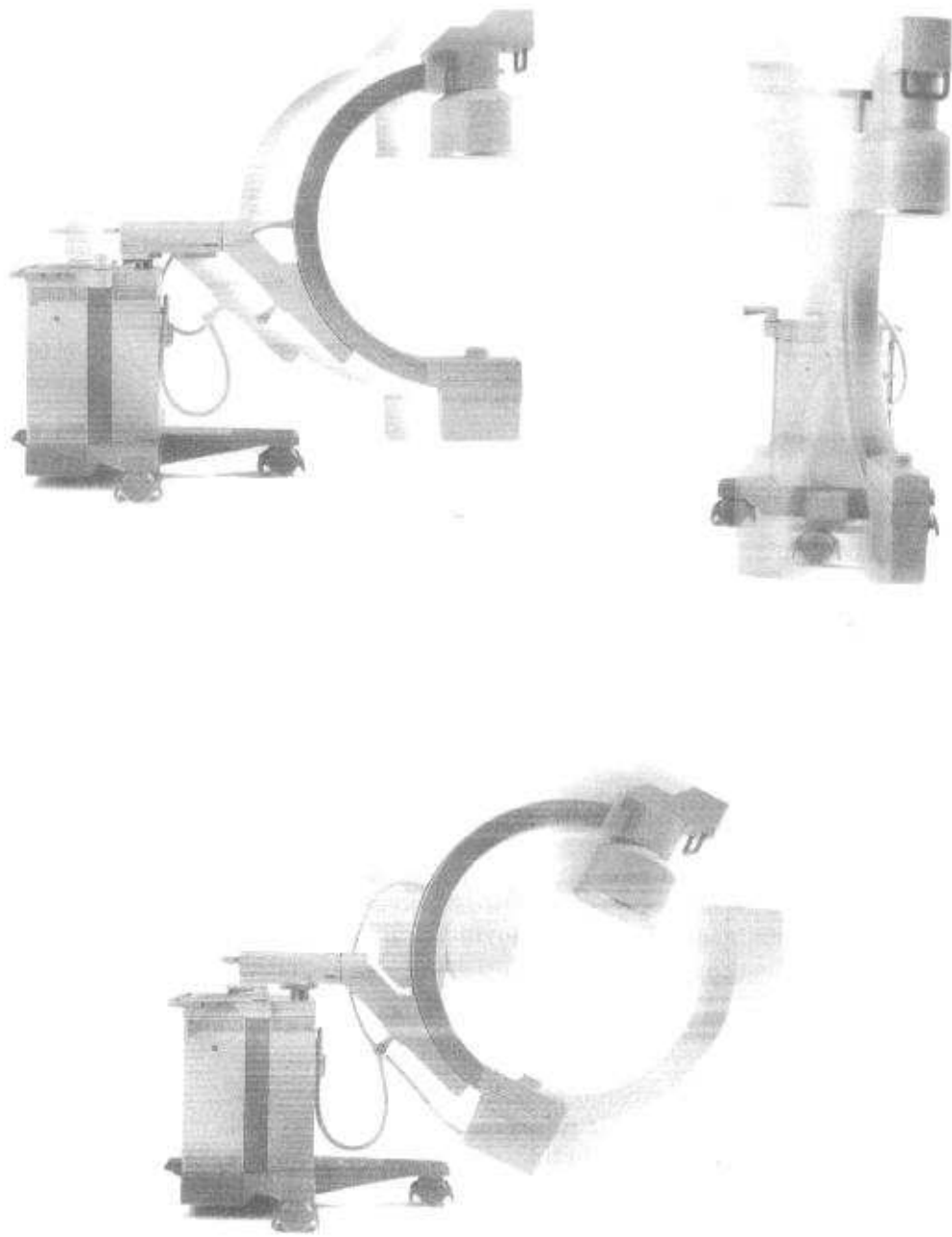


Figura I.- Portátil de fluoroscopia, sus movimientos.

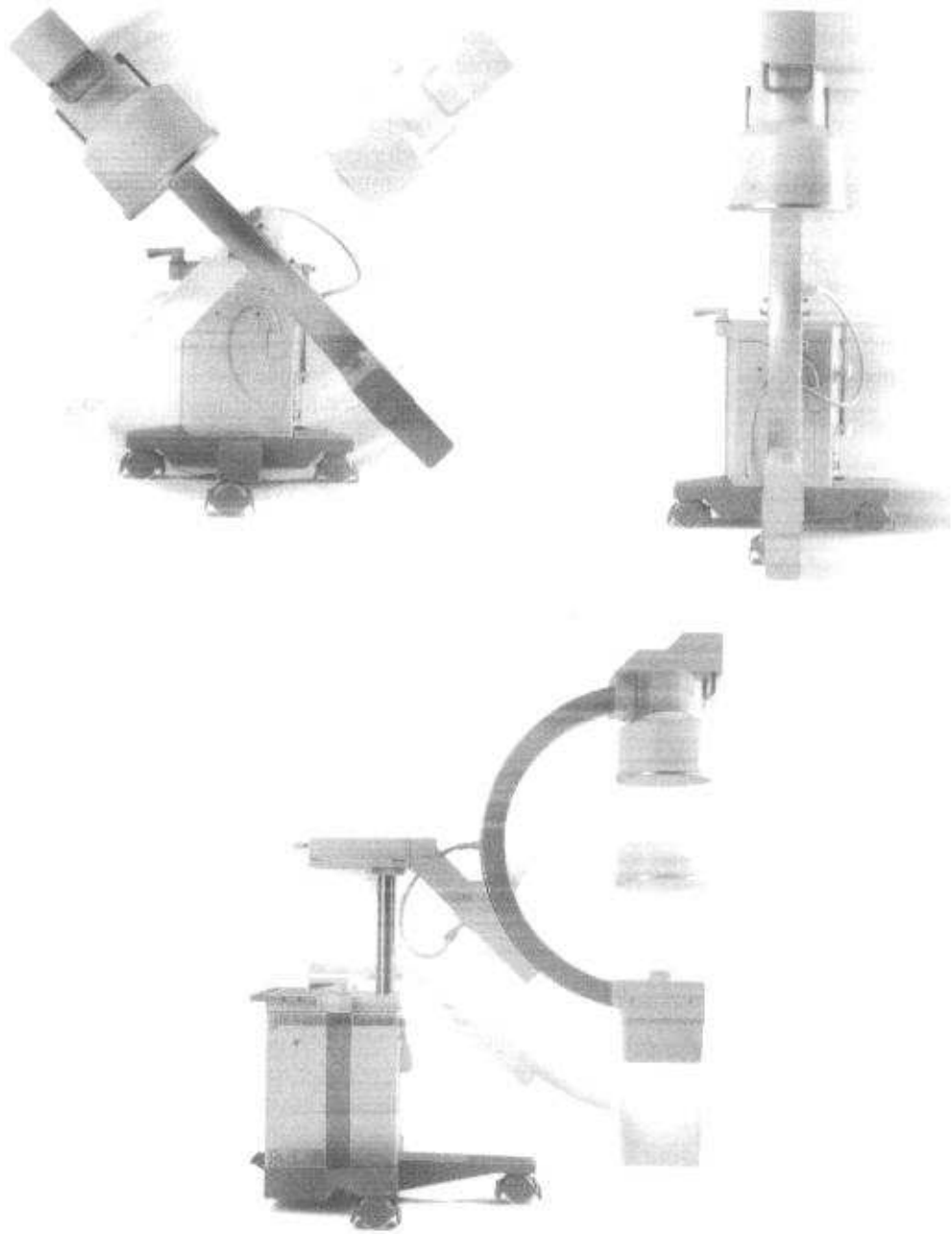


Figura I.-Portátil de fluoroscopia, sus movimientos.

2.1.- Precauciones a tener en cuenta acerca del equipo.-

Esta unidad pesa aproximadamente 250 kilos. Se debe tener cuidado en el transporte del equipo de un lugar a otro. Fallas en el seguimiento de estas instrucciones pueden desembocar en accidentes al operador o a otras personas.

Siempre:

- 1) Cuidar que el camino esté libre.
- 2) Caminar lentamente al transportar el equipo.
- 3) Por lo menos una persona deben ayudar a mover o inclinar el equipo.

- 4) Evitar cualquier contacto no intencional del paciente con el cabezal del tubo de rayos X, la temperatura del cabezal del tubo puede alcanzar a los 60 °C.

3.- DESCRIPCIÓN DEL EQUIPO.-

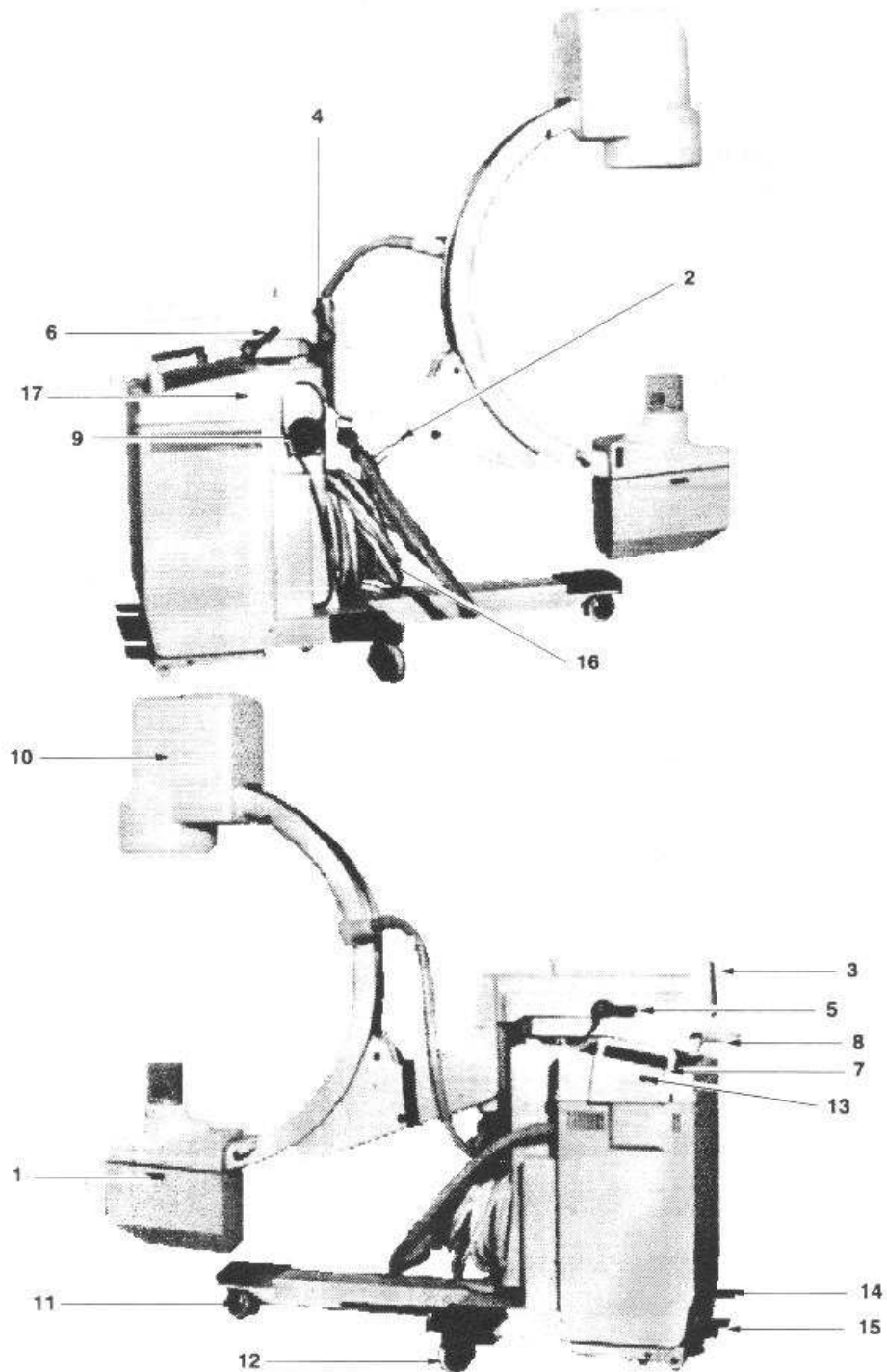


Fig. 1

Figura II.- Componentes del arco en C.

- 1) Cabezal de rayos X. Comprende el tubo de rayos X, el generador de alta frecuencia y un protector plástico limpio para el paciente.
- 2) Freno del movimiento orbital del arco en C.
- 3) Manija de deslizamiento del arco.
- 4) Freno de rotación.
- 5) Freno del movimiento horizontal.
- 6) Freno del movimiento pendulante.
- 7) Manija de ayuda para el traslado del equipo.
- 8) Manija de dirección de las ruedas.
- 9) Switch de pie para fluoroscopia con ganchos que sujetan el cable.
- 10) Sistema receptor de imagen. Intensificador de imagen.
- 11) Ruedas direccionables.
- 12) Ruedas laterales.
- 14) Pedal para soltar el freno.
- 15) Pedal para asegurar el freno.
- 16) Carro de interconexión entre la unidad móvil y el carro del monitor.
- 17) Switch manual de fluoroscopia (opcional).

4.- COMPONENTES DEL EQUIPO.-

Cualquier aparato de rayos X, con independencia de su diseño, consta de tres partes principales: el tubo de rayos X, la consola de control y la sección de alta tensión o generador.

4.1.- Tubo de rayos X.-

El tubo de rayos X de un arco en C (equipo portátil de fluoroscopia, usado en quirófano) es igual al tubo de rayos de un equipo de radiología convencional. Con su ánodo y cátodo, el ánodo puede ser también fijo o rotatorio.

4.2.- Sección de alta tensión.-

La sección de alta tensión es la responsable de convertir el voltaje bajo en kilovoltaje con la forma de onda apropiada. En el arco en C se encuentra dentro del cabezal donde se encuentra el tubo de rayos.

En fluoroscopia se utilizan tensiones de 40 a 100 kv.

La alimentación necesaria para estos equipos es la alimentación de alta frecuencia.

4.3.- Colimación.-

La adecuada colimación del haz de rayos X tiene el efecto primario de reducir la dosis del paciente al restringir el volumen del tejido irradiado. Además de reducir la dosis al personal quirúrgico.

En todos los casos de fluoroscopia el haz de radiación queda colimado, como máximo, al tamaño de la pantalla primaria del intensificador de imagen, aunque es posible reducir el campo de radiación mediante el control manual, a través de la consola de mandos, o dejarlo libre para radiografía y colocar el chasis contra el intensificador. No obstante esta última opción es cada vez menos frecuente ya que con los modernos sistemas de video es posible congelar la imagen y obtener fotografías de ella en papel, película convencional u otros soportes, cambiar en el acto la imagen del monitor de positiva a negativa y viceversa, rotarla, ampliarla y un amplio etcétera entre el que se encuentra la

posibilidad de instalar varios monitores de observación fuera de la sala de exploración.

4.4.- Filtración de los rayos X.-

Como material se emplean sobre todo el aluminio y el cobre, y para energías muy elevadas, el plomo. Los aparatos de radiodiagnóstico incorporan generalmente filtros de aluminio. En el caso de la fluoroscopia se añade un pequeño filtro de aluminio de 1 mm. para conseguir el filtrado deseado.

4.5.- Fallas del tubo de rayos del arco en C.- Si la sobrecarga térmica del ánodo del tubo de rayos X se mantiene durante períodos prolongados de tiempo, por ejemplo en el caso de fluoroscopia, la capacidad térmica del sistema de ánodo completo y de la carcasa del tubo de rayos X es el principal factor que condiciona la operación. Durante la fluoroscopia, la corriente del tubo de rayos X suele ser inferior a 5mA, en lugar de los centenares de miliamperios utilizados en radiografía. En tales condiciones, la tasa de disipación térmica desde el blanco rotatorio se equilibra con la tasa de producción de calor y rara vez produce defectos superficiales en el blanco. Sin embargo, el tubo puede fallar debido al calor continuo suministrado al conjunto del rotor (eje que hace girar el ánodo giratorio), al baño de aceite y a la carcasa del tubo de rayos X. Los soportes pueden averiarse, la envoltura de cristal fisurarse y la carcasa del tubo llegar a fallar.

4.6.- Consola de control.-

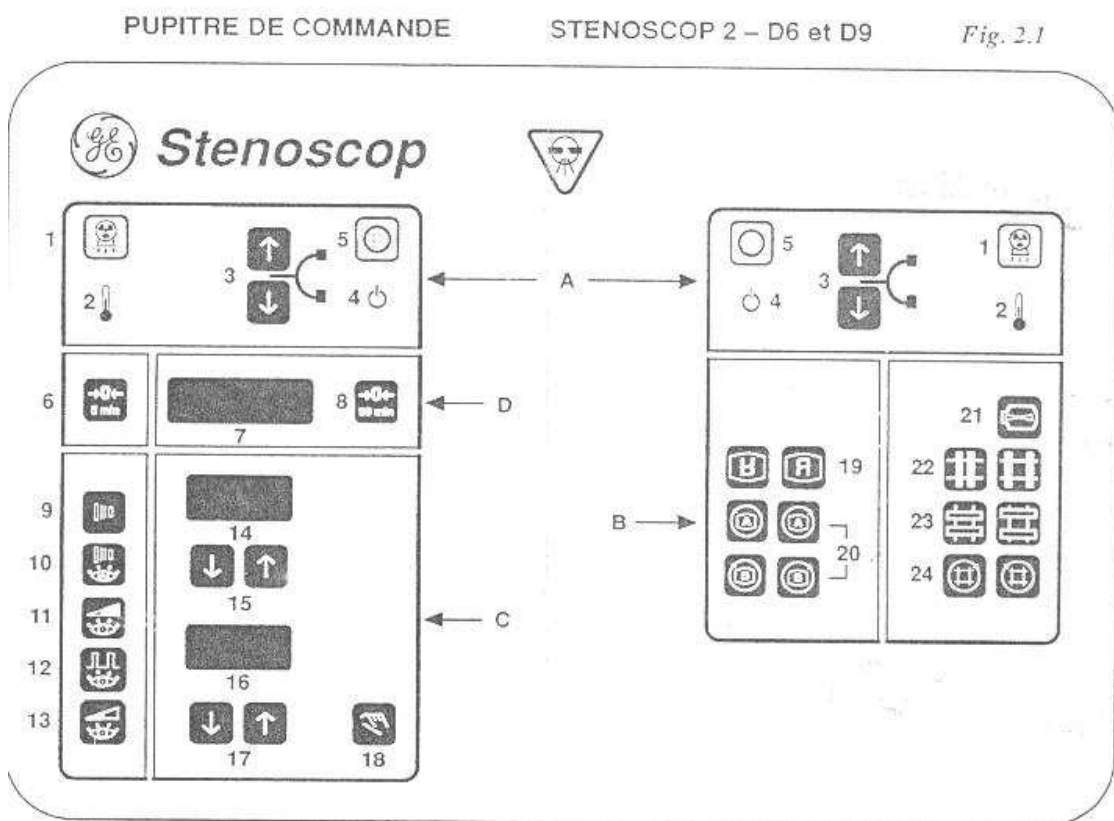


Figura III.- Descripción del teclado de control del arco en C.

4.6.1.- Comandos.- Los comandos están ordenados como sigue.

- A) Comandos de fluoroscopia y movimientos del arco en C arriba / abajo.
- B) Sistema de imagen (colimador, cámara, monitor de TV).
- C) Modos de operación y selección de parámetros de rayos X.
- D) Temporizador fluoroscópico y totalizador del tiempo de rayos X transcurrido.
- 1) Comando de exposición de rayos X. La fluoroscopia se inicia presionando ésta tecla cuando se selecciona el modo fluoroscopia. O si se ha seleccionado el modo radiográfico también se inicia el procedimiento con ésta misma tecla. Durante la emisión de rayos X, ésta tecla se enciende.
- 2) Indicador de sobrecalentamiento del tubo de rayos X.
- 3) Elevador del arco en C.
- 4) Luz verde "listo".
- 5) Control de apagado.

4.6.2.- Monitor y colimador.-

Nota sobre la operación del colimador.

En el modo radiográfico, el campo de rayos X está limitado por un apertura de más o menos 30 cm. dependiendo de las regulaciones locales.

En el modo fluoroscópico, el campo de rayos X está limitado por la apertura del tamaño correspondiente al campo dado por el intensificador de imagen.

- 22) Control de obturador opaco de colimador.
- 23) Control del obturador semitransparente del colimador.
- 21) Selección de zoom del campo.
- 19) Inversión de la imagen.
- 20) Rotación de la imagen.

4.6.3.- Modos de operación y selección de parámetros de rayos X.-

Modos de operación.-

- 9) Radiografía standard.
- 10) Fluoroscopia de un solo pulso.
- 11) Fluoroscopia de alta calidad.
- 12) Fluoroscopia pulsada.
- 13) Fluoroscopia standard.
- 18) Fluoroscopia manual. Cuando la tecla está iluminada: selección de kV / mA manual; con la tecla apagada: selección de kV / mA automático.

4.6.4.- Selección de los parámetros de rayos X.-

- 17) Selección de mA o mAs (teclas ↑ y ↓). Estas teclas se inactivan cuando se usa el modo automático de fluoroscopia.
- 15) Selección de kVp (teclas ↑ y ↓). Estas teclas se inactivan cuando se usa el modo automático de fluoroscopia.

4.6.5.- Totalizador de tiempo de rayos X.-

- 7) Totalizador de tiempo de rayos X. El tiempo de emisión es mostrado en minutos y segundos.
- 6) Medidor de tiempo que resetea a los cinco minutos.
- 8) Medidor de tiempo que resetea a los 99 minutos.

4.6.6.- Monitor de TV y carro móvil.-

El monitor está montado sobre un carro móvil que debe ir conectado al arco en C.

Nota.- Toda la conexión debe hacerse cuando aún no se ha enchufado el equipo.

4.6.7.- Modos fluoroscópicos de operación.-

a) Fluoroscopia con control automático de brillo.-

a) El personal deberá vestir delantal y guantes de plomo y permanecer lo más lejos posible del tubo durante el tiempo de exposición.

b) Seleccionar el modo fluoroscópico (tecla 13). La tecla se ilumina.

c) La fluoroscopia puede ser iniciada de dos formas distintas:

- Presionar el pedal de fluoroscopia.

- Presionar la teclas de control de rayos X en la consola de control (tecla 1).

El kV y el mA pueden ser ajustados automáticamente para un control de calidad consistente.

Al parar la secuencia de fluoroscopia la última imagen permanece en el monitor de TV.

Los valores de mA y kV están permanentemente desplegados en la consola del operador.

Los últimos valores de mA y kV permanecen retenidos cuando la fluoroscopia es interrumpida.

d) Se puede invertir la imagen del monitor de TV con “up-down” o “left-right”, si es necesario (tecla 19).

e) Presionar la tecla 20 para rotar la imagen del monitor.

f) Resetear el controlador de tiempo de fluoroscopia (tecla 6) a cero después de los cinco minutos de fluoroscopia.

Una luz roja que titila avisa al usuario 30 segundos antes del final de los cinco minutos de la fluoroscopia.

La fluoroscopia es interrumpida luego de cinco minutos si el controlador de tiempo no es reseteado.

g) Una luz roja se ilumina cuando la capacidad de calor del tubo está cerca de ser alcanzada.

h) El tiempo de emisión de rayos X es mostrado constantemente.

i) En caso de emergencia o corte de luz presionar la tecla “off”. El monitor también tiene una tecla de stop de emergencia.

b) Fluoroscopia con control manual de kV / mA.-

- Seleccionar el modo de fluoroscopia (tecla 13) la luz de la tecla se enciende.

- Presionar manual (tecla 18).

- Resetear el controlador de tiempo a cero (tecla 6).

- Seleccionar kV (tecla 14), el kV se muestra en la consola.

- Seleccionar mA (tecla 7), el mA se muestra en la consola.

- Comenzar fluoroscopia con la tecla 1 y ajustar kV, mA hasta obtener la mejor imagen.

5.- TÉCNICAS DE EXPOSICIÓN AUTOMÁTICA.-

En la actualidad pueden aplicarse varias técnicas de exposición automática, si bien corresponde al técnico radiólogo la responsabilidad de identificar ciertas características del paciente y de la estructura anatómica sujeta a examen.

Los sistemas de exposición automática asistidos por ordenador utilizan y cronómetro de exposición electrónico. La intensidad de radiación se mide mediante una célula fotoeléctrica o una cámara de ionización, y la exposición finaliza cuando se alcanza la densidad óptica adecuada en el receptor de imagen.

Los sistemas de rayos X de control automático no son completamente automáticos. Es incorrecto suponer que por el hecho de que el técnico radiólogo no tenga obligación de seleccionar los valores de kVp, mAs y tiempo de cada examen el sistema puede ser utilizado por un operador con menos conocimientos.

En general, el técnico ha de utilizar una guía para la selección de los ajustes de kVp y la densidad óptica. En ocasiones, sólo se ha de determinar la densidad óptica en función del tamaño del paciente. La selección de kVp es similar al método de kVp fija. Las selecciones de densidad óptica, por su parte, se definen mediante escalas numéricas que se adaptan a los diferentes grosores de la parte anatómica.

También es de vital importancia asegurarse de que el mecanismo de colimación confine el haz de rayos X sólo a la parte anatómica en estudio o en el receptor de imagen, por pequeño que sea. Una radiación dispersa excesiva influirá negativamente en la respuesta del control de exposición automática y reducirá el contraste de la imagen.

5.1.- Fotocronometraje.- El primer sistema de exposición automática fue el fotocronómetro, que incluía un dispositivo detector de la cantidad de radiación incidente en el receptor de imagen. A través de un circuito de realimentación electrónica, la exposición de radiación finaliza cuando al receptor de imagen llega un número suficiente de rayos X.

Para obtener imágenes mediante un fotocronómetro, el técnico radiólogo ha de seleccionar el valor adecuado de kVp, y el fotocronómetro hace el resto. La exposición concluirá cuando el receptor de imagen haya recibido la exposición de radiación adecuada.

Casi todos los fotocronómetros disponen de un margen de seguridad de 2 segundos. Así, si el fotocronómetro no finaliza la exposición cuando debe, se activará el circuito de seguridad secundario, que lo hará al cabo de 2 segundos.

6.- PANTALLA FLUOROSCÓPICA VS. INTENSIFICADOR DE IMAGEN.-

La pantalla fluoroscópica es un sistema cuya estructura básica es similar a la de una pantalla de refuerzo, gracias a la cual la imagen de radiación se convertirá en una imagen visible. La imagen fluoroscópica se caracteriza, entre otras muchas cosas, por su escaso brillo, motivo por el cual las exploraciones realizadas con la ayuda de este sistema han de hacerse en una sala oscura; para ello se requiere necesariamente que el operador adapte su visión a las bajas condiciones de luminosidad de la sala, con el fin de obtener la máxima información posible, lo que supone un serio inconveniente.

Además de los anteriores, las pantallas fluoroscópicas y las imágenes obtenidas con ellas presentan, o mejor sería decir presentaban, otros

inconvenientes importantes, por lo que este sistema fue sustituyéndose con el paso del tiempo por un sistema que lo mejoraba de manera muy notable.

De este modo se desarrollaron los sistemas de intensificación de imagen, en los que partiendo de la idea original de la pantalla fluoroscópica, se consiguió mejorar la imagen obtenida. Gracias a este sistema se elimina la necesidad de adaptación del observador a la oscuridad y, en definitiva, permite realizar exploraciones más fiables y con un mejor rendimiento de la radiación.

6.1.- Estructura de una pantalla fluoroscópica.-

Una pantalla fluoroscópica consta de varias capas superpuestas, cada una de las cuales estará compuesta por determinados materiales, con el fin de cumplir lo mejor posible el papel que tienen asignado.

La base de la pantalla fluoroscópica por lo general es de cartón, si bien en algunos casos este material fue sustituido por materiales plásticos. Por encima de la base se sitúa otra capa impregnada con alguna sustancia reflectante de color blanco, que suele ser el óxido o el carbonato de magnesio, cuya misión será la de reflejar la luz emitida por la capa fluorescente. A continuación, y por encima de la capa reflectante, se extiende la capa de material fluorescente. Por encima de esta capa fluorescente se extiende otra que recibe el nombre de capa protectora, cuya misión principal será la de proteger a la pantalla de la humedad, de ralladuras y en cierta manera también la debe proteger de la acción de la luz, tanto diurna como artificial, la cual, cuando es muy intensa y actúa durante un tiempo, puede alterar el funcionamiento de la propia pantalla reduciendo la intensidad de la emisión luminosa.

Por último, encima de la capa protectora se colocará una superficie de cristal plomado con el fin de atenuar parte de la radiación que llega al operador, ya que la pantalla de por sí no absorbe toda la radiación que a ella llega, y por eso es necesario actuar de alguna manera para minimizar la dosis recibida por el observador. El espesor equivalente del vidrio protector es de 2,5mm Pb cuando se utilicen tensiones de hasta 150 kV.

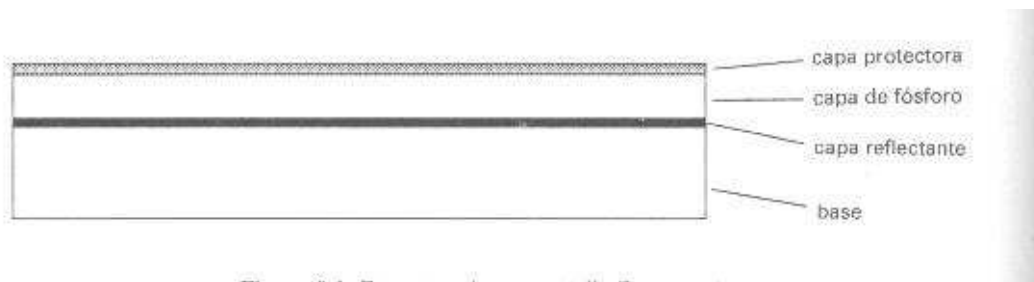


Figura IV.- Estructura de una pantalla fluorescente.

La composición de la capa fluorescente, que en definitiva es la encargada de transformar la imagen de radiación en imagen visible, suele estar compuesta por una mezcla de cristales de sulfuro de zinc y cadmio con alguna sustancia activadora, como puede ser el cobre, que servirá para reforzar la emisión luminosa de la pantalla, dentro del espectro amarillo verdoso. Aunque el tamaño de los cristales es generalmente pequeño, por el hecho de ir dispersos en una capa relativamente gruesa, producirán imágenes con una borrosidad intrínseca muy elevada.

6.2.- Rendimiento luminoso de la pantalla fluoroscópica.-

Como ya se dijo antes, en la fabricación de la capa fluorescente de la pantalla se añaden ciertas cantidades de sulfuro de zinc y cadmio con el fin de conseguir que la emisión de la pantalla se sitúe entre el amarillo y el verde. Ello es debido a que el ojo humano es inherentemente sensible a este tipo de emisión.

Respecto de la sensibilidad cromática del ojo humano es necesario hacer unas aclaraciones sobre la fisiología del mismo. Las estructuras oculares responsables de la visión son los conos y los bastones. En la figura V se muestra un corte transversal del ojo humano y su aspecto en una imagen de resonancia magnética. La luz que llega al ojo debe primero atravesar la córnea, una cubierta protectora transparente, y después el cristalino, donde la luz se enfoca en la retina.

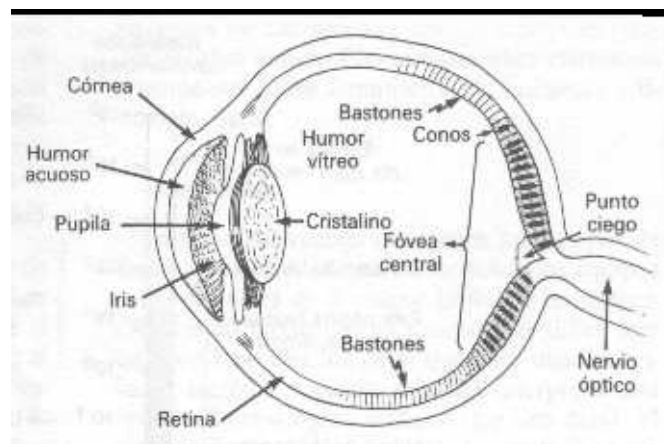


Figura V.- Aspecto de un ojo humano en RM y partes responsables de la vista.

Entre la córnea y el cristalino se encuentra el iris, que se comporta como el diafragma de una cámara fotográfica y controla la cantidad de luz que entra en el ojo. Si la luz exterior es muy brillante, el iris se cierra para dejar pasar una pequeña cantidad de luz. En cambio, en la oscuridad, por ejemplo, de una sala cinematográfica, el iris se dilata, se abre para permitir que penetre más luz al sistema ocular. Cuando la luz alcanza la retina es detectada por los conos y bastones. Los conos se agrupan en el centro de la retina, en una región denominada fovea central. Los bastones, por su parte, se concentran en la periferia de la retina.

Los bastones son muy sensibles a la luz tenue, con un umbral de visión de aproximadamente 10^{-6} mL. Los conos en cambio, son menos sensibles a la luz, con un umbral de sólo 10^{-2} mL, si bien responden a niveles intensos de luz, a diferencia de los bastones.

Por tanto, los conos se utilizan para la visión diurna, llamada fotocópica, y los bastones para la nocturna, dicha escotópica.

Por las características visuales que los distinguen, la visión de los conos es preferible a la de los bastones. En fluoroscopia se necesita el máximo detalle posible y, para conseguirlo, el nivel de brillo debe ser elevado. Ésta es la razón principal por la cual se desarrollaron los intensificadores de imagen para sustituir a las pantallas fluorescentes convencionales. La pantalla fluorescente ha de mirarse en condiciones de oscuridad después de 15 minutos de adaptación del ojo. El intensificador de imagen, por su parte, eleva la

iluminación en la región de visión de los conos, en la que se obtiene una agudeza visual máxima.

En resumen, el hecho de que todo lo relativo a este sistema se tradujera en inconvenientes y desventajas, hizo que la pantalla fluoroscópica cayera en desuso, para ser plenamente sustituida por los actuales intensificadores de imagen.

6.3.- Intensificación de imagen : Tubo intensificador de imagen.-

El tubo intensificador de imagen es un complejo dispositivo electrónico que recibe el haz remanente de radiación, lo transforma en luz visible e intensifica esta última. En la figura VI se ilustra el esquema de un tubo intensificador de imagen. El tubo se encuentra contenido normalmente en el interior de una envoltura de vidrio al vacío que le confiere mayor resistencia estructural. Para su instalación se monta dentro de un contenedor metálico que lo protege del trato brusco.

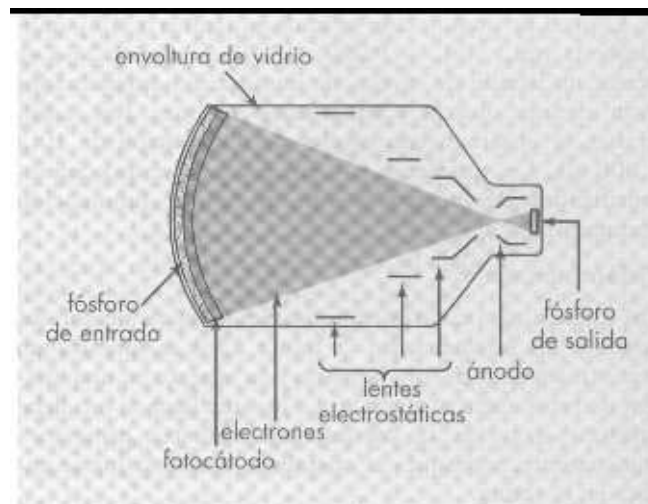


Figura VI.- El tubo intensificador de imagen convierte el modelo de haz de rayos X en una brillante imagen de luz visible.

Los rayos X que emergen del paciente e inciden sobre el tubo intensificador de imagen se transmiten a través de la envoltura de vidrio e interaccionan con el elemento fosforescente de entrada, que es yoduro de cesio (CsI). Cuando un rayo X impacta contra el fósforo de entrada, su energía se convierte en luz visible, de modo similar al de las pantallas intensificadoras usadas en radiografía.

El siguiente elemento activo del tubo intensificador de imagen es el fotocátodo, que está unido directamente al fósforo de entrada mediante una capa adhesiva fina y transparente. El fotocátodo consta de una fina capa de compuestos de cesio y antimonio que emiten electrones cuando son estimulados con luz. Este proceso se conoce por fotoemisión. Por tanto, el fotocátodo es una superficie fotoemisora. Este término se asemeja al de emisión termiónica, que denota la emisión de electrones por estimulación térmica. En la fotoemisión también se emiten electrones, pero la estimulación está producida por luz. El número de electrones emitidos por el fotocátodo es directamente proporcional a la cantidad de luz que incide sobre el mismo. En consecuencia, este número es proporcional a la cantidad de rayos X incidentes.

El tubo intensificador de imagen tiene una longitud de unos 50 cm. Entre el fotocátodo y el ánodo se mantiene una diferencia de potencial de unos 25.000 V, con lo que los electrones emitidos por el fotocátodo se aceleran en dirección al ánodo.

Al otro lado del ánodo se encuentra el elemento fosforescente de salida con el que, al impactar, los electrones producen luz. El ánodo es una placa circular con un orificio en su centro que permite el paso de los electrones hacia el fósforo de salida.

Si se desea obtener una imagen precisa, los electrones deben seguir un camino determinado desde el fotocátodo hasta el fósforo. La rama de la ingeniería se ocupa de que los electrones mantengan el camino adecuado es la optoelectrónica, así llamada porque los electrones emitidos por la superficie del tubo intensificador de imagen deben ser enfocados como si fueran rayos de luz. Los dispositivos encargados de este control reciben el nombre de lentes electrostáticas y están dispuestos a lo largo de todo el intensificador de imagen. Los electrones llegan al elemento fosforescente de salida con energía cinética alta y contienen la imagen del fósforo de entrada en forma reducida.

Cuando estos electrones de alta energía interactúan con el fósforo de salida se produce una considerable cantidad de luz. El elemento fosforescente de salida suele estar constituido por cristales de sulfuro de cadmio y cinc. Cada fotoelectrón que llega al mismo produce al impactar de 50 a 75 veces más fotones de luz de los que fueron necesarios para crearlo. En la figura VII se resume la secuencia de pasos implicada, desde la interacción inicial del fotón de rayos X hasta la imagen de salida.

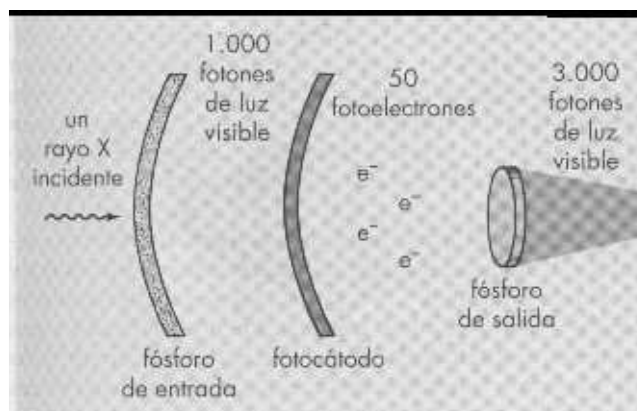


Figura VII- En un tubo intensificador de imagen cada fotón de rayos X incidente que interacciona con el elemento fosforescente de entrada produce un gran número de fotones de luz visible en el fósforo de salida. El intensificador de imagen mostrado en la figura posee una ganancia de 3.000.

6.4.- Iluminación.- La principal ventaja de los equipos de fluoroscopia provistos de intensificador sobre los convencionales es el mayor brillo de la imagen que ofrecen.

El nivel de iluminación se mide en Lamberts (L) y mililamberts (mL) (1L = 1000 mL). En la figura VIII se ofrece un listado de niveles de iluminación aproximados para algunos objetos y situaciones comunes. Las radiografías se observan con niveles de iluminación de 10 a 1000 mL. Los modernos equipos de fluoroscopia con intensificador de imagen poseen niveles de iluminación comparables.

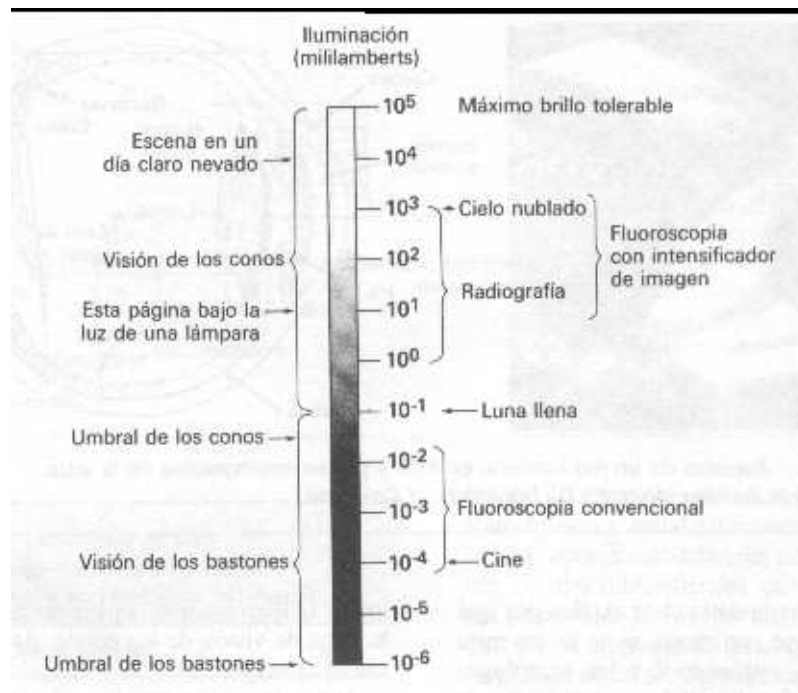


figura VIII.- El intervalo visual del hombre es amplio; abarca once órdenes de magnitud.

7.- CALIDAD DE LA IMAGEN INTENSIFICADA.-

La calidad de la imagen intensificada está influenciada por múltiples factores, entre los que hay que destacar el diseño y construcción del tubo de intensificación, los materiales utilizados como fósforos, así como el sistema utilizado para hacer visible la imagen intensificada, más concretamente el sistema de TV que se haya utilizado.

Para comprender mejor este aspecto es necesario definir una serie de conceptos relativos a los intensificadores de imagen que serán de gran utilidad.

- a) El cociente entre el número de fotones de luz que se producen en el fósforo de salida y el de fotoelectrones producidos en el fósforo de entrada se denomina ganancia de flujo.

$$\text{Ganancia de flujo} = \frac{\text{Número de fotones de luz en salida}}{\text{Número de fotones de rayos X en entrada}}$$

- b) La capacidad del tubo intensificador para aumentar el brillo se llama ganancia de brillo, y se calcula como el producto de la ganancia de reducción por la ganancia de flujo.

$$\text{Ganancia de brillo} = \text{Ganancia de reducción} * \text{Ganancia de flujo}$$

La ganancia de reducción es el cociente entre el cuadrado del diámetro del fósforo de entrada y el cuadrado del diámetro del fósforo de salida. El tamaño del fósforo de salida suele estar normalizado y varía entre 2,5 y 5 cm. Las dimensiones del fósforo de entrada oscilan entre 10 y 35 cm y se utilizan para señalar los distintos tipos de tubos intensificadores de imagen.

La ganancia de brillo de los intensificadores de imagen es de 5.000 a 20.000 y disminuye con la utilización y la edad del tubo. Antes o después será necesario reemplazar el intensificador.

c) La ganancia de brillo puede expresarse también por medio del factor de conversión que consiste en relacionar el brillo obtenido en el fósforo de salida, expresado en candelas/m², y el régimen de exposición, expresado en miliroentgen por segundo, mR/s, que se tiene en el fósforo de entrada.

$$\text{Factor de conversión} = \frac{\text{cd/m}^2}{\text{mR/s}} = \frac{\text{cd*s}}{\text{mR*m}^2}$$

Los principales factores que influyen en el factor de conversión, como es fácil de comprobar, serán, entre otros, la calidad y la cantidad de la radiación incidente, la emisión producida en el fotocátodo, la relación entre el área del fósforo de entrada y el de salida (factor de reducción de área), la tensión aplicada entre el fotocátodo y el ánodo y la luminosidad obtenida en el fósforo de salida. En los actuales intensificadores de imagen, el valor del factor de conversión varía entre 45 y 100, si bien en algunos casos se puede llegar a valores de hasta 200.

d) Definición y contraste.- La borrosidad de la imagen obtenida con el intensificador de imagen, es debida principalmente a la pantalla fluorescente del fósforo de entrada, que por ser la encargada de absorber los fotones de radiación ha de tener necesariamente un espesor relativamente grande; sin embargo, como la pantalla del fósforo de salida sólo recibe electrones, su grosor podrá ser extremadamente fino, lo cual tiene como consecuencia que la borrosidad intrínseca producida en ésta es prácticamente despreciable.

En cuanto a la borrosidad geométrica hay que decir que con las cargas utilizadas en el tubo de rayos X no hay ningún problema en utilizar un foco fino, por lo que la borrosidad debido al foco puede ser tan pequeña que no altere de forma notable la imagen obtenida con el intensificador. En general siempre será mayor el valor de la borrosidad intrínseca que el de la geométrica.

En lo que concierne al contraste de la imagen, el de la imagen electrónica amplificada es siempre menor que el de la imagen fluorescente de la pantalla primaria. Ello es debido a que en el camino recorrido por los electrones, desde la pantalla primaria hasta la secundaria, la dispersión producida en éstos, ocasiona una pérdida de contraste puesto que la pantalla secundaria no sólo será bombardeada por los electrones transferidos desde la pantalla primaria, sino también por los fotones dispersos que se han producido.

Otro factor que contribuye a reducir el contraste de la imagen intensificada es la emisión inversa de luz desde la pantalla de salida. Ésta tendrá lugar cuando algunos fotones luminosos pasen de la pantalla secundaria, a través de la lámina de aluminio que la recubre por su parte posterior, y se dirijan a través del tubo intensificador a la pantalla primaria, activando en ese momento el fotocátodo. Esta activación tendrá como consecuencia, la producción de fotoelectrones que se traducirá finalmente como incremento en el velo de la imagen y consecuentemente habrá una pérdida de contraste.

Pese a todo, la reducción del contraste del intensificador se puede compensar, e incluso mejorar, utilizando un sistema de registro adecuado, sobre todo en lo referente al uso del monitor de TV.

e) Fluctuación y ruidos fotónicos.- La cantidad de fotones, o cuantos, de un haz de rayos X por unidad de tiempo varían alrededor de un valor medio. Esta variación o fluctuación en la pantalla de visualización del intensificador, se traducirá como una masa de puntos que recibe el nombre de ruido fotónico.

En la intensificación de la imagen de radiación existen diferentes fases que van a producir diferentes tipos de fotones, de tal manera que los fotones de radiación que atraviesan al paciente se transformarán en fotones luminosos, los cuales se transformarán en fotoelectrones y éstos a su vez, nuevamente en fotones luminosos. La fluctuación fotónica será mayor cuanto menor sea la cantidad de fotones por unidad de tiempo, la cual contribuirá al ruido final de la imagen.

La cantidad de fotones que salen del paciente, es relativamente pequeña, debido a que la intensidad de radiación utilizada con el intensificador es baja. Una parte de esos fotones serán absorbidos por la pantalla de entrada del intensificador, produciendo en ella fotones luminosos que serán los portadores de la información necesaria para la formación de la imagen intensificada. Con esto se comprende fácilmente que en esta fase, la intensidad de la corriente fotónica, que es proporcional a los mA utilizados en el tubo de rayos X, será la que determine la cantidad de ruido y por tanto el nivel mínimo de información producido en la pantalla.

El ruido final de la imagen intensificada, es algo que no se puede eliminar y por ello es necesario mantenerlo en un nivel lo más bajo posible, para que la imagen intensificada tenga la mejor calidad. En general el moteado o fluctuación en los intensificadores de imagen se podrá variar cambiando los factores de exposición, de tal manera que cuando se incrementan éstos, aumentará el número de fotones absorbidos, lo cual producirá finalmente una disminución de la fluctuación fotónica.

Para que la imagen intensificada no quede gravemente afectada por el ruido, la intensidad de los rayos X que llegan a la pantalla de entrada ha de tener un valor mínimo. Esto se puede conseguir con la utilización de diafragmas ajustables mediante los cuales se puede eliminar toda la luz que se considere innecesaria en la pantalla de visión. Gracias a ello, se puede mantener la intensidad de radiación a un nivel en que el ruido tenga unos valores que puedan resultar aceptables.

- f) Resolución de la imagen.- Los intensificadores fabricados a base de sulfuro de cinc cadmio tenían una resolución de 1 a 2 pares de líneas por milímetro, pl/mm, lo que supone una resolución algo menor que la obtenida con la pantalla fluoroscópica convencional. Sin embargo, los fabricados en la actualidad con yoduro de cesio tienen una resolución de aproximadamente 4 pl/mm, mejora que es debida fundamentalmente al pequeño tamaño de los cristales utilizados y además, el grosor de la capa de fósforo es mucho más fina que en los anteriores, por lo que la perceptibilidad de los detalles será mayor en los actuales que en sus predecesores.

8.- MONITORIZACIÓN DE LA IMAGEN FLUOROSCÓPICA.-

El brillo de la imagen fluoroscópica depende principalmente de la estructura anatómica sometida a examen y del kilovoltaje (kVp) y la corriente instantánea (mAs). Estos valores de kVp y mAs en fluoroscopia pueden ser controlados por

el operador. La influencia de kVp y mAs en la imagen fluoroscópica es semejante a su influencia en la calidad de la imagen radiográfica. En general, en fluoroscopia se prefieren valores elevados de kVp y bajos de mAs.

La técnica fluoroscópica precisa será determinada según su propia formación y experiencia por el técnico radiólogo. En la tabla 1 se muestran valores de kVp fluoroscópicos correspondientes a varios tipos comunes de exámenes. No se ofrecen los valores de mAs porque serán variables en función de las características corporales del paciente y de la respuesta del sistema fluoroscópico. El equipo fluoroscópico permite también al técnico radiólogo seleccionar un nivel de brillo de la imagen que se mantiene automáticamente mediante los sistemas de control de brillo automático (CBA), control de exposición automática (CEA) o control de ganancia automática (CGA).

Tensiones de pico kVp fluoroscópicas y de película de punto habituales en exámenes fluoroscópicos de contraste	
Examen	kVp
Vesícula biliar	65 a 75
Nefrostograma	70 a 80
Mielograma	70 a 80
Enema de bario (contraste con aire)	80 a 90
Serie gastrointestinal alta	100 a 110
Intestino delgado	110 a 120
Enema de bario	110 a 120

Tabla I

8.1.- Monitorización por televisión.-

Si se emplea en fluoroscopia un sistema de monitorización por televisión, el elemento fosforescente de salida del tubo intensificador de imagen se conecta directamente al tubo de una cámara de televisión. El tubo de cámara de televisión más utilizado en fluoroscopia es el vidicón, que posee una superficie sensible de entrada del mismo tamaño que el fósforo de salida del intensificador de imagen. El tubo de cámara de televisión convierte la imagen luminosa en una señal eléctrica que se envía al monitor, donde se reconstruye la imagen en la pantalla del televisor.

Una ventaja muy importante que se obtiene al utilizar un monitor de televisión es que el brillo y el contraste se controlan de forma electrónica. Además, el monitor de televisión permite que varias personas observen la imagen fluoroscópica al mismo tiempo; incluso es frecuente conectar más monitores fuera de la sala de examen al servicio de otros observadores.

El monitor de televisión permite además grabar las imágenes electrónicas en formato electrónico para su ulterior reproducción y manipulación. El monitor de televisión es una parte fundamental de equipo de diagnóstico en fluoroscopia.

8.2.- Cámara de televisión.- La cámara de televisión está formada por una caja cilíndrica de unos 15 cm. de diámetro y 25 cm. de longitud. Esta caja contiene el tubo de la cámara de televisión, que es la parte esencial del aparato. También incluye las bobinas electromagnéticas que se utilizan para dirigir el haz de electrones dentro del tubo. En fluoroscopia se usan varios tipos de cámara de televisión, entre los que cabe destacar el vidicón y su versión modificada llamada plumbicón.

En la figura IX se ilustra un vidicón típico. La envoltura de vidrio cumple la misma función que en el tubo de rayos X: mantener el vacío en el interior y proporcionar un soporte mecánico a los elementos internos. Estos elementos internos son el cátodo y su cañón de electrones, las rejillas electrostáticas y el blanco, que actúa como ánodo.

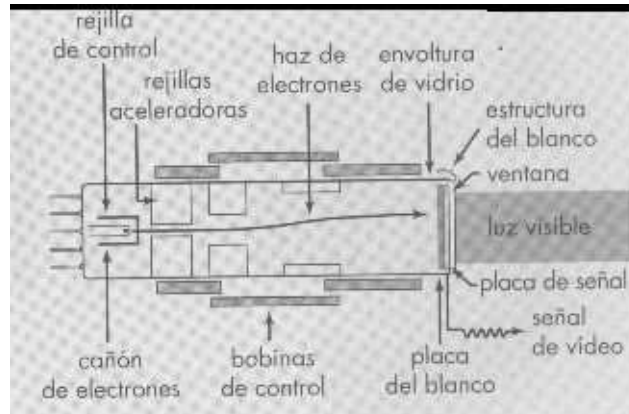


figura IX.- El tubo de cámara de televisión vidicón y sus diversos componentes.

El cañón del electrones es un filamento incandescente que suministra una corriente constante de electrones por emisión termoiónica. Estos electrones se agrupan en un haz electrónico gracias al control de la rejilla, que ayuda a acelerar los electrones en dirección al ánodo. El haz electrónico es después acelerado y enfocado por la acción de rejillas electrostáticas adicionales. El tamaño del haz y su posición se controlan mediante bobinas electromagnéticas externas denominadas bobinas de deflexión, bobinas de enfoque y bobinas de alineación.

Al llegar al ánodo, el haz electrónico atraviesa una estructura de malla de hilo metálico e interacciona con el blanco. El blanco está formado por tres capas unidas. La exterior se llama placa central o ventana, y es una parte fina de la envoltura de vidrio. En la parte interna del tubo se encuentra una fina capa de metal o grafito llamada placa de señal. Esta capa de señal es lo suficientemente fina como para transmitir la luz, pero lo bastante gruesa como para actuar como un conductor eléctrico eficaz. Debe su nombre al hecho de que conduce la señal de video fuera del tubo hacia el circuito de video externo.

En la parte interna de la placa de señal existe una capa fotoconductor de trisulfuro de antimonio. Sobre esta capa, denominada blanco o, simplemente, capa fotoconductor, impacta el haz electrónico. El trisulfuro de antimonio es un material fotoconductor porque cuando se ilumina conduce electrones, mientras que en condiciones de oscuridad se comporta como un aislante.

El mecanismo de funcionamiento del conjunto del blanco es muy complejo, si bien se puede describir sintéticamente del siguiente modo. Cuando la luz del fósforo de salida del tubo intensificador de imagen impacta contra la ventana, se transmite a través de la placa de señal hasta el blanco. Si el haz electrónico incide en la misma parte del blanco y al mismo tiempo, algunos de los electrones son conducidos desde el blanco a la placa de señal y, desde allí, al exterior del tubo como señal de video. Si tal zona del blanco está oscura no se produce señal de video. La magnitud de la señal de video es proporcional a la intensidad luminosa. Figura X.

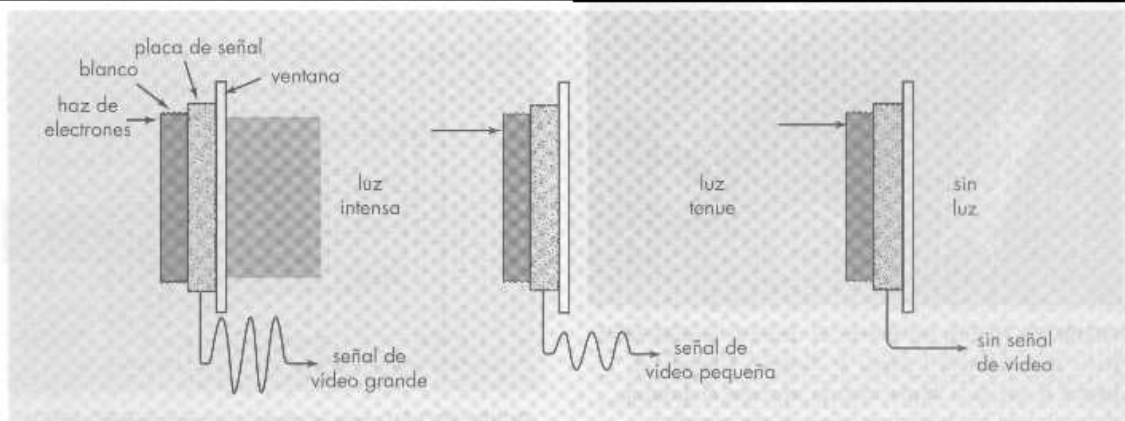


Figura X.-El blanco del tubo de una cámara de televisión conduce electrones que crean una señal de video sólo cuando se iluminan.

8.3.- Acoplamiento de la cámara de televisión.- Los tubos de los intensificadores de imagen y de las cámaras de televisión se fabrican de manera que el elemento fosforescente de salida del intensificador de imagen tenga el mismo diámetro que la ventana del tubo de la cámara de televisión, por lo general de 2,5 o 5 cm. Por lo general se aplican dos métodos alternativos para unir, o acoplar, el tubo de la cámara de televisión y el del intensificador de imagen. Figura XI.

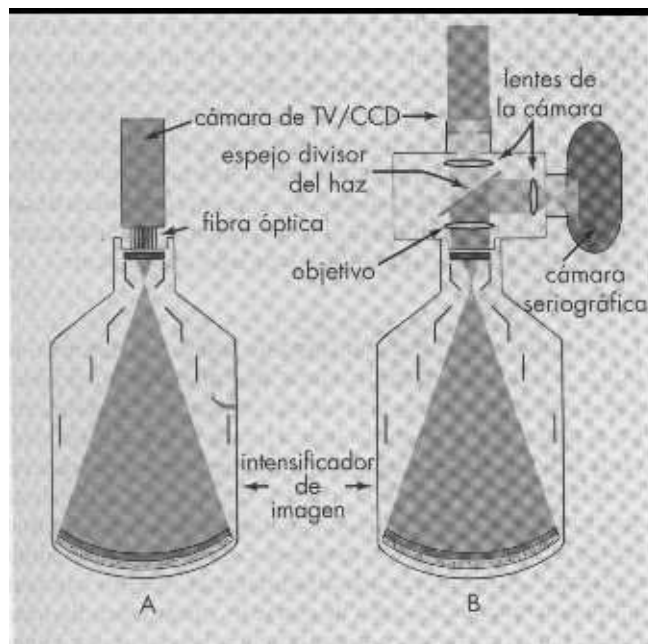


Figura XI.- Los tubos de las cámaras de televisión se acoplan para constituir el intensificador de imagen en dos formas posibles: A, fibra óptica; B, sistema de lentes.

El método más sencillo consiste en utilizar un haz de fibras ópticas. El haz posee un grosor de apenas unos milímetros y contiene miles de fibras por milímetro cuadrado de sección. Una ventaja de este método de acoplamiento se deriva de su pequeño tamaño, que facilita la manipulación de la torre del intensificador de imagen. Además, el acoplamiento obtenido es muy sólido y ofrece protección frente al posible trato descuidado.

Como principal inconveniente, sin embargo, este acoplamiento no permite añadir dispositivos adicionales, como cámaras de cine o de seriografía. Con este tipo de acoplamiento se han de utilizar casetes cargadas con película seriográfica.

Para conectar una cámara de cine o de seriografía se necesita un acoplamiento mediante lentes, mucho más voluminoso y que exige un trato cuidadoso. Es de vital importancia que tanto las lentes como los espejos mantengan sus ajustes con una precisión absoluta. Si se mueven de su posición se obtendrá una imagen borrosa. La lente llamada objetivo recoge la luz que emerge del fósforo de salida y la convierte en un haz paralelo. Para grabar la imagen en una película se ha de interrumpir el haz mediante un espejo divisor, que sólo transmite a la cámara de televisión una parte del haz, mientras que el resto de su energía se refleja de nuevo hacia la cámara de grabación. La magnitud de la reflexión está determinada por el tipo de cámara y de película empleados. Este sistema permite al técnico en fluoroscopia observar la imagen al tiempo que la graba.

8.4.- Monitor de televisión.- La señal de video se amplifica y se transmite por cable hasta el monitor de televisión, donde se transforma de nuevo en una imagen visible. El monitor de televisión es el elemento terminal del circuito cerrado que finaliza en la cámara en su otro extremo. Existen dos diferencias evidentes entre este circuito cerrado y el circuito de televisión común de los hogares. En fluoroscopia no existen ni canal de audio ni selector de canales. Por lo general, el técnico radiólogo puede manejar únicamente dos controles: brillo y contraste.

El núcleo del monitor de televisión es el tubo de imagen o tubo de rayos catódicos (TRC), que pueden verse en la figura XII. Este tubo presenta múltiples semejanzas con el de la cámara de televisión, con su envoltura de cristal, cañón de electrones y bobinas de enfoque y dirección del haz electrónico. En cambio, se diferencia de él en su tamaño (mucho mayor) y en que el ánodo está formado por una pantalla fluorescente con forro de grafito.

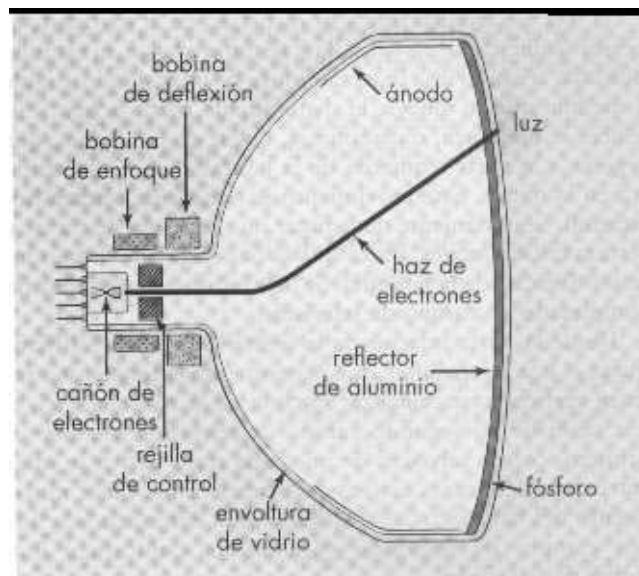


Figura XII.- El tubo de imagen de televisión (TRC) y sus principales componentes.

En el tubo de imagen se recibe una señal de video modulada. El término modulación indica que la magnitud de la señal de video es directamente proporcional a la intensidad de luz recibida por el tubo de la cámara de televisión. A diferencia del tubo de la cámara, el haz electrónico del tubo de imagen varía de intensidad según la modulación de la señal de video.

La intensidad del haz electrónico se modula mediante una rejilla de control unida al cañón de electrones. El haz se enfoca sobre la pantalla fluorescente de salida por la acción de las bobinas externas. En la pantalla, los electrones interactúan con el elemento fosforescente y producen una ráfaga de luz. El fósforo está compuesto por cristales lineales alineados en dirección perpendicular a la envoltura de cristal para reducir la dispersión lateral. Por lo común, está cubierto por una fina capa de aluminio que transmite el haz electrónico, pero refleja la luz.

8.5.- Imagen de televisión.- El proceso de formación de la imagen en el monitor de televisión es bastante complejo, aunque en términos generales se puede explicar de forma muy sencilla. En esencia, se trata de la conversión de la imagen de luz visible del elemento fosforescente de salida del tubo intensificador de imagen en una señal eléctrica de video creada por el haz electrónico constante del tubo de la cámara de televisión. La señal de video modula, o modifica, el haz electrónico del tubo de imagen, transformándolo en una imagen visible en la pantalla fluorescente del tubo de imagen.

Ambos haces electrónicos, el constante del tubo de la cámara y el modulado del tubo de la imagen, son haces de tipo lápiz finamente enfocados y sincronizados que se dirigen con precisión gracias a la acción de las bobinas electromagnéticas de cada tubo. Los haces son sincronizados, ya que están siempre en la misma posición al mismo tiempo y se mueven exactamente de la misma manera.

El movimiento de los haces electrónicos produce un patrón de barrido en la pantalla del tubo de imagen, como muestra la figura XIII. Aunque los siguientes párrafos están dedicados al tubo de imagen, pueden aplicarse de igual forma al tubo de la cámara de televisión, donde ocurre un fenómeno similar.

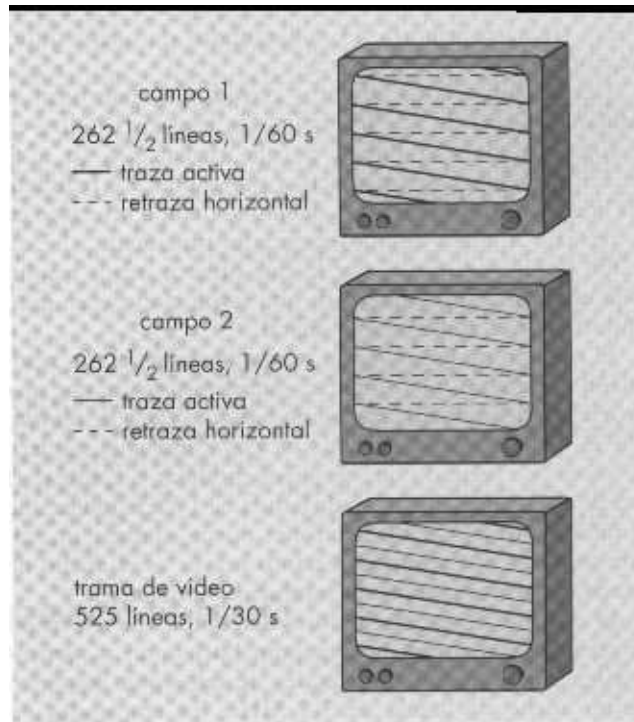


Figura XIII.- La trama de video se forma mediante un esquema de barrido de dos campos de video entrelazados.

El haz electrónico inicia su recorrido en el extremo superior izquierdo de la pantalla y se mueve hasta su esquina derecha, creando una línea luminosa de intensidad variable a medida que se mueve, la denominada traza activa. Entonces, se blanquea, o desconecta, el haz de electrones, que regresa a la parte izquierda de la pantalla, como se muestra en la figura. Este movimiento se denomina retraza horizontal. Seguidamente tiene lugar una sucesión de trazas y retrazas horizontales, hasta que el haz llega al extremo inferior derecho de la pantalla. Se dice entonces que el haz ha completado un campo de televisión.

Desde la parte inferior de la pantalla, se vuelve a blanquear el haz electrónico, que experimenta entonces una retraza vertical hasta alcanzar la cima de la pantalla. Así, el haz describe un segundo campo de televisión idéntico al primero, con la salvedad de que cada traza activa se sitúa entre cada dos trazas activas del primer campo. Este movimiento del haz electrónico se denomina entrelazado, y los dos campos de televisión entrelazados conforman una trama de televisión.

En los Estados Unidos, la corriente alterna es de 60 Hz, con lo que se producen 60 campos de televisión por segundo y 30 tramas por segundo (en Europa, la frecuencia es de 50 Hz, por lo que el número de campos es de 50 y el número de tramas de 25). Así, el parpadeo inherente a la proyección de películas, que es de 16 tramas por segundo, no se aprecia en la pantalla de televisión. El ojo humano no puede percibir este parpadeo cuando es superior a 20 tramas por segundo. Con una velocidad de 30 tramas por segundo, cada trama dura 33 milisegundos.

En el tubo de la cámara de televisión, a medida que el haz de electrones lee la señal óptica, ésta se va borrando. En el tubo de imagen, se desvanece la imagen de inmediato; de ahí su nombre de pantalla fluorescente. Por tanto, cada nueva trama transporta 33 milisegundos de nueva información.

Las emisoras y los circuitos cerrados de televisión se llaman sistemas de 525 líneas (en los Estados Unidos; en Europa son de 625 líneas) porque tienen 525 (o 625, en Europa) líneas de traza activa por trama. En realidad, las líneas por trama son 480, debido al tiempo invertido en la retraza. Algunos equipos especiales funcionan a 875 o 1.000 líneas por trama, por lo que ofrecen mejor resolución espacial. Estos equipos de alta resolución tienen gran importancia en fluoroscopia digital.

El número de líneas fija la resolución vertical. La resolución horizontal, por su parte, está determinada por una propiedad denominada ancho de banda o paso de banda, que es una frecuencia (medida en Hz) e indica el número de veces por segundo que se puede modular o cambiar el haz de electrones. Un ancho de banda de 1 MHz indica que la intensidad del haz de electrones puede cambiar un millón de veces por segundo. Cuanto mayor es el ancho de banda, mayor es también la resolución horizontal.

El objetivo de los diseñadores de equipos de televisión es crear aparatos con resoluciones horizontal y vertical iguales. Los equipos comerciales de televisión disponen de un ancho de banda de 3,5 MHz; los empleados en fluoroscopia son de 4,5 MHz, mientras que los sistemas de alta resolución de 1.000 líneas tienen un ancho de banda de 20 MHz.

Aunque estas cifras parezcan indicar una resolución muy elevada, el monitor de televisión continúa siendo el eslabón más débil de la cadena en las técnicas fluoroscópicas con intensificador de imagen. Un sistema de 525 líneas no supera los 2 pl/mm, aproximadamente, aunque con intensificador de imagen permitiría alcanzar hasta 5 pl/mm. Por tanto, para aprovechar al máximo las características de los intensificadores de imagen, ha de grabarse la imagen mediante una cámara fotográfica acoplada ópticamente.

9.- GARANTÍA DE CALIDAD Y CONTROL DE CALIDAD.-

Hoy en día, todos los centros médicos y hospitalarios desarrollan y aplican programas que garantizan una calidad óptima en la atención al paciente y las tareas de administración. Los centros de radiología para diagnóstico han sido pioneros en la promoción de programas de administración y atención al paciente de buena calidad. Existen dos áreas de actividad diseñadas específicamente para garantizar que los pacientes reciban un diagnóstico óptimo con un nivel de radiación y un coste suficientemente reducidos. Estos dos campos son la garantía de calidad (GC) y el control de calidad (CC). Ambos tipos de programas basan su éxito en el mantenimiento de un registro adecuado de las actividades.

9.1.- Garantía de calidad.-

Definición de garantía de calidad.- La noción de GC está relacionada con las personas. En radiología diagnóstica, un programa de GC efectúa un seguimiento de los pacientes desde la planificación inicial hasta su recepción, preparación para exámenes, relaciones personales con los técnicos radiólogos, sentimiento de seguridad y otros aspectos. El equipo de técnicos radiólogos y administrativos ha de procurar reducir el tiempo de espera del paciente, favorecer su educación en el ámbito de trabajo y garantizar que los resultados de los exámenes lleguen oportunamente a los médicos destinatarios.

Además, la GC está también relacionada con la interpretación de las imágenes. La enfermedad o el cuadro clínico del paciente han de coincidir con el

diagnóstico del médico radiólogo. Si se detectan variaciones, han de adoptarse las decisiones necesarias para mejorar la situación en el futuro. Para examinar el proceso puede llevarse a cabo un estudio denominado análisis de resultados. El comité encargado evalúa si el diagnóstico se preparó con prontitud, se distribuyó y se registró adecuadamente para facilitar ulteriores evaluaciones y si el médico y el paciente fueron informados en los momentos pertinentes. Todas estas actividades de los programas de GC son responsabilidad principalmente de los radiólogos y el equipo administrativo.

9.2.- Sistemas de garantía de calidad.- Clínicas y hospitales adoptan a menudo modelos de garantía de calidad para facilitar la implantación de estos programas. Así, por ejemplo, la Joint Commission on Accreditation of Healthcare Organization ha promovido un “proceso de seguimiento y evaluación en diez pasos” que, cuando se identifica un problema en el marco de la atención a un paciente, aplica un proceso en diez etapas para su resolución: 1) asignar las responsabilidades, 2) demarcar el ámbito de atención necesario, 3) identificar los aspectos relacionados con esta atención, 4) señalar los resultados que influyen sobre los aspectos de la atención, 5) definir límites al ámbito de evaluación, 6) recoger y organizar datos, 7) evaluar el nivel de atención cuando se alcanzan los resultados, 8) adoptar las acciones oportunas para mejorar esta atención, 9) evaluar y documentar las acciones y 10) comunicar la información a todos los implicados en el programa de GC de la organización. Para asegurarse de que exista un comité encargado de garantizar que se suministren servicios y atención al paciente de alta calidad, los organismos responsables han fomentado la adopción de modelos de GC en los centros médicos.

9.3.- Control de calidad.-

Definición de control de calidad.- El control de calidad se ocupa de los instrumentos y equipos usados en radiología. La finalidad de un programa de CC es garantizar que el médico radiólogo obtenga una imagen óptima como resultado del buen funcionamiento de los equipos. El CC se inicia con los equipos de rayos X utilizados para producir las imágenes, y sigue con una evaluación rutinaria de la instalaciones del procesado de la imagen. Este control finaliza con un análisis de las imágenes obtenidas, en busca de posibles defectos y de sus causas, con el fin de reducir al mínimo la necesidad de repeticiones de los exámenes.

El CC es un esfuerzo de equipo, aunque su responsabilidad principal recae en el físico médico. En los centros, clínicas y hospitales privados, el físico médico actúa como asesor externo y se encarga de definir el programa de CC y de supervisar su implantación en intervalos determinados por la actividad de la institución. En los grandes centros médicos, donde forma parte de la plantilla de profesionales, el físico médico se encarga de la realización de muchas de las actividades rutinarias de este programa y de la supervisión de las restantes. Con la ayuda de los técnicos radiólogos especializados en CC y de los ingenieros expertos en radiología, el físico médico podrá comprobar la aplicación de todas las medidas y observaciones necesarias.

Además de la obtención de imágenes de calidad óptima, existen otras razones que justifican la aplicación de un programa de CC en los centros radiológicos. Los registros de CC son importantes cuando algún paciente o empleado se ve

envuelto en un caso con repercusiones legales. Algunas empresas aseguradoras se hacen cargo de los costes de un proceso semejante sólo cuando se ha aplicado un programa de CC homologado. La Joint Commission on Accreditation of Healthcare Organization no concede su homologación a centros que no apliquen un programa de control de calidad. En la mayoría de los casos se requiere la regulación establecida por un programa de CC en ámbitos como la atención sanitaria y el control de radiación.

9.4.- Las tres etapas del control de calidad.-

En un programa de control de calidad se distinguen tres etapas principales: 1) pruebas de aceptación, 2) evaluación del funcionamiento rutinario y 3) corrección de errores.

Todo nuevo elemento de un instrumental de radiología, ya corresponda a los equipos de rayos X o a los de revelado, debe superar las pruebas de aceptación antes de poder aplicarse clínicamente. Las pruebas de aceptación son realizadas con el objeto de mostrar que los equipos funcionan con arreglo a las especificaciones de los fabricantes. Con el uso, cualquier equipo se deteriora y pueden producirse fallos en su funcionamiento, por lo que se requieren labores periódicas de evaluación y mantenimiento. En la mayoría de los sistemas suele bastar con una evaluación anual, salvo en el caso en que se haya sustituido un componente importante de algún equipo como, por ejemplo, el tubo de rayos X.

9.5.- Control de calidad en fluoroscopia.-

Los procedimientos fluoroscópicos producen las dosis de radiación individuales en el paciente más elevadas de las diversas técnicas radiológicas. La dosis cutánea de entrada de una persona adulta alcanzará un valor promedio de 3 a 5 rad por minuto (30 a 50 mGy por minuto) durante la fluoroscopia, lo cual se traduce en una dosis cutánea media de hasta 10 rad para la mayoría de los exámenes fluoroscópicos. Las dosis en el paciente pueden reducirse al mínimo se aplican medidas adecuadas de control de calidad. Algunas de estas medidas se realizarán con mayor frecuencia cuando se produzcan cambios importantes en los componentes de la consola del operador o el generador de alta tensión.

9.6.- Tasa de exposición.-

Las leyes estatales exigen que en condiciones normales de funcionamiento la tasa de exposición cutánea de entrada (ECE) no superen los 100 mGy por minuto. En los procedimientos angiointervencionistas, el fluoroscopio puede estar provisto de un control de alto nivel que permita obtener dosis de ECE de 200 mGy por minuto.

Las medidas deben realizarse con un dosímetro de radiación de precisión para garantizar que no se superen estos niveles. Puede requerirse el empleo de filtros de lucita, aluminio, cobre y plomo para determinar la adecuación de los sistemas de estabilización de brillo automática utilizados.

9.7.- Sistemas de exposición automática.-

Todos los fluoroscopios están provistos de algún tipo de sistema automático de estabilización de brillo, control de brillo o control de exposición. Todos estos sistemas actúan de modo semejante al fotocronómetro (dispositivo de control

de exposición automático) de un equipo radiográfico, para producir un brillo de imagen constante en el monitor de video con independencia del grosor o el tipo de estructura anatómica sometida a examen. Estos sistemas suelen fallar o deteriorarse con el uso, por lo que deben evaluarse con periodicidad, al menos, anual.

Esta evaluación se realiza determinando que la exposición de radiación en el elemento fosforescente de entrada del tubo intensificador de imagen sea constante, con independencia del grosor del tejido examinado. Con el fantoma de pruebas colocado en su lugar, el brillo de la imagen del monitor de video no debe variar de modo perceptible cuando se incierten en el haz elementos de distintos grosores. Se toma entonces una medida de la tasa de exposición de entrada con respecto al tubo intensificador de imagen, que debe situarse en el intervalo comprendido entre 0,1 y 0,4 μGy por segundo.

10.- RECUERDO ANATÓMICO DE LAS VIAS BILIARES.-

Debido a la relación estrecha que tienen hígado y vías biliares haré una pequeña introducción que describe al hígado.

El hígado desempeña también papeles vitales en la digestión. Es el órgano interno más grande del cuerpo, una verdadera fábrica química que pesa 1 ½ kg., y presenta una extraordinaria variedad de procesos y productos. Almacena y libera carbohidratos, desempeñando un papel central en la regulación de la glucosa sanguínea. Procesa aminoácidos, los convierte en carbohidratos, los canaliza a otros tejidos del cuerpo y con ellos sintetizan proteínas esenciales, tales como enzimas y factores de coagulación. Es la fuente principal de las lipoproteínas del plasma, incluyendo LDL y HDL, que transportan colesterol, grasas y otras sustancias insolubles en agua en el torrente sanguíneo. Almacena vitaminas solubles en grasas, como la A, B y E. Produce bilis (que almacena luego en la vesícula biliar). Degrada la hemoglobina de los glóbulos rojos muertos o dañados a bilirrubina, un pigmento amarillo; la bilirrubina es liberada en la bilis y excretada a través del tubo intestinal.

10.1.- Vías biliares intrahepáticas.- Las vías biliares tienen su origen en canalículos intralobulillares que terminan en canales perilobulillares. Estos desembocan en conductos biliares más voluminosos que discurren por las vainas de la cápsula de Glisson, acompañados de una ramificación de la vena porta y de la arteria hepática. Los conductos biliares se reúnen en el hilio en dos conductos principales, derecho e izquierdo. Estos dos conductos son las ramas de origen del conducto hepático.

10.2.- Las biliares extrahepáticas.- Las dos rama de origen del conducto hepático están situadas delante de las ramas de división de la vena porta y de la arteria hepática. La rama derecha es más corta que la izquierda.

Estas dos ramas se reúnen y forman el conducto hepático. A éste continúa el conducto colédoco, que desemboca en la segunda porción del duodeno. Por último, en el punto de reunión del conducto hepático con el conducto colédoco, se anastomosa el conducto cístico que termina en un reservorio, la vesícula biliar.

10.3.- Configuración exterior.-

- 1) **Conducto hepático.-** Este conducto tiene una longitud de 2 a 3 cm y un calibre de 5 mm por término medio.
- 2) **Conducto colédoco.-** Tiene una longitud de 4 a 5 cm. Su diámetro es, por término medio, de 5 mm, pero este conducto no es regularmente cilíndrico; se estrecha de arriba abajo.
El colédoco, dirigido hacia abajo, atrás y a la derecha, no es rectilíneo; describe una doble curva, cuya concavidad, dirigida adelante y a la derecha, comprende la cara posterior de la primera porción del duodeno. Se distinguen en el conducto colédoco tres porciones: una porción retroduodenal, otra retropancreática y otra intraduodenal.
- 3) **Vesícula biliar.-** Es un reservorio membranoso situado en la cara inferior del hígado, en la fosita cística.
La vesícula tiene la forma de una pera, de extremo grueso anterior, cuyo eje está dirigido oblicuamente arriba y atrás. Tiene una longitud de 10 cm y un ancho de 3 a 4 cm.
Se distinguen en la vesícula un fondo, un cuello y un cuerpo.
Fondo.- El fondo es el extremo anterior redondeado de la vesícula. Excede la escotadura cística del borde anterior del hígado en 1 a 1,5 cm de extensión.
Cuerpo.- El cuerpo de la vesícula, algo aplanado de arriba abajo, presenta una cara superior y una cara inferior. La cara superior se relaciona con la fosita cística de la cara inferior del hígado. La cara inferior está cubierta por el peritoneo de la cara inferior del hígado.
Cuello.- El cuello, de 2 a 3 cm de longitud, tiene la forma de un cono cuya base continúa el cuerpo de la vesícula biliar y cuyo vértice se continúa con el conducto cístico.
- 4) **Conducto cístico.-** Se extiende del cuello de la vesícula biliar al punto de unión de los conductos hepático y colédoco. Tiene de 3 a 4 cm de longitud y su calibre, igual a la mitad del conducto hepatocolédoco, es de 2,5 mm. Cuando está distendido, el conducto cístico presenta un aspecto sinuoso debido a la presencia de abolladuras que separan surcos poco profundos.

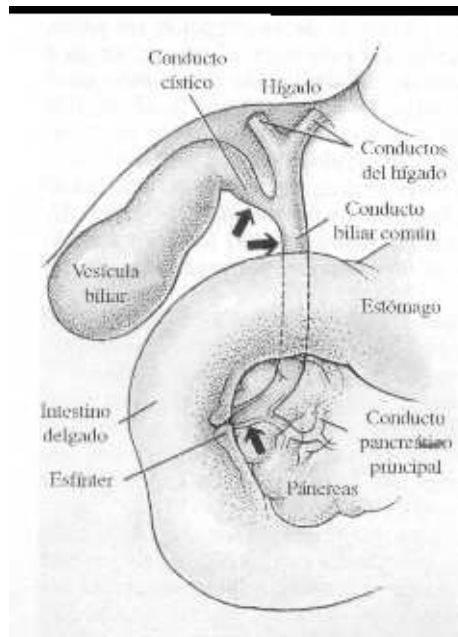


Figura XIV.- Conductos del hígado, la vesícula biliar y el páncreas, que se fusionan poco antes de vaciarse en el intestino delgado a través de un esfínter en su pared. Las flechas indican los sitios en que se alojan típicamente los cálculos biliares. Los cálculos biliares, que consisten principalmente en colesterol, se forman cuando se altera el delicado equilibrio en las concentraciones relativas de los ingredientes de la bilis. El conducto biliar común es también llamado colédoco. La unión entre el conducto cístico y el colédoco es llamada cuello de la vesícula biliar.

11.- DESCRIPCIÓN DE LITIASIS BILIAR.-

Es una enfermedad frecuente en ambos sexos. Estadísticas occidentales señalan –aproximadamente una prevalencia entre 10 y 20 % en los varones y entre 15 y 30 % en las mujeres. La ecografía abdominal hizo sencillo, barato y rápido su diagnóstico.

Se consideran dos tipos de litiasis: de cálculos de colesterol y de cálculos pigmentarios.

Factores ligados a alteraciones metabólicas del colesterol y de los ácidos biliares, hacen que esta patología se observe más en mujeres obesas, en los que realizan dietas pobres en fibras vegetales y ricas en hidratos de carbono, e hipercalóricas, y también en los tratamientos prolongados con estrógenos o fibratos. La formación de cálculos depende de un desequilibrio entre las sales biliares que actúan como detergente sobre el colesterol.

La sintomatología de la litiasis biliar es frecuentemente nula y el hallazgo ecográfico por una rutina común. Una cuarta parte de los pacientes presenta cólicos. La litiasis se manifiesta con el cólico biliar y las complicaciones.

Las complicaciones de la litiasis biliar son: infecciones agudas de la pared vesicular (colecistitis aguda), infección crónica de la pared vesicular (colecistitis crónica), implantación de un cálculo en el cístico que dilata la vesícula biliar (vesícula hidrópica), infección del contenido biliar (empiema vesicular), infección de la pared vesicular y su serosa (pericolecistitis aguda), perforación hacia el peritoneo de una vesícula infectada (peritonitis biliar), perforación a una víscera hueca con vaciamiento del contenido biliar (fístula

colecistoentérica), obstrucción intestinal por la migración de un cálculo (íleo biliar) y migración coledociana de la litiasis con obstrucción (síndrome coledociano). También pueden formarse cálculos en el mismo colédoco dilatado.

Otra complicación de la litiasis es la que produce la migración coledociana de un cálculo que compromete al conducto de Wirsung y ocasiona pancreatitis aguda.

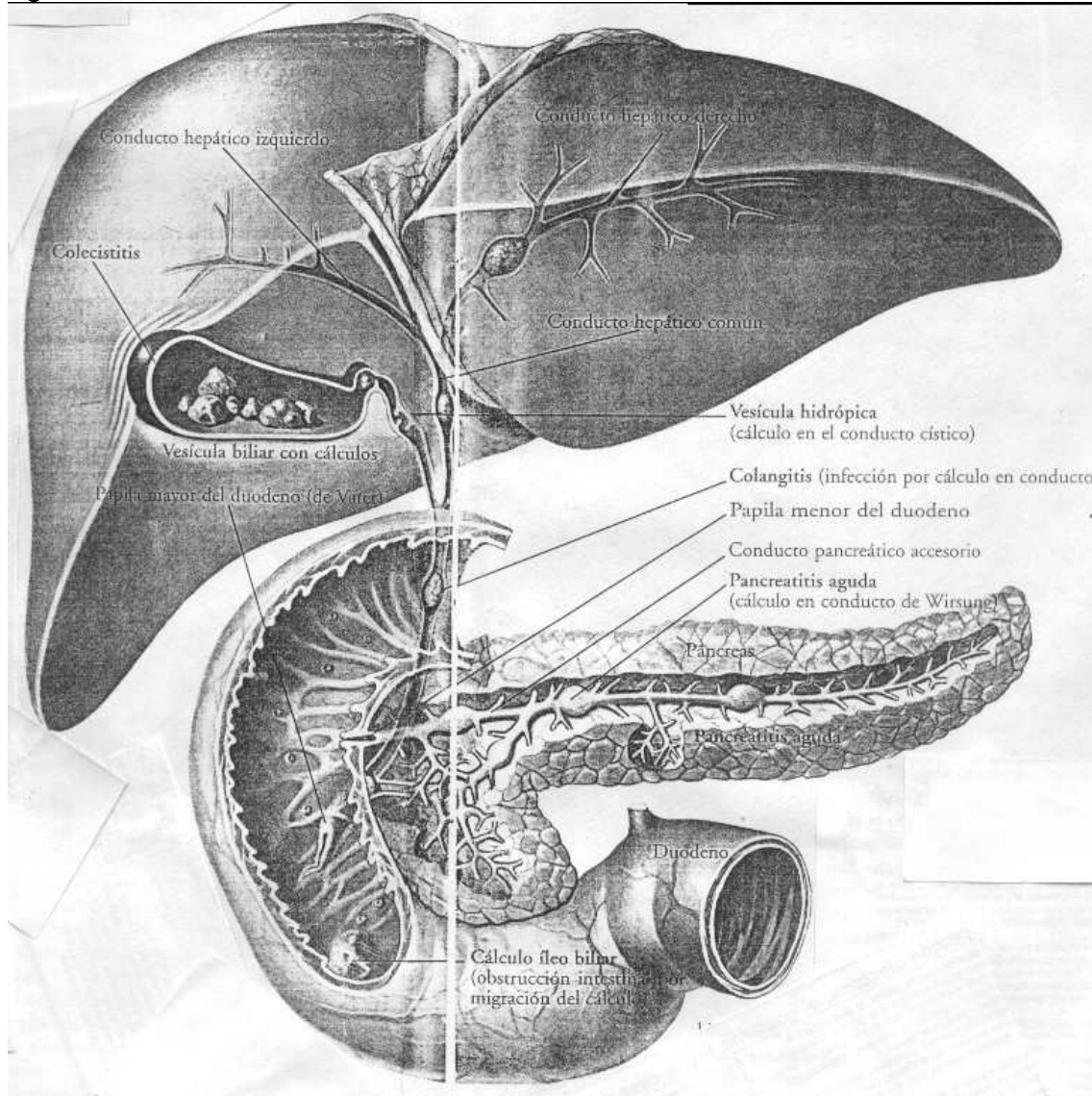


Figura XV .- Lugares más comunes en donde se pueden encontrar los cálculos.

12.- CONCEPTO DE COLANGIOGRAFÍA .-

El trabajo en sí se basa en la detección de litiasis biliar a través de un estudio llamado colangiografía intraoperatoria ya que también existen la colangiografía postoperatoria, la colangiografía intravenosa y la colangiografía transparietohepática por las que también se pueden detectar cálculos, pero me basé solamente en la intraoperatoria.

12.1.- Colangiografía intraoperatoria.-

La colangiografía operatoria es un método utilizado por los cirujanos para detectar cálculos en el colédoco en el momento de la exploración quirúrgica.

Previamente a la realización de colangiografía intraoperatoria, entre el 15 y el 25% de los cálculos en el colédoco no eran vistos en cirugía, mientras que esta cifra se reduce al 1-5 % cuando se realiza la colangiografía intraoperatoria.

La mayor parte de las fallas de este método está en utilizar una técnica radiográfica inadecuada, a pesar de lo cual su fiabilidad diagnóstica supera el 90 %. En aproximadamente el 1-5 % existen falsos negativos, es decir, no se ven cálculos que existen, y aproximadamente en el 6 % de los casos existen falsos positivos, hay cálculos diagnosticados que luego no se encuentran.

Los elementos necesarios en la intervención quirúrgica son:

- Bomba de succión que aspira los líquidos de desecho.
- Carro de anestesia.
- Carro de laparoscopia en el que se encuentra el monitor, con el cual se puede seguir la operación.
- Desfibrilador.
- Bateas para esterilizar.
- Camilla que es donde se encuentra el paciente.
- Mesa quirúrgica la cual contiene los elementos esterilizados.
- Lámpara cialítica que es la que da la luz necesaria para la intervención.



Figura XVI.- Imagen de una colangiografía intraoperatoria. Se pueden apreciar los conductos libres de cálculos.

12.2.- La **colangiografía postoperatoria** se obtiene habitualmente entre el séptimo y décimo día después de la cirugía. Permite demostrar la vía biliar a través del tubo de Kehr y así descartar la presencia de cálculos en su interior. El método es muy sencillo y debe ser realizado antes de la retirada definitiva del tubo de drenaje.

12.3.- La **colangiografía transparietohepática** se realiza a través de una punción en la pared lateral del abdomen, en la línea axilar media, con anestesia local, realizando la inyección del contraste mientras se va retirando la aguja con visualización radioscópica. Debe ser opacificada toda la vía biliar, siendo necesario realizar una punción epigástrica si la vía biliar intrahepática izquierda no se opacifica.

Son necesarios cambios en la posición del paciente y la elevación de la mesa para que el medio de contraste se desplace por gravedad al sector distal de la vía biliar y sectores intrahepáticos no opacificados en la posición de decúbito.

13.- MEDIOS DE CONTRASTE.-

Para representar radiográficamente los órganos huecos se intentó rellenarlos con sustancias que tuvieran un peso atómico mucho más elevado que los componentes de las partes blandas, para conseguir así un contraste positivo que destacara su morfología. A estas sustancias se les denomina contrastes positivos. Se comenzó a experimentar con el bismuto ($Z=83$), pero, al presentarse dificultades en la preparación de sus compuestos, se sustituyó por el bario ($Z=56$), en forma de sulfato de bario, que presenta las ventajas de su baratura, su estabilidad y la ausencia de toxicidad, por lo que se emplea de modo casi universal en las exploraciones del aparato digestivo.

Otras veces se emplean sustancias de concentración selectiva en ciertos órganos que contienen algún átomo de peso atómico elevado, como ocurre con la vesícula biliar y el riñón, que se explora con compuestos que presentan algún átomo de yodo ($Z=53$), de modo que provoque la densidad radiológica necesaria para la representación de la vesícula y de las vías biliares o de las vías excretoras renales.

En otras ocasiones los contrastes iodados se introducen directamente en los órganos, como el útero, la vejiga urinaria, en arterias y venas, corazón, etc., consiguiéndose una buena representación morfológica del órgano estudiado.

Los contrastes negativos son los que presentan menos densidad que las partes blandas, y al introducirlos en ellas mostrarán la morfología de la zona donde se introduzcan por absorber mucha menos radiación y mostrar mayor radiotransparencia que las zonas vecinas. Se emplean sobre todo los gases, sea el aire o el oxígeno, que se pueden introducir en articulaciones, en sistema nervioso, en cavidades quísticas, etc., presentando la ventaja de su progresiva reabsorción por el organismo.

Medios de contraste radiológico

Positivos:

- Bario(Ba)

Estudios de aparato digestivo: esófago, estómago, bulbo duodenal, intestino delgado y grueso. Vía oral.

- Yodo (I)

Estudios renales: urografía intravenosa, cistografía, ureterografía.

Estudios vasculares: arteriografía, angiocardiógrafía, aortografía, flebografía.

Vesícula: colangiografía .

Broncografía, mielografía, linfografía.

Negativos:

Aire, oxígeno

Articulaciones, sistema nervioso central, aparato digestivo (doble contraste).

Entonces para nuestro estudio específico de vías biliares se usa yodo como contraste.

14.- PREPARACIÓN DEL PACIENTE.-

La preparación quirúrgica habitual será llevada a cabo por el personal de cirugía.

El personal quirúrgico presente en una sala de quirófano es: cirujano a cargo de la intervención, residente de cirugía, instrumentista quirúrgica, instrumentista que entrega los elementos necesarios para la intervención pero que se encuentran en campos externos (pero esterilizados), por ejemplo una sonda y médico anesthesiólogo.

Procedimiento.-

- El técnico radiólogo tiene que acondicionarse al área quirúrgica.
- El tubo de RX se cubre con un campo para protegerlo.
- Los cables del equipo de RX tienen que estar sobre la columna del mismo para no tocar el campo quirúrgico.
- Antes de ingresar al quirófano hay que proveerse de la ropa correspondiente (camisolín o ambo estériles, botas, barbijo, gorro), hay que lavarse las manos y utilizar guantes descartables.
- Hay que asegurarse de que el equipo de RX funcione y de tener todos los elementos necesarios antes de que el cirujano haga la primer incisión.
- El técnico radiólogo va a estar frente al cirujano.
- Una vez que el cirujano extirpa la vesícula biliar, le va a colocar una catéter (conducto de Kehr) en el conducto colédoco al paciente.
- En el caso de que el servicio cuente con chasis y la parrilla para poder obtener imágenes en placas radiográficas, el técnico radiólogo por debajo del campo quirúrgico, sin tocar la cara anterior del mismo, va a colocar el chasis y la parrilla en una especie de cajón que hay entre el paciente y la mesa. Para poder sostener el chasis con la parrilla, se atan con una venda dejando los lasos para luego poder sacarlo. En el caso de que se tenga en el servicio papel para poder imprimir las imágenes necesarias, se lo hace a través de solamente darle la orden a la computadora del monitor que congela la imagen y la imprime.
- Se focaliza el tubo de rayos X del arco en C en el lugar que el cirujano necesite.
- El cirujano suministra el medio de contraste por medio del tubo de Kehr y pide al técnico radiólogo los rayos X, ocasión para la cual el técnico debe estar atento y seguir las instrucciones del cirujano, ya que puede ser que se necesite subir un poco más arriba del cuerpo del paciente con los rayos X, o en su defecto más abajo; en definitiva cualquier cosa que el cirujano necesite para encontrar lo que busca.
- El cirujano va a avisar cuándo se tiene que hacer el disparo (en el caso de tener chasis o papel para imprimir la imagen).

15.- RADIOPROTECCIÓN EN QUIRÓFANO.-

El personal intervencionista debe:

- Usar blindajes protectores (delantales plomados, collarines, etc.) y conocer cómo posicionarse con respecto a la máquina (en zonas de baja dosis).
- Si el haz es horizontal permanecer al costado del intensificador de imagen.

En los equipos en los que se combinan la radiografía y la fluoroscopia se cuida al máximo los niveles de protección de los tubos contra las posibles fugas de radiación, por lo que se observa al detalle la fabricación de éstos y sobre todo la carcasa exterior, de un metal altamente absorbente y con el espesor necesario.

16.- MANTENIMIENTO DEL ARCO EN C.-

16.1.- Limpieza del equipo.-

El equipo debería ser limpiado frecuentemente, particularmente si se usan químicos corrosivos.

La limpieza es una parte esencial del mantenimiento del equipo.

Las ruedas deben ser limpiadas para remover cualquier material extraño que se pueda haber acumulado.

Usar un paño humedecido con agua tibia jabonosa para limpiar el panel de la consola de control.

No usar limpiadores o solventes de ninguna naturaleza porque pueden borrar el teclado.

Otros lugares se deben limpiar con un paño humedecido con un buen limpiador que no corra las superficies de metal.

16.2.- Paños estériles.-

El interior del arco en C, el cabezal de rayos X y el intensificador de imagen pueden ser cubiertos con paños estériles.

16.3.- Limpieza del monitor.-

No tocar la pantalla con los dedos ya que las impresiones de los dedos son difíciles de remover.

La pantalla está metalizada para no ser reflectora.

La limpieza de la pantalla debe hacerse con una solución limpiadora especial para paneles antirreflectores y con papel tissue para lentes.

CONCLUSIONES.-

La función principal del arco en C es ayudar al equipo médico en quirófano a observar las estructuras de interés ya sean vías biliares, intervenciones traumatológicas, etc. En el caso especial de vías biliares, la fluoroscopia necesita de medios de contraste (sustancias iodadas) para resaltar el trayecto de las vías biliares, observando de esta manera si éstas están libres de cálculos.

Si durante el examen fluoroscópico el cirujano observa algún detalle de interés que merezca la pena conservar para profundizar en el estudio, se puede realizar una radiografía llamada seriografía, con una breve interrupción del examen dinámico.

Ante todo este movimiento el técnico debe estar atento a las órdenes dadas por el cirujano, además de, por supuesto, tener conocimiento del equipo que maneja.

Este examen es de mucha ayuda al cirujano ya que de esto depende la confirmación de una buena intervención quirúrgica.

BIBLIOGRAFÍA.-

- Apuntes de Cruz Roja.
- Bushong, Stewart C. Manual de radiología para técnicos. Física, Biología y protección radiológica. 6ª edición.1999.
- Bushong, Stewart C. Manual de radiología para técnicos. Física, Biología y protección radiológica. 5ª edición.1993.
- Curtis, Helena; Barnes N. Sue. Biología. Quinta edición.1988.
- Internet.
- Manual de operación del equipo Stenoscop D6/D9 de General Electric.
- Pedrosa, César S.; Casanova, Rafael. Diagnóstico por imagen. Compendio de radiología clínica. 1987.
- Rico, Javier González; Delabat, Ricardo G.; Muñoz Beltrán, Cayetano. Tecnología radiológica. Rayos X. 1996.
- Rouviere, H. Compendio de anatomía y disección.
- Zaragoza, Juan R. Física e instrumentación médica. Instrumentación diagnóstica. Instrumentación de la imagen. 2ª edición. 1992.