

APÉNDICE I

Especificaciones de equipos radiológicos básicos

Apéndice I-A

*Especificaciones para la unidad radiográfica WHIS-RAD**

* Tomado de: World Health Organization. *Report from the Consultation Meeting on the WHO Basic Radiological Systems held at the WHO Collaborating Centre for General and Continuing Radiological Education, University Hospital, Lund Sweden, 7-11 June 1993, including the Technical Specifications for the World Health Imaging System for Radiography, the WHIS-RAD*. Geneva: WHO; 1994. (RAD/94.1). (Traducción libre).

Especificaciones técnicas para la *fente* de radiación del WHIS-RAD

Generador de alta tensión y tubo de rayos X

1. *Generador de alta tensión*

1.1 *Conexión a la red*

Se requiere un tomacorriente de pared o un *generador* separado de ca de 50/60 Hz, que puede suministrar 2,3 kW dentro de un 10%. Esto corresponde a valores nominales de 10 A a 230 V o de 20 A a 115 V.

Nota: Son también aceptables las soluciones sin conexión a la red, utilizando una batería con otro tipo de carga; por ejemplo, de celdas solares o un *generador* de ca pequeño.

1.2 *Almacenamiento de energía*

La capacidad de potencia del *generador* de *rayos X* será mucho mayor que la potencia instantánea (2,3 kW) disponible de la fuente de ca descrita anteriormente. En consecuencia el *generador* de alta tensión debe tener una unidad integrada de almacenamiento de energía. Una *exposición* individual de un objeto muy denso puede, en ciertas ocasiones, requerir cerca de 30 kW (kilowatt-segundos) a 90 kV. No se recomiendan *generadores* sin almacenamiento de energía cuando van a ser operados directamente de la red. Pueden esperarse cargas de potencia máxima de 12-30 kW para 0,1 s y de 12-15 kW para 2 s.

Nota: La unidad de almacenamiento de energía no deberá requerir mantenimiento y llevará una garantía de 5 años *pro rata temporis*. Es preferible emplear una batería para el almacenamiento de energía, pero también pueden ser aceptables otros métodos, como grandes condensadores en el lado del primario del transformador de alta tensión o un volante.

1.3 *Frecuencia del transformador de alta tensión*

Sólo son aceptables *generadores* de alta tensión que utilicen la tecnología de inversor de multipulso. Se emplean frecuencias desde unos pocos kHz a 100 kHz con resultados satisfactorios. El rizado de voltaje de alta tensión no excederá un 4%, medido a 100 kV (kVp) y 100 mA.

1.4 *Consola de control del generador*

Sólo se tendrán los siguientes interruptores o controles: encendido/apagado (ON-OFF), selector de kV, selector de mAs, rotación del ánodo y *exposición*. El interruptor de *exposición* debe estar montado en la consola de control de modo que durante las *exposiciones*, el operador deba ubicarse detrás de una barrera protectora o de una pared. Los valores seleccionados para kV y mAs se mostrarán antes y después de la *exposición*. Una señal luminosa indicará si el *generador* está PREPARADO (READY) para la carga del tubo seleccionada. La carga real del tubo (*exposición*) se indicará con una señal luminosa o sonora.

1.5 Voltaje nominal del tubo de rayos X

El voltaje nominal del tubo de rayos X (kV disponible más alto) será al menos 120 kV.

Nota: El **generador** de alta tensión debe tener circuitos que protejan automáticamente al tubo de rayos X de una sobrecarga (tensión y temperatura) y al circuito de alta tensión de un daño por descarga por arco.

1.6 Corriente del tubo de rayos X disponible

La corriente del tubo será o excederá 100 mA.

1.7 Capacidad de potencia eléctrica

El nivel nominal de potencia eléctrica (kW) se especificará como la potencia eléctrica constante más alta en kilowatts que el **generador** de alta tensión pueda suministrar en un tiempo de carga de 0,1 s en el intervalo de voltaje de 90-100 kV. La capacidad de potencia aceptable mínima para un **generador** del WHIS-RAD es 12 kW a 100 kV.

1.8 Nivel de energía eléctrica

La energía eléctrica nominal (energía disponible total para una sola **exposición**), medida a 90 kV y con un tiempo de carga del tubo que no exceda 2,5 s, será de 23-30 kW (kilowatt-segundos). (Ver a continuación y la nota del punto 1.9 d).

La medición a 90 kV (en vez de a 100 kV, que es lo usual) se debe a la selección fija de valores de kV usados en la filosofía del WHIS-RAD. Las cargas máximas típicas, empleando corrientes y tiempos de **exposición** disponibles en la serie Renard-10 (ver punto 1.9 d), son: 90 kV + 160 mA + 2 s, resultante en 28,8 kW o 90 kV + 100 mA + 2,5 s, resultante en 22,5 kW.

Nota: Este tipo de nivel de energía eléctrica (todavía no aplicado por la Comisión Electrotécnica Internacional—CEI) es necesario si el **generador** emplea almacenamiento de potencia o si la corriente del tubo disminuye durante la carga del tubo (**exposición**).

Excepción: El nivel de energía eléctrica especificado anteriormente supone que el medio de registro de imágenes (combinación de pantalla-película) usado tiene una velocidad nominal de, por lo menos, 200 en el intervalo 70-120 kV, correspondiente a un requisito de **exposición** de 0,5 mR (*kerma* en aire de aproximadamente 5 μ Gy) a la entrada del chasis. Cuando se emplea un medio de registro que tiene una velocidad nominal de 500, requiriendo 0,2 mR/**exposición** (*kerma* en aire de aproximadamente 2 μ Gy) a 90 kV (manteniendo una calidad de imagen aceptable), la energía eléctrica nominal, medida según lo anterior, puede ser tan baja como 12 kW.

Por el momento, esto requiere el uso de pantallas reforzadoras que emiten luz verde y películas de rayos X sensibles a la luz verde. El uso de tal película requiere atención especial en el alumbrado de la cámara oscura y el revelado de películas. Se requiere también disponibilidad de películas de rayos X sensibles al verde (ortocromáticas), lo que puede representar un problema en áreas remotas.

1.9 Selección de los factores de carga

La selección de los factores de carga (*exposición*) se optimiza en la unidad de WHIS-RAD limitando los valores de kV y mAs. Los valores de tiempos de *exposición* y de mA no se fijarán por separado, sino como productos de tiempo y corriente (valores mAs). El tiempo de *exposición* más corto posible y el valor más alto posible de mA serán seleccionados automáticamente para cada valor de mAs usado.

La información adecuada sobre cuáles son los factores de carga (kV y mAs) del tubo de *rayos X* que se emplean debe estar disponible para el operador antes, durante y después de la carga del tubo.

- a) Los valores del voltaje del tubo de *rayos X* se medirán como kilovoltaje pico pero se indicarán como kilovoltios (kV), porque el rizado del voltaje no es más que 4%. El concepto de kilovoltaje pico no se empleará ni en el manual ni en la consola de control.

Por razones didácticas los valores de kV se restringen a un número reducido de valores preseleccionados que no limitan el uso práctico de diferentes calidades de radiación en la radiografía.

<p><i>Valores recomendados de la tensión del tubo de rayos X:</i> 46 - 53 - (60) - 70 - 80 - 90 - (100) - 120 kV</p>
--

Nota: Se requieren 60 kV y 100 kV para efectos de prueba, pero no son necesarios para uso clínico. No es aceptable un mayor número de pasos de kV o una tensión del tubo continuamente variable.

El valor seleccionado de kV no debe disminuir más de un 5% del valor inicial durante la *exposición* (lo que corresponde a una pérdida de *kerma* en aire de aproximadamente 10%).

- b) Los valores de la corriente del tubo de *rayos X* serán seleccionados automáticamente y no se mostrarán. Si la corriente del tubo es constante durante la *exposición*, su valor mínimo será de 100 mA. Si la corriente del tubo desciende durante la *exposición*, el valor inicial deberá estar en el intervalo de 200 - 320 mA.

Nota: Si se seleccionan valores de tiempo de *exposición* y de mA de intervalos de valores fijos, éstos deben tomarse de la serie Renard-10, resultando de este modo valores de mAs de acuerdo con el punto 1.9 d que se encuentra más abajo.

- c) Los valores del tiempo de carga (tiempo de *exposición*) no necesitan mostrarse.

El tiempo más corto de *exposición* reproducible (medido como el tiempo durante el cual el kV es 75% del valor seleccionado) será de 5 ms o menor. No se permiten tiempos de *exposición* mayores a 2,5 segundos.

- d) Los valores del producto tiempo-corriente se indicarán en miliamperio-segundos (mAs) y se elegirán en múltiplos decimales y submúltiplos de los valores redondeados de la serie Renard-10 (R'10) mostrada más abajo (Norma ISO 497/1973).

R'10 = Series Renard-10

1	1,25	1,6	2	2,5	3,2	4	5	6,3	8
1,0000	1,2589	1,5849	1,9953	2,5119	3,1623	3,9811	5,0119	6,3096	7,9433

El rango mínimo de valores fijos de mAs a emplear en el WHIS-RAD es:

							0,5	0,63	0,8
1	1,25	1,6	2	2,5	3,2	4	5	6,3	8
10	12,5	16	20	25	32	40	50	63	80
100	125	160	200	250	(320)				

Nota: No se requiere que todo el rango de valores de mAs esté disponible para todas las tensiones del tubo. Por lo tanto, es aceptable que sólo se alcancen 20 kW a 80 kV (con 250 mAs) y 12 kW a 120 kV (con 100 mAs). La combinación de 250 mAs y 90 kV (= 22,5 kW) es generalmente suficiente como la carga máxima. La combinación de 320 mAs y 90 kV (= 28,8 kW) se necesita muy ocasionalmente en una población con un peso promedio de sus individuos de alrededor de 80 kg y nunca en una población con un peso promedio de 70 kg.

- e) Los productos precalculados de tiempo-corriente serán mostrados en la consola de control. Debe indicarse el valor más bajo de mAs que esté dentro de los intervalos específicos de cumplimiento para la linealidad y constancia (ver abajo).

Nota: Esta información es muy importante. La pérdida de energía en el circuito de alta tensión puede ser del orden de 0,06 kW en cada *exposición*, lo que corresponde a 0,5 mAs a 120 kV (la combinación más baja posible de factores de carga usada en radiografía de tórax).

1.10 Reproducibilidad, linealidad y constancia de la producción de radiación

Los *generadores* de *rayos X* de multipulso con almacenamiento de energía tienen intrínsecamente una reproducibilidad y una linealidad mucho mejores que las requeridas en la Norma CEI 601-2-7/1987 (Equipo electromédico, parte 2: Los requisitos específicos para la seguridad de los *generadores* de alto voltaje de *rayos X* de diagnóstico). Esta norma no se aplica a los *generadores* operados por batería.

- a) Reproducibilidad de *kerma* en aire: El coeficiente de variación de los valores medidos de *kerma* en aire no será mayor que 0,1 (10%) para ninguna combinación de factores de carga dentro del intervalo disponible.
- b) Linealidad de *kerma* en aire: Dentro del intervalo disponible de voltajes del tubo de *rayos X* (46-120 kV), los cocientes entre el valor medido de *kerma* en aire y el valor precalculado indicado del producto tiempo-corriente ($\mu\text{Gy/mAs}$) no diferirán de los cocientes entre el valor medido de *kerma* en aire y el producto indicado de tiempo-corriente para 10 mAs en más de 0,1 (10%) de ese último cociente.

Comentarios: Las mediciones de *kerma* en aire se harán con una filtración agregada mínima en el tubo de *rayos X* de 20 mm Al o equivalente.

No se hacen mediciones del mAs dentro del tubo de *rayos X* y las mediciones en el punto central conectado a tierra del transformador de alta tensión no tienen ningún valor. El requisito de linealidad está sólo relacionado con la magnitud de los pasos en la escala precalculada de mAs, representando incrementos del 26% de *kerma* en aire.

El requisito de linealidad es más estricto que el requisito correspondiente de la CEI para los *generadores* de *rayos X* conectados a la red. La experiencia práctica en el Centro Colaborador de la OMS para la Educación Radiológica General y Continua en Lund, Suecia, ha mostrado, sin embargo, que los *generadores* de *rayos X* de multipulso que emplean almacenamiento de energía pueden modificarse fácilmente para dar un cociente de $\mu\text{Gy/mAs}$, que no difiera más del 2-5% del valor de referencia (a 10 mAs) en todo el intervalo de mAs.

c) **Congruencia entre los valores indicados y medidos de factores de carga:**

En una cierta fecha de medición, empleando el mismo instrumento de medida, el error promedio permisible de los valores indicados de los voltajes del tubo de *rayos X* no será mayor al 0,025 (2,5%), correspondiente, aproximadamente, a los requisitos de *kerma* en aire dados anteriormente.

En las mismas condiciones, el error promedio permisible de los productos de tiempo-corriente no excederán el valor de 0,05 (5%), o de 0,1 mAs, el que sea mayor.

2. Tubo de *rayos X*

Debido al largo tiempo requerido generalmente para cambiar un tubo de *rayos X* en una ubicación remota y el costo muy alto de reemplazo del tubo, la longevidad del tubo de *rayos X* es una característica muy importante. Un tubo de *rayos X* para una unidad de WHIS-RAD se beneficia de características de diseño que promueven una vida larga del tubo; por ejemplo, un diámetro del ánodo grande y una aleación de renio/wolframio en la superficie del ánodo.

2.1 Vida esperada

Un tubo de *rayos X* para una instalación de WHIS-RAD debe tener una vida esperada de 10 años o más con los tipos y la distribución de exámenes que se encuentran en un departamento de radiología de atención primaria o de primer *nivel de referencia* (ver abajo). Esto puede corresponder a un total de cerca de 50.000 *exposiciones* en uso normal.

Distribución esperable de exámenes en atención primaria o en el primer *nivel de atención*:

- 35-40% tórax
- 8-10% abdomen
- 38-42% extremidades
- 10-15% columna dorsal y pelvis
- 3- 4% cabeza y cuello

El ánodo de un tubo de *rayos X* desarrolla grietas pequeñas en la superficie del blanco debido a las variaciones de calor. Estas grietas conducen a la reducción del rendimiento del tubo de *rayos X*. Cuando la reducción del rendimiento alcanza un 20%, lo que corresponde a un paso de *exposición* en la serie Renard-10, la demanda en la producción de potencia del *generador de rayos X* ha aumentado en un 25%, lo que puede ser crítico para algunos exámenes.

La carga promedio del tubo en este tipo de trabajo es alrededor de 3 kW/*exposición*, correspondiendo a un 10% de la carga permitida máxima. Sin embargo, la carga real del tubo varía dentro de un rango muy amplio: desde 0,25 kW para un tórax PA normal, hasta 30 kW para una proyección lateral de la articulación lumbo-sacral de una persona pesada.

2.2 Punto focal

Debe emplearse un ánodo rotatorio. El punto focal del tubo de *rayos X* tendrá un tamaño nominal no mayor a 1 mm, medido según la CEI 336.

Nota: Se prevé una norma nueva de la CEI para las mediciones del punto focal. En ella, la cifra nominal para el tamaño del punto focal no tiene dimensión y se especifica en función de la resolución de detalle en líneas/mm para una ampliación geométrica específica. Esta práctica, sin embargo, no se usa todavía en forma generalizada por los fabricantes, los usuarios o los agentes de compra y su introducción está más allá del alcance de esta publicación. Para las finalidades prácticas, los valores nominales todavía pueden interpretarse como representando milímetros.

2.3 Angulo del ánodo

El ángulo del ánodo debe estar en el intervalo de 12-15°. No se da ninguna recomendación especial acerca del diámetro del ánodo o la velocidad de rotación.

Nota: Un ángulo de ánodo en el intervalo de 12-15° es compatible con un tamaño nominal del punto focal de 0,8-1,0 (mm) y una capacidad del tubo de 23-30 kW (a 0,1 s).

Un ángulo del ánodo de 12° permite fácilmente un campo de irradiación de 45 x 45 cm sin efecto talón visible en las condiciones de trabajo esperadas.

Comentarios: El envejecimiento del ánodo depende mucho de cómo puede resistir el calor. Los ánodos hechos de wolframio puro quizás no cumplan con los requisitos especificados en este párrafo. No se dispone de cifras confiables de la disminución de rendimiento del ánodo por uso clínico normal. La tasa de rendimiento de un blanco de wolframio conteniendo 10% de renio y 90% de wolframio disminuye en un 25% de la tasa para un blanco puro de wolframio. La vida general de un blanco de 90/10% de wolframio/renio es cerca de 4 veces más larga que la de un blanco puro de wolframio.

2.4 Capacidad de tubos

La capacidad de alta tensión del tubo de *rayos X* será de 125 kV (de un *generador* de alta tensión de rizado bajo).

La capacidad de potencial nominal será de 23-30 kW para un tiempo de *exposición* de 0,1 s.

La capacidad de potencia de tiempo largo estará en el intervalo de 12-15 kW para un tiempo de *exposición* de 2 s, correspondiente a una carga total de energía de 24-30 kW.

2.5 Filtración de tubos

La filtración total (inherente + agregada) estará dentro del intervalo de 3-4 mm Al. La filtración será determinada midiendo la *capa hemirreductora* (CHR) de la radiación emergente, lo que puede realizarse con un penetrámetro.

2.6 Colimador del haz de radiación

Se recomienda emplear un colimador estándar, de multiplano con un haz luminoso. Debe prestarse una atención especial a las siguientes características:

- Los controles deben tener indicadores de formato confiables (por ejemplo para 12, 18, 24, 35 y 43 cm) para una distancia de foco-película de 140 cm, con el objeto de que el colimador pueda emplearse también en caso de falla de corriente eléctrica o si se funde la bombilla del colimador.
- Resulta ventajoso que los controles del colimador no estén a más de 110 cm de la pared frontal del soporte del chasis, permitiendo que una persona no más alta de 155 cm los pueda alcanzar cuando el tubo de *rayos X* esté en la posición normal para el examen de un paciente reclinado en una mesa de 70 cm de altura.
- El colimador debe estar diseñado de tal manera que la bombilla pueda reemplazarse en la misma posición sin usar herramientas especiales. La posición del centro del campo luminoso no variará más de 14 mm (1% del FFD) del punto, donde el haz de *rayos X* central alcanza el soporte del chasis. Los límites del campo luminoso no deben variar más de 1% del FFD de los límites del campo de *rayos X*.
- Deben proporcionarse suficientes bombillas extras para el colimador para un consumo de unos 10 años.

Especificación de la unidad de examen WHIS-RAD

1. Descripción general de la unidad de examen

La unidad de examen consta de un soporte del tubo de *rayos X* y del soporte del chasis, llamado generalmente el brazo de soporte y una mesa de pacientes, que puede emplearse como una mesa de tapa flotante.

La unidad de examen combina las funciones de una unidad de tórax, un bucky vertical y una mesa de tapa flotante con el brazo de soporte del tubo de *rayos X*. Debe permitir el uso del haz de *rayos X* horizontal, vertical y angulado con los pacientes reclinados, sentados y de pie; también en las situaciones de emergencia.

2. Soporte del tubo de rayos X y del chasis

Es necesario emplear un diseño del brazo que asegure que el tubo de *rayos X* siempre pueda estar conectado al portachasis de una manera rígida y estable, proporcionando un centrado del haz de *rayos X* preciso y sencillo.

La distancia foco-película (FFD) se fijará en 140 cm. El tubo de *rayos X* y portachasis estarán montados de tal manera que un paciente reclinado pueda también examinarse con una haz de *rayos X* horizontal. El montaje del brazo deberá balancearse perfectamente (con un chasis de 24 x 30 cm) en dos posiciones básicas: horizontal y vertical.

Debe ser posible angular el brazo $\pm 30^\circ$ a partir de estas dos posiciones, de modo que se mantenga el balance, y emplear un haz de *rayos X* central en un rango mínimo de 50-170 cm por encima del piso. No es aceptable ninguna angulación individual del tubo en una instalación estándar.

Comentarios: Si una unidad WHIS-RAD se emplea intensamente en traumatología, por ejemplo en una sala de urgencias, debe ser posible obtener un haz de *rayos X* horizontal, que no esté dirigido hacia el portachasis. También debe ser posible girar el haz de *rayos X* 90° hacia abajo, cuando el brazo del tubo esté en posición horizontal para radiografiar a pacientes que no pueden moverse de la cama o de la camilla en la que han llegado. Este uso implica quitar el *blindaje* de radioprotección incluido en el portachasis y debe aplicarse sólo con la supervisión de un técnico radiológico capacitado.

3. *Portachasis*

El portachasis debe fijarse en un ángulo recto con respecto al haz de *rayos X* central y debe aceptar cualquier formato estándar de chasis en la posición longitudinal y transversal. Las dimensiones críticas se dan en el cuadro 6.

Nota: El formato mayor puede ser diferente en diferentes partes del mundo, según el tamaño y la constitución de los individuos a ser radiografiados. En muchas partes del mundo un formato de 35,6 x 35,6 cm ("35 x 35") es satisfactorio para la proyección PA de tórax, el abdomen y la pelvis, debido a la geometría de formación de imágenes ventajosa del WHIS-RAD (el FFD es de 140 cm y la distancia piel-película es de 2,5 cm para la radiografía de tórax). Sin embargo, el formato de 35 x 43 cm se requiere en vastas partes de África y en la mayoría de las regiones de Australia, Europa y América del Norte.

Debe ser posible cambiar el chasis con mínima dificultad, incluso cuando el haz de *rayos X* se emplea en la dirección vertical con la mesa ubicada sobre el portachasis.

El portachasis puede emplearse como una pequeña mesa de examen horizontal sin emplear la mesa del paciente. Debe permitir una carga de al menos 15 kg sin movimientos indeseados hacia abajo o pérdida de alineación de la rejilla focalizada.

El centro del haz de *rayos X* y las dimensiones de formato de película vertical para los cuatro formatos de película más usados se indicarán en la pared frontal del portachasis. Si se prevé que el formato de 35 x 43 cm se empleará también en la posición transversal, esto debe indicarse en el portachasis.

La cubierta frontal del portachasis contendrá una rejilla fija antidifusora (ver más abajo).

La pared posterior del portachasis contendrá una lámina protectora con una densidad equivalente a 0,8 mm de plomo y de dimensiones exteriores no menores a 49 x 49 cm.

4. *Rejilla antidifusora*

La rejilla antidifusora debe estar focalizada a una distancia de 135-140 cm. La relación de la rejilla será 10:1 con una densidad de líneas de 40-60 líneas/cm. La rejilla será suficientemente grande para cubrir un formato de película vertical de 35 x 43 cm. Si el formato de 35 x 43 cm se va a emplear en la posición transversal, la rejilla debe ser de 43 x 43 cm.

Nota: La experiencia práctica ha demostrado que una rejilla con 40 líneas/cm es satisfactoria y prácticamente invisible cuando está focalizada correctamente y cuando la película resultante se mira a una distancia mayor de 30 cm. Una rejilla de plomo con aluminio intercalado es ventajosa en el intervalo de 90-120 kV y aceptable en el intervalo de 70-80 kV.

Las rejillas que emplean fibra de carbono como material intercalado generalmente vienen con al menos 60 líneas/cm. Son ventajosas en el intervalo de 53-70 kV pero no son igualmente eficaces (produciendo un contraste inferior) en el intervalo de 90-120 kV.

5. *Mesa de examen*

La mesa de examen será una mesa, que puede emplearse como una mesa de tapa flotante. La tapa de la mesa será rígida y podrá soportar un peso de pacientes de 110 kg, sentados en la mitad de la mesa, sin distorsión apreciable. La densidad equivalente de la tapa de la mesa no debe ser más de 1 mm de Al.

El diseño de la mesa debe permitir el uso del portachasis en la posición horizontal bajo la mesa, de manera que la distancia entre la tapa de la mesa y el plano de película no exceda 8 cm. En esta posición, debe ser posible emplear la mesa como una mesa de tapa flotante, para que la línea media longitudinal de la mesa pueda desplazarse por lo menos ± 12 cm de la línea media del soporte del chasis.

La mesa tendrá ruedas grandes, con frenos en al menos dos de ellas. Se prefiere un freno central para las ruedas. La superficie de la mesa debe ser plana. Las dimensiones se dan a continuación en la sección 6.

6. *Resumen de las dimensiones críticas de la unidad de examen*

<i>Distancia foco-película (fija, no variable)</i>	140 cm
<i>Distancia entre el pivote del brazo y la película de rayos X</i>	80-100 cm
<i>Espacio disponible para la mesa con paciente</i>	
a. Espacio libre mínimo de la mesa a un nivel de 8 cm por debajo del haz de <i>rayos X</i> central horizontal:	anchura de la mesa + 5 cm (min 70 cm)
b. Movimiento lateral posible mínimo de la mesa de pacientes con respecto al haz de <i>rayos X</i> vertical:	± 12 cm del haz de <i>rayos X</i> central
c. Espacio bajo el brazo del portachasis para pacientes en posición lateral de decúbito:	distancia mínima del brazo al haz de <i>rayos X</i> central: 25 cm

continúa en la página siguiente

continuación

<p><i>Angulación del brazo del tubo/portachasis desde las posiciones vertical y horizontal.</i></p> <ul style="list-style-type: none"> - Freno para la rotación del brazo - Freno para el ajuste de la altura (opción adicional) - Distancia del pivote al haz central de <i>rayos X</i> 	<p>±30° mecánico mecánico (freno electromagnético) 0 (o muy corto)</p>	
<p><i>Altura sobre el piso para el haz horizontal:</i></p>	<p>variable: min 50-170 cm</p>	
<p><i>Angulación opcional del tubo del brazo horizontal para uso en traumatología por un operador capacitado:</i></p>	<p>30° hacia abajo y 90° hacia abajo</p>	
<p><i>Portachasis</i></p> <ul style="list-style-type: none"> - Altura del portachasis (=longitud): - Distancia entre la pared frontal y la película: - Distancia mayor entre la pared frontal y el piso para el haz de <i>rayos X</i> vertical: 	<p>máximo 50 cm 2-3 cm 90-100 cm</p>	
<ul style="list-style-type: none"> - Formatos de chasis: <ul style="list-style-type: none"> formato pequeño formato intermedio formato largo formato grande 	<p>recomendado</p> <ul style="list-style-type: none"> 18 x 24 cm 24 x 30 cm 18 x 43 cm 35 x 43 cm 	<p>alternativa</p> <ul style="list-style-type: none"> - - 15/20 x 40 cm 35 x 35 cm
<p><i>Mesa de pacientes:</i></p> <ul style="list-style-type: none"> Ancho de la mesa Longitud de la mesa Altura de la mesa Equivalencia de densidad de la tapa de la mesa Dimensión de las ruedas 	<p>65-70 cm 200-210 cm 70cm ± 1 cm</p> <p>1 mm Al o menos diámetro 10-15 cm</p>	
<p><i>Distancia de la tapa de la mesa a la película sin angulación del tubo de rayos X:</i></p>	<p>máximo 8 cm</p>	

Dispositivos protectores

Se recomienda que la consola de control esté instalada detrás de una pantalla o pared protectora, que separe un área de la sala de radiografía, suficientemente grande para dos personas (por ejemplo el operador e intérprete o el operador y el padre o la madre). La equivalencia de plomo de la pared no debe ser menor de 0,5 mm Pb.

La pantalla o pared debe tener una ventana de vidrio plomado, ajustada a la altura promedio de un técnico de rayos X de pie, proporcionando una buena visibilidad del paciente que se está examinando. La ventana de vidrio plomado puede ser tan pequeña como de 30 x 30 cm en una pantalla delgada, pero debe ser al menos de 40 x 50 cm en una pared de ladrillo.

La pared posterior del portachasis contiene 0,8 mm de plomo (o equivalente), por lo que generalmente las paredes regulares macizas de 12 cm de espesor son satisfactorias como radioprotección general alrededor de la sala de rayos X, si la

sala es al menos de 18 metros cuadrados de tamaño y no se hacen más de 2.000 exámenes por año.

Con el equipo de *rayos X* deben ofrecerse al menos dos delantales de radioprotección de tamaño normal (de hombro a rodilla, ajustado al tamaño de una persona normal) y dos pares de guantes de radioprotección con equivalencia de Pb de 0,25 mm.

Apéndice I-B

*Especificaciones para un equipo polivalente de ultrasonografía por barrido**

* Tomado de: Organización Mundial de la Salud. *Empleo futuro de nuevas técnicas de diagnóstico por imagen en países en desarrollo: informe de un grupo científico de la OMS*. Ginebra: OMS; 1985. (Serie de informes técnicos 723).

Especificaciones mínimas para un aparato polivalente de ultrasonografía por barrido

- 1) *Transductor*
Unidad estándar: frecuencia central 3,5 MHz.
Unidad opcional: frecuencia central 5,0 MHz.
Es conveniente, aunque no esencial, que ambas unidades dispongan de focalización fija por cortes.
Angulo del sector 40° (aplicador sectorial) o mejor.
Longitud del array: 5-8 cm (aplicador array lineal).
- 2) *Mandos*
Deben ser sencillos y estar claramente dispuestos.
Se necesita un control de ganancia.
La compensación del tiempo de ganancia se ha de poder efectuar a voluntad por preselección o ser ajustable.
- 3) *Cadencia de imágenes*
5-10 Hz (aplicador sectorial), 15-30 Hz (aplicador array lineal).
- 4) *Memoria y presentación de imagen*
512 x 512 x 4 bits (para dar 16 niveles de gris).
- 5) *Calibradores omnidireccionales*
Debe disponer de un par con el que sea posible efectuar lectura y registro cuantitativos.
- 6) *Identificación de los pacientes*
Debe disponer de medios para inscribir y registrar manualmente datos de identidad del paciente, fecha, etc., en la pantalla de la imagen.
- 7) *Registro permanente*
Debe disponer de medios para la producción económica de registros permanentes de imagen de buena calidad.
- 8) *Construcción*
El aparato debe ser portátil (no más de 8 kg) e impermeable a la humedad y al polvo. Debe funcionar continuamente en las siguientes condiciones:
Temperatura: 0°C a +40°C
Humedad: hasta el 95%
Debe soportar almacenamiento prolongado en las siguientes condiciones:
Temperatura: -30°C a +50°C
Humedad: hasta el 100%.
El aparato debe ser resistente y capaz de soportar las vibraciones que se producen durante el transporte por terreno accidentado. Se deben tomar precauciones especiales para evitar fallas en el transductor, su cable y su

terminal de conexión en las condiciones mencionadas. El diseño mecánico del transductor debe prever:

- a) protección máxima contra el daño al caerse;
- b) posibilidad de utilizar varios medios de acoplamiento, especialmente aceites vegetales de origen local.

9) *Seguridad eléctrica y mecánica*

El equipo debe satisfacer las normas establecidas por la Comisión Electrotécnica Internacional (equipo electromédico). Si se quiere utilizar para métodos intervencionistas hay que comprobar muy especialmente que el equipo satisface las normas de protección eléctrica (toma de tierra) y fugas.

10) *Alimentación eléctrica*

El equipo ha de poder funcionar con cualquiera de estas fuentes de alimentación:

Corriente continua: baterías normales, preferiblemente recargables

Corriente alterna:

- 50 y 60 Hz
- 100, 110, 117, 125 y 200, 220, 240 V
- variación del voltaje de la línea $\pm 15\%$

Protección contra sobretensiones transitorias.

11) *Servicio y control de la calidad*

A pesar de que los aparatos modernos deben ser fiables y dar un rendimiento constante, se prevé que habrá fallas y deterioro de los mismos; se recomiendan encarecidamente los siguientes métodos de control de la calidad:

- a) A intervalos regulares (por lo menos cada 3 meses y preferiblemente todas las semanas) se deben comprobar la resolución y la sensibilidad utilizando un *maniquí* adecuado. Cabe efectuar ajustes si se observa algún cambio apreciable en el rendimiento durante cierto tiempo
- b) Se debe organizar (con el fabricante u otro agente) un servicio centralizado de mantenimiento y reparación para atender cierto número de unidades en un país o región.
- c) Se debe establecer un depósito de piezas de repuesto rápidamente disponibles. Entre las piezas se deben incluir repuestos para los transductores, los sistemas de imagen o representación y los principales módulos electrónicos.

12) *Locales*

Se pueden efectuar exámenes ultrasonográficos a la cabecera del enfermo pero es preferible disponer de una habitación que permita aislarlo (si es necesario por medio de cortinas) y acostarlo. Convendría disminuir la iluminación de la habitación. Será preciso disponer de un cuarto de aseo cercano. Si se dispone de varias cabinas para desvertirse, se podrá aumentar el número de exploraciones de pacientes en departamentos muy ocupados. No hace falta añadir protección estructural.

Apéndice I-C

*Requisitos de diseño para equipos de rayos X de megavoltaje para el tratamiento de cáncer en los países en desarrollo**

* Tomado de: Borrás C, Stovall J, eds. *Design Requirements for Megavoltage X-Ray Machines for Cancer Treatment in Developing Countries: Report of an Advisory Group Consultation. Washington, D.C., 6-10 December 1993*. Los Álamos: Los Alamos National Laboratory; 1995. (LA-UR-95-4528). (Traducción libre).

Resumen ejecutivo

La OPS organizó un Grupo de Consulta sobre los “Requisitos de Diseño de Equipos de *Rayos X* de Megavoltaje para el Tratamiento de Cáncer en los Países en Desarrollo” en Washington, D.C., del 6 al 10 de diciembre de 1993, con la colaboración de la sede de la OMS, el OIEA y la Organización de las Naciones Unidas para el Desarrollo Industrial (ONUDI). A la Consulta, asistieron 40 participantes, incluyendo radioncólogos, físicos, tecnólogos y representantes de los fabricantes de equipos de radioterapia. La meta de esta reunión fue proponer las alternativas de diseño de unidades de *rayos X* de megavoltaje con una posibilidad de costo inferior de fabricación, un diseño más sencillo y un mantenimiento menos frecuente y costoso que los *aceleradores de electrones* actuales.

A medida que las poblaciones envejecen, la disponibilidad de equipo, las instalaciones y el personal necesarios para el tratamiento de cáncer está surgiendo como un problema importante en los países en desarrollo, debido a que estos sólo tienen un porcentaje muy pequeño de los recursos de terapia para el cáncer existentes en el mundo. La OMS estima que, actualmente, hay nueve millones de casos de nuevos cáncer por año en el mundo. Se espera que este número aumente aproximadamente a 15 millones de casos nuevos para el año 2015, dos tercios de los cuales corresponderán a países en desarrollo. Probablemente, la radioterapia seguirá siendo una de las modalidades de tratamiento más importante en los próximos años, tanto para la curación como para la paliación.

Se definieron las dimensiones y las características de radiación de los equipos de *rayos X* de alta energía requeridas para satisfacer las necesidades de los países en desarrollo y se encontró que eran muy similares a las de las máquinas de megavoltaje de alta calidad actualmente empleadas en los países desarrollados. El Grupo de Consulta coincidió en que tal máquina sería igualmente conveniente para su uso tanto en los países en desarrollo como en los desarrollados.

Principales características de funcionamiento acordadas

Dos tercios de los pacientes en los países en desarrollo se tratan con campos sencillos paralelos-opuestos. Es deseable evitar la planificación de tratamientos más compleja que se requiere cuando se emplean más de dos campos. En consecuencia, cuando se emplean campos paralelos-opuestos, debe seleccionarse la energía del haz de *fotones* para limitar las zonas de *sobredosis*, y el *riesgo* consiguiente de fibrosis, a la profundidad de máxima *dosis* en las secciones gruesas de los pacientes. Los campos deben proporcionar una *dosis* adecuada a la profundidad de 5 mm para la irradiación superficial de ganglios linfáticos, minimizando a la vez la *dosis* en la piel para evitar telangiectasia. Por lo tanto, la calidad del haz debe ser seleccionada de manera que, para un paciente con una sección de 25 cm de espesor, la máxima *dosis* en un campo de 10 x 10 cm sea inferior a 115% (preferentemente inferior a 110%) de la *dosis* en un tumor localizado centralmente, usando una configuración de haces paralelos-opuestos igualmente ponderados. Además, la *isodosis* superficial del 90% debe encontrarse

a una profundidad menor de 5 mm. En la práctica esto implica que el haz de *fotones* debe proporcionar una penetración mayor que un haz de ^{60}Co . En general, para satisfacer estos requisitos se necesita un haz de *fotones* en el rango de 5-6 MV o un haz de 4 MV sumamente filtrado con poca contaminación de *electrones*. Se creyó firmemente que si la máquina seleccionada es un *acelerador*, debe proporcionar una penetración significativamente mayor que la del haz de ^{60}Co .

La máquina de *rayos X* propuesta debe tener las siguientes dimensiones:

1. La altura del isocentro debe ser baja. No mayor que 130 cm, prefiriéndose 115 cm. Se permite una depresión pequeña en la sección giratoria de la mesa del paciente, pero en general no es deseable por razones de seguridad.
2. Se prefiere una distancia de 100 cm de *fuentes-a-eje* (SAD); es aceptable un SAD de 80 cm si proporciona tamaños de campo adecuados y espacio suficiente para poder hacer tratamientos isocéntricos. Se requiere un espacio de 35 cm entre el borde del colimador al paciente cuando hay accesorios instalados.
3. El desplazamiento vertical de la mesa debe ser, por lo menos de 65 cm por debajo del isocentro. La rotación de la mesa debe ser, por lo menos, de 90° del eje del isocentro. El tamaño del campo en el isocentro debe ser, por lo menos de 30 x 30 cm (al menos de 42 x 42 cm en la superficie de un paciente de 25 cm de espesor con la mesa en la posición más baja).

Las siguientes tecnologías de *aceleradores* se consideraron de categoría A - mereciendo exploración adicional o de categoría B - las que probablemente se pueden utilizar para alcanzar la meta deseada.

- A-1. *Acceptorador* lineal de baja energía, diseño del *acceptorador* en-línea.
- A-2. *Acceptorador* lineal de baja energía, diseño del haz en ángulo.
- A-3. *Klystron* pulsado y *acceptorador* lineal de baja energía integrados y combinados en el mismo recinto al vacío.
- A-4. Microtrón de baja energía montado en línea con el cabezal de irradiación.
- A-5. *Acceptorador* de baja energía fabricado con módulos reemplazables y estandarizados para facilitar el mantenimiento.
- A-6. Miniaturización utilizando longitudes de onda más cortas (microondas), por ejemplo, 3 cm en vez de los 10 cm utilizados actualmente, con la posibilidad de mejorar la confiabilidad del *magnetron*.
- A-7. Reemplazo del modulador de alto voltaje por un *magnetron* de imán pulsado.
- B-1. Betatrón de baja energía montado en el cabezal de irradiación, con su imán funcionando a aproximadamente 10 kHz para lograr una intensidad adecuada de *rayos X* a 6 MV.
- B-2. Rodotrón de baja energía, un *acceptorador* de electrones de onda continua (cw), que emplea una cavidad coaxial de mitad de onda para acelerar el haz en etapas múltiples.

- B-3. **Acelerador** de microondas cw (sin modulador, y con *magnetron* sencillo) con haz de reflexión para aumentar el potencial de aceleración a 4 ó 6 MV.
- B-4. **Acelerador** lineal de corriente directa (dc) de 2 ó 2,5 MV con fuentes de energía en cascada, acoplado a un transformador, anidado, o de tipo electrostático (es decir, Laddertrón o Pelletrón). El haz de *rayos X* ha de estar filtrado para una penetración de 3 MV.
- B-5. Unidad de ^{60}Co con 100 cm de SAD a 1,6-1,8 Gy/min (~3 MV de penetración equivalente).

Las siguientes descripciones resumen algunos de estos sistemas

1. **Aceleradores lineales de electrones (Linac)**. Hay aproximadamente 2.500 linacs operando en los Estados Unidos y, quizás, el doble de ese número a nivel mundial. Los linacs son los dispositivos más ampliamente usados para la producción de *rayos X* en el intervalo de 4-20 MV. Sin embargo, su complejidad da lugar a averías frecuentes que pueden causar retrasos inadmisiblemente largos en los tratamientos de los pacientes. En los Estados Unidos estas máquinas cuestan entre \$500.000 y \$1,2 millones, excluyendo la instalación. Para competir seriamente en los países en desarrollo, los linacs tendrían que simplificarse para reducir su costo y tendría que mejorarse notablemente su confiabilidad.
2. **Cobalto-60**. La *fente* radiactiva de ^{60}Co , que tiene un *semiperíodo* de 5,3 años, proporciona un nivel de confiabilidad todavía no logrado por los dispositivos accionados eléctricamente. Sin embargo, surgen problemas mecánicos que pueden plantear graves *riesgos de exposición* a la radiación para el paciente y el personal médico, ya que la *fente* de radiación no puede desconectarse (dejar de irradiar). Debido a su construcción mecánica relativamente sencilla y a que tienen pocos componentes eléctricos, el costo de las unidades de ^{60}Co es típicamente menor que el de los *aceleradores de electrones*. Los problemas principales con unidades de ^{60}Co son sus tasas de *dosís* relativamente bajas, que reducen la carga de pacientes; una tasa de *dosís* que disminuye continuamente con el transcurso del tiempo, lo que obliga a cambiar la *fente* cada 3-4 años; distribuciones de *dosís* en el paciente que son inferiores a aquéllas proporcionadas por las máquinas de *rayos X* de alta energía, y el desecho de las *fuentes* en desuso que, en el pasado, ha creado problemas de salud pública en los países en desarrollo.
3. **Microtrón**. Hay funcionando en el mundo cerca de 40 microtrones producidos comercialmente. Los microtrones son intrínsecamente más sencillos que los linacs y, con un nivel equivalente de desarrollo, pueden lograr mayor confiabilidad. La producción de *rayos X* de 4-8 MV se logra fácilmente en un microtrón de 30-50 cm de diámetro (según el método de inyección), y el microtrón puede estar montado en el cabezal de tratamiento de una *cimbra* rotatoria.
4. **Linac - klystron acoplados directamente**. Este dispositivo, en desarrollo en el Laboratorio Nacional de Los Alamos, es similar al linac estándar en la manera en que acelera los electrones. Sin embargo, difiere en que el *klystron*, que se acopla directamente al *acelerador*, se emplea como oscilador de

- radiofrecuencia (rf) así como amplificador de rf. De este modo, se eliminan algunos de los componentes del linac estándar más proclives a averías, y se simplifican los aspectos electrónicos y mecánicos del sistema de *rayos X*.
5. *Linac de rf modular*. En este diseño de linac propuesto, la fuente de energía rf (basada en un *klystron* o en un *magnetron*) y el *acelerador* se construirían como una unidad integral, que se reemplazaría en su totalidad si cualquier componente fallara. Para aumentar la vida de los magnetrones, sus imanes serían pulsados mediante una fuente de corriente continua, eliminando así los tiratrones que tienen una alta tasa de fallas.
 6. *Linac de alta frecuencia*. La frecuencia operativa de un linac estándar es de 3 GHz. Las frecuencias superiores a 10 GHz están investigándose. Tal aumento de frecuencia operativa daría lugar a una máquina más compacta con una reducción tanto del peso como del costo.
 7. *Betatrón de alta frecuencia*. Los primeros betatrones estaban funcionando en los años cuarenta con energías del haz de electrones de 20-50 MeV a frecuencias de 60-180 Hz. Un betatrón operando a 10 kHz podría generar haces de *rayos X* de 6 MV que produjeran tasas de *dosis* clínicamente aceptables. La ventaja principal del betatrón es su alto grado de confiabilidad que deriva de sus simples componentes electrónicos de baja frecuencia.
 8. *Rodotrón*. Diseñado en Francia para la esterilización de alimentos, este *acelerador* no lineal de *electrones* utiliza una fuente cw de 300 MHz de rf. Esta frecuencia más baja permite el uso de tubos de vacío confiables, y su operación cw elimina la necesidad de un modulador de pulso de alto voltaje, con la esperanza de mejorar así la confiabilidad comparada con la del linac estándar.
 9. *Aceleradores cc*. Tanto en los laboratorios clínicos como en los de investigación, estas máquinas han demostrado ser sumamente confiables y, debido a los adelantos en la tecnología, ahora pueden montarse en una *cimbra* compacta. Sin embargo la energía máxima conseguible, de 2 a 3 MeV, fue considerada demasiado baja por la mayoría de los usuarios. Una fuerte filtración del haz permitiría conseguir características similares a las de un *acelerador* convencional de 3 ó 4 MeV. Con una filtración fuerte, las corrientes del haz bajas pueden seguir siendo un problema.

Aspectos adicionales considerados y recomendaciones

Muchas de las interrupciones en el uso de los *aceleradores* de *electrones* médicos modernos son causadas por fallas de componentes eléctricos, hidráulicos o mecánicos relativamente sencillos. Las dificultades en la provisión de mantenimiento satisfactorio se multiplican por problemas administrativos y retrasos, además de una organización inadecuada, y una infraestructura y financiación que, a menudo, están fuera del control de la instalación individual de radioterapia. Algunos de los problemas podrían evitarse en la etapa de diseño de los equipos, incorporando componentes de alta confiabilidad que ya están disponibles para uso industrial y mediante el empleo de diseños modulares con

componentes fácilmente reemplazables. El que los módulos fueran compatibles entre máquinas de diferentes fabricantes representaría un beneficio adicional.

Se hicieron sugerencias sobre programas de adiestramiento y sobre la conveniencia de una organización apropiada que proporcione mantenimiento y abastezca los repuestos. Se reconoció que el término "países en desarrollo" se ha aplicado a un grupo de naciones económicamente muy heterogéneo. En muchas de estas naciones, la economía está creciendo tan rápidamente que los inversionistas han cambiado el término "países en desarrollo" por "mercados emergentes". En estas naciones, se puede esperar que la situación de financiamiento para la radioterapia mejore notablemente. Esta situación afectará los tipos y los números de equipos de *rayos X* que se pondrán en servicio durante los próximos 25 años, así como el personal para su operación y mantenimiento. Se espera que este cambio se difunda por todos los países en desarrollo.

Debe alentarse a los fabricantes actuales de *aceleradores* lineales de *electrones* y de microtrones a diseñar y producir un prototipo de un sistema de *rayos X* superconfiable, operativo en el intervalo de 4-6 MV, que reúna las especificaciones de funcionamiento establecidas. El apoyo debería provenir tanto de los diseñadores de *aceleradores*, que pueden cooperar con los fabricantes, como de los representantes de las naciones en desarrollo, que son los que mejor pueden exponer el estado de sus necesidades.