
Pruebas de aceptación en equipo de radiografía digital directo en el servicio de radiología del Hospital San Juan de Dios

*Luis Pablo Arce-Corrales**

Resumen

Para esta investigación se evaluaron los principales componentes del equipo radiográfico: tubo de rayos x y detectores de imagen. Se establecieron valores de repetibilidad, exactitud y linealidad para los parámetros radiográficos, capa hemirreductora, rendimiento del tubo. Y para los detectores se establecieron valores para futuros controles de calidad para variables como: ruido, homogeneidad y calidad de imagen con diversas técnicas que involucra el uso de fantasmas y del programa de análisis de imágenes como ImageJ. Las pruebas fueron basadas en los protocolos de control de la calidad del Organismo Internacional de Energía Atómica y de la Sociedad Española de Física Médica. Con esta información se estable un certificado de buen funcionamiento a presentar ante la autoridad reguladora (Ministerio de Salud) que da validez para operar el equipo con pacientes.

Palabras clave: CONTROL DE LA CALIDAD - RADIODIAGNÓSTICO-CALIDAD DE IMAGEN-RADIOLOGÍA CONVENCIONAL.

* Físico Médico, Hospital San Juan de Dios, Servicio de Radiodiagnóstico, San José, Costa Rica. Correo electrónico LPARCEC@ccss.sa.cr

Abstract

For this research the main components of radiographic equipment (including X-ray tube and image detectors) were evaluated. Values of repeatability, accuracy and linearity for the exposure parameters , half-value layer , tube performance were established . Some techniques including using phantoms and imageJ as the image analysis software were used. Some values were set for future quality control protocols. The values includes noise, uniformity and quality of image. The tests were based on the protocols of quality control of the International Atomic Energy Agency and the Spanish Society of Medical Physics. With this information, a certificate of proper functioning is generated. This certificate can be used to submit to the regulatory authority (Ministry of Health) that gives validity to operate the equipment with stable patients.

Key words: QUALITY CONTROL - RADIODIAGNOSIS - IMAGE QUALITY - CONVENTIONAL RADIOLOGY

Recibido: 19 de setiembre 2014

Aceptado: 11 de octubre 2014

Introducción

Debido al peligro inherente para pacientes, personal hospitalario y público de utilizar radiaciones sin las medidas de seguridad adecuadas, surge en la década de los 80 la Física Médica, como una especialidad de la Física que se centra en las aplicaciones de las radiaciones en diferentes ramas de la medicina, principalmente en: Radiología, Radioterapia, Medicina Nuclear, Resonancia Magnética y Ultrasonido.

Para asegurar el uso correcto y seguro de estas radiaciones en el campo de la medicina, surge la figura del Físico Médico, especialista en el uso de radiaciones en la medicina y el equipamiento relacionado con esta, dentro de las labores del Físico Médico resalta la elaboración de una serie de pruebas sobre los diferentes equipos que utilizan radiaciones como: Tomógrafos Computados, Aceleradores Lineales, equipos de radiografía convencional y fluoroscopia, gamma cámaras, mamógrafos entre muchos otros equipos.

Para asegurar tanto la calidad de la imagen radiológica como la dosis de radiación entregada a los pacientes en las diferentes radiografías convencionales, el Físico Médico realiza pruebas de aceptación en los equipos de radiología recién instalados, de esta forma el Físico Médico aprueba ante la autoridad regulatoria del país, en el caso de Costa Rica el Ministerio de Salud, el uso clínico del equipo. Este procedimiento se debe realizar tanto en la práctica privada como pública.

Al instalar un equipo de radiodiagnóstico en los centros clínicos de la Caja Costarricense del Seguro Social (C.C.S.S.) en Costa Rica el Área de Física Médica del Servicio de Radiología realiza una serie de pruebas de control de la calidad sobre el emisor de radiaciones ionizantes para verificar la correcta instalación del equipo, el cumplimiento de las normas de Protección Radiológica, y que su condición general es apta para el uso clínico, para este caso el equipo de rayos x se instaló en el Servicio de Radiodiagnóstico del Hospital San Juan de Dios, este Servicio cuenta con un físico médico de tiempo completo dedicado al área de radiodiagnóstico.

El equipo para el cual se realizaron las pruebas de aceptación es un equipo de radiografía convencional modelo YSIO de la compañía SIEMENS. Este equipo fue diseñado para realizar estudios de radiografía convencional y posee para tal fin: un tubo de rayos x sujetado al techo de la sala y definido con tubo de rayos x cilíndrico, una mesa radiográfica, un bucky de pared y dos detectores de imagen fabricados en silicio amorfo, uno inalámbrico para adquisiciones en mesa radiográfica o en camilla de pacientes con dificultades para movilizarse y otro fijo colocado en el bucky de pared. Se realizan pruebas de aceptación de acuerdo al Protocolo Español de Control de la Calidad en Radiodiagnóstico 2011 de la Sociedad Española de Física Médica (S.E.F.M.) y el Protocolo de Control de la Calidad en Radiodiagnóstico del Acuerdo Regional de Cooperación para la Promoción de la Ciencia y Tecnología Nucleares en América Latina y el Caribe (ARCAL) del Organismo Internacional de Energía Atómica (O.I.E.A.). Se realizan pruebas mecánicas sobre los diferentes movimientos automáticos del equipo. Para el tubo de rayos x tenemos las siguientes pruebas: perpendicularidad del haz de radiación con respecto al bucky de pared y a la mesa radiográfica, concordancia del campo luminoso con respecto al campo de radiación, exactitud y repetibilidad para las variables físicas: tiempo de exposición, tensión del tubo, mAs, capa hemirreductora. Con respecto de los sistemas de detección de imagen se realizaron las pruebas indicadas en el Protocolo Español de Control de la Calidad en Radiodiagnóstico revisión 2011: uniformidad de la imagen y distorsión geométrica, ruido de fondo, artefactos en la imagen. Además se estudió el rendimiento del tubo de rayos x y se estableció una relación matemática entre el kilovoltaje pico (kVp) con el fin de ser utilizada como una herramienta en el cálculo de dosis entregada al paciente.

Materiales y métodos

Se seleccionaron diferentes pruebas del Protocolo Español de Control de la Calidad en Radiodiagnóstico revisión de 2011 en base a los equipos de control de la calidad disponibles en el Servicio de Radiodiagnóstico y en el A.C.C.P.R. para realizar de forma correcta las pruebas. El protocolo como tal define diferentes

comprobaciones para analizar el desempeño del equipo y su nivel de confianza para realizar imágenes radiográficas con fines diagnósticos. Se llevaron a cabo las siguientes pruebas:

1. Alineación y centrado del campo de luz-campo de radiación-campo de registro
2. Ortogonalidad del haz de rayos X y del receptor de imagen
3. Exactitud, repetibilidad y reproducibilidad del tiempo de exposición
4. Exactitud, repetibilidad y reproducibilidad de la tensión en el tubo
5. Filtración y Capa hemirreductora (CHR)
6. Valor, linealidad y repetibilidad del rendimiento así como su variación con la carga.

Para evaluar el desempeño de los detectores planos se realizaron las siguientes pruebas:

1. Uniformidad de la imagen
2. Ruido de Fondo
3. Artefactos

Para las mediciones de los puntos 1 y 2 se utilizó la herramienta de comprobación de alineamiento del haz y colimación de GAMMEX 161B y 162A y para analizar la calidad de la imagen radiográfica: el fantoma de FLUKE BIOMEDICAL modelo 07-661-7662, el cual posee dos placas metálicas y cuatro masas de 2 mm, 4 mm, 6 mm y 8 mm para evaluar bajo contraste además cuenta con un patrón de resolución espacial tipo malla para evaluar el alto contraste con relaciones de 20, 30, 40, 60, 80 y 100. Para las mediciones de kVp, dosis, mAs y tiempo de exposición se utilizó el multidetector de UNFORS modelo Xi diseñado para radiografía convencional y mamografía con fecha de calibración del 25 de octubre de 2012. Y para las pruebas de calidad de imagen un filtro de Cobre de un espesor de 0,3 mm utilizado por el Servicio Técnico para realizar calibraciones de centrado de la imagen y el campo de radiación.

Para realizar los ensayos del detector de imágenes se abalan las imágenes digitales con el programa de análisis de imágenes: ImageJ del National Institute of Mental Health, ubicado Bethesda, Maryland, U.S.A

Resultados y discusiones

Se describen a continuación los resultados para las pruebas indicadas.

Prueba 1. Alineación y centrado del campo de luz-campo de radiación-campo de registro: Se obtienen las siguientes diferencias entre el campo de luz delimitado con los fantasmas FLUKE y el campo de radiación a una distancia foco (DFD) detector de 1 m.

Las diferencias se indican en la tabla 1. Junto con su tolerancia y su condición: aceptable o rechazado.

Tabla 1: Datos de diferencias entre el campo de luz y campo de radiación.

Lado	Diferencias entre los lados del campo de luz y campo de radiación en cm	Tolerancia	Aceptable
A1	0,2	Distancia máx. entre los bordes	Sí
A2	0,7		Sí
L1	0,8	es \leq 2% de la DFD	Sí
L2	0,4		Sí
Suma	2,1		Sí

Fuente: Elaboración propia

Prueba 2. Ortogonalidad del Haz de Rayos X y del receptor de imagen: La variable a evaluar en este caso es la localización de la esfera metálica ubicada en la superficie del cilindro dentro del círculo interno proyectado en la imagen, si se cumple el criterio anterior la inclinación del haz de radiación es menor o igual a $1,5^\circ$, y se da como aceptado. Para este equipo se observa la esfera dentro de la proyección del círculo por lo tanto supera la prueba con éxito.

Prueba 3: Exactitud, repetibilidad y reproducibilidad del tiempo de exposición: Se evalúan los siguientes valores nominales: 20, 100, 160, 320 y 400 ms. Los resultados se indican en la tabla 2.

Tabla 2: Muestra de porcentajes de variación en exactitud y repetibilidad para el tiempo de exposición.

Tiempos de exposición en (ms)	Exactitud	Repetibilidad	Tolerancia	Aceptables
20	-3,85%	0,53%	±10%	Sí
10	0,00%	0,23%	±10%	Sí
160	0,88%	0,00%	±10%	Sí
320	1,00%	0,00%	±10%	Sí
400	1,10%	0,00%	±10%	Sí

Fuente: Elaboración propia

Ensayo 4: Exactitud, repetibilidad y reproducibilidad de la tensión en el tubo, con valores de kVp nominal: 40, 60, 81, 100 y 121. Para cada valor de kVp se varió el valor de mAs pasando por 10, 32, 125 mAs. Para todos los valores de exactitud para cada combinación de kVp y mAs se obtuvieron porcentajes menores al 1,5% y para los valores de repetibilidad valores mejores al 1,2%. Por lo que se satisfacen los valores de tolerancia para dicha prueba. Con respecto a la medición de la CHR.

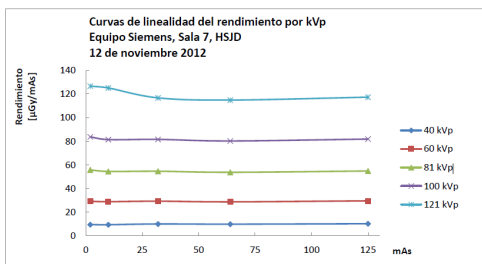
Prueba 5: se determina utilizando una regresión lineal sobre los datos del kerma en aire y el espesor de láminas interpuesto, un espesor de 3,18 mm de Aluminio para un haz de 81 kVp y 32 mAs a una distancia fuente detector (DFD) de 100 cm, lo anterior está dentro de la recomendación para equipos con kV superiores a 70 kV, en los cuáles se recomienda un valor de CHR igual o superior a 2,5 mm de Aluminio para 80 kVp.

Prueba 6: Valor, linealidad y repetibilidad del rendimiento así como su variación con la carga, se encuentran valores de porcentajes de discrepancia para la variable linealidad de 1,83% por debajo de la tolerancia recomendada de un ±20%. En el caso de la repetibilidad se realizan tres disparos variando el mAs para

valores de: 2, 10, 32, 64, 125 para un valor de 81 kVp con una CHR de 3.18 mm de Aluminio obteniendo valores inferiores al 0,5%, muy por debajo al valor límite de $\pm 10\%$. Se obtienen un valor del rendimiento del sistema de 53,36 $\mu\text{Gy}^2/\text{mAs}$ superior a 30 $\mu\text{Gy}^2/\text{mAs}$.

Se establecen diferentes relaciones entre el rendimiento y sus variables. Los valores se relacionan de manera logarítmica por lo que se procede a realizar una transformación de valores para exponerlos en forma lineal, este resultado se muestra en la gráfica de linealidad del rendimiento en función del mAs. [Gráfica 1.]

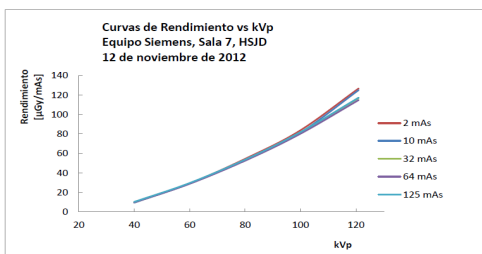
Gráfica no.1: Curvas de Linealidad del Rendimiento en función de distintos valores de mAs para varios kVp.



Fuente: Elaboración propia

Se muestra una relación del rendimiento en función de distintos valores de kVp, para cargas de: 2, 10, 32, 64, 125 mAs, la información se indica en la gráfica 2.

Gráfica no.2: Curvas de Rendimiento en función del kVp para varios mAs.

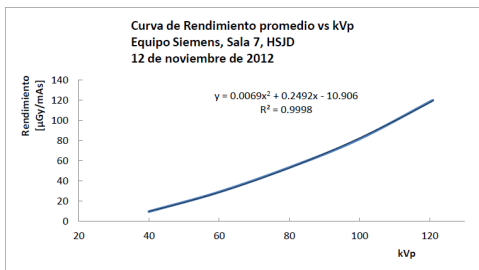


Fuente: Elaboración propia

Por último se muestra [gráfica 3] el rendimiento promedio para todas las cargas utilizadas con el kVp y aplicando un polinomio de segundo orden para modelar la relación del rendimiento con el kVp, para este caso:

Gráfica 3: Curvas de Rendimiento promedio en función del kVp.

$$\text{Rendimiento} = 0,0069 \text{ kVp}^2 + 0,2492 \text{ kVp} - 10,906 \quad [1]$$



Fuente: Elaboración propia

Para la evaluación de los detectores de rayos x de bucky de pared e inalámbrico se seleccionaron los siguientes ensayos:

7. Uniformidad de la imagen: Se utilizó el Valor Medio de Píxel (VMP) medido en una imagen con una exposición uniforme a los rayos x, con una técnica radiográfica de baja dosis, de 40 kVp con 1,5 mAs con una DFD de 115 cm para el detector inalámbrico y fuera de la mesa radiográfica. Se mide en la imagen radiografía el VMP y su desviación estándar, con la ayuda del software ImageJ, en el centro de la imagen y los cuatro centros de cada uno de los cuatro cuadrantes de la radiografía. Para ambas imágenes se obtiene la desviación máxima de la relación señal ruido (RSR) que se obtiene como:

$$RSR = \frac{VMP}{DTP} \quad [2]$$

Donde DTP indica la Desviación estándar típica de los valores de píxel. Como criterio de evaluación se utiliza: una variación del VPM dentro del $\pm 10\%$ del promedio para las cinco ROI's seleccionadas. Y para el RSR se utiliza una variación del $\pm 20\%$ con respecto al valor de la RSR promedio de las cinco ROI's seleccionadas. Se muestran los resultados para el detector inalámbrico, en la tabla 3.

Tabla no. 3: Resumen de resultados de prueba 7, para detector inalámbrico.

Medición	Valor Medio de Pixel (VMP)	Des. Est. σ	Aceptable? $\pm 10\%$ del Promedio del VMP	Desviación Máx. del RSR	Aceptable? $\pm 20\%$ del Promedio del RSR
Centro Cuadrante Superior Derecho	904,03	12,75	Aceptado	70,92	Aceptado
Cuadrante Superior Izquierdo	877,58	10,85	Aceptado	80,91	Aceptado
Cuadrante Inferior Derecho	887,53	10,94	Aceptado	81,13	Aceptado
Cuadrante Inferior Izquierdo	953,68	14,92	Aceptado	63,91	Aceptado
Promedio	917,49		Promedio	72,26	

Fuente: Elaboración propia

Para el detector instalado dentro del bucky de pared se miden los valores de VPM, desviación estándar y RSR, se adquirieron con 40 kVp, 4,5 mAs y una DFD de 180 cm, los resultados para el detector instalado dentro del bucky de pared, se resume en la tabla de datos 4.

Tabla no.4: Resumen de resultados de prueba 7, para detector instalado en el Bucky de Pared.

Medición	Valor Medio de Pixel (VMP)	Des. Est. σ	Aceptable? $\pm 10\%$ del Promedio del VMP	Desviación Máx. del RSR	Aceptable? $\pm 20\%$ del Promedio del RSR
Centro Cuadrante Superior Derecho	2.686,00	64,75	Aceptado	41,48	Aceptado
Cuadrante Superior Izquierdo	2.689,00	71,78	Aceptado	37,46	Aceptado
Cuadrante Inferior Derecho	2.691,00	70,66	Aceptado	38,08	Aceptado
Cuadrante Inferior Izquierdo	2.617,00	64,11	Aceptado	40,82	Aceptado
Promedio	2.630,04	64,66	Aceptado	40,67	Aceptado
	2.662,61		Promedio	39,70	

Fuente: Elaboración propia

Los VMP para bucky de pared y mesa radiográfica presentan una gran diferencia debido al uso de la parrilla anti dispersión en el uso del bucky de pared, para el detector inalámbrico la radiación incide de forma directa en el detector, al no contar con atenuación de los haces dispersos, el detector inalámbrico alcanza más exposición por lo que los VMP son mucho menores a los obtenidos en la exposición de bucky de pared, además influye la menor DFD usada en la toma de la imagen del detector inalámbrico debido a ley del inverso de la distancia.

8. Ruido de Fondo de los detectores: Se realiza una exposición de rayos x sobre cada detector del equipo con una técnica de baja dosis, para el detector inalámbrico y para el bucky de pared de 40 kV con 1,1 mAs, se analizan en el centro de imagen los VMP con una ROI cuadrada de 4 cm. Se reportan los datos del producto dosis área en la superficie del detector. Los datos se indican en la tabla 5.

Tabla no. 5: VMP medido para el centro de la imagen de ruido de fondo

Detector	Dosis en el detector [μGym^2]	Valor Medio de Píxel [VMP]
Bucky de Pared	0,02	3766,89
Inálambrico	0,59	3783,97

Fuente: Elaboración propia

9. Prueba artefactos: Se realizó una adquisición en ambos detectores con el fantoma de calidad de imagen, descrito en la sección II. La resolución espacial se determina bajo el criterio de apreciación visual para la mejor resolución y para las estructuras de bajo contraste la definición de contraste como la diferencia relativa del VMP del objeto en comparación con el VMP del fondo, lo anterior resumido en la expresión:

$$\frac{VMP_{PLACA} - VMP_{FONDO}}{VMP_{PLACA} + VMP_{FONDO}} \quad [3]$$

Para el bucky de pared se realizó una adquisición con un protocolo estándar para radiografía de tórax con 120 kVp y mAs automático para una DFD de 180; mientras que para el detector inalámbrico se utilizó un protocolo de abdomen con un valor de 100 kVp y mAs automático con una DFD 115 cm. Se determinan entonces los aspectos de resolución espacial y bajo contraste, la tabla de datos 6 muestra los resultados.

Detector	Resolución Espacial [%]	Contraste [%]	Masas Visibles
Bucky de Pared	60	29	Hasta la de 4 mm inclusive
Inálambrico	60	9	Hasta la de 4 mm inclusive

Fuente: Elaboración propia

Los valores de contraste difieren significativamente al utilizar técnicas de kilovoltaje y mAs diferentes sobre el fantoma.

Conclusiones

Las pruebas realizadas como parte del proceso de aceptación del equipo resultaron dentro de los parámetros indicados en la bibliografía internacional referente al tema. Estos serán utilizados como valores de referencia en futuros protocolos de control de la calidad establecidos por el área de física médica del Servicio de Diagnóstico. La relación polinomial deducida en la prueba 6 junto con los valores de kVp y mAs permiten calcular para cada estudio realizado en el equipo los valores de dosis entregada al paciente.

Los detectores presentan características similares en uniformidad de la imagen y el nivel de ruido se utilizará como parámetro para futuras evaluaciones de los detectores así como los valores de resolución espacial y contraste determinados con el fantoma se utilizarán en controles semanales y diarios sobre la calidad de imagen radiográfica. Los datos recopilados y analizados servirán como valores de referencia para futuros controles de calidad.

Se concluye por lo anterior que el equipo evaluado es apto para su uso clínico y diagnóstico de patologías.

Bibliografía

- Bourne, R. (2010). *Fundamentals of Digital Imaging in Medicine*. London: Editorial Springer-Verlag.
- IAEA-ARCAL. (2001). Protocolos de Control de la Calidad en Radiodiagnóstico. Recuperado 17 de enero 2014, de <https://es.scribd.com/doc/62694286/Protocolos-de-Control-de-Calidad-en-Radiodiagnostico>
- Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Protección Radiológica & Sociedad Española de Radiología Médica. (2010). *Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico*. Recuperado 17 de enero 2014, de http://www.sepr.es/html/recursos/descargables/Prot_CCRD_2010%20Borr.pdf

