

Universidad de Costa Rica
Facultad de Medicina
Escuela de Tecnologías en Salud

Propuesta de guía de Control de Calidad para equipos de radiodiagnóstico digital y
computarizado de la Caja Costarricense de Seguro Social de Costa Rica, segundo
semestre 2020

Seminario de graduación sometido a la consideración de la Escuela de Tecnologías en
Salud para optar por el grado de Licenciatura en Imagenología Diagnóstica y Terapéutica

Proponentes:

Stephanie Bogantes Zúñiga	A20801
Alicia Cascante Acuña	A91400
Ariela Rojas Vargas	A95510

Comité Asesor:

Director: Lic. Luis Diego Mora Barboza
Lector: Dr. Donato Salas Segura
Lector: Lic. Giovanni Cordero Rodríguez

26 de febrero, 2021

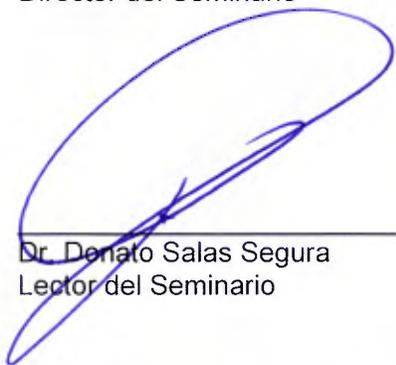
Este Trabajo Final de Graduación fue aceptado por la Escuela de Tecnologías en Salud de la Universidad de Costa Rica, como requisito parcial para optar al grado de licenciatura en Imagenología Diagnóstica y Terapéutica, el día 26 de febrero del 2021.



M.Sc./M.Res Sergio M. Solís Barquero,
Representante de la Dirección de la Escuela de Tecnologías en Salud.



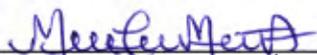
Lic. Luis Diego Mora Barboza
Director del Seminario



Dr. Denato Salas Segura
Lector del Seminario



Lic. Geovanny Cordero Rodríguez
Lector del Seminario



M.Sc. Catalina Méndez Ávila
Profesora Invitada

Derechos de Propiedad Intelectual

De acuerdo con el Reglamento de Trabajos Finales de Graduación de la Universidad de Costa Rica, los derechos morales del presente trabajo pertenecen a las personas que pertenecen al seminario: Alicia María Cascante Acuña cédula 1-1456 0158, Ariela Rojas Vargas cédula 1-1307 0745 y Stephanie Bogantes Zúñiga cédula 1-1180 0443. Los derechos de propiedad intelectual se rigen de acuerdo con lo establecido en las normas para la investigación de la Universidad de Costa Rica. Por lo tanto, está prohibida su reproducción parcial o total sin previa autorización de las autoras.

Dedicatoria

A ese ser maravilloso que siempre ha estado a mi lado, cuidando cada uno de mis pasos, guiando cada decisión tomada y poniendo en mi camino a las personas indicadas para hacer brillar mi vida, Dios.

Stephanie Bogantes Zúñiga

A Dios por las abundantes bendiciones y oportunidades que constantemente pone en mi camino, permitiéndome culminar esta etapa con éxito y en el momento preciso.

A mis papás, que son mi pilar, mi motor, mi guía e inspiración diaria para superarme y salir adelante. Por ustedes y su enorme esfuerzo hoy llego hasta acá.

A mis hermanas, que siempre están, que son mi orgullo y mi motivación para ser mi mejor versión.

A mi abuelita, quien hubiera celebrado a lo grande este logro.

A mis compañeras Stephanie y Ariela, quienes dieron todo y más por este proyecto.

De corazón: gracias.

Alicia Cascante Acuña

A las y los miembros de mi pequeña tribu que me apoyaron de una manera u otra para escribir y culminar esta tesis.

A quienes me inspiraron y me ayudaron a cumplir esta meta.

A las que quise, a las que quiero y a las que siempre querré.

Ariela Rojas Vargas

Agradecimiento

Externamos nuestro profundo agradecimiento, primeramente, a nuestro equipo asesor, quienes con la mejor disposición nos guiaron durante todo este camino, sin interponer sus necesidades sobre las nuestras, inclusive en tiempos difíciles como los vividos este 2020 especialmente en el sector de la salud al cual pertenecen los tres miembros. Este año fue sumamente agobiante y exhausto para todos en primera línea de atención frente a una situación nueva y perturbadora, sin embargo, nuestro comité siempre se mostró comprometido con nuestro proyecto, perennemente respetuosos, ecuánimes, colaboradores, anuentes a transmitir sus conocimientos y prepararnos en este arduo camino.

También queremos agradecer la oportunidad que nos ofreció el Área de Control de Calidad y Protección Radiológica de la CCSS, quienes pusieron su confianza en nuestras manos al permitirnos realizar la presente guía y así obtener la herramienta necesaria para la realización de controles de calidad en todos los hospitales y clínicas de la institución, logrando de esta manera garantizar el buen estado de sus equipos, estudios confiables y seguros para las personas aseguradas.

Y en última instancia, pero en el lugar más importante, damos gracias infinitas a nuestro señor Dios que nos ha rodeado de las personas indicadas, nos dio la motivación y el coraje para salir siempre adelante y nos puso en el camino las oportunidades precisas para en este momento lograr disfrutar de este preciado tesoro fruto de nuestro esfuerzo y sacrificio.

Prefacio del autor

La Caja Costarricense de Seguro Social en Costa Rica es la institución más grande prestadora de servicios de salud del país, como parte de sus responsabilidades debe garantizar la calidad y buen funcionamiento de sus equipos de radiodiagnóstico y esto lo hace mediante el Área de Control Calidad de Protección Radiológica (ACCPR). Esta oficina creada a raíz de los acontecimientos sufridos por el accidente radiológico de 1995 se encarga de la revisión anual de todos los equipos relacionados con la emisión de radiaciones ionizantes pertenecientes a la institución.

Dado el avance científico que se ha vivido en los últimos años y la renovación tecnológica que ha realizado la institución a sus centros de salud, la ACCPR se ha visto en la necesidad de actualizar los protocolos para la elaboración de los controles de calidad a estas nuevas tecnologías adquiridas. Fue así como al enterarnos de esta necesidad nos preocupamos por realizar una investigación que satisficiera sus carencias.

Esperamos fielmente que la presente guía le permita al personal de la ACCPR realizar los controles necesarios y garantizar el funcionamiento adecuado y seguro de todos los equipos de radiología digital con que cuenta la CCSS.

Índice general

Derechos de Propiedad Intelectual.....	iii
Dedicatoria.....	iv
Agradecimiento	v
Prefacio del autor	vi
Índice general.....	vii
Índice de Figuras.....	xv
Índice de Tablas.....	xvi
Índice de Abreviaturas.....	xxi
Resumen.....	xxiii
Cita bibliográfica.....	xxiii
Palabras clave.....	xxiii
INTRODUCCIÓN	24
CAPÍTULO I. PLANTEAMIENTO DEL OBJETO DE ESTUDIO	26
1.1 Planteamiento del problema de investigación.....	26
1.2 Objetivos	29
1.2.1 Objetivo general.....	29
1.2.2 Objetivos específicos	29
1.3 Justificación.....	30
CAPÍTULO II. MARCO DE REFERENCIA	32
2.1 Imagen digital	32
2.1.1 Historia de la imagen digital y el procesamiento de imágenes.	32
2.1.2 Definición.....	33
2.1.3 Proceso de digitalización	34
2.1.4 Características y propiedades de la imagen	34
2.1.5 Resolución y contraste de la imagen digital	35
2.2 Radiología digital.....	36
2.2.1 Concepto	36

2.2.2 Archivos y formatos utilizados en radiología digital	37
2.2.2.1 PACS (sistemas de archivo y comunicación de imagen).....	37
2.2.2.2 Formato DICOM.....	38
2.3 Radiología computarizada	38
2.3.1 Fosforescencia fotoestimulada	39
2.3.2 Pantallas y chasis CR	40
2.3.3 Lectura y parámetros operacionales	41
2.4 Radiología digital directa	42
2.4.1 Definición y características	42
2.4.2 Materiales detectores de la radiación.....	43
2.5 Protección radiológica	46
2.6 Calidad en la atención sanitaria.....	47
2.6.1 Control de calidad.....	48
CAPÍTULO III. METODOLOGÍA.....	51
3.1 Descripción general de la estrategia.....	51
3.2 Descripción de la metódica.....	51
3.2.1 Tipo de estudio	51
3.2.2 Población de interés	52
3.2.3 Muestra	53
3.2.4 Objeto de estudio.....	53
3.2.5 Alcances del diseño propuesto	54
3.3 Definición de los procedimientos de recolección de información	54
3.3.1. Describir el estado actual de uso y condición de los equipos de radiología digital y computarizada instalados en los diferentes servicios radiológicos de la CCSS.	54
3.3.2. Contrastar los controles de calidad para la adquisición de las imágenes que sugiere la literatura con lo que se realiza en el país en los equipos de radiologías digital y computarizada.	56
3.3.3. Elaborar la propuesta de una guía para el control de calidad para los equipos de radiologías digital y computarizada pertenecientes a la CCSS.	57
3.4 Definición de los procedimientos y las técnicas para el análisis.....	57

3.4.1 Método comparativo constante	58
3.4.2 La codificación	58
3.5 Consideraciones éticas.....	59
CAPÍTULO IV. PLAN DE TRABAJO Y CRONOGRAMA	60
CAPÍTULO V. RESULTADOS	64
5.1 Composición de la muestra	64
5.1.1 Distribución por tecnología	64
5.1.2 Distribución por centro de salud.....	65
5.1.3 Distribución por centro marca y modelo	66
5.2 Usabilidad de los equipos	68
5.3 Condiciones de garantía y mantenimiento	71
5.4 Aspectos de control de calidad	73
5.4.1 Controles de calidad generales.....	73
5.4.2 Controles de calidad adicionales	74
5.5 Contraste de los controles de calidad para la adquisición de imágenes	81
CAPÍTULO VI. GUÍA PARA EL CONTROL DE CALIDAD PARA LOS EQUIPOS DE RADIODIAGNÓSTICO DIGITAL Y COMPUTARIZADO.....	85
6.1 Elaboración de Guía para el control de calidad para los equipos de radiologías digital y computarizada.....	85
Capítulo VII. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	86
7.1 Conclusiones.....	86
7.1.1 Etapa descripción del estado actual de los equipos	86
7.1.2 Etapa de recolección de la información	86
7.1.3 Etapa del planteamiento de la guía.....	87
7.2 Recomendaciones.....	87
7.2.1 Etapa descripción del estado actual de los equipos de radiodiagnóstico.	87
7.2.2 Etapa de contraste de pruebas.....	88
7.2.3 Etapa del planteamiento de la guía.....	88
GLOSARIO	83

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	84
ANEXOS	90
Anexo 1. Formato de la Entrevista al personal del Área de Control de Calidad y Protección Radiológica (ACCPR) de la Caja Costarricense de Seguro Social (CCSS) de Costa Rica.....	90
Anexo 2. Cuestionario al personal encargado de los servicios con equipos de radiología digital y computarizado instalados.	92
Anexo 3. Lista de cotejo para las pruebas de comprobación de la calidad recomendadas para equipos de radiología digital y radiología computarizada.	97
Anexo 4. Esqueleto de la propuesta para una guía para los controles de calidad de los equipos de radiología digital directa y radiología computarizada.	98
Anexo 5. Centros de Atención de la CCSS que cuentan con Equipo de Radiología Digital Directa y Computarizada Instalado Actualmente y en Funcionamiento.....	99
Anexo 6.....	101
Tabla 4. Distribución de Equipos Digitales Instalados en la CCSS según tipo de Tecnología.	101
Anexo 7.....	102
Tabla 5. Distribución de los Equipos Digitales o Digitalizados Instalados por Centro de Salud en la CCSS a agosto 2019.	102
Anexo 8.....	103
Tabla 6. Distribución de Equipos según Modelo del Equipo.	103
Anexo 10.....	104
Tabla 7. Modalidad de Operación del Equipo según Jornada de Uso.....	104
Anexo 10.....	104
Tabla 8. Cantidad de Equipos que se Usan de Acuerdo con las Especificaciones de la Casa Comercial.....	104
Anexo 11.....	104

Tabla 9. Cantidad de Equipos según Funcionabilidad a pesar de la Realización de Cambios.....	104
Anexo 12.....	105
Tabla 10. Carga de Estudios Diarios Aproximados para los Equipos de Radiología Digital Directa e Indirecta según Marca.	105
Anexo 13.....	105
Tabla 11. Cantidad de Equipos con Garantía de Fábrica según Marca.....	105
Anexo 14.....	106
Tabla 12. Cantidad de Equipos con Contrato de Mantenimiento según Marca.....	106
Anexo 15.....	106
Tabla 13. Cantidad de Equipos según Periodicidad de la Limpieza de los Equipos...	106
Anexo 16.....	106
Tabla 14. Cantidad de Equipos en los que se utiliza Bitácora para el Control de la Limpieza.....	106
Anexo 17.....	107
Tabla 15. Cantidad de equipos según Periodicidad de la Inspección Física.....	107
Anexo 18.....	107
Tabla 16. Cantidad de Equipos en los que se utiliza Bitácora para el Control de la Inspección Física.....	107
Anexo 19.....	107
Tabla 17. Cantidad de Equipos Según Realización de Pruebas de Control de Calidad.....	107
Anexo 20.....	108
Tabla 18.Cantidad de Equipos que Cuentan con Bitácora para el Control de las Pruebas de Control de Calidad Realizadas.....	108
Anexo 21.....	108
Tabla 19. Cantidad de Equipos por Carga de Uso Aproximada Según Realización de Pruebas de Control de Calidad.....	108

Anexo 22.....	109
Tabla 20. Cantidad de veces que los Centros de Salud Usaron Recomendaciones para la Realización de Pruebas de Control de Calidad en los Equipos según Fuente de Información.	109
Anexo 23.....	109
Tabla 21. Cantidad de equipos a los que Sí se le realizan Pruebas de Control de Calidad según las Acciones Aplicadas para los Resultados Fuera de Rango.....	109
Anexo 24.....	110
Tabla 22. Cantidad de Equipos según Justificación a No Realizar Pruebas de Control de Calidad.....	110
Anexo 25. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de Inspección Física del Equipo.....	111
Anexo 26. Ficha de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de Verificación del indicador de la distancia foco-receptor.	113
Anexo 27. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de verificación de la coincidencia, alineación y centraje del campo de luz-campo de radiación, definición del campo luminoso, colimación del campo de radiación y ortogonalidad del rayo central.	114
Anexo 28. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de tamaño del campo.	120
Anexo 29. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de presencia de artefactos.	121
Anexo 30. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de calidad de la imagen.	124
Anexo 31. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de limpieza de los chasis y los fósforos (CR).....	126
Anexo 32. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de efectividad en el ciclo de borrado (CR).....	127
Anexo 33. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de desvanecimiento de la imagen latente (CR).	129

Anexo 34. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de ruido oscuro (CR).	130
Anexo 35. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de uniformidad de la imagen (CR).	132
Anexo 36. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de linealidad y propiedades de transferencia del sistema (CR).	135
Anexo 37. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de errores de escala (CR).	137
Anexo 38. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de resolución espacial de bajo contraste (CR).	139
Anexo 39. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de consistencia del índice de exposición (CR).	140
Anexo 40. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de remanencia de la imagen previa (DR).	142
Anexo 41. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de ruido oscuro (DR).	144
Anexo 42. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de uniformidad de la imagen (DR).	147
Anexo 43. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de uniformidad de resolución (DR).	152
Anexo 44. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de función de respuesta del detector (DR).	154
Anexo 45. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de errores de escala (DR).	157
Anexo 46. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de fallo en los elementos del detector (dels) (DR).	159
Anexo 47. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de elementos del detector sin corregir (DR).	160
Anexo 48. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de resolución espacial de alto contraste (DR).	162

Anexo 49. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de resolución espacial de bajo contraste (DR).....	165
Anexo 50. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de constancia del índice de exposición (DR).....	169

Índice de Figuras

Figura 1. Estructura de bandas y niveles energéticos creados en la banda prohibida por el haluro X y el elemento activador.	40
Figura 2. Esquema de un detector indirecto, formado por un material centelleador en contacto con su matriz de píxeles.	44
Figura 3. Esquema de un detector directo, formado por un material fotoconductor en contacto con su matriz de píxeles.	45
Figura 4. Distribución de equipos digitales instalados en la CCSS según tecnología (digital o computarizada)	64
Figura 5. Modalidad de operación del equipo por jornada de uso.....	68
Figura 6. Utilización de los equipos según acatamiento de las especificaciones de la casa comercial.....	69
Figura 7. Equipos de radiodiagnóstico digitales y computarizados por carga de estudios diarios aproximados según marca.....	70
Figura 8. Equipos de radiodiagnóstico digitales y computarizados con garantía de fábrica según marca	71
Figura 9. Equipos de radiodiagnóstico digitales y computarizados que se encuentran bajo contrato de mantenimiento según marca.....	72
Figura 10. Equipos de radiodiagnóstico digitales y computarizados según periodicidad de la limpieza aplicada	73
Figura 11. Equipos de radiodiagnóstico digitales y computarizados según periodicidad de la inspección Física	74
Figura 12. Equipos de radiodiagnóstico digitales y computarizados según realización de pruebas de control de calidad adicionales por jornada de trabajo	75
Figura 13. Uso de las recomendaciones para la realización de pruebas de control de calidad en los equipos de radiodiagnóstico digital y computarizado según la fuente de información utilizada.....	77
Figura 14. Equipos de radiodiagnóstico de, equipo digital y computarizado según acciones aplicadas en caso de obtener pruebas de control de calidad fuera de rango	80
Figura 15. Equipos de radiodiagnóstico digital y computarizado según motivo por el que no se realizan pruebas de control de calidad	81

Índice de Tablas

Tabla 1. Descripción de las actividades por objetivo, distribuidas por semana de trabajo.	60
Tabla 2. Distribución de aplicaciones de entrevistas por persona responsable.	61
Tabla 3. Distribución de actividades a realizarse por objetivo por persona encargada. ...	62
Tabla 4. Distribución de Equipos Digitales Instalados en la CCSS según tipo de Tecnología.	101
Tabla 5. Distribución de los Equipos Digitales o Digitalizados Instalados por Centro de Salud en la CCSS a agosto 2019.	102
Tabla 6. Distribución de Equipos según Modelo del Equipo.	103
Tabla 7. Modalidad de Operación del Equipo según Jornada de Uso.	104
Tabla 8. Cantidad de Equipos que se Usan de Acuerdo con las Especificaciones de la Casa Comercial.....	104
Tabla 9. Cantidad de Equipos según Funcionabilidad a pesar de la Realización de Cambios.....	104
Tabla 10. Carga de Estudios Diarios Aproximados para los Equipos de Radiología Digital Directa e Indirecta según Marca.....	105
Tabla 11. Cantidad de Equipos con Garantía de Fábrica según Marca.....	105
Tabla 12. Cantidad de Equipos con Contrato de Mantenimiento según Marca.....	106
Tabla 13. Cantidad de Equipos según Periodicidad de la Limpieza de los Equipos.....	106
Tabla 14. Cantidad de Equipos en los que se utiliza Bitácora para el Control de la Limpieza.	106
Tabla 15. Cantidad de equipos según Periodicidad de la Inspección Física.....	107
Tabla 16. Cantidad de Equipos en los que se utiliza Bitácora para el Control de la Inspección Física.	107
Tabla 17. Cantidad de Equipos Según Realización de Pruebas de Control de Calidad.	107
Tabla 18. Cantidad de Equipos que Cuentan con Bitácora para el Control de las Pruebas de Control de Calidad Realizadas.	108
Tabla 19. Cantidad de Equipos por Carga de Uso Aproximada Según Realización de Pruebas de Control de Calidad.....	108
Tabla 20. Cantidad de veces que los Centros de Salud Usaron Recomendaciones para la Realización de Pruebas de Control de Calidad en los Equipos según Fuente de Información.	109

Tabla 21. Cantidad de equipos a los que Sí se le realizan Pruebas de Control de Calidad según las Acciones Aplicadas para los Resultados Fuera de Rango.	109
Tabla 22. Cantidad de Equipos según Justificación a No Realizar Pruebas de Control de Calidad.	110
Tabla 23. Prueba de Inspección según la American Association of Physics in Medicine.	111
Tabla 24. Prueba de Inspección Mecánica según The Royal Australian and New Zeland Colleague of Radiology.	111
Tabla 25. Prueba de Verificación del indicador foco-película según la Sociedad Española de Física Médica.	113
Tabla 26. Prueba de verificación de la coincidencia del campo de luz y el campo de radiación según la Sociedad Española de Física Médica.	114
Tabla 27. Prueba de alineación y centrado del campo de luz-campo de radiación-campo de registro según la Sociedad Española de Física Médica, la Sociedad Española de Protección Radiológica y la Sociedad Española de Radiología Médica.....	115
Tabla 28. Prueba de definición del campo luminoso según la Sociedad Española de Física Médica, la Sociedad Española de Protección Radiológica y la Sociedad Española de Radiología Médica.....	116
Tabla 29. Prueba de colimación según la Sociedad Española de Física Médica, la Sociedad Española de Protección Radiológica y la Sociedad Española de Radiología Médica. ...	117
Tabla 30. Prueba de ortogonalidad del haz de rayos x y el receptor de imagen según la Sociedad Española de Física Médica, la Sociedad Española de Protección Radiológica y la Sociedad Española de Radiología Médica.....	117
Tabla 31. Prueba de ortogonalidad del haz según la Sociedad Española de Física Médica.	118
Tabla 32. Prueba tamaño mínimo del campo de radiación según la Sociedad Española de Física Médica, la Sociedad Española de Protección Radiológica y la Sociedad Española de Radiología Médica.....	120
Tabla 33. Prueba de uniformidad de la imagen y valoración de artefactos según el Royal Australian and New Zealand College of Radiologist.	121
Tabla 34. Prueba de artefactos de la imagen según la Sociedad Española de Física Médica, la Sociedad Española de Protección Radiológica y la Sociedad Española de Radiología Médica.	122
Tabla 35. Prueba de artefactos según Physikalisch-Technische Werkstätten.	122

Tabla 36. Prueba de inspección y evaluación de la calidad de la imagen según American Association of Physicists in Medicine	124
Tabla 37. Prueba de calidad de la imagen según The Royal Australian and New Zealand College of Radiologist	124
Tabla 38. Prueba de inspección visual, identificación y limpieza de los fósforos y chasis según Otero.	126
Tabla 39. Prueba de borrado según American Association of Physicists in Medicine....	127
Tabla 40. Prueba de borrado de los detectores según The Royal Australian and New Zealand College of Radiologist.....	127
Tabla 41. Prueba de efectividad en el ciclo de borrado según Otero.....	128
Tabla 42. Prueba de desvanecimiento de la imagen latente según Otero.	129
Tabla 43. Prueba de ruido oscuro según American Association of Physicists in Medicine.	130
Tabla 44. Prueba de ruido oscuro en el fósforo de los detectores según Otero.....	130
Tabla 45. Prueba de uniformidad de la imagen y valoración de artefactos según The Royal Australian and New Zealand College of Radiologist.	132
Tabla 46. Prueba de uniformidad según Otero.	133
Tabla 47. Prueba de linealidad y propiedades de transferencia del sistema según Otero.	135
Tabla 48. Prueba de linealidad espacial y errores de escala según Otero.....	137
Tabla 49. Prueba de resolución, contraste/ruido, laser e indicador de exposición según American Association of Physicists in Medicine.	139
Tabla 50. Prueba de consistencia del índice de exposición según The Royal Australian and New Zealand College of Radiologist.....	140
Tabla 51. Prueba de remanencia de la imagen previa según la Sociedad Española de Física Médica.	142
Tabla 52. Prueba de permanencia de la imagen según Monrant.....	143
Tabla 53. Prueba de ruido oscuro según el Institute of Physics and Engineering in Medicine.	144
Tabla 54. Prueba de ruido de fondo de los detectores según e Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Protección Radiológica Sociedad Española de Radiología Médica.	144
Tabla 55. Prueba de ruido de fondo de los detectores según Monrant.....	145

Tabla 56. Prueba de uniformidad de la imagen según la Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Protección Radiológica Sociedad Española de Radiología Médica.	147
Tabla 57. Prueba de uniformidad y constancia del receptor de la imagen según Monrant.	148
Tabla 58. Prueba de uniformidad de la imagen y valoración de artefactos según The Royal Australian and New Zeland College of Radiologist.	150
Tabla 59. Prueba de uniformidad medida según el Institute of Physics and Engineering in Medicine.	151
Tabla 60. Prueba de uniformidad de resolución según Institute of Physics and Engineering in Medicine.	152
Tabla 61. Prueba de uniformidad de la resolución según la Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Protección Radiológica Sociedad Española de Radiología Médica.	152
Tabla 62. Prueba función de respuesta del detector según Monrant.	154
Tabla 63. Prueba de función de respuesta del detector según la Sociedad Española de Física Médica, la Sociedad Española de Protección Radiológica y la Sociedad Española de Radiología Médica.	155
Tabla 64. Pruebas de errores de escala según Monrant.	157
Tabla 65. Prueba de fallo en los elementos del detector según Monrant.	159
Tabla 66. Prueba de verificación de los elementos defectuosos del detector sin corregir según la Sociedad Española de Física Médica, la Sociedad Española de Protección Radiológica y la Sociedad Española de Radiología Médica.	160
Tabla 67. Prueba de elementos defectuosos del detector sin corregir según Monrant. .	161
Tabla 68. Prueba de Resolución espacial según Physikalisch-Technische Werkstätten.	162
Tabla 69. Prueba de Resolución espacial según Pro-Project.	163
Tabla 70. Prueba limitante de resolución espacial según el Institute of Physics and Engineering in Medicine.	164
Tabla 71. Prueba de sensibilidad de bajo contraste según Institute of Physics and Engineering in Medicine.	165
Tabla 72. Prueba de resolución de contraste según Physikalisch-Technische Werkstätten.	166
Tabla 73. Prueba de resolución de contraste según Pro-Project.	167

Tabla 74. Prueba de consistencia del índice de exposición según The Royal Australian and New Zeland College of Radiologist.....	169
---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	-----

Índice de Abreviaturas

ACCPR: Área de Control de Calidad y Protección Radiológica.

ALARA: Tan bajo como sea razonablemente posible, del inglés *As Low As Reasonably Achievable*.

AR: Radiología analógica.

BITS: Dígito binario, del inglés *Binary digit*.

CAIS: Centros de Atención Integral en Salud.

CCD: Dispositivo de carga acoplada, del inglés *Charge-Coupled Device*.

CCSS: Caja Costarricense de Seguro Social.

CD: Disco compacto del inglés *Compact Disc*.

CR: Radiología computarizada indirecta.

CT: Tomografía computarizada.

DB: Decibelios.

DICOM: Estándar para imágenes digitales y comunicaciones en medicina, del inglés *Digital Imaging and Communication On Medicine*.

DFD: Distancia fuente detector.

DR: Radiología digital

EBSCO: Elton B. Stephens Company. Base de datos.

FP: Panel plano del inglés *Flat Panel*.

FPD: Detector de panel plano del inglés *Flat Panel Detector*.

GAM: Gran Área Metropolitana.

HSL: Matiz, Saturación, luminosidad. del inglés *Hue, Saturation, Lightness*.

ICRP: Comisión Internacional de Protección Radiológica.

NASA: Administración Nacional de Aeronáutica y el Espacio, por sus siglas en inglés *National Aeronautics and Space Administration*.

OIEA: Organismo Internacional de Energía Atómica.

OIT: Organización Internacional del Trabajo.

OMS: Organización Mundial de la Salud.

OPS: Organización Panamericana de la Salud.

PACS: Sistema de Archivo y Comunicación de Imágenes, del inglés *Picture Archiving and Communication System*.

PET: Tomografía por emisión de positrones.

PÍXEL: Elemento de imagen, del inglés *picture element*.

POE: Personal ocupacionalmente expuesto.

RIS: Sistema de información radiológica.

RMN: Resonancia magnética nuclear.

RPR: Responsable de protección radiológica.

SCIELO: Biblioteca Científica Electrónica en Línea, del inglés *Scientific Electronic Library Online*

SEFM: Sociedad Española Física Medica.

SEPR: Sociedad Española de Protección Radiológica.

SERAM: Sociedad Española de Radiología Médica.

SIBDI: Sistema de Bibliotecas, Documentación e Información.

TFM: Tubos fotomultiplicadores.

Resumen

Cita bibliográfica

Bogantes-Zúñiga, S; Cascante-Acuña, A y Rojas-Vargas, A. (2020). Propuesta de guía de Control de Calidad para equipos de radiodiagnóstico digital y computarizado de la Caja Costarricense de Seguro Social de Costa Rica, segundo ciclo 2020. (Seminario de Graduación para optar por el grado de Licenciatura en Imagenología Diagnóstica y Terapéutica). Universidad de Costa Rica (UCR).

Palabras clave

Control de calidad, Servicio de Radiología, Sistemas de Información Radiológica, Guía de Procesamiento de Imagen Asistido por Computador.

El presente seminario tiene como objetivo principal el diseño de una propuesta de guía de control de calidad para los equipos de radiodiagnóstico digital y computarizado de la Caja Costarricense de Seguro Social. Por medio de la aplicación de entrevistas a personal del Área de Control de Calidad y a las personas Responsables de Protección Radiológica de la institución, además del análisis las pautas enmarcadas en la literatura especializada se lograron puntualizar las necesidades primarias para el diagnóstico de la calidad de los equipos receptores de radiación usados en la radiología digital.

Por lo antes mencionado es que se determina la propuesta con tres secciones para incluir en el control de calidad:

- Pruebas generales, las que aplican para todos los equipos de tecnología digital
- Pruebas de radiología computarizada, específicas para los equipos de adquisición indirecta
- Pruebas de radiología digital directa, concretamente para equipos con detectores directos.

Se adjunta a la propuesta la bitácora para registro de datos de cada una de las pruebas para facilidad del ACCPR y los detalles de los procedimientos para la correcta realización de estas.

INTRODUCCIÓN

Los rayos X fueron descubiertos a finales del año 1895 (Busch, 2012) y, por más de un siglo, han evolucionado permitiendo la creación de dispositivos que se han adaptado a distintos usos. Es por ello por lo que, el uso de la radiación en el campo de la medicina se ha convertido, en las últimas décadas, en una herramienta indispensable para el diagnóstico oportuno y acertado de múltiples patologías.

Uno de los factores que permitieron a la radiología dar ese avance tecnológico fue el expansivo desarrollo de la informática en la medicina que ha desplegado múltiples dispositivos participantes en la adquisición, almacenamiento, manipulación y procesamiento de las imágenes para su adecuada visualización.

Además del desarrollo tecnológico en la radiología, que ha permitido la optimización constante de las imágenes médicas como un valioso recurso diagnóstico, es necesario recalcar el avance tan significativo que esta ha tenido en el ámbito de la seguridad y la protección hacia quienes están expuestos a las radiaciones ionizantes, entiéndase pacientes, público y personal ocupacionalmente expuesto (POE).

Diferentes organizaciones a nivel mundial se han pronunciado con normativas en cuanto a la adecuada utilización de las radiaciones, entre ellas, la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP), la Organización Mundial de la Salud (OMS), el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), la Organización Panamericana de la Salud (OPS) y la Organización Internacional del Trabajo (OIT). Todas estas instituciones internacionales han trabajado, tanto individual como conjuntamente, con el fin de promover que los beneficios derivados del uso de las radiaciones se obtengan garantizando la seguridad a la población.

En Costa Rica, la autoridad competente encargada de normalizar, reglamentar y fiscalizar toda actividad relacionada con el uso, transporte, almacenamiento y aplicación de las radiaciones ionizantes es el Ministerio de Salud, a través del Programa de Control de Radiaciones de la Dirección de Protección al Ambiente Humano (La Gaceta, 1995).

Además, a nivel institucional la Caja Costarricense de Seguro Social (CCSS) cuenta, desde 1996, con su propia unidad reguladora encargada de vigilar y auditar el buen funcionamiento, a partir de la puesta en servicio y la subsecuente vida útil, de todos los

equipos emisores y detectores de radiaciones ionizantes de la institución y de todas aquellas instituciones cuyos servicios sean contratados por la CCSS. Dicha oficina se conoce como Área de Control de Calidad y Protección Radiológica (ACCPR).

Sin embargo, el continuo avance tecnológico en los servicios de radiología de la CCSS ha generado una problemática. El ACCPR no cuenta con una guía específica para la valoración cualitativa y cuantitativa de equipos de radiología digital directa (DR) o radiología computarizada indirecta (CR), específicamente para la evaluación de su sistema de formación de las imágenes, que es totalmente distinto al utilizado por los equipos existentes de radiología analógica (RA).

Es por esta razón que se convierte en una necesidad dicho proyecto, con el fin de dotar a esta unidad institucional de un instrumento esencial para que pueda garantizar la efectividad de los estudios y la confiabilidad de las imágenes, sin dejar de lado la seguridad de las personas relacionadas con estos equipos, tanto el público de la institución, las y los pacientes y el personal ocupacionalmente expuesto (POE).

CAPÍTULO I. PLANTEAMIENTO DEL OBJETO DE ESTUDIO

1.1 Planteamiento del problema de investigación

Según la Comisión Internacional de Protección Radiológica (2004) “a lo largo de la última década, aumentó considerablemente el número de sistemas de radiología digital instalados a nivel mundial, reemplazando muchos sistemas convencionales a base de película, especialmente en hospitales” (p.31). Esta transformación se origina a partir del cambio en el método de producción de las imágenes diagnósticas, anteriormente obtenidas de forma analógica, como resultado de los avances tecnológicos aplicados al campo de la medicina con el objetivo de mejorar continuamente la atención sanitaria.

Sin embargo, aunque es cierto que “las técnicas digitales tienen el potencial para mejorar la práctica de la radiología” (Comisión Internacional de Protección Radiológica, 2004, p.13) es importante tomar en consideración aspectos relacionados con la calidad de los procesos de los estudios radiológicos digitales y de las imágenes obtenidas como producto, para garantizar el cumplimiento de estándares técnicos y de los principios de protección radiológica sobre los que se sustenta el uso de las radiaciones ionizantes en medicina.

Son conocidas las ventajas que ofrecen los sistemas de radiología digital: una mayor calidad de imagen, opciones de posprocesamiento, facilidad en la visualización, transmisión y almacenamiento de las imágenes; pero también debe considerarse que “desde que se decide obtener una imagen hasta que se realiza el diagnóstico sobre dicha imagen, se realiza una compleja actividad en la que están implicados diferentes procesos físicos, equipos y especialistas. A cada posible fallo en alguno de estos elementos cabe asociar un detrimento en la calidad de la imagen final o un aumento en la dosis de radiación o de la cantidad de energía que recibe el o la paciente, o ambos efectos”. (Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Protección Radiológica, Sociedad Española de Radiología Médica, 2011, p.21)

La necesidad de garantizar a las personas operadores de los equipos y a las personas usuarias de los servicios la calidad y el valor diagnóstico de las imágenes obtenidas es evidente. Esto es posible al comprobar el funcionamiento adecuado de los equipos, verificando que los aspectos técnicos concuerdan con las especificaciones y los estándares establecidos por las entidades internacionales y nacionales, así como por las empresas fabricantes de los equipos.

Tal como lo mencionan la Sociedad Española de Física Médica, la Sociedad Española de Protección Radiológica y la Sociedad Española de Radiología Médica (2011), las cuales son un referente en la materia, ya que, tienen muy ordenados los controles de calidad y han investigado y publicado guías específicas sobre el control de calidad de los equipos digitales de radiología convencional, los controles de calidad de una instalación de diagnóstico por imagen “tienen como objetivo asegurar que las imágenes producidas por dicha instalación tengan una calidad suficientemente elevada para permitir obtener la información diagnóstica adecuada, al menor coste posible y con la mínima exposición del paciente a la fuente de radiación” (p.21)

En Costa Rica, específicamente a nivel institucional en la Caja Costarricense de Seguro Social, el Área de Control de Calidad y Protección Radiológica (ACCPR) “es la unidad técnica institucional fundamentada en el concepto de procesos de aseguramiento de la calidad” (CCSS, 2002). Fue creada con base en el acuerdo segundo del artículo 17, de la sesión n° 7378 del 14 de octubre de 1999 y ha sido denominada Departamento de Control de Calidad y Protección Radiológica (DCCPR). Esta instancia tiene como objetivo “emitir directrices, normas; asesorar y desarrollar programas en el ámbito institucional que garanticen la protección radiológica y la calidad en la aplicación de las radiaciones ionizantes [...] de conformidad con las normas nacionales e internacionales incorporadas a la legislación del país y los convenios internacionales vigentes.” (CCSS, 2002)

Actualmente, además de las guías regulatorias internacionales, el ACCPR cuenta con el Reglamento del Sistema de Seguridad Radiológica (SSR) de la CCSS como marco regulador institucional, cuyo objetivo es “establecer e identificar [...] los métodos y/o procedimientos de prevención, control, evaluación, mejora y actualización permanente, adopción de medidas correctivas y otros dentro del concepto de cultura de seguridad y aseguramiento de la calidad, para la aplicación de prácticas médicas con radiaciones ionizantes.” (CCSS, 2002)

Sin embargo, existe una problemática ya anteriormente expuesta por Arias, Cascante, Moreira y Quijano (2015): “la falta de guías regulatorias para el SSR adaptables a la realidad institucional y que cuenten con el respaldo necesario, obstaculizan, en ocasiones, el buen funcionamiento de los servicios que utilizan radiaciones ionizantes.” (p.5). Esto incluye el control de calidad para equipos radiológicos digitales y las imágenes producidas con estas tecnologías, ámbito en el que el alcance del ACCPR se ve limitado ante la

ausencia de guías específicas que complementen la regulación institucional existente y que se apliquen como herramientas que normalicen su cumplimiento en las diferentes instalaciones con equipo radiológico digital.

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo general

Elaborar una guía de control de calidad para los equipos de radiodiagnóstico digital y computarizado para el Área de Control de Calidad y Protección Radiológica de la Caja Costarricense de Seguro Social, Costa Rica, 2020.

1.2.2 Objetivos específicos

1. Describir el estado actual de uso y condición de los equipos de radiologías digital y computarizada instalados en los diferentes servicios radiológicos de la CCSS.

2. Contrastar los controles de calidad para la adquisición de imágenes que sugiere la literatura con lo que se realiza en el país en los equipos de radiologías digital y computarizada.

3. Elaborar la propuesta de una guía para el control de calidad para los equipos de radiologías digital y computarizada pertenecientes a la CCSS.

1.3 Justificación

Actualmente, la Caja Costarricense de Seguro Social (CCSS) es la institución prestadora de servicios de salud más grande de Costa Rica, con una cobertura contributiva de alrededor del 87,6 % de la población total del país, según Sáenz, Acosta, Muiser y Bermúdez (2011); además de una cobertura total de todos los habitantes por sus principios de universalidad, solidaridad, unidad, igualdad, obligatoriedad, equidad y subsidiaridad. Es decir, cubre a aproximadamente 4 millones de habitantes (Sáenz *et al.* 2011) más las personas no registradas. Para este fin la CCSS cuenta con 50 centros médicos con capacidad para realizar estudios radiológicos aplicados al diagnóstico de enfermedades (Mora, 2018) que se encuentran distribuidos en hospitales generales, hospitales especializados, hospitales regionales, hospitales periféricos y Centros de Atención Integral en Salud (CAIS) y clínicas; muchos de estos equipados con sistemas radiológicos digitales.

En la aplicación médica de radiaciones ionizantes, la seguridad radiológica y la garantía de la calidad de las imágenes obtenidas son aspectos de suma importancia que deben desarrollarse en un marco regulatorio cuyo propósito sea obtener el máximo beneficio sin causar daño a las personas usuarias, a las personas operadoras de los equipos o al medio ambiente. El Reglamento de Seguridad Radiológica de la CCSS ofrece ese marco institucional, pero las generalidades de su contenido no siempre logran ser llevadas a la práctica dada la ausencia de instrumentos adecuados y específicos aplicables en los servicios de radiología digital.

El presente seminario pretende diseñar una guía que sea de utilidad para el Área de Control de Calidad y Protección Radiológica de la CCSS en el ejercicio de sus funciones al resolver la actual carencia de una herramienta de este tipo. El producto final del trabajo de investigación que se desarrolle ha de beneficiar a la sociedad costarricense usuaria de los servicios de radiología digital de la CCSS, siendo un instrumento que contribuya al uso seguro de las radiaciones ionizantes con fines diagnósticos.

Incluso el Ministerio de Salud, como responsable nacional de regular el uso de las radiaciones ionizantes, podría utilizar la guía en el control del funcionamiento de instalaciones que cuenten con equipos de radiología digital. Para la Universidad de Costa

Rica, el documento se sumaría a la literatura relacionada con este tema disponible para consulta en sus bibliotecas; al mismo tiempo podría ser empleado como material académico en los cursos impartidos por la Escuela de Tecnologías en Salud cuyo programa incluya tópicos de protección radiológica y control de calidad en radiología digital.

CAPÍTULO II. MARCO DE REFERENCIA

El campo de la medicina ha experimentado, casi ininterrumpidamente, un inmenso y asombroso desarrollo tecnológico (García y Ortega, 2002). Los avances en la radiología, no se han detenido desde el descubrimiento de los rayos X y dicho progreso la ha transformado en una herramienta clave para la mejora continua en técnicas de diagnóstico y tratamiento por imagen.

La radiología digital es un método que, de la mano con el desarrollo de la informática, ha evolucionado hasta reemplazar la producción de imágenes en formato analógico por imágenes en formato digital.

Es por esto por lo que, con el fin de sustentar el desarrollo del presente seminario, es imprescindible indagar en el progreso de la imagen digital, su historia, definición y características para, posteriormente, entrelazarla con nuestro campo de interés en radiología.

Se estudiará los diferentes conceptos de la imagen digital, sus propiedades, diversos formatos y particularidades para, así, cubrir la materia de control de calidad en aras de mantener la protección radiológica de las y los pacientes, del personal ocupacionalmente expuesto, así como también procurar la correcta adquisición de imágenes con base en el adecuado funcionamiento de los equipos.

2.1 Imagen digital

2.1.1 Historia de la imagen digital y el procesamiento de imágenes.

El procesamiento de las imágenes tiene sus raíces en 1920, según explican González y Woods (2008), cuando se introduce el sistema Bartlane que consistía en codificar una imagen de periódicos digitalizados para enviarla por cable submarino a través del Atlántico, entre Londres y Nueva York. Aunque se dan algunas mejoras en los años siguientes, fue hasta inicios de los años sesenta cuando, añade Baxes (1994), se da un desarrollo significativo en el procesamiento de las imágenes. En ese momento, la NASA (National Aeronautics and Space Administration, por sus siglas en inglés) realiza investigaciones para hallar la manera de estudiar en tierra la superficie lunar, explorada en la misión

espacial Apolo. Posterior a esto, la NASA continuó utilizando esta tecnología en muchas otras misiones y diversos proyectos investigativos.

A finales de los años sesenta, se comenzó a aplicar en el campo del diagnóstico por imágenes y se fue expandiendo hasta que, entre los años ochenta y noventa dio pie al desarrollo de importantes equipos de diagnóstico digital como lo son la tomografía computarizada (CT), la resonancia magnética nuclear (RMN), la tomografía por emisión de positrones (PET) y el ultrasonido diagnóstico. Además, se dieron grandes avances, como la sustracción digital por angiografía y el realce de imágenes por medio de su manipulación.

Es indispensable recalcar el gran papel que el desarrollo de la computación ha tenido en el progreso de la imagen digital. La elaboración de múltiples aplicaciones tecnológicas, diferentes *software* y potentes *hardware* hacen que la imagen digital sea cada vez más utilizada y hace que esta sea imprescindible en el diagnóstico de enfermedades.

2.1.2 Definición

La información de la imagen digital ha sido transformada en información alfanumérica, por lo que está construida de algoritmos matemáticos y representada visualmente por píxeles (Alcalá y Navarro, 2008) en términos técnicos:

se refiere a una función bidimensional de la luz y la intensidad, a la que indicamos por $f(x, y)$, donde el valor o amplitud de f en las coordenadas espaciales (x, y) da la intensidad (iluminación) de la imagen en este punto. Puesto que la luz es una forma de energía, $f(x, y)$ debe de ser estrictamente mayor que cero y finita, es decir, $0 < f(x, y) < \infty$. (González y Woods, 2008. P. 32)

Refiriéndose también a (x, y) , como el brillo o el nivel de gris correspondiente en la gráfica en un punto específico representado por f .

También puede decirse que este punto f está ubicado en una cuadrícula y su valor de nivel de grises está dado por los índices de fila (x) y columna (y) correspondientes a la imagen real, a esto se le conoce como *matriz*. Esta matriz da lugar a la cantidad exacta de elementos o píxeles de la imagen, ya sea, 1024 x 1024, 512 x 512, 256 x 256, 128 x 128,

64 x 64, 32 x 32; la primera medida son los elementos del eje x y el segundo dato a los correspondientes al eje y.

2.1.3 Proceso de digitalización

La formación de imágenes digitales, obtenidas en forma de señal eléctrica, es un proceso conformado por dos fases: el muestreo y la cuantificación.

El muestreo es la primera fase y consiste en la digitalización de las coordenadas espaciales (x, y) o, como lo expone Monedero (2000), es el proceso de seleccionar valores discretos de una señal continua, denominándolos *muestras*, en un proceso también conocido como *sampling*. Baxes (1994) adiciona que es el proceso donde se le asigna una localización a cada uno de los valores de gris.

Como segundo paso, se realiza la cuantificación que determina un dato de brillo para cada uno de los píxeles, es decir, para cada elemento de la imagen que, según Jähne (1997) representa la irradiación promedio del área.

Este valor está dado por el nivel de gris correspondiente a la posición que el píxel tenga en la cuadrícula o matriz y está determinado por las coordenadas (x, y) a la que se encuentre del centro de cada elemento de la imagen, asignado en el muestreo, González y Woods (2008). Al tratarse de imágenes radiológicas no se puede olvidar que el valor numérico asignado a cada valor de gris es proporcional a la cantidad de fotones que son recolectados por el detector. Además, Monedero (2000) anota que a este segundo paso se le puede conocer también con el nombre de discretización y da un aporte importante al adicionar un tercer paso al proceso de digitalización, la codificación, es decir, la transformación de todas las muestras y su digitalización en un código binario, de unos y ceros.

2.1.4 Características y propiedades de la imagen

La exigencia diaria y continua de adquirir imágenes, manipularlas, procesarlas, almacenarlas y transmitir las para su visualización e interpretación, es lo que convierte en una necesidad el conocer las características y propiedades que las componen, de esta manera es más sencilla su comprensión y, por tanto, su tratamiento. Además, estas características nos dan los parámetros reales útiles para realizar controles de calidad que

garanticen la credibilidad y fiabilidad de las imágenes obtenidas. Entendiendo que una imagen de calidad es la que “proporcione una alta sensibilidad para detectar la patología (o su seguimiento y control) y, al mismo tiempo, una alta especificidad para identificar las estructuras normales”. (Buades y González, 2013, p.43)

En cuanto al almacenamiento de la imagen digital, se debe conocer la unidad de almacenamiento que contiene cada uno de estos píxeles, el bit, que abarca el número de niveles de gris de una imagen, independientemente del tamaño de la matriz que posean. Por cada píxel, sin importar su tamaño, habrá un número determinado de tonos de gris disponibles, desde 2 hasta 256. Conforme la cantidad de niveles de gris disminuye también la similitud entre la imagen digital y la imagen real. El bit se puede manejar como canal de información o como unidad de almacenamiento y se le conoce con el nombre de *profundidad del píxel*. (Peinado, 2013)

2.1.5 Resolución y contraste de la imagen digital

La resolución de la imagen está ligada prácticamente en su totalidad con el concepto de matriz; cuantos más píxeles posea, mayor es la resolución, puesto que mayores son las posibilidades del píxel de reproducir la imagen real. También mayor es su gama de escala de gris y de canales de transmisión de datos.

Baxes (1994) divide el concepto de resolución espacial y lo presenta compuesto por dos términos adicionales, la *densidad espacial*, que corresponde a la cantidad de píxeles de una imagen y la *resolución óptica*, referida a la capacidad de reproducir los más pequeños detalles de la imagen original. De esta forma, se puede visualizar más fácilmente de qué depende la calidad de la imagen y cuáles son esas características que contribuyen a su correcta visualización.

Sin embargo, se pueden encontrar diferentes definiciones en relación con la resolución, adaptadas al tema correspondiente, tal es el caso de Hernando, Torres y Pifarré, (2012), quienes enfatizan en darles cualidades estrictas a los conceptos de resolución, de acuerdo con su tipo; es decir, si se trata de resolución espacial o de contraste. De modo que la resolución de contraste se refiere a la capacidad de la imagen de que se distinga zonas similares del tejido original y para que exista resolución espacial se requiere que esos dos puntos conjuntos sean representados como tejidos distintos sin importar su tamaño. Por

otro lado, Valzano y Matheoud (2014) añaden que la resolución espacial está determinada principalmente por el tono del píxel.

Además de la resolución, otro parámetro importante para la valoración de la imagen es el contraste radiográfico, el cual “consiste en la diferencia de densidad entre las áreas adyacentes de una imagen” (Bontrager y Lampignano, 2014, p,40), esta característica permite diferenciar cualquier objeto de sus alrededores, aunque la diferencia sea mínima.

La resolución del contraste no solo depende del número de bits que se utiliza, sino también de la ganancia del sistema y del ruido en general. También depende estrechamente del tamaño del láser de lectura y de las características ópticas de la pantalla. (Valzano y Matheoud, 2014)

2.2 Radiología digital

2.2.1 Concepto

La radiología digital hace referencia a un amplio conjunto de sistemas para la adquisición, tratamiento, transferencia, archivo y visualización de la información. La principal ventaja de la radiología digital se podría decir que es la manera rápida, eficaz y simple de tramitar la información, esto debido a los grandes avances en los sistemas computacionales modernos, que dan pie a una amplia gama de aplicaciones. De este modo, la radiología digital permite al usuario manipular imágenes a distancia, transmitir toda la información del paciente, documentar, almacenar e imprimir las imágenes radiográficas en el momento deseado. (Nóbrega, 2002)

Hablar de radiología digital es referirse a la radiología que obtiene su información mediante las señales eléctricas generadas de una exploración de rayos-x sin pasar primero por la placa de la película radiológica. (Torres y Hernando, 2012)

Hay que diferenciar entre la radiografía digital y la digitalizada, ya que la calidad de la imagen puede variar sensiblemente entre ambas. La imagen digitalizada se obtiene mediante el escaneo o la captura de una imagen de placa radiográfica, convirtiéndola de analógica a digital. La digital se obtiene mediante la captura digital de la imagen para

convertir los rayos X en señales electrónicas; al no utilizarse la luz en la conversión, el perfil de la señal y la resolución son muy precisas, dando una excelente calidad a la imagen.

2.2.2 Archivos y formatos utilizados en radiología digital

El sistema de información radiológica (RIS por sus siglas en inglés) se podría considerar el sistema central para la administración electrónica en los departamentos que trabajan con imágenes (McEney, 2013). Esto por las funciones que realiza, y por cómo ofrece una mayor eficiencia y eficacia en todo el proceso que conlleva un centro radiológico sea dentro o fuera de un hospital.

Así como lo describe McEney (2013), en el interior de un departamento de radiología, las funciones más importantes del RIS pueden ser desde la programación de pacientes, la administración de recursos diversos, el seguimiento de los resultados de los exámenes, la interpretación de los exámenes, la correcta distribución de los resultados, incluso la facturación de los procedimientos dentro del sistema hospitalario.

2.2.2.1 PACS (sistemas de archivo y comunicación de imagen)

Los sistemas de archivo y comunicación de imagen (PACS por sus siglas en inglés) son el conjunto de equipos informáticos dedicados a la administración de imágenes radiológicas digitales e información asociada. Otra definición un poco más completa es la que presenta Khandpur (2014), en la que establece que PACS es un sistema inter e intrainstitucional que permite y maneja la adquisición, transmisión, almacenamiento, distribución, visualización e interpretación de las imágenes médicas.

Otro avance que han traído consigo los PACS es la posibilidad de enviar las imágenes fuera del hospital o clínica. Además, ha permitido las interconsultas entre diferentes especialistas, en casos que así lo requieran. La eficiencia óptima para el departamento de imágenes ocurre cuando se permite una integración completa y se comparte la información entre PACS y RIS.

2.2.2.2 Formato DICOM

DICOM (estándar para imágenes digitales y comunicaciones en medicina), es muy utilizado para el almacenamiento y la transferencia de imágenes médicas; contiene tanto los datos de la imagen como la información relacionada con ella que puede incluir, por ejemplo, información importante sobre cómo y por qué fue tomada la imagen, anotaciones, e información del paciente.

2.3 Radiología computarizada

La radiología computarizada consiste en la adquisición de imágenes digitales mediante dispositivos físicos que “utilizan fósforo como pantalla inicial para absorber los rayos X y producir luz, que, después es acoplada a un sensor óptico (fotodetector)” (Hernando, Torres y Pirrafé, 2012). Este a su vez produce una señal eléctrica proporcional a la señal recibida que es captada por un digitalizador que la convierte en información digital.

La luminiscencia fotoestimulada es, de acuerdo con Hernando *et al.* (2012), “la capacidad de una sustancia de volver a emitir luz ante una segunda estimulación (haz de láser)”, y solo algunos materiales poseen las características para los sistemas de radiología computarizada, como el pico de absorción de luz, el pico de emisión estimulada y, el más importante, la capacidad de retener la imagen latente, entre otros.

El dispositivo está formado por una pantalla de fosforescencia fotoestimulada, que se encuentra dentro de un dispositivo similar al casete convencional. Aquí es recibida la radiación electromagnética, convertida en luz, esta a su vez es transformada en señal eléctrica que posteriormente es codificada por un lector láser y almacenada en un dispositivo de acopio digital. (Valzano y Matheoud, 2014, p.172)

El procesamiento de imágenes, además, de necesitar un dispositivo para adquirir las imágenes y el convertidor de señal eléctrica en digital, también requiere de una unidad de almacenamiento, visualización y procesado, y, por último, un *software* que provea de las herramientas para su manipulación y análisis, según Jähne (1997). Todos estos componentes son indispensables por lo que se deben de tener en cuenta en cada etapa de la imagen digital.

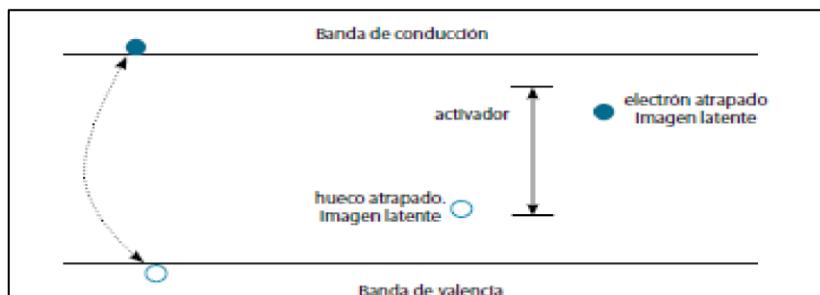
Además, González y Woods (2008) anotan que en la práctica se han realizado múltiples combinaciones de *software* para el tratamiento de imágenes, aplicaciones, tratamiento de textos y generadores de informes, ya que en su conjunto permiten la solución de problemas y el mejoramiento de los procesos de acuerdo con las necesidades de cada sistema de atención hospitalaria que, en conjunto, ayudan a la solución de problemas y a la mejora de los procesamientos.

2.3.1 Fosforescencia fotoestimulada

También conocida como luminiscencia fotoestimulada, consiste en un fenómeno físico donde un material absorbe la energía de un haz de radiaciones ionizantes; posteriormente, es estimulado por una fuente de luz de una onda de longitud diferente y así reemite la energía absorbida en forma de un haz de luz. Los materiales más utilizados son los fluorohaluros de bario dopados con europio. En el momento en que el aislante interactúa con el haz de radiación se forma un par electrón-hueco que se mueve libremente por el cristal. Aunque ambos mantienen una mutua atracción en todo momento, el electrón se encuentra en la banda de conducción y el hueco en la banda de valencia. La imagen latente se forma cuando el electrón queda atrapado en los iones positivos de los átomos de los haluros X o del flúor. Según Valzano y Matheouod (2014), la cantidad de electrones que fueron atrapados será proporcional a la radiación que incidió sobre el fósforo.

La fosforescencia fotoestimulada está dada por la desexcitación de los electrones atrapados en el haluro, el cual corresponde a tan solo el 20 % del total de los electrones atrapados. Por último, el elemento activador toma su lugar cerrando la cadena completa cuando logra atrapar al electrón.

Figura 1. Estructura de bandas y niveles energéticos creados en la banda prohibida por el haluro X y el elemento activador.



Fuente: Miñano, 2013, p.22

Este material de fosforescencia fotoestimulada tiene un corto tiempo de decaimiento; también se caracteriza por la diferencia que hay entre las longitudes de onda de la luz de emisión y la de la luz de estimulación ya que, cuanto mayor sea esta diferencia mejor es la categoría del material. Sin embargo, este tipo de material requiere mayor energía para la producción de fotones de luz y la cantidad de fotones producidos por cada 50 KeV es mucho menor a los materiales utilizados en radiología convencional. (Miñano, 2013, p.22)

2.3.2 Pantallas y chasis CR

Básicamente, las pantallas CR están formadas por una capa activa sobre un soporte. En esta capa activa es donde se absorbe la energía de la radiación y queda almacenada la imagen latente para que posteriormente sea estimulada y se obtenga la imagen del paciente. Aquí es donde se encuentra el BaFX:Eu^{2+} en forma de granos de entre 3 a 10 μm y mezclado con un polímero aglomerante.

Además de la capa activa se adicionan otras capas con el objetivo de lograr la optimización mecánica, eléctrica y óptica. La presencia de una capa absorbente mejora la resolución espacial de la imagen. El uso de una capa reflectante en la emisión fotoestimulada produce pérdida de resolución, pero proporciona la mayor salida de luz, lo cual se trata de solventar con el uso de una capa reflectante selectiva a las diferentes longitudes de onda o de colorantes que absorben la luz láser. El espesor de la capa activa se encuentra entre los 200 y los 400 μm .

2.3.3 Lectura y parámetros operacionales

Existen múltiples etapas en la adquisición de la información de las cuales Miñano (2013, pp. 25-29) resalta:

- a. Láser y control de intensidad: Los láseres empleados en la actualidad para la lectura de datos son de estado sólido, ya que proporcionan mayor eficiencia energética, son más compactos y tienen una vida media más prolongada. La luz emitida por estos láseres se encuentra en el rango del espectro de estimulación de los fluorohaluros de bario, con una gran diferencia a la longitud de onda de la energía de desexcitación que permite mantener una importante discriminación de la señal de interés. Un aspecto muy importante en el proceso de lectura es la constancia de la potencia del láser en la estimulación, ya que garantiza que una imagen de un campo plano se mantenga plana. Después de la estimulación en un punto fijo del fósforo la señal obtenida depende de la intensidad y constancia de la potencia del láser, siempre con una pérdida leve de información.
- b. Conformador del haz láser: Cuando se estimula una pantalla, debe garantizarse que se está depositando la misma energía en cada píxel de la imagen. Por esta razón, debe realizarse una disposición en tiempo real de manera que se mantengan la forma, el tamaño y la velocidad independientes a la posición de la pantalla. El tamaño del pincel promedio que incide sobre el fósforo es de 200 μm . Además, se pueden utilizar barridos línea a línea con el fin de realizar barridos más rápidos y con un láser infrarrojo muy fino que ayude a recoger mayor cantidad de información del fósforo y obtener una mayor resolución.
- c. Deflector de haz: Es el soporte que da movimiento lineal al haz de luz a través de la longitud de la pantalla, abarcando cada píxel de la imagen. Garantiza que el posicionamiento del haz sea exacto y reproducible. Su característica más importante es la velocidad a la que se desplace el láser, ya que si lo hace muy rápido puede producir una pérdida de información y de resolución en píxeles consecutivos.
- d. Etapa de transporte: Se realiza mediante dos barridos, el primero denominado dirección rápida de escaneo y el segundo velocidad lenta de escaneo. Ambos

barridos dependen enormemente de la precisión para no generar artefactos en la imagen.

- e. Óptica de colección de luz: Su objetivo es la recolección de luz proveniente de la pantalla, que tiene una guía de luz en contacto directo con el fósforo para maximizar la luz captada. En esta etapa del proceso, es muy importante la relación señal ruido de la imagen, dada la presencia conjunta de la luz procedente de la desexcitación de la pantalla y la dispersión de la luz láser.
- f. Filtro óptico: Es necesario el uso de un filtro que nos permita separar las diferentes longitudes de onda de la luz que son captadas por la óptica de colección con el fin de hacer uso exclusivamente de la que nos da información válida.
- g. Fotodetector: Es el encargado de convertir la luz emitida en señal eléctrica. Puede ser de dos tipos:
 - Tubos fotomultiplicadores (TFM): tienen una alta señal de ganancia, un 25 % de eficiencia cuántica razonable. Su ruido interno y corriente oscura son bajos. Además, tiene la ventaja de añadir un filtro adicional a la luz recolectada, ya que su sensibilidad a la luz roja es muy baja (0.1 %).
 - Dispositivos acoplados por carga (CCD): son dispositivos más baratos, más pequeños, con el doble de eficiencia de conversión de señal de luz en carga eléctrica. Sin embargo, por otro lado, requieren de mayor eficiencia en el diseño del filtro óptico y una electrónica más depurada.
- h. Borrado: Se realiza aplicando sobre el fósforo, en su totalidad, una intensa luz y así se borra toda imagen latente.

2.4 Radiología digital directa

2.4.1 Definición y características

La imagen se obtiene directamente de la interacción de los rayos X con un detector de características avanzadas. Los resultados de dicha interacción se transforman,

inmediatamente, en señales eléctricas mediante una matriz activa de transistores de película delgada (TFT) que cubre toda la superficie del detector.

Este tipo de radiología posee muchas ventajas: produce una imagen inmediata, no se necesita chasis, conduce progresivamente a la desaparición de la película radiográfica, disminuye costos y tiempos de procesado y espera, permite almacenaje, distribución y visualización de las imágenes de una manera eficaz, supone también una reducción de dosis para las y los pacientes, al ser digital se puede transportar por medio de la red para ser visualizada por diferentes médicos en cualquier lugar dando, de esta manera, espacio a la interconsulta y a la telerradiología.

2.4.2 Materiales detectores de la radiación

Estos detectores se conocen con el nombre genérico de *flat panel* (FP), es decir panel plano, o también *flat panel detector* (FPD) detector de panel plano. El desarrollo tecnológico ha hecho posible controlar las técnicas de colocación de sustancias semiconductoras sobre extensas áreas de un sustrato. Este avance tecnológico se ha utilizado para desarrollar nuevos sistemas detectores de rayos X que permiten obtener imágenes digitales transcurridos tan solo unos segundos desde la realización del disparo de rayos X y sin tener que manipular ningún chasis.

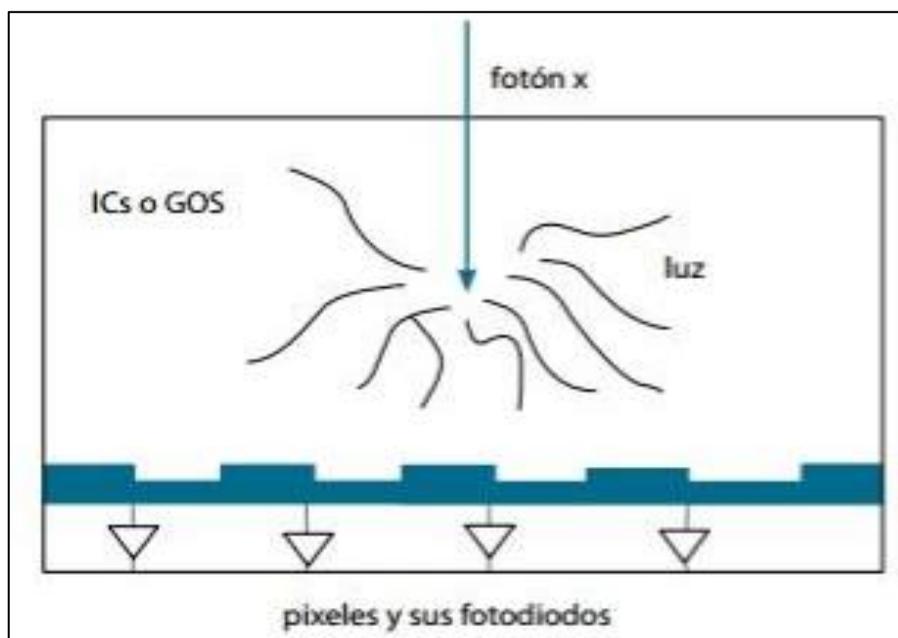
El detector, cuando recibe un disparo de rayos X, genera una secuencia de datos que se pasan al ordenador del equipo. Los detectores de panel plano recogen información del disparo de rayos X por medio de una matriz activa, la digitalizan y el ordenador almacena el fichero de los datos recibidos desde el detector.

Los detectores planos se pueden dividir en dos tipos: los directos y los indirectos.

Los detectores indirectos hacen uso de un material centelleador, habitualmente CsI:TI y Gd₂O₂S, en contacto con una matriz de píxeles donde cada uno de estos cuenta con un elemento fotosensible, un fotodiodo. Una fracción de la energía depositada por la radiación en el centelleador es convertida a luz. El elemento fotosensible genera una carga eléctrica proporcional a esa luz que es almacenada en una estructura capacitiva hasta que se realiza la lectura. (Miñano, 2013, p.29)

El CsI:TI es propenso a crecer en forma de columnas que canalizan la luz, de esta forma, se disminuye la dispersión y va a aceptar espesores de hasta 500 nm con poco o aceptable sacrificio de la resolución espacial.

Figura 2. Esquema de un detector indirecto, formado por un material centelleador en contacto con su matriz de píxeles.



Fuente: Miñano, 2013, p.30

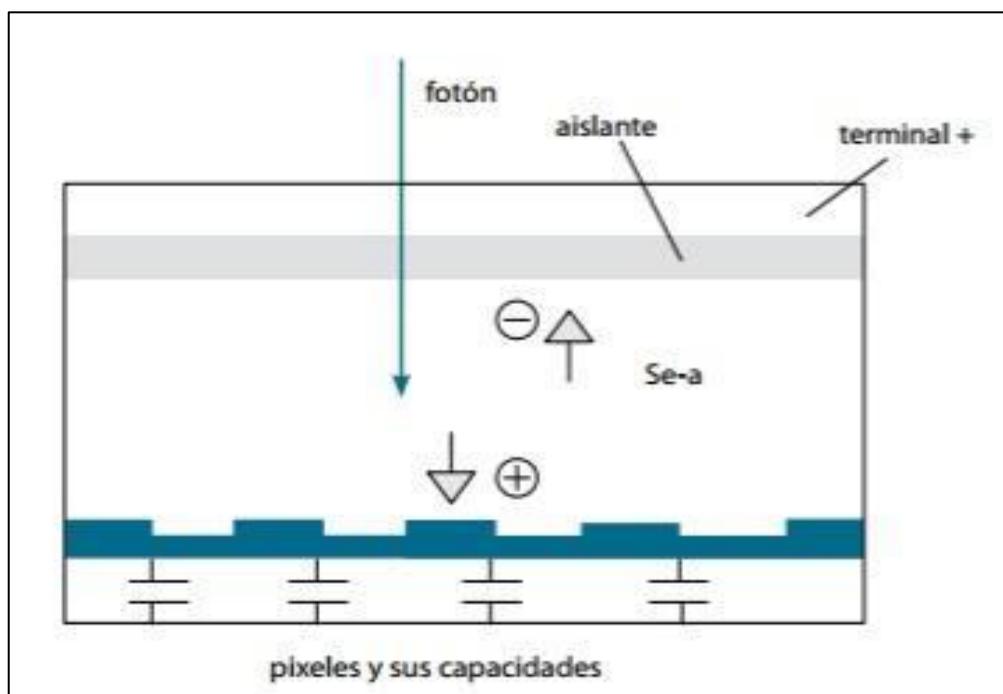
Los directos convierten los fotones de rayos X directamente en carga eléctrica; aparte de esto, es muy similar a los de detección indirecta. Ambos convierten los fotones de rayos X que han interactuado en la zona de detección de un píxel en carga eléctrica que se almacena en el elemento de la matriz activa que corresponde al píxel.

La lectura de la carga almacenada en cada píxel de la matriz se inicia inmediatamente después que el equipo corta el haz de rayos X. El acceso a cada píxel de la matriz activa no se hace por cableado directo sino activando dos líneas de señal control: una de la fila y otra de la columna del píxel, pero, en este proceso, a diferencia de los detectores CCD, la carga no va a llegar al exterior pasando por otros píxeles de la matriz activa si no que la

línea de la columna que se ha activado conecta un solo píxel, a través de un multiplexor, con el conversor analógico-digital. Este convierte la carga almacenada en un número que será el nivel de gris que se asigna al píxel. El píxel que se lee cada vez es el de la intersección de la fila y la columna que se han activado. La diferencia entre el sistema panel plano de lectura indirecta y el sistema panel plano de lectura directa parece mínima, pero tiene su importancia.

En el caso de la detección directa una capa de fotoconductor, por ejemplo, selenio amorfo, se encuentra en contacto eléctrico con una matriz activa de píxeles. Al interaccionar la radiación con el material fotoconductor se produce carga en forma de pares electrón-hueco. Estos pares, mediante un campo eléctrico externamente aplicado, son separados y colectados. La colección de carga se hace en cada píxel en un elemento capacitivo. (Miñano, 2013, p. 29)

Figura 3. Esquema de un detector directo, formado por un material fotoconductor en contacto con su matriz de píxeles.



Fuente: Miñano, 2013, p. 30

Los materiales fotoconductores pueden ser de varios tipos, sin embargo, el más utilizado es el de selenio amorfo ya que posee el más bajo ruido oscuro; por ser amorfo, se puede

utilizar en detectores de gran tamaño, tiene una energía para generar par electrón hueco adecuada, de 50 eV. (Miñano, 2013)

2.5 Protección radiológica

Mediante la adecuada aplicación y el cumplimiento de las pruebas periódicas de calidad que se debe realizar a los equipos emisores de radiaciones ionizantes se garantizan, además de su correcto funcionamiento, la seguridad de los individuos y la disminución de riesgos asociados con la exposición a las radiaciones ionizantes, se evita la aparición de efectos a corto plazo y se disminuyen al máximo posibles efectos a largo plazo, sin limitar los beneficios que se obtiene de su uso según el Consejo de Seguridad Nuclear (Consejo de Seguridad Nuclear, 2012). De esta manera se cumple con el objetivo principal de la protección radiológica ya que esta, mediante un conjunto de medidas establecidas, garantiza la seguridad principalmente de los seres humanos y del medio ambiente frente a posibles riesgos derivados de exposiciones a las radiaciones ionizantes.

Actualmente, la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP), como organismo encargado de velar por la seguridad radiológica de las personas y el medio ambiente, establece una serie de principios y recomendaciones generales a seguir por las distintas instituciones y que se deben tomar como orientación al momento de formular y realizar el control de calidad de los equipos emisores de radiaciones ionizantes.

Existen tres principios básicos de las recomendaciones de la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) que, como explica el Consejo de Seguridad Nuclear (2012), se desarrollaron con el fin de proteger a las personas y al medio ambiente contra los efectos de las radiaciones ionizantes, los cuales son:

Justificación de la dosis: establece que ninguna exposición a las radiaciones ionizantes se puede llevar a cabo si no genera un beneficio neto positivo que, en contraposición con los efectos negativos que la exposición a las radiaciones pueda suponer, sea mayor y supere las posibles alternativas.

Límite de dosis: especifica que, tanto para las personas trabajadoras como para el público en general, las dosis absorbidas no deben ser superiores a los estándares establecidos

tanto nacional como internacionalmente, siguiendo las recomendaciones, para cada circunstancia, de la IRCP.

Optimización de la dosis: se rige bajo el principio ALARA, siglas en inglés para As Low As Reasonably Achievable (tan bajo como sea razonablemente posible), y establece que todas las exposiciones a la radiación deben mantenerse así, a niveles tan bajos como sea razonablemente posible, en concordancia con el uso que se le dé, minimizando a su punto máximo la dosis recibida, teniendo en cuenta factores económicos y sociales, las dosis deben reducirse aún más que las fijadas en las normativas siempre que sea razonablemente posible.

En un sentido más amplio, este principio toma en consideración factores económicos y sociales y debería ser aplicable en todas las etapas previas, propias y posteriores del proceso de atención con el objetivo de lograr la mayor calidad posible con los recursos disponibles. Para el Organismo Internacional de Energía Atómica, conocido por sus siglas OIEA (2004) la optimización “tiene que llegar a un equilibrio teniendo en cuenta las necesidades de reducción de la dosis, las necesidades de mantenimiento de la producción y los costos que ello implica”.

La optimización de la protección es una idea de aplicación amplia. A nivel superior implica la estructura orgánica necesaria para posibilitar la asignación adecuada de funciones. Puede servir para la toma de decisiones en todos los niveles, desde los problemas simples cotidianos de carácter operacional hasta los análisis fundamentales del diseño de instalaciones de diferentes tipos y debería aplicarse en todas las esferas de la protección radiológica. (Organismo Internacional de Energía Atómica, 2004, p. 6)

2.6 Calidad en la atención sanitaria

Según Donabedian (1980), la calidad en la atención es aquella que se espera pueda proporcionar al usuario el máximo y más completo bienestar después de valorar el balance de ganancias y pérdidas implicadas en el proceso; y resalta que existen tres componentes que, relacionados entre sí, conforman el concepto de calidad en el marco de las acciones médicas.

El primero de ellos es el componente técnico-científico, que incluye “los aspectos relacionados con el correcto diagnóstico y tratamiento, y depende de los conocimientos y juicios utilizados para llegar a las estrategias de asistencia adecuadas, así como de la destreza en ejecutar dichas estrategias” (Villegas y Rosa, 2003). Se refiere, entonces, al empleo de la tecnología y la ciencia de forma tal que se logre alcanzar el máximo beneficio para la salud sin que ello represente un aumento en los riesgos derivados de ese uso.

El segundo de los componentes es el interpersonal, que contempla la dinámica de la relación establecida entre la persona profesional de la salud y la persona usuaria del servicio en el contexto de la atención sanitaria. La relación interpersonal que se construye en el proceso de atención determina, en gran medida, el nivel de satisfacción expresado por la persona usuaria; es decir, la calidad percibida, generalmente asociada con conceptos como empatía, confianza, buena comunicación, responsabilidad.

Por último, se encuentra el componente al que el autor llama “las comodidades de la asistencia”, y que se entienden como “las cualidades deseables de los centros en donde se proporciona la asistencia. Estas comodidades incluyen, entre otros, la conveniencia, el confort, la tranquilidad y la intimidad.” (Donabedian, 1988)

2.6.1 Control de calidad

Se define como control de calidad a la amplia denominación que comprende todos los métodos dirigidos a garantizar el funcionamiento de un determinado producto (Hansen y Ghare, 1990). La responsabilidad de llevarlo a cabo recae en las personas pertenecientes a una empresa, compañía o servicio, mediante un compuesto de técnicas y procedimientos que orientan, supervisan y controlan cada una de las etapas necesarias para obtener un producto con la calidad deseada, así como mantenerla o mejorarla. Debe responder a ciertos niveles de exigencia en las diferentes características de funcionamiento.

El tema de la calidad tiene que ver con todos los servicios en general, incluyendo el ámbito sanitario. En el funcionamiento de todos estos servicios, debe tomarse en cuenta la evaluación y la mejora de la calidad como una constante que considere cuál es la práctica definida como correcta.

Net y Suñol (2007) mencionan que la práctica que se considera correcta es un concepto que constituye un criterio, mientras que el nivel óptimo de aplicación de este criterio en una realidad concreta es un estándar. Además, señalan que los estándares se fijan de acuerdo con los conocimientos científicos o los requisitos sociales del momento y que, en caso de que no exista evidencia científica, pueden fijarse por consenso entre las personas afectadas por un determinado problema. Entonces, en el proceso de la evaluación y mejora de la calidad, es necesario establecer cuál es, en cada momento, la práctica considerada como correcta (a partir de criterios y estándares) para posteriormente compararla con la que se está realizando. También se necesita establecer los motivos por los cuales se puede estar produciendo un problema y aplicar los cambios requeridos para solucionarlos.

El control de calidad en radiología, así como lo explican la Sociedad Española de Física Médica, la Sociedad Española de Protección Radiológica y la Sociedad Española de Radiología Médica (2011) comprende el conjunto de pruebas fundamentales realizadas con cierta periodicidad para comprobar la aceptación, el estado, la constancia del funcionamiento de los equipos y la calidad de la imagen reproducida, buscando como resultado una alta calidad diagnóstica, de manera que se pueda obtener la información adecuada al menor costo posible y con la mínima exposición del paciente a la fuente de radiación.

En los sistemas de funcionamiento digital, un mal ajuste puede desencadenar en ciertos problemas que, al haber menos sistemas de detección que en un sistema convencional, podrían pasar desapercibidos. El ejemplo más evidente es el eventual aumento de la dosis a las personas usuarias sin ser conscientes de ello, puesto que la calidad de imagen sería cada vez mejor. Esto no podría ocurrir en un sistema de pantalla de película convencional, ya que esta quedaría saturada y se vería totalmente oscura (Otero, 2013. p. 251).

Dentro de las pruebas a realizar que Santos (2016) menciona, se destacan:

Pruebas de aceptación: evaluación de la colimación, evaluación de artefactos, uniformidad del detector digital, evaluación de calidad del haz, reproducibilidad de la exposición, reproducibilidad y precisión del potencial de tubo, calidad de imagen, ganancia del sistema monitor, radiación emitida y dosis de entrada.

Pruebas de control de calidad: limpieza del monitor, uniformidad de pantalla plana, calidad de imagen de fantoma, relación contraste/ruido, análisis de repetición, sistema, monitor y

filming checks (cuadros de filmación), respuesta del casete a la exposición, uniformidad y artefactos (para un sistema de RC).

Pruebas de calidad de la imagen: límite de resolución espacial, resolución de bajo contraste, resolución de alto contraste, relación señal/ruido, homogeneidad, artefactos (debido a defectos o ralladuras, eliminación de píxeles, etc.).

Según la Organización Panamericana de la Salud (1984), la garantía en la calidad del radiodiagnóstico es el resultado de un esfuerzo organizado que requiere la participación de todo el personal. También menciona que se debe garantizar que los requisitos en cuanto a calidad de imagen, dosis o costos se cumplan de forma continuada en el tiempo, para lo cual deben establecerse procedimientos para valorar el cumplimiento del principio de reducción de dosis y para evaluar la calidad de las imágenes obtenidas en las diferentes instalaciones (pueden realizarse simulaciones con objetos de prueba y fantomas o bien valoraciones sobre imágenes de pacientes). Debe lograrse que las exploraciones se realicen al menor costo posible, considerando la repercusión económica de cada estudio (materiales, mantenimiento de los equipos, tiempo del personal técnico) así como los derivados del riesgo radiológico asociado.

Las pruebas de control de calidad son pruebas específicas requeridas para asegurar tanto el correcto funcionamiento del equipo en condiciones clínicas normales, según los protocolos de cada instalación, como los procedimientos específicos que con ellos se llevan a cabo y, así, certificar la calidad del diagnóstico por imagen. Los beneficios de un programa de control de calidad pueden derivar en una mayor vida útil de los equipos, un uso más efectivo de las dosis impartidas a pacientes, una disminución en el riesgo del personal de operación y una mejor capacidad para atender a un número mayor de usuarios.

CAPÍTULO III. METODOLOGÍA

3.1 Descripción general de la estrategia

Se eligió la modalidad de seminario de graduación, con la cual se procura una solución a un problema correspondiente al área y carrera de estudio, de manera creativa e innovadora, facilitar la resolución de este e incrementar la eficiencia y la eficacia en los servicios en que se ponga en práctica.

El presente estudio buscó interpretar y profundizar en la temática de los procesos específicos de control de calidad, para la adquisición de las imágenes de los equipos de radiología digital computarizada y de radiología digital directa.

Para los datos de documentación pertinente siempre se respetaron los derechos de autor y se trabajó con mecanismos que se detallarán a continuación. Se usaron como base para determinar los lineamientos básicos necesarios que requiere la Guía que se plantea en este seminario.

La información se obtuvo de fuentes documentales materiales como soporte directo de la información del trabajo.

3.2 Descripción de la metódica

3.2.1 Tipo de estudio

El tipo de estudio es exploratorio; donde se indagó y reconoció las pautas relacionadas con la adquisición y formación de las imágenes, que determinaron la propuesta de la Guía para el Control de Calidad de los equipos de radiología digital y radiología computarizada, debido a que no existe un documento que proponga los requerimientos que debe seguir el órgano dedicado a estas labores dentro de la CCSS, que está a cargo del control de la mayoría de los centros con este tipo de equipos en Costa Rica, los cuales son de reciente adquisición por la institución y, por lo tanto, de la más reciente tecnología, y, dada su novedad, no se cuenta con una herramienta de características similares a las que se pretenden.

3.2.2 Población de interés

Con base en el criterio del experto en metodología Roberto Hernández (2014, p.174), respecto a que la población de interés corresponde al “conjunto de todos los casos que concuerdan con un serie de especificaciones”, establecimos nuestra población de interés a la comunidad nacional de técnicos y diplomados en imágenes médicas, y de bachilleres y licenciados en imagenología diagnóstica y terapéutica del país, quienes laboraban en dicha profesión y manipulando los equipos en estudio, pues son ellos quienes se beneficiaron de los resultados de nuestra investigación, ya que contaron con las herramientas necesarias para mantener sus equipos de radiodiagnóstico digital directo y computarizado monitoreados mediante la aplicación de la guía de controles de calidad propuesta; de esta manera, asegurar el buen funcionamiento de sus servicios.

Además, está incluido, dentro de esta población, el personal especializado del Área de Control de Calidad y de Protección Radiológica de la Caja Costarricense de Seguro Social en Costa Rica, unidad encargada de la fiscalización de los equipos de radiología de la institución, entre cuya labor están las pruebas que se deben realizar a los equipos de radiodiagnóstico digital directo y computarizado para su puesta en servicio posterior a la instalación, y, además, las que se realizan periódicamente para garantizar el correcto funcionamiento, por lo que la herramienta propuesta es vital para esta oficina e indispensable para la seguridad radiológica de la CCSS, pues las pruebas que realizan no están protocolizadas.

También, la población descrita, asimismo, incluyó a todos los responsables de protección radiológica de los centros de salud del país, pertenecientes a la CCSS, ya que, como se especifica en el artículo 38, “el responsable de protección radiológica de cada instalación debe formular, implementar y mantener un programa de protección radiológica operacional que permita verificar que los niveles de radiación externos e incorporados, no excedan los valores autorizados por la Autoridad Competente”; así, gracias a la implementación de la guía propuesta, estos encargados pueden garantizar que, en el momento de la adquisición de las imágenes, se cumplan los aspectos técnicos y parámetros específicos establecidos para la formación de imágenes con una adecuada calidad diagnóstica, garantizando una mejor y mayor vida útil a los equipos; a la vez, evitando exposición a dosis innecesarias, al asegurar la disminución de estudios de baja calidad, limitando la repetición de los procedimientos.

Asimismo, las personas usuarias de los servicios de radiodiagnóstico digital de la CCSS fueron beneficiados con el uso de esta herramienta por parte de las y los funcionarios de la ACCPR, ya que de esta manera se logra asegurar el buen funcionamiento de los equipos, la buena calidad y un adecuado valor diagnóstico de las imágenes y por ende la seguridad, protección y confiabilidad de los estudios.

3.2.3 Muestra

Como muestra de la población de interés y para la aplicación del anexo 2, se seleccionó las personas responsables de protección radiológica de cada servicio de radiología perteneciente a la Caja Costarricense de Seguro Social, cuyo servicio contaba con equipos de radiología digital directa o computarizada, ya que son quienes por sus labores de vigilancia y protección de las radiaciones ionizantes tenían mayor dominio de las pruebas de control de calidad que se realizaban a los equipos en uso.

3.2.4 Objeto de estudio

La investigación se realizó durante el 2020, y estuvo enfocada en los protocolos de control de calidad que posean los equipos de radiodiagnóstico pertenecientes a la Caja Costarricense de Seguro Social, a nivel nacional. Únicamente, se tomó en cuenta los equipos cuya tecnología pertenezca a la radiología digital computarizada o a la radiología digital directa. Estos servicios de radiodiagnóstico fueron identificados de forma posterior a la aplicación de la primera encuesta, adjunta en el anexo 1, donde se nos facilitó la lista definitiva de las instituciones que posean estos equipos a la fecha.

Además de los protocolos de control de calidad actuales, también, se investigaron los recomendados a nivel internacional por las principales instituciones dedicadas al estudio de las radiaciones ionizantes, organizaciones especializadas y autores reconocidos a nivel mundial.

Asimismo, se tomó en cuenta los protocolos de control de calidad que sugieren las empresas distribuidoras de los equipos de radiodiagnóstico para estas tecnologías, específicamente, las marcas a las que pertenecen los equipos ya instalados en el país.

Una vez obtenida la información, se procedió a contrastarla, para unificar los criterios obtenidos y lograr el cometido de una guía unificada sobre protocolos de control de calidad para la adquisición de imágenes, aplicable a los equipos de radiodiagnóstico digital directo y computarizado cuyo principal usuario sea el Área de Control de Calidad y Protección Radiológica de la Caja Costarricense de Seguro Social.

3.2.5 Alcances del diseño propuesto

El proyecto se desarrolló con base en los controles de calidad establecidos a nivel internacional, los cuales cuentan con parámetros ya comprobados como confiables, y determinados de esta manera por investigaciones en el tema, así como por las casas productoras de los equipos de radiología digital directa e indirecta. De este modo, los datos recolectados para la elaboración de la guía reflejaron, de manera completa y clara, los controles de calidad a los que deben ser sometidos este tipo de equipos emisores de radiaciones ionizantes. El uso de metodologías que demuestren la calidad de las imágenes obtenidas por los equipos, ya testeadas y determinadas como tales, permitieron validar los controles de calidad que se propusieron como parte de la guía. Por medio de la triangulación de las investigaciones en este campo, se buscó detectar las convergencias, contrastando los métodos para las pruebas con el fin de mantener la consistencia durante el desarrollo del trabajo.

3.3 Definición de los procedimientos de recolección de información

3.3.1. Describir el estado actual de uso y condición de los equipos de radiología digital y computarizada instalados en los diferentes servicios radiológicos de la CCSS.

Para desarrollar el primer objetivo, en primera instancia, requerimos conocer cuántos y cuáles eran los centros de atención de la Caja Costarricense de Seguro Social (CCSS) que contaban con equipos de radiología digital y computarizada para uso diagnóstico. Para esto, se abordó presencialmente a un representante del Área de Control de Calidad de la CCSS con un cuestionario tipo entrevista, el cual se realizó solo a un miembro de dicha unidad, ya que dentro de ella se maneja la misma información oficial de la institución. Este

instrumento, el anexo 1, permitió obtener la lista actualizada de los sitios y los equipos que requerían un control de calidad diferenciado respecto a lo que se ha realizado hasta ahora con los equipos de adquisición de imágenes analógicas. En este, se registraron por aparte la cantidad y los centros que contaban con equipos de radiodiagnóstico directo y los centros con equipo de radiodiagnóstico computarizado o indirecto que se encontraban instalados y en funcionamiento, en ambos casos. De esta forma, conocimos los servicios que eran de interés para la investigación.

Una vez que se conoció cuáles eran los centros con equipos instalados y en funcionamiento de radiología digital y computarizada de uso diagnóstico, se procedió a verificar su estado. Para ello, se realizó un cuestionario, el dispuesto en el anexo 2, tipo encuesta, a la persona responsable de protección radiológica (RPR) de cada uno de los servicios con radiología digital o computarizada indicado en el cuestionario del anexo 1.

El instrumento del anexo 2 cuenta con 19 preguntas, y se aplicó un formulario por cada equipo. En primer lugar, se solicitó el nombre del centro, y la marca y modelo del equipo de radiodiagnóstico; luego, se presentaron preguntas cerradas para conocer el tipo de equipo (directo o indirecto), la cantidad de horas de trabajo y de estudios a los que eran sometidos, si se usaba de acuerdo con lo sugerido por la casa comercial o si se le había hecho alteraciones. Seguidamente, fue importante conocer si los equipos contaban con contratos de mantenimiento y garantías del fabricante, que permitían asegurar que el equipo estuviera en óptimas condiciones. Además, conocer cómo, si los había, esfuerzos dedicados a la conservación de los equipos, con limpiezas periódicas y bitácoras de limpieza e inspección por parte de las y los imagenólogos del propio servicio. Por último, se desarrollaron preguntas para conocer los controles de calidad a los que eran sometidos los equipos, y el detalle de las pruebas en caso de que sí se llevaran a cabo. En caso de no realizarse, nos interesó, además, conocer los motivos.

Ahora bien, dado que los centros por consultar estaban ubicados en cualquier zona del país, por conveniencia respecto al tiempo, y con el fin de evitar largas interrupciones a las personas RPR, este cuestionario se aplicó vía telefónica para los centros fuera de la GAM, en el momento en que ellos nos indicaron su disponibilidad; mientras, para los centros dentro de la GAM, se presentó la opción al RPR de realizarse en persona o vía telefónica.

De esta manera, lo anterior se hizo con el fin de conocer el estado actual de los equipos ya instalados en los servicios de la CCSS, para así obtener la información, conocer y describir el estado actual de los equipos en funcionamiento.

3.3.2. Contrastar los controles de calidad para la adquisición de las imágenes que sugiere la literatura con lo que se realiza en el país en los equipos de radiologías digital y computarizada.

Al haber efectuado los cuestionarios del anexo 2, y teniendo a la mano la información sobre los controles de calidad que se realizaban a los equipos de la CCSS, estos pudieron ser contrastados con los sugeridos en la literatura y, así, se elaboró un compendio de normas para desarrollar en la propuesta de guía de control de calidad de los equipos de radiodiagnóstico digital y computarizado.

Posteriormente, se realizó la investigación en las bases de datos EBSCO, ACCESS Medicine, Scielo, Scopus y Dialnet, disponibles mediante el Sistema de Bibliotecas, Documentación e Información (SIBDI) de la Universidad de Costa Rica, para conseguir los protocolos de control de calidad que se sugieran en investigaciones, puestas en marcha y por parte de organismos especializados, como Sociedades de Radiología, Asociaciones de Física Médica, y Organizaciones dedicadas a la radioprotección, que han establecido criterios sobre el control de calidad para los equipos de radiodiagnóstico digital directo y computarizado; además, se buscó conseguir publicaciones con respecto a los protocolos y mecanismos en marcha de instituciones con más tiempo de operar estos equipos a nivel internacional.

Por último, se procedió a solicitar a las casas fabricantes de los equipos instalados (información obtenida del anexo 2) los manuales de operación e instalación de los equipos, donde se describían las pruebas recomendadas, así como los controles periódicos que recomendaban para su uso. Esta información se incluyó en la tabla de cotejo del anexo 3.

Con los datos adquiridos, se pudo contrastar lo que se realizaba en los diferentes servicios de la CCSS con las recomendaciones de las casas comerciales correspondientes, así como con las determinadas en la literatura. De este modo, se pudo definir las necesidades de controles de calidad con respecto al estado actualizado de los equipos de adquisición de imágenes radiográficas.

3.3.3. Elaborar la propuesta de una guía para el control de calidad para los equipos de radiologías digital y computarizada pertenecientes a la CCSS.

La elaboración de la propuesta de guía se llevó a cabo gracias al registro de notas y datos obtenidos previamente, para, luego, proceder en conjunto con el análisis de la información y determinar las recomendaciones que debían ser incluidas en la propuesta de guía que se realizó de acuerdo con un formato ordenado (ver anexo 4). Una vez recolectada la información, seleccionada y descrita al desarrollar los objetivos específicos 1 y 2, se procedió a la selección de las pruebas que mejor se adaptaran a los equipos de la Caja Costarricense de Seguro Social.

Estas necesidades fueron determinadas por las participantes del seminario, en base a las recomendaciones descritas por las marcas comerciales, la literatura técnica y el tiempo de realización e importancia de cada prueba, según las características de los equipos. El instructivo sugerido será entregado al Área de Control de Calidad y Protección Radiológica (ACCPR) de la CCSS, con el fin de que se le realicen las revisiones requeridas y, entonces, se ponga en práctica. Todas las recomendaciones se describen junto con la referencia.

3.4 Definición de los procedimientos y las técnicas para el análisis

Una vez recolectados los datos, se procedió con su análisis mediante los siguientes procedimientos:

- a) El método de comparación constante
- b) Codificación abierta y axial

De esta manera, logramos que el análisis de los datos transcurriera ordenada y claramente, determinando los productos y generando el ordenamiento de la información y su desarrollo teórico. Gracias a este proceso de muestreo, se logró refinar, elaborar y completar las categorías implementadas para definir el avance de la información. Con la mezcla de estas técnicas de análisis de datos aumento el volumen de datos.

3.4.1 Método comparativo constante

Este método permitió el análisis de los datos mediante el desarrollo de categorías. Para lograrlo, se establecen cuatro fases:

1. Comparación de sucesos aplicables para cada categoría, donde identificamos cada una de las características de las pruebas recolectadas.
2. Integración de las categorías y sus propiedades, con lo que se determinó las subcategorías, según los patrones repetidos, una vez obtenidas las características de cada prueba. Estos datos permitieron la elaboración de un dato único con base en la regularidad de los procesos.
3. Delimitación de la teoría, conforme se avanzó en la clasificación de los datos e identificación de las categorías, para hacerlas más consistentes y desestimar las menos relevantes. Como resultado se obtuvo estas junto con las propiedades más determinantes y la información más valiosa sobre las pruebas por utilizar en la guía.
4. Redacción de la teoría, proceso de elaboración donde se usó la información obtenida para realizar la estructura de la redacción final.

3.4.2 La codificación

Aquí es donde se tomaron los datos recolectados y se analizaron minuciosamente, con el objetivo de extraer su esencia, los significados que los entrevistados expusieron y los conceptos obtenidos. Para lograr esto se aplicó lo siguiente:

- Codificación abierta: Consistió en realizar un escrutinio en los primeros momentos de la recolección de los datos, con el fin de fracturarlos y extraerles la información oculta. Así, se formaron categorías con estos datos y se estudiaron con detalle.
- Codificación axial: Utilizando el eje central de una categoría, se estableció una relación jerárquica con los demás datos obtenidos, para ordenar, con orden de prioridad, los fenómenos en torno a cada una de las pruebas.

3.5 Consideraciones éticas

Los aspectos por indagar en el proyecto son de índole técnica y administrativa. No se trata de una investigación biomédica, regulada por la Ley 9234, por tanto, no implica la observación, intervención ni experimentación en seres humanos; a la vez, tampoco se manipuló información sensible, íntima ni confidencial de las personas participantes.

Se asume el compromiso de responsabilidad con los bienes e instalaciones de los hospitales en donde se llevó a cabo el trabajo, así como con el uso de la información exclusivamente para efectos de alcanzar los objetivos de la investigación.

CAPÍTULO IV. PLAN DE TRABAJO Y CRONOGRAMA

Tabla 1. Descripción de las actividades por objetivo, distribuidas por semana de trabajo.

Descripción de la actividad	Semanas		
	1-20	20-40	41-60
Diagnóstico de los servicios de radiología			
Aplicación de las entrevistas			
Codificación y tabulación de la información			
Contrastar la información literaria con la situación actual			
Consulta de las bases de datos			
Solicitud a las casas fabricantes los manuales de los equipos			
Seleccionar y categorizar la información			
Integrar las categorías y sus propiedades			
Elaboración de la guía de control de calidad			
Delimitación de la teoría			
Redacción teórica			
Revisión del comité asesor			
Correcciones sugeridas por el comité asesor			
Revisión y aprobación por parte del comité asesor			
Etapas finales			
Presentación del proyecto al comité de trabajos finales de graduación			

Fuente: Elaboración propia, 2020.

Para la elaboración de la guía de control de calidad para los equipos de radiodiagnóstico digital y radiodiagnóstico computarizado se utilizaron diferentes métodos de recolección de información, con el fin de obtener los datos de las fuentes más confiables, como se mencionó anteriormente.

Tabla 2. Distribución de aplicaciones de entrevistas por persona responsable.

Actividad	Tiempo	Responsable
Entrevista al representante del Área de Control de Calidad y Protección Radiológica (ACCPR) de la CCSS	1 día	Stephanie Bogantes
Entrevista a los hospitales generales y especializados de la GAM	4 semanas	Zúñiga
Entrevista al RPR de los hospitales regionales y clínicas	4 semanas	Ariela Rojas Vargas
Entrevista al RPR de los hospitales periféricos y clínicas	4 semanas	Alicia Cascante Acuña

Fuente: Elaboración propia, 2020.

Una vez recolectada la información, cada una de las entrevistadoras procedió, en las siguientes semanas, a realizar una codificación abierta de la información obtenida con las entrevistas y una codificación axial de los datos obtenidos, donde se clasificó la información y se extrajeron los datos más importantes para el análisis y, posteriormente, se contrastó con la información que se obtuvo en la literatura.

Después, se realizó la búsqueda de información sobre controles de calidad recomendados por organismos y sociedades del área de la radioprotección y la física médica, entre otros, por cuatro semanas, y se anotó en la lista de cotejo del anexo 3, incluyendo los detalles de su realización junto con recomendaciones. Al mismo tiempo, se solicitó a las diferentes casas distribuidoras de equipo médico los manuales de los equipos, con el fin de conocer las pruebas de control de calidad que la compañía fabricante sugiere para estos. Esta lista de proveedores se basó en el resultado de las encuestas realizadas a las y los RPR de los centros de salud, de acuerdo con el anexo 2. Para esta actividad, se tardaron cuatro semanas aproximadamente, dependiendo de la variable del tiempo de respuesta de cada

una de las empresas, las cuales, a su vez, se incluyeron en la lista de cotejo del anexo 3 los controles de calidad sugeridos. Además, se tomó un semestre más para el análisis de la información y la clasificación de los datos. Posterior a la obtención de los datos extraídos de ambas fuentes de información, se separó mediante un muestreo teórico y se les aplicó una codificación axial. Al final del segundo semestre se obtuvo la información necesaria para la elaboración de la propuesta de guía.

Tanto la codificación axial de los datos como la redacción teórica de la guía de control de calidad y la elaboración del documento final del Seminario de Graduación fueron realizados por las tres participantes como un trabajo conjunto en el transcurso del tercer semestre. Cuando el documento final estuvo redactado, duró 6 semanas para su revisión, aplicar las correcciones sugeridas y verificarlas. Estas correcciones se realizaron entre las participantes de forma equitativa entre su desarrollo y revisión.

Tabla 3. Distribución de actividades a realizarse por objetivo por persona encargada.

Objetivo	Actividad	Persona encargada	Semana en cronograma
Describir el estado actual de uso y condición de los equipos de radiologías digital y computarizada instalados en los diferentes servicios radiológicos de la CCSS	Entrevista al representante del ACCPR de la CCSS	Stephanie Bogantes Zúñiga	Semana 1 hasta la semana 2
	Entrevista a RPR de hospitales generales y especializados de la GAM	Stephanie Bogantes Zúñiga	Semana 4 hasta la semana 8
	Entrevista a RPR de los hospitales regionales clínicas	Ariela Rojas Vargas	Semana 8 hasta la semana 12
	Entrevista a RPR de los hospitales periféricos clínicas	Alicia Cascante Acuña	Semana 8 hasta la semana 12
	Codificación y tabulación de los datos	Stephanie Bogantes Zúñiga	Semana 12 hasta la semana 16

	obtenidos en las entrevistas	Ariela Rojas Vargas Alicia Cascante Acuña		
Contrastar los controles de calidad para la adquisición de las imágenes que sugiere la literatura con lo que se realiza en el país en los equipos de radiologías digital y computarizada	Búsqueda de información en bases de datos y bibliotecas	Alicia Cascante Acuña Ariela Rojas Vargas	Semanas hasta la semana 24	20
	Solicitud de manuales de equipos a las empresas fabricantes	Stephanie Bogantes Zúñiga Ariela Rojas Vargas	Semanas hasta la semana 20	16
	Selección y clasificación de la información	Stephanie Bogantes Zúñiga Ariela Rojas	Semana hasta la semana 30	20
	Análisis comparativo de los datos	Vargas Alicia Cascante Acuña		
Elaborar la propuesta de una guía para el control de calidad para los equipos de radiologías digital y computarizada pertenecientes a la Caja Costarricense de Seguro Social	Delimitación de la teoría	Stephanie Bogantes Zúñiga Ariela Rojas Vargas	Semanas hasta la semana 40	30
	Redacción teórica	Alicia Cascante Acuña	Semana hasta la semana 60	41

Fuente: Elaboración propia, 2020.

CAPÍTULO V. RESULTADOS

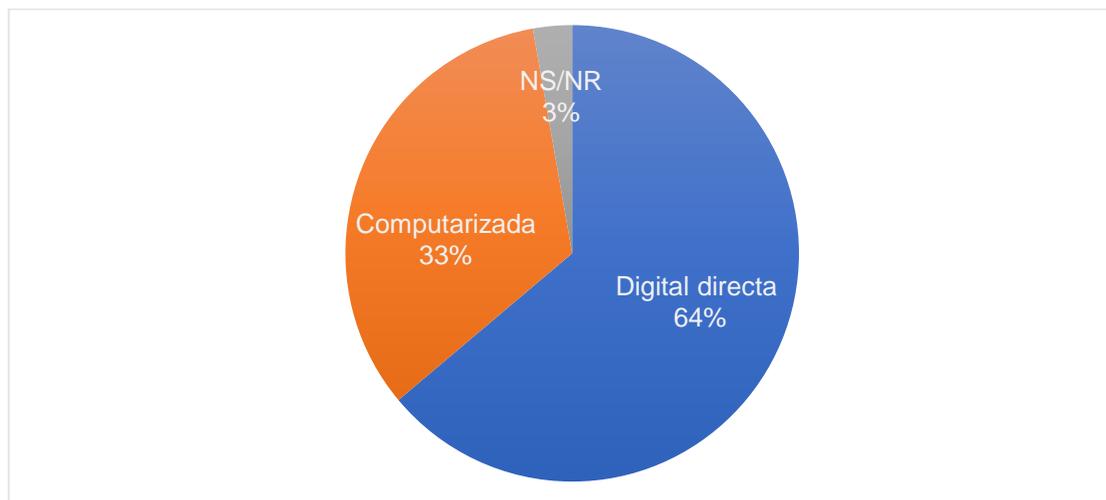
5.1 Composición de la muestra

De acuerdo con la entrevista realizada a personal del Área de Control de Calidad y Protección Radiológica (ACCPR) en junio de 2019, existen 78 unidades de radiología convencional, contando equipos análogos y digitales. Por su parte, las encuestas, fundamentadas en la base de datos de dicha área (actualizada a marzo de 2019), se realizaron en agosto del mismo año a las personas responsables de protección radiológica (RPR) de 36 equipos digitales instalados en servicios de rayos X de la CCSS.

5.1.1 Distribución por tecnología

La tecnología de los equipos digitales puede ser computarizada o digital. Para la primera, la modalidad de adquisición de las imágenes es digital indirecta; para la segunda, es de forma directamente digital.

Figura 4. Distribución de equipos digitales instalados en la CCSS según tecnología (digital o computarizada)



Fuente: Elaboración propia a partir del análisis de las entrevistas a las y los RPR de la CCSS, 2019.

La mayoría de los equipos digitales instalados corresponden a tecnología digital directa por casi el doble ante los equipos computarizados. Durante la ejecución de las encuestas, se presentó un sesgo significativo, ya que, en algunos casos, las personas encargadas no conocían los conceptos y, por lo tanto, la diferencia entre las dos tecnologías. Posiblemente, por lo mencionado anteriormente, en uno de los casos no se obtuvo

respuesta sobre cuál de las tecnologías corresponde al equipo respectivo, representado con el 3 % señalado en la figura 4.

5.1.2 Distribución por centro de salud

Tabla 4. Distribución de equipos digitales y computarizados instalados por centro de salud en la CCSS

Centro de salud	Cantidad de equipos CR	Cantidad de equipos DR	NS/NR
Hospital de San Vito	0	0	1
Hospital de Guápiles	0	1	0
Clínica San Rafael de Puntarenas	1	1	0
Hospital Tony Facio	0	1	0
Hospital de Ciudad Neily	1	0	0
Clínica Clorito Picado	0	1	0
Clínica Marcial Rodríguez Conejo	1	0	0
Hospital La Anexión	0	1	0
Hospital de San Carlos	1	1	0
Hospital Golfito Manuel Mora Valverde	0	1	0
Clínica Puerto Viejo	0	1	0
Hospital Fernando Escalante Pradilla	0	1	0
CAIS Siquirres	0	1	0
Hospital Upala	1	0	0
Hospital Nacional de Geriátría y Gerontología			
Raúl Blanco Cervantes	1	0	0
Hospital San Juan de Dios	0	4	0
Hospital Rafael Ángel Calderón Guardia	2	0	0
Hospital San Vicente De Paúl	0	2	0
Hospital Nacional de Niños Carlos Sáenz Herrera	0	3	0
Hospital Monseñor Víctor Manuel Sanabria	3	0	0
Hospital México	1	4	0
Total	12	23	1

Fuente: Elaboración propia a partir del análisis de las entrevistas a las y los RPR de la CCSS, 2019.

La distribución de equipos indica que la mayoría de los centros que poseen equipos de modalidad digital cuentan con solo uno, mientras que el hospital México y el hospital San Juan de Dios, por su parte, disponen de cuatro veces más equipos en sus servicios (ver tabla 4). Se debe considerar que en estos últimos existen más salas de radiodiagnóstico debido a la cantidad de personas que les corresponde atender, por su zona de atracción y al ser hospitales clase A.

Así, los equipos digitales se encuentran distribuidos en todo tipo de centros, desde hospitales clase A hasta clínicas, incluyendo hospitales regionales, periféricos y Centros de Atención Integral en Salud (CAIS). Además, se ubican a lo largo y ancho de todo el país, desde Upala hasta Ciudad Neily y de Limón a Nicoya.

5.1.3 Distribución por centro marca y modelo

Tabla 5. Distribución de equipos digitales y computarizados en la CCSS según marca.

Marca del equipo	Cantidad de equipos	Distribución
Siemens	21	58,3 %
Philips	5	13,9 %
Del Medical	4	11,1 %
Agfa Health Care	2	5,6 %
Toshiba	2	5,6 %
Shimatzu	1	2,8 %
General Electric	1	2,8 %
Total	36	100 %

Fuente: Elaboración propia a partir del análisis de las entrevistas a las y los RPR de la CCSS, 2019.

Tabla 6. Marcas y modelos de los equipos digitales y computarizados de la CCSS

Marca	Modelos
Siemens	Multix Pro® ACSS Polydoros® Iconos® R200 (3)

	Multix® Fusion (4) Multix® Top Multix® Ysio® (8) Axion Luminus® (2)
Toshiba	DST-1000A® DS-PB®
Del Medical	EV-650® iCR3600® VZW2556RC3-65. ® (2) Varian® +
Philips	Digital Diagnostic® Diagnostic CS® Duradiagnost Compact® Versión 2 Optimus 80® (2)
Shimatzu	Radspeed Mc®
Agfa Health Care	DR 400® Dx-400®

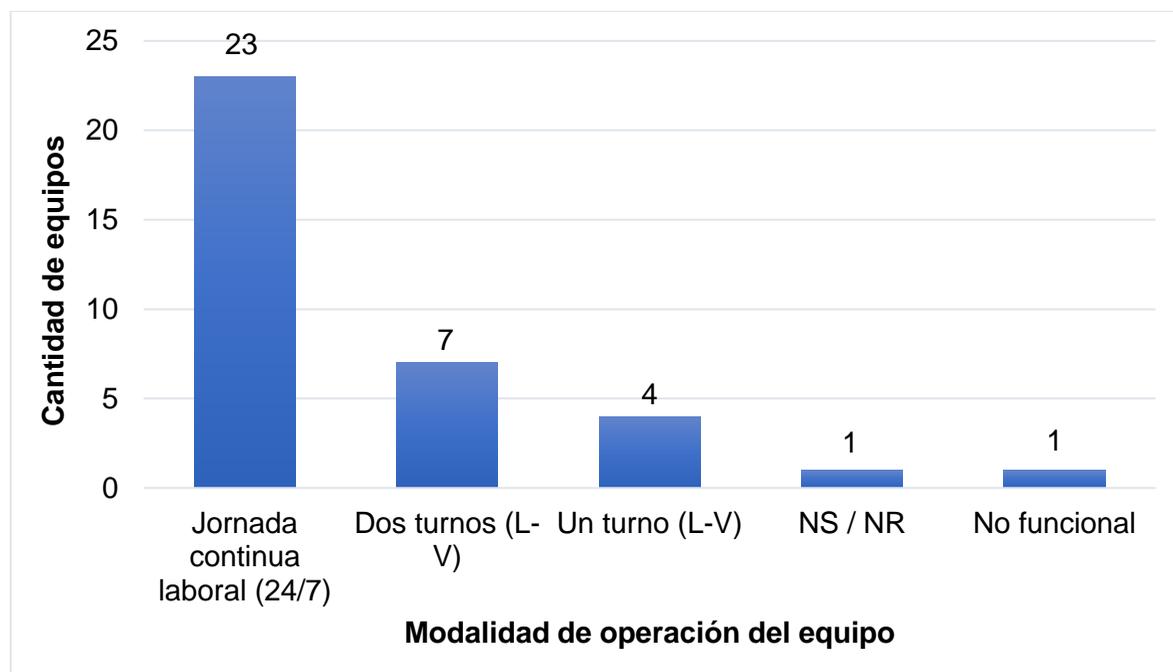
Fuente: Elaboración propia a partir del análisis de las entrevistas a las y los RPR de la CCSS, 2019.

+ Léase como el correcto modelo del equipo VZW2556RC3-65. ®

De las tablas 5 y 6 se conoce la distribución de los equipos instalados en todos los servicios de radiodiagnóstico por marca y modelo. Se puede observar que la marca predominante es Siemens y su modelo Ysio® el más común entre los 36 totales. Shimatzu y General Electric, por el contrario, son las marcas menos dominantes del total siendo minoría con un solo equipo cada una.

5.2 Usabilidad de los equipos

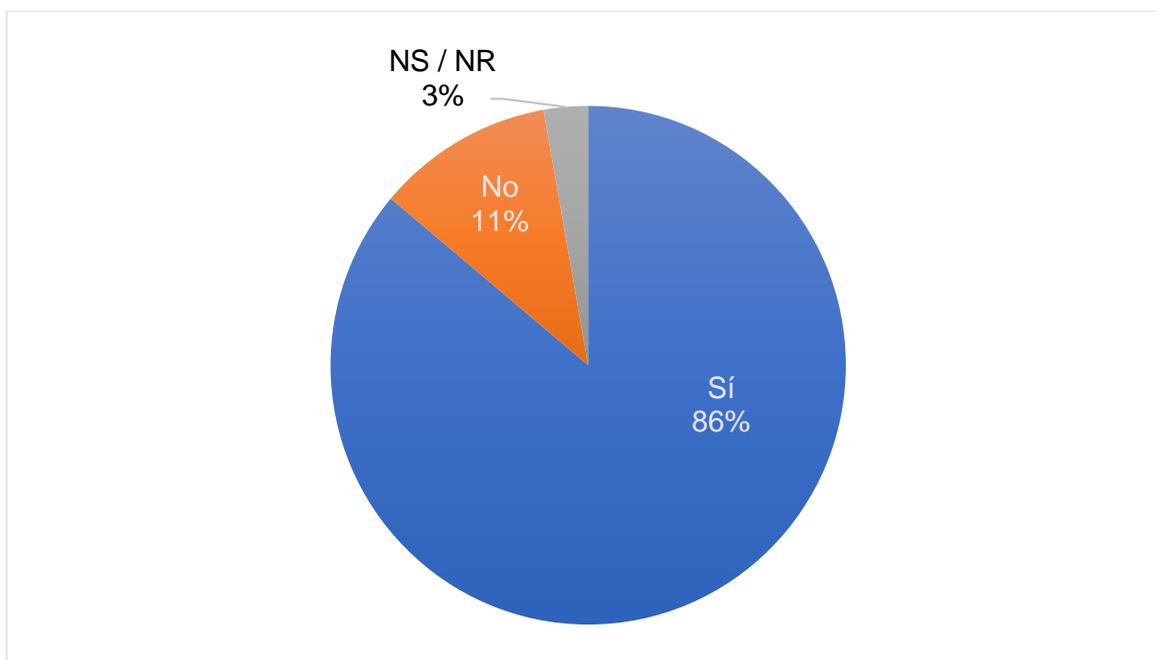
Figura 5. Modalidad de operación del equipo por jornada de uso



Fuente: Elaboración propia a partir del análisis de las entrevistas a las y los RPR de la CCSS, 2019.

El uso de los dispositivos de radiología es variable y depende de las necesidades de cada centro de salud; así, la figura 5 relaciona la cantidad de equipos con su uso. La mayoría se utiliza en salas de radiología activas en jornadas continuas de 24 horas al día, 7 días de la semana durante todo el año. Son solo 11 equipos los que trabajan en jornadas de uno o dos turnos, de lunes a viernes. Existe un equipo que no se encontraba en funcionamiento al momento de la encuesta, por lo que no se supo responder sobre su jornada de uso.

Figura 6. Utilización de los equipos según acatamiento de las especificaciones de la casa comercial

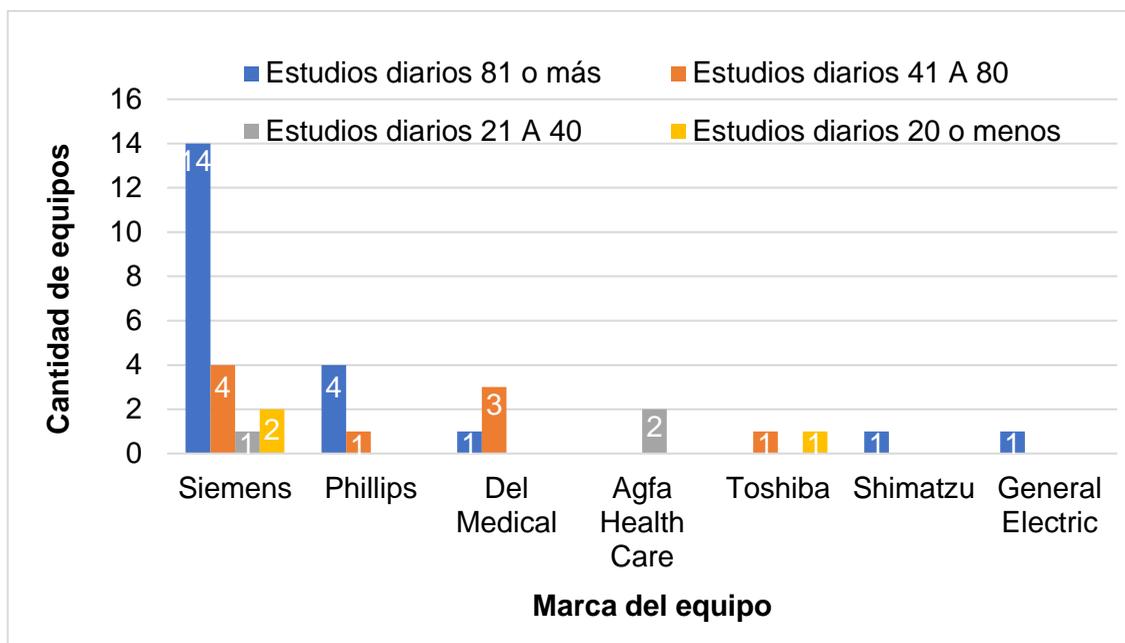


Fuente: Elaboración propia a partir del análisis de las entrevistas a las y los RPR de la CCSS, 2019.

En su mayoría, los equipos se utilizan de acuerdo con las recomendaciones específicas de las casas comerciales distribuidoras, según lo que determine la casa matriz de cada una de las marcas representadas. Como se evidencia en la figura 6, para 31 equipos de los tomados en cuenta para esta investigación, se acatan las indicaciones, pero no es así para el caso de cuatro de ellos, los cuales no basan su funcionamiento en el cumplimiento de las instrucciones de la casa comercial; es decir, dichos equipos no se utilizan según como fueron instalados ni siguiendo las especificaciones de la casa distribuidora, en cambio, sufrieron alteraciones en sus componentes para lograr adquirir imágenes digitales. Solamente en un caso uno de los y las encuestadas no respondió acerca del uso de acuerdo con la casa comercial.

En el caso de los cuatro equipos sobre los que se manifestó que su uso no se hace de acuerdo con lo indicado por la casa comercial respectiva, los cambios realizados para su funcionamiento sí permiten la adquisición de las imágenes médicas digitales. Entre estos cambios se considera la adaptación a los equipos convencionales de receptores de imágenes, ya sea, de manera directa como lo son los detectores o de manera indirecta como los chasis de fosforo fotoestimulable.

Figura 7. Equipos de radiodiagnóstico digitales y computarizados por carga de estudios diarios aproximados según marca



Fuente: Elaboración propia a partir del análisis de las entrevistas a las y los RPR de la CCSS, 2019.

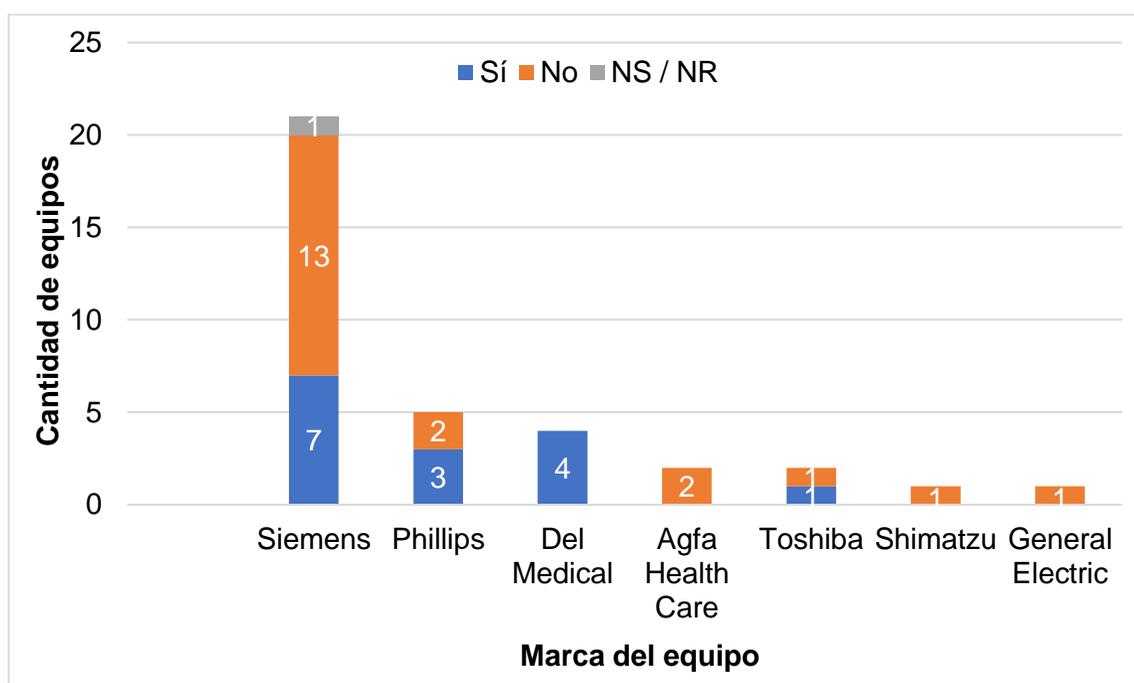
Los 36 equipos, tanto digitales como computarizados, se someten a diferentes cargas laborales que varían dependiendo de la cantidad de estudios y jornadas diarias. En el caso de 21 de los equipos (representados por el color azul en la figura 7), cumplen con la carga de trabajo más pesada, igual o superior a los 81 estudios diarios en jornadas continuas; la mayoría, correspondiendo a la distribución de los equipos, marca Siemens, seguidos por Phillips, Del Medical, Shimatzu y General Electric.

En cuanto a jornadas laborales de 41 a 80 estudios diarios, son 9 los equipos que cumplen con las demandas de esta categoría, de los cuales la mayoría nuevamente son marca Siemens, seguidos por Del Medical, Phillips y Toshiba. Las jornadas menos pesadas, que son las de 21 a 40 estudios y de 20 estudios o menos diarios, son desempeñadas por la menor cantidad de equipos.

5.3 Condiciones de garantía y mantenimiento

Contar con contratos de garantía asegura que los daños en manufactura e instalación de los equipos corran por cuenta de la casa comercial durante determinado tiempo, y que esta se encargará de realizar chequeos detallados para detectar problemas que intervengan con su uso. Asimismo, la situación de los equipos respecto a los contratos de mantenimiento es relevante para conocer si son chequeados a detalle y se detectan posibles deficiencias que requieran intervención, previendo un daño del equipo que interfiera en la calidad de la imagen que genera.

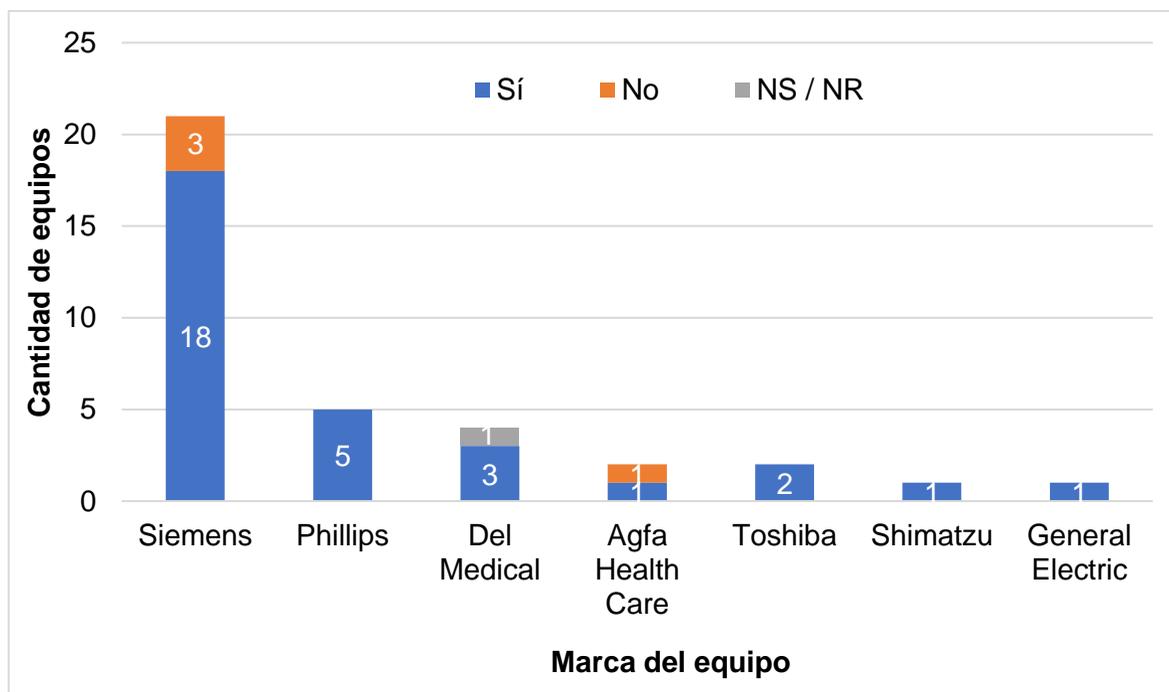
Figura 8. Equipos de radiodiagnóstico digitales y computarizados con garantía de fábrica según marca



Fuente: Elaboración propia a partir del análisis de las entrevistas a las y los RPR de la CCSS, 2019.

En la figura 8, se muestra los resultados de la consulta realizada a las personas responsables de protección radiológica (RPR) sobre si sus equipos cuentan con garantía de fábrica, a lo que indicaron que 15 se encuentran bajo esta modalidad, 20 no tienen garantía de fábrica y solamente en 1 de los casos la persona RPR no respondió la pregunta, ya que no conocía el estado real del equipo por lo que decidió no contestar, a pesar de que su puesto implica dar cuenta del cumplimiento de la garantía y el mantenimiento ante la dirección médica del centro de salud.

Figura 9. Equipos de radiodiagnóstico digitales y computarizados que se encuentran bajo contrato de mantenimiento según marca



Fuente: Elaboración propia a partir del análisis de las entrevistas a las y los RPR de la CCSS, 2019.

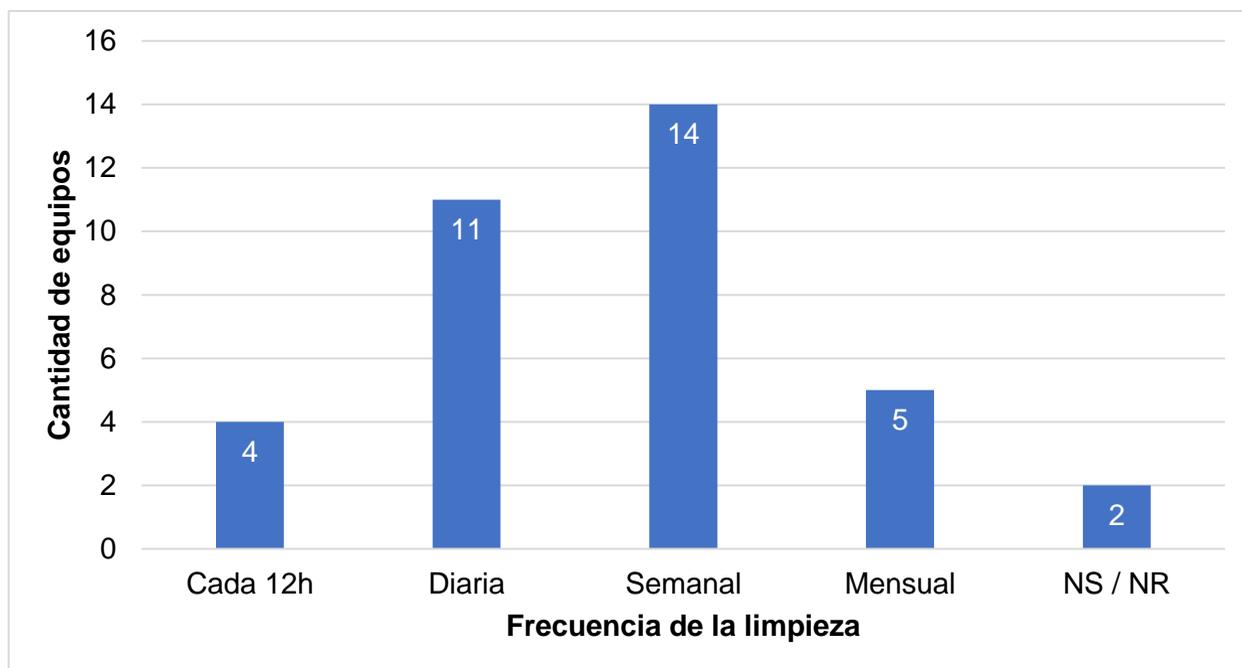
Del total de las personas responsables de protección radiológica encuestados, 31 aseguran que sus equipos sí cuentan con contratos de mantenimiento, tal como lo demuestra la figura 9. De los 5 equipos restantes, 4 encuestados aseguran no contar con esta modalidad de mantenimiento porque se encuentran en contrato de garantía, por su parte, 1 indicó que se encontraba en trámite de formalización al momento de la encuesta.

En los 20 casos donde indicaron que sus equipos no cuentan con garantía de fábrica se aclaró que es por causa de su vencimiento, ya que, según las órdenes de compra institucionales, la garantía expira dos años después de instalados los equipos. Sin embargo, nos encontramos con una irregularidad ya que, en el caso de 11 equipos, las y los RPR aseguraron que estas unidades cuentan tanto con garantía de fábrica como con contratos de mantenimiento, cuando la realidad es que ambos son excluyentes, esto, porque hasta que la garantía del equipo vence se tramita el contrato de mantenimiento.

5.4 Aspectos de control de calidad

5.4.1 Controles de calidad generales

Figura 10. Equipos de radiodiagnóstico digitales y computarizados según periodicidad de la limpieza aplicada



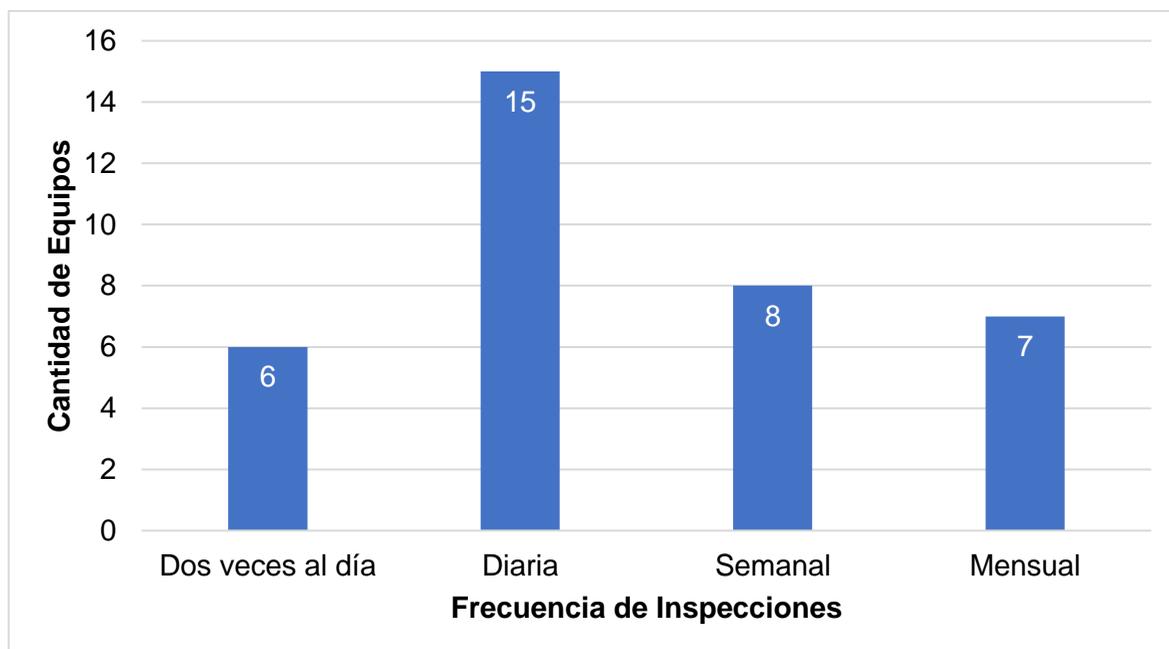
Fuente: Elaboración propia a partir del análisis de las entrevistas a las y los RPR de la CCSS, 2019.

De la figura 10 se extrae información acerca de los controles de limpieza que se realiza a los equipos de radiología en estudio y la periodicidad con que se llevan a cabo. La frecuencia de limpieza más común entre los equipos estudiados corresponde a la semanal mientras que, inoportunamente, la menos frecuente es la de 2 veces al día.

Posteriormente, se consulta si se cuenta con una bitácora de registro y control del aseo de los equipos a los cuales se les realiza limpieza periódica. Los resultados indican que el 28 %, es decir únicamente 10 de los equipos, sí cuenta con este registro, mientras que el 72 % (26 equipos) no lleva ningún tipo de registro sobre estos protocolos de limpieza.

La inspección física representa un aspecto imprescindible para su correcto funcionamiento y facilita la realización de un adecuado control de calidad ya que permite anticipar cualquier fallo que pueda presentar el equipo que deba ser considerado.

Figura 11. Equipos de radiodiagnóstico digitales y computarizados según periodicidad de la inspección Física



Fuente: Elaboración propia a partir del análisis de las entrevistas a las y los RPR de la CCSS, 2019.

De acuerdo con la información recabada, de los 36 equipos tomados en cuenta para esta investigación, es a la minoría a los que se les realiza una inspección física al menos dos veces al día, predominando una evidente mayoría a los que se les realiza una inspección física diaria, como se ilustra en la figura 11.

Se buscó conocer si para la inspección física de los equipos de radiología digital, se lleva una bitácora escrita. Se obtuvo que, en el 89 % de los casos (32 equipos) sí se lleva, no así en el restante 11 % (4 equipos).

5.4.2 Controles de calidad adicionales

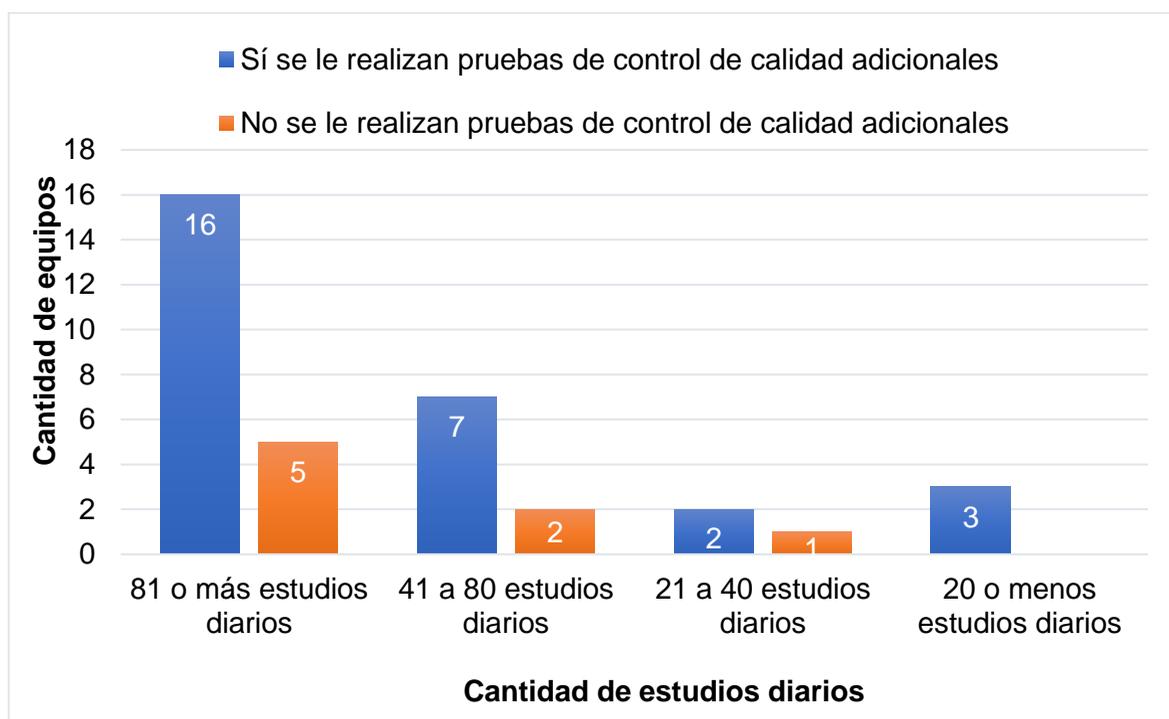
Adicionalmente a la información recabada sobre limpieza y control físico de los equipos, se indagó en cuáles casos se lleva a cabo alguna otra prueba de control de calidad. Se encontró que actualmente a 28 equipos sí se les realiza controles de calidad complementarios a los ya mencionados. Esto significa que, en el 78 % de los casos, se suma pruebas que aumentan el control riguroso y procuran un correcto funcionamiento de

los equipos. Al 22 % restante, que equivale a 8 de los equipos, se confirma que no se le realiza pruebas adicionales.

Para un 93 % (26) de los 28 equipos mencionados, digitales o computarizados, a los que sí se les realiza pruebas complementarias, se mantiene una bitácora donde se recopilan los datos de dichas pruebas de control de calidad y del restante 7 % (2 equipos) no se mantiene bitácora para ese efecto.

La realización de controles de calidad específicos ayuda a garantizar el correcto funcionamiento de un dispositivo, independientemente de su misión y, dado que los equipos en estudio se utilizan para el diagnóstico de enfermedades mediante la irradiación a seres humanos, es indispensable asegurar los estándares de calidad, lo cual solo se puede lograr con la estricta vigilancia.

Figura 12. Equipos de radiodiagnóstico digitales y computarizados según realización de pruebas de control de calidad adicionales por jornada de trabajo



Fuente: Elaboración propia a partir del análisis de las entrevistas a las y los RPR de la CCSS, 2019.

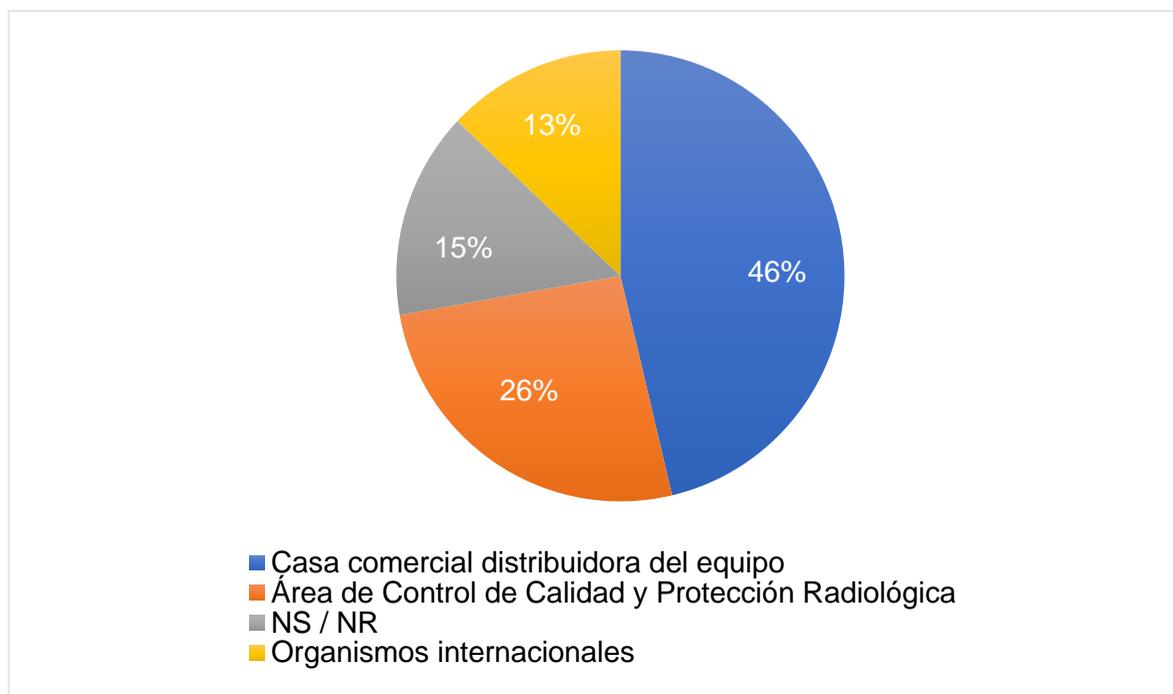
Sin embargo, a pesar de que esto es de conocimiento general, su correcta aplicación no se ve reflejada en los resultados de este estudio ya que, como se muestra en la figura 12,

5 de los equipos que cumplen con la mayor realización de estudios por jornada, es decir, más de 81 por día, no están recibiendo la atención debida por parte de sus encargados. Por otra parte, 3 equipos más con un flujo moderado de estudios, que varía entre los 21 a 80 diarios, también se están viendo afectados ante la falta de realización de pruebas adicionales que refuercen sus estándares de funcionamiento.

Por el contrario, la mayoría de los equipos en salas de radiología cuyo total de estudios por jornada es menor (de 20 o menos diarios) no se está viendo desatendida a pesar de su limitada jornada de uso, pues se mantienen bajo un programa de control de calidad.

Las diversas pruebas de control de calidad que se realizan al grupo de equipos en estudio se aplican con base a información previamente adquirida, ya sea la establecida por organismos internacionales, las diferentes casas comerciales distribuidoras o, como en el caso de Costa Rica, el Área de Control de Calidad y Protección Radiológica (ACCPR) de la Caja Costarricense de Seguro Social, en la figura 13 se muestra la relación porcentual de dónde provienen las especificaciones que se toman en cuenta para la realización de estos controles adicionales.

Figura 13. Uso de las recomendaciones para la realización de pruebas de control de calidad en los equipos de radiodiagnóstico digital y computarizado según la fuente de información utilizada



Fuente: Elaboración propia a partir del análisis de las entrevistas a las y los RPR de la CCSS, 2019.

Una considerable mayoría manifiesta que toman en cuenta las especificaciones de las casas distribuidoras de los equipos en primer lugar. Las personas encargados que no escogieron ninguna de las opciones de fuentes de información para las pruebas de control de calidad corresponden a quienes afirmaron previamente que no realizaban ninguna.

Tabla 7. Equipos de radiodiagnóstico digital y computarizado según pruebas de control de calidad

Pruebas de control de calidad	Cantidad de equipos que se les aplica
Pruebas de inspección visual	
Inspección visual	3
Cableado eléctrico	4
Mecánicos	
Mesa- <i>buckys</i> -frenos	9
Rejilla antidifusora	3
Funcionamiento del tubo de rayos X	

Calibración del tubo	5
Perpendicularidad del tubo	1
Filtración del tubo	4
Repetibilidad del tubo (kV-mAs)	10
Rendimiento del tubo	4
Tiempo de exposición	3
Capa hemireductora	4
Parámetros geométricos	
Distancia foco- <i>bucky</i>	3
Centraje de los <i>buckys</i>	1
Geométricas	4
Colimadores (luz-apertura)	8
Detectores	
Calidad de la imagen (contraste densidad)	7
Detectores	4
Fantoma	4

Fuente: elaboración propia a partir del análisis de las entrevistas a las y los RPR de la CCSS, 2019

De los equipos de radiología cuyos encargados de protección radiológica indicaron que se les realizaban exámenes de control de calidad periódicas, se logró determinar un listado de pruebas (ver tabla 7) correspondientes a inspección física visual, parámetros geométricos, verificación de la funcionalidad del tubo de rayos X y pruebas de los detectores de imagen.

De esta manera, se logró corroborar con este listado que la gran mayoría (7) de las pruebas están dirigidas únicamente al funcionamiento del tubo de rayos X, y solamente tres para la verificación del buen funcionamiento de los detectores.

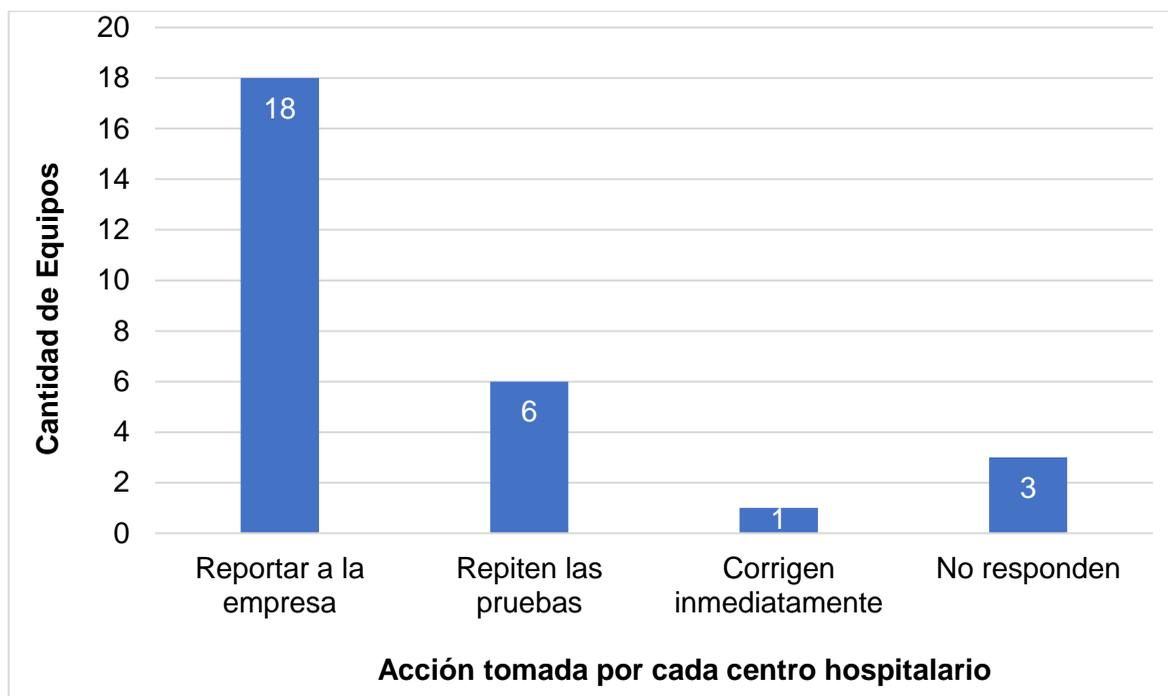
Asimismo, la cantidad de equipos a los cuales se les aplica frecuentes pruebas para verificar la calidad de sus imágenes diagnósticas y el funcionamiento de sus receptores de imágenes es muy baja, ya que, de un total de 36 equipos digitales identificados para el estudio, solamente a 7 se le realizan pruebas de calidad de imagen; a 4 de ellos, pruebas con un fantoma, y a 4 más, pruebas de detectores.

De este modo, queda en evidencia la subestimación generalizada que se le ha dado a la verificación del adecuado funcionamiento de esta sección del equipo de rayos X.

Sin embargo, y generando un sesgo de análisis, se observó, en el transcurso de las preguntas, cómo algunas personas responsables de protección radiológica afirmaban que se realizaban pruebas a los equipos, pero haciendo referencia a las pruebas que por contrato de mantenimiento realizan las empresas cada 12 meses para la elaboración de los certificados de buen funcionamiento, sin embargo, no se contaba en el servicio de radiología con un programa de pruebas de control de calidad por parte de la persona RPR.

Una vez realizadas las pruebas de control de calidad de los equipos, estas arrojan resultados que deben encontrarse dentro de rangos de tolerancia previamente decretados, corroborados y aprobados por las casas fabricantes de cada equipo respectivo. Cuando alguna de estas revela un resultado fuera del rango establecido, se debe dar una pronta respuesta y solución para buscar la continuidad del funcionamiento de los dispositivos.

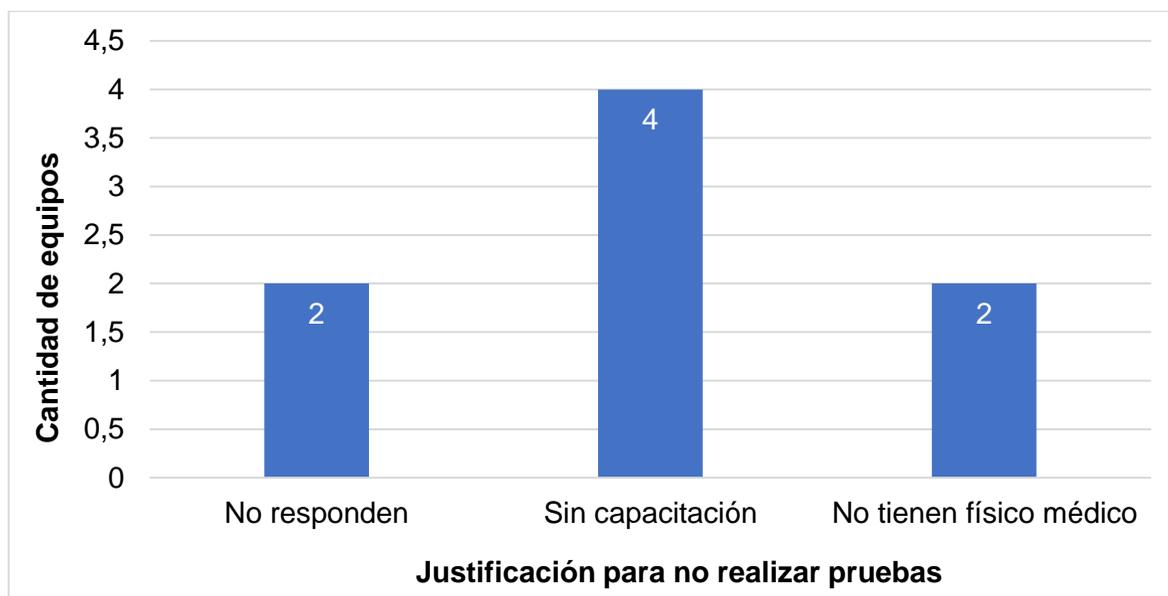
Figura 14. Equipos de radiodiagnóstico de, equipo digital y computarizado según acciones aplicadas en caso de obtener pruebas de control de calidad fuera de rango



Fuente: Elaboración propia a partir del análisis de las entrevistas a las y los RPR de la CCSS, 2019.

En la figura 14 se evidencia que, de los 28 equipos que afirman realizar pruebas de control de calidad, la mayoría, ante un escenario como el descrito, proceden a comunicarlo a la respectiva empresa contratada para el mantenimiento correctivo, la cual es la encargada de revisar y resolver el problema lo antes posible, sólo en 6 equipos se busca repetir las pruebas, y solamente en un caso, se opta por corregir inmediatamente el resultado.

Figura 15. Equipos de radiodiagnóstico digital y computarizado según motivo por el que no se realizan pruebas de control de calidad



Fuente: Elaboración propia a partir del análisis de las entrevistas a las y los RPR de la CCSS, 2019. Retomando los 8 equipos del total estudiado a los que no se les realizan controles de calidad adicionales (un 22 %), hay justificantes para ello. Al consultar a las y los RPR sobre las razones, en la mitad de los casos se alegó a falta de capacitación del personal, en 2 se justifica con base en que no se cuenta con un físico médico dentro del servicio de radiología que se pueda encargar, al considerarlo un tema demasiado especializado para el personal del servicio y en dos casos 2 no hubo respuesta.

De esta manera, la principal justificante es la carencia de capacitación del personal encargado de los controles de calidad y protección radiológica de los servicios, que se evidenció también a la hora de responder varias de las preguntas de la encuesta, pues a lo largo de esta se percibieron múltiples sesgos y limitantes para el análisis de datos.

5.5 Contraste de los controles de calidad para la adquisición de imágenes

Al desarrollar el contraste de realidades planteado en el segundo objetivo de esta investigación, se pretende exponer las necesidades de la institución en la actualidad. El contraste entre lo reconocido a nivel mundial en el tema de control de calidad en la adquisición de imágenes y las pruebas que se le aplican a los equipos de los centros radiológicos de la Caja Costarricense de Seguro Social es imprescindible para establecer

cuán lejos está el modelo actual del ideal para el cuidado y vigilancia de los equipos digitales.

Tabla 8. Contraste de pruebas según recomendaciones en fuentes bibliográficas vs. pruebas realizadas en los centros hospitalarios de la CCSS

Pruebas recomendadas	Pruebas aplicadas
Pruebas generales (ambas modalidades)	
Inspección visual	
Verificación de la coincidencia, alineación y centraje del campo de luz-campo de radiación, colimación y ortogonalidad.	
Tamaño mínimo del campo.	
Artefactos	
Calidad de la imagen	
Radiología computarizada	Radiología computarizada
Limpieza de los chasis y fósforos	Perpendicularidad
Efectividad en el ciclo de borrado	Fantoma
Desvanecimiento de la imagen latente	Centraje del <i>bucky</i>
Ruido oscuro	
Uniformidad de la imagen	
Linealidad y propiedades de transferencia del sistema	
Errores de escala	
Resolución	
Contraste/ruido	
Consistencia del índice de exposición	

Radiología digital directa	Radiología digital directa
Remanencia de la imagen previa	Inspección visual
Ruido oscuro	Geométricas
Uniformidad de la imagen	Distancia foco paciente
Uniformidad de resolución	Calibración del <i>flat panel</i>
Función de respuesta del detector o propiedades de transferencia	Calidad de la Imagen
Fallo en los elementos del detector (del)	Bajo contraste (diferencia de densidades)
Elementos del detector sin corregir	Alto contraste
Errores de escala	
Constancia del índice de exposición	
Sensibilidad de bajo contraste	
Limitantes de resolución espacial	
Detectabilidad del umbral de contraste	
Resolución espacial	
Resolución de contraste	

Fuente: Elaboración propia a partir del análisis de las entrevistas a las y los RPR de la CCSS, 2019, y análisis bibliográfico.

En la tabla 8, se expone, en la columna de la izquierda, un listado de las pruebas de control de calidad de la imagen extraído de las principales fuentes bibliográficas, entre ellas, la utilizada por las casas comerciales que han distribuido sus marcas en diferentes hospitales de la institución, las recomendaciones de reconocidas organizaciones de investigación y docencia en el ámbito del diagnóstico por imágenes y, por último, los artículos y procedimientos recomendados por las instituciones internacionales.

A la derecha, se presenta la información suministrada por las y los responsables de protección radiológica con respecto a las pruebas de control de calidad en la adquisición de imágenes que se les realizan a los equipos de radiodiagnóstico digital o computarizado, sin embargo, estas pruebas se les aplican únicamente a 11 de los 36 equipos del estudio.

En los documentos consultados, se reunieron 33 pruebas relacionadas directamente con el control de calidad en la obtención de las imágenes, de ellas, 6 corresponden a pruebas que se le pueden realizar a cualquier tipo de equipo digital, 17 son exclusivas para radiología digital directa y 10 adicionales para equipos de radiología computarizada. Esto en contraposición a la realidad presentada por las personas entrevistadas donde las pruebas que se le realizan a los equipos destinados a la adquisición de imágenes son 7 para los de radiología digital y 3 para los de computarizada.

Adicionalmente, cabe destacar que en la recopilación bibliográfica adjunta del anexo 25 al 50, se recomienda, como mínimo, la realización de 23 pruebas a cada uno de los equipos que realizan rayos X digitales y 16 pruebas a los equipos de tecnología computarizada. En la actualidad, a los equipos de la CCSS se les realiza desde 1 hasta un máximo de 3 pruebas según el centro al que pertenezcan.

Otra de las carencias que atraviesa la institución con respecto a otros países, radica en el hecho de que estos cuentan con la presencia de un profesional en física médica, que avale y verifique la correcta realización de las pruebas que se debe realizar a los equipos, además de verificar que sus resultados sean satisfactorios y se encuentren por encima de los rangos de tolerancia de cada una. También son ellos quienes deben tomar acción sobre los resultados negativos. En cambio, en nuestro país, estos profesionales están presentes únicamente en los hospitales centrales y, por tanto, alrededor de 25 instalaciones operan sin la cobertura de este recurso humano, de modo que es la persona responsable de protección radiológica quien se debe de encargar sin contar con los conocimientos necesarios.

CAPÍTULO VI. GUÍA PARA EL CONTROL DE CALIDAD PARA LOS EQUIPOS DE RADIODIAGNÓSTICO DIGITAL Y COMPUTARIZADO.

6.1 Elaboración de Guía para el control de calidad para los equipos de radiologías digital y computarizada.

A partir de los resultados obtenidos con las encuestas, así como su análisis y la contrastación con lo sugerido por la bibliografía estudiada se determina las pruebas que deben ser consideradas por el Área de Control de Calidad y Protección Radiológica de la CCSS.

Se incluye pruebas generales, consideradas de suma importancia ya que son básicas para comprobar que el equipo se encuentre en las condiciones óptimas para operar sin grandes inconvenientes. Además, se incluye pruebas específicas para los receptores de imágenes haciendo distinción según su tecnología, sea de adquisición indirecta, es decir, computarizada, o de adquisición directa, conocida como digital directa.

Cada integrante del grupo del seminario elaboró una sección de la guía, con revisión y apoyo de las otras dos integrantes. Para la creación de la guía a continuación, cada una de las integrantes se basó en la información extraída de fuentes bibliográficas recientes, entre ellas publicaciones, artículos, investigaciones y recomendaciones de instituciones de investigación y docencia, encargadas a las radiaciones ionizantes en la aplicación médica, y en revisiones exhaustivas de los manuales de los equipos con los que cuenta la CCSS, facilitados por las empresas que les brindan el servicio de mantenimiento preventivo y correctivo. Además, se consultó artículos publicados de organizaciones dedicadas a las actualizaciones de controles de calidad para equipos de radiodiagnóstico. Todas las fichas elaboradas con el fin de extraer esta información, valiosa para la investigación, se montaron con base en el instrumento del anexo 3 y se encuentran adjuntas en los anexos del 25 al 50.

**GUÍA DE CONTROL DE CALIDAD PARA
EQUIPOS DE RADIODIAGNÓSTICO EN LA
CCSS**

**EQUIPOS DE RADIODIAGNÓSTICO DIGITAL Y
COMPUTARIZADO**

Autoras:

Bogantes Zúñiga Stephanie

Cascante Acuña Alicia

Rojas Vargas Ariela

PRIMERA EDICIÓN

2021

	GUÍA DE CONTROL DE CALIDAD PARA EQUIPOS RADIODIAGNÓSTICO DIGITAL Y COMPUTARIZADO	ÁREA DE CONTROL DE CALIDAD Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA
CCSS		
ACCPR		
		CÓDIGO:

PÁGINAS: 115.

EDICIÓN: febrero 2021

El presente trabajo ha sido elaborado como un Proyecto Final de Graduación, para la Escuela de Tecnologías en Salud de la Universidad de Costa Rica.

En casos de futuras adaptaciones de esta guía debe mediar un acuerdo de propiedad intelectual donde se transfiera el derecho de uso.

ÍNDICE

1. Prólogo.....	4
2. Introducción.....	6
3. Objetivo.....	7
4. Glosario.....	7
5. Fórmulas de interés.....	10
6. Pruebas de control de calidad para equipos de radiodiagnóstico digital.....	13
7. Bibliografía.....	120
8. Anexos.....	124

1. Prólogo

La presente guía constituye una herramienta para la elaboración de pruebas de control de calidad a los equipos de radiodiagnóstico con tecnología digital pertenecientes a la Caja Costarricense de Seguro Social.

El principal objetivo es ofrecer un indicador cualitativo para que el Área de Control de Calidad y Protección Radiológica de la CCSS realice la evaluación anual correspondiente tanto de aquellos elementos involucrados en la formación de la imagen, es decir, factores geométricos de los equipos de grafía como de la condición, funcionamiento y desempeño de los detectores y chasis de fósforo que utilizan, es decir, los receptores de la imagen.

La necesidad de esta herramienta surge a partir del cambio tecnológico que atraviesa la institución ya que, en pocos años, migra de una tecnología analógica a una digital que cambia el modo de adquirir las imágenes y trasladarlas a una plataforma de observación y reporte.

Para lograr este objetivo se realizó, primeramente, una valoración de los centros de salud donde cuentan con este método de adquisición de imágenes, con el fin de registrar los controles que se realizan y bajo qué parámetros están siendo evaluados.

Una vez conocidas las condiciones de los programas de control de calidad de estos centros se procedió realizar un contraste de la realidad de la institución con las recomendaciones bibliográficas y de organización internacionales y así establecer, con certeza, la necesidad que vive la institución.

A partir de este contraste se determina que los equipos no cuentan con controles de calidad propios para la evaluación del proceso de adquisición de imágenes, ni siquiera por parte de las empresas prestadoras de servicios preventivos, por lo que se procede al levantamiento de la guía.

Esta parte del proceso se elabora con el uso de algunos de los manuales de usuario de los equipos en estudio, facilitados por las empresas que prestan el servicio de mantenimiento. Además, se realizó una indagación bibliográfica para recabar todas aquellas sugerencias propuestas por las personas expertas en la materia y las organizaciones internacionales.

En la entrevista a las y los Responsables de Protección Radiológica (RPR) de los centros de salud se enfrentó algunos problemas en el llenado de las entrevistas lo cual generó atrasos en la recolección de los datos, así como sesgos en los resultados.

Por otro lado, se comprueba que la bibliografía ofrecida a la población es muy limitada y se encuentra, en su mayoría, en idioma inglés. Esto constituye una demora importante ya que conlleva la traducción y verificación de los datos.

Adicionalmente, las empresas encargadas de los mantenimientos ofrecieron poca colaboración y mostraron cierto recelo de compartir los manuales de sus equipos para esta investigación, restringiendo aún más la obtención de información.

Todas estas condiciones, sumadas a los problemas de salud pública enfrentados en este año a nivel global, nos confrontó con grandes obstáculos que solo fueron superados gracias al esfuerzo y trabajo en equipo.

El resultado de esta investigación representa una gran ventaja no solo para el Área de Control de Calidad y Protección Radiológica en sus visitas anuales a los centros de radiodiagnóstico, sino también para todos aquellos encargados de protección radiológica interesados en elaborar un programa de control de calidad para sus equipos digitales.

2. Introducción

El uso de los rayos X ha sido, en las últimas décadas, una herramienta de suma relevancia en el campo de la medicina cuyo desarrollo ha representado, asimismo, progreso en la creación de equipos avanzados que se adaptan a diferentes usos, lo cual amplía su alcance y, a la vez, garantiza mayor fiabilidad en la obtención de imágenes y en su interpretación.

El avance más significativo ha sido la transición de la tecnología analógica a la digital. La sustitución de la radiología convencional fue determinante y representó una adaptación obligatoria a este cambio tecnológico, lo cual significó un reto en muchos aspectos, como en el manejo por parte del personal y, en mayor medida, respecto a todo lo relacionado con seguridad radiológica y control de calidad.

Evidentemente, para el buen funcionamiento de los equipos, se requieren controles rigurosos adicionales, al tratarse de equipos emisores de radiaciones ionizantes. Esa vigilancia debe garantizar que el uso no va a representar un riesgo para quienes se expongan, ya sean pacientes, público o personal, y debe asegurar que su utilización sea la correcta, dentro de los estándares de calidad establecidos y que, junto con ello, se obtenga un resultado óptimo.

Estos controles y la verificación del cumplimiento de los estándares, a favor de los requerimientos de seguridad radiológica para el uso seguro de las radiaciones ionizantes, son llevados a cabo, a nivel internacional, por la Organización Mundial de la Salud (OMS), el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) y la Organización Internacional del Trabajo (OIT); a nivel nacional, lo hacen el Ministerio de Salud y la Caja Costarricense de Seguro Social (CCSS) mediante el Área de Control de Calidad y Protección Radiológica (ACCPR).

La presente guía busca suministrar una herramienta a la Caja Costarricense de Seguro Social, y a sus diferentes centros médicos, para valorar el estado de los equipos de radiología digital, así como los requerimientos de las pruebas de control de calidad que permitan evaluar, de manera cualitativa, el sistema de formación y obtención de imágenes digitales de los equipos de radiología, y ayuden a desarrollar el proceso que garantice su funcionamiento adecuado, así como la obtención de imágenes fidedignas y de alta calidad,

que aseguren un diagnóstico confiable y la seguridad para las y los pacientes y el personal expuesto.

3. Objetivo

Elaborar una guía práctica de procedimientos de control de calidad cualitativos en los equipos de radiodiagnóstico digital y computarizado de la Caja Costarricense de Seguro Social.

4. Glosario

μGy : micro Grays (unidad de medida para dosis absorbida)

AAPM: *American Association of Physicists in Medicine*

ACCPR: Área de Control de Calidad y Protección Radiológica

Al: Símbolo del elemento químico aluminio.

cm: unidad de medida centímetros.

CR: Acrónimo de *Computer Radiology* (entiéndase radiología computarizada)

Cu: Símbolo del elemento químico cobre

Dels: Acrónimo de *Detector Elements* (entiéndase elementos del detector)

DEP: Acrónimo de desviación estándar

DFD: Acrónimo de distancia fuente detector

DFP: Acrónimo de distancia fuente paciente

DFR: Acrónimo de distancia fuente receptor

DR: Acrónimo de *Digital Radiology*, (entiéndase radiología digital)

DTP: Acrónimo de desviación típica del píxel

EI: Acrónimo de *Exposure of Index* (entiéndase índice de exposición)

Fix: parámetro de lectura de Konica para el procesamiento de imágenes

Fixed: parámetro de lectura de Fuji para el procesamiento de imágenes

Flat Field: parámetro de lectura de Agfa para el procesamiento de imágenes

Ghost: Término en inglés correspondiente a fantasma.

GP: Acrónimo de *General Propouse* (entiéndase propósito general)

HR: Acrónimo de *High Resolution* (entiéndase alta resolución)

IE: Acrónimo de índice de exposición

IEC: Acrónimo de cociente del índice de exposición

Kerma: Acrónimo de *kinetic energy released per unit mass*, la suma de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas cargadas liberadas por la radiación ionizante sin carga en una sustancia

kV: símbolo de unidad de medida kilovoltaje

LgM: símbolo para Log de la mediana del histograma. Nombre del indicador de Agfa

LP/mm: símbolo para líneas pares por milímetro

mAs: símbolo para miliamperaje por segundo

mm: símbolo para unidad de medida milímetro

mR: símbolo para mili Roentgen

Offset: Presencia de salida en ausencia de entrada

PACS: Acrónimo de *Picture Archiving and Communication System* (entiéndase sistemas de imágenes, archivo y comunicación)

Pattern: parámetro de lectura de Kodak para el procesamiento de imágenes

QC-S Value: parámetro de lectura de Konica para el procesamiento de imágenes de un equipo Regius 190

R2: Coeficiente de determinación

ROI: Acrónimo de *Region of interest*, para expresar (región de interés)

RSR: Acrónimo de relación señal-ruido (cociente entre la amplitud de una señal y el ruido de esta)

SAL: Acrónimo de *Scan Average Level* (valor de píxel de la imagen en bruto que, en determinadas condiciones de exposición, es una función de dosis y *Speed Class* en los lectores de CR de Agfa)

Semiauto: Parámetro de lectura de Fuji para el procesamiento de imágenes

System Diagnosis: Opción de tipo de examen que presenta la interfaz de Agfa

TFT: Acrónimo de *Thin Film Transistor*

VMP: Acrónimo de valor medio del píxel

VP: Acrónimo de valor del píxel

5. Fórmulas de interés

Las siguientes fórmulas de interés son necesarias en el desarrollo de una o varias pruebas de la presente guía. Se exponen como una orientación para comprender las pruebas, sin embargo, el programa de análisis de datos de las imágenes calcula por sí mismo el resultado. En dichos casos, la fórmula usada puede ser de interés para la comprensión del ingreso e interpretación de los datos.

5.1 Media global de los valores medios del píxel

$$X_{mg} = \frac{X_1 + X_2 + X_3 + X_4 + X_5}{5}$$

Donde:

$X_{\#}$ = valor medio del píxel de cada ROI

X_{mg} = media global del valor del píxel

5.2 Desviación estándar con respecto a la media global

$$DEM = \frac{X_n - X_{mg}}{X_{mg}} * 100$$

Donde:

X_n = valor medio del píxel de cada ROI

X_{mg} = valor media global

5.3 Coeficiente de variación

$$CV = \frac{\sigma}{\mu} . 100\%$$

Donde:

σ = desviación estándar del conjunto

μ = valor absoluto del conjunto

5.4 Desviación estándar (DE) es:

$$DE = \sqrt{\frac{\sum |x - \mu|^2}{N}}$$

Donde:

\sum = sumatoria del conjunto

x = valor del píxel de cada ROI

μ = media del valor del píxel

N = cantidad de ROIs

5.5 Desviación estándar del píxel:

$$DEP = \frac{y_m - y_r}{y_r} \cdot 100$$

Donde:

y_m = valor del píxel medido

y_r = valor de referencia.

5.6 Cociente

$$C = \frac{D}{d}$$

Donde:

D = dividendo. IE

d = divisor, VP

5.7 Relación señal ruido (RSR):

$$RSR = \frac{VMP}{DEP}$$

Donde:

VMP = Valor medio del píxel

DEP = Desviación estándar del píxel

5.9 Relación contraste ruido:

$$RCR_i = \frac{VMP_0 - VMP_i}{\sqrt{\frac{(DTP_0^2 + DTP_i^2)}{2}}}$$

Donde:

VMP_0 = Valor medio de píxel de la imagen sin filtro de AI

VMP_i = Valor medio de píxel de cada una de las imágenes con filtro de AI

DTP_0 = Desviación típica de píxel de la imagen sin filtro de AI

DTP_i = Desviación típica de píxel de cada una de las imágenes con filtro de AI

5.10 Coeficiente de determinación:

$$\rho^2 = 1 - \frac{\sigma_r^2}{\sigma^2}$$

Donde:

σ_r^2 = Varianza residual

σ^2 = Varianza de la variable dependiente

5.11 Inverso del cuadrado de la distancia:

$$\frac{I_1}{I_2} = \frac{d_2^2}{d_1^2}$$

Donde:

I = dosis

d = distancia

6. Pruebas de control de calidad para equipos de radiodiagnóstico digital

El uso de la radiación en medicina se convirtió en una herramienta indispensable para el diagnóstico y tratamiento de patologías, por lo que surgió la necesidad de actualizar la tecnología de los equipos de radiodiagnóstico para lograr mayor exactitud en las imágenes obtenidas y, con ello, mayor confianza y fidelidad en la interpretación.

Esta mejora se logró al reemplazar la técnica analógica con las digitales (computarizadas o directas) en los equipos de radiología; por esto, es de suma importancia realizarles diversas y estrictas pruebas de control de calidad, además de que su demanda ha aumentado, debido al mayor alcance para cubrir las diferentes necesidades y a que la secuencia de atención de las y los pacientes depende del producto que se genera en ellos.

Es necesario, mediante las comprobaciones correspondientes, verificar que los aspectos técnicos y las diferentes aplicaciones de los equipos se acoplen a las especificaciones y estándares establecidos por los entes reguladores nacionales e internacionales.

6.1 Listado de pruebas

Tabla 1. Listado de pruebas de control de calidad según categoría a evaluar

Categoría	Nombre de la prueba
Pruebas generales	<ol style="list-style-type: none"> 1. Inspección física 2. Verificación del indicador de distancia foco-receptor 3. Verificación de la coincidencia, alineación y centraje del campo de luz-campo de radiación, definición del campo luminoso, colimación y ortogonalidad del campo de radiación 4. Tamaño mínimo del campo 5. Presencia de artefactos 6. Calidad de la imagen
Pruebas para radiología computarizada	<ol style="list-style-type: none"> 1. Verificación de limpieza de chasis y fósforos

	<ol style="list-style-type: none">2. Efectividad en el ciclo de borrado3. Desvanecimiento de la imagen latente4. Ruido oscuro5. Uniformidad de la imagen6. Linealidad y propiedades de transferencia del sistema7. Errores de escala8. Resolución espacial de alto contraste9. Resolución espacial de bajo contraste10. Consistencia del índice de exposición
Pruebas para radiología digital	<ol style="list-style-type: none">1. Ruido oscuro y remanencia de la imagen previa2. Uniformidad de la imagen3. Uniformidad de resolución4. Función de respuesta del detector (propiedades de transferencia)5. Errores de escala6. Fallo en los elementos del detector (del)7. Elementos defectuosos del detector sin corregir8. Resolución espacial de alto contraste9. Resolución espacial de bajo contraste10. Constancia del índice de exposición

Fuente: Elaboración propia según estudio bibliográfico y contrastada con necesidades del ACCPR, 2020.

6.2 Pruebas generales

Existe una amplia gama de pruebas de control de calidad las cuales, dependiendo de la aplicación que se requiera evaluar, así como del tipo de tecnología que se esté valorando, variarán y responderán a un requerimiento específico; es decir, están las que son propiamente para equipos digitales directos y las que son solo para los indirectos, ya que hay ciertas características únicas para cada modalidad que requieren una evaluación específica.

A la vez, existen pruebas que se deben realizar a todos los equipos, independientemente de su tecnología y su funcionamiento, ya que comprenden aspectos generales que comparten los mismos y son de importante valoración por igual.

Dentro de las pruebas generales que son requisito para todos los equipos de radiodiagnóstico están:

- Inspección física del equipo
- Verificación del indicador de distancia foco-receptor
- Verificación de la coincidencia, alineación y centraje del campo de luz-campo de radiación, definición del campo luminoso, colimación y ortogonalidad del campo de radiación
- Tamaño mínimo del campo
- Presencia de artefactos
- Calidad de la imagen

6.2.1 Inspección física del equipo

Entre las pruebas generales de control de calidad, la inspección física es básica y, al mismo tiempo, de las más importantes, ya que permite una valoración inicial y ayuda a determinar el estado general del equipo y el de sus partes. No obstante, se suele pasar por alto su relevancia o restársele valor, debido a que no requiere ningún esfuerzo del evaluador; al ser de suma facilidad, se llega a realizar muy superficialmente, lo cual provoca que se pasen por alto aspectos relevantes.

Ante esto, debe procurarse llevar a cabo, a consciencia y con regularidad suficiente, ya que es la principal manera de detectar un fallo o la causa de este. En muchas ocasiones, permite evitar, sin costo, una situación que comprometa las tareas diarias por situaciones fácilmente prevenibles capaces de provocar que los equipos tengan que darse de baja.

Objetivo: Realizar una comprobación de la integridad externa de todos los componentes y accesorios del equipo.

Periodicidad: El personal de la ACCPR debe realizar esta prueba cada vez que se programa una visita de control anual. Se recomienda que su periodicidad en el servicio sea diaria. También, se debe realizar como prueba de aceptación del equipo.

Materiales necesarios

1. Bitácora de control
2. Equipo completo de rayos X

Procedimiento

1. Familiarizarse con el equipo de radiodiagnóstico sometido a prueba, sus controles y mandos.
2. Realizar una inspección visual con un examen previo exterior del estado de los componentes del equipo (mesa, soporte del tubo de rayos X, consola del generador, condiciones externas de los cables), prestando mayor atención al estado del receptor de imágenes, que este no esté quebrado, reventado o con alguna irregularidad.
3. Confirmar la estabilidad del equipo en posición libre e inmóvil, así como los movimientos de la gaveta portachasis y de la mesa radiológica, y el *bucky* de pared.
4. Corroborar que todos los elementos del equipo y sus superficies estén limpios.
5. Verificar que el sistema funciona y que el equipo operativo se encuentra en estado óptimo.
6. Llenar la hoja de información sobre la inspección física.

Rango de tolerancia: Todo el sistema debe encontrarse en estado funcional. Los movimientos y frenos del equipo deben trabajar correctamente, al igual que los controles e indicadores de la consola de mando del equipo.

Acciones por tomar: Cualquier anomalía detectada debe anotarse en bitácora y ser notificada, junto con el resto de los resultados, en el reporte final que se entrega al titular de la licencia.

Ficha resumen:

PRUEBA	INSPECCIÓN FÍSICA DEL EQUIPO
Prueba para radiología	Computarizada Digital
Periodicidad	Anual, para vista de la ACCPR Diaria, para el control de calidad del servicio
Materiales necesarios	Bitácora de control
Procedimiento	Realizar una inspección que verifique que el sistema se encuentra funcionando y que el estado operativo es óptimo.
Rango de tolerancia	Todo el sistema debe encontrarse en estado funcional.
Acciones por tomar	Anotar en la bitácora cualquier anomalía e informar al responsable del equipo.

6.2.2 Verificación del indicador distancia foco-receptor

Esta permite, como su nombre lo indica, corroborar que la distancia desde el punto focal en el tubo hasta el receptor de imagen es la indicada y que se encuentre dentro de un rango aceptable de tolerancia, con el fin de mantener la fiabilidad en las imágenes obtenidas y evitar, así, efectos de magnificación en ellas o distorsiones que dificulten su interpretación o, también, que se puedan generar falsos positivos en la interpretación de patologías.

En la mayoría de los equipos, la distancia foco-receptor está estandarizada en 100 cm, por lo que se comprueba mediante la cinta métrica con que cuenta el equipo o con el indicador digital del tubo.

Objetivo: Evaluar el indicador de distancia fuente-receptor de imagen, para comprobar que las escalas indicadoras sean confiables.

Periodicidad: El personal de la ACCPR debe realizar esta prueba cada vez que se programe una visita de control anual, antes de comenzar con el cronograma de pruebas. Se recomienda que, de igual forma, su periodicidad en el servicio sea anterior a los controles de calidad. También, se debe realizar como prueba de aceptación del equipo.

Materiales necesarios

1. Cinta métrica, o indicador de distancia ubicado en el tubo

Procedimiento

1. Se coloca el tubo a 100 cm, ya sea de forma manual o automática
2. Se corrobora la distancia con la cinta métrica

Rango de tolerancia: La distancia medida debe estar dentro de un $\pm 0,5$ cm del valor indicado, es decir 100 cm. En el caso de los equipos que cuenten con un indicador automático, se debe corroborar la misma.

Acciones por tomar: Cualquier anomalía detectada debe ser anotada en la bitácora e informada, junto con el resto de los resultados, en el reporte final que se entrega al titular de la licencia.

Ficha resumen:

PRUEBA	VERIFICACIÓN DEL INDICADOR FOCO-RECEPTOR
Prueba para radiología	Computarizada Digital
Periodicidad	Anual, para vista de la ACCPR Antes de comenzar con el control de calidad del servicio

Materiales necesarios	Cinta métrica
Procedimiento	Con la cinta métrica incluida en el equipo o el indicador que posee este en su tablero, se establece una distancia foco-superficie de 100 cm de la mesa. Mediante el uso de una cinta métrica externa, se corrobora que la distancia programada concuerde con lo medido.
Rango de tolerancia	La distancia medida debe ser de 100 cm exactos.
Acciones por tomar	Anotar en bitácora cualquier anomalía e informar al responsable del equipo.

6.2.3 Verificación de la coincidencia, alineación y centraje del campo de luz-campo de radiación, definición del campo luminoso, colimación del campo de radiación y ortogonalidad del rayo central

Las pruebas geométricas en la adquisición de imágenes son necesarias para asegurar su calidad, ya que determinan, con certeza, que la anatomía por explorar se reflejará sin alteraciones geométricas, como lo puede provocar la discrepancia entre el centraje del campo luminoso, con el que se planifica la exposición y el campo que será irradiado, o un error en la alineación del campo alterada por un fallo en los colimadores (bloqueadores de radiación dentro del campo).

La mayor parte de las pruebas geométricas tienen la posibilidad de agruparse para su estudio en una sola exposición, de la cual se obtiene la información para la verificación de distintos parámetros geométricos; por lo tanto, para efectos de la presente guía, se enlistarán los pasos para la obtención de una única exposición, por lo que se revisarán con detalle los siguientes aspectos:

- La coincidencia del campo de luz y el campo de radiación: permite confirmar que el campo que se planifica explorar coincide con la zona por irradiar.

- La alineación y centraje del campo de luz y el campo de radiación: es necesario confirmar que no haya una alteración entre ambos que genere perturbación en la imagen generada.
- La definición del campo luminoso: es importante que esté correctamente definido y visible para su uso adecuado como herramienta en la toma de imágenes.
- La colimación del campo de radiación: es importante que los colimadores, como bloqueadores del campo de radiación, funcionen de manera apropiada, para evitar un bloqueo en áreas que se planean explorar, así como una irradiación innecesaria al paciente.
- La ortogonalidad del campo de radiación: es determinante conocer si la perpendicularidad del haz de radiación se mantiene, ya que, al perderse, puede provocar variaciones en la imagen, como magnificaciones de estructuras anatómicas que posteriormente afectarán las mediciones de estas.

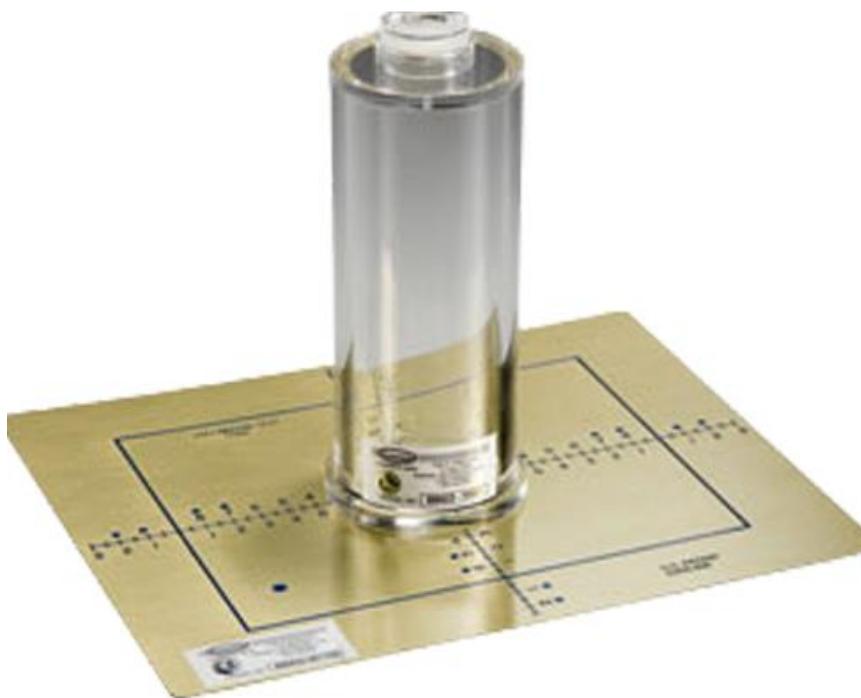
Objetivo: Comprobar la definición del campo luminoso, la coincidencia y la alineación de este y el campo de radiación, así como la colimación y ortogonalidad de este último.

Periodicidad: El personal de la ACCPR debe realizar esta prueba cada vez que se programa una visita de control anual. Se recomienda que su periodicidad en el servicio sea a criterio del encargado. También, se debe realizar como prueba de aceptación del equipo.

Materiales necesarios:

1. Equipo de rayos X
2. Bitácora de control
3. Receptor de imágenes
4. Programa de visualización de imágenes
5. Herramienta de medición de longitud y herramienta de medición de nivel
6. Fotómetro (luxómetro)
7. Lámina o placa de coincidencia campo luminoso/campo de radiación
8. Cilindro de centraje de metacrilato

Figura 1. Fantoma RMI Modelo 161B/162A.



Fuente: PEO Radiation Technology, 2018.

Procedimiento

1. Ajustar los mismos parámetros, voltajes y condiciones de visualización de la prueba de aceptación.
2. Hay que asegurar que el tubo y la mesa estén bien nivelados.
3. Posicionar el receptor de imágenes sobre la mesa y centrar el campo de luz.
4. Colocar el tubo perpendicularmente a una distancia de 100 cm con respecto al receptor de imágenes para la prueba del campo de radiación.
5. Colocar la placa de coincidencia directamente sobre el receptor de imágenes, para evitar magnificación; además, su centro debe coincidir con el centro del campo de luz, por encima del sobre de la mesa. Además, se debe ubicar el cilindro de centraje sobre el centro de la placa de coincidencia. Deben coincidir el marcador del centro del cilindro con el centro de la placa
6. Ajustar los ejes del campo de luz para que coincidan con el centro de la lámina y se ajusten los colimadores a los bordes de esta.
7. Disparar 5mAs con 50kV para obtener la imagen de prueba.
8. Realizar la prueba con el foco grueso.

9. En el caso de radiología computarizada (indirecta), tras la primera exposición, abrir los colimadores y hacer otra con 60kV y 1mAs.
10. Verificar la diferencia entre el borde del campo de radiación y el borde de la placa de coincidencia.
11. Medir la distancia desde la luz central del detector hasta los bordes del campo de luz.
12. Determinar las desviaciones tanto en dirección horizontal como vertical.
13. Apagar la luz ambiente y medir con el luxómetro el valor correspondiente al campo visual.
14. Usar las herramientas de medición del programa instalado en el lugar de trabajo.
15. En la hoja de datos, registrar: la fecha de la prueba, identificación del equipo de rayos X encargado de realizar la prueba y los datos de desviación del campo de radiación con respecto al campo de luz.

Rango de tolerancia

- Coincidencia del campo de luz y el campo de radiación: la desviación entre el campo de luz y la zona irradiada en el receptor de imagen no debe exceder el 2 % de la distancia foco-receptor (100 cm) en cada una de sus direcciones.
- Alineación y centrado del campo: la diferencia en la alineación del campo irradiado y el campo luminoso debe ser menor al 2 % de la distancia foco-receptor, en todas las direcciones. La desviación del centrado del campo de radiación con el centro del haz luminoso no debe exceder el +-1% de la distancia foco-receptor.
- Definición del campo luminoso: la simetría del campo se determina aceptable si la diferencia entre el centro del campo de luz a cada uno de los bordes es menor a 1 cm para una distancia foco-receptor de 100 cm (un 1 % de desviación con la distancia foco-receptor). La iluminación del campo debe ser mayor a la iluminación ambiente y la penumbra de los bordes no debe exceder 1 cm la estimación visual, el valor de la iluminación con la luz ambiente apagada no debe ser menor a los 50 lux.

- Colimación del campo de radiación: la desviación debe ser menor al 2 % de la distancia foco-receptor en cada dirección. La suma total de las diferencias no debe exceder el 3 % de la distancia foco-receptor.
- Ortogonalidad del rayo central: la imagen del punto de la base superior del cilindro de centraje debe estar dentro del círculo interno; la desviación no debe ser superior a 1,5° de desviación del centro de la imagen de la placa metálica.

Acciones por tomar: Cualquier anomalía detectada debe ser anotada en la bitácora e informada junto con el resto de los resultados en el reporte final que se entrega al titular de la licencia.

Ficha resumen:

PRUEBA

VERIFICACIÓN DE LA COINCIDENCIA, ALINEACIÓN Y CENTRAJE DEL CAMPO DE LUZ-CAMPO DE RADIACIÓN, DEFINICIÓN DEL CAMPO LUMINOSO, COLIMACIÓN DEL CAMPO DE RADIACIÓN Y ORTOGONALIDAD DEL RAYO CENTRAL

Prueba para radiología	Computarizada Digital
Periodicidad	Anual, para vista de la ACCPR. Según criterio del encargado del control de calidad del servicio.
Materiales necesarios	<ul style="list-style-type: none"> - Bitácora de control - Herramientas de medición de longitud y nivel - Placa de coincidencia y cilindro de centraje - Fotómetro
Procedimiento	1. Colocar la placa de coincidencia con el cilindro de centraje sobre el receptor de imágenes, su centro debe coincidir con el centro del campo de luz, por encima del sobre de la mesa a 100 cm de distancia del foco.

	<ol style="list-style-type: none"> 2. Ajustar los ejes del campo de luz con los de la placa de coincidencia y cerrar los colimadores hasta el borde la placa. 3. Realizar un disparo de 5mAs con 50kV. 4. Comparar el campo irradiado con el delineado por la lámina. 5. Determinar las desviaciones en dirección horizontal y vertical. 6. Con la luz ambiente apagada mida la iluminación del campo visual. 7. Registrar datos obtenidos en la bitácora de control.
Rango de tolerancia	Desviación no debe exceder el 2 % en cada dirección para la coincidencia, y la alineación y centrado del campo y la colimación. La simetría del campo no debe tener una desviación mayor al 1 %. La iluminación debe ser mayor a 50 lux. La desviación en la ortogonalidad no debe superar 1,5°.
Acciones por tomar	Anotar en la bitácora cualquier anomalía e informar al responsable del equipo.

6.2.4 Tamaño mínimo del campo

El campo de radiación es muy importante, ya que representa el área a irradiar y permite delimitar la zona de interés, lo que genera mayor detalle en la imagen producida y disminuye la radiación que el o la paciente pueda recibir en áreas circundantes. Por esta razón, es de sumo valor comprobar que se encuentra dentro de los parámetros de aceptación y se corrobora el correcto funcionamiento de los colimadores, para garantizar confiabilidad en la imagen producida y, por ende, un diagnóstico fiable y óptimo en correspondencia con la patología del paciente.

Objetivo: Comprobar el tamaño del campo de radiación para verificar el buen estado de los colimadores y su simetría, así como garantizar, de esta manera, que el campo de radiación elegido coincidirá con el área por irradiar y con la imagen mostrada.

Periodicidad: El personal de la ACCPR debe realizar esta prueba cada vez que se programa una visita de control anual. Se recomienda que su periodicidad en el servicio sea a criterio de la persona encargada. También, se debe realizar como prueba de aceptación del equipo.

Materiales necesarios

1. Equipo de rayos X
2. Receptor de imágenes
3. Herramienta de medición

Procedimiento

1. Colocar el tubo a la distancia estándar de 100 cm.
2. Situar el receptor de imágenes sobre la mesa.
3. Realizar dos exposiciones:
4. La primera, con los colimadores longitudinales abiertos en su totalidad y los transversales completamente cerrados.
5. La segunda, con los colimadores invertidos, es decir, los longitudinales cerrados y los transversales abiertos.
6. Medir con la herramienta de medición los márgenes de la imagen formada.

Rango de tolerancia: La imagen obtenida debe tener los márgenes, tanto de largo como de ancho, iguales o menores a 5 cm.

Acciones por tomar: Cualquier anomalía detectada debe ser anotada en la bitácora e informada junto con el resto de los resultados en el reporte final que se entrega al titular de la licencia.

Ficha resumen:

PRUEBA	TAMAÑO MÍNIMO DEL CAMPO
Prueba para radiología	Computarizada Digital

Periodicidad	Anual, para vista de la ACCPR Según criterio de la persona encargada del control de calidad del servicio
Materiales necesarios	Herramienta de medición
Procedimiento	<ol style="list-style-type: none"> 1. Se coloca el tubo a 100 cm. 2. Se coloca el detector sobre la mesa. 3. Se realizan dos exposiciones con uno de los colimadores abierto y el otro cerrado; después otra exposición de forma inversa.
Rango de tolerancia	≤ 5 cm de longitud ≤ 5 cm de ancho
Acciones por tomar	Anotar en la bitácora cualquier anomalía e informar al responsable del equipo.

6.2.5 Presencia de artefactos o artificios

Un artefacto en la imagen radiológica resulta ante la presencia de un objeto desconocido o extraño en ella, así como cualquier estructura o representación que tenga una diferencia de densidad que pueda afectar el diagnóstico clínico, ya que interfiere con la representación de las estructuras y patologías.

Es por ello por lo que resulta esencial realizar un control de calidad que garantice la visualización correcta de la imagen radiológica y que permita una valoración completa sin interferencias de ningún tipo que se puedan ver reflejadas en un falso positivo, un diagnóstico errado o en la necesidad de repetir la radiografía, lo cual representa una irradiación innecesaria para los y las pacientes.

Objetivo: Garantizar que la imagen producida esté libre de artefactos asegurando su viabilidad, disminuye el riesgo de interferencias de manera que se pueda afianzar el diagnóstico clínico y, a su vez, vela por la protección radiológica del paciente.

Periodicidad: El personal de la ACCPR debe realizar esta prueba cada vez que se programa una visita de control anual. Se recomienda que su periodicidad en el servicio sea anual. También se debe realizar como prueba de aceptación del equipo.

Materiales

1. Equipo de rayos X
2. Receptor de imágenes
3. Programa de visualización de imágenes
4. Un fantoma o lámina PMMA

Procedimiento

1. Emular los parámetros, voltajes y condiciones de visualización de la prueba de aceptación.
2. Colocar el fantoma lo más cercano posible al receptor de imagen.
3. Verificar que el centro coincida con el campo de luz.
4. Hay que asegurar que todos los dispositivos estén limpios y sin presencia de polvo o partículas que puedan interferir con el resultado en la imagen.
5. Se realiza un disparo para obtener una imagen de prueba, ya sea dentro o fuera de *bucky* de mesa o pared, con un aproximado de 70 kV.
6. Se verifica que no haya presencia de artefactos en la imagen adquirida.

Rango de tolerancia: No deben existir artefactos en la imagen obtenida; debe estar libre de estructuras de cualquier tamaño, nitidez de bordes o diferencia de densidad que difieran en relación con el área circundante.

Acciones por tomar: Cualquier anomalía detectada debe ser anotada en la bitácora e informada junto con el resto de los resultados en el reporte final que se entrega al titular de la licencia.

Ficha resumen:

PRUEBA	PRESENCIA DE ARTEFACTOS O ARTIFICIOS
Prueba para radiología	Computarizada Digital
Periodicidad	Anual, para vista de la ACCPR

Anual para el control de calidad del servicio		
Materiales necesarios		Fantoma o lámina PMMA
Procedimiento (paso a paso)		<ol style="list-style-type: none"> 1. Ajustar los mismos parámetros y condiciones de la prueba de aceptación. 2. Colocar el fantoma lo más cercano al receptor de imagen. 3. Verificar la coincidencia con el campo de luz. 4. Asegurar la limpieza del fantoma y los dispositivos por usar. 5. Realizar una adquisición de imagen de prueba. 6. Revisar presencia de artefactos.
Rango de tolerancia	de	No debe haber presencia de artefactos en la imagen.
Acciones por tomar	por	Anotar en bitácora cualquier anomalía e informar al responsable del equipo.

6.2.6 Calidad de la imagen

La calidad de una imagen generada por un equipo de rayos X debe cumplir el objetivo principal de la exploración y en ser diagnóstica; su valor es apoyar al clínico y, para eso, es necesario comprobar que los parámetros que se utilizan lo cumplen. Comprobar la calidad de la imagen conlleva, por lo tanto, verificar dentro del banco de imágenes, adquiridas con un equipo determinado, que las exposiciones tienen calidad suficiente para poder visualizar correctamente las estructuras anatómicas en estudio.

Dentro de lo que permite la exploración con rayos X, hay una gran gama de densidades y es posible valorar una variedad amplia en la radiografía de tórax, ya que deben revisarse desde espacios poco densos como el entramado bronquial hasta de gran densidad como huesos y la silueta cardiaca y densidades intermedias, como tejidos vasculares.

Por otro lado, para la visualización concreta de tejidos óseos es posible utilizar una radiografía de rodilla lateral, que permite evaluar tanto densidades óseas como las de los tejidos blandos circundantes.

Ambas son regiones de alta demanda para su exploración en los equipos de radiodiagnóstico. Es por esto por lo que dichas radiografías son de gran valor para verificar la calidad que se obtiene en un determinado equipo.

Objetivo: Comprobar que la calidad de la imagen es suficiente para el diagnóstico médico.

Periodicidad: El personal de la ACCPR debe realizar esta prueba cada vez que se programa una visita de control anual. Se recomienda que su periodicidad en el servicio sea trimestral o semestral. También, se debe realizar como prueba de aceptación del equipo.

Materiales necesarios

1. Bitácora de control
2. Programa de interpretación de imágenes
3. Monitor de visualización de imágenes
4. Imágenes de tórax PA
5. Imágenes de rodilla lateral

Procedimiento

1. Seleccionar cinco pacientes que se hayan realizado una radiografía de tórax en posición posteroanterior (PA).

Figura 2. Imagen de una radiografía de tórax PA



Fuente: Samei, 2005.

2. Realizar una evaluación de la calidad de la imagen utilizando la lista de verificación siguiente:
 - Contraste general
 - La exploración fue realizada en inspiración profunda:
 - se visualizan seis costillas anteriores y diez posteriores por encima de las cúpulas diafragmáticas.
 - No hay rotación del tórax:
 - los procesos espinosos de las vértebras dorsales son equidistantes a los bordes interiores de la clavícula.
 - Visualización correcta de estructuras anatómicas:
 - el borde medial de las escápulas es proyectado fuera de los campos pulmonares;
 - los campos pulmonares completos, desde la séptima vértebra cervical hasta los ángulos costofrénicos;
 - nitidez de la tráquea, bronquios principales, bordes del corazón y de ambos hemidiafragmas;
 - los vasos pulmonares y el contorno mediastinal son visibles a través de la silueta cardiaca;
 - la columna dorsal baja es levemente percibida con visualización de los espacios intervertebrales.
 - La imagen fue adquirida en respiración suspendida:
 - nitidez de los vasos de los vasos periféricos.
 - La calidad de la imagen es aceptable para el propósito clínico.

3. Seleccionar cinco imágenes de rodilla en posición lateral.

Figura 3. Imagen de una radiografía lateral de rodilla



Fuente: Samei, 2005.

4. Realizar una evaluación de la calidad de la imagen utilizando la lista de verificación siguiente:
 - Contraste general
 - Nitidez en bordes de estructuras óseas
 - Visualización correcta de las estructuras anatómicas
 - el detalle trabecular;
 - tejido óseo completo y tejidos blandos proximales a la articulación.
5. Registrar la lista de verificación en la bitácora.

Rango de tolerancia: Las imágenes deben considerarse diagnósticas y permitir la visualización aceptable de las diferentes estructuras anatómicas exploradas; de no ser así, se deben investigar las razones.

Acciones por tomar: Cualquier anomalía detectada debe ser anotada en bitácora e informada junto con el resto de los resultados en el reporte final que se entrega al titular de la licencia.

Ficha resumen:

PRUEBA		CALIDAD DE LA IMAGEN
Prueba para radiología		Computarizada Digital
Materiales necesarios		Bitácora de control Programa de interpretación de imágenes
Periodicidad		Anual, para vista de la ACCPR Trimestral o semestral para el control de calidad del servicio
Procedimiento		<ol style="list-style-type: none"> 1. Seleccionar cinco radiografías de tórax posteroanterior. 2. Evaluar la calidad de la imagen: el contraste general, rotación del tórax, inspiración profunda y sostenida, visualización correcta de estructuras anatómicas y si permite valoración diagnóstica. 3. Seleccionar cinco la radiografías laterales de rodilla. 4. Evaluar la calidad de la imagen: contraste, nitidez y visualización correcta de estructuras anatómicas. 5. Registrar datos en bitácora.
Rango de tolerancia	de	Las imágenes deben ser diagnósticas y permitir valoración de las estructuras anatómicas en estudio.
Acciones tomar	por	Anotar en la bitácora cualquier anomalía e informar al responsable del equipo.

6.3 Pruebas para radiología computarizada

Los equipos de radiología computarizada requieren de pruebas específicas para los receptores de imágenes que consisten en *cassettes* plásticos especialmente diseñados, denominados chasis, los cuales contienen las pantallas de fósforo que, junto con la radiación incidente, permiten obtener una imagen después de seguir el adecuado procesamiento. Dichas pantallas de fósforo, comúnmente llamadas solo “fósforos”, deben estar bajo una vigilancia continua que permita verificar si se encuentran en estado óptimo para la adquisición de imágenes médicas diagnósticas.

Es importante un control de calidad diferenciado de los que se realizan en la tecnología analógica ya que son receptores de imagen con una constitución interna distinta, a pesar de su similitud externa. Además, la recolección de datos del fósforo conlleva un procesamiento diferenciado por lo que deben evaluarse los parámetros específicos para esta tecnología.

Para definir la técnica radiográfica se utiliza un multilector de kV, tiempo y kerma. De modo que, cuando esté indicada una dosis dada μGy , se debe colocar sobre la mesa este equipo de medición y tras realizar los disparos necesarios se definirá la técnica en Kv y mAs que se utilizará en cada prueba comprobando con el multilector que se está aplicando la dosis indicada.

A la hora de realizar valoraciones cualitativas se debe tener en cuenta que los criterios expuestos están íntimamente sujetos al juicio de la persona evaluadora por lo que en los textos consultados las personas expertas recomiendan que sea un equipo evaluador, de varios observadores, la persona que recopile los criterios y promedie el resultado de la prueba, así se garantiza una evaluación menos subjetiva y más reproducible.

Las pruebas de control de calidad para la evaluación de receptores de imagen en radiología computarizada son:

- Verificación de limpieza de chasis y fósforos
- Efectividad en el ciclo de borrado
- Desvanecimiento de la imagen latente
- Ruido oscuro
- Uniformidad de la imagen
- Linealidad y propiedades de transferencia del sistema

- Errores de escala
- Resolución espacial de alto contraste
- Resolución de bajo contraste
- Consistencia del índice de exposición

6.3.1 Verificación de limpieza de los chasis y fósforos

Los fósforos son chasis desarmables formados por dos caras plásticas engranadas, disponen de una apertura por donde ingresa la lámina de soporte con la pantalla de fósforo fotoestimulable.

Los chasis de fósforo se pueden contaminar con bacterias o impurezas en su manipulación diaria al estar en contacto con pacientes y sus fluidos corporales, al realizarse la lectura del fósforo o, inclusive, que a la hora de la descontaminación externa ingresen líquidos no deseados por sus ranuras hasta alcanzar la pantalla. El momento de la lectura es uno de los que más favorecen la contaminación, ya que, al volver a ingresar el fósforo a la carcasa este arrastra consigo gran cantidad de impurezas y las deposita dentro del chasis.

La periodicidad en la limpieza de los fósforos es muy variada y depende mayormente del uso que se les dé. Debe ser definida por el personal a cargo de los controles de calidad o la jefatura, estar establecida en el Manual de Procedimientos del Servicio y mantenerse registrada en bitácoras.

El buen estado de las pantallas y los chasis es el primer eslabón en la cadena que garantiza la calidad de la imagen, de ahí la importancia en el cumplimiento de los procesos de limpieza.

Además, cada uno de los chasis debe contar con una caracterización que permita identificarlo y, a la vez, relacionarlo con la pantalla de fósforo correspondiente, de modo que cualquier prueba o daño en una pantalla o chasis pueda ser fácilmente rastreado.

Objetivo: Verificar que se esté realizando el proceso de limpieza con una periodicidad y eficacia suficientes para garantizar el buen estado de los chasis y las pantallas de fósforo, además de su correcta identificación.

Periodicidad: el personal del ACCPR debe realizar esta prueba cada vez que se programa una visita de control. La periodicidad de la limpieza estará definida en el Manual de Procedimientos del servicio según el uso de los chasis.

Materiales necesarios

1. Bitácora de control de la ACCPR
2. Bitácoras de limpieza del servicio
3. Todos los chasis de fósforo
4. Programa visualizador de imágenes

Procedimiento

1. Corroborar que cada uno de los chasis esté rotulado con un número de identificación que coincida con la rotulación de las pantallas.
2. Al desmontar los chasis, la felpa interna debe estar en buenas condiciones, sin levantamientos, grumos ni suciedad acumulada.
3. En las pantallas se debe verificar visualmente que no haya suciedad, manchas ni hongos por humedad.
4. Realizar una lectura del fósforo sin exposición donde se valore la presencia de impurezas.
5. Verificar las bitácoras de limpieza de los chasis donde se corrobore que se lleva a cabo el proceso por parte del personal según la periodicidad establecida en el servicio.

Rango de tolerancia: Se debe contar con una bitácora donde se pueda corroborar la limpieza de los fósforos y los chasis, según la periodicidad establecida en el manual de procedimientos.

En las pantallas de fósforo y en las imágenes no debe presentarse ningún rastro de hongos, suciedad o manchas.

Todos los conjuntos chasis-pantalla deben estar bien identificados, de manera visible y clara.

Acciones por tomar: Cualquier anomalía detectada debe ser anotada en bitácora e informada junto con el resto de los resultados en el reporte final.

Ficha resumen:

PRUEBA	VERIFICACIÓN DE LIMPIEZA DE CHASIS Y FÓSFOROS.
Prueba para radiología	Computarizada
Periodicidad	Anual. Según visita de control
Materiales necesarios	Bitácora de control Bitácora de limpieza Todos los chasis de fósforo Programa de visualización de imágenes.
Procedimiento	<ol style="list-style-type: none"> 1. Verificar la correcta identificación del conjunto chasis-pantalla. 2. Verificar que se esté realizando periódicamente la correcta limpieza de los chasis y los fósforos. 3. Verificar que tanto la pantalla como la lectura de la imagen expuesta estén libres de hongos, suciedad y manchas.
Rango de tolerancia	No debe existir rastros de impurezas en la pantalla ni en la imagen. Todos los conjuntos chasis-pantalla deben estar clara y visiblemente identificados.
Acciones por tomar	Anotar en bitácora cualquier anomalía e informar al responsable del equipo.

6.3.2 Efectividad en el ciclo de borrado

Los fósforos dependen de un equipo de lectura para eliminar los restos de estimulación de los electrones que podrían haber recibido del tubo o de la radiación ambiente y así evitar la formación de imágenes sobrepuestas al realizar una nueva adquisición.

Este equipo de lectura trabaja por medio de un láser que recorre con una luz intensa la totalidad de la pantalla de fósforo con el objetivo de regresar los electrones a su estado base y dejar preparado el equipo para una nueva exposición. Si existiera algún fallo en este proceso o en alguno de los componentes, quedarán restos de la imagen anterior generando imágenes con sombras de fondo o imágenes superpuestas y, por ende, la repetición del estudio o un mal diagnóstico.

Objetivo: Corroborar el borrado adecuado de la imagen previa en cada uno de los fósforos, de manera que no queden rastros de la imagen residual posterior a su lectura.

Periodicidad: El personal del ACCPR debe realizar esta prueba cada vez que se programa una visita de control. Se recomienda que su periodicidad sea anual, así como realizarla como prueba de aceptación del equipo.

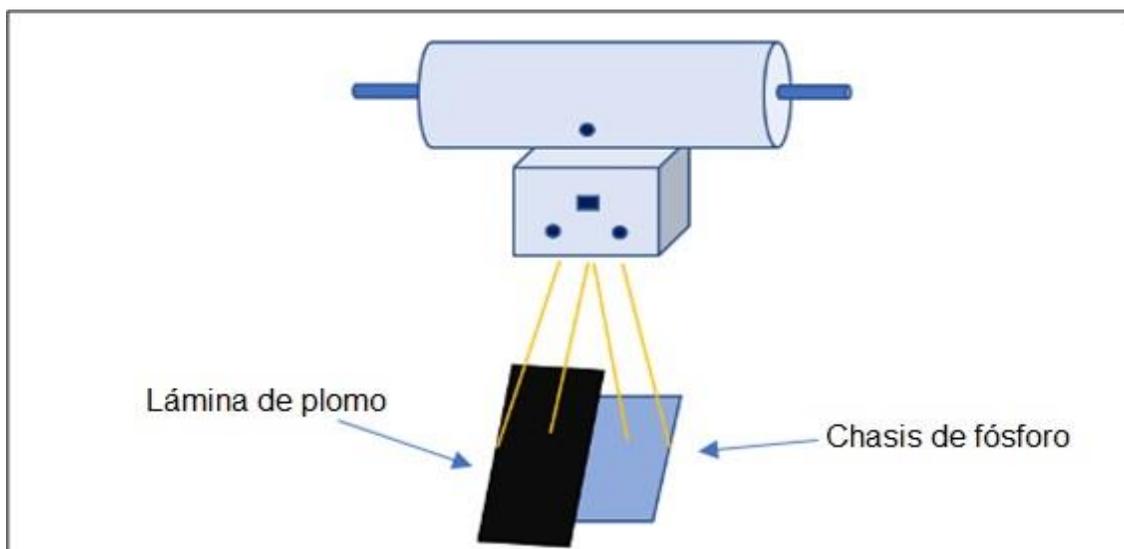
Materiales necesarios

1. Todos los chasis de fósforo
2. Lámina de plomo
3. Programa visualizador de imágenes
4. Lector de chasis de radiología computarizada
5. Equipo de rayos X

Procedimiento

1. Colocar el tubo de rayos X a 180 cm de distancia del chasis de fósforo.
2. Centrar el chasis con el centro del haz de rayos X.
3. Colocar una lámina de plomo sobre el chasis de modo que esta cubra la mitad del fósforo.

Figura 4. Configuración del equipo para la prueba de efectividad del ciclo de borrado



Fuente: Fleitas, 2017.

4. Ajustar los colimadores de modo que abarquen la totalidad del chasis.
5. Realizar un disparo con 80 kV y 30 mAs.
6. Leer el fósforo e identificar la imagen. La lectura se debe realizar en los siguientes parámetros:
 - Agfa: 200, tipo de examen System Diagnostic, método de procesamiento flat field
 - Kodak: modo de lectura Pattern
 - Konica: QC-S value
 - Fuji: modo de lectura semi-auto, L=1.
7. Retirar la lámina de plomo y realizar un disparo con 80 kVp y 1.5 mAs.
8. Leer el fósforo con los parámetros de lectura de la imagen anterior.
9. Ajustar un ancho de ventana estrecho y corroborar que en la segunda imagen no se vean rastros de la lámina plomada utilizada en la imagen anterior.
10. De observarse la lámina de plomo, se debe medir el valor del píxel.

Rango de tolerancia: Al revisar la segunda imagen con un ancho de ventana estrecho no debe observarse rastros de la imagen que se realizó con la lámina plomada. En caso de observarse, la diferencia entre ambos valores de exposición no debe ser mayor a 5 %.

Acciones por tomar: Cualquier anomalía detectada debe ser anotada en bitácora e informada en el reporte final.

Ficha resumen:

PRUEBA	EFFECTIVIDAD EN EL CICLO DE BORRADO
Prueba para radiología	Computarizada
Materiales necesarios	Lámina de plomo Todos los chasis de fósforo Equipo de rayos X Lector de CR Programa de visualización de imágenes
Procedimiento	<ol style="list-style-type: none"> 1. Colocar el tubo a una DFR de 180 cm. 2. Colocar el chasis sobre la mesa con una lámina plomada que cubra la mitad del fósforo y ajustar la colimación de manera que abarque todo el chasis. 3. Realizar un disparo con 80 kVp y 30 mAs y leer el fósforo. 4. Quitar la lámina, realizar otro disparo con 80 kVp y 1,5 mAs y leer el fósforo. 5. Ajustar el ancho de ventana para corroborar que no haya rastros de la imagen de la lámina de plomo.
Periodicidad	Anual. Según visita de control.
Rango de tolerancia	No debe observarse rastros de la imagen que se realizó con la lámina plomada. En caso de observarse, la diferencia entre ambos valores de exposición no debe ser mayor a 5 %.
Acciones por tomar	Anotar en bitácora cualquier anomalía e informar al responsable del equipo.

6.3.3 Desvanecimiento de la imagen latente

En algunos casos la imagen adquirida en un chasis de radiología computarizada no se logra leer inmediatamente, ya sea porque se trata de una radiografía portátil que se encuentra a una distancia considerable del equipo lector, o un estudio de múltiples

imágenes que conlleva mucho tiempo de atención, lo cual retrasa su lectura. Otras razones podrían ser un fallo en el equipo lector o en la conexión de red.

Como se puede observar, podrían ser múltiples los factores que limiten la lectura inmediata de un chasis de fósforo posterior a la exposición. Por esta razón, es necesario asegurar que la imagen adquirida se mantenga latente el tiempo suficiente para no sufrir una pérdida importante de la información ya que podría significar la repetición del estudio. Es por esta razón que la prueba está ampliamente recomendada para los chasis utilizados en la realización de radiografías portátiles.

Objetivo: Garantizar que la imagen latente se mantenga a través de un tiempo considerable sin sufrir una pérdida importante de información.

Periodicidad: El personal de la ACCPR debe realizar esta prueba cada vez que se programa una visita de control. Se recomienda que su periodicidad en el servicio sea anual. También se debe realizar como prueba de aceptación del equipo.

Materiales necesarios

1. Todos los chasis de fósforo
2. Equipo de rayos X
3. Programa visualizador de imágenes
4. Lector de chasis de radiología computarizada
5. Multilector de kV, tiempo y kerma

Procedimiento

1. Colocar el tubo a una distancia de 100 cm con respecto al receptor de imagen.
2. Ajustar los colimadores al tamaño completo del chasis de fósforo.
3. Realizar una exposición con una técnica de 80 kV y 10 μ Gy.
4. Esperar 1 minuto y proceder a leer el fósforo, los parámetros de lectura son irrelevantes.
5. Realizar un ROI en el centro de la imagen, de aproximadamente 3 cm x 3 cm, y obtener el valor del píxel.
6. Volver a exponer el chasis con las mismas condiciones de la imagen anterior.

7. Esperar 10 minutos y proceder a leer el fósforo. Los parámetros de lectura son irrelevantes, pero deben coincidir con los utilizados en la lectura del paso 4.
8. Realizar un ROI en el centro de la imagen, de aproximadamente 3 cm x 3 cm, lo más similar posible al realizado en el paso 5, y obtener el valor del píxel.

Rango de tolerancia: se debe ajustar el rango de tolerancia según las especificaciones de cada fabricante, sin embargo, se espera no registrar pérdidas importantes del valor medio del píxel entre una imagen y la otra, ni un aumento significativo en el ruido.

Acciones por tomar: Cualquier anomalía detectada debe ser anotada en bitácora e informada junto con el resto de los resultados en el reporte final que se entrega al titular de la licencia.

Ficha resumen

PRUEBA		DESVANECIMIENTO DE LA IMAGEN LATENTE
Prueba para radiología	para	Computarizada
Periodicidad		Anual. Según visita de control. Anual para el control de calidad del servicio.
Materiales necesarios		Todos los chasis de fósforo Equipo de rayos X Lector de CR Programa de visualización de imágenes
Procedimiento		1. Colocar el tubo a una DFR de 100 cm. 2. Realizar una exposición al fósforo, esperar 1 minuto y leer chasis. 3. Realizar una segunda exposición, esperar 10 minutos y leer el chasis. 4. En ambas imágenes se mide un ROI de 3 cm x 3 cm en el centro de la imagen.
Rango de tolerancia	de	No debe haber pérdidas importantes en el valor medio del píxel ni aumentos en el ruido.
Acciones por tomar	por	Anotar en bitácora cualquier anomalía e informar al responsable del equipo.

6.3.4 Ruido oscuro (*Dark noise*)

La imagen de un sistema de radiología computarizada depende íntimamente del ruido inherente al que se exponen los chasis de fósforo.

El ruido inherente es aquel que se genera en los dispositivos electrónicos como consecuencia de su naturaleza física y es aleatorio; sin embargo, siempre está presente y tiene un impacto importante en la calidad de la imagen obtenida. En otras palabras, se podría decir que el ruido oscuro es una señal que el fósforo recibe aun cuando no está siendo expuesto a ninguna fuente de radiación, más que la emitida por la naturaleza de sus componentes. Este ruido puede provenir de los componentes electrónicos o de los elementos del sistema lector durante el escaneo de los fósforos.

Para poder garantizar una adecuada calidad de imagen, apta para el diagnóstico, se debe tomar en cuenta la valoración del ruido de fondo, o ruido oscuro, de este modo se puede confirmar que los chasis no están siendo expuestos a altas señales que podrían distorsionar las imágenes obtenidas, lo que degradaría la calidad diagnóstica.

Estas alteraciones en la imagen afectan directamente la resolución y pueden provocar artefactos en la imagen que generarían diagnósticos erróneos y la doble irradiación al paciente en la repetición del estudio.

Objetivo: Corroborar que los niveles de ruido oscuro a los cuales se expone a los fósforos no son lo suficientemente altos como para afectar la calidad de las imágenes, es decir, que se encuentra bajo el umbral recomendado.

Periodicidad: El personal de la ACCPR debe realizar esta prueba cada vez que se programa una visita de control anual. Se recomienda que su periodicidad en el servicio sea mensual. También se debe realizar como prueba de aceptación del equipo.

Materiales necesarios

1. Bitácora de control de la ACCPR
2. Lector de chasis de radiología computarizada
3. Todos los chasis de fósforo
4. Programa visualizador de imágenes

Procedimiento

1. Elegir los chasis que van a ser evaluados.
2. Efectuar un proceso de borrado a los chasis elegidos.
3. Procesar una lectura de los fósforos borrados anteriormente según los siguientes parámetros de lectura:
 - Agfa: $S = 800$,
tipo de examen: System Diagnosis,
método de procesado: Flat Field.
 - Kodak: modo Pattern
 - Konica: modo de lectura: Fix.
Si es un Regius 190: QC-S Value.
 - Fuji: modo de lectura: Fixed,
 $S = 10000$
 $L = 1$.
4. Realizar una inspección visual de cada una de las imágenes, modificando el ancho y el nivel de ventana para valorarlas con diferentes condiciones de brillo y contraste.
5. Valorar si la imagen es uniforme y sin artefactos.
6. Realizar un ROI en el centro de la imagen, que abarque el 80 % de la imagen, y medir el índice de exposición.
7. Tomar un límite para la desviación estándar del valor del píxel de un 5 % (véase Fórmulas de interés).
8. Si no se cuenta con los parámetros de las casas comerciales, se debe tomar el índice de exposición (EI) y el valor del píxel (VP) en el PACS y obtener el cociente (véase Fórmulas de interés).

Rango de tolerancia: La imagen debe ser uniforme, sin rastros de artefactos.

Se debe ajustar el rango de tolerancia según las especificaciones de cada fabricante; sin embargo, en caso de no contar con dichos parámetros, el cociente de EI / VP debe ser menor a 80 para los chasis de uso general.

Acciones por tomar: Cualquier anomalía detectada debe ser anotada en bitácora e informada en el reporte final que se entrega al titular de la licencia.

Ficha resumen:

PRUEBA	RUIDO OSCURO
Prueba para radiología	Computarizada
Periodicidad	Anual. Según visita de control. Mensual para el control de calidad del servicio.
Materiales necesarios	Bitácora de control Lector de CR Todos los chasis de fósforo Programa de visualización de imágenes
Procedimiento	<ol style="list-style-type: none"> Elegir los chasis, realizar ciclo de borrado y, posteriormente, una lectura con los siguientes parámetros: <ul style="list-style-type: none"> Agfa: S = 800, tipo de examen: System Diagnosis, método de procesado: Flat Field Kodak: modo Pattern Konica: modo de lectura: "Fix". Si es un Regius 190: QC-S Value Fuji: modo de lectura: Fixed, S = 10000, L = 1 Realizar inspección visual con diferentes condiciones de contraste y brillo. Valorar uniformidad y artefactos. Realizar ROI del 80 % de la imagen. Tomar un límite de desviación estándar del 5 %. Medir el EI del ROI y el VP de la imagen en el PACS.
Rango de tolerancia	La imagen debe ser uniforme y no se debe visualizar artefactos. Revisar parámetros de cada fabricante, tomando en cuenta que el cociente de EI / VP debe ser menor a 80 para <i>cassettes</i> de uso general.
Acciones por tomar	Anotar en bitácora cualquier anomalía e informar al responsable del equipo.

6.3.5 Uniformidad de la imagen

La uniformidad es la semejanza o igualdad que presentan las características de los distintos elementos de un conjunto (Léxico, 2020); es decir, cuando hablamos de la uniformidad de la imagen lo que buscamos es que no existan elementos que sobresalgan o que se distingan por alguna particularidad en su percepción; toda la imagen debe percibirse como un conjunto de elementos análogos.

Cuando se lleva a cabo esta prueba, es importante realizarla a todos los fósforos del inventario y procurar utilizar exposiciones lo suficientemente altas como para valorar la respuesta a la radiación, pero no tanto que saturaren la respuesta del convertidor análogo digital.

Un aspecto por valorar a la hora de realizar esta prueba es la respuesta que tiene la imagen al efecto de talón ya que, si se distingue una variación significativa en la imagen a causa de este, se debe aplicar una doble exposición girando el fósforo 180°.

Cuando se identifican deterioros únicos en la imagen normalmente responden a daños ligados al fósforo en estudio, por el contrario, si se encuentran los mismos defectos en varios fósforos estos probablemente se encuentren vinculados a un daño en el sistema de lectura o alguno de sus componentes.

Verificar la uniformidad en la imagen en radiología computarizada permite corroborar una respuesta adecuada de los fósforos a una exposición. Confirmar esta característica de la imagen nos permite garantizar una imagen confiable, sin artefactos ni defectos que podrían derivar en diagnósticos erróneos.

Objetivo: Evaluar que cada uno de los fósforos tenga una respuesta análoga de toda su superficie ante una exposición. También garantiza que todos los fósforos trabajan de manera consistente y homóloga.

Periodicidad: El personal de la ACCPR debe realizar esta prueba cada vez que se programa una visita de control anual. Se recomienda que su periodicidad en el servicio sea trimestral. También se debe realizar como prueba de aceptación del equipo.

Materiales necesarios

1. Todos los chasis de fósforo
2. Programa visualizador de imágenes
3. Lector de chasis de radiología computarizada
4. Equipo de rayos X
5. Filtro de cobre o aluminio
6. Multilector de kV, tiempo y kerma
7. Programa de análisis de datos

Procedimiento

1. Realizar un borrado a todos los fósforos.
2. Ajustar el tubo a una distancia fuente receptor de imágenes de 180 cm.
3. Preferiblemente colocar el chasis sobre la mesa, paralelo a esta, con una elevación de 25 cm y alejar cualquier objeto que esté cerca.
4. Alinear el centro del campo de luz con el centro del chasis.
5. La apertura de los colimadores debe coincidir con el tamaño del chasis.
6. Colocar el filtro correspondiente a la salida de los rayos X, interceptando la totalidad del haz.
7. La filtración y técnica de exposición es específica para cada marca de equipo.
 - a. Agfa:
 1. Técnica de exposición: 75 kV y 10 μ Gy.
 2. Filtro: 1.5 mm de cobre.
 - b. Kodak:
 1. Técnica de exposición: 80 kV y 5 μ Gy
 2. Filtro: 0.5 mm de cobre + 1 mm de aluminio
 - c. Konica:
 1. Técnica de exposición: 80 kV y 5 μ Gy
 2. Filtro: no usa filtros.
 - d. Fuji:
 1. Técnica de exposición: 80 kV y 5 μ Gy
 2. Filtro: no usa filtros.
8. Se debe girar el chasis 180° y volver a exponerlo, utilizando la misma técnica, con el fin de homogenizar el disparo y disminuir el efecto anódico en la imagen.
9. Una vez irradiado el fósforo se procede según los parámetros de lectura:

Agfa:

- a. Tiempo de lectura: inmediato
- b. Parámetro de lectura: flat field

Kodak:

- c. Tiempo de lectura: 15 minutos después de la exposición
- d. Parámetro de lectura: Pattern

Konica:

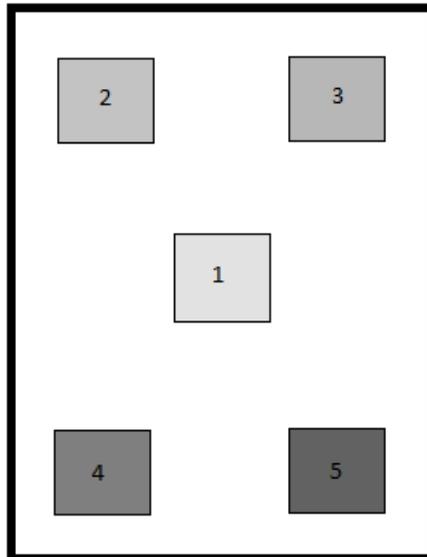
- e. Tiempo de lectura: 2 minutos después de la exposición
- f. Parámetro de lectura: QC-S Value

Fuji:

- g. Tiempo de lectura: 10 minutos después de la exposición
- h. Parámetro de lectura: Semi-auto

10. A cada una de las imágenes obtenidas, para cada chasis, se le realizan 5 ROI, de 4 cm x 4 cm. Uno en el centro de la imagen y uno en cada esquina a 2 cm del borde de la imagen.

Figura 5. Formato ROI para análisis de uniformidad



Fuente: Otero, 2013.

11. En el mismo orden en que se tomaron los ROI, se medirá el VP de cada área de interés.
12. Los VP obtenidos se deben recopilar y anotar en la hoja de control de registros, para ser analizados posteriormente.
13. Incluir los VP en el programa de análisis de datos para obtener:

- a. La media global de los valores medios del píxel (véase Fórmulas de interés).
- b. La desviación estándar con respecto a la media global (véase Fórmulas de interés).
- c. El coeficiente de variación (véase Fórmulas de interés).

Rango de tolerancia: La imagen no debe presentar artefactos en la totalidad de su superficie, debe ser uniforme. La desviación estándar, con respecto a la media global, no debe exceder el 5 % entre los ROI de una misma imagen.

El coeficiente de variación debe ser menor al 10 % entre los fósforos.

Acciones por tomar: Cualquier anomalía detectada debe ser anotada en bitácora e informada junto con el resto de los resultados en el reporte final que se entrega al titular de la licencia.

Ficha de resumen

PRUEBA	UNIFORMIDAD DE LA IMAGEN
Prueba para radiología	Computarizada
Periodicidad	Anual. Según visita de control. Trimestral para el control de calidad del servicio.
Materiales necesarios	Programa visualizador de imágenes. Lector de chasis de radiología computarizada. Filtro de cobre y/o aluminio. Multilector de kV, tiempo y kerma. Programa de análisis de datos.
Procedimiento	<ol style="list-style-type: none"> 1. Realizar borrado a todos los fósforos. 2. Colocar el tubo a una DFR de 180 cm. 3. Colocar el chasis sobre la mesa, paralelo a esta, con una elevación de 25 cm y alejar objetos cercanos. 4. Centrar el chasis con el campo de luz, ajustar los colimadores al tamaño del chasis y colocar el filtro. 5. La filtración, técnica de exposición, tiempo y parámetros de lectura son específicos para cada marca de equipo.

		<ol style="list-style-type: none"> 6. A cada una de las imágenes obtenidas se le realizan cinco ROI de 4 cm x 4 cm; uno en el centro de la imagen y uno en cada una de las esquinas; a 2 cm del borde. 7. Los valores del píxel obtenidos se deben recopilar y anotar en la hoja de control de registros, para ser analizados con el programa adecuado. 8. Incluir los datos en el programa de análisis y cálculo de datos para hallar la desviación estándar y el coeficiente de variación.
Rango de tolerancia	de	<p>Debe visualizarse una imagen uniforme sin defectos en la totalidad de su superficie.</p> <p>La desviación estándar con respecto a la media global no debe exceder el 5 % entre los ROI de una misma imagen.</p> <p>El coeficiente de variación debe ser menor al 10 % entre los fósforos.</p>
Acciones por tomar	por	Anotar en bitácora cualquier anomalía e informar al responsable del equipo.

6.3.6 Linealidad y propiedades de transferencia del sistema

Esta prueba determina la respuesta de los chasis de tecnología computarizada. En teoría, la relación entre la dosis y el valor del píxel debería ser lineal, dado que el fósforo produce, para cada posición de la imagen generada, una carga que es proporcional a la radiación absorbida. Sin embargo, el preamplificador del equipo y el convertidor digital del sistema convierten esta carga recogida a un voltaje que luego es convertido a valores digitales que representan los datos crudos de la imagen. Es por esto por lo que los sistemas digitales transforman los valores de carga recogida a un número proporcional al logaritmo de la exposición que incide sobre el fósforo dentro del chasis. Así es como se consigue la expresión de un rango de 10 000 incidentes con un sistema de 12 bits de niveles de gris para la imagen final.

Objetivo: Establecer la relación entre la dosis que recibe el chasis y el valor de píxel (el índice de exposición), determinando la ecuación de transferencia del sistema.

Periodicidad: El personal de la ACCPR debe realizar esta prueba cada vez que se programa una visita de control anual. Se recomienda que su periodicidad en el servicio sea anual. También se debe realizar como prueba de aceptación del equipo.

Materiales necesarios

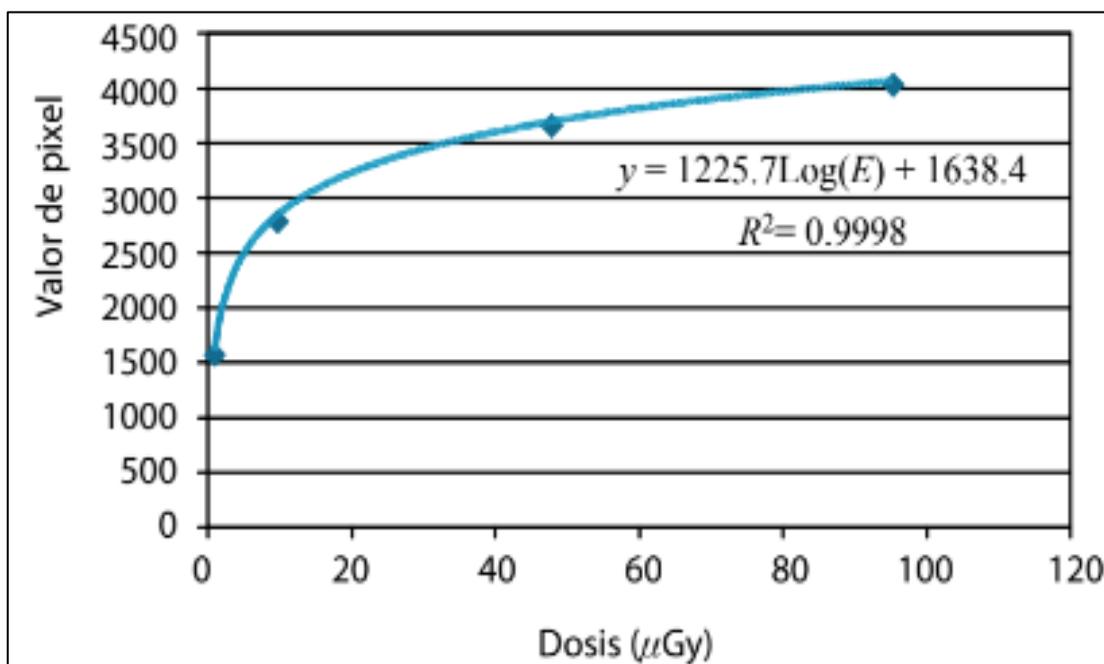
1. Bitácora de control
2. Equipo de rayos X calibrado
3. Todos los chasis de fósforo
4. Lector de chasis CR
5. Filtro 1 mm de cobre
6. Multilector de kV, tiempo y kerma

Procedimiento

1. Colocar el tubo a una distancia entre 150 cm y 180 cm del receptor.
2. Colocar el chasis CR a una altura de 25 cm de la superficie montado en unos espaciadores.
3. Ajustar los colimadores del equipo de modo que sobrepasen los bordes del chasis CR por 5 cm, aproximadamente.
4. Colocar el filtro de 1mm de cobre a la salida del haz.
5. La exposición real debe medirse con una cámara de ionización calibrada libre en el aire (sin retrodispersión).
6. Realizar una exposición con una técnica de 70 kV y 1 μ Gy.
7. Sin dar tiempo de espera a la lectura del fósforo, se debe leer bajo los siguientes parámetros:
Agfa: 200, tipo de examen System Diagnostic método de procesado flat field
Kodak: modo de lectura Pattern
Konica: QC-S value
Fuji: modo de lectura semi-auto, L=1.
8. Hacer un ROI en el centro de la imagen de 3 cm x 3 cm, obtener el valor del píxel medido en las imágenes crudas o preprocesadas.

9. Repetir los pasos anteriores, pero con ajustes del mAs para obtener dosis de 10 μGy , 50 μGy y 100 μGy .
10. Realizar una gráfica del valor del píxel en relación con la dosis media recibida en la superficie del chasis.
11. Obtener la ecuación de ajuste para esta gráfica, conocida como ecuación de transferencia.

Figura 6. Ecuación de transferencia del sistema para un equipo marca Agfa



Fuente: Otero, 2013.

12. Se debe calcular el cociente de la exposición calculada (según ecuación teórica del fabricante) y la exposición media.
13. Esta prueba debe realizarse para todos los chasis.

Rango de tolerancia: El coeficiente de correlación o determinación debe ser mayor a 0.95

El coeficiente de la exposición calculada no debe diferir en más de un 10 % de la media.

Acciones por tomar: Cualquier anomalía detectada debe ser anotada en bitácora e informada junto con el resto de los resultados en el reporte final que se entrega al titular de la licencia.

Ficha resumen:

PRUEBA	LINEALIDAD Y PROPIEDADES DE TRANSFERENCIA DEL SISTEMA
Prueba para radiología	Computarizada
Periodicidad	Anual. Según visita de control Anual para el Control de calidad del servicio
Materiales necesarios	Bitácora de control
Procedimiento	<ol style="list-style-type: none"> 1. Colocar el tubo a una distancia entre 150 cm y 180 cm de la mesa, sobre la cual, con espaciadores, se coloca el chasis a una altura de 25 cm, y encima de este la cámara de ionización. 2. Ajustar los colimadores para que sobrepasen los bordes del chasis por 5 cm y colocar el filtro de cobre. 3. Realizar exposiciones con 70 Kv y dosis de 1 μGy, 10 μGy, 50 μGy y 100 μGy. 4. Inmediatamente se realiza la lectura del fósforo de acuerdo con las especificaciones de la casa comercial. 5. Con un ROI de 3 cm x 3 cm en el centro de la imagen se mide el valor del píxel en las imágenes preprocesadas. 6. Con los valores obtenidos se obtiene la gráfica del valor de píxel <i>versus</i> dosis media recibida en la superficie del chasis y, con esto, la ecuación de transferencia.

7. Calcular y comparar el cociente de la exposición calculada por el fabricante y la exposición medida.		
Rango de tolerancia:	de	Coefficiente de correlación debe ser mayor a 0.95. Coefficiente de exposición calculada no debe diferir de la media en más de un 10 %.
Acciones tomar	por	Anotar en bitácora cualquier anomalía e informar al responsable del equipo.

6.3.7 Errores de escala

Es importante comprobar que la escala en la lectura de los chasis CR es apropiada. Al ser imágenes de uso médico, es frecuente que se requiera determinar distancias y medidas de las estructuras anatómicas expuestas para fines diagnósticos. Si el láser del sistema de lectura o el *software* presentan una discordancia con el valor real debe revisarse y solucionarse para evitar errores que puedan perjudicar la valoración de la imagen.

En algunos casos, puede visualizarse una discontinuidad en la rejilla antidifusora que puede deberse a una incorrecta alineación del láser del sistema de lectura del fósforo, de modo que se debe considerar la revisión profunda del sistema en caso de que la discontinuidad de un píxel se repita con cierta frecuencia. Esta prueba busca comprobar que la escala se mantenga a lo largo de todo el proceso de digitalización, sin pérdida de uniformidad espacial.

Objetivo: Comprobar que el barrido del láser no presenta distorsión y que el *software* mide las distancias adecuadamente.

Periodicidad: El personal de la ACCPR debe realizar esta prueba cada vez que se programa una visita de control anual. Se recomienda que su periodicidad en el servicio sea anual. También se debe realizar como prueba de aceptación del equipo.

Materiales necesarios

1. Bitácora de control
2. Equipo de rayos X calibrado

3. Todos los chasis de fósforo
4. Lector de CR
5. Software de análisis de la imagen
6. Rejilla antidifusora
7. Regla plomada angular o similar

Procedimiento

1. Colocar el tubo a una distancia de 100 cm del chasis CR.
2. Colocar la rejilla antidifusora sobre el chasis CR.
3. Realizar una exposición entre 50 y 60 kV con 10 mAs.
4. Leer el fósforo del chasis con los siguientes parámetros de lectura:
Agfa: S = 800, tipo de examen System Diagnosis, método de procesado Flat Field.
Kodak: modo Pattern.
Konica: modo de lectura: Fix. Si es un Regius 190: QC-S Value.
Fuji: modo de lectura: Fixed, S = 10000, L = 1.
5. Repetir el procedimiento colocando la regla plomada para verificar ambos ejes.
6. Verificar en la primera imagen que no se vea cortes, distorsiones o difuminado de la imagen.
7. En la segunda imagen, verificar con la herramienta de medición que las medidas de la regla concuerden.
8. Repetir la prueba para todos los chasis.

Rango de tolerancia: La primera imagen obtenida debe verse nítida y libre de distorsiones o desplazamientos que hagan perder la uniformidad espacial. En la segunda imagen debe existir concordancia de las medidas del 3 %, si se hacen en el centro del fósforo, y, del 5 %, si se hace en los bordes.

Acciones por tomar: Cualquier anomalía detectada debe ser anotada en bitácora e informada junto con el resto de los resultados en el reporte final que se comunica al titular de la licencia.

Ficha resumen:

PRUEBA	ERRORES DE ESCALA
Prueba para radiología	Computarizada
Periodicidad	Anual. Según visita de control Anual para el control de calidad del servicio
Materiales necesarios	Bitácora de control Chasis y lector de CR Rejilla antidifusora Regla plomada angular o similar
Procedimiento	<ol style="list-style-type: none"> 1. Colocar el tubo a 1 m del chasis. 2. Colocar la rejilla antidifusora encima del chasis y exponerlo con 50-60 kV y 10 mAs. 3. Leer el fósforo. 4. Colocar una regla plomada que abarque ambos ejes y repetir. 5. Revisar que en la primera imagen no se vea cortes o distorsiones. 6. Revisar, en la segunda imagen, la concordancia de las medidas. 7. Repetir en todos los chasis.
Rango de tolerancia	Primera imagen: libre de distorsiones y nítida. Segunda imagen: medidas concordantes con el centro del fósforo de un 3 % y en los bordes de un 5 %.
Acciones por tomar	Anotar en bitácora cualquier anomalía e informar al responsable del equipo.

6.3.8 Resolución de alto contraste

La resolución de alto contraste es la capacidad que tiene el sistema formador de la imagen para definir los detalles pequeños con bordes finos. En este aspecto radica el valor de esta prueba, ya que permite al usuario asegurar la nitidez de la imagen para la valoración de

estructuras pequeñas, ya sean parte de la estructura normal del cuerpo o patologías presentes en la anatomía.

Las pantallas de fósforo cuentan con una serie de características que definen su resolución espacial, entre ellas se encuentran el tamaño del píxel, el ruido, el diámetro del punto efectivo del láser, el espesor del revestimiento de fósforo y del revestimiento protector, la dispersión de la luz en el fósforo, el tiempo de latencia, la respuesta de frecuencia de los circuitos eléctricos y la pérdida de señal.

La resolución máxima de un sistema de fósforo está establecida por el tamaño de píxel; entiéndase que los píxeles de 200 μm limitan la resolución estándar (radiología convencional) y la alta resolución (mamografía) está limitada por los píxeles con tamaño de 100 μm ; sin embargo, esta característica llega hasta donde los otros factores se lo limiten.

También se ve limitada, más allá del detector, por el proceso de lectura del fósforo, la tecnología y capacidad de los monitores para visualizar estas imágenes, ya que una verdadera resolución espacial intrínseca en la pantalla de salida requiere de una relación de 1:1 entre los píxeles de la imagen adquirida y los del monitor. Es importante tomar en cuenta las limitantes visuales o de interpretación que pueda tener la persona observadora a la hora de evaluar las imágenes, ya que podría afectar los resultados.

Para la realización de las pruebas de resolución de alto contraste, se utiliza un fantoma formado por una lámina metálica, generalmente cobre o aluminio, que contenga patrones de líneas agrupadas con espesores específicos y espaciado milimétrico, esto con el fin de lograr valorar cuántos de estos grupos logran ser perceptibles y diferenciados por la persona evaluadora. Es recomendado que las condiciones físicas y ambientales se mantengan constantes en las pruebas, al igual que la persona evaluadora y el equipo de visualización.

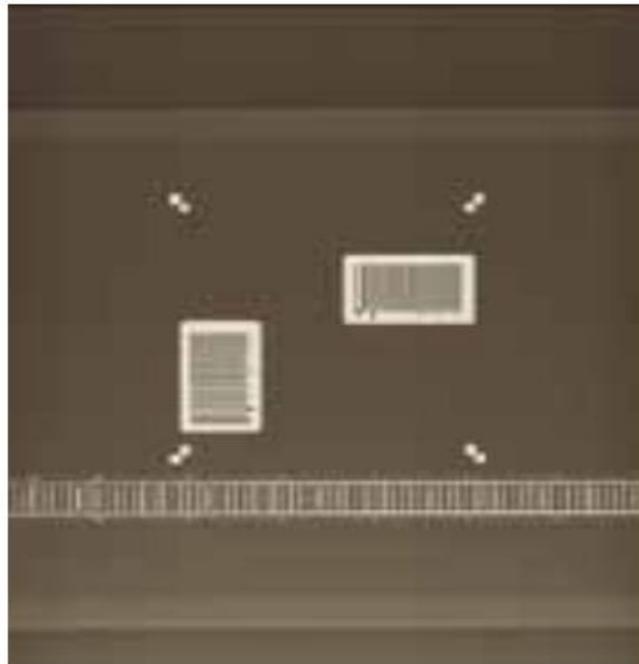
Objetivo: valorar la capacidad que tiene el sistema de formación de imagen para representar detalles pequeños, con bordes definidos y niveles de contraste diferentes, en un ambiente de ruido.

Periodicidad: El personal de la ACCPR debe realizar esta prueba en cada visita de control anual. Se recomienda que su periodicidad en el servicio sea cuatrimestral. También se debe realizar como prueba de aceptación del equipo.

Materiales necesarios:

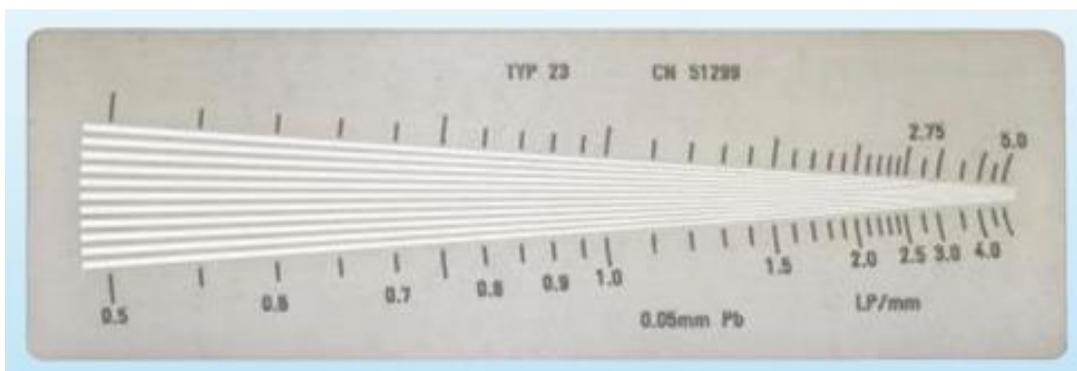
1. Bitácora de control de la ACCPR
2. Todos los chasis de fósforo
3. Programa visualizador de imágenes
4. Equipo de rayos X
5. Multilector de kV, tiempo y kerma
6. Fantoma de pares de líneas de Agfa

Figura 7. Fantoma de resolución espacial de Agfa



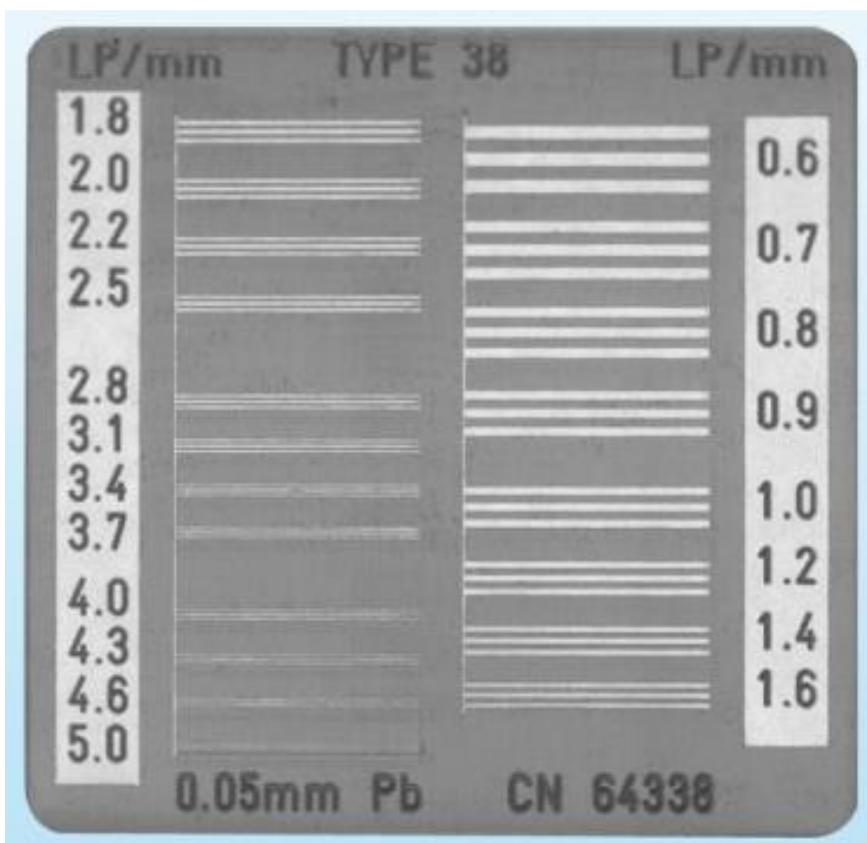
Fuente: Otero, C., 2013

Figura 8. Fantoma de pares de líneas



Fuente: <https://quart.de/en/products/test-phantoms/radiography/quart-kat-43x45>

Figura 9. Fantoma de pares de líneas



Fuente: <https://quart.de/en/products/test-phantoms/radiography/quart-kat-43x45>

Procedimiento

1. Colocar el tubo de rayos X a una distancia de 100 cm con respecto al chasis.

2. Colocar el chasis sobre la mesa.
3. Centrar el campo de luz y los colimadores con el chasis.
4. Colocar el fantoma sobre el chasis.
5. Darle 45 grados de angulación al fantoma con respecto al chasis para evitar el efecto Moiré.
6. Realizar el disparo con parámetros técnicos de 50 kV y 5 mAs.
7. Procesar la imagen con parámetros de lectura que permitan un alto contraste.
8. Realizar evaluación visual cualitativa de la imagen, donde se defina la cantidad de pares de líneas visualizadas.

Rango de tolerancia: La cantidad de pares de líneas visualizadas deben ser igual que en la prueba de aceptación.

Acciones por tomar: Cualquier anomalía detectada debe ser anotada en bitácora e informada junto con el resto de los resultados en el reporte final que se entrega al titular de la licencia.

Ficha resumen:

PRUEBA	RESOLUCIÓN ESPACIAL DE ALTO CONTRASTE
Prueba para radiología	Computarizada
Periodicidad	Anual. Según visita de control Cuatrimestral para el control de calidad del servicio
Materiales necesarios	Bitácora de control de la ACCPR Fantoma de pares de líneas
Procedimiento	<ol style="list-style-type: none"> 1. Colocar la DFR a 100 cm. 2. Colocar el chasis sobre la mesa. 3. Centrar el campo de luz y los colimadores con el chasis. 4. Colocar el fantoma sobre el chasis. 5. Darle 45 grados de angulación al fantoma. 6. Realizar el disparo con parámetros técnicos de 50 kV y 5 mAs.

		7. Procesar la imagen con parámetros de lectura que permitan un alto contraste.
		8. Realizar evaluación visual para definir la cantidad de pares de líneas visualizadas.
Rango de tolerancia	de	La cantidad de pares de líneas visualizadas debe ser igual que en la prueba de aceptación.
Acciones por tomar	por	Anotar en bitácora cualquier anomalía e informar al responsable del equipo.

6.3.9 Resolución de bajo contraste

La resolución espacial de bajo contraste es aquella capacidad que tiene la imagen para discernir dos estructuras conjuntas con diferentes densidades, esta cualidad es vital para la correcta interpretación de la imagen, de ella depende que exista identificación de masas o enfermedad dentro de un órgano o estructura.

La resolución de bajo contraste de un sistema depende de la ganancia del sistema, la amplitud general del ruido en relación con la señal de contraste, la profundidad de los bits y la cantidad de bits que contenga el sistema. Estos factores van a inferir, principalmente, en la capacidad de representar las diferentes densidades.

También se ve limitada, más allá del detector, por el proceso de lectura del fósforo, la tecnología y la capacidad de los monitores para visualizar estas imágenes, ya que una verdadera resolución espacial intrínseca en la pantalla de salida requiere de una relación 1:1 entre los píxeles de la imagen adquirida y los del monitor. Adicionalmente, debe tomarse en cuenta las limitantes visuales o de interpretación que pueda tener el o la observadora a la hora de evaluar las imágenes, ya que podría afectar los resultados.

El objeto de estudio utilizado para realizar pruebas de resolución de bajo contraste a un sistema de imágenes debe constar de siete pasos dinámico. Se trata de placas de cobre, de distintos espesores, que van hasta los 2,3 mm, con contraste entre 0,8 % y 5,6 %, de modo que, al inspeccionar la imagen obtenida, con ajustes en la configuración de ventana, se logren diferenciar todas las densidades.

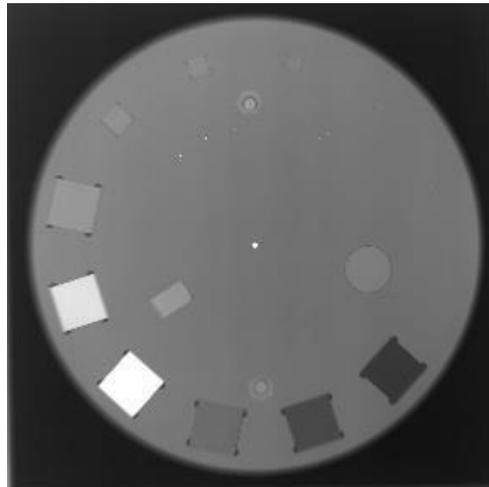
Objetivo: Verificar la capacidad del sistema para representar densidades distintas contiguas.

Periodicidad: El personal de la ACCPR debe realizar esta prueba cada vez que se programa una visita de control anual. Se recomienda que su periodicidad en el servicio sea cuatrimestral. También se debe realizar como prueba de aceptación del equipo.

Materiales necesarios

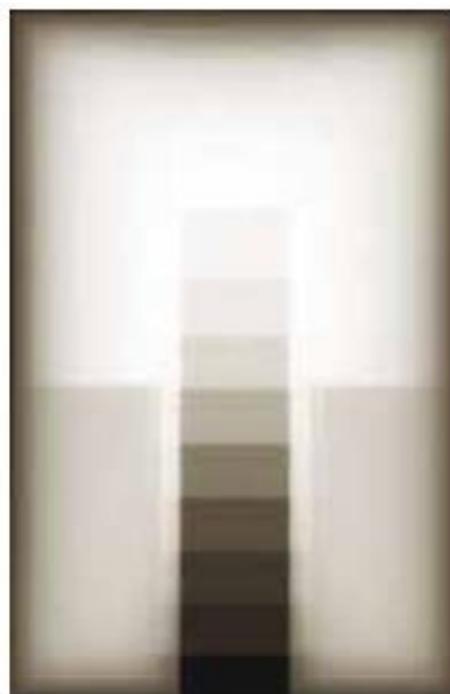
1. Bitácora de control de la ACCPR
2. Todos los chasisis de fósforo
3. Programa visualizador de imágenes
4. Equipo de rayos X
5. Multilector de kV, tiempo y kerma
6. Fantoma de densidades

Figura 10. Fantoma de densidades de bajo contraste



Fuente: Groenewald, 2016.

Figura 11. Fantoma de Resolución Espacial de Agfa



Fuente: Otero, C. 2013

Procedimiento

1. Colocar el tubo de rayos X a una distancia de 100 cm con respecto al chasis.
2. Colocar el chasis sobre la mesa.
3. Centrar el campo de luz y los colimadores con el chasis.
4. Colocar el fantoma sobre el chasis.
5. Realizar el disparo con parámetros técnicos de 50 kV y 5 mAs.
6. Procesar la imagen con parámetros de lectura que permitan un alto contraste y el realce de bordes.
7. Manipular la configuración de ventana de manera que permita visualizar por completo las diferentes densidades de la imagen.

Rango de tolerancia: La cantidad de densidades observadas en la imagen de referencia se debe mantener a través del tiempo, con una variación de no más de 2 densidades.

Acciones por tomar: Cualquier anomalía detectada debe ser anotada en bitácora e informada junto con el resto de los resultados en el reporte final que se entrega al titular de la licencia.

Ficha resumen:

PRUEBA	RESOLUCIÓN ESPACIAL DE BAJO CONTRASTE	
Prueba para radiología	para	Computarizada
Periodicidad		Anual. Según visita de control Cuatrimestral para el control de calidad del servicio
Materiales necesarios		Bitácora de control de la ACCPR Programa visualizador de imágenes Fantoma de densidades
Procedimiento		<ol style="list-style-type: none"> 1. Colocar la DFR a 100 cm. 2. Colocar el chasis sobre la mesa. 3. Centrar el campo de luz y los colimadores con el chasis. 4. Colocar el fantoma sobre el chasis. 5. Realizar el disparo con parámetros técnicos de 50 kV y 5 mAs. 6. Procesar la imagen con parámetros de lectura que permitan un alto contraste y realce de bordes. 7. Manipular la configuración de ventana de manera que permita visualizar por completo el rango de densidades.
Rango de tolerancia	de	La cantidad de densidades observadas en la imagen de referencia se debe de mantener a través del tiempo con una variación de no más de 2 densidades.
Acciones por tomar	por	Anotar en bitácora cualquier anomalía e informar al responsable del equipo.

6.3.10 Consistencia del índice de exposición

Una imagen radiológica de buena calidad diagnóstica es de suma importancia para la correcta y adecuada atención de las personas usuarias; esta varía considerablemente

entre equipos analógicos y digitales ya que, en estos últimos, el rango de niveles de exposición que comprenden es mucho más amplio y, por ende, pueden generar radiografías con una óptima condición diagnóstica de una forma mucho más sencilla.

En el caso de las imágenes convencionales, el brillo y el contraste representa una sobre o una subexposición a la radiación, cuyo resultado puede ser una imagen blanca o clara o una imagen ennegrecida, respectivamente, mientras que en los sistemas digitales estos parámetros no dependen de la adquisición de la imagen, si no del posprocesamiento que se le dé; esto implica que una sobre o subexposición no es fácilmente reconocible en estos casos y suele pasar desapercibida por la persona operadora.

Una inadecuada exposición a la radiación en radiología digital se manifiesta como mayores o menores niveles de ruido en la imagen, genera interferencia con las estructuras e impiden la valoración de detalles importantes; su corrección se puede dar mediante un aumento de dosis, sin embargo, esto resulta perjudicial para el o la paciente.

El índice de exposición de los equipos representa un factor importante en estos escenarios, ya que hace referencia al nivel de dosis recibido por el receptor después de la adquisición de la imagen y establece una relación con la dosis absorbida.

Objetivo: Conocer y verificar el índice de exposición de los equipos digitales, de modo que se encuentre dentro de los parámetros aceptados y así se dé un mejor y completo uso del equipo por parte de la persona operadora.

Periodicidad: El personal de la ACCPR debe realizar esta prueba cada vez que se programa una visita de control anual. Se recomienda que su periodicidad en el servicio sea trimestral. También se debe realizar como prueba de aceptación del equipo.

Materiales necesarios

1. Lámina absorbente de cobre o aluminio
2. Chasis de fósforo
3. Lector de chasis de radiología computarizada
4. Equipo de rayos X
5. Programa de visualización de imágenes

Procedimiento

1. Asignar un chasis específico (preferiblemente de uso clínico) para realizar las pruebas.
2. Realizar el borrado del chasis antes de iniciar.
3. Establecer la distancia foco-chasis a 100 cm
4. Centrar el chasis con el campo de luz.
5. Verificar que la apertura del colimador coincida con el tamaño del chasis.
6. Colocar una lámina de cobre en la apertura del colimador asegurando que intercepte el haz de radiación.
7. Realizar una exposición manual con parámetros de 70 kV y 4 mAs.
8. Realizar el procesamiento de la imagen utilizando un algoritmo de lectura de CR consistente.

Rango de tolerancia: La variación del índice de exposición debe ser de $\pm 10\%$ con respecto a los valores de referencia obtenidos en las pruebas de aceptación.

Acciones por tomar: Cualquier anomalía detectada debe ser anotada en bitácora e informada junto con el resto de los resultados en el reporte final que se entrega al titular de la licencia.

Ficha resumen:

PRUEBA	CONSISTENCIA DEL ÍNDICE DE EXPOSICIÓN
Prueba para radiología	Computarizada
Materiales necesarios	Lámina de aluminio o cobre Chasis de fósforo Lector de chasis
Periodicidad	Anual. Según visita de control. Trimestral para el control de calidad del servicio.
Procedimiento	<ol style="list-style-type: none"> 1. Establecer la DFR a 100 cm. 2. Centrar el detector con el campo de luz. 3. Colocar una lámina de cobre en la apertura del colimador. 4. Realizar una exposición con 70 kV y 4 mAs.

5. Realizar la lectura y evaluación de la imagen.		
Rango de tolerancia	de	La desviación permitida del índice de exposición de la imagen es $\pm 10\%$.
Acciones por tomar	por	Anotar en la bitácora cualquier anomalía e informar al responsable del equipo.

6.4 Pruebas para radiología digital

Como parte de los avances en radiología, contamos con equipos que utilizan un detector de panel plano, como receptor de imágenes. Se utiliza una tecnología de TFT para lograr la detección de la información, de este modo, los fotones atraviesan al paciente y su señal es captada y almacenada en cada elemento de la matriz, y luego traducida al ordenador del equipo como datos numéricos, para la formación de la imagen.

Dado que la formación de la imagen es el pilar de cualquier estudio radiográfico, es responsabilidad de la institución garantizar su obtención basados en los estándares de calidad establecidos. Además, difiere en gran medida del utilizado convencionalmente, por lo que requiere cambios importantes en la manera de evaluarse, debido a que tanto los componentes como los factores involucrados son completamente diferentes.

Para definir la técnica radiográfica, se utiliza un multilector de kV, tiempo y kerma. De modo que, cuando esté indicada una dosis específica de μGy , se debe colocar sobre la mesa este equipo de medición y, tras realizar los disparos necesarios, se definirá la técnica en Kv y mAs que se utilizará en cada prueba, mientras se comprueba con el multilector que se está aplicando la dosis indicada.

A la hora de realizar valoraciones cualitativas, se debe tener en cuenta que los criterios expuestos están íntimamente sujetos al juicio de la persona evaluadora, por lo que, en la literatura, las personas expertas recomiendan que sea un equipo evaluador con varios observadores, que recopilen los criterios y promedien el resultado de la prueba; así, se garantiza una evaluación menos subjetiva y más reproducible.

Las pruebas que se sugieren para el control de calidad en la formación de la imagen de los equipos de radiología digital son las siguientes:

- Ruido y remanencia de la imagen previa

- Uniformidad de la imagen
- Uniformidad de resolución
- Función de respuesta del detector (propiedades de transferencia)
- Errores de escala
- Fallo en los elementos del detector (del)
- Elementos defectuosos y sin corregir del detector
- Resolución espacial de alto contraste
- Resolución espacial de bajo contraste

6.4.1 Ruido oscuro y remanencia de la imagen previa

Aunque la imagen obtenida y procesada digitalmente presenta una mejor calidad que la análoga, e inclusive que la imagen computarizada, también se ve expuesta a efectos que degradan su calidad.

En ese sentido, el ruido inherente es aquel que se genera en los dispositivos electrónicos como consecuencia de su naturaleza física. Este es aleatorio, sin embargo, siempre está presente y tiene un impacto importante en la calidad de la imagen obtenida, ya que su incremento puede afectar directamente su resolución.

En otras palabras, se podría decir que el ruido de fondo es una señal que el detector recibe aun cuando no está siendo expuesto a ninguna fuente de radiación y se forma únicamente por la naturaleza de sus componentes electrónicos.

Por otro lado, la imagen generada por un sistema de adquisición de datos digital también se puede ver afectada por la remanencia de la imagen previa, es decir, una vez que el detector está listo para la siguiente adquisición, guarda información que es perceptible en la siguiente imagen, como un artefacto temporal, por lo que presenta, entonces, una imagen superpuesta, también conocida como “ghost”.

Esta evaluación permite determinar cuál es el valor de la señal de ruido de un detector, así se puede garantizar que, a través del tiempo, no se está viendo una afectación por un aumento de esta; a la vez, permite valorar la presencia de cualquier rastro de imágenes previas en una imagen, a favor de perpetuar la calidad de la imagen.

Objetivo: Determinar cuánto ruido inherente recibe el detector sin ser expuesto a la radiación y corroborar que cualquier señal residual de imágenes anteriores que se pueda detectar es lo suficientemente baja para no afectar la calidad de la siguiente.

Periodicidad: El personal de la ACCPR debe realizar esta prueba cada vez que se programa una visita de control anual. Se recomienda que su periodicidad en el servicio sea según criterio del personal encargado. También se debe realizar como prueba de aceptación del equipo.

Materiales necesarios

1. Chaleco plomado
2. Detector
3. Equipo de rayos X
4. Programa visualizador de imágenes
5. Lámina de cobre o plomo de 5 cm x 5 cm

Procedimiento

1. Ajustar el tubo a una distancia de 180 cm del detector de imágenes.
2. Retirar la parrilla antidifusora.
3. No utilizar filtros.
4. Colocar el detector sobre la mesa de exploración.
5. Alinear el centro el campo de luz con el centro del detector.
6. Cerrar por completo los colimadores.
7. Colocar un chaleco plomado sobre el detector.
8. Disparar con la mínima técnica posible, 40 kV y 0,5 mAs. Se debe procurar un kerma cero en la superficie del detector, para así obtener la imagen 1.
9. Revisar que la imagen 1 se encuentre libre de artefactos.
10. A la imagen 1 se le realiza un ROI en la zona central y se registra el VP para compararse con el de la imagen de la prueba de aceptación.
11. Retirar el chaleco plomado y abrir los colimadores al tamaño del campo del detector.
12. Colocar la lámina de plomo en la parte central del detector.
13. Disparar con una técnica de 70 kV y un kerma de 4 μ Gy, para obtener la imagen 2.
14. Dejar pasar un minuto de reposo antes de continuar.

15. Retirar la lámina, cerrar los colimadores al máximo y volver a colocar el chaleco plomado sobre el detector.
16. Repetir el disparo con los parámetros técnicos del paso 8, procurando un kerma 0 al detector y así obtener la imagen 3.
17. Revisar visualmente la imagen 3, y modificar la configuración de ventana en búsqueda de rastros de la imagen 2 con la lámina plomada.
18. En caso de identificarse rastros de la imagen 2, con la lámina se debe medir el VP de esta área y compararlo con el VP de la imagen 1.

Rango de tolerancia

- Ruido oscuro: la imagen 1 no debe presentar artefactos en la totalidad de su superficie.
Al comparar el VP del ROI de la imagen 1 con el VP de referencia adquirido en las pruebas de aceptación del equipo, su desviación máxima no debe exceder el 50 % .
- Remanencia de la imagen previa: no se debe distinguir rastro de la imagen 2 con la lámina de plomo en la imagen 3.
De existir rastros de la imagen 2 en la imagen 3, se deben comparar los VP medidos en la imagen 3 y en la imagen 1, y la diferencia entre ambos no debe exceder el 5 %.

Acciones por tomar: Cualquier anomalía detectada debe ser anotada en bitácora e informada junto con el resto de los resultados en el reporte final que se entrega al titular de la licencia.

Ficha de resumen

PRUEBA	RUIDO OSCURO Y REMANENCIA DE LA IMAGEN PREVIA
Prueba para radiología	Digital
Periodicidad	Anual. Según visita de control Según lo establezca el programa del servicio
Materiales necesarios	Chaleco plomado Lámina de plomo

Procedimiento	<ol style="list-style-type: none"> 1. Colocar el tubo a una distancia de 180 cm del detector de imágenes. 2. No utilizar filtros ni parrilla antidifusora. 3. Colocar el detector sobre la mesa, haciendo coincidir el campo luminoso con el centro del chasis. 4. Poner sobre el chaleco plomado el detector. 5. Cerrar los colimadores por completo. 6. Disparar con una técnica de 40 kV y 0,5 mAs. 7. Realizar ROI en el centro de la imagen y registrar el VP. 8. Retirar el chaleco plomado y abrir los colimadores al tamaño del campo del detector. 9. Colocar la lámina de plomo en el centro del detector. 10. Realizar un disparo con 70 kV y un kerma de 4 μGy. 11. Dejar pasar un minuto de reposo antes de continuar. 12. Retirar la lámina. 13. Poner el chaleco plomado sobre el detector. 14. Cerrar los colimadores por completo. 15. Disparar con una técnica mínima aproximada de 40 kV y 0,5 mAs. 16. Revisar visualmente la última imagen adquirida, modificando la configuración de ventana en búsqueda de rastros de la imagen anterior adquirida con la lámina plomada. 17. En caso de identificarse rastro de la imagen con la lámina se debe medir el VP de esta área y compararlo con el VP del área donde no hay rastro de la imagen.
---------------	--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

Rango de tolerancia	La imagen no debe presentar artefactos en la totalidad de su superficie.
---------------------	--------------------------------------------------------------------------

		Al comparar el VP de la primera imagen con el VP de referencia del equipo su desviación máxima no debe exceder el 50 %.
		De existir rastros de la imagen laminada en la última imagen, se deben comparar los VP medidos y la diferencia entre ambos no debe exceder el 5 %.
Acciones	por	Anotar en bitácora cualquier anomalía e informar al responsable del equipo.
tomar		

6.4.2 Uniformidad de la imagen

La uniformidad en la imagen digital directa se puede comprender como la constancia de los valores de un parámetro cuando se realizan varias medidas en diferentes lugares de su superficie. Esta medida puede considerarse como la máxima desviación entre los datos individuales y la media de estos.

Con la presente prueba, se puede identificar cualquier deterioro por desgaste en el detector o un mal funcionamiento de este a través del tiempo cuando es aún casi imperceptible a la vista. Es considerada esencial en un programa de garantía de calidad de un servicio de radiología digital, dado que permite garantizar una imagen confiable, sin artefactos ni defectos, los cuales podrían generar diagnósticos erróneos o impedir la valoración de la imagen.

Cuando se registran problemas de uniformidad, en un detector se pueden identificar daños en diferentes partes del equipo, como el deterioro del haz de radiación, como consecuencia de las diferentes trayectorias de los fotones, también puede tratarse del efecto anódico del rayo, o problemas propios de la respuesta de los “del”. Algunas veces, los defectos evidenciados pueden ser corregidos con una corrección de campo plano integrada de manera automática en los detectores de radiología digital directa.

Objetivo: Cuantificar la uniformidad de la señal registrada por un detector después de ser irradiado en la totalidad de su superficie por una exposición uniforme. Además, permite evaluar visualmente la presencia de artefactos, problemas de señal o regiones con exceso de ruido.

Periodicidad: El personal de la ACCPR debe realizar esta prueba cada vez que se programa una visita de control anual. Se recomienda que su periodicidad en el servicio sea trimestral. También, se debe realizar como prueba de aceptación del equipo.

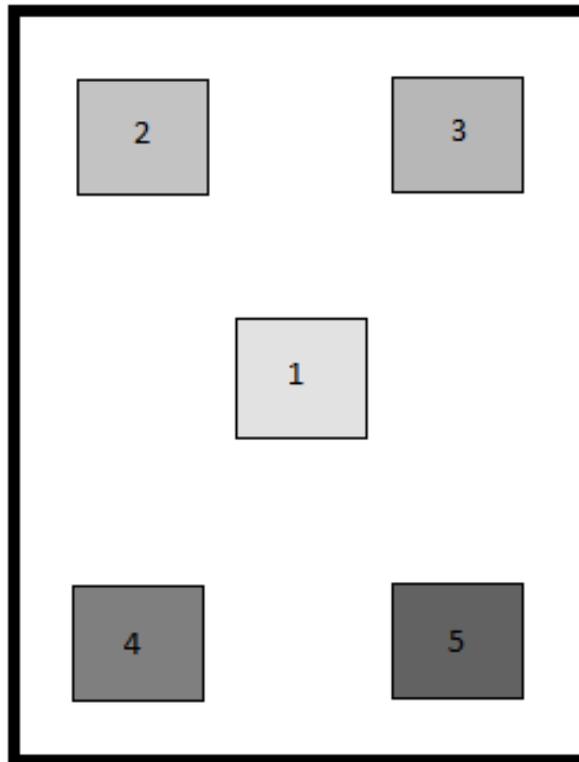
Materiales necesarios

1. Todos los detectores móviles en uso
2. Programa visualizador de imágenes
3. Equipo de rayos X
4. Filtro de cobre de 1 mm.
5. Multilector de kV, tiempo y kerma
6. Programa de análisis de datos

Procedimiento

1. Ajustar el tubo a una distancia fuente detector de 100 cm.
2. Colocar el detector sobre la mesa.
3. Si el detector cuenta con parrilla antidifusora movable, debe retirarse.
4. Alinear el centro el campo de luz con el centro del detector.
5. La apertura de los colimadores debe coincidir con el tamaño del detector.
6. Colocar el filtro a la salida de los rayos X, interceptando la totalidad del haz.
7. Realizar un disparo con una técnica que proporcione 10 μGy .
8. Realizar un disparo con una técnica que proporcione 1 μGy .
9. Realizar un disparo con una técnica que proporcione 12 μGy .
10. Se deben modificar los valores de ancho y nivel de ventana para verificar la ausencia de artefactos en la imagen.
11. A cada una de las imágenes obtenidas se le realizan cinco ROI, de 4 cm x 4 cm. Uno en el centro de la imagen y uno en cada una de las esquinas a 2 cm del borde de la imagen.

Figura 12. Formato de ROI para análisis de uniformidad



Fuente: Morant, 2013.

1. En el mismo orden en que se tomaron los ROI, se medirá el valor del píxel de cada área de interés en la imagen cruda.
2. Los valores del píxel obtenidos se deben recopilar y anotar en la hoja de control de registros, para ser analizados con el programa adecuado.
3. En el programa de análisis de datos utilizado se incorporan los datos del VMP (valor medio del píxel) por área de interés, para obtener automáticamente la desviación estándar de píxel (DEP) y el valor medio de la relación señal-ruido (RSR) de todos los ROI (véanse Fórmulas de interés).
4. Se debe comparar el VMP con el VMP de la imagen global y el valor de la RSR y el valor medio de la RSR.
5. Si se detectan defectos de homogeneidad, se procede a girar el detector 180° e irradiarlo nuevamente para descartar que se deba al efecto talón.
6. Se debe compara el valor de la RSR con las medidas de referencia de las pruebas de aceptación.

Rango de tolerancia: La imagen no debe presentar artefactos en la totalidad de su superficie, debe ser uniforme.

Al comparar el VMP de cada ROI con el VMP medio de la imagen su desviación máxima no debe exceder el $\pm 10\%$.

Al comparar al valor de RSR de cada ROI con el RSR medio de la imagen su desviación máxima no debe exceder el $\pm 20\%$.

En el momento de realizar la comparación del valor de la RSR medio de la imagen con el valor de referencia en la prueba de aceptación, debe mantenerse constante a través del tiempo sin alteraciones.

Acciones por tomar: Cualquier anomalía detectada debe ser anotada en bitácora e informada junto con el resto de los resultados en el reporte final que se entrega al titular de la licencia.

Ficha de resumen

PRUEBA	UNIFORMIDAD DE LA IMAGEN
Prueba para radiología	Digital
Periodicidad	Anual, para vista de la ACCPR Trimestral para el control de calidad del servicio
Materiales necesarios	Filtro de cobre de 1 mm Multilector de kV, tiempo y kerma
Procedimiento	<ol style="list-style-type: none"> 1. Ajustar el tubo a una DFR de 100 cm. 2. Colocar el detector sobre la mesa sin parrilla antidifusora. 3. Alinear el centro el campo de luz con el centro del detector y hacer coincidir la apertura de los colimadores con el tamaño del detector. 4. Colocar el filtro a la salida de los rayos X, interceptando la totalidad del haz. 5. Realizar un disparo con una técnica que proporcione 10 μGy, 1 μGy y, por último, con 12 μGy.

-
6. Se deben modificar los valores de ancho y nivel de ventana para verificar la ausencia de artefactos en la imagen.
 7. A cada una de las imágenes obtenidas se le realizan cinco ROI, de 4 cm x 4 cm. Uno en el centro de la imagen y uno en cada una de las esquinas a 2 cm del borde de la imagen; se debe medir el VMP en cada una de ellas.
 8. En el programa de análisis de datos se debe obtener el valor de DEP y el de RSR de cada ROI medido.
 9. Se debe comparar el VMP con el VMP de la imagen global y el valor de la RSR con el valor medio de la RSR.
 10. Si se detectan defectos de homogeneidad, se procede a girar el detector 180° e irradiarlo nuevamente para descartar que se deba al efecto talón.
 11. Se debe comparar el valor de la RSR con las medidas de referencia de las pruebas de aceptación.
-

Rango de tolerancia	de	<p>La imagen no debe presentar artefactos en la totalidad de su superficie.</p> <p>La desviación máxima entre el VMP de cada ROI con el VMP medio de la imagen no debe exceder el $\pm 10\%$.</p> <p>La desviación máxima entre el valor de RSR de cada ROI con el RSR medio de la imagen no debe exceder el $\pm 20\%$.</p> <p>Al comparar el valor de la RSR medio de la imagen con el valor de referencia debe mantenerse constante a través del tiempo.</p>
Acciones por tomar	por	Anotar en bitácora cualquier anomalía e informar al responsable del equipo.

6.4.3 Uniformidad de la resolución

Tanto la uniformidad de la imagen como su resolución son características individuales y esenciales que se deben de tratar cuidadosamente en un sistema de radiología digital. Con el mismo grado de importancia, se debe de cuidar la uniformidad de la resolución como cualidad integral de los sistemas de panel plano.

La uniformidad de la resolución le permite al usuario corroborar que el detector no presenta una pérdida significativa de la resolución a través de toda su área, para así poder garantizar una reproducción confiable de la imagen, y con calidad diagnóstica en toda su amplitud.

Objetivo: Verificar que la resolución del detector a lo largo de toda su área se mantiene uniforme y no se identifican pérdidas importantes en áreas específicas.

Periodicidad: El personal de la ACCPR debe realizar esta prueba cada vez que se programa una visita de control anual. Se recomienda que su periodicidad en el servicio sea anual. También se debe realizar como prueba de aceptación del equipo.

Materiales necesarios

1. Equipo de rayos X
2. Todos los detectores móviles en uso
3. Programa visualizador de imágenes
4. Retícula metálica de resolución conocida o malla de alambre fino

Procedimiento

1. Ajustar el tubo a una distancia fuente detector de 100 cm.
2. Colocar el detector sobre la mesa.
3. Colocar la malla o retícula sobre el detector.
4. Si el detector cuenta con parrilla antidifusora movable, debe retirarse.
5. No colocar filtros a la salida del haz.
6. Alinear el centro del campo de luz con el centro del detector.
7. La apertura de los colimadores debe coincidir con el tamaño del detector.
8. Realizar un disparo con una técnica radiográfica de 50 kV y 10 mAs.
9. Revisar cuidadosamente toda la superficie en busca de zonas borrosas o discontinuas de la malla o retícula.

Rango de tolerancia: No debe haber aumento de la borrosidad en ninguna área. La resolución de la malla debe ser la misma con respecto a la imagen obtenida en las pruebas de aceptación, es decir, la imagen de línea base.

Acciones por tomar: Cualquier anomalía detectada debe ser anotada en la bitácora e informada junto con el resto de los resultados en el reporte final que se entrega al titular de la licencia.

Ficha de resumen

PRUEBA	UNIFORMIDAD DE RESOLUCIÓN
Prueba para radiología	Digital
Periodicidad	Anual, para vista de la ACCPR Anual para el Control de calidad del servicio.
Materiales necesarios	Retícula metálica de resolución conocida o malla de alambre fino.
Procedimiento	<ol style="list-style-type: none"> 1. Ajustar el tubo a una DFR de 100 cm. 2. Colocar el detector sobre la mesa, sin parrilla antidifusora. 3. Alinear el centro el campo de luz con el centro del detector; ajustar los bordes. 4. Realizar un disparo con una técnica radiográfica de 50 kV y 10 mAs. 5. Revisar cuidadosamente toda la superficie en busca de zonas borrosas o discontinuas de la malla o retícula.
Rango de tolerancia	No debe haber aumento de la borrosidad
Acciones por tomar	Anotar en bitácora cualquier anomalía e informar al responsable del equipo.

6.4.4 Función de respuesta del detector (propiedades de transferencia)

Esta prueba es considerada esencial dentro de un programa de control de calidad ya que permite al usuario definir el intervalo de valores de exposición apto para obtener una imagen con la adecuada calidad diagnóstica; a lo largo del rango dinámico total del detector.

Los detectores digitales presentan una respuesta que es lineal, logarítmica o cuadrática para un amplio intervalo de exposiciones; con un rango dinámico de 3 a 4 órdenes de magnitud. La función de respuesta debe ser monótonamente creciente o decreciente (SEFM, SEPR, SERM, 2012). Para estas verificaciones es indispensable aplicar las medidas de los valores del píxel sobre las imágenes crudas o preprocesadas.

Otro aspecto importante de esta prueba es que permite establecer el valor de *offset* del píxel, entiéndase este término como el valor que se añade para evitar valores negativos de los píxeles.

Objetivo: Determinar la relación entre el valor del píxel y la dosis que llega a la superficie del detector a fin de establecer la ecuación de transferencia del sistema.

Periodicidad: El personal de la ACCPR debe realizar esta prueba cada vez que se programa una visita de control anual. Se recomienda que su periodicidad en el servicio sea según criterio del personal encargado. También se debe realizar como prueba de aceptación del equipo detector.

Materiales necesarios

1. Equipo de rayos X
2. Todos los detectores móviles en uso
3. Equipo multilector de kV, tiempo y kerma
4. Programa de análisis de imágenes
5. Bitácora de control de datos

Procedimiento

1. Colocar el tubo a una distancia de 180 cm del detector de imágenes.
2. Colocar la filtración.

3. Colocar el equipo multilector de kV, tiempo y kerma a 30 cm de altura sobre el detector, dentro del campo de radiación.
4. Retirar la parrilla antidifusora.
5. Ajustar los colimadores al tamaño del detector.
6. Ajustar los parámetros técnicos a 70 kV y el mAs necesario para alcanzar un kerma de 1 μGy , 4 μGy , 12 μGy y 50 μGy .
7. Realizar un ROI de 4 cm x 4 cm a cada imagen, donde se mide el VMP y se anota el valor en la bitácora de control de datos.
8. Aplicar la fórmula del inverso del cuadrado de la distancia (véase fórmulas de interés), a la dosis registrada por el equipo lector, con el objetivo de encontrar la dosis entregada en la superficie del detector. Una vez realizado se registran los valores en la bitácora de control de datos.
9. Conformar, con los valores registrados, un gráfico de comparación de dosis entregada en la superficie del detector y valor medio del píxel, para el análisis de los datos. De esta información, el programa de análisis de datos provee la ecuación de transferencia y el coeficiente de determinación del gráfico, (véase fórmulas de interés).

Rango de tolerancia: El coeficiente de determinación (R^2) debe ser mayor a 0.95.

En el gráfico debe mantenerse una relación lineal entre la dosis registrada y el valor del píxel. El pendiente de la recta no debe ser mayor al 10 %

Acciones por tomar: Cualquier anomalía detectada debe ser anotada en bitácora e informada junto con el resto de los resultados en el reporte final que se entrega al titular de la licencia.

Ficha de resumen

PRUEBA	FUNCIÓN DE RESPUESTA DEL DETECTOR (PROPIEDADES DE TRANSFERENCIA)
Prueba para radiología	Digital
Periodicidad	Anual. Según visita de control. Según criterio del encargado del control de calidad del servicio

Materiales necesarios	Filtro recomendado. Bitácora de control de datos.
Procedimiento (paso a paso)	Colocar el tubo a una DFR 180 cm. Colocar la filtración correspondiente. Colocar el equipo multilector de kV, tiempo y kerma a 30 cm de altura sobre el detector. Retirar la parrilla antidifusora. Ajustar los colimadores al tamaño del detector. Ajustar los parámetros técnicos a 70 kV y el mAs necesario para alcanzar un kerma de 1 μ Gy, 4 μ Gy, 12 μ Gy y 50 μ Gy. A cada imagen se le realiza un ROI de 4 cm x 4 cm, donde se miden y se registra el VMP. A la dosis registrada por el equipo lector se le aplica la fórmula del inverso del cuadrado de la distancia, y se registra como la dosis al detector. Con los datos registrados conformar un gráfico de comparación de dosis entregada en la superficie del detector y valor medio del píxel. De esta información el sistema provee la ecuación de transferencia.
Rango de tolerancia	El coeficiente de determinación (R2) debe ser mayor a 0.95.
Acciones por tomar	Anotar en bitácora cualquier anomalía e informar al responsable del equipo.

6.4.5 Errores de escala

El diagnóstico de los estudios realizados con tecnología digital cuenta con grandes beneficios en comparación con los realizados con tecnología convencional. Una de estas ventajas es la facilidad que provee el programa de visualización para la manipulación de las imágenes, ya que así se logra una imagen más adecuada para el diagnóstico y con mejores cualidades sin la necesidad de repetirla ni irradiar nuevamente al paciente.

Los programas de visualización e interpretación de imágenes también cuentan con herramientas que permiten realizar diagnósticos más precisos, una de ellas es la utilizada

para las mediciones. En el caso de la interpretación, es indispensable para el o la radióloga en el reporte de patologías, variantes anatómicas, control de tratamientos, planeamientos quirúrgicos, entre otros. Por otro lado, la herramienta es útil, para el personal técnico en imágenes, en la comprobación y análisis de los controles de calidad.

Como se puede observar, el aporte que tiene esta herramienta en el desarrollo de un servicio de radiodiagnóstico convierte a esta prueba en fundamental dentro de un programa de control de calidad efectivo con el fin de dar fidelidad de sus mediciones.

Objetivo: Corroborar que la herramienta de medición se encuentra calibrada y realiza mediciones exactas y confiables.

Periodicidad: El personal de la ACCPR debe realizar esta prueba cada vez que se programa una visita de control anual. Se recomienda que su periodicidad en el servicio sea según criterio del personal encargado. También se debe realizar como prueba de aceptación del equipo detector.

Materiales necesarios

1. Todos los detectores móviles en uso
2. Equipo de rayos X
3. Programa visualizador de imágenes
4. Fantoma de cuadrícula
5. Regla radiopaca

Procedimiento

1. Ajustar el tubo a una distancia fuente detector de 150 cm.
2. Quitar la parrilla antidifusora del detector.
3. Quitar los filtros a la salida del haz.
4. Colocar el detector sobre la mesa.
5. Colocar el fantoma de cuadrícula y la regla radiopaca sobre el detector.
6. Realizar una exposición con técnica radiográfica de 50-60 kV con 10 mAs.
7. Revisar la imagen en el programa de visualización
8. Corroborar la medida de la longitud de los cuadros ubicados en la zona central de la imagen en sus ejes x u y, utilizando la herramienta de medición del programa.

Periodicidad	Anual. Según visita de control. Según criterio del encargado del control de calidad del servicio.
Materiales necesarios	Maniquí de cuadrícula Regla radiopaca
Procedimiento	<ol style="list-style-type: none"> 1. Ajustar el tubo a una DFR de 150 cm. 2. Quitar la parrilla antidifusora y los filtros. 3. Colocar el detector sobre la mesa. 4. Colocar sobre el detector el maniquí de cuadrícula y la regla radiopaca. 5. Realizar una exposición con técnica radiográfica de 50-60 kV con 10 mAs. 6. Corroborar la medida de la longitud de los cuadros ubicados en la zona central de la imagen en sus ejes x u y, utilizando la herramienta de medición. 7. Establecer el cociente x/y. 8. Corroborar la medida de la longitud de los cuadros de las esquinas de la imagen, utilizando la herramienta de medición. 9. Establecer el cociente a/b. 10. Medir una distancia de 10 cm, y dividirla entre el número de píxeles indicados en ella, por el programa.
Rango de tolerancia	<p>La discrepancia entre las medidas debe ser menor al 3 % para las imágenes concéntricas y menor al 5 % para las medidas en las esquinas.</p> <p>Los cocientes deben tener medidas entre 1, +/- 0.03.</p> <p>El tamaño del píxel debe coincidir con el indicado por la casa fabricante.</p>
Acciones por tomar	Anotar en bitácora cualquier anomalía e informar al responsable del equipo.

6.4.6 Fallo en los elementos del detector (dels)

Los detectores utilizados en radiología digital directa están conformados por una lámina de transistores de película fina (TFT) la cual, a su vez, consta de una serie de detectores múltiples y pequeños conocidos como “elementos del detector” o “dels”. Cada uno de estos componentes contiene un detector de píxeles, un condensador de almacenamiento y un interruptor. Su principal función es captar los electrones de la capa de fotodiodo, almacenarlos y transmitirlos al sistema para que el programa de visualización de imágenes pueda convertir esa información en una imagen diagnóstica y presentarla en el monitor para su postprocesamiento.

Los dels no son elementos que puedan modificarse manualmente y están directamente relacionados con la resolución espacial de la imagen, ya que es parte importante en la definición del tamaño del píxel de la imagen.

Al ser parte esencial de la cadena de formación de la imagen, es indispensable garantizar su buen funcionamiento ya que cualquier fallo en estos componentes implicará pérdida de la información que posteriormente podría ocultar alguna patología o producir artefactos en la imagen que afecten su valoración.

Objetivo: Verificar el buen estado de los elementos dels detector y su correcta funcionalidad en la formación de la imagen.

Periodicidad: El personal de la ACCPR debe realizar esta prueba cada vez que se programa una visita de control anual. Se recomienda que su periodicidad en el servicio sea según criterio del personal encargado. También se debe realizar como prueba de aceptación del equipo detector.

Materiales necesarios

1. Rejilla de contacto
2. Todos los detectores móviles en uso
3. Equipo de rayos X
4. Programa visualizador de imágenes

Procedimiento

1. Ajustar el tubo a una distancia fuente detector de 100 cm.
2. Colocar el detector sobre la mesa.
3. Colocar la rejilla de contacto sobre el detector.
4. Alinear el centro del campo de luz con el centro del detector.
5. Ajustar los colimadores al tamaño del campo.
6. Realizar un disparo con el control automático de dosis.
7. Realizar un análisis visual en busca de grupos, líneas o columnas con daños en los píxeles.
8. Hacer una comparación con las imágenes obtenidas en las pruebas de referencia.

Rango de tolerancia: La imagen no debe presentar artefactos en la totalidad de su superficie.

La tolerancia en la cantidad de dels defectuosos será establecida por la casa fabricante.

Acciones por tomar: Cualquier anomalía detectada debe ser anotada en bitácora e informada junto con el resto de los resultados en el reporte final que se entrega al titular de la licencia.

Ficha de resumen

PRUEBA	FALLO DE LOS ELEMENTOS DEL DETECTOR (DELS)
Prueba para radiología	Digital
Periodicidad	Anual. Según visita de control Según criterio del encargado del control de calidad del servicio
Materiales necesarios	Rejilla de contacto
Procedimiento	1. Ajustar el tubo a una DFR de 100 cm.

		<ol style="list-style-type: none"> 2. Colocar el detector sobre la mesa y, sobre él, la rejilla de contacto. 3. Alinear el centro del campo de luz con el centro del detector y ajustar los colimadores al tamaño del campo. 4. Realizar un disparo con el CAE. 5. Realizar un análisis visual en busca de grupos, líneas o columnas con daños en los píxeles. 6. Hacer una comparación con las imágenes obtenidas en las pruebas de referencia.
Rango de tolerancia	de	La tolerancia en la cantidad de dels defectuosos será establecida por la casa fabricante. Sin artefactos.
Acciones por tomar		Anotar en bitácora cualquier anomalía e informar al responsable del equipo.

6.4.7 Elementos defectuosos del detector sin corregir

Las láminas de TFT del panel plano se encuentran en la parte interna del detector y son las encargadas de recibir los electrones transmitidos por la capa de fotodiodo, almacenarlos y dirigirlos al sistema para su visualización. Para poder realizar este proceso, cuenta con unidades que lo conforman, llamadas elementos del detector (dels). Estos dispositivos electrónicos disponen de un sistema de preprocesamiento que los prepara para la recepción de los datos, de modo que si alguno de ellos tiene un daño funcional o estructural el sistema le aplica una corrección para que no se afecte la imagen. De este modo no se percibe en la imagen ningún tipo de artefacto por daño de los dels y la pérdida de la información es prácticamente imperceptible a la vista.

Objetivo: Valorar que todos aquellos dels que cuentan con un daño sean corregidos por el sistema.

Periodicidad: El personal de la ACCPR debe realizar esta prueba cada vez que se programa una visita de control anual. Se recomienda que su periodicidad en el servicio sea

según criterio del personal encargado. También se debe realizar como prueba de aceptación del equipo.

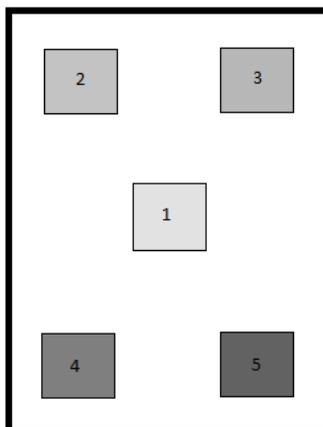
Materiales necesarios

1. Todos los detectores móviles en uso
2. Programa visualizador de imágenes
3. Equipo de rayos X
4. Multilector de kV, tiempo y kerma
5. Programa de análisis de datos

Procedimiento

1. Ajustar el tubo a una distancia fuente detector de 150 cm.
2. Colocar el detector sobre la mesa.
3. Si el detector cuenta con parrilla antidifusora movable, debe retirarse.
4. Alinear el centro del campo de luz con el centro del detector.
5. La apertura de los colimadores debe coincidir con el tamaño del detector.
6. Realizar cuatro disparos con una técnica que proporcione 10 μGy .
7. Se debe modificar los valores de ancho y nivel de ventana para verificar la ausencia de artefactos en la imagen.
8. A cada una de las imágenes obtenidas se le realizan 5 ROI, de 4 cm x 4 cm. Uno en el centro de la imagen y uno en cada una de las esquinas a 2 cm del borde de la imagen.

Figura 14. Formato de los ROI para evaluar los elementos defectuosos sin corregir



Fuente: Morant, 2013.

9. Medir el valor medio del píxel de cada área de interés en la imagen cruda, en el mismo orden en que se tomaron los ROI.
10. Detectar si hay valores de píxeles con desviaciones mayores al 20 % con respecto al valor medio del píxel.

Rango de tolerancia

La imagen no debe presentar artefactos en la totalidad de su superficie.

Ningún píxel de los ROI debe superar 20 % de desviación con respecto al valor medio del píxel de cada área.

Acciones por tomar: Cualquier anomalía detectada debe ser anotada en bitácora e informada junto con el resto de los resultados en el reporte final que se entrega al titular de la licencia.

Ficha de resumen

NOMBRE DE LA PRUEBA	ELEMENTOS DEFECTUOSOS DEL DETECTOR SIN CORREGIR
Prueba para radiología	Digital
Periodicidad	Anual, para visita de la ACCPR. Según criterio del encargado del control de calidad del servicio.
Materiales necesarios	Multilector de kV, tiempo y kerma Programa de análisis de datos
Procedimiento	<ol style="list-style-type: none"> 1. Ajustar el tubo a una DFR de 150 cm. 2. Colocar el detector sobre la mesa. 3. Retirar la parrilla antidifusora. 4. Alinear el centro del campo de luz con el centro del detector y ajustar los colimadores. 5. Realizar cuatros disparos con una técnica que proporcione 10 μGy. 6. Verificar la ausencia de artefactos en la imagen.

		<ol style="list-style-type: none"> 7. A cada una de las imágenes obtenidas se le realizan 5 ROI, de 4 cm x 4 cm. Uno en el centro de la imagen y uno en cada una de las esquinas a 2 cm del borde de la imagen. 8. En el mismo orden en que se tomaron los ROI se medirá el valor medio del píxel de cada área de interés en la imagen cruda. 9. Detectar si hay valores de píxeles con desviaciones mayores al 20 % con respecto al valor medio del píxel.
Rango de tolerancia	de	<p>La imagen no debe presentar artefactos en la totalidad de su superficie.</p> <p>Ningún píxel de los ROI debe superar 20 % de desviación con respecto al valor medio del píxel de cada área.</p>
Acciones tomar	por	Anotar en bitácora cualquier anomalía e informar al responsable del equipo.

6.4.8 Resolución espacial de alto contraste

La resolución de los equipos digitales está estrechamente ligada a los factores propios de la geometría del sistema, a los posibles movimientos y a las características propias del detector.

Es un parámetro utilizado en la radiología para valorar la calidad de la imagen; consiste en la capacidad de distinguir dos imágenes conjuntas con densidades muy diferentes y de tamaño muy reducido, es la que da el valor al detalle de la imagen. Está relacionada estrechamente con el tamaño del píxel, ya que cuanto más pequeño sea mejor resolución tendrá la imagen.

Este parámetro de calidad se puede valorar en una imagen con el uso de un fantoma de patrón de líneas de alto contraste. Por su parte, el espaciado entre píxeles define la separación del muestreo y determina la frecuencia de Nyquist del sistema (Buades, M., González, A., 2013).

La realización de la prueba debe garantizar que se mantenga y repita las mismas condiciones de la prueba de aceptación para que los resultados puedan ser comparativos y generen información productiva para el control de calidad del equipo.

Objetivo: Determinar la cantidad de pares de líneas que definen la resolución espacial de la imagen.

Periodicidad: El personal de la ACCPR debe realizar esta prueba cada vez que se programa una visita de control anual. Se recomienda que su periodicidad en el servicio sea semestral. También se debe realizar como prueba de aceptación del equipo.

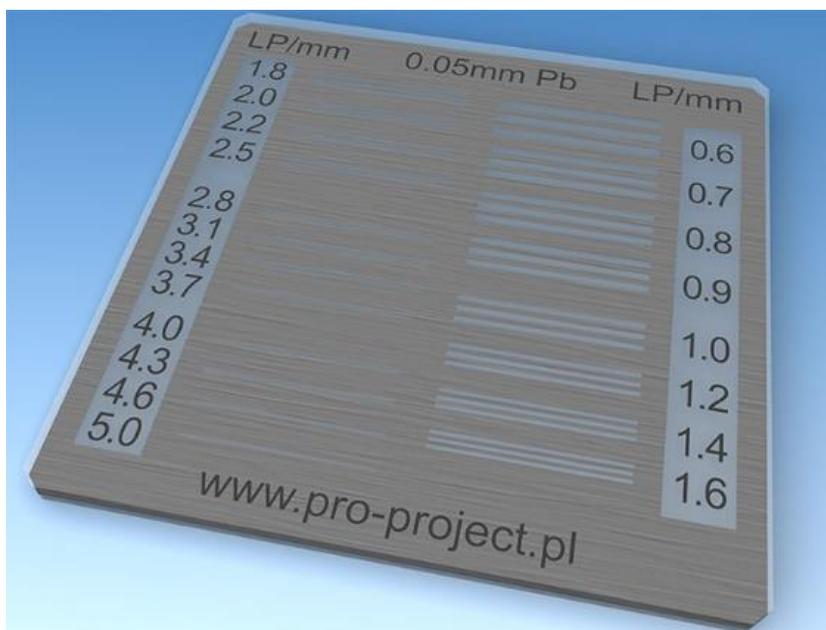
Materiales

1. Todos los detectores móviles en uso
2. Programa visualizador de imágenes
3. Equipo de rayos X
4. Multilector de kV, tiempo y kerma
5. Programa de análisis de datos
6. Fantoma de pares de líneas de alto contraste

Existen en el mercado diferentes fantomas que pueden ser utilizados en la prueba de resolución espacial definida por pares de líneas entre ellos:

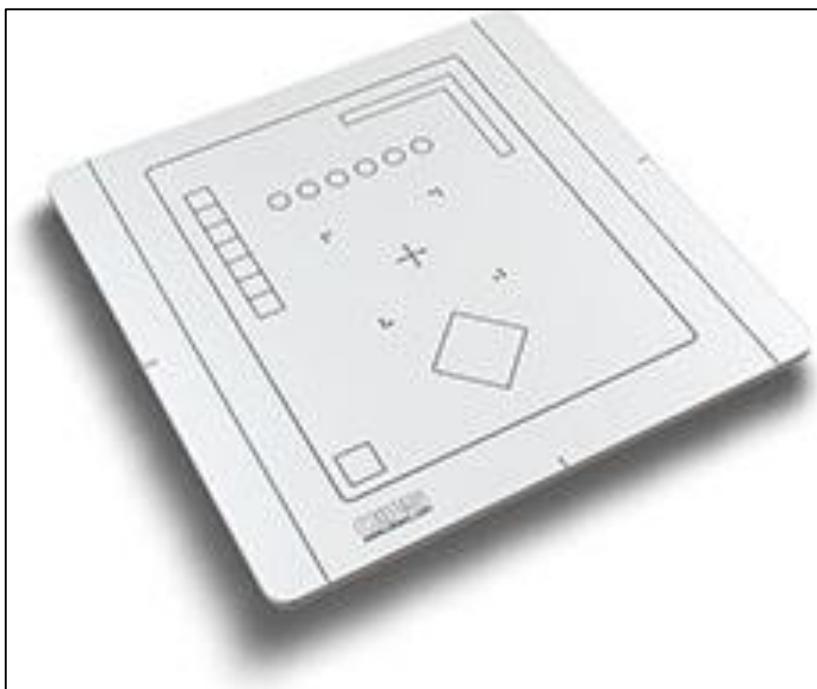
- Pro-digi: patrón de pares de líneas de 0.6 a 5.0 LP/mm.
- Pro-Alpha: patrón de pares de líneas de 0.6 a 5.0 LP/mm.
- CIRS DR QC HIGH-CONTRAST RESOLUTION: patrón de pares de líneas de 38 / Pb 0.05 mm / 45°.
- Quart SP-Digi HIGH-CONTRAST RESOLUTION: patrón de pares de líneas de 38 / Pb 0.05 mm / 45°.
- Quart SP-Vario HIGH-CONTRAST RESOLUTION: patrón de pares de líneas de 38 / Pb 0.05 mm / 45°.

Figura 15. Lámina de resolución espacial incluido en el Fantoma Pro-Digi y en el fantoma pro-Alpha



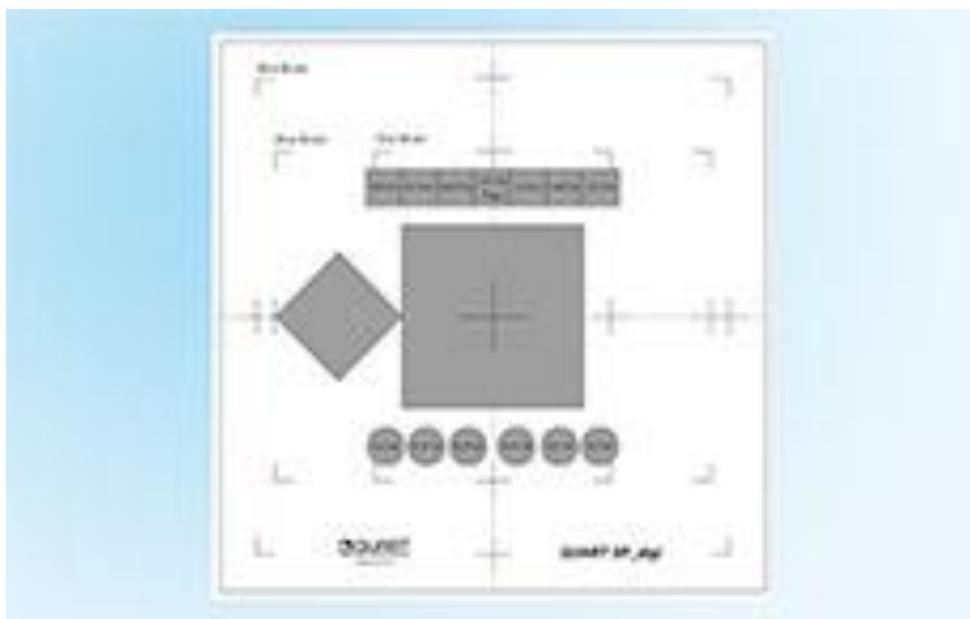
Fuente: <https://www.supertechx-ray.com/QualityControlPhantoms/quart-sp-vario.php>

Figura 16. Fantoma de resolución espacial CIRS DR QA



Fuente: <https://www.supertechx-ray.com/QualityControlPhantoms/quart-sp-vario.php>

Figura 17. Fantoma de resolución espacial Quart sp-digi



Fuente: <https://www.supertechx-ray.com/QualityControlPhantoms/quart-sp-vario.php>

Figura 18. Fantoma de resolución espacial Quart sp-VARIO



Fuente: <https://www.supertechx-ray.com/QualityControlPhantoms/quart-sp-vario.php>

Procedimiento

1. Colocar el tubo a una distancia del detector de 100 cm.
2. No utilizar filtros añadidos.
3. Colocar el detector sobre la mesa, alinearlos con el eje central del campo de luz.
4. Ajustar los colimadores al borde del detector.
5. Colocar el fantoma sobre el detector, haciendo coincidir el centro del fantoma con el centro del campo de luz, con una angulación sobre el detector de 45° para evitar el efecto Moiré.
6. Realizar una exposición con un kilovoltaje de 70 kV o 100kV, según el rango en que se trabaje el equipo. Si el equipo es de uso general, se utiliza una técnica de 70 kV; si es de uso exclusivo para exámenes de kV altos (mayores a 100) , se aplican 100kV.
7. Analizar la imagen obtenida en el programa de visualización de imágenes, con un aumento de 4 a 8x.
8. Registrar el valor más alto de pares de líneas por milímetro que se puede observar en la imagen.

Rango de tolerancia: Se debe visualizar el mismo valor registrado de pares de líneas obtenido en las pruebas de aceptación; no debe ser inferior.

Acciones por tomar: Cualquier anomalía detectada debe ser anotada en bitácora e informada junto con el resto de los resultados en el reporte final que se entrega al titular de la licencia.

Ficha de resumen

PRUEBA	RESOLUCIÓN ESPACIAL DE ALTO CONTRASTE
Prueba para radiología	Digital
Periodicidad	Anual, para visita de la ACCPR Semestral para el control de calidad del servicio
Materiales necesarios	Fantoma de pares de líneas de alto contraste
Procedimiento	1. Colocar el tubo a una DFR de 100 cm. 2. No utilizar filtros añadidos.

-
3. Colocar el detector sobre la mesa, alinearlos con el eje central del campo de luz
 4. Ajustar los colimadores al borde del detector.
 5. Colocar el fantoma sobre el detector, centrado y con una angulación sobre el detector de 45°.
 6. Realizar una exposición con un kilovoltaje de 70 kV o 100 kV, según el rango en que se use el equipo.
 7. Analizar la imagen obtenida en el programa de visualización de imágenes, con un aumento de 4 a 8x.
 8. Registrar el valor más alto de pares de líneas por milímetro.
-

Rango de tolerancia	de	El valor registrado de pares de líneas no debe ser inferior al registrado en las pruebas de aceptación.
Acciones por tomar	por	Anotar en bitácora cualquier anomalía e informar al responsable del equipo.

6.4.9 Resolución espacial de bajo contraste

La calidad de una imagen puede ser evaluada de manera cualitativa por medio de la prueba de resolución de bajo contraste, donde es la persona observadora quien realiza una valoración con base en la percepción de los componentes visuales de la imagen. Consiste en la capacidad de poder distinguir dos densidades diferentes conjuntas cuya resolución está influenciada por el ruido inherente, el tamaño del objeto y su uniformidad. Cuanto más alta sea la resolución de contraste más capacidad tendrá el sistema para representar cotidianamente estructuras de densidades sutiles y tamaño pequeño.

Para que esta prueba pueda ser utilizada como una evaluación de constancia, es muy importante mantener y repetir las condiciones en que se adquirió la imagen durante las pruebas de aceptación del equipo, es decir, se deben repetir las condiciones ambientales, la técnica radiográfica, la dosis a la entrada del detector, los algoritmos de procesamiento y la visualización de la imagen. Entre la literatura, se difiere si esta prueba debe ser evaluada por el mismo observador u observadora, para evitar discordancias por diferencia

de visión, o por varios observadores, para obtener una valoración promediada según diferentes criterios.

Objetivo: Garantizar la producción de imágenes de calidad diagnóstica al asegurar la misma resolución de bajo contraste a través del tiempo, de manera continua.

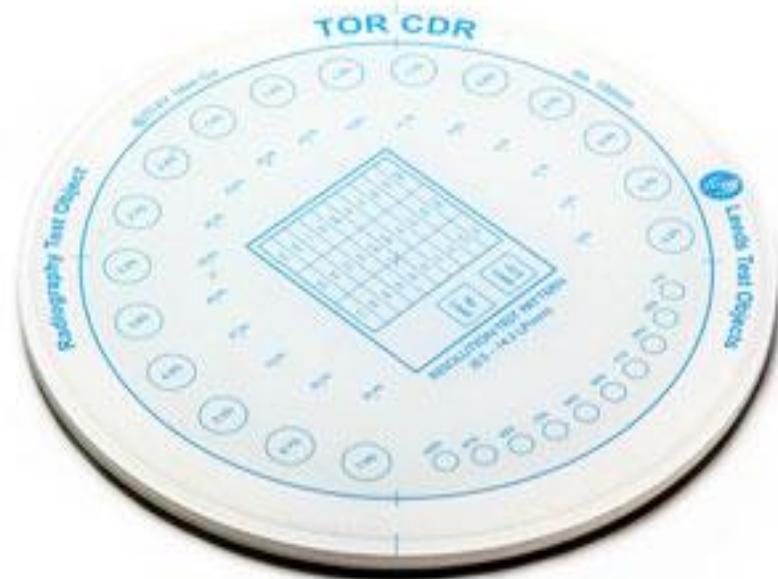
Periodicidad: El personal de la ACCPR debe realizar esta prueba cada vez que se programa una visita de control anual. Se recomienda que su periodicidad en el servicio sea semestral. También se debe realizar como prueba de aceptación del equipo.

Materiales necesarios

1. Todos los detectores móviles en uso
2. Programa visualizador de imágenes
3. Equipo de rayos X
4. Filtro de cobre de 1 mm
5. Filtros de aluminio 0.1 mm, 0.5 mm, y 0,01 mm (opcionales)
6. Multilector de kV, tiempo y kerma
7. Programa de análisis de datos
8. Fantoma de densidades de bajo contraste

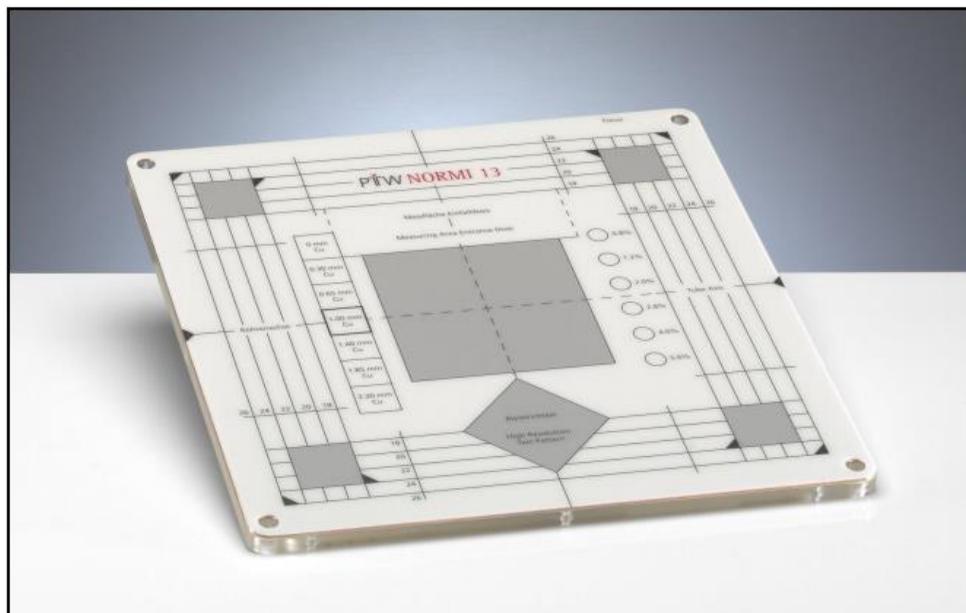
El maniquí o fantoma utilizado en la obtención de la imagen debe contar, en su interior, con una serie de objetos de diferentes densidades de bajo contraste y tamaños para ser evaluados por la o las personas observadoras. Entre los cuales, se encuentran el TOR CDR, PRO-DIGI, TO 16, TO 20 o CDRad.

Figura 19. Fantoma TOR



Fuente: IPEM, 2005.

Figura 20. Fantoma PRO-DIGI



Fuente: Manual NORMI 13.

Figura 21. Fantoma TO 16



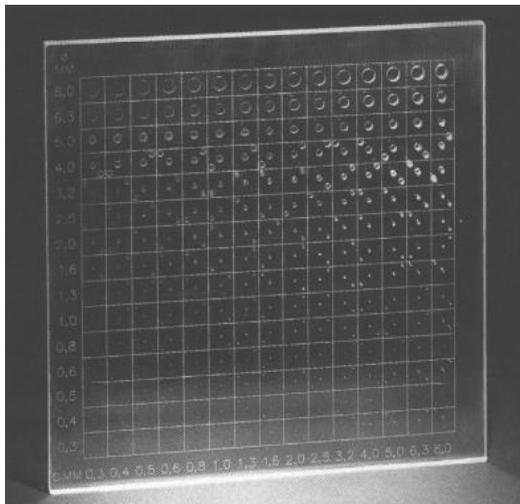
Fuente: Leeds Test Objects, 2014.

Figura 22. Fantoma TO 20



Fuente: Leeds Test Objects, 2014

Figura 23. Fantoma CDRad



Fuente: SEFM, SEPR, SEMR, 2012.

Procedimiento

1. Ajustar el tubo a una altura de 100 cm con respecto al detector de imágenes.
2. Centrar los ejes del campo de luz con el centro del detector.
3. Ajustar los colimadores al campo total del detector.
4. Colocar y centrar el fantoma de densidades de bajo contraste.
5. Colocar un filtro de cobre de 1 mm.
6. Realizar tres exposiciones con 70 kV y 10 μ Gy (imágenes 1, 2 y 3 para efectos de control de datos).
7. En el programa visualizador de imágenes se puede realizar un ajuste del ancho y nivel de ventana de máximo 40 % para lograr la visualización y valoración de las densidades.
8. Registrar las densidades visibles en cada una de las imágenes (1, 2 y 3) y compararlas con las de la prueba de aceptación.
9. Adicionalmente, se puede calcular la relación contraste ruido (RCR), para lo cual se toma una imagen con solo el filtro de cobre de 1 mm (imagen 4), además se toman tres imágenes más con filtración adicional, de modo que utilice filtro Cu + 0,1 mm de Al en la imagen 5; filtro de Cu + 0,5 mm del Al en la imagen 6, y filtro de Cu + 1 mm de Al en la imagen 7.
10. Realizar ROI a cada una de las imágenes adquiridas y registrar los valores de VMP y DTP (desviación típica del píxel).

11. Ingresar los valores al programa de análisis de datos para adquirir la RCR (ver fórmulas de interés).

Rango de tolerancia: No existen estándares específicos para esta prueba. Se pretende que el mismo resultado obtenido en la prueba de aceptación sea permanente a través del tiempo. En algunos casos, se recomienda no tener una variación mayor a +/- 2 densidades de diferencia.

En caso de medir la RCR, la desviación típica aceptable es de 5, con respecto a la medida de referencia en la prueba de aceptación.

Acciones por tomar: Cualquier anomalía detectada debe ser anotada en bitácora e informada junto con el resto de los resultados en el reporte final que se entrega al titular de la licencia.

Ficha de resumen

PRUEBA	RESOLUCIÓN ESPACIAL DE BAJO CONTRASTE
Prueba para radiología	Digital
Periodicidad	Anual, para vista de la ACCPR Semestral para el Control de calidad del servicio
Materiales necesarios	Filtro de cobre de 1 mm. Filtros de aluminio 0,1 mm, 0,5 mm, y 0,01 mm (opcionales) Multilector de kV, tiempo y kerma Programa de análisis de datos Fantoma de densidades de bajo contraste
Procedimiento	<ol style="list-style-type: none"> 1. Ajustar el tubo a una DFR de 100 cm. 2. Centrar los ejes del campo de luz con el centro del detector, ajustar los colimadores al borde del detector y centrar el fantoma. 3. Colocar un filtro de cobre de 1 mm. 4. Realizar tres exposiciones con 70 kV y 10 μGy. 5. Ajustar el ancho y nivel de ventana para visualizar las diferentes densidades.

		<ol style="list-style-type: none"> 6. Adicionalmente, se puede calcular la RCR, para lo cual se toma la imagen con solo el filtro de Cu de 1 mm. Además, tomar tres imágenes con un filtro adicional de 0,1 mm de Al en la primera, 0,5 mm del Al en la segunda y 1 mm de Al en la tercera imagen. 7. Registrar las densidades visibles en cada una de las imágenes (1, 2 y 3) y compararlas con las de la prueba de aceptación. 8. Realizar ROI a cada una de las imágenes adquiridas y registrar los valores de VMP y DTP. 9. Ingresar los valores al programa de análisis de datos para adquirir la RCR
Rango de tolerancia	de	<p>La cantidad de densidades en la imagen de referencia se debe mantener a través del tiempo con una variación de no más de dos densidades de diferencia.</p> <p>Cinco para el RCR con respecto a la referencia.</p>
Acciones por tomar	por	Anotar en la bitácora cualquier anomalía e informar al responsable del equipo.

6.4.10 Consistencia del índice de exposición

El indicador de exposición es un parámetro que permite evaluar el promedio de la exposición en el detector (España, M., Morant, J. J., Coll, A., 2013), es decir, la dosis que llega a este una vez que se ha realizado la radiografía. Todos los detectores utilizan este factor para determinar la cantidad de radiación captada, sin embargo, cada marca aplica un método de cálculo diferente. Esta prueba tiene como objetivo asegurar la constancia de esta herramienta como un proceso estándar para cada uno de los detectores sin importar la marca.

El índice de exposición constituye un instrumento muy valioso en una radiografía digital, ya que permite determinar la sobreexposición o la subexposición, que, debido al tipo de tecnología, es muy difícil de identificar a la vista (España, M., Morant, J. J., Coll, A. 2013).

Cabe recalcar que uno de los aspectos más importantes en la realización de la prueba de consistencia del índice de exposición es precisamente la estabilidad de los factores involucrados en la toma de las muestras, pues sin esta constancia sería imposible lograr tal verificación. Inicialmente, la prueba de aceptación se debe repetir tres veces en días continuos, con las mismas condiciones de exposición (algoritmo de procesamiento, índice de exposición, detector, técnica radiográfica), y promediar los resultados, el valor obtenido es el conocido como línea base o valor de referencia.

Objetivo: Ratificar que el índice de exposición se mantenga constante a través del tiempo en iguales condiciones de exposición.

Periodicidad: El personal de la ACCPR debe realizar esta prueba cada vez que se programa una visita de control anual. Se recomienda que su periodicidad en el servicio sea trimestral. También se debe realizar como prueba de aceptación del equipo detector.

Materiales necesarios

1. Filtro de cobre 1 mm
2. Equipo de rayos X
3. Todos los detectores móviles en uso
4. Programa de análisis de imágenes
5. Bitácora de control de datos

Procedimiento

1. Colocar el tubo a una distancia de 100 cm del detector de imágenes.
2. Colocar el detector sobre la mesa, alineado con el haz de radiación.
3. Ajustar los colimadores con los bordes del detector.
4. Interceptar por completo el haz de radiación colocando un filtro de 1 mm de cobre a la salida de los colimadores.
5. Realizar una exposición con una técnica radiográfica de 70 kV y 4 mAs.
6. Procesar la imagen utilizando un algoritmo de procesamiento de imagen consistente, el mismo utilizado en las pruebas de aceptación.
7. Registrar el índice de exposición y compararlo con el valor de referencia en las pruebas de aceptación (valor de línea base).

Rango de tolerancia: El valor de índice de exposición recolectado puede variar hasta en un 10 % con respecto al valor de referencia tomado en la prueba de aceptación.

Acciones por tomar: Cualquier anomalía detectada debe ser anotada en bitácora e informada junto con el resto de los resultados en el reporte final que se entrega al titular de la licencia.

Ficha de resumen

PRUEBA	CONSISTENCIA DEL ÍNDICE DE EXPOSICIÓN
Prueba para radiología	Digital
Periodicidad	Anual. Según visita de control. Trimestral para el control de calidad del servicio.
Materiales necesarios	Filtro de cobre 1 mm Programa de análisis de imágenes. Bitácora de control de datos.
Procedimiento (paso a paso)	<ol style="list-style-type: none"> 1. Colocar el tubo a una DFR de 100 cm. 2. Colocar el detector sobre la mesa, alineado con el haz de radiación. 3. Ajustar los colimadores con los bordes del detector. 4. Colocar un filtro de 1 mm de cobre a la salida de los colimadores. 5. Realizar una exposición con una técnica radiográfica de 70 kV y 4 mAs. 6. Procesar la imagen utilizando un algoritmo de procesamiento de imagen consistente. 7. Registrar los datos del índice de exposición.
Rango de tolerancia	Diferencia de 10 % con respecto al valor de referencia de la prueba de aceptación.
Acciones por tomar	Anotar en bitácora cualquier anomalía e informar al responsable del equipo.

7. Bibliografía

- American Association of Physicists in Medicine. (2002). *AAPM REPORT NO. 74 Quality Control in Diagnostic Radiology Report of Task Group #12 Diagnostic X-ray Imaging Committee*. United States of America.
- American Association of Physicists in Medicine. (2006). *AAPM REPORT NO. 93 Acceptance Testing and Quality Control of Photostimulable Storage Phosphor Imaging Systems Report of AAPM Task Group 10*. United States of America.
- American Association of Physicists in Medicine. (2006). *Acceptance Testing and Quality Control of Photostimulable Storage Phosphor Imaging Systems*. Maryland: AAPM
- American Association of Physicists in Medicine. (2009). *An Exposure Indicator for Digital Radiography. (Report No. 116)*. Recuperado de: <https://drive.google.com/file/d/1jLirGITmquX9ZpRdsHZd8p-EPRLqPcH5/view>
- Arce, L. (2014) Pruebas de aceptación en equipo de radiografía digital directo en el servicio de radiología del Hospital San Juan de Dios. *Revista Acta Académica*, 55. Pag 41-54. ISSN 1017-7507. Recuperado el 28 de setiembre de 2020, de <http://revista.uaca.ac.cr/index.php/actas/article/view/120>
- Buades, M. y González, A. (2013). *Métricas que definen la Calidad de la Imagen. Introducción al Control de Calidad en Radiología Digital*. Sociedad Española de Física Médica. ADI. España.
- España, M., Morant, J. J., Coll, A. (2013). *Indicadores dosimétricos en radiología digital. Introducción al Control de Calidad en Radiología Digital*. Murcia: Servicios Editoriales ADI
- Fleitas, I. (2017). *Curso de Protección Radiológica en Radiología Digital* [Diapositivas de Power Point]. Recuperado el 20 de agosto de 2020, de <https://es.slideshare.net/medinao/curso-proteccion-radiologica-en-radiologa-digital>
- Giller, E., Hamilton, A., Lawson, J. y Wiebe, R. (s. f.). *Contrast Detectability DR. Quality Control - Cluster Three Labs*. Recuperado el 16 de octubre de 2020: <http://qualitycontrol-cluster3.weebly.com/contrast-detectability-dr.html>
- Giller, E., Hamilton, A., Lawson, J., Wiebe, R. (s. f.). *Dark Noise Test CR. Quality Control - Cluster Three Labs*. Recuperado el 16 de octubre de 2020: <http://qualitycontrol-cluster3.weebly.com/dark-noise.html>
- Groenewald, A. (2016). Development of a universal medical X-ray imaging phantom prototype. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. American Association of

- Physicist of Medicine*. Recuperado el 3 de octubre de 2020 de: <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1120/jacmp.v17i6.6356>
- International Atomic Energy Agency. (2011). Quality Assurance Programme for Digital Mammography. *IAEA human health series*, ISSN 2075–3772; no. 17. Vienna, Austria.
- Institute of Physics and Engineering in Medicine. (2005). *Report 91. Recommended Standards for the Routine Performance Testing of Diagnostic X-Ray Imaging Systems*. Reino Unido.
- Leeds Test Objects, Medical Imaging Phantoms. (2014). *TO16 & TO20 Threshold Contrast Phantoms*. Recuperado el 17 de octubre de 2020, de <https://www.leedstestobjects.com/wp-content/uploads/TO-16-and-TO-20-product-specifications.pdf?x49446>
- LQUART. Quality Assurance in Radiological Technologies. Recuperado el 5 de octubre de 2020. De: <https://quart.de/en/products/test-phantoms/radiography/quart-kat-43x45>
- Ministerio de Salud Pública, Centro de Control Estatal de Equipos Médicos (1998). Guía Técnica CCEEM GT-07 Control de Calidad de Equipos de Radiografía. Cuba.
- Monrant, J. J. (2013) *Control de calidad en sistemas de adquisición estática, Sistemas digitales basados en detectores integrados (paneles planos) Introducción al Control de Calidad en Radiología Digital* (págs. 298-307). Murcia: Servicios Editoriales ADI
- Moreno, P. (2016-2017). *Desarrollo de Algoritmos para medir y controlar la Calidad de la Imagen Generada en los Equipos Radiológicos*. Universitat Politècnica de Valencia, España.
- Otero, C. (2013). *Control de calidad en sistemas de adquisición estática, Radiografía Computarizada CR. Introducción al Control de Calidad en Radiología Digital* (págs. 249-281). Murcia: Servicios Editoriales ADI.
- Oxford English and Spanish Dictionary. (2020). Uniformidad, Recuperado el 22 de setiembre de 2020, de <https://www.lexico.com/es/definicion/uniformidad>
- Physikalisch-Technische Werkstätten. (2015). *User Manual Normi 13 (T42023)*. Alemania. PTW-Freiburg
- Promis Electro-Optics Radiation Technology. (2018). *Model 161B / 162A – Collimator and Beam Alignment Test Tools – Gammex. Bélgica*. Revisado en el sitio web: <https://www.peo-radiation-technology.com/en/product/model-161b-162a-collimator-and-beam-alignment-test-tools-gammex/#prettyPhoto>
- Pro-Project. (2016). *Pro Digi User Manual*. Pro-Project. Polonia

- Samei, E, Badano, A, Chakraborty, D, Compton, K, Cornelius, C, Corrigan, K, Flynn, MJ, Hemminger, B, Hangiandreou, N, Johnson, J, Moxley, M, Pavlicek, W, Roehrig, H, Rutz, L, Shepard, J, Uzenoff, R, Wang, J, Willis, C. (2005). Assessment of Display Performance for Medical Imaging Systems, Report of the American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Task Group 18, *Medical Physics Publishing, Madison, WI, AAPM On-Line Report No. 03*, April 2005
- Servicio Canario de la Salud (s. f.) *Uniformidad*. Gobierno de las Canarias. Recuperado el 27 de setiembre de 2020, de: <https://www3.gobiernodecanarias.org/sanidad/scs/contenidoGenerico.jsp?idDocumento=817a1196-649c-11de-9f64-b7eb330259fe&idCarpeta=da145542-fbdb-11e0-a49a-27e12b71ef94>
- Sociedad Española de Física Médica. (2012). *Fundamentos de Física Médica. Volumen 2 Radiodiagnóstico: bases físicas, equipos y control de calidad*. Servicios Editoriales ADI Madrid.
- Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Protección Radiológica, Sociedad Española de Radiología Médica. (2012). *Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. (Revisión 2011)* Madrid, España: Senda Editorial, SA
- The Royal Australian and New Zealand College of Radiologist. (2013). *General X-ray Quality Assurance and Quality Control Guideline*. Australia.
- Valzano, S, and Matheoud, R. (2014). *Quality Controls in x-Ray Imaging*. Azienda Ospedaliera Maggiore della Carita, Novara, Italy-Elsevier B.V
- .

1. Anexos

Bitácora para recolección de datos de los protocolos de control de calidad en equipos digitales de radiodiagnóstico convencional	Fecha:
----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	--------

Datos de la instalación

Nombre del centro de salud	Provincia	Cantón	Distrito	Región
Nombre del titular de la licencia	N.º de cédula	N.º de teléfono	N.º de extensión	Correo electrónico
Jefatura del servicio	Técnico colaborador del servicio		Físico responsable del servicio	

Datos del equipo emisor

Radiología digital directa Radiología digital computarizada

Sala #:

Marca del equipo	Modelo del equipo emisor	N.º de serie del equipo emisor	Filtración total	Marca del tubo de Rx	
Modelo del tubo de Rx	N.º de serie del tubo de Rx	kV	Tipo de alimentación	Punto focal	N.º de activo

I. Pruebas generales

1. Inspección física del equipo		Criterio	¿Es aceptable?	Observaciones
1.1 Inspección visual de los componentes del equipo				
1.1.1	Estado general de la mesa	Limpieza y buen estado		
1.1.2	Estado del soporte del tubo de rayos X	Limpieza y libre de fugas		
1.1.3	Estado general de la consola del generador	Limpieza y buen estado		
1.1.4	Condiciones de los cables eléctricos	Forrados, libres de torceduras y sin daño		
1.1.5	Estado general del receptor de imágenes	Limpieza y buen estado, libre de irregularidades		
1.2 Comprobación de estabilidad del equipo		Criterio	¿Es aceptable?	Observaciones
1.2.1	Estabilidad del sistema mecánico de suspensión del tubo de rayos X	Funcionamiento correcto		
1.2.2	Sistema de frenado del sistema de suspensión del tubo de rayos X	Eje axial Eje vertical Eje longitudinal	Existencia y funcionamiento correcto	
1.2.3	Sistema de suspensión del tubo de rayos X		Movimiento suave y mecánicamente estable	
1.2.4	Estabilidad mecánica de la mesa de exploración en posición libre (sin frenos)		Funcionamiento correcto	
1.2.5	Sistema de frenado de la mesa de exploración	Eje axial Eje vertical Eje longitudinal	Existencia y funcionamiento correcto	
1.2.6	Movimiento de la mesa de exploración		Movimiento suave y mecánicamente estable	
1.2.7	Movimiento de la gaveta portareceptor		Movimiento suave y estable	
1.2.8	Movimiento del bucky de pared		Movimiento suave y estable	
1.3 Verificación de funcionalidad general del equipo		Criterio	¿Es aceptable?	Observaciones
1.3.1	¿El equipo se encuentra en estado operativo y funcional?	Funcionamiento correcto		
1.3.2	¿Funcionan los interruptores y los indicadores luminosos?	Funcionamiento correcto		

2. Verificación del indicador de distancia foco-receptor		Criterio	¿Es aceptable?	Observaciones
2.1	¿Distancia medida según indicador corresponde a la medida de la cinta métrica?	Exactitud de la distancia: 100 cm		

3. Verificación de la coincidencia, alineación, y centraje del campo de luz-campo de radiación, definición del campo luminoso, colimación del campo de radiación y ortogonalidad del rayo central		Criterio	¿Es aceptable?	Observaciones
3.1 Verificación de la nivelación		Criterio	¿Es aceptable?	Observaciones
3.1.1	¿Está la mesa bien nivelada?	Nivelación correcta		
3.1.2	¿El tubo de rayos X se encuentra nivelado?	Nivelación correcta		
3.2 Coincidencia del campo de luz y el campo de radiación		Criterio	¿Es aceptable?	Observaciones
3.2.1	¿Existe coincidencia del campo de luz y el campo de radiación?	Axial	Desviación de $\leq 2\%$ de la DFR	
		Longitudinal	Desviación de $\leq 2\%$ de la DFR	
3.3 Alineación y centrado entre el campo de luz y el campo de radiación		Criterio	¿Es aceptable?	Observaciones
3.3.1	¿La alineación del campo irradiado y el campo luminoso está dentro del rango de tolerancia para todas las direcciones?	Axial	Diferencia de $\leq 2\%$ de la DFR	
		Longitudinal	Diferencia de $\leq 2\%$ de la DFR	

3.3.2 ¿El centrado del campo de radiación está ajustado con respecto al haz luminoso?		Desviación de $\leq 1\%$ de la DFR a cada borde del campo		
3.4 Definición del campo luminoso		Criterio	¿Es aceptable?	Observaciones
3.4.1 ¿El campo luminoso es simétrico?		Desviación es $\leq 1\%$ de la DFR a cada borde del campo		
3.4.2 ¿La penumbra de los bordes tiene una longitud visible correcta?		Penumbra es $\leq 1\text{cm}$ en todos los bordes		
3.4.3 ¿La iluminación del campo luminoso es suficiente?		Iluminación es $> 50\text{ lux}$		
3.5 Colimación del campo de radiación		Criterio	¿Es aceptable?	Observaciones
3.5.1 ¿La colimación del campo es correcta en cada dirección?	Lado 1: Lado 2: Lado 3: Lado 4:	Desviación es $\leq 2\%$ de la DFR en c/dirección.		
3.5.2 ¿La suma total de las diferencias se encuentra dentro del rango?		Suma total de las dif. $\leq 3\%$ de la DFR		
3.6 Ortogonalidad del rayo central		Criterio	¿Es aceptable?	Observaciones
3.6.1 ¿El rayo central es perpendicular al receptor de imágenes?		Desviación es $\leq 1.5^\circ$ en centro de la imagen		

4. Tamaño mínimo del campo		Criterio	¿Es aceptable?	Observaciones
4.1 ¿Tiene el tamaño de campo mínimo una dimensión adecuada?	Longitud: Ancho:	Márgenes $\leq 5\text{ cm}$ Márgenes $\leq 5\text{ cm}$		

5. Presencia de artefactos o artificios		Criterio	¿Es aceptable?	Observaciones
5.1 ¿Las imágenes están libres de artefactos o artificios?		No debe haber artefactos o artificios.		

6. Calidad de la imagen				
6.1 Valoración de imágenes PA de tórax	Criterio	¿Es aceptable?	Observaciones	
6.1.1. Contraste general	Contraste adecuado	<input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/>		
6.1.2 Exploración realizada en inspiración profunda	Visualización de 6 costillas anteriores y 10 posteriores por encima del diafragma	<input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/>		
6.1.3 No hay rotación del tórax.	Procesos espinosos de v. dorsales equidistantes a bordes de clavícula	<input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/>		
6.1.4. Visualización correcta de campos pulmonares	Borde medial de las escápulas es proyectado fuera	<input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/>		
6.1.5 Visualización completa de campos pulmonares	Desde la séptima vértebra vertical hasta ángulos costofrénicos	<input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/>		
6.1.6 Visualización correcta de estructuras mediastínicas	Nitidez de tráquea, bronquios principales, bordes del corazón y ambos hemidiafragmas	<input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/>		
6.1.7 Visualización correcta de vasos pulmonares	Son visibles a través de la silueta cardiaca	<input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/>		
6.1.8 Visualización de contorno mediastinal	Visible a través de la silueta cardiaca	<input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/>		
6.1.9 Visualización de columna dorsal baja	Levemente percibida, visualización de espacios intervertebrales	<input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/>		
6.1.10 Imagen adquirida en respiración suspendida	Nitidez de los vasos periféricos	<input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/>		
6.1.11 ¿Las imágenes son de calidad diagnóstica?	Imagen aceptable para propósitos clínicos	<input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/>		
6.2 Valoración de imágenes de rodilla en posición lateral	Criterio	¿Es aceptable?	Observaciones	
6.2.1. Contraste general	Contraste adecuado	<input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/>		
6.2.2 Visualización de bordes de estructuras óseas	Nitidez en los bordes de estructuras óseas	<input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/>		
6.2.3 Visualización de detalle interno de estructuras óseas	Detalle trabecular de estructuras óseas	<input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/>		
6.2.4 Visualización completa de estructuras anatómicas	Tejido óseo completo y tejidos blandos proximales	<input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/>		
6.2.5 ¿Las imágenes son de calidad diagnóstica?	Imagen aceptable para propósitos clínicos	<input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/> <input type="radio"/>		

II. Pruebas para radiología computarizada

1. Verificación de la limpieza de chasis y fósforos	Criterio	¿Es aceptable?	Observaciones
1.1 ¿Está el chasis correctamente identificado?	Rotulación con número		# chasis:
1.2 ¿Está la pantalla correctamente identificada?	Identificación coincide con chasis		
1.3 ¿Está la felpa interna en buen estado?	Limpieza sin grumos ni levantamientos		
1.4 Estado general de las pantallas	Limpieza sin manchas ni hongos		
1.5 ¿La imagen sin exposición se obtiene libre de irregularidades?	Libre de impurezas, hongos o manchas por suciedad		
1.6 Verificación de la bitácora de limpieza del chasis y la pantalla	Evidencia de limpieza periódica del chasis		

2. Efectividad del ciclo de borrado	Criterio	¿Es aceptable?	Observaciones
2.1 ¿La imagen está libre de rastros de la imagen previa (con la lámina de Pb)?	Dif. entre valores de exposición $< 5\%$		

3. Desvanecimiento de la imagen latente	Criterio	¿Es aceptable?	Observaciones
3.1 Variabilidad del valor medio del píxel entre ROI 1 y ROI 2	Sin pérdidas del VMP ni aumento del ruido		

4. Ruido oscuro		Criterio	¿Es aceptable?	Observaciones
4.1 Homogeneidad de la imagen		Libre de irregularidades y artefactos		
4.4 Cociente de índice de exposición/valor de píxel		Cociente EI / VP < 80		

5. Uniformidad de la imagen						
5.1 Evaluación de regiones de interés		Valor del píxel	Desviación	Criterio	¿Es aceptable?	Observaciones
5.1.1 ROI 1				DE < 5 % al valor de la media global de la imagen		
5.1.2 ROI 2						
5.1.3 ROI 3						
5.1.4 ROI 4						
5.1.5 ROI 5						
5.1.6 Valor de la media global de la imagen						
5.2 Evaluación de la variación de la imagen				Criterio	¿Es aceptable?	Observaciones
5.2 Coeficiente de variación				CV < 10 % entre fósforos		

6. Linealidad y propiedad de transeferencia del sistema					
6.1 Gráfica del valor del píxel vs. dosis media recibida en superficie del chasis					
			<p>Ecuación de transferencia del sistema</p> <p>Ecuación teórica del fabricante</p>		
6.2 Valoración de coeficientes			Criterio	¿Es aceptable?	Observaciones
6.2.1 Evaluación del coeficiente de la exposición calculada			CE difiere < 10 % de la media		
6.2.2 Evaluación del coeficiente de correlación o determinación			Debe ser > 0.95		

7. Errores de escala					
7.1 Evaluación de imagen expuesta con parrilla difusora			Criterio	¿Es aceptable?	Observaciones
7.1.1 ¿La imagen es visualmente adecuada?			Libre de cortes, distorsiones y difuminado		
7.1.2 ¿La imagen mantiene la uniformidad espacial?			Imagen nítida, sin distorsiones o desplazamientos		
7.2 Evaluación de imagen expuesta con la regla plomada			Criterio	¿Es aceptable?	Observaciones
7.2.1 Verificación de medidas con la herramienta de medición			Concordancia de medidas: ≤ 3 % en el centro del fósforo; ≤ 5 % en los bordes		

8. Resolución de alto contraste					
8.1 Evaluación cualitativa de la imagen			Criterio	¿Es aceptable?	Observaciones
			Cantidad de pares de líneas ≥ a la cantidad de la imagen de la prueba de aceptación		

9. Resolución de bajo contraste					
9.1 Evaluación cualitativa de la imagen			Criterio	¿Es aceptable?	Observaciones
			Variación < ± 2 densidades de diferencia a la imagen de la prueba de aceptación		

10. Consistencia del índice de exposición					
10.1 Evaluación del índice de exposición			Criterio	¿Es aceptable?	Observaciones
			Variación ± 10 % del valor de línea base		

III. Pruebas para radiología digital

1. Ruido oscuro y remanencia de la imagen previa					
1.1 Evaluación de ruido de oscuro			Criterio	¿Es aceptable?	Observaciones
1.1.1 Evaluación cualitativa de la imagen 1			Libre de artefactos		
1.1.2 Valoración del valor del píxel de la imagen 1		VP:	Des. Max. del VP < 50 % con la imagen de la p. aceptación		
1.2. Evaluación de la remanencia de imagen previa			Criterio	¿Es aceptable?	Observaciones
1.2.1 Valorar remanencia de la imagen			Imagen 3 sin rastros de la imagen 2		
1.2.2 Valoración de rastros de la imagen plomada (imagen 2)			Dif. entre VP de imagen 1 y 3 < 5 %		

2. Uniformidad de la imagen					Criterio	¿Es aceptable?	Observaciones
2.1 Evaluación de imagen (10 µGy)							
2.1.1 ROI 1 (10 µGy)					VMP < ±10 % al VMP medio de la imagen global. RSR < ±20 % al RSR media de la imagen. RSR medio = a RSR medio de p. de aceptación		
2.1.2 ROI 2 (10 µGy)							
2.1.3 ROI 3 (10 µGy)							
2.1.4 ROI 4 (10 µGy)							
2.1.5 ROI 5 (10 µGy)							
2.1.6 Valor medio del píxel de la imagen global (10 µGy):							
2.1.7 Valor medio relación señal ruido de la imagen (10 µGy):					Sin alteración a la P. de aceptación		
2.1.8 Uniformidad de la imagen (10 µGy)					Libre de artefactos		
2.2 Evaluación de imagen (1 µGy)					VMP	DEP	RSR
2.2.1 ROI 1 (1 µGy)					VMP < ±10 % al VMP medio de la imagen global. RSR < ±20 % al RSR media de la imagen. RSR medio = a RSR medio de p. de aceptación		
2.2.2 ROI 2 (1 µGy)							
2.2.3 ROI 3 (1 µGy)							
2.2.4 ROI 4 (1 µGy)							
2.2.5 ROI 5 (1 µGy)							
2.2.6 Valor medio del píxel de la imagen global (1 µGy):							
2.2.7 Valor medio relación señal ruido de la imagen (1 µGy):					Sin alteración a la P. de aceptación		
2.2.8 Uniformidad de la imagen (1 µGy)					Libre de artefactos		
2.3 Evaluación de imagen (12 µGy)					VMP	DEP	RSR
2.3.1 ROI 1 (12 µGy)					VMP < ±10 % al VMP medio de la imagen global. RSR < ±20 % al RSR media de la imagen. RSR medio = a RSR medio de p. de aceptación		
2.3.2 ROI 2 (12 µGy)							
2.3.3 ROI 3 (12 µGy)							
2.3.4 ROI 4 (12 µGy)							
2.3.5 ROI 5 (12 µGy)							
2.3.6 Valor medio del píxel de la imagen global (12 µGy):							
2.3.7 Valor medio Relación Señal Ruido de la imagen (12 µGy):					Sin alteración a la P. de aceptación		
2.3.8 Uniformidad de la imagen (12 µGy)					Libre de artefactos		

3. Uniformidad de resolución		Criterio	¿Es aceptable?	Observaciones
3.1 Evaluación cualitativa de la imagen		Libre de borrosidad. La resolución de la imagen debe ser equivalente a la imagen de la p. de aceptación.		

4. Función de respuesta del detector o propiedades de transferencia				
4.1 Evaluación de los ROI		VMP	Dosis superficie	Gráfica de dosis media en superficie vs. VMP
4.1.1 ROI imagen de 1 µGy				
4.1.2 ROI imagen de 4 µGy				
4.1.3 ROI imagen de 12 µGy				
4.1.4 ROI imagen de 50 µGy				
4.2 Evaluación de la ecuación de transferencia del sistema		Criterio		
4.1.5 Ecuación de transferencia del sistema:		Relación lineal entre dosis y VMP. Pendiente < 10 %		
4.1.6 Coeficiente de determinación:		R2 > 0.95		

5. Errores de escala				
5.1 Comprobación longitud de los cuadros centrales		Criterio	¿Es aceptable?	Observaciones
5.1.1 Medida de longitud en eje X		Discrepancia < 3 %		
5.1.2 Medida de longitud en eje Y		Discrepancia < 3 %		
5.1.3 Cociente X/Y		Valor entre 1, +/- 0.03		
5.2 Comprobación longitud de los cuadros en las esquinas de la imagen		Criterio	¿Es aceptable?	Observaciones
5.2.1 Medida de longitud eje a, esquina superior izquierda		Discrepancia < 5 %		
5.2.2 Medida de longitud eje b, esquina superior izquierda		Discrepancia < 5 %		
5.2.3 Cociente a/b, esquina superior izquierda		Valor entre 1, +/- 0.03		
5.2.4 Medida de longitud eje a, esquina inferior izquierda		Discrepancia < 5 %		
5.2.5 Medida de longitud eje b, esquina inferior izquierda		Discrepancia < 5 %		
5.2.6 Cociente a/b, esquina inferior izquierda		Valor entre 1, +/- 0.03		
5.2.7 Medida de longitud eje a, esquina superior derecha		Discrepancia < 5 %		
5.2.8 Medida de longitud eje b, esquina superior derecha		Discrepancia < 5 %		
5.2.9 Cociente a/b, esquina superior derecha		Valor entre 1, +/- 0.03		

5.2.10 Medida de longitud eje a, esquina inferior derecha	Discrepancia < 5 %		
5.2.11 Medida de longitud eje b, esquina inferior derecha	Discrepancia < 5 %		
5.2.12 Cociente a/b, esquina inferior derecha	Valor entre 1, +/- 0.03		
5.3 Comprobación del tamaño del píxel	Criterio	¿Es aceptable?	Observaciones
5.3.1 Tamaño del píxel medidos en 10 cm	Coincidir con el fabricante		

6. Fallo en los elementos del detector (del)		Criterio	¿Es aceptable?	Observaciones
6.1 Evaluación visual de la imagen		Libre de artefactos en su totalidad		
6.1.1 Análisis visual en grupos de píxeles		Tolerancia de dels defectuosos definida por fabricante		
6.1.2 Análisis visual de líneas de píxeles				
6.1.3. Análisis visual de columnas de píxeles				

7. Elementos de detector sin corregir								
7.1 Evaluación de la imagen 1				7.3 Evaluación de la imagen 3				
7.1.1 VMP ROI 1:		Desviación de cada píxel < 20 % del VMP de cada ROI	¿Es aceptable?	7.3.1 VMP ROI 1:		Desviación de cada píxel < 20 % del VMP de cada ROI	¿Es aceptable?	
7.1.2 VMP ROI 2:				7.3.2 VMP ROI 2:				
7.1.3 VMP ROI 3:				7.3.3 VMP ROI 3:				
7.1.4 VMP ROI 4:				7.3.4 VMP ROI 4:				
7.1.5 VMP ROI 5:				7.3.5 VMP ROI 5:				
7.1.6 Evaluación cualitativa		Libre de artefactos	¿Es aceptable?	7.3.6 Evaluación cualitativa		Libre de artefactos	¿Es aceptable?	
7.2 Evaluación de la imagen 2				7.4 Evaluación de la imagen 4				
7.2.1 VMP ROI 1:		Desviación de cada píxel < 20 % del VMP de cada ROI	¿Es aceptable?	7.4.1 VMP ROI 1:		Desviación de cada píxel < 20 % del VMP de cada ROI	¿Es aceptable?	
7.2.2 VMP ROI 2:				7.4.2 VMP ROI 2:				
7.2.3 VMP ROI 3:				7.4.3 VMP ROI 3:				
7.2.4 VMP ROI 4:				7.4.4 VMP ROI 4:				
7.2.5 VMP ROI 5:				7.4.5 VMP ROI 5:				
7.2.6 Evaluación cualitativa		Libre de artefactos		7.4.6 Evaluación cualitativa		Libre de artefactos		
Observaciones								

8. Resolución espacial de alto contraste		Criterio	¿Es aceptable?	Observaciones
Cantidad de pares de líneas observables en la imagen	#:	Cantidad de pares de líneas \geq a la cantidad de la imagen de p. aceptación		

9. Resolución espacial de bajo contraste							
9.1 Evaluación cualitativa de bajo contraste				Cantidad	Criterio	¿Es aceptable?	Observaciones
9.1.1 Visualización de densidades en la imagen 1				#:	Variación < \pm 2 densidades de diferencia a la imagen de p. aceptación		
9.1.3 Visualización de densidades en la imagen 2				#:	Variación < \pm 2 densidades de diferencia a la imagen de p. aceptación		
9.1.5 Visualización de densidades en la imagen 3				#:	Variación < \pm 2 densidades de diferencia a la imagen de p. aceptación		
9.2 Relación contraste-ruido		VMP	DTP	RCR	Criterio	¿Es aceptable?	Observaciones
9.2.1 ROI imagen 4 (sólo con filtro de Cu de 1mm)					La desviación típica aceptable es de 5, con respecto a la imagen de la p. de aceptación.		
9.2.2 ROI imagen 5 (filtro Cu de 1 mm + filtro de Al de 0,1 mm)							
9.2.3 ROI imagen 6 (filtro Cu de 1 mm + filtro de Al de 0,5 mm)							
9.2.4 ROI imagen 7 (filtro Cu de 1 mm + filtro de Al de 1 mm)							

10. Constancia del índice de exposición		Valor IE	Criterio	¿Es aceptable?	Observaciones
10.1 Evaluación del índice de exposición			Variación \pm 10 % al valor de línea base		

Capítulo VII. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

7.1 Conclusiones

7.1.1 Etapa descripción del estado actual de los equipos

A raíz de la entrevista realizada a las personas encargadas de protección radiológica, cuyo servicio cuenta con tecnología digital en sus equipos de radiología convencional, se determinó que en algunos casos las y los RPR no conocen la tecnología de sus equipos ni la diferencia de estos con otras tecnologías, además, algunos de ellos tampoco conocen los datos básicos de sus equipos como marcas y modelos. Todo esto dificultó la recolección de la información y provocó un sesgo de veracidad de datos, pero, aún más preocupante, dejó en evidencia que no todas las personas profesionales cuentan con la preparación adecuada según lo requiere el puesto.

En la mayoría de los servicios de radiodiagnóstico, se realiza controles de calidad a los equipos únicamente por parte de las empresas contratadas para el mantenimiento preventivo y correctivo de los equipos. Estas pruebas se realizan una vez al año para la elaboración de los certificados de buen funcionamiento, sin embargo, dentro de esta evaluación se valora mayormente el funcionamiento del equipo emisor de radiación mas no así de los receptores de imágenes, a los cuales solo se les realiza pruebas en el mejor de los casos.

7.1.2 Etapa de recolección de la información

Al tratarse de tecnología nueva y que se encuentra en constante desarrollo, no se cuenta con abundante literatura sobre el tema, los artículos y publicaciones son muy escasos y difíciles de hallar. Además, la mayoría se encuentra en otros idiomas lo cual puede producir una limitante para muchas personas que, aun cuando son especialistas en el campo, podrían no tener el dominio de dos o más idiomas.

La mayoría de las empresas que prestan a la institución los servicios de mantenimiento preventivo y correctivo para los equipos de radiodiagnóstico digital mostraron una actitud recelosa ante la solicitud de los manuales de sus equipos, de modo que el acceso a esta

información fue muy restringido y, por esta razón, no se pudo contar con los datos de todas las empresas.

7.1.3 Etapa del planteamiento de la guía

En el mercado se encuentra gran variedad de fantomas y herramientas para la realización de las pruebas de control de calidad de los equipos de radiodiagnóstico. Aunque todos cuentan con características diferentes, su uso es indispensable en un programa de control de calidad ideal; hay gran variedad de pruebas que serían imposibles de evaluar debido al faltante de este material. Cualquier entidad dedicada a las labores de control y protección radiológica debe contar con el equipo completo de elementos en el momento de diseñar la guía que se utilizará para dicho fin.

7.2 Recomendaciones

7.2.1 Etapa descripción del estado actual de los equipos de radiodiagnóstico.

Incluir, dentro de las capacitaciones de las y los actuales RPR, los conocimientos necesarios con respecto a las nuevas tecnologías y demás aspectos imprescindibles para implementar un programa real de garantía de calidad que incluya el programa de control de calidad de las imágenes.

En cuanto a las recomendaciones para los diferentes actores sociales involucrados en el desarrollo de este proyecto determinamos que, en el caso de la Universidad de Costa Rica es importante considerar la posibilidad de la apertura de una maestría o especialidad en Protección Radiológica, dirigida a la población de profesionales en Imagenología, donde se incluya actualización en conocimientos tecnológicos, estadísticos, administrativos, físicos, de cálculo y prácticos, acorde con la aplicación en el ejercicio del puesto del RPR. Para la Escuela de Tecnologías de la Salud es válida la recomendación sobre la organización de congresos o seminario de actualización tecnológica para todos sus egresados interesados en mantenerse al tanto con las innovaciones tecnológicas e información exclusiva de sus carreras referente a los últimos avances.

Además, al Departamento de Imagenología podría serle de mucha utilidad la implementación de cursos virtuales de actualización en tecnología, técnicas diagnósticas, programas de control de calidad, garantía de calidad, seguridad radiológica, manejo de

pacientes con características y necesidades especiales, entre otros temas, que podrían ser base de interés para el personal egresado y una gran herramienta para garantizar a cualquier institución empleadora que sus profesionales en imagenología se mantienen formados y actualizados en la información más recientemente publicada y recomendada para la práctica de la imagenología.

Se sugiere que el RPR de los centros radiológicos que cuenten con múltiples modalidades y jornadas continuas esté en dedicación de jornada completa a las labores de protección radiológica, esto con el fin de que maneje por completo la información referente al puesto, equipos, servicio, controles, capacitaciones, documentación y tramitología concerniente al puesto. Aquellas personas RPR de servicios radiológicos más pequeños deberían contar con cierto tiempo exclusivo para las labores del puesto.

Garantizar que las capacitaciones bianuales brindadas a las y los RPR están siendo efectivamente recibidas, es decir, que la totalidad del personal está recibiendo el mensaje y comprendiéndolo lo suficiente como para transmitir sus conocimientos al resto del personal técnico de su servicio.

Involucrar a las y los RPR en la realización de las pruebas evaluativas anuales que ejecuta la ACCPR en cada servicio, esto con el fin de que comprendan a cabalidad cómo se realiza cada una de ellas y logren establecer un programa de control de calidad propio, adaptado a sus posibilidades y necesidades.

7.2.2 Etapa de contraste de pruebas.

Realizar todos los esfuerzos posibles por acortar la brecha existente entre las pruebas de control de calidad en la formación de la imagen sugeridas para los equipos de radiodiagnóstico y las que actualmente se realiza a los equipos de la Caja Costarricense de Seguro Social, con el fin de garantizar un mayor y mejor control de los equipos y asegurar su buen uso y óptimo desempeño.

7.2.3 Etapa del planteamiento de la guía.

Incluir en el programa de capacitaciones bianuales impartidas a las y los RPR un segmento explicativo y práctico sobre la elaboración de las pruebas de control de calidad a los

equipos, con el fin de asegurar que comprenden cada una de las pruebas que se aplicará a los equipos de su servicio.

Una vez preparados teórica y prácticamente se debe proveer a los servicios de radiodiagnóstico de los insumos necesarios para instaurar su propio programa de control de calidad, de este modo la ACCPR se garantiza que los equipos de la institución están siendo monitoreados constantemente bajo sus propios estándares de calidad por lo que los deterioros y daños encontrados durante sus inspecciones serán mínimos y habrá menos repercusiones para las personas usuarias.

Considerar la implementación de un portal del ACCPR dentro de la página web institucional donde se pueda acceder a información importante para las personas RPR, como la lista de servicios de radiología, radioterapia y medicina nuclear, lista de las y los RPR autorizados, enlace para solicitud de asesorías, descarga de manuales y bitácoras de pruebas recomendadas para los equipos radiológicos, enlace para solicitud de cursos, entre otras opciones que facilitarían mucho el acceso a la información y el manejo de la tramitología.

Valorar la importancia que tiene para la institución la adquisición del equipo necesario para realizar las pruebas recomendadas en la presente guía, ya que solo de esta manera se puede realizar una evaluación completa y eficaz de los servicios de radiodiagnóstico.

Estandarizar los procedimientos entre todas las personas evaluadoras de la ACCPR e incrementar los esfuerzos para la implementación de un único programa de control de calidad, específico para los equipos de adquisición de imágenes digitales a nivel institucional, a fin de garantizar el estado óptimo de los equipos bajo los mismos parámetros definidos por esta oficina.

Tomando en cuenta que la CCSS es la institución prestadora de servicios de salud más grande del país, con la mayor cantidad de servicios de radiología y por ende el más grande número de imágenes radiológicas producidas, debe procurar garantizar que sus estudios cuenten con una adecuada calidad diagnóstica, en favor del bienestar de las personas usuarias, y esto lo logra con la implementación de pruebas de control de calidad a sus equipos receptores de imágenes, como lo sugiere la presente guía.

Dado que la ciencia avanza rápidamente y los cambios tecnológicos se han convertido en una constante, es necesario que la presente guía se mantenga en actualización y mejora continuas para así garantizar que siempre se esté trabajando según los últimos descubrimientos y recomendaciones.

GLOSARIO

Campo de registro: superficie física del receptor de imágenes.

Hardware: conjunto de los componentes que integran la parte material de una computadora.

Pb: símbolo del elemento químico plomo.

Sampling: término, en inglés, para *muestreo*.

Sensor: dispositivo que detecta una determinada acción externa, temperatura, presión, etc., y la transmite adecuadamente.

Software: en informática, conjunto de programas, instrucciones y reglas para ejecutar ciertas tareas.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Alcalá, J. y Navarro, G. (2008). *Una introducción a la imagen digital y su tratamiento*. Cuenca: Mideciant.
- American Association of Physicists in Medicine. (2002). *AAPM REPORT NO. 74 Quality Control in Diagnostic Radiology Report of Task Group #12 Diagnostic X-ray Imaging Committee*. United States of America.
- American Association of Physicists in Medicine. (2006). *AAPM REPORT NO. 93 Acceptance Testing and Quality Control of Photostimulable Storage Phosphor Imaging Systems Report of AAPM Task Group 10*. United States of America.
- American Association of Physicists in Medicine (2006). *Acceptance Testing and Quality Control of Photostimulable Storage Phosphor Imaging Systems*. Maryland: AAPM
- American Association of Physicists in Medicine (2009). *An Exposure Indicator for Digital Radiography*. (Report No. 116). Recuperado de: <https://drive.google.com/file/d/1jLirGITmquX9ZpRdsHZd8p-EPRLqPcH5/view>
- Arce, L. (2014) *Pruebas de aceptación en equipo de radiografía digital directo en el servicio de radiología del Hospital San Juan de Dios*. Revista Acta Académica, 55. Pag 41-54. ISSN 1017-7507 Recuperado el 28 de setiembre de 2020, de <http://revista.uaca.ac.cr/index.php/actas/article/view/120>
- Arias, N., Cascante, O., Moreira, A. y Quijano, G. (2015). *Diseño de propuesta de Guías Regulatorias de Protección Radiológica para el Sistema de Seguridad Radiológica de la Caja Costarricense del Seguro Social* (tesis de licenciatura). San José, Costa Rica: Universidad de Costa Rica.
- Baxes, G. (1994). *Digital image processing: principles and applications*. Estados Unidos: John Wiley and Sons, Inc.
- Bontrager, K. y Lampignano, J. (2014). *Proyecciones radiológicas con correlación anatómica*. Barcelona: Elsevier.
- Buades, M. y González, A. (2013). Métricas que definen la calidad de Imagen. En S. E. Médica, *Introducción al Control de Calidad en Radiología Digital* (págs. 41-93). Murcia: Servicios Editoriales ADI.
- Busch, U. (2012). Un carrusel Científico: Los Rayos X desde 1896 hasta el presente. En S. E. Radiología, S. Lee, M. Crean (Edits.), *La Historia de la Radiología* (Vol. 1, págs. 07-25). Vienna, Austria: Patuzzi, Julia. Recuperado de https://www.internationaldayofradiology.com/app/uploads/2017/09/IDOR_2012_Story-of-Radiology_SPANISH.pdf

- Caja Costarricense de Seguro Social. (2002). *Reglamento del Sistema de Seguridad Radiológica de la Caja Costarricense de Seguro Social*. Obtenido de: <https://www.ccss.sa.cr/normativa?pagina=11>
- Comisión Internacional de Protección Radiológica. (2004). *Gestión de la dosis al paciente en radiología digital*. ICRP 93. Recuperado de http://www.icrp.org/docs/P93_Spanish.pdf
- Consejo de Seguridad Nuclear. (2012). *Protección radiológica/CSN*. Madrid: Consejo de Seguridad Nuclear. Recuperado de <https://www.csn.es/documents/10182/914805/Protecci%C3%B3n%20radiol%C3%B3gica>
- Donabedian, A. (1980). *The definition of Quality and Approaches to its Assessment. Explorations in Quality Assessment and Monitoring*. Michigan: Health Administration Press.
- Donabedian, A. (1988). The Quality of Care: How Can it be Assessed? *Journal of The American Medical Association*, 260(12), 1743-1748. doi:10.1001/jama.1988.03410120089033
- España, M., Morant, J.J, Coll, A. (2013). *Indicadores dosimétricos en radiología digital. Introducción al Control de Calidad en Radiología Digital*. Murcia: Servicios Editoriales ADI
- Fleitas, I. (2017). *Curso de Protección Radiológica en Radiología Digital [Diapositivas de Power Point]*. Recuperado el 20 agosto de 2020, de <https://es.slideshare.net/medinao/curso-proteccion-radiologica-en-radiologa-digital>
- García, C. y Ortega, T., Dulia. (2002). Avances tecnológicos: La radiología que viene. *Revista médica de Chile*. Recuperado de https://scielo.conicyt.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0034-98872002000600015
- Giller, E., Hamilton, A., Lawson, J., Wiebe, R. *Contrast Detectability DR. Quality Control - Cluster Three Labs*. Recuperado el 16 de octubre de 2020: <http://qualitycontrol-cluster3.weebly.com/contrast-detectability-dr.html>
- Giller, E., Hamilton, A., Lawson, J., Wiebe, R. *Dark Noise Test CR. Quality Control - Cluster Three Labs*. Recuperado el 16 de octubre de 2020: <http://qualitycontrol-cluster3.weebly.com/dark-noise.html>

- González, R. y Woods, R. (2008). *Digital Image Processing*. United States of America: Pearson Education Inc.
- Groenewald, A. (2016) *Development of a universal medical X-ray imaging phantom prototype*. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. American Association of Physicist of Medicine. Recuperado el 3 de octubre de 2020 de: <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1120/jacmp.v17i6.6356>
- Hansen, B. y Ghare, P. (1990). *Control de Calidad: Teoría y Aplicaciones*. Madrid: Ediciones Diaz de Santos SA. Obtenido de <https://books.google.com.ec/books?id=eGdLTd3UiN8C&printsec=copyright#v=onepage&q&f=false>
- Hernández, R. (2014). *Metodología de la investigación*. Sexta Edición. México: McGraw-Hill / Interamericana Editores, S. A.
- Hernando, I., Torres, R. y Pirrafé, X. (2012). La imagen radiológica y su generación. En S. E. Médica, *Fundamentos de Física Médica. Volumen 2. Radiodiagnóstico: bases físicas, equipos y control de calidad* (págs. 57-112). Madrid: Servicios Editoriales ADI.
- International Atomic Energy Agency. (2011). *Quality Assurance Programme for Digital Mammography*. IAEA human health series, ISSN 2075–3772; no. 17. Vienna, Austria.
- Institute of Physics and Engineering in Medicine. (2005). *Report 91. Recommended Standards for the Routine Performance Testing of Diagnostic X-Ray Imaging Systems*. Reino Unido.
- Jähne, B. (1997). *Digital Image Processing. Concepts, algorithms, and scientific Applications* (Cuarta ed.). Berlin, Alemania: Springer.
- Khandpur, R. (2014). *Handbook of Biomedical Instrumentation* (Segunda ed.). New Delhi: Tata McGraw Hill. Recuperado de <https://books.google.co.cr/books?id=bYsiBAAQBAJ&printsec=frontcover&hl=es#v=onepage&q&f=false>
- La Gaceta. (8 de marzo de 1995). Decreto N°24037-S. *La Gaceta Diario Oficial*. Recuperado de http://www.cea.go.cr/publicaciones/Reglamento_proteccion_radiologica.pdf
- Leeds Test Objects, Medical Imaging Phantoms. (2014) *TO16 & TO20 Threshold Contrast Phantoms*. Recuperado el 17 de octubre de 2020, de

<https://www.leadstestobjects.com/wp-content/uploads/TO-16-and-TO-20-product-specifications.pdf?x49446>

Léxico (2020). *Uniformidad*, En *Oxford English and Spanish Dictionary*. Recuperado el 22 de setiembre de 2020, de <https://www.lexico.com/es/definicion/uniformidad>

LQUART. *Quality Assurance in Radiological Technologies*. Recuperado el 5 de octubre de 2020. De: <https://quart.de/en/products/test-phantoms/radiography/quart-kat-43x45>

McEnery, K. (2013). *Radiology Information Systems and Electronic Medical Records*. Virginia: ACR Reference Guide in Information Technology: RIS/EMR, IT Reference Guide for Practicing Radiologist. Obtenido de https://nanopdf.com/download/acr-reference-guide-in-information-technology-ris-emr_pdf

Ministerio de Salud Pública, Centro de Control Estatal de Equipos Médicos (1998). *Guía Técnica CCEEM GT-07 Control de Calidad de Equipos de Radiografía*. Cuba.

Miñano, J. (2013). *Fundamentos de Radiología Digital*. En S. E. Médica, S. E. Médica (Ed.), *Introducción al Control de Calidad en Radiología Digital* (págs. 19-39). Córdoba, España: Servicios Editoriales ADI. Obtenido de <http://proteccionradiologica.cl/wp-content/uploads/2016/08/8-2013-Control-de-calidad-en-Radiologia-Digital.pdf>

Monedero, J. (2000). *Teoría de la Imagen Digital. Conceptos Básicos. Aplicaciones Informáticas en Arquitectura*. Segunda edición. Barcelona, España: Ediciones UPC.

Monrant, J.J (2013) *Control de calidad en sistemas de adquisición estática, Sistemas digitales basados en detectores integrados (paneles planos) Introducción al Control de Calidad en Radiología Digital* (págs. 298-307). Murcia: Servicios Editoriales ADI

Mora, L. (Junio de 2018). *Comunicación personal*. San José, Costa Rica.

Moreno, P. (2016-2017). *Desarrollo de Algoritmos para medir y controlar la Calidad de la Imagen Generada en los Equipos Radiológicos*. Universitat Politècnica de Valencia, España.

Net, A. y Suñol, R. (2007). *La calidad de la atención. Ponències i Jornades: Rosa Suñol i Àlvar Net*. Obtenido de http://www.coordinadoraprofunds.org/docs/214/rosa_sunol.pdf

Nóbrega, A. (2002). *Radiología digital. Brasil*. Recuperado de: <https://www.scribd.com/doc/12874528/Radiologia-Digital>

Organismo Internacional de Energía Atómica. (2004). *Colección de Informes de Seguridad N°21*. (IAEA, Ed.) Obtenido de https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1118s_Web.pdf

- Organización Panamericana de la Salud. (1984). *Garantía de la calidad en radiodiagnóstico*. Recuperado de <http://www1.paho.org/hq/dmdocuments/2010/GarantiaCalidadRadiodiagnostico.pdf>
- Otero, C. (2013). Tema 8. Control de Calidad en sistemas de adquisición estática, Radiografía Computarizada CR. En Sociedad Española de Física Médica, *Introducción al Control de Calidad en Radiología Digital* (págs. 249-290). España: Servicios Editoriales ADI. Obtenido de <http://proteccionradiologica.cl/wp-content/uploads/2016/08/8-2013-Control-de-calidad-en-Radiologia-Digital.pdf>
- Peinado, M. (2013). Monitores e impresoras. En S. E. Médica, *Introducción al Control de Calidad en Radiología Digital* (págs. 125-152). Asturias: Servicios Editoriales ADI.
- Physikalisch-Technische Werkstätten. (2015). *User Manual Normi 13 (T42023)*. Alemania. PTW-Freiburg
- Promis Electro-Optics Radiation Technology. (2018). *Model 161B / 162A – Collimator and Beam Alignment Test Tools – Gammex*. Bélgica. Revisado en el sitio web: <https://www.peo-radiation-technology.com/en/product/model-161b-162a-collimator-and-beam-alignment-test-tools-gammex/#prettyPhoto>
- Pro-Project. (2016). *Pro Digi User Manual*. Pro-Project. Polonia.
- Sáenz, M., Acosta, M., Muiser, J. y Bermúdez, J. (2011). *Sistema de Salud de Costa Rica*. México D. F.: Salud Pública de México. Recuperado de <http://www.scielop.org/pdf/spm/v53s2/11.pdf>
- Samei, E, Badano, A, Chakraborty, D, Compton, K, Cornelius, C, Corrigan, K, Flynn, MJ, Hemminger, B, Hangiandreou, N, Johnson, J, Moxley, M, Pavlicek, W, Roehrig, H, Rutz, L, Shepard, J, Uzenoff, R, Wang, J, Willis, C. (2005). *Assessment of Display Performance for Medical Imaging Systems, Report of the American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Task Group 18*, Medical Physics Publishing, Madison, WI, AAPM On-Line Report No. 03, April 2005
- Santos, F. (2016). *Dosis y calidad de imagen en radiología digital*. Obtenido de eiseverywhere: https://www.eiseverywhere.com/file_uploads/4b6643e1cd1616970bb1a7abf766067c_FredysSantosGutierrez.pdf
- Servicio Canario de la Salud. *Uniformidad. Gobierno de las Canarias*. Recuperado el 27 de setiembre de 2020, de: <https://www3.gobiernodecanarias.org/sanidad/scs/contenidoGenerico.jsp?idDocu>

ment=817a1196-649c-11de-9f64-b7eb330259fe&idCarpeta=da145542-fbdb-11e0-a49a-27e12b71ef94

- Sociedad Española de Física Médica. (2012). *Fundamentos de Física Médica*. Volumen 2 Radiodiagnóstico: bases físicas, equipos y control de calidad. Madrid. Servicios Editoriales ADI
- Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Protección Radiológica y Sociedad Española de Radiología Médica. (2011). *Protocolo español de control de calidad en radiodiagnóstico* (Tercera ed.). Madrid, España: Senda Editorial, S. A.
- The Royal Australian and New Zealand College of Radiologist. (2013). *General X-ray Quality Assurance and Quality Control Guideline*. Australia.
- Torres, R. y Hernando, I. (2012). Equipos de rayos X y receptores de imagen. En S. E. Médica, *Fundamentos de Física Médica. Volumen 2. Radiodiagnóstico: bases físicas, equipos y control de calidad* (págs. 113-160). Madrid: Servicios Editoriales ADI.
- Valzano, S, and Matheoud, R. (2014) *Quality Controls in x-Ray Imaging*, Azienda Ospedaliera Maggiore della Carita`, Novara, Italy-Elsevier B.V
- Villegas, M. y Rosa, I. (2003). La calidad asistencial: concepto y medida. *Revista Dirección y Organización*, 50-58. Recuperado de <http://w.revistadyo.com/index.php/dyo/article/view/142/142>

ANEXOS

Anexo 1. Formato de la Entrevista al personal del Área de Control de Calidad y Protección Radiológica (ACCPR) de la Caja Costarricense de Seguro Social (CCSS) de Costa Rica.

La siguiente es una entrevista realizada por estudiantes de la Universidad de Costa Rica, como parte del Seminario de Graduación para optar por el grado de licenciatura en la carrera de Imagenología Diagnóstica y Terapéutica. Se asegura la confidencialidad de los datos entregados, los cuales serán utilizados, únicamente, con fines de la investigación de la presente tesis.

Instrucciones:

Las preguntas, así como la investigación, están destinadas a los equipos de radiología convencional, descartando, así, equipos de fluoroscopia, mamografía, dentales, etc.

01. ¿Cuántos y cuáles son los centros de atención de la Caja Costarricense de Seguro Social (CCSS) que cuentan con equipo de radiología digital directa instalado actualmente y en funcionamiento?

R/ _____

02. ¿Cuántos y cuáles son los centros de atención de la Caja Costarricense de Seguro Social (CCSS) que cuentan con equipo de radiología digital directa instalado actualmente y en funcionamiento?

R/ _____

Muchas gracias por sus respuestas.

Anexo 2. Cuestionario al personal encargado de los servicios con equipos de radiología digital y computarizado instalados.

Boleta:

--	--

La siguiente es una encuesta realizada por estudiantes de la Universidad de Costa Rica como parte del Seminario de Graduación para optar por el grado de licenciatura en la carrera de Imagenología Diagnóstica y Terapéutica. La finalidad es conocer las condiciones de funcionamiento de los equipos de radiología digital o computarizada instalados en el servicio de radiología/imagenología de la clínica/hospital/centro.

Se asegura la confidencialidad de los datos entregados y que estos serán utilizados únicamente con fines de la investigación del presente seminario.

Instrucciones:

- En caso de duda, favor remitirse a la investigadora que le facilitó este cuestionario.
- Los cuadros del margen derecho del cuestionario (repintados con negro) son únicamente para tabular respuestas, por lo que **no** deben responder en ellos sino en los indicados para cada respuesta.
- La opción NS/NR (No sabe/No responde) se debe marcar únicamente en dichos casos; si no, debe dejarla en blanco.
- Se debe responder un cuestionario para cada equipo de radiología digital o computarizada. La investigación se centra en equipos de radiología convencional, por lo cual se descartan equipos de fluoroscopia, mamografía, etc.

1. Nombre del Centro: _____.

2. Marca y Modelo del Equipo: _____, _____.

3. El equipo de convencional es:

01. Digital Directo 02. Computarizado 99. NS/NR

4. El equipo de radiología convencional opera:

01. 24 horas / 7 días / 365 días del año
02. Dos turnos de L – V
03. Sólo un turno de lunes a viernes
04. No está en funcionamiento (pasar a la #6)
99. NS/NR

5. ¿El uso del equipo de radiología se realiza de acuerdo con las especificaciones de la casa comercial que distribuye el equipo?

01. Sí (pasar a la pregunta 7)
02. No (pasar a la pregunta 6)
99. NS/NR

6. Los cambios en el uso del equipo, ¿permiten la adquisición de imágenes digitales directas/computarizadas, según corresponda?

01. Sí (pasar a la pregunta 7)
02. No (pasar a la pregunta 6)
99. NS/NR

7. Carga de estudios diarios aproximados del equipo:

01. De 1 a 20 estudios diarios

02. De 21 a 40 estudios diarios

03. De 41 a 80 estudios diarios

04. Más de 80 estudios diarios

99. NS/NR

--	--

8. Existe un contrato de mantenimiento para el equipo

01. Sí

02. No

99. NS/NR

¿Por qué?

--	--

9. ¿El equipo aún cuenta con garantía de fábrica por parte del distribuidor?:

01. Sí

02. No

99. NS/NR

¿Por qué?

--	--

10. Se realiza una limpieza completa al equipo aproximadamente cada:

01. 1-6 horas

02. 6-12 horas

03. 12-42 horas

04. 1 vez/semana

05. 1 vez/mes

06. Nunca

99. NS/NR

--	--

11. Se mantiene una bitácora de limpieza del equipo:

01. Sí

02. No

99. NS/NR

--	--

12. ¿Con qué periodicidad se realiza una inspección física del equipo (Bucky, detectores, mesa, consola)?

01. 1-12 horas

02. 1 vez al día

03. Una vez/semana

04. Una vez /mes

05. Una vez al año

99. NS/NR

--	--

13. ¿Existe una bitácora con los datos obtenidos de la revisión del equipo?

01. Sí

02. No

99. NS/NR

--	--

14. ¿Se realizan actualmente algún otro Control de Calidad al Equipo?:

01. Sí

02. No

99. NS/NR

--	--

15. ¿De dónde provienen las recomendaciones de controles de calidad realizados?

01. De la casa comercial distribuidora del equipo

02. Mantienen las realizadas con los equipos analógicos

03. Organismos internacionales (OIEA, por ejemplo)

04. El área de control de calidad de la CCSS

99. NS/NR

--	--

16. ¿Existe una bitácora de los controles de calidad realizados al equipo?

01. Sí

02. No

99. NS/NR

--	--

17. Mencione el nombre de cada una de las pruebas de control de calidad que se le realizan al equipo, su periodicidad y niveles de tolerancia:

01. Prueba

02 Periodicidad

03. Niveles de tolerancia

18. ¿Qué acciones se toman en caso de que una prueba esté fuera del rango de tolerancia?

19. ¿Por qué no se realizan pruebas de control de calidad?

01. No cuentan con personal capacitado para realizarlas.

02. No cuentan con los materiales necesarios para realizarlas.

03. No han sido capacitados en las pruebas para este equipo.

04. Otra; especifique:

99. NS/NR

--	--

Muchas gracias por sus respuestas

Anexo 4. Esqueleto de la propuesta para una guía para los controles de calidad de los equipos de radiología digital directa y radiología computarizada.

Índice

Procedimientos

Equipos de radiología computarizada

Lista de procedimientos de radiología computarizada

Prueba 1

Objetivo

Material básico

Método

Personal

Periodicidad

Tolerancia

Resultados y acciones

Archivo

Prueba 2

Prueba 3

Anexo 5. Centros de Atención de la CCSS que cuentan con Equipo de Radiología Digital Directa y Computarizada Instalado Actualmente y en Funcionamiento.

Información proporcionada en la entrevista realizada al personal del Área de Control de Calidad de la CCSS: Lic. Luis Diego Mora Barboza, el 10 de junio del 2019, San José, Costa Rica.

Radiología Digital Directa:

- CAIS Puriscal
- CAIS Siquirres
- Clínica Aserrí
- Clínica Clorito Picado
- Clínica Coronado
- Clínica Tibás
- Clínica Marcial Rodríguez Conejo (2)
- Clínica Pavas
- Clínica Puerto Viejo
- Clínica Ricardo Moreno
- Cañas Clínica San Rafael de Puntarenas (2)
- Hospital de la Anexión (2)
- Hospital Ciudad Neily (3)
- Hospital Dr. Fernando Escalante Padilla
- Hospital Dr. Max Terán Valls
- Hospital Dr. Rafael Ángel Calderón Guardia (2)
- Hospital Dr. William Alen Taylor (2)
- Hospital Guápiles
- Hospital Manuel Mora Valverde (2)
- Hospital México (10)
- Hospital Monseñor Sanabria Martínez
- Hospital de las Mujeres Adolfo Carit
- Hospital Nacional de Niños
- Hospital San Carlos (2)
- Hospital San Juan de Dios (4)
- Hospital San Vicente de Paúl (2)
- Hospital Tony Facio (2)

Radiología Digital Computarizada:

- CAIS Puriscal
- Clínica San Rafael de Puntarenas
- Hospital Dr. Raúl Blanco Cervantes
- Hospital Monseñor Sanabria Martínez (3)

Anexo 6.

Tabla 4. Distribución de Equipos Digitales Instalados en la CCSS según tipo de Tecnología.

Tecnología	Cantidad de Equipos	Distribución
Digital	23	64%
Computarizada	12	33%
NS/NR	1	3%
Total	36	100%

Fuente: Elaboración propia basado en análisis de las entrevistas a las y los RPR de la CCSS, 2019

Anexo 7.

Tabla 5. Distribución de los Equipos Digitales o Digitalizados Instalados por Centro de Salud en la CCSS a agosto 2019.

Centro de Salud	Cantidad de Equipos	Distribución
Hospital de San Vito	1	3%
Hospital de Guápiles	1	3%
Clínica San Rafael de Puntarenas	2	6%
Hospital Tony Facio	1	3%
Hospital de Ciudad Neily	1	3%
Clínica Clorito Picado	1	3%
Clínica Marcial Rodríguez Conejo	1	3%
Hospital La Anexión	1	3%
Hospital de San Carlos	2	6%
Hospital Golfito Manuel Mora Valverde	1	3%
Clínica Puerto Viejo	1	3%
Hospital Fernando Escalante Pradilla	1	3%
CAIS de Siquirres	1	3%
Hospital Upala	1	3%
Hospital Nacional de Geriátría y Gerontología Raúl Blanco Cervantes	1	3%
Hospital San Juan de Dios	4	11%
Hospital Rafael Ángel Calderón Guardia	2	6%
Hospital San Vicente de Paúl	2	6%
Hospital Nacional de Niños Carlos Sáenz Herrera	3	8%
Hospital Monseñor Víctor Manuel Sanabria Martínez	3	8%
Hospital México	5	14%
Total	36	100%

Fuente: Elaboración propia basado en análisis de las entrevistas a las y los RPR de la CCSS, 2019.

Anexo 8.

Tabla 6. Distribución de Equipos según Modelo del Equipo.

Marca	Modelos	Cantidad absoluta	Distribución
Siemens	Multix Pro ACSS	1	3%
	Polydoros	1	3%
	Iconos R200	3	8%
	Multix Fusion	4	11%
	Multix Top	1	3%
	Multix	1	3%
	Ysio	8	22%
	Axion Luminus	2	6%
Toshiba	DST-1000A	1	3%
	DS-PB	1	3%
Del Medical	EV-650	1	3%
	iCR3600	1	3%
	VZW2556RC3-65.	2	6%
	Varian+	1	3%
Phillips	Digital Diagnostic	1	3%
	Diagnostic CS	1	3%
	Duradiagnost Compact versión 2	1	3%
	Optimus 80	2	6%
Shimatzu	Radspeed Mc	1	3%
Agfa Health Care	DR 400	1	3%
	Dx-400	1	3%
Total		36	100%

Fuente: Elaboración propia basado en análisis de las entrevistas a las y los RPR de la CCSS, 2019

+ Léase como el correcto modelo del equipo VZW2556RC3-65. ®

Anexo 10.

Tabla 7. Modalidad de Operación del Equipo según Jornada de Uso.

Jornada de uso	Cantidad de Equipos	Distribución
Jornada Continua Anual	23	64%
Dos Turnos (L-V)	7	19%
Un Turno (L-V)	4	11%
NS/NR	1	3%
No Funcional	1	3%
Total	36	100%

Fuente: Elaboración propia basado en análisis de las entrevistas a las y los RPR de la CCSS, 2019.

Anexo 10.

Tabla 8. Cantidad de Equipos que se Usan de Acuerdo con las Especificaciones de la Casa Comercial

Uso Acorde a la Casa Comercial	Cantidad de Equipos	Distribución
Sí	31	86%
No	4	11%
NS/NR	1	3%
Total	36	100%

Fuente: Elaboración propia basado en análisis de las entrevistas a las y los RPR de la CCSS, 2019

Anexo 11.

Tabla 9. Cantidad de Equipos según Funcionabilidad a pesar de la Realización de Cambios.

Funciona el equipo	Cantidad de Equipos
Sí	4
No	0

Fuente: Elaboración propia basado en análisis de las entrevistas a las y los RPR de la CCSS, 2019

Anexo 12.

Tabla 10. Carga de Estudios Diarios Aproximados para los Equipos de Radiología Digital Directa e Indirecta según Marca.

Marca del Equipo	81 estudios o más	41 a 80 estudios	21 a 40 estudios	20 estudios o menos	Total
Siemens	14	4	1	2	21
Phillips	4	1	0	0	5
Del Medical	1	3	0	0	4
Agfa Health Care	0	0	2	0	2
Toshiba	0	1	0	1	2
Shimatzu	1	0	0	0	1
General Electric	1	0	0	0	1
Total	21	9	3	3	36

Fuente: Elaboración propia basado en análisis de las entrevistas a las y los RPR de la CCSS, 2019

Anexo 13.

Tabla 11. Cantidad de Equipos con Garantía de Fábrica según Marca.

Marca del Equipo	Sí	No	NS/NR
Siemens	7 (19%)	13 (36%)	1 (3%)
Phillips	3 (8%)	2 (6%)	0 (0%)
Del Medical	4 (11%)	0 (0%)	0 (0%)
Agfa Health Care	0 (0%)	2 (6%)	0 (0%)
Toshiba	1 (3%)	1 (3%)	0 (0%)
Shimatzu	0 (0%)	1 (3%)	0 (0%)
General Electric	0 (0%)	1 (3%)	0 (0%)
Total	15 (42%)	20 (56%)	1 (3%)

Fuente: Elaboración propia basado en análisis de las entrevistas a las y los RPR de la CCSS, 2019

Anexo 14.

Tabla 12. Cantidad de Equipos con Contrato de Mantenimiento según Marca.

Marca del Equipo	Sí	No	NS/NR
Siemens	18 (50%)	3 (8%)	0 (0%)
Phillips	5 (14%)	0 (0%)	0 (0%)
Del Medical	3 (8%)	0 (0%)	1 (3%)
Agfa Health Care	1 (3%)	1 (3%)	0 (0%)
Toshiba	2 (6%)	0 (0%)	0 (0%)
Shimatzu	1 (3%)	0 (0%)	0 (0%)
General Electric	1 (3%)	0 (0%)	0 (0%)
Total	31 (86%)	4 (11%)	1 (3%)

Fuente: Elaboración propia basado en análisis de las entrevistas a las y los RPR de la CCSS, 2019

Anexo 15.

Tabla 13. Cantidad de Equipos según Periodicidad de la Limpieza de los Equipos.

Frecuencia	Cada 12H	Diaria	Semanal	Mensual	NS/NR	Total
Cantidad de equipos	4 (11%)	11 (31%)	14 (39%)	5 (14%)	2 (6%)	36 (100%)

Fuente: Elaboración propia basado en análisis de las entrevistas a las y los RPR de la CCSS, 2019

Anexo 16.

Tabla 14. Cantidad de Equipos en los que se utiliza Bitácora para el Control de la Limpieza.

Existe Bitácora para el Control de Limpieza	Cantidad de Equipos	Distribución
No	26	72%
Sí	10	28%
Total	36	100%

Fuente: Elaboración propia basado en análisis de las entrevistas a las y los RPR de la CCSS, 2019

Anexo 17.

Tabla 15. Cantidad de equipos según Periodicidad de la Inspección Física.

Frecuencia de Inspecciones Físicas	Dos Veces por Día	Diaria	Semanal	Mensual	Total
Cantidad de Equipos	6 (17%)	15 (42%)	8 (22%)	7 (19%)	36 (100%)

Fuente: Elaboración propia basado en análisis de las entrevistas a las y los RPR de la CCSS, 2019.

Anexo 18.

Tabla 16. Cantidad de Equipos en los que se utiliza Bitácora para el Control de la Inspección Física.

Existe Bitácora para el Control de la Inspección Física	Cantidad de Equipos	Distribución
Sí	32	89%
No	4	11%
Total	36	100%

Fuente: Elaboración propia basado en análisis de las entrevistas a las y los RPR de la CCSS, 2019

Anexo 19.

Tabla 17. Cantidad de Equipos Según Realización de Pruebas de Control de Calidad.

Se realizan Pruebas de Control de Calidad	Cantidad de Equipos	Distribución
Sí	28	78%
No	8	11%
Total	36	100%

Fuente: Elaboración propia basado en análisis de las entrevistas a las y los RPR de la CCSS, 2019

Anexo 20.

Tabla 18. Cantidad de Equipos que Cuentan con Bitácora para el Control de las Pruebas de Control de Calidad Realizadas.

Existe Bitácora para los Controles de Calidad	Cantidad de Equipos	Distribución
Sí	26	72%
No	2	6%
NS/NR	8	22%
Total	36	100%

Fuente: Elaboración propia basado en análisis de las entrevistas a las y los RPR de la CCSS, 2019

Anexo 21.

Tabla 19. Cantidad de Equipos por Carga de Uso Aproximada Según Realización de Pruebas de Control de Calidad.

Carga de Uso Diaria Aproximada	Sí se le Realizan Pruebas	No se le Realizan Pruebas	NS/NR	Total
81 o más Estudios	16	5	0	21
41 a 80 Estudios	7	2	0	9
21 a 40 Estudios	2	1	0	3
20 o menos Estudios	3	0	0	3
Total	28	8	0	36

Fuente: Elaboración propia basado en análisis de las entrevistas a las y los RPR de la CCSS, 2019

Anexo 22.

Tabla 20. Cantidad de veces que los Centros de Salud Usaron Recomendaciones para la Realización de Pruebas de Control de Calidad en los Equipos según Fuente de Información.

Fuente de Información	Cantidad de Veces Utilizada
Casa Comercial Distribuidora del Equipo	25
Mismas Utilizados en los Equipos Analógicos	0
Organismos Internacionales	7
Área de Control de Calidad y Radioprotección (CCSS)	14
NS/NR	8

Fuente: Elaboración propia basado en análisis de las entrevistas a las y los RPR de la CCSS, 2019

Anexo 23.

Tabla 21. Cantidad de equipos a los que Sí se le realizan Pruebas de Control de Calidad según las Acciones Aplicadas para los Resultados Fuera de Rango.

Acción tomada en cada centro hospitalario	Cantidad de Equipos	Distribución
Reportar a la Empresa	18	64%
Repiten las Pruebas	6	21%
Corrigen Inmediatamente	1	4%
No Responden	3	11%
Total	28*	100%

Fuente: Elaboración propia basado en análisis de las entrevistas a las y los RPR de la CCSS, 2019.

*Dato viene del Anexo 19.

Anexo 24.

Tabla 22. Cantidad de Equipos según Justificación a No Realizar Pruebas de Control de Calidad.

Justificación	Cantidad de Equipos
No Responden	2
Sin Capacitación	4
No Tienen Físico Médico	2
Total	8*

Fuente: Elaboración propia basado en análisis de las entrevistas a las y los RPR de la CCSS, 2019.

* Dato viene del Anexo 19.

Anexo 25. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de Inspección Física del Equipo.

Tabla 23. Prueba de Inspección según la American Association of Physics in Medicine.

NOMBRE DE LA PRUEBA	INSPECCION
Prueba para Radiología:	Radiología Computarizada
Procedimiento (paso a paso):	Realizar una inspección donde verifique que el sistema se encuentra funcionando y que el estado operativo se encuentre en estado óptimo.
Periodicidad:	Diaria
Materiales necesarios:	
Rango(s) de Tolerancia:	Todo el sistema debe encontrarse en estado funcional.
Recomendada por [bibliografía]:	American Association of Physicists in Medicine (2006). Acceptance Testing and Quality Control of Photostimulable Storage Phosphor Imaging Systems. Maryland: AAPM

Fuente: Elaboración propia con base en datos de la American Association Physics in Medicine, 2006)

Tabla 24. Prueba de Inspección Mecánica según The Royal Australian and New Zealand College of Radiology.

NOMBRE DE LA PRUEBA	INSPECCIÓN MECÁNICA
Prueba para Radiología:	Radiología Digital Directa/ Radiología Computarizada.
Procedimiento (paso a paso):	Realizar una inspección mecánica general del sistema digital de rayos-x y los componentes asociados. Se debe realizar la inspección verificando con la hoja de registro. Los elementos por evaluar son: <ul style="list-style-type: none"> - Buen estado del cableado. - Funcionalidad de los frenos y enclavamientos. - Movilidad de la mesa, bucky y tubo. - Buen funcionamiento de los interruptores del panel de control, luces y medidores.

-
- Funcionamiento y adecuada intensidad de la luz del colimador.
 - Movilidad de los colimadores.
 - La no presencia de fugas de aceite.
 - Limpieza de las placas de CR y sin artefactos-
 - Datos de las imágenes correctos (fecha, hora, identificación)
 - Los números de serie, modelo y datos del tubo de rayos-x y generador están visibles.
 - Presencia de equipo de protección radiológica personal.
 - La sala cuenta con la adecuada visibilidad operador-paciente desde el área de comando.
 - Existencia de rotulación o señalización en la puerta de la sala.
 - Funcionalidad de la luz de advertencia de radiación.
 - Buen funcionamiento del sistema de posición casete-colimación automática y los bloqueos.
 - Funcionalidad del centrado y distancia foco-detector.
 - Buen funcionamiento de la precisión del colimador con respecto a la distancia.

Periodicidad:	Trimestral
Materiales necesarios:	
Rango(s) de Tolerancia:	No debe haber elementos peligrosos, inoperantes, desalineados u operando incorrectamente. Las funciones mecánicas y de seguridad deben estar funcionando.
Recomendada por [bibliografía]:	The Royal Australian and New Zealand College of Radiologist. (2013). General X-ray Quality Assurance and Quality Control Guideline. Australia.

Fuente: Elaboración propia con base en datos The Royal Australian and New Zealand College of Radiologist, 2013

Anexo 26. Ficha de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de Verificación del indicador de la distancia foco-receptor.

Tabla 25. Prueba de Verificación del indicador foco-película según la Sociedad Española de Física Médica.

NOMBRE DE LA PRUEBA	PARÁMETROS GEOMÉTRICOS: PROCEDIMIENTO DE VERIFICACIÓN DEL INDICADOR FOCO-PELÍCULA
Prueba para Radiología:	Cualquier modalidad
Procedimiento (paso a paso):	De determina la exactitud del indicador de distancia foco-receptor y la posición del foco en la coraza. Se le realizan disparos a cada receptor con técnicas de 50kV, 100 mA, 0.1 s. A partir de los tamaños de las imágenes obtenidas en cada uno de los chasis y de la distancia medida entre la lámina de plomo y la mesa radiológica para determinar las distancias foco-salida del colimador y foco-receptor.
Periodicidad:	Se debe establecer una periodicidad determinada o cuando se sospeche de funcionamiento incorrecto.
Materiales necesarios:	Lámina de plomo con un orificio circular de dimensiones conocidas, situado a la salida del colimador. Dos receptores de imágenes, uno dentro del Bucky de mesa y otro sobre la mesa.
Rango(s) de Tolerancia:	La distancia entre el valor indicado y el medido debe ser inferior al 4%.
Recomendada por [bibliografía]:	Sociedad Española de Física Médica. (2012). Fundamentos de Física Médica. Volumen 2 Radiodiagnóstico: bases físicas, equipos y control de calidad. Madrid. Servicios Editoriales ADI

Fuente: Elaboración propia con base en datos la Sociedad Española de Física Médica, 2012

Anexo 27. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de verificación de la coincidencia, alineación y centraje del campo de luz-campo de radiación, definición del campo luminoso, colimación del campo de radiación y ortogonalidad del rayo central.

Tabla 26. Prueba de verificación de la coincidencia del campo de luz y el campo de radiación según la Sociedad Española de Física Médica.

NOMBRE DE LA PRUEBA PARÁMETROS GEOMÉTRICOS: PROCEDIMIENTO DE VERIFICACIÓN DE LA COINCIDENCIA DEL CAMPO LUZ -CAMPO DE RADIACIÓN.

Prueba para Radiología:	Cualquier modalidad
Procedimiento (paso a paso):	El objeto de prueba de lámina de cobre se coloca sobre el receptor de imágenes por encima del sobre de la mesa a 1m de distancia del foco. Se ajustan los ejes del colimador de modo que el campo de luz coincida con los ejes del objeto de prueba.
Periodicidad:	Se debe establecer una periodicidad determinada o cuando se sospeche de funcionamiento incorrecto.
Materiales necesarios:	Objeto de prueba, placa de cobre que tiene un campo rectangular con pintura radio opaca, centrado sobre unos ejes que llevan una escala y unos círculos concéntricos centrados en los ejes. (RMI Modelo 161 B)
Rango(s) de Tolerancia:	La zona irradiada no debe diferir de la imagen del rectángulo radio-opaco en más de un 2% de la distancia foco-placa de cobre en cada una de sus direcciones. La suma de las desviaciones no debe exceder el 3% de la distancia foco-receptor.
Recomendada por [bibliografía]:	Sociedad Española de Física Médica. (2012). Fundamentos de Física Médica. Volumen 2 Radiodiagnóstico: bases físicas, equipos y control de calidad. Madrid. Servicios Editoriales ADI

Fuente: Elaboración propia con base en datos la Sociedad Española de Física Médica, 2012

Tabla 27. Prueba de alineación y centrado del campo de luz-campo de radiación-campo de registro según la Sociedad Española de Física Médica, la Sociedad Española de Protección Radiológica y la Sociedad Española de Radiología Médica.

NOMBRE DE LA PRUEBA	ALINEACION Y CENTRADO DEL CAMPO DE LUZ-CAMPO DE RADIACIÓN-CAMPO DE REGISTRO.
Prueba para Radiología:	Radiología Computarizada y Radiología Digital
Procedimiento (paso a paso):	<p>Se debe colocar el tubo perpendicularmente a una distancia de 1m con respecto al bucky.</p> <p>El receptor de imágenes se coloca dentro del Bucky.</p> <p>Se ancla tanto el Bucky como el tubo para que queden centrados uno con el otro.</p> <p>Se ajustan los colimadores con el contorno rectangular de la lámina metálica o con los marcadores utilizados.</p> <p>Verificar la diferencia entre el borde de la imagen y el borde del maniquí o los marcadores.</p>
Periodicidad:	<p>Durante las pruebas de aceptación.</p> <p>Después de realizar cambios al equipo.</p> <p>Anual</p>
Materiales necesarios:	<p>Maniquí de colimación (lámina metálica)</p> <p>Marcadores radio-opacos.</p> <p>Sistema de imagen.</p>
Rango(s) de Tolerancia:	<p>Alineación de RX/haz luminoso debe ser menor al 2% de la distancia foco-maniquí, en todas las direcciones. La suma de todas las diferencias no debe exceder el 3% de la distancia foco maniquí.</p> <p>Alineación del campo de registro debe estar dentro del 1% de la distancia foco-receptor.</p> <p>Centrado RX/haz luminoso: la diferencia del centrado del campo de radiación con el centro del haz luminoso no debe exceder el +- 1% de la distancia foco-maniquí.</p>
Recomendada por [bibliografía]:	<p>Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Protección Radiológica Sociedad Española de Radiología Médica (2012) Protocolo Español de Control</p>

de Calidad en Radiodiagnóstico. (Revisión 2011) Madrid, España: Senda Editorial, SA.

Fuente: Elaboración propia con base en datos la Sociedad Española de Física Médica, 2012

Tabla 28. Prueba de definición del campo luminoso según la Sociedad Española de Física Médica, la Sociedad Española de Protección Radiológica y la Sociedad Española de Radiología Médica.

NOMBRE DE LA PRUEBA	PARÁMETROS GEOMÉTRICOS. DEFINICIÓN DEL CAMPO LUMINOSO
Prueba para Radiología:	Radiología Computarizada y Radiología Digital
Procedimiento (paso a paso):	Se coloca el detector sobre la mesa y el campo de luz centrado. Se mide la distancia desde la cruz central del detector hasta los bordes del campo de luz.
Periodicidad:	Durante las pruebas de aceptación. Después de realizar cambios en el equipo Anual
Materiales necesarios:	Regla Chasis Fotómetro
Rango(s) de Tolerancia:	Simetría. La diferencia entre el centro a cada uno de los bordes debe ser menor a 1cm, para una distancia fuente receptor de 1m. La iluminación del campo debe ser mayor a la iluminación ambiente y la penumbra de los bordes no debe exceder 1cm es la estimación visual. El valor de la iluminación con la luz ambiente apagada no debe ser menor a los 50 lux.
Recomendada por [bibliografía]:	Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Protección Radiológica Sociedad Española de Radiología Médica (2012) Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. (Revisión 2011) Madrid, España: Senda Editorial, SA.

Fuente: Elaboración propia con base en datos la Sociedad Española de Física Médica, 2012

Tabla 29. Prueba de colimación según la Sociedad Española de Física Médica, la Sociedad Española de Protección Radiológica y la Sociedad Española de Radiología Médica.

NOMBRE DE LA PRUEBA	PARÁMETROS GEOMÉTRICOS. COLIMACIÓN
Prueba para Radiología:	Radiología Computarizada y Radiología Digital
Procedimiento (paso a paso):	El haz de rayos x se debe poder colimar sobre los bordes de la lámina metálica, la cual se encuentra sobre el detector. Se toma una imagen y se mide la distancia entre el borde del campo de radiación y el borde de la lámina.
Periodicidad:	Durante las pruebas de aceptación. Después de realizar cambios al equipo.
Materiales necesarios:	Lámina metálica.
Rango(s) de Tolerancia:	Menor al 2% de la distancia foco-receptor en cada dirección para sistemas automáticos. La suma total de las diferencias no debe exceder el 3% de la distancia foco-receptor.
Recomendada por [bibliografía]:	Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Protección Radiológica Sociedad Española de Radiología Médica (2012) Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. (Revisión 2011) Madrid, España: Senda Editorial, SA.

Fuente: Elaboración propia con base en datos la Sociedad Española de Física Médica, 2012

Tabla 30. Prueba de ortogonalidad del haz de rayos x y el receptor de imagen según la Sociedad Española de Física Médica, la Sociedad Española de Protección Radiológica y la Sociedad Española de Radiología Médica.

NOMBRE DE LA PRUEBA	PARÁMETROS GEOMÉTRICOS. ORTOGONALIDAD DEL HAZ DE RAYOS X Y DEL RECEPTOR DE IMAGEN.
Prueba para Radiología:	Radiología Computarizada y Radiología Digital
Procedimiento (paso a paso):	Se coloca el receptor de imágenes sobre la mesa y el tubo a 1m de distancia de este.

	<p>Sobre el receptor se coloca la placa maniquí y sobre esta el cilindro centrado.</p> <p>Se realiza una imagen.</p> <p>Se corrobora el ángulo de desviación siguiendo el punto superior del cilindro reflejado sobre la placa maniquí.</p>
Periodicidad:	<p>Durante las pruebas de aceptación.</p> <p>Después de realizar cambios al equipo.</p> <p>Anual</p>
Materiales necesarios:	<p>Cilindro de comprobación.</p> <p>Maniquí.</p>
Rango(s) de Tolerancia:	<p>El ángulo que forma el eje central del haz de rayos-x con el recetor de imágenes no debe desviarse de los 90° en más de 1,5°.</p>
Recomendada por [bibliografía]:	<p>Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Protección Radiológica Sociedad Española de Radiología Médica (2012) Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. (Revisión 2011) Madrid, España: Senda Editorial, SA.</p>
Fuente: Elaboración propia con base en datos la Sociedad Española de Física Médica, 2012	

Tabla 31. Prueba de ortogonalidad del haz según la Sociedad Española de Física Médica.

NOMBRE DE LA PRUEBA	PARÁMETROS GEOMÉTRICOS: ORTOGONALIDAD DEL HAZ
Prueba para Radiología:	Cualquier modalidad
Procedimiento (paso a paso):	<p>El objeto de prueba de lámina de cobre se coloca sobre el receptor de imágenes por encima del sobre de la mesa a 1m de distancia del foco.</p> <p>En el centro de la lámina se coloca el cilindro de metacrilato y se realiza un disparo con 50kV, 5mAs.</p>
Periodicidad:	Se debe establecer una periodicidad determinada o cuando se sospeche de funcionamiento incorrecto.
Materiales necesarios:	Objeto de prueba, placa de cobre que tiene un campo rectangular con pintura radio opaca, centrado sobre unos

	ejes que llevan una escala y unos círculos concéntricos centrados en los ejes. (RMI Modelo 161 B) Objeto de prueba, cilindro de metacrilato (RMI Modelo 162 A).
Rango(s) de Tolerancia:	La imagen del punto de la base superior del cilindro debe estar dentro del círculo interno, es decir, no debe exceder el 1,5° de desviación del centro de la imagen.
Recomendada por [bibliografía]:	Sociedad Española de Física Médica. (2012). Fundamentos de Física Médica. Volumen 2 Radiodiagnóstico: bases físicas, equipos y control de calidad. Madrid. Servicios Editoriales ADI

Fuente: Elaboración propia con base en datos la Sociedad Española de Física Médica, 2012

Anexo 28. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de tamaño del campo.

Tabla 32. Prueba tamaño mínimo del campo de radiación según la Sociedad Española de Física Médica, la Sociedad Española de Protección Radiológica y la Sociedad Española de Radiología Médica.

NOMBRE DE LA PRUEBA	PARÁMETROS GEOMÉTRICOS. TAMAÑO MÍNIMO DEL CAMPO
Prueba para Radiología:	Radiología Computarizada y Radiología Digital
Procedimiento (paso a paso):	Se coloca el chasis sobre la mesa. Se coloca el tubo a 100cm. Se realizan dos exposiciones una con uno de los colimadores abierto y el otro cerrado, después se colocan los colimadores de manera inversa y se obtiene otra imagen.
Periodicidad:	Después de realizarle cambios al equipo
Materiales necesarios:	Chasis Regla Lector.
Rango(s) de Tolerancia:	$\leq 5\text{cm}$ de longitud $\leq 5\text{cm}$ de ancho
Recomendada por [bibliografía]:	Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Protección Radiológica Sociedad Española de Radiología Médica (2012) Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. (Revisión 2011) Madrid, España: Senda Editorial, SA.

Fuente: Elaboración propia con base en datos la Sociedad Española de Física Médica, 2012

Anexo 29. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de presencia de artefactos.

Tabla 33. Prueba de uniformidad de la imagen y valoración de artefactos según el Royal Australian and New Zealand College of Radiologist.

NOMBRE DE LA PRUEBA UNIFORMIDAD DE LA IMAGEN Y VALORACIÓN DE ARTEFACTOS

Prueba para Radiología:	Digital Directa Inalámbrica/Computarizada
Procedimiento (paso a paso):	Colocar el detector DR o casete CR sobre la mesa. Ajustar la distancia foco-detector a 110cm, y centrar el campo de luz con el centro del detector La apertura del colimador debe ser coincidente con el tamaño del casete Fije una lámina de cobre de 1mm a la apertura del colimador, asegurándose que el haz de radiación quede completamente interceptado. Haga una exposición manual con 70kV y 4mAs. Procese la imagen utilizando un algoritmo de procesamiento de imagen consistente. Realice una inspección visual identificando cualquier artefacto o señas de no uniformidad. Tomando en cuenta que en los casetes de CR se podrá notar el efecto talón. Registrar la fecha de realización de la prueba, datos de identificación del equipo de rayos-x, persona que realiza la prueba y comentarios sobre la uniformidad y presencia de artefactos en la imagen.
Periodicidad:	Trimestral
Materiales necesarios:	Casete CR / Detector DR
Rango(s) de Tolerancia:	Imagen uniforme Sin evidencia de artefactos.
Recomendada por [bibliografía]:	The Royal Australian and New Zealand College of Radiologist. (2013). General X-ray Quality Assurance and Quality Control Guideline. Australia.

Fuente: Elaboración propia con base en datos de The Royal Australian and New Zealand College of Radiologist, 2013

Tabla 34. Prueba de artefactos de la imagen según la Sociedad Española de Física Médica, la Sociedad Española de Protección Radiológica y la Sociedad Española de Radiología Médica.

NOMBRE DE LA PRUEBA	ARTEFACTOS DE LA IMAGEN
Prueba para Radiología:	Radiología Digital
Procedimiento (paso a paso):	
Periodicidad:	Durante las pruebas de aceptación. Después de realizar cambios al equipo. Anual
Materiales necesarios:	Lámina de cobre
Rango(s) de Tolerancia:	No deben existir artefactos en la imagen.
Recomendada por [bibliografía]:	Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Protección Radiológica Sociedad Española de Radiología Médica (2012) Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. (Revisión 2011) Madrid, España: Senda Editorial, SA.

Fuente: Elaboración propia con base en datos la Sociedad Española de Física Médica, 2012

Tabla 35. Prueba de artefactos según Physikalisch-Technische Werkstätten.

NOMBRE DE LA PRUEBA	ARTEFACTOS
Prueba para Radiología:	Radiología Digital
Procedimiento (paso a paso):	Se deben ajustar los mismos parámetros, voltajes y programas de análisis, documentación y condiciones de visualización, de la prueba de aceptación. Debe colocarse el fantoma lo más cercano como sea posible del dispositivo receptor de imagen y su centro debe coincidir con el del campo de luz.

Sobre el fantoma se coloca la placa de medición con la palabra “Focus” apuntando hacia abajo. Si se realiza la prueba dentro del Bucky de mesa se debe atornillar la placa de medición al fantoma. Si la prueba se realiza en el Bucky de pared se debe utilizar un soporte para el fantoma y otro soporte especial para la lámina de aluminio si se requiere utilizar.

Se realiza un disparo de 70 kV para obtener una imagen de prueba.

Verificar la no presencia de artefactos en la imagen de prueba.

Periodicidad:	
Materiales necesarios:	Fantoma Lámina absorbente PMMA o aluminio.
Rango(s) de Tolerancia:	La imagen de rayos X debe estar libre de estructuras cuyo tamaño, forma, nitidez de borde y diferencia en la densidad óptica o luminancia en relación con el área circundante podrían afectar el diagnóstico.
Recomendada por [bibliografía]:	AGFA, empresa MEZA Physikalisch-Technische Werkstätten. (2015). User Manual Normi 13 (T42023). Alemania. PTW-Freiburg

Fuente: Elaboración propia con base en datos de Physikalisch-Technische Werkstätten, 2015.

Anexo 30. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de calidad de la imagen.

Tabla 36. Prueba de inspección y evaluación de la calidad de la imagen según American Association of Physicists in Medicine

NOMBRE DE LA PRUEBA	INSPECCIÓN Y EVALUACIÓN DE LA CALIDAD DE IMAGEN
Prueba para Radiología:	Radiología Computarizada
Procedimiento (paso a paso):	Verificar que los algoritmos de procesamiento de imágenes sean oportunos
Periodicidad:	Anual, después de reparaciones o calibraciones mayores.
Materiales necesarios:	Programa de control de calidad.
Rango(s) de Tolerancia:	
Recomendada por [bibliografía]:	American Association of Physicists in Medicine (2006). Acceptance Testing and Quality Control of Photostimulable Storage Phosphor Imaging Systems.

Fuente: Elaboración propia con base en datos de American Association of Physicists in Medicine, 2006

Tabla 37. Prueba de calidad de la imagen según The Royal Australian and New Zealand College of Radiologist

NOMBRE DE LA PRUEBA	CALIDAD DE LA IMAGEN
Prueba para Radiología:	Radiología Digital Directa/Radiología Computarizada.
Procedimiento (paso a paso):	<p>Seleccionar 5 pacientes que se hayan realizado una radiografía de tórax (hombres y mujeres).</p> <p>Realizar una evaluación de la calidad de la imagen utilizando la lista de verificación siguiente:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Fue realizada en inspiración profunda (se visualizan 6 costillas anteriores y 10 posteriores por encima de las cúpulas diafragmáticas). - Los procesos espinosos de las vértebras dorsales son equidistantes de los bordes interiores de la clavícula, evidenciando que no hay rotación del tórax.

-
- El borde medial de las escápulas es proyectado fuera de los campos pulmonares.
 - Visualización de los campos pulmonares completos, es decir desde la séptima vértebra cervical hasta los ángulos costofrénicos.
 - Visualización nítida de los vasos de los vasos periféricos, radiografía tomada en respiración suspendida.
 - Visualización nítida de la tráquea, bronquios principales y bordes del corazón.
 - Visualización nítida de ambos hemidiafragmas.
 - Visualización de los vasos pulmonares y del contorno mediastinal a través de la silueta cardiaca.
 - La columna dorsal baja es levemente percibida con visualización de los espacios intervertebrales.
 - La calidad de la imagen es aceptable para el propósito clínico.

Registrar la fecha de realización de la prueba, la identificación del equipo de rayos-x, radiólogo que realiza la prueba y la lista de verificación.

Periodicidad:	Semestral
Materiales necesarios:	Programa de interpretación de imágenes.
Rango(s) de Tolerancia:	Las imágenes deben considerarse clínicamente aceptables, de no ser así se deben investigar las razones.
Recomendada por [bibliografía]:	The Royal Australian and New Zealand College of Radiologist. (2013). General X-ray Quality Assurance and Quality Control Guideline. Australia.

Fuente: Elaboración propia con base en datos de The Royal Australian and New Zealand College of Radiologist, 2013

Anexo 31. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de limpieza de los chasis y los fósforos (CR).

Tabla 38. Prueba de inspección visual, identificación y limpieza de los fósforos y chasis según Otero.

NOMBRE DE LA PRUEBA	INSPECCIÓN VISUAL, IDENTIFICACIÓN Y LIMPIEZA DE LOS FOSFOROS Y CHASIS
Prueba para Radiología:	Radiología Computarizada
Procedimiento (paso a paso):	Se debe revisar visualmente que los chasis y los fósforos estén en buen estado. Corroborar la identificación de los fósforos en el programa de visualización de imágenes. Rotulación del chasis con el respectivo modelo y tipo de fosforo que contiene, además de un número que identifique el conjunto chasis-fosforo.
Periodicidad:	Aceptación de los equipos Anual
Materiales necesarios:	Todos los chasis.
Rango(s) de Tolerancia:	Los fósforos deben estar identificados
Recomendada por [bibliografía]:	Otero, C. (2013) Control de calidad en sistemas de adquisición estática, Radiografía Computarizada CR. Introducción al Control de Calidad en Radiología Digital (págs. 249-281. Murcia: Servicios Editoriales ADI.

Fuente: Elaboración propia con base en datos de Otero, 2013.

Anexo 32. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de efectividad en el ciclo de borrado (CR).

Tabla 39. Prueba de borrado según American Association of Physicists in Medicine.

NOMBRE DE LA PRUEBA	BORRADO
Prueba para Radiología:	Radiología Computarizada
Procedimiento (paso a paso):	Se coloca todos los casetes de trabajo en la estación de lectura y se les realiza un borrado antes de comenzar a utilizarlos.
Periodicidad:	Diaria
Materiales necesarios:	Equipo de lectura de casetes. Todos los casetes de trabajo.
Rango(s) de Tolerancia:	N/A
Recomendada por [bibliografía]:	American Association of Physicists in Medicine (2006). Acceptance Testing and Quality Control of Photostimulable Storage Phosphor Imaging Systems.

Fuente: Elaboración propia con base en datos de American Association of Physicists in Medicine, 2006

Tabla 40. Prueba de borrado de los detectores según The Royal Australian and New Zealand College of Radiologist.

NOMBRE DE LA PRUEBA	BORRADO DE LOS DETECTORES
Prueba para Radiología:	Radiología Computarizada
Procedimiento (paso a paso):	Colocar cada casete en el equipo digitalizador para realizar el proceso de borrado. Realizar una eliminación primaria de todos los casetes.
Periodicidad:	Semanal
Materiales necesarios:	Casetes y digitalizador
Rango(s) de Tolerancia:	Chequear que se haya realizado.
Recomendada por [bibliografía]:	The Royal Australian and New Zealand College of Radiologist. (2013). General X-ray Quality Assurance and Quality Control Guideline. Australia.

Fuente: Elaboración propia con base en datos de The Royal Australian and New Zealand College of Radiologist, 2013

Tabla 41. Prueba de efectividad en el ciclo de borrado según Otero.

NOMBRE DE LA PRUEBA	EFFECTIVIDAD DEL CICLO DE BORRADO
Prueba para Radiología:	Radiología Computarizada
Procedimiento (paso a paso):	<p>Colocar el tubo a 180cm del chasis</p> <p>Colocar la lámina de plomo en el centro del chasis.</p> <p>Realizar una exposición con técnica de 80kV y 30mAs.</p> <p>Leer el fósforo.</p> <p>Quitar la lámina de plomo y realizar una exposición con 1.5mAs.</p> <p>Leer el fósforo bajo los siguientes parámetros:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Agfa: 200, tipo de examen "System Diagnostic" método de procesado "flat field" - Kodak: modo de lectura "Pattern" - Konica: "QC-S value" - Fuji: modo de lectura "semi-auto", L=1. <p>Corroborar que en esta segunda imagen no se distinguen restos de la imagen anterior</p>
Periodicidad:	<p>Aceptación de los equipos</p> <p>Anual</p>
Materiales necesarios:	<p>Equipo de RX</p> <p>Lector de CR</p> <p>Chasis</p> <p>Lámina de Plomo</p>
Rango(s) de Tolerancia:	<p>Modificando los niveles de gris hasta una ventana muy estrecha para asegurar que no se visualizan restos de la imagen con la lámina de plomo.</p> <p>De ser así se debe calcular el valor de exposición que da la ecuación de transferencia para ambas imágenes y la diferencia no debe ser mayor al 5%.</p>
Recomendada por [bibliografía]:	<p>Otero, C. (2013) Control de calidad en sistemas de adquisición estática, Radiografía Computarizada CR. Introducción al Control de Calidad en Radiología Digital (págs. 249-281. Murcia: Servicios Editoriales ADI.</p>

Fuente: Elaboración propia con base en datos de Otero, 2013.

Anexo 33. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de desvanecimiento de la imagen latente (CR).

Tabla 42. Prueba de desvanecimiento de la imagen latente según Otero.

NOMBRE DE LA PRUEBA	DESVANECIMIENTO DE LA IMAGEN LATENTE
Prueba para Radiología:	Radiología Computarizada
Procedimiento (paso a paso):	<p>Realizar una exposición con 80kVp y 10μGy.</p> <p>Leer el CR después de transcurrido 1 minuto, sin parámetros particulares.</p> <p>En el centro del chasis, obtener el SAL o valor del píxel, de un ROI de 3cm x 3cm.</p> <p>Volver a exponer el chasis con la misma técnica.</p> <p>Esperar unos 10 min antes de leer el chasis, con los mismos parámetros anteriores.</p> <p>En el centro del chasis, obtener el SAL o valor del píxel, de un ROI de 3cm x 3cm.</p>
Periodicidad:	<p>Aceptación de los equipos</p> <p>Anual</p>
Materiales necesarios:	<p>Equipo de RX</p> <p>Lector CR</p> <p>Algunos chasis</p>
Rango(s) de Tolerancia:	Las indicadas por la casa fabricante.
Recomendada por [bibliografía]:	Otero, C. (2013) Control de calidad en sistemas de adquisición estática, Radiografía Computarizada CR. Introducción al Control de Calidad en Radiología Digital (págs. 249-281. Murcia: Servicios Editoriales ADI.

Fuente: Elaboración propia con base en datos de Otero, 2013.

Anexo 34. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de ruido oscuro (CR).

Tabla 43. Prueba de ruido oscuro según American Association of Physicists in Medicine.

NOMBRE DE LA PRUEBA	RUIDO OSCURO
Prueba para Radiología:	Radiología Computarizada
Procedimiento (paso a paso):	Realizar el borrado de todas las pantallas. Seleccionar al azar algunos de los casetes que se encuentran en uso. Según la marca de los equipos se debe procesar una imagen de cada una de estas pantallas en búsqueda de artefactos o uniformidades. Se realiza una inspección visual de la imagen o un análisis con el programa respectivo y las herramientas que provee cada uno de los fabricantes.
Periodicidad:	Mensual
Materiales necesarios:	Casetes en uso, programa de procesamiento.
Rango(s) de Tolerancia:	La imagen debe ser uniforme, sin artefactos.
Recomendada por [bibliografía]:	American Association of Physicists in Medicine (2006). Acceptance Testing and Quality Control of Photostimulable Storage Phosphor Imaging Systems.

Fuente: Elaboración propia con base en datos de American Association of Physicists in Medicine, 2006

Tabla 44. Prueba de ruido oscuro en el fósforo de los detectores según Otero.

NOMBRE DE LA PRUEBA	“DARK NOISE” EN EL FÓSFORO DE LOS DETECTORES
Prueba para Radiología:	Radiología Computarizada
Procedimiento (paso a paso):	Borrar todos los fósforos. Realizar la lectura de los fósforos. Realizar un ROI que abarque el 80% de la imagen Utilizar los siguientes parámetros de lectura, según la marca del dispositivo:

	<ul style="list-style-type: none"> - AGFA: S = 800, tipo de examen: "System Diagnosis", método de procesado: "Flat Field". - KODAK: modo "Pattern" - KONICA: modo de lectura: "Fix". Si es un Regius 190: "QC-S Value". - FUJI: modo de lectura: "Fixed", S = 10000, L = 1. <p>Tomar un límite para la desviación estándar del valor del píxel de un 5%</p>
Periodicidad:	Aceptación de los equipos Anual
Materiales necesarios:	Lector CR Varios chasis, o todos si es posible.
Rango(s) de Tolerancia:	<p>No deben ser visibles artefactos en las imágenes. La imagen debe ser uniforme.</p> <p>Deben cumplir los siguientes criterios:</p> <ul style="list-style-type: none"> - AGFA: SAL < 130 (equivale a LgM < 0.0522). - KODAK: EI < 80 para fósforos GP y EI < 380 para fósforos HR. - KONICA: PV > 3975, si se elige la curva fotométrica 2 en el host o PV < 120 si se elige la curva fotométrica 1. - FUJI: PV < 280 o PV > 744 si la escala de gris es inversa
Recomendada por [bibliografía]:	Otero, C. (2013) Control de calidad en sistemas de adquisición estática, Radiografía Computarizada CR. Introducción al Control de Calidad en Radiología Digital (págs. 249-281. Murcia: Servicios Editoriales ADI.

Fuente: Elaboración propia con base en datos de Otero, 2013.

Anexo 35. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de uniformidad de la imagen (CR).

Tabla 45. Prueba de uniformidad de la imagen y valoración de artefactos según The Royal Australian and New Zealand College of Radiologist.

NOMBRE DE LA PRUEBA	UNIFORMIDAD DE LA IMAGEN Y VALORACIÓN DE ARTEFACTOS
Prueba para Radiología:	Radiología Digital Directa / Radiología Computarizada.
Procedimiento (paso a paso):	<p>Colocar el detector DR o casete CR sobre la mesa.</p> <p>Ajustar la distancia foco-detector a 110cm, y centrar el campo de luz con el centro del detector. La apertura del colimador debe ser coincidente con el tamaño del casete</p> <p>Fije una lámina de cobre de 1mm a la apertura del colimador, asegurándose que el haz de radiación quede completamente interceptado.</p> <p>Haga una exposición manual con 70kV y 4mAs.</p> <p>Procese la imagen utilizando un algoritmo de procesamiento de imagen consistente.</p> <p>Realice una inspección visual identificando cualquier artefacto o señas de no uniformidad. Tomando en cuenta que en los casetes de CR se podrá notar el efecto talón.</p> <p>Registrar la fecha de realización de la prueba, datos de identificación del equipo de rayos-x, persona que realiza la prueba y comentarios sobre la uniformidad y presencia de artefactos en la imagen.</p>
Periodicidad:	Trimestral
Materiales necesarios:	Casete CR / Detector DR
Rango(s) de Tolerancia:	<p>Imagen uniforme</p> <p>Sin evidencia de artefactos.</p>
Recomendada por [bibliografía]:	<p>The Royal Australian and New Zealand College of Radiologist. (2013). General X-ray Quality Assurance and Quality Control Guideline. Australia.</p>

Fuente: Elaboración propia con base en datos de The Royal Australian and New Zealand College of Radiologist, 2013

Tabla 46. Prueba de uniformidad según Otero.

NOMBRE DE LA PRUEBA	UNIFORMIDAD
Prueba para Radiología:	Radiología Computarizada
Procedimiento (paso a paso):	<p data-bbox="675 421 1419 506">Se coloca el tubo a una distancia de entre 150cm a 180cm.</p> <p data-bbox="675 523 1419 608">Colocar el chasis a una altura de 25cm de la superficie montado en unos espaciadores.</p> <p data-bbox="675 625 1419 710">Ajustar los colimadores del equipo de modo que sobrepasen los bordes del chasis por 5cm aproximadamente.</p> <p data-bbox="675 727 1419 759">Situarse un chasis de 24 cm x 30 cm.</p> <p data-bbox="675 776 1419 1012">Exponer los fósforos a una dosis aproximada de 5 μGy (10 μGy en el caso de Agfa1). Se deben exponer en una dirección y después girarlos hacia el lado contrario y volver a exponerlos para homogenizar la exposición. Usar las siguientes condiciones de referencia:</p> <ul data-bbox="675 1029 1419 1470" style="list-style-type: none"> - Agfa con 75kVp y 1.5mm de cobre. El fósforo se lee inmediatamente., en la herramienta de "flat field". - Kodak con 80 kVp y 0.5mm de cobre + 1mm de aluminio. Leer el fósforo pasados 15 min en la herramienta "Pattern" - Konica con 80kVp y sin filtros. Leer el fósforo pasados 2 min, con la herramienta "QC-S Value". - Fuji con 80 kVp y sin filtros. Leer el fósforo pasados 10 min con la herramienta "Semi-auto". <p data-bbox="675 1489 1419 1672">Se realizan cinco ROIs de 4cm x 4 cm, primero la central, segundo la superior izquierda, la superior derecha, la inferior izquierda y por último la inferior derecha. Y se mide el valor del píxel en el mismo orden.</p> <p data-bbox="675 1691 1419 1827">Los valores obtenidos se incluyen en las ecuaciones de transferencia para obtener el valor de la dosis y así calcular la media y la desviación estándar</p>

	Otra manera que señala el autor de realizar esta prueba es haciendo un ROI de aproximadamente el 80% de la totalidad de la imagen y así obtener la desviación estándar del valor del píxel.
Periodicidad:	Aceptación de los equipos 1-3 meses
Materiales necesarios:	Lector CR Equipo de RX Todos los chasis Cámara para medir dosis
Rango(s) de Tolerancia:	No debe presentar artefactos en la totalidad de la imagen. El cociente de variación debería ser menor de 10%
Recomendada por [bibliografía]:	Otero, C. (2013) Control de calidad en sistemas de adquisición estática, Radiografía Computarizada CR. Introducción al Control de Calidad en Radiología Digital (págs. 249-281. Murcia: Servicios Editoriales ADI.

Fuente: Elaboración propia con base en datos de Otero, 2013.

Anexo 36. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de linealidad y propiedades de transferencia del sistema (CR).

Tabla 47. Prueba de linealidad y propiedades de transferencia del sistema según Otero.

NOMBRE DE LA PRUEBA	LINEALIDAD Y PROPIEDADES DE TRANSFERENCIA DEL SISTEMA
Prueba para Radiología:	Radiología Computarizada
Procedimiento (paso a paso):	<p>Se coloca el tubo a una distancia de entre 150cm a 180cm.</p> <p>Colocar el chasis a una altura de 25cm de la superficie montado en unos espaciadores.</p> <p>Ajustar los colimadores del equipo de modo que sobre pasen los bordes del chasis por 5cm aproximadamente.</p> <p>Situar un chasis de 24 cm x 30 cm.</p> <p>Se coloca el filtro de 1mm de cobre y se exponer el chasis con 70kVp y un mAs ajustado para exponer el chasis a una dosis de 1μGy. Podría ser también una exposición de 80kVp con un filtro de 0.5mm de cobre adicionado a un filtro de 1mm de aluminio.</p> <p>Sin dar tiempo de espera a la lectura del fósforo se debe leer este bajo los siguientes parámetros:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Agfa: 200, tipo de examen "System Diagnostic" método de procesado "flat field" - Kodak: modo de lectura "Pattern" - Konica: "QC-S value" - Fuji: modo de lectura "semi-auto", L=1. <p>Hacer un ROI en el centro de la imagen de 3cm x 3cm, obtener el valor del píxel.</p> <p>Repetir los pasos anteriores, pero con ajustes del mAs para obtener dosis de 10μGy, 50μGy y 100μGy.</p> <p>Realizar una gráfica con los datos del valor del píxel en las diferentes exposiciones con respecto a la dosis en el receptor.</p> <p>Esta prueba debe realizarse para todos los lectores.</p>

Periodicidad:	Aceptación de los equipos Anual
Materiales necesarios:	Equipo de RX calibrado Chasis Filtro 1mm de cobre Lector de CR Cámara para medir dosis
Rango(s) de Tolerancia:	El coeficiente de correlación debe ser mayor a 0.95 El coeficiente de la exposición calculada no debe diferir en más de un 10% de la media.
Recomendada por [bibliografía]:	Otero, C. (2013) Control de calidad en sistemas de adquisición estática, Radiografía Computarizada CR. Introducción al Control de Calidad en Radiología Digital (págs. 249-281. Murcia: Servicios Editoriales ADI.

Fuente: Elaboración propia con base en datos de Otero, 2013.

Anexo 37. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de errores de escala (CR).

Tabla 48. Prueba de linealidad espacial y errores de escala según Otero.

NOMBRE DE LA PRUEBA	LINEALIDAD ESPACIAL Y ERRORES DE ESCALA
Prueba para Radiología:	Radiología Computarizada
Procedimiento (paso a paso):	<p>Colocar el tubo a una distancia del chasis de 1m.</p> <p>Colocar la rejilla sobre el chasis.</p> <p>Realizar una exposición con 50-60 kVp con 10mAs.</p> <p>Leer el chasis con los siguientes parámetros de lectura:</p> <ul style="list-style-type: none"> - AGFA: S = 800, tipo de examen "System Diagnosis", método de procesado "Flat Field". - KODAK: modo "Pattern" - KONICA: modo de lectura: "Fix". Si es un Regius 190: "QC-S Value". - FUJI: modo de lectura: "Fixed", S = 10000, L = 1. <p>Repetir el procedimiento, pero colocando una regla plomada en ambas direcciones.</p> <p>Verificar en la primera imagen que no se vean cortes, distorsión o difuminado de la imagen.</p> <p>En la segunda verificar con la herramienta de medición que las medidas de la regla concuerden.</p>
Periodicidad:	<p>Aceptación de los equipos</p> <p>Anual</p>
Materiales necesarios:	<p>Equipo de RX</p> <p>Lector de CR</p> <p>Chasis, preferiblemente todos ellos.</p> <p>Rejilla</p> <p>Regla plomada o similar.</p>
Rango(s) de Tolerancia:	<p>La primera imagen debe verse nítida libre de distorsiones.</p> <p>En la segunda prueba debe haber una concordancia de las medidas del 3% en el centro de la imagen y 5% en los bordes.</p>

Recomendada por [bibliografía]:	Otero, C. (2013) Control de calidad en sistemas de adquisición estática, Radiografía Computarizada CR. Introducción al Control de Calidad en Radiología Digital (págs. 249-281. Murcia: Servicios Editoriales ADI.
------------------------------------	--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

Fuente: Elaboración propia con base en datos de Otero, 2013.

Anexo 38. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de resolución espacial de bajo contraste (CR).

Tabla 49. Prueba de resolución, contraste/ruido, laser e indicador de exposición según American Association of Physicists in Medicine.

NOMBRE DE LA PRUEBA	RESOLUCIÓN, CONTRASTE/RUIDO, LÁSER E INDICADOR DE EXPOSICIÓN.
Prueba para Radiología:	Radiología Computarizada
Procedimiento (paso a paso):	Colocar el fantoma en su posición. Realizar una imagen. Realizar análisis cualitativo y cuantitativo de la resolución, contraste/ruido, láser y precisión del indicador de exposición.
Periodicidad:	Cuatrimestral.
Materiales necesarios:	Fantoma Programa de control de calidad del equipo.
Rango(s) de Tolerancia:	
Recomendada por [bibliografía]:	American Association of Physicists in Medicine (2006). Acceptance Testing and Quality Control of Photostimulable Storage Phosphor Imaging Systems.

Fuente: Elaboración propia con base en datos de American Association of Physicists in Medicine, 2006

Anexo 39. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de consistencia del índice de exposición (CR).

Tabla 50. Prueba de consistencia del índice de exposición según The Royal Australian and New Zealand College of Radiologist.

NOMBRE DE LA PRUEBA	CONSISTENCIA DEL INDICE DE EXPOSICIÓN.
Prueba para Radiología:	Radiología Computarizada
Procedimiento (paso a paso):	<p>Se debe realizar la prueba tres veces en condiciones de exposición exactas, en días diferentes, una vez que se obtienen los 3 valores consistentes se promedian y se establece el valor base, con el cual se compararán los futuros resultados.</p> <p>Designar un casete CR específico y un lector de CR. Preferiblemente que el casete sea de uso clínico.</p> <p>Realizar el borrado del casete.</p> <p>Realizar la prueba en todas las unidades de rayos-x.</p> <p>Colocar el casete CR designado en la mesa.</p> <p>Establezca la distancia foco-casete a 110cm, y centre el campo de luz y el casete.</p> <p>La apertura del colimador debe ser coincidente con el tamaño del casete</p> <p>Fije una lámina de cobre de 1mm a la apertura del colimador, asegurándose que el haz de radiación quede completamente interceptado.</p> <p>Haga una exposición manual con 70kV y 4mAs.</p> <p>Procese la imagen utilizando un algoritmo de procesamiento de imagen consistente.</p> <p>Registre la fecha de realización, el índice de exposición, el algoritmo de procesamiento, la identificación del equipo y el casete y el nombre de la persona que realiza la prueba.</p>
Periodicidad:	Trimestral
Materiales necesarios:	<p>Casete CR</p> <p>Lector de CR</p>

	Programa de visualización de imágenes.
Rango(s) de Tolerancia:	10% con respecto al valor de referencia. Si el valor sufre cambios graduales consecutivos se debe comentar con mantenimiento.
Recomendada por [bibliografía]:	The Royal Australian and New Zealand College of Radiologist. (2013). General X-ray Quality Assurance and Quality Control Guideline. Australia.

Fuente: Elaboración propia con base en datos de The Royal Australian and New Zealand College of Radiologist, 2013

Anexo 40. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de remanencia de la imagen previa (DR).

Tabla 51. Prueba de remanencia de la imagen previa según la Sociedad Española de Física Médica.

NOMBRE DE LA PRUEBA	REMANENCIA DE LA IMAGEN PREVIA
Prueba para Radiología:	Radiología Digital
Procedimiento (paso a paso):	Se debe colocar el tubo a 1m de distancia del detector. Se coloca la lámina de plomo cubriendo la mitad del detector para obtener una imagen escalonada, con una exposición aproximada de 50kV y 0,5 a 2 mAs. Posteriormente se realiza otra imagen con ambos colimadores cerrados, la mínima técnica posible (40kV y 0,5mAs) y con una lámina de plomo cubriendo todo el campo, y un chaleco plomado encima del detector se debe procurar un kerma de cero. Una vez tomada la imagen se debe registrar el valor del píxel de la imagen en la zona donde en la imagen anterior se encontraba la lámina de plomo y en la otra mitad para realizar la comparación.
Periodicidad:	Durante pruebas de aceptación y después de cambios. Anual.
Materiales necesarios:	Lámina de plomo. Chaleco plomado.
Rango(s) de Tolerancia:	No se debe apreciar ninguna imagen remanente. El valor del píxel en el sitio de la imagen anterior con respecto al ruido de fondo no debe variar en más de 5%.
Recomendada por [bibliografía]:	Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Protección Radiológica Sociedad Española de Radiología Médica (2012) Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. (Revisión 2011) Madrid, España: Senda Editorial, SA.

Fuente: Elaboración propia con base en datos de la Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Protección Radiológica y la Sociedad Española de Radiología Médica, 2012

Tabla 52. Prueba de permanencia de la imagen según Monrant.

NOMBRE DE LA PRUEBA	PERMANENCIA DE LA IMAGEN
Prueba para Radiología:	Radiología Digital
Procedimiento (paso a paso):	Retirar la parrilla antidifusora, no colocar filtros adicionales. Colocar el tubo a una altura de 180cm. Cerrar los colimadores. Colocar un chaleco plomado sobre el detector- Realizar un disparo con la menor técnica posible. Colocar sobre el detector la lámina de plomo Abrir los colimadores al tamaño del detector. Realizar una exposición con 70kV y una dosis de 4μGy. Dejar pasar 1 minuto. Cerrar los colimadores. Colocar un chaleco plomado sobre el detector- Realizar un disparo con la menor técnica posible. Inspeccionar visualmente si existen rasgos de la lámina de plomo. En caso de notarse en la imagen la lámina se debe medir el valor del píxel en esta área y en la zona sin atenuar.
Periodicidad:	A definirse por la persona usuaria.
Materiales necesarios:	Lámina de cobre o plomo de 5cm x 5 cm
Rango(s) de Tolerancia:	No se debe evidenciar restos de la imagen cuando se visualiza con un ancho de ventana estrecho, de observarse, la diferencia entre los valores del píxel no debe ser mayor al 5%.
Recomendada por [bibliografía]:	Monrant, J.J (2013) Control de calidad en sistemas de adquisición estática, Sistemas digitales basados en detectores integrados (paneles planos) Introducción al Control de calidad en Radiología Digital (págs. 298-307). Murcia: Servicios Editoriales ADI

Fuente: Elaboración propia con base en datos de Monrant, 2013

Anexo 41. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de ruido oscuro (DR).

Tabla 53. Prueba de ruido oscuro según el Institute of Physics and Engineering in Medicine.

NOMBRE DE LA PRUEBA	RUIDO OSCURO
Prueba para Radiología:	Radiología Digital
Procedimiento (paso a paso):	La prueba se realiza con el detector sin exposición, o una exposición muy baja y alejando el tubo. Se hace una lectura y se realiza un ROI para corroborar que el nivel de ruido no sea excesivo
Periodicidad:	12 meses
Materiales necesarios:	
Rango(s) de Tolerancia:	De la línea base +/- 50%
Recomendada por [bibliografía]:	Institute of Physics and Engineering in Medicine (2005) Report 91. Recommended Standards for the Routine Performance Testing of Diagnostic X-Ray Imaging Systems. Reino Unido.

Fuente: Elaboración propia con base en datos de Institute of Physics and Engineering in Medicine, 2005

Tabla 54. Prueba de ruido de fondo de los detectores según e Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Protección Radiológica Sociedad Española de Radiología Médica.

NOMBRE DE LA PRUEBA	RUIDO DE FONDO (“DARK NOISE”) DE LOS DETECTORES
Prueba para Radiología:	Radiología Digital
Procedimiento (paso a paso):	Se realiza una imagen con ambos colimadores cerrados, la mínima técnica posible (40kV y 0,5mAs) y con una lámina de plomo cubriendo todo el campo, y un chaleco plomado encima del detector se debe procurar un kerma de cero. Registrar el valor de dosis indicado por el sistema y el valor del píxel.
Periodicidad:	Durante las pruebas de aceptación.

	Después de realizar cambios al equipo. Anual
Materiales necesarios:	Lámina de plomo. Chaleco de plomo.
Rango(s) de Tolerancia:	No se debe observar ningún artefacto en la imagen. El valor del píxel debe ser aproximado a la coordenada de origen obtenido en la prueba de la función de respuesta. La desviación con respecto al valor de referencia debe ser menor al 50%.
Recomendada por [bibliografía]:	Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Protección Radiológica Sociedad Española de Radiología Médica (2012) Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. (Revisión 2011) Madrid, España: Senda Editorial, SA.
Fuente: Elaboración propia con base en datos de la Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Protección Radiológica y la Sociedad Española de Radiología Médica, 2012	

Tabla 55. Prueba de ruido de fondo de los detectores según Monrant.

NOMBRE DE LA PRUEBA	RUIDO DE FONDO “DARK NOISE” DE LOS DETECTORES
Prueba para Radiología:	Radiología Digital
Procedimiento (paso a paso):	Quitar la parrilla antidifusora. Cerrar los colimadores al máximo. Colocar un delantal plomado sobre el detector. Realizar una exposición con la técnica más baja posible, con el fin de obtener una dosis efectiva de cero sobre el detector. Registrar el valor de la dosis indicada por el sistema y el valor del píxel. Registrar el valor de la dosis indicada por el detector y el valor del píxel.
Periodicidad:	A definirse por el usuario
Materiales necesarios:	Programa para el tratamiento de las imágenes.

Rango(s) de Tolerancia:	No debe percibirse ningún artefacto en la imagen. Los valores registrados deben ser lo más cercano a cero posible. El valor de ruido de fondo deberá coincidir con el obtenido en la prueba de la función de respuesta.
Recomendada por [bibliografía]:	Monrant, J.J (2013) Control de calidad en sistemas de adquisición estática, Sistemas digitales basados en detectores integrados (paneles planos) Introducción al Control de calidad en Radiología Digital (págs. 298-307). Murcia: Servicios Editoriales ADI

Fuente: Elaboración propia con base en datos de Monrant, 2013

Anexo 42. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de uniformidad de la imagen (DR).

Tabla 56. Prueba de uniformidad de la imagen según la Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Protección Radiológica Sociedad Española de Radiología Médica.

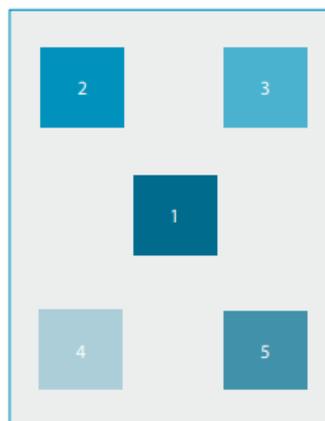
NOMBRE DE LA PRUEBA	UNIFORMIDAD DE LA IMAGEN
Prueba para Radiología:	Radiología Digital
Procedimiento (paso a paso):	Se debe tomar una imagen. En el programa específico para esta prueba se realiza 5 ROIs < de 4cm x 4cm, una en el centro de la imagen y las otras en el centro de cada cuadrante.
Periodicidad:	Durante las pruebas de aceptación. Después de realizar cambios al equipo. Anual
Materiales necesarios:	Programa informático. Recomendación: herramienta “plugin” de Image J.
Rango(s) de Tolerancia:	La desviación máxima del valor medio de píxel (VMP) con las diferentes áreas de interés no debe exceder el 10%, en una imagen reprocesado. La desviación máxima de la relación señal ruido (RSR = VMP/ DTP), de las ROIs individuales con respecto al valor de RSR promedio de todas ellas, debe ser menor al 20%, en imágenes preprocesadas.
Recomendada por [bibliografía]:	Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Protección Radiológica Sociedad Española de Radiología Médica (2012) Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. (Revisión 2011) Madrid, España: Senda Editorial, SA.

Fuente: Elaboración propia con base en datos de la Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Protección Radiológica y la Sociedad Española de Radiología Médica, 2012

Tabla 57. Prueba de uniformidad y constancia del receptor de la imagen según Monrant.

NOMBRE DE LA PRUEBA	UNIFORMIDAD Y CONSTANCIA DEL RECEPTOR DE LA IMAGEN
---------------------	----------------------------------------------------

Prueba para Radiología:	Radiología Digital
Procedimiento (paso a paso):	<p data-bbox="673 442 1052 480">Quitar la parrilla anti difusora</p> <p data-bbox="673 495 1369 580">Abrir los colimadores de modo que se exponga la totalidad del detector.</p> <p data-bbox="673 595 1369 680">Realizar una exposición con la técnica determinada para proporcionar una dosis de 10μGy.</p> <p data-bbox="673 695 1369 780">Repetir la exposición para lograr dosis de 1μGy y 12μGy.</p> <p data-bbox="673 795 1369 880">Realizar 5 ROI en las imágenes, siguiendo el orden de la imagen</p>



En ellas se debe medir el valor del píxel (VMP) y la desviación estándar (DEP)

Medir el VMP en la imagen cruda completa y definir el valor medio de RSR de los ROIs individuales.

Compara el VMP y la RSR de cada uno de los ROIs, con el VMP de la imagen global y el valor medio de la RSR.

Si se detectan inhomogeneidades se debe girar el maniquí 180° para evitar el efecto talón y lograr la homogeneidad.

	Se debe compara la RSR de la imagen completa con los valores de referencias.
Periodicidad:	A definirse por la persona usuaria.
Materiales necesarios:	Programa de tratamiento de imágenes. Dosímetro.
Rango(s) de Tolerancia:	La desviación máxima VMP de los ROIs individuales con respecto al VMP de toda la imagen debería ser menor al $\pm 10\%$. La desviación máxima RSR de los ROIs individuales con respecto al valor medio de la RSR debería ser menor a $\pm 20\%$. La RSR debe mantenerse constante a través del tiempo. En caso de identificarse inhomogenidad debe realizarse un aplanamiento del campo.
Recomendada por [bibliografía]:	Monrant, J.J (2013) Control de calidad en sistemas de adquisición estática, Sistemas digitales basados en detectores integrados (paneles planos) Introducción al Control de alidad en Radiología Digital (págs. 298-307). Murcia: Servicios Editoriales ADI

Fuente: Elaboración propia con base en datos de Monrant, 2013

Tabla 58. Prueba de uniformidad de la imagen y valoración de artefactos según The Royal Australian and New Zealand College of Radiologist.

NOMBRE DE LA PRUEBA	UNIFORMIDAD DE LA IMAGEN Y VALORACIÓN DE ARTEFACTOS
Prueba para Radiología:	Radiología Digital Directa / Radiología Computarizada.
Procedimiento (paso a paso):	<p>Colocar el detector DR o casete CR sobre la mesa.</p> <p>Ajustar la distancia foco-detector a 110cm, y centrar el campo de luz con el centro del detector-</p> <p>La apertura del colimador debe ser coincidente con el tamaño del casete</p> <p>Fije una lámina de cobre de 1mm a la apertura del colimador, asegurándose que el haz de radiación quede completamente interceptado.</p> <p>Haga una exposición manual con 70kV y 4mAs.</p> <p>Procese la imagen utilizando un algoritmo de procesamiento de imagen consistente.</p> <p>Realice una inspección visual identificando cualquier artefacto o señas de no uniformidad. Tomando en cuenta que en los casetes de CR se podrá notar el efecto talón.</p> <p>Registrar la fecha de realización de la prueba, datos de identificación del equipo de rayos-x, persona que realiza la prueba y comentarios sobre la uniformidad y presencia de artefactos en la imagen.</p>
Periodicidad:	Trimestral
Materiales necesarios:	Casete CR / Detector DR
Rango(s) de Tolerancia:	<p>Imagen uniforme</p> <p>Sin evidencia de artefactos.</p>
Recomendada por [bibliografía]:	The Royal Australian and New Zealand College of Radiologist. (2013). General X-ray Quality Assurance and Quality Control Guideline. Australia.

Fuente: Elaboración propia con base en datos de The Royal Australian and New Zealand College of Radiologist, 2013

Tabla 59. Prueba de uniformidad medida según el Institute of Physics and Engineering in Medicine.

NOMBRE DE LA PRUEBA	UNIFORMIDAD MEDIDA
Prueba para Radiología:	Radiología Digital
Procedimiento (paso a paso):	<p>Utilizar los parámetros 70kV y 3mAs.</p> <p>Colocar un filtro de cobre de 1mm a la salida del haz.</p> <p>Colocar el tubo a 1 metro distancia foco detector.</p> <p>Ajustar los colimadores al tamaño del detector.</p> <p>Realizar un disparo y visualizar la imagen.</p> <p>Revisar la imagen con un ancho de ventana estrecho para valorar la presencia de artefactos.</p> <p>Realizar 5 ROI, uno en el centro de cada cuadrante y otro en el centro de la imagen. Cada ROI debe ser de 100 x 100 píxeles.</p> <p>Calcular la desviación estándar de los 5 valores dividiéndolos entre el valor medio.</p>
Periodicidad:	12 meses
Materiales necesarios:	Programa de análisis de ROI.
Rango(s) de Tolerancia:	Media de +/- 5%.
Recomendada por [bibliografía]:	Institute of Physics and Engineering in Medicine (2005) Report 91. Recommended Standards for the Routine Performance Testing of Diagnostic X-Ray Imaging Systems. Reino Unido.

Fuente: Elaboración propia con base en datos de Institute of Physics and Engineering in Medicine, 2005

Anexo 43. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de uniformidad de resolución (DR).

Tabla 60. Prueba de uniformidad de resolución según Institute of Physics and Engineering in Medicine.

NOMBRE DE LA PRUEBA	UNIFORMIDAD DE RESOLUCIÓN
Prueba para Radiología:	Radiología Digital
Procedimiento (paso a paso):	Colocar el tubo con una DFD de 1m. 50kV y 10mAs. Sin filtros Colocar la malla Verificar áreas borrosas o discontinuas en la malla.
Periodicidad:	12 meses.
Materiales necesarios:	Malla de alambre fino.
Rango(s) de Tolerancia:	No debe haber aumento de desenfoque con respecto a la línea base.
Recomendada por [bibliografía]:	Institute of Physics and Engineering in Medicine (2005) Report 91. Recommended Standards for the Routine Performance Testing of Diagnostic X-Ray Imaging Systems.

Fuente: Elaboración propia con base en datos de Institute of Physics and Engineering in Medicine, 2005

Tabla 61. Prueba de uniformidad de la resolución según la Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Protección Radiológica Sociedad Española de Radiología Médica.

NOMBRE DE LA PRUEBA	UNIFORMIDAD DE LA RESOLUCIÓN
Prueba para Radiología:	Radiología Digital
Procedimiento (paso a paso):	
Periodicidad:	Durante las pruebas de aceptación. Después de realizar cambios al equipo.
Materiales necesarios:	Patrón de barras de plomo.

	Retícula metálica de resolución conocida-
Rango(s) de Tolerancia:	La resolución obtenida en el centro de los cuadrantes debe ser menor al 90% de la obtenida en el centro de la imagen.
Recomendada por [bibliografía]:	Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Protección Radiológica Sociedad Española de Radiología Médica (2012) Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. (Revisión 2011) Madrid, España: Senda Editorial, SA.

Fuente: Elaboración propia con base en datos de la Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Protección Radiológica y la Sociedad Española de Radiología Médica, 2012

Anexo 44. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de función de respuesta del detector (DR).

Tabla 62. Prueba función de respuesta del detector según Monrant.

NOMBRE DE LA PRUEBA	FUNCION DE RESPUESTA DEL DETECTOR (PROPIEDADES DE TRANSFERENCIA)
Prueba para Radiología:	Radiología Digital
Procedimiento (paso a paso):	<p data-bbox="675 555 1057 587">Retirar la parrilla antidifusora.</p> <p data-bbox="675 608 1421 693">Abrir los colimadores de modo que se exponga la totalidad del detector.</p> <p data-bbox="675 715 1421 800">Realizar una exposición con la técnica determinada para proporcionar una dosis de 1µGy.</p> <p data-bbox="675 821 1187 853">Registra el valor del indicador de dosis.</p> <p data-bbox="675 874 1421 959">Repetir la exposición para lograr dosis de 4µGy, 12µGy y 50µGy.</p> <p data-bbox="675 981 1421 1055">Realizar un ROI de 3cm x 3 cm en el centro de cada imagen obtenida. Medir y registrar el valor del píxel.</p> <p data-bbox="675 1076 1421 1151">Realizar una gráfica del valor del píxel en relación con la dosis media recibida en el detector.</p> <p data-bbox="675 1172 1421 1257">Obtener la ecuación de ajuste para esta gráfica, conocida como ecuación de transferencia y debe ser del tipo:</p> <p data-bbox="675 1278 984 1310">Dosis= f(valor del píxel)</p>
Periodicidad:	A definirse por la persona usuaria.
Materiales necesarios:	<p data-bbox="675 1374 813 1406">Dosímetro</p> <p data-bbox="675 1427 1182 1459">Programa de tratamiento de la imagen.</p>
Rango(s) de Tolerancia:	El coeficiente de determinación R2 debe ser mayor a 0.95.
Recomendada por [bibliografía]:	<p data-bbox="675 1534 1421 1715">Monrant, J.J (2013) Control de calidad en sistemas de adquisición estática, Sistemas digitales basados en detectores integrados (paneles planos) Introducción al Control de alidad en Radiología Digital (págs. 298-307). Murcia: Servicios Editoriales ADI</p>

Fuente: Elaboración propia con base en datos de Monrant, 2013

Tabla 63. Prueba de función de respuesta del detector según la Sociedad Española de Física Médica, la Sociedad Española de Protección Radiológica y la Sociedad Española de Radiología Médica.

NOMBRE DE LA PRUEBA	FUNCIÓN DE RESPUESTA DEL DETECTOR
Prueba para Radiología:	Radiología Digital
Procedimiento (paso a paso):	<p>Colocar el tubo a una distancia entre 1,5m a 1,8m.</p> <p>Colocar filtro de cobre.</p> <p>La cámara de ionización se debe colocar a una altura de 30cm del detector, y para el análisis de la dosis se debe corregir por el inverso del cuadrado de la distancia para determinar la dosis recibida en el panel plano.</p> <p>Se realizan 3 exposiciones con la misma tensión (70kV) y aumentando el mAs (1, 10 y 50).</p> <p>A estas imágenes se les toma un ROI de 4cm x 4cm en el centro de la imagen.</p> <p>El valor de píxel medido en el ROI se compara con la dosis registrada por la cámara de ionización.</p> <p>Se debe realizar una gráfica para presentar los valores del píxel en comparación con la dosis registrada entregada al detector.</p> <p>También se puede comprobar la consistencia de indicador de dosis, comparando los índices de exposición con las dosis reportadas.</p>
Periodicidad:	<p>Durante las pruebas de aceptación.</p> <p>Después de realizar cambios al equipo.</p> <p>Anual</p>
Materiales necesarios:	<p>Cámara de ionización.</p> <p>Programa apropiado.</p> <p>Filtro de cobre 1mm</p>
Rango(s) de Tolerancia:	<p>El coeficiente de determinación R^2 debe ser mayor a 0,95.</p> <p>En el gráfico debe mantenerse una relación lineal entre la dosis registrada y el valor del píxel, y el pendiente de la recta no debe ser mayor al 10%</p>

La dosis en el detector debería variar al menos entre 1 y 50 μ Gy.

El valor “offset” debe estar próximo al valor del ruido de fondo.

Cuando se compara el IE con las dosis registradas no deben variar en más del 20%

Recomendada por
[bibliografía]:

Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Protección Radiológica Sociedad Española de Radiología Médica (2012) Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. (Revisión 2011) Madrid, España: Senda Editorial, SA.

Fuente: Elaboración propia con base en datos de la Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Protección Radiológica y la Sociedad Española de Radiología Médica, 2012

Recomendada por [bibliografía]:	Monrant, J.J (2013) Control de calidad en sistemas de adquisición estática, Sistemas digitales basados en detectores integrados (paneles planos) Introducción al Control de calidad en Radiología Digital (págs. 298-307). Murcia: Servicios Editoriales ADI
------------------------------------	--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

Fuente: Elaboración propia con base en datos de Monrant, 2013

Anexo 46. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de fallo en los elementos del detector (dels) (DR).

Tabla 65. Prueba de fallo en los elementos del detector según Monrant.

NOMBRE DE LA PRUEBA	FALLO EN LOS ELEMENTOS DEL DETECTOR (DEL)
Prueba para Radiología:	Radiología Digital
Procedimiento (paso a paso):	<p>Obtener una imagen de la rejilla de contacto utilizando el CAE.</p> <p>Revisar la imagen buscando grupos, filas o columnas de píxeles sin respuesta.</p> <p>Comprar la imagen con el último mapa de píxeles facilitado por la casa fabricante.</p> <p>Realizar la evaluación por medio del programa.</p> <p>También se deben comparar con los datos de referencia de controles previos.</p>
Periodicidad:	A definirse por la persona usuaria.
Materiales necesarios:	Rejilla de contacto película-pantalla.
Rango(s) de Tolerancia:	La cantidad de <i>del</i> perdidos admisibles depende de las recomendaciones del fabricante.
Recomendada por [bibliografía]:	<p>Monrant, J.J (2013) Control de calidad en sistemas de adquisición estática, Sistemas digitales basados en detectores integrados (paneles planos) Introducción al Control de calidad en Radiología Digital (págs. 298-307). Murcia: Servicios Editoriales ADI</p>

Fuente: Elaboración propia con base en datos de Monrant, 2013

Anexo 47. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de elementos del detector sin corregir (DR).

Tabla 66. Prueba de verificación de los elementos defectuosos del detector sin corregir según la Sociedad Española de Física Médica, la Sociedad Española de Protección Radiológica y la Sociedad Española de Radiología Médica.

NOMBRE DE LA PRUEBA	VERIFICACIÓN DE LOS ELEMENTOS DEFECTUOSOS DEL DETECTOR SIN CORREGIR
Prueba para Radiología:	Radiología Digital
Procedimiento (paso a paso):	<p>Abrir los colimadores propios del equipo completamente para exponer el detector en su totalidad.</p> <p>Realiza una exposición con una dosis de 10μGy.</p> <p>Realizar cuatro imágenes y analizarlas en condición de preprocesamiento.</p> <p>En el programa específico para esta prueba se realiza 5 RIOs < de 4cm x 4cm, una en el centro de la imagen y las otras en el centro de cada cuadrante.</p> <p>En cada ROI se debe verificar que no existan píxeles cuya desviación sea mayor a 20% del valor medio del píxel del ROI.</p>
Periodicidad:	<p>Durante las pruebas de aceptación.</p> <p>Después de realizar cambios al equipo.</p> <p>Anual</p>
Materiales necesarios:	Programa proporcionado por la casa fabricante o el programa "plugin" de Image J.
Rango(s) de Tolerancia:	Según especificaciones del fabricante
Recomendada por [bibliografía]:	Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Protección Radiológica Sociedad Española de Radiología Médica (2012) Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. (Revisión 2011) Madrid, España: Senda Editorial, SA.

Fuente: Elaboración propia con base en datos de la Sociedad Española de Física Médica, Sociedad Española de Protección Radiológica y la Sociedad Española de Radiología Médica, 2012

Tabla 67. Prueba de elementos defectuosos del detector sin corregir según Monrant.

NOMBRE DE LA PRUEBA	ELEMENTOS DEFECTUOSOS DEL DETECTOR SIN CORREGIR
Prueba para Radiología:	Radiología Digital
Procedimiento (paso a paso):	Retirar la parrilla antidifusora. Posicionar el equipo según las características siguientes:
<p>Obtener 4 imágenes con una dosis de 10μGy.</p> <p>Analizar las imágenes crudas con 5 ROIs una central y una en el centro de cada cuadrante.</p> <p>Revisar si hay píxeles con valores desviados en más de 20% del valor medio del píxel en el ROI. Estos píxeles son considerados píxeles defectuosos asociados a elementos del en mal estado o mal ajustados.</p>	
Periodicidad:	A definirse por la persona usuaria.
Materiales necesarios:	Programa de tratamiento de imágenes. Dosímetro.
Rango(s) de Tolerancia:	Ningún píxel debe tener un valor mayor al 20% de desviación con respecto al valor medio del píxel del ROI.
Recomendada por [bibliografía]:	Monrant, J.J (2013) Control de calidad en sistemas de adquisición estática, Sistemas digitales basados en detectores integrados (paneles planos) Introducción al Control de alidad en Radiología Digital (págs. 298-307). Murcia: Servicios Editoriales ADI

Fuente: Elaboración propia con base en datos de Monrant, 2013

Anexo 48. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de resolución espacial de alto contraste (DR).

Tabla 68. Prueba de Resolución espacial según Physikalisch-Technische Werkstätten.

NOMBRE DE LA PRUEBA	RESOLUCIÓN ESPACIAL
Prueba para Radiología:	Radiología Digital
Procedimiento (paso a paso):	<p>Se deben ajustar los mismos parámetros, voltajes y programas de análisis, documentación y condiciones de visualización, de la prueba de aceptación.</p> <p>Debe colocarse el fantoma lo más cercano como sea posible del dispositivo receptor de imagen y su centro debe coincidir con el del campo de luz.</p> <p>Sobre el fantoma se coloca la placa de medición con la palabra “Focus” apuntando hacia abajo. Si se realiza la prueba dentro del Bucky de mesa se debe atornillar la placa de medición al fantoma. Si la prueba se realiza en el Bucky de pared se debe utilizar un soporte para el fantoma y otro soporte especial para la lámina de aluminio si se requiere utilizar.</p> <p>Se debe programar el voltaje de la siguiente manera:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Ajuste manual: 70 kV (100 kV para tubos de rayos X que solo se usan en el rango de voltaje de aproximadamente 100 kV) - Dispositivo de aplicación con control de exposición automático: 100 kV (70 kV para tubos de rayos X que solo se usan en el rango de voltaje de aproximadamente 70 kV) <p>Evaluar la imagen de prueba con el aumento de 4 a 8x. El parámetro por evaluar es el número de pares de líneas por milímetro (LP/mm) en el grupo de líneas en el área de resolución de la imagen del fantoma.</p>
Periodicidad:	
Materiales necesarios:	<p>Fantoma</p> <p>Lámina absorbente PMMA o aluminio.</p>

Rango(s) de Tolerancia: Los valores medidos, no deben caer por debajo de los valores de referencia determinados en la prueba de aceptación.

Recomendada por AGFA, empresa MEZA
 [bibliografía]: Physikalisch-Technische Werkstätten. (2015). User Manual Normi 13 (T42023). Alemania. PTW-Freiburg

Fuente: Elaboración propia con base en datos de Physikalisch-Technische Werkstätten, 2015

Tabla 69. Prueba de Resolución espacial según Pro-Project.

NOMBRE DE LA PRUEBA	RESOLUCIÓN ESPACIAL
Prueba para Radiología:	Digital
Procedimiento (paso a paso):	<p>Colocar en fantoma Pro-Digi en la mesa.</p> <p>Establecer la distancia entre el punto focal y el detector de imágenes en 1m, y registrarlo.</p> <p>Colocar el fantoma alineado con la luz del equipo, coincidiendo el axis del haz con el centro del Pro-Digi.</p> <p>Ajustar el campo de luz con los márgenes del fantoma.</p> <p>Colocar en los rieles del tubo a la salida del haz de radiación el filtro PRO-RTG de Al 25.</p> <p>Mantener los mismos parámetros que en las pruebas de aceptación.</p> <p>Realizar el disparo.</p> <p>Enviar la imagen a la estación de trabajo.</p> <p>Evaluar la resolución milimétrica de los pares de líneas, utilizando la herramienta de acercamiento de la estación de trabajo. Se registra el valor más alto en el cual se distinguen las líneas paralelas y los espacios entre ellas.</p>
Periodicidad:	
Materiales necesarios:	<p>Fantoma Pro-Digi</p> <p>Filtro PRO-RTG Al 25</p>
Rango(s) de Tolerancia:	No debe haber cambios con respecto a las pruebas de aceptación, y debería de estar dentro de los valores utilizados en la barra plomada de resolución.

Recomendada por [bibliografía]:	Suministrado por la empresa ELVATRON (Phillips) Pro-Project. (2016). Pro-Digi User Manual. Pro-Project. Polonia
------------------------------------	-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

Fuente: Elaboración propia con base en datos de Pro-Project, 2016

Tabla 70. Prueba limitante de resolución espacial según el Institute of Physics and Engineering in Medicine.

NOMBRE DE LA PRUEBA	LIMITANTE DE RESOLUCIÓN ESPACIAL
Prueba para Radiología:	Radiología Digital
Procedimiento (paso a paso):	Se realiza con 50 kV Sin filtros adicionales- En un eje de 45° La rejilla se puede incorporar al fantoma TOR
Periodicidad:	4 a 6 meses
Materiales necesarios:	Rejilla de plomo con patrón de barras para resolución.
Rango(s) de Tolerancia:	De la línea base mínimo 25%
Recomendada por [bibliografía]:	Institute of Physics and Engineering in Medicine (2005) Report 91. Recommended Standards for the Routine Performance Testing of Diagnostic X-Ray Imaging Systems. Reino Unido.

Fuente: Elaboración propia con base en datos de Institute of Physics and Engineering in Medicine, 2005

Anexo 49. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de resolución espacial de bajo contraste (DR).

Tabla 71. Prueba de sensibilidad de bajo contraste según Institute of Physics and Engineering in Medicine.

NOMBRE DE LA PRUEBA	SENSIBILIDAD DE BAJO CONTRASTE
Prueba para Radiología:	Radiología Digital Directa
Procedimiento (paso a paso):	Utilizar 70kV. Colocar un filtro de cobre de 1mm a la salida del haz. Colocar el tubo a 1 metro distancia foco detector. Colocar el fantoma sobre el detector. Realizar un disparo y valorar la cantidad de zonas de bajo contraste que se pueden visualizar. Se puede realizar un cambio de contraste del 40%.
Periodicidad:	4 a 6 meses
Materiales necesarios:	Fantoma TOR

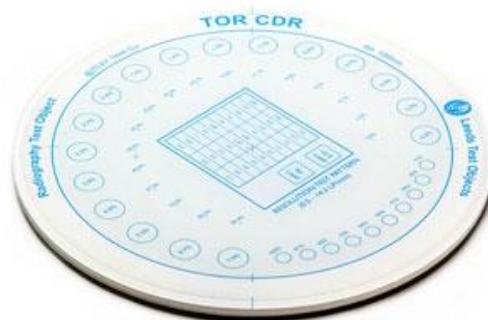


Lámina de cobre de 1mm

Programa para visualizar imágenes.

Rango(s) de Tolerancia:	De la línea de base +/- 2 grupos
Recomendada por [bibliografía]:	Institute of Physics and Engineering in Medicine (2005) Report 91. Recommended Standards for the Routine Performance Testing of Diagnostic X-Ray Imaging Systems. Reino Unido.

Fuente: Elaboración propia con base en datos de Institute of Physics and Engineering in Medicine, 2005

Tabla 72. Prueba de resolución de contraste según Physikalisch-Technische Werkstätten.

NOMBRE DE LA PRUEBA	RESOLUCIÓN DE CONTRASTE
Prueba para Radiología:	Radiología Digital
Procedimiento (paso a paso):	<p>Se deben ajustar los mismos parámetros, voltajes y programas de análisis, documentación y condiciones de visualización, de la prueba de aceptación.</p> <p>Debe colocarse el fantoma lo más cercano como sea posible del dispositivo receptor de imagen y su centro debe coincidir con el del campo de luz.</p> <p>Sobre el fantoma se coloca la placa de medición con la palabra “Focus” apuntando hacia abajo. Si se realiza la prueba dentro del Bucky de mesa se debe atornillar la placa de medición al fantoma. Si la prueba se realiza en el Bucky de pared se debe utilizar un soporte para el fantoma y otro soporte especial para la lámina de aluminio si se requiere utilizar.</p> <p>Se debe programar el voltaje de la siguiente manera:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Ajuste manual: 70 kV (100 kV para tubos de rayos X que solo se usan en el rango de voltaje de aproximadamente 100 kV) - Dispositivo de aplicación con control de exposición automático: 100 kV (70 kV para tubos de rayos X que solo se usan en el rango de voltaje de aproximadamente 70 kV) <p>Como requisito se deben discernir todos los pasos del rango dinámico de la imagen de prueba, se debe procesar la imagen igual que como se hizo con la imagen de referencia.</p> <p>Determinar la cantidad de elementos de bajo contraste que se pueden discernir en la imagen de prueba.</p>
Periodicidad:	
Materiales necesarios:	Fantoma

	Lámina absorbente PMMA o aluminio.
Rango(s) de Tolerancia:	El número de elementos discernibles de bajo contraste en el objeto de prueba no se desviará del valor de referencia determinado en la prueba de aceptación.
Recomendada por	AGFA, empresa MEZA
[bibliografía]:	Physikalisch-Technische Werkstätten. (2015). User Manual Normi 13 (T42023). Alemania. PTW-Freiburg
Fuente: Elaboración propia con base en datos de Physikalisch-Technische Werkstätten, 2015	

Tabla 73. Prueba de resolución de contraste según Pro-Project.

NOMBRE DE LA PRUEBA	RESOLUCIÓN DE CONTRASTE
Prueba para Radiología:	Digital
Procedimiento (paso a paso):	<p>Colocar en fantoma Pro-Digi en la mesa.</p> <p>Establecer la distancia entre el punto focal y el detector de imágenes en 1m, y registrarlo.</p> <p>Colocar el fantoma alineado con la luz del equipo, coincidiendo el axis del haz con el centro del Pro-Digi.</p> <p>Ajustar el campo de luz con los márgenes del fantoma.</p> <p>Colocar en los rieles del tubo a la salida del haz de radiación el filtro PRO-RTG de Al 25.</p> <p>Mantener los mismos parámetros que en las pruebas de aceptación.</p> <p>Realizar el disparo.</p> <p>Enviar la imagen a la estación de trabajo.</p> <p>En la estación de trabajo visualizar la imagen obtenida y valorar la presencia de los seis objetos de bajo contraste presentes en el fantoma.</p>
Periodicidad:	
Materiales necesarios:	<p>Fantoma Pro-Digi</p> <p>Filtro PRO-RTG Al 25</p>
Rango(s) de Tolerancia:	Los seis diferentes objetos de bajo contraste deben ser visibles siempre y no deben cambiar con el tiempo.

Recomendada por	Suministrado por la empresa ELVATRON (Phillips)
[bibliografía]:	Pro-Project. (2016). Pro-Digi User Manual. Pro-Project. Polonia

Fuente: Elaboración propia con base en datos de Pro-Project, 2016

Anexo 50. Fichas de datos obtenidos de la literatura sobre la prueba de constancia del índice de exposición (DR).

Tabla 74. Prueba de consistencia del índice de exposición según The Royal Australian and New Zealand College of Radiologist.

NOMBRE DE LA PRUEBA	CONSISTENCIA DEL INDICE DE EXPOSICIÓN.
Prueba para Radiología:	Radiología Digital
Procedimiento (paso a paso):	<p>Realizar la prueba 3 veces en las mismas condiciones de exposición, en días diferentes, obtenidos los 3 valores consistentes se promedian y se establece el valor base, con el cual se compararán los futuros resultados.</p> <p>Colocar el detector DR sobre la mesa. Ajustar la distancia foco-detector a 110cm, y centrar el campo de luz con el centro del detector. La apertura del colimador debe ser coincidente con el tamaño del detector.</p> <p>Fije una lámina de cobre de 1mm a la apertura del colimador, asegurándose que el haz de radiación quede completamente interceptado.</p> <p>Haga una exposición manual con 70kV y 4mAs. Procese la imagen con un algoritmo de procesamiento consistente. Registre la fecha de realización, el índice de exposición, el algoritmo de procesamiento, la identificación del equipo y el casete y el nombre de la persona que realiza la prueba.</p>
Periodicidad:	Trimestral
Materiales necesarios:	<p>Detector DR</p> <p>Programa de visualización de imágenes.</p>
Rango(s) de Tolerancia:	<p>10% con respecto al valor de referencia.</p> <p>Si el valor sufre cambios graduales consecutivos se debe comentar con mantenimiento.</p>
Recomendada por [bibliografía]:	The Royal Australian and New Zealand College of Radiologist. (2013). General X-ray Quality Assurance and Quality Control Guideline. Australia.

Fuente: Elaboración propia con base en datos de Physikalisch-Technische Werkstätten, 2015