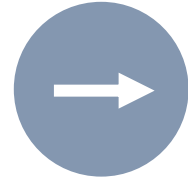


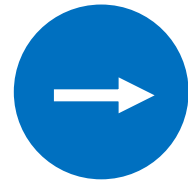
DETECTORES EN IMÁGENES MÉDICAS

Víctor Alfonso Ramos
Físico Médico-Radiología e Imágenes Diagnósticas
Hospital Universitario San Ignacio

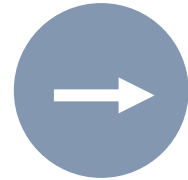
Contenido



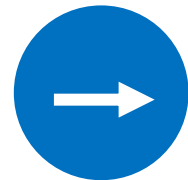
Requerimientos de calidad en Radiodiagnóstico



Radiografía



Mamografía

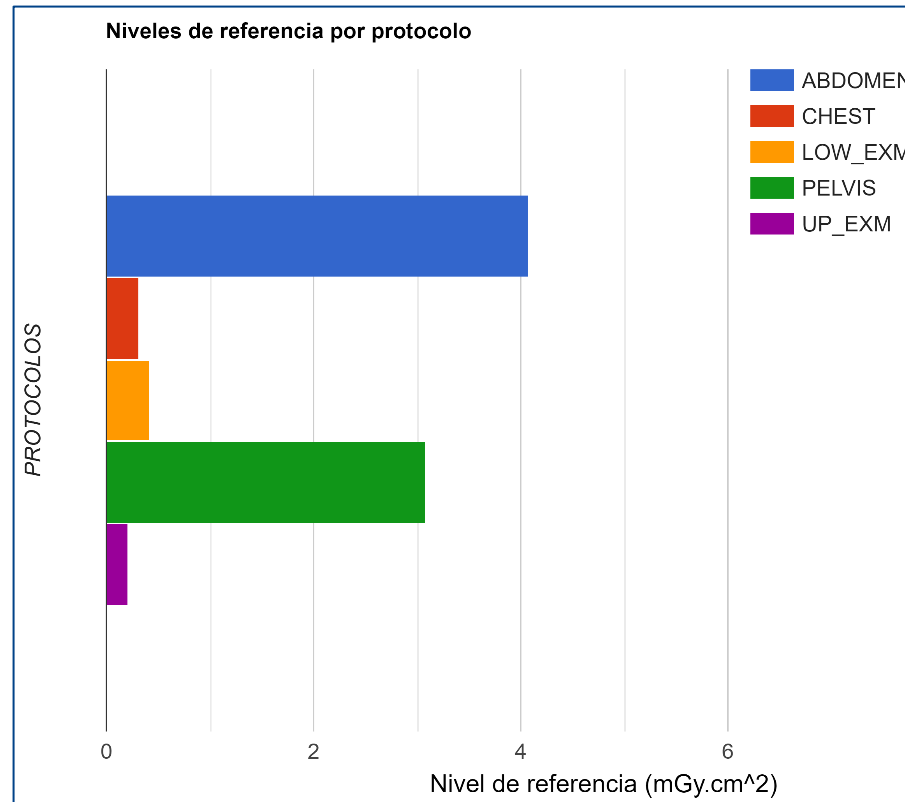


Tomografía Computarizada

Requerimientos de calidad en radiodiagnóstico

Indicadores Globales de calidad

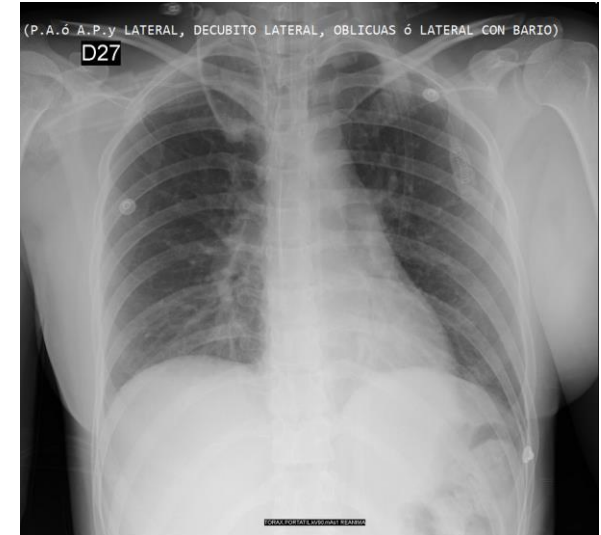
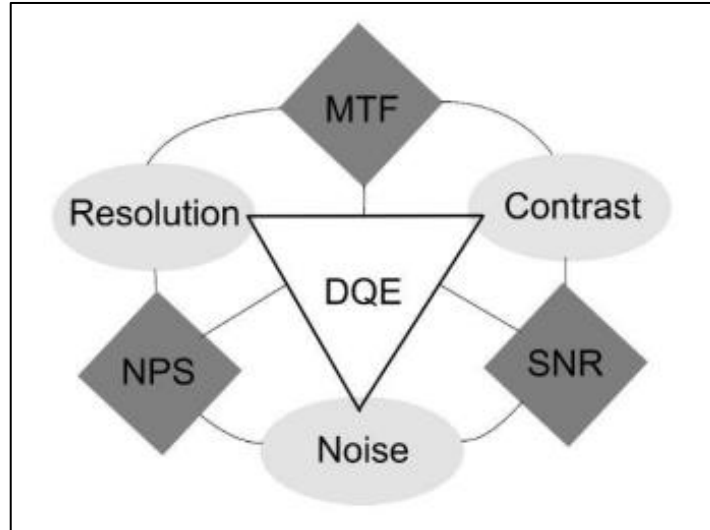
1. Indicadores de la dosis al paciente
2. Indicadores de calidad de imagen
3. Tasa de rechazo de imágenes



Necesidad del registro de las dosis y revisión de exposiciones no intencionadas o accidentales.

Indicadores Globales de calidad

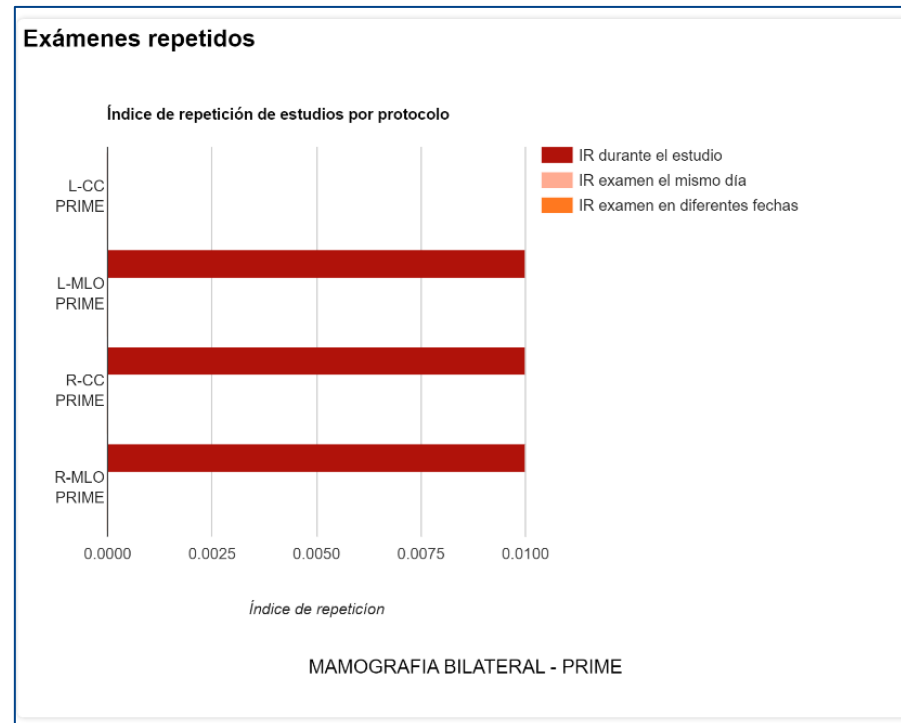
1. Indicadores de la dosis al paciente
2. Indicadores de calidad de imagen
3. Tasa de rechazo de imágenes



Se debe realizar la evaluación de la calidad de forma cuantitativa con métricas estándar y la evaluación clínica es indispensable.

Indicadores Globales de calidad

1. Indicadores de la dosis al paciente
2. Indicadores de calidad de imagen
3. Tasa de rechazo de imágenes



La tasa de rechazo en sistemas digitales < 3 %.

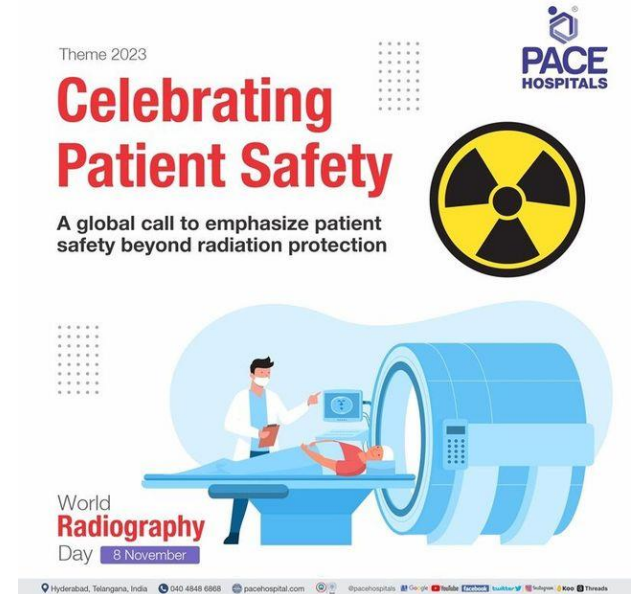
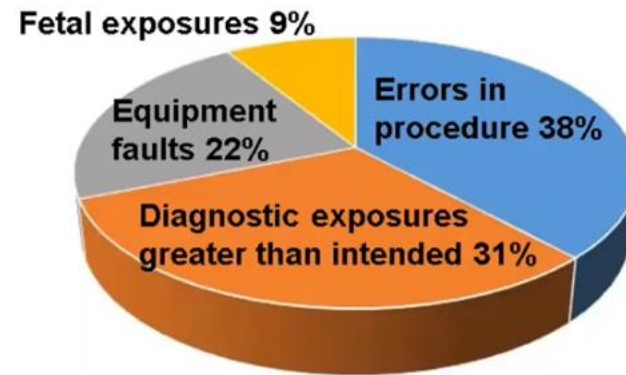
En la práctica clínica para RX ha sido muy complicado bajar del 10 %. En mamografía es menor al 5 %. Posicionamiento, respiración, movimiento del paciente.

Indicadores Globales de calidad

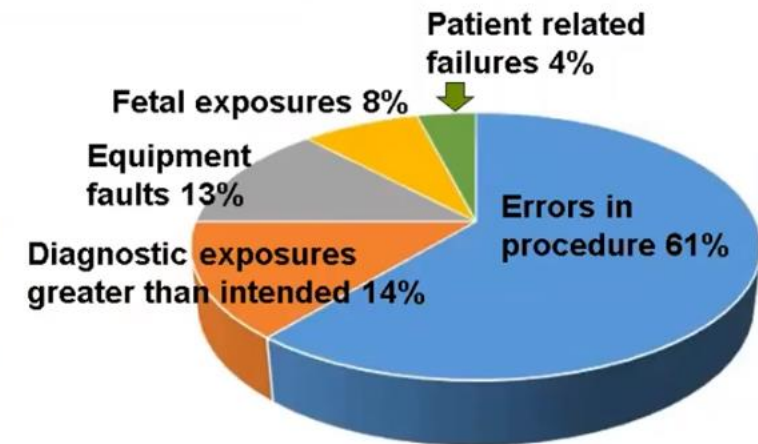
1. Diagnóstico útil
2. Calidad de imagen
3. Tiempo de respuesta
4. Satisfacción del usuario
5. Seguridad del paciente



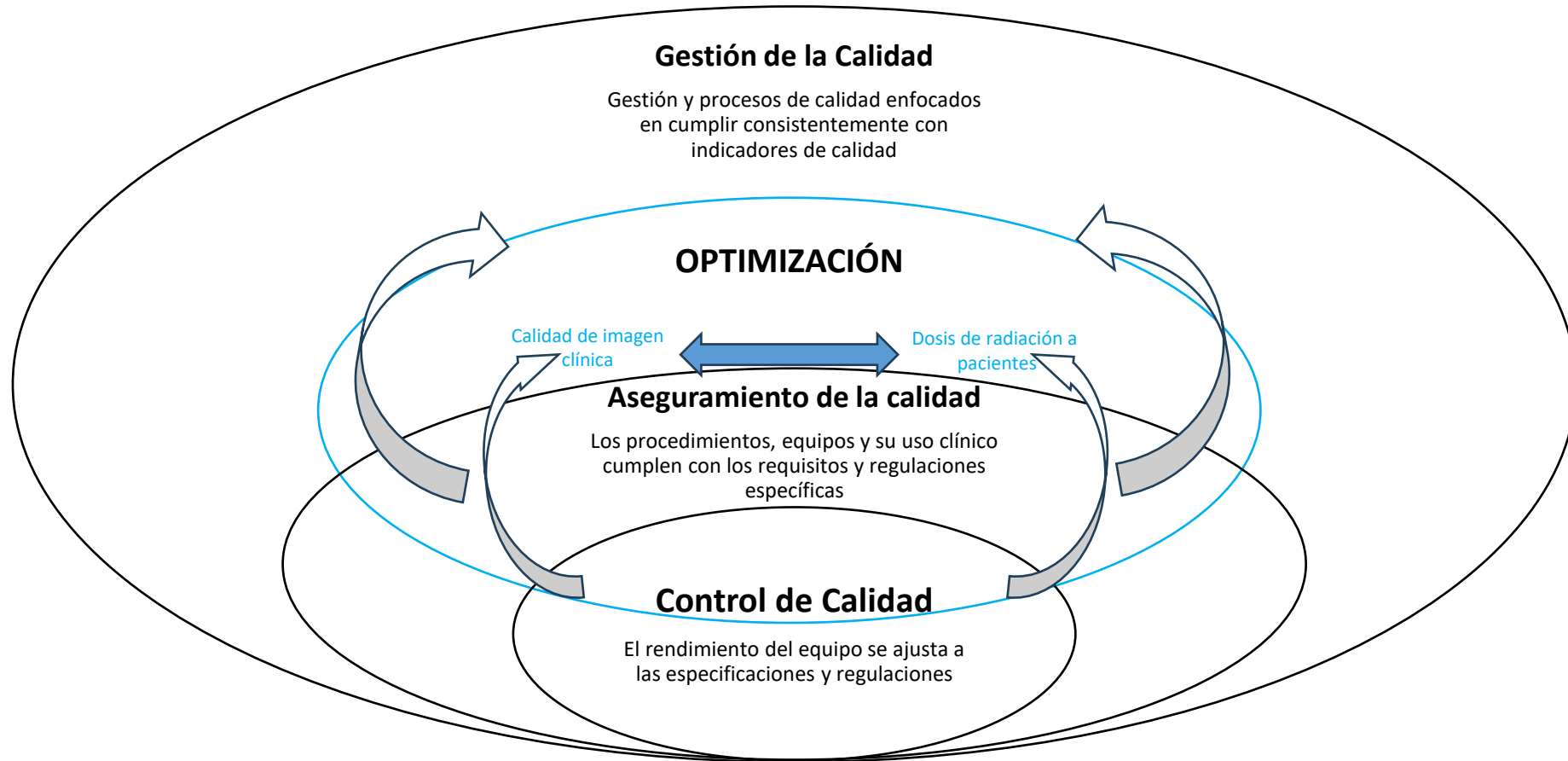
Radiology



Nuclear Medicine

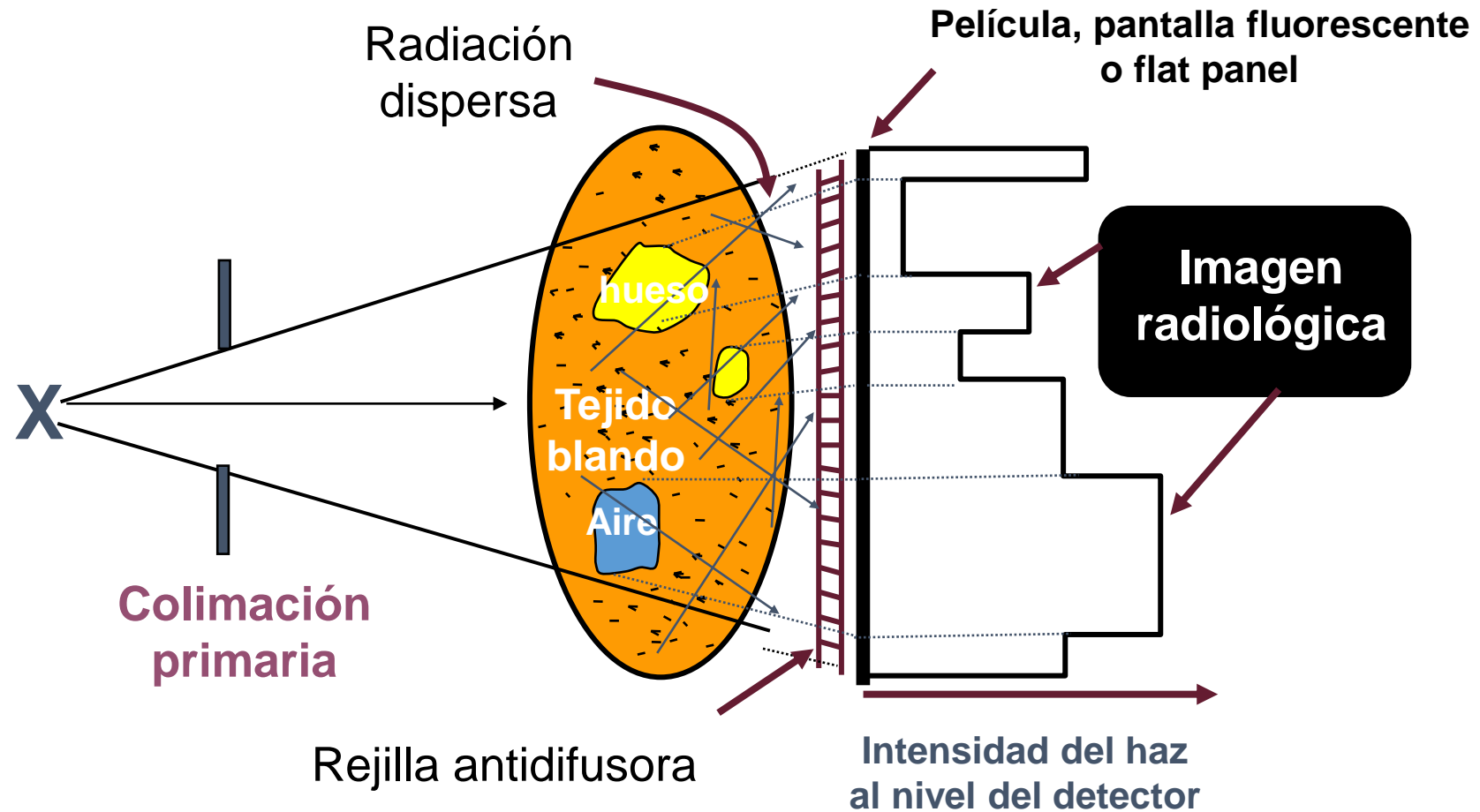


Optimización de la protección de los pacientes

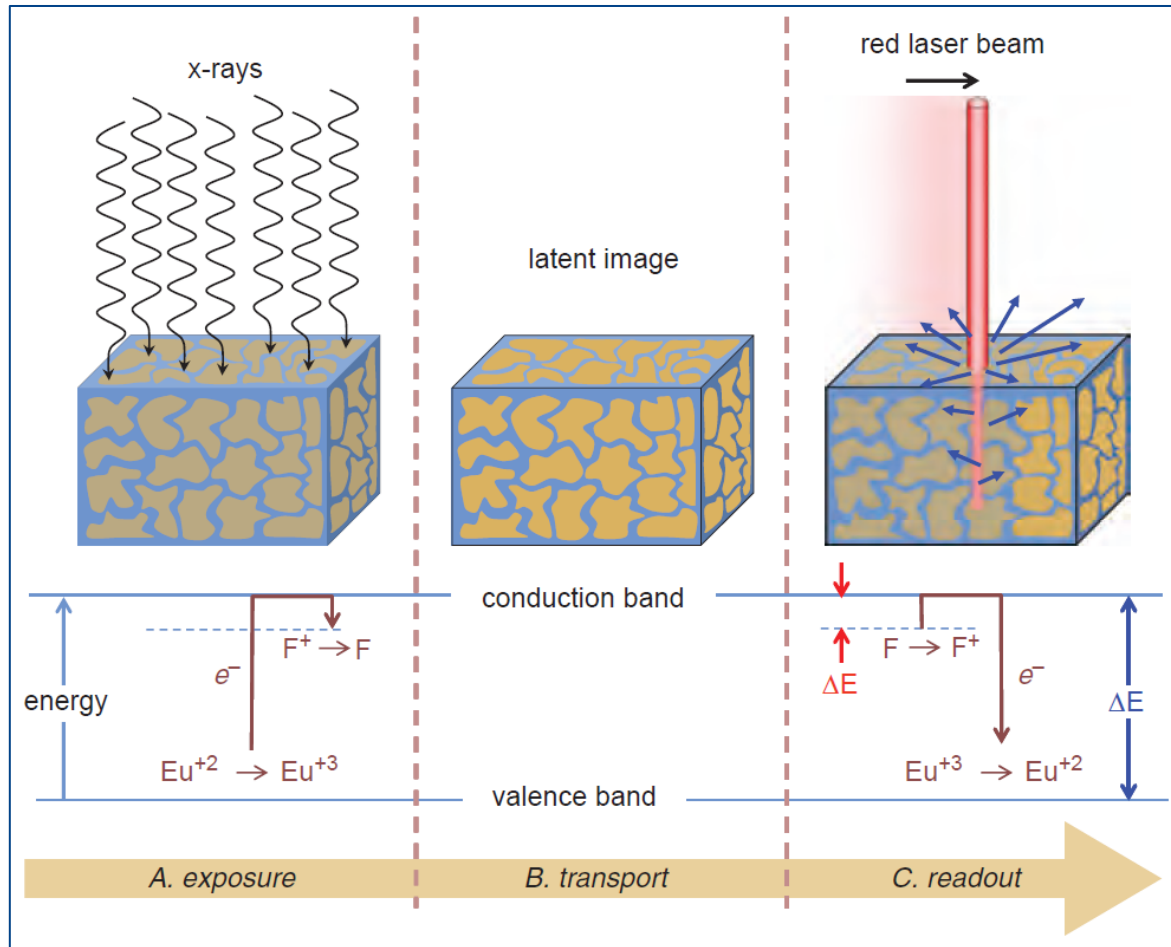


Radiografía

Adquisición en radiografía

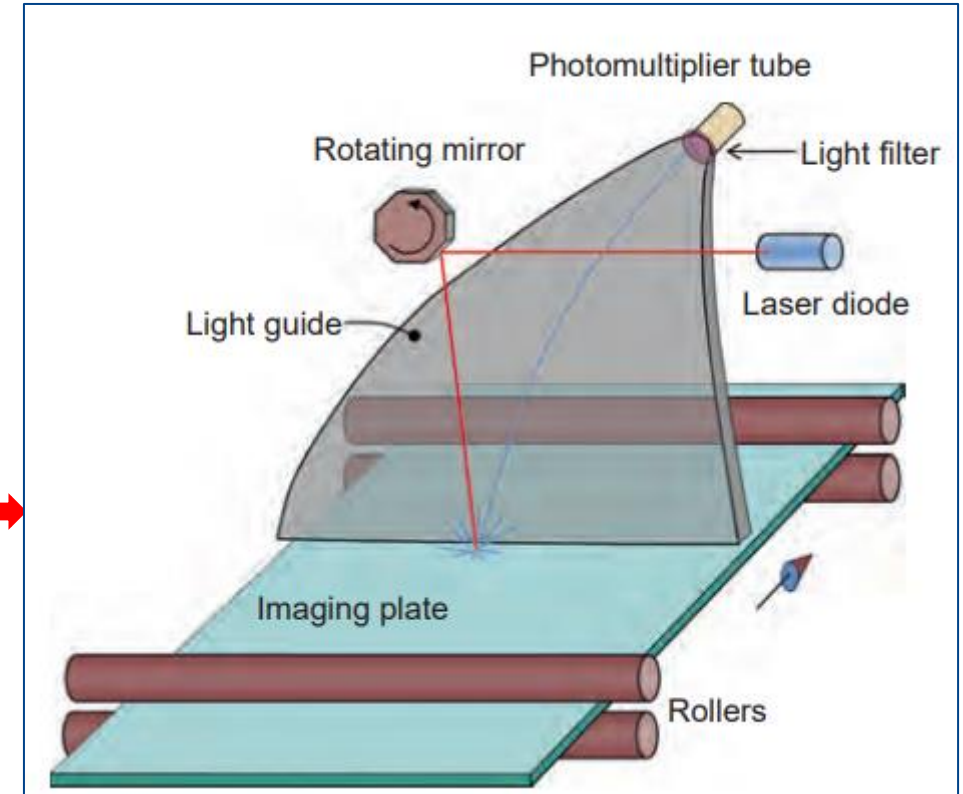
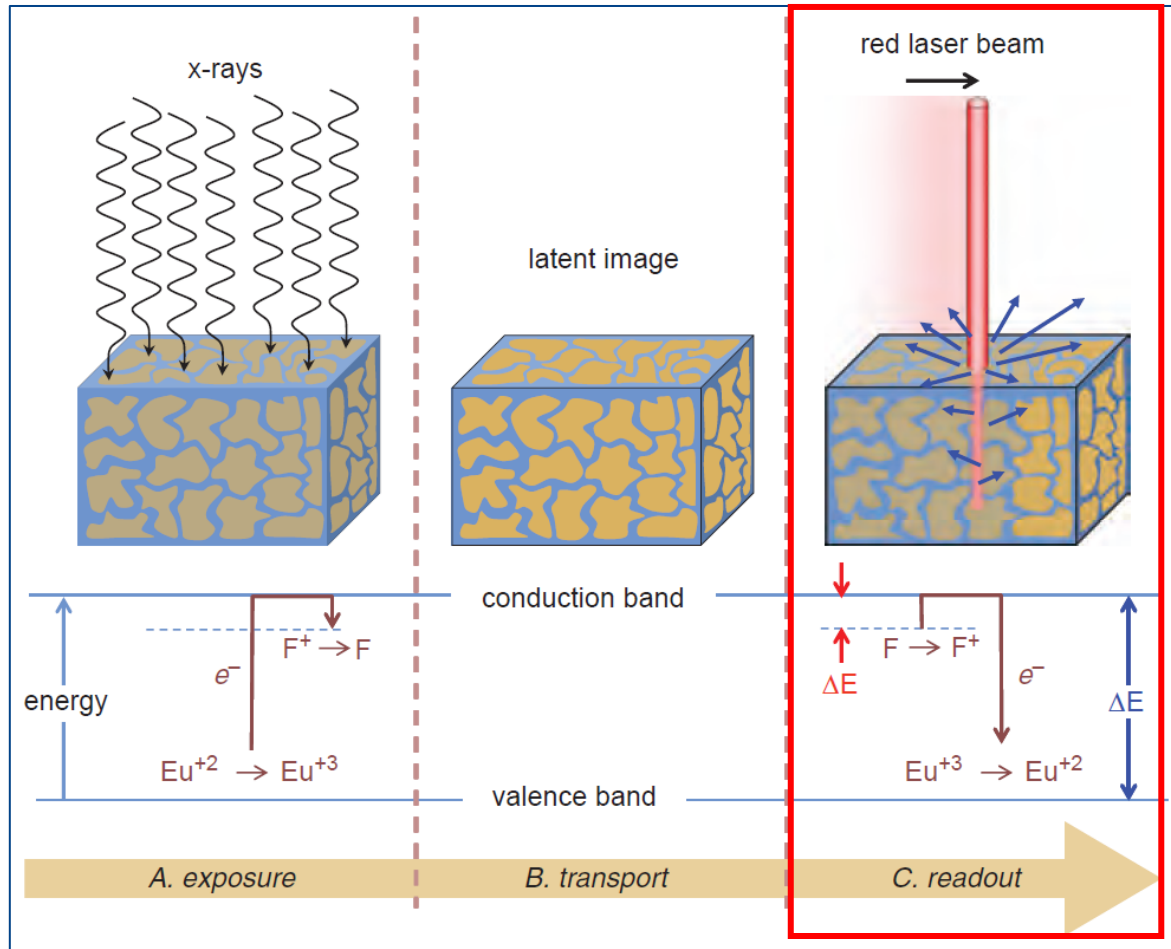


Detectores en Radiografía-CR



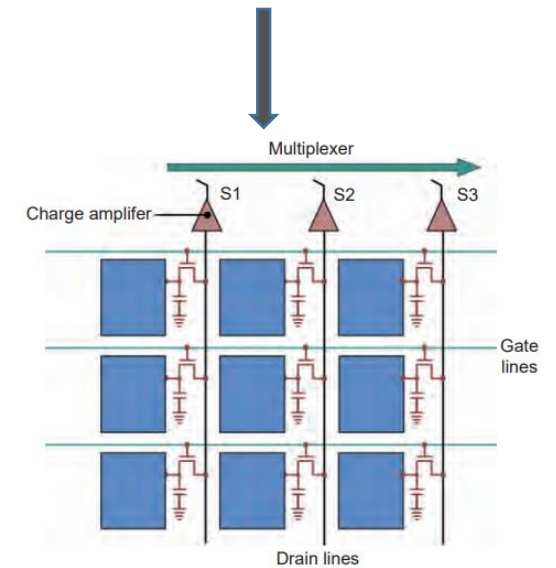
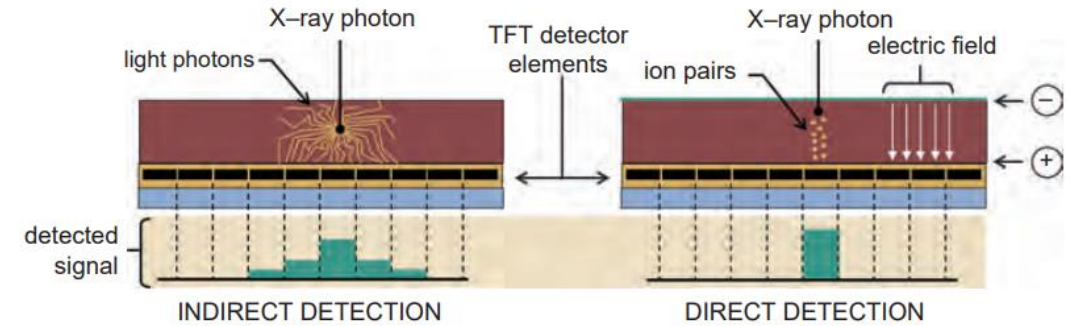
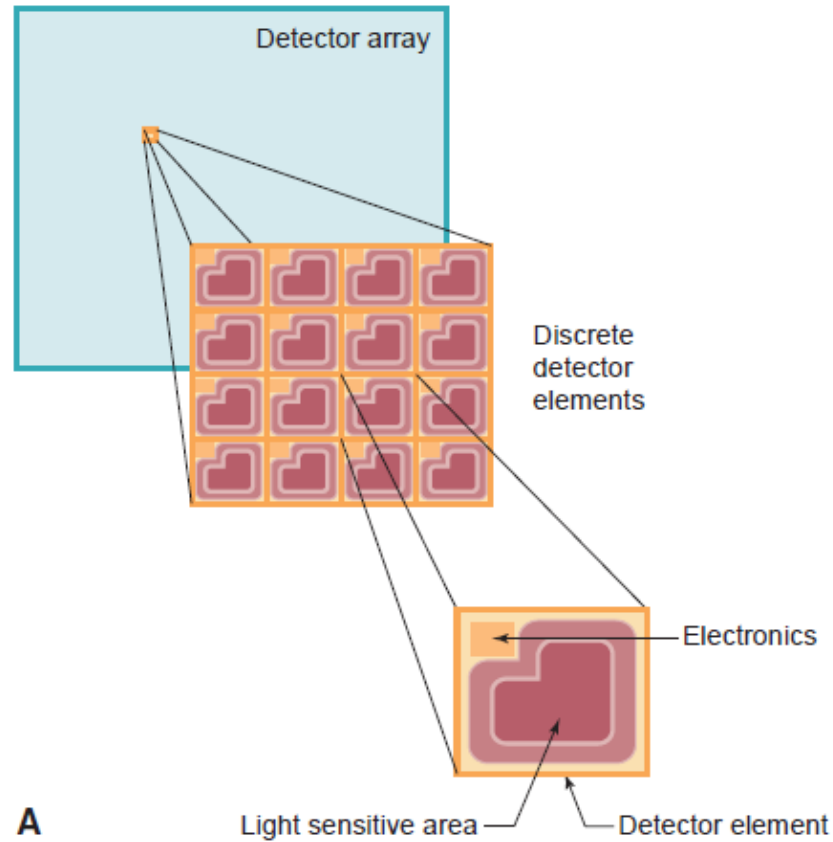
Basada en la foto estimulación del Fósforo: Típicamente $BaFBr:Eu^{2+}$.

Detectores en Radiografía-CR



Basada en la foto estimulación del Fósforo: Típicamente BaFBr:Eu^{+2} .

Detectores en Radiografía

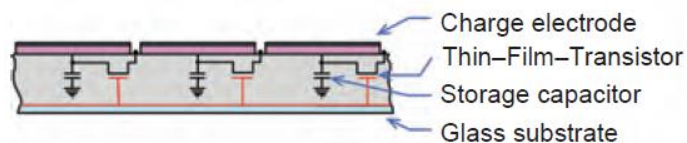


Para detección directa se utiliza CsI y Gd_2O_2S ,
para detección directa a-Se.

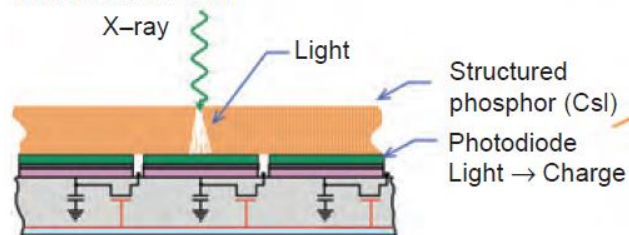
Detectores en Radiografía



Amorphous silicon TFT flat-panel



Indirect detection



Direct detection

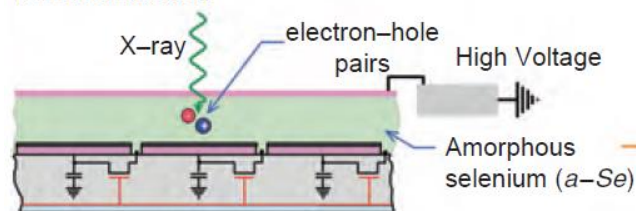
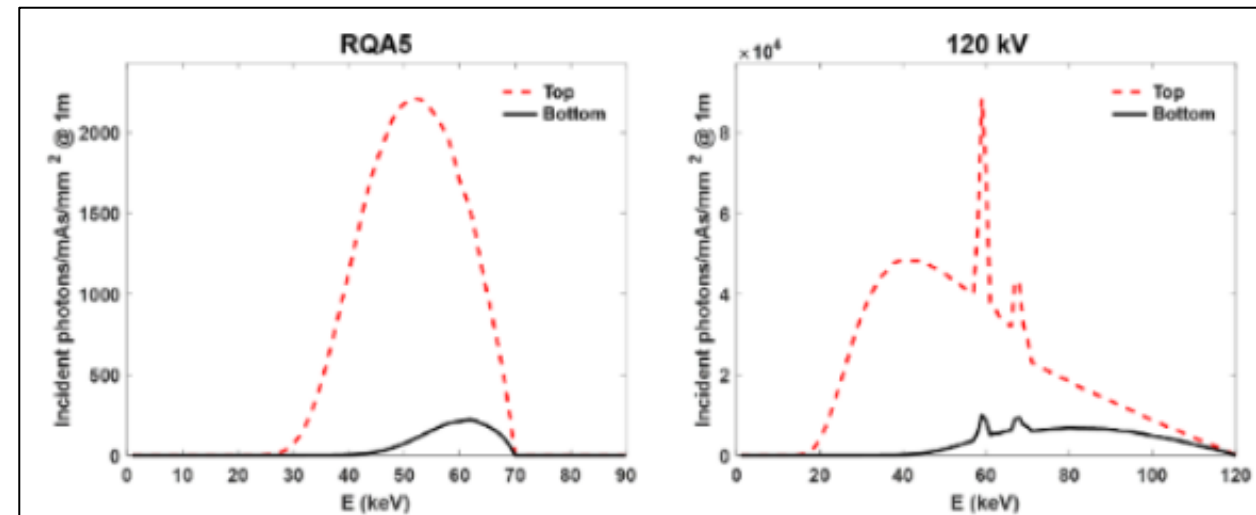
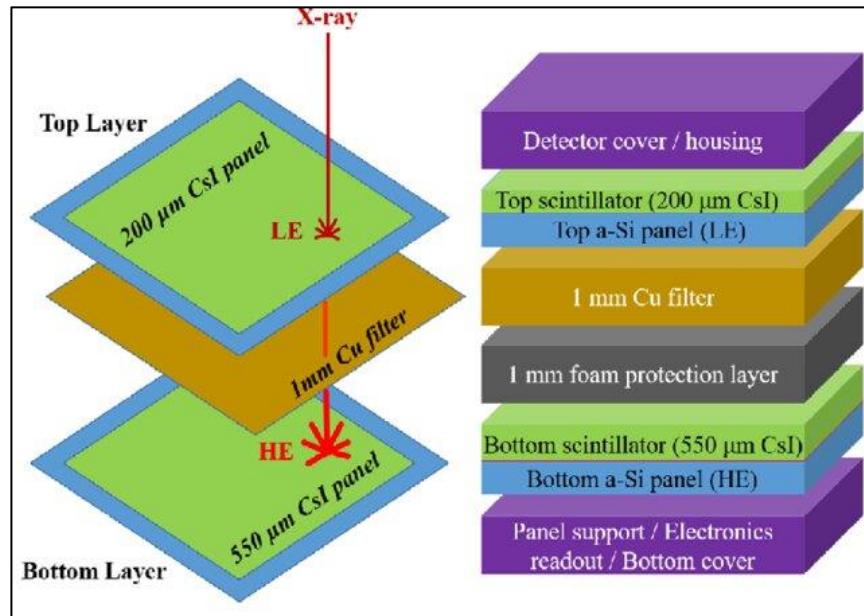


TABLE 8-6 DIGITAL IMAGE SIZE FOR MAMMOGRAPHY SCREENING EXAMS

DETECTOR TYPE	FOV (cm)	PIXEL SIZE (mm)	IMAGE SIZE (MB)	EXAM SIZE (MB)	+3 Y PRIORS (MB)
Indirect TFT	19 × 23	0.10	9	35	140
Indirect TFT	24 × 31	0.10	15	60	240
Direct TFT	18 × 24	0.07	18	70	280
Direct TFT	24 × 29	0.07	27	108	432
CR	18 × 24	0.05	32	128	512
CR	24 × 30	0.05	50	200	800

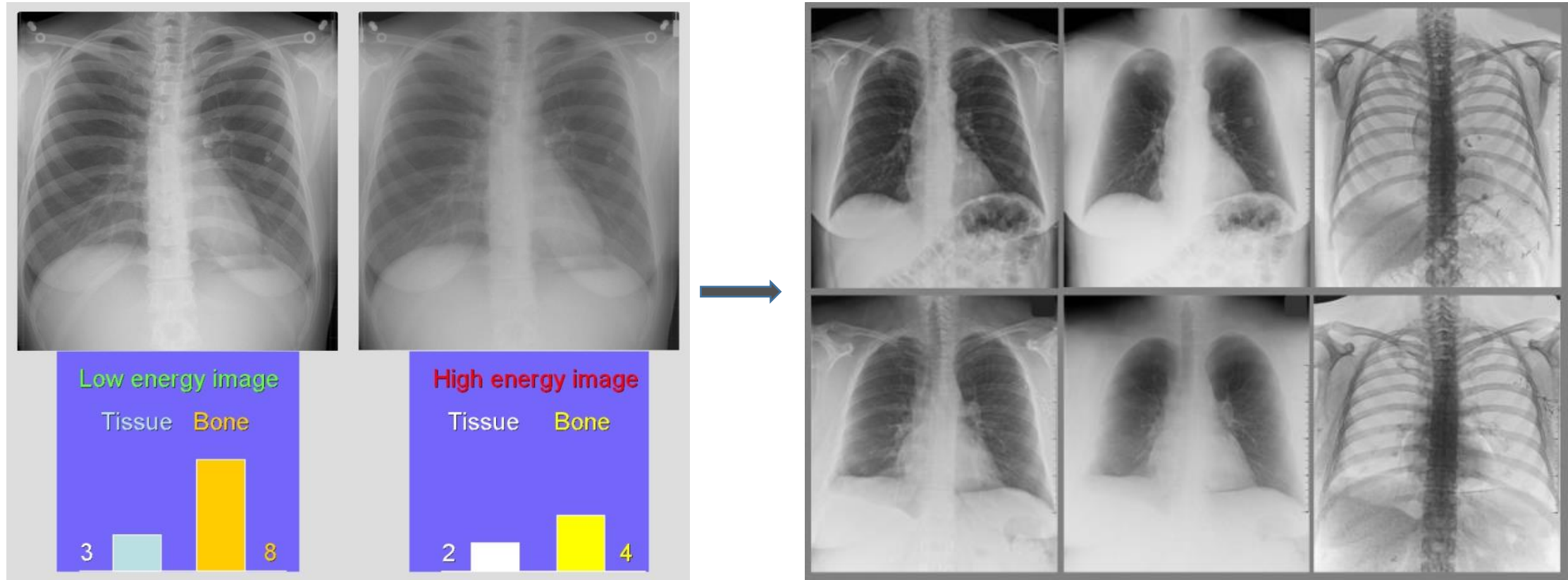
La eficiencia del CsI es mejor que la del a-Se, pero para bajas energías la diferencia disminuye y se opta por aprovechar el tamaño del pixel.

Detectores en Radiografía-Energía Dual



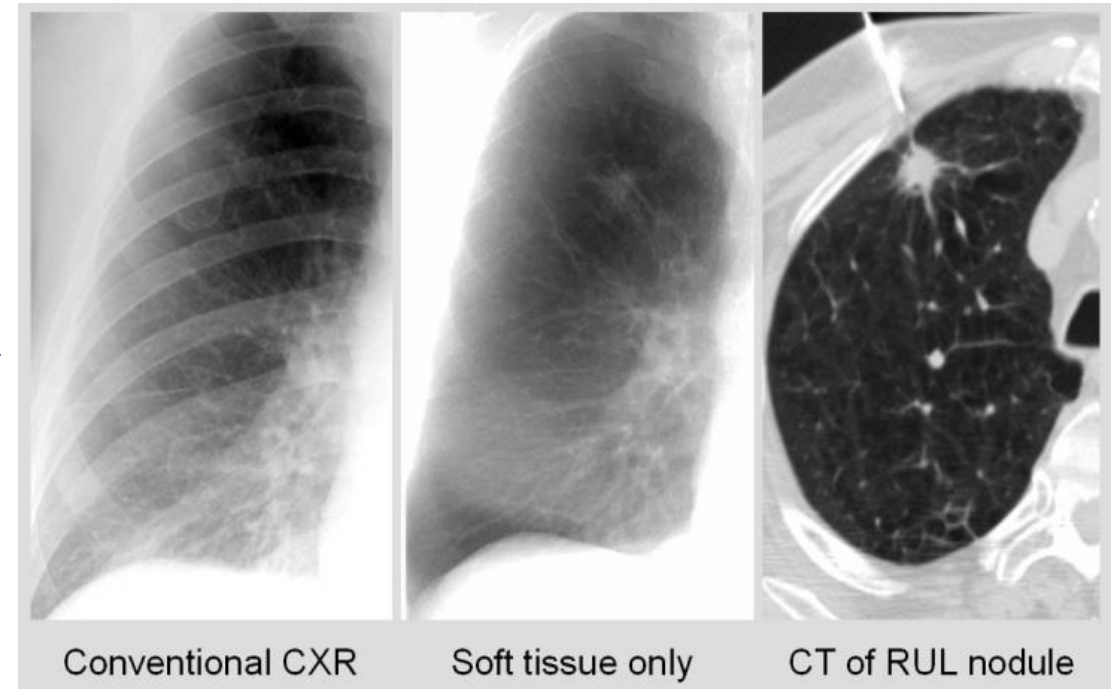
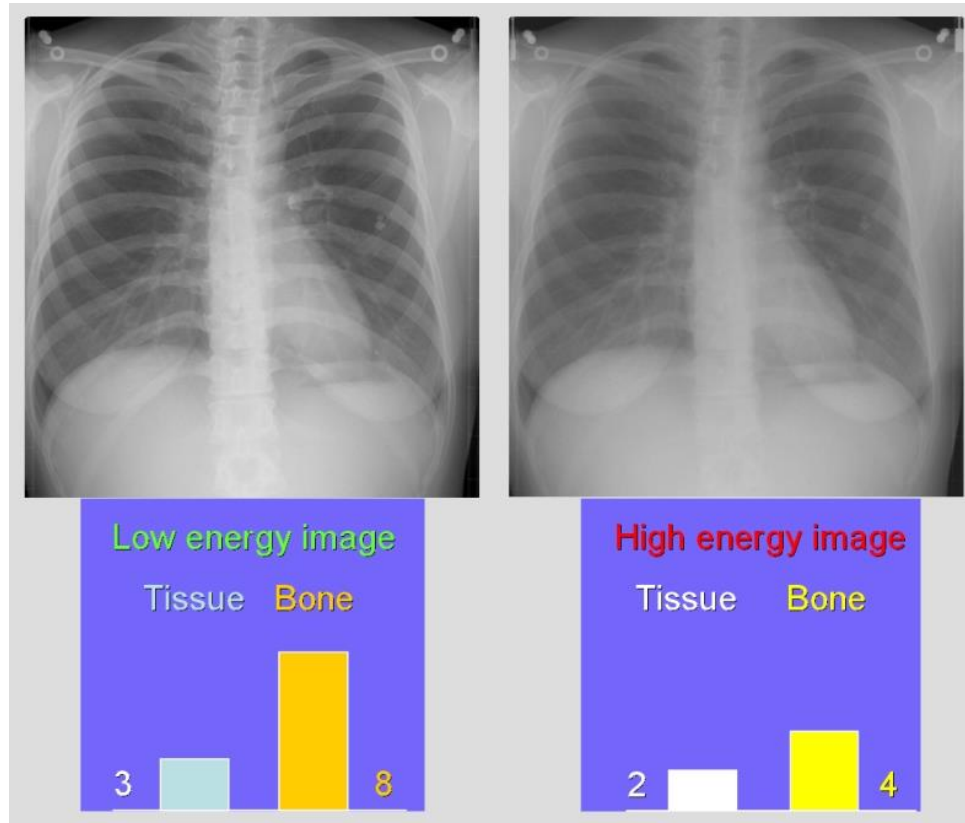
Diseño de un detector para adquisición de energía dual en radiografía convencional.

Detectores en Radiografía-Energía Dual



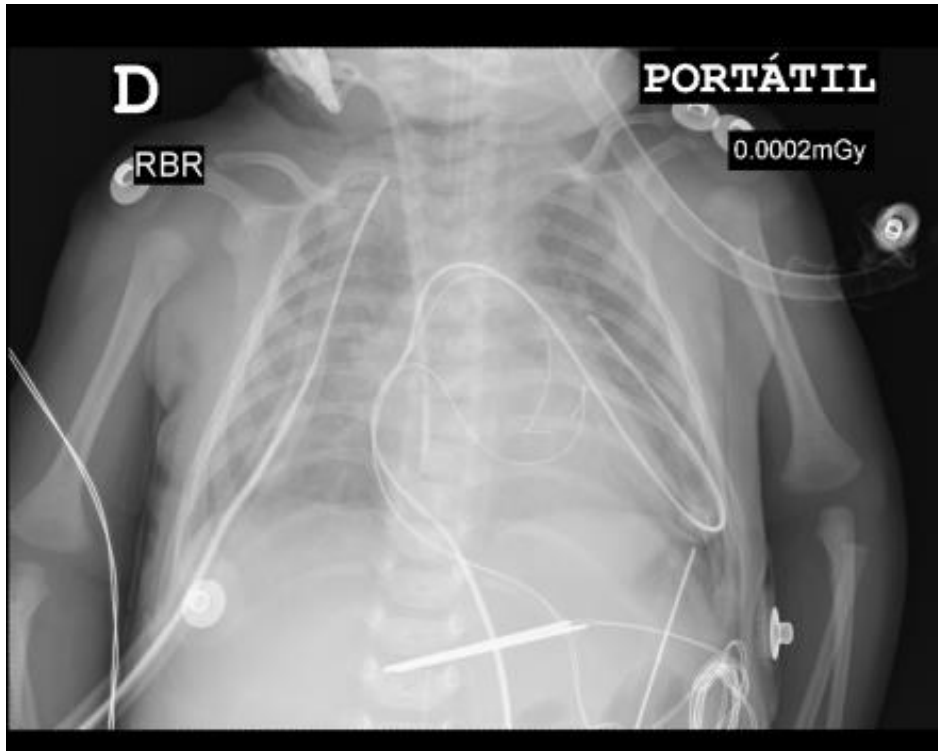
Potenciales aplicaciones clínicas, sustracción de hueso o tejido blando que mejora el diagnóstico de lesiones.

Detectores en Radiografía-Energía Dual

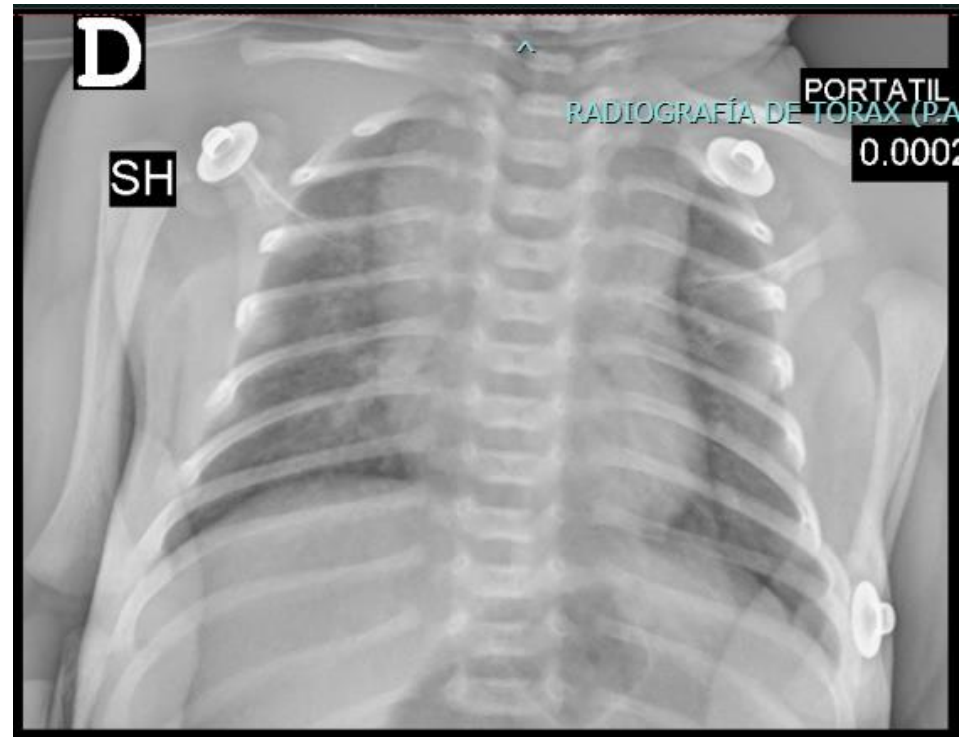


Potenciales aplicaciones clínicas, sustracción de hueso o tejido blando que mejora el diagnóstico de lesiones.

Necesidad de optimización



1 mes; EI: 1229; DAP: 0,39
dGy·cm²

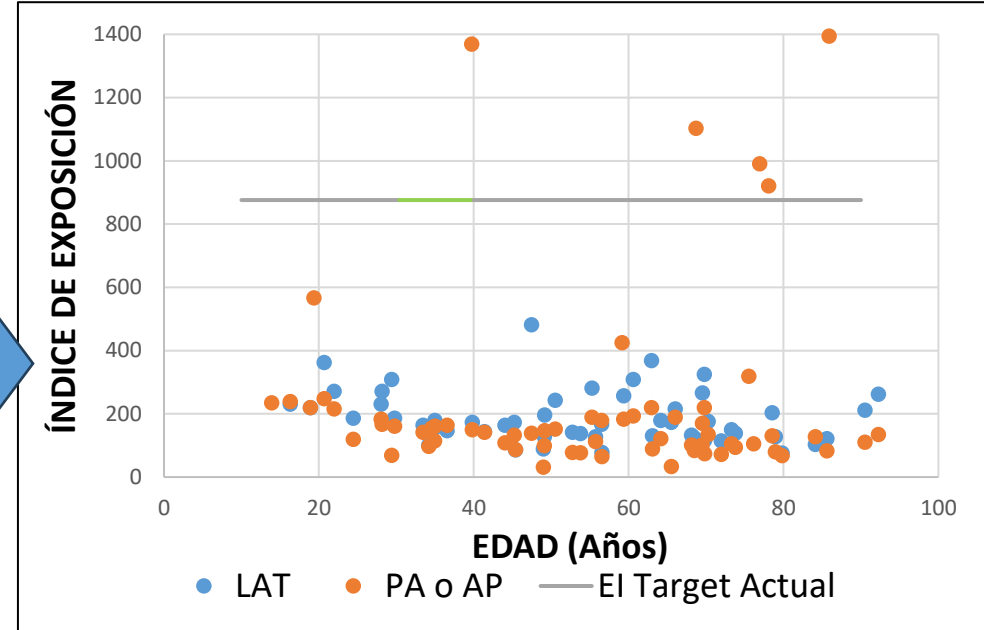
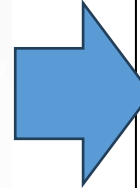


1 mes; EI: 32; DAP: 0,1
dGy·cm²

Necesidad de optimización



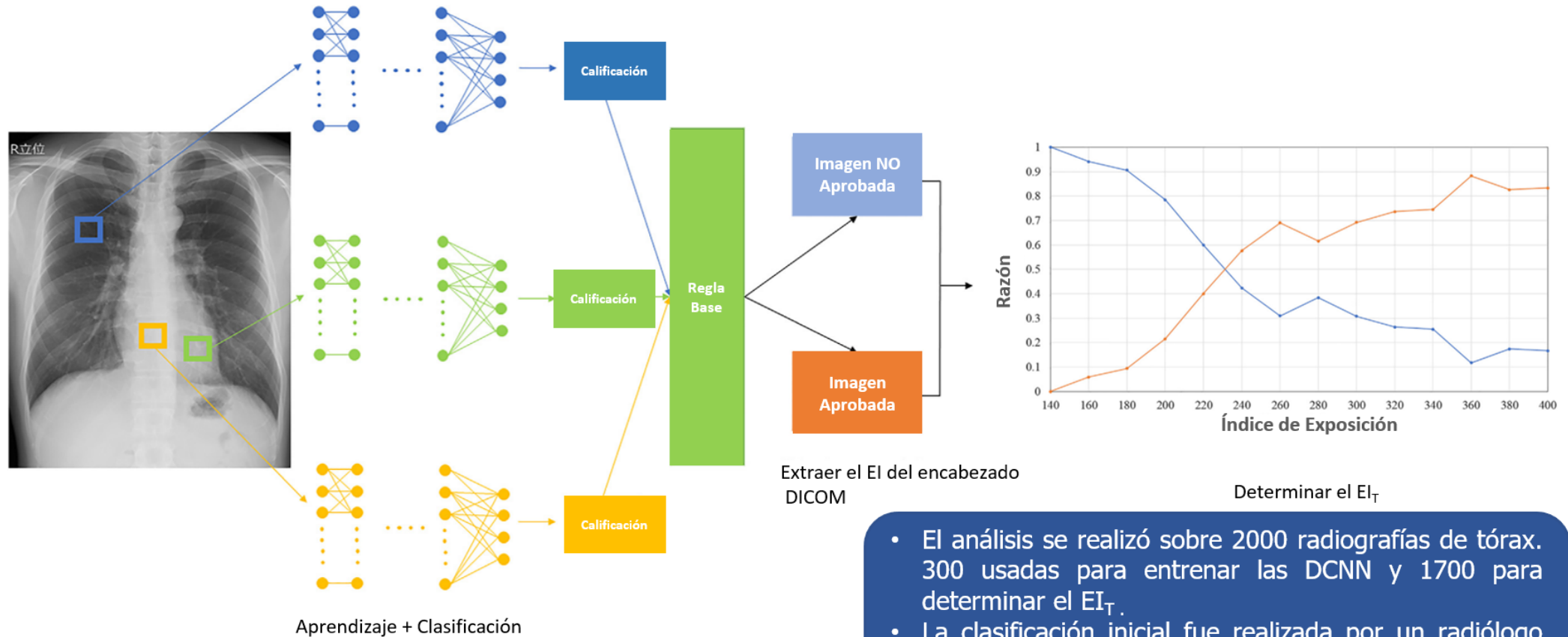
Microgray (μGy)	EI
13	1,300
10	1,000
8	800
6.3	630
5	500
4	400
3	300
2.5	250
2	200



Cohen MD, Cooper ML, Piersall K, Apgar BK. *Pediatr Radiol.* 2011;41(5):592-601. Reprinted with permission.

Índice de Exposición (EI): Indica la cantidad de radiación que alcanza el detector en un lugar específico.

EIT-Inteligencia Artificial



Método propuesto para estimar el EI_T

- El análisis se realizó sobre 2000 radiografías de tórax. 300 usadas para entrenar las DCNN y 1700 para determinar el EI_T .
- La clasificación inicial fue realizada por un radiólogo de tórax 14 años de experiencia usando las EGQC.

EIT-Inteligencia Artificial

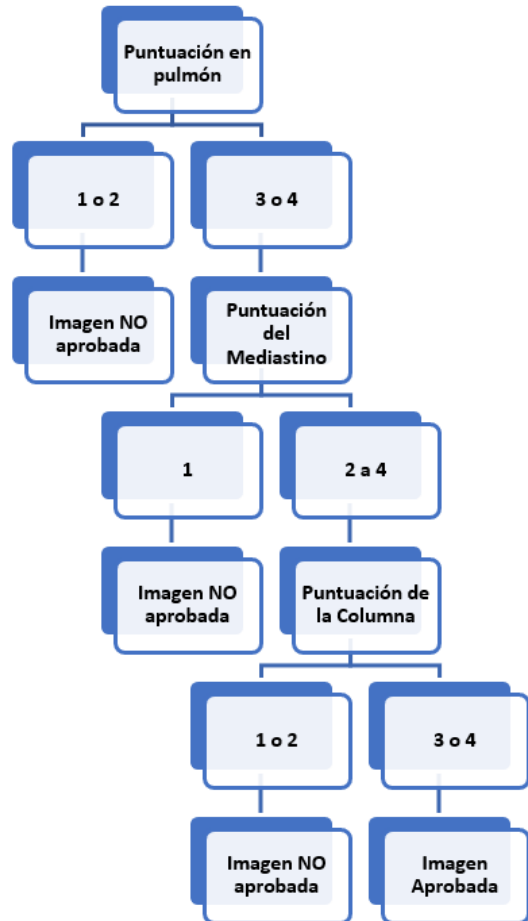
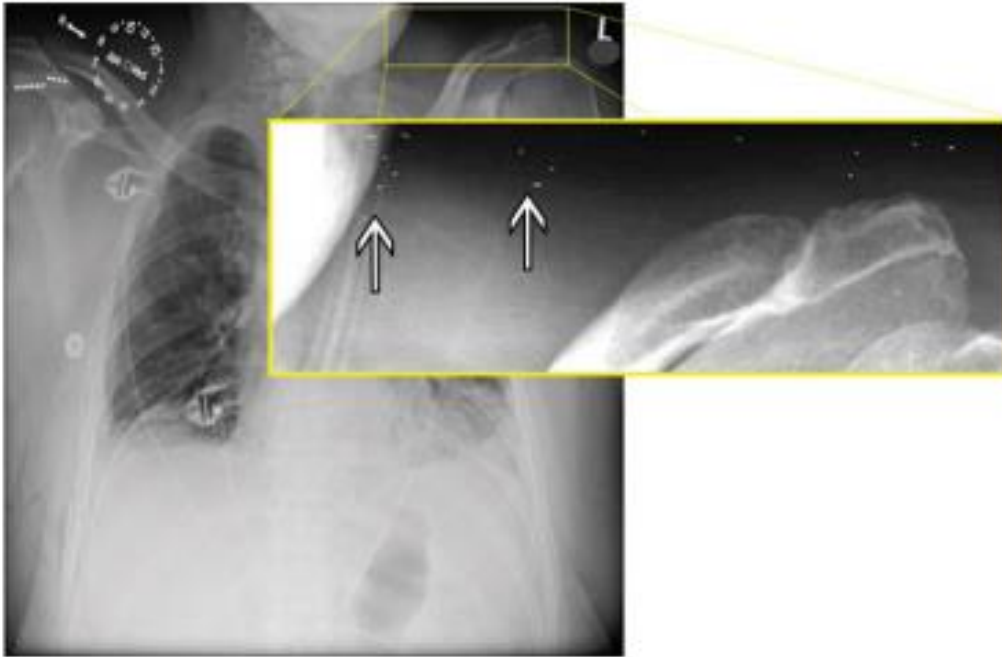


Table 2
Rating classifications.

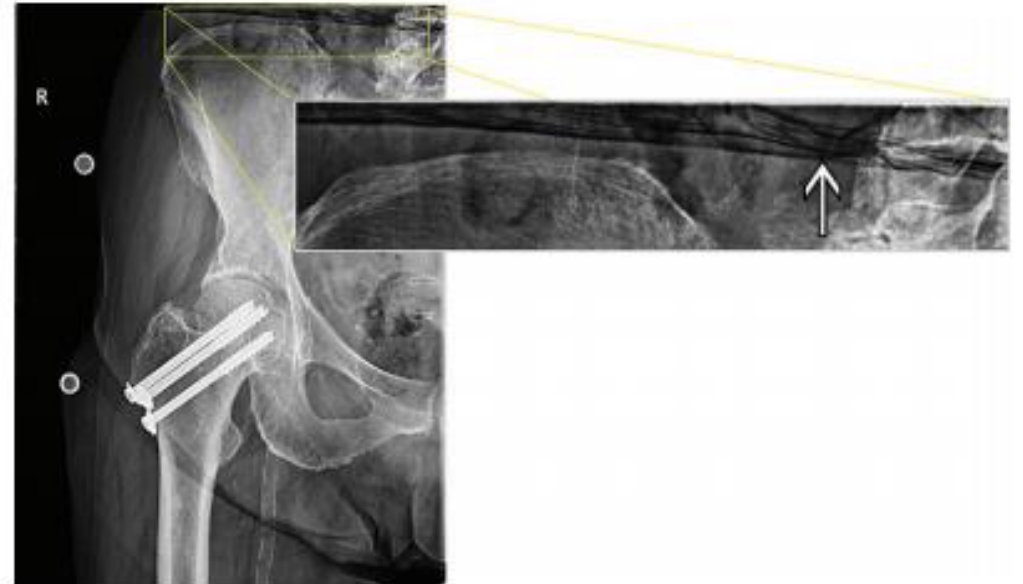
Appearance of target structure	Rating score (Grade)
Indiscernible	1
Unclear	2
Clear	3
Sufficiently appropriate	4

- Regla base establecida por un radiólogo de Tórax con 15 años de experiencia.
- Este método presentó una exactitud de 81 % (370/459), una sensibilidad del 75 % y una especificidad del 98 %.
- IEC incluye un error de 20 % en el EI por lo que en el trabajo el EI_T fue 288.

Necesidad de control de calidad



Artificios generados por golpes del detector



Artificio por error en la calibración del detector

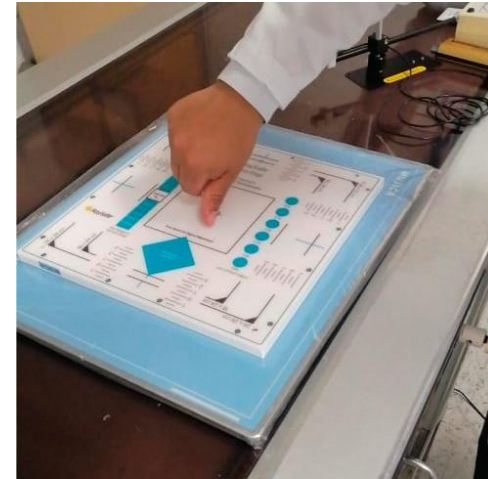
Control de calidad



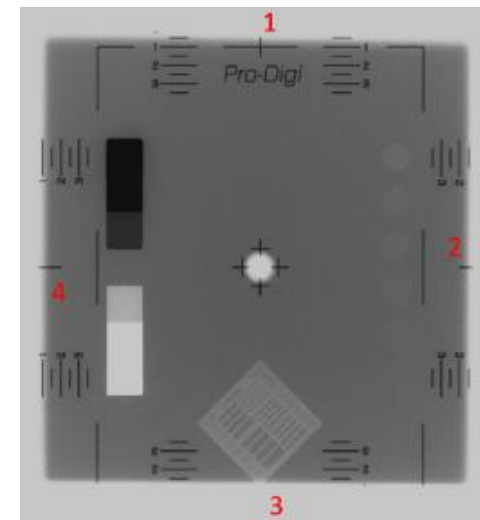
- Equipamiento:



Cámara Slit - mancha focal



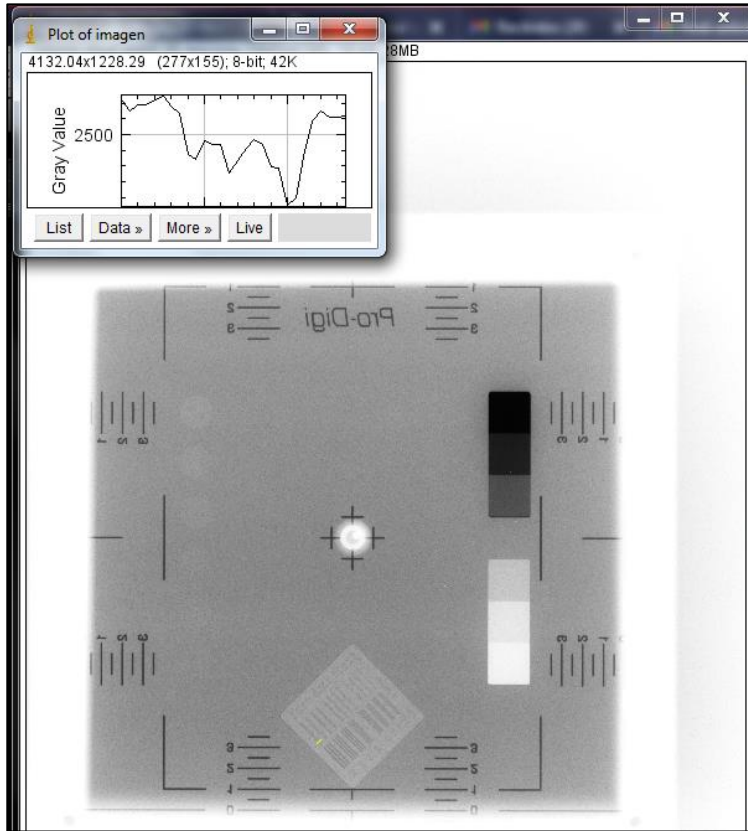
Phantom Pro Digi
RX - calidad de
imagen



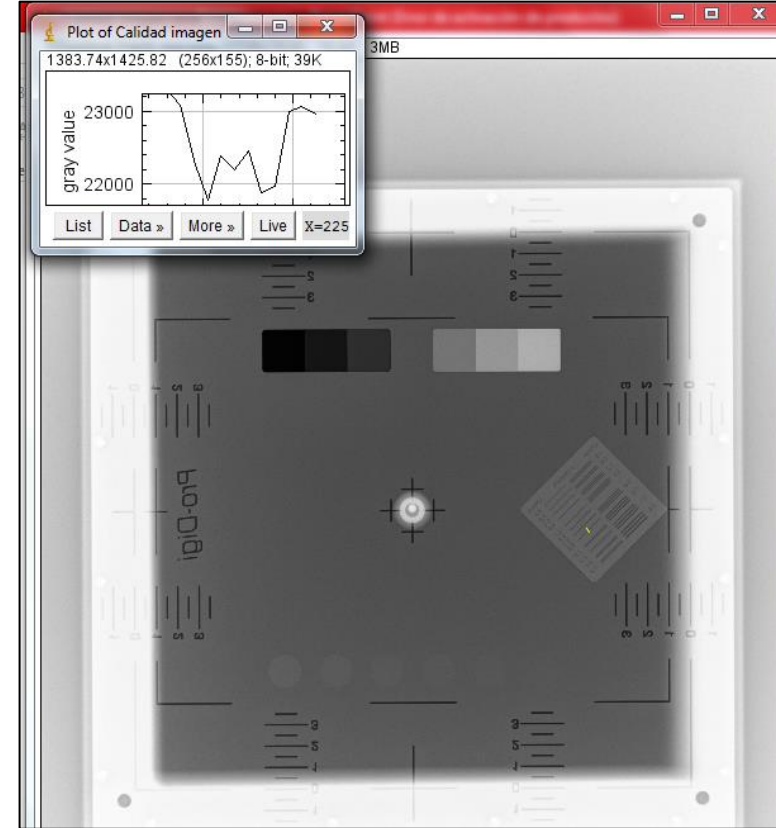
Comparación CR-Digital



Control de calidad portátil CR

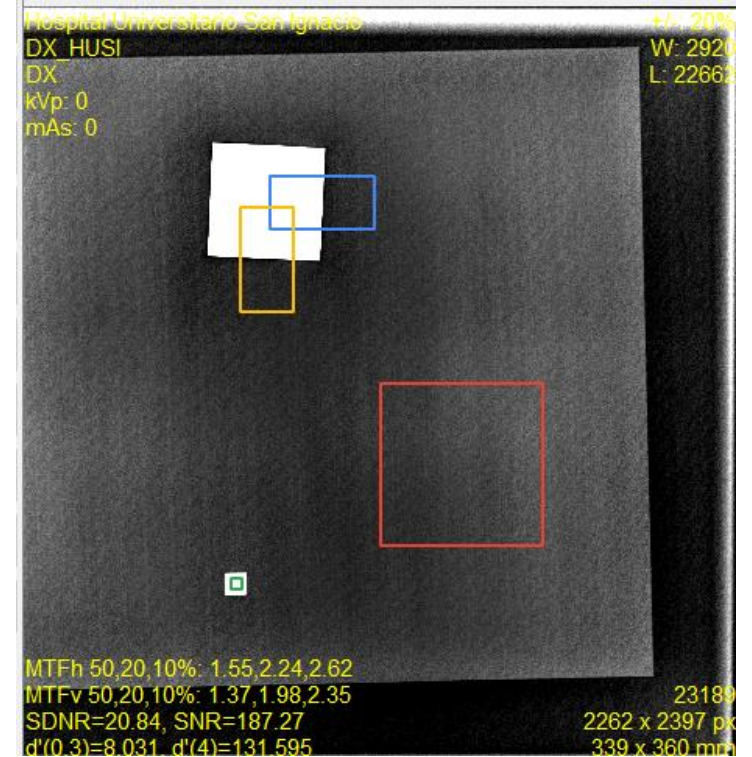
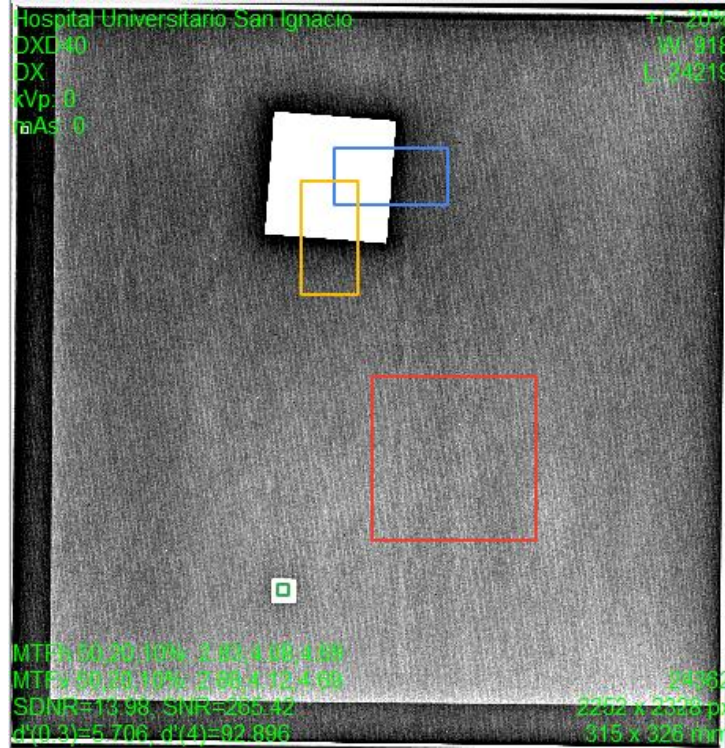


Control de calidad portátil digital



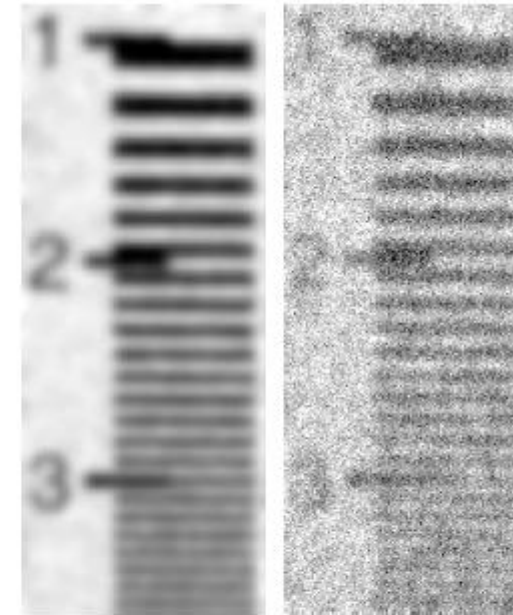
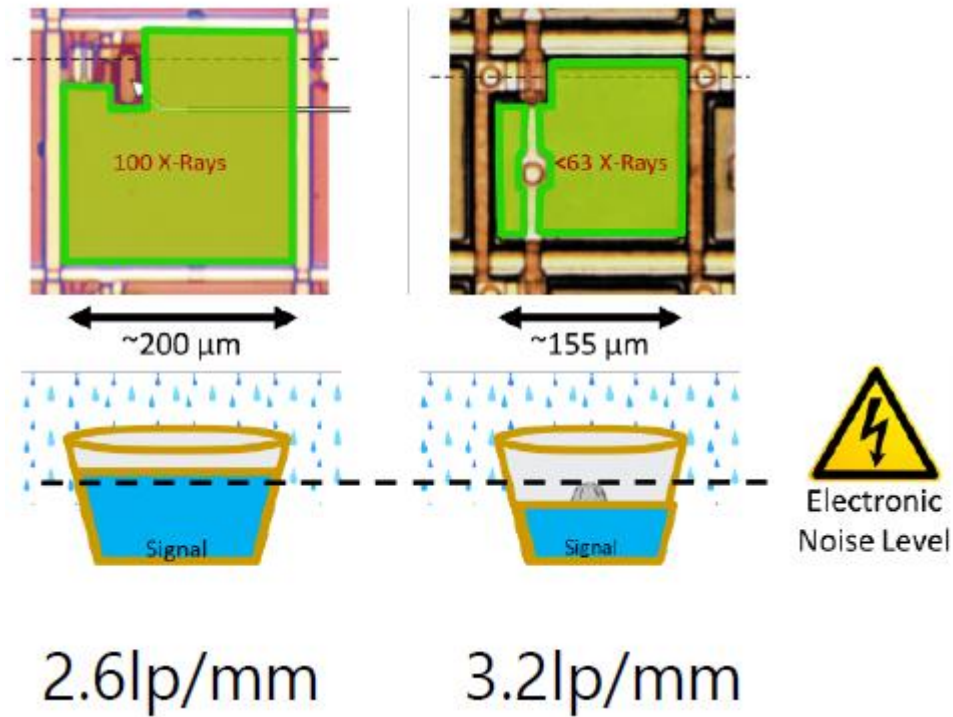
Imágenes tomadas con la misma técnica. CR 1.8 lp/mm; Digital: 2.5 lp/mm. En el equipo Fuji se puede reconocer toda la escala de grises.

Control de calidad



Imágenes tomadas con la misma técnica. Phantom sugerido Human Health Series N0. 39. Detector 1 tamaño de píxel de 140 μm y detector 150 μm .

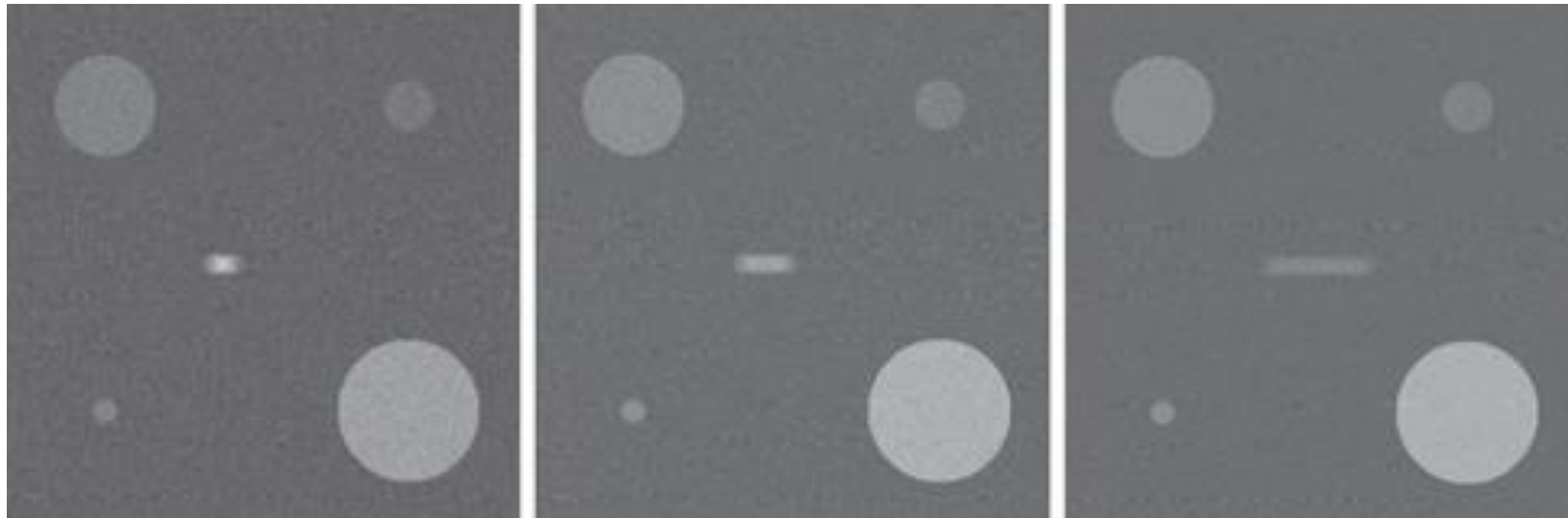
Requerimientos de calidad en fluoroscopia



Lower Dose

Puede ser necesario incrementar el tamaño del pixel para tener una mejor señal a ruido.

Requerimientos de calidad en fluoroscopia



Equilibrio entre resolución temporal y ruido en la imagen (Se utilizan frames promedio). Si se disminuye el número de frames/s, disminuye la resolución temporal.

Control de calidad en fluoroscopia



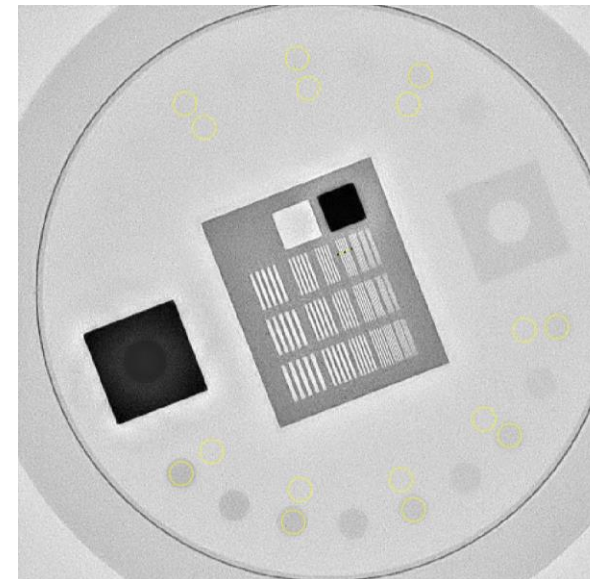
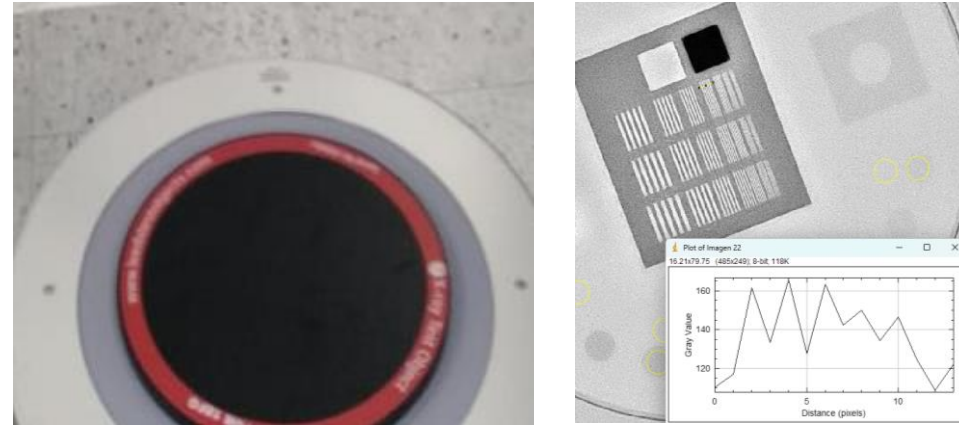
Medición de la dosis de entrada en el detector, para diferentes modos de exposición, tamaños de campo y espesores. La dosis de entrada en el detector está relacionada con la relación señal a ruido en el detector.



Control de calidad en fluoroscopia



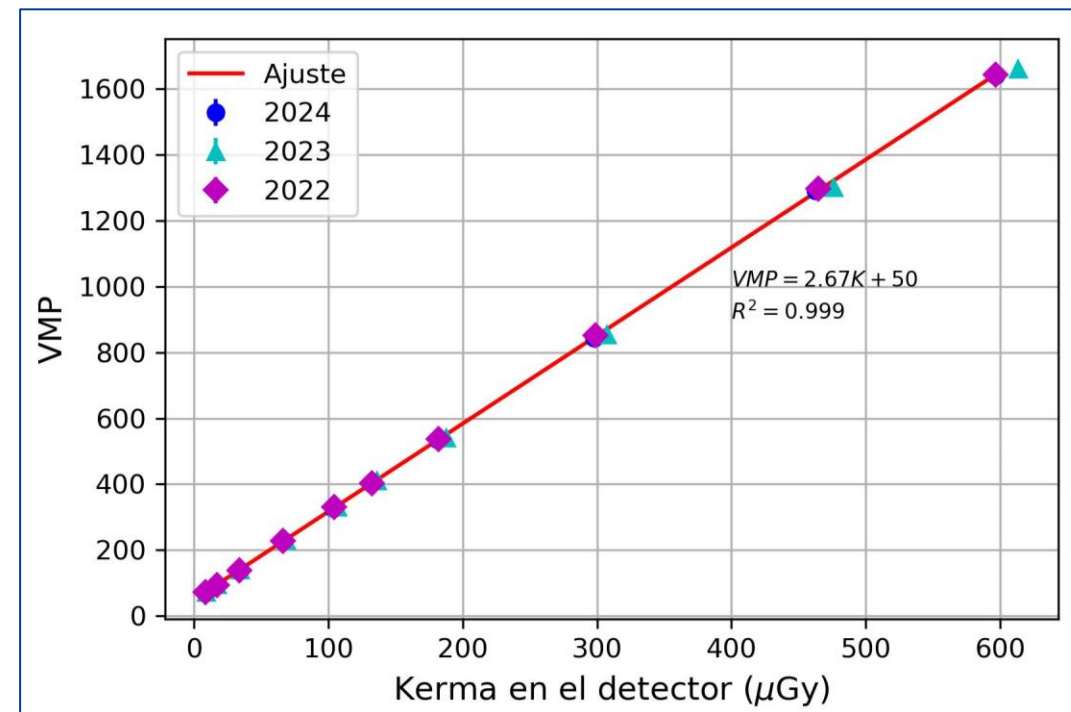
Intentamos realizar un análisis cuantitativo específicamente evaluando la señal contraste a ruido de los círculos de bajo contraste, de estos valores se evalúa la constancia cada año. Tolerancia del 20 %.



Phantom TOR-fluoro

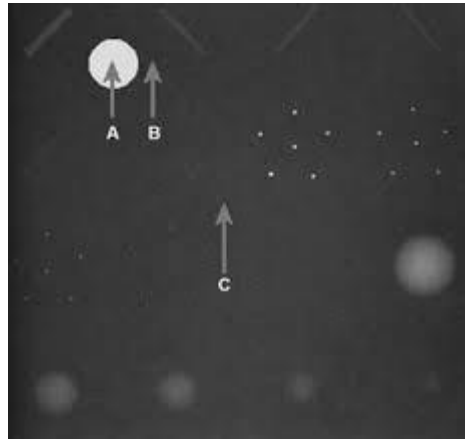
Mamografía

Control de calidad mamografía



Función de respuesta del detector, estable desde aceptación en 2018.

Control de calidad en mamografía

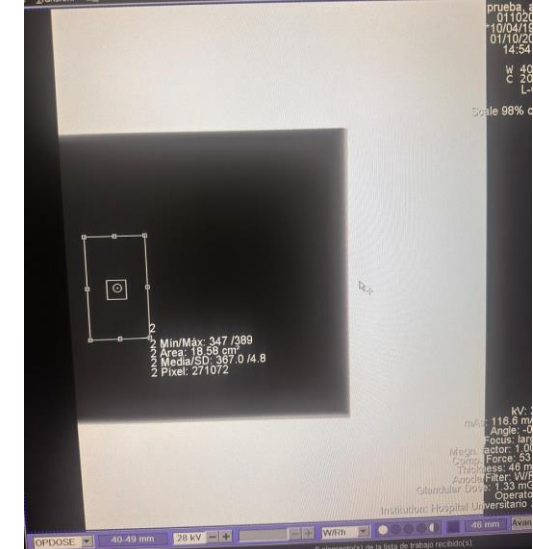
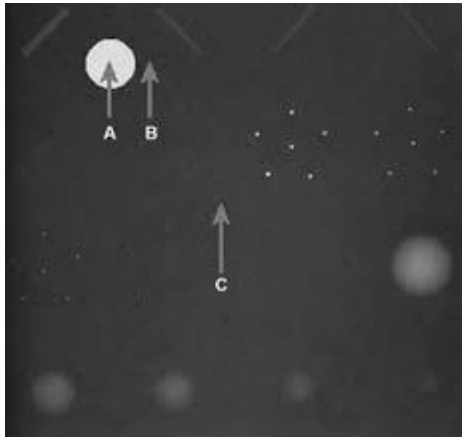


ACR Phantom - evaluación subjetiva



Evaluación del control automático de exposición

Control de calidad en mamografía

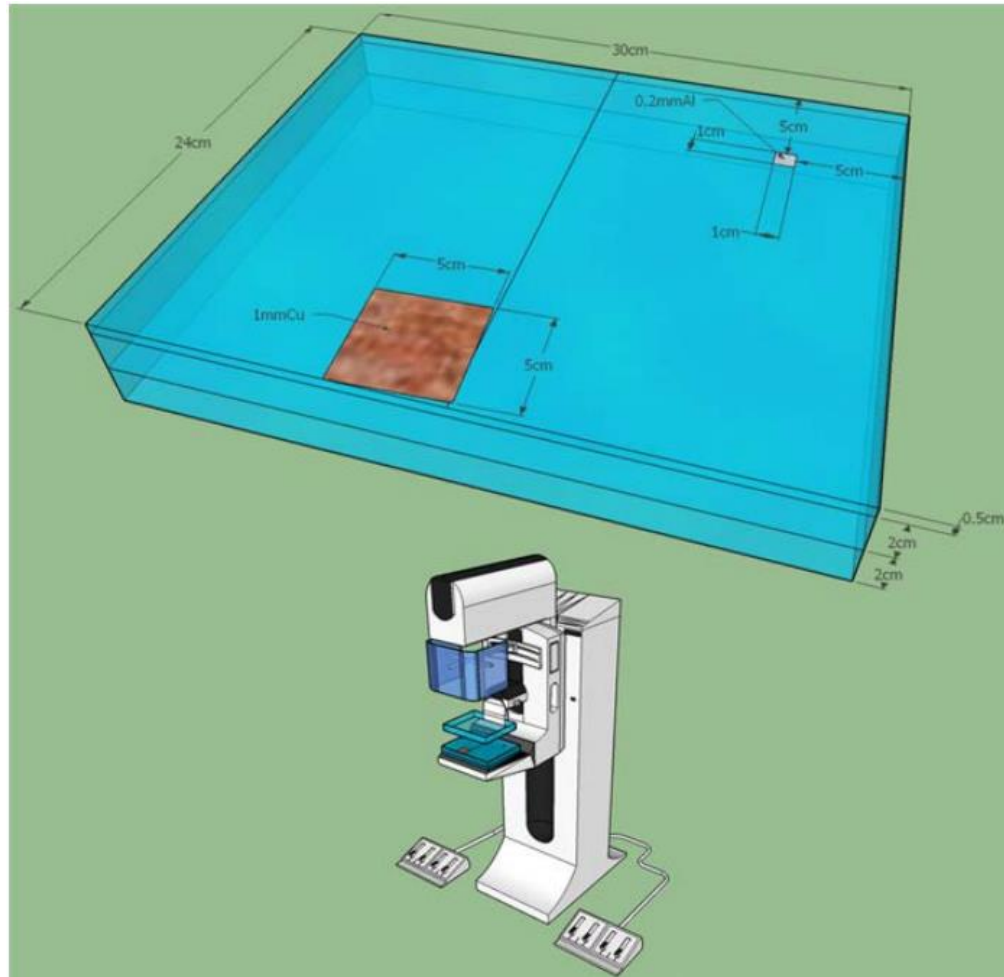


Estabilidad y repetibilidad del CAE (fabricante)					Repetibilidad		Estabilidad	
Espesor de PMMA (cm)	Tensión (kV)	Carga (mAs)	VMP	DS	Coefficiente de variación	Aceptación	Desviación relativa	Aceptación
2	25	39,3	377,4	5,4	NA	NA	1,87%	SI
3	26	57,3	377,5	6,2	NA	NA	1,90%	SI
4	27	81,4	372,6	5,7	NA	NA	0,58%	SI
5	28	119,5	372,9	6,3	2,0%	SI	0,66%	SI
	28	115,4	359,2	6,2			3,04%	SI
	28	120,3	375,6	6,4			1,39%	SI
6	29	162,1	358,9	5,7	NA	NA	3,12%	SI
7	30	234,7	369,6	6,3	NA	NA	0,23%	SI
Media global			370,5					

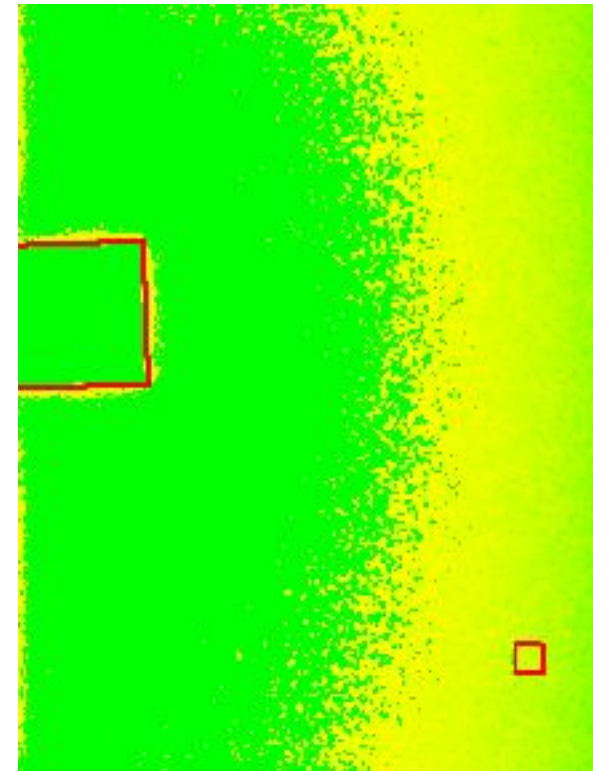
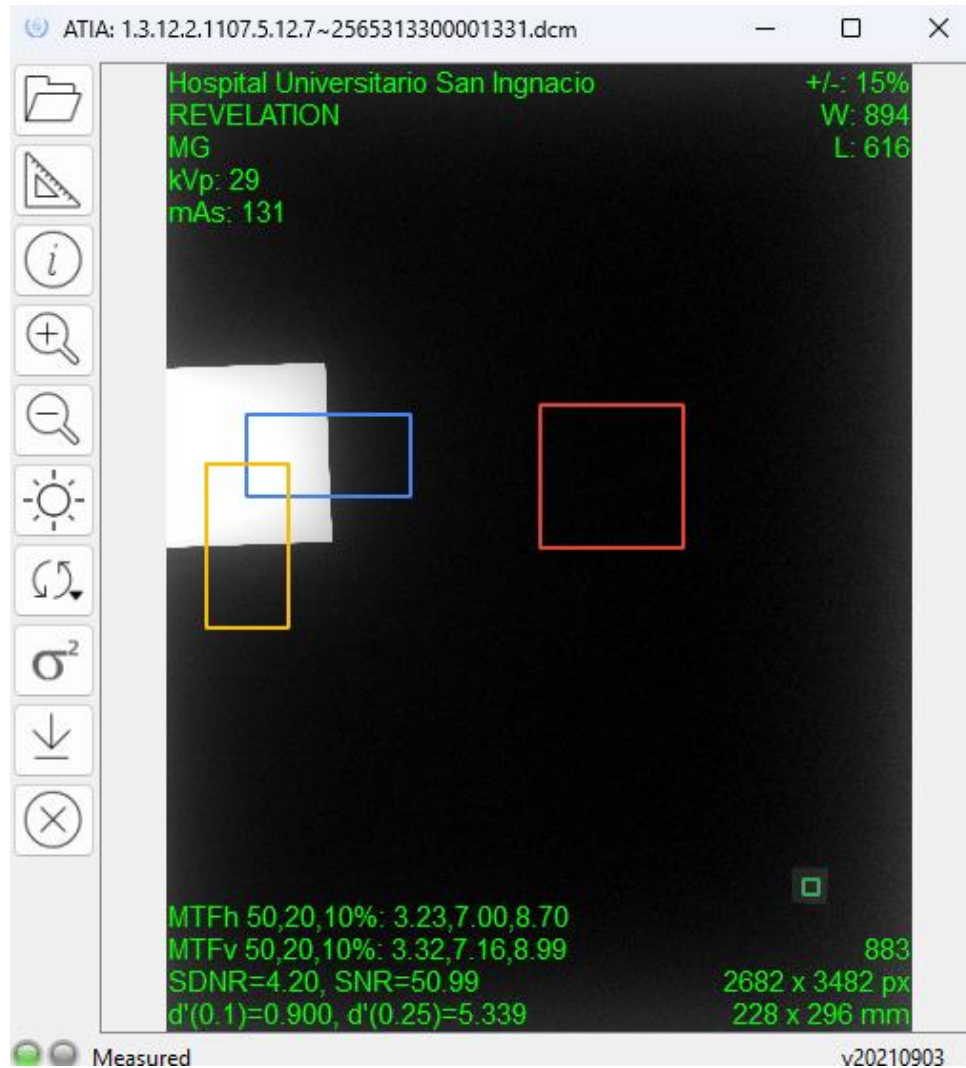
ACR Phantom - evaluación subjetiva

Evaluación del control automático de exposición

Control de calidad remoto en mamografía INC-HUSI

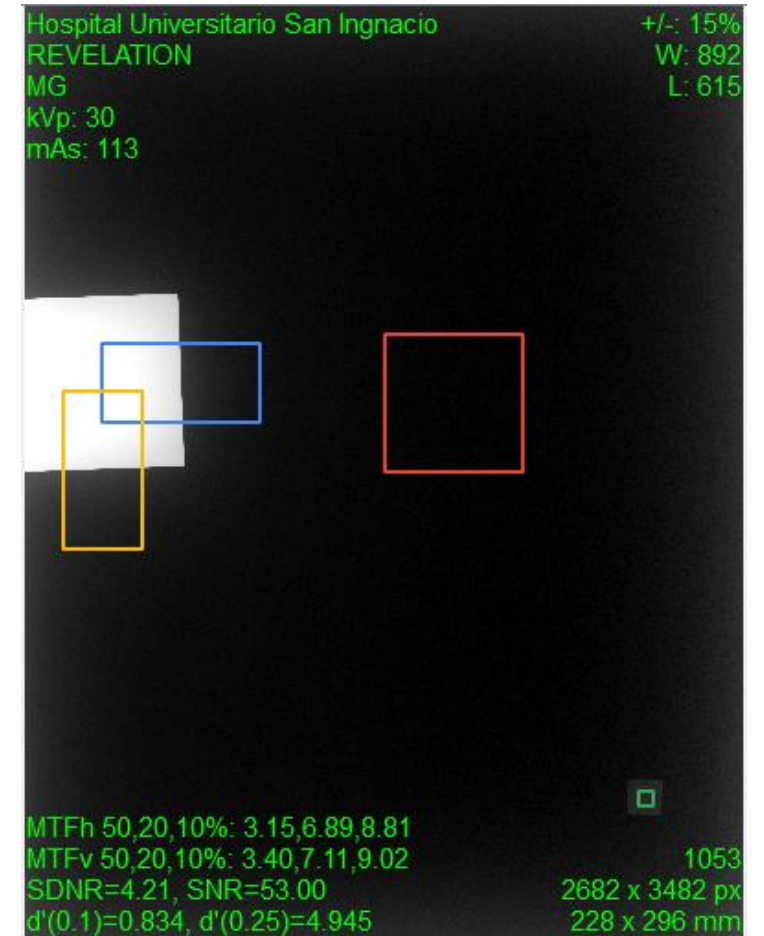


Control de calidad remoto en mamografía INC-HUSI



Software libre para análisis, resultados exportables a Excel y disponibilidad de mapa de Varianza.

Control de calidad remoto en mamografía INC-HUSI



Dosis Glandular media



Received: 25 June 2023 | Revised: 26 September 2023 | Accepted: 10 November 2023
DOI: 10.1002/imp.16842

AAPM SCIENTIFIC REPORT

MEDICAL PHYSICS

Joint AAPM Task Group 282/EFOMP Working Group Report: Breast dosimetry for standard and contrast-enhanced mammography and breast tomosynthesis

Ioannis Sechopoulos^{1,2,3} | David R. Dance⁴ | John M. Boone⁵ |
Hilde T. Bosmans⁶ | Marco Caballo¹ | Oliver Diaz⁷ | Ruben van Engen² |
Christian Fedon⁸ | Stephen J. Glick⁹ | Andrew M. Hernandez⁵ | Melissa L. Hill¹⁰ |
Katie W. Hulme¹¹ | Renata Longo¹² | Carolina Rabin¹³ |
Wendelien B. G. Sanderink¹ | J. Anthony Seibert⁵

¹Radboud University Medical Center, Nijmegen, The Netherlands

²Dutch Expert Centre for Screening (LRCB), Nijmegen, The Netherlands

³University of Twente, Enschede, The Netherlands

⁴National Co-ordinating Centre for the Physics of Mammography (NCCPM), Royal Surrey County Hospital, Guildford, UK

⁵University of California, Davis, California, USA

⁶KU Leuven, Leuven, Belgium

⁷University of Barcelona, Barcelona, Spain

⁸Radboud University Medical Center (now at Nuclear Research and Consultancy Group, NRCG), Nijmegen, The Netherlands

⁹Food and Drug Administration, Silver Spring, USA

¹⁰Volpara Health, Wellington, New Zealand

¹¹Cleveland Clinic, Beachwood, USA

¹²University of Trieste, Trieste, Italy

¹³University of the Republic, Montevideo, Uruguay

Correspondence

Ioannis Sechopoulos, Department of Medical Imaging, Radboud University Medical Center, PO. Box 9101 (766), 6500 HB Nijmegen, The Netherlands.
Email: ioannis.sechopoulos@radboudumc.nl

Abstract

Currently, there are multiple breast dosimetry estimation methods for mammography and its variants in use throughout the world. This fact alone introduces uncertainty, since it is often impossible to distinguish which model is internally used by a specific imaging system. In addition, all current models are hampered by various limitations, in terms of overly simplified models of the breast and its composition, as well as simplistic models of the imaging system. Many of these simplifications were necessary, for the most part, due to the need to limit the computational cost of obtaining the required dose conversion coefficients decades ago, when these models were first implemented. With the advancements in computational power, and to address most of the known limitations of previous breast dosimetry methods, a new breast

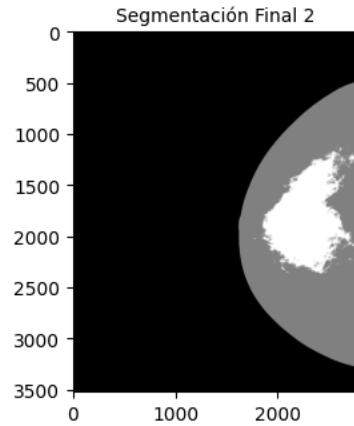
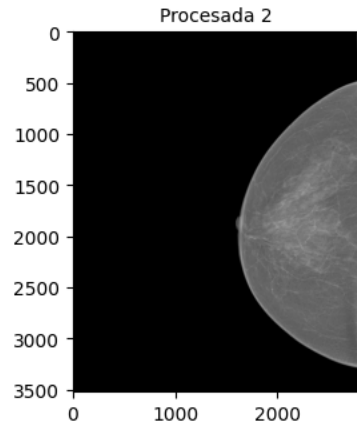
The screenshot shows the BreastAGD282 software interface with the following settings:

- Breast Model:** standard (selected), EU, US, none. Breast thickness in mm: 50. Specify breast density percentile: checked. Breast density percentile: 50. Breast density percentage: 15.
- Acquisition:** Breast View: CC (selected), MLO. Modality: DM (selected), DBT, CEDM, CEDBT. Number of angles: 15. Total angular range (deg): 15.0. Distance from source to dosimeter (lm, mm): 650. Distance from source to breast support table (lt, mm): 670.
- Low Spectrum:** Anode: Mo, Rh, W (selected). Tube voltage (kV): 28. Number of filters: 1. Filter element 1 (e.g. Rh): Rh. Filter thickness 1 (mm): 0.05. Specify a measured 1st half-value layer and adjust the model spectrum to match: checked. 1st half value layer (mm Al): 0.5. Measured air kerma (Km, mGy): 1.0.
- High Spectrum:** Anode: Mo, Rh, W (selected). Tube voltage (kV): 28. Number of filters: 1. Filter element 1 (e.g. Rh): Rh. Filter thickness 1 (mm): 0.05. Specify a measured 1st half-value layer and adjust the model spectrum to match: checked. 1st half value layer (mm Al): 0.5. Measured air kerma (Km, mGy): 1.0.

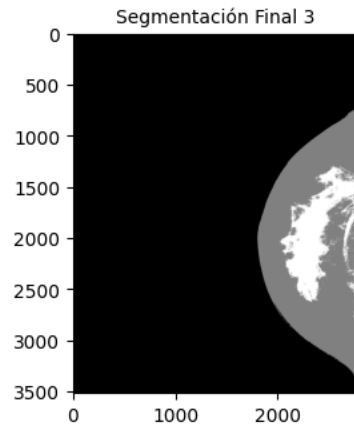
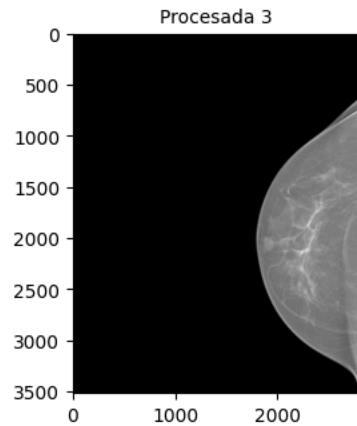
Buttons: Calculate dose

Uso de segmentación de imágenes con base en el histograma y estimación del volumen del tejido glandular.

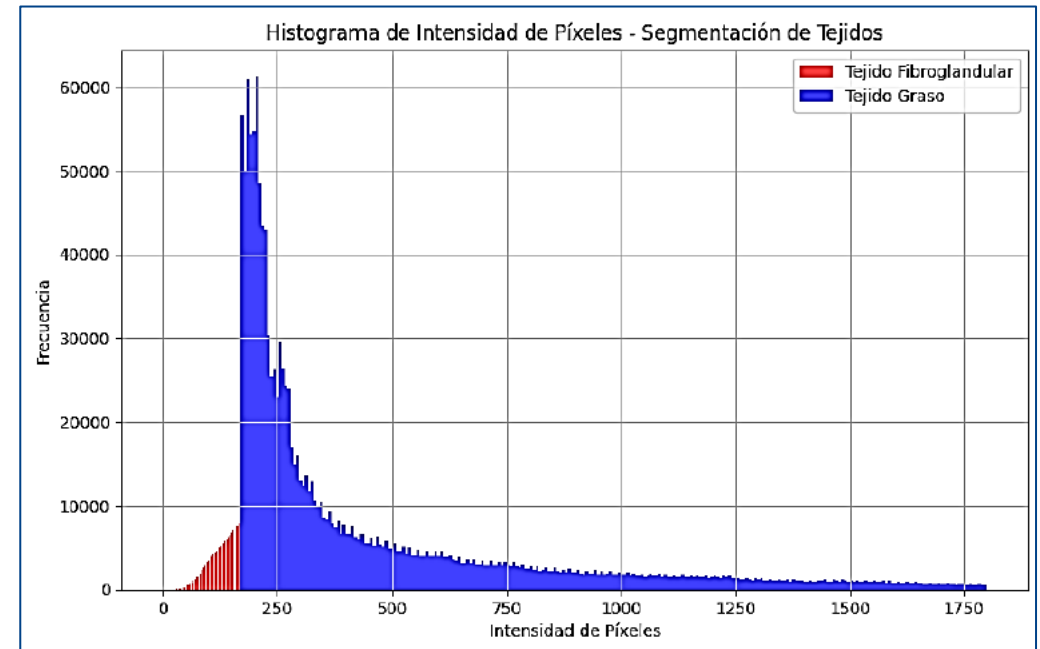
Estimación de densidad mamaria-HUSI



RAW10CD.dcm
Vol. Fibroglandular: 61.5 cm³
Vol. Graso: 637.1 cm³
Densidad: 8.8%

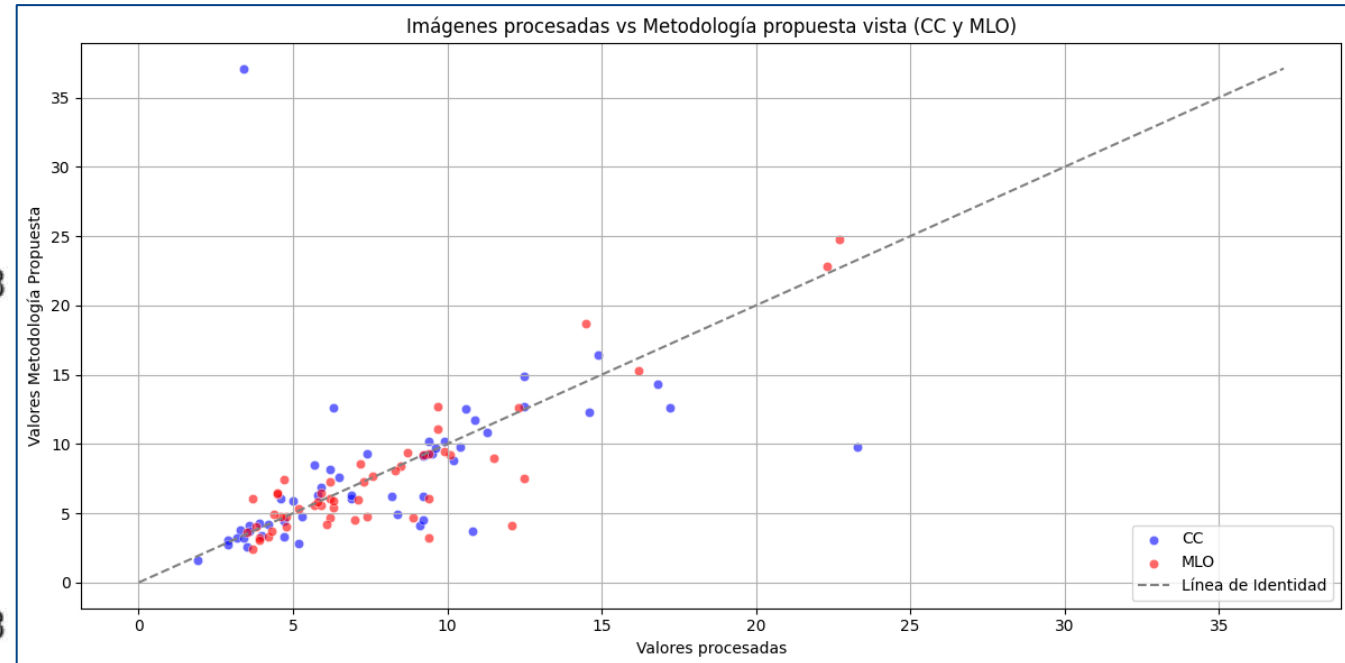
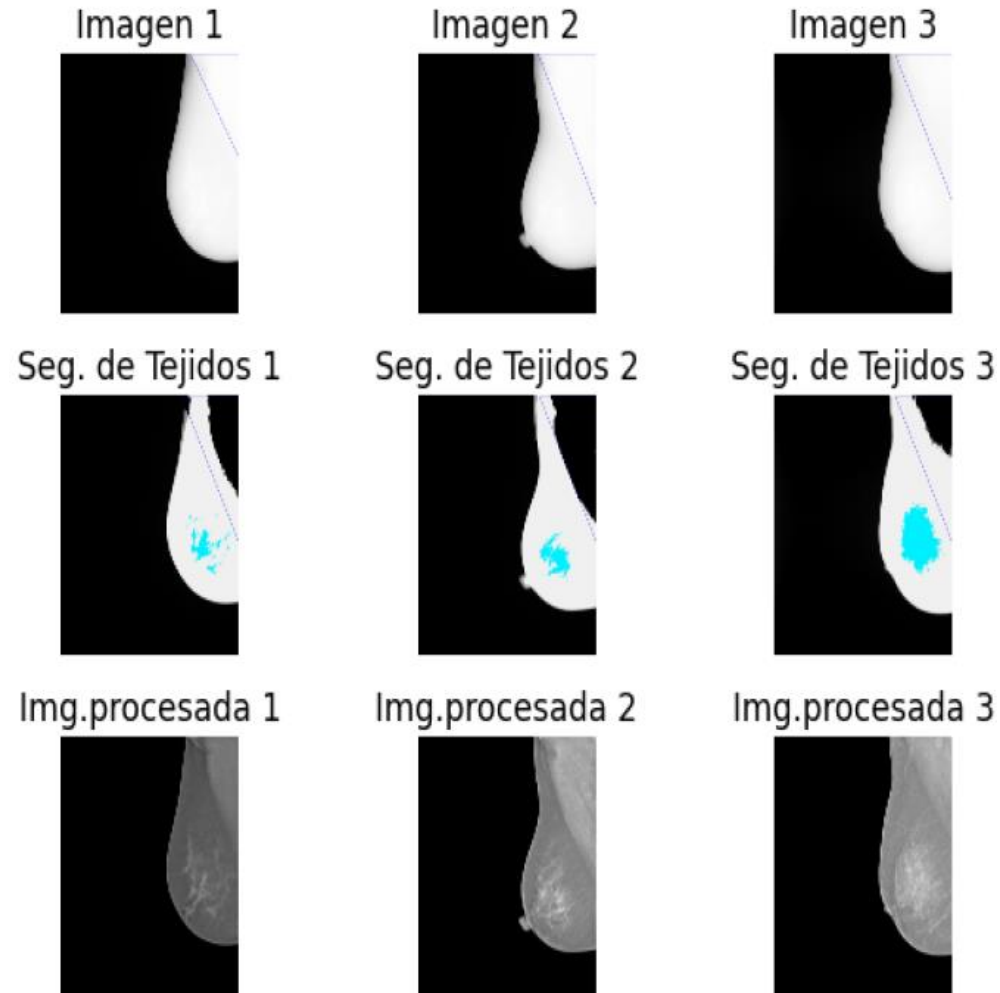


5RAWCD.dcm
Vol. Fibroglandular: 25.5 cm³
Vol. Graso: 744.9 cm³
Densidad: 3.3%



Uso de segmentación de imágenes con base en el histograma y estimación del volumen del tejido glandular.

Estimación de densidad mamaria-HUSI

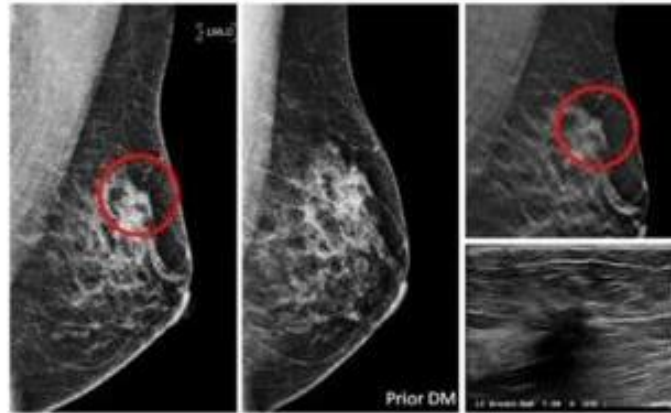


Se encontró correlación entre los valores determinados y los reportados por el Software de Siemens.

¿Tomosíntesis?



Breast Cancers Detected during a Decade of Screening with Digital Breast Tomosynthesis: Comparison with Digital Mammography

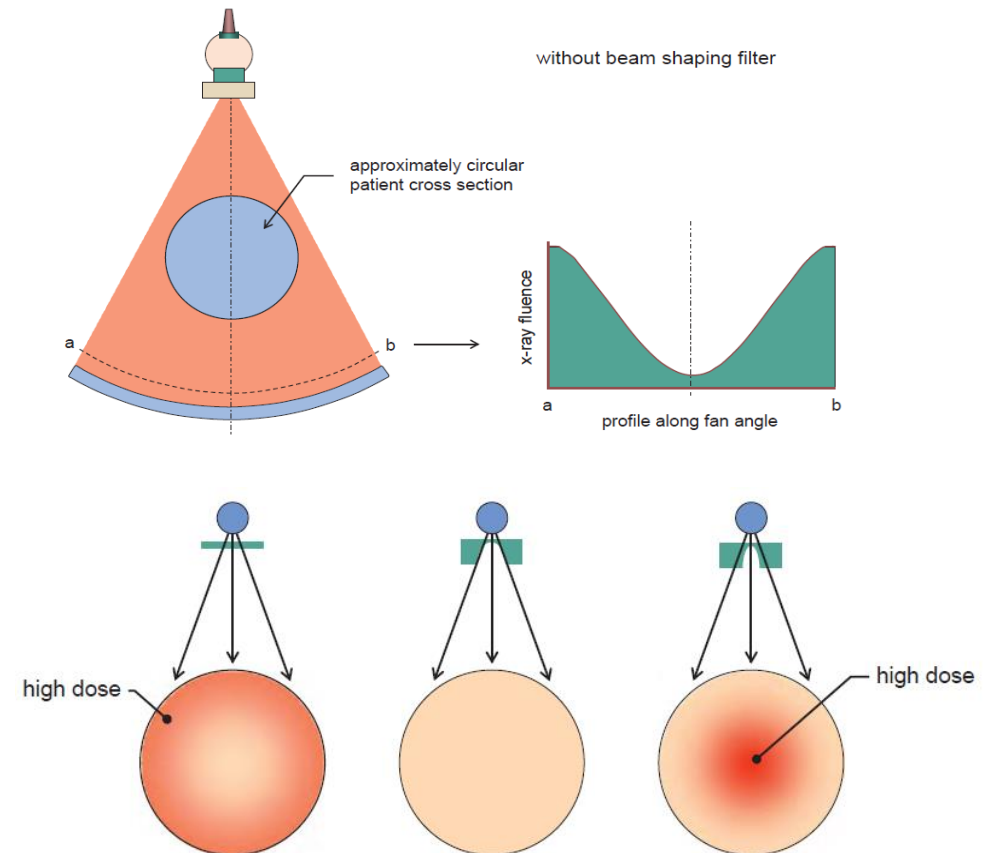
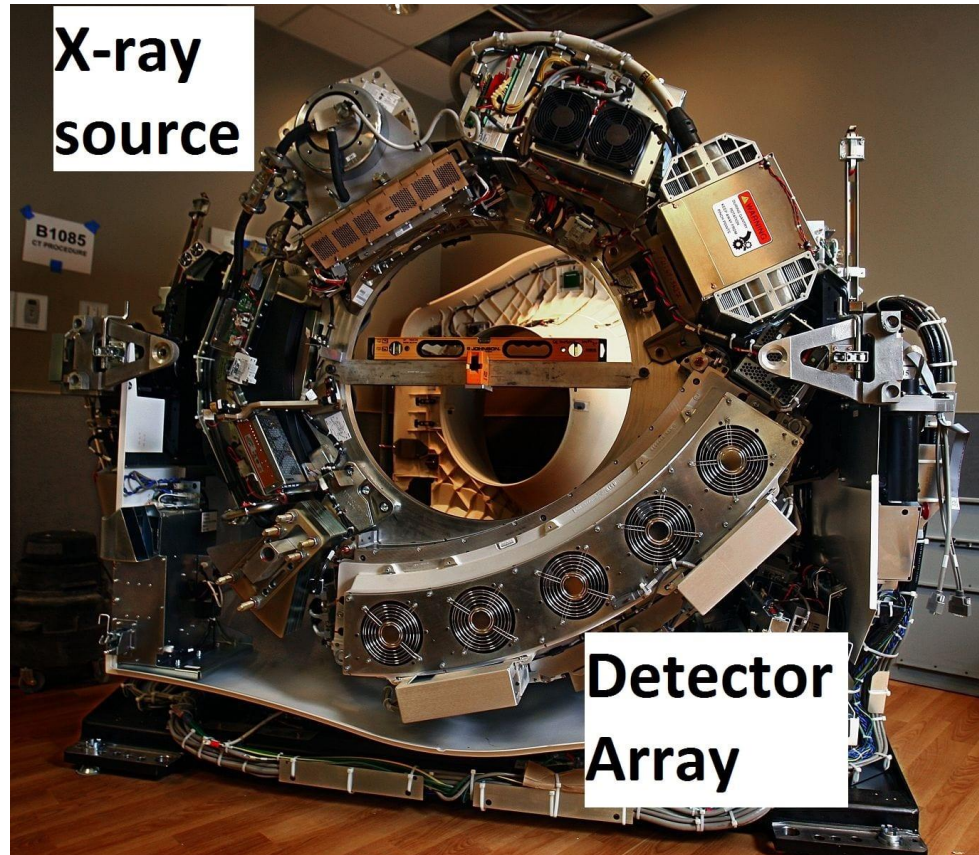


- In a retrospective review of 272 938 screenings, digital breast tomosynthesis (DBT) had a lower recall rate (17 062 of 237 394; 7.2%) than digital mammography (DM) (3763 of 35 544; 10.6%; $P < .001$) and a higher cancer detection rate (5.3 vs four cancers per 1000; $P = .001$).
- Fewer cancers were advanced at the time of diagnosis with DBT than with DM (316 of 968 [32.7%] vs 44 of 101 [43.6%], $P = .04$).

Requiere phantom específico, se evalúa en 2D, no se realiza en todas las pacientes. En Colombia aún no representa más del 5 % de los equipos instalados.

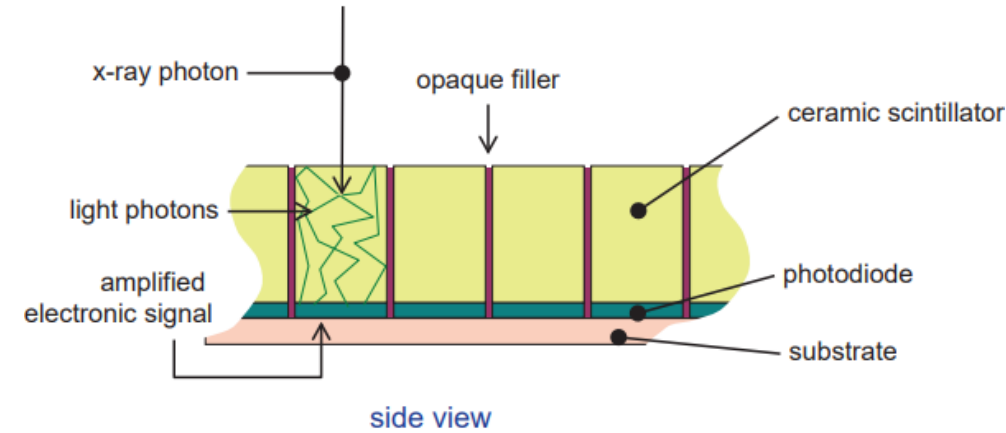
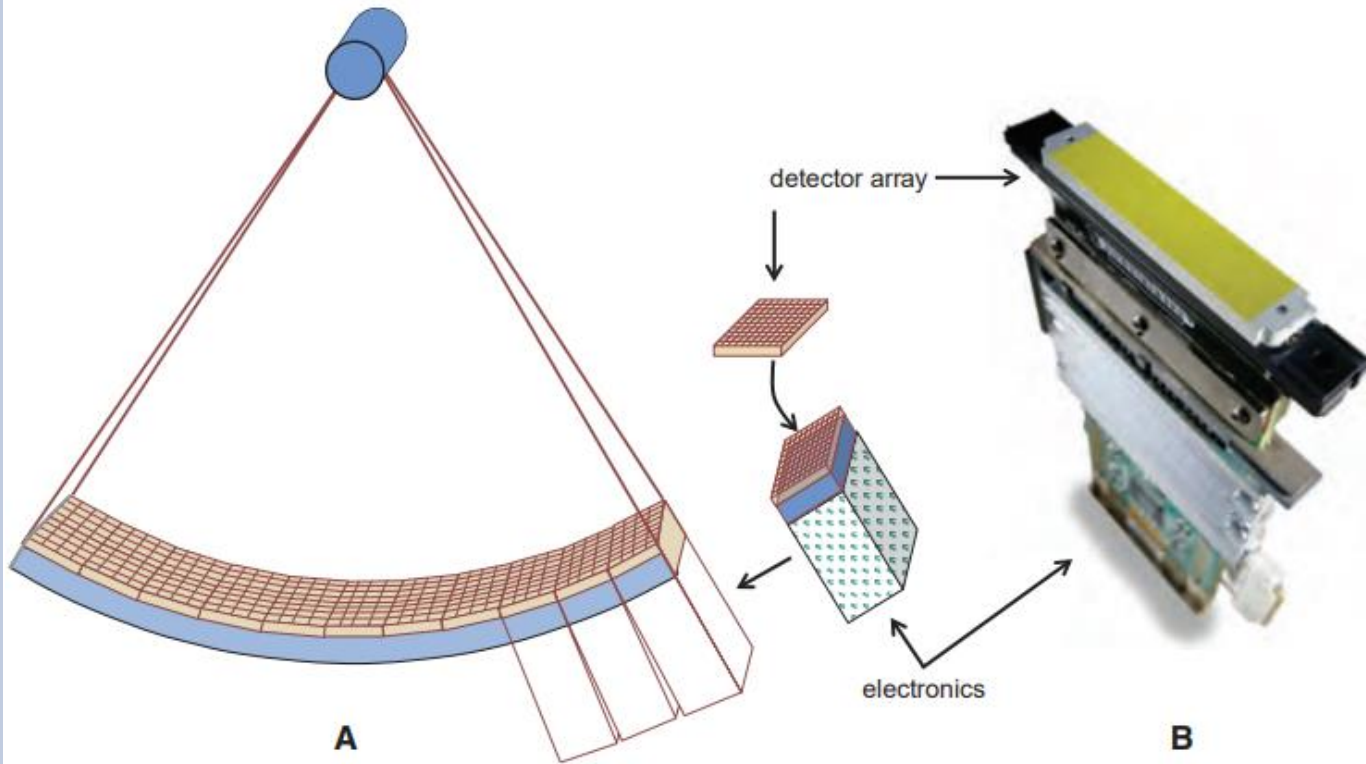
Tomografía

Tomografía computarizada



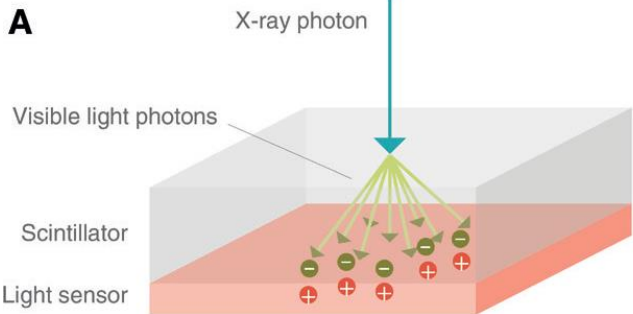
El filtro corbatín permite que la dosis y la señal que llega a los detectores sean uniformes. Su tamaño es seleccionable depende del FOV

Detectores

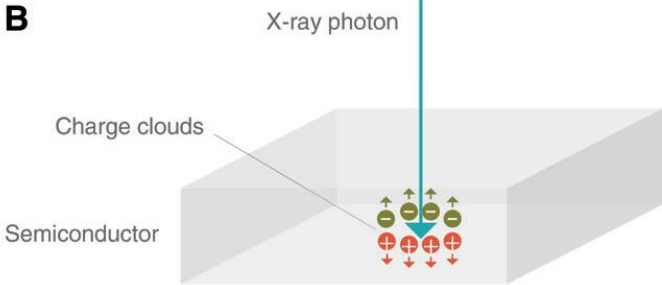


Ha mejorado en la precisión de corte del material, disminuir el tamaño de los septos y eficiencia de conversión de luz. El número de detectores ha aumentado especialmente para aplicaciones cardíacas.

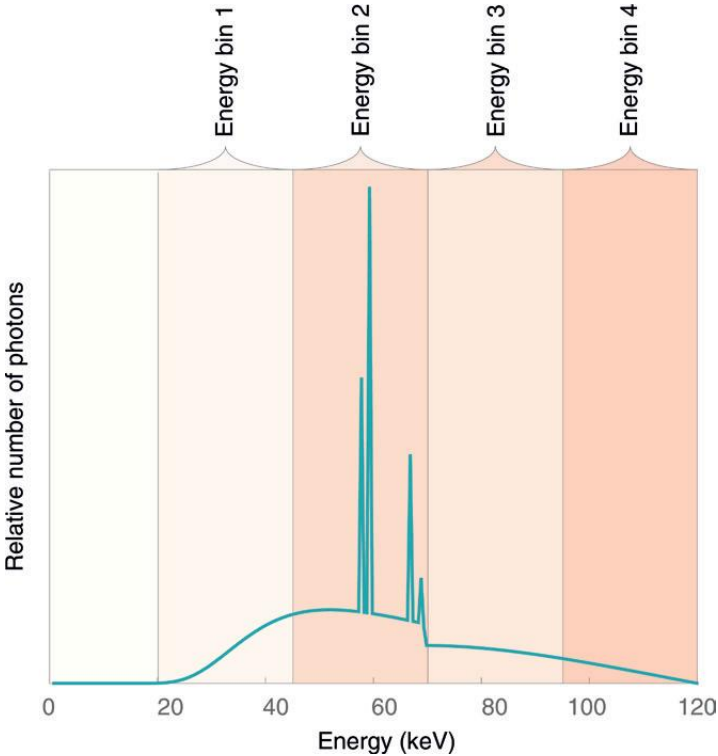
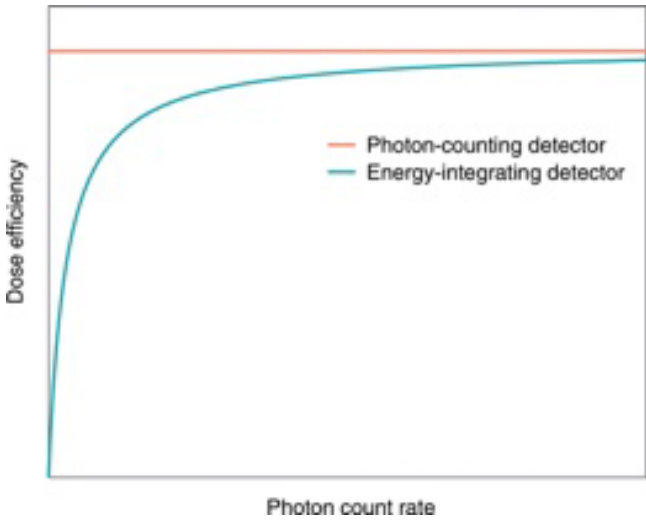
Detectores



Indirect conversion to electrical signal



Direct conversion to electrical signal

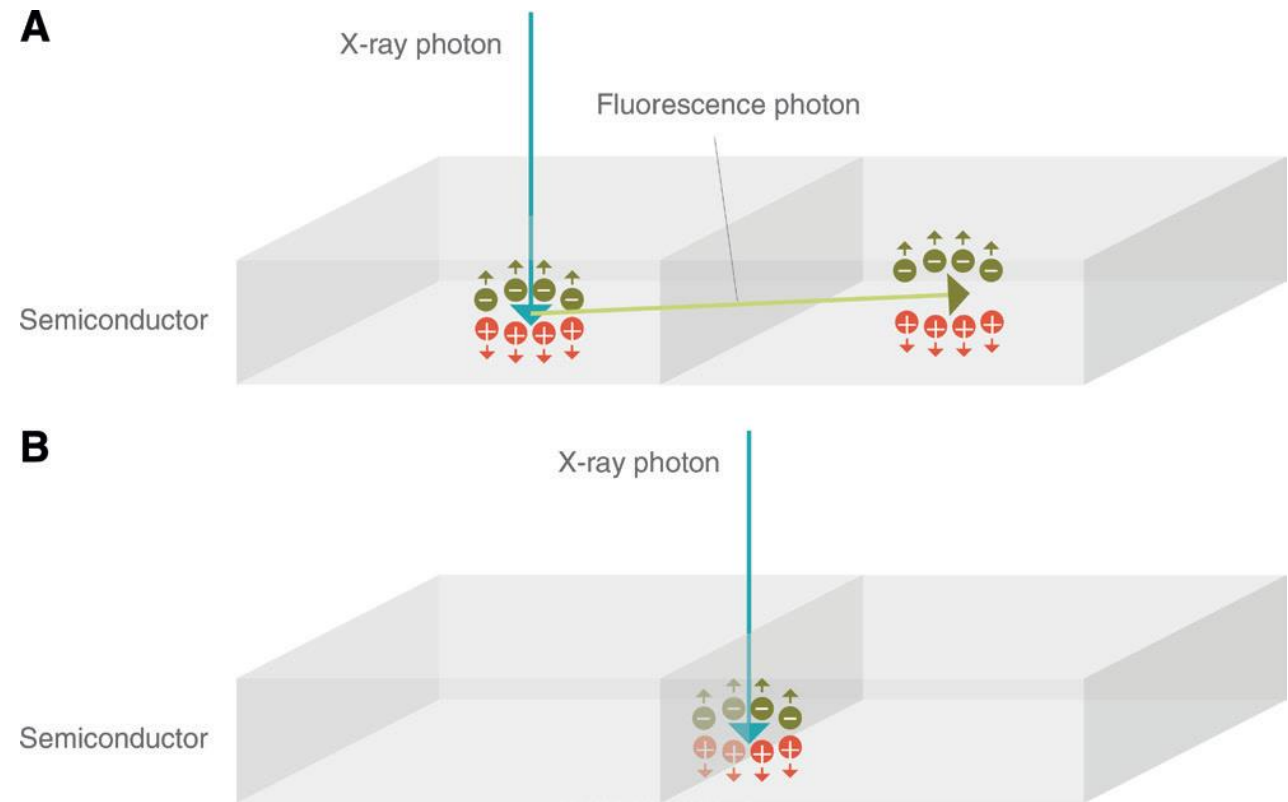


Willemink MJ, et. al. Radiology. 2018 Nov;289(2):293-312.

Detectores



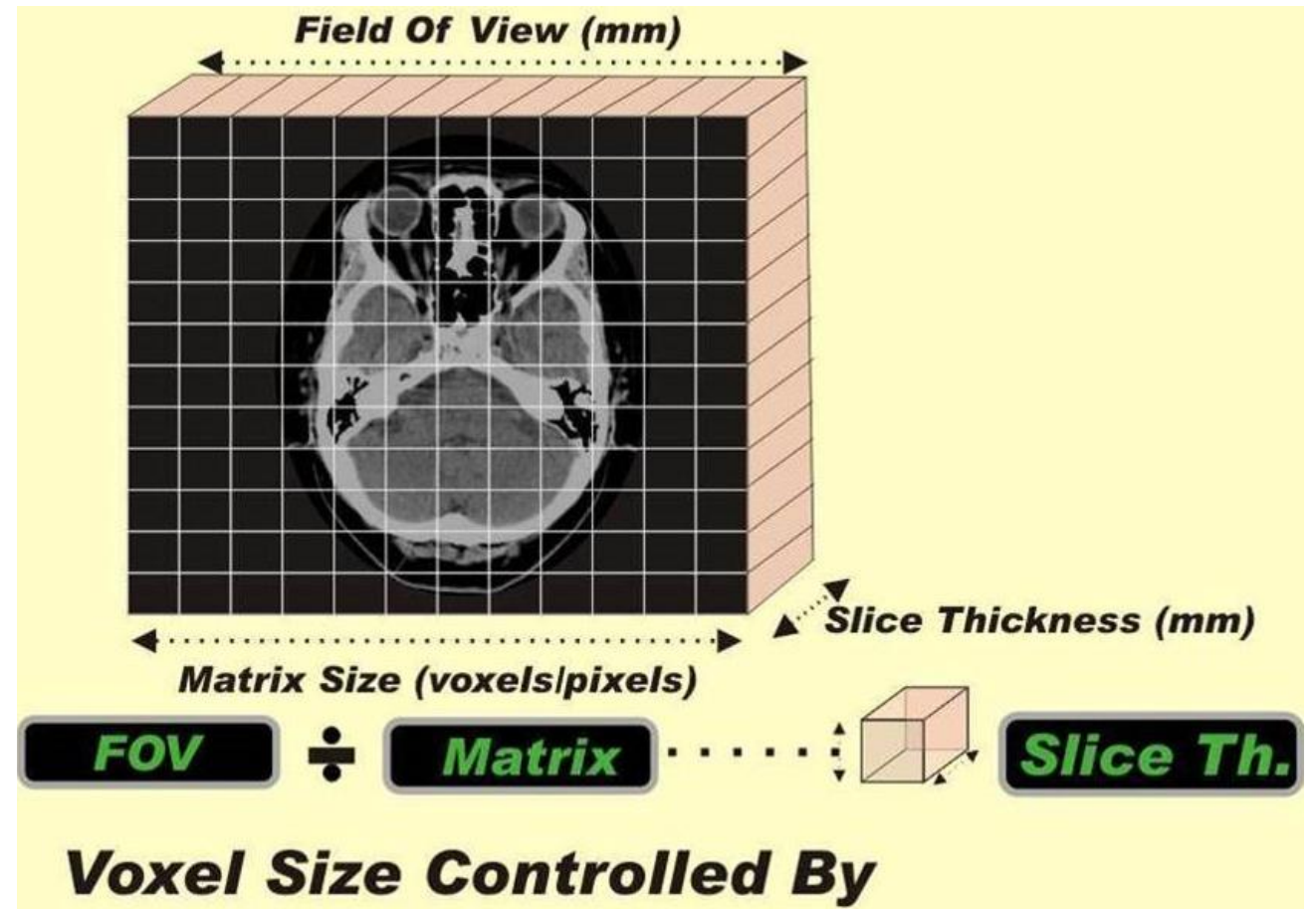
- ¿Saturación?
- ¿Aumento de ruido?
- ¿Pérdida de detalle?
- Reducción de dosis: potencial de 30%-60%.
- Reducción de artefactos metálicos.
- **Posibilidad de aplicación de dos medios de contraste.**



Tamaño del voxel



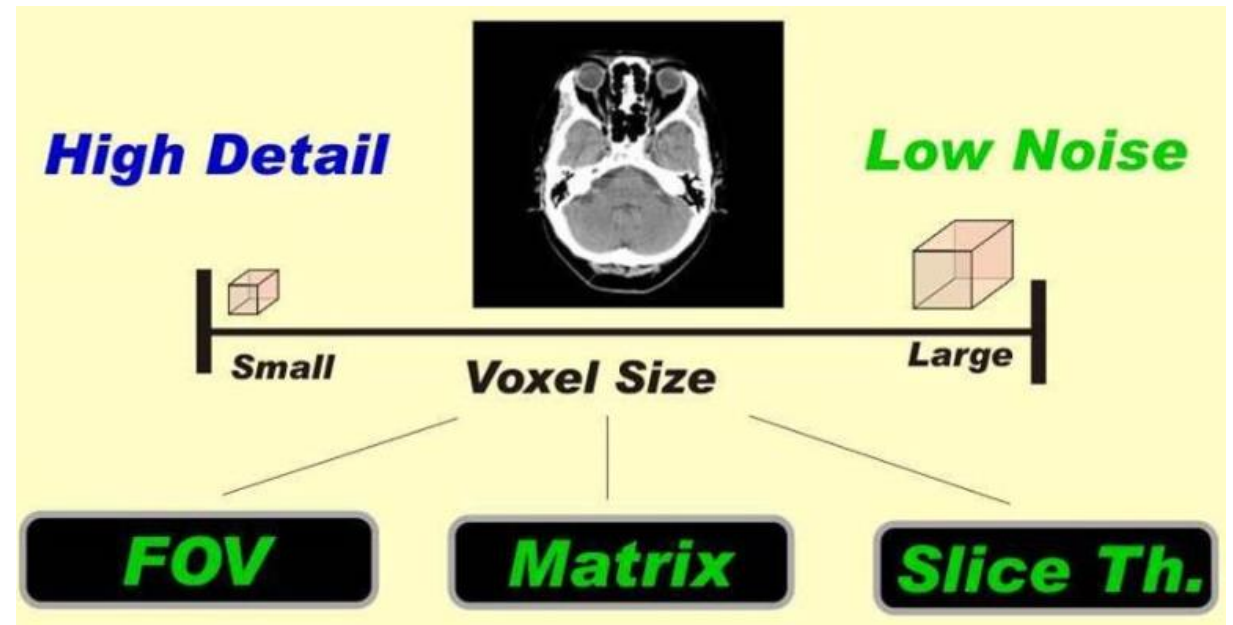
Las fabricantes han tratado de disminuir el tamaño del detector tanto como ha sido posible, actualmente el espesor de corte nominal es de 0.5 mm. Esto tiene un impacto significativo en la resolución espacial.



Tamaño del voxel



En la práctica clínica disminuir el espesor del corte puede introducir más ruido en la imagen. Dependiendo del objetivo diagnóstico puede ser necesario modificarlo para la misma región anatómica.

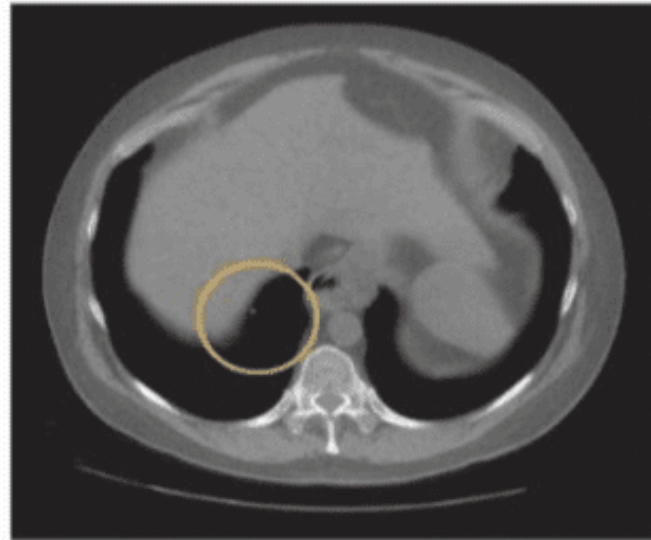


Tamaño del voxel

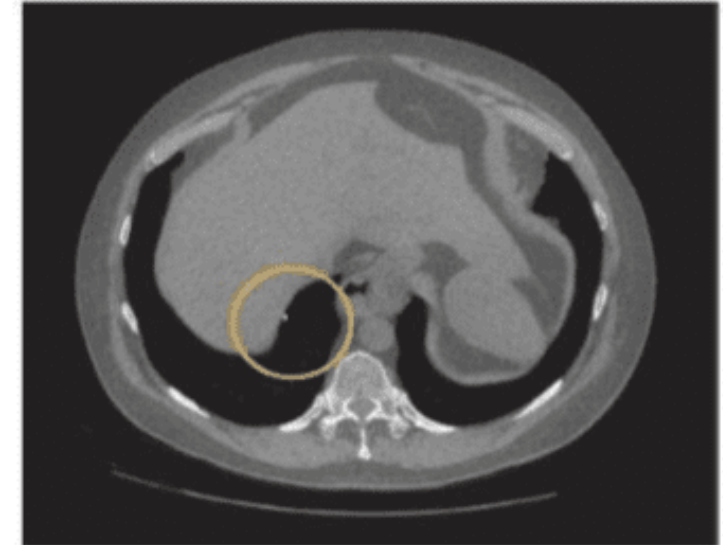


En la práctica clínica disminuir el espesor del corte puede introducir más ruido en la imagen. Dependiendo del objetivo diagnóstico puede ser necesario modificarlo para la misma región anatómica.

5-mm section thickness



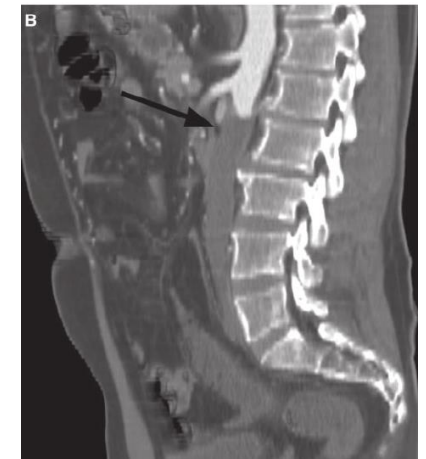
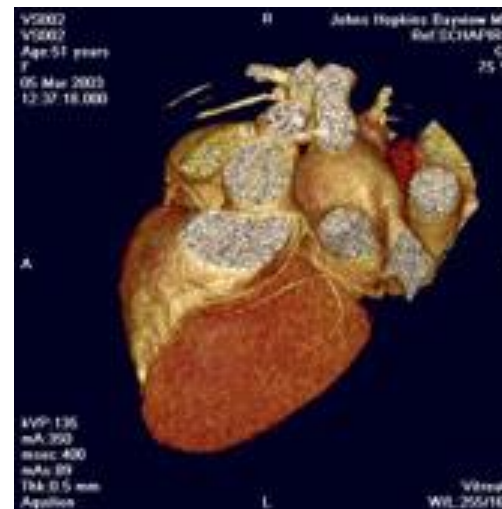
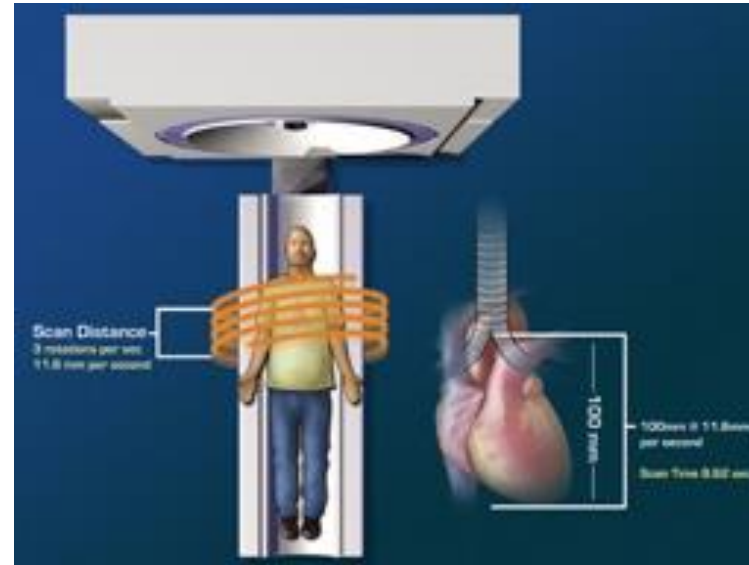
1.25-mm section thickness



Tomografía multicorte



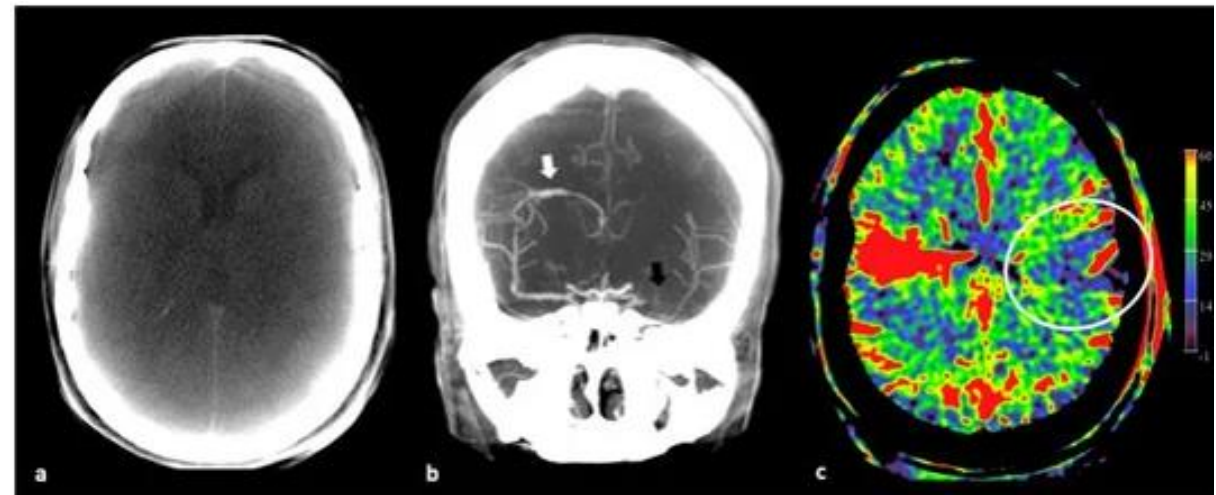
- Angiografía con TC
- Perfusión
- TC cardíaca
- TC espectral



Tomografía multicorte



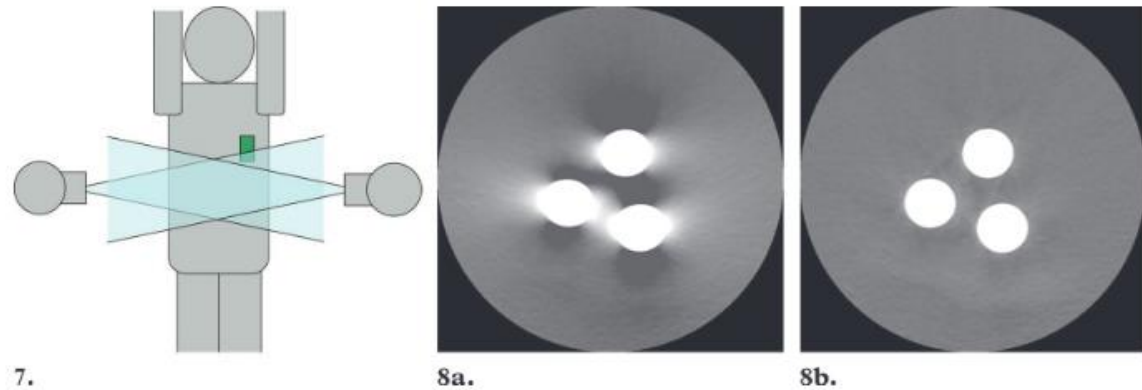
- Angiografía con TC
- Perfusión
- TC cardíaca
- TC espectral



Artefactos en tomografía multicorte



Por la geometría de exploración se pueden presentar artefactos por falta de información en algunas proyecciones. Además, se puede tener zonas anatómicas expuestas que no están incluidas en el estudio.



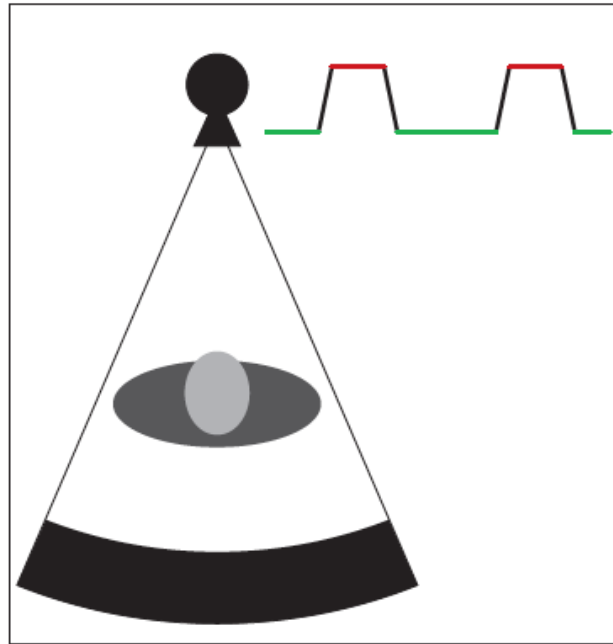
7.

8a.

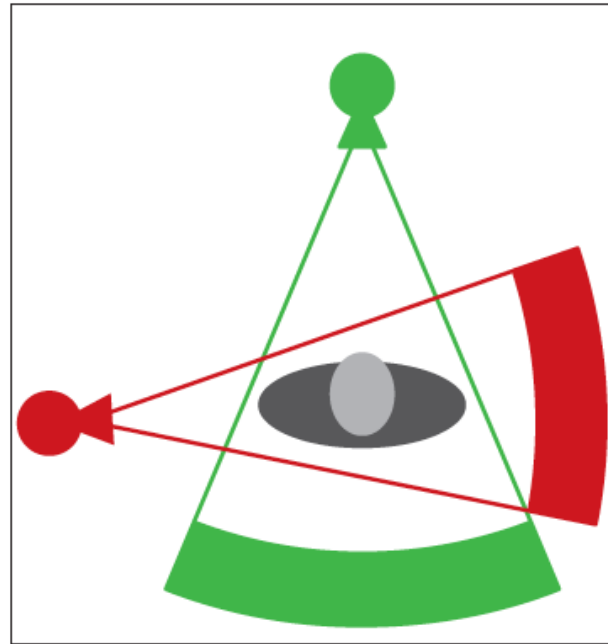
8b.

Figures 7, 8. (7) Mechanism of partial volume artifacts, which occur when a dense object lying off-center protrudes part of the way into the x-ray beam. (8) CT images of three 12-mm-diameter acrylic rods supported in air parallel to and approximately 15 cm from the scanner axis. (a) Image obtained with the rods partially intruded into the section width shows partial volume artifacts. (b) Image obtained with the rods fully intruded into the section width shows no partial volume artifacts.

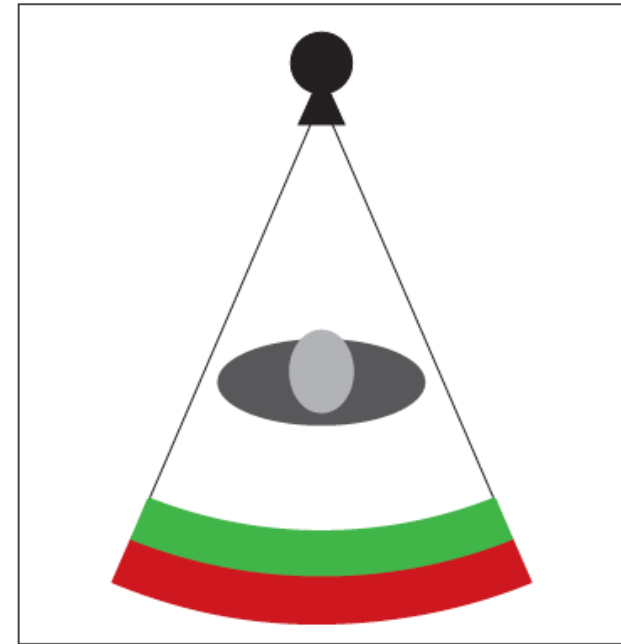
Tomografía energía dual



A



B



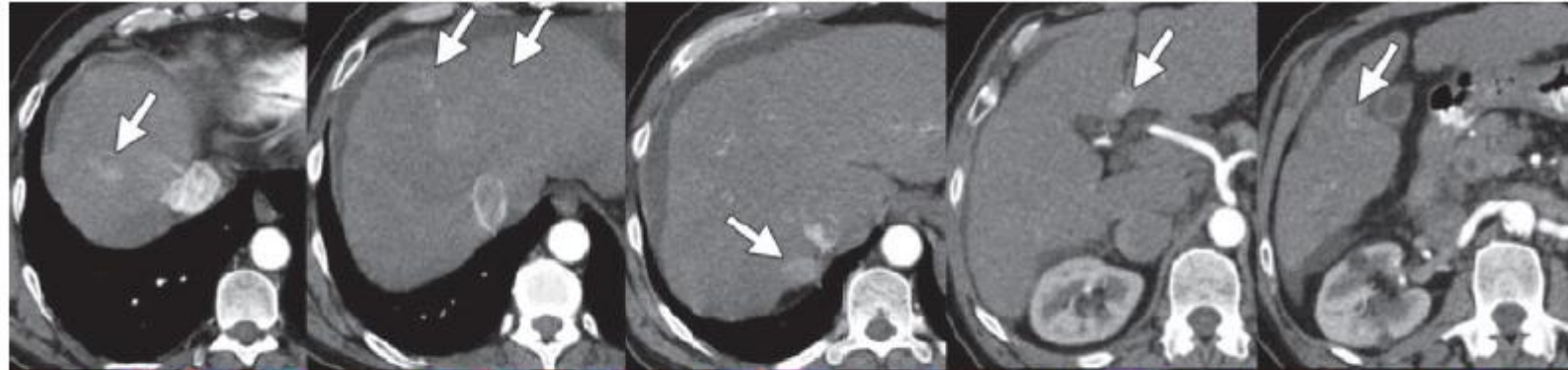
C

Diferentes configuraciones,
aplicaciones en oncología. En
Colombia solo 2 instalados.

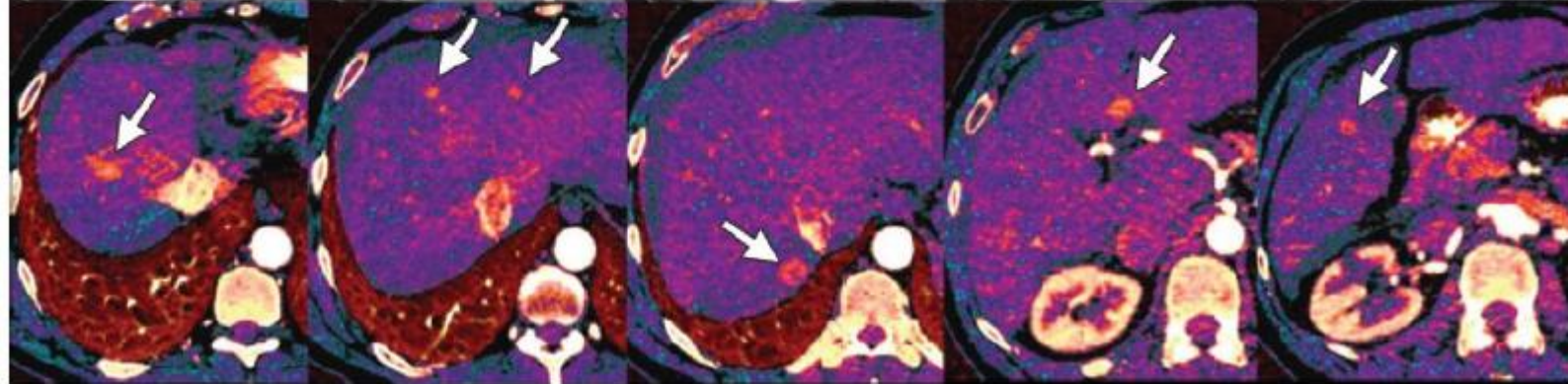
Tomografía energía dual



Contrast-enhanced CT

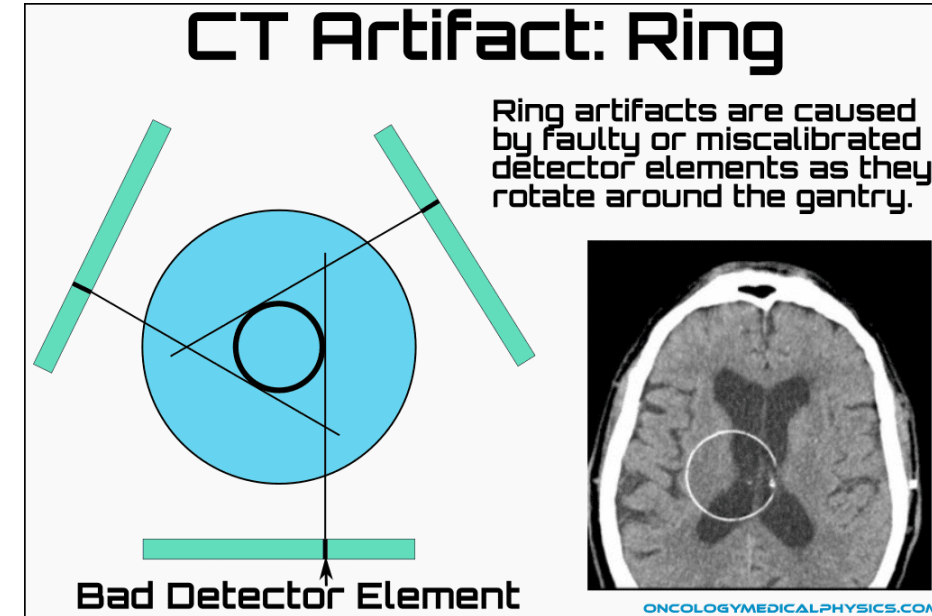
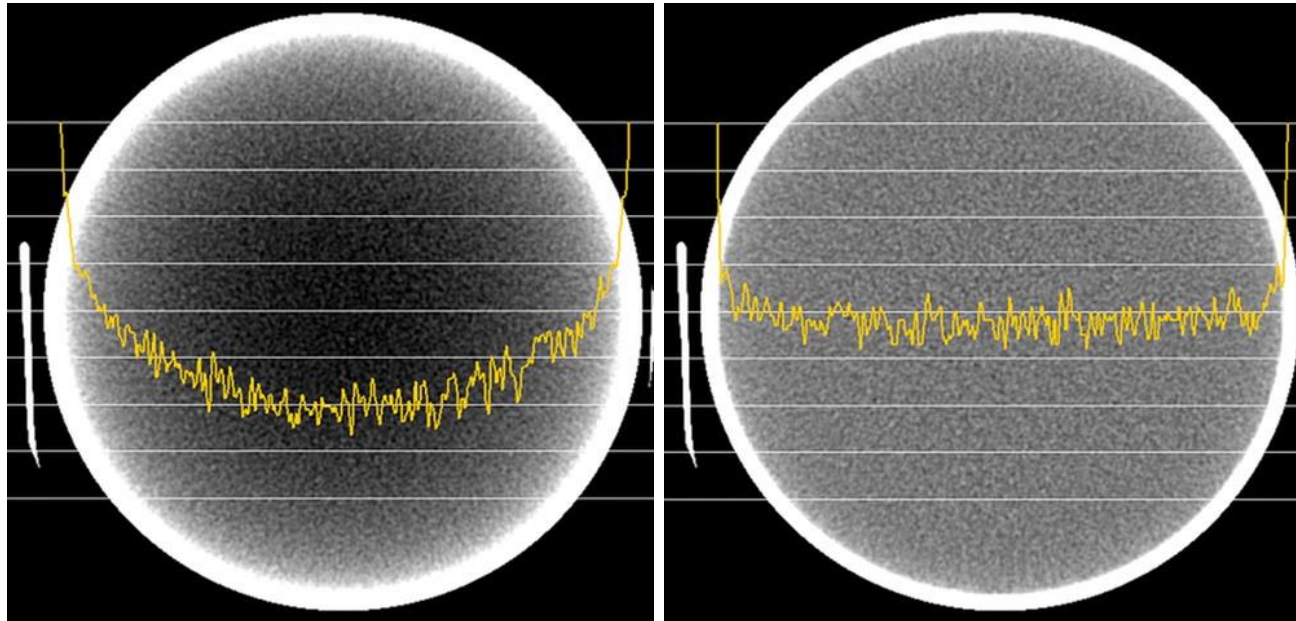


Iodine images



Diferentes configuraciones, aplicaciones en oncología. En Colombia solo 2 instalados.

Control de calidad en TC



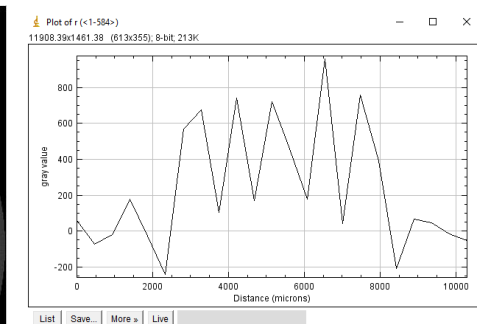
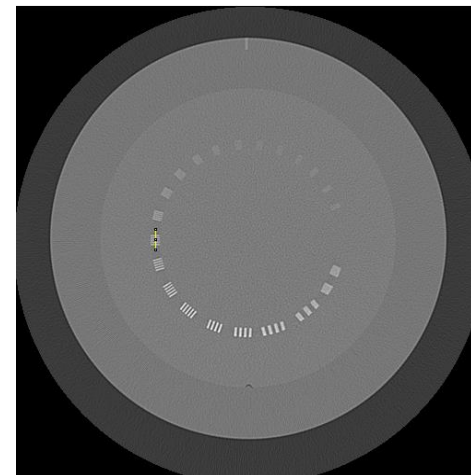
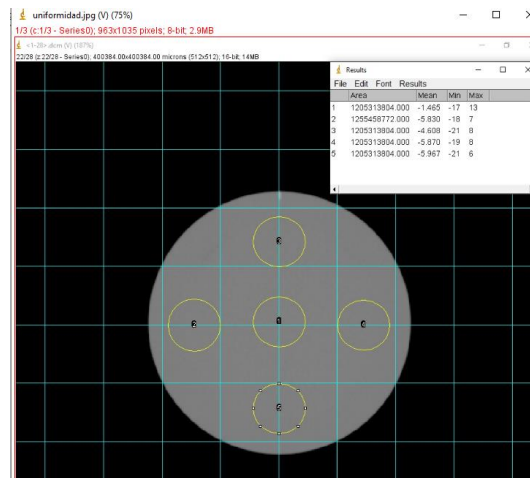
Comparación entre una imagen que no ofrece uniformidad y otra que si lo hace. La uniformidad se garantiza mediante correcciones. Para CT generalmente se realiza calibración en aire.

Artificio de anillo por falla de un detector o error de calibración.

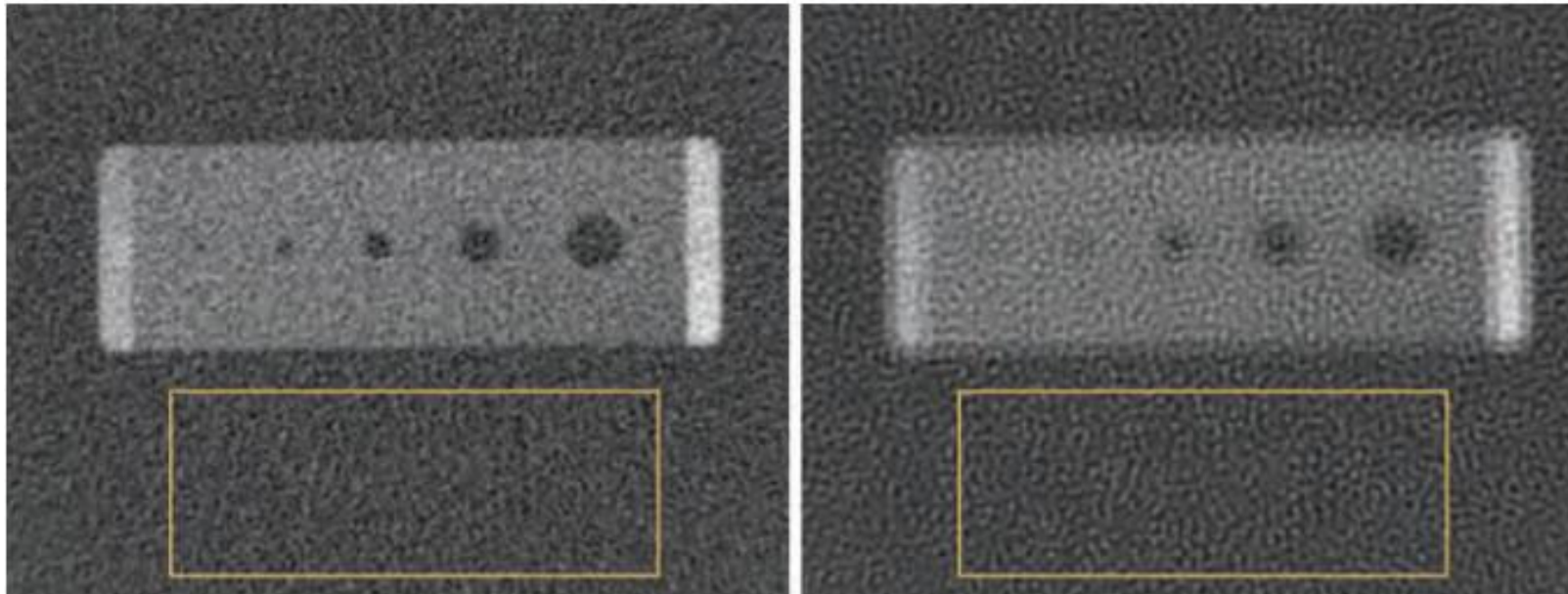
Control de calidad en TC



Phantom CATPHAN

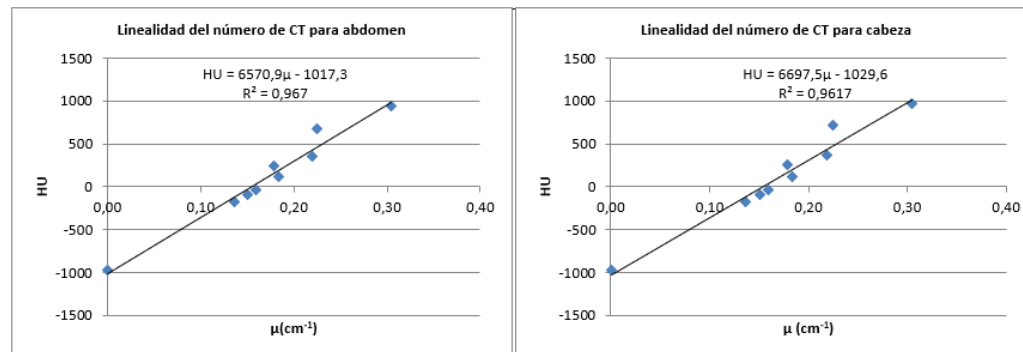
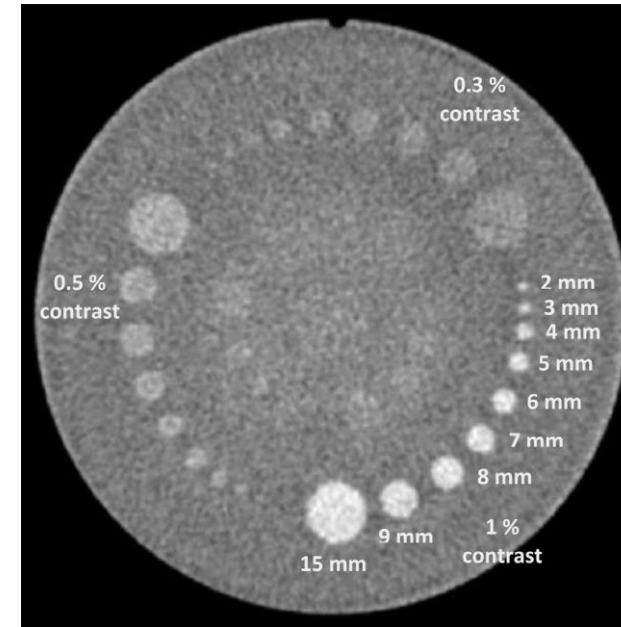
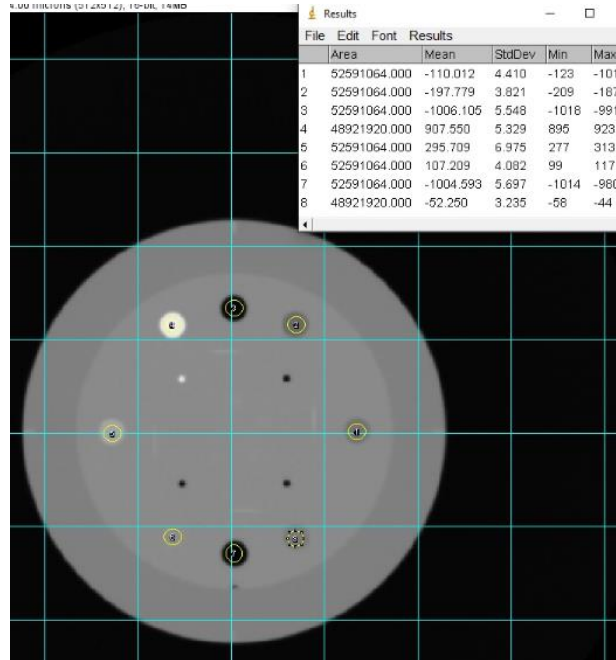


Evaluación del ruido



Sistemas con el mismo ruido (varianza) pero la textura del ruido cambia (NPS). Necesario evaluar en procesos de optimización

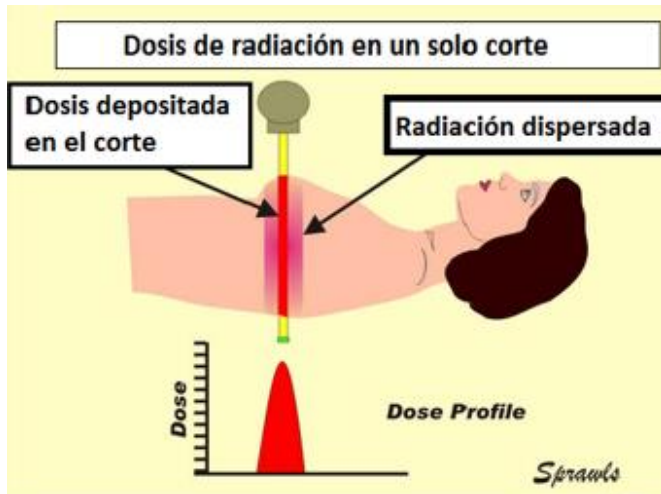
Control de calidad en TC



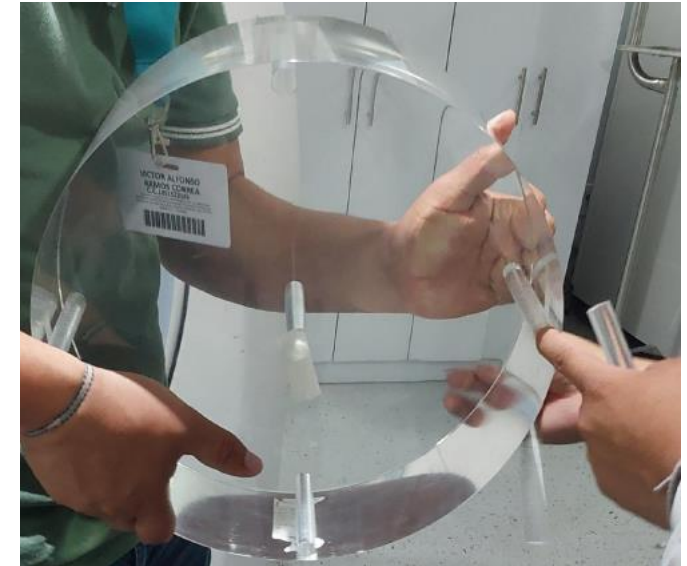
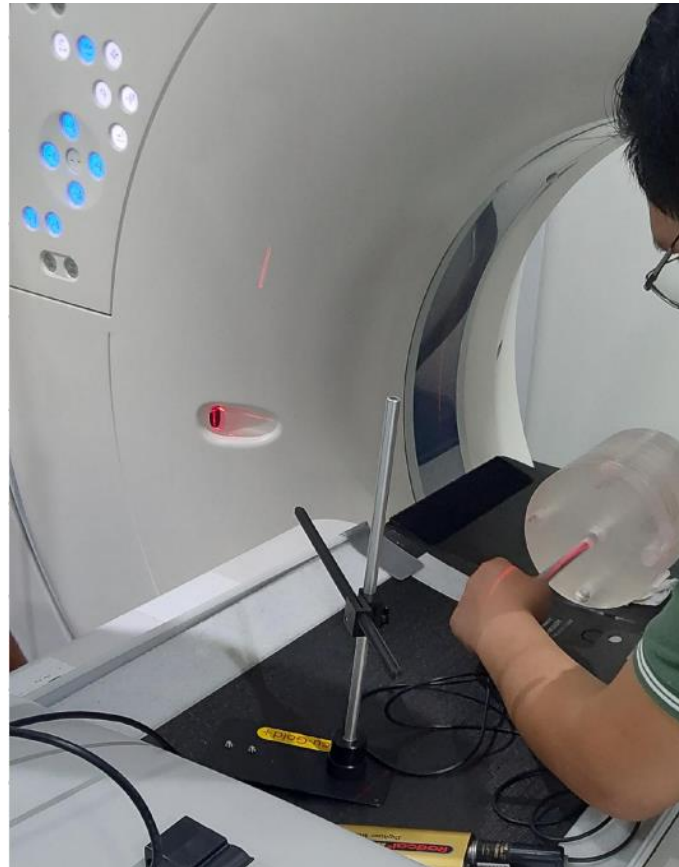
Escala de HU

Bajo contraste. ¿Modelos de Observador?

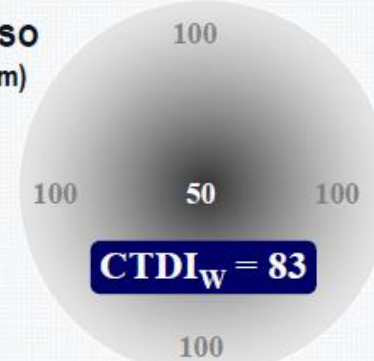
Control de calidad en TC



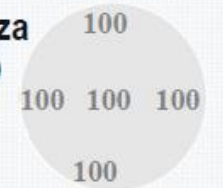
$$CTDI_{100} = \frac{1}{NT} \int_{-50}^{+50} D(z) dz$$



Torso
(32 cm)



Cabeza
(16 cm)



Medida con cámara de ionización tipo lápiz (10 cm de longitud). Mínimo valor de tasa de dosis registrable 20 nGy/s.

Optimización en TC

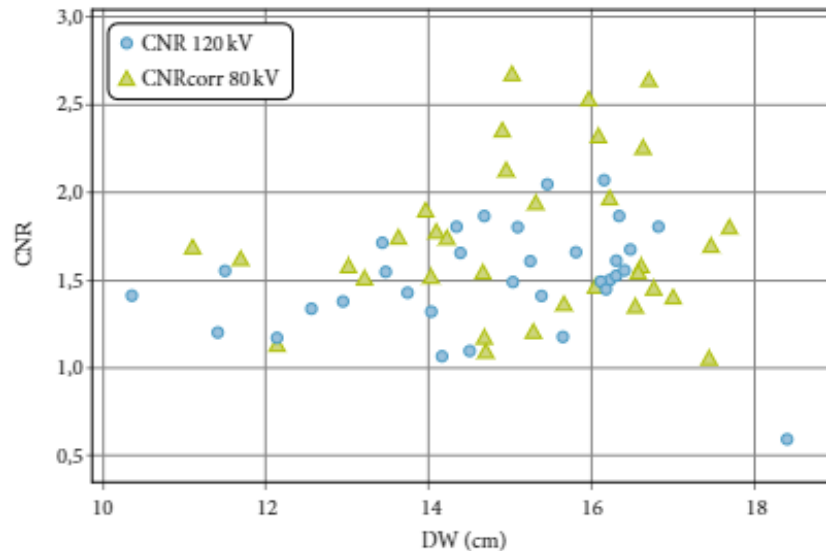
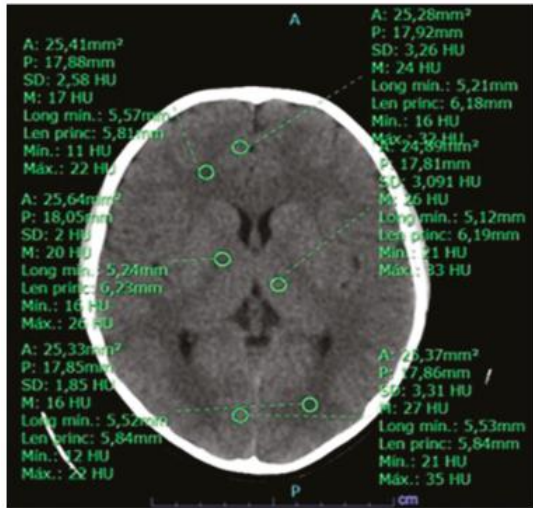
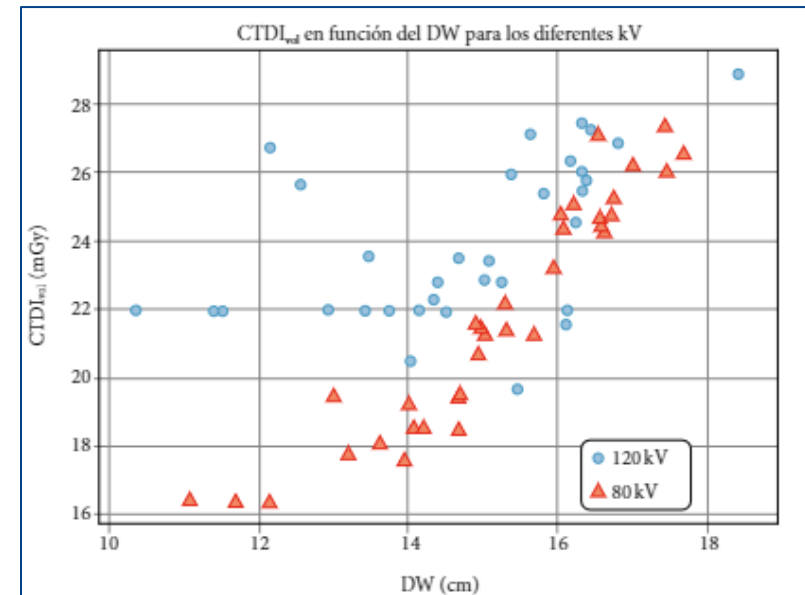


Tabla 2. Resultados de frecuencias absolutas para la valoración de estudios por parte de los dos radiólogos

Variable	Clasificación en la escala	80 kV		120 kV	
		R1	R2	R1	R2
Ruido	Alto	5	11	1	12
	Óptimo	5	9	17	12
	Bajo	23	13	15	9
Resolución espacial	Muy buena	20	18	19	9
	Aceptable	13	12	14	17
	Baja	0	3	0	7
Aceptabilidad diagnóstica	Completamente aceptable	13	13	14	12
	Aceptable	11	15	16	15
	Aceptable con limitaciones	9	4	3	6
	Inaceptable	0	1	0	0



Análisis cuantitativo y cualitativo de la calidad de imagen. Pobre correlación entre radiólogos.

PREGUNTAS

GRACIAS