

CALIDAD Y SEGURIDAD EN DIAGNOSTICO POR LA IMAGEN

M.^a Luisa Chapel Gómez
Jefe de Servicio de Radiofísica
Hospital Universitario de Toledo

“El objetivo de la imagen radiológica es obtener imágenes que aporten la máxima visibilidad de la estructura anatómica y de los signos de enfermedad sin someter al paciente a una exposición innecesaria a la radiación”



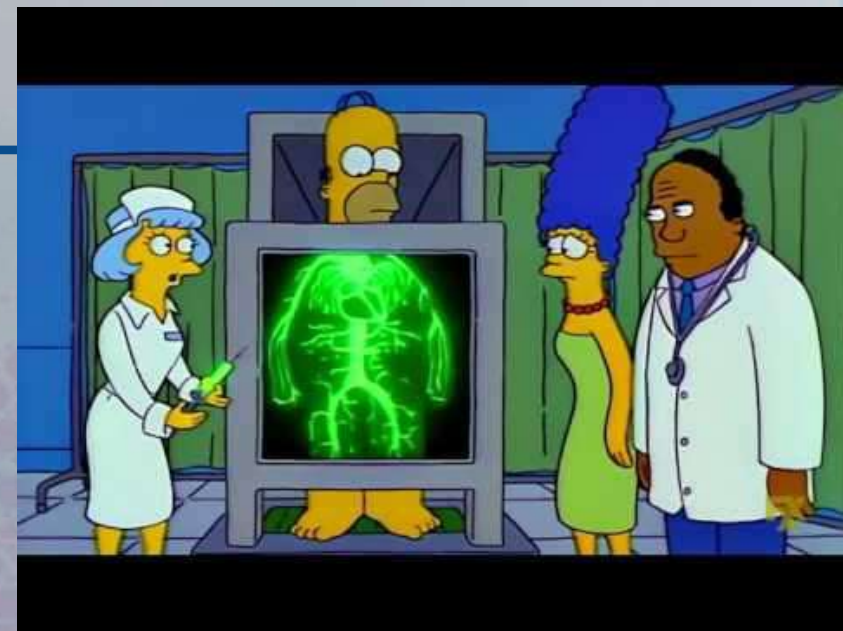
IMAGEN RADIOLOGICA

Alto contraste y Alta relación señal-ruido

(fotones de baja energía)

Mantener la dosis baja

(fotones de alta energía)



ESPECTROS DE RAYOS X

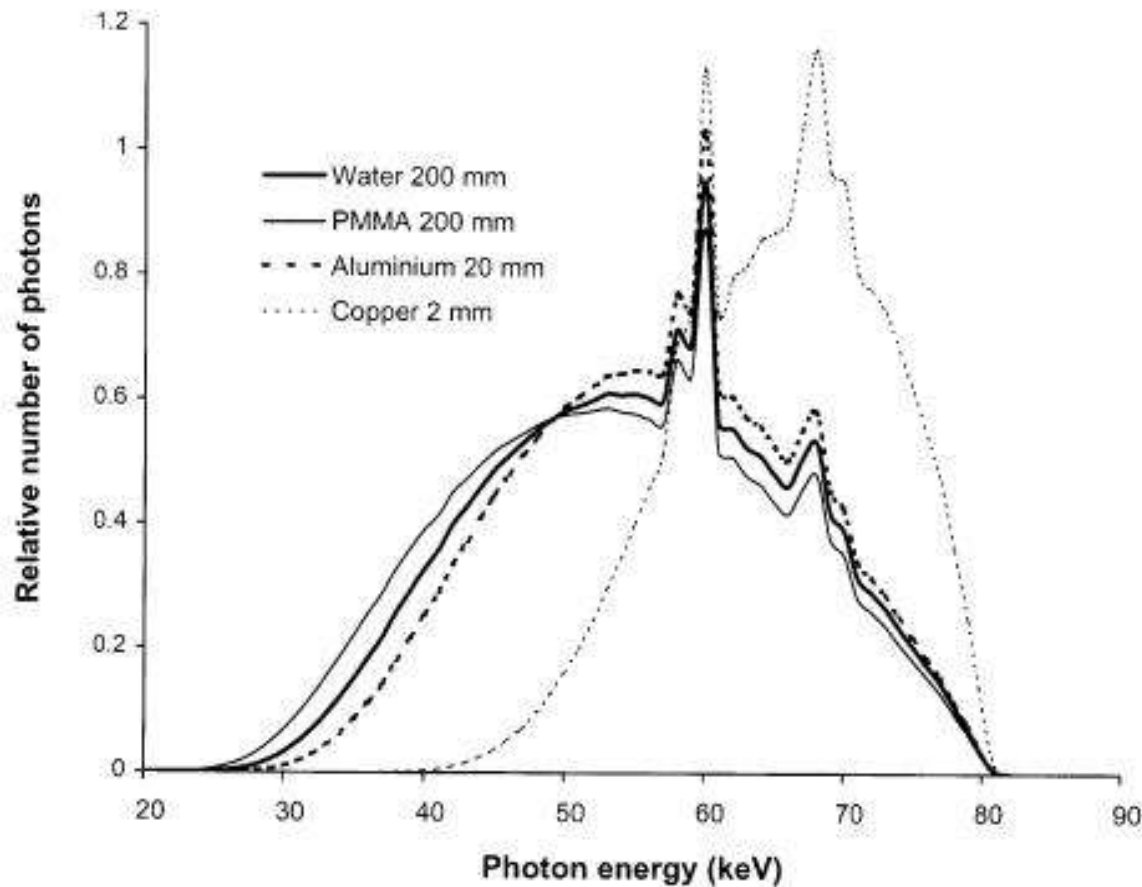
Las distribuciones de rayos X influyen en su penetración a través de los tejidos y por tanto en el contraste de las imágenes.

Impacto en la dosis y en la calidad de la imagen

Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice

Radiation quality	Radiation origin	Material of an additional filter	Application
RQR	Radiation beam emerging from X ray assembly	No phantom	General radiography, fluoroscopy and dental applications (measurements free in air)
RQA	Radiation beam with an added filter	Aluminium	Measurements behind the patient (on the image intensifier)
RQT	Radiation beam with an added filter	Copper	CT applications (measurements free in air)
RQR-M	Radiation beam emerging from X ray assembly	No phantom	Mammography applications (measurements free in air)
RQA-M	Radiation beam with an added filter	Aluminium	Mammography studies

CALIDAD DEL HAZ (RQ)



Martin C. Optimization in general radiography. Biomedical Imaging and Intervention Journal. 2007 Apr;3(2):e18. DOI: 10.2349/bij.3.2.e18.

Radiation quality	X ray tube voltage (kV)	Added filtration (mm Al)	Nominal first HVL (mm Al)
RQA 2	40	4	2.2
RQA 3	50	10	3.8
RQA 4	60	16	5.4
RQA 5*	70	21	6.8
RQA 6	80	26	8.2
RQA 7	90	30	9.2
RQA 8	100	34	10.1
RQA 9	120	40	11.6
RQA 10	150	45	13.3

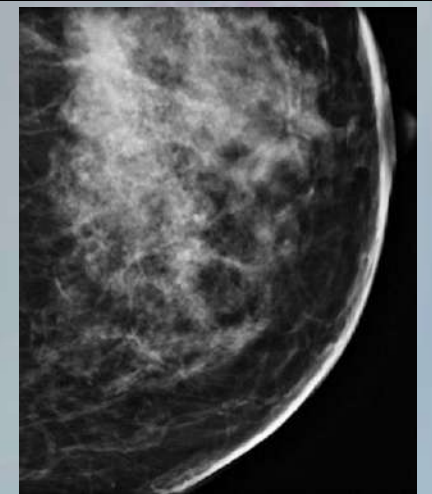
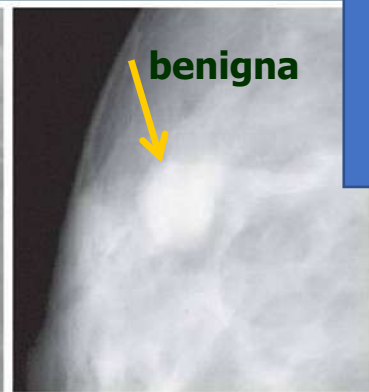
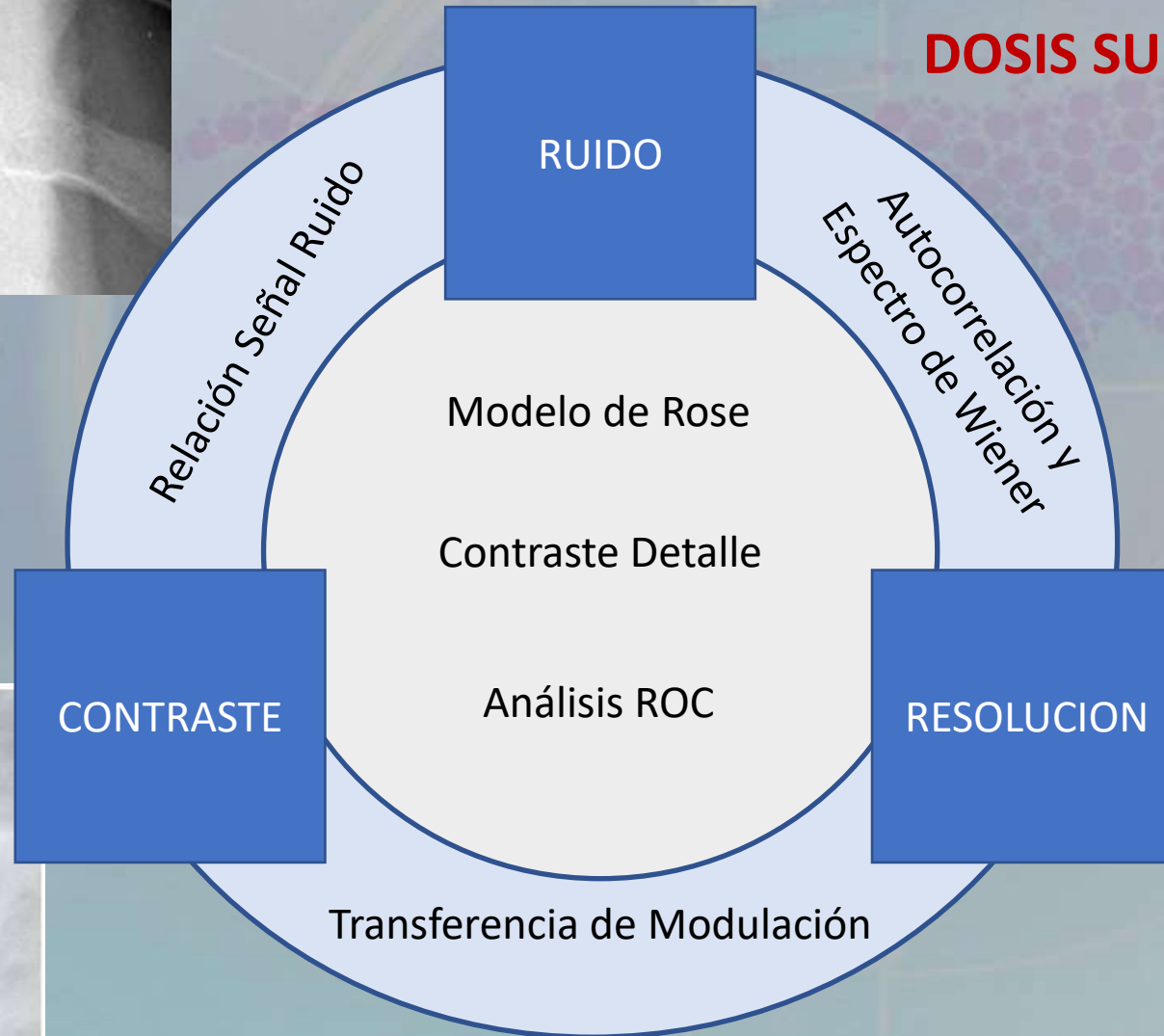
* This value is generally selected as the reference radiation quality for attenuated beams for general radiography applications.



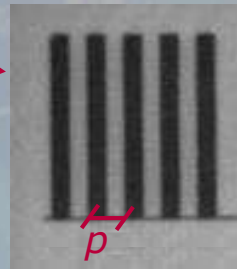
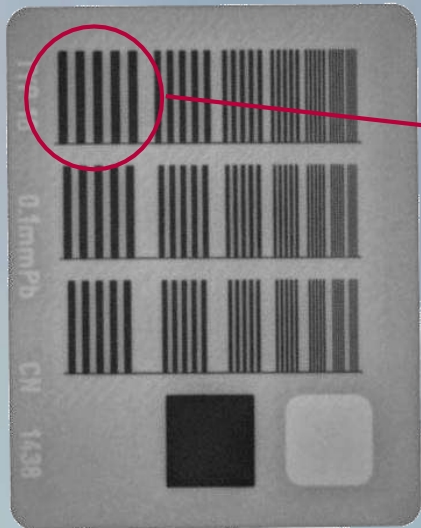
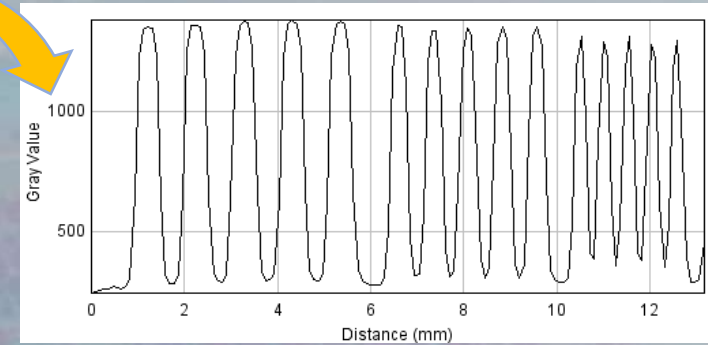
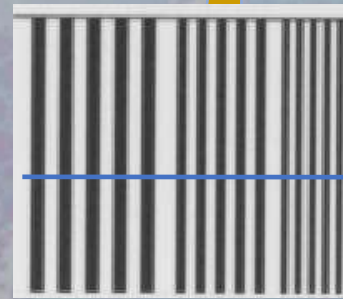
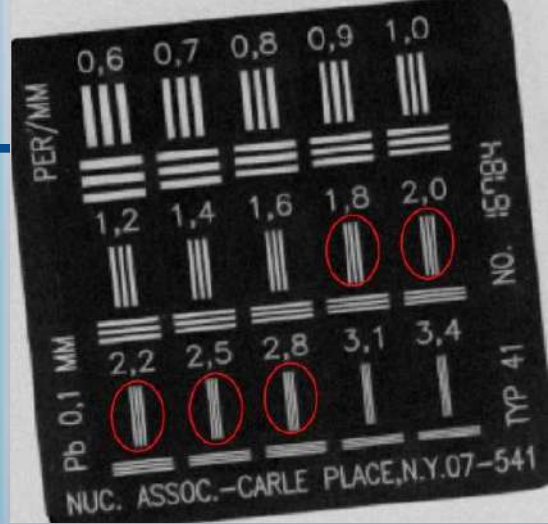
METRICAS DE CALIDAD DE IMAGEN



DOSIS SUFICIENTE Y NECESARIA

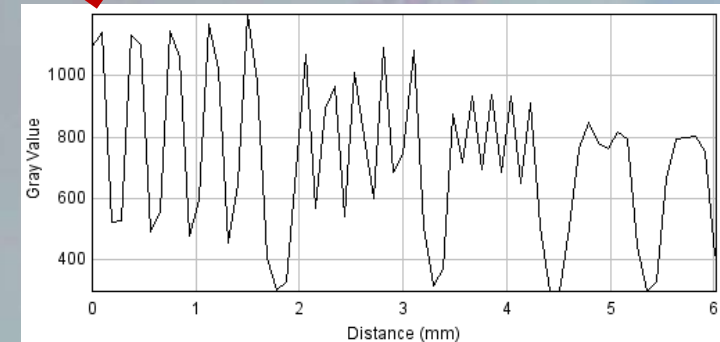
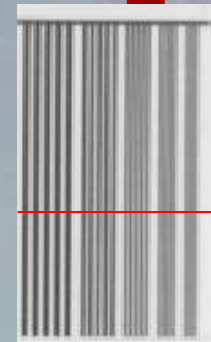


RESOLUCIÓN ESPACIAL



periodo: p

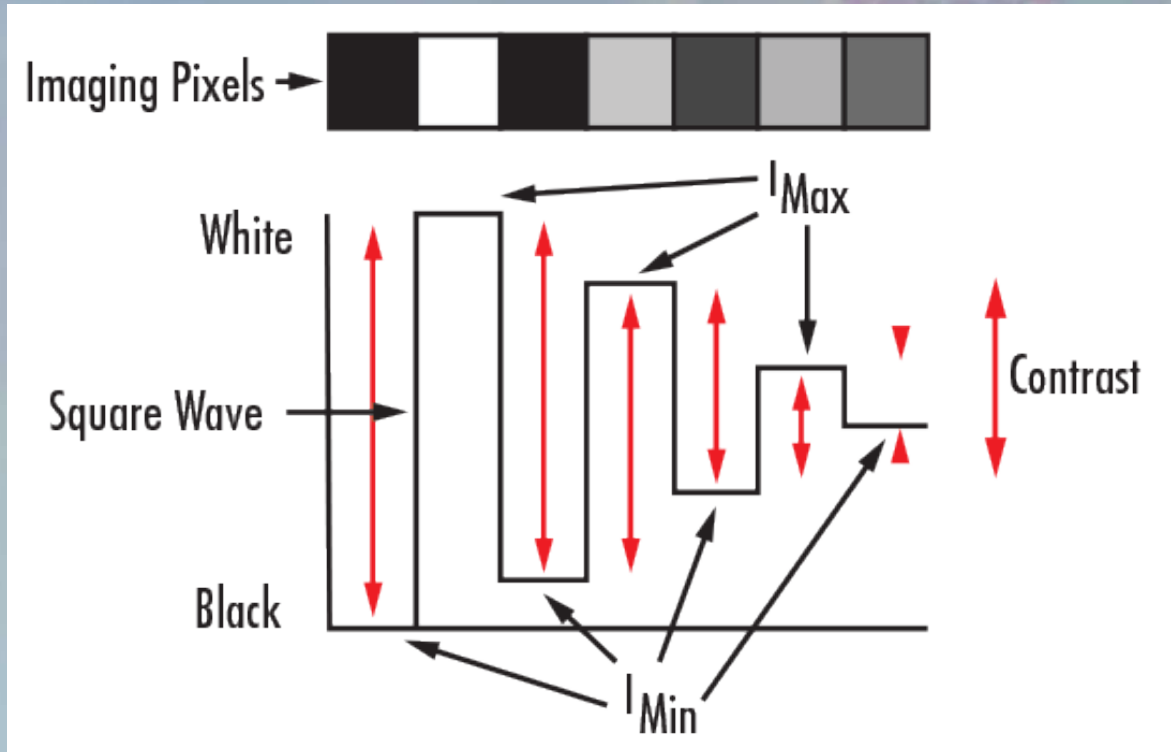
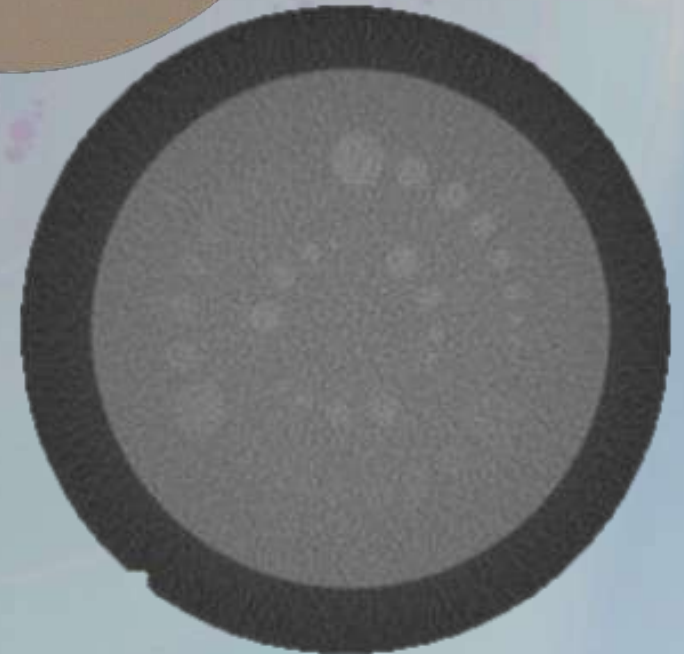
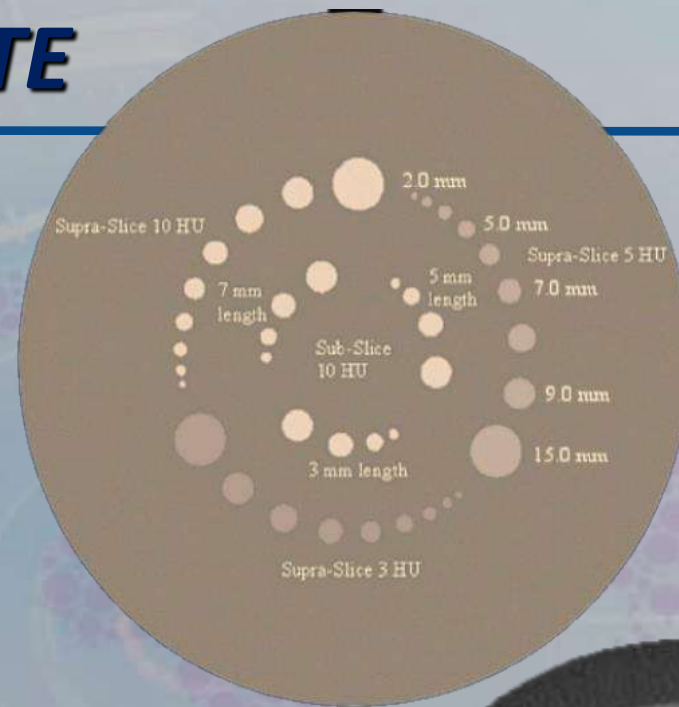
frecuencia espacial: $f=1/p$



límite de resolución a alto contraste

CONTRASTE

$$\%Contraste = \frac{I_{Max} - I_{min}}{I_{Max} + I_{min}}$$



RUIDO

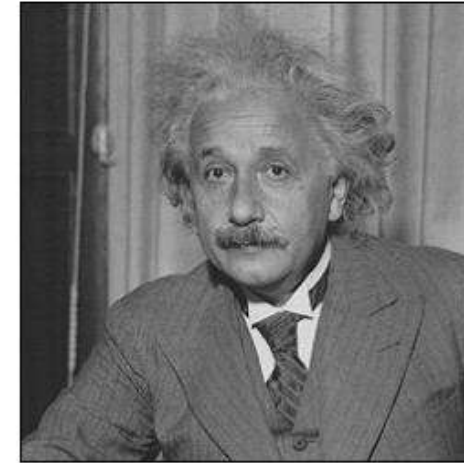
“Todo aquello que no nos permite ver los detalles”

Incertidumbre o imprecisión en el registro de una señal

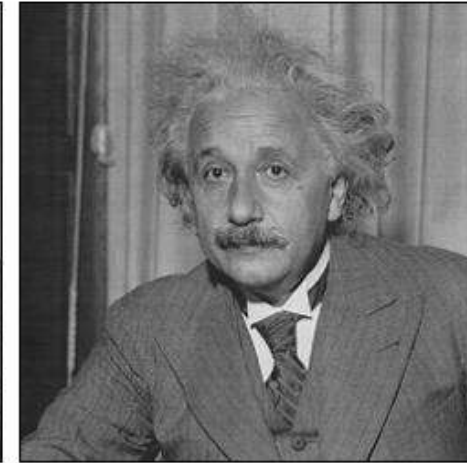
Ruido \approx fluctuaciones locales



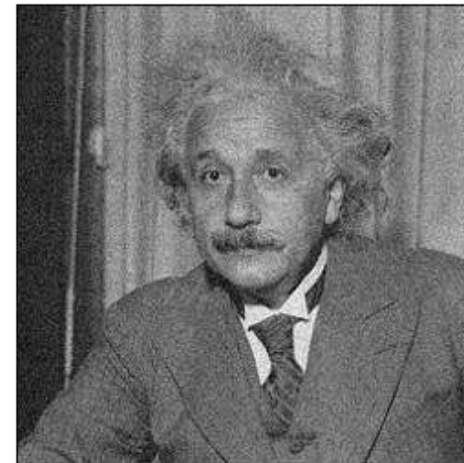
Review Article - Imaging in Medicine (2012) Volume 4, Issue 2
CT artifacts: causes and reduction techniques
F Edward Boas & Dominik Fleischmann*



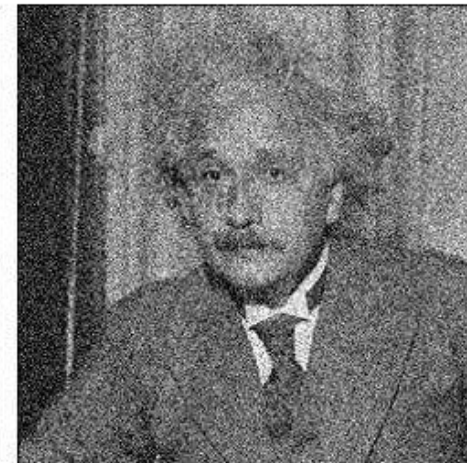
Original



Watermarked



Noise Variance = 100



Noise Variance = 1000

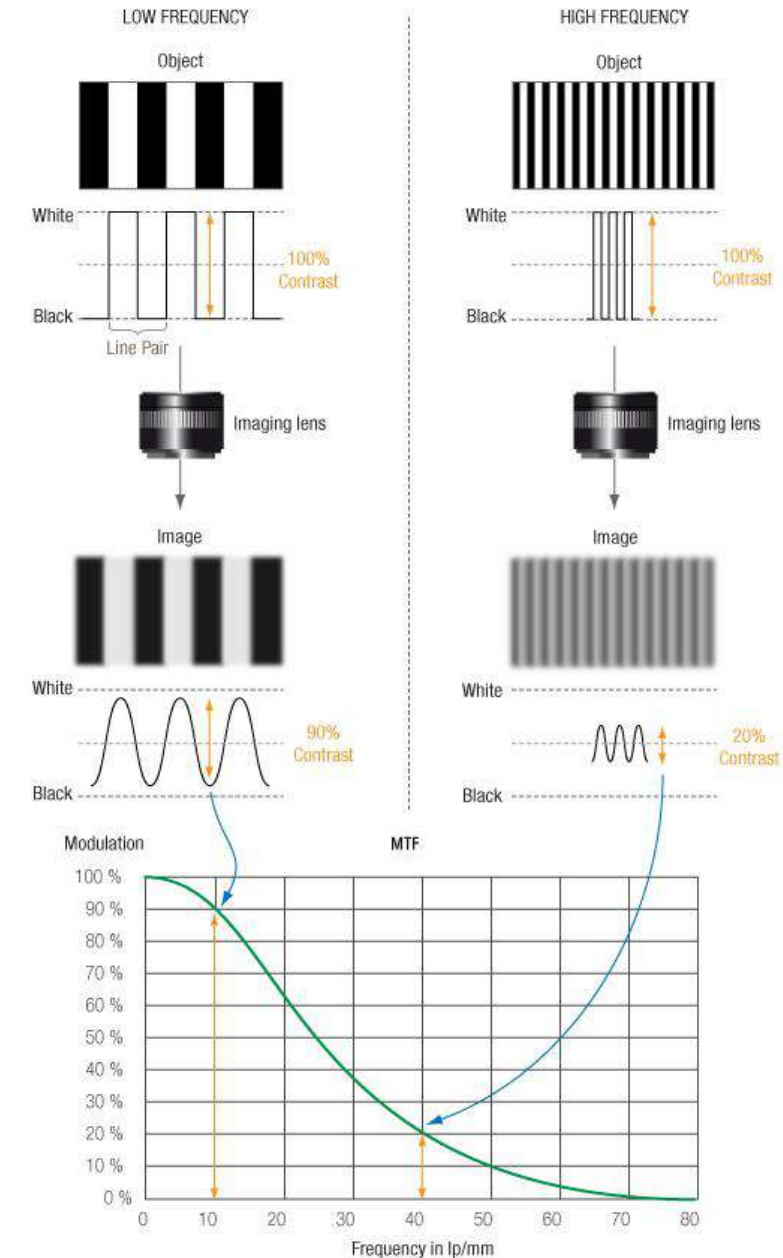
FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA DE MODULACIÓN

La MTF describe como se transfiere la amplitud del contraste en función de su frecuencia espacial

La MTF describe el contraste de la imagen relativo al contraste del objeto pero tiene en cuenta su tamaño.

Mayor MTF a altas frecuencias, mayor definición de los detalles en la imagen

Cuantifica la degradación del contraste de un Sistema como función de su frecuencia espacial

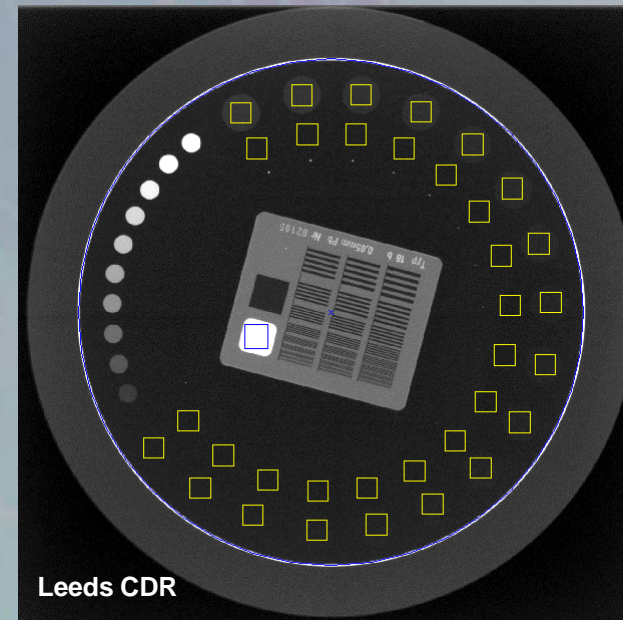
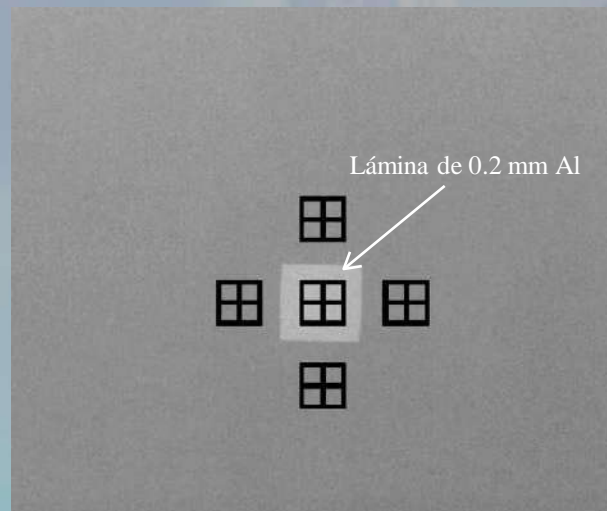


RELACION SEÑAL-RUIDO (RSR), RELACION CONTRASTE-RUIDO (RCR)

Medidas cuantitativas simples

$$RSR = \frac{\langle VMP_{señal} \rangle}{\sigma_{señal}}$$

$$RCR = \frac{|VMP_{señal} - VMP_{Fondo}|}{\sqrt{\frac{\sigma_{señal}^2 + \sigma_{Fondo}^2}{2}}}$$



ESPECTRO DE WIENER

NPS (Espectro de Potencia de Ruido, Espectro de Wiener)

Transformada de Fourier de la función de autocorrelación de la señal

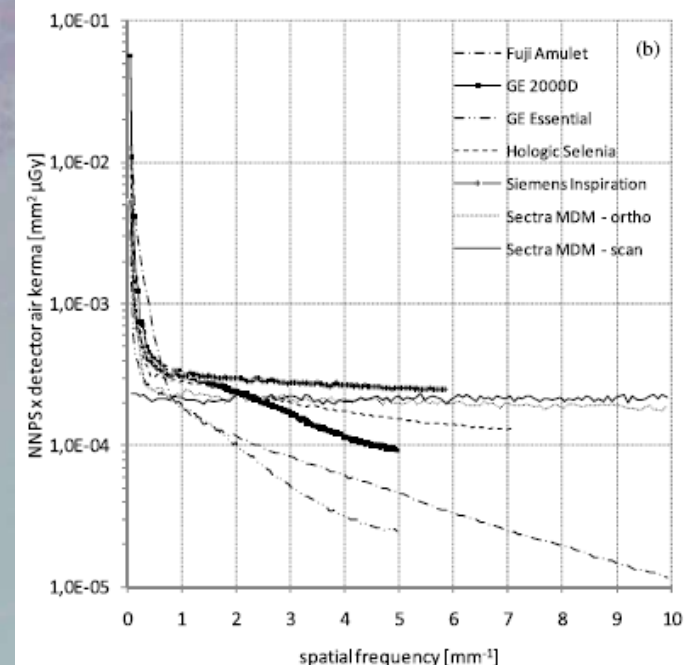
NNPS (Espectro de Ruido Normalizado)

Caracteriza la transferencia de ruido del sistema

$$NNPS = \frac{NPS}{K^2}$$

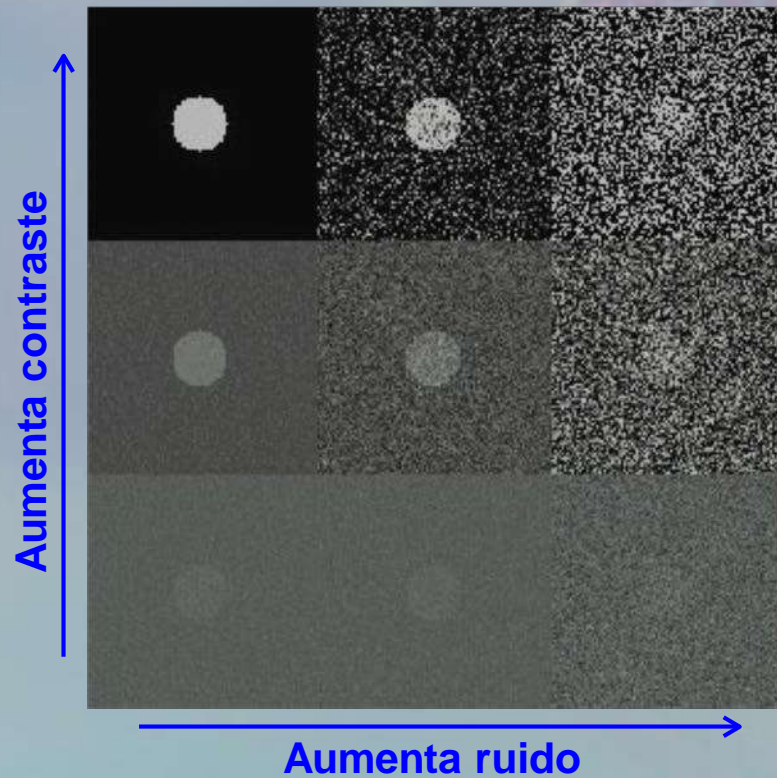
K: kerma en aire a la entrada del detector

$$NNPS_T = NNPS_{EL} + NNPS_Q + NNPS_{ES}$$



MODELO DE ROSE

Un contraste alto no garantiza una mayor discriminación de la señal en presencia de ruido



Rose (1948)

$$RSR^2 = C^2 N = C^2 \Phi A$$

C : Contraste del objeto

N : Numero de fotones utilizados

A : Área del objeto (Tamaño)

ϕ : Fluencia

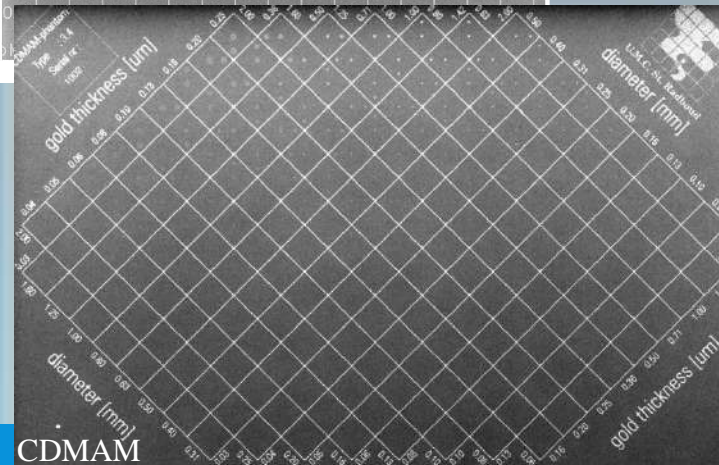
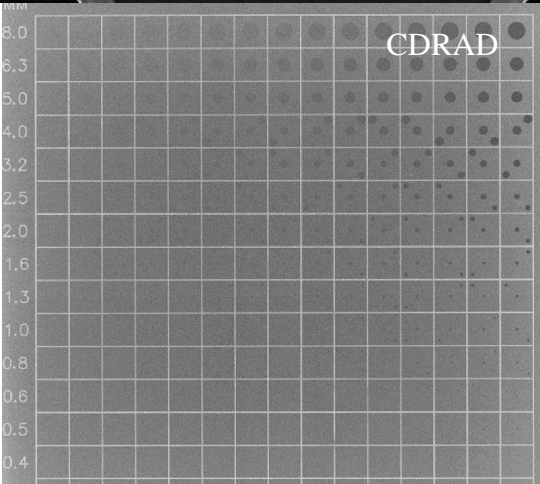
RSR : Relación señal-ruido

ANALISIS DE CONTRASTE DETALLE

Medida "subjetiva"

Mínimo estímulo (contraste) que percibimos

Se usan maniqués geométricos simples



VENTAJAS

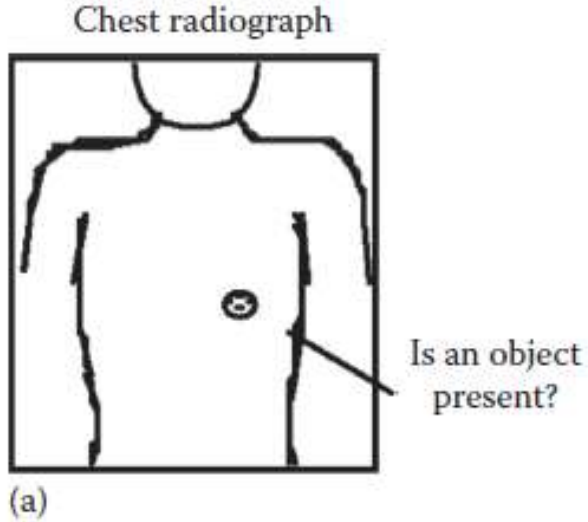
- 👍 Está pesada de modo natural por los mecanismos de respuesta del observador
- 👍 Evalúa todo el proceso

INCONVENIENTES

- 😞 Poca reproducibilidad
- 😞 Muy dependiente de las condiciones de adquisición y evaluación
- 😞 Sesgos del observador: Memoria, criterio de decisión variable, motivación, ...



MODELOS DE OBSERVADOR



		Is the object really present?	
		Yes	No
Observer says object present	Yes	True positive	False positive
	No	False negative	True negative

$$\text{True-positive fraction} = \frac{\text{Number of correct positive decisions}}{\text{Number of actually positive cases}}$$

$$\text{False-positive fraction} = \frac{\text{Number of incorrect positive decisions}}{\text{Number of actually negative cases}}$$

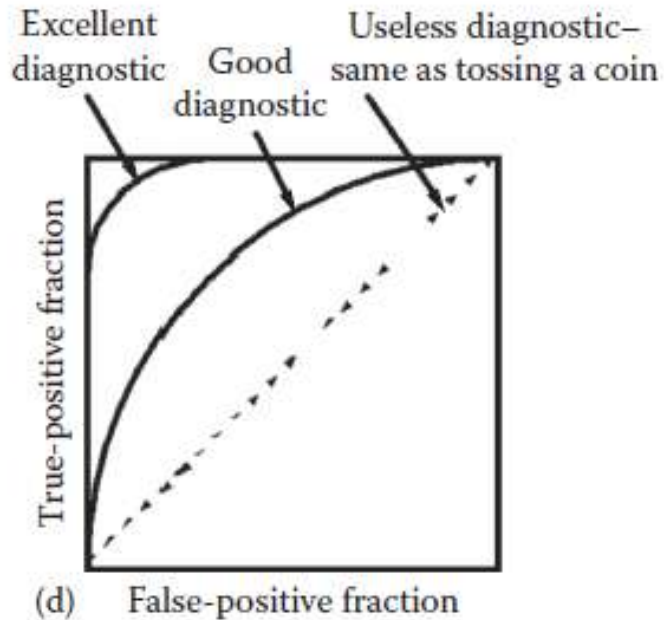
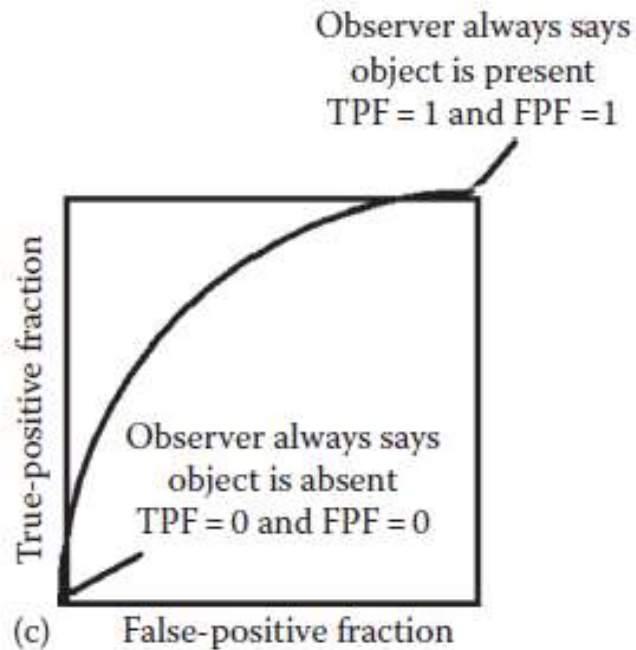
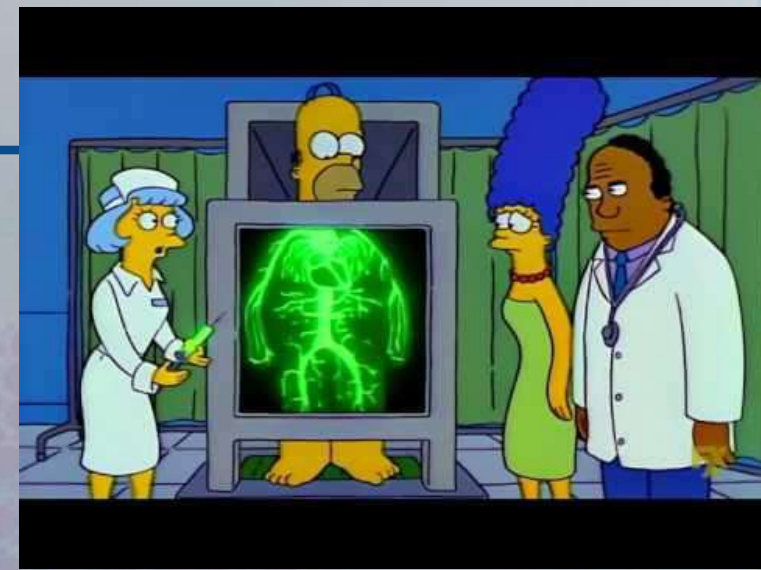


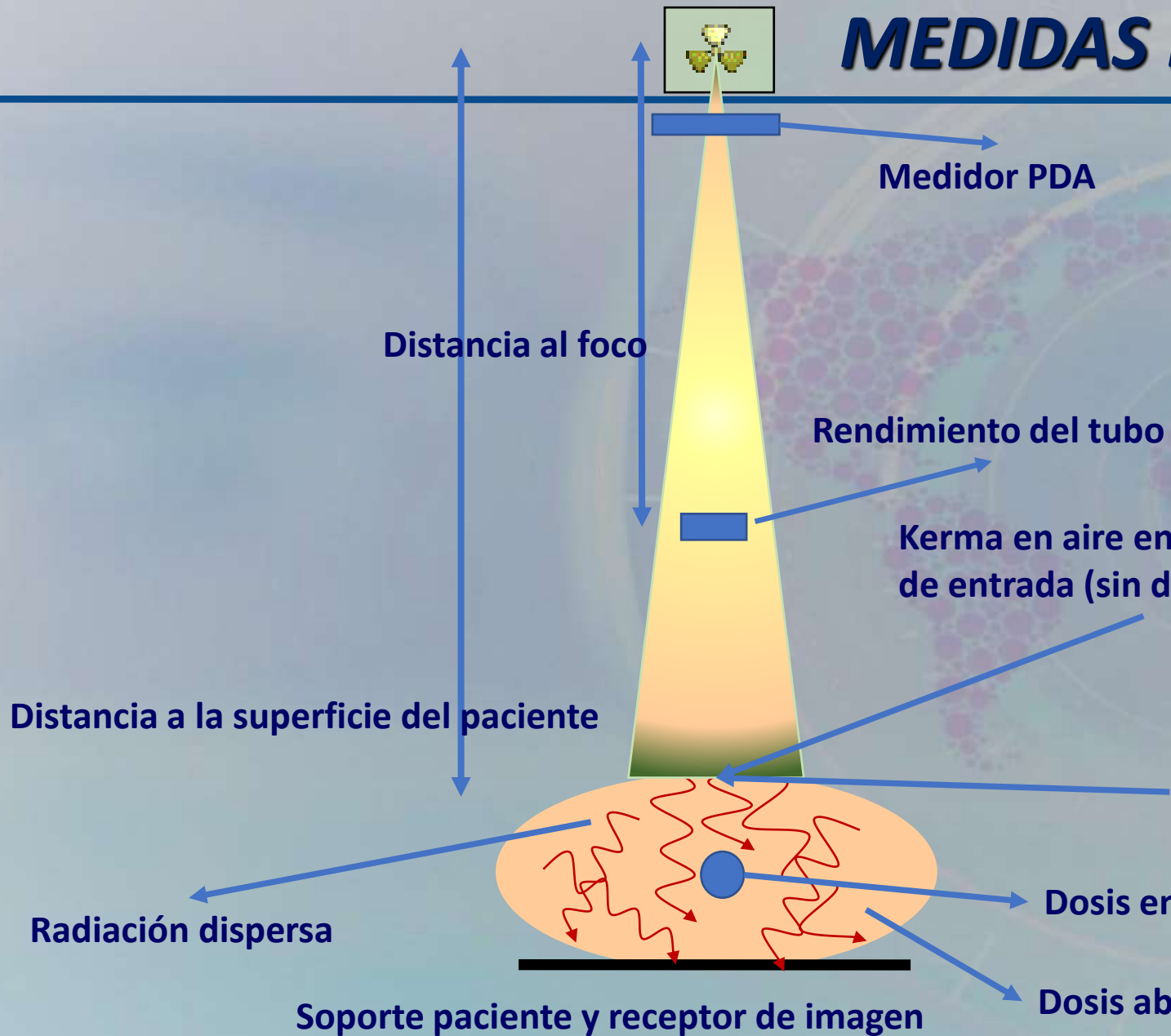
IMAGEN RADIOLOGICA

Alto Resolución, Alto contraste y Alta relación señal-ruido

Mantener la dosis más baja compatible con el proceso



MEDIDAS DE DOSIS



$$R(\mu Gy / mAs) = f(kVp)$$

$$KASE = R(mGy / mAs) \cdot mAs \cdot \left[\frac{f_1}{f_2} \right]^2$$

$$D = KASE \cdot f_r$$

$$DG = KASE \cdot g \cdot c \cdot s$$

METRICAS DE DOSIS

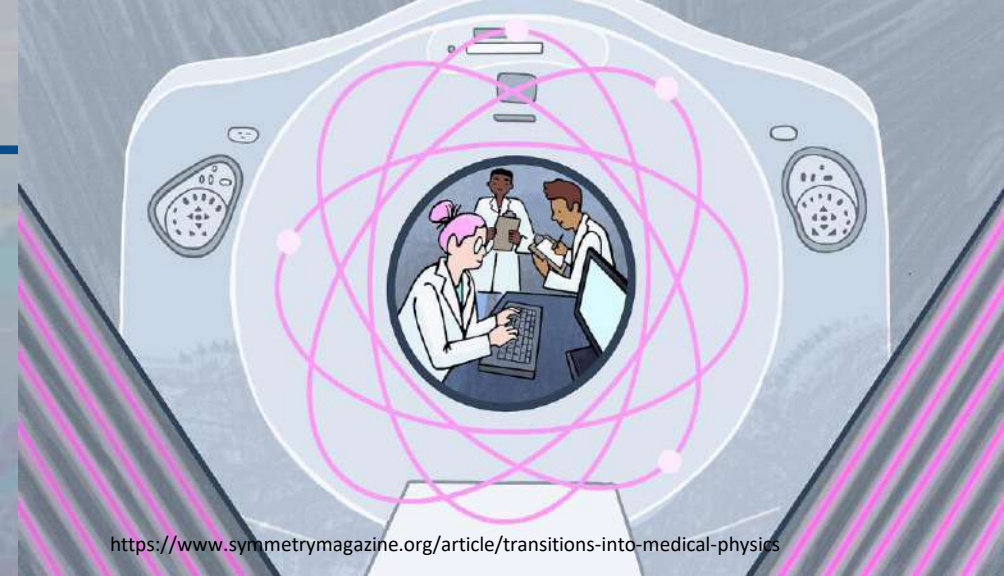
Fácilmente medibles y reproducibles



SON INDICADORES NO VALORES DE DOSIS A PACIENTES INDIVIDUALES

REAL DECRETO 601/2019

sobre justificación y optimización del uso de las radiaciones ionizantes para la protección radiológica de las personas con ocasión de exposiciones médicas.



<https://www.symmetrymagazine.org/article/transitions-into-medical-physics>

5. Antes del primer uso de cada equipo médico-radiológico con fines clínicos, el suministrador, en presencia del especialista en Radiofísica Hospitalaria que preste servicio en el centro sanitario, efectuará las correspondientes pruebas de aceptación, que servirán de base para establecer el estado de referencia inicial. Posteriormente, el especialista en Radiofísica Hospitalaria realizará pruebas de funcionamiento, de forma sistemática y después de cualquier operación de mantenimiento que pueda afectar a la dosis o a la calidad de imagen.

6. Así mismo el especialista en Radiofísica Hospitalaria realizará una validación de los indicadores dosimétricos de los equipos de radiodiagnóstico y radiología intervencionista, con una periodicidad anual y tras intervenciones en los equipos que puedan afectar a la dosis o a la calidad de imagen, así como de la adecuada utilización de las técnicas.

Artículo 6. *Optimización de las exposiciones médicas.*

1. La protección radiológica de las personas sometidas a exposiciones médicas se optimizará con el objetivo de mantener las dosis individuales tan bajas como razonablemente sea posible y será coherente con la finalidad médica de la exposición.

A veces implica subir dosis

Artículo 12. *Responsabilidades específicas del especialista en Radiofísica Hospitalaria en relación con las exposiciones médicas.*

1. Para la aplicación de los requisitos establecidos en este real decreto, en todos los centros y servicios sanitarios en que se utilicen radiaciones ionizantes, un especialista en Radiofísica Hospitalaria actuará o aportará asesoramiento especializado, según proceda, en relación con las materias relativas a la física de la radiación.

2. El especialista en Radiofísica Hospitalaria asumirá la responsabilidad de la dosimetría física y clínica para evaluar la dosis administrada al paciente u otras personas sometidas a exposición médica y asesorará sobre el equipo médico-radiológico.

3. Así mismo, contribuirá en los siguientes aspectos:

a) La optimización de la protección radiológica del paciente y otras personas sometidas a exposición médica, incluidos la aplicación y el uso de niveles de referencia para diagnóstico.

b) La preparación de las especificaciones técnicas del equipo médico-radiológico y del diseño de la instalación.

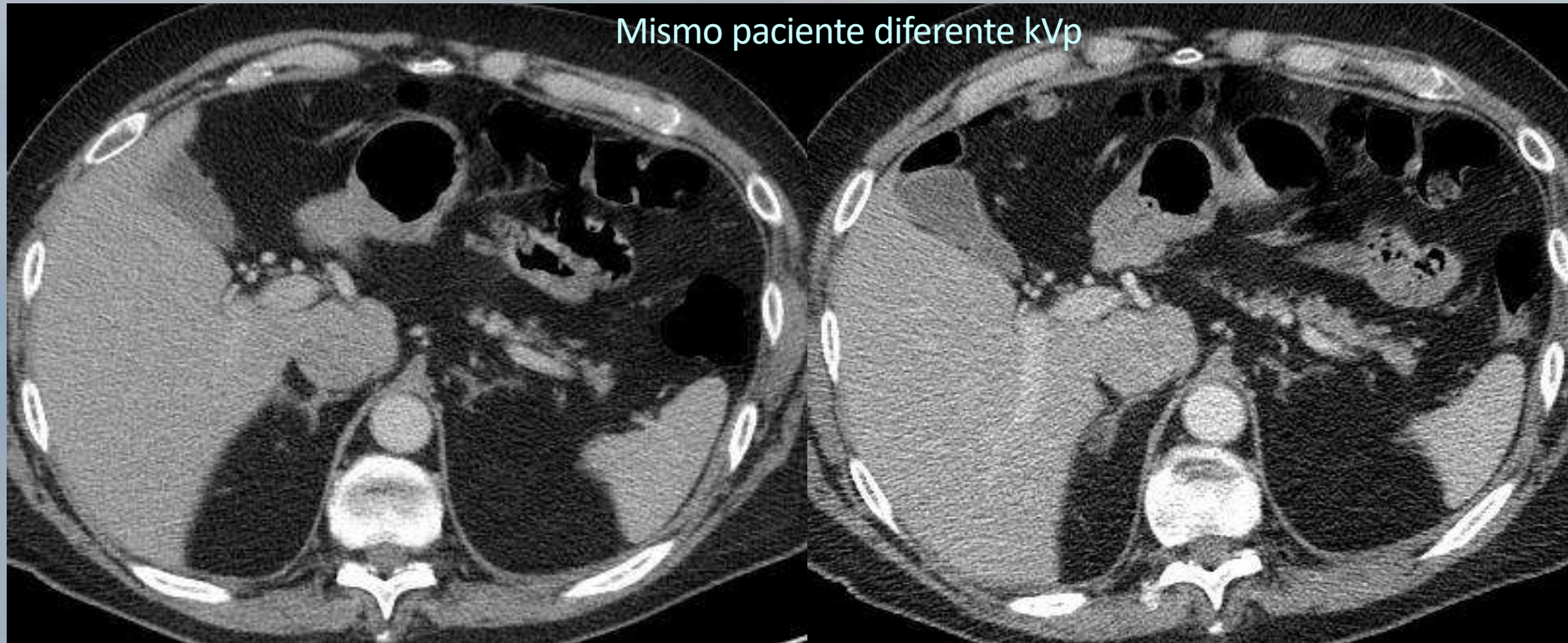
c) La prueba de aceptación del equipo médico-radiológico, la del establecimiento del estado de referencia inicial y la de funcionamiento.

d) La definición y realización del control de calidad del equipo médico-radiológico.

e) La vigilancia de las instalaciones médico-radiológicas.

OPTIMIZACIÓN EN DIAGNOSTICO POR LA IMAGEN

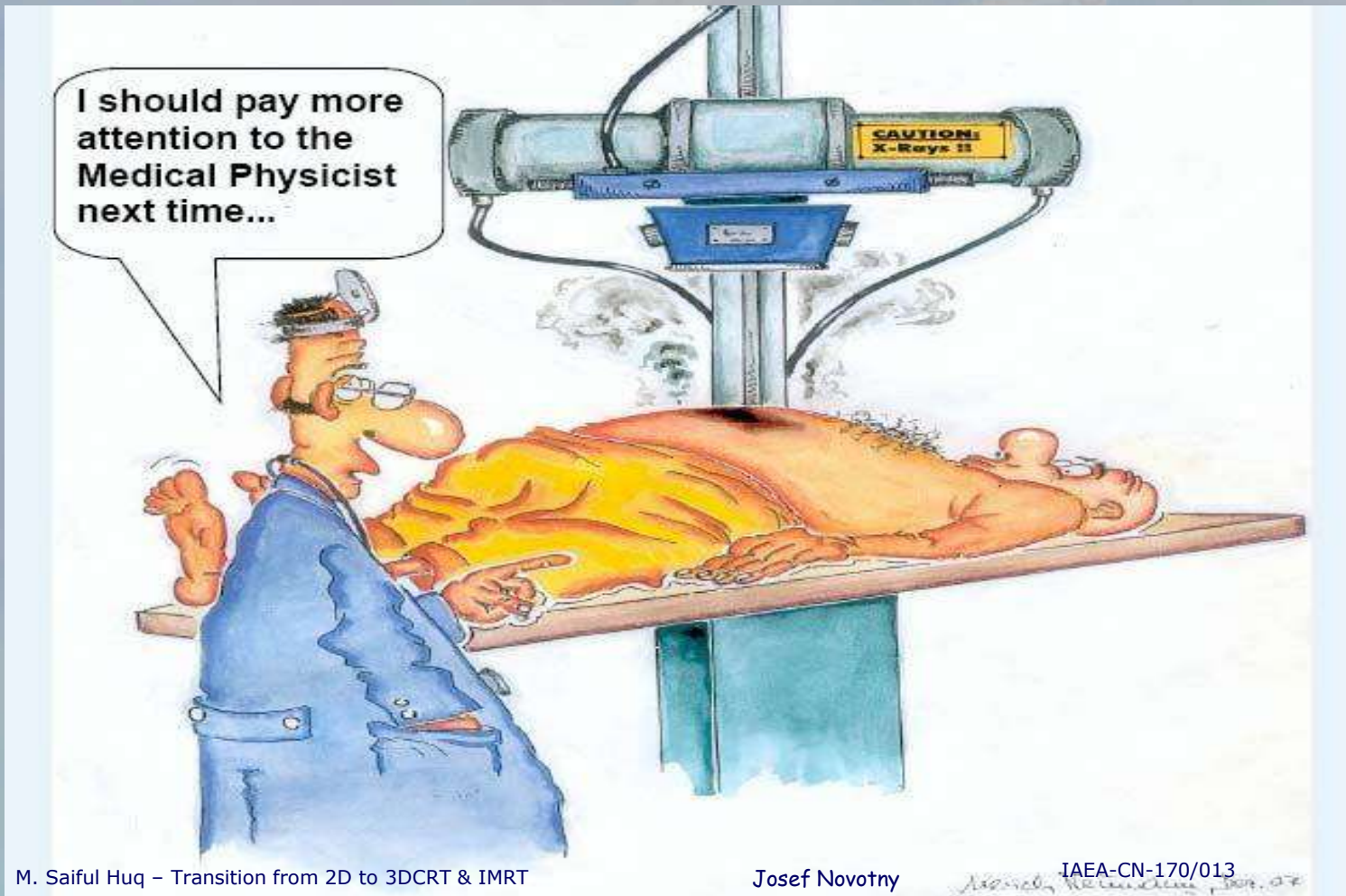




120 kVp
 $CTDI_{vol} = 419$

100 kVp
 $CTDI_{vol} = 362$

VALIDAR IMAGEN CON RADIOLOGO



M. Saiful Huq – Transition from 2D to 3DCRT & IMRT

Josef Novotny

IAEA-CN-170/013

