



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

# Calidad de Imagen Radiográfica

TM Daniel Castro Acuña, MSc

Hospital Clínico

Dpto. Tecnología Médica

Universidad de Chile

# Índice de temas:

- Calidad de Imagen
- Características principales de la imagen
- Función de Transferencia de Modulación



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

# Calidad de Imagen



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



# Calidad de Imagen



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

- Es un concepto **genérico** aplicado a todas las imágenes (médicas, fotografía, televisión, etc)
- Calidad es una noción subjetiva y depende de la función que tenga la imagen

# Calidad de Imagen Radiográfica



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

- En radiología se puede considerar como la **fidelidad en la representación de una estructura** dentro de un rango de densidad útil que permita realizar un diagnóstico preciso

*Bushong*

# Características principales de la imagen

Contraste

Resolución  
Espacial

Ruido

Borrosidad

Artefactos





FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

# Contraste

# Densidad Óptica

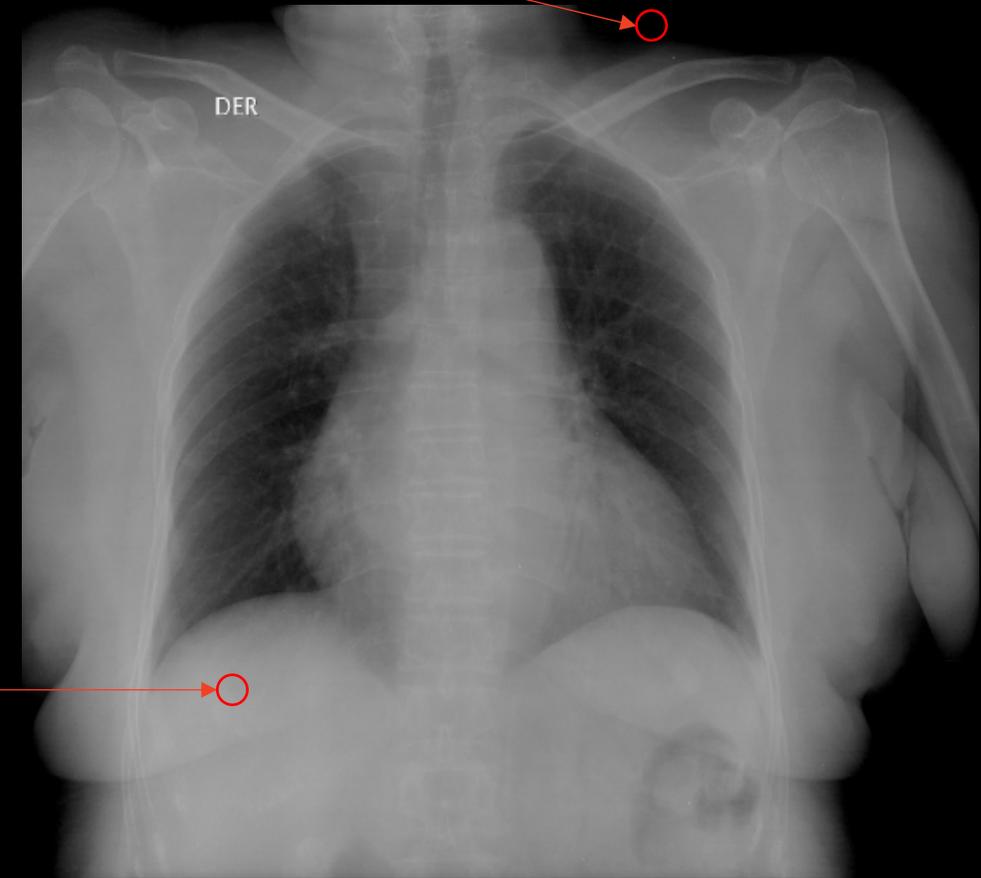
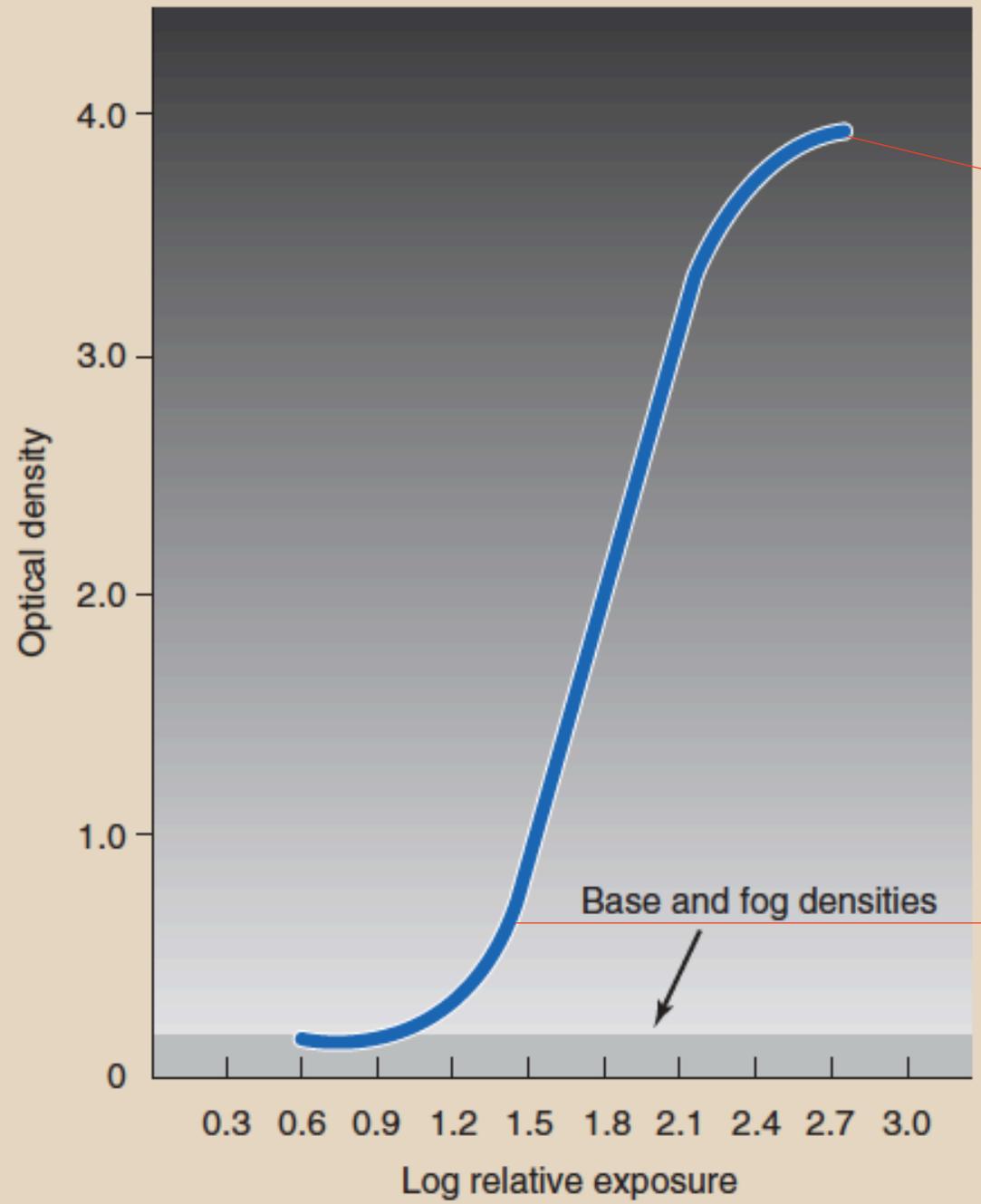


FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

- Grado de ennegrecimiento de la película radiográfica o de un punto específico de ella
- Matemáticamente:

$$DO = \log_{10} \frac{I_0}{I_t}$$

- $I_t$ : Intensidad luminosa transmitida a través de la película
- $I_0$ : Intensidad luminosa incidente sobre la película



# Densidad Óptica



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

% Luz Transmitida	Fracción Luz Transmitida ( $I_t/I_0$ )	Densidad Óptica
100	1	0.0
50	1/2	0.3
25	1/4	0.6
12.5	1/8	0.9
10	1/10	1.0
1	1/100	2.0
0.1	1/1000	3.0
0.01	1/10000	4.0

*Adaptado de Bushong 2016*

# Densidad Óptica



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



50 kVp/0.2 mAs

50 kVp/1.2 mAs

50 kVp/6 mAs

**SUBEXPOSICIÓN**

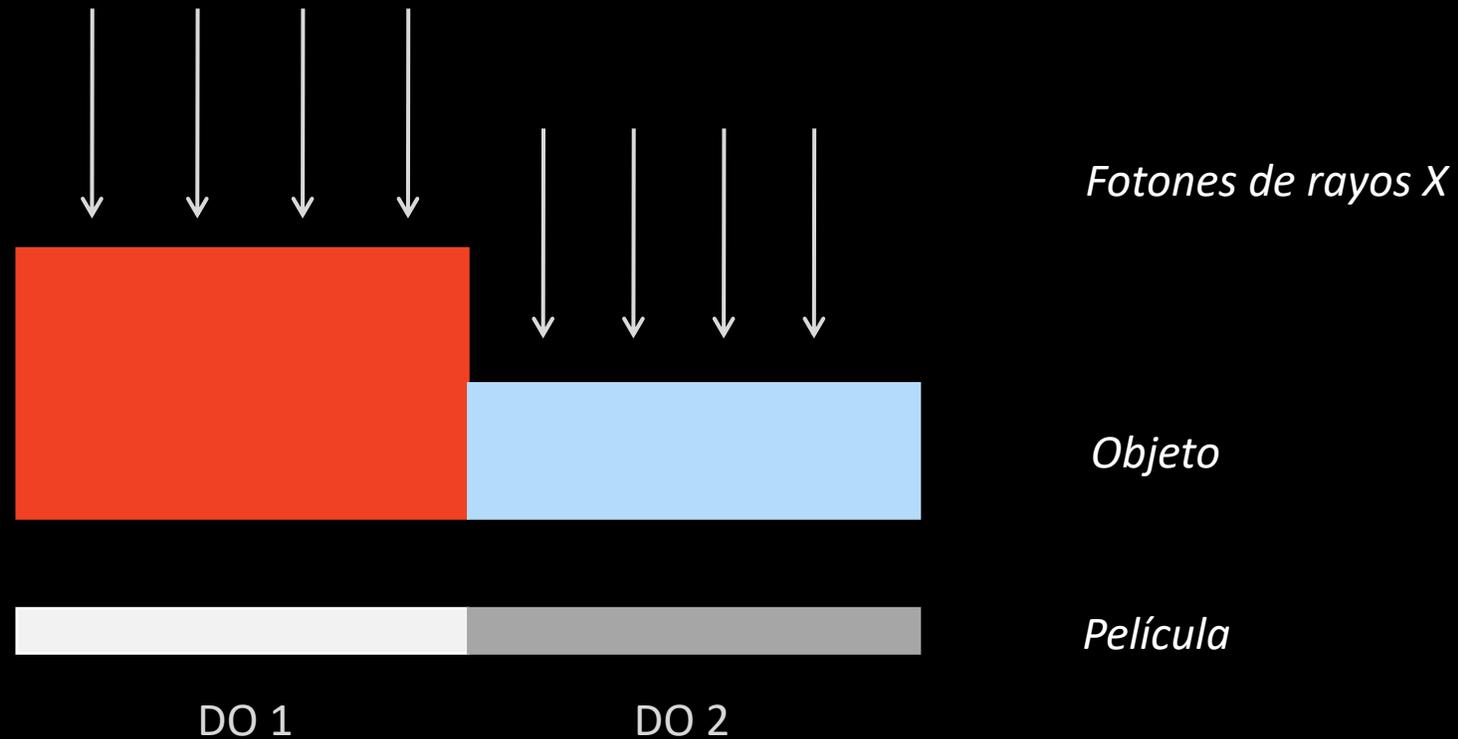
**SOBREEXPOSICIÓN**

*Bushong, 2016*



# Contraste

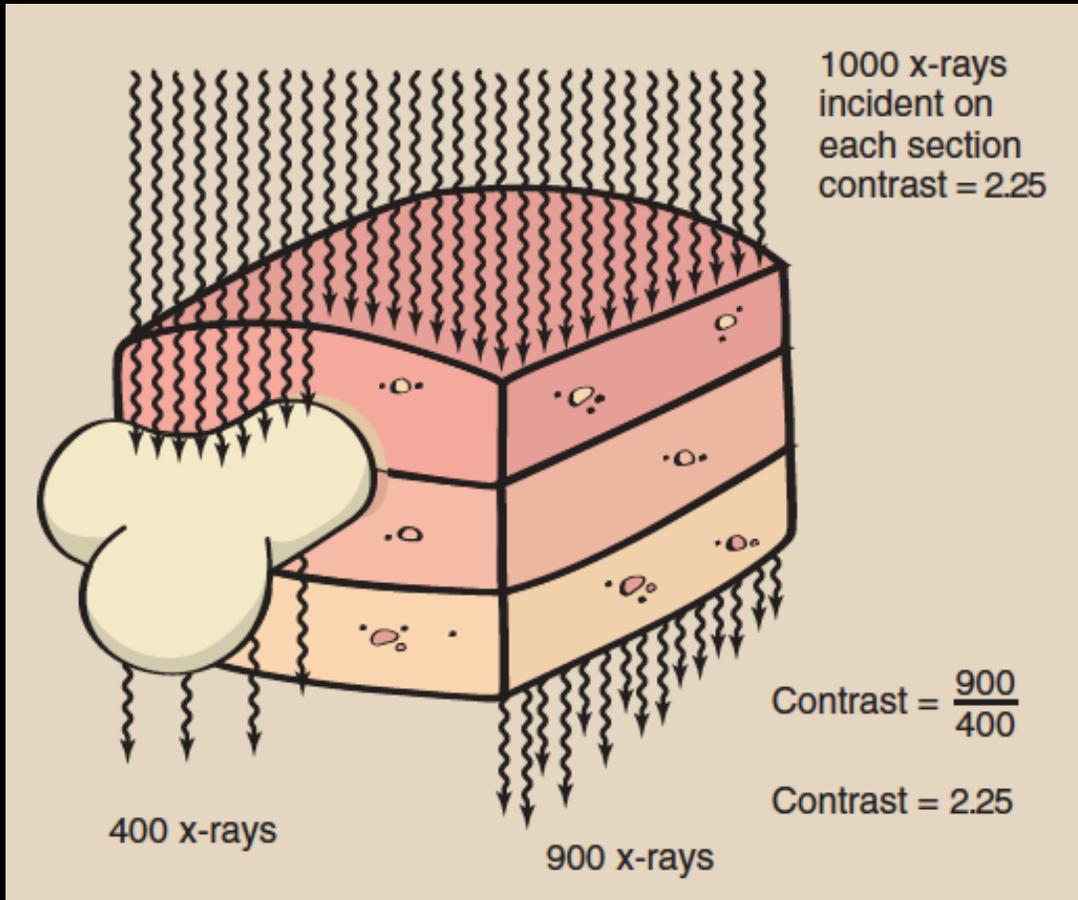
- Diferencia de densidad óptica entre 2 estructuras o zonas contiguas de la película radiográfica



# Contraste



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



- La **absorción diferencial** de fotones de rayos X genera contraste
- La diferencia en intensidad de rayos X que alcanza la película posterior al objeto genera diferencias en DO

# Contraste



Tejido	Z <sub>ef</sub>	Densidad (gr/cm <sup>3</sup> )
Agua	7,42	1,00
Grasa	5,92	0,92
Músculo	7,46	1,04
Hueso Cortical	13,8	1,85
Agentes de Contraste		
Aire (STP)	7,6	0,00121
Iodo	53	4,93
Bario	56	3,59

# Contraste



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

- Contraste **del sujeto** o intrínseco:
- Parte del contraste radiográfico determinada por el tamaño, forma y características atenuantes de los rayos X del sujeto que es examinado y por la energía del haz de rayos X
- *Bushong*



# Contraste

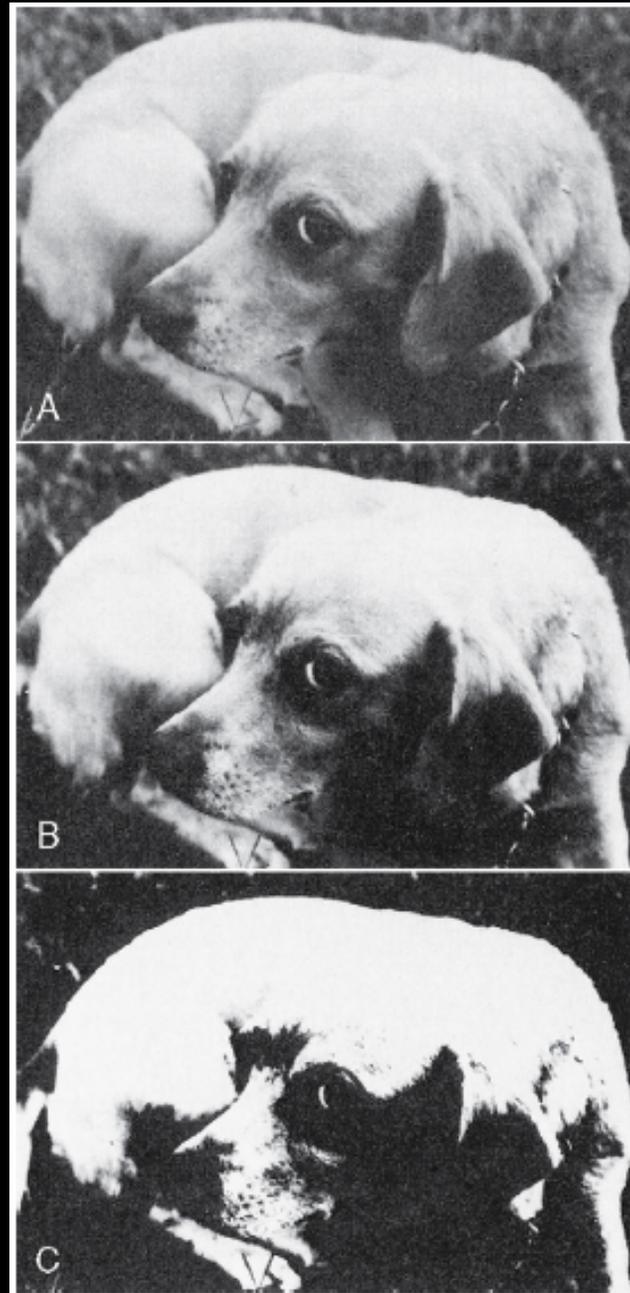
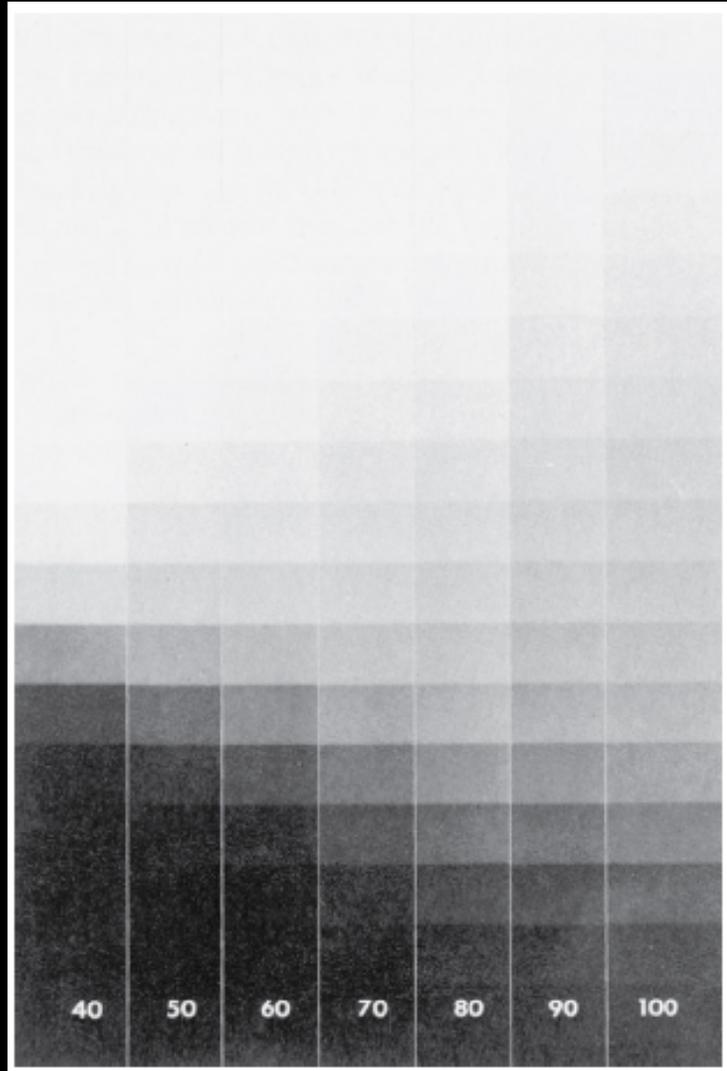
- Diferencia en la escala de grises entre 2 regiones adyacentes de una imagen

**ESCALA DE GRISES O CONTRASTE** ←

A mayor escala de grises,  
menor contraste en la imagen

Densidad óptica	Número de escalón
0,20	
0,22	
0,28	8
0,35	
0,50	6
0,73	
1,10	4
1,55	
2,05	2
2,57	

# Contraste



Bajo contraste

Contraste medio

Alto contraste



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

# Desarrollo en Radiología Digital



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

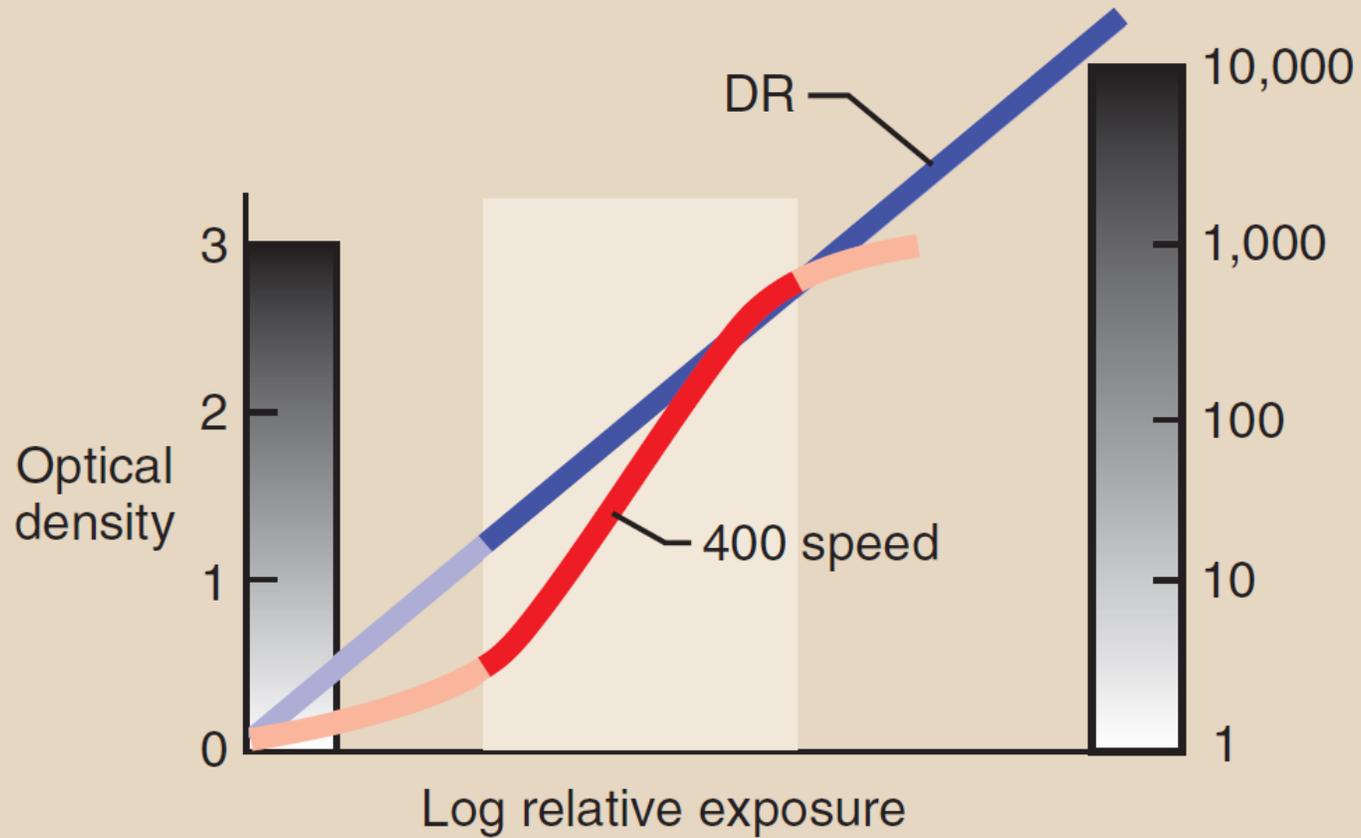
Año	Desarrollo
1977	Angiografía por sustracción digital (DSA)
1980	Radiografía Computada (CR)
1987	Detectores de Se amorfo
1990	Dispositivos de carga acoplada (CCD)
1995	Panel plano basado en Si amorfo y centellador de CsI
1995	Panel plano basado en Selenio
1997	Panel plano basado en centellador de Ga
2001	Panel plano portable basado en centellador de Ga
2001	Panel plano dinámico para fluoroscopia y DSA

*Adaptado de Korner et al. Radiographics. 2007*

# Radiología Digital



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



*Bushong, 2016*

# Contraste



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

- **Resolución de contraste:** Capacidad de distinguir tonalidades de grises entre el negro y blanco de la imagen
- Los sistemas digitales tienen una mejor resolución de contraste que la radiografía de película
- Esta ventaja se basa en el **Rango Dinámico** de las imágenes digitales

# Rango Dinámico



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

- Referido al contraste, el rango dinámico es la **cantidad de grises** que un sistema digital de imagen puede reproducir
- Está determinado por la capacidad de bits del pixel de una imagen digital, denominada **Profundidad de Bit** (Bit Depth)

$$N^{\circ} \text{ valores del pixel} = 2^{\text{bit}}$$

# Rango Dinámico



**Image Bit Depth**

Bit Depth	Possible Pixel Values
1-bit	$2^1 = 2$ values
2-bit	$2^2 = 4$ values
4-bit	$2^4 = 16$ values
8-bit	$2^8 = 256$ values
16-bit (integer)	$2^{16} = 65536$ values
16-bit (floating point)	Any value from $\sim 5.96 \times 10^{-8}$ to 65504
32-bit (floating point)	Any value from $1.4 \times 10^{-45}$ to $3.4 \times 10^{38}$
24-bit RGB (3 × 8 bit/channel)	$2^{24} = 1.68$ million values
32-bit	$2^{32} = 4.3$ billion values
48-bit RGB (3 × 16 bit/channel)	$2^{48} = 281$ trillion values

- La profundidad de bit está determinada por el **Convertor Análogo Digital** (CAD) utilizado en el proceso de digitalización de la señal

# Rango Dinámico



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



1-bit

4-bit

8-bit

$$2^1=2$$

$$2^4=16$$

$$2^8=256$$

# Contraste



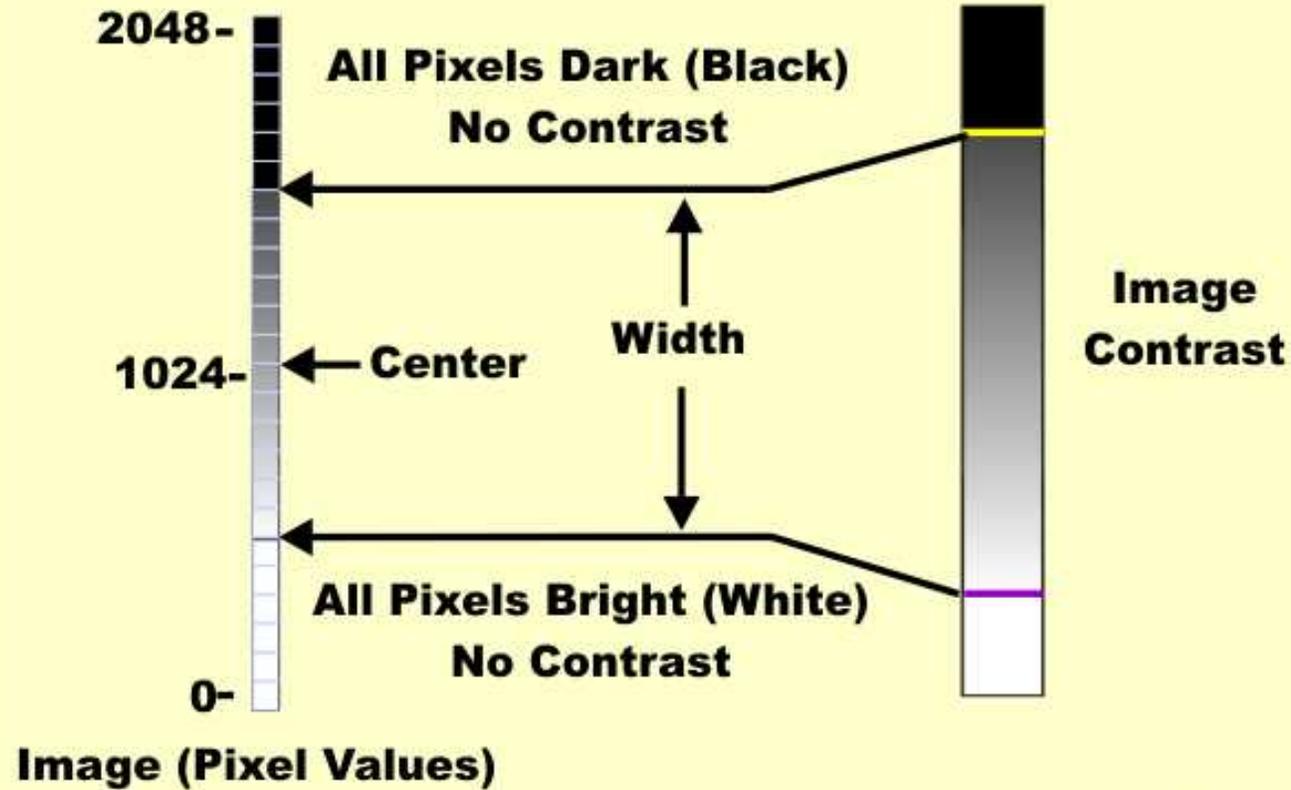
FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

- El rango dinámico completo de una imagen de 12 bit es de 4096 valores de grises, que es más que lo que el ojo humano puede resolver ( $\approx 30$ )
- Para adecuar el despliegue de grises en la imagen a la capacidad de resolver por el observador se lleva a cabo un postproceso denominado **Ventaneo** (Windowing)

# Contraste



## Digital Image Windowing



# Contraste



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

- A mayor WW  $\rightarrow$  menos contraste en la imagen
- A mayor WL  $\rightarrow$  menor ennegrecimiento de la imagen
- Esto implica que el **contraste es dinámico** en las imágenes digitales y es manipulable por el usuario



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

# Ruido

# Ruido



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

- Ruido es la **variación aleatoria** de la densidad óptica en una imagen radiográfica
- En los sistemas digitales se define como una variación aleatoria de los valores de pixel que forman la imagen

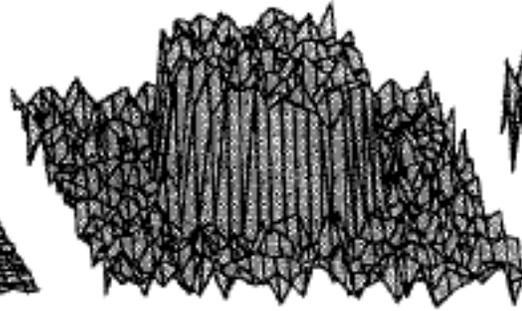
# Ruido



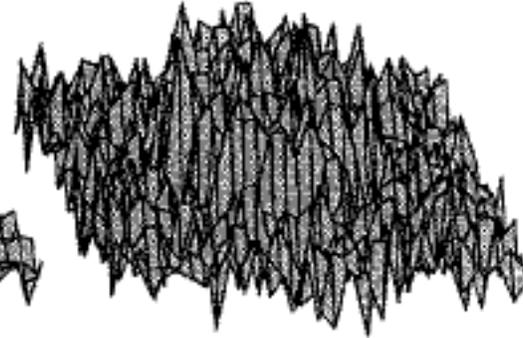
FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



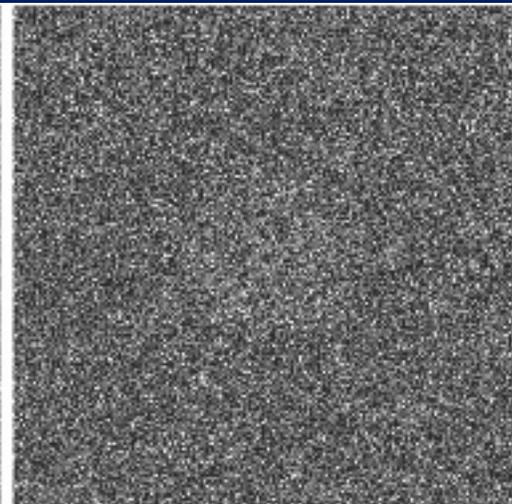
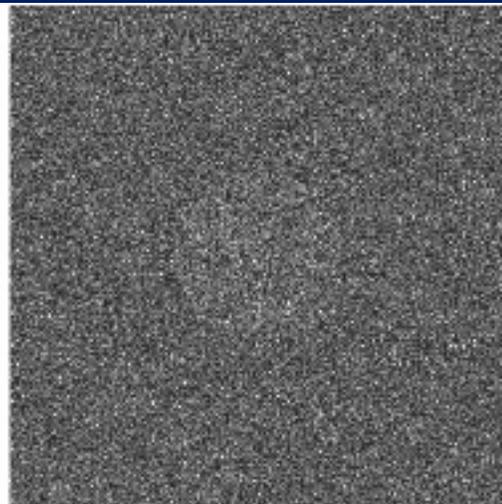
Low Noise



Medium Noise



High Noise



# Ruido



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

- El ruido en la imagen puede tener diferentes fuentes.
- Una de las principales es la cantidad de fotones que llegan al receptor de imagen (película o digital)
- Cuando la cantidad de fotones es baja, el ruido en la imagen aumenta. Este patrón se le llama **Ruido o Moteado Cuántico**

# Ruido



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



(a)



(b)

# Ruido



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

- Otras fuentes de ruido:
  - **Ruido de grano** (Grain Noise) → relacionado con cristales de haluro de plata en películas
  - **Ruido electrónico** → provocado por tratamiento de señal electrónica en detectores digitales
  - **Ruido estructural** → provocado por diseño de electrónica de detectores digitales

# Ruido



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

- El incremento de ruido en las imágenes **afecta rápidamente** la resolución de contraste
- Es importante cuantificar si las estructuras de interés (señal) logran visualizarse entre el ruido presente en la imagen

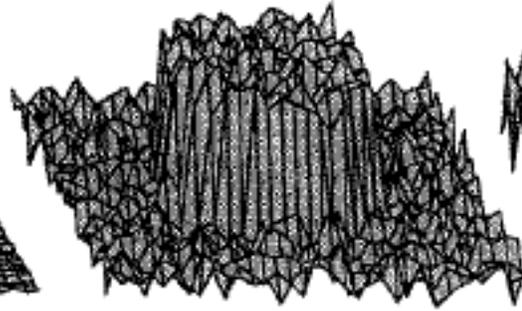
# Ruido



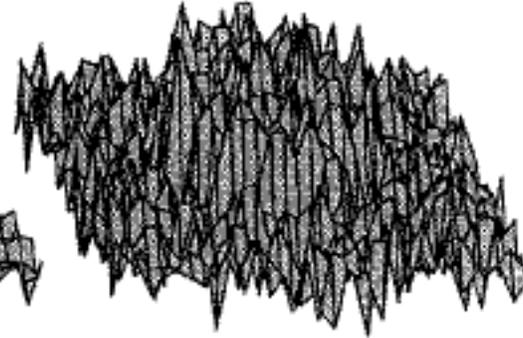
FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



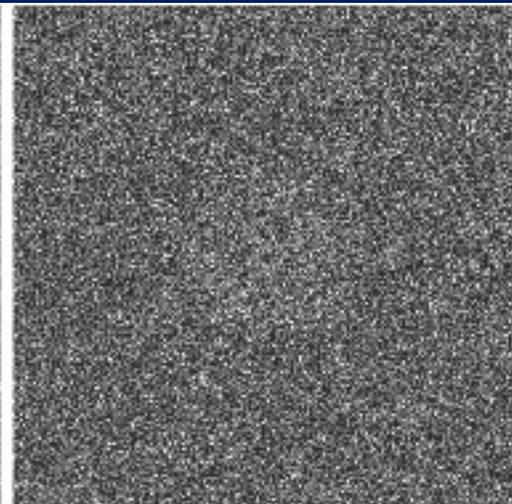
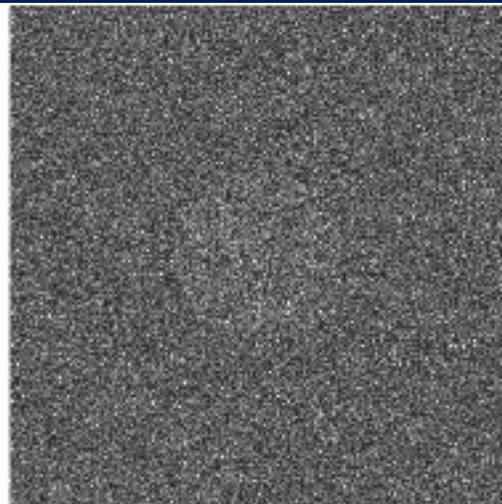
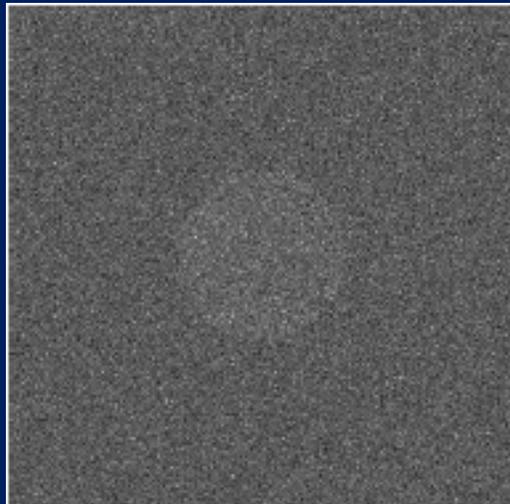
Low Noise



Medium Noise



High Noise





# Relación Señal-Ruido

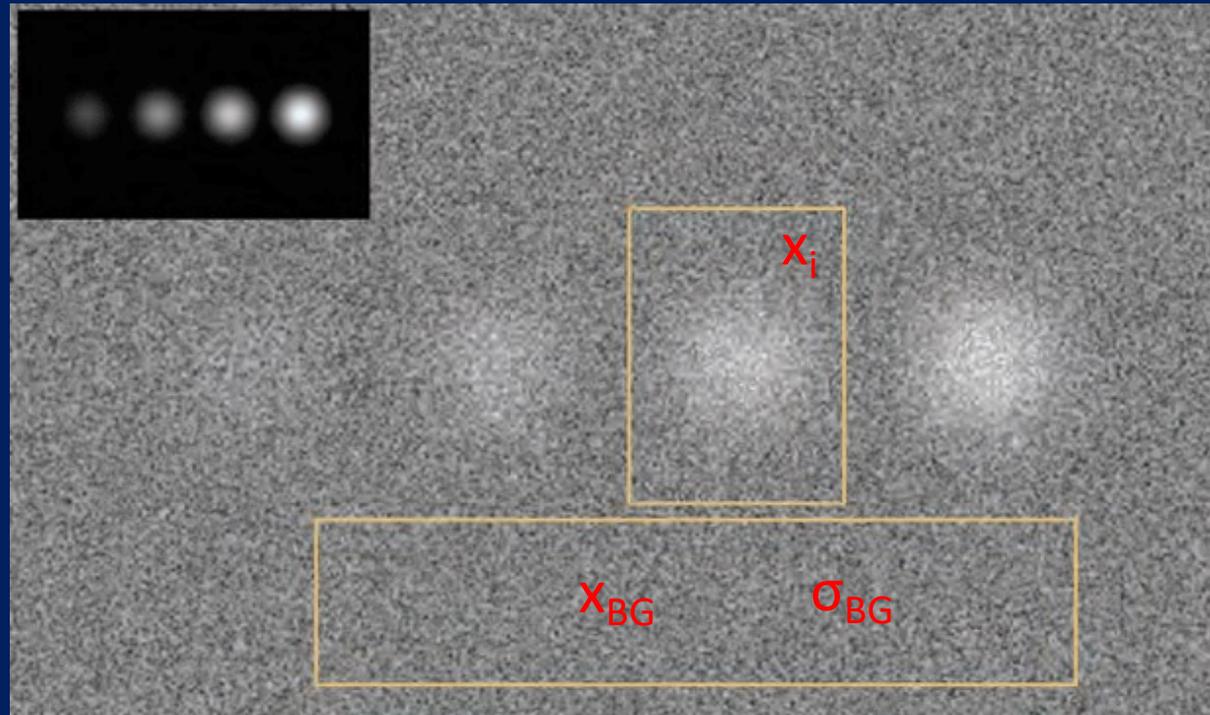
- También conocido como Signal-to-Noise Ratio o **SNR**
- En imágenes digitales relaciona el valor de pixel de un objeto (señal) con el ruido del fondo que rodea al objeto
- Puede calcularse como:

$$SNR = \frac{\sum_i (x_i - \bar{x}_{BG})}{\sigma_{BG}}$$

# Relación Señal-Ruido



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

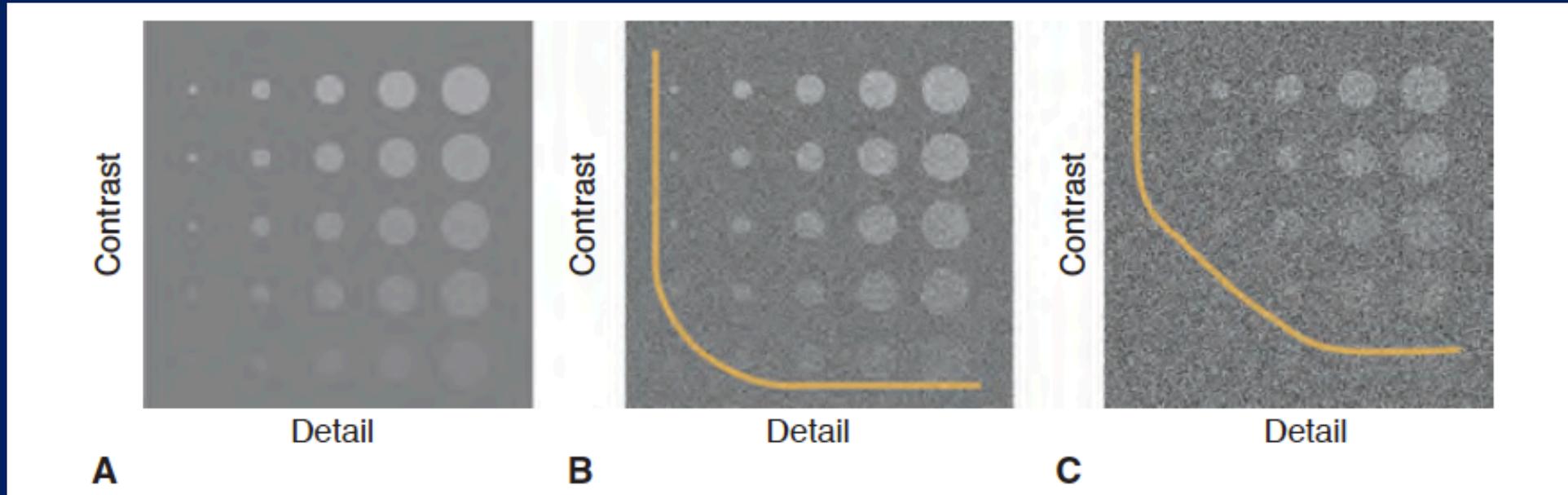


*Bushberg, 2011*

# Ruido



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



*Bushberg, 2011*

Diagramas de Contraste-Detalle

# Ruido



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

- Todos los sistemas de imagen **introducen ruido**, en diferentes instancias, a las imágenes que generan
- Eso implica que la **SNR va cambiando** a medida que el sistema introduce ruido en el proceso de formación de la imagen

# Ruido



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

- Existe una SNR que transporta del haz de rayos X que logra atravesar al paciente (cantidad de fotones)
- Y una SNR en la imagen final generada por el sistema
- La relación entre ambas define el parámetro conocido como **Eficiencia de Detección Cuántica** (DQE: Detection Quantum Efficiency)

# DQE



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

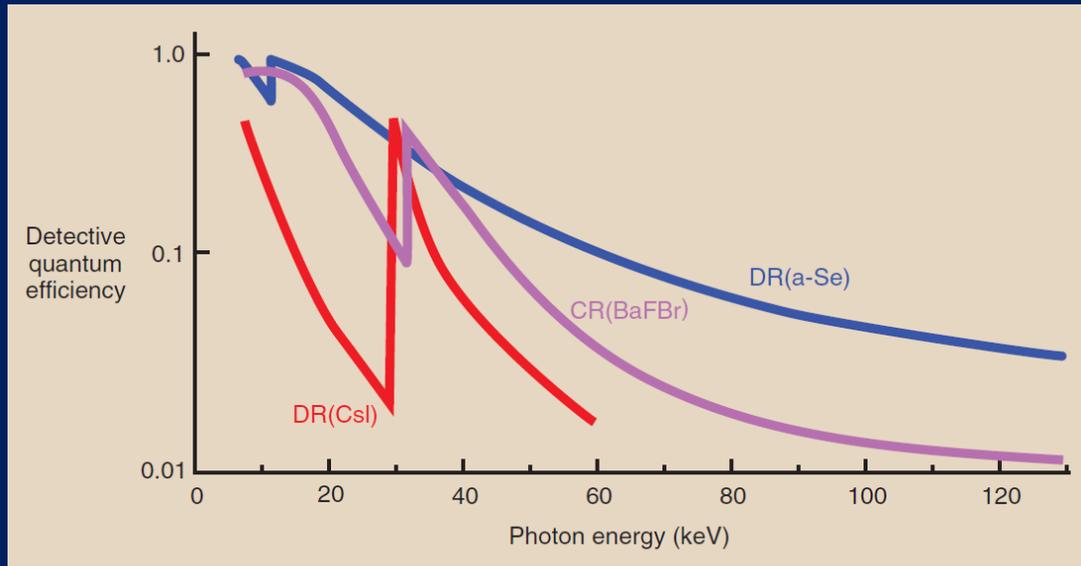
$$DQE = \frac{SNR_{out}^2}{SNR_{in}^2}$$

- Cuando  $DQE < 1$ , el sistema de imagen adiciona ruido, disminuyendo la SNR que se representa en la radiografía final
- En un sistema ideal, teórico, la DQE debe ser igual a 1

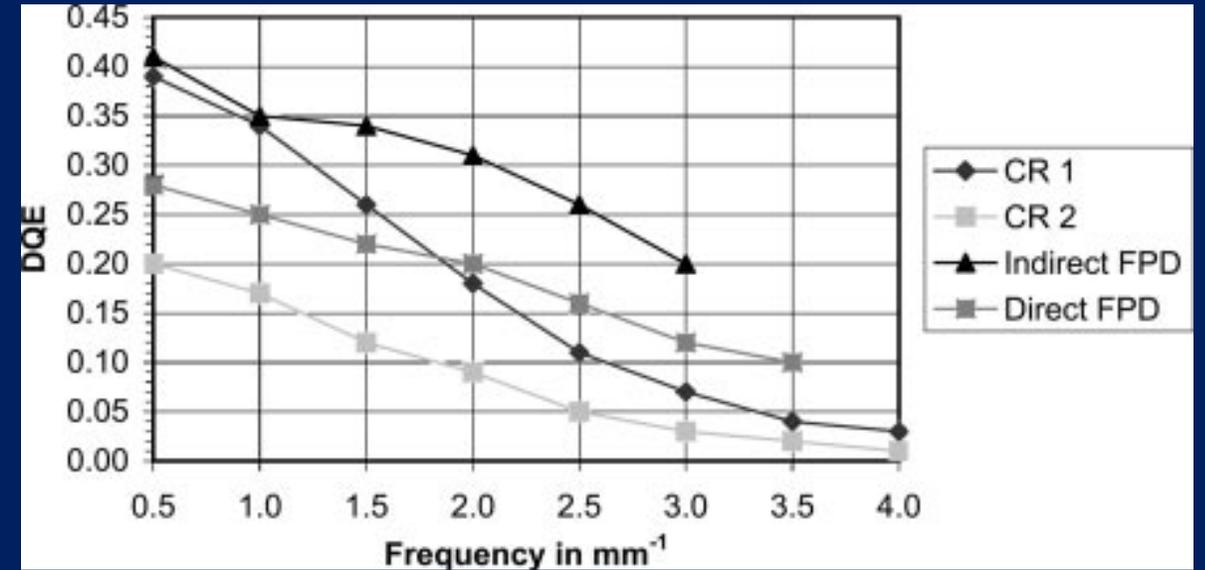
# DQE



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



*Bushong, 2016*



*Korner et al. Radiographics. 2007*



**FACULTAD DE MEDICINA**  
UNIVERSIDAD DE CHILE

---



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

# Resolución Espacial

# Resolución Espacial



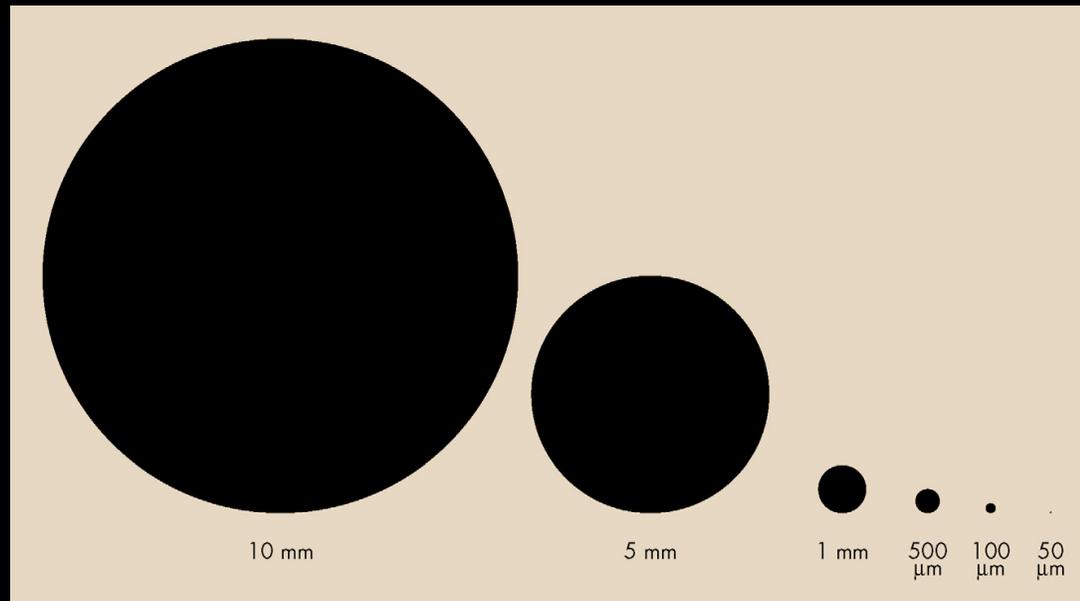
FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

- Es la capacidad del sistema de imagen de resolver y representar en la imagen un **objeto pequeño de alto contraste**
- Puede definirse también como la **distancia mínima** a la cual se distinguen como separados dos objetos contiguos
- Puede cuantificarse en unidades de medida de longitud (Ej. mm o  $\mu\text{m}$ )

# Resolución Espacial



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



*Bushong, 2016*

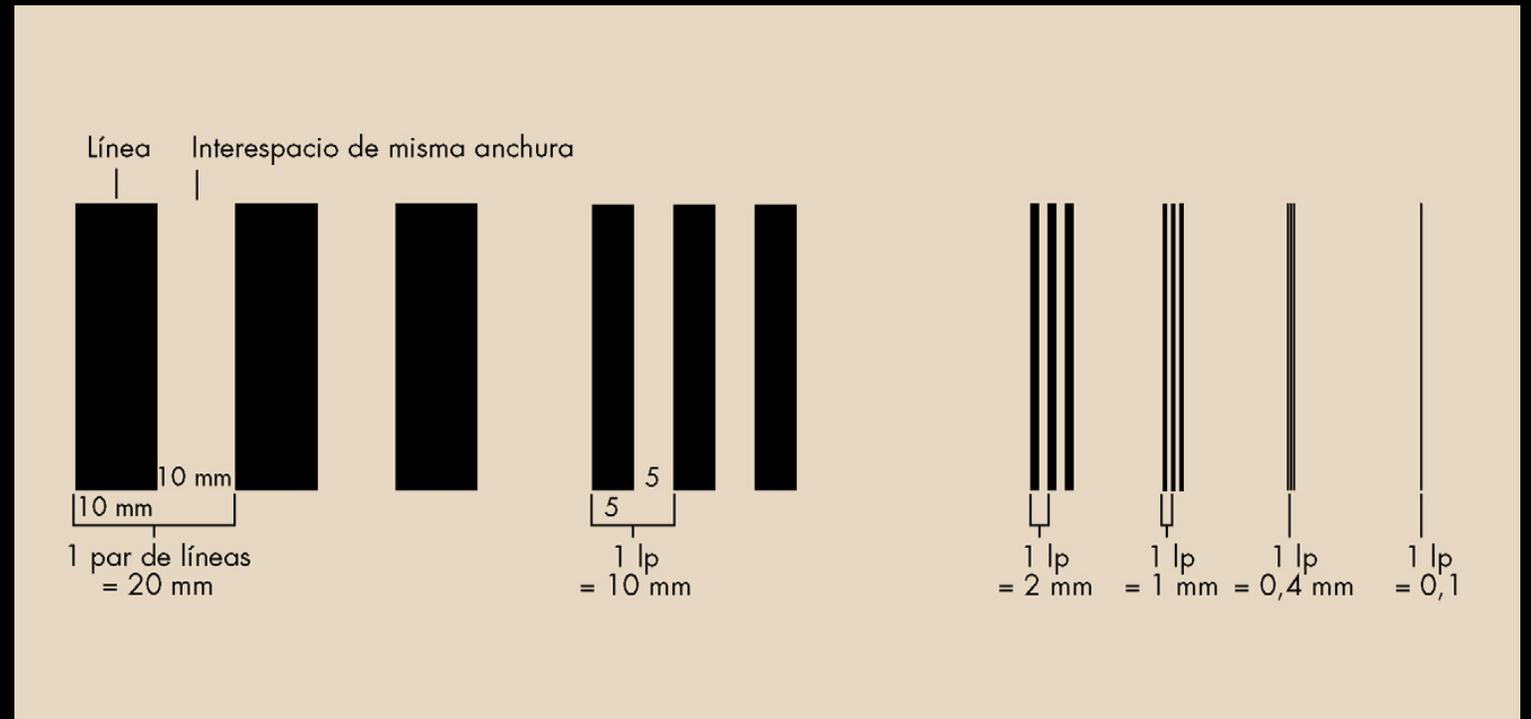
- A mayor resolución espacial **se pueden resolver** en la imagen objetos más pequeños y/o con menor separación entre ellos

# Resolución Espacial



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

- Otra forma de expresarla es a través de una **Frecuencia Espacial**

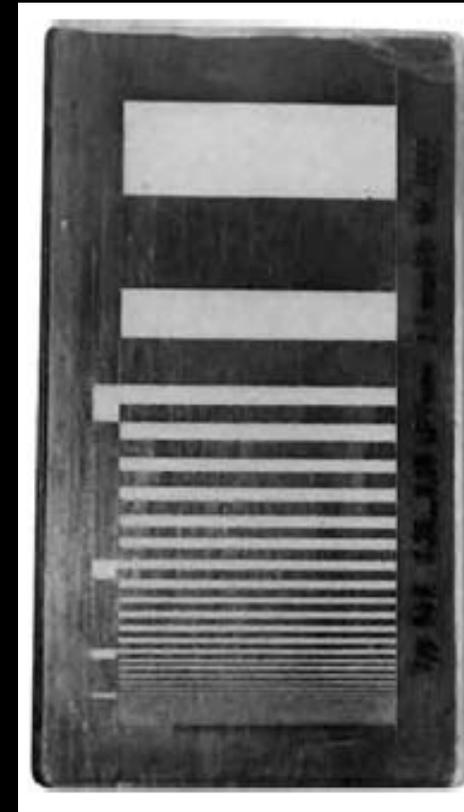
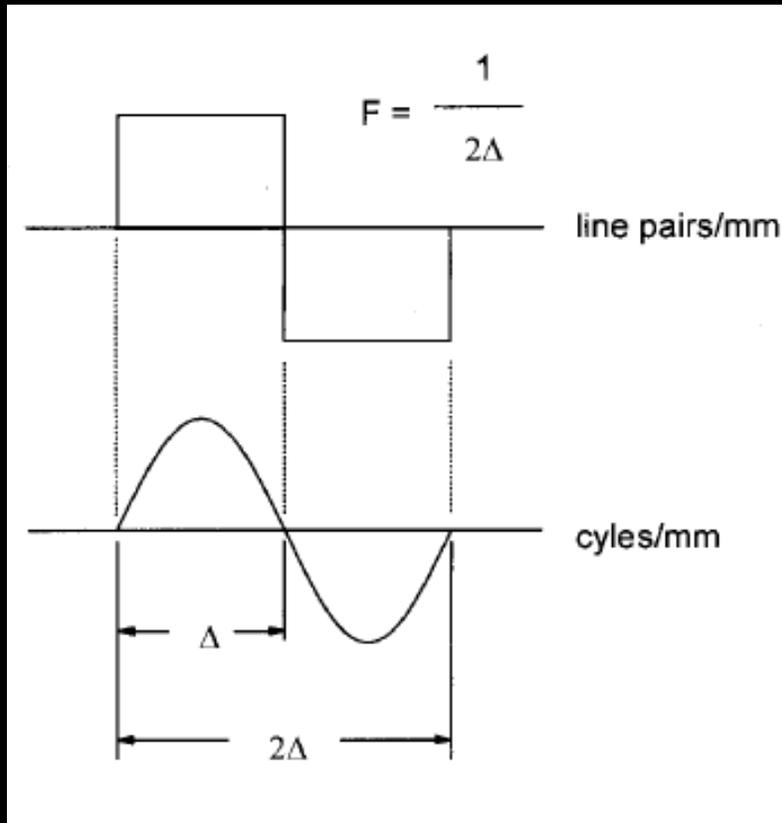


*Bushong, 2016*

# Resolución Espacial



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



Patrón de Barras

$\Delta$ : Tamaño del objeto o espaciamiento entre objetos  
 $F$ : Frecuencia espacial

# Resolución Espacial



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

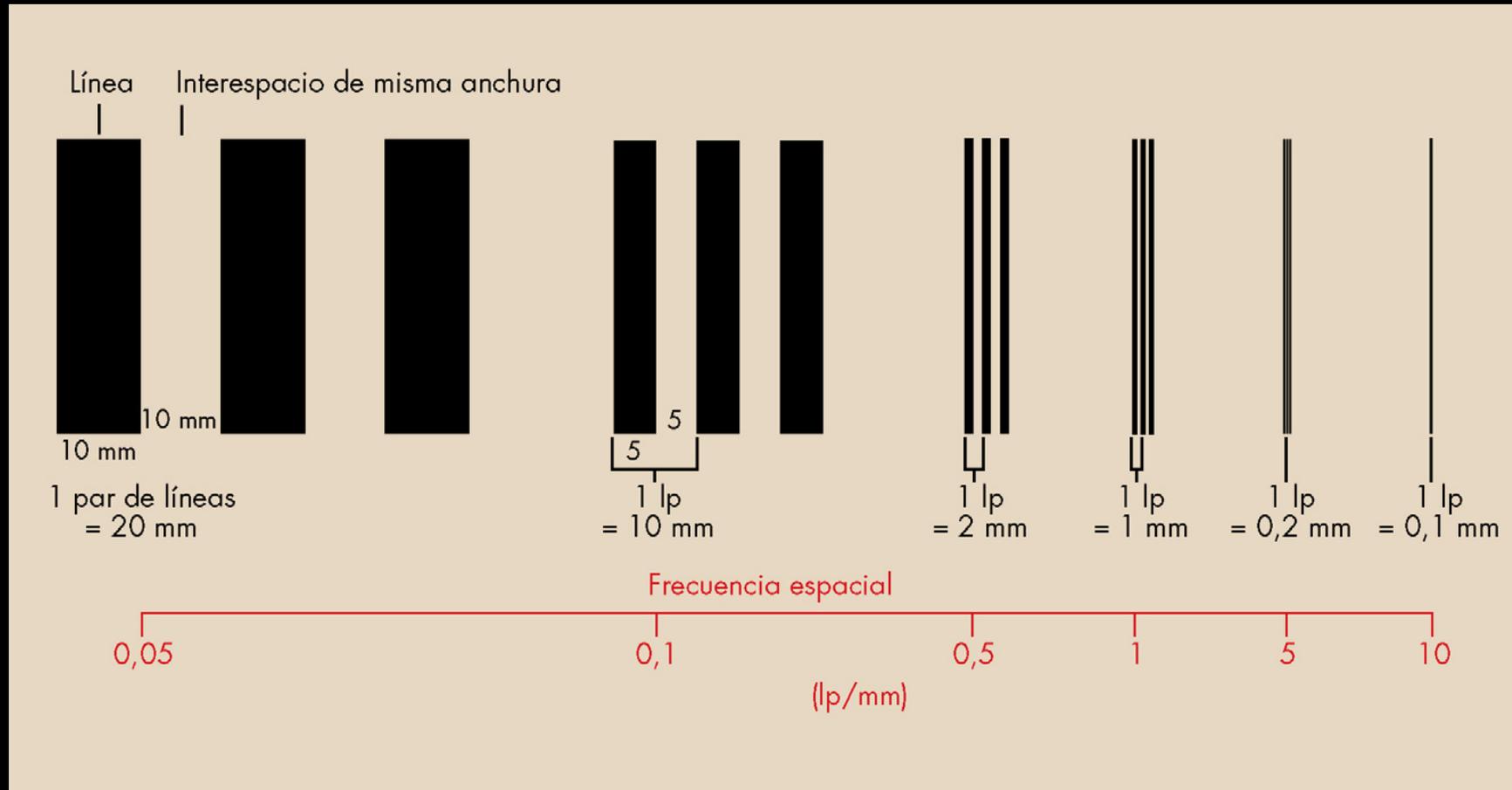
- A mayor frecuencia espacial, se representan objetos más pequeños o separados por una distancia menor

Frecuencia Espacial (ciclos/mm)	Tamaño del objeto (mm)
0,5	1,00
1,0	0,50
1,5	0,33
2,0	0,25
2,5	0,40
3,0	0,17

# Resolución Espacial



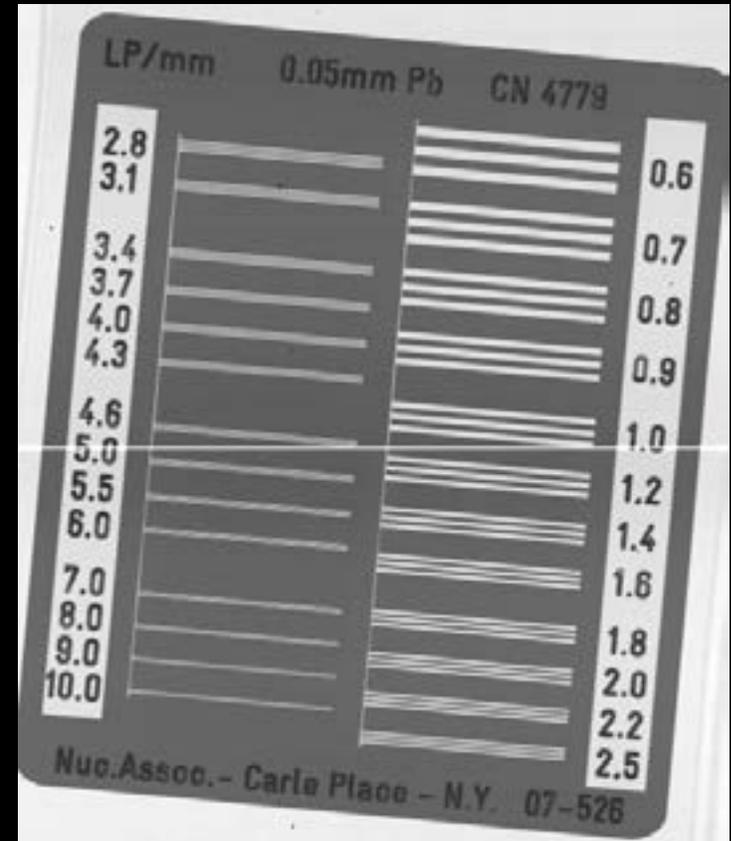
FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



Bushong, 2016

# Resolución Espacial

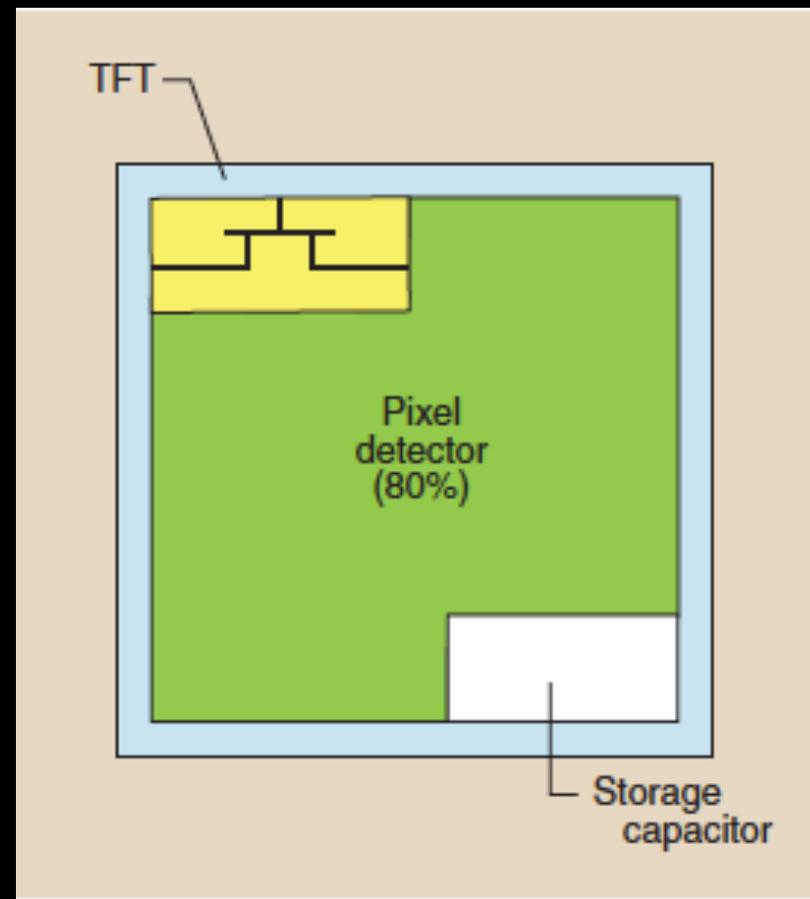
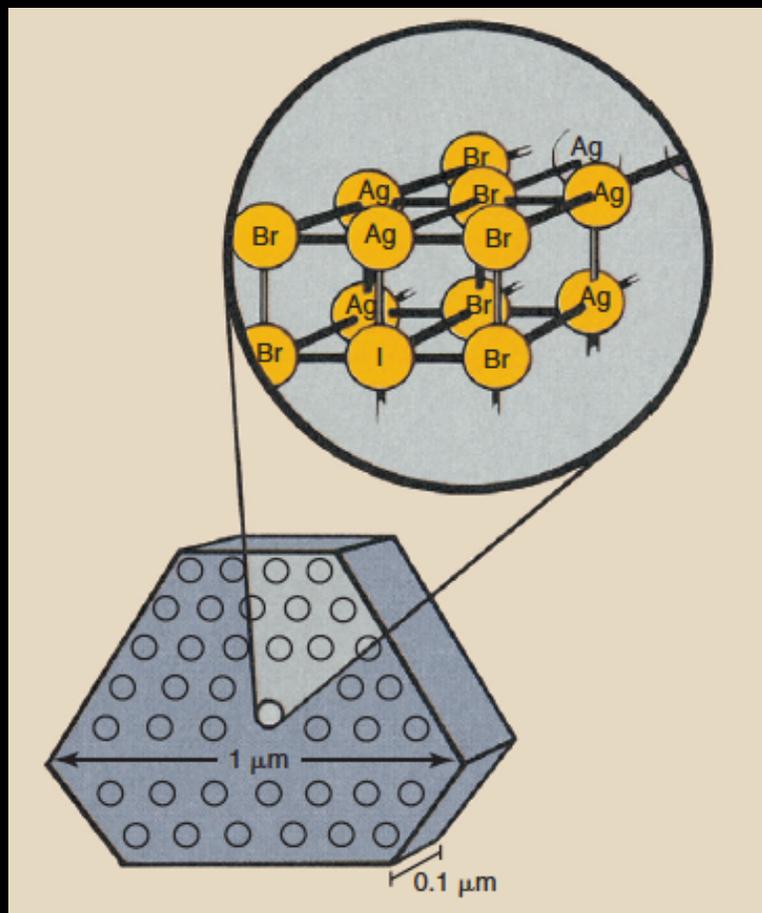
- Está determinada por varios factores:
  - Tamaño del **pixel del detector**
  - Tamaño del **pixel de la imagen**
  - **Difusión lateral** en el detector
  - Factores **geométricos** de la proyección



# Resolución Espacial



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



*Bushong, 2016*

# Resolución Espacial



**Table 2**  
**Technical Features of Various Digital Radiography Systems**

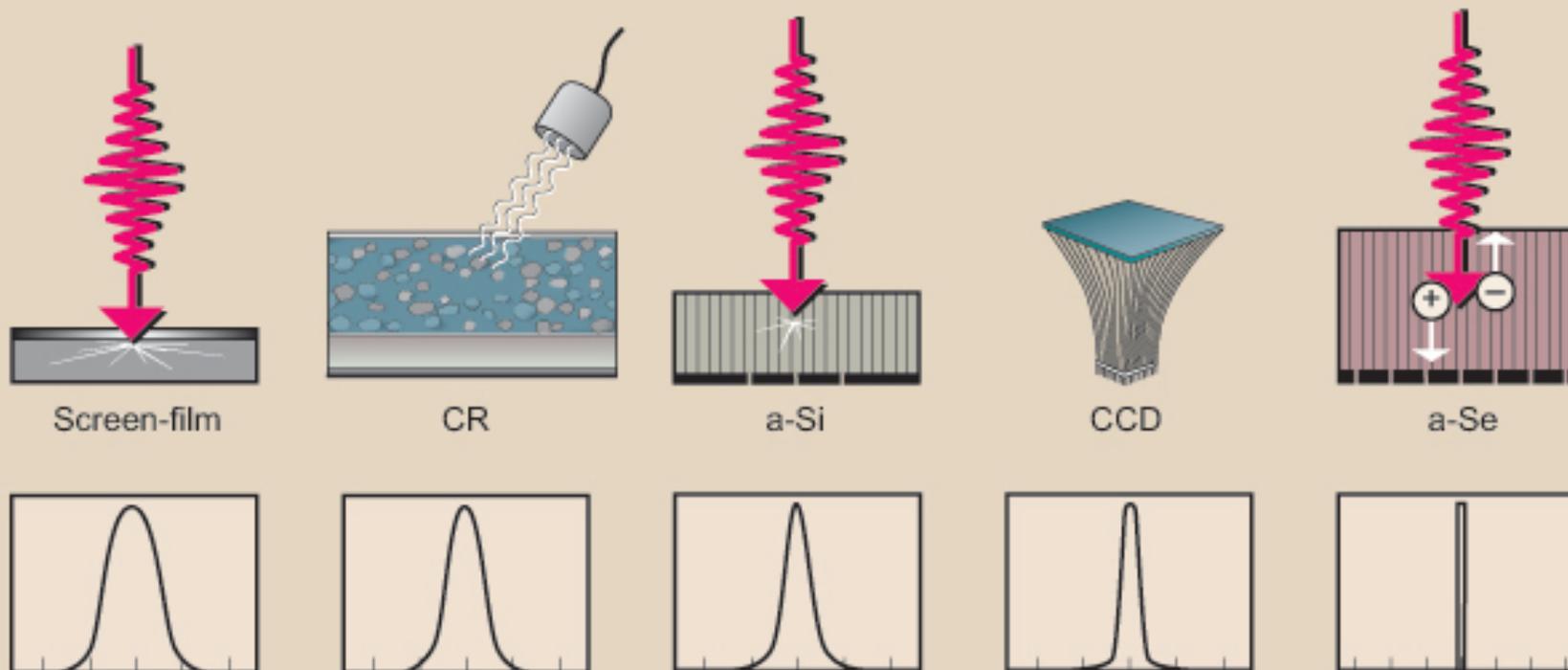
Feature	Type of System						
	Screen-Film	Storage-Phosphor	Lens-coupled CCD	Slot-Scan CCD	Direct FPD	Indirect FPD	Indirect FPD
Converter	Gd <sub>2</sub> O <sub>2</sub> S	BaSrFBr:Eu	Gd <sub>2</sub> O <sub>2</sub> S	CsI:TI	Selenium	Gd <sub>2</sub> O <sub>2</sub> S	CsI:TI
Readout	Film	Laser	CCD	CCD	Active selenium matrix	Active silicon matrix	Active silicon matrix
Detector size (in)	14 × 17	14 × 17	14 × 17	17 × 17	14 × 17	17 × 17	17 × 17
Pixel size (μm)	...	200	167	162	139	160	143
Matrix	...	1760 × 2140	2000 × 2500	2736 × 2736	2560 × 3072	2688 × 2688	3121 × 3121
Nyquist frequency (cycles/mm)	5	2.5	3.0	3.1	3.6	3.1	3.5
Dynamic range	1:30	1:40,000	>1:4000	1:10,000	>1:10,000	>1:10,000	>1:10,000

Note.—FDP = flat-panel detector.

# Resolución Espacial



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



# Resolución Espacial



**Table 2**  
**Technical Features of Various Digital Radiography Systems**

Feature	Type of System						
	Screen-Film	Storage-Phosphor	Lens-coupled CCD	Slot-Scan CCD	Direct FPD	Indirect FPD	Indirect FPD
Converter	Gd <sub>2</sub> O <sub>2</sub> S	BaSrFBr:Eu	Gd <sub>2</sub> O <sub>2</sub> S	CsI:TI	Selenium	Gd <sub>2</sub> O <sub>2</sub> S	CsI:TI
Readout	Film	Laser	CCD	CCD	Active selenium matrix	Active silicon matrix	Active silicon matrix
Detector size (in)	14 × 17	14 × 17	14 × 17	17 × 17	14 × 17	17 × 17	17 × 17
Pixel size (μm)	...	200	167	162	139	160	143
Matrix	...	1760 × 2140	2000 × 2500	2736 × 2736	2560 × 3072	2688 × 2688	3121 × 3121
Nyquist frequency (cycles/mm)	5	2.5	3.0	3.1	3.6	3.1	3.5
Dynamic range	1:30	1:40,000	>1:4000	1:10,000	>1:10,000	>1:10,000	>1:10,000

Note.—FPD = flat-panel detector.



# Resolución Espacial

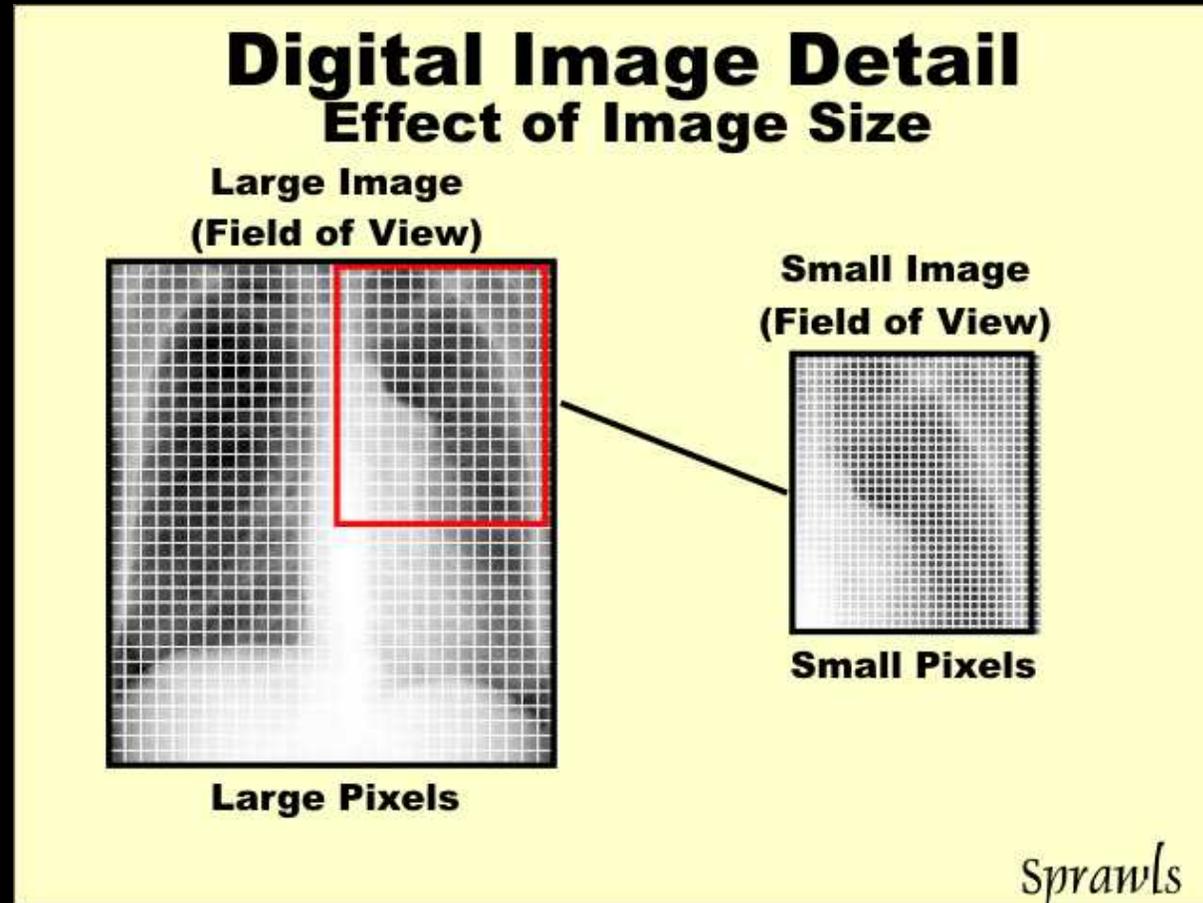
- **Campo de Visión o FOV** (field of view):
- Porción colimada del haz de rayos X proyectada en el receptor de imagen, y que contiene las estructuras anatómicas de interés
- El máximo FOV en radiología está determinado por las dimensiones del detector (Ej. Tamaño del folio)

$$\text{Tamaño pixel} = \frac{FOV}{\text{matriz}}$$

# Resolución Espacial



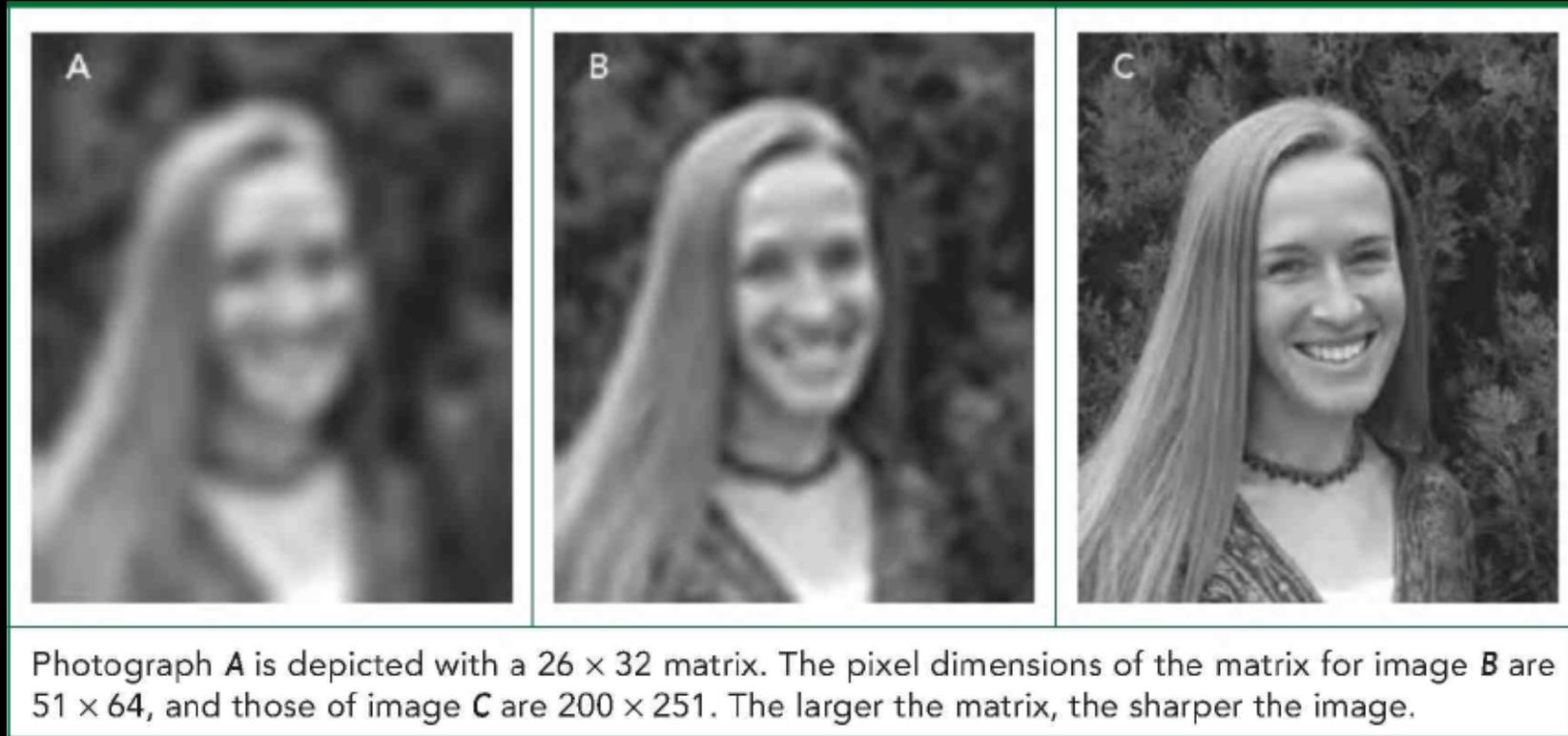
FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



# Resolución Espacial



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE





**FACULTAD DE MEDICINA**  
UNIVERSIDAD DE CHILE

---



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

# Borrosidad

# Borrosidad



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

- Está relacionada con la incapacidad del sistema de imagen de **definir los bordes** de un objeto apropiadamente
- En ocasiones se relaciona con la **nitidez** de la imagen, como un inverso

$$\text{Borrosidad} \propto 1/\text{Nitidez}$$

# Borrosidad

- El incremento de borrosidad **afecta la resolución espacial** de la imagen
- Imágenes con alta borrosidad **impiden** resolver detalles pequeños

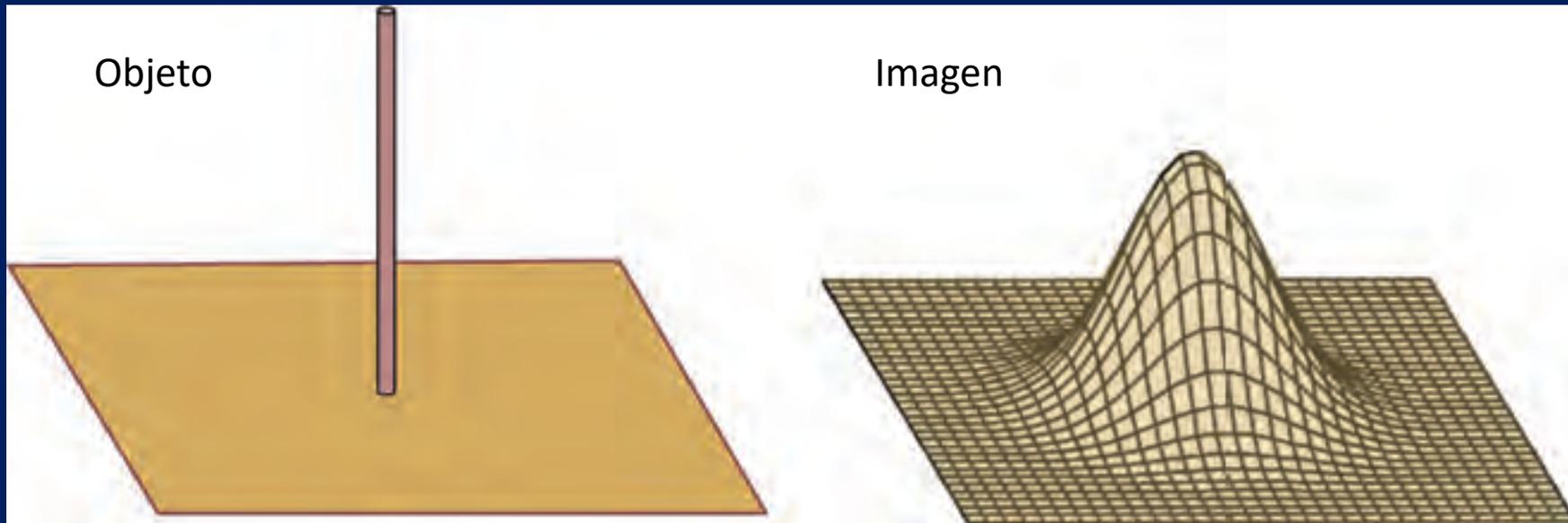


# Borrosidad



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

Función de dispersión de punto  
**PSF**: Point Spread Function

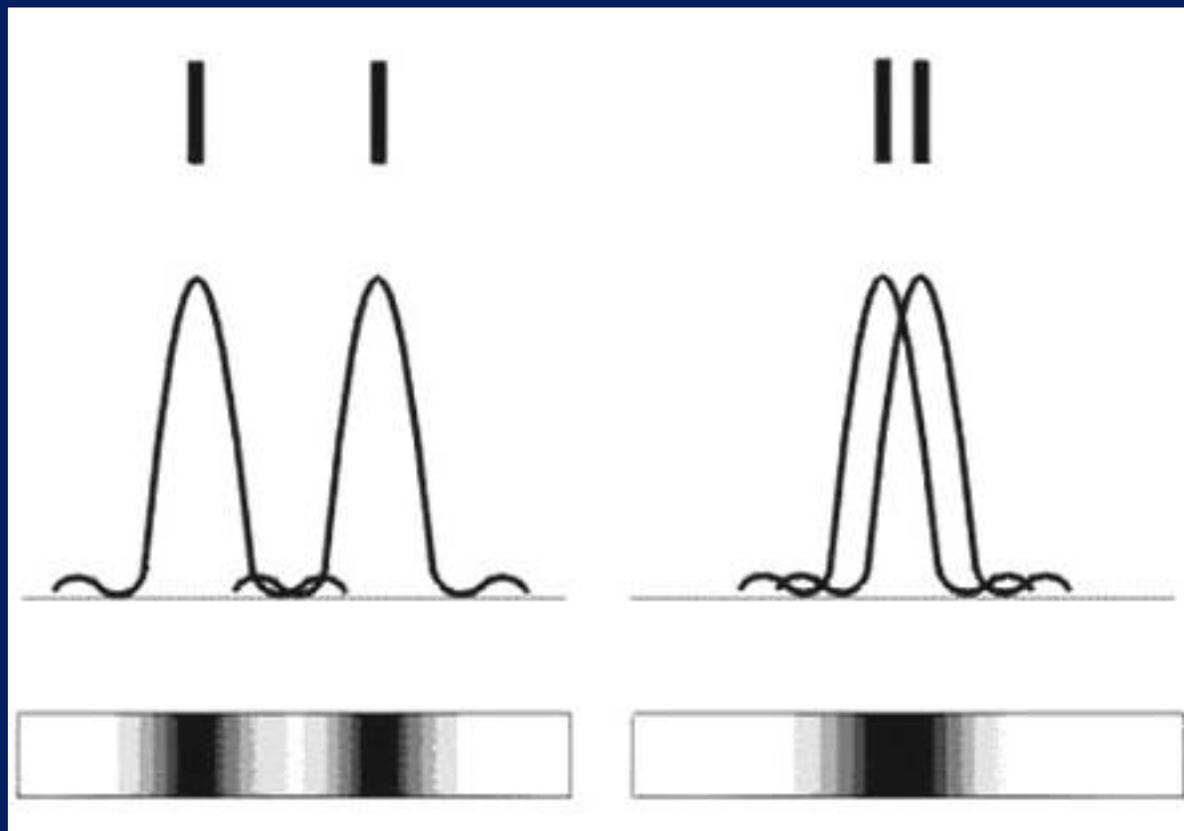


*Bushberg, 2011*

# Borrosidad



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



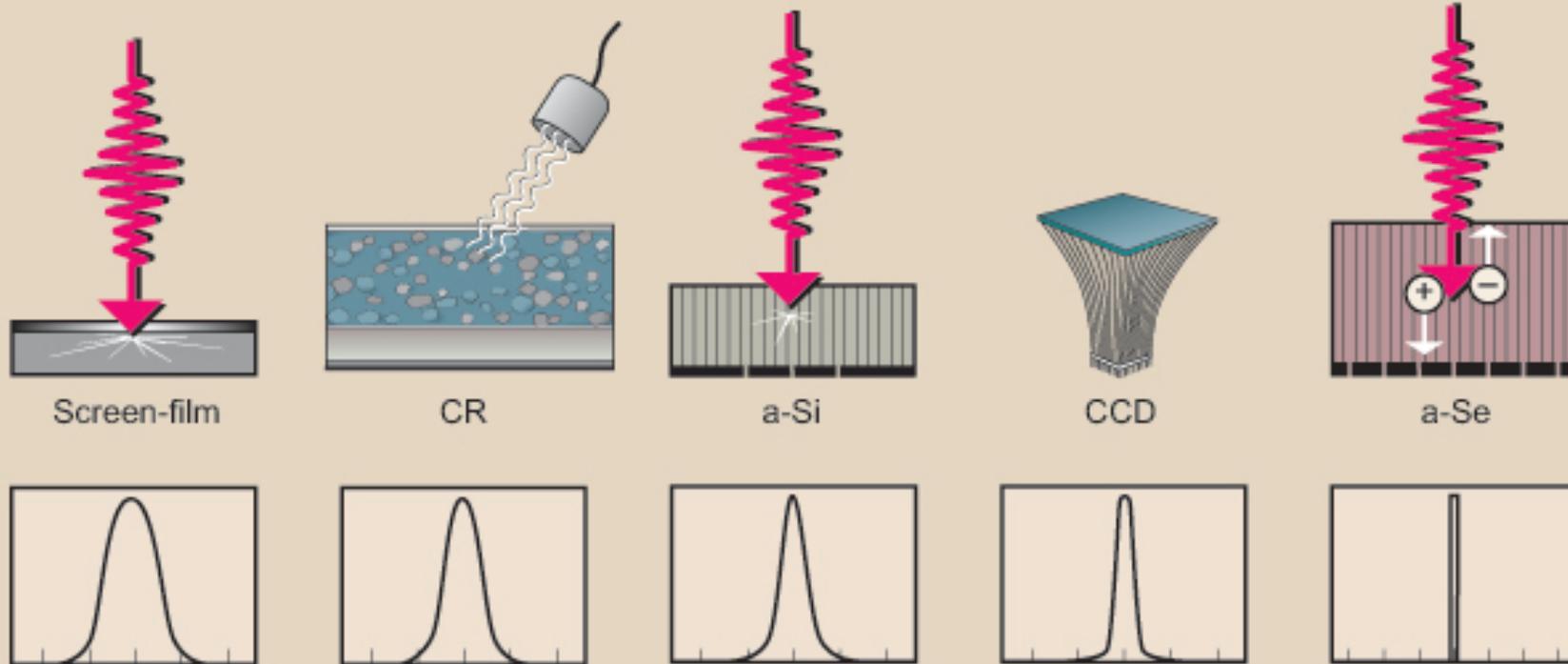
# Borrosidad

- Hay **distintas fuentes** de borrosidad relacionadas con diferentes aspectos de la formación de la imagen:
  - Borrosidad del receptor
  - Borrosidad geométrica
  - Borrosidad del paciente

# Borrosidad del receptor



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



*Bushong, 2016*

# Borrosidad del receptor



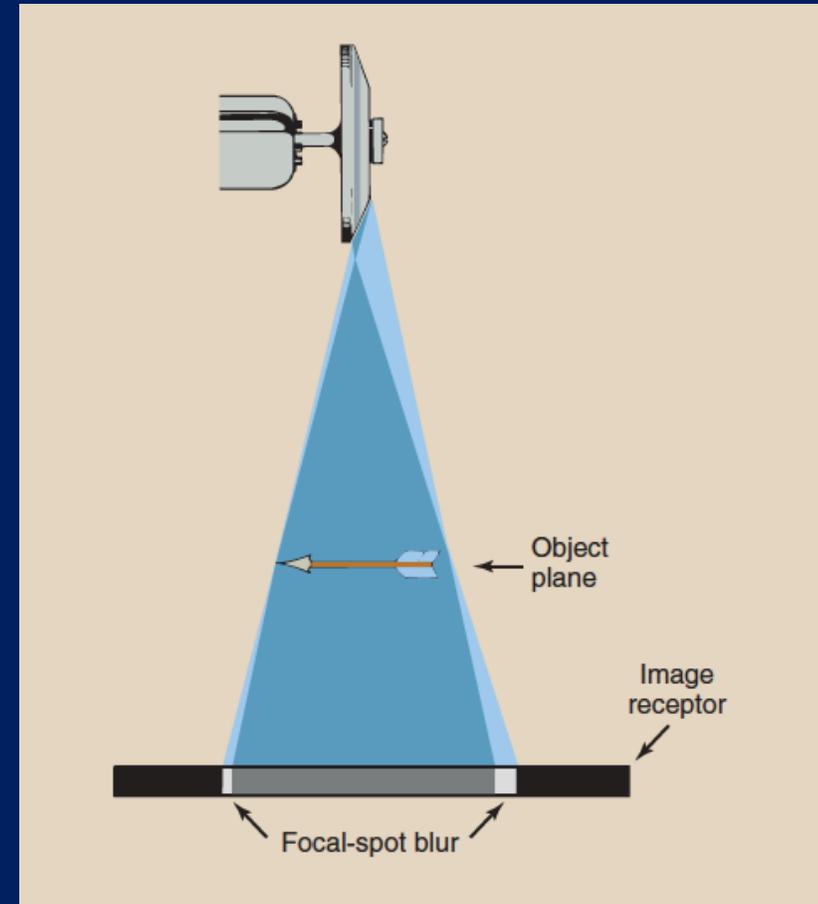
**Table 2**  
**Technical Features of Various Digital Radiography Systems**

Feature	Type of System						
	Screen-Film	Storage-Phosphor	Lens-coupled CCD	Slot-Scan CCD	Direct FPD	Indirect FPD	Indirect FPD
Converter	Gd <sub>2</sub> O <sub>2</sub> S	BaSrFBr:Eu	Gd <sub>2</sub> O <sub>2</sub> S	CsI:TI	Selenium	Gd <sub>2</sub> O <sub>2</sub> S	CsI:TI
Readout	Film	Laser	CCD	CCD	Active selenium matrix	Active silicon matrix	Active silicon matrix
Detector size (in)	14 × 17	14 × 17	14 × 17	17 × 17	14 × 17	17 × 17	17 × 17
Pixel size (μm)	...	200	167	162	139	160	143
Matrix	...	1760 × 2140	2000 × 2500	2736 × 2736	2560 × 3072	2688 × 2688	3121 × 3121
Nyquist frequency (cycles/mm)	5	2.5	3.0	3.1	3.6	3.1	3.5
Dynamic range	1:30	1:40,000	>1:4000	1:10,000	>1:10,000	>1:10,000	>1:10,000

Note.—FPD = flat-panel detector.

# Borrosidad geométrica

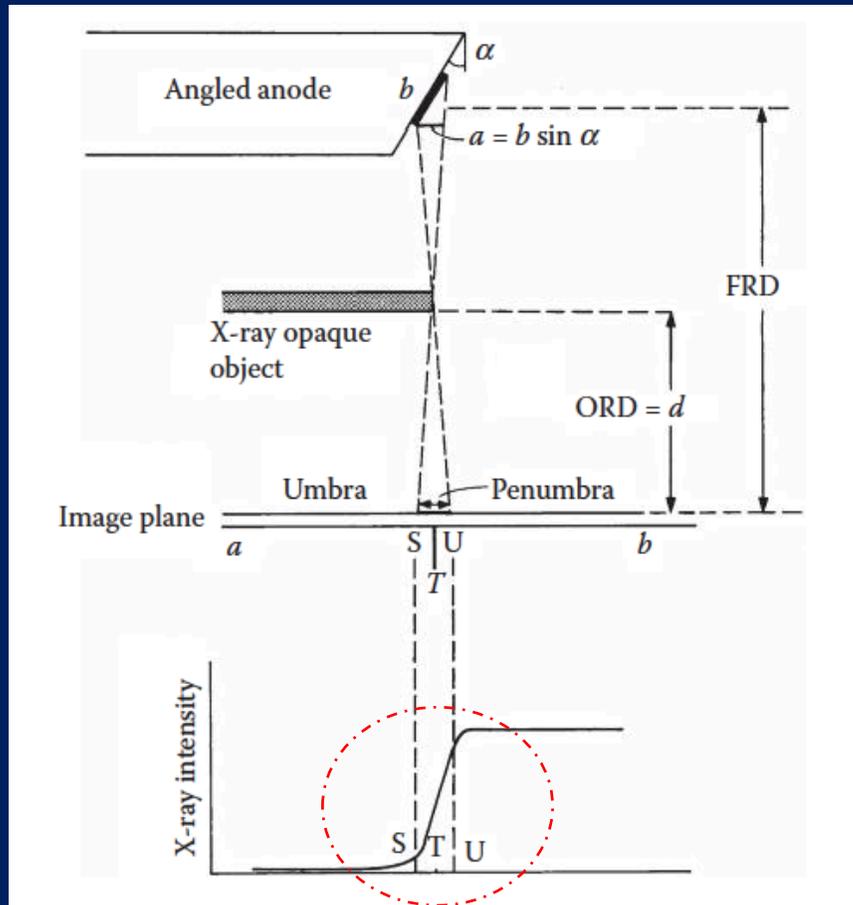
- El causante es el **punto focal**
- Debido a que **tiene dimensiones finitas** (no es un punto en realidad), produce zonas de **penumbra** alrededor de los objetos
- Al aumentar la penumbra, se incrementa la borrosidad



# Borrosidad geométrica

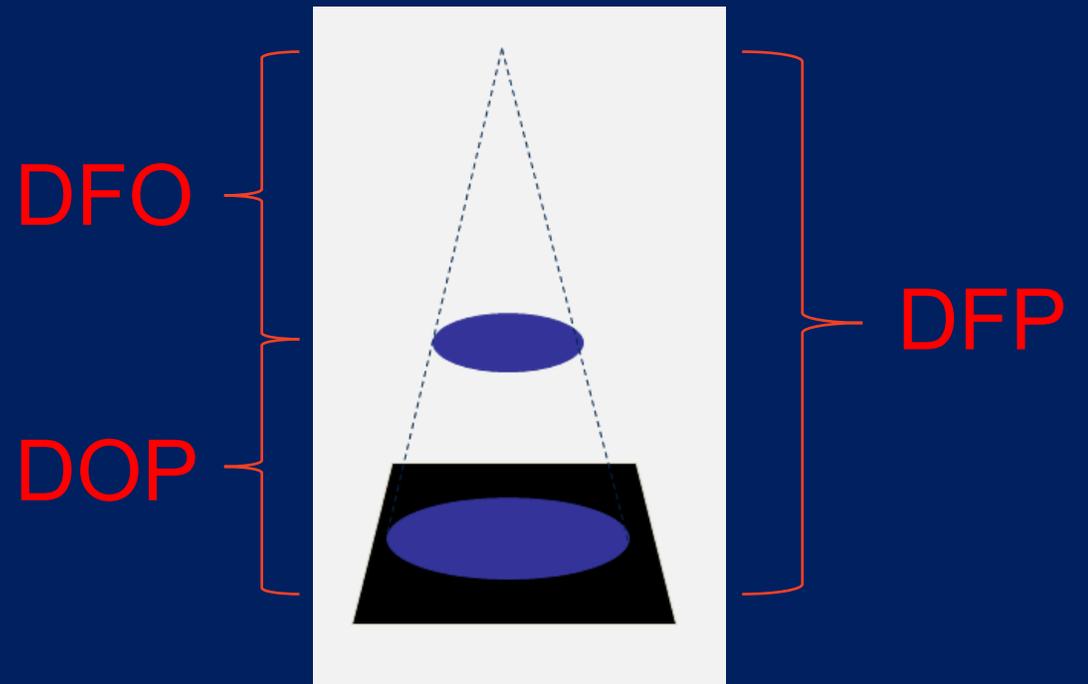


FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



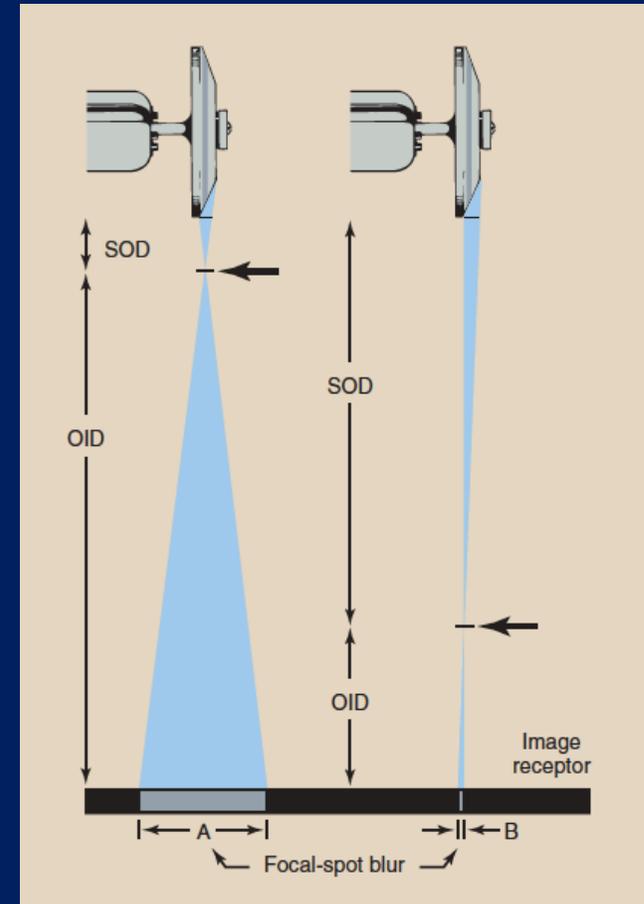
Dendy, 2012

$$p = \frac{\text{Tamaño foco} \cdot DOP}{DFO}$$



# Borrosidad geométrica

- Cuando se aumenta **DOP** o **DFO** la penumbra se incrementa, y por ende, la borrosidad
- Esto implica que las **imágenes magnificadas** tienen **mayor borrosidad**
- La forma de contrarrestarlo es reducir el tamaño del punto focal (Ej. Uso de foco fino)





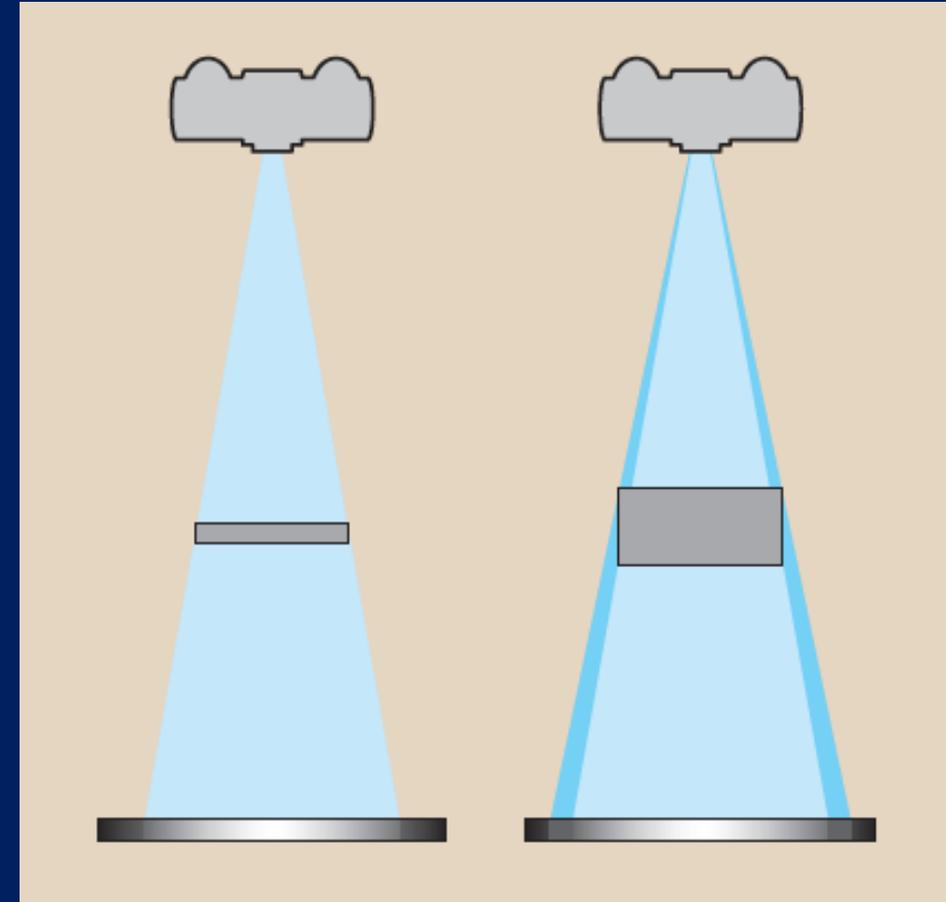
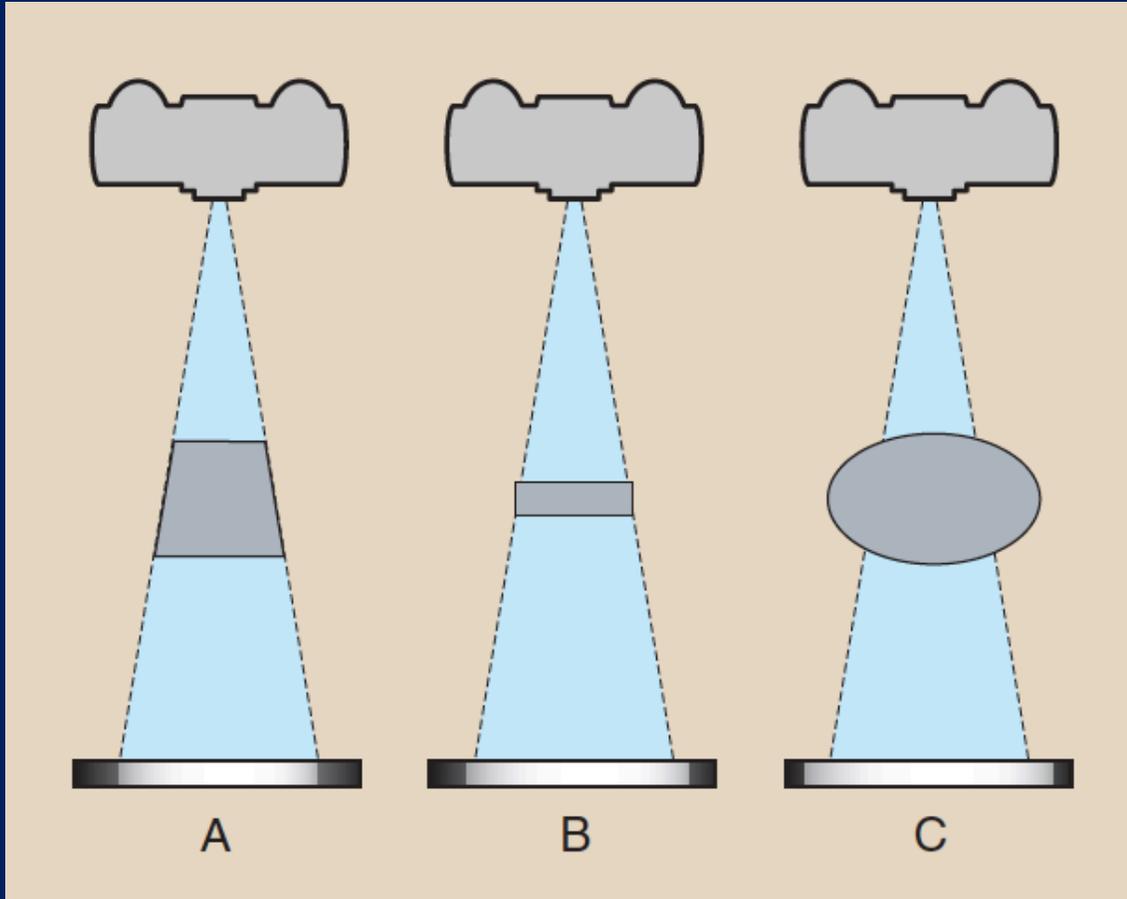
# Borrosidad del paciente

- El paciente también contribuye a la borrosidad en la imagen
- Hay 3 aspectos que contribuyen:
  - La **forma** de las estructuras
  - El **espesor** de las estructuras
  - El **movimiento** (de órganos o del paciente)

# Borrosidad del paciente



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

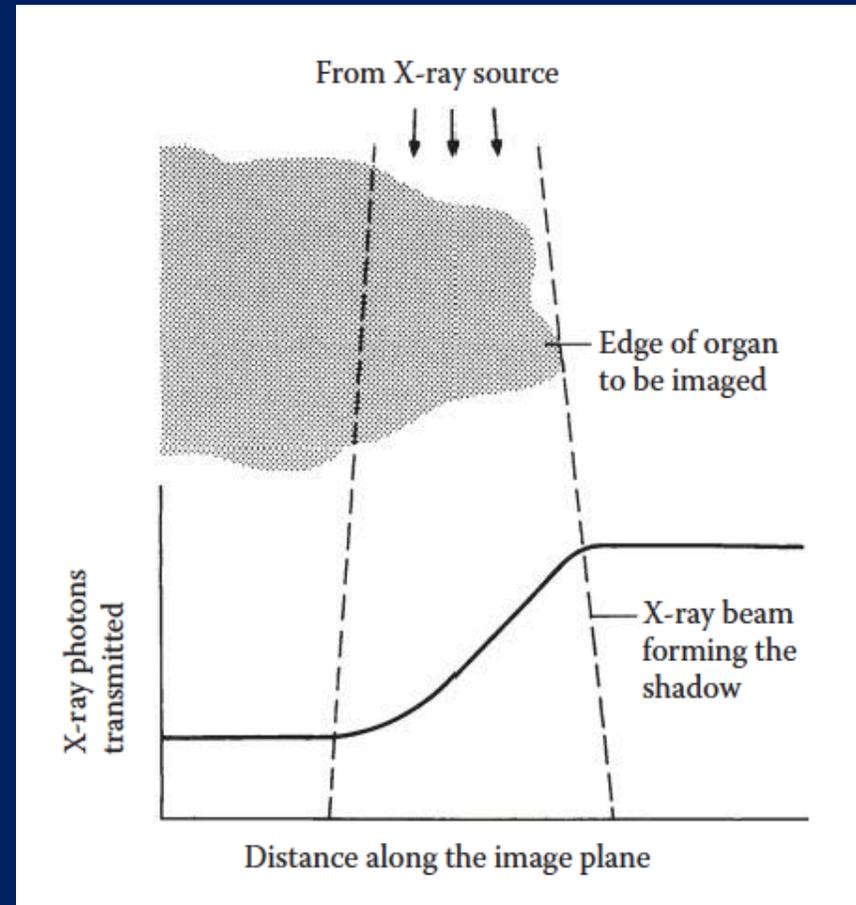


*Bushong, 2016*

# Borrosidad del paciente



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

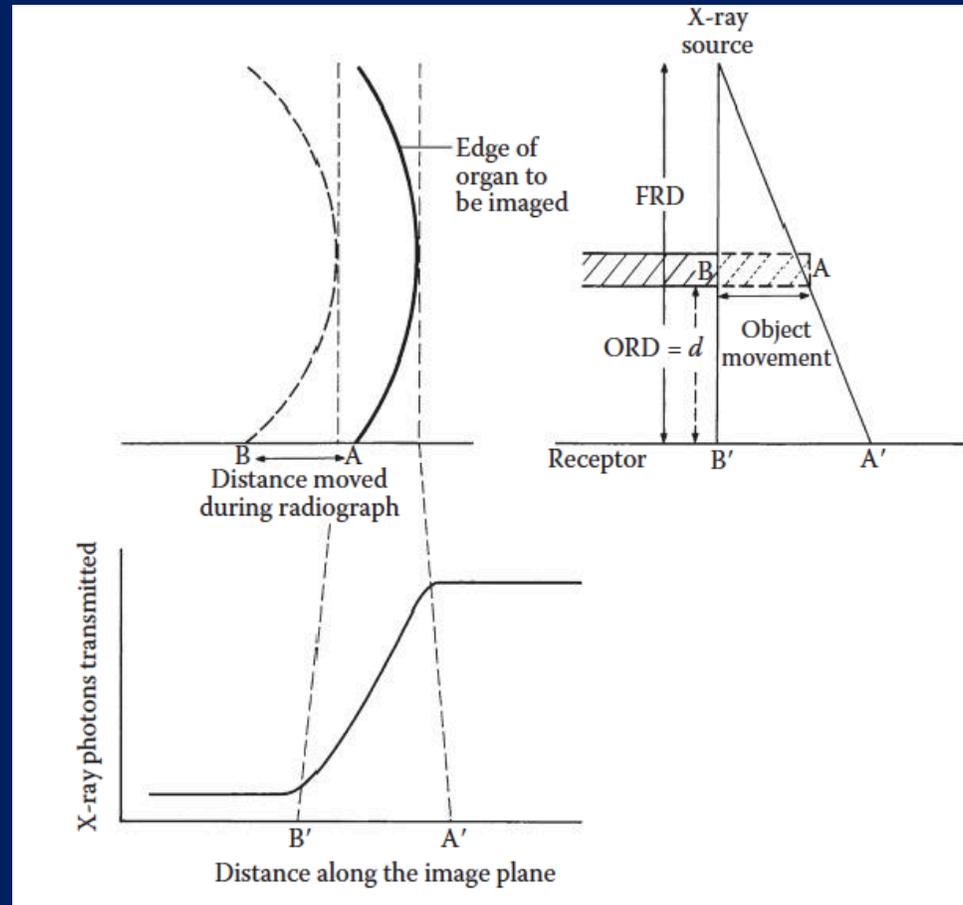


*Dendy, 2012*

# Borrosidad del paciente



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



*Dendy, 2012*

# Borrosidad



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

- La borrosidad es un defecto importante en las imágenes en las que se busca detectar objetos pequeños, como mamografía por ejemplo



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

# Artefactos

# Artefactos



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

- Un artefacto es cualquier **irregularidad** en una imagen que no está causada por la interacción adecuada del haz primario de rayos X con el tejido

*Bushong, 2012*

- Es algo que parece pertenecer al objeto en estudio, pero en realidad es creado por el proceso de formación de la imagen (**defecto**)

# Artefactos



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

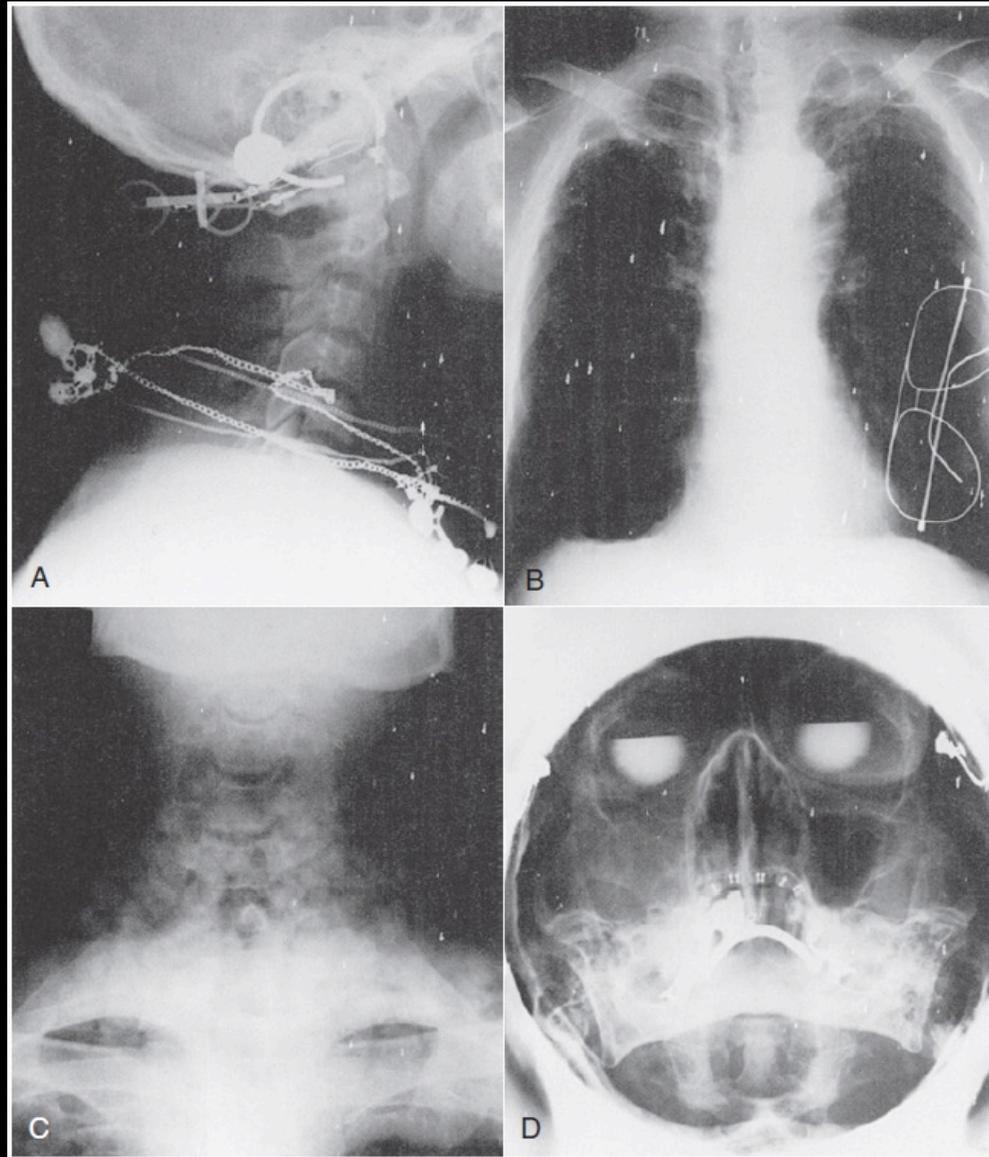
- Los artefactos pueden **interferir** con la visualización de estructuras anatómicas y conducir a diagnósticos erróneos
- Los artefactos pueden generarse en **cualquier etapa** de la formación de la imagen, desde la exposición radiográfica hasta su manipulación

# Artefactos



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

Artefactos de Exposición



*Bushong, 2016*

# Artefactos



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

Artefactos de Procesamiento



*Bushong, 2016*

# Artefactos

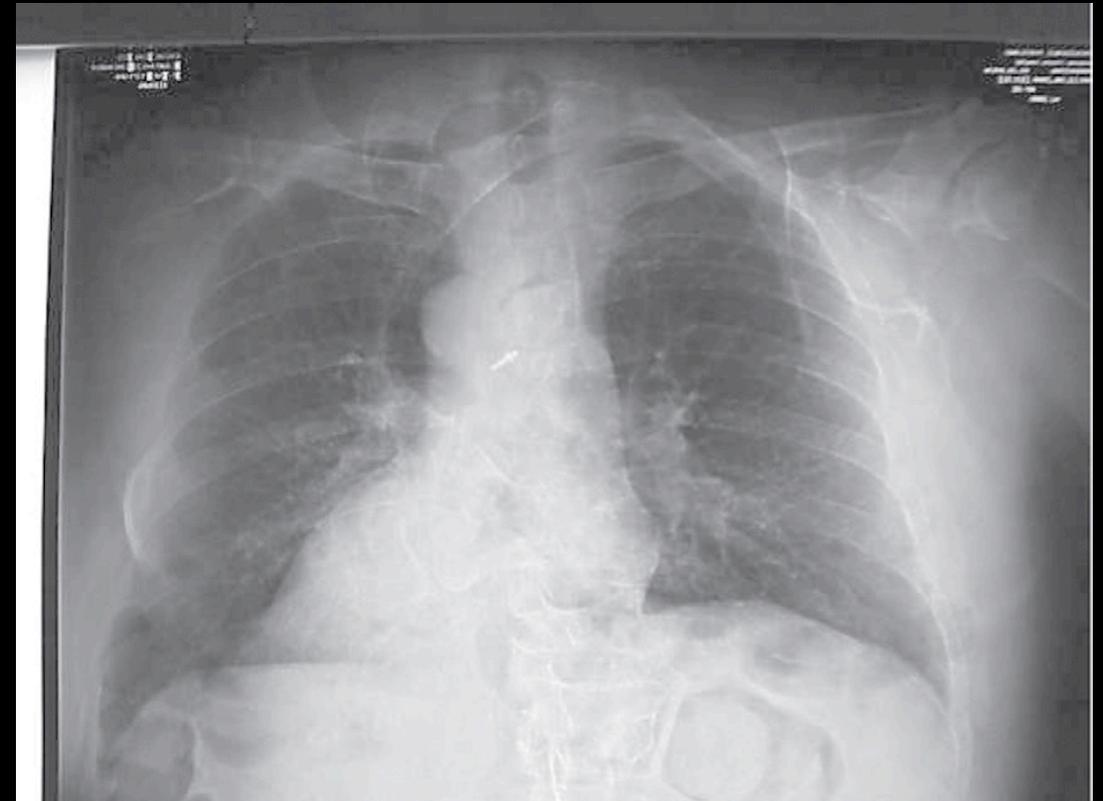


FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



Artefacto de Detector

Artefacto de Gosthing

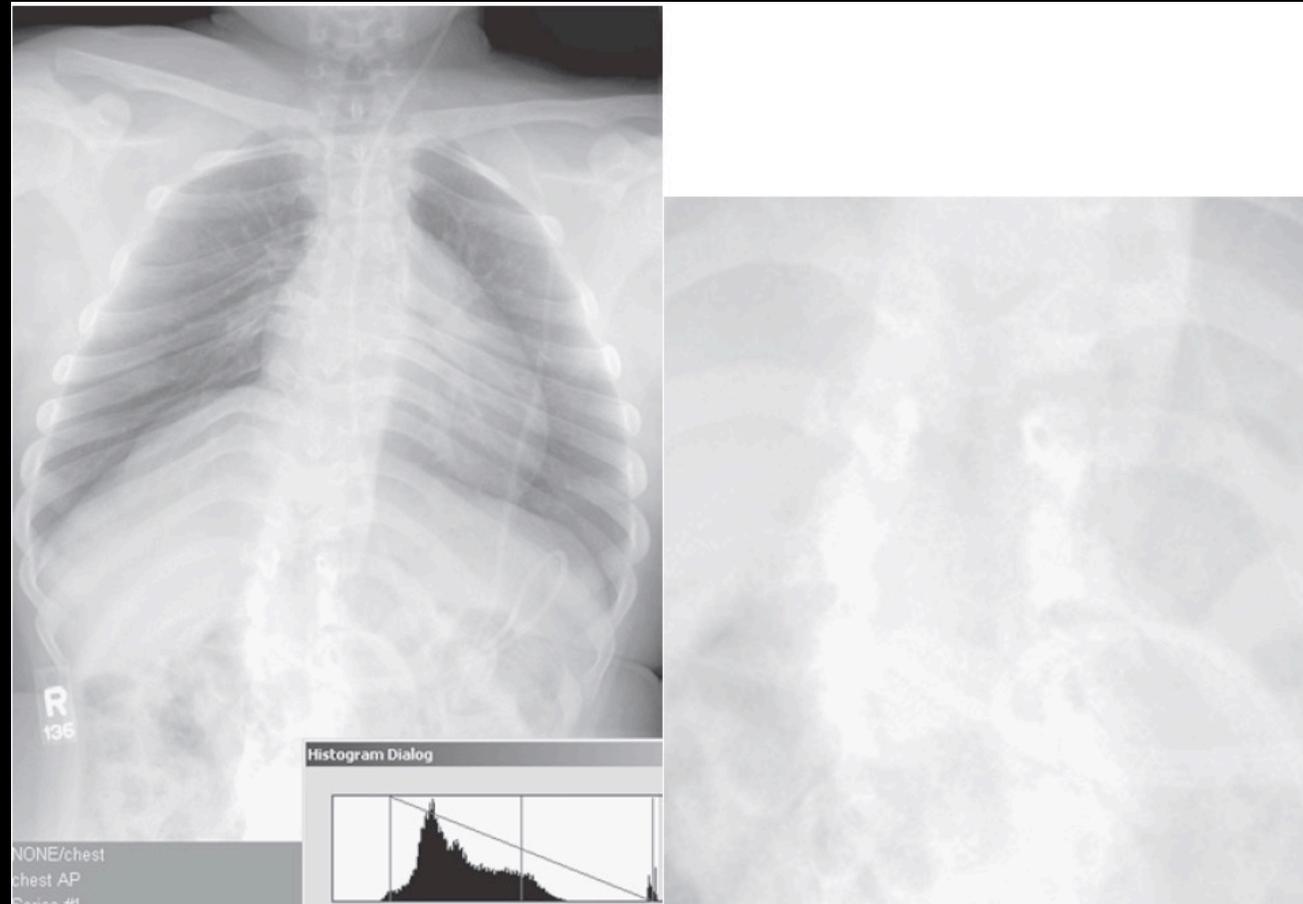


*Bushong, 2016*

# Artefactos



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



Artefacto por subexposición  
en radiografía digital

*Bushong, 2016*

# Artefactos



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

- Los artefactos pueden ser controlados si se conocen sus causas



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

# Función de Transferencia de Modulación



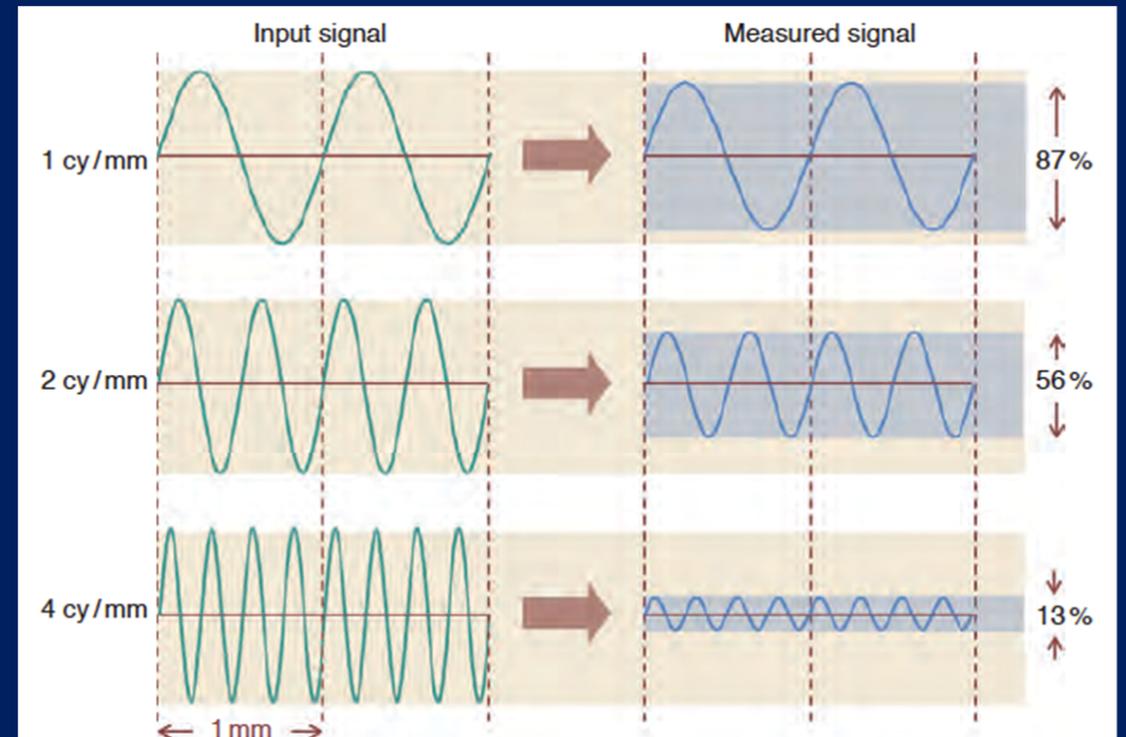
# Función de Transferencia de Modulación

- Conocida por su sigla en inglés **MTF** (Modulation Transfer Function)
- La MTF de un sistema de imágenes es **una medida** de qué tan bien las ondas sinusoidales que describen la transmisión de rayos X a través de un objeto (frecuencia espacial) se representan fielmente en la imagen

*Hendee, 2002*

# Función de Transferencia de Modulación

- Es habitual que los sistemas de imagen intenten representar una frecuencia igual a la del objeto, provocando una **reducción en su contraste**
- Esta reducción **depende de la frecuencia** de los objetos

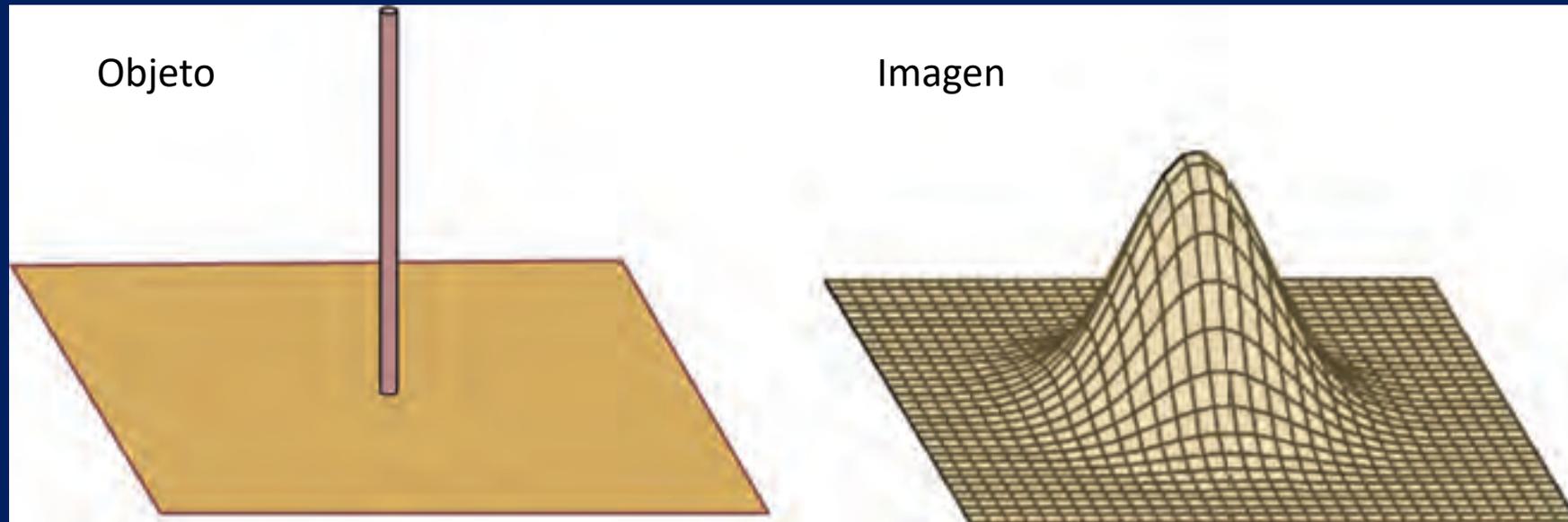


# Función de Transferencia de Modulación



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

Función de dispersión de punto  
**PSF:** Point Spread Function



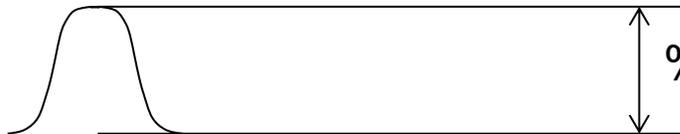
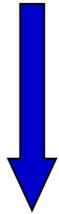
*Bushberg, 2011*

# Función de Transferencia de Modulación

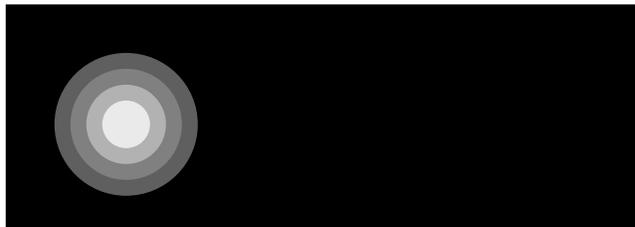


FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE

*IMPULSO INDIVIDUAL*



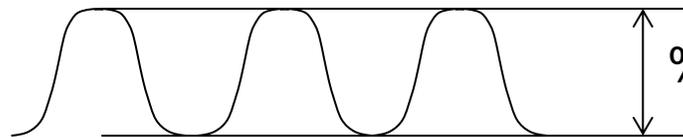
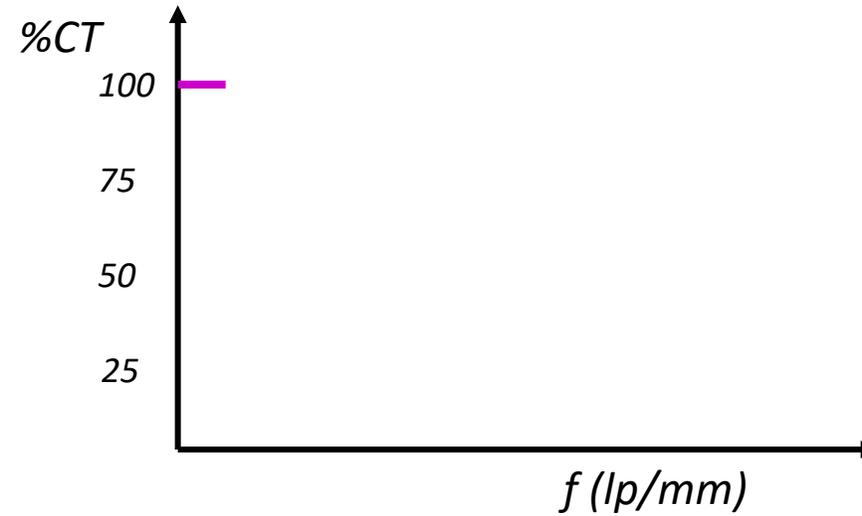
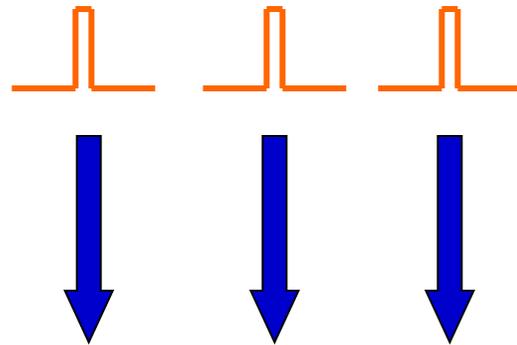
% CONTRASTE TRANSFERIDO



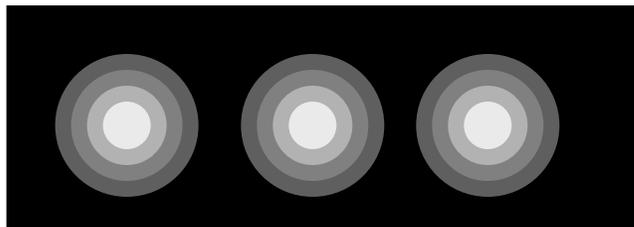


# Función de Transferencia de Modulación

GRUPO DE BAJA  
FRECUENCIA



% CONTRASTE TRANSFERIDO

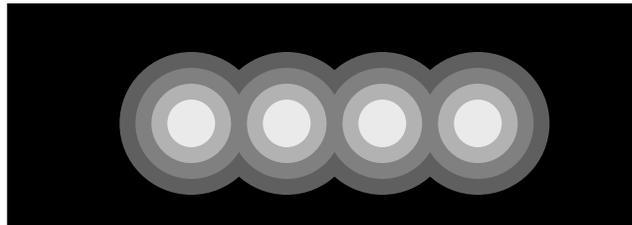
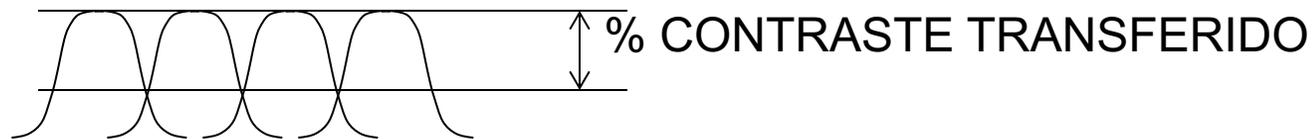
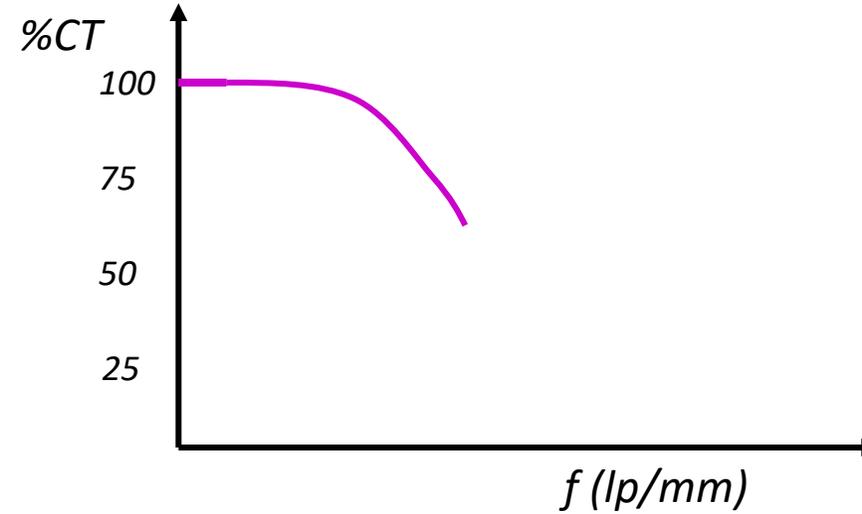
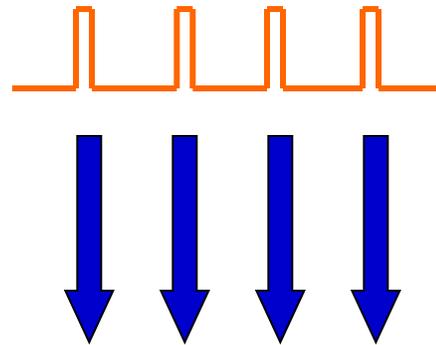


GRUPO RESUELTO



# Función de Transferencia de Modulación

GRUPO DE  
FRECUENCIA MEDIA

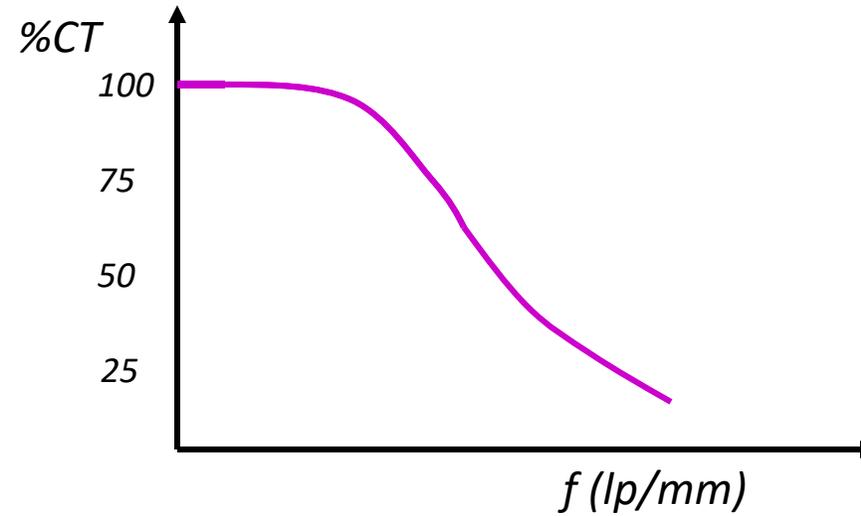
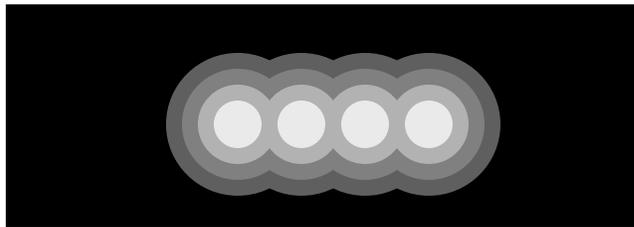
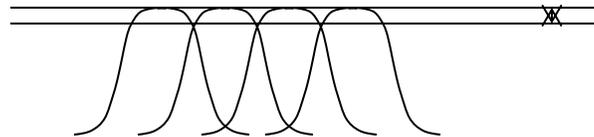
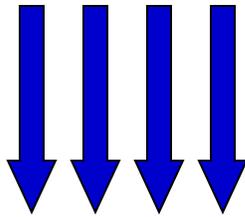
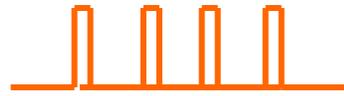


GRUPO RESUELTO



# Función de Transferencia de Modulación

GRUPO DE ALTA  
FRECUENCIA



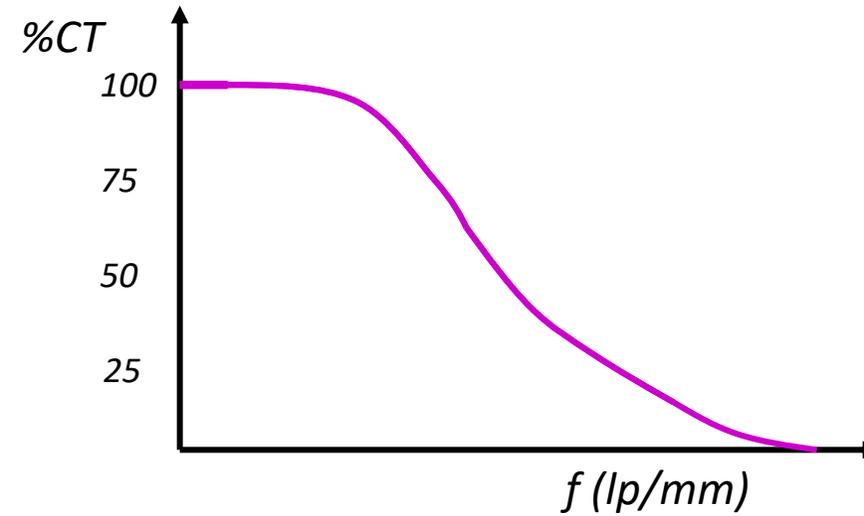
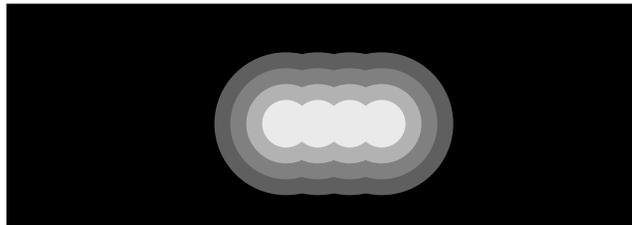
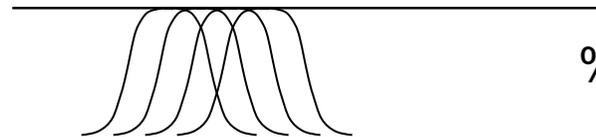
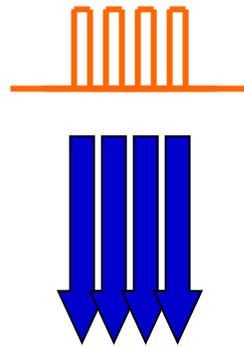
% CONTRASTE TRANSFERIDO

GRUPO RESUELTO



# Función de Transferencia de Modulación

GRUPO DE MUY  
ALTA FRECUENCIA

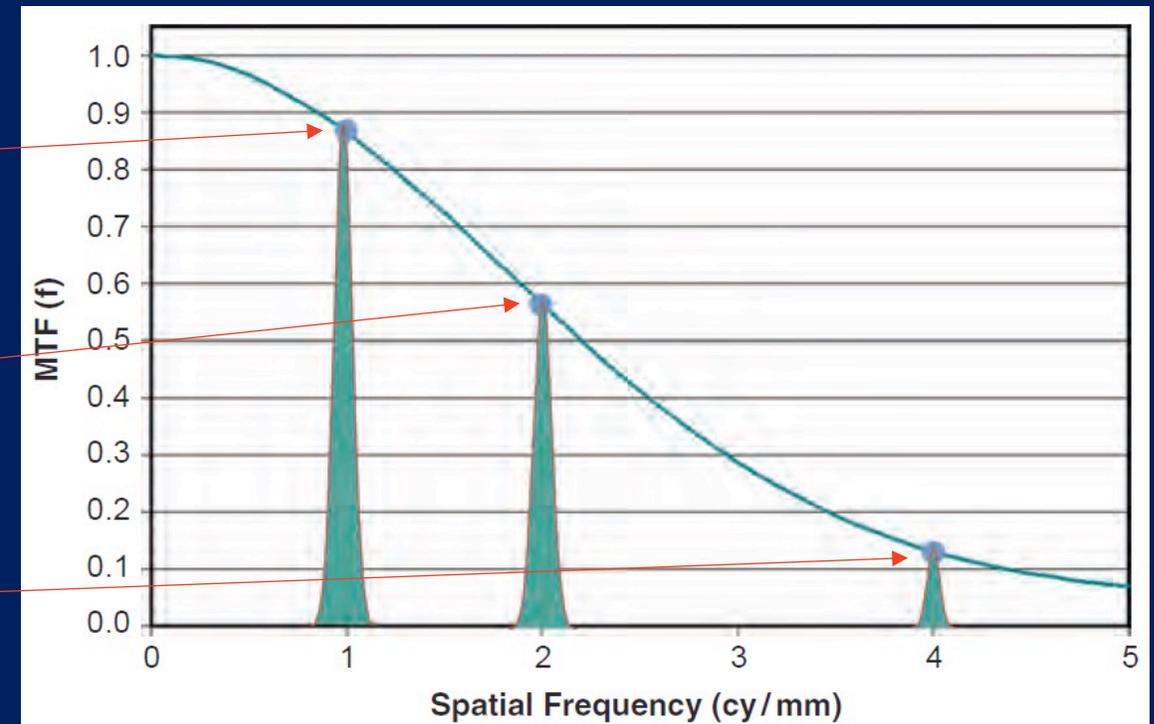
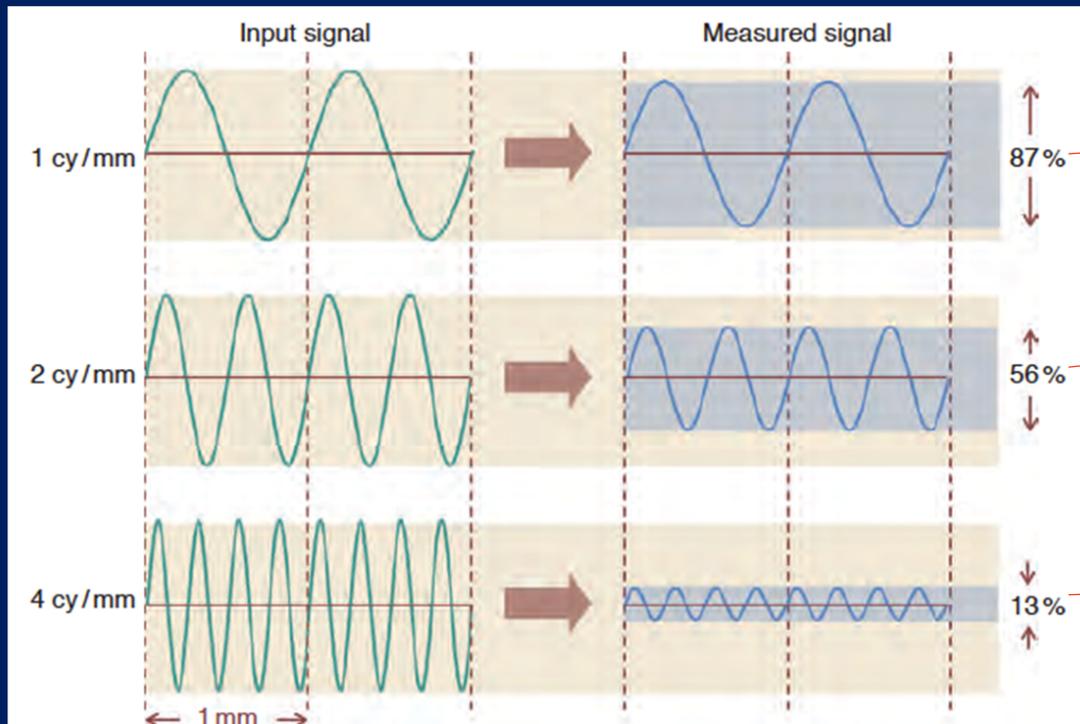


% CONTRASTE TRANSFERIDO

GRUPO NO RESUELTO



# Función de Transferencia de Modulación

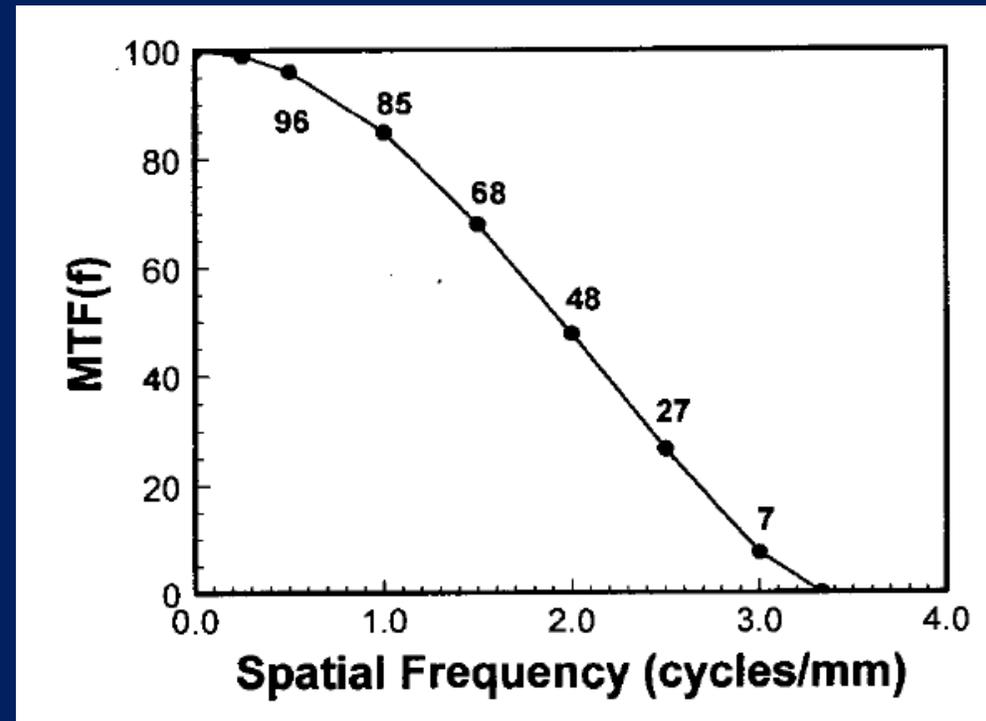




# Función de Transferencia de Modulación

- MTF es una **medición objetiva** de la resolución real del sistema, ya que toma en cuenta la borrosidad y el contraste sobre un rango de frecuencias espaciales

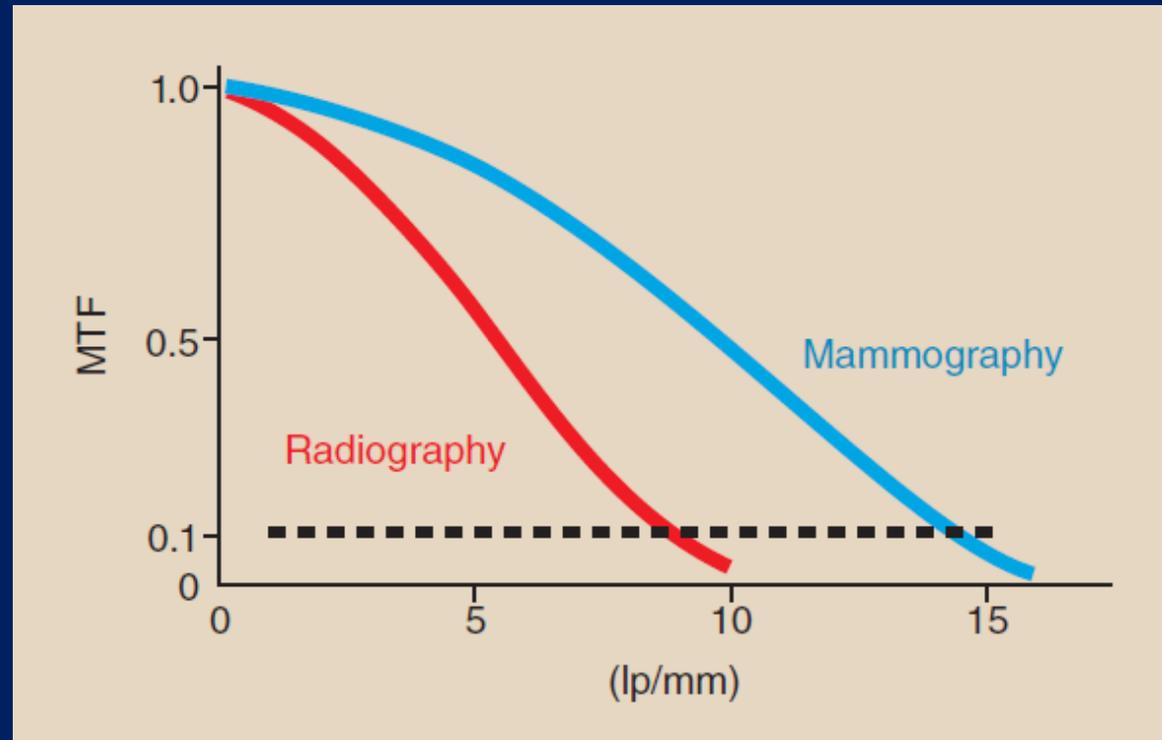
La **frecuencia espacial límite** de un sistema de imagen se estima habitualmente a un valor de **MTF del 10%**



# Función de Transferencia de Modulación



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



*Bushong, 2016*

# Calidad de Imagen



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE



# Características principales de la imagen

Contraste

Resolución  
Espacial

Ruido

Borrosidad

Artefactos



# Lectura recomendada

- Capítulos de Bushong
  - Calidad de Imagen
  - Artefactos de la imagen
  - La Imagen Digital
  - Artefactos de la imagen digital



FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE CHILE