



PHASE CONTRAST IMAGING

EN TOMOGRAFÍAS CON RAYOS X

SEMINARIO DE ÓPTICA CUÁNTICA

DAVID L. PAIPA

22 MARZO 2018



DISCLAIMER

- Laboratorio de Altas Energías
- MEDIPIX 3
- Agradecimientos:
 - Ph.D. Carlos Ávila
 - Gerardo Roque
- Preguntas

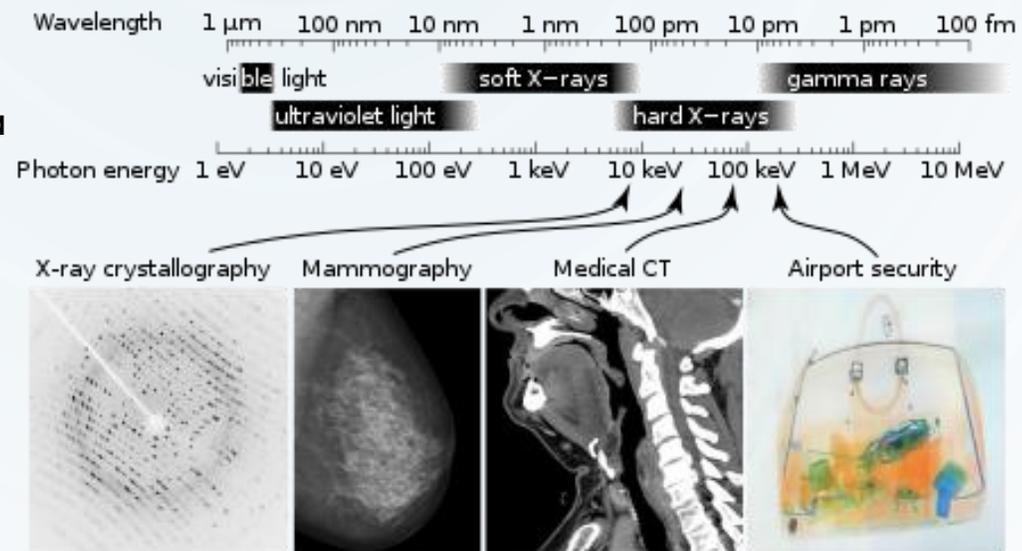
RAYOS X

OUTLINE

- Rayos X
 - Uso en tomografías
- MEDIPIX
 - Funcionamiento e implementación
- Modelo computacional
 - Proceso de los datos
 - Parametrización
- Phase Contrast Imaging
- FAQ (Aplicaciones y desarrollo)

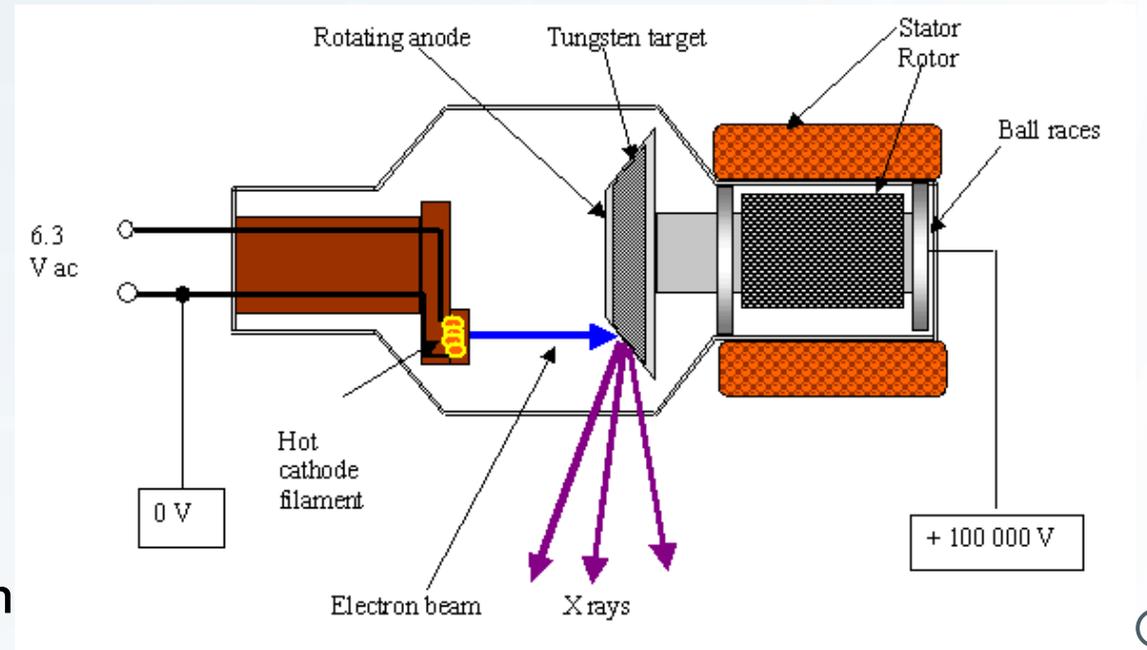
RAYOS X

- 1895 – Wilhelm Röntgen
 - William Crookes – Nikola Tesla
- 0.01 nm – 10 nm
 - 100 eV – 100 keV
 - Altamente penerantes
 - Efecto prisma



RAYOS X

- Cañón de rayos X
- Régimen de energías 20KeV – 40KeV
- Colimador de Plomo y Acero
- Curva de energía
- Cañón para radiología médica y cañón para investigación



RAYOS X

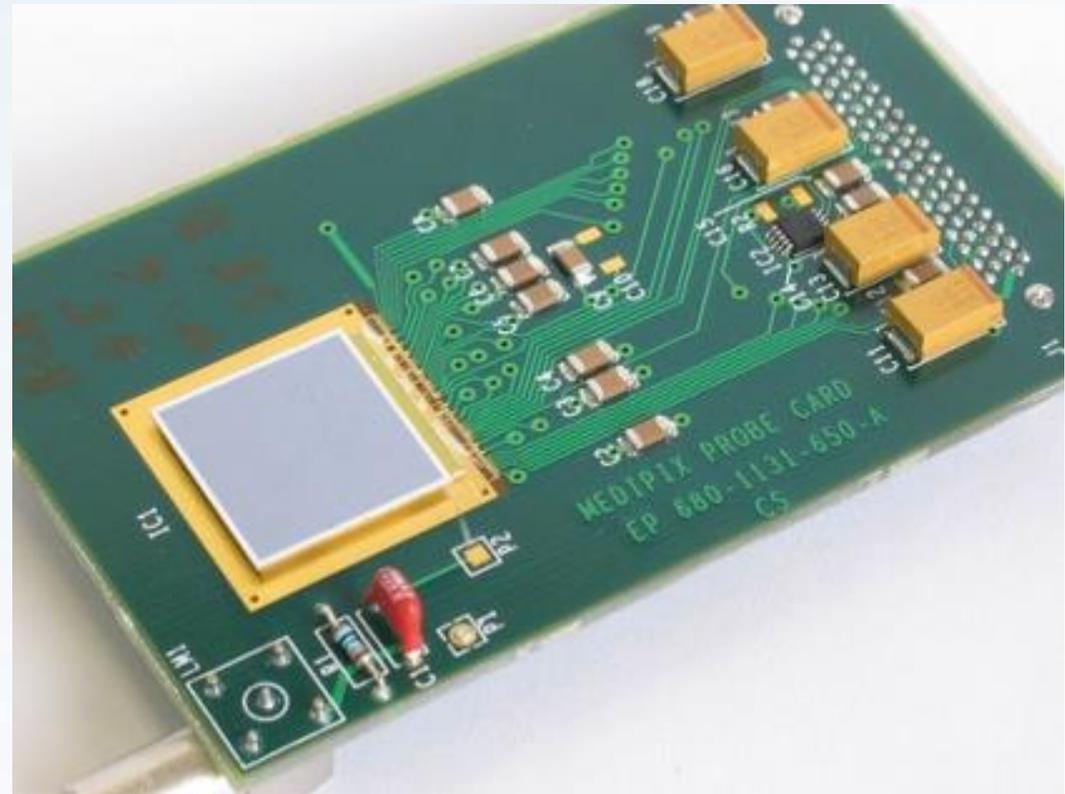
- Radiología moderna.
- Sensores digitales y placas fotográficas
- Cambios en la intensidad de muestreo
- Absorción fotoeléctrica



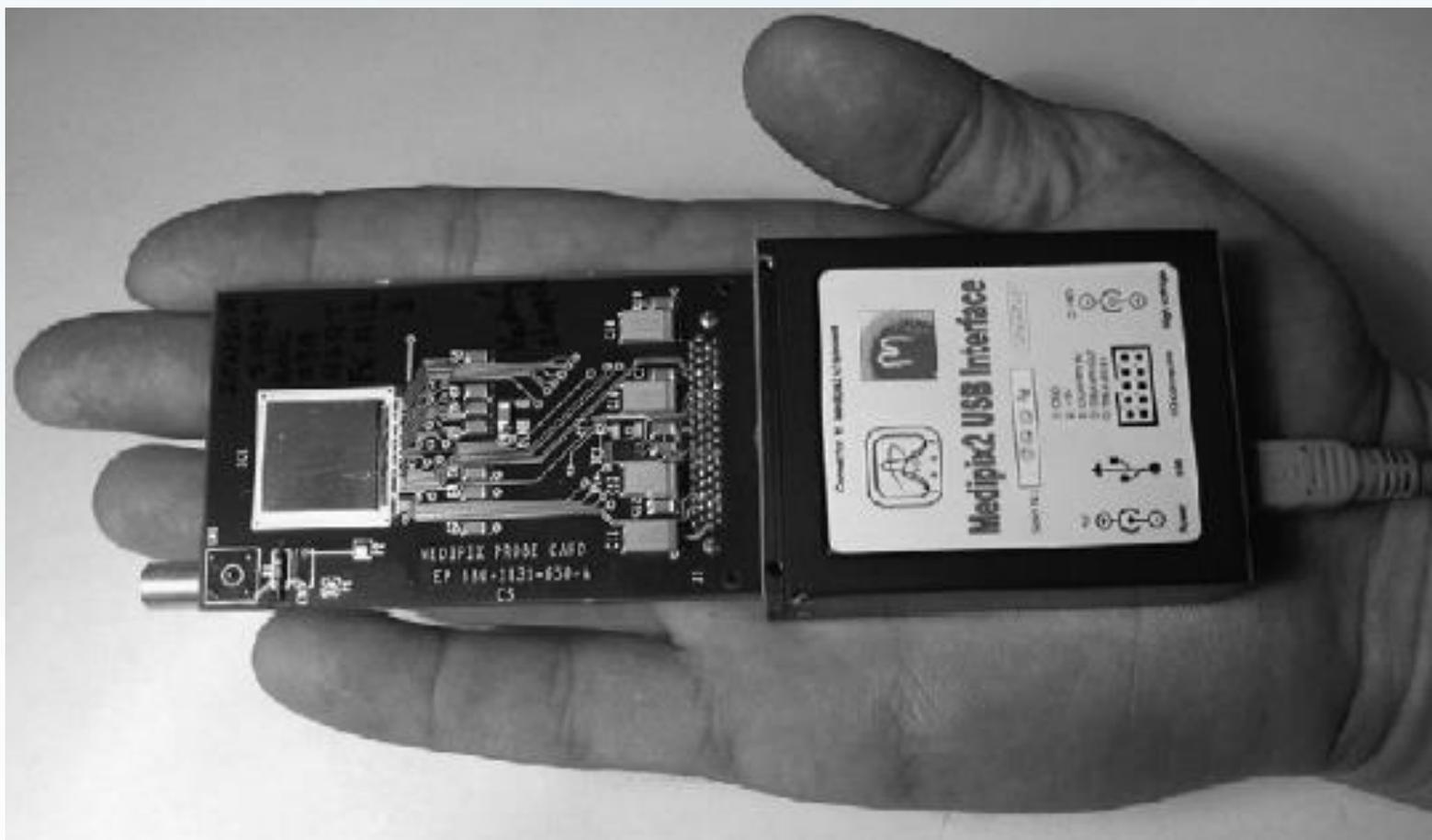
MEDIPIX 3

MEDIPIX 3

- Complementary Metal-Oxide Semiconductor (CMOS) pixel detector
- Conteos discretos a distintos umbrales de energía
- $55\mu\text{m}$ cada pixel
- Matriz de pixeles 256×256
- 200 V



MEDIPIX 3



Collaboration institutes within the Medipix3 Collaboration

Institute	Group	Country
University of Canterbury	MARS-CT	New Zealand
Commissariat à l'Énergie Atomique et aux Énergies Alternatives (CEA)	Institute for Integration of Systems and Technologies (LIST). Department of Metrology, Instrumentation & Information	France
CERN	The Medipix Team, Microelectronics Group, PH Department	Switzerland
DESY-Hamburg	The Detector Group	Germany
Diamond Light Source	Detector Group	UK
Albert-Ludwigs-Universität Freiburg	Freiburger Materialforschungszentrum	Germany
University of Glasgow	Detector Development Group , Dept of Physics and Astronomy	UK
ISS	Institute for Synchrotron Radiation	Germany
Leiden University	Biophysical Structural Chemistry , Leiden Institute of Chemistry	The Netherlands
LNLS – Brazilian Synchrotron Light Laboratory	DET - Detectors Group	Brazil
National Institute for Subatomic Physics, Nikhef	Detector R&D	The Netherlands
Mid-Sweden University		Sweden
Czech Technical University	Institute of Experimental and Applied Physics	Czech Republic
European Synchrotron Radiation facility (ESRF)	Detector & Electronics Group	France
Universität Erlangen-Nürnberg	Arbeitsgruppe SPOC, Physikalisches Institut	Germany
University of California, Berkeley	Space Sciences Laboratory	USA
VTT Information Technology	Microsystems	Finland
Universität Bonn	Physikalisches Institut	Germany
Universidad de los Andes	Departamento de Física	Colombia

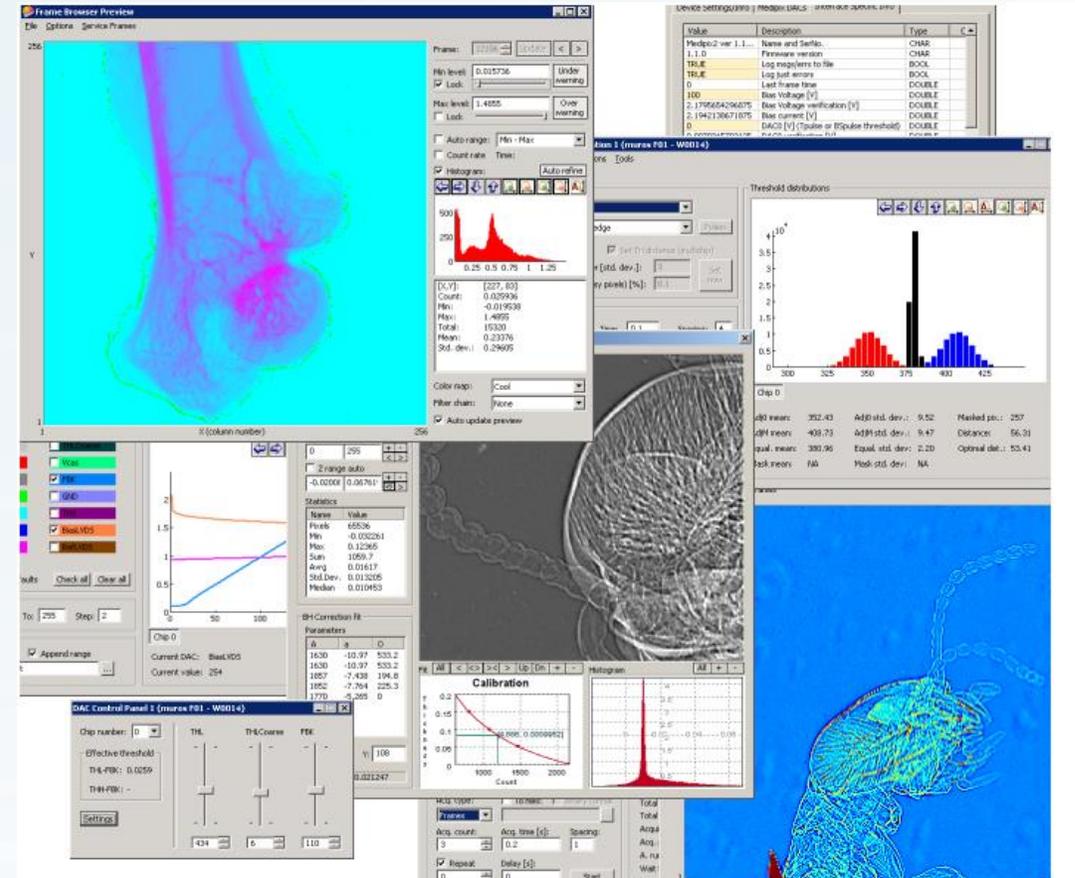


MEDIPIX 3

- Colaboración MEDIPIX 1 (90's)
- Colaboración MEDIPIX 2 (90's)
- Colaboración MEDIPIX 3 (2006)
- Colaboración MEDIPIX 4 (2016)

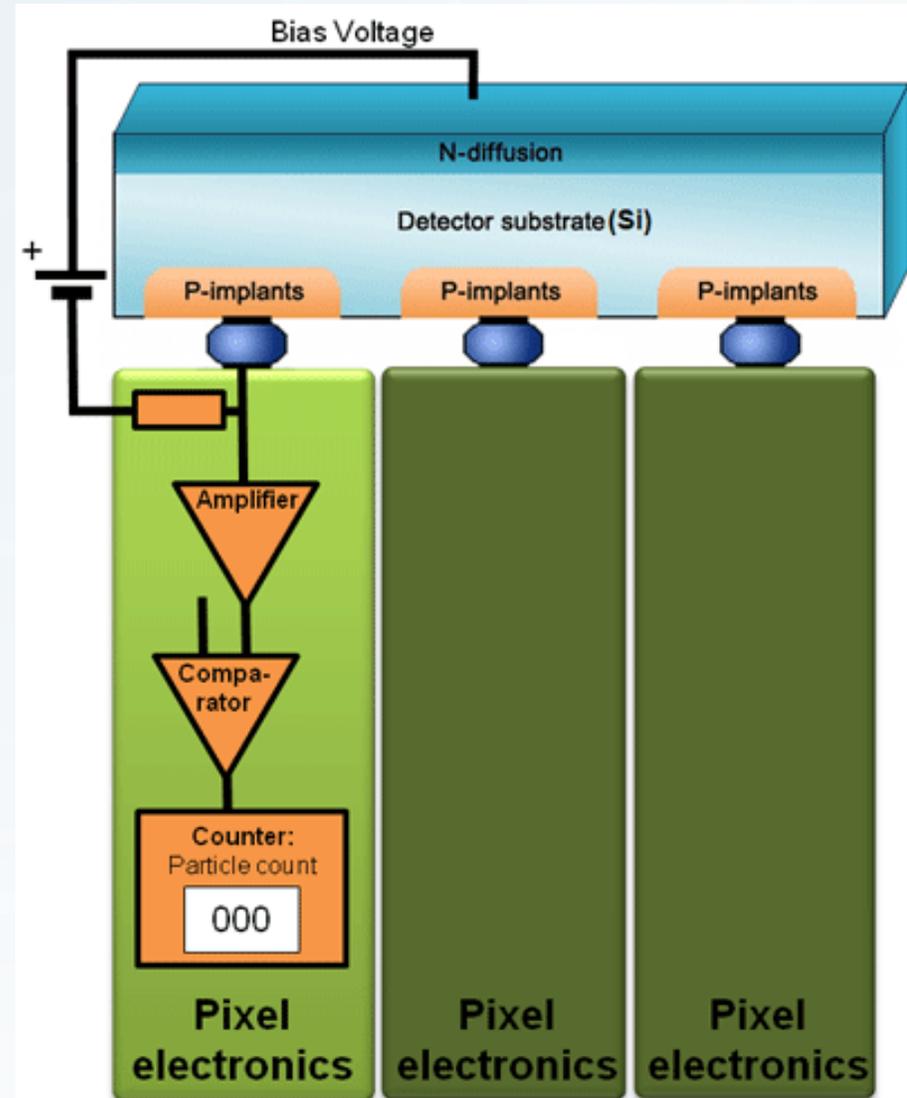
MEDIPIX 3

- Pixelman
- University of Napoli
- Czech Technical University in Prague
- Dosimetría, análisis de materiales, Imaging, HEP

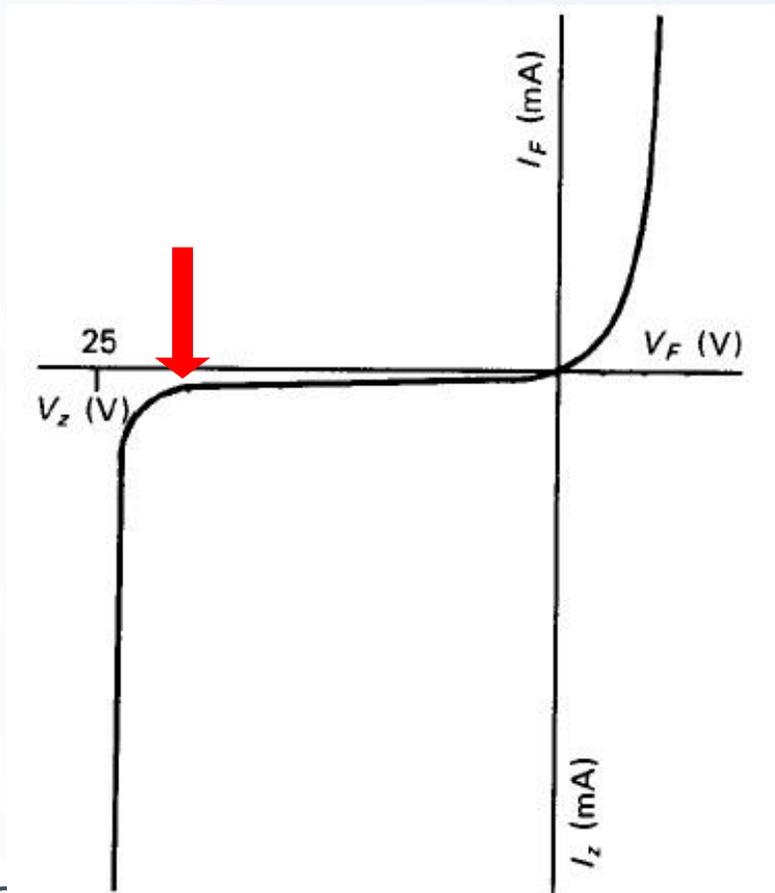


MEDIPIX 3

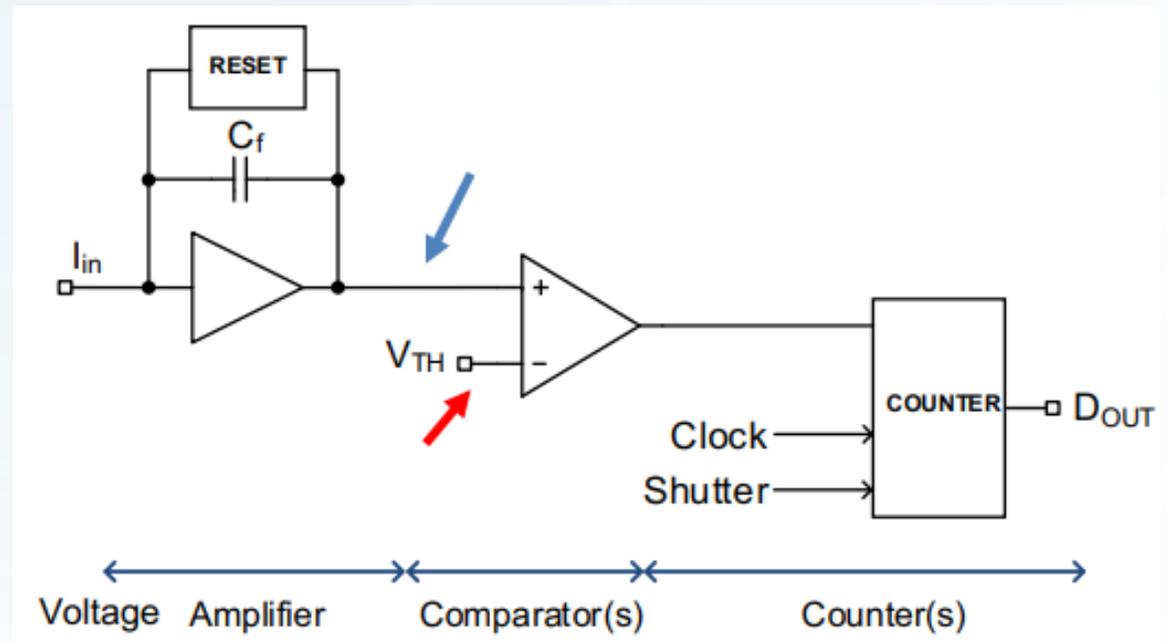
- ¿Cómo funciona?
 - Efecto Zener
 - Dopaje a alto potencial
 - Electrónica digital
 - Si, GaAs , CdTe



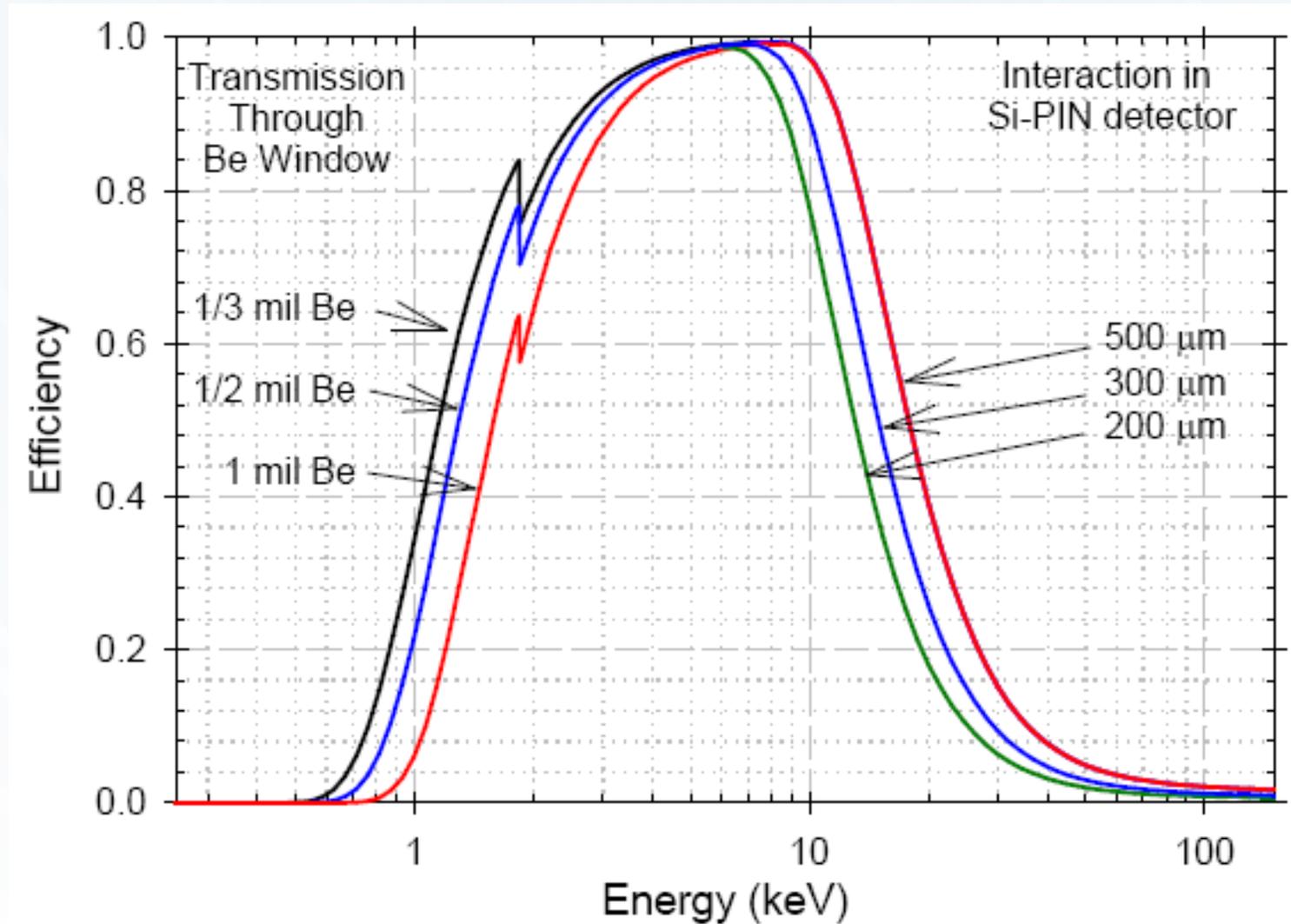
MEDIPIX 3



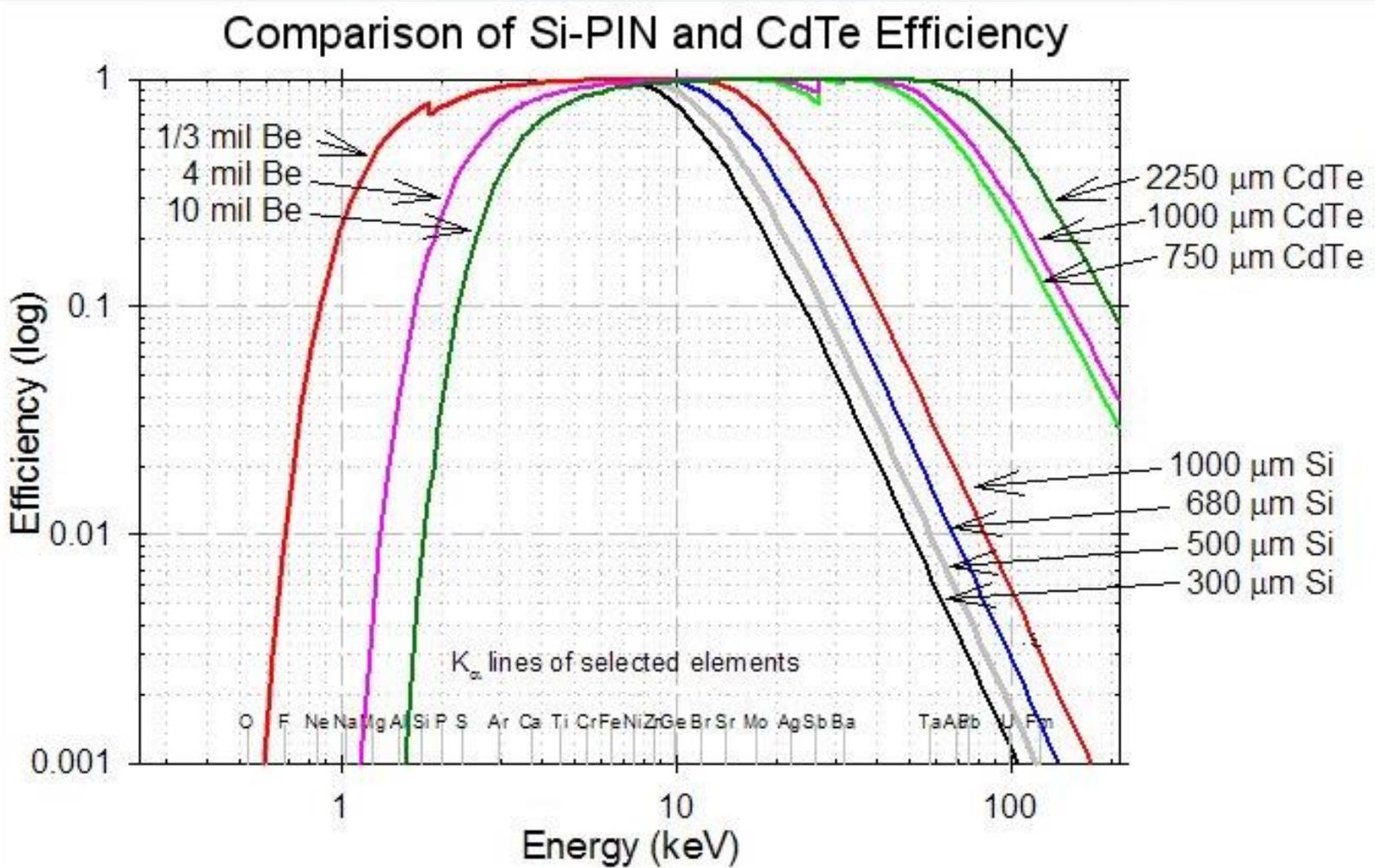
Característica I - V de un diodo Zener.



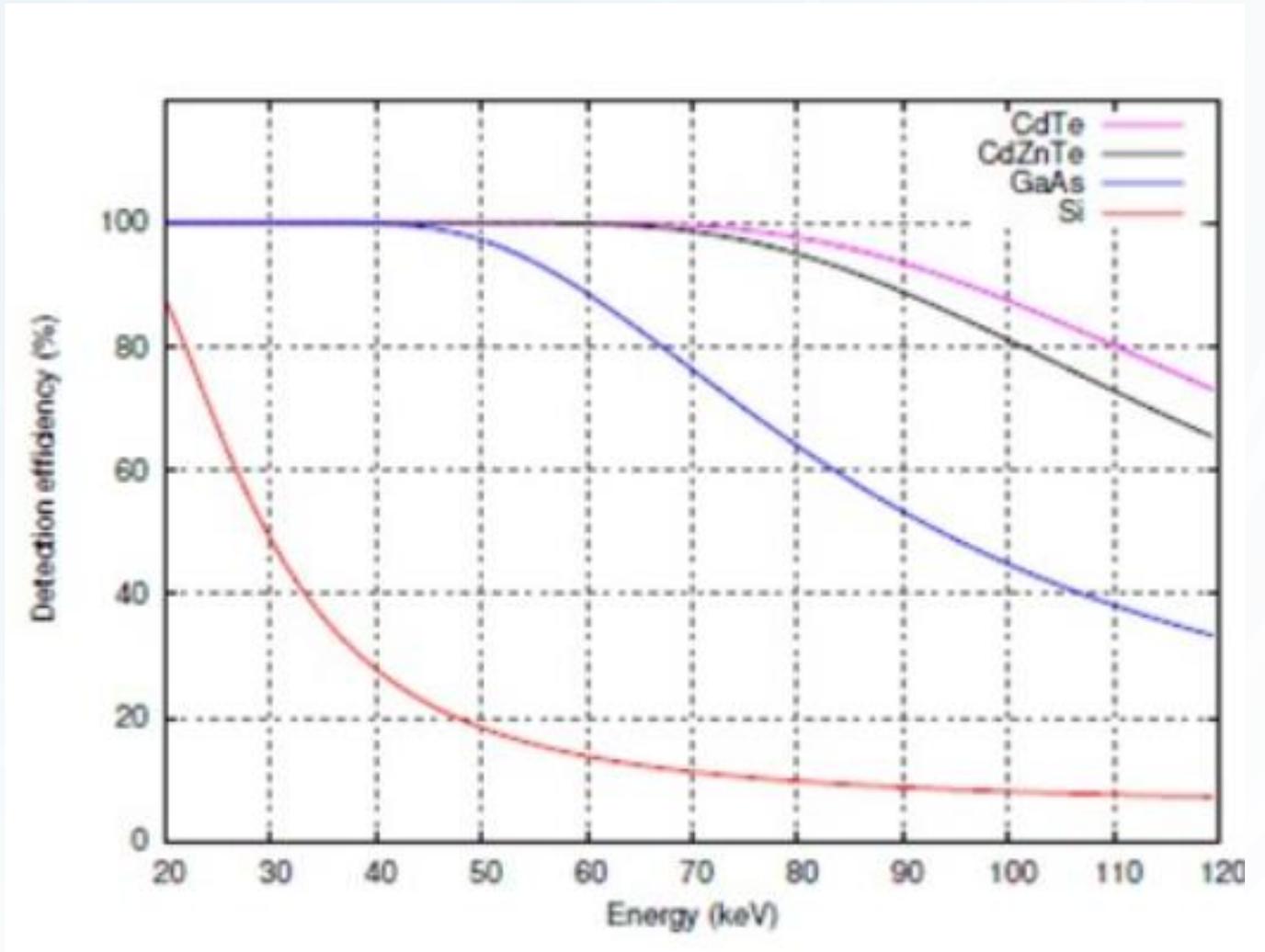
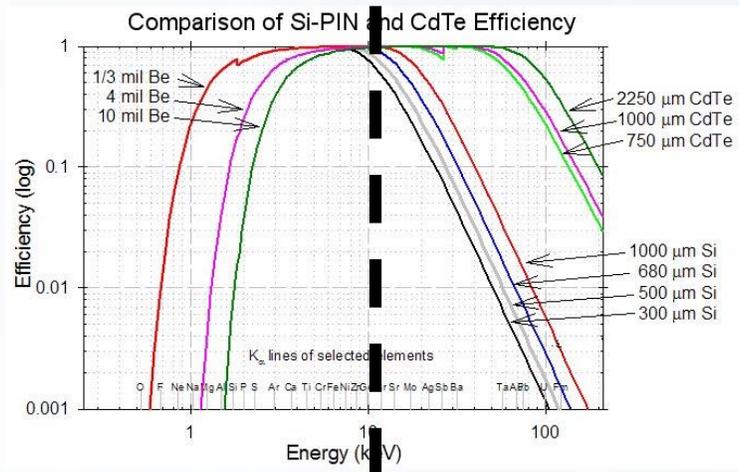
MEDIPIX 3



MEDIPIX 3



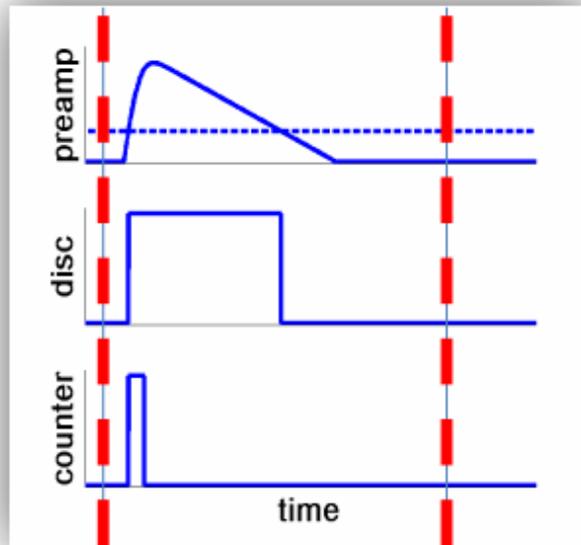
MEDIPIX 3



MEDIPIX 3

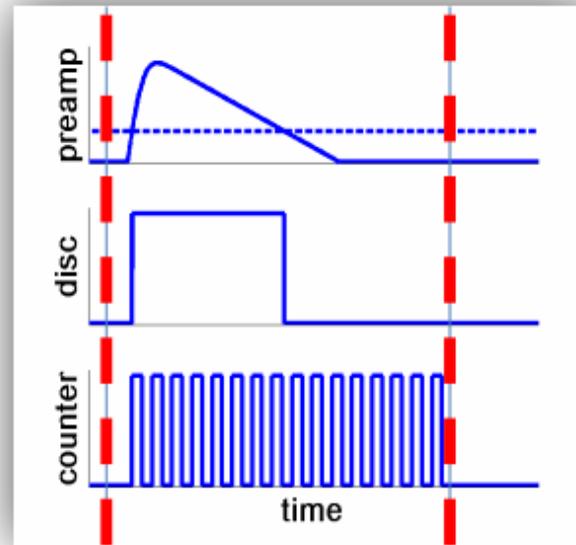
- Particle counting

Open shutter *Close shutter*



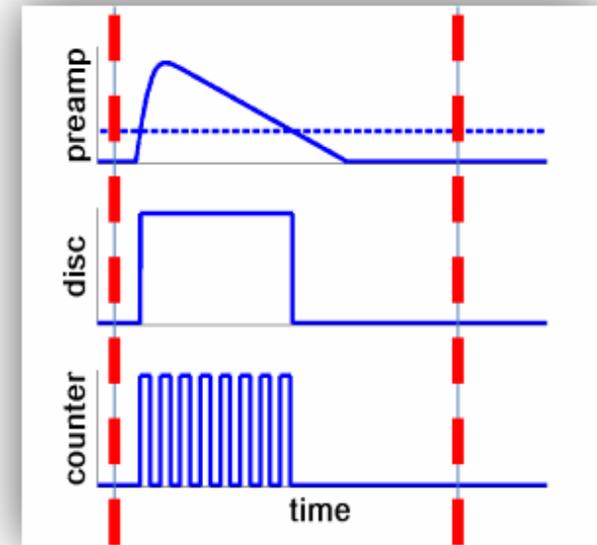
- Arrival Time*

Open shutter *Close shutter*

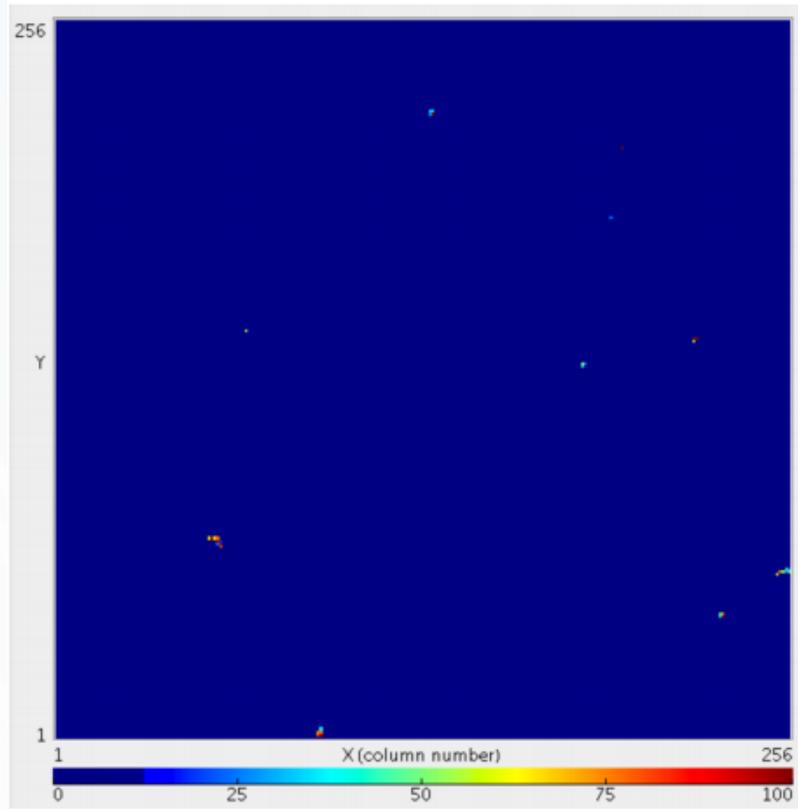


- Time over threshold

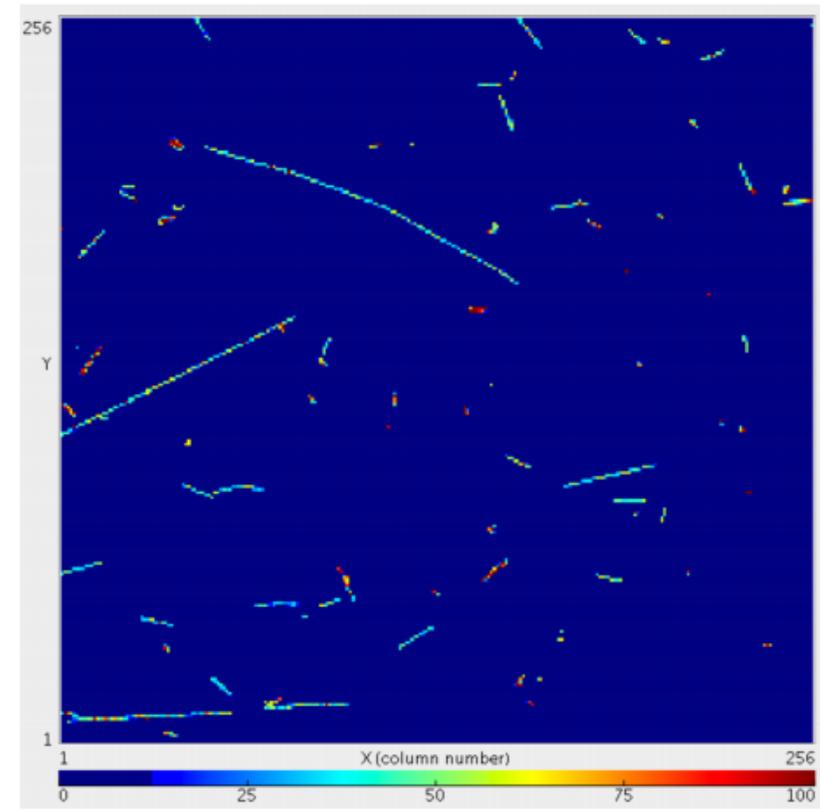
Open shutter *Close shutter*



MEDIPIX 3

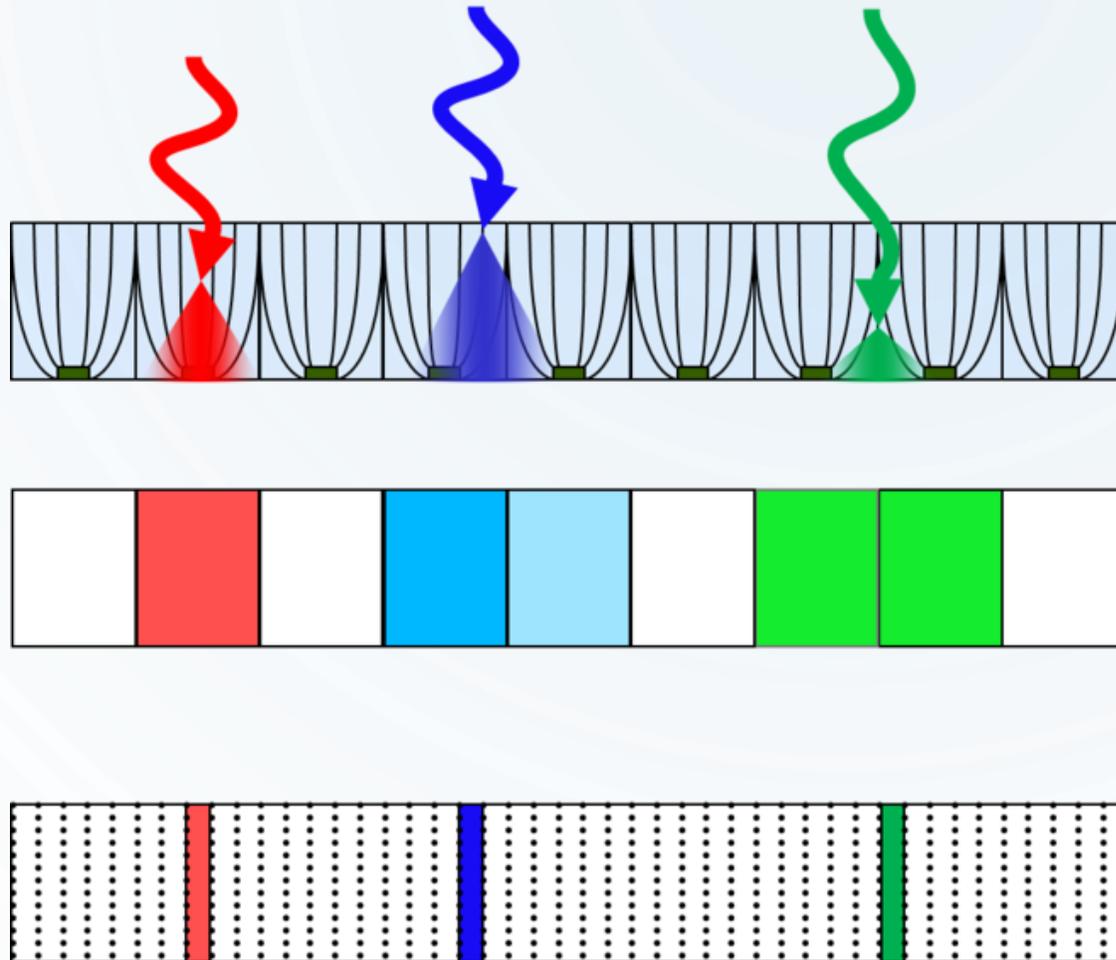


Near sea level



34 000 feet

MEDIPIX 3



Charge sharing



Low resolution
analog image



High resolution
digital image

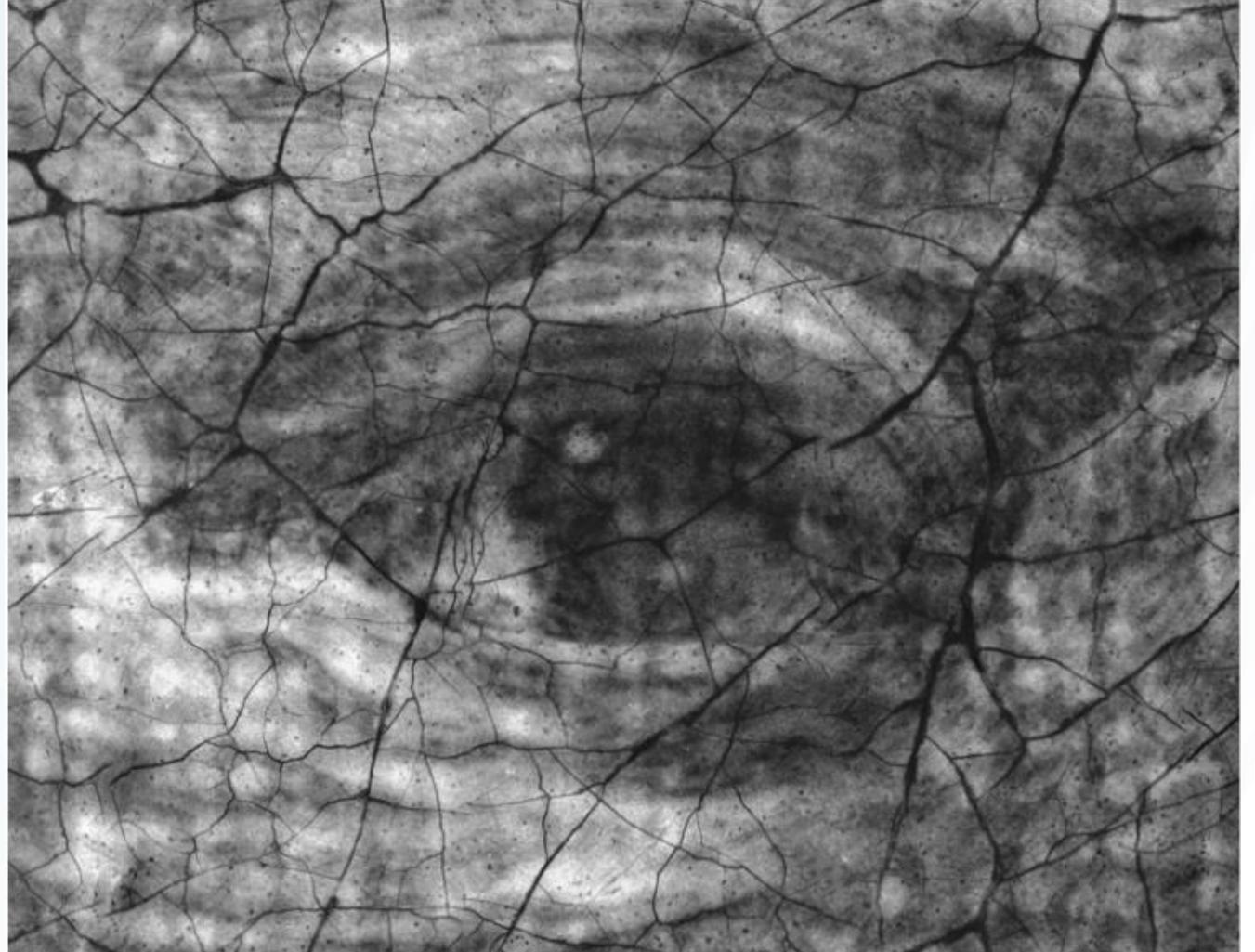
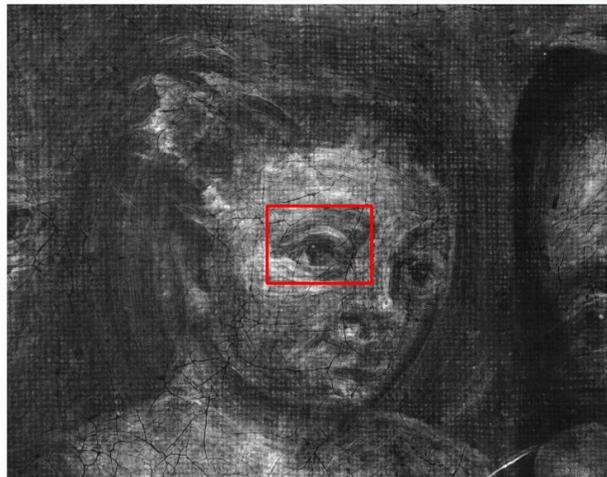
MEDIPIX 3

- 256 x 256 pixeles
- El hardware mismo soluciona **algunas** fuentes de error.
- 8 umbrales de energía **posibles** (2x2)
- Electrónica poco sensible a la radiación.

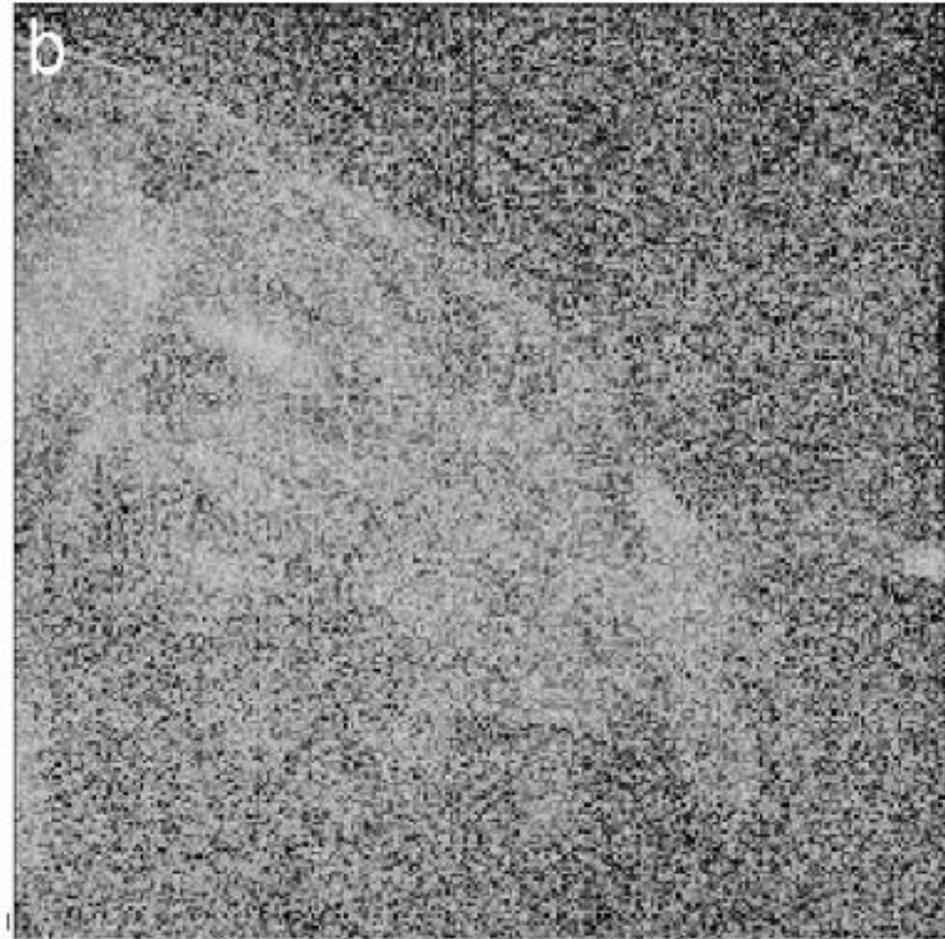
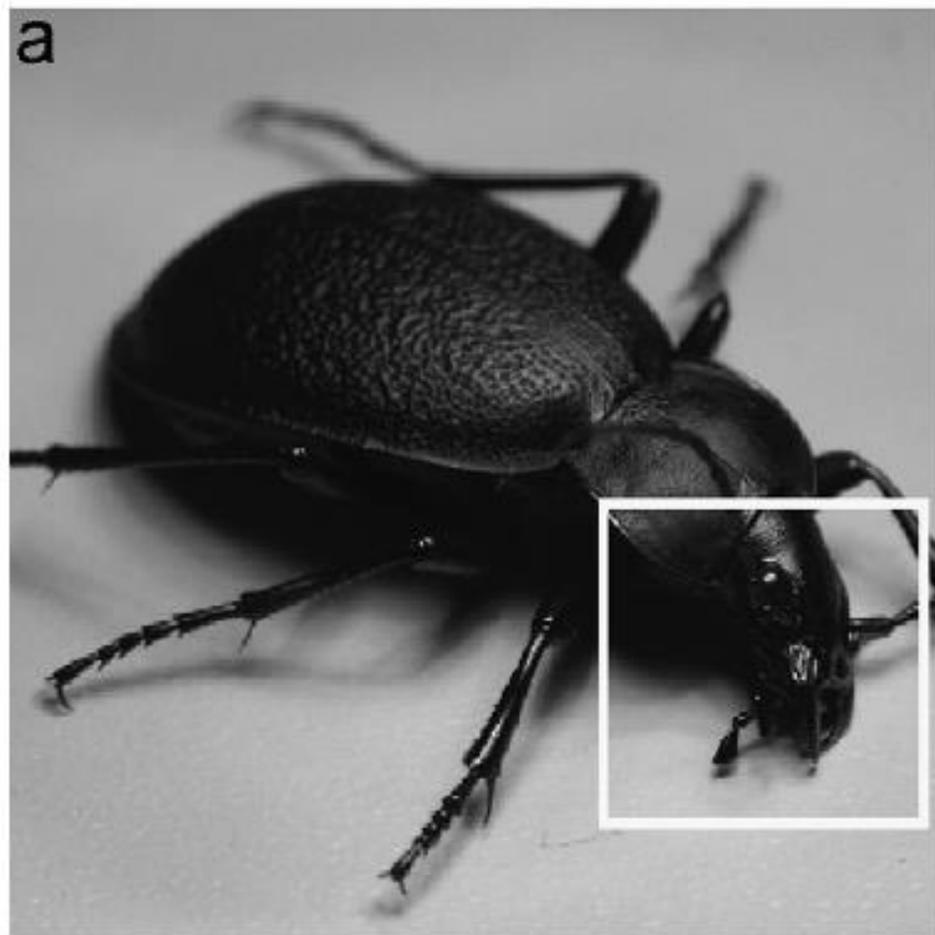
MEDIPIX 3



Painting from 1920's of Holy Family from US Embassy in Prague (85 cm x 65cm)

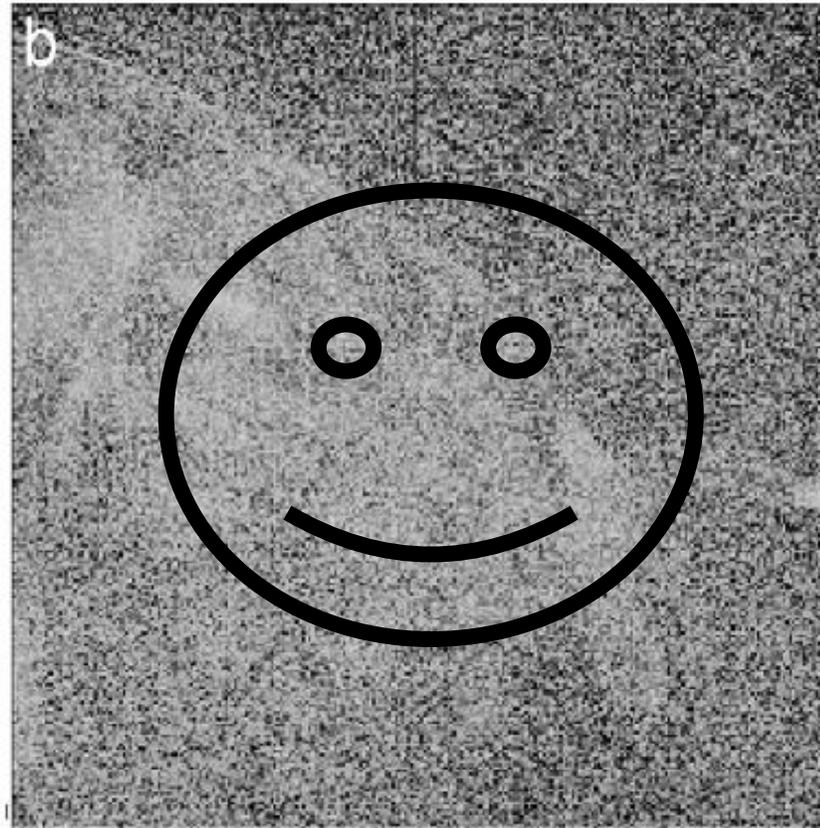
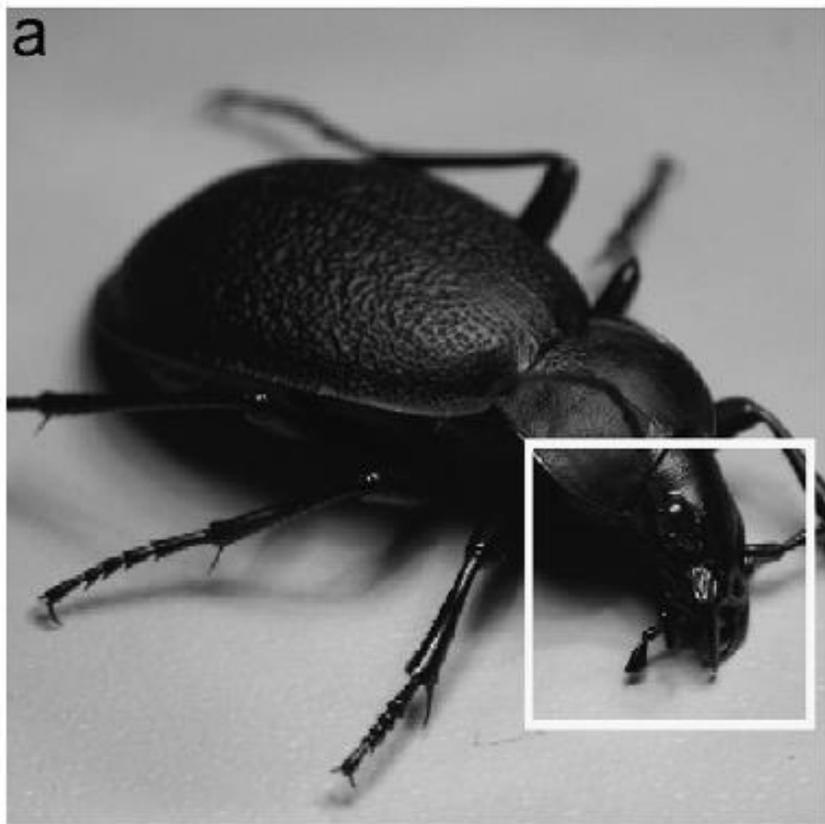


MEDIPIX 3



MODELO COMPUTACIONAL

CORRECCIONES NECESARIAS



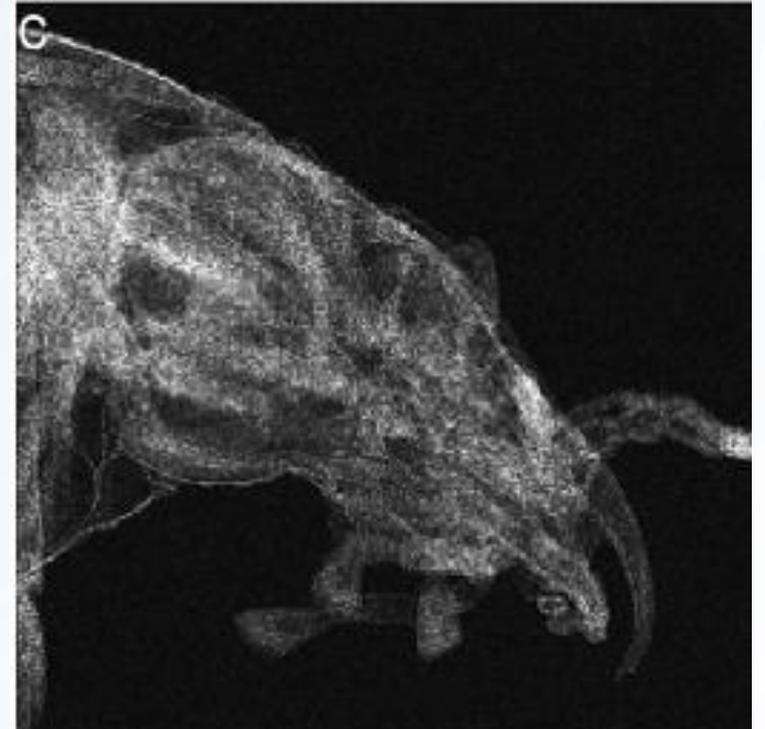
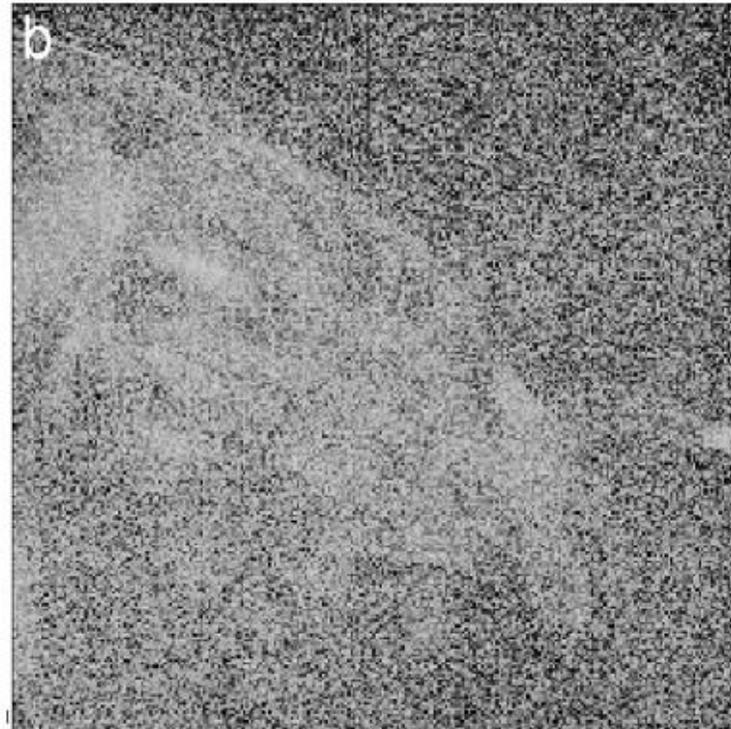
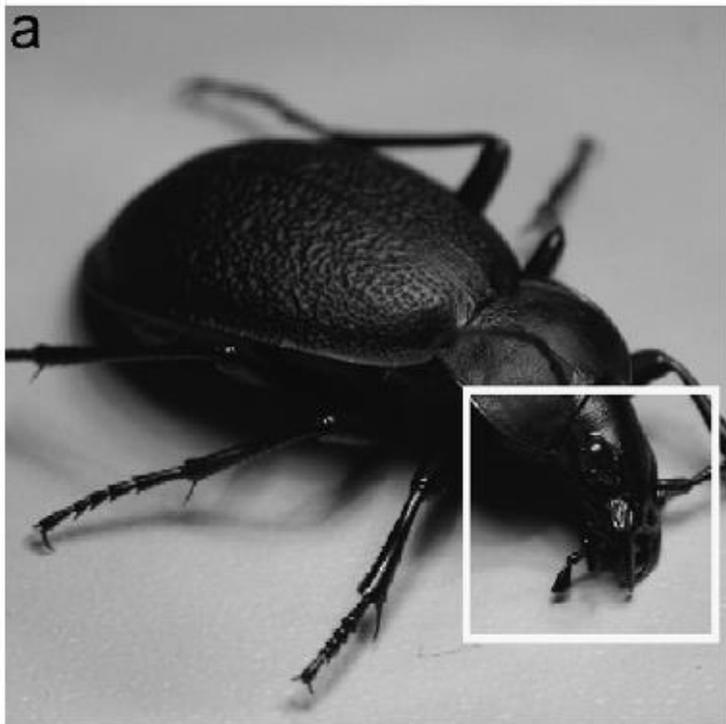
FLAT FIELD CORRECTION

The matrix of flat-field correction coefficients C is obtained from measurement in a flat irradiation field (all pixels are irradiated by the same intensity) taking the so-called *flood* image F . Count $f_{i,j}$ detected by i,j th pixel should be ideally equal to the mean value \bar{f} of all pixels. Correction coefficient for i,j th pixel is computed using $c_{i,j} = \bar{f} / f_{i,j}$.

FLAT FIELD CORRECTION

- Se irradian todos los pixeles con un campo plano
- Idealmente todos los pixeles reciben la misma intensidad (promedio)
- Se le asigna un “Coeficiente de ganancia” a cada pixel

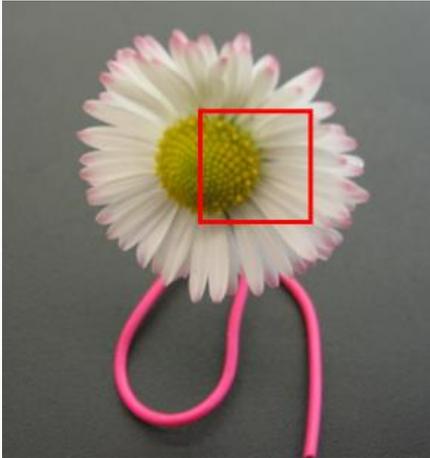
FLAT FIELD CORRECTION



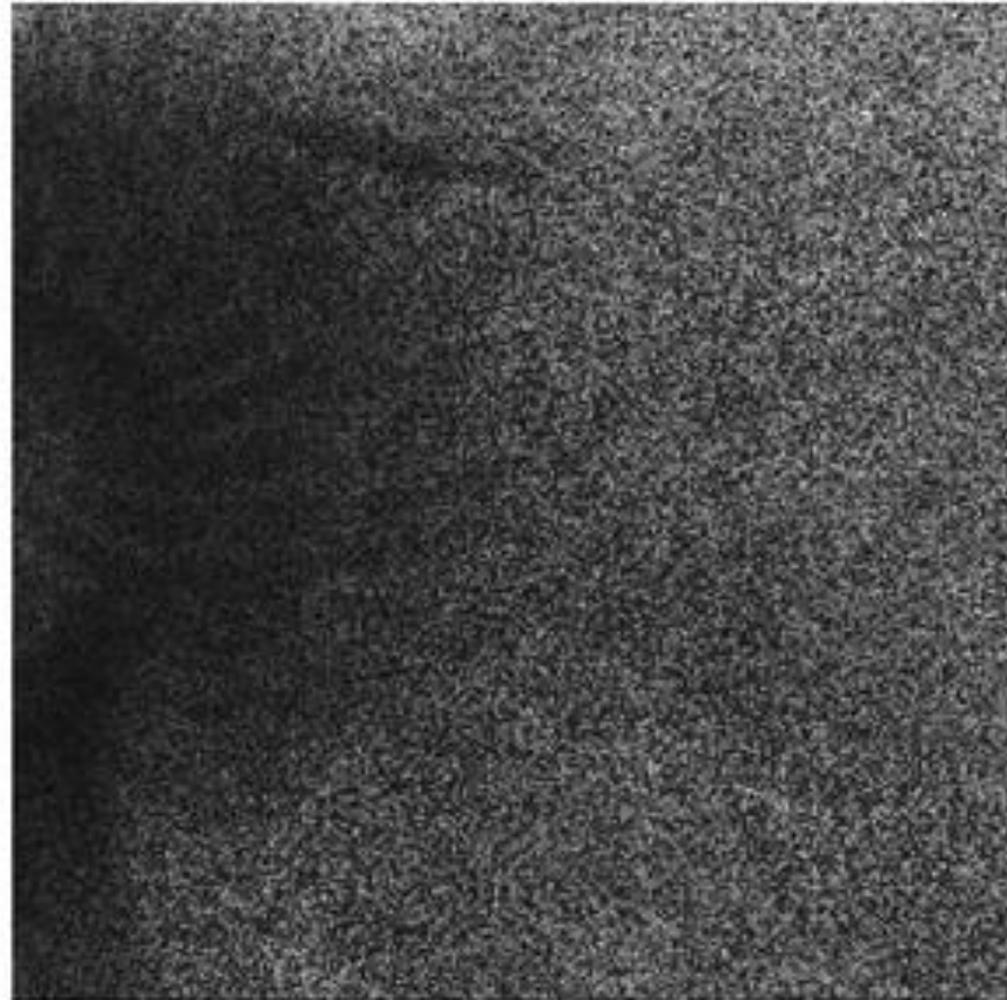
FLAT FIELD CORRECTION

- Indicio de la **homogeneidad** del sensor.
- Haces no monocromáticos y diferentes grosores.
- Se definen mejor **diferentes** partes de la imagen respecto a parámetros de calibración.

FLAT FIELD CORRECTION

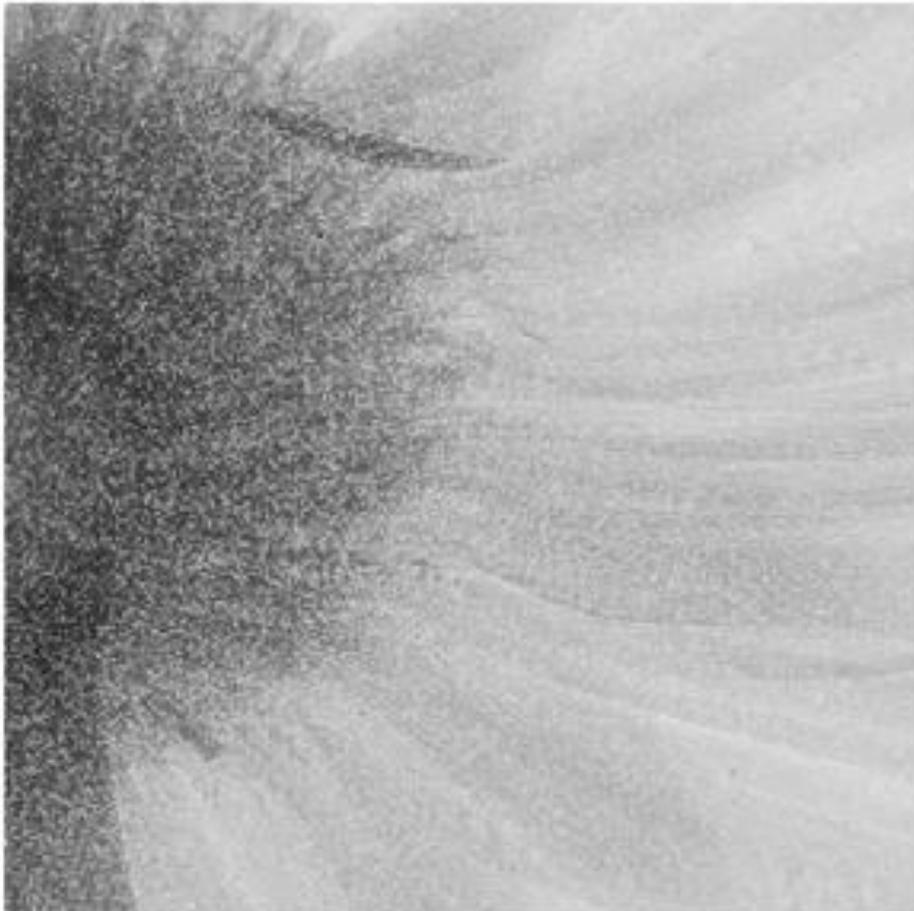


Daisy blossom - Raw data

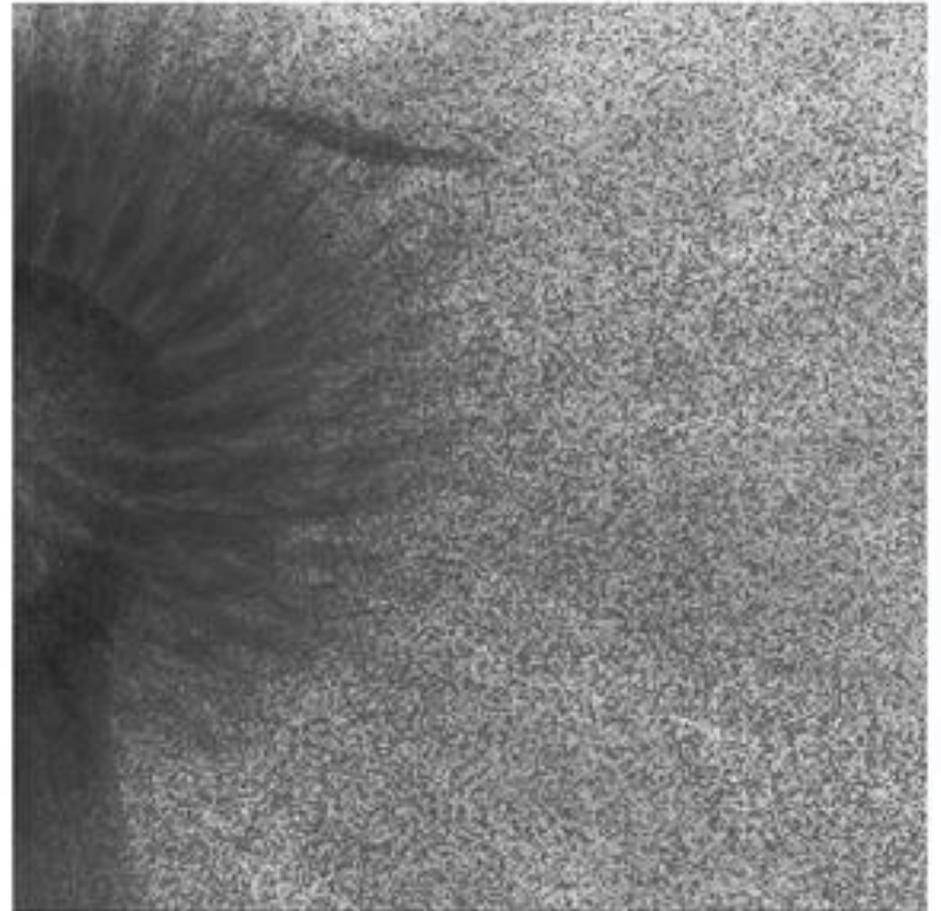


FLAT FIELD CORRECTION

Flat field correction by open beam image



Flat field correction by image of 0.16mm Al foil



FLAT FIELD CORRECTION

- Dependiendo del material y el grosor de calibración se obtiene nitidez en diferentes grosores de la muestra.
- Se pueden **estimar** el grosor y un material similar al de la muestra para hacer la corrección.
- Granulación, no homogeneidad.
- **Combinación** de este método.

ECUALIZACIÓN

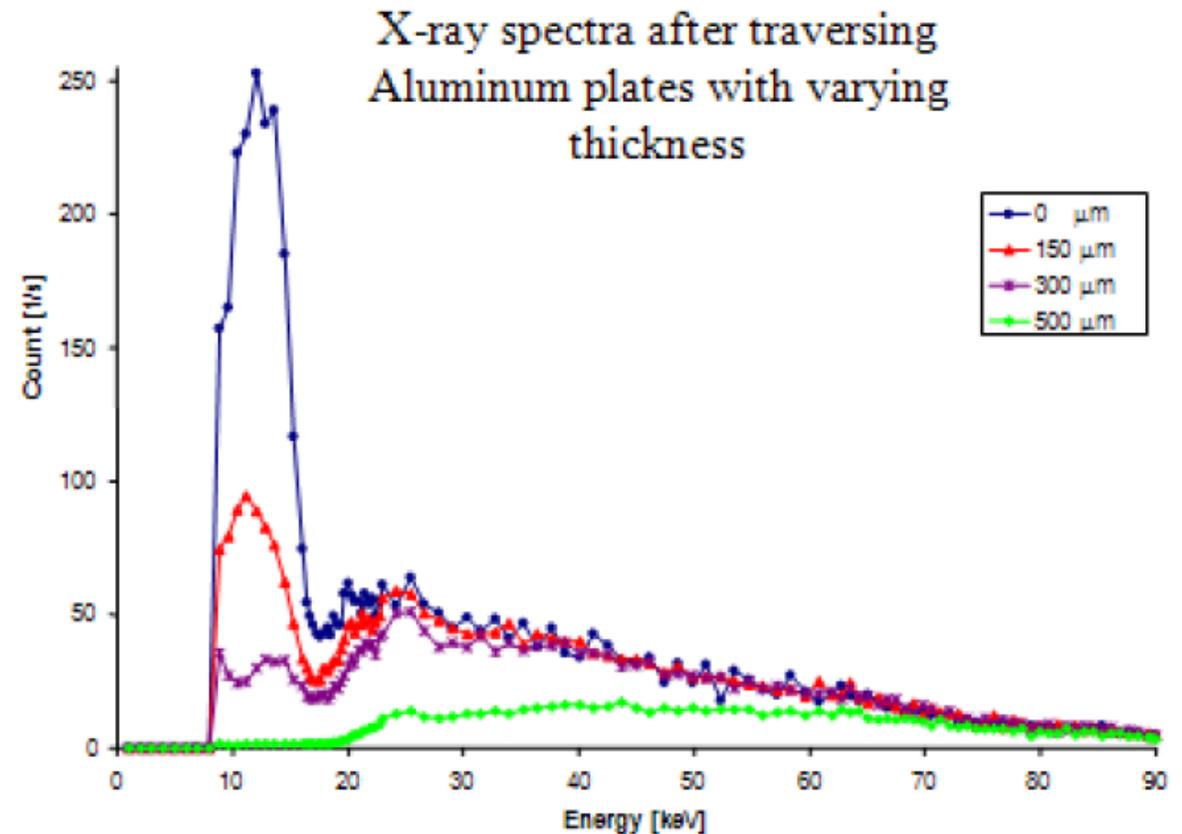
- Pixelman “ecualiza” los pixeles para hacer la respuesta del sensor más **homogénea**.
- Algunos pixeles tienen respuestas tan lejos del promedio que deben ser **silenciados**.
- **Mejora significativa** a la resolución de la imagen.

BEAM HARDENING CALIBRATION

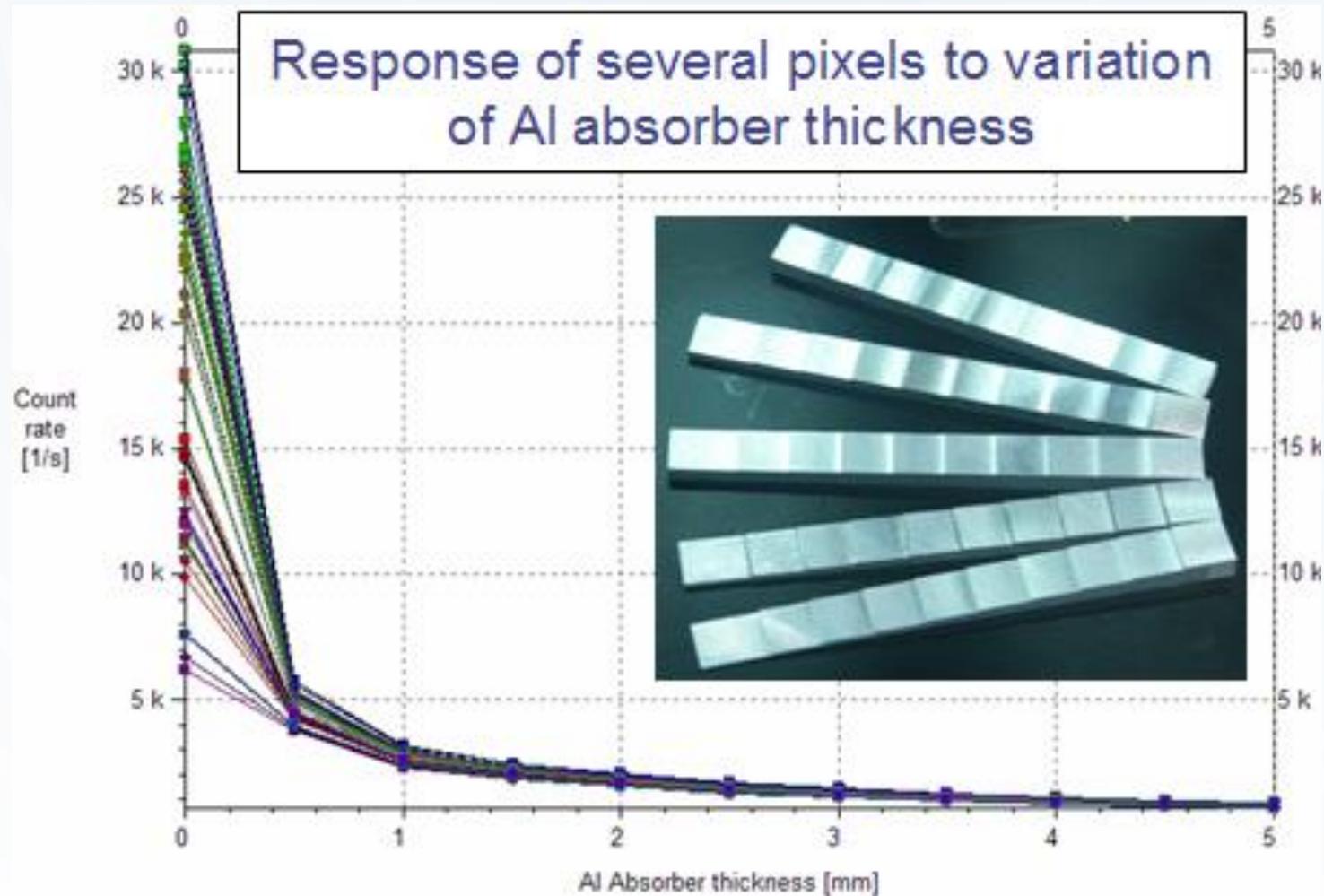
- Se tienen parámetros (material y grosor) de **calibración** para detallar partes específicas de la imagen.
- Las muestras no suelen tener un único grosor, lo que restringe el **Flat Field Correction** en cuanto a utilidad.
- ¿Cómo obtener parámetros de calibración **adecuados** para **diferentes** regiones espaciales de la imagen?

BEAM HARDENING CALIBRATION

- Instituto de física experimental y aplicada de Praga (2006)
- Espectro continuo de energía
- Diferentes grosores atenúan mejor la parte suave del espectro.

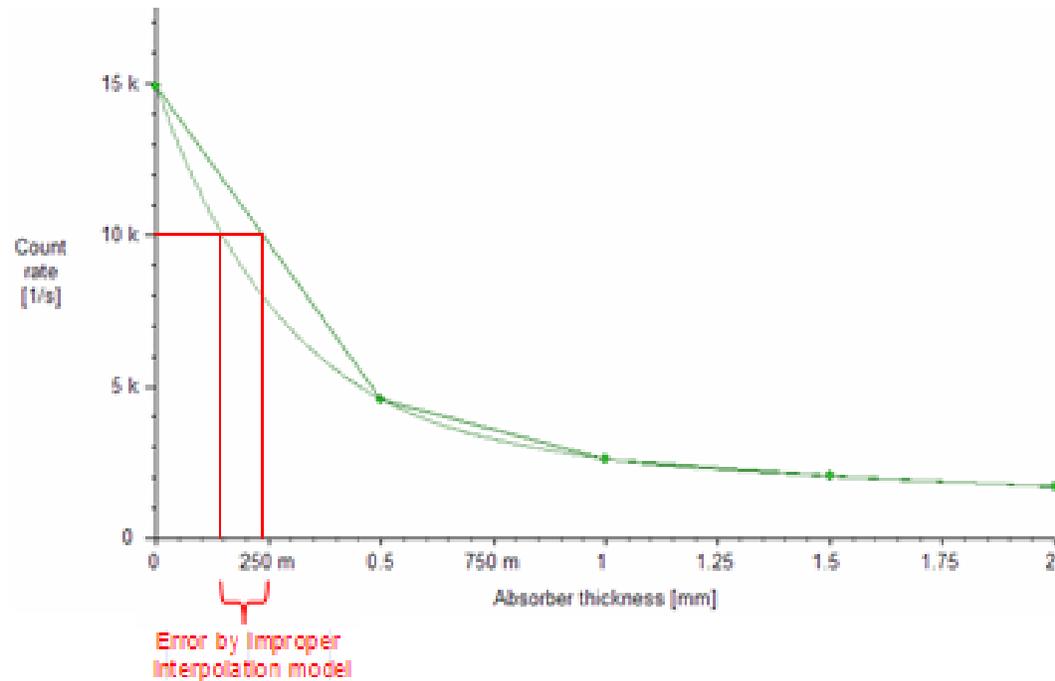


BEAM HARDENING CALIBRATION

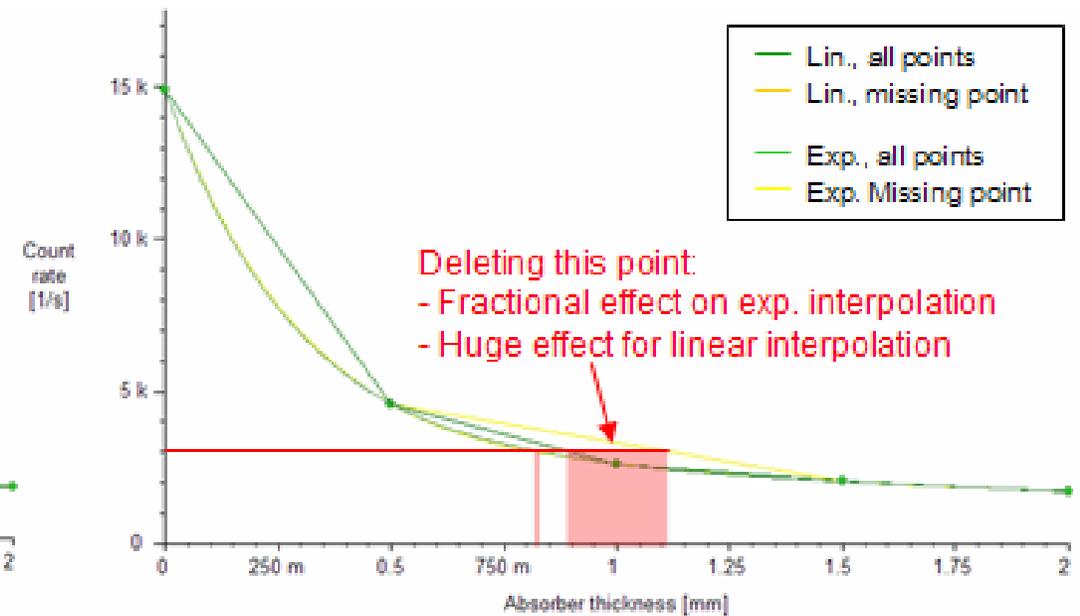


BEAM HARDENING CALIBRATION

Linear and exponential interpolation



Missing calibration point causes only small error



BEAM HARDENING CALIBRATION

- Se asume que se trata de una función **exponencial**
- $F(x) = ae^{bx} + O$
- Se espera poder obtener los parámetros a, b, O para cada pixel
- Se quiere **computar** un parámetro de ganancia (función)
- O expresa el **ruido constante** de fondo que Flat Field Correction estimaba

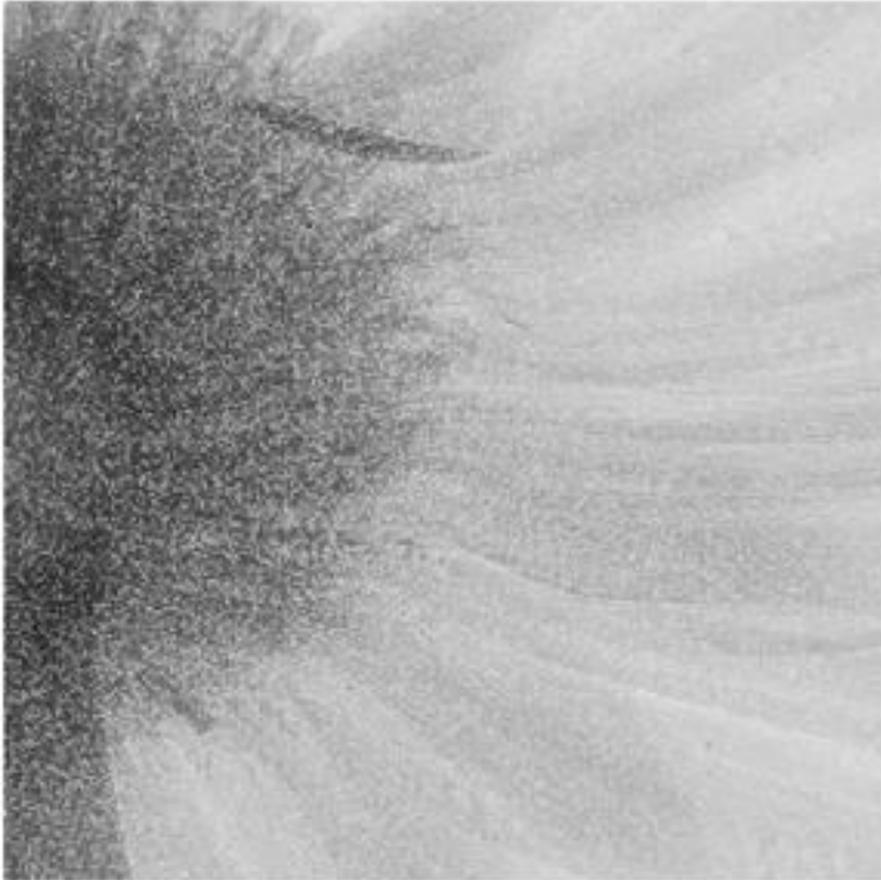
BEAM HARDENING CALIBRATION

- Calibración mediante interpolación **exponencial** punto a punto para cada pixel
- Mismo umbral de energía

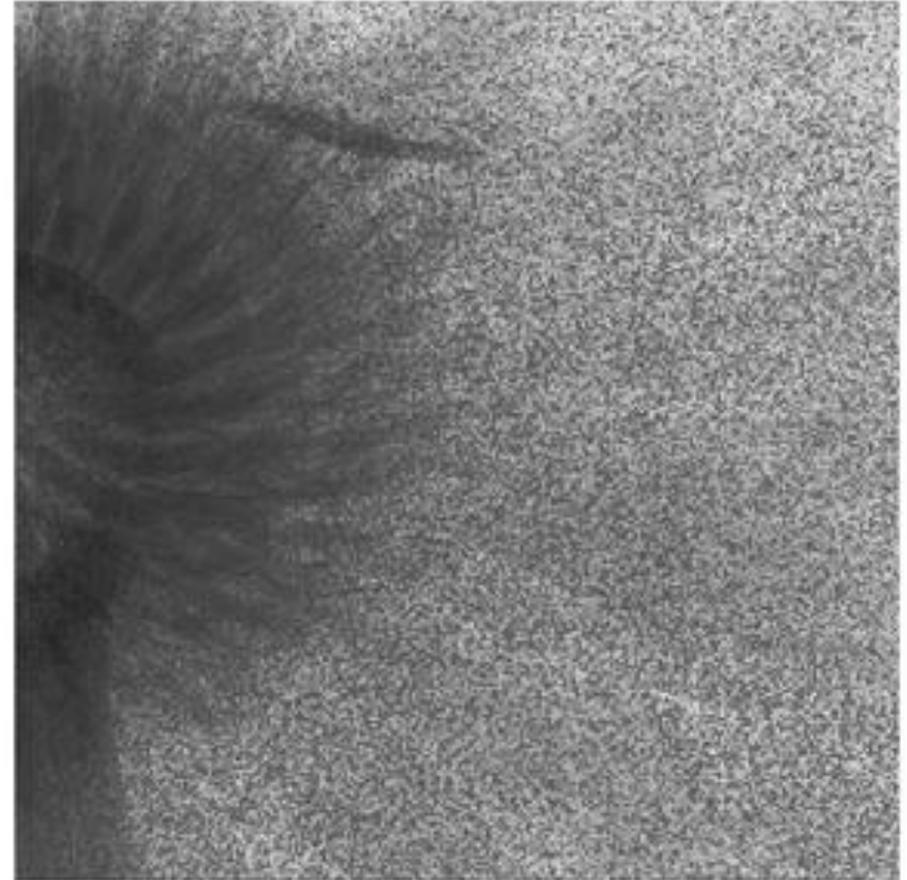
$$c(y) = \frac{y - y_{k+1}}{a_k (y_k - y_{k+1})} \ln \left(\frac{y - y_{k-1}}{y_{k-1} - y_{k+1}} e^{a_k x_{k-1}} - \frac{y - y_{k+1}}{y_{k-1} - y_{k+1}} e^{a_k x_{k+1}} \right) +$$
$$+ \frac{y_k - y}{a_{k+1} (y_k - y_{k+1})} \ln \left(\frac{y - y_k}{y_k - y_{k+2}} e^{a_k x_k} - \frac{y - y_{k+2}}{y_k - y_{k+2}} e^{a_k x_{k+2}} \right)$$

BEAM HARDENING CALIBRATION

Flat field correction by open beam image

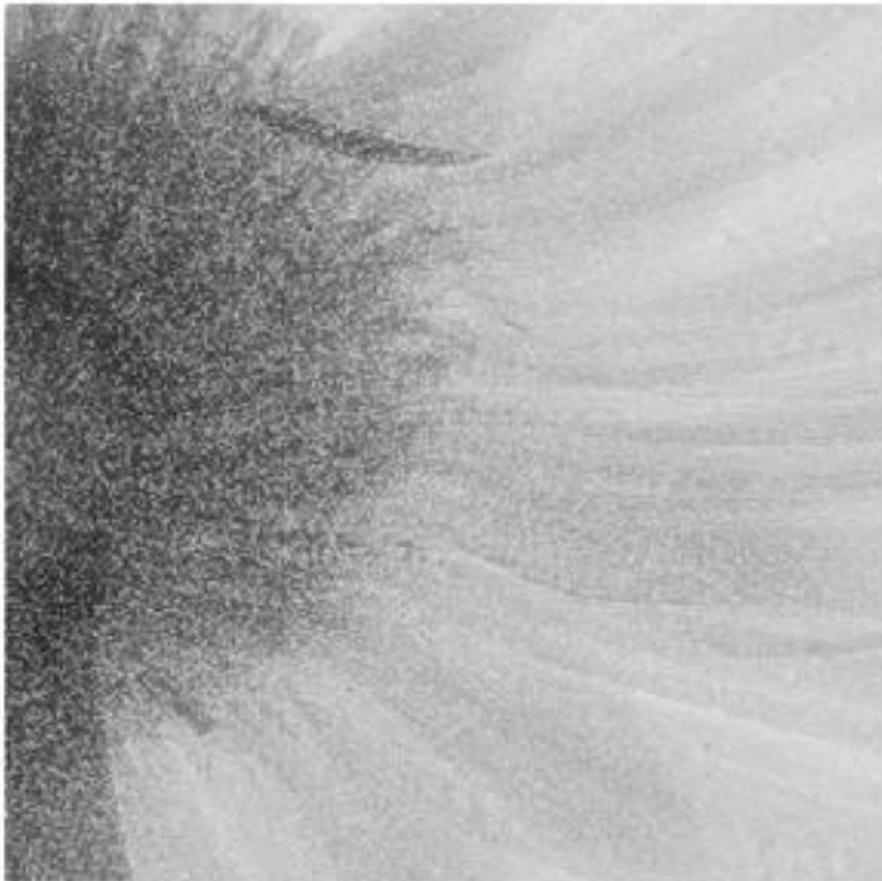


Flat field correction by image of 0.16mm Al foil

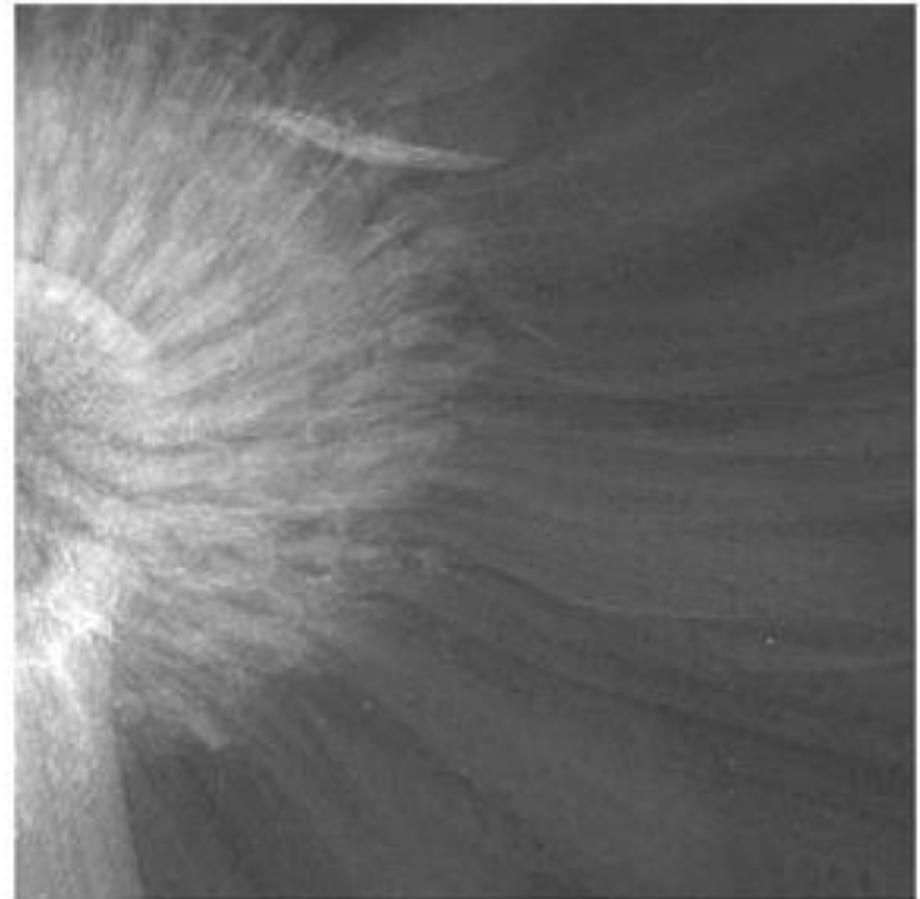


BEAM HARDENING CALIBRATION

Flat field correction by open beam image

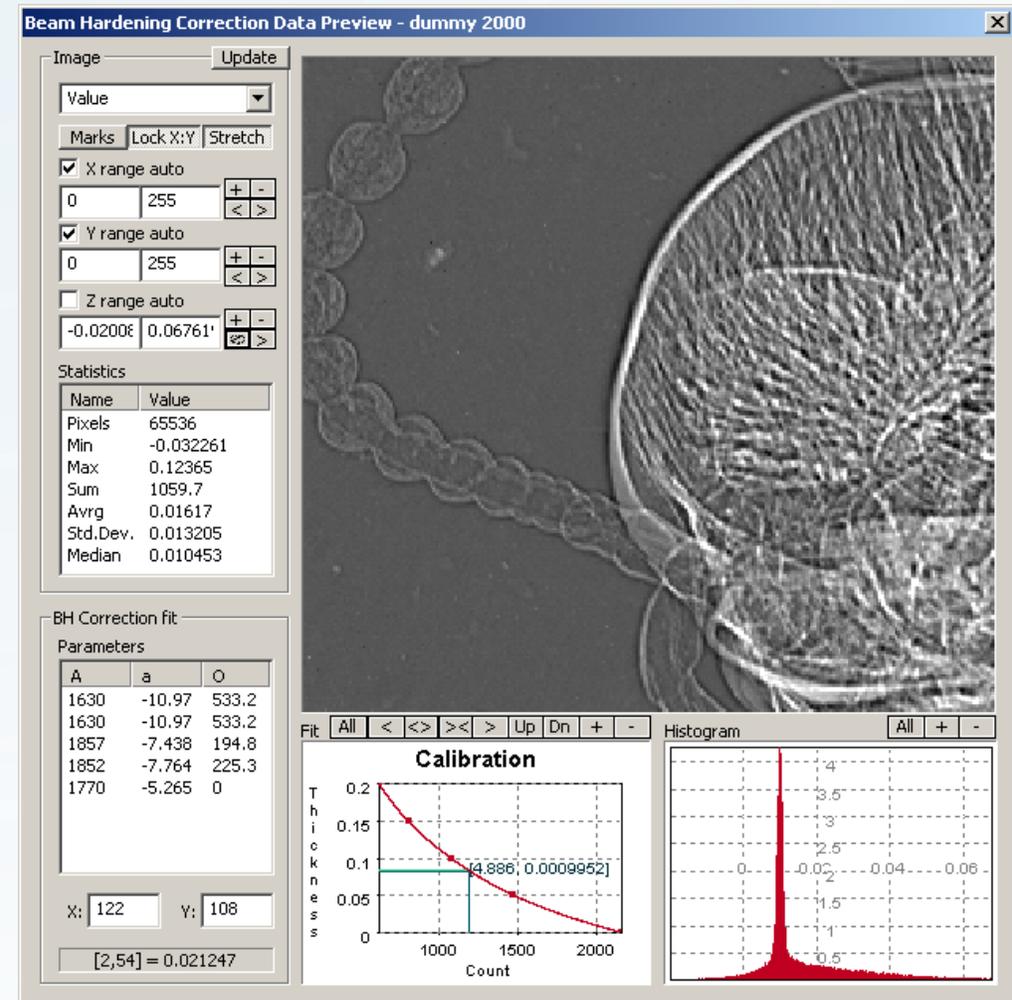


Daisy blossom

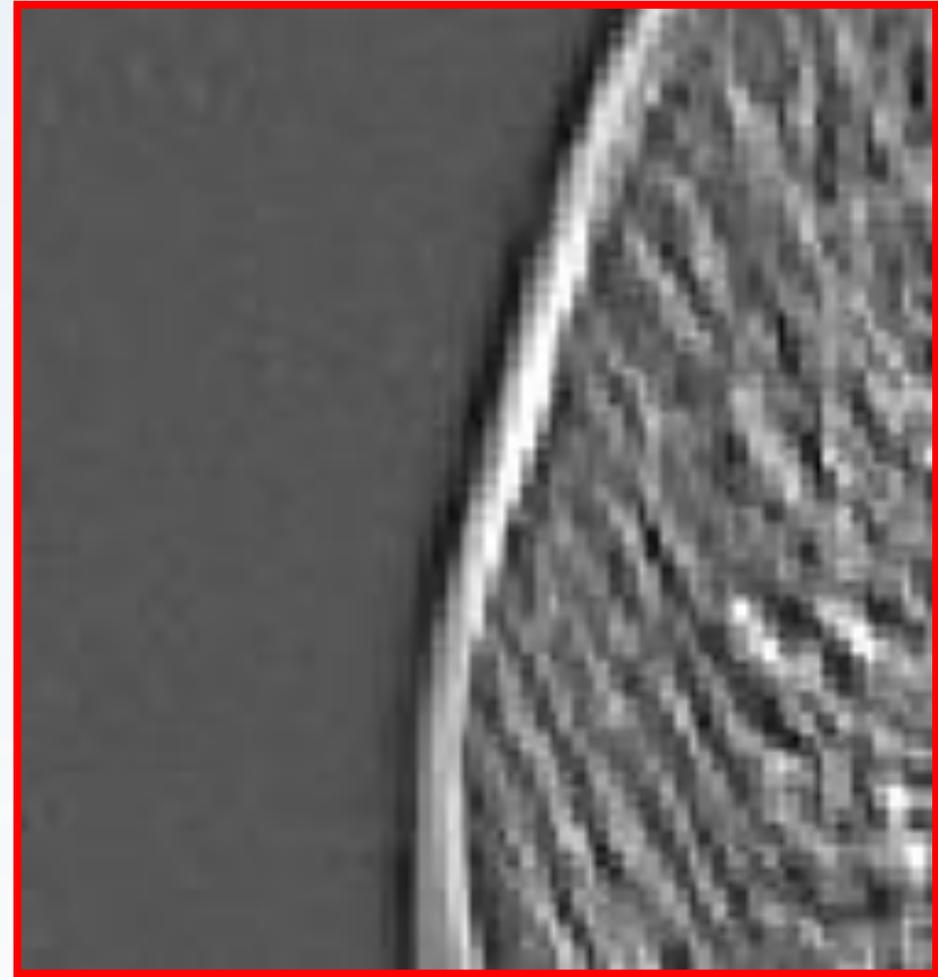
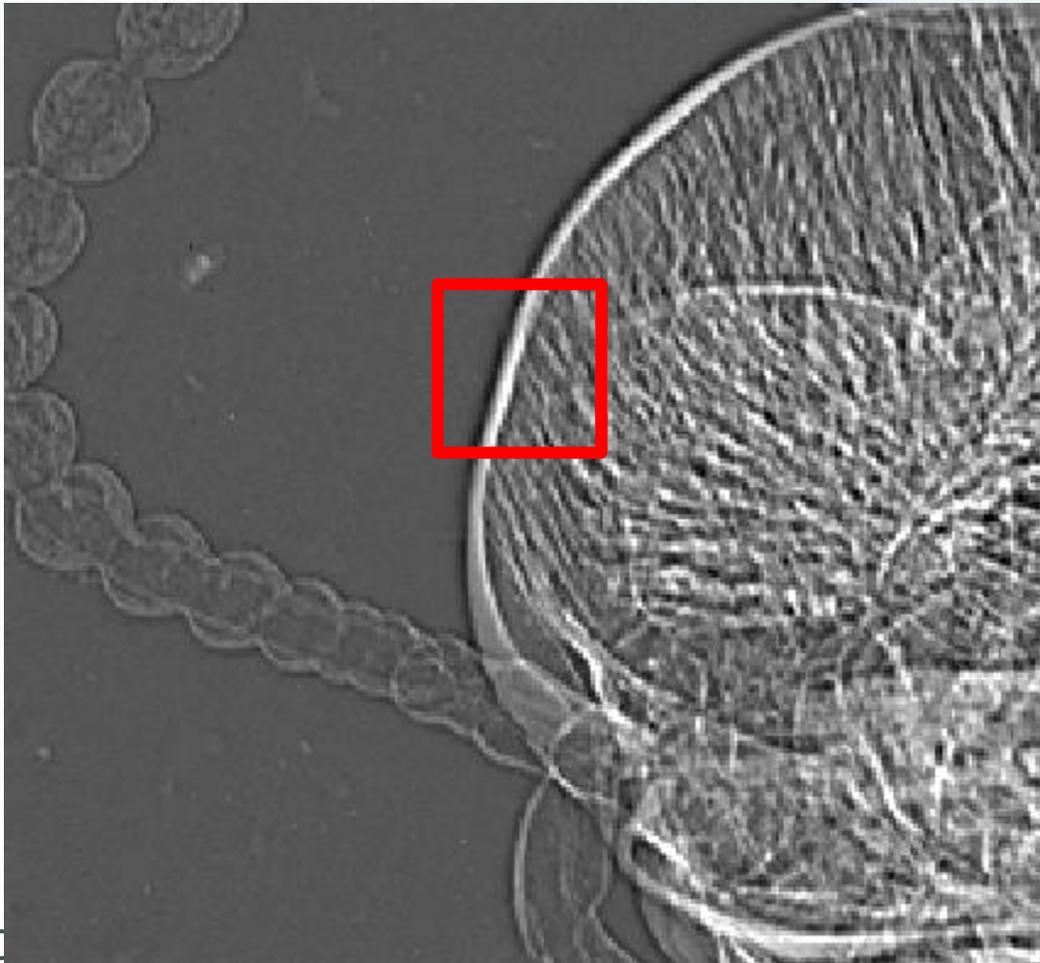


BEAM HARDENING CALIBRATION

- Para un mismo umbral de **energía** y **tiempo** de exposición se generan 3 parámetros para cada pixel.
- Pixelman hace los cálculos necesarios e incluso las correcciones necesarias (pixeles muertos)



BEAM HARDENING CALIBRATION



PHASE CONTRAST IMAGING

EFFECTOS DE FASE

- Si se miden **dos umbrales** distintos de energía se tiene la misma imagen de absorción en ambos casos.
- Los efectos de **fase** se dan en fotones que atraviesan totalmente la muestra, es decir fotones de **alta energía**.
- A diferentes umbrales de energía se pueden **discriminar** los conteos que se deben a efectos de fase.

EFFECTOS DE FASE

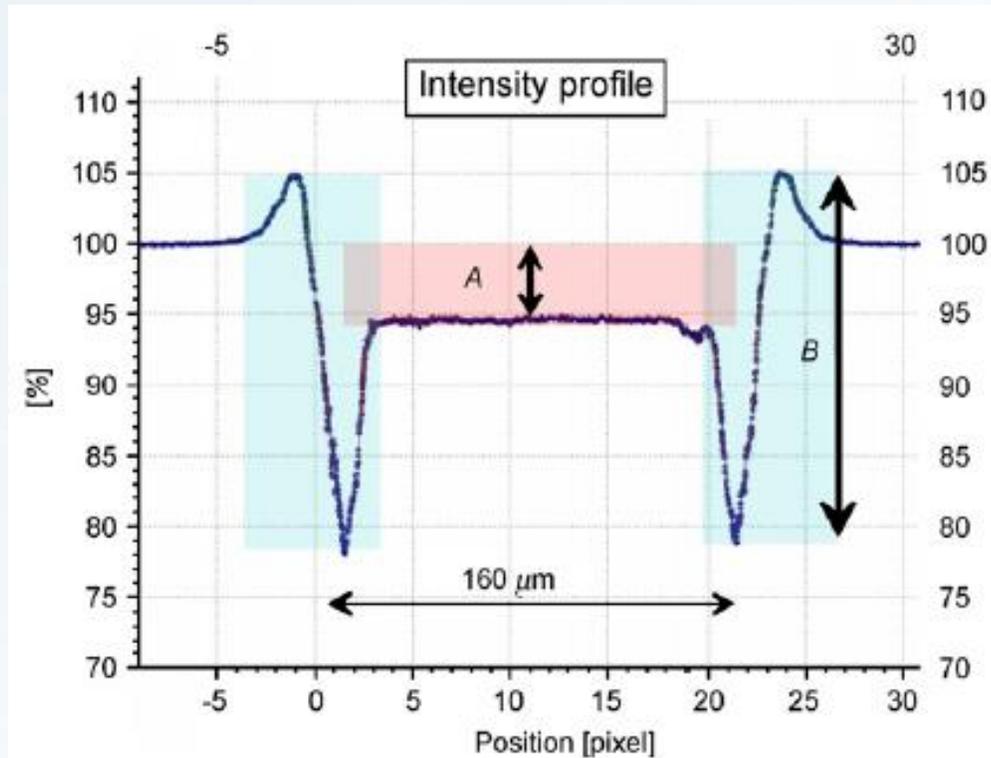
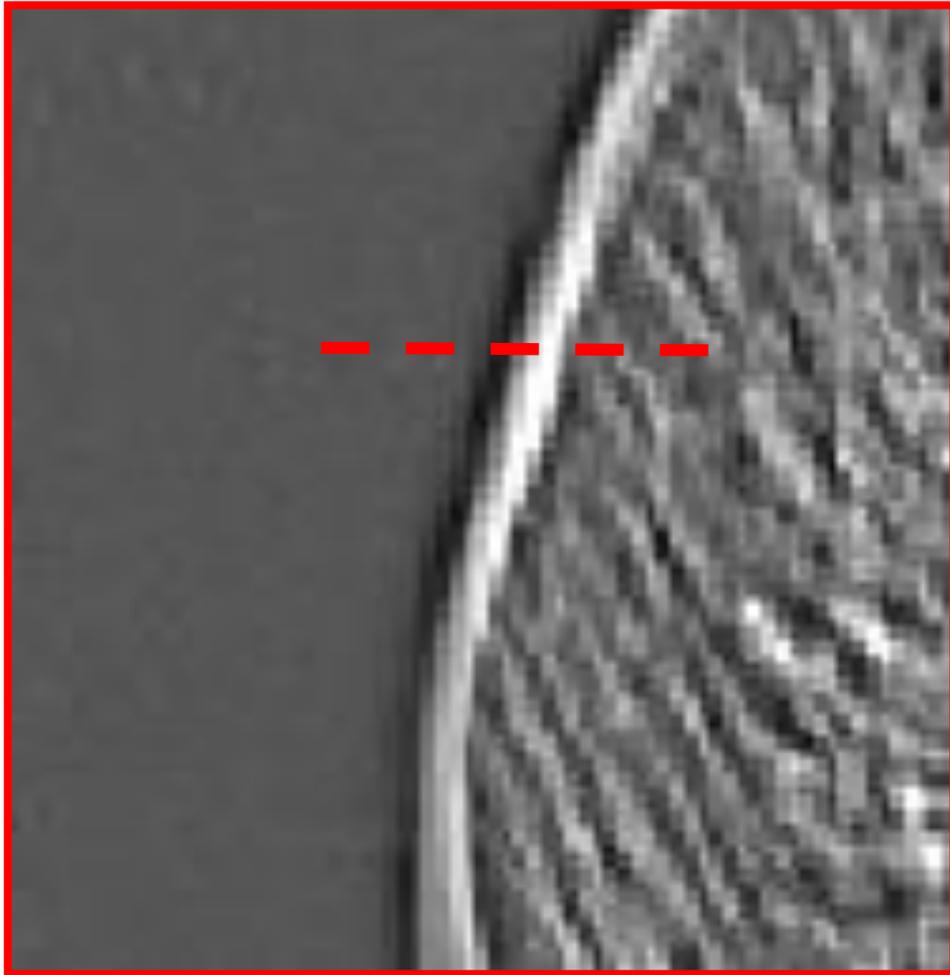


Fig. 3. X-ray transmission profile of a plastic strip. The conventional transmission profile (absorption effects shown in red) is greatly enhanced at the edges due to phase shift effects (blue).

EFFECTOS DE FASE

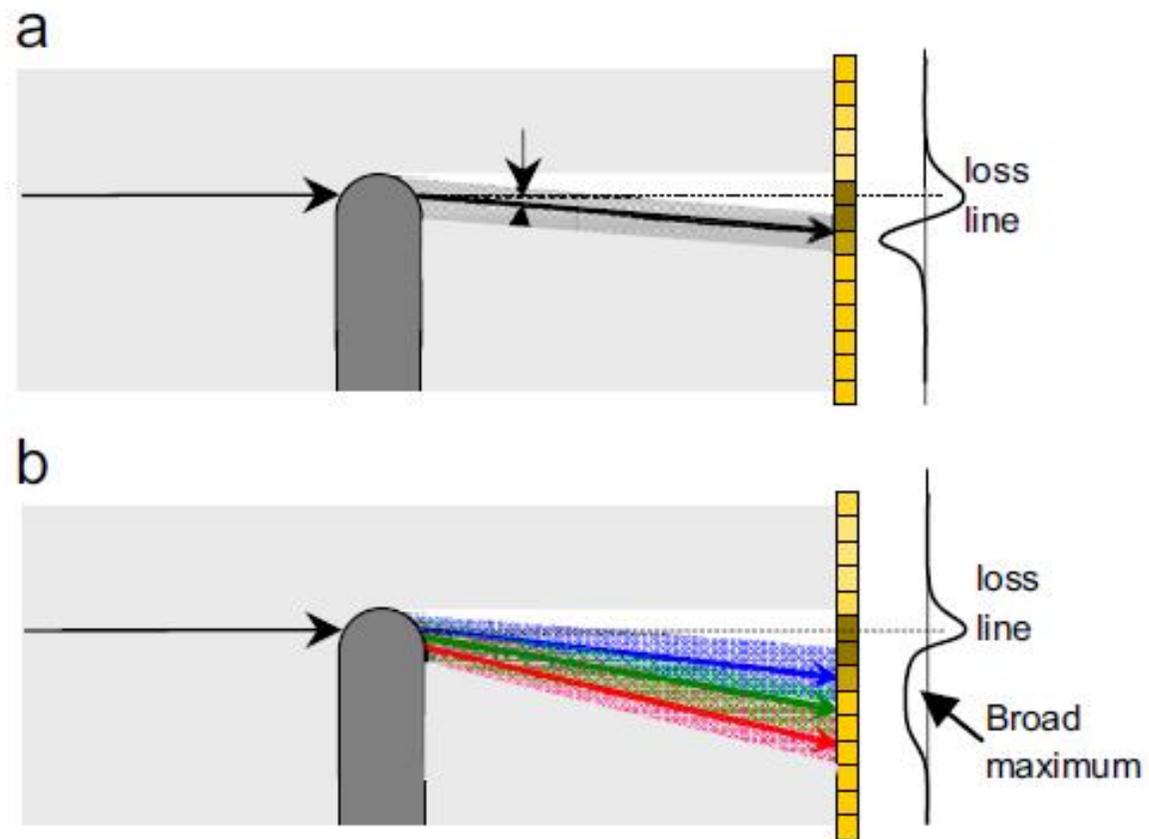
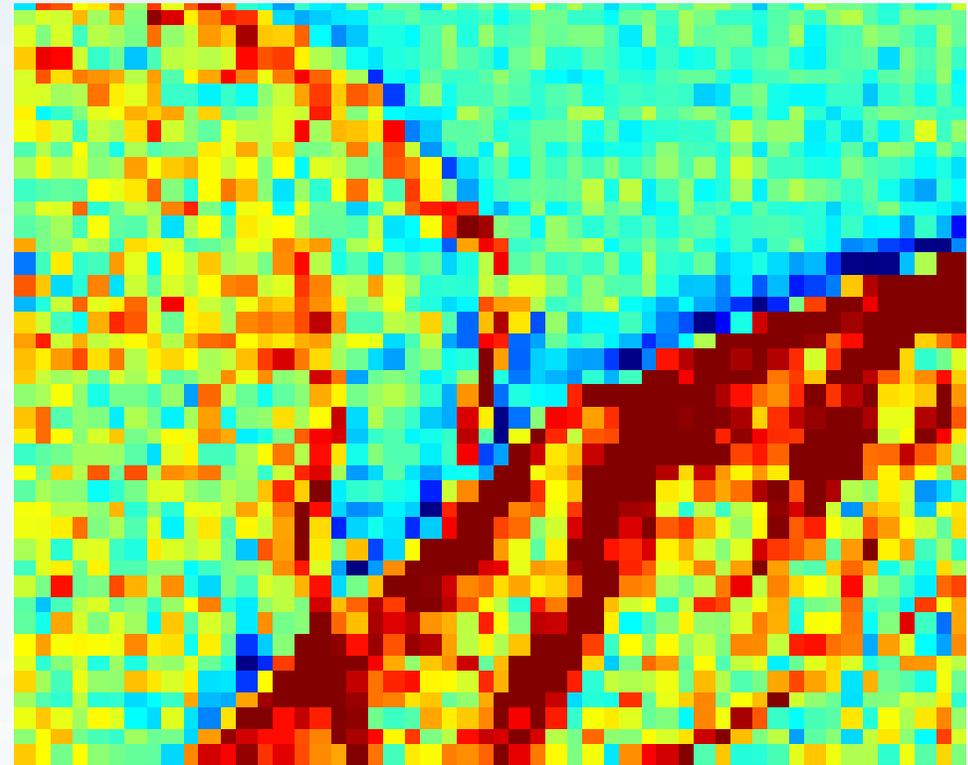
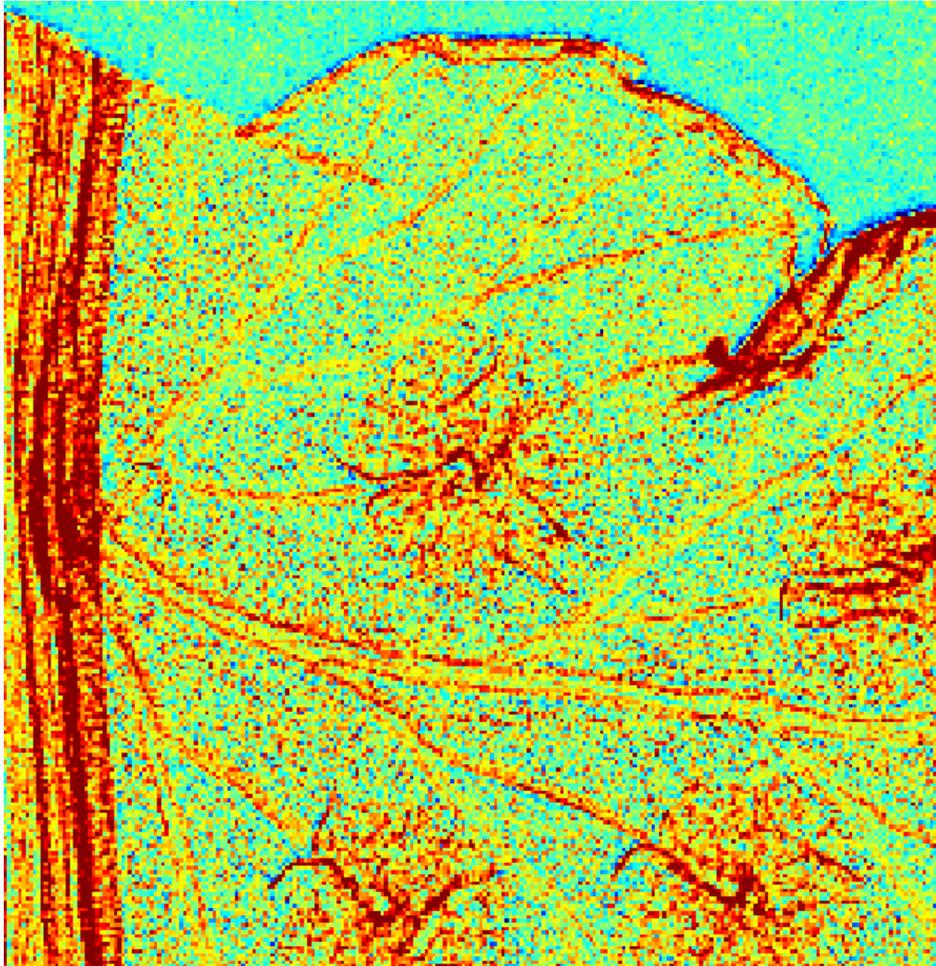


Fig. 14. Principle of in-line phase contrast imaging. Deflection of the beam results in change of intensity profile of the transmitted beam.

EFFECTOS DE FASE



ALGORITMO DE JAKUBEK

Sin embargo, Jakubek también propone un algoritmo más complejo que utiliza las funciones exponenciales de la calibración BHC. Según Jakubek, como el grosor de una muestra es único, su grosor equivalente tras la calibración no debería cambiar con el umbral de energía utilizado. Por consiguiente, se pueden igualar los grosores equivalente a dos umbrales distintos, para obtener la siguiente ecuación [37]:

$$c_1\left(\frac{M_1}{1 + p^{-1}(\nabla V)}\right) = c_2\left(\frac{M_2}{1 + p^{-1}(\nabla V)}\right) \quad (7.1)$$

donde c_1 y c_2 son las funciones de calibración, M_1 y M_2 son las matrices de conteos, p es la transformación que saca de una imagen de transmisión el gradiente del índice de refracción (efectos de fase) y V es la matriz de índices de refracción efectivos.

ALGORITMO JAKUBEK

$$q^{(0)} = \frac{1}{1 + p^{-1}(\nabla V)} \quad (7.2)$$

$$T^{(0)} = M \quad (7.3)$$

De esta manera, la ecuación [7.1](#) se vuelve:

$$c_1(q^{(0)}T_1^{(0)}) = c_2(q^{(0)}T_2^{(0)}) \quad (7.4)$$

Como las funciones de calibración c_1 y c_2 son monotónicas y suaves, se pueden expandir en series de Taylor alrededor de $T^{(0)}$ hasta orden uno:

$$c(q^{(0)}T_1^{(0)}) = c(T^{(0)}) + c'(T^{(0)})(q^{(0)}T^{(0)} - T^{(0)}) + \dots \approx c(T^{(0)}) + T^{(0)}(q^{(0)} - 1)c'(T^{(0)}) \quad (7.5)$$

ALGORITMO DE JAKUBEK

$$q^{(0)} = 1 - \frac{c_1(T_1^{(0)}) - c_2(T_2^{(0)})}{T_1^{(0)} c_1'(T_1^{(0)}) - T_2^{(0)} c_2'(T_2^{(0)})}$$

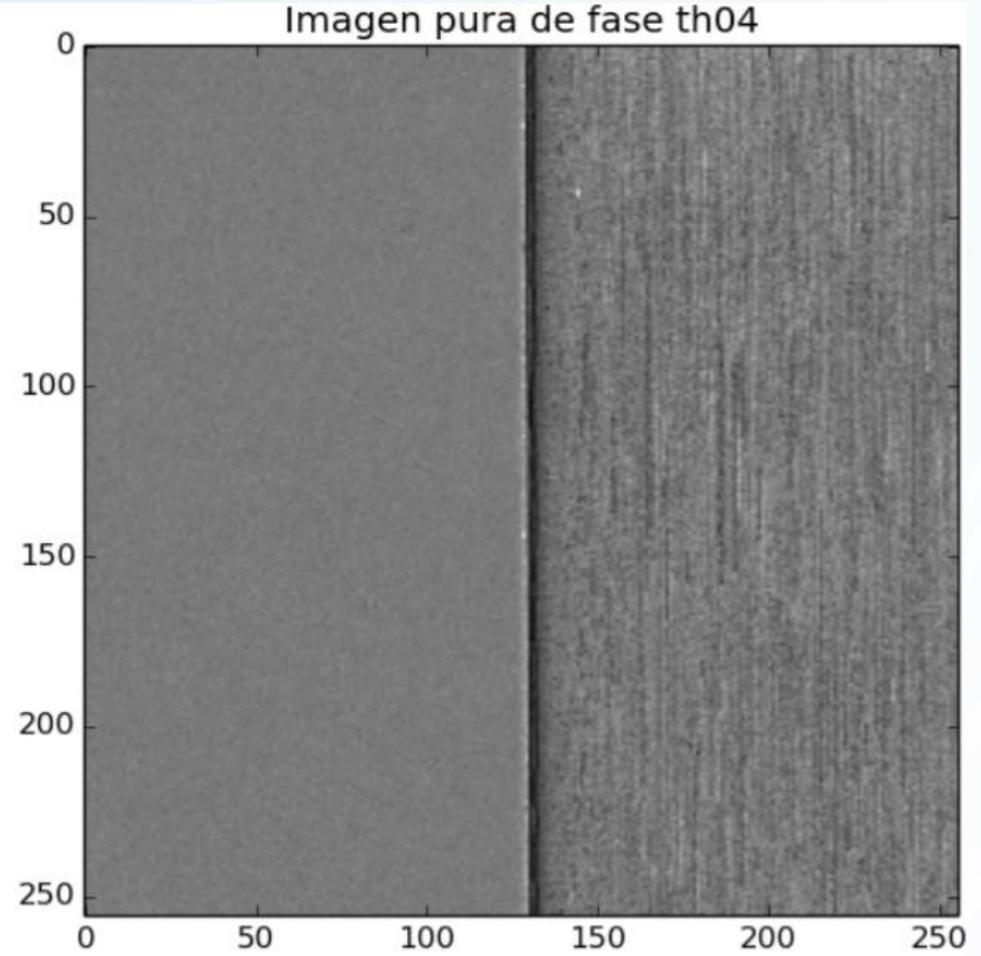
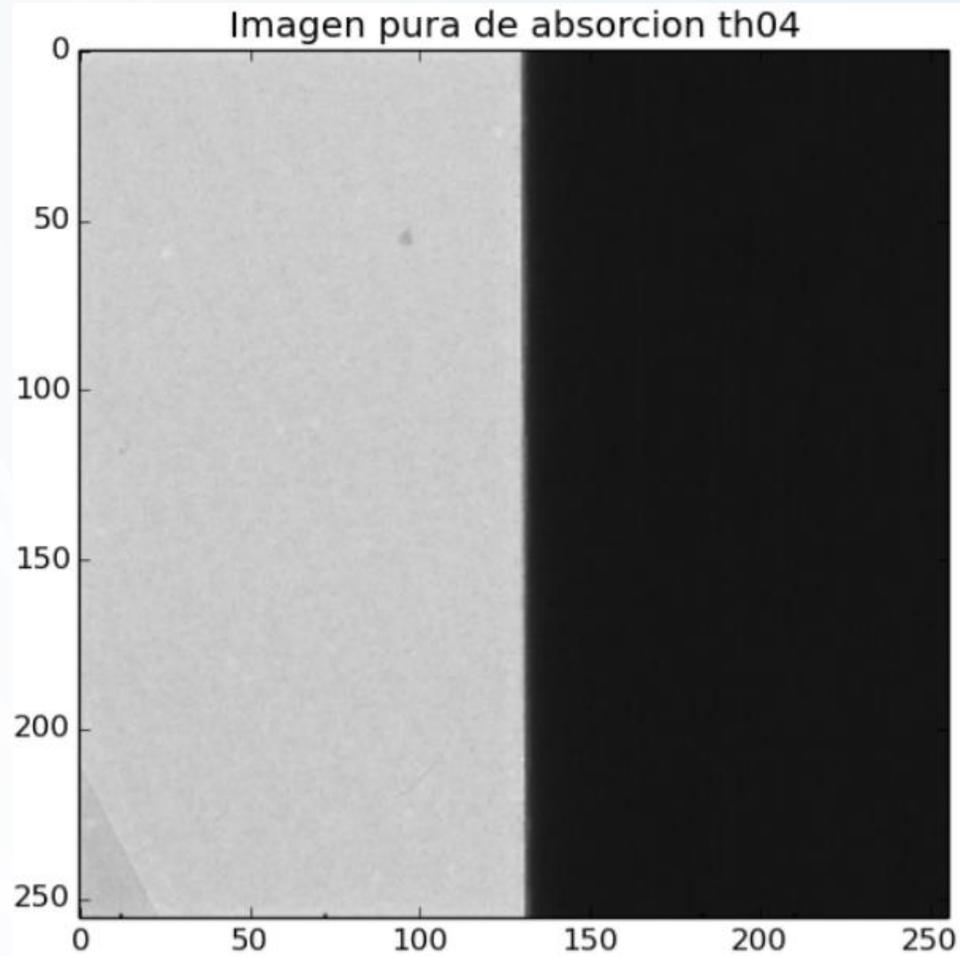
ALGORITMO DE JAKUBEK

Este $q^{(0)}$ se puede entonces utilizar para calcular una imagen pura de fase $P = 1/q^{(0)} - 1$ y una imagen pura de absorción $T = M/(1 + P)$. Sin embargo, como el $q^{(0)}$ provino de una serie de Taylor únicamente hasta orden uno, las imágenes no son tan buenas. Para mejorar el funcionamiento del algoritmo, Jakubek sugiere iterar sobre q y sobre T de la siguiente manera [37]:

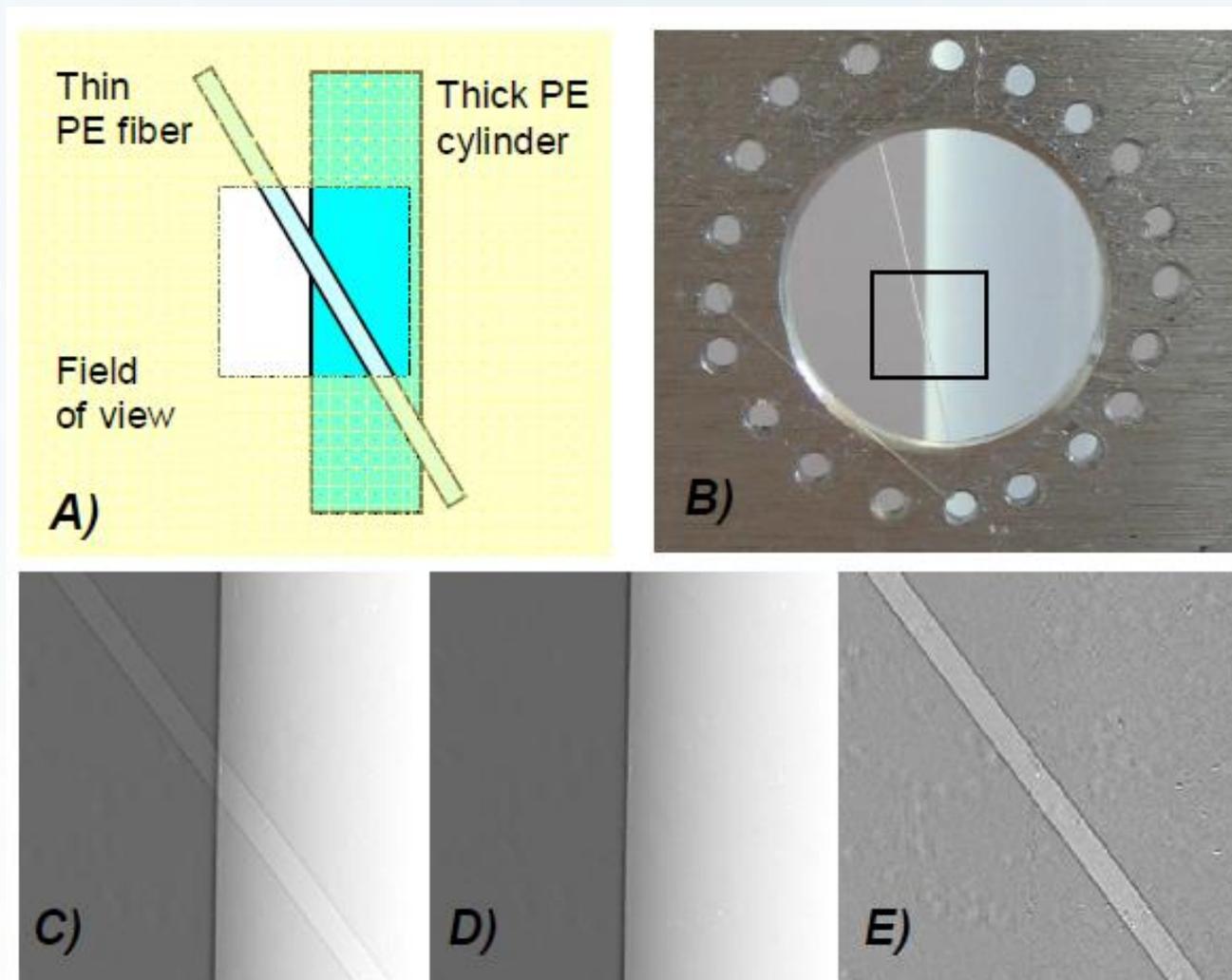
$$T^{(n+1)} = q^{(n)} T^{(n)} \quad (7.7)$$

$$q^{(n)} = 1 - \frac{c_1(T_1^{(n)}) - c_2(T_2^{(n)})}{T_1^{(n)} c_1'(T_1^{(n)}) - T_2^{(n)} c_2'(T_2^{(n)})} \quad (7.8)$$

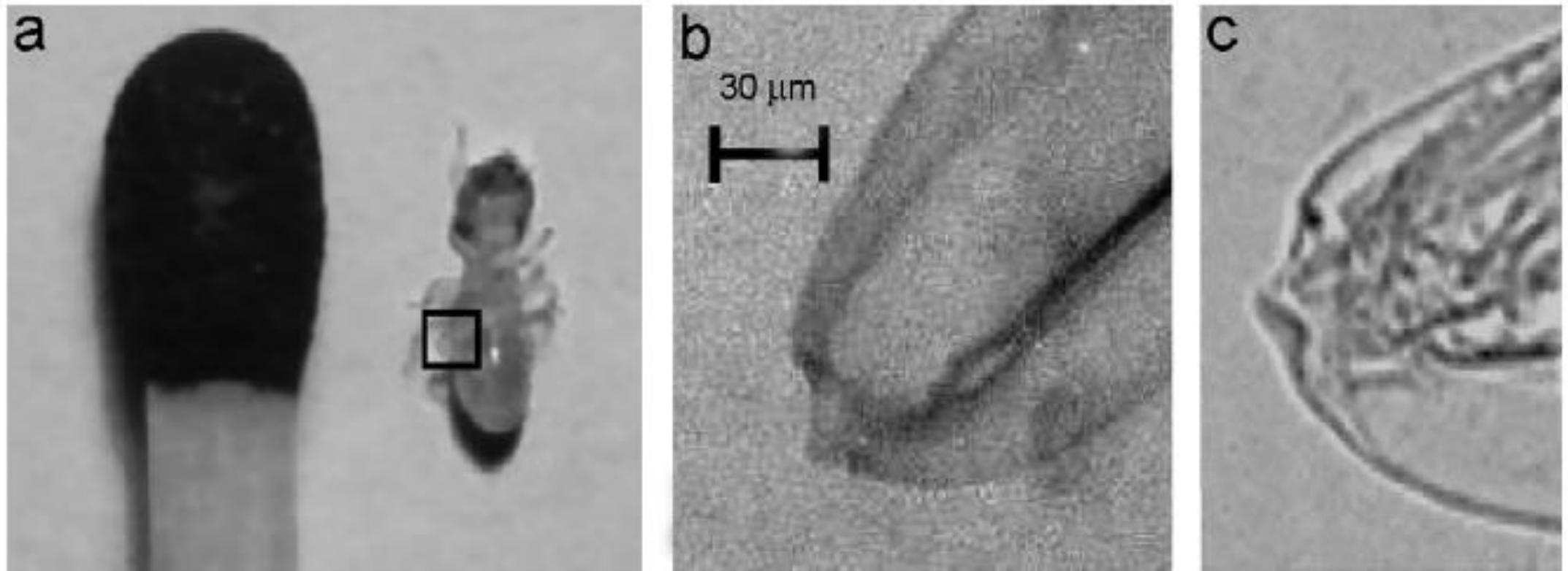
MATERIALES



MATERIALES



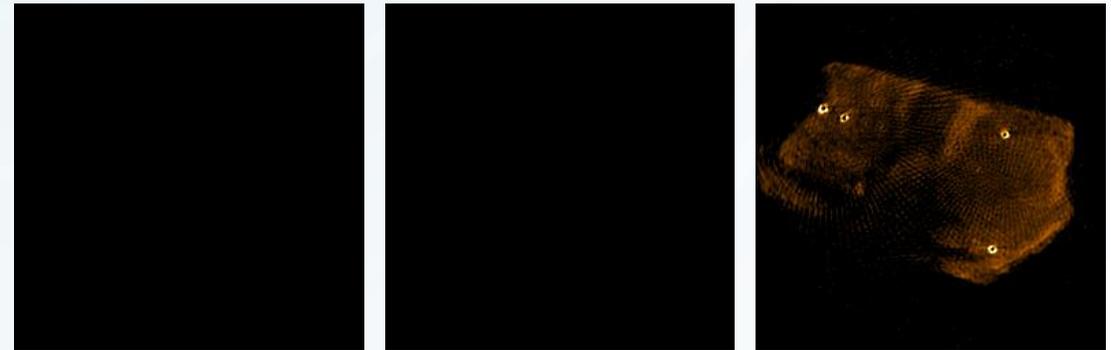
ESTRUCTURAS A MUY PEQUEÑA ESCALA



RECONSTRUCCIÓN 3D



RECONSTRUCCIÓN 3D



RECONSTRUCCIÓN 3D



PHASE CONTRAST IMAGING

- La variación en el **grosor** o el **material** de la muestra da lugar a efectos de fase en fotones altamente energéticos.
- **Phase Contrast Imaging** permite definir los **bordes** de estas transiciones de medio.
- Las imágenes obtenidas para absorción omiten muchos de estos **efectos de borde**.
- Phase Contrast Imaging no define grosores en **áreas homogéneas**.

APLICACIONES

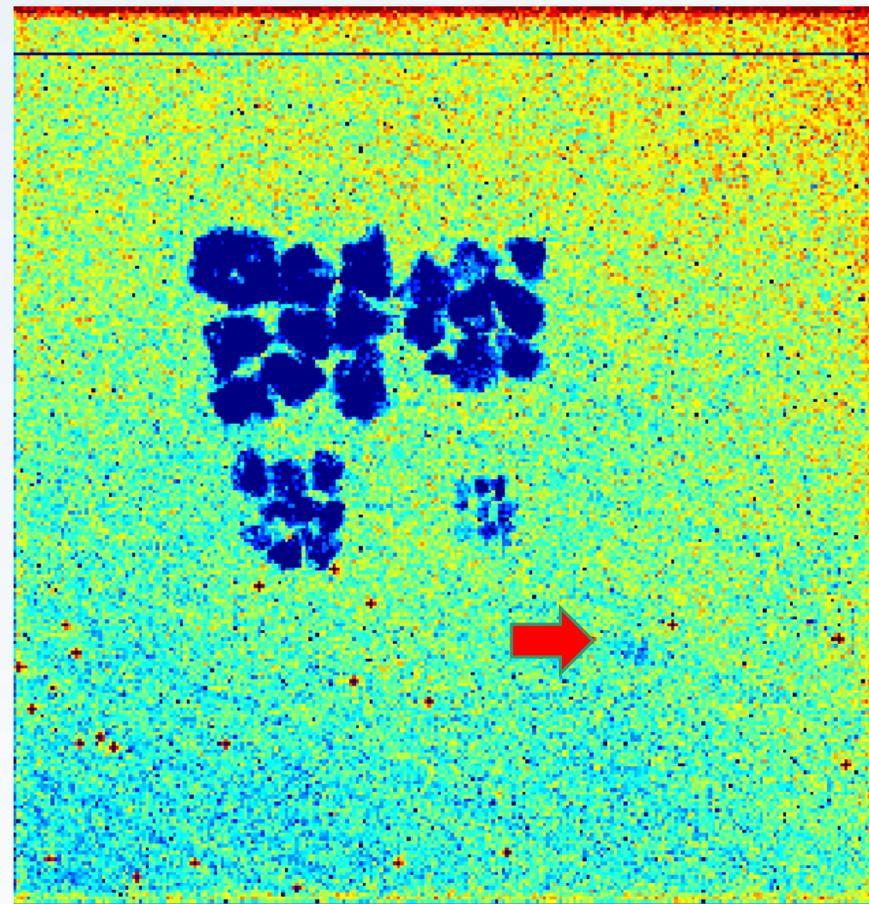
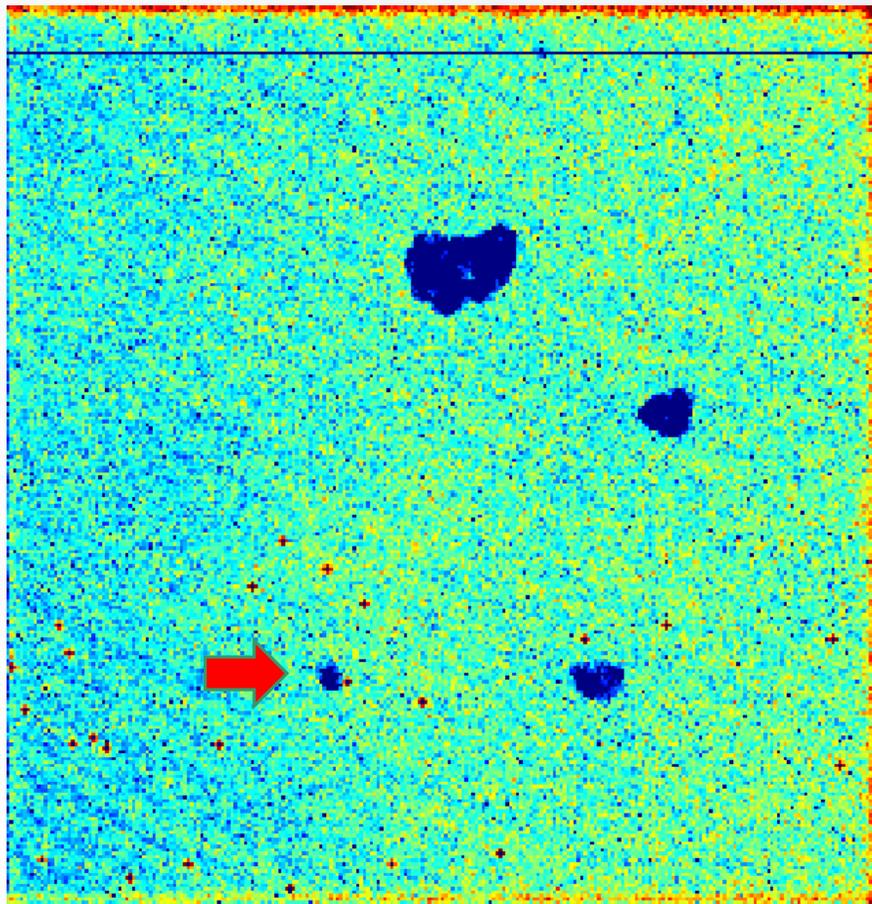
MEDICINA

- Calibración y evaluación de fantomas mamográficos
- Uso en mamografía convencional
- Comparación y evaluación de equipo médico
- UNIANDES
 - Clínica del Country (Si, Se)
 - Mejora significativa Mayo 2018
 - Fantomas “realistas”

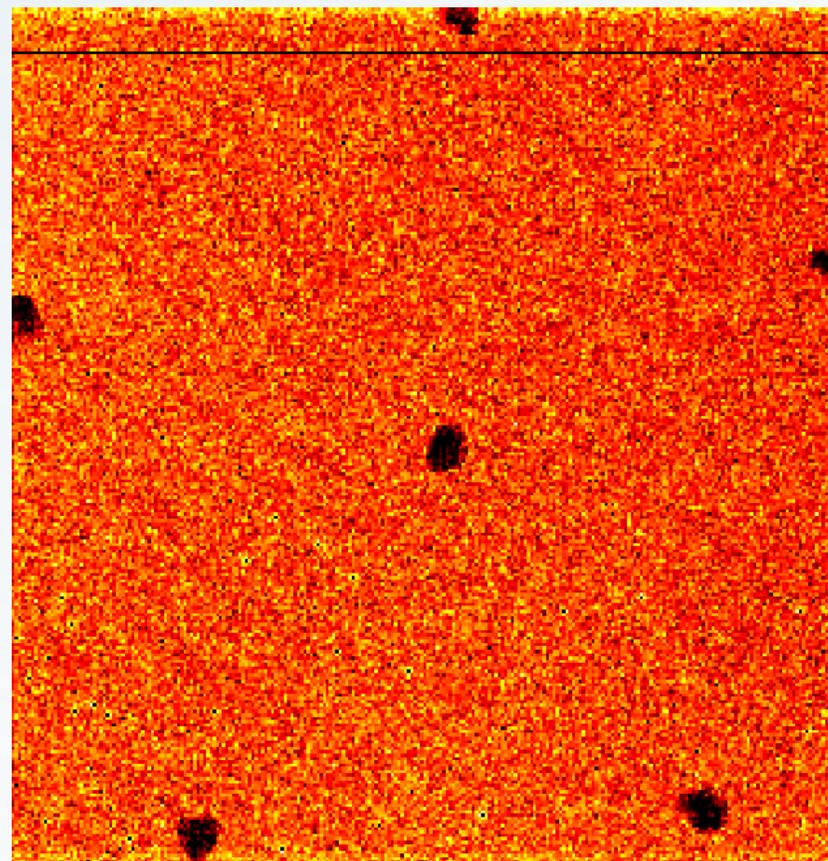
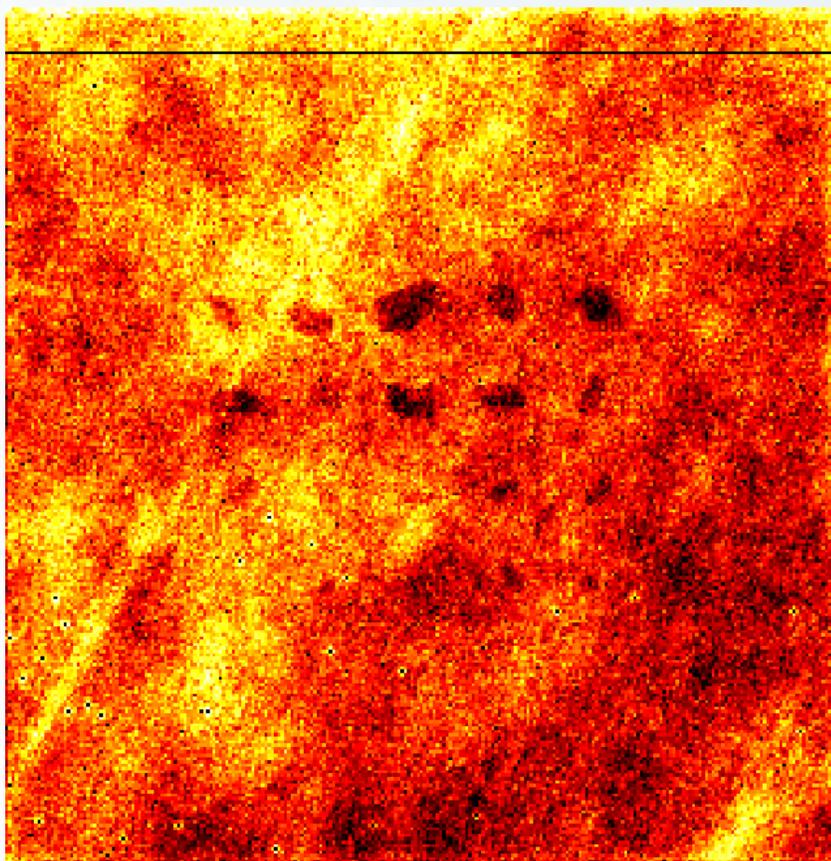
UNIANDES



MEDICINA



MEDICINA



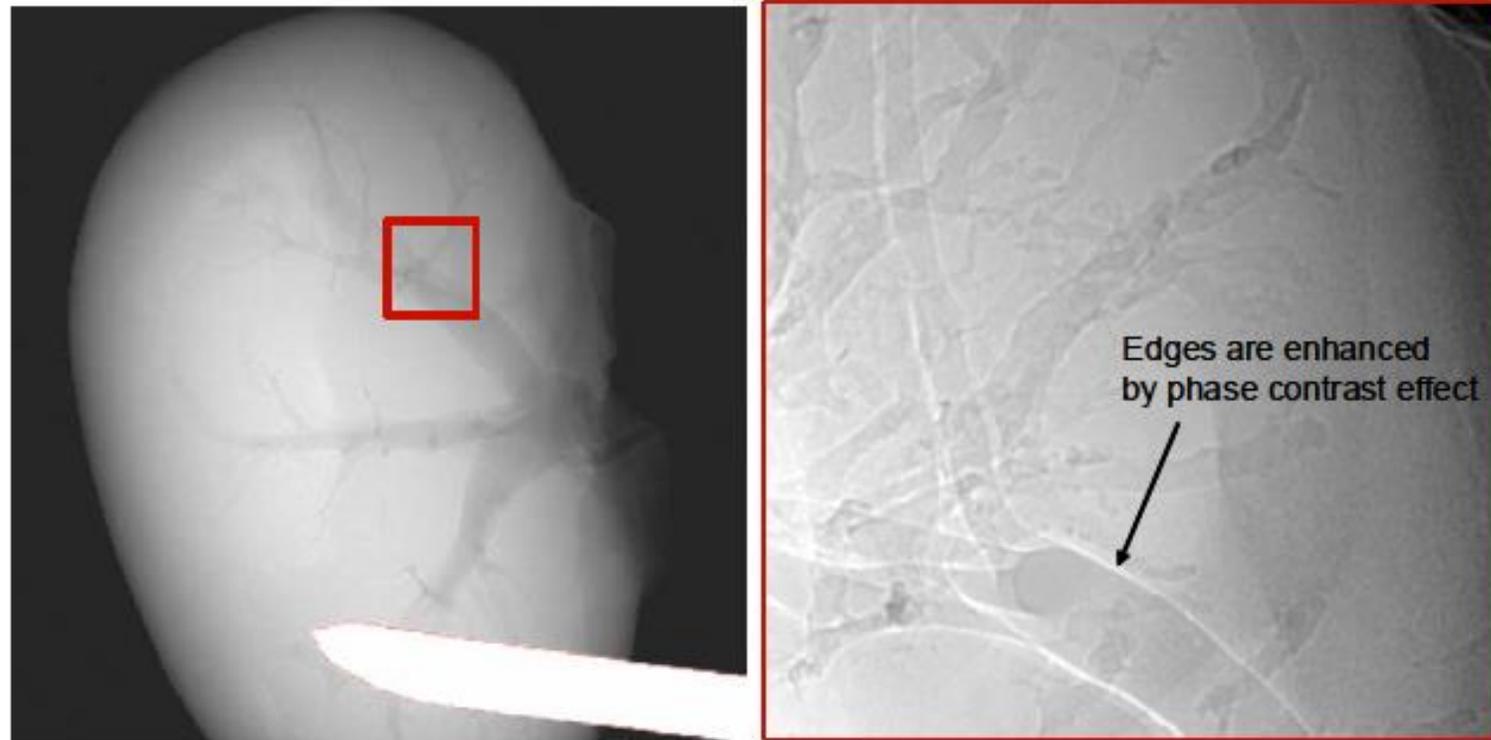
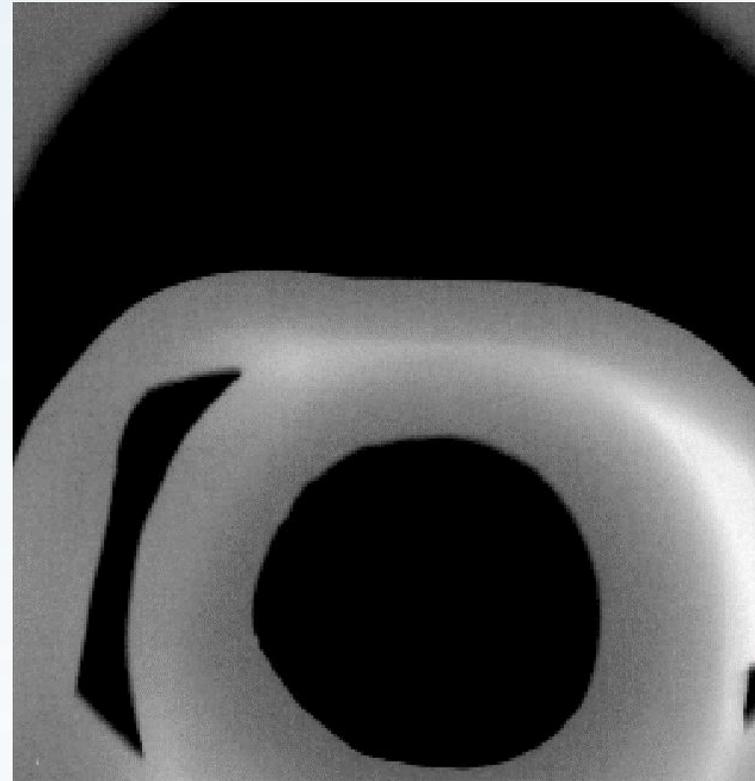


Fig. 4. X-ray transmission image of a mouse kidney (left). Enlarged area with edges enhanced by phase contrast (Medipix2, Tungsten X-ray tube, 40 kV).

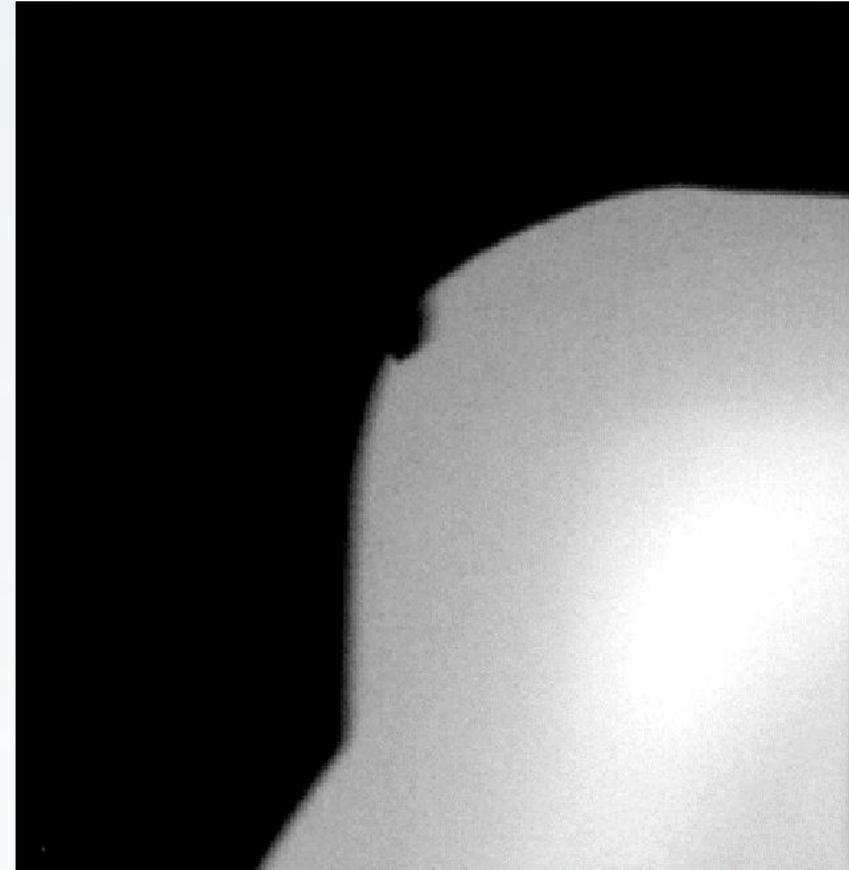
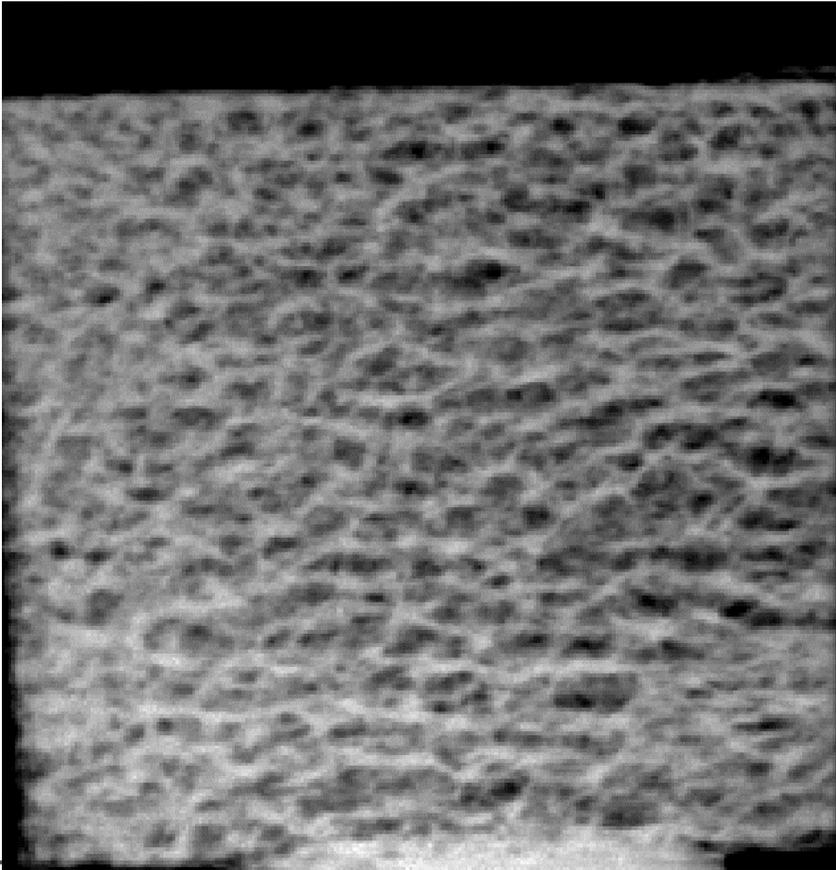
MATERIALES

- Determinar **propiedades de estructura** en sólidos
- Uniones, poros, cambios de densidad, etc....
- Régimen de energías **alto**
- **Calidad** de los materiales

MATERIALES



MATERIALES



OTRAS APLICACIONES

- **SEGURIDAD**
 - Detección efectiva de explosivos plásticos y cableado interno
 - Sensibilidad a elementos blandos
- **MEDIPIX**
 - Astronomía
 - Dosimetría
 - Detección de partículas
 - Tomografías de alta resolución

PARA LOS INTERESADOS

2018



IV UNIANDES PARTICLE
DETECTOR SCHOOL
28 MAY - 1 JUNE

GRACIAS

REFERENCIAS

- MEDIPIX: PIXEL DETECTORS FOR MEDICAL IMAGING AND OTHER APPLICATIONS :
https://indico.cern.ch/event/466934/contributions/2524825/attachments/1490020/2316052/MCampbell_Venice_2017_New_169.pdf
- Jakubek J., Data processing and image reconstruction methods for pixel detectors. 2007. Institute of Experimental and Applied Physics, Czech Technical University in Prague
- Jakubek J., Phase contrast enhanced high resolution X-ray imaging and tomography of soft tissue, 2007
- Jakubek J., Compact System for High Resolution X-ray Transmission Radiography, In-line Phase Enhanced Imaging and Micro CT of Biological Samples, 2006
- Mayo S., In-Line Phase-Contrast X-ray Imaging and Tomography for Materials Science, CSIRO , 2012
- BEAM HARDENING CORRECTION : <http://aladdin.utef.cvut.cz/ofat/methods/BeamHardening/BeamHardening.html>
- Velasquez A., Implementación del método de propagación para la toma de radiografías por contraste de fase de rayos X, Universidad de los andes, 2017
- Zhou S., Development of phase-contrast X-ray imaging techniques and potential medical applications, 2008