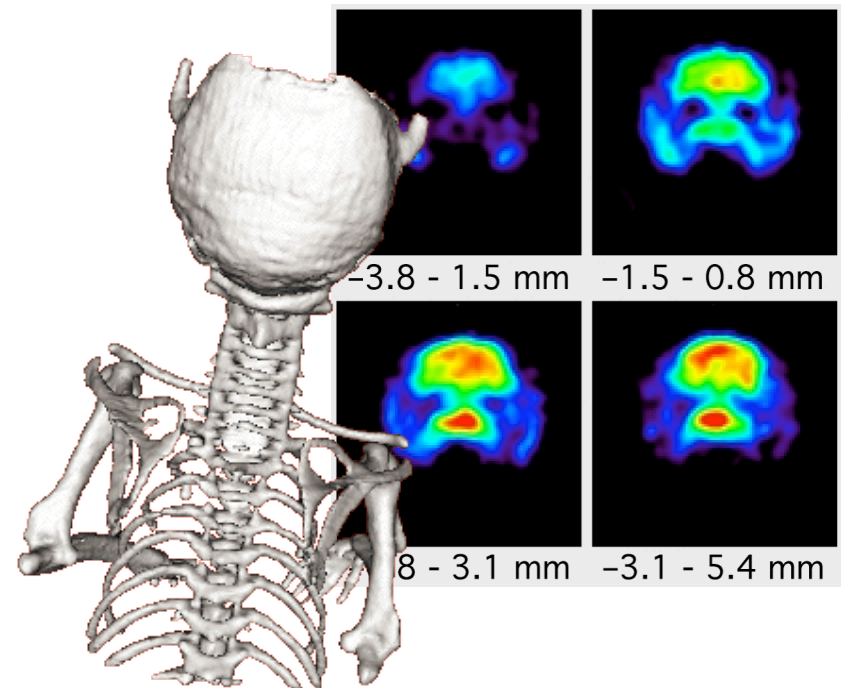
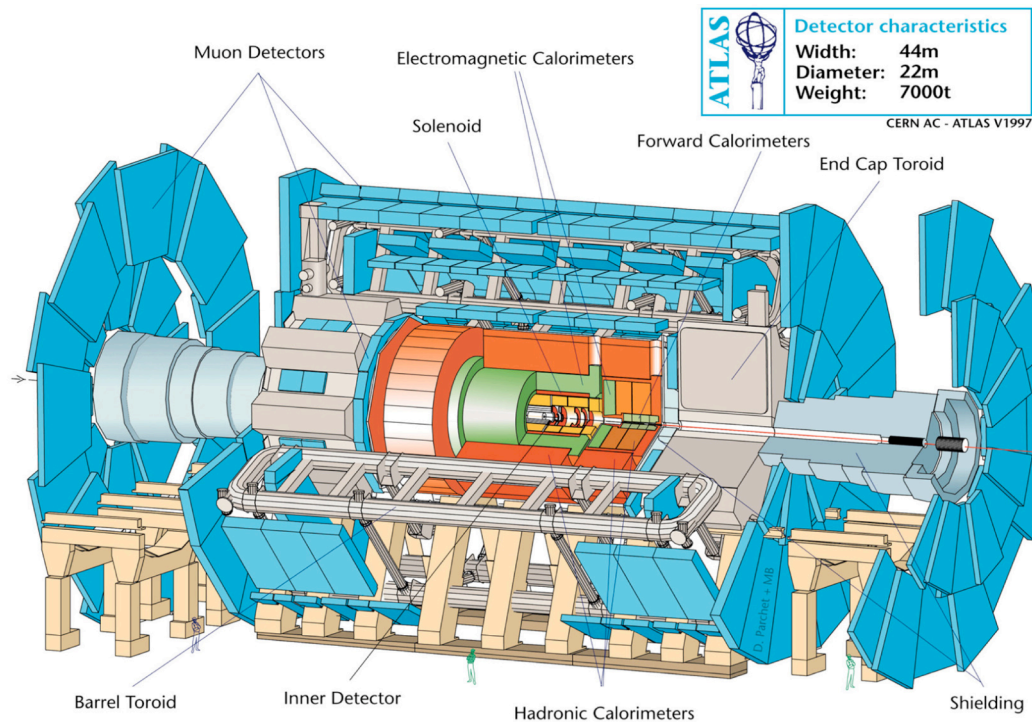
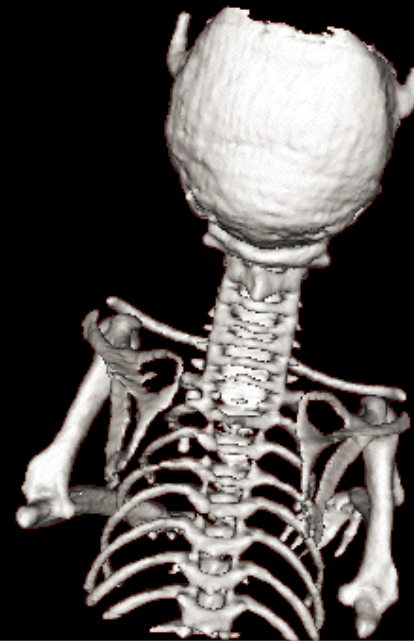


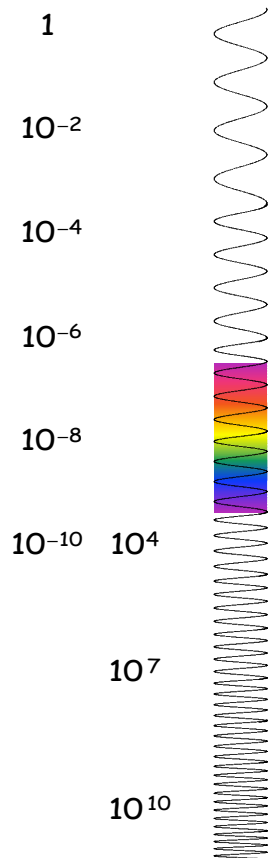
Le scanner X : le passage du noir et blanc à la couleur pour bientôt, grâce aux pixels hybrides



Le **scanner X** : le passage du noir et blanc à la couleur pour bientôt, grâce aux pixels hybrides



Longueur
d'onde
(mètre)



10⁴

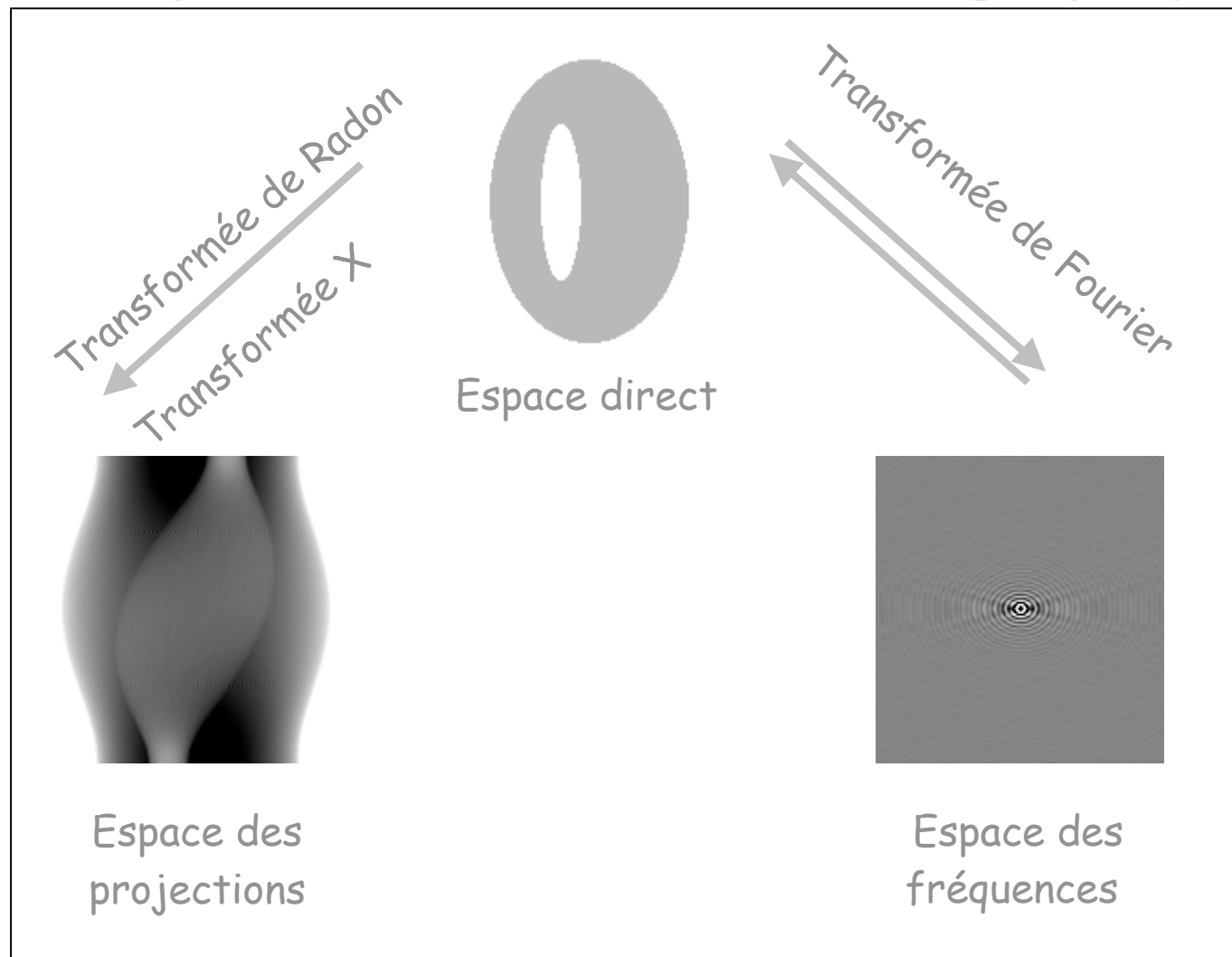
10⁷

10¹⁰

10¹³

énergie
(électron volt)

Principe de reconstruction tomographique

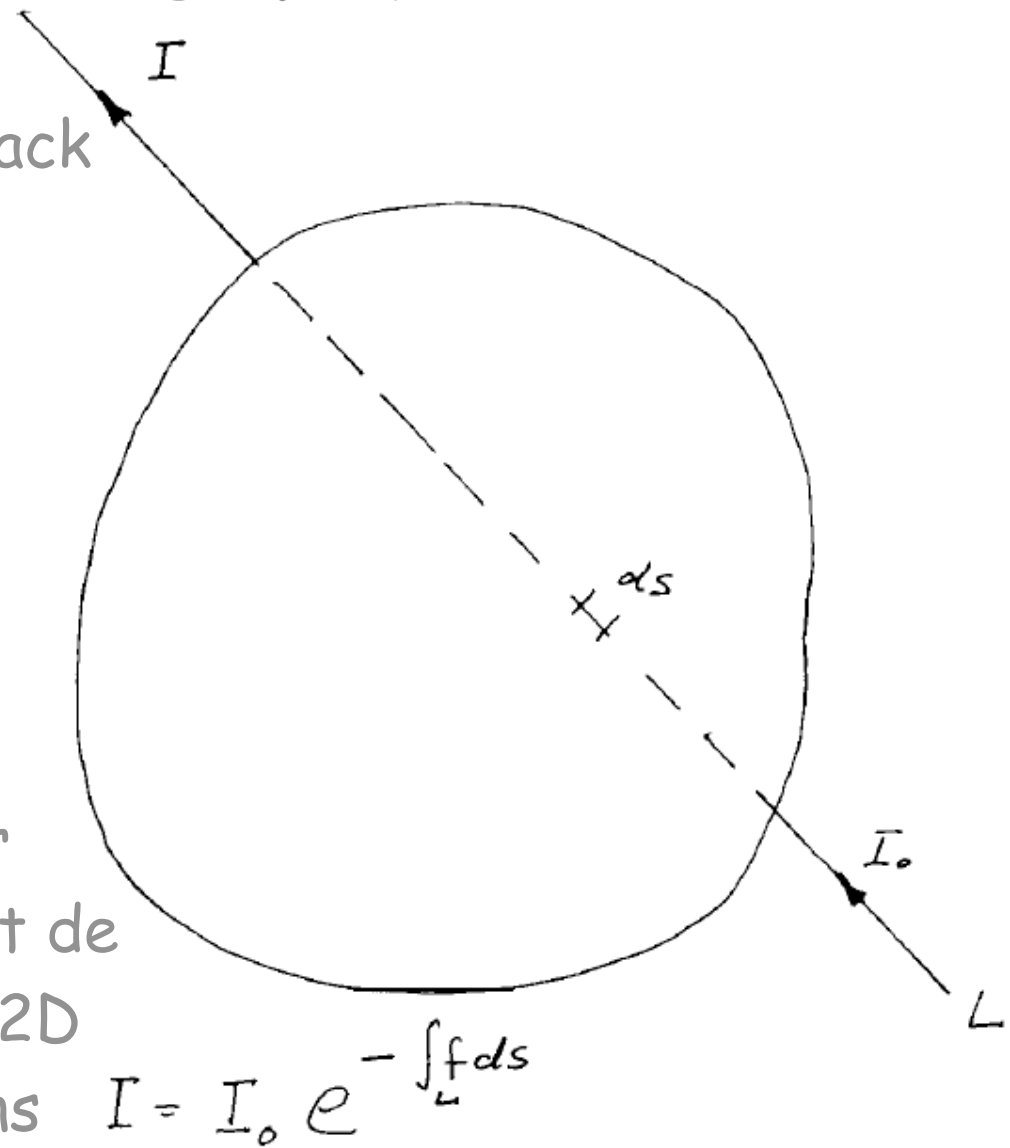


Reconstruction tomographique en 2D

1963: Alan McLeod Cormack

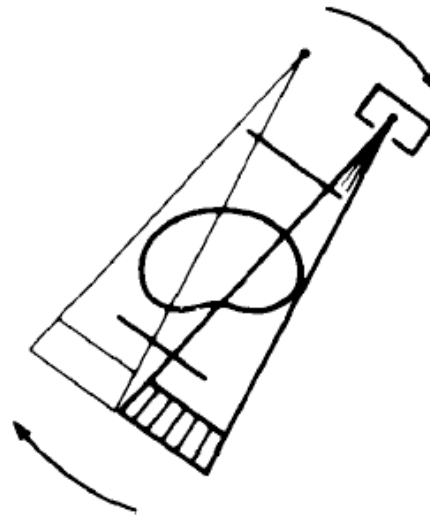
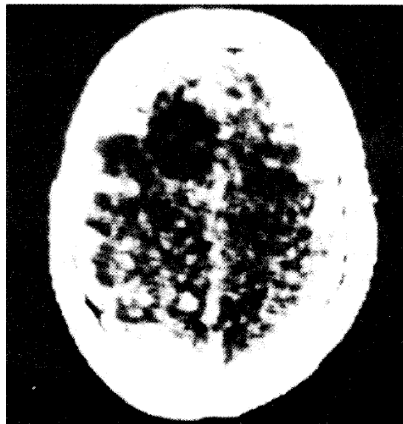


Redécouvre une solution mathématique publiée par Radon en 1917 permettant de reconstruire un objet en 2D à partir de ses projections

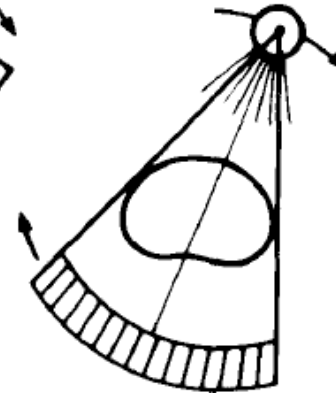


Tomodensitométrie (TDM)

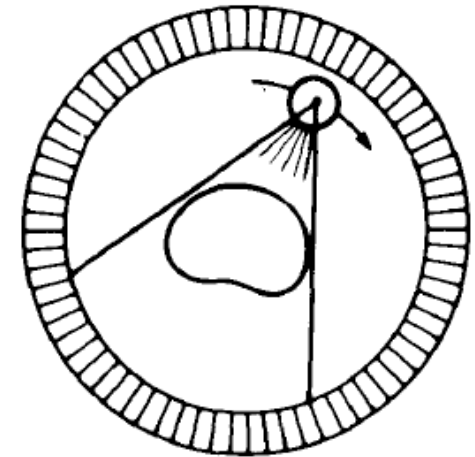
1972: Godfrey N Hounsfield



30 detectors
Scan time 18 seconds



300 detectors
Scan time 2 - 4
seconds



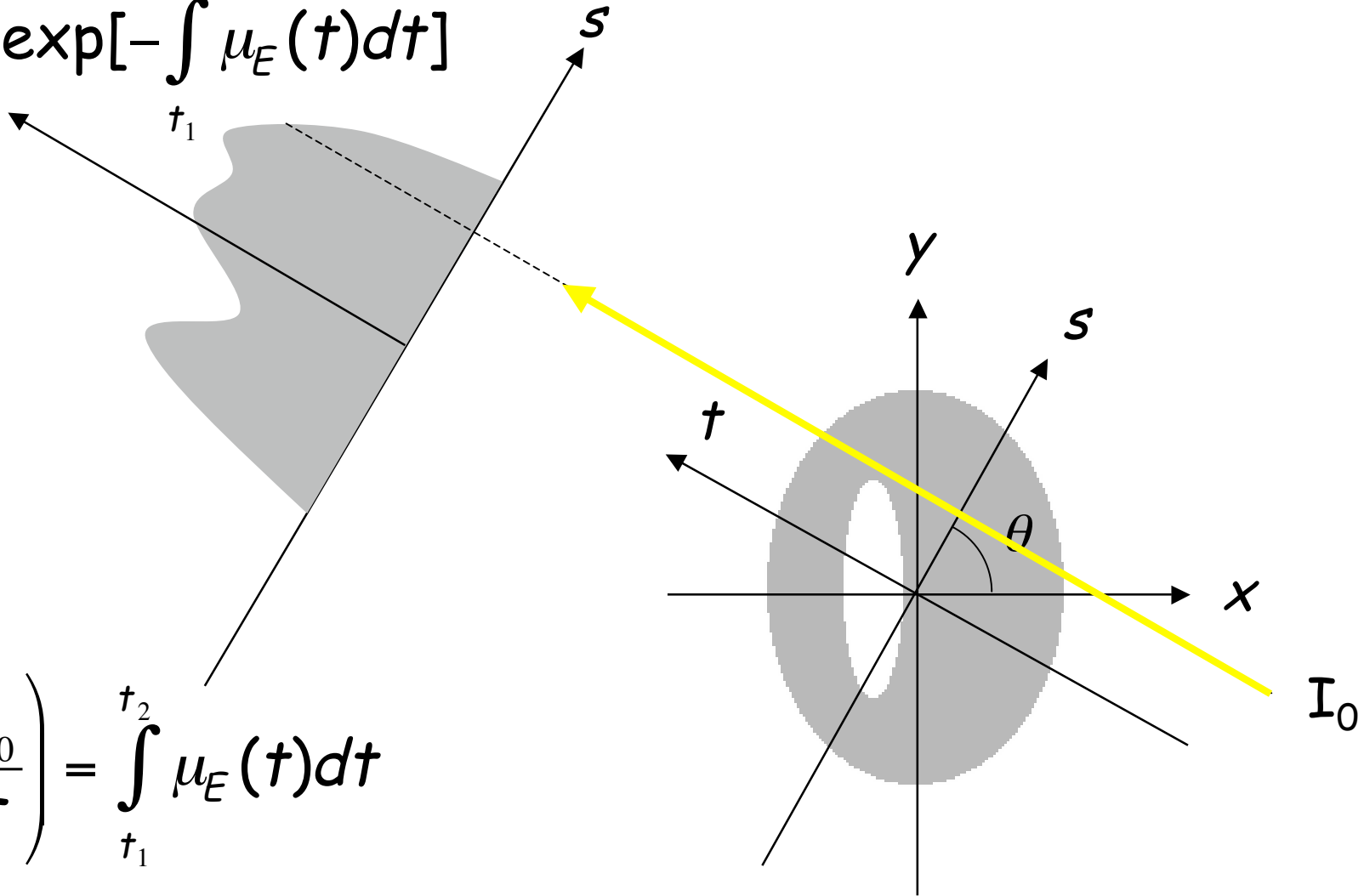
700 stationary detectors
Scan time 2 - 4 seconds

Développe chez EMI le premier scanner
à rayons X ou CT (Computed Tomography)

Tomographie par transmission

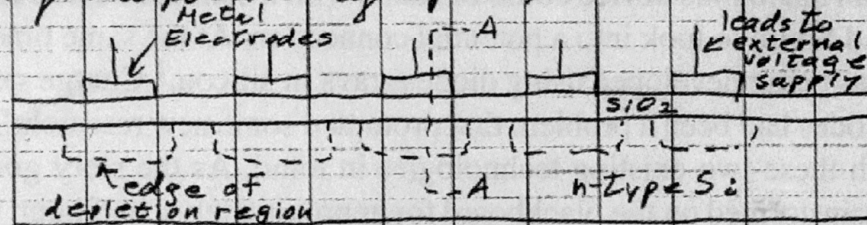
$$I = I_0 \exp\left[-\int_{t_1}^{t_2} \mu_E(t) dt\right]$$

$$\ln\left(\frac{I_0}{I}\right) = \int_{t_1}^{t_2} \mu_E(t) dt$$



Détecteurs à intégration de charges

held on Sept. 8, 1969 and the basic scheme was disclosed to F. H. Smith later that day. The principle is demonstrated by the following specific structure.



A negative voltage applied to the electrodes of the above structure causes a depletion region to form under the electrode. The band bending across section A-A when the voltage is first applied is shown below. As a result of generation-recombination centers in the depletion region and at

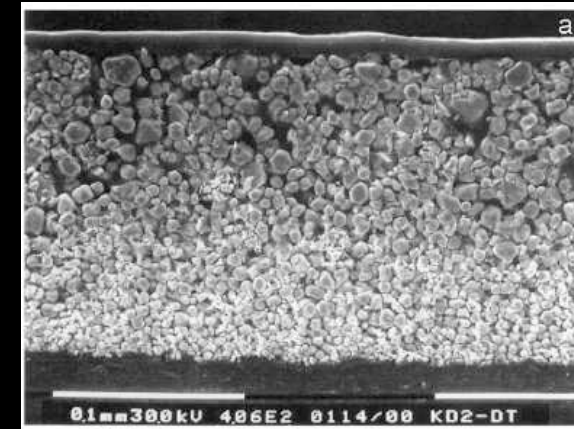
W. S. Boyle
10/2/69

G. E. Smith 10/12/69

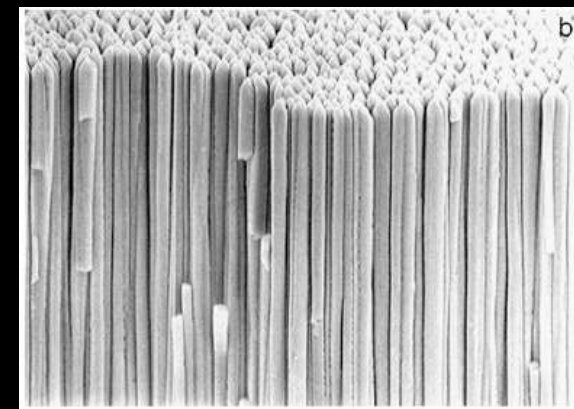
W.S. Boyle and G.E. Smith, 8 sept. 1969

Prix Nobel de Physique en 2009

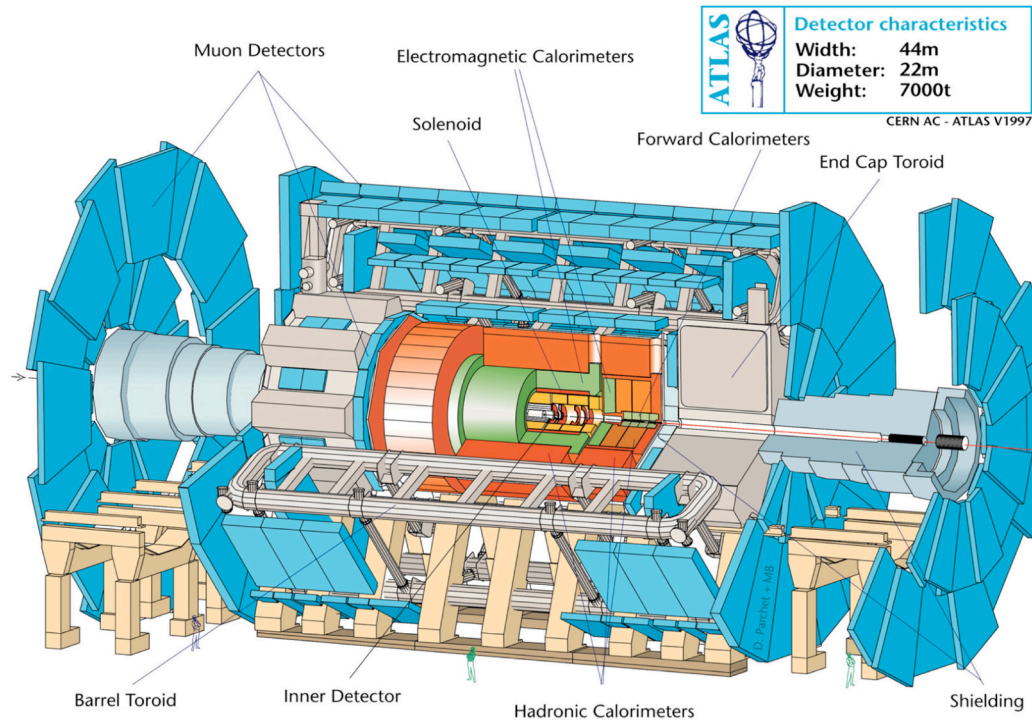
Gadox ($\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Tb}$) -> Caméra CCD



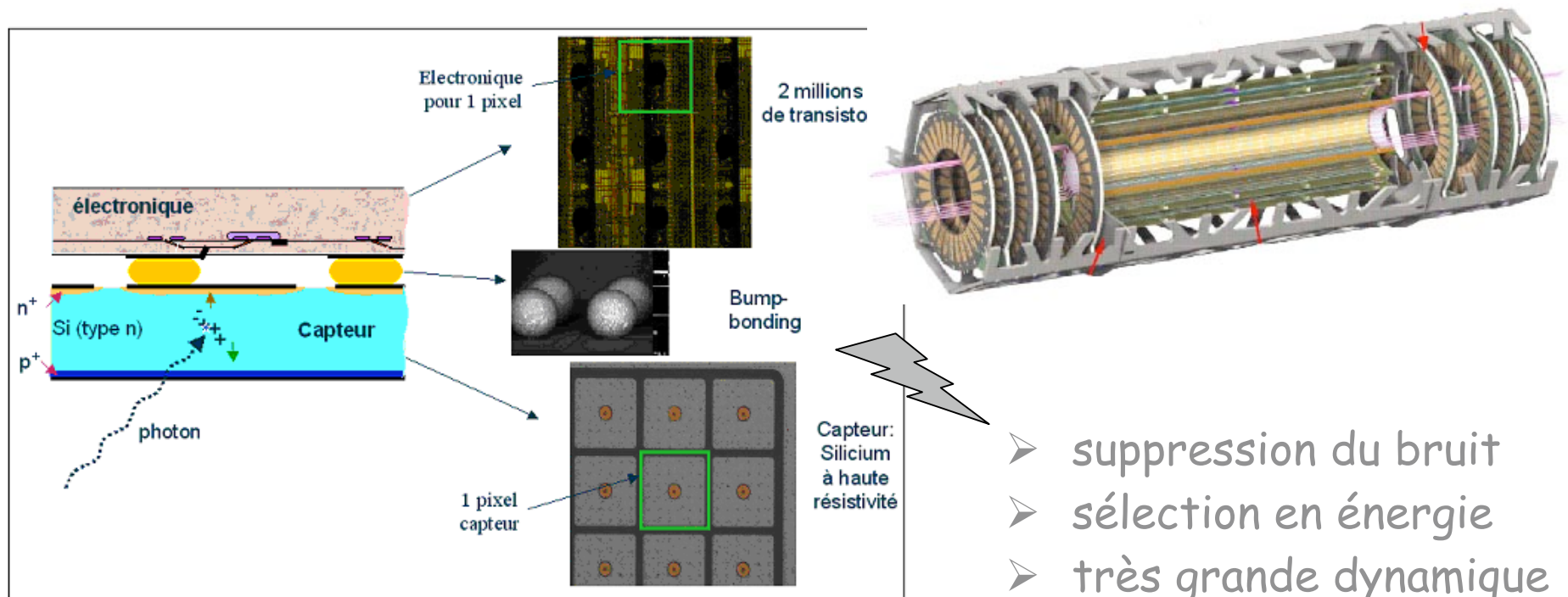
CsI -> Pixels CMOS



Le scanner X : le passage du noir et blanc à la couleur pour bientôt, grâce aux pixels hybrides



Détecteurs à pixels hybrides en TDM



- suppression du bruit
- sélection en énergie
- très grande dynamique

- acquisition de données très rapide
- choix du substrat de détection (Si, CdTE, AsGa)
- efficacité optimale

¿ amélioration du contraste ?
¿ réduction de la dose ?

Comptages de photons versus intégration de charge

Comptage de photons

- ✓ Taux de comptage très bas ($0,01$ ph/pixel/s)



Faibles doses

- ✓ Grande dynamique de taux de comptage (10^{-2} - 10^6 ph/pixel/s)



Grande
dynamique de
comptage (80 dB)



**Meilleure détectabilité
à bas contraste**

Seuil de détection en énergie

- ✓ Sélection de l'énergie des rayons X



Discrimination des
photons diffusés



Meilleur contraste

Choix du capteur

- ✓ Utilisation de capteurs de haute densité



Meilleure
efficacité de
détection

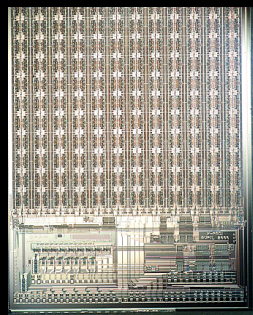


**Meilleure détectabilité
à bas contraste
+
Faibles doses**

Premier prototype XPAD1 (2003)

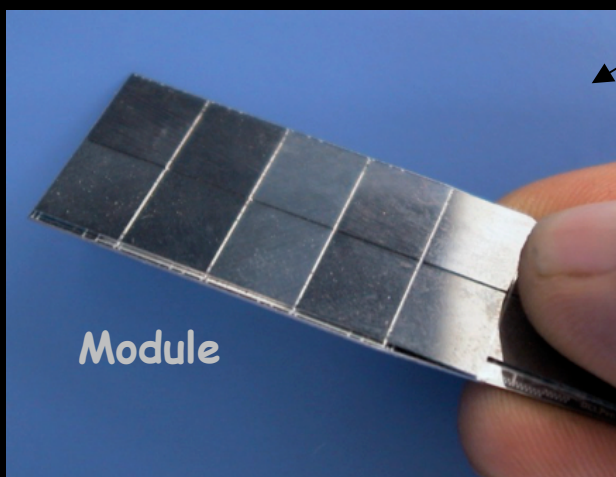
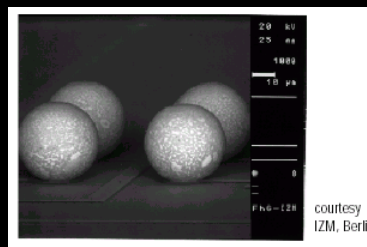
XPAD1:

- amplificateur
- 1 discriminateur
- compteur 15-bits



Bump-bonding

Capteur de silicium pixellisé
 $330 \times 330 \mu\text{m}^2$
(DELPHI)



Module

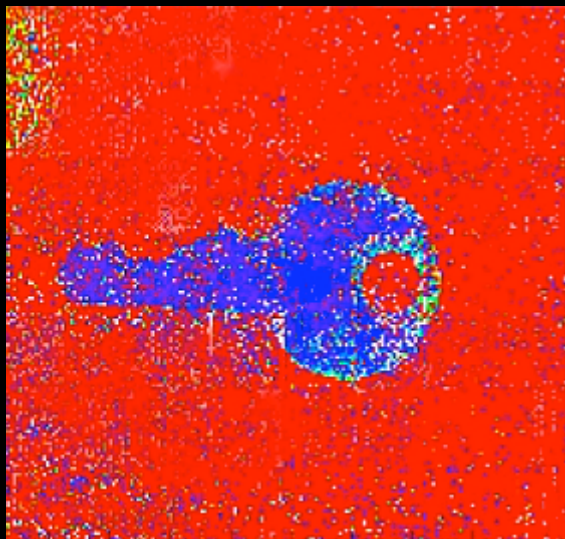
10 chips bump-bonded on
a $4 \times 1.6 \text{ cm}^2$ Si sensor



6000 pixels module

Pixels hybrides prototype

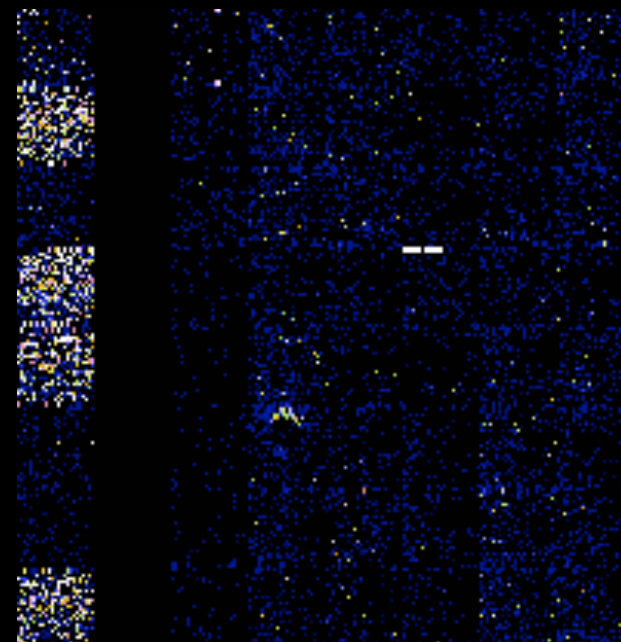
... et premières images (2004)



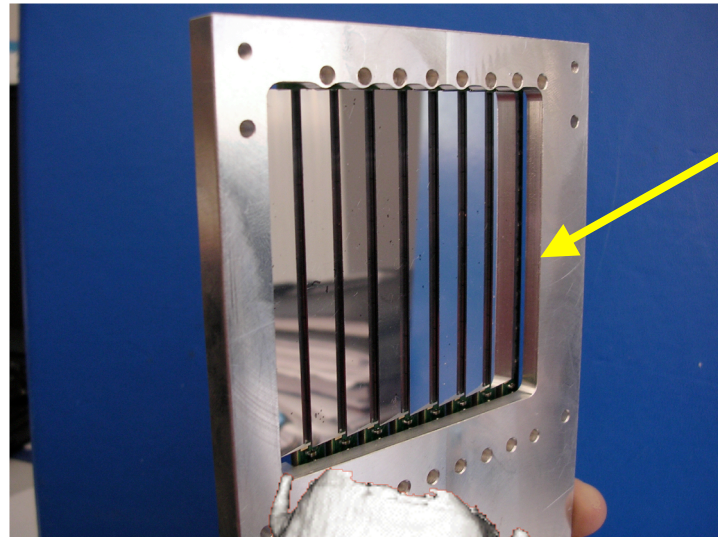
Clé de bureau
(données brutes)

Diffusion à petit angle :
200 images de 10 ms espacées de 2 ms

European Synchrotron Radiation Facility (ESRF)

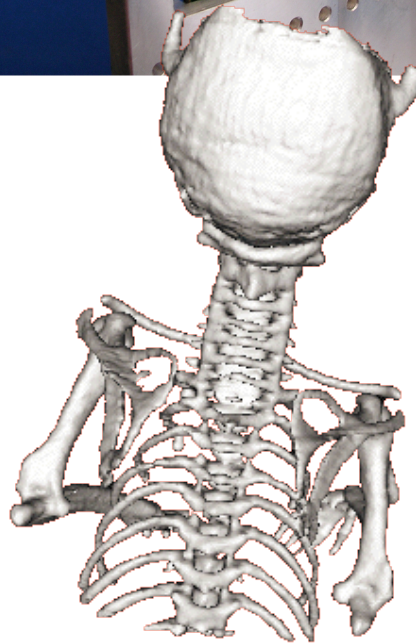
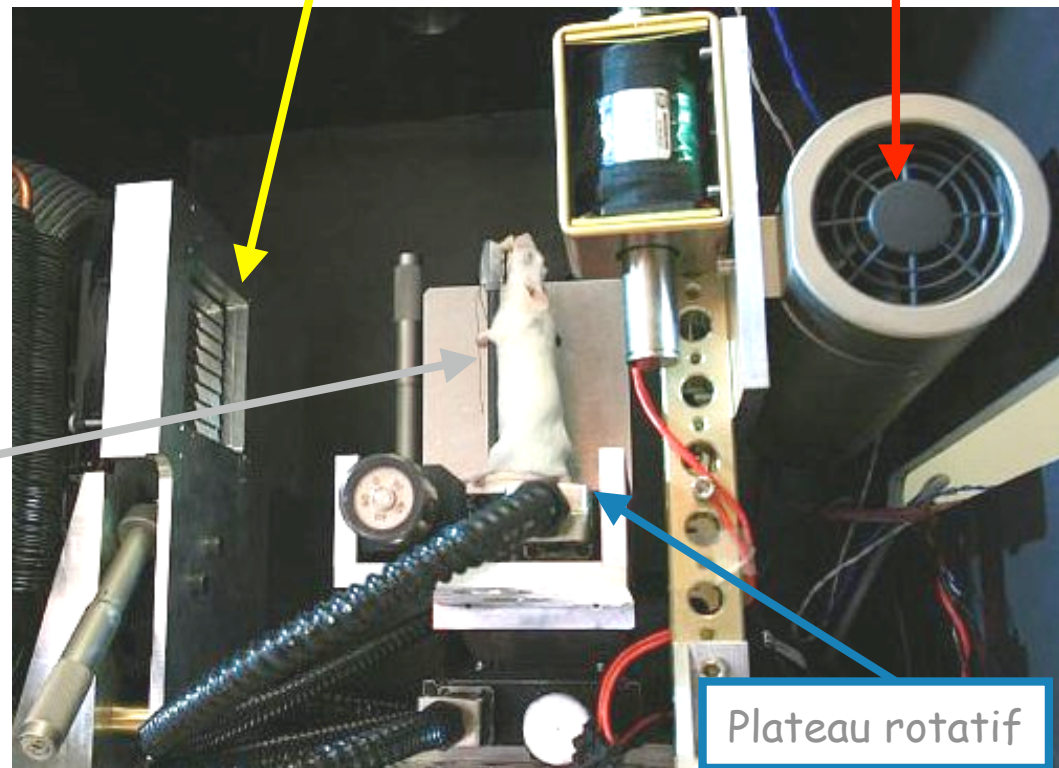


Démonstrateur micro-CT PIXSCAN



XPAD2 Hybrid Pixel Detector
 $330 \times 300 \mu\text{m}^2$ pixels

Source de rayons X



Premières images PIXSCAN/XPAD2 (2005)

360 projections (1 projection par degré)

Reconstruction FDK (recFDK CREATIS)

Calibration géométrique



Aile de caille



Coupe sagittale



Angiographies avec PIXSCAN/XPAD2

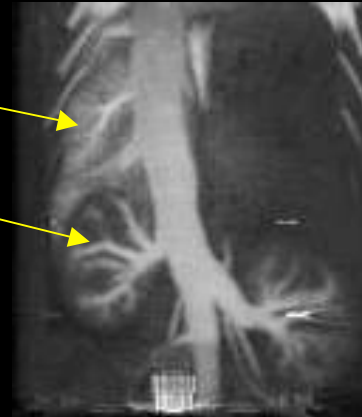
Souris sacrifiée directement après l'injection d'un agent de contraste
200 μL dans la veine de queue et 400 μL intracardiac

Sans agent de contraste



Trachée artère

Rate
Rein

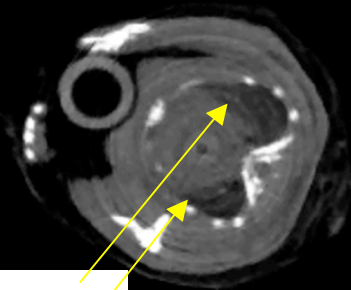


Coronale



Sagittale

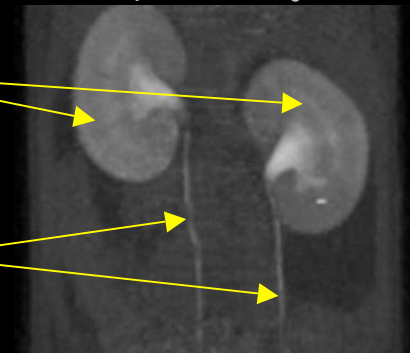
Souris sacrifiée 5 min après l'injection



Poumons

Reins

Uretères



courtesy: F. Debarbieux, IBDML

Exposition 1.5 s, seuil 14 keV, source (50 kV, 500 μA), filtre 6 mm Al, 8000 coups/pixel

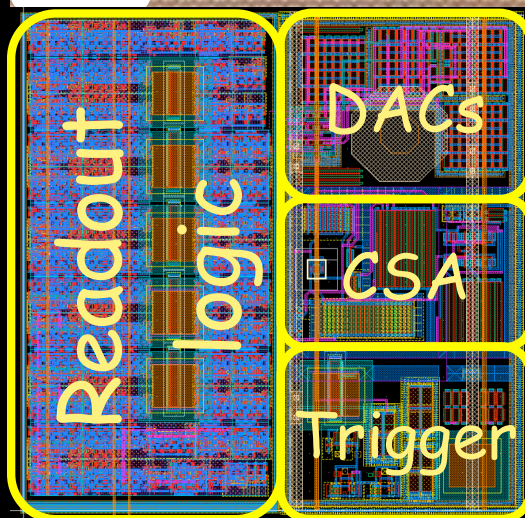
Nouveau circuit XPAD3

Production des circuits (IBM 0,25 μm)

XPAD3-S
Si n type

XPAD3-C
CdTe

Pixel

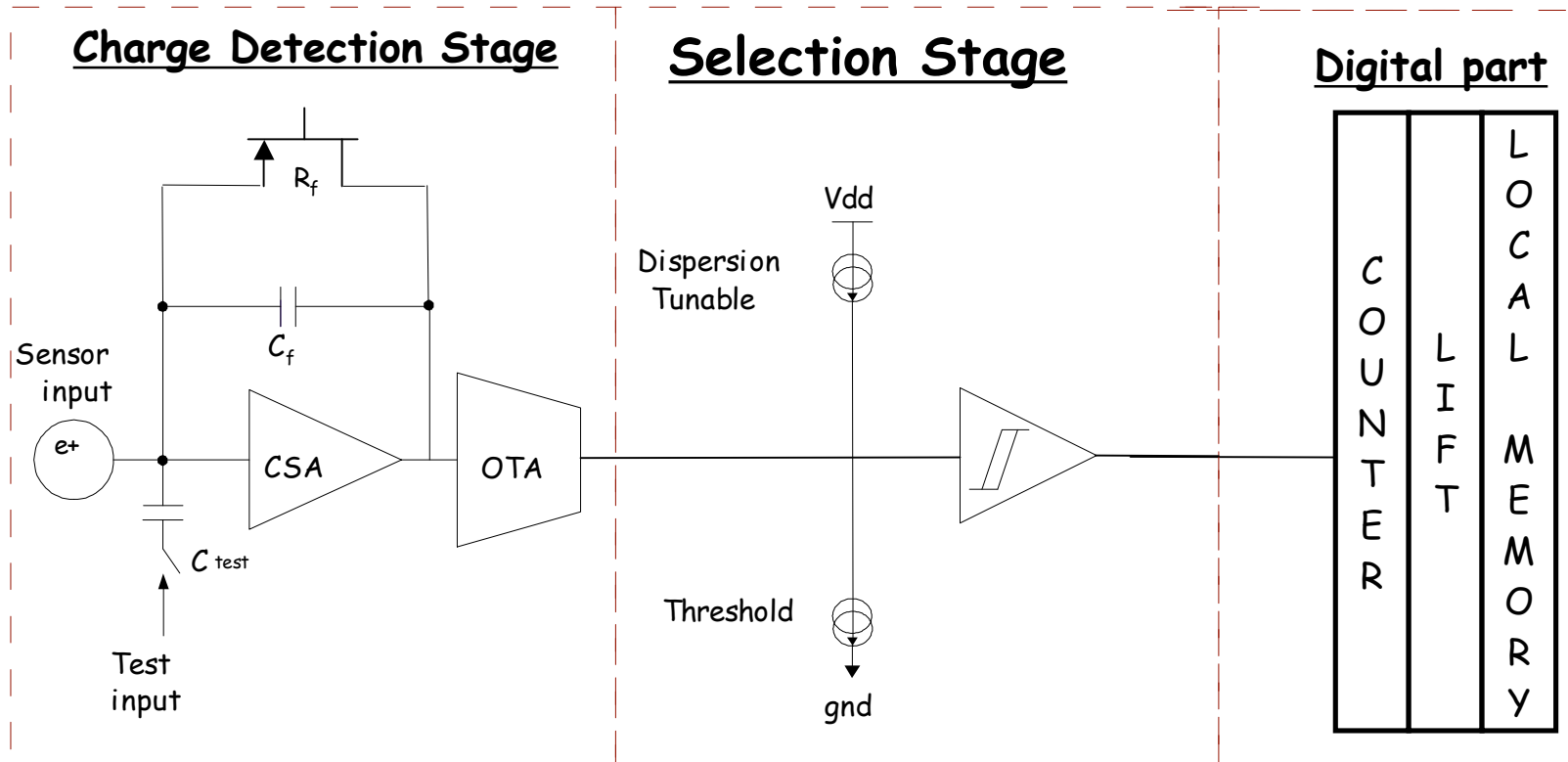


9600 pixels
 $130 \times 130 \mu\text{m}^2$
 $1 \times 1,5 \text{ cm}^2$
circuit

- Double seuil (**sélection de l'énergie**)
- Lecture continue pendant l'exposition
- Captures 2 ms
- Résistant aux radiations

Détecteur de $7 \times 12 \text{ cm}^2$ monté sur le démonstrateur PIXSCAN en 2007
Souris coprs-entier avec une résolution de $60 \mu\text{m}$

XPAD3-S pixel architecture



Gain : 89 nA/keV

Noise : 127 e⁻ rms

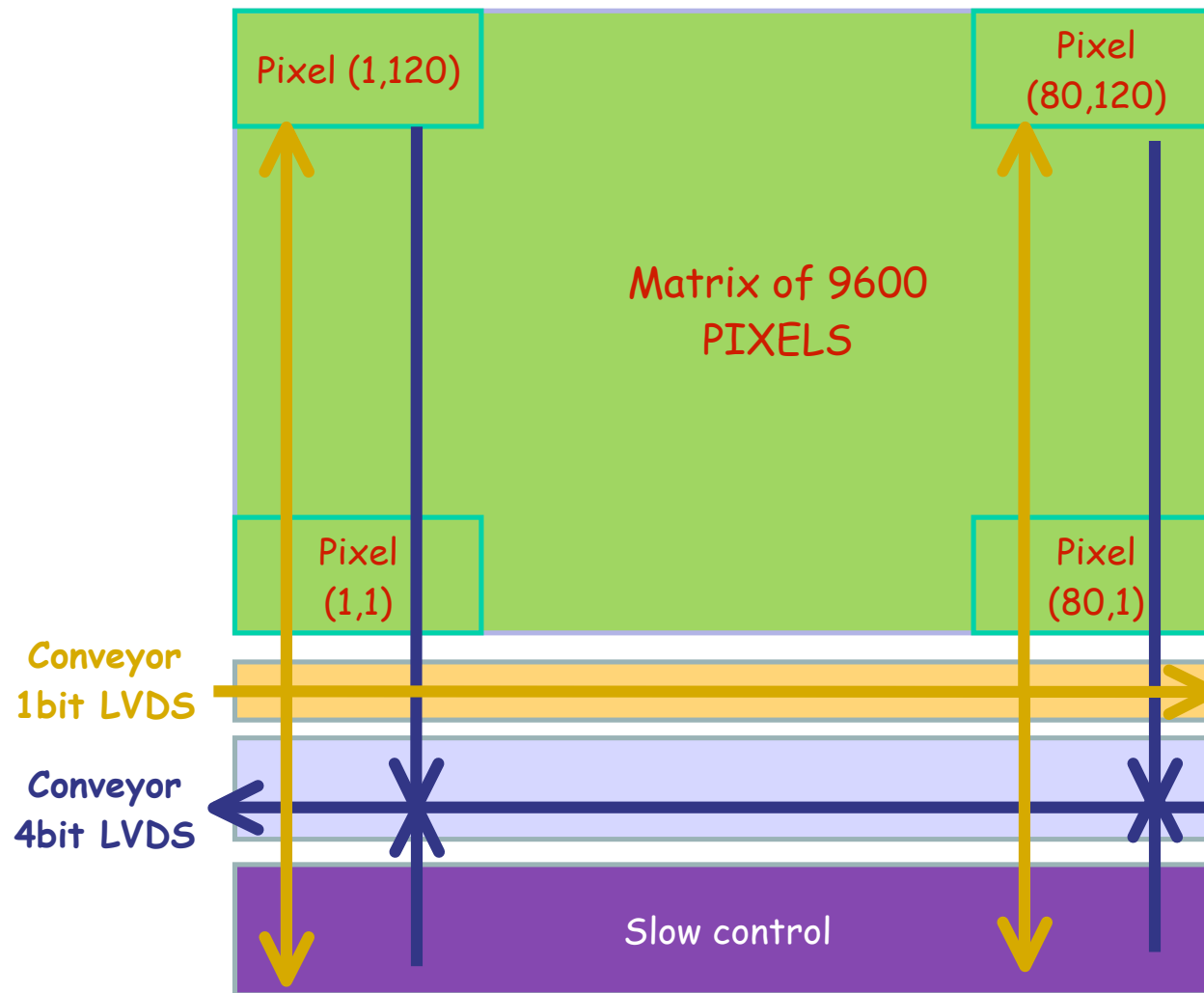
Linearity : 35 keV

Power consumption : 40 μW/pixel

Threshold adjustment resolution : 57 e⁻

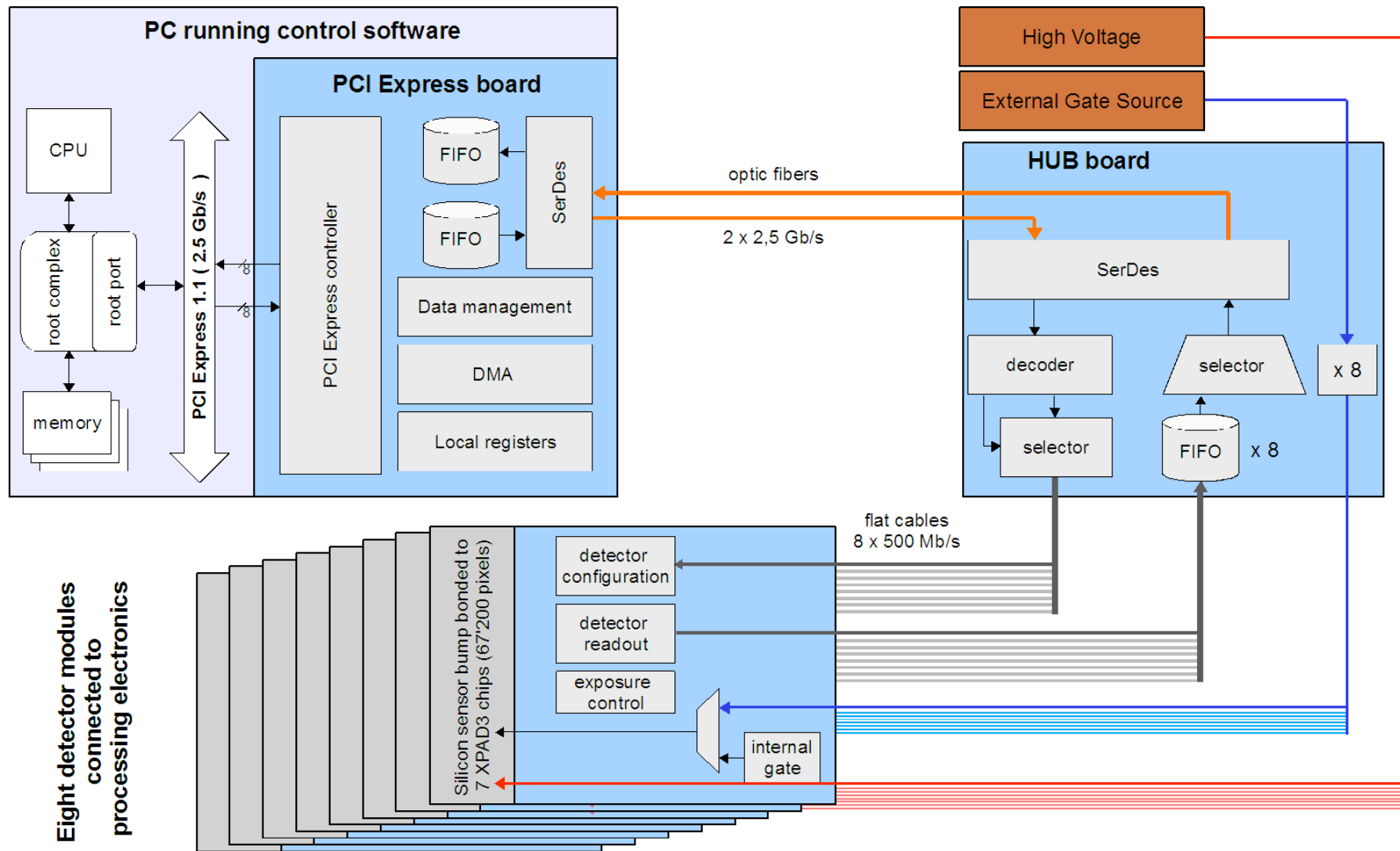
Minimum threshold: < 4 keV

XPAD3 chip architecture

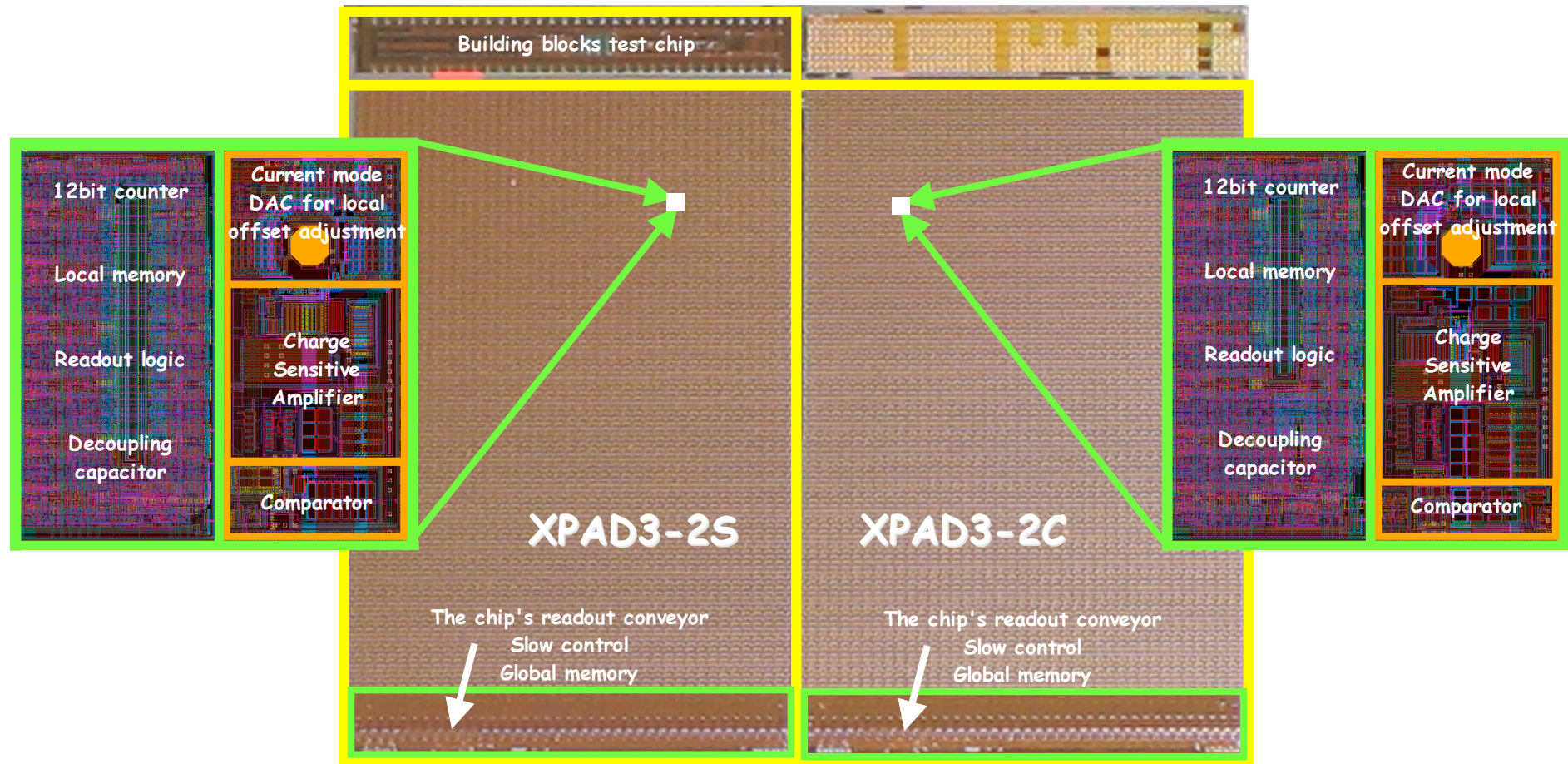


- Data move through the matrix by shift registers (bidirectional)
- Full image readout time is about 2 ms
- On the fly readout capabilities

PCI-Express based readout



XPAD3-2S and XPAD3-2C chips



XPAD3-2S (hole collector)

Gain : **23 nA/100e⁻**

Noise : ~100e⁻ rms

Linearity : **60 keV**

XPAD3-2C (electron collector)

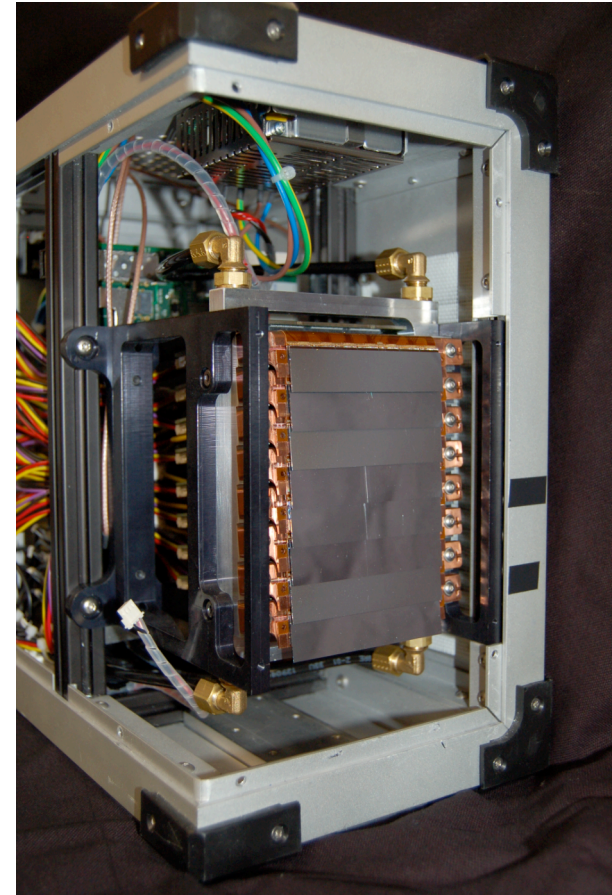
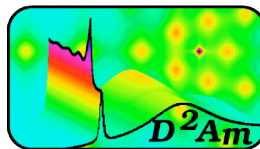
Gain : **17,8nA/100e⁻**

Noise : ~100e⁻ rms

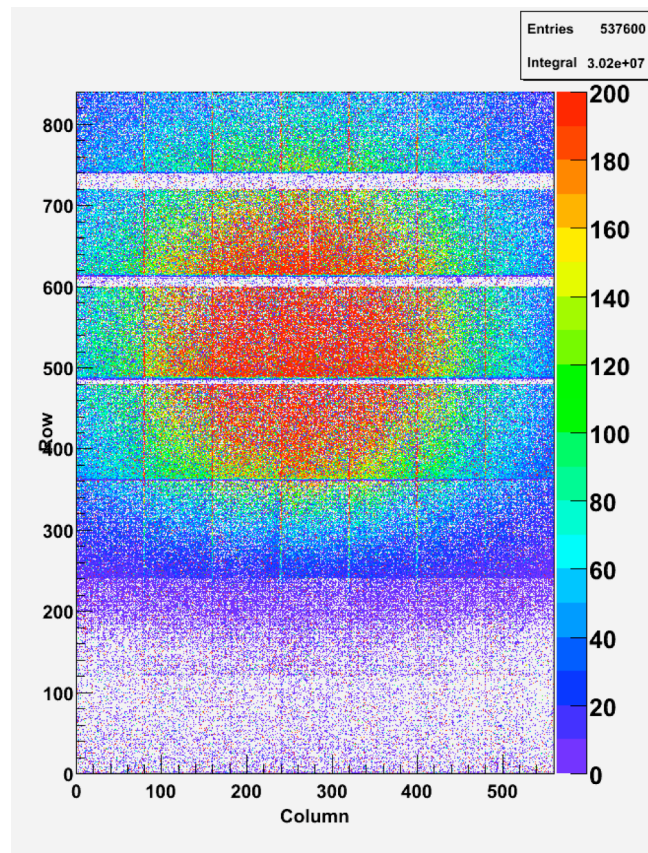
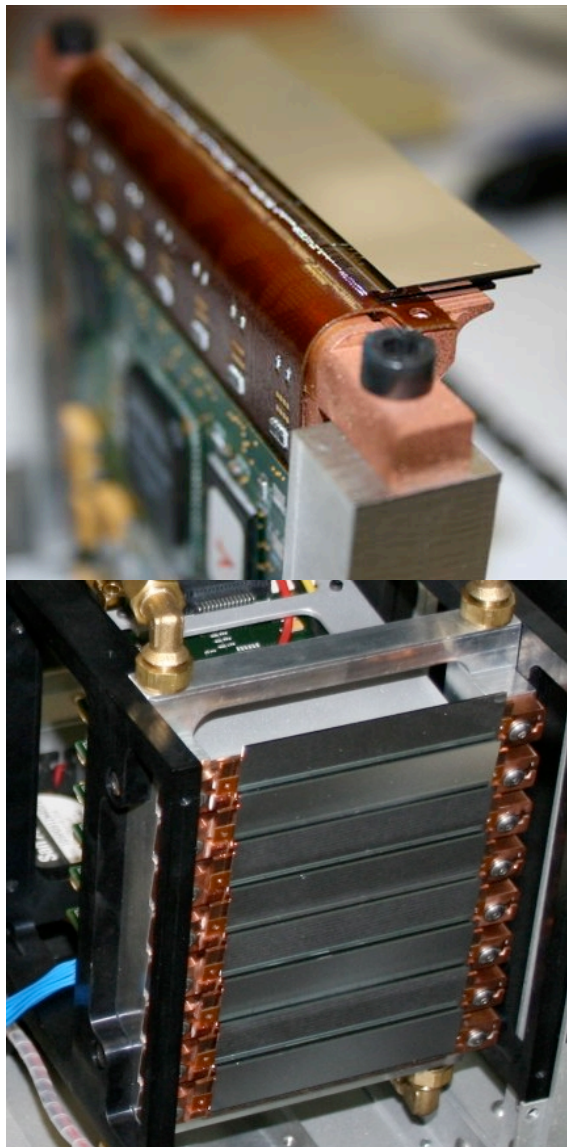
Linearity : **60 keV**

XPIX - Développement of X-ray hybrid pixels

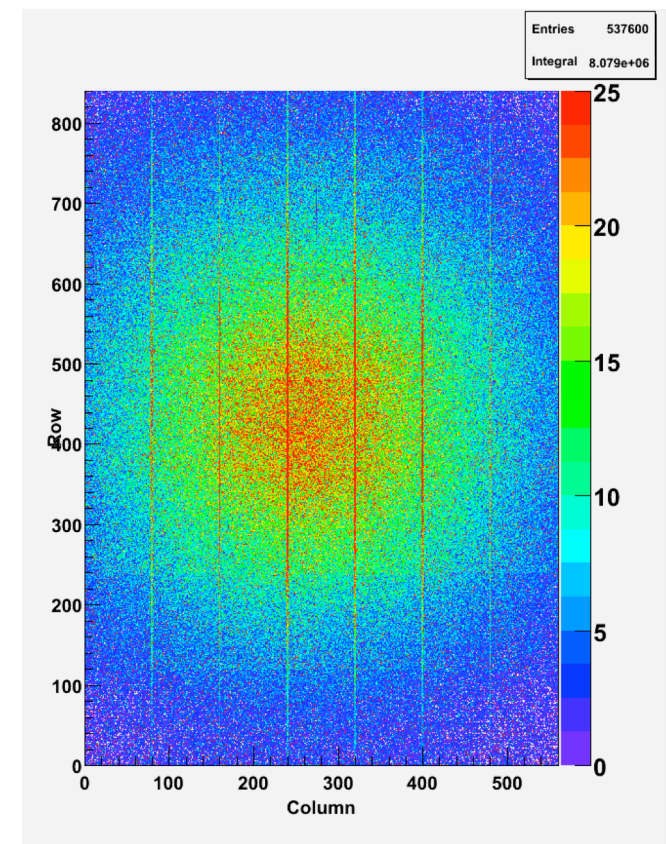
- XPAD3-1/Si (D1,D2,D3: 0,5 Mpixels)
 - Photon counting 5-35 keV
 - $130 \times 130 \mu\text{m}^2$ pixel size
 - $500 \mu\text{m}$ Si
 - $78 \times 75 \text{ mm}^2$ detector (8 x 7 chips)
- XPAD3-2/Si (D4, D5, D6: 0,5 MPixels)
 - Photon counting mode 5-60 keV



Détecteur XPAD3 : 500,000 pixels de 130 μm

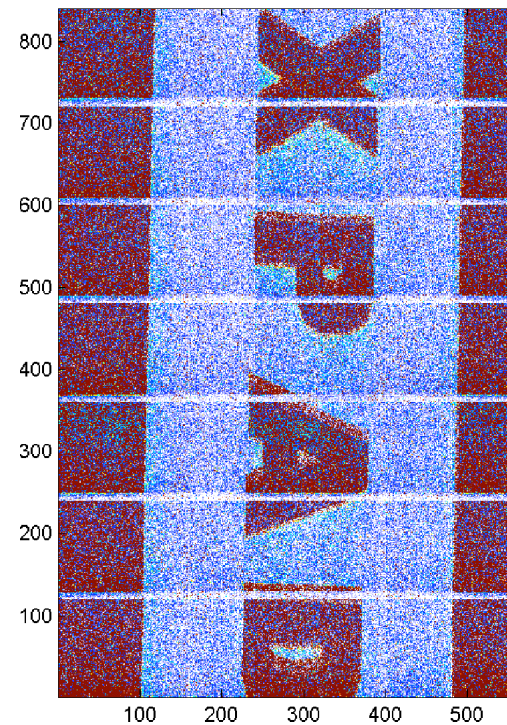
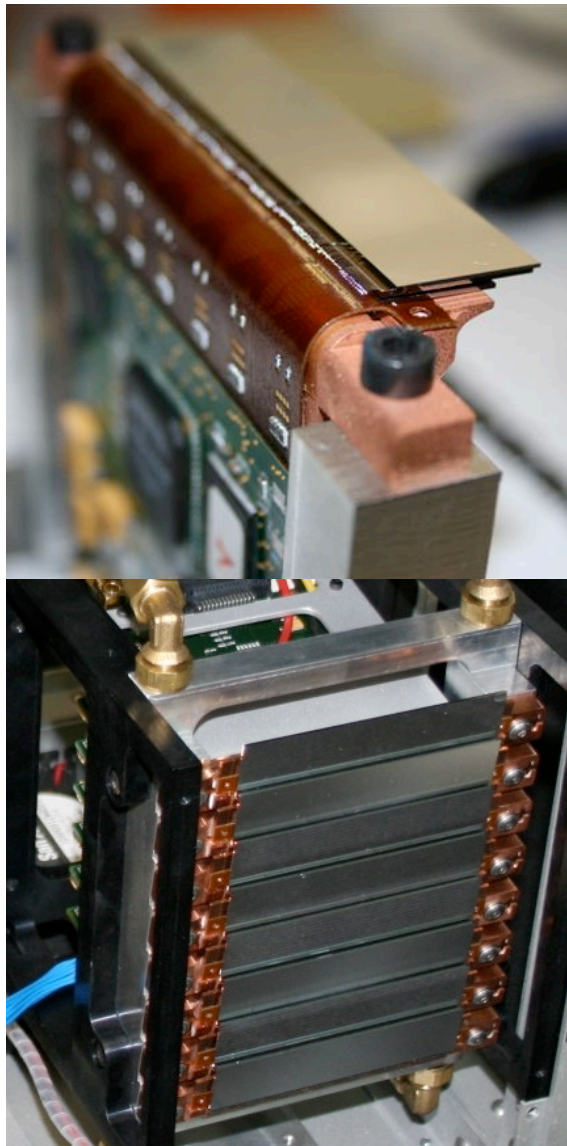


Fe-55, 5.9 keV

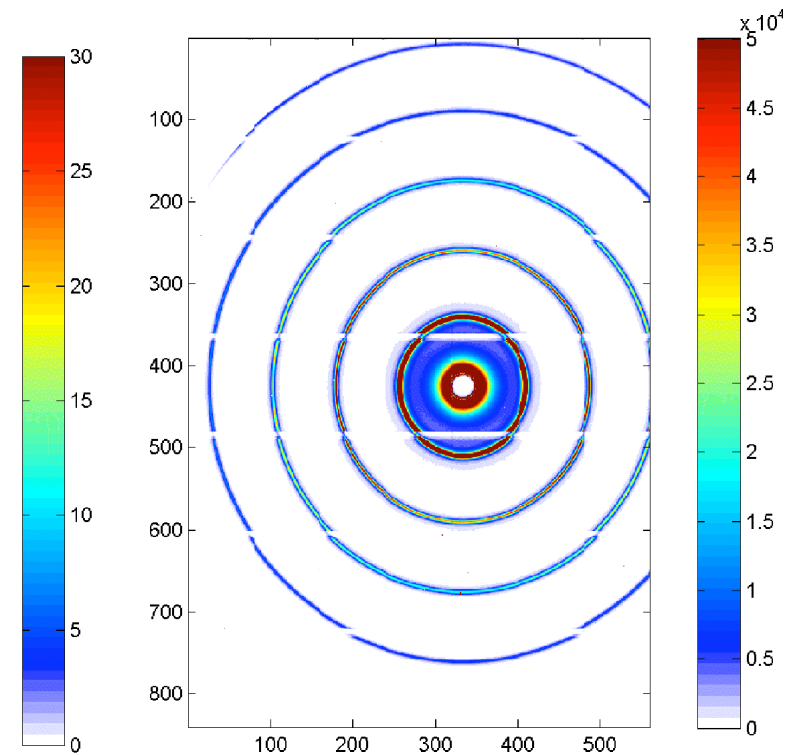


Am-241, 60 keV

Détecteur XPAD3 : 500,000 pixels de $130\text{ }\mu\text{m}$



SOLEIL 5 keV

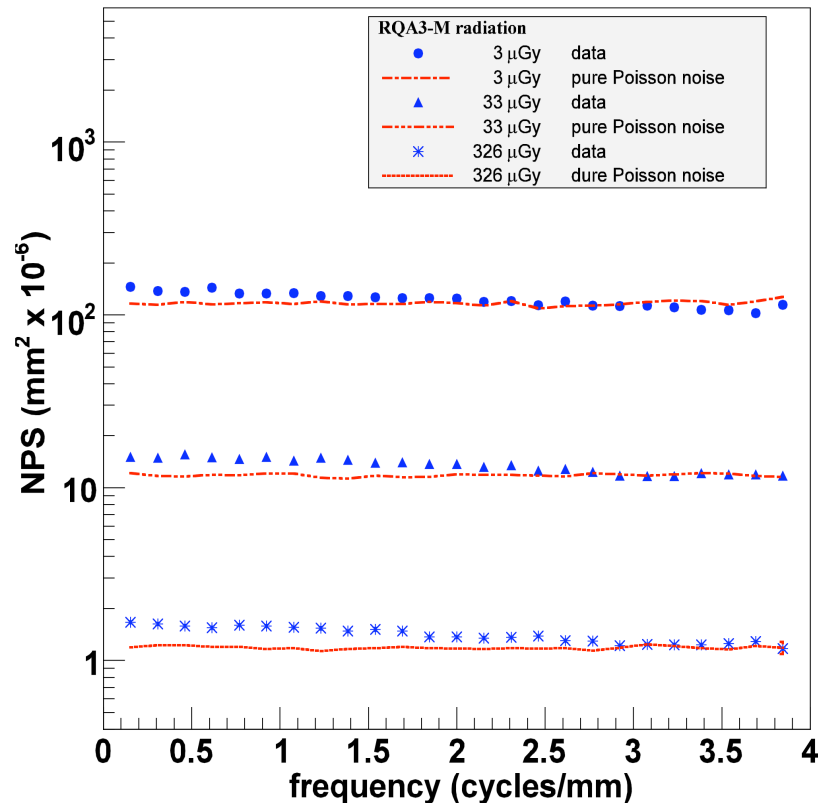


ESRF 16 keV
Diffusion AgBe

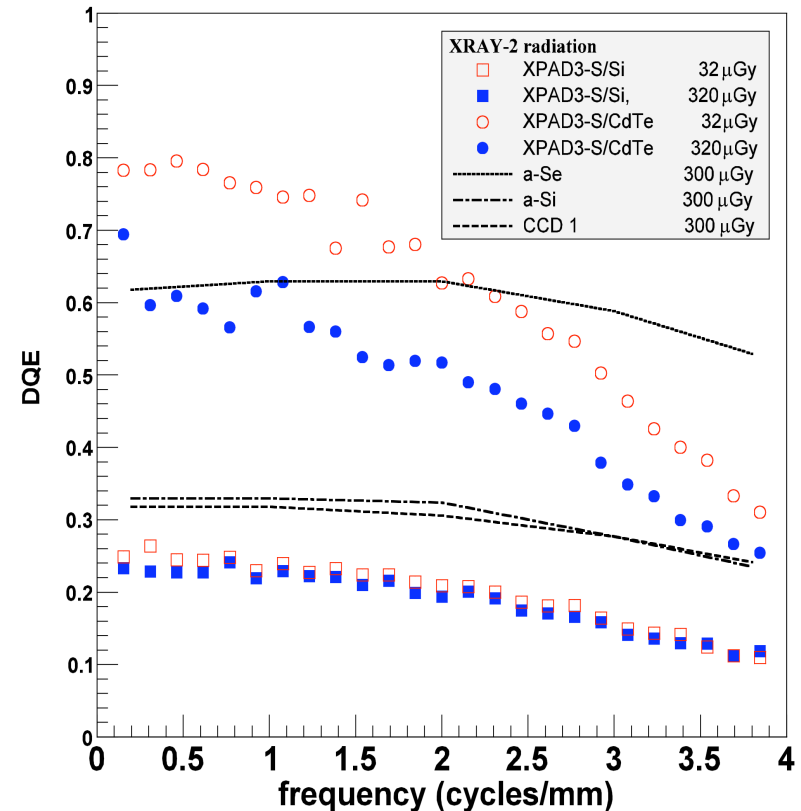
Caractérisation des détecteurs XPAD3-S Si et CdTe

Noise Power Spectrum

XPAD3-S/Si, threshold 5 keV



Detective Quantum Efficiency



Goertzen *et al.*, Phys. Med. Biol. **49** (2004) 5251

Cassol *et al.*, Phys. Med. Biol. **54** (2009) 1773

Etude du partage de charge XPAD3-S Si et CdTe

Faiceau de $E_0 = 26$ keV

$$n(E, E_0) = (1-k)n_p(E, E_0) + k n_{cs}(E, E_0)$$

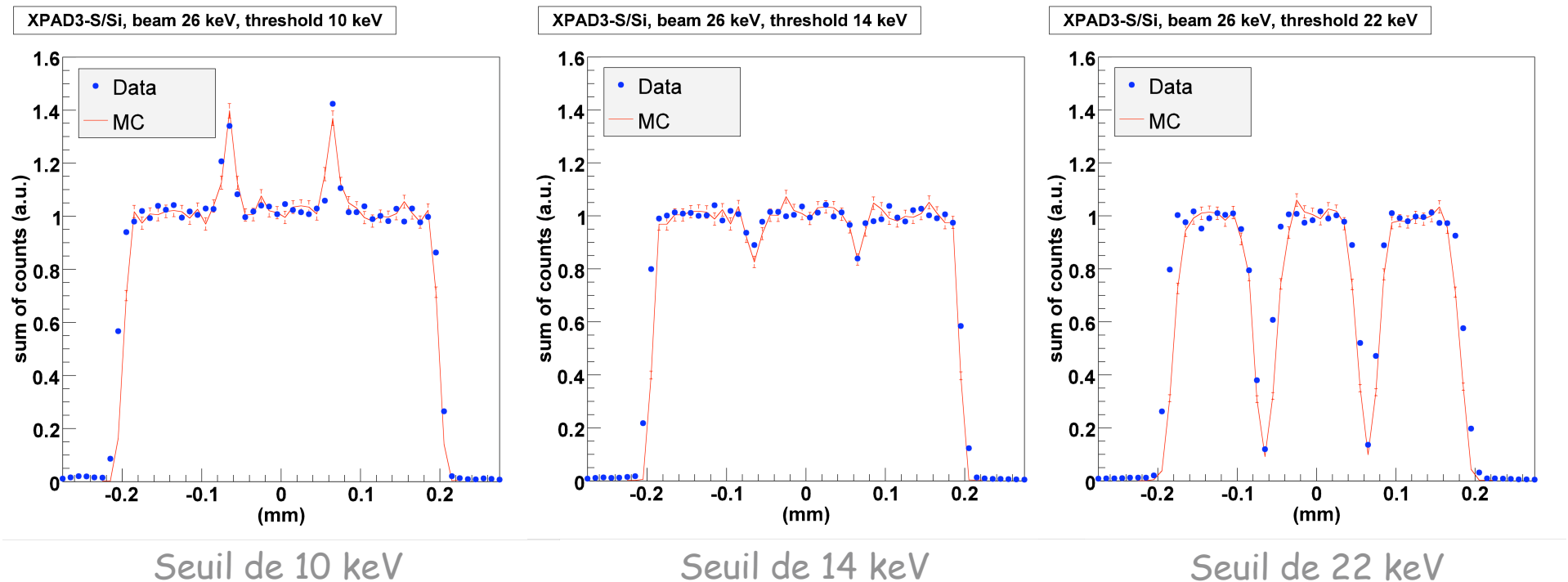
$$n_p(E, E_0) = N(E_0, \Delta E_0)$$

$$n_{cs}(E, E_0) = 1/E_0$$

Probabilité de partage de charge : $k = 0.75$ (mesuré), 0.76 (simulé)

$$\text{eff}_p(\text{pixel}) = 1/(1-\text{eff}_{cs})$$

$$\text{eff}_{cs} = k (E_0/2 - E_{th})/E_0$$

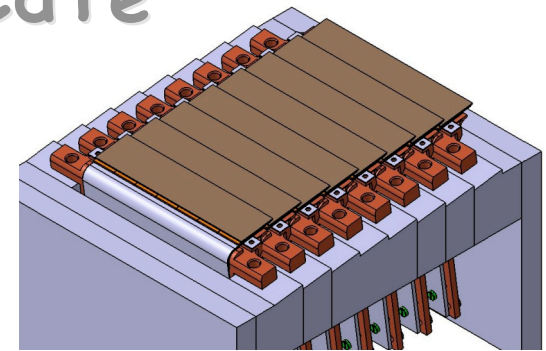
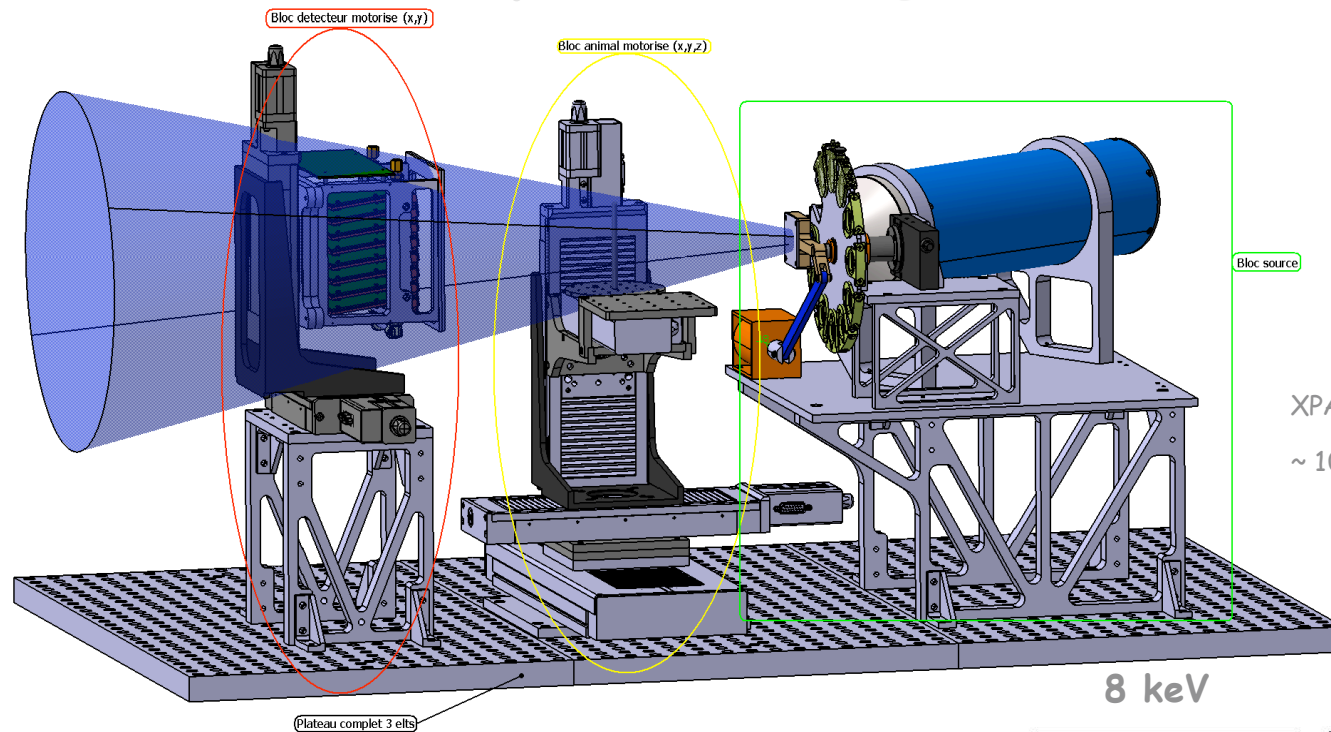


Cassol *et al.*, in Press in NIM A (2010)

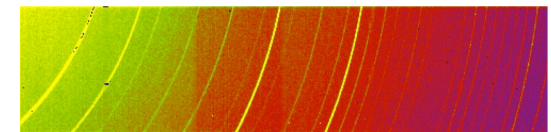


LAPP/IN2P3, Annecy-le-Vieux, 4 juin 2010

Caméras XPAD3-S Si et CdTe



XPAD3: 67200 pixels (130×130) μm^2 /barrette
 ~ 10 dead pixels ($< 0.015\%$ dead pixels)



8 keV

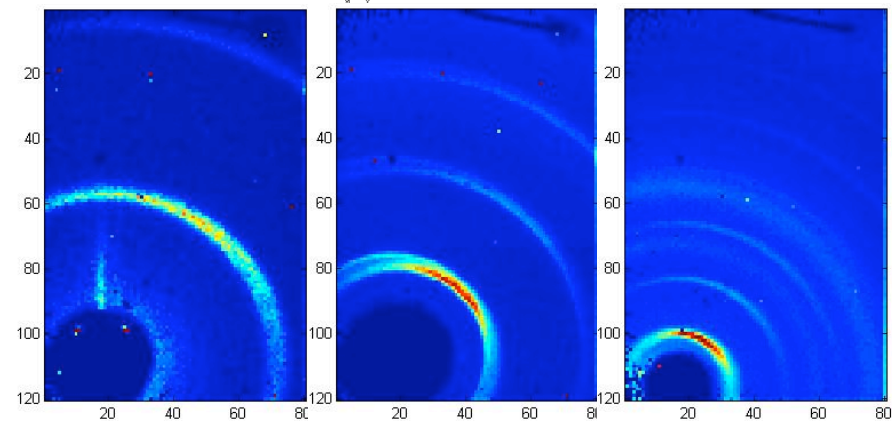
15 keV

24 keV

Démonstrateur PIXSCAN II

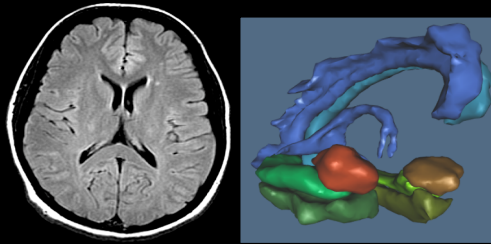
20 kpixels CdTe XPAD imager (2 chips)

S. Basolo *et al.*, *NIM A* **589** (2008) 268



En direction de l'imagerie moléculaire

Imagerie anatomique

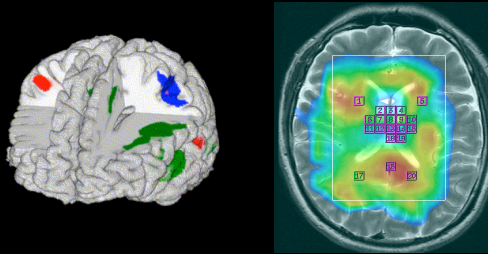


- Morphologie
- Morphométrie

STRUCTURE

MACROSCOPIQUE

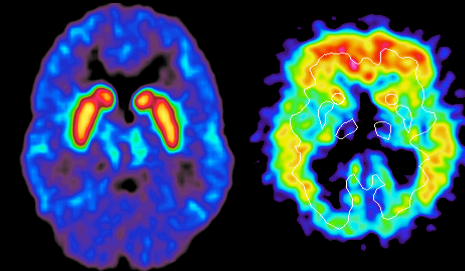
Imagerie fonctionnelle



- Hémodynamique
- Perméabilité vasculaire
- Oxygénation/hypoxie des tissus
- Activité CNS
- Métabolites
- pH

MECHANISME

Imagerie moléculaire



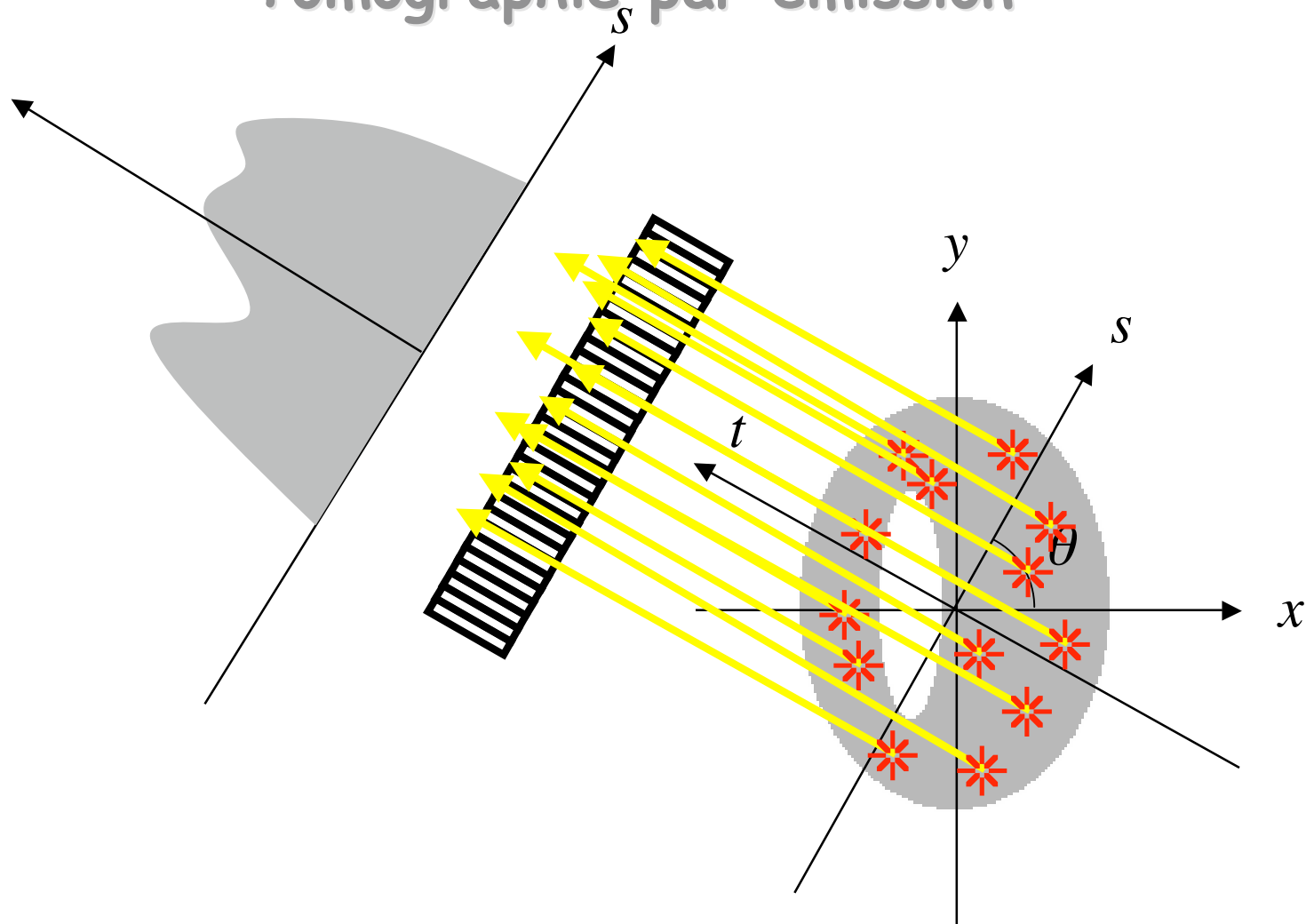
- Agents de contrastes spécifiques
- Imagerie des récepteurs fonctionnelles
- Pharmacocinétique

CIBLE

MICROSCOPIQUE

courtesy: J. Prior, CHUV

Tomographie par émission



Tomographie par émission monophotonique (TEMP)

Single Photon Emission Computerized tomography (SPECT)



^{99m}Tc (6 h) 140 keV

^{201}Tl (73 h) 70 keV

^{123}I (13 h) 159 keV

^{133}Xe (5 min) 81 keV

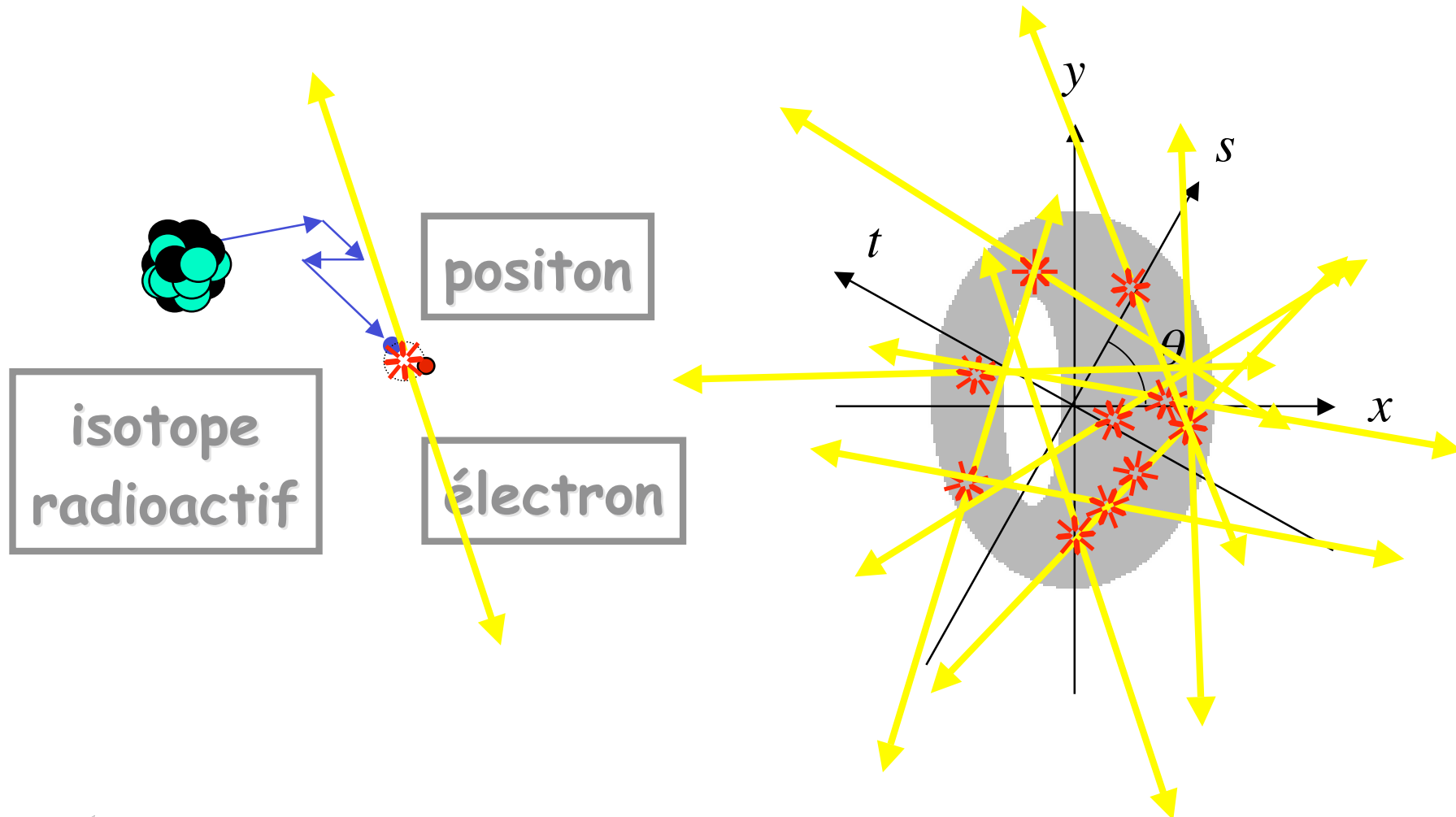


Sensibilité absolue $\sim 10^{-4}$

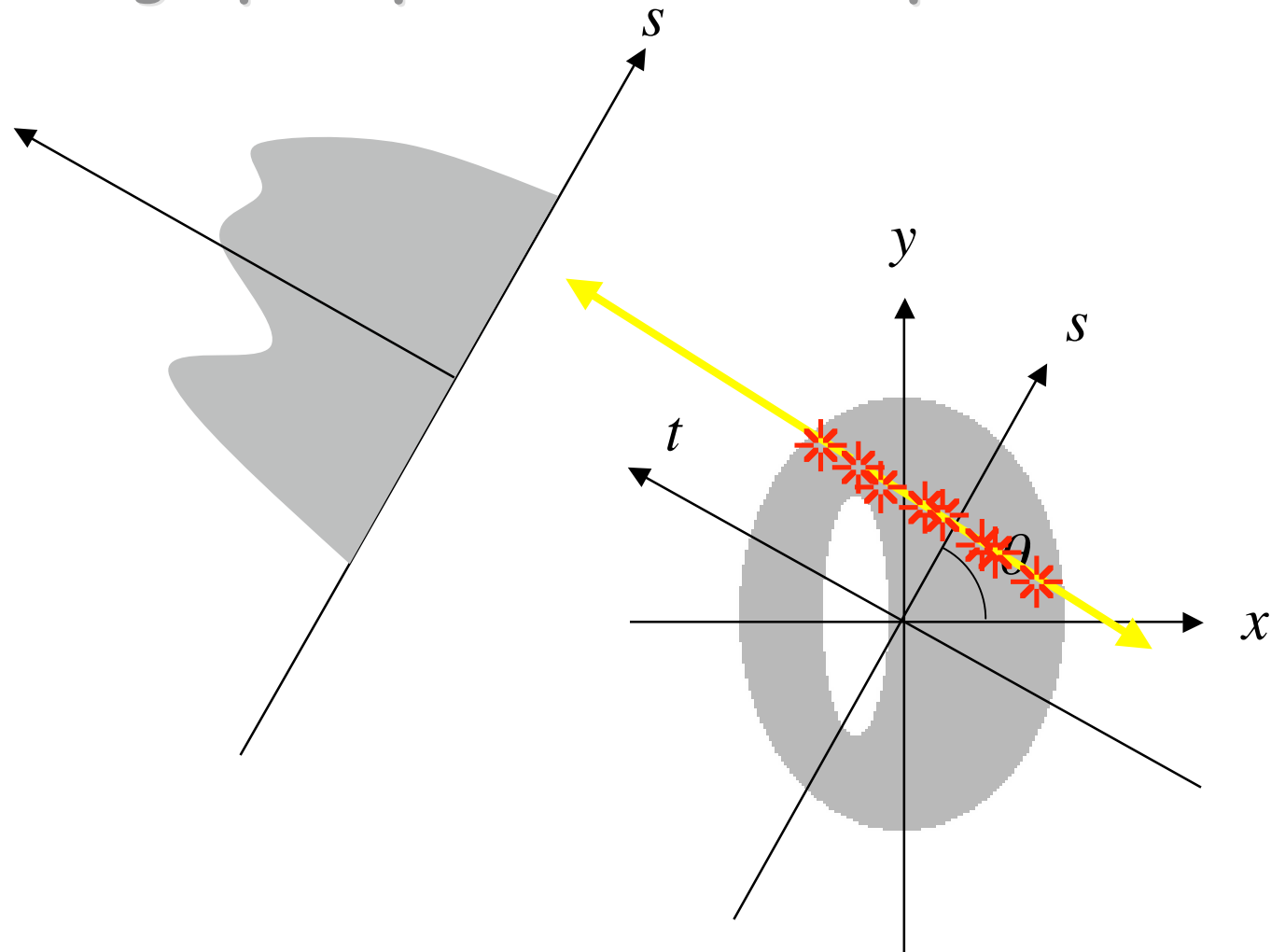
Résolution spatiale 6-8 mm

Dose absorbée 5-30 mSv

Tomographie par émission de positons

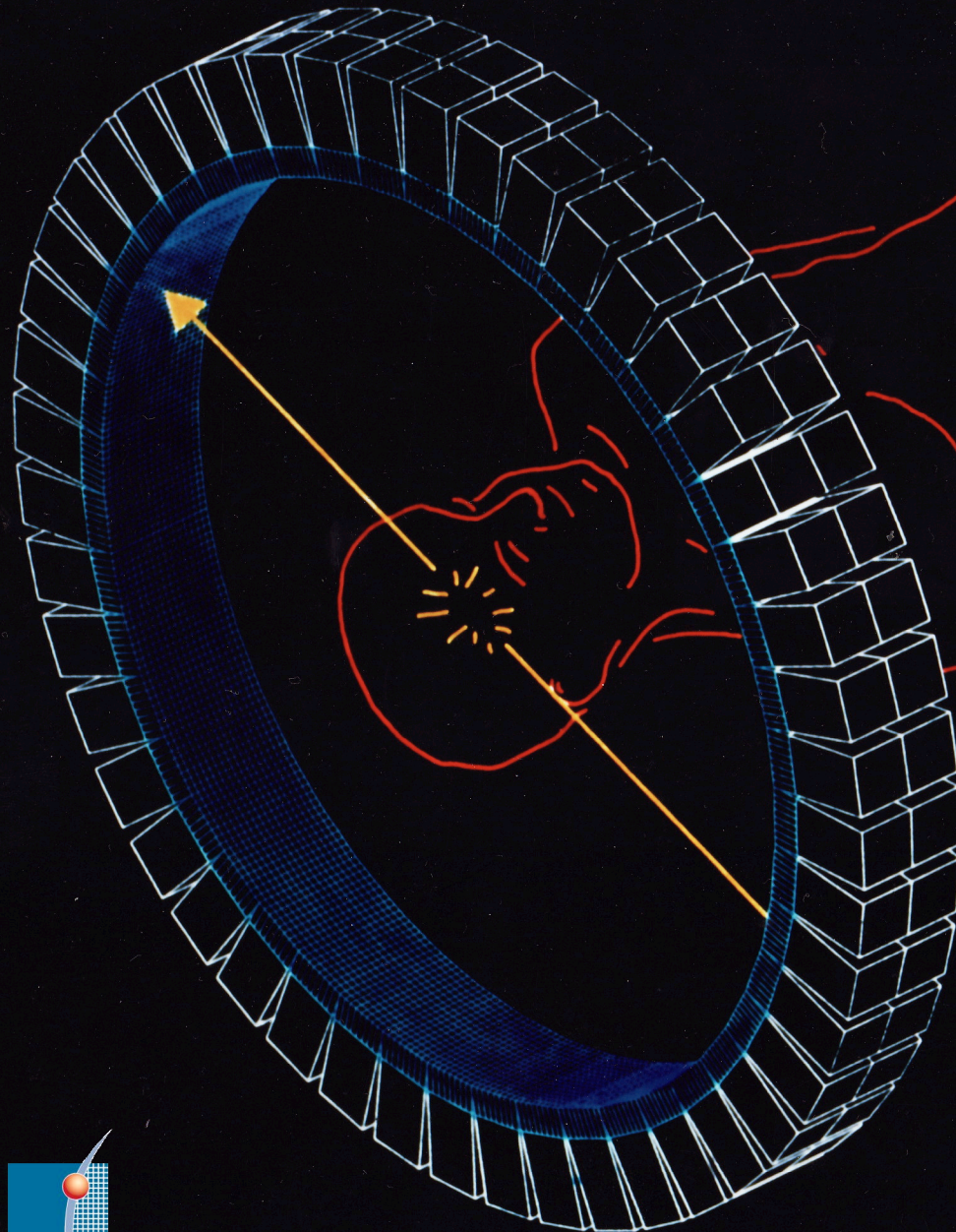


Tomographie par émission de positons



Tomographie par émission de positons (TEP)

Positron Emission tomography (PET)



^{15}O (2 min)

511 keV

^{13}N (10 min)

511 keV

^{11}C (20 min)

511 keV

^{18}F (110 min)

511 keV

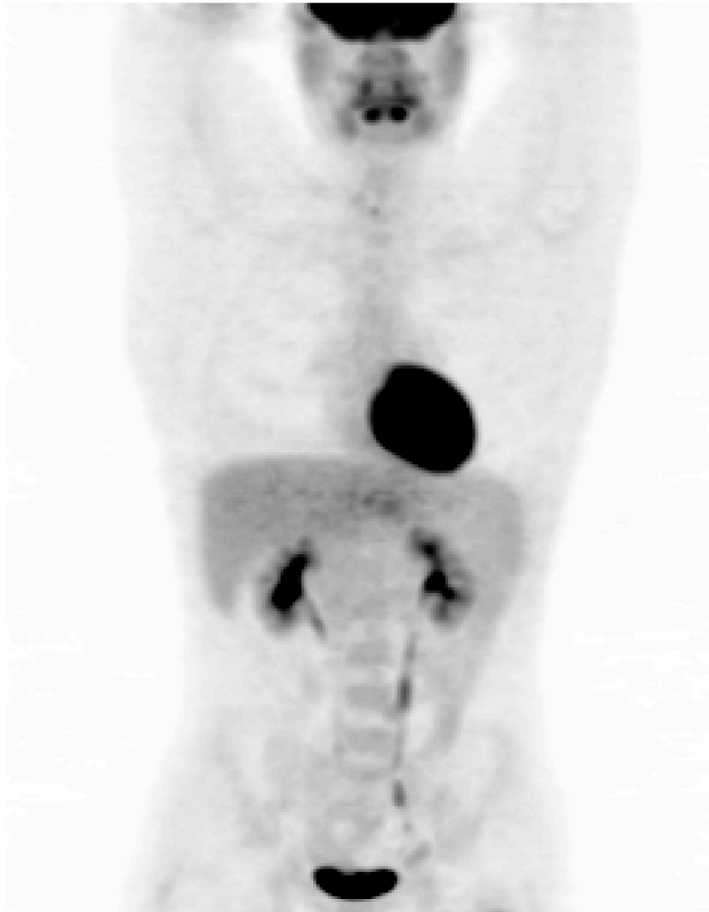
Sensibilité absolue $\sim 10^{-2}$

Résolution spatiale 3-5 mm

Dose absorbée 5-10 mSv



Distribution normale de FDG



Fixations physiologiques du FDG

Cerveau

Thymus (enfants)

Cœur

Élimination urinaire:

Reins

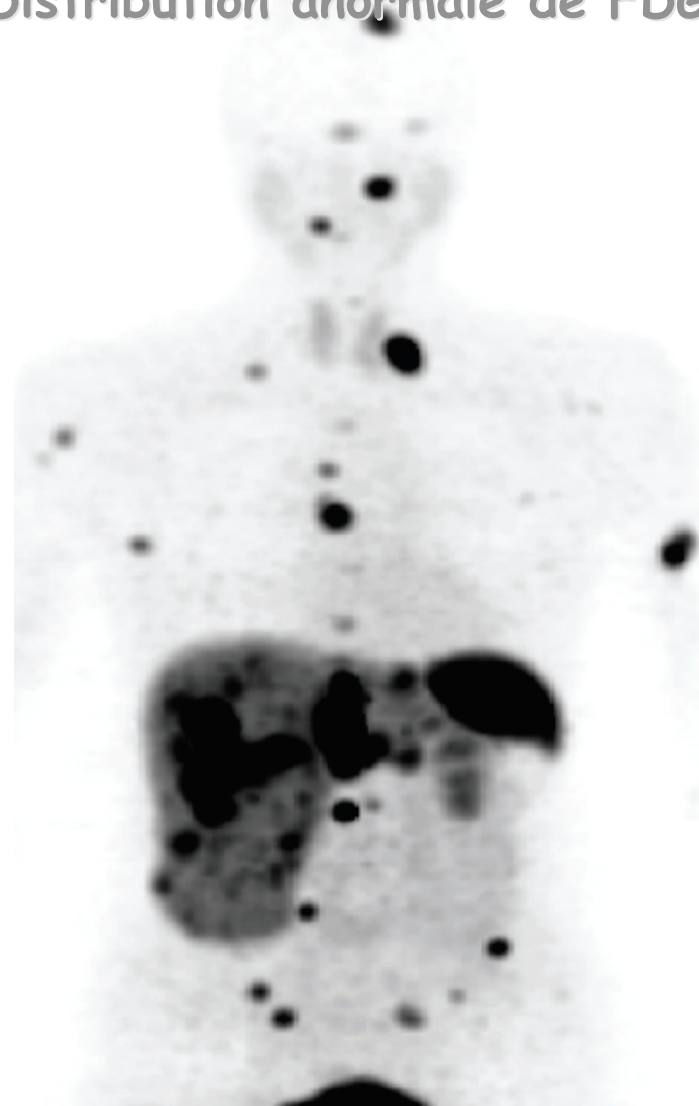
Uretères

Vessie

Distribution normale de FDG



Distribution anormale de FDG



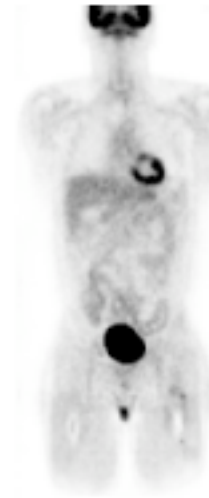
Préclinique + Clinique

microPET Focus 220



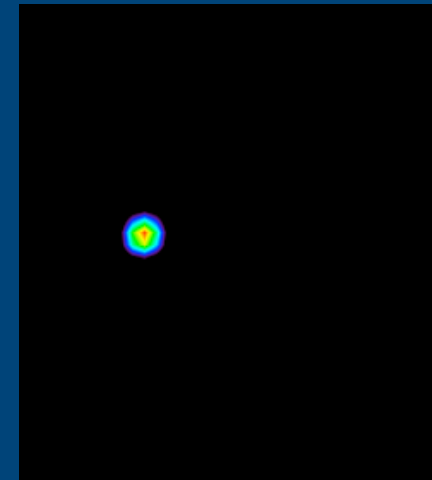
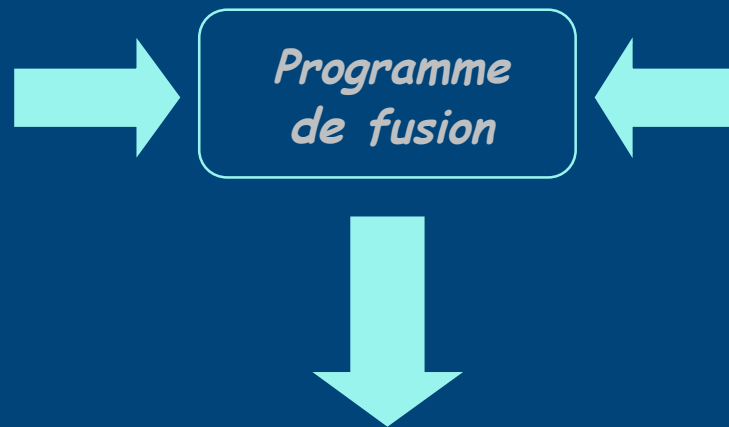
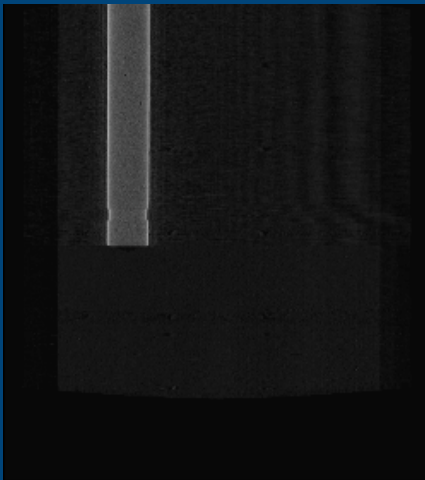
Souris
6 MBq

ECAT EXACT HR+



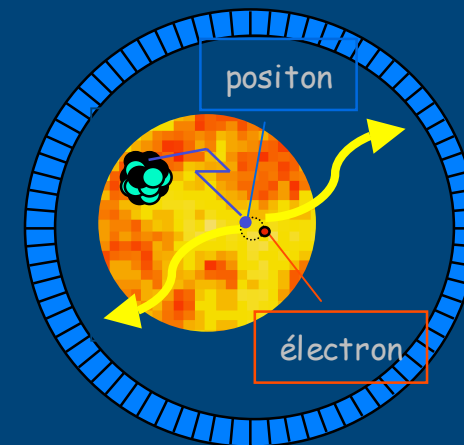
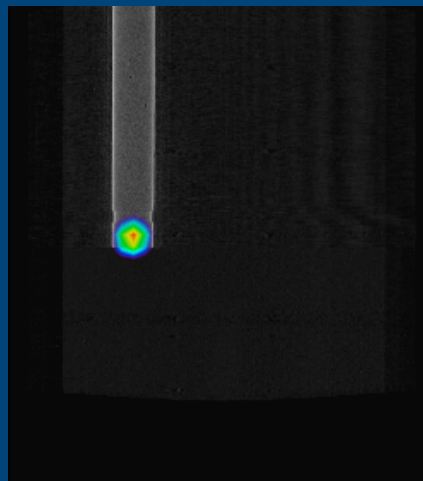
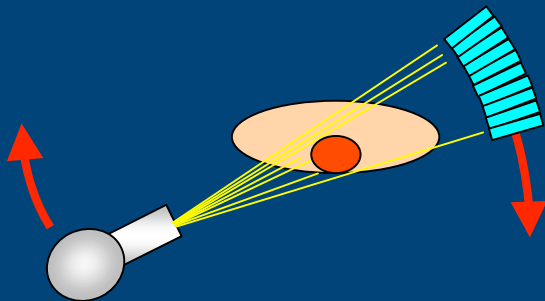
Humain
390 MBq

Anatomie + Fonction



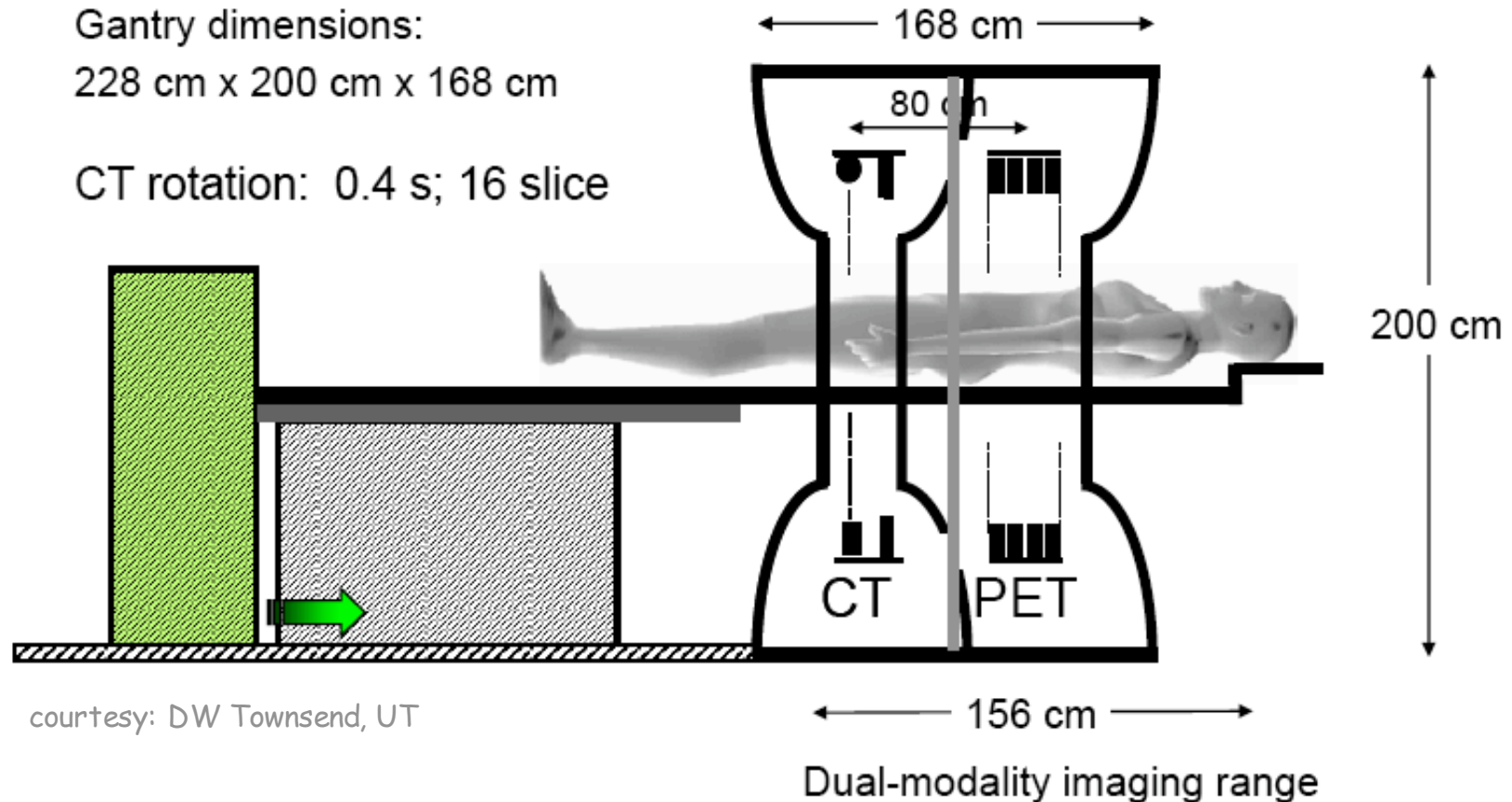
Rayons X : TDM -> anatomie

Positons : TEP -> fonction



Fusion d'image

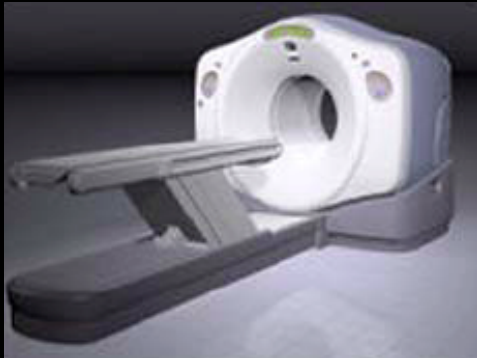
Design typique d'un scanner TEP/CT clinique



2001: 1er scanner TEP/CT commercial installé à Zurich par GE

2005: plus de 650 scanners TEP/CT installés, 95% des ventes de scanners TEP

Scanners TEP/CT cliniques commerciaux

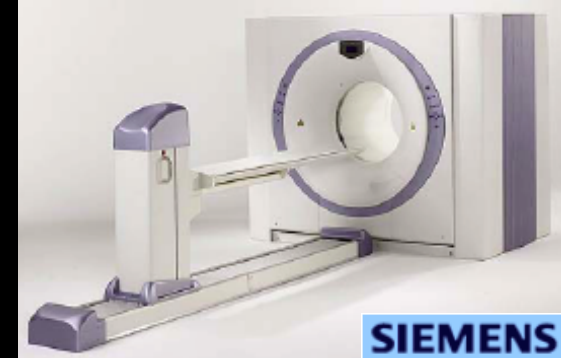


GE Healthcare

Discovery ST, VCT



Gemini GXL



SIEMENS

Biograph 6, 16, 64

BGO

6 mm x 6 mm x 30 mm

2D/3D (septa)

8, 16, 64 slice CT

70 cm port

11,7 ns coincidence

GSO

4 mm x 6 mm x 30 mm

3D only (no septa)

6, 10, 16 slice CT

70 cm port

6 ns coincidence

LSO

4 mm x 4 mm x 20 mm

3D only (no septa)

8, 16, 64 slice CT

70 cm port

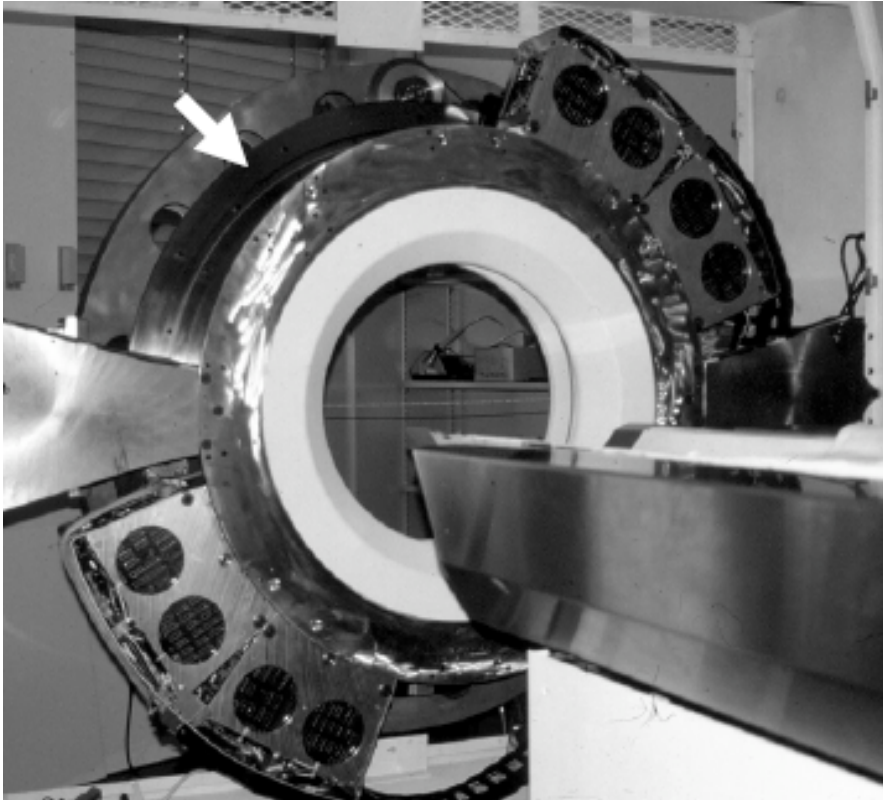
4,5 ns coincidence



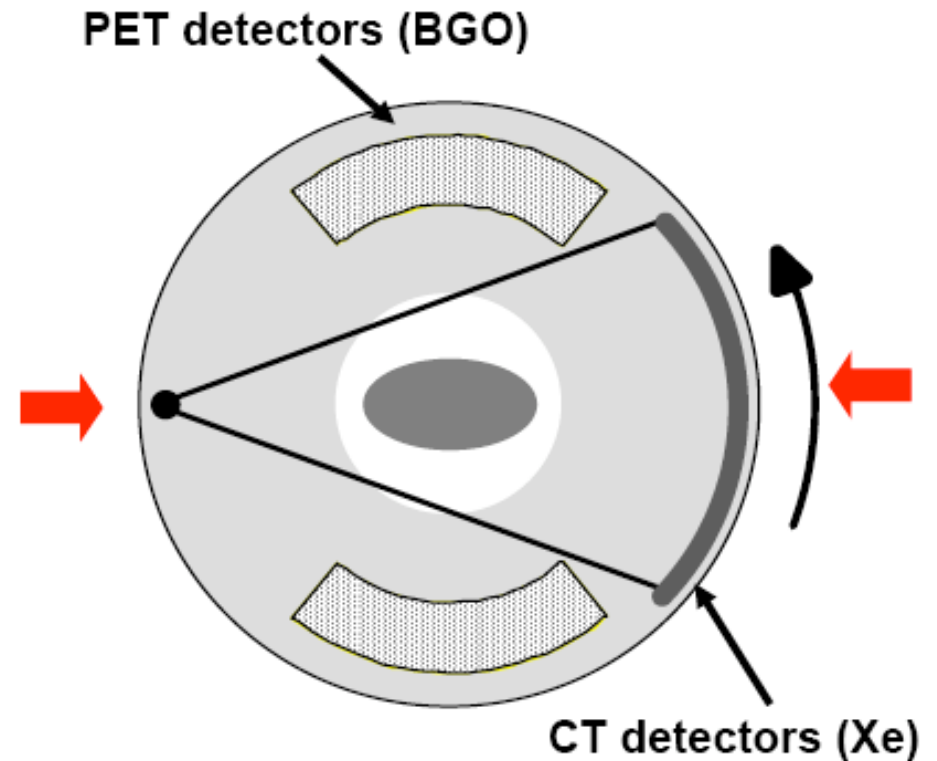
UNIVERSITÉ
DE LA MÉDITERRANÉE
AIX-MARSEILLE II

LAPP/IN2P3, Annecy-le-Vieux, 4 juin 2010

1991: Concept du TEP/TDM, D.W. Townsend (HUG)

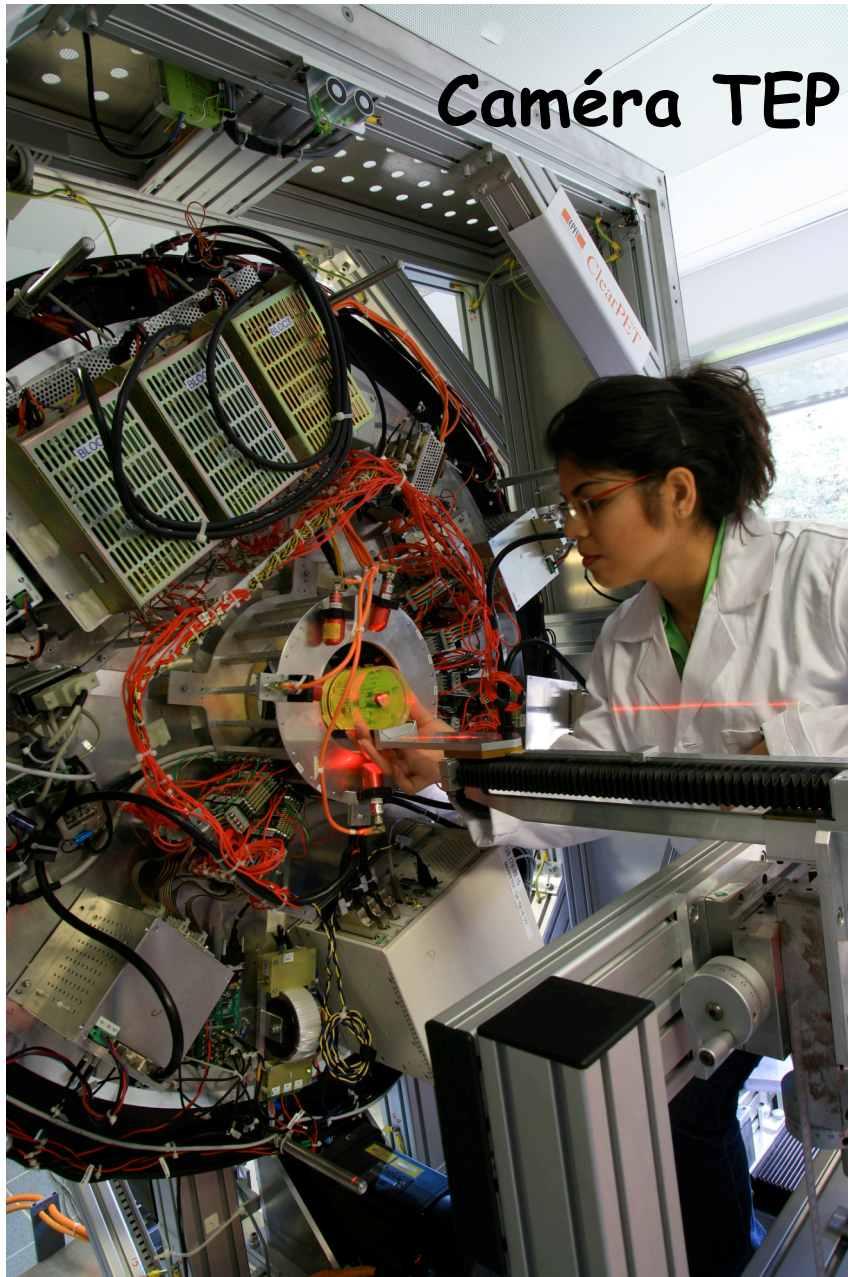


PRT-1

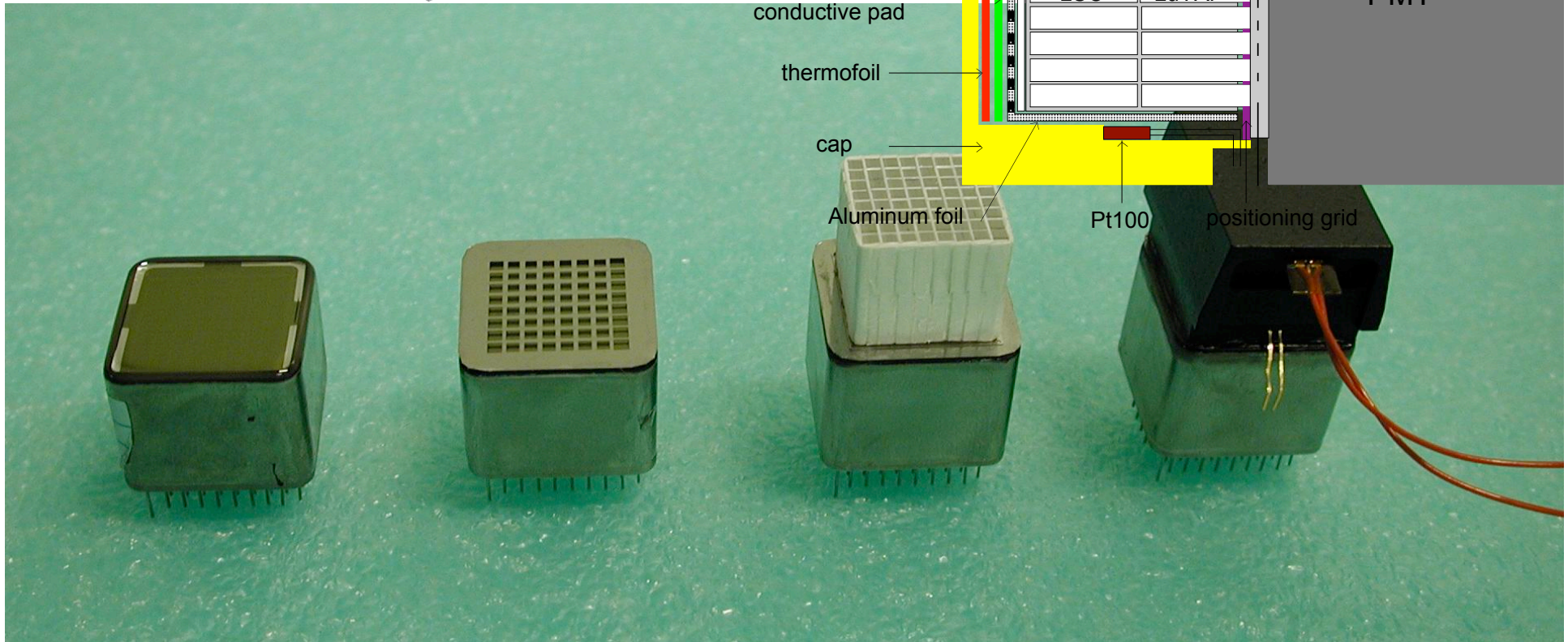
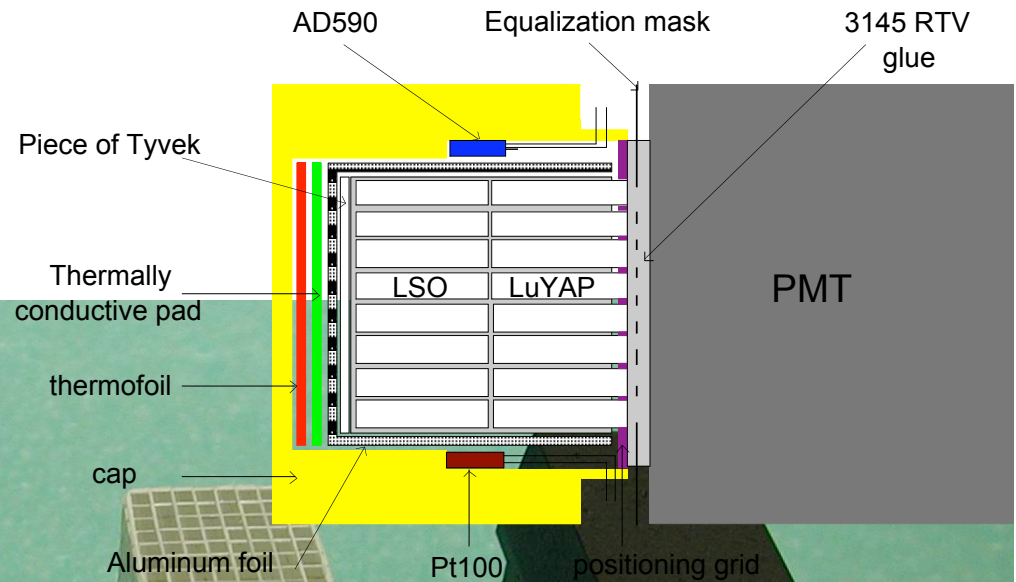
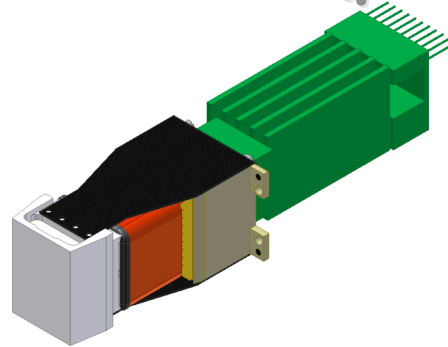


courtesy: D.W. Townsend, UPMC

Caméra TEP pour petits animaux ClearPET



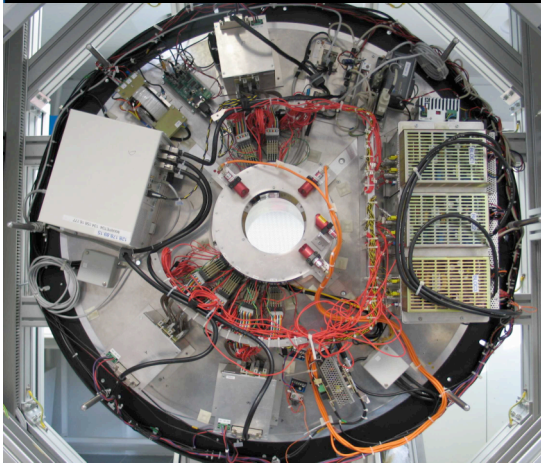
Phosphor Sandwich (phoswich) detector design



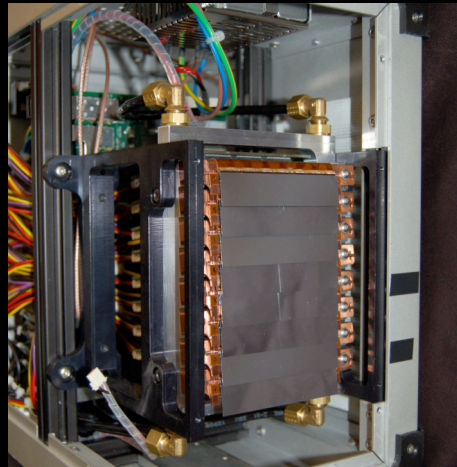
UNIVERSITÉ
DE LA MEDITERRANÉE
AIX-MARSEILLE II

LAPP/IN2P3, Annecy-le-Vieux, 4 juin 2010

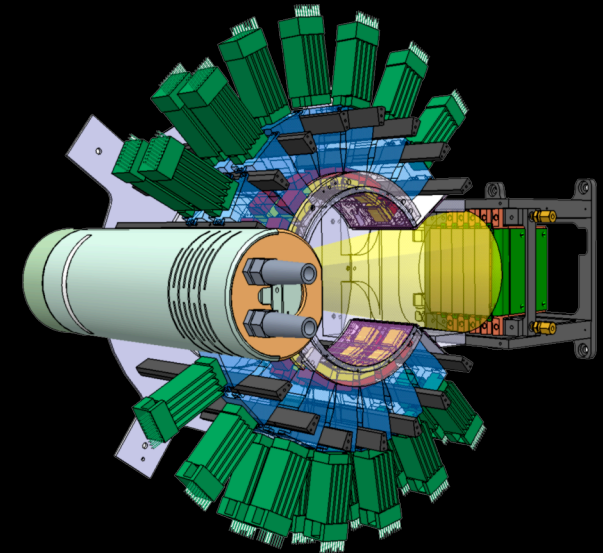
ClearPET + XPAD = ClearPET/XPAD



+



=



ClearPET (EPFL)

- Géométrie ouverte
- Détecteurs phoswich LSO/LuYAP
- 2 x 64 cristaux de $2 \times 2 \times 8 \text{ mm}^3$
- PMT multi-anodes à 64 canaux

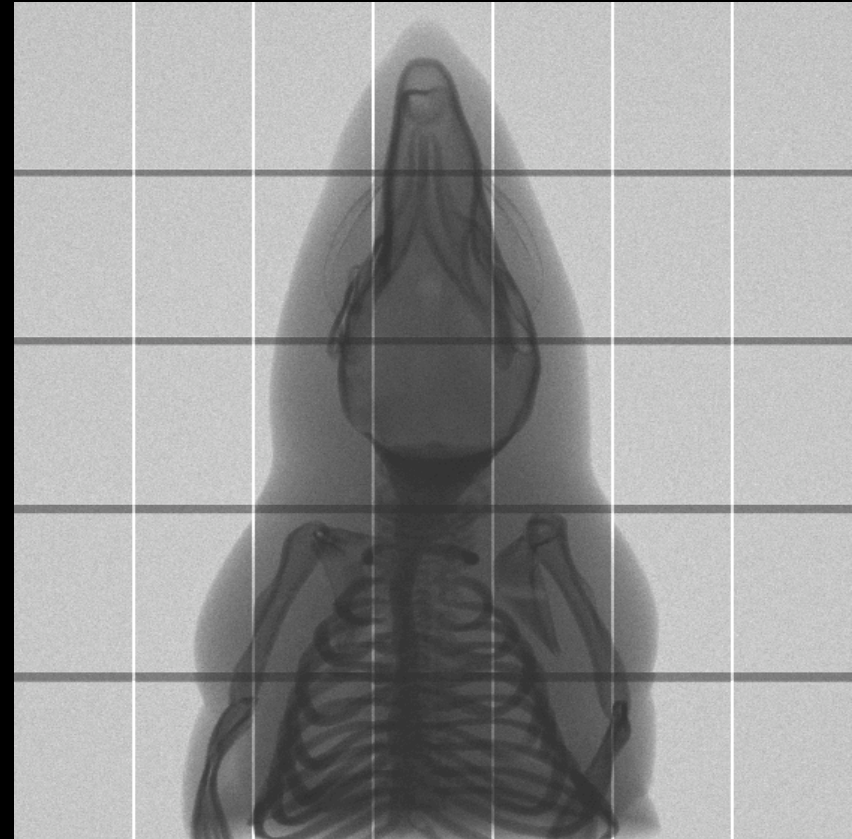
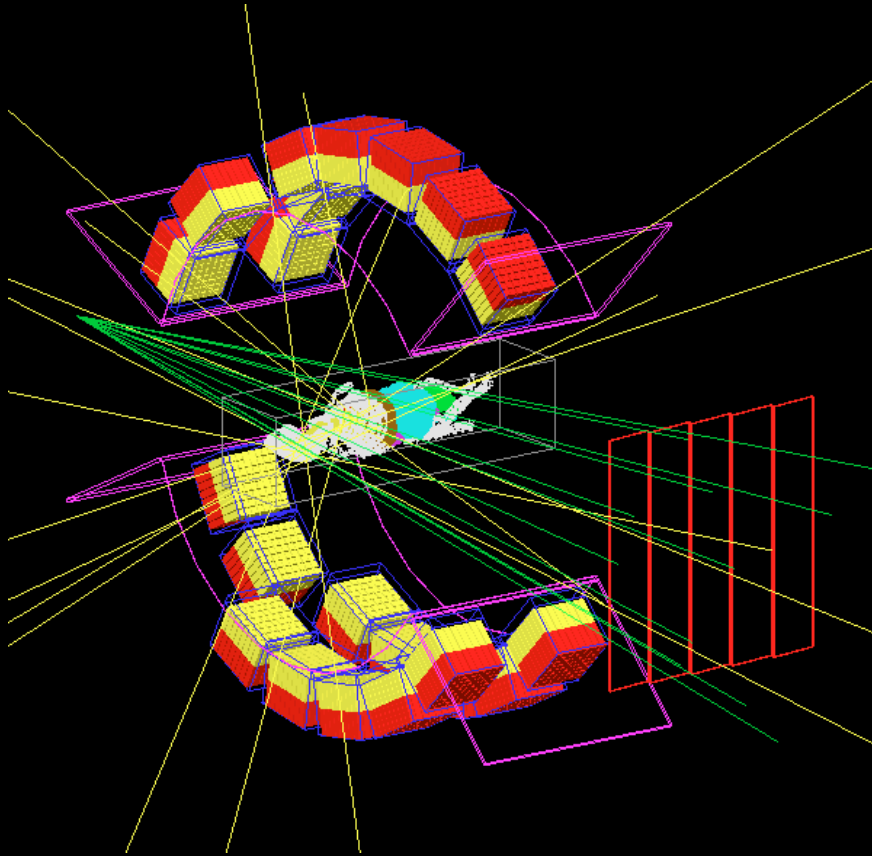
XPAD (CPPM)

- Détecteur XPAD3
- $500 \mu\text{m}$ Si pixellisé
- Pixels $130 \times 130 \mu\text{m}^2$
- 0,5 Mpixels
- Seuils réglables 5-35 keV
- Tube RTW anode de Mo

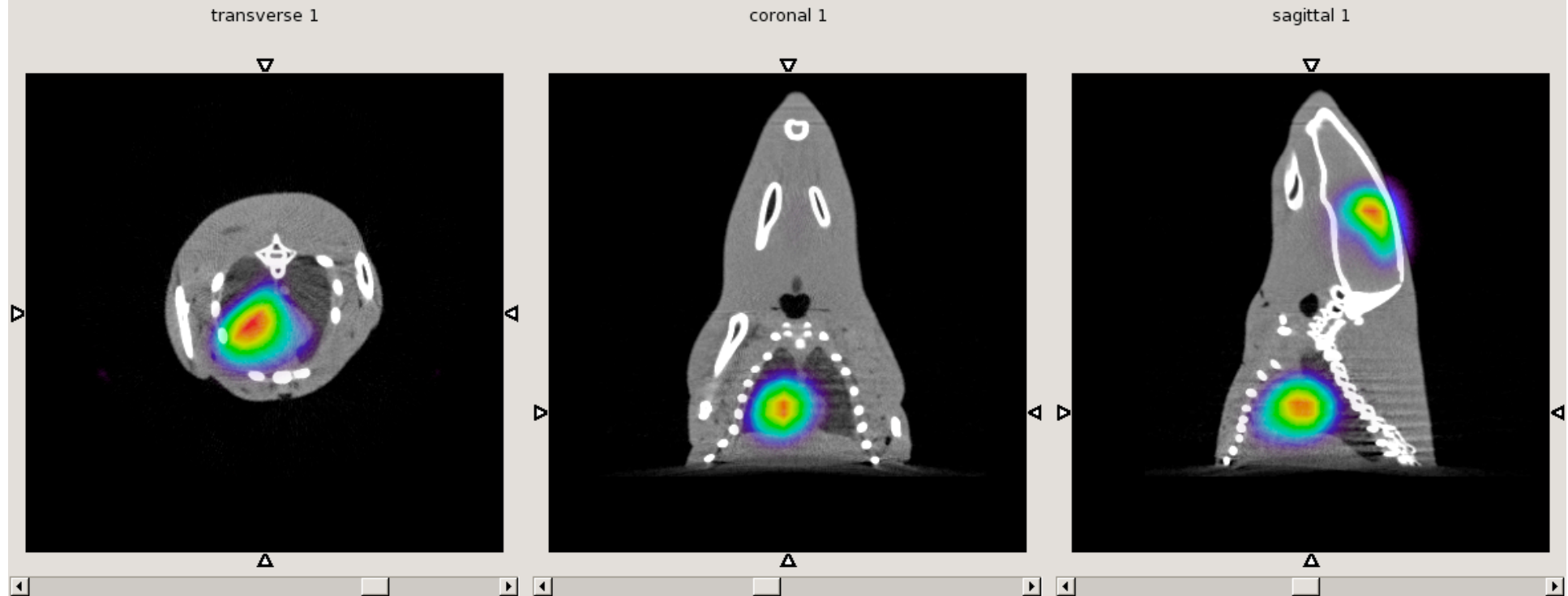
ClearPET/XPAD

- Tomographie hybride TEP/TDM simultanée
- TEP : 55 mm axial
111 mm transverse
- TDM : 59 mm axial
38 mm transverse

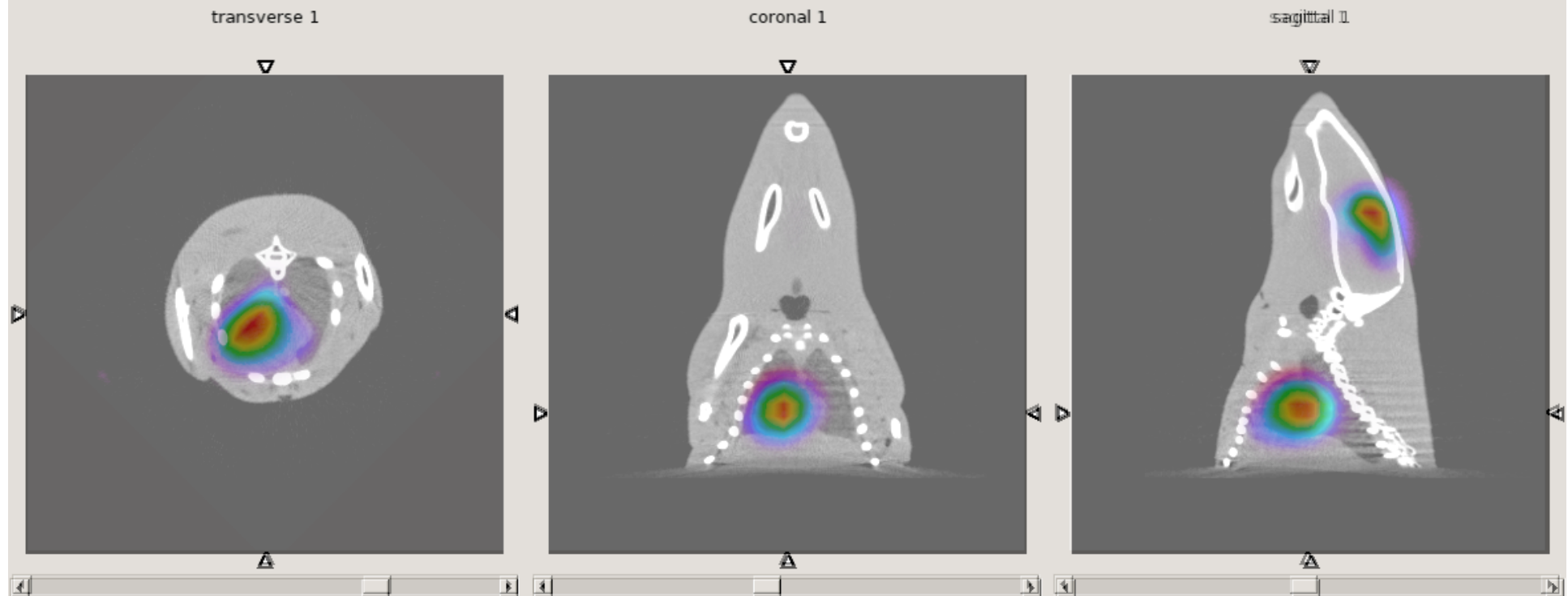
Simulation Monte Carlo avec la plate-forme GATE



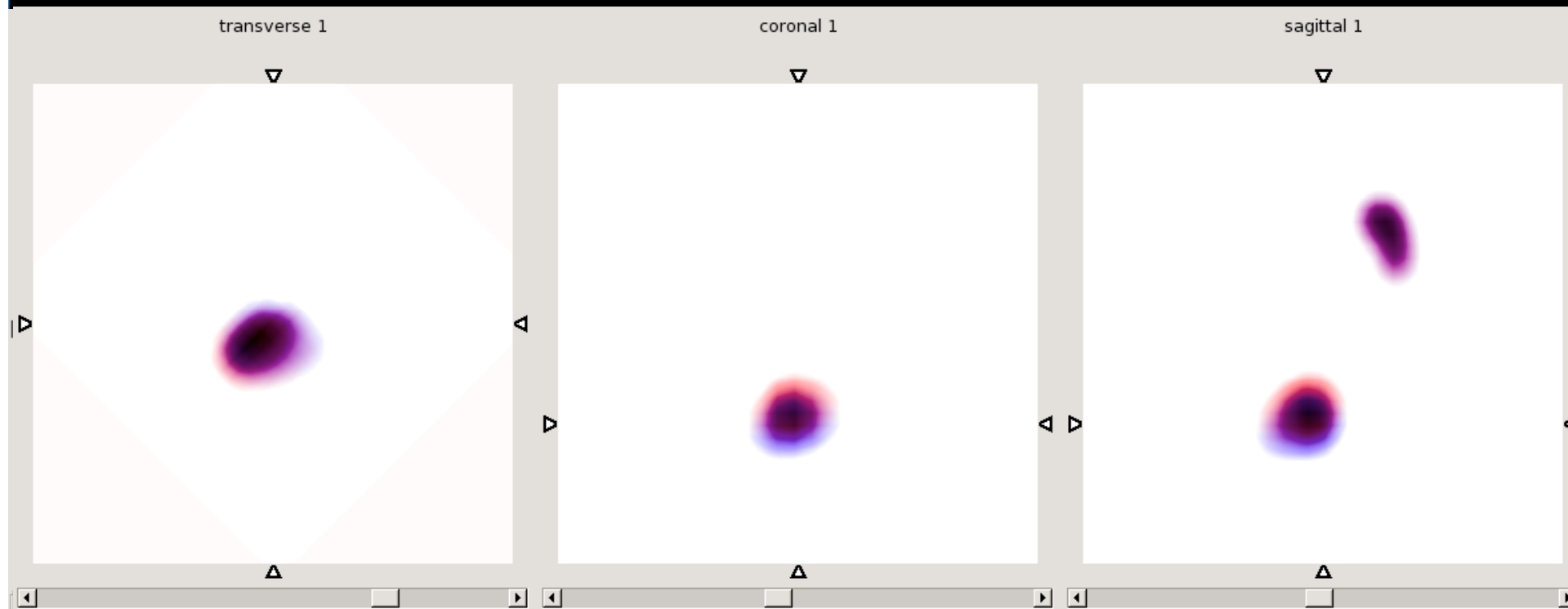
Simulation Monte Carlo avec la plate-forme GATE



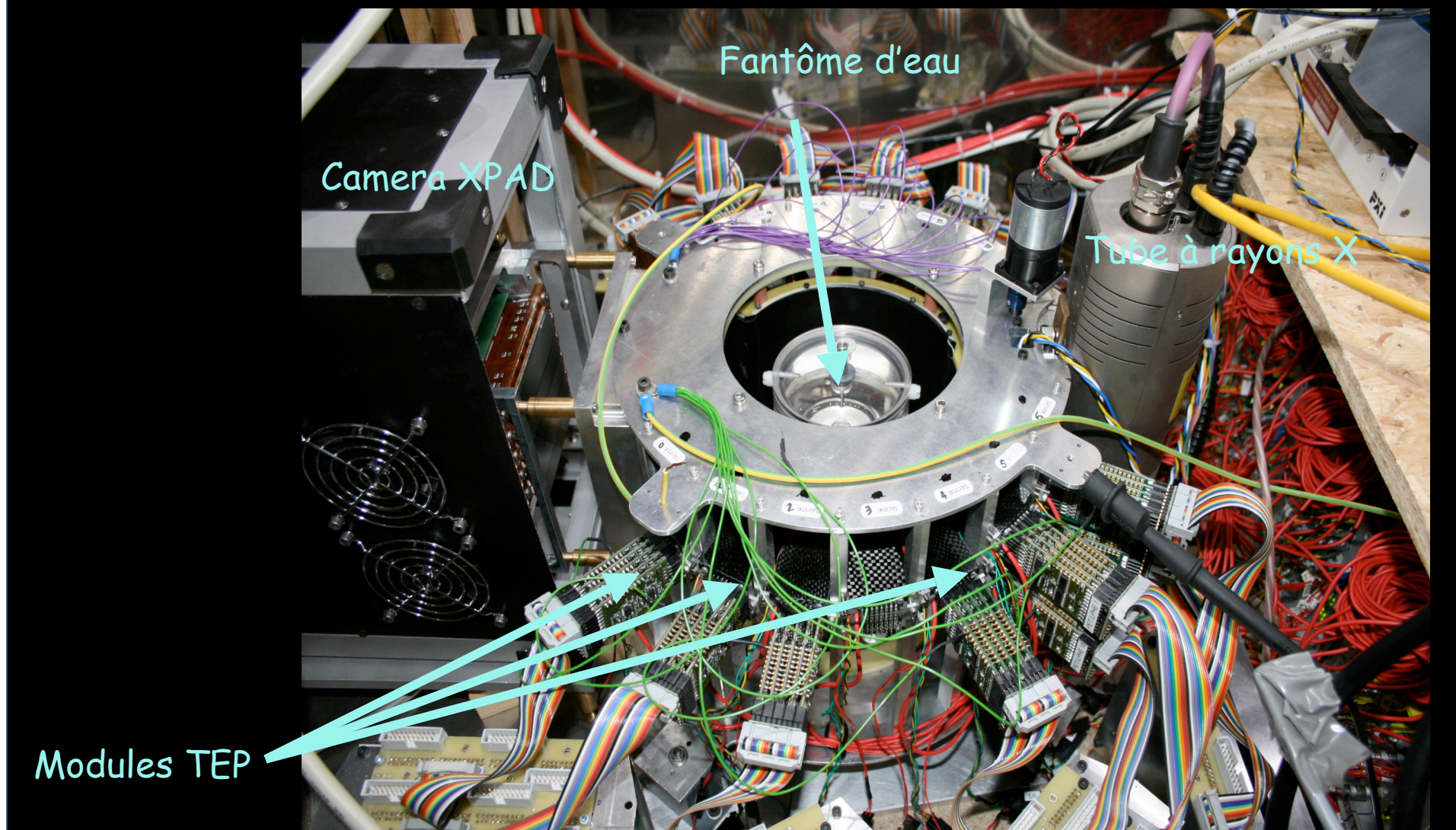
Simulation Monte Carlo avec la plate-forme GATE



Simulation Monte Carlo avec la plate-forme GATE



Preuve de concept pour la tomographie TEP/CT simultanée



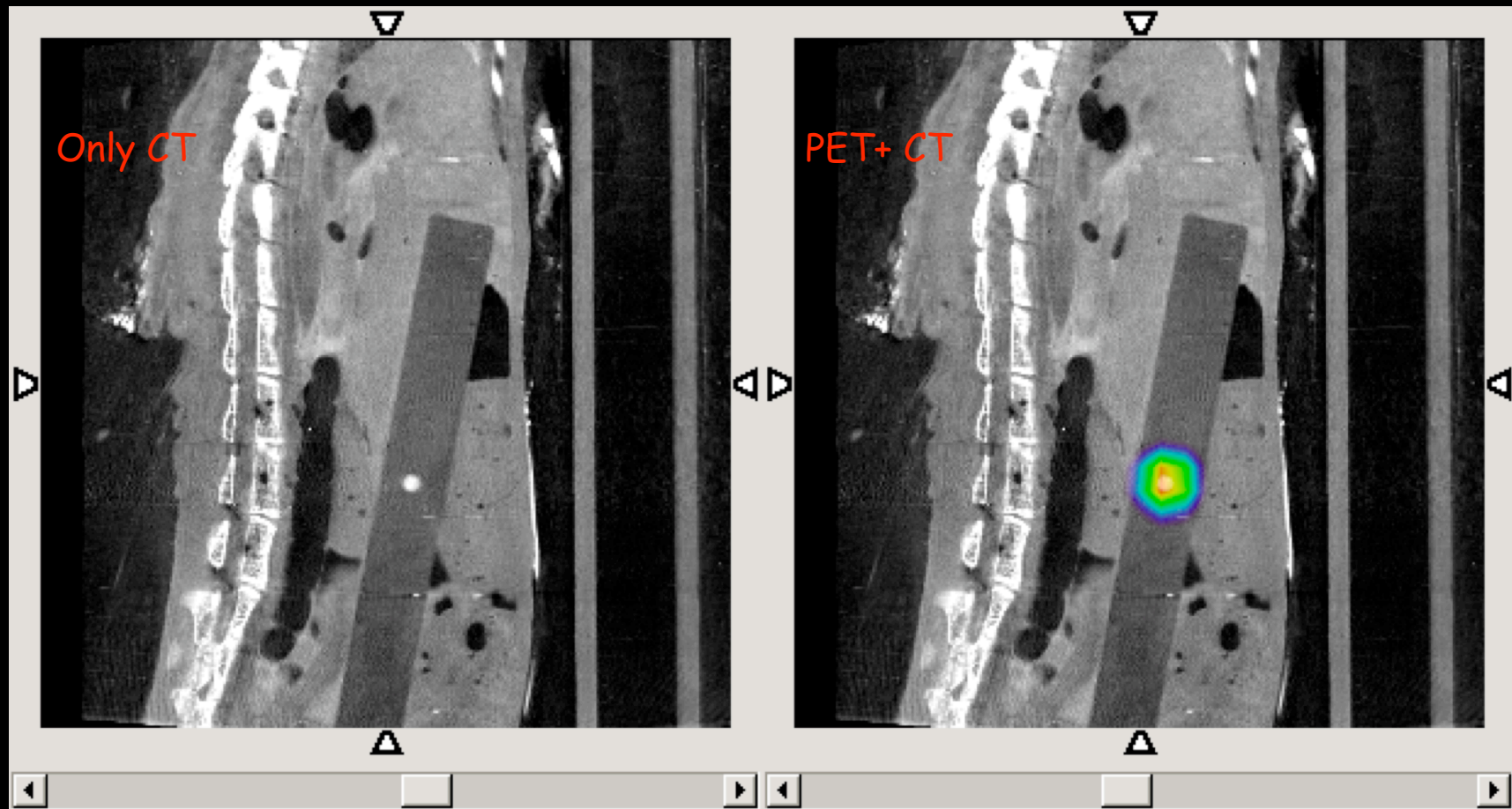
Scan TDM d'une tarente

- Rendus volumiques superposés
- Segmentation des poumons
- 40 kV, 800 μ A,
filtre Nb/Mo
- 720 projections
- 1 s/projection
- 10000 photons/pixel
- Dose (air) : 1 mGy/s à 160 mm



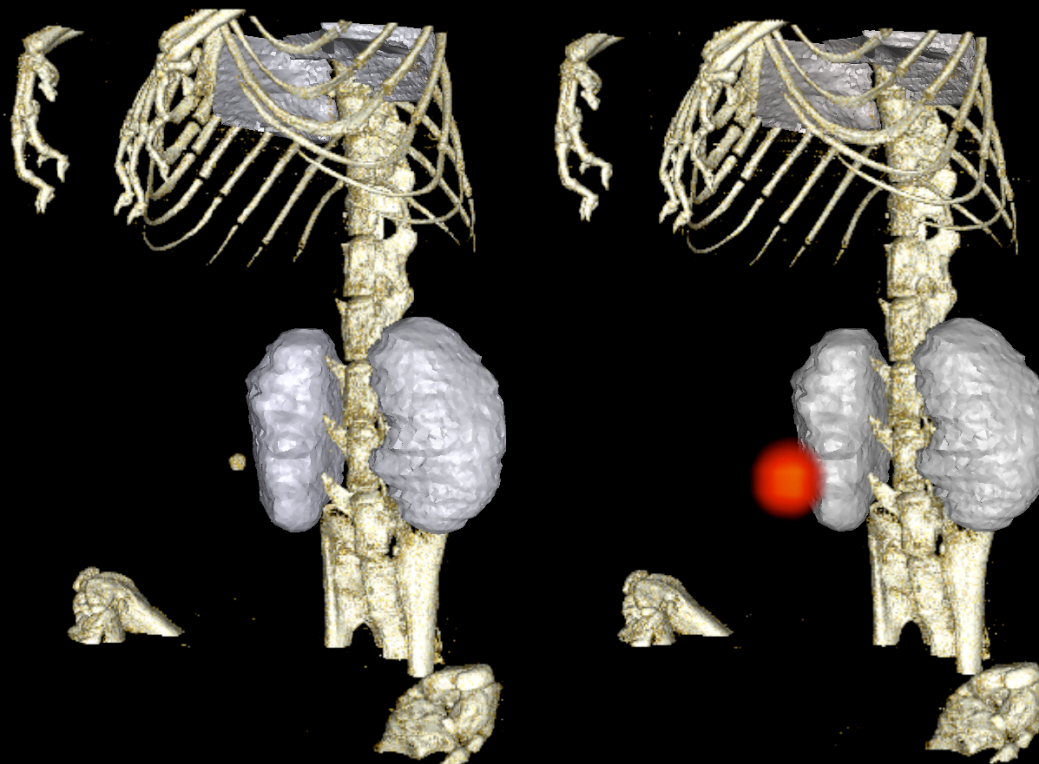
Scan TEP/TDM d'une souris acquis simultanément

Source de ^{22}Na scellée dans un disque de plastic
inséré chirurgicalement dans l'abdomen d'une souris morte

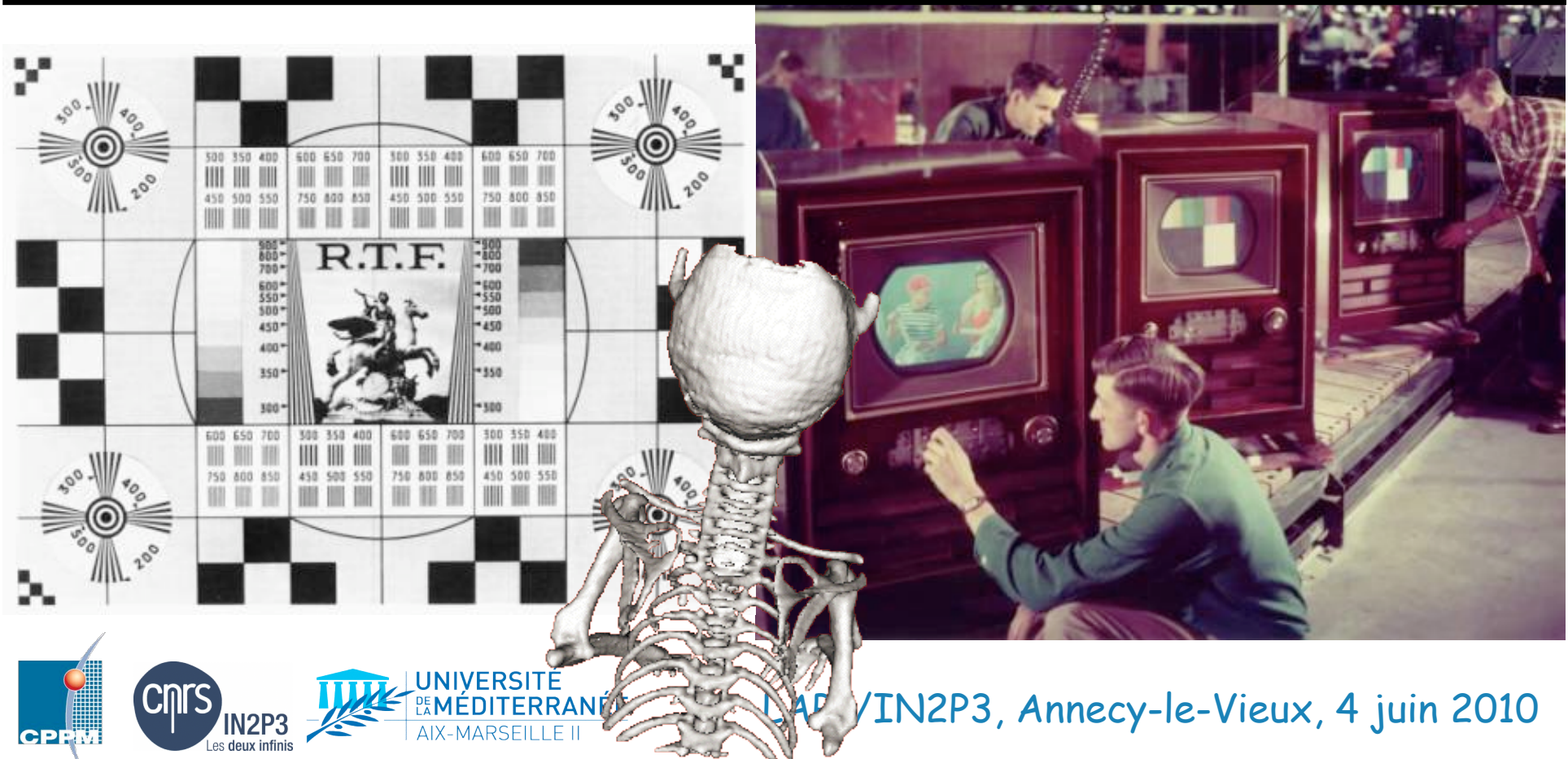


Scan TEP/TDM d'une souris acquis simultanément

- Rendus volumique
- Segmentation des poumons et des reins
- 40 kV, 800 μ A, filtre Nb/Mo
- 360 projections
- 1 s/projection
- 10 000 photons/pixel

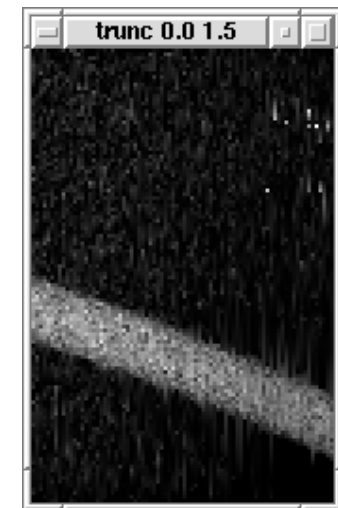
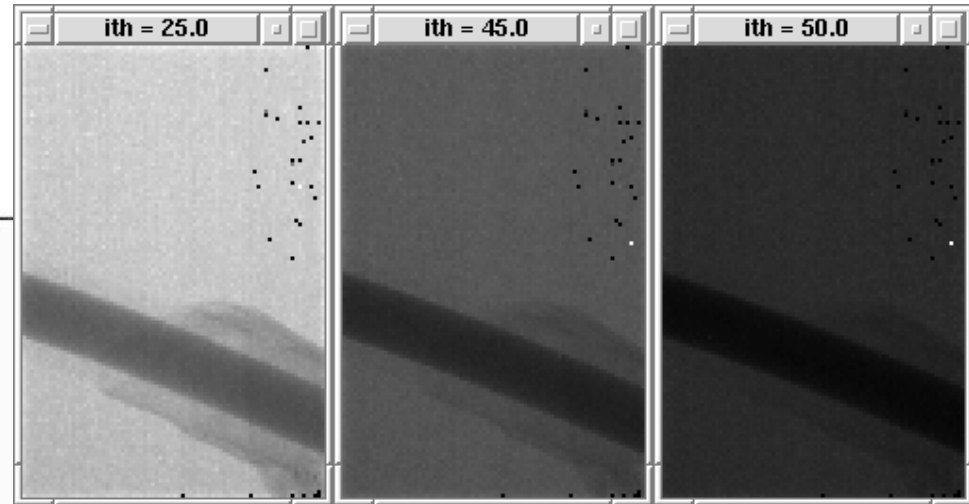
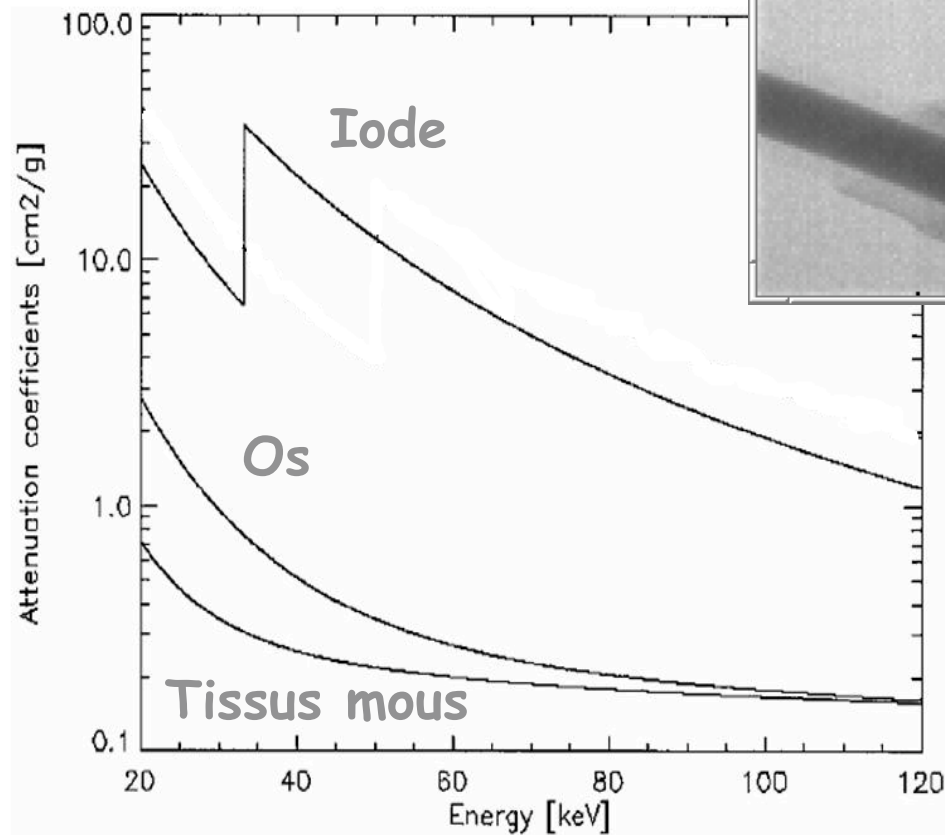


Le scanner X : le passage du noir et blanc à la couleur pour bientôt, grâce aux pixels hybrides



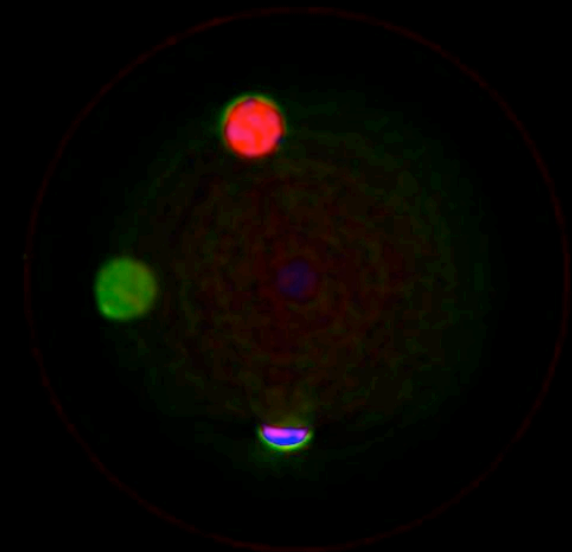
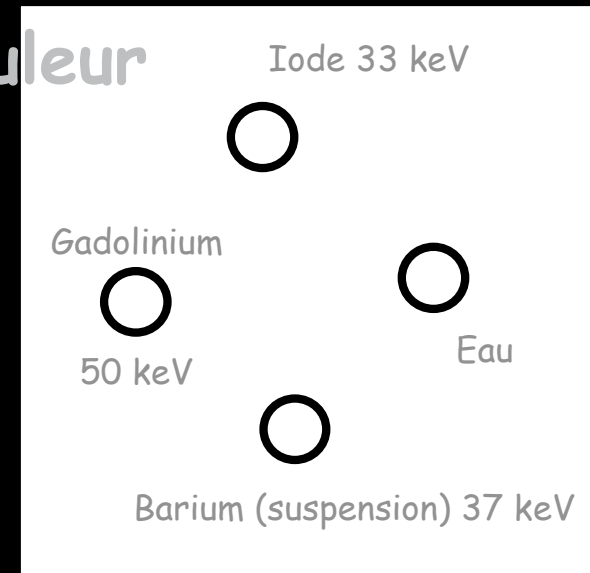
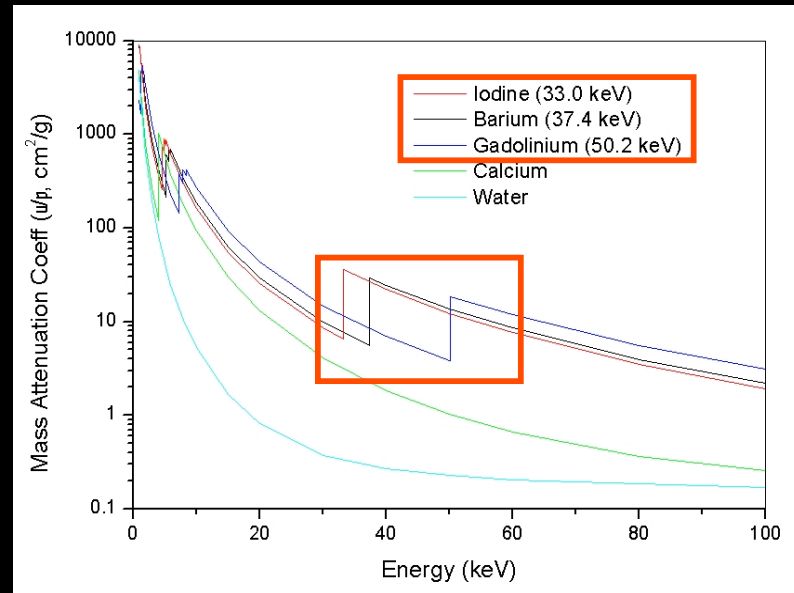
Scanner X : du noir et blanc à la couleur

Magnification de contraste



Scanner X: du noir et blanc à la couleur

Capteur CdTe efficace jusqu'à 100 keV

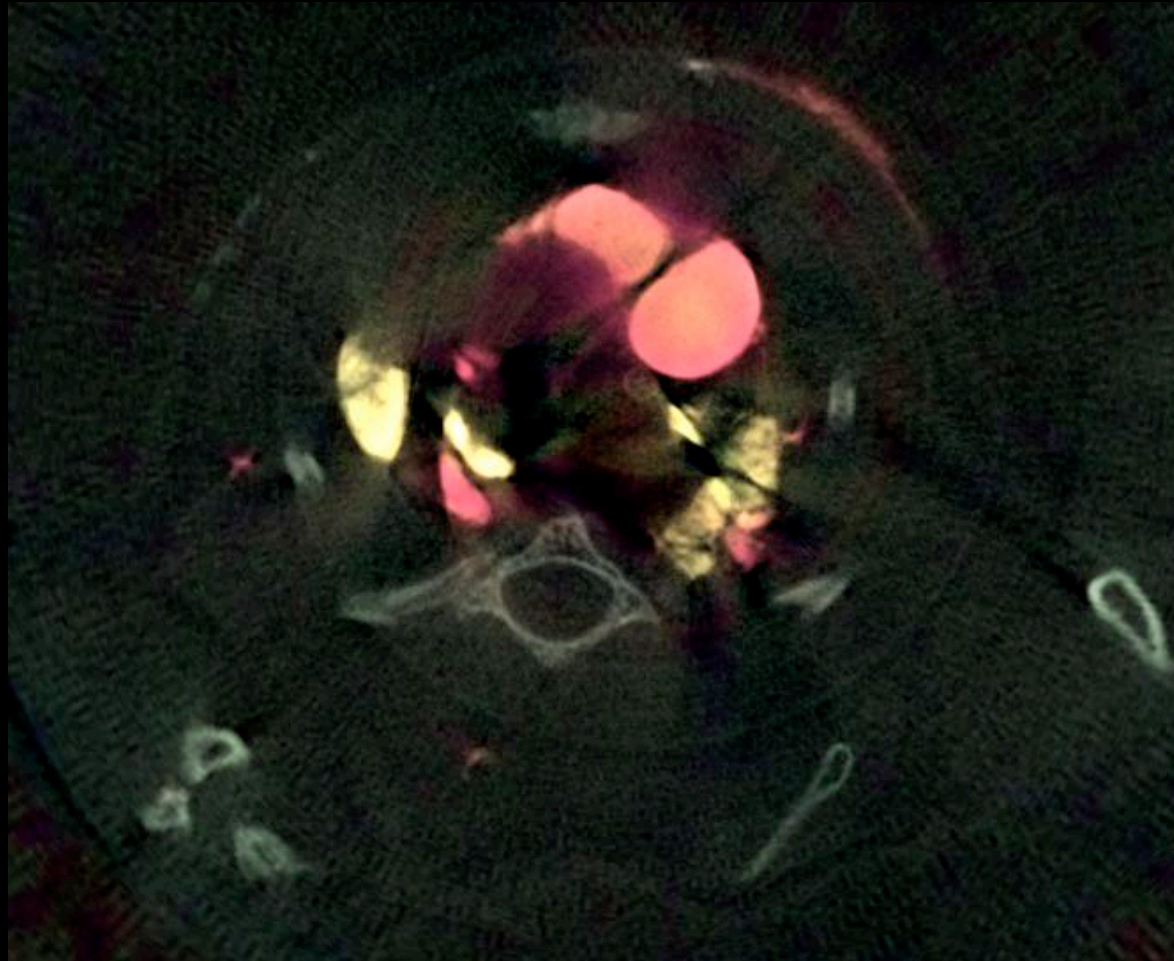


3 pharmaceutiques, fantôme perspex

*Université Albert-Ludwigs à Freiburg
et université de Canterbury*

courtesy: A. Butler, MARS Biomedical Imaging Ltd.

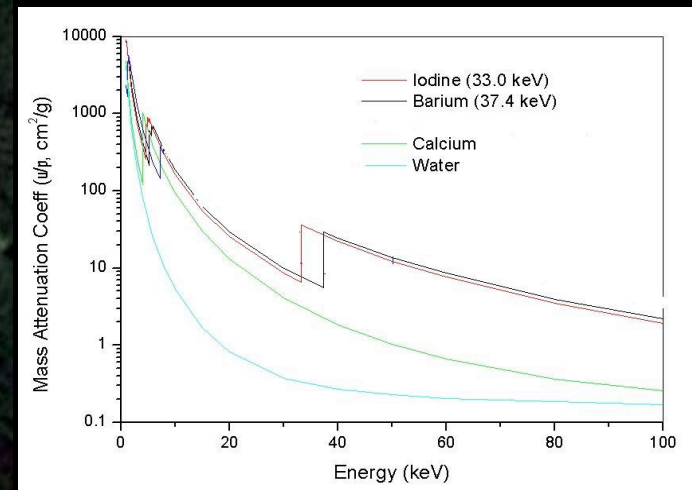
Scanner X : du noir et blanc à la couleur



Iode : circulation pulmonaire

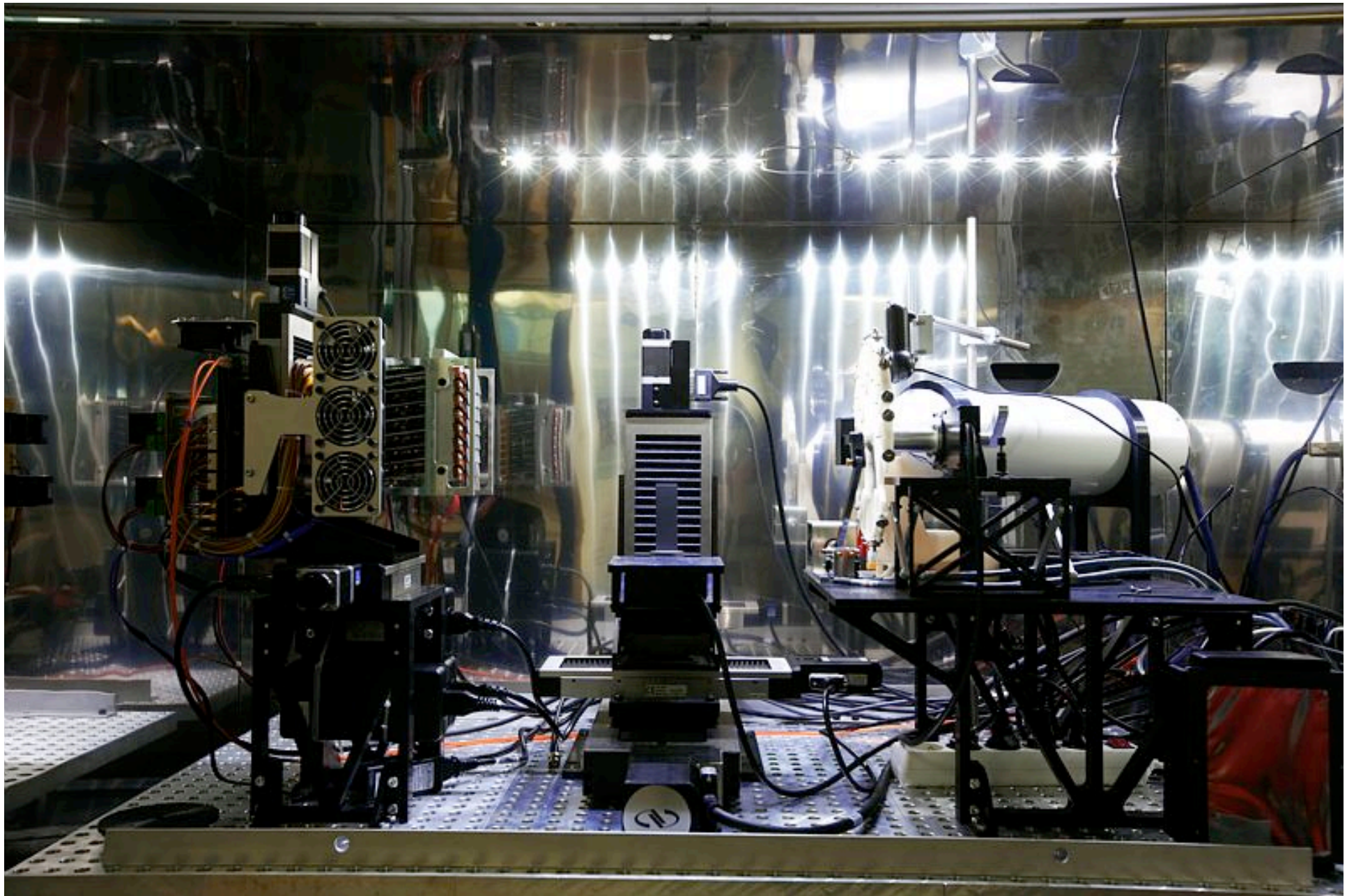
Barium : poumons

Calcium : os normaux



Système quantitatif développé à l'université d'Erlangen-Nürnberg

courtesy: A. Butler, MARS Biomedical Imaging Ltd.



UNIVERSITÉ
DE LA MEDITERRANÉE
AIX-MARSEILLE II

LAPP/IN2P3, Annecy-le-Vieux, 4 juin 2010

Equipe imagerie X et gamma



Physique, instrumentation, informatique :

- Alain Bonissent
- **Didier Benoit (fGATE -> IMNC)**
- Oussama Buhadida (doctorant LPC)
- Yannick Boursier (MCF, UAM 09)
- Jean-Claude Clémens
- Franca Cassol
- Pierre Delpierre
- Pierre-Yves Duval
- Jérémy Godart (doc IMNC, Dr 08)
- **Sonia Karkar (IR, UAM 06)**
- **Maryam Khodaverdi (postdoc 06-07 -> Philips)**
- **Rana Khoury (Dr 08)**
- Christophe Meessen
- Christian Morel (PR, UAM, 05)
- **Stan Nicol (doctorant 06)**
- Hamid Ouamara (doctorant 10)
- Peter Weiss (postdoc)

Biologie :

- **Franck Debarbieux (MCF, UAM 05)**
- Thiéric Rodriguez (IBDML)

Electronique/microélectronique :

- Stéphanie Godiot
- Patrick Breugnon
- **Benoît Chantepie (Dr 08)**
- **Arkadiusz Dawiec (doctorant 08)**
- Bernard Dinkespiller
- Michel Jevaud
- Mohsine Menouni
- Patrick Pangaud
- Jérôme Royon

Mécanique :

- Jean-Philippe Logier
- Mathieu Niclas
- Françoise Rivière
- Eric Vigeolas



LAPP/IN2P3, Annecy-le-Vieux, 4 juin 2010