

# Applications de la physique des particules au domaine de l'imagerie

Pr Christian MOREL  
Centre de Physique des Particules de Marseille



De la physique au détecteur – IN2P3 – Bénodet – 20-24 novembre 2017



Association des anciens et  
amis du CNRS

<https://www.a3cnrs.org/>

### Dossier : l'imagerie médicale

Imagerie moléculaire : *l'érosion des frontières* / David Brasse

Rayons X : des premiers clichés radiographiques au scanner spectral / Christian Morel

Tomographie par émission de positons ( TEP ) / David W. Townsend

Simulation Monte Carlo en imagerie médicale / Sébastien Jan

Imagerie vibrationnelle des systèmes vivants / Hervé Rigneault

Multimodalité et imagerie médicale / Luc Bidaut

Systèmes hybrides TEP/IRM / Claude Comtat

Enjeux Européens de la R&D en imagerie médicale / Paul Lecoq

NeuroSpin, *voir le cerveau penser* / Fabrice Bonardi



N° 69- HIVER 2016/2017

De la physique au détecteur – IN2P3 – Bénodet – 20-24 novembre 2017

1895: **Rayons X** (W. Roentgen, Würzburg)  
Prix Nobel 1901



Wilhelm Roentgen (1845-1923)  
Prix Nobel de Physique (1901)



22 Dec 1895 – publiée dans le  
New York Times le 16 Jan 1896

# Développement de la radiologie (roentgenologie)

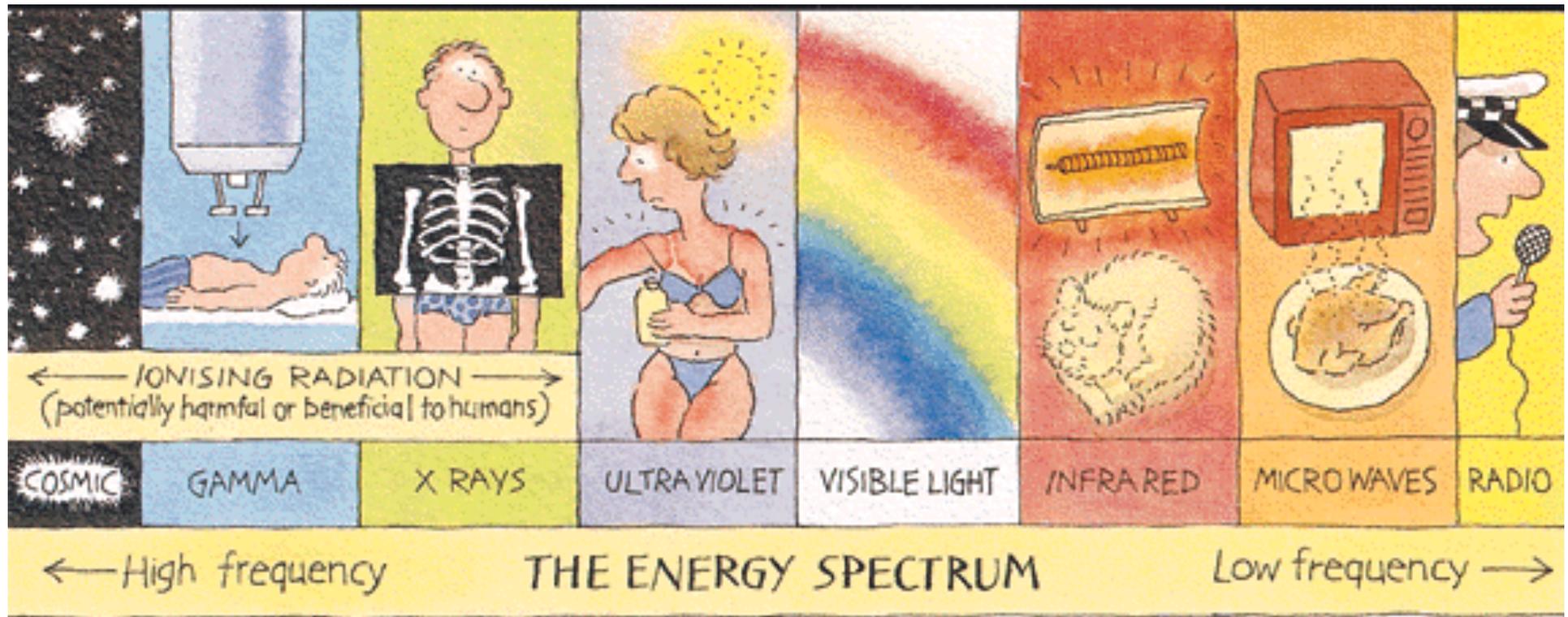


Hôpital Tenon (Paris, 1897)  
Antoine Béclère (1858–1939)

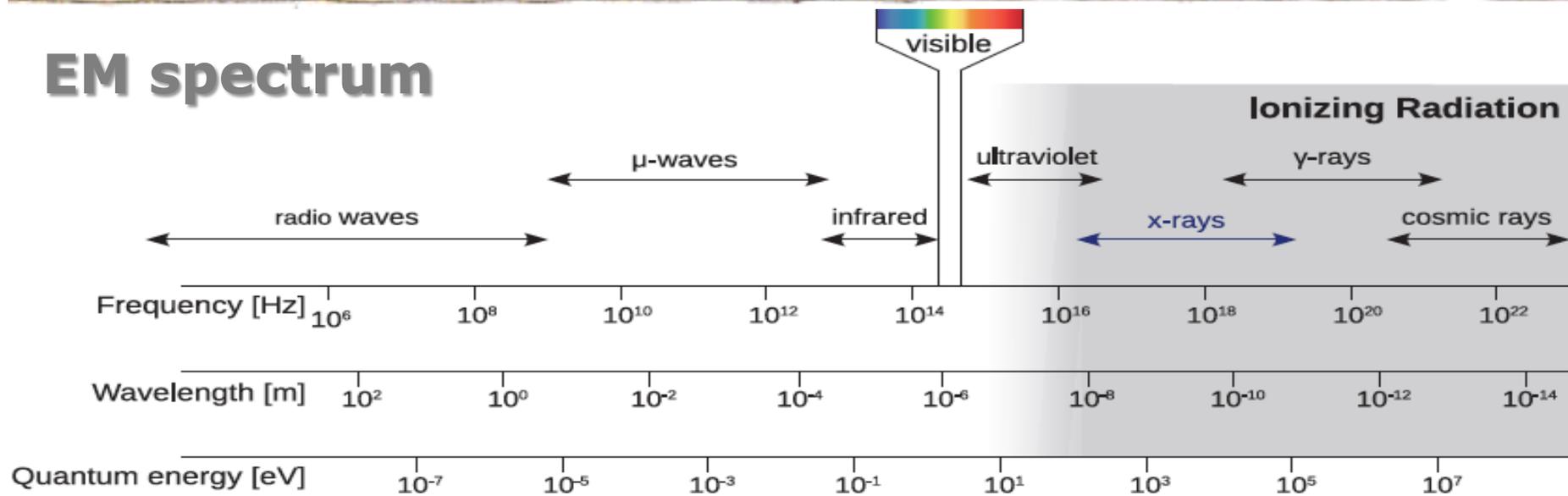


Radiological Renault «Petite Curie» (1916)  
Marie Curie (1867-1934)





# EM spectrum



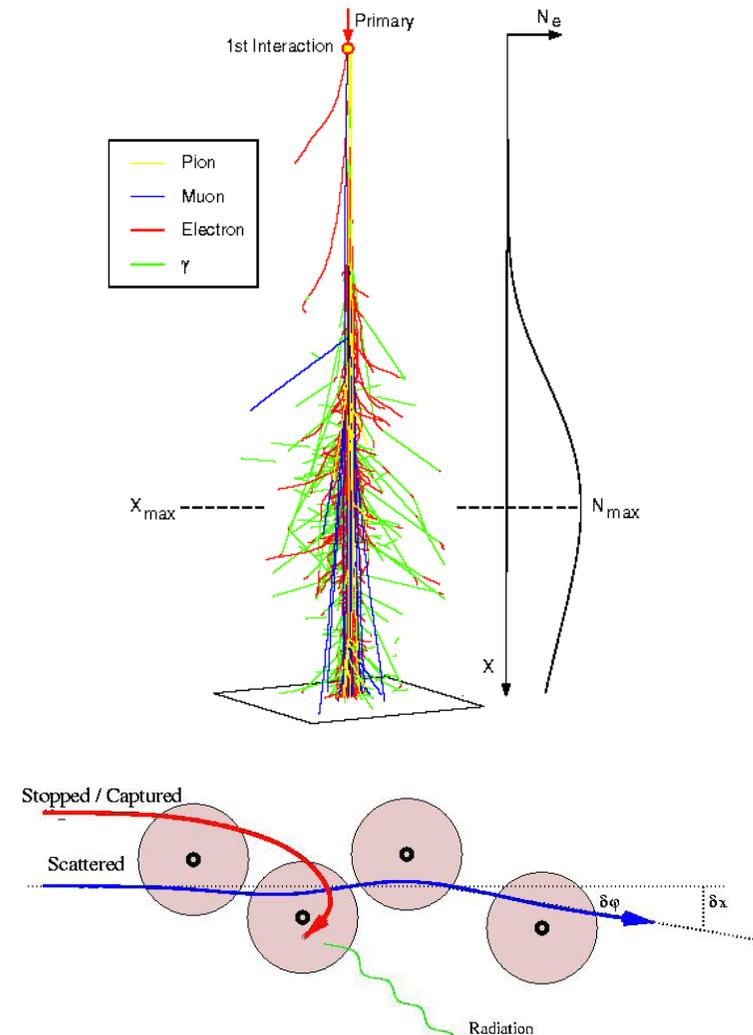
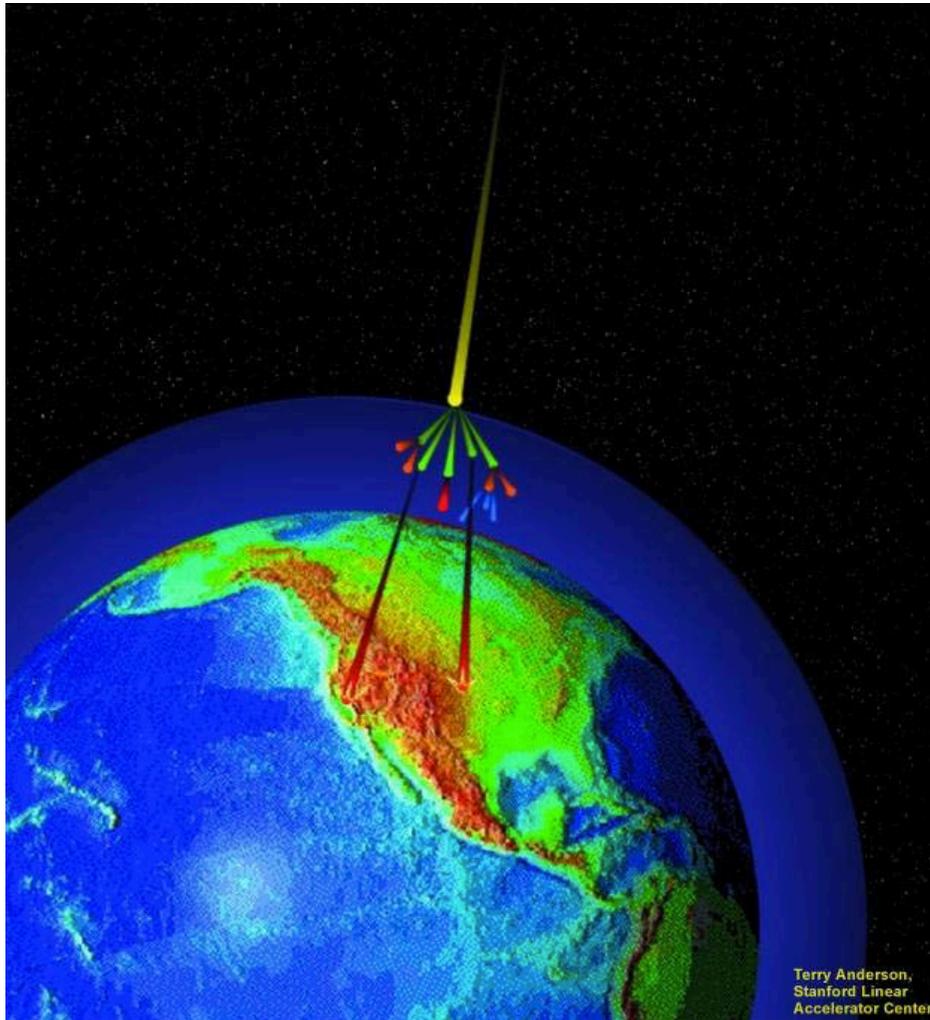
# Radiographie X et neutrons



Courtesy: Paul Scherre Institut (PSI)

De la physique au détecteur – IN2P3 – Bénodet – 20-24 novembre 2017

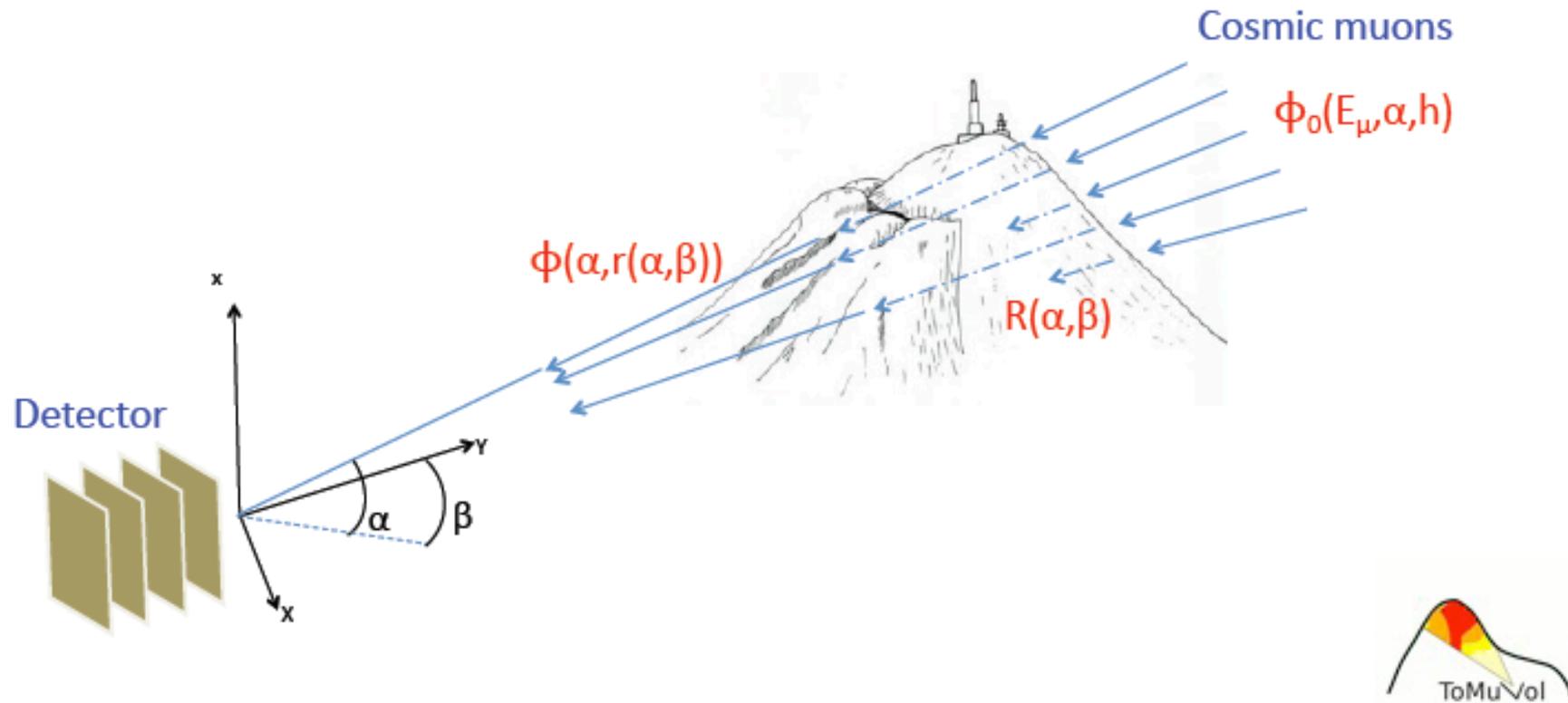
# Radiographie par transmission de muons cosmiques



- Au niveau de la mer, le taux de muons cosmiques est de **10,000 muons par mètre carré et par minute.**
- **Interaction des muons (positifs ou négatifs) dans la matière par capture ou par diffusion coulombienne.**

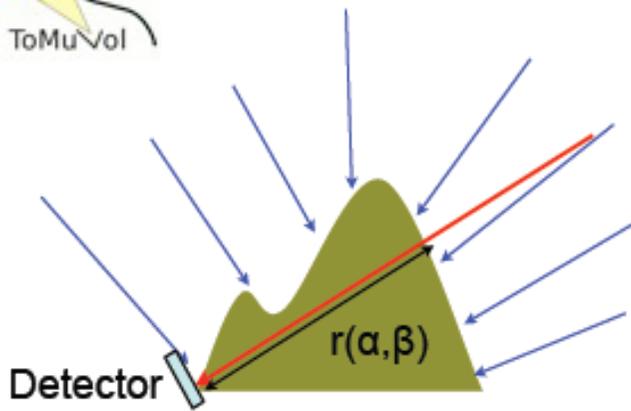
# Radiographie par transmission de muons cosmiques

La radiographie à muons permet d'imager de grands volumes ( $> 100 \text{ m}^3$ ) pour observer des structures de l'ordre de 1-10 m sans impératif de temps (scans pouvant durer plusieurs semaines à plusieurs mois). Elle permet d'étudier des structures aquifères, de déterminer la forme de cavités (p. ex. chambre magmatique ou cheminée de volcan) ou de surveiller des dispositifs de stockage souterrains de matières radioactives.



Courtesy: C. Cârloganu, LPC-Clermont

# Radiographie par transmission de muons cosmiques

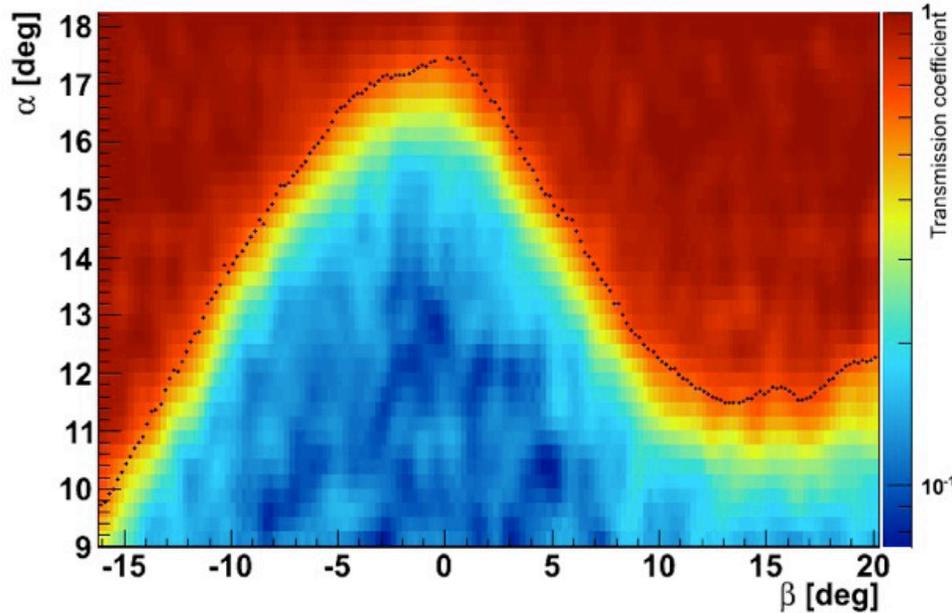


$$\mathcal{T}_\rho(\alpha, r(\alpha, \beta)) = \frac{\Phi(\alpha, r(\alpha, \beta))}{\Phi_0(\alpha)}$$

measured flux through volcano

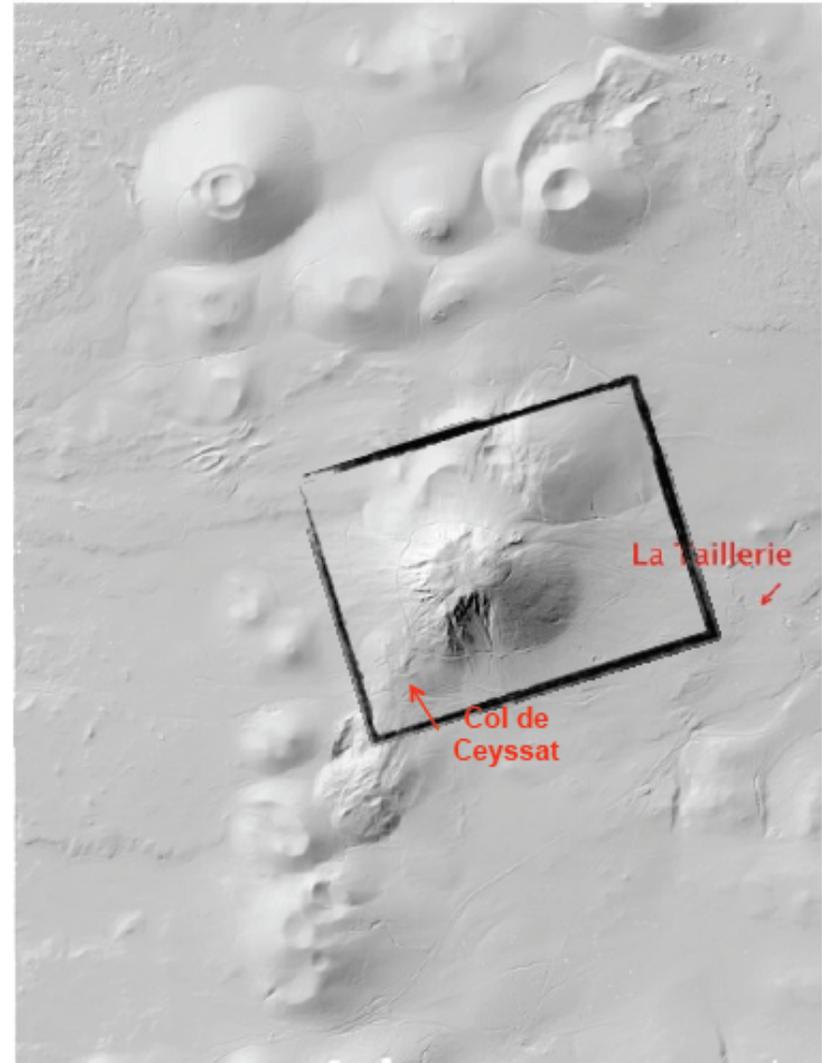
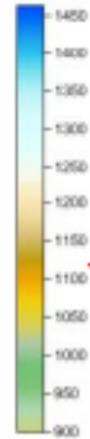
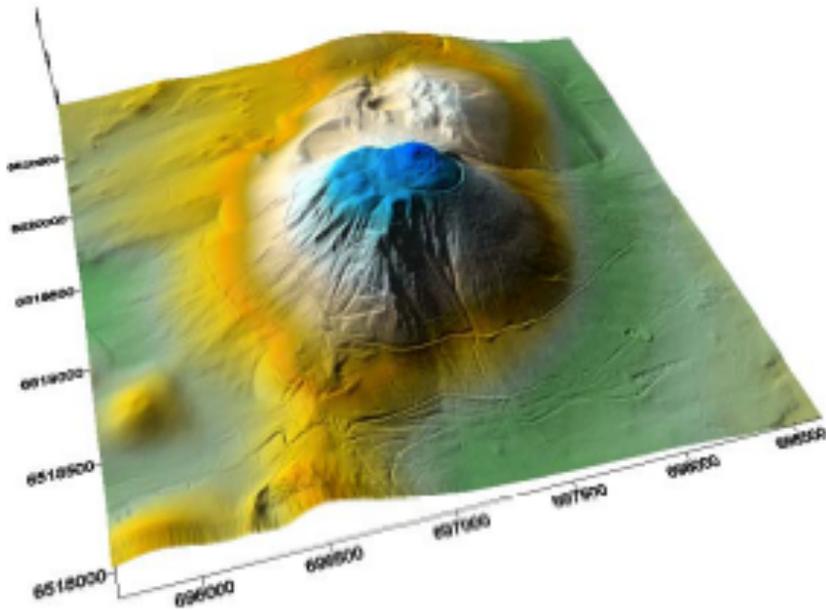
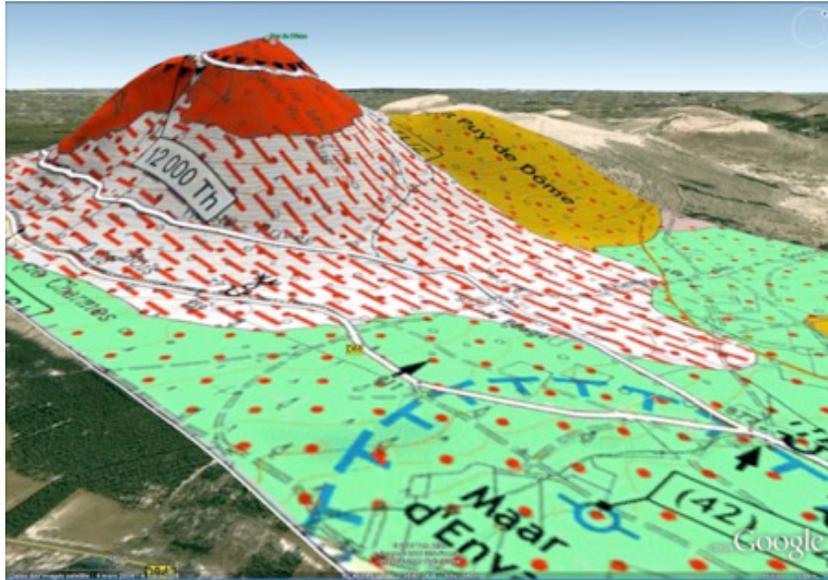
open sky flux

unknown density!



Courtesy: C. Cârloganu, LPC-Clermont

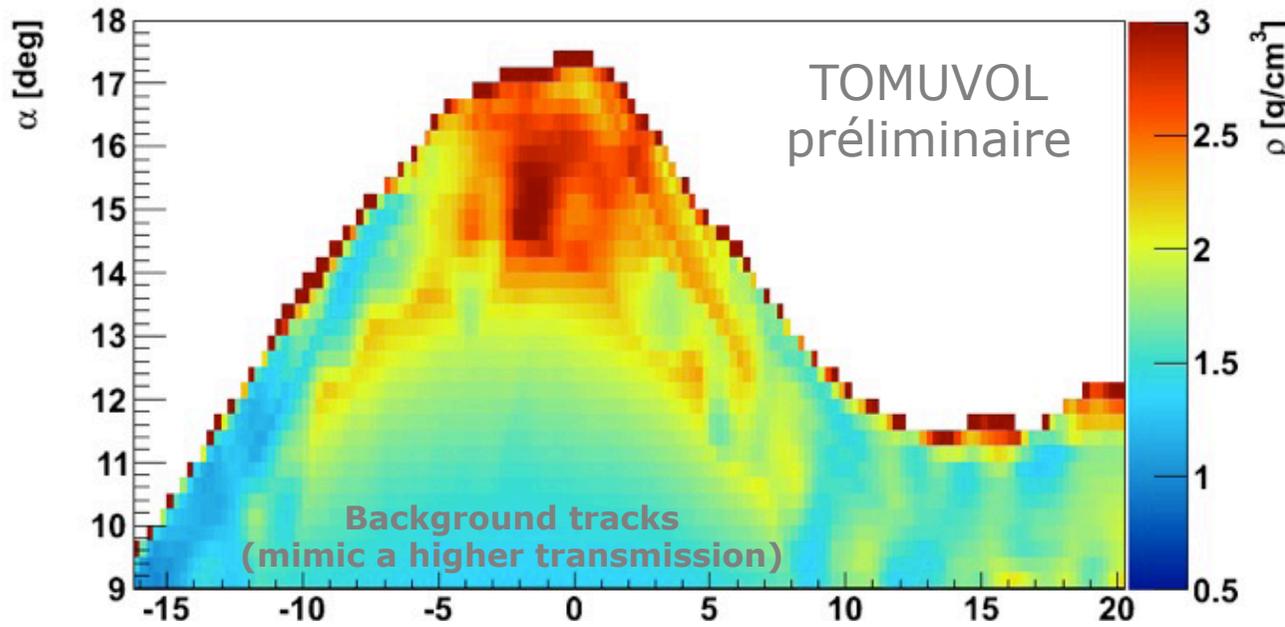
# Radiographie du Puy de Dôme par transmission muons cosmiques



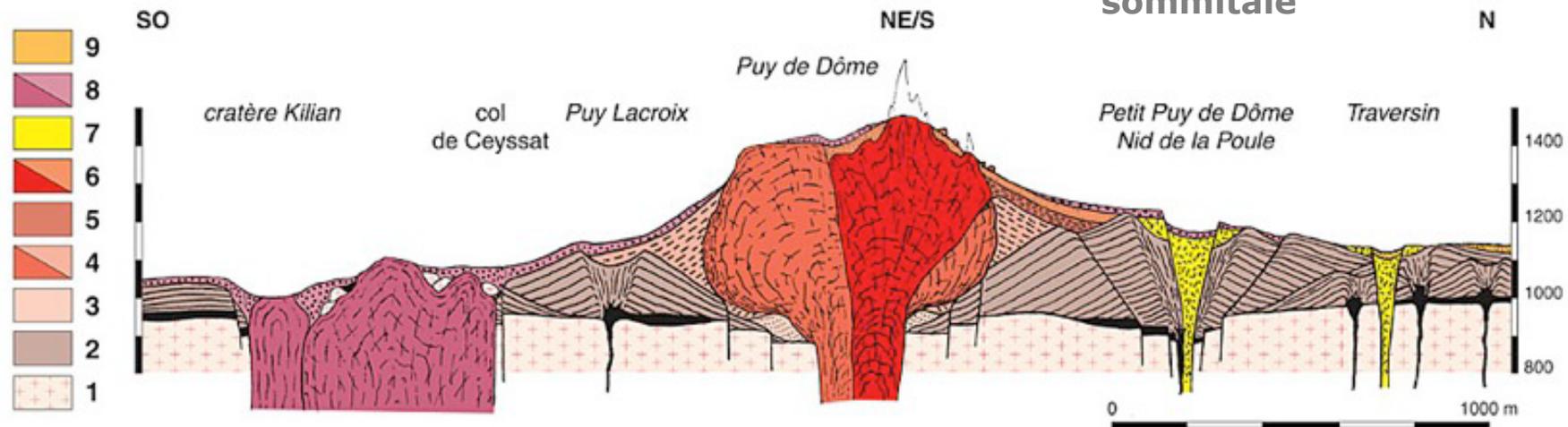
Courtesy: C. Cârloganu, LPC-Clermont



# Radiographie par transmission de muons cosmiques



- Calcul du flux de muons transmis à travers le rocher normalisé par la mesure du flux à ciel ouvert
- Calcul du rapport du coefficient d'absorption mesuré divisé par l'épaisseur de rocher pour chaque ligne de visée donnée par la topographie (mesures au LIDAR)
- Evidance de contrastes structurels dans la partie sommitale



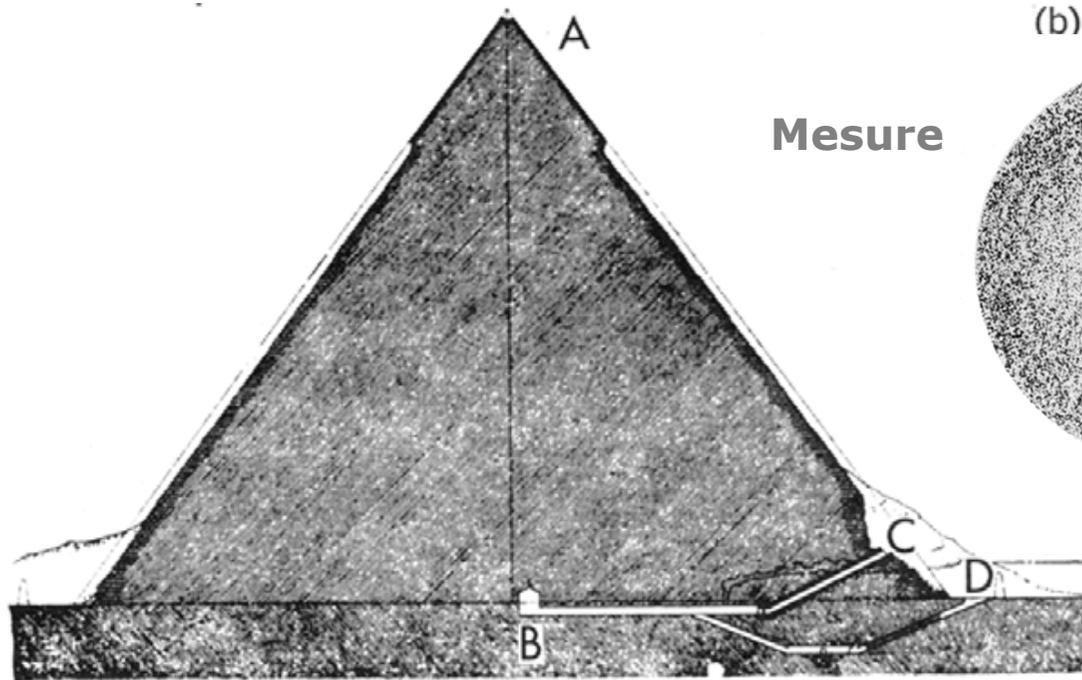
Courtesy: C. Cârloganu, LPC-Clermont

# Radiographie par transmission de muons cosmiques

Alvarez *et al.* Search for Hidden Chambers in the Pyramids. *Science* 167 (1970) 832

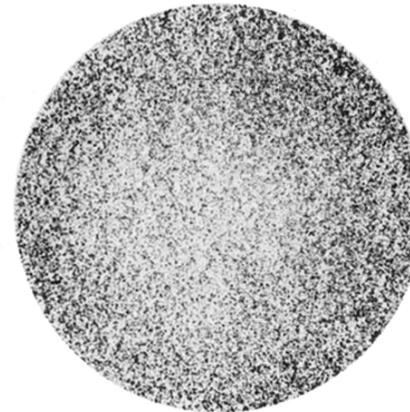


# Radiographie par transmission de muons cosmiques



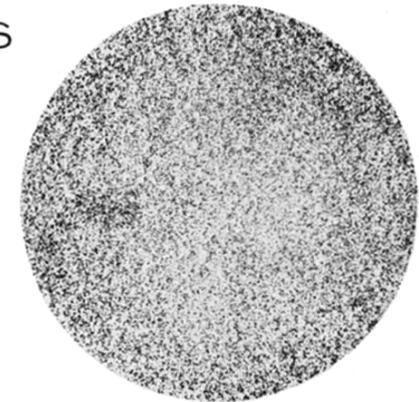
Mesure

(b)



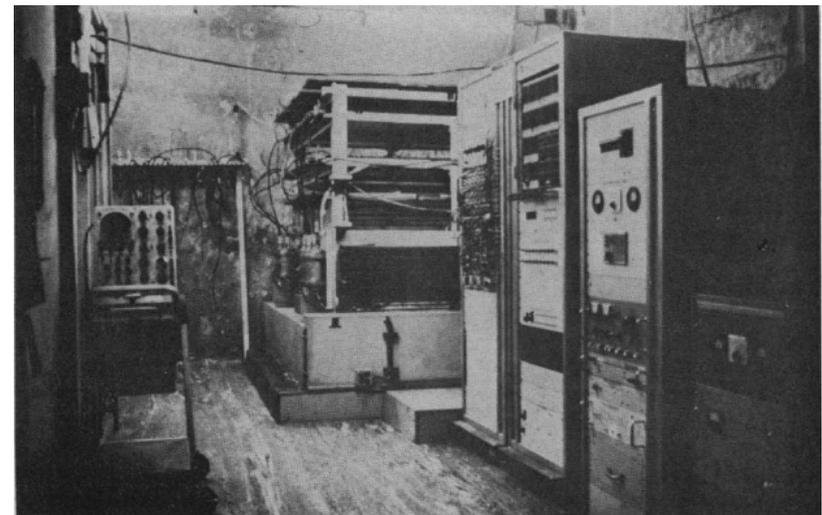
S

Simulation



Effet résultant de la présence d'une chambre cachée 40 m au-dessus de la chambre de Belzoni.

Les chambres à étincelles sont placées dans la chambre de Belzoni (B) de la pyramide de Chephren.



# SCAN PYRAMIDS MISSION



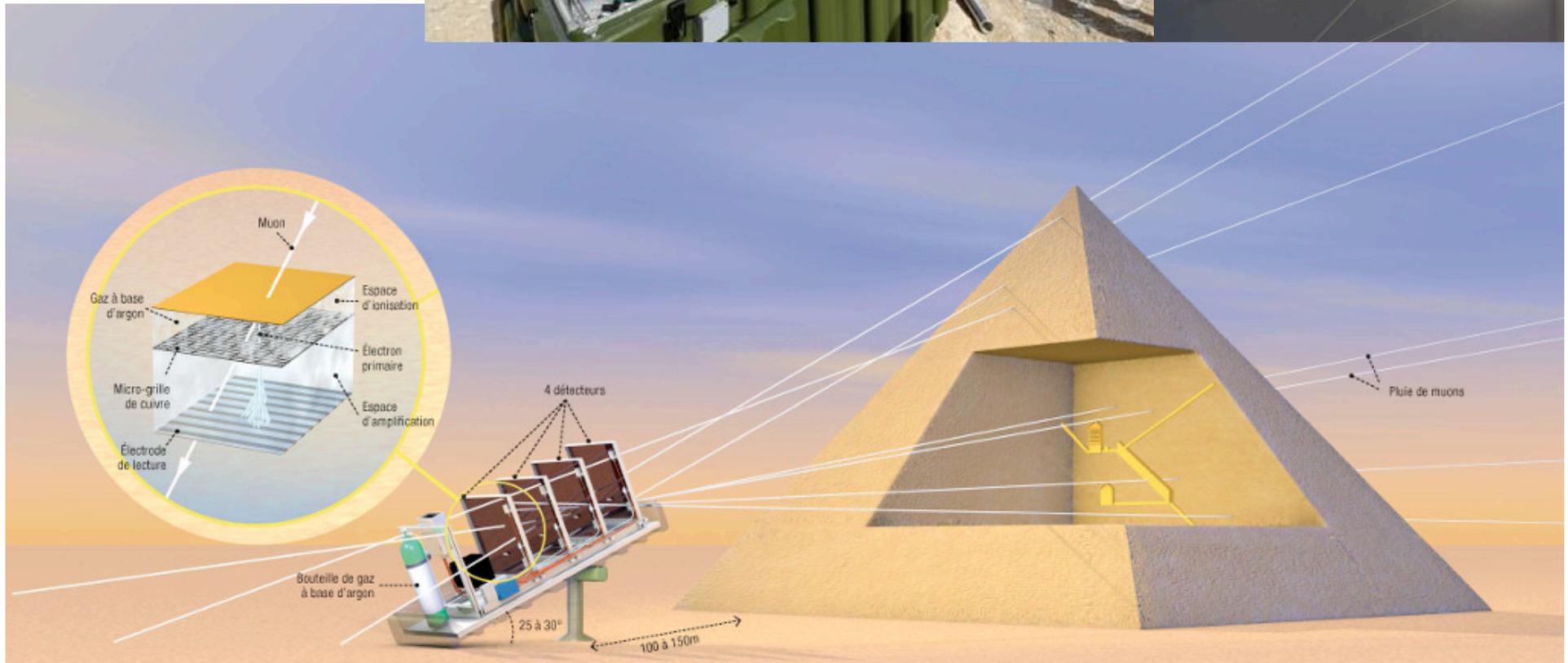
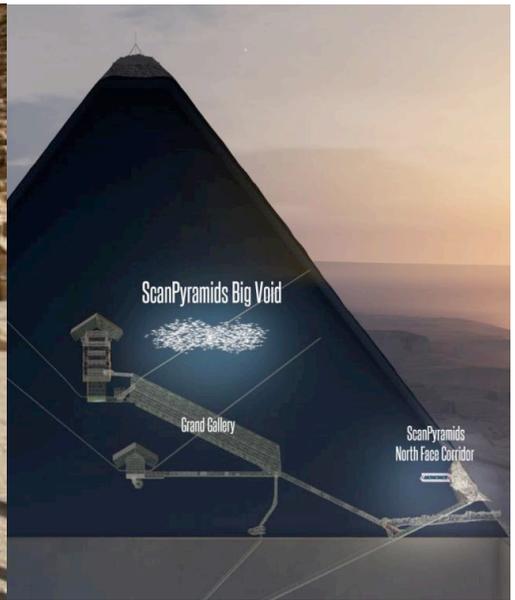
HIP.INSTITUTE  
HERITAGE  
INNOVATION  
PRESERVATION



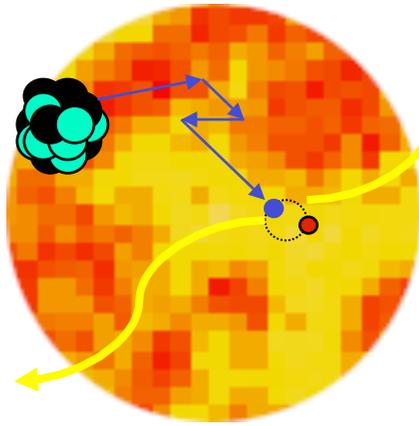
ARAB  
REPUBLIC  
OF EGYPT  
MINISTRY OF  
ANTIQUITIES



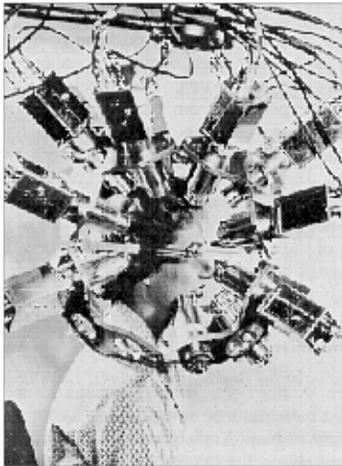
FACULTY OF  
ENGINEERING  
CAIRO  
UNIVERSITY



De la physique au détecteur – IN2P3 – Bénodet – 20-24 novembre 2017



Wrenn *et al.* The use of positron emitting radioisotopes for the localization of brain tumours *Science* **113** (1951) 525



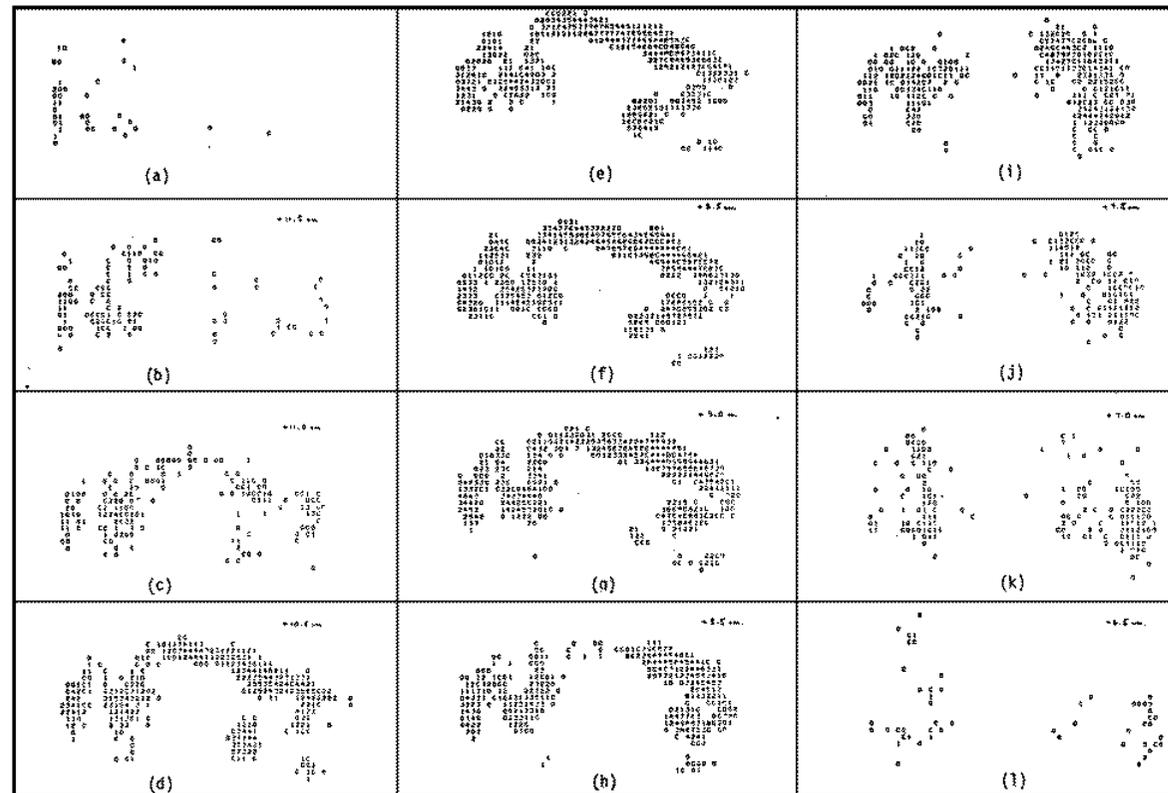
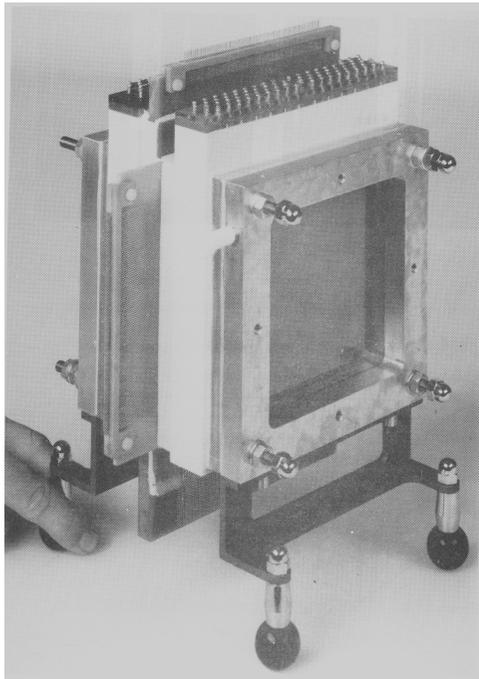
- 1895: **Rayons X** (W. Roentgen, Wuerzburg)  
Prix Nobel 1901
- 1896: Radioactivité (H. Becquerel, Paris)  
Prix Nobel 1903
- 1897: **Electron** (J.J. Thomson, Cambridge)  
Prix Nobel 1906
- 1898: Radium et Polonium (Pierre et Marie Curie, Paris)  
Prix Nobel 1903, 1911
- 1899: **Rayons alpha et bêta** (E. Rutherford, Cambridge)  
Prix Nobel 1908
- 1911: **Noyau** (E. Rutherford, Cambridge)
- 1931: **Cyclotron** (E. Lawrence, Berkeley)  
Prix Nobel 1939
- 1932: **Neutron** (Frédéric et Irène Joliot-Curie, Paris, J. Chadwick, Cambridge)  
Prix Nobel 1935 (Chadwick)
- 1930: **Trous** (P.A.M. Dirac, Cambridge)  
Prix Nobel 1933
- 1932: **Positon** (C.D. Anderson, Berkeley)  
Prix Nobel 1936



# Tomographie par émission de positons: premiers pas au CERN



1978: High Density Avalanche Chamber (HiDAC)  
(A Jeavons, DW Townsend)



# Tomographie

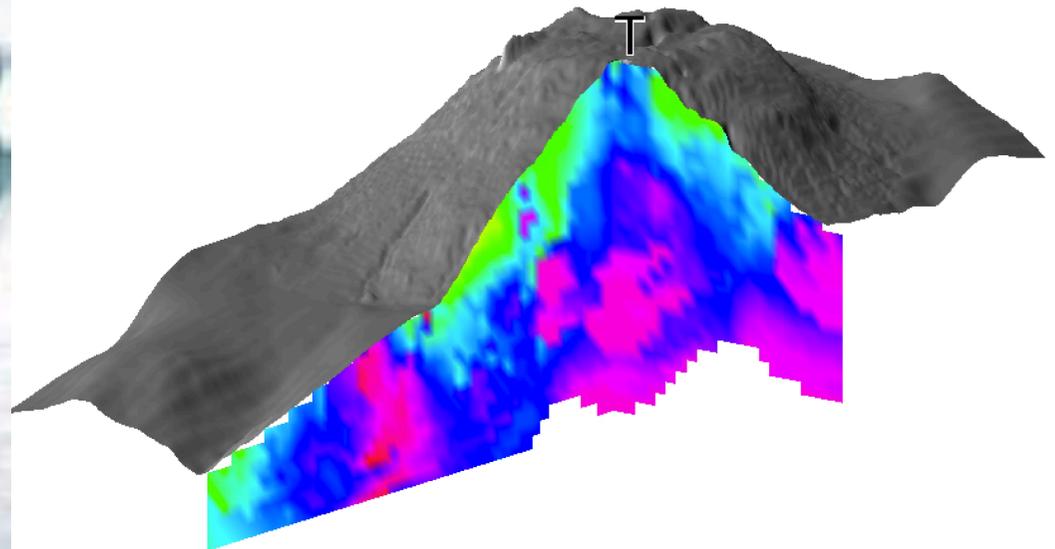
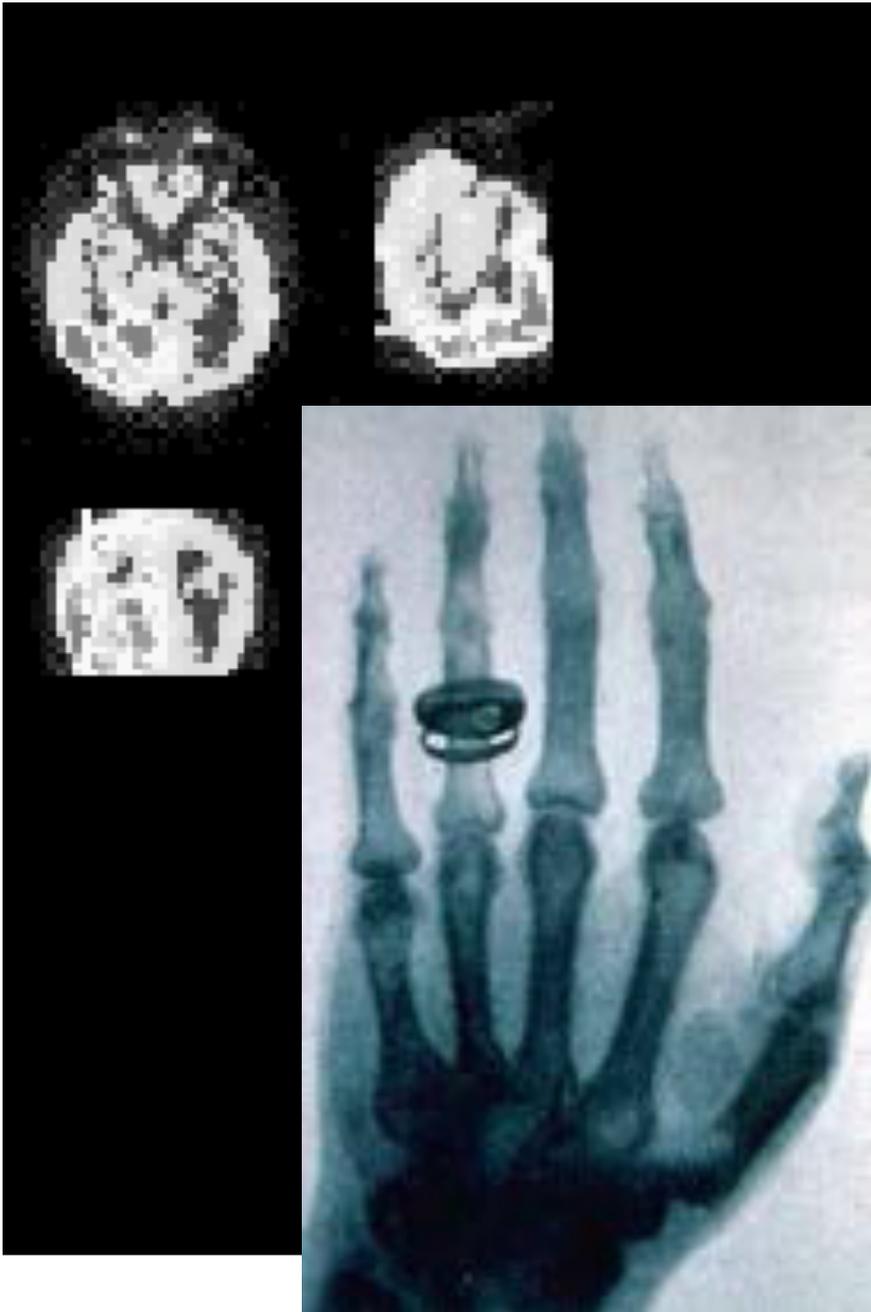
Du grec *tomos* (tranche)

+

*graphein* (écrire)

=

Représentation en coupes

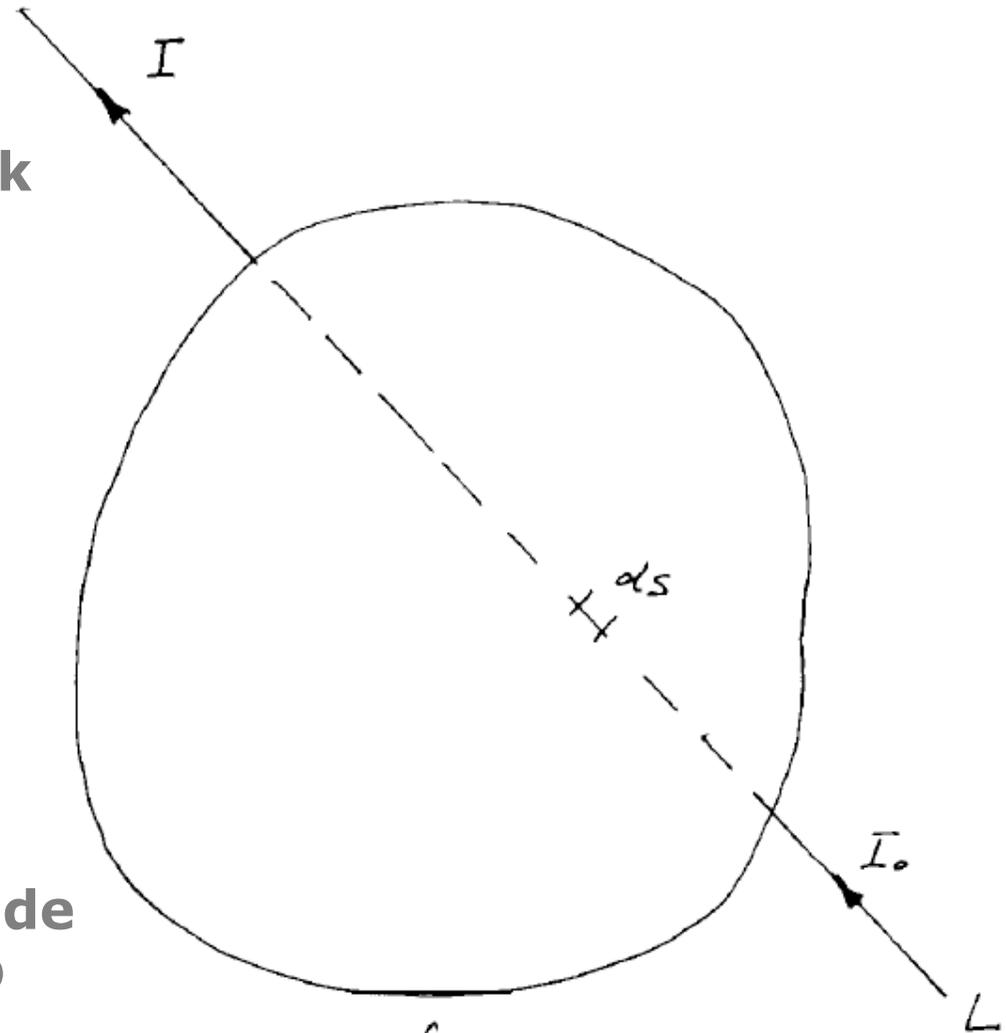


# Reconstruction tomographique en 2D

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.



$$I = I_0 e^{-\int_L f ds}$$

# Computerized Tomography (CT)

Tomographie par rayons X (*vulgus scanner*)

Tomodensitométrie (TDM)



G. Hounsfield, J. Ambrose  
(Atkinson Morley Hospital, London, 1/10/1971)

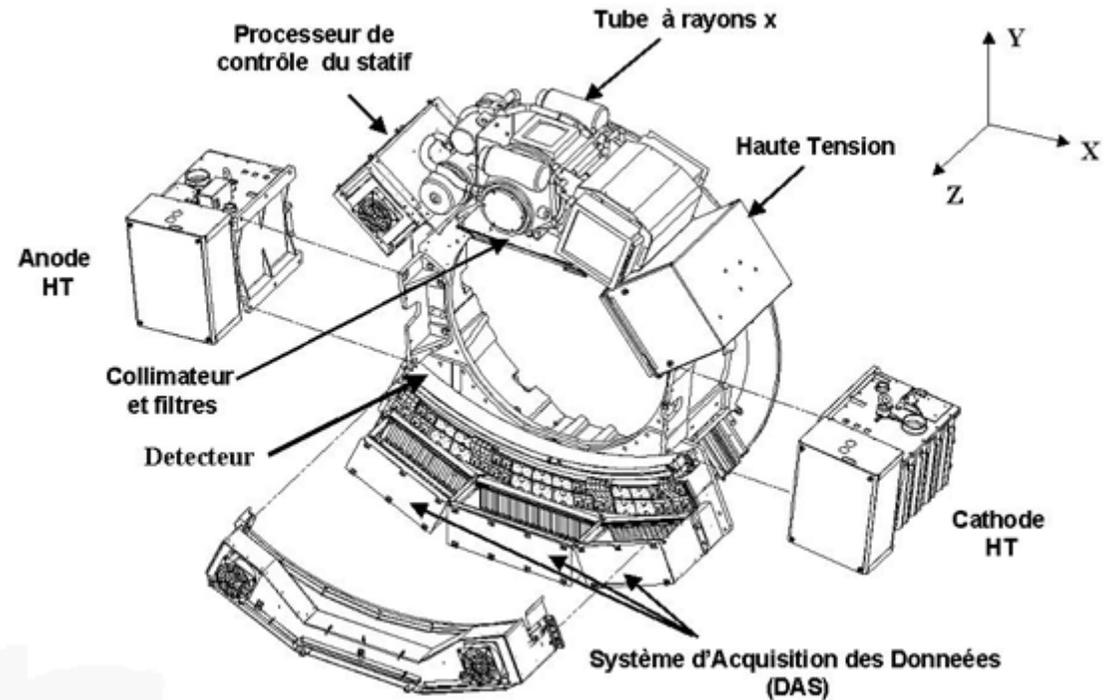
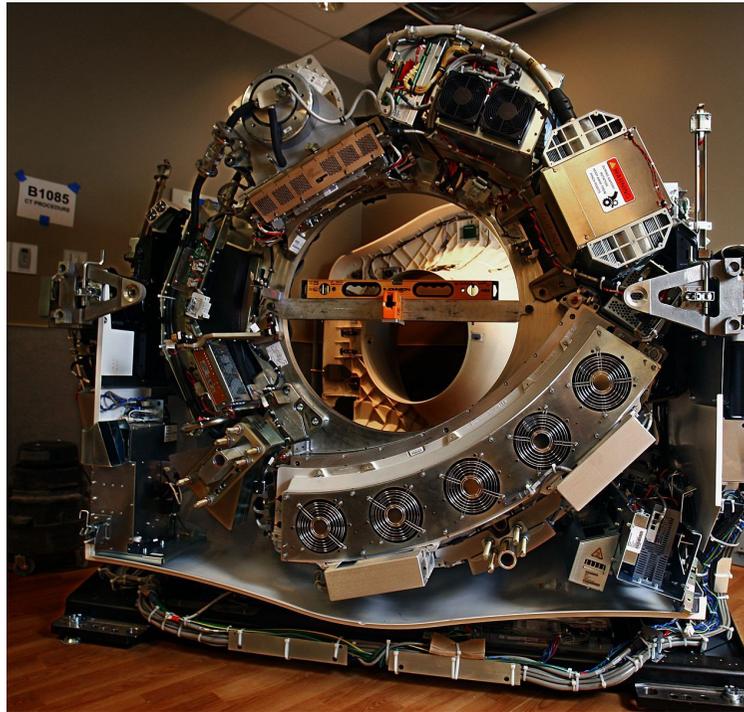
# TDM, CT ou CAT (*Computed Assisted Tomography*) scan



**1979: Hounsfield et Cormack reçoivent le prix Nobel de médecine pour le développement de la tomographie assistée par ordinateur.**



# X-ray CT scanner

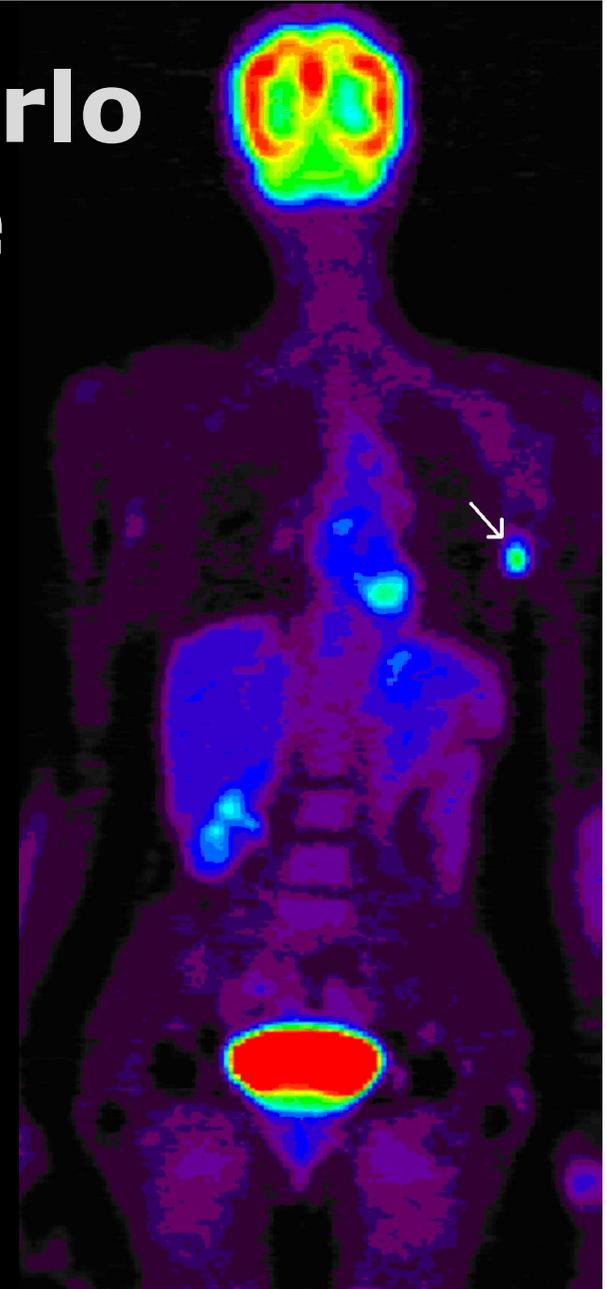


<i>Diagnostic procedure</i>	<i>Typical effective dose (mSv)</i>	<i>Equiv. no. of CXR</i>	<i>Approx. equiv. period of background radiation</i>
CXR	0.02	1	3 days
CT head	2.0	100	10 months
CT chest	8	400	3.6 years
CT abdomen/pelvis	10	500	4.5 years

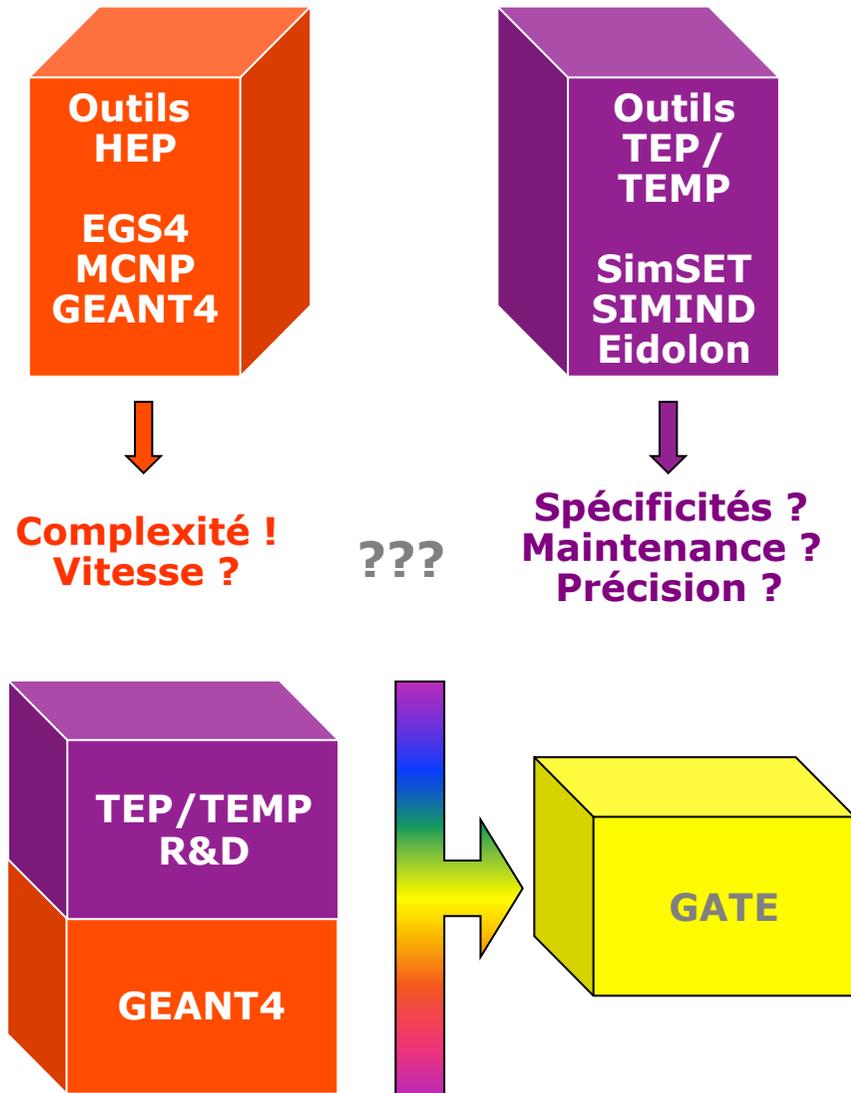
UK average background radiation = 2.2 mSv per year; regional averages range from 1.5 to 7.5 mSv per year.

# La simulation Monte Carlo en imagerie médicale

**Tera 10 CEA-DAM  
> 8'000  
processeurs  
52.8 Tflops  
53'000 milliards  
d'opérations  
virgule-  
flotante/seconde**

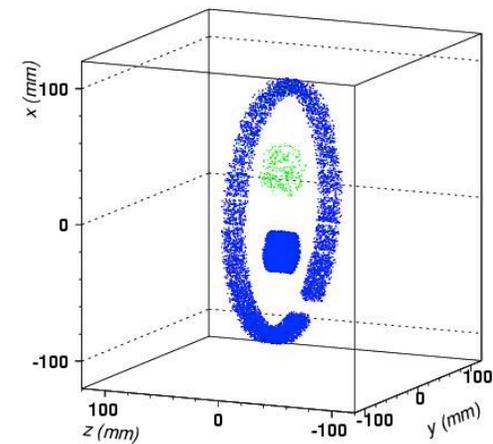
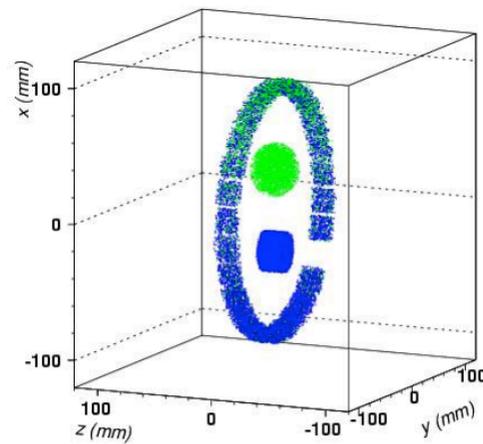
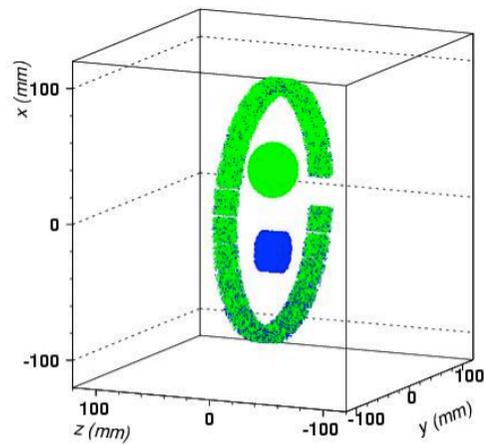
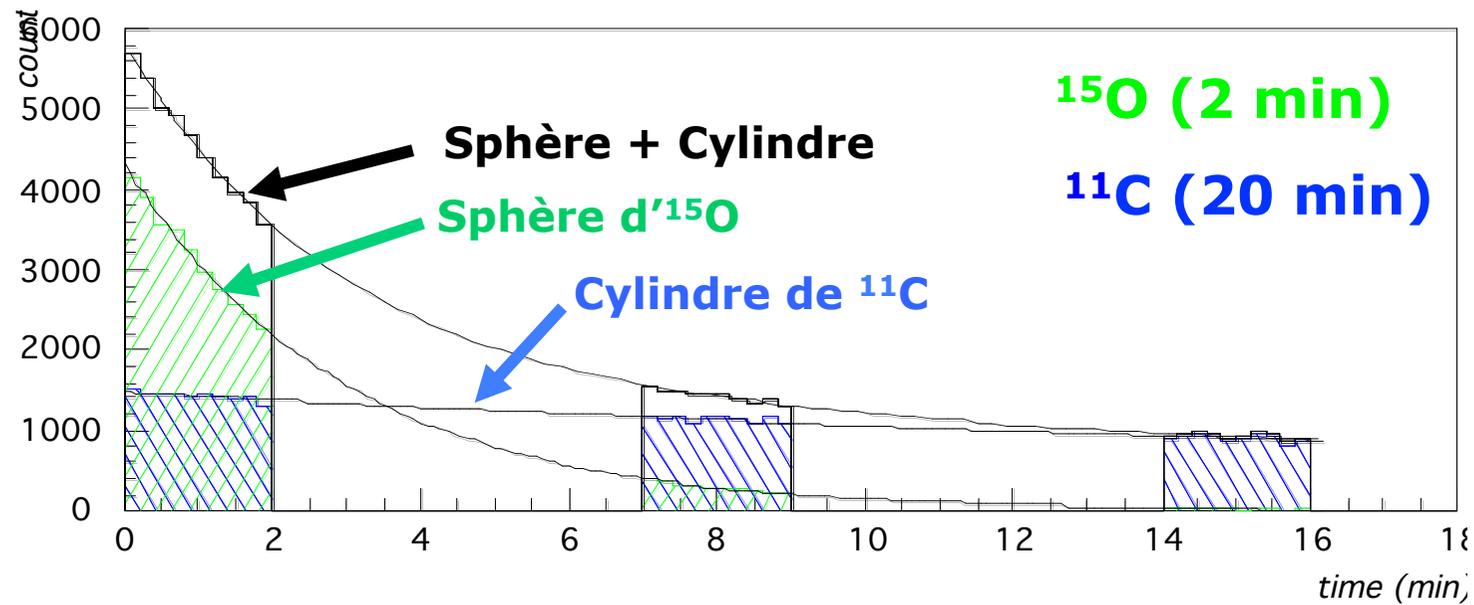
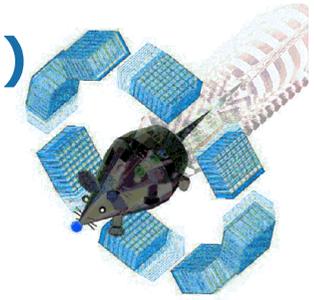


# GEANT4 Application for Emission Tomography (GATE)



- ❑ **Spécifications de GATE :**
- ✓ **Modélisation du temps**
  - ↪ *cinétiques de décroissance radioactive, mouvements, fortuits, ...*
- ✓ **Facilité d'utilisation, interactivité**
  - ↪ *utilisation d'un langage scripté*
- ✓ **Versatilité**
  - ↪ *description de la géométrie et simulation entièrement scriptées*
- ✓ **Design modulaire**
  - ↪ *facilité d'ajout d'extensions*
- ✓ **Développement partagé**
  - ↪ *soutien à long terme*

# GEANT4 Application for Emission Tomography (GATE)



# GEANT4 Application for Emission Tomography (GATE)

IOP



## Physics in Medicine & Biology

### 2009 Prize for the Highest Cited Paper

Awarded for the highest number of citations for an article published over the five year period 2004-2008

#### IS PRESENTED TO:

S Jan, G Santin, D Strul, S Staelens, K Assié, D Autret, S Avner, R Barbier, M Bardiès, P M Bloomfield, D Brasse, V Breton, P Bruyndonckx, I Buvat, A F Chatzioannou, Y Choi, Y H Chung, C Comtat, D Donnarieix, L Ferrer, S J Glick, C J Groiselle, D Guez, P-F Honore, S Kerhoas-Cavata, A S Kirov, V Kohli, M Koole, M Krieguer, D J van der Laan, F Lamare, G LARGERON, C Lartzien, D Lazaro, M C Maas, L Maigne, F Mayet, F Melot, C Merheb, E Pennacchio, J Perez, U Pietrzyk, F R Rannou, M Rey, D R Schaart, C R Schmidlein, L Simon, T Y Song, J-M Vieira, D Visvikis, R Van de Walle, E Wieërs and C Morel

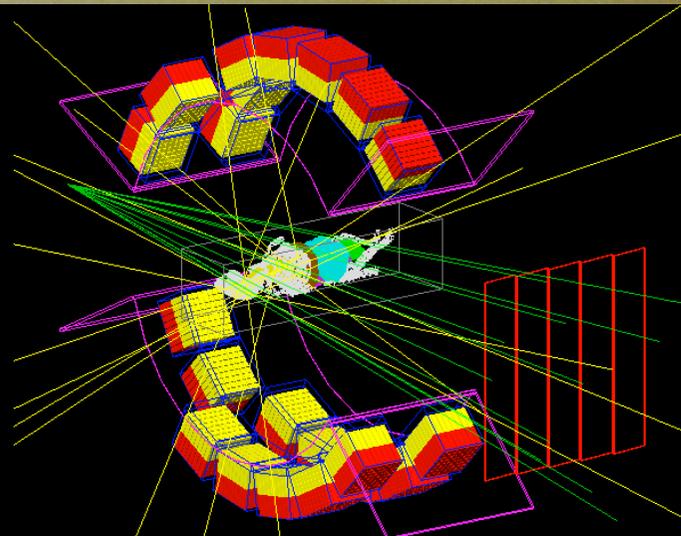
#### FOR THE ARTICLE:

**GATE: a simulation toolkit for PET and SPECT**

*Physics in Medicine and Biology*  
Volume 49 (19) pp 4543-61 (2004)

**Professor S Webb**  
Editor-in-Chief  
*Physics in Medicine & Biology*

IOP Publishing



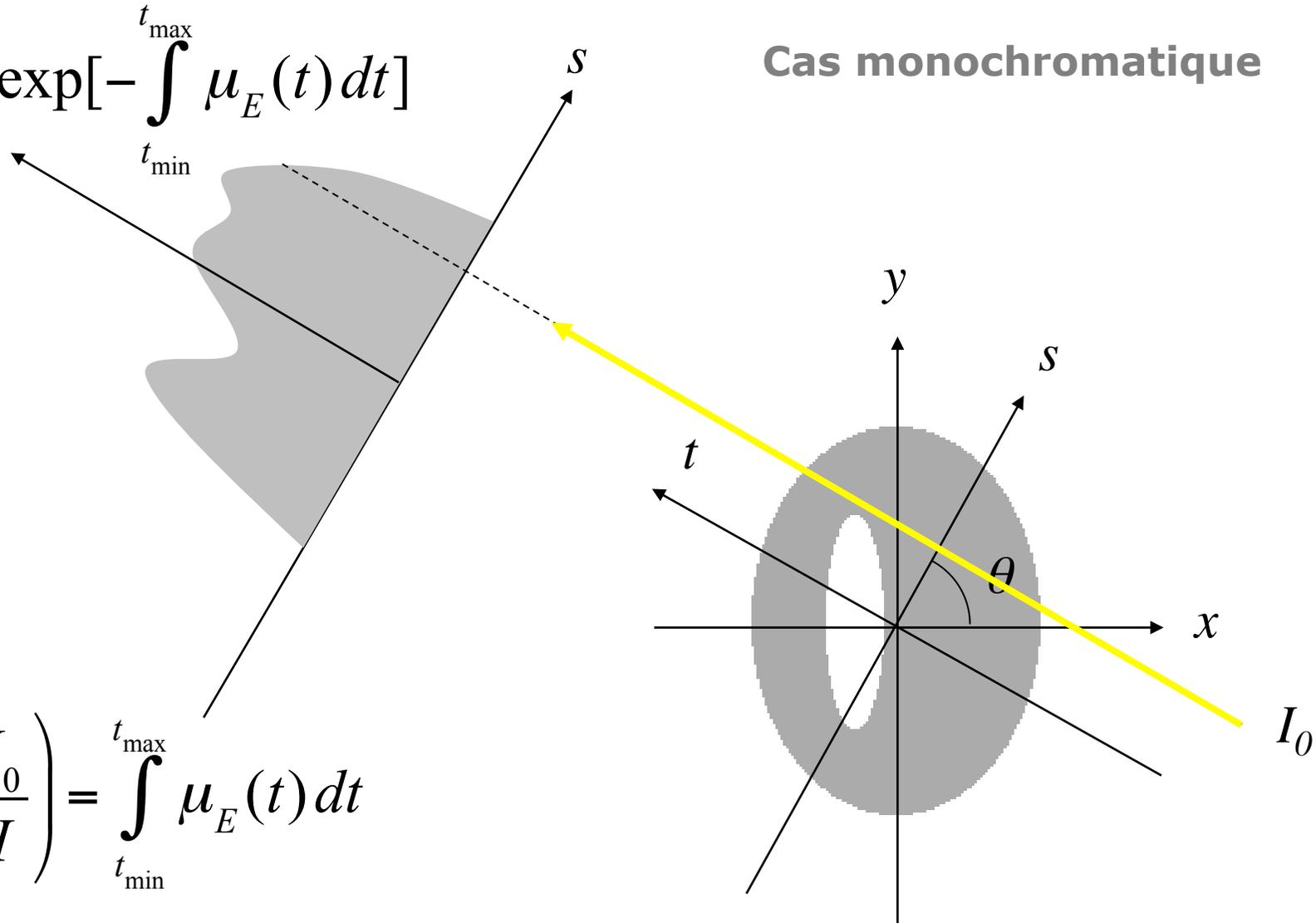


# Tomographie par transmission de rayons X

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

Cas monochromatique

$$\ln\left(\frac{I_0}{I}\right) = \int_{t_{\min}}^{t_{\max}} \mu_E(t) dt$$



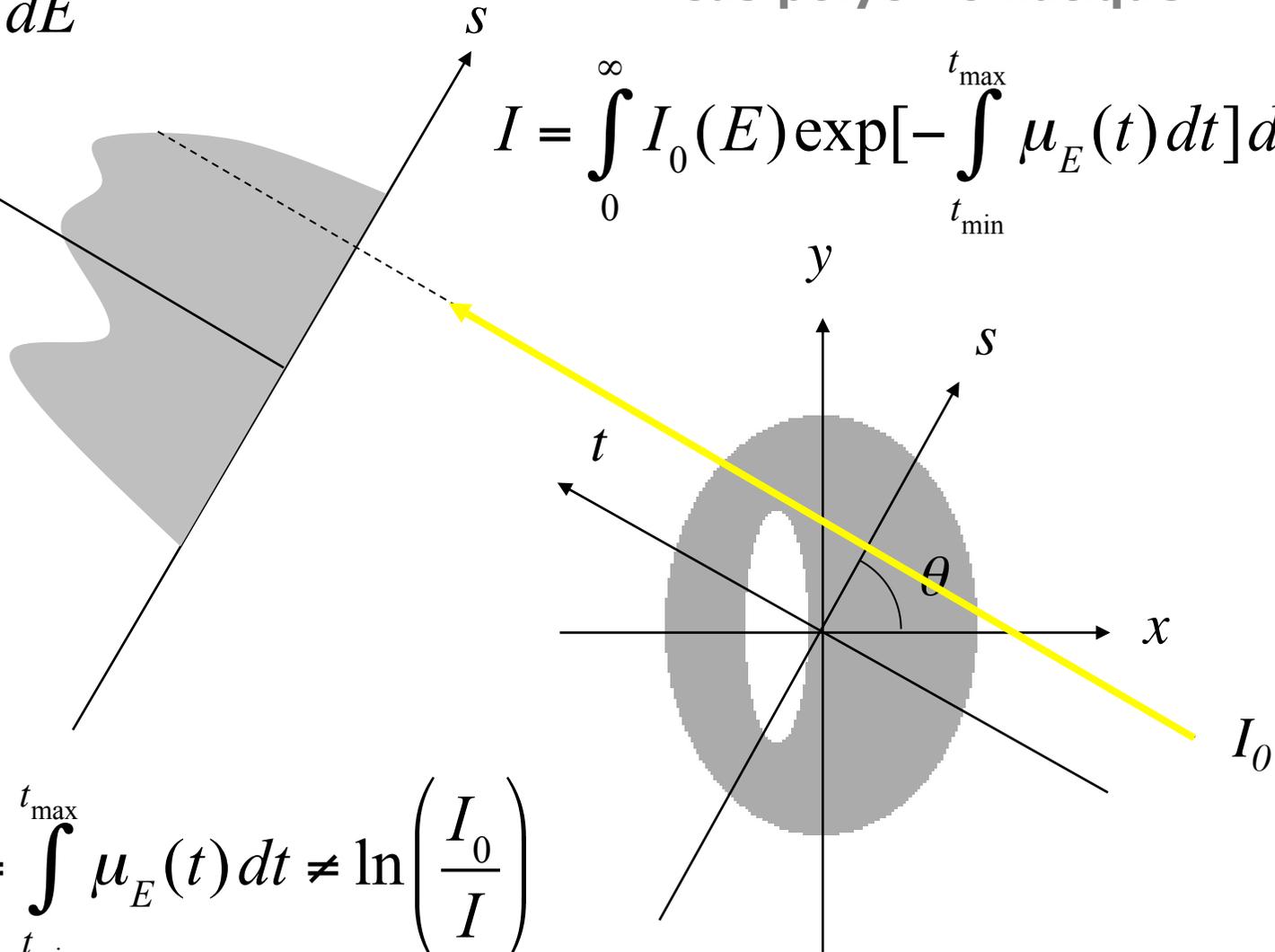
# Tomographie par transmission de rayons X

$$I_0 = \int_0^{\infty} I_0(E) dE$$

Cas polychromatique

$$I = \int_0^{\infty} I_0(E) \exp\left[-\int_{t_{\min}}^{t_{\max}} \mu_E(t) dt\right] dE$$

$$\ln\left(\frac{I_0(E)}{I(E)}\right) = \int_{t_{\min}}^{t_{\max}} \mu_E(t) dt \neq \ln\left(\frac{I_0}{I}\right)$$

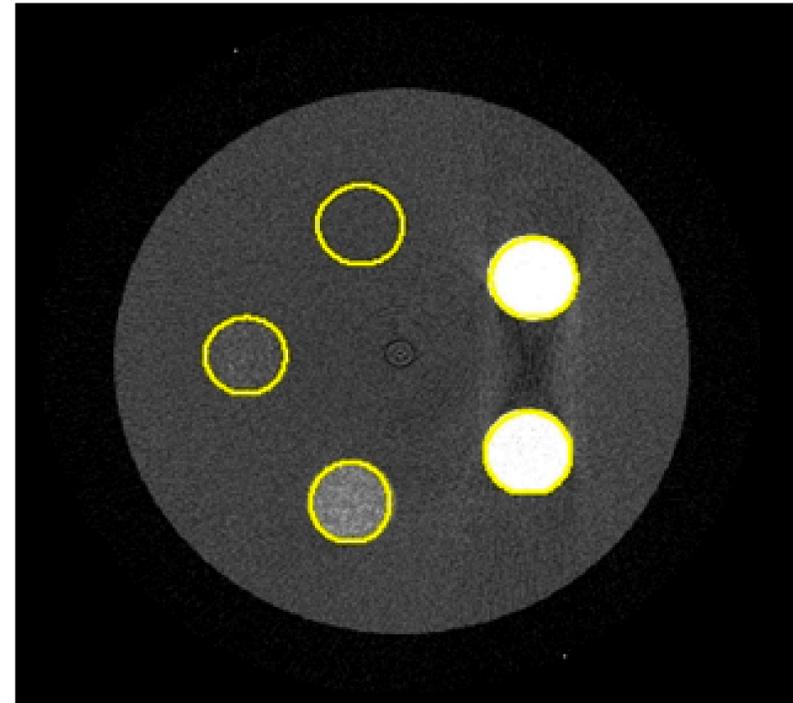
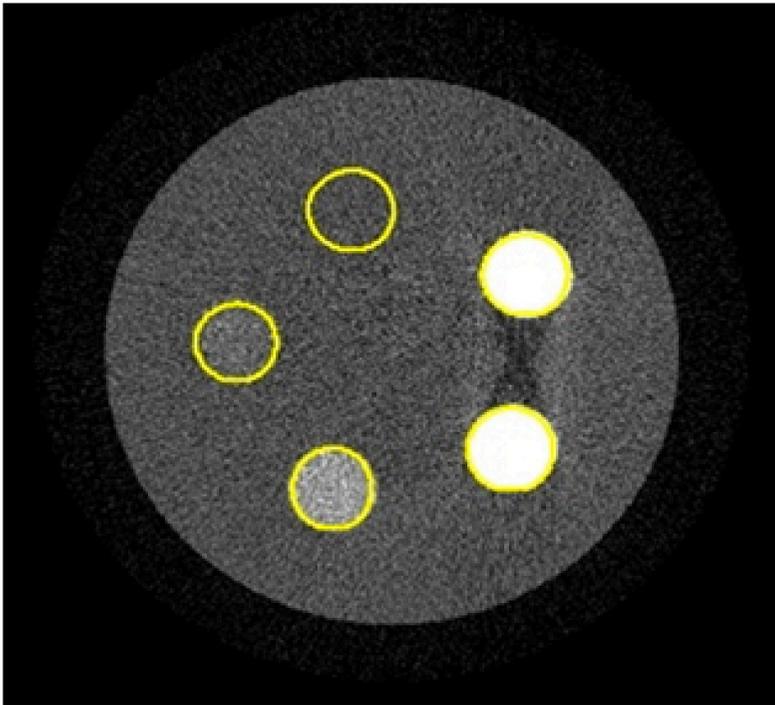


# Tomographie par transmission de rayons X

Cas polychromatique -> durcissement de faisceau

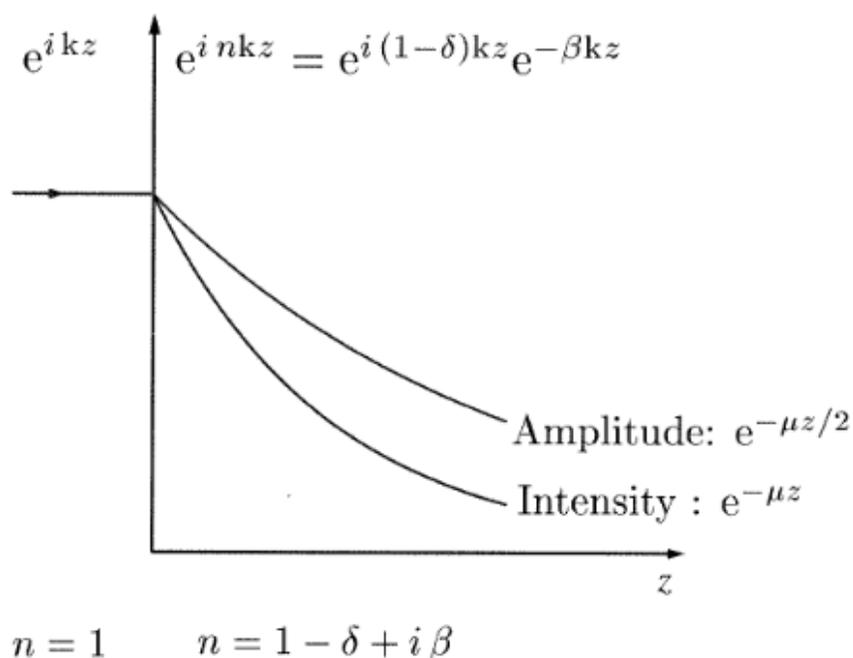
$$I_0 = \int_0^{\infty} I_0(E) dE$$

$$I = \int_0^{\infty} I_0(E) \exp\left[-\int_{t_{\min}}^{t_{\max}} \mu_E(t) dt\right] dE$$



$$\ln\left(\frac{I_0(E)}{I(E)}\right) = \int_{t_{\min}}^{t_{\max}} \mu_E(t) dt \neq \ln\left(\frac{I_0}{I}\right)$$

## Tomographie par contraste de phase



Partie réelle : déphasage  
 Partie imaginaire : absorption

$$\delta = \frac{\lambda^2 \rho r_0}{2\pi} \approx 10^{-6}$$

$\rho$  = densité électronique dans la matière  $\sim 1 \text{ e}/\text{\AA}^3$   
 $r_0$  = Rayon classique de l'électron =  $2.82 \cdot 10^{-5} \text{ \AA}$   
 $\lambda$  = longueur d'onde des rayons X  $\sim \text{\AA}$

- Les rayons X sont des ondes électromagnétiques, ils ont une **amplitude** et une **phase**.
- La phase du front d'onde est modifiée durant la propagation de l'onde en fonction de **l'indice de réfraction** des matériaux traversés.
- La mesure du déphasage permet la **reconstruction tomographique de l'indice de réfraction** du milieu à la longueur d'onde des rayons X.
- Des milieux d'atténuation similaires, mais d'indices de réfraction différents, peuvent alors être distingués.

## Principe : mesure de l'angle de réfraction

L'objectif de l'imagerie par contraste de phase est de détecter le déphasage  $\phi(x,y)$  du front d'onde, qui dépend directement de l'indice de réfraction.

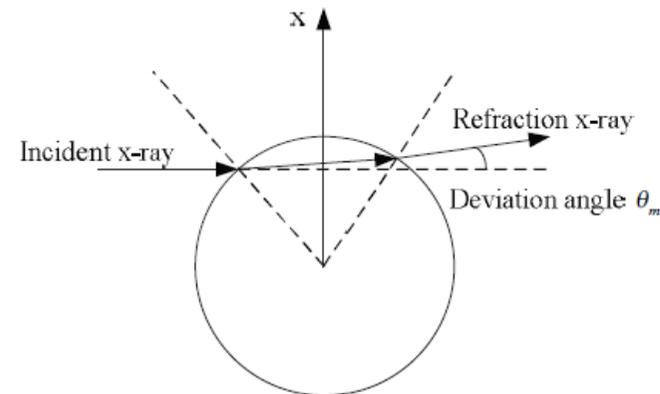
$$\varphi(x,y) = \frac{2\pi}{\lambda} \int \delta(x,y,z) dz \quad \rightarrow \quad \text{Transformée de Radon} \quad \rightarrow \quad \text{Tomographie de } \delta$$

En pratique, l'angle de réfraction  $\Delta\theta$  est mesuré et le déphasage  $\phi(x,y)$  s'obtient par intégration.

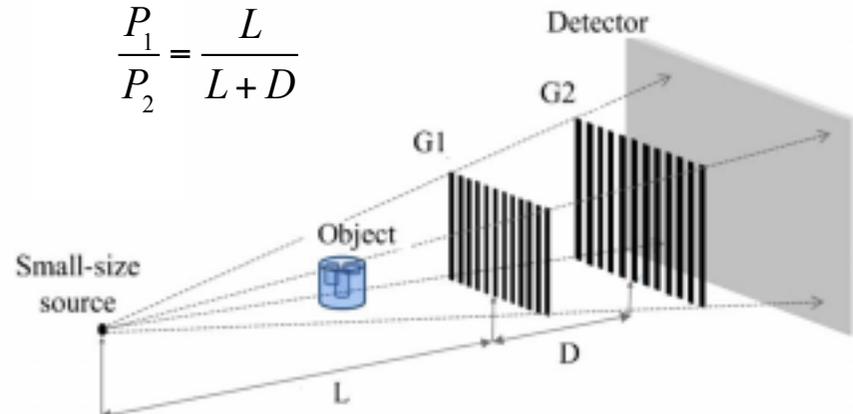
$$\Delta\theta(x,y) = \frac{\lambda}{2\pi} \frac{\partial \varphi(x,y)}{\partial x}$$

Pour  $\lambda < 0.1 \text{ nm}$ ,  $\Delta\theta \sim \mu\text{rad}$

Exploitation de l'effet Talbot consistant à utiliser 2 réseaux de diffraction G1 et G2 éclairés par un tube à rayons X. G1 est fixe et G2 est déplacé par pas d'une fraction de P2. L'intensité mesurée par le détecteur en fonction de la position de G2 varie comme un sinus dont la phase est reliée à l'angle de diffraction des rayons X par les réseaux.



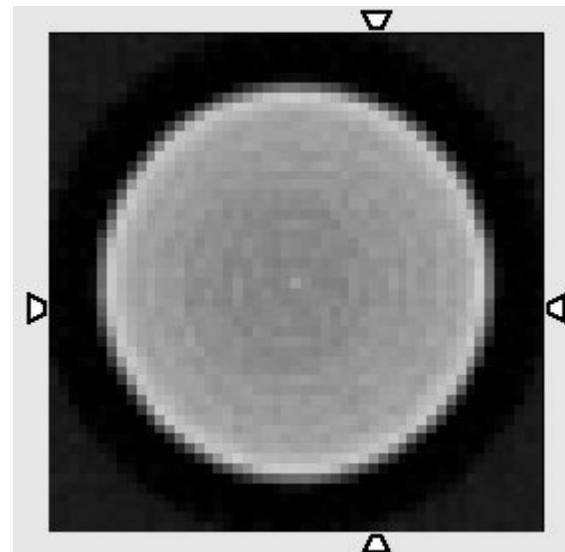
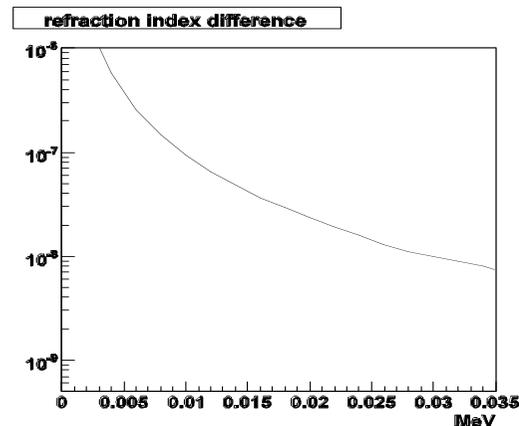
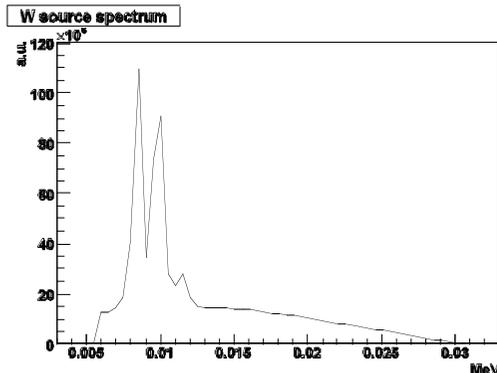
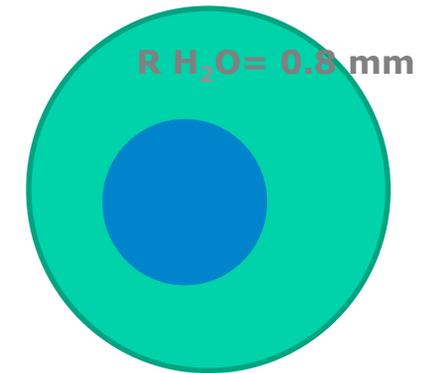
$$\frac{P_1}{P_2} = \frac{L}{L+D}$$



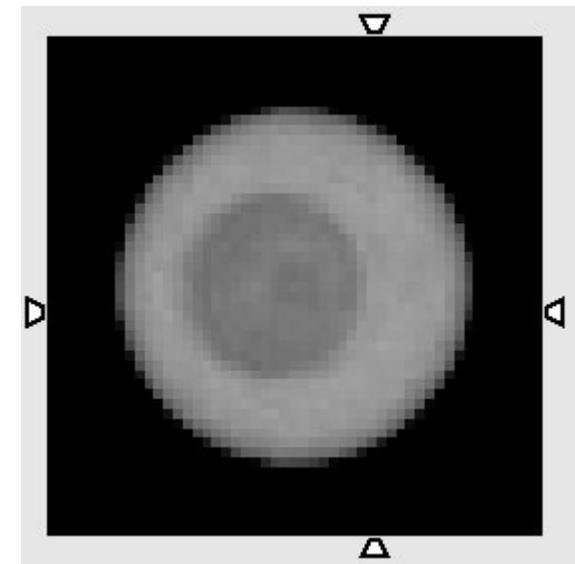
## Exemple simulé avec GATE

- PIXSCAN : 51 x 51 pixels, 130 x 130  $\mu\text{m}^2$
- Réseaux : P1=4  $\mu\text{m}$ , P2=4.4  $\mu\text{m}$ , L=140 cm, D=14 cm
- Pour chaque position angulaire de l'objet, G2 effectuée 11 pas de 0.4  $\mu\text{m}$
- Source : tube à anode de tungstène, taille du foyer: 10 x 10  $\mu\text{m}^2$
- Fantôme : 2 sphères de muscle et H<sub>2</sub>O décalées de 2 mm

R Muscle = 1.7 mm



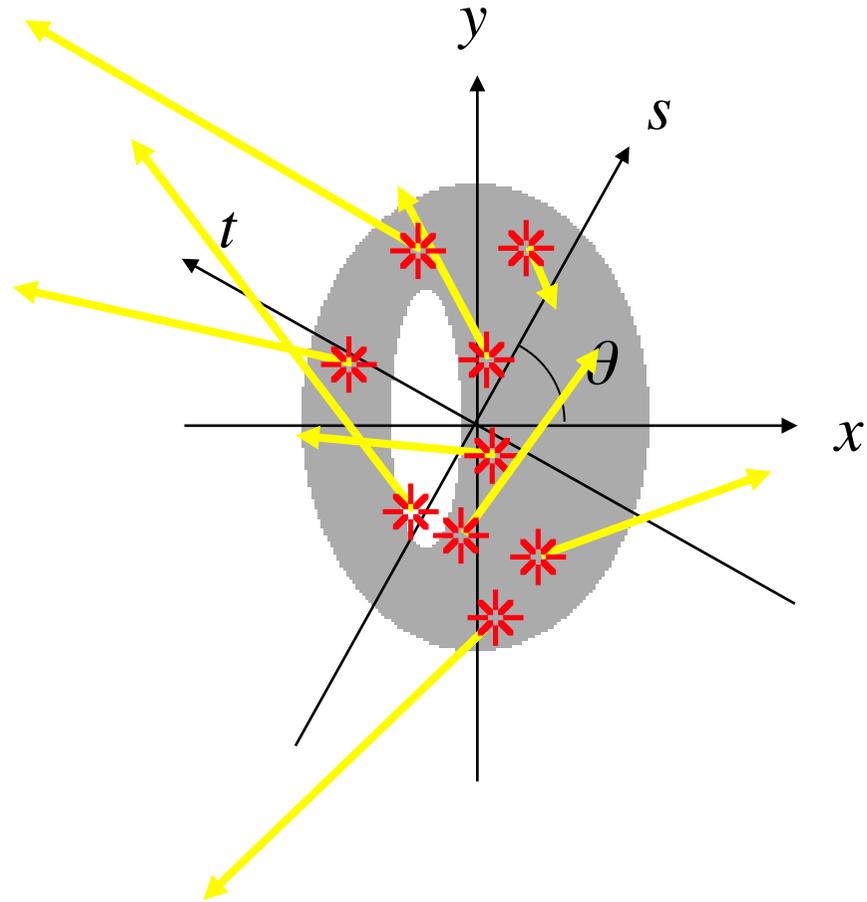
Reconstruction  
de l'amplitude



Reconstruction  
de la phase

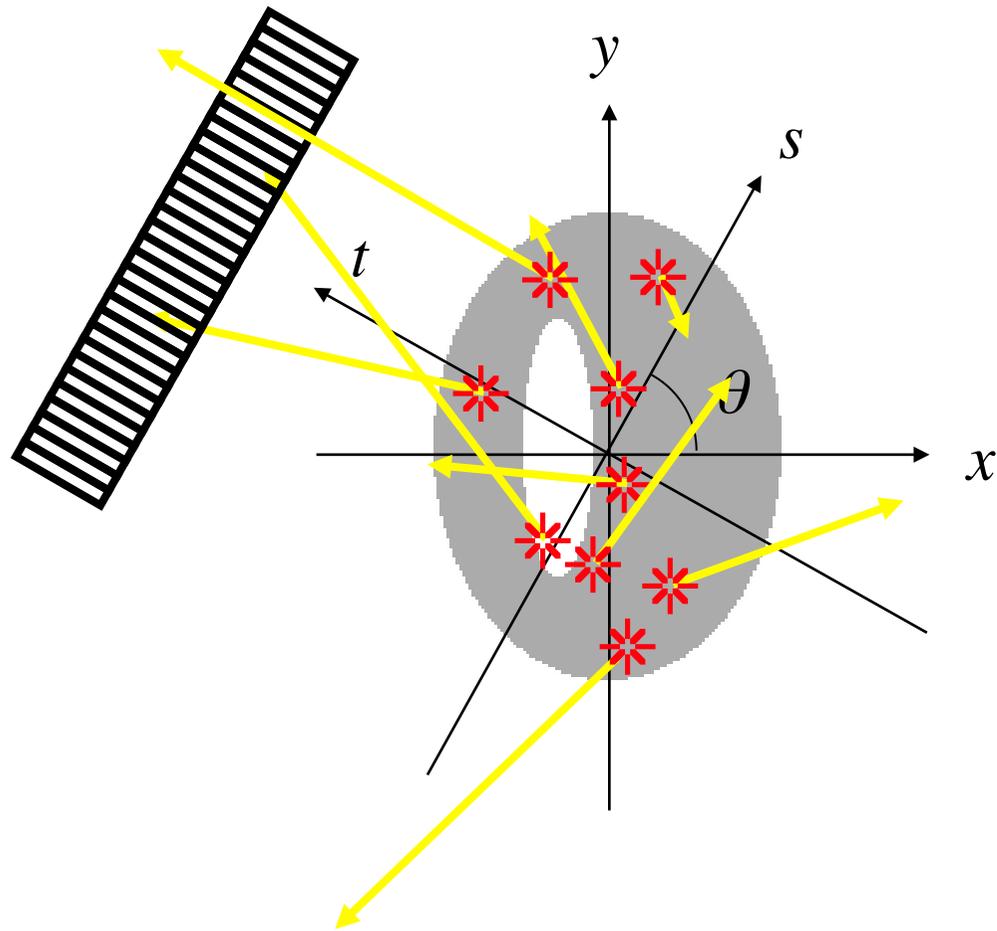
Courtesy: F. Cassol, CPPM

# Tomographie par émission de rayons gamma



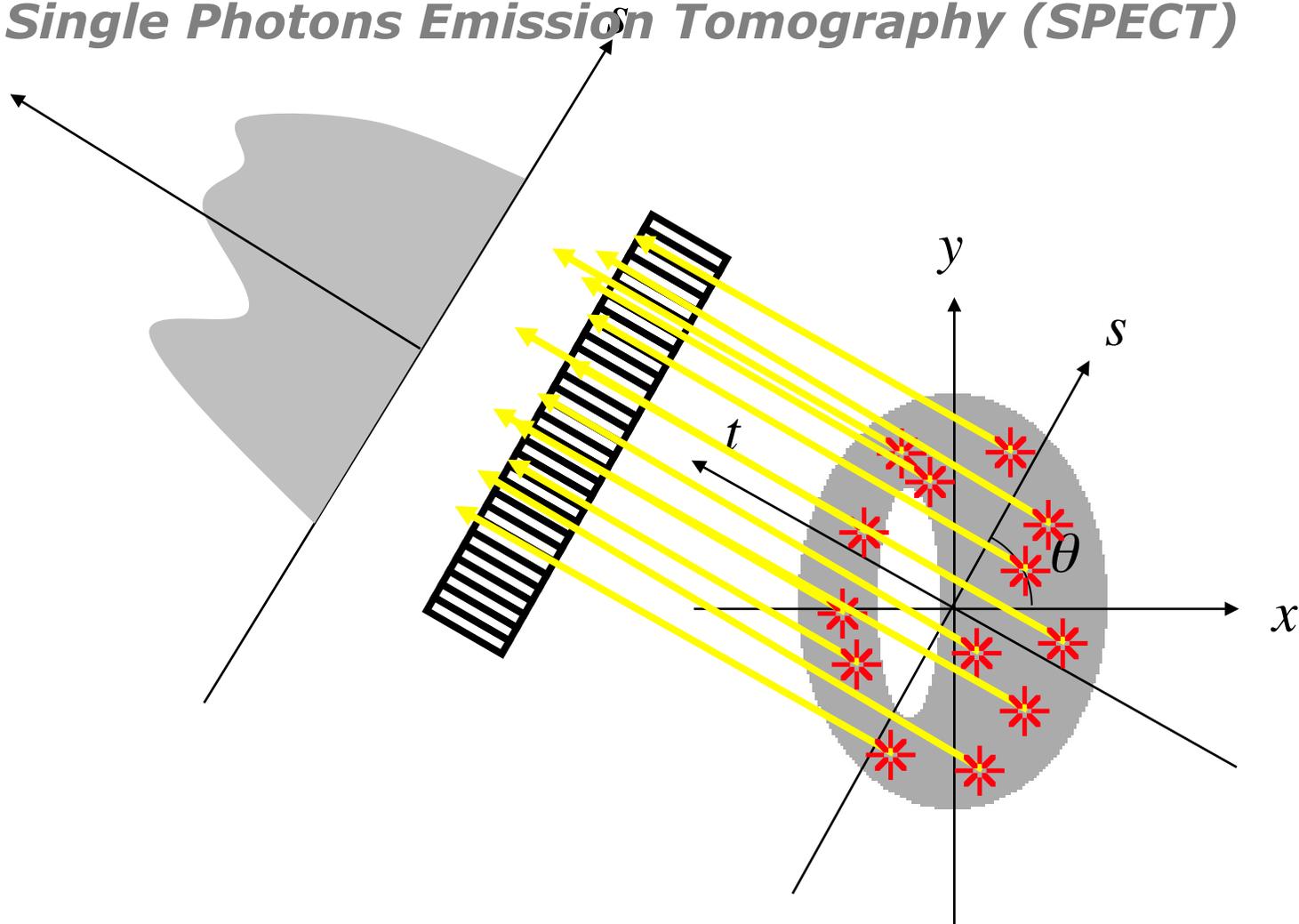
# Tomographie par émission mono-photonique (TEMP)

## *Single Photons Emission Tomography (SPECT)*



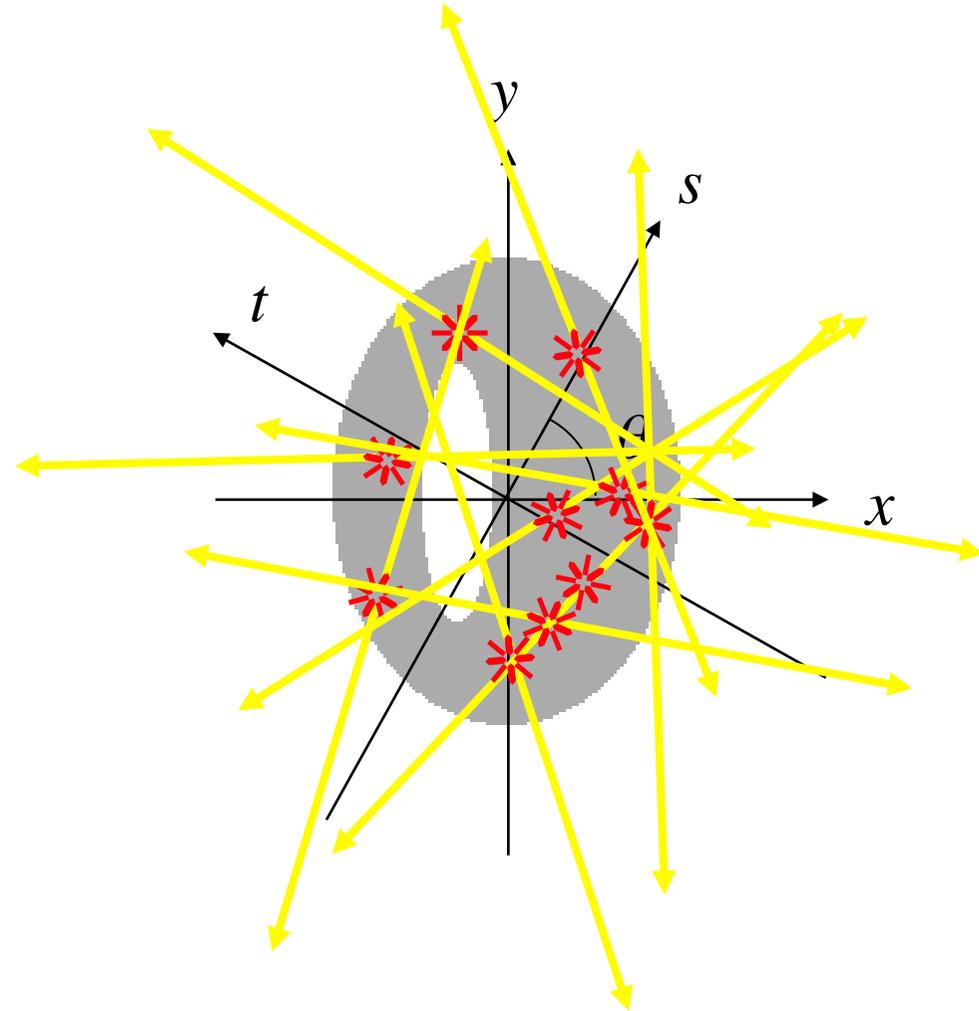
# Tomographie par émission mono-photonique (TEMP)

## *Single Photons Emission Tomography (SPECT)*

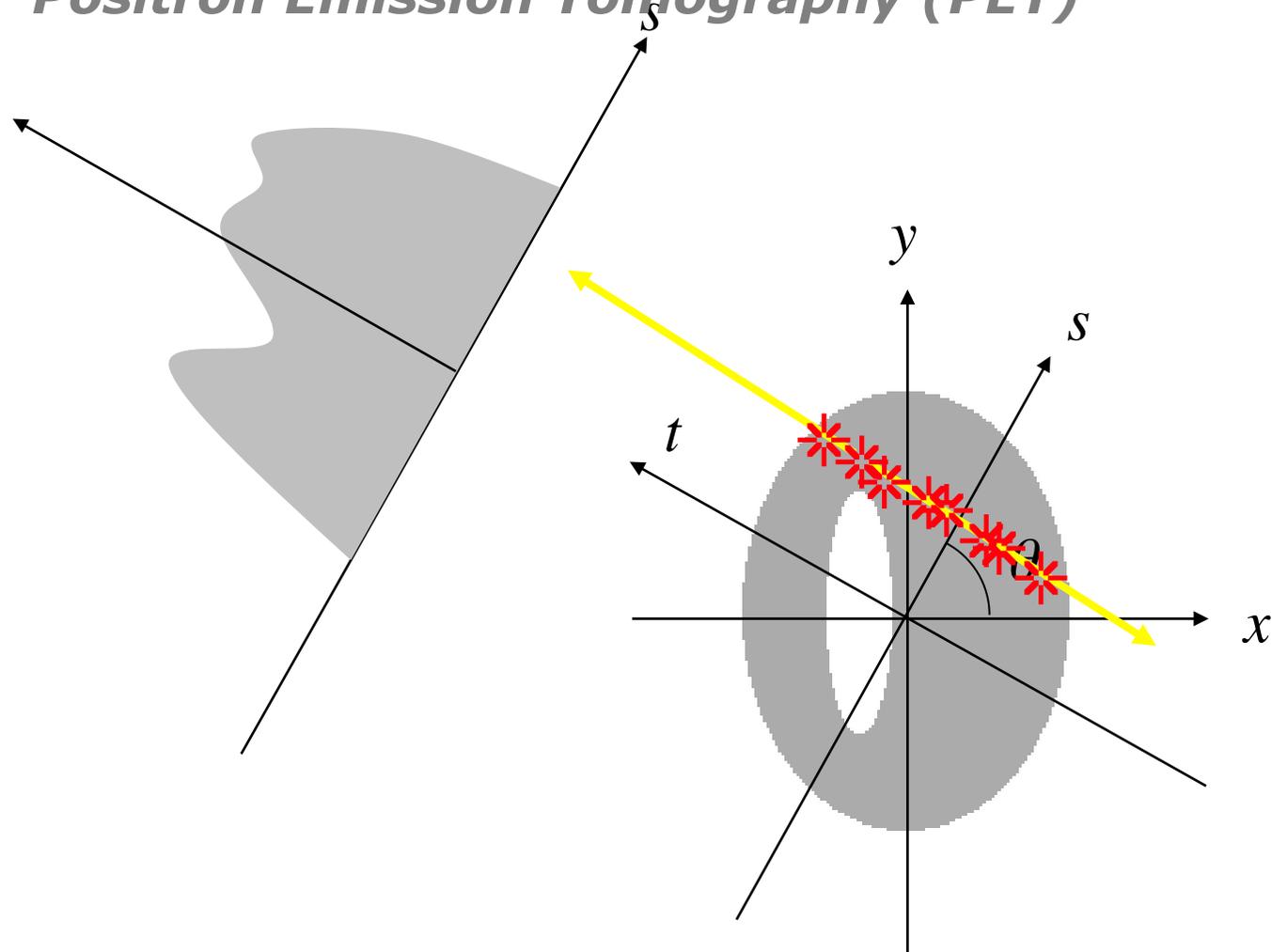


# Tomographie par émission de positons (TEP)

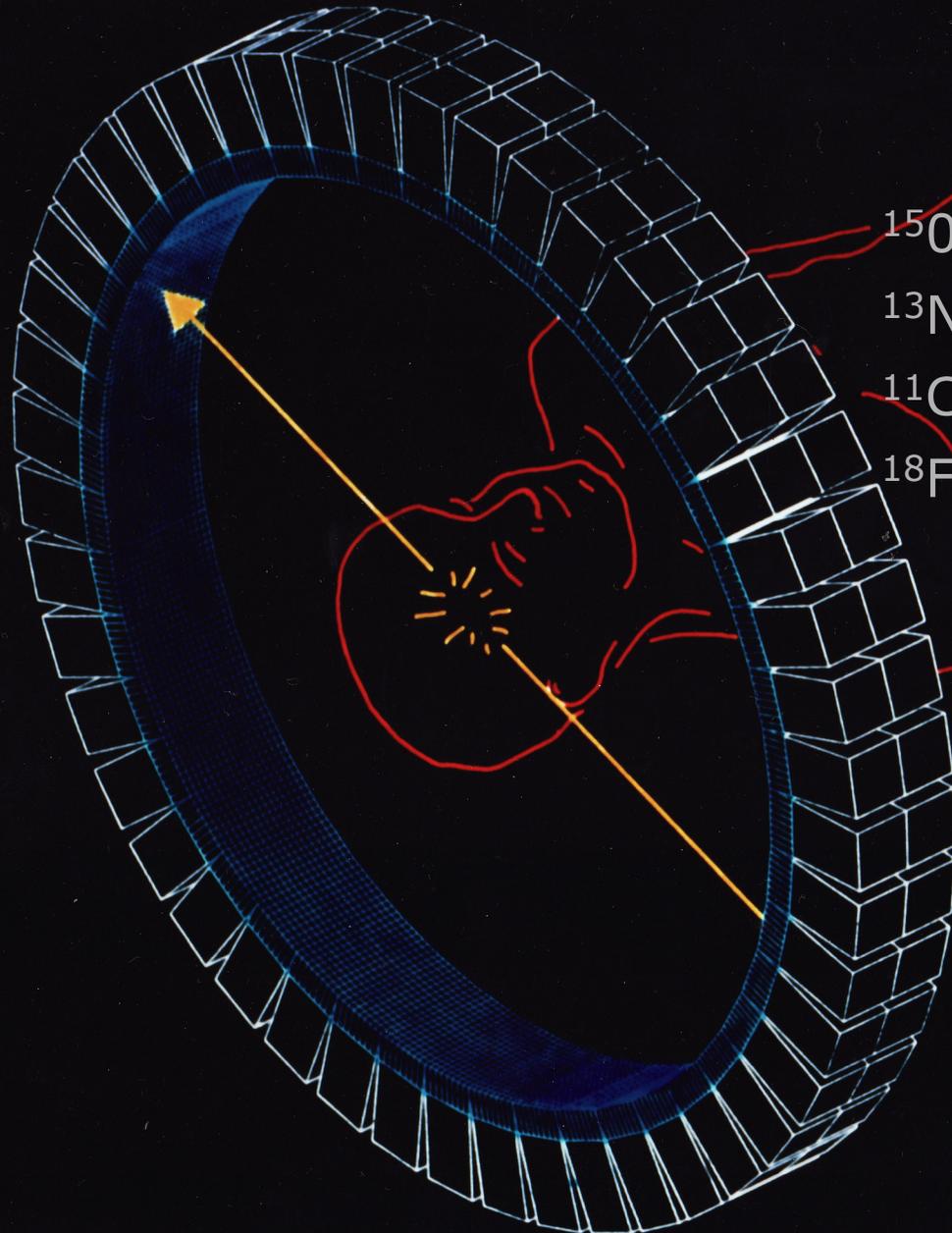
## *Positron Emission Tomography (PET)*



# Tomographie par émission de positons (TEP) *Positron Emission Tomography (PET)*



# Tomographie par émission de positons (TEP)



$^{15}\text{O}$ (2 min)	511 keV
$^{13}\text{N}$ (10 min)	511 keV
$^{11}\text{C}$ (20 min)	511 keV
$^{18}\text{F}$ (110 min)	511 keV

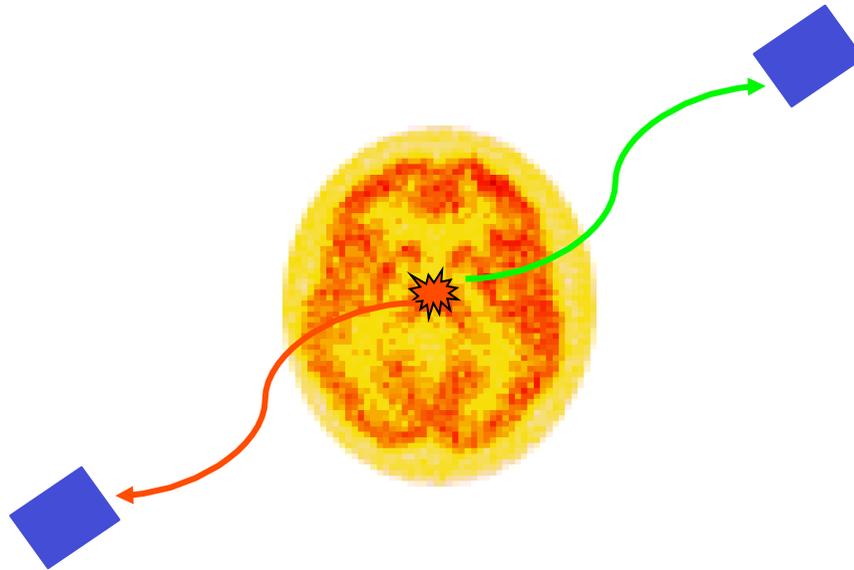
Sensibilité absolue  $\sim 10^{-2}$   
Résolution spatiale 3-5 mm  
Dose absorbée 5-10 mSv

M.R.C. Cyclotron Unit.  
Hammersmith Hospital.  
London.



$$\mathbf{P}\{\gamma_1\} \mathbf{P}\{\gamma_2\} = \varepsilon^2 e^{-\mu} (\mathbf{L1} + \mathbf{L2})$$

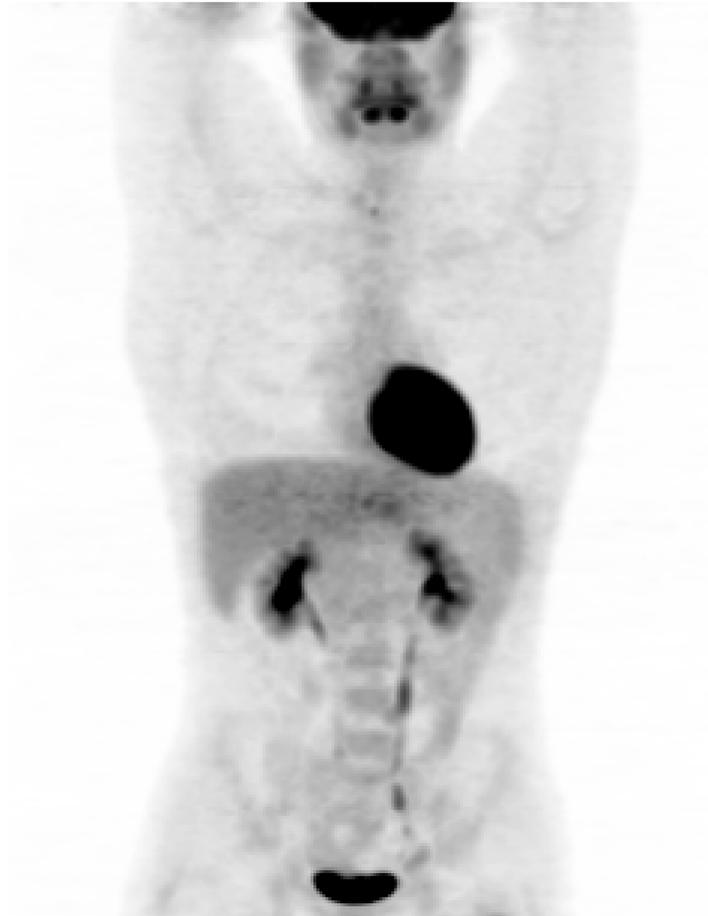
$$\mathbf{P}\{\gamma_2\} = \varepsilon e^{-\mu} \mathbf{L2}$$



$$\mathbf{P}\{\gamma_1\} = \varepsilon e^{-\mu} \mathbf{L1}$$

# Quantification

## Distribution normale de FDG



## Fixations physiologiques du FDG

**Cerveau**

**Thymus (enfants)**

**Cœur**

**Élimination urinaire:**

**Reins**

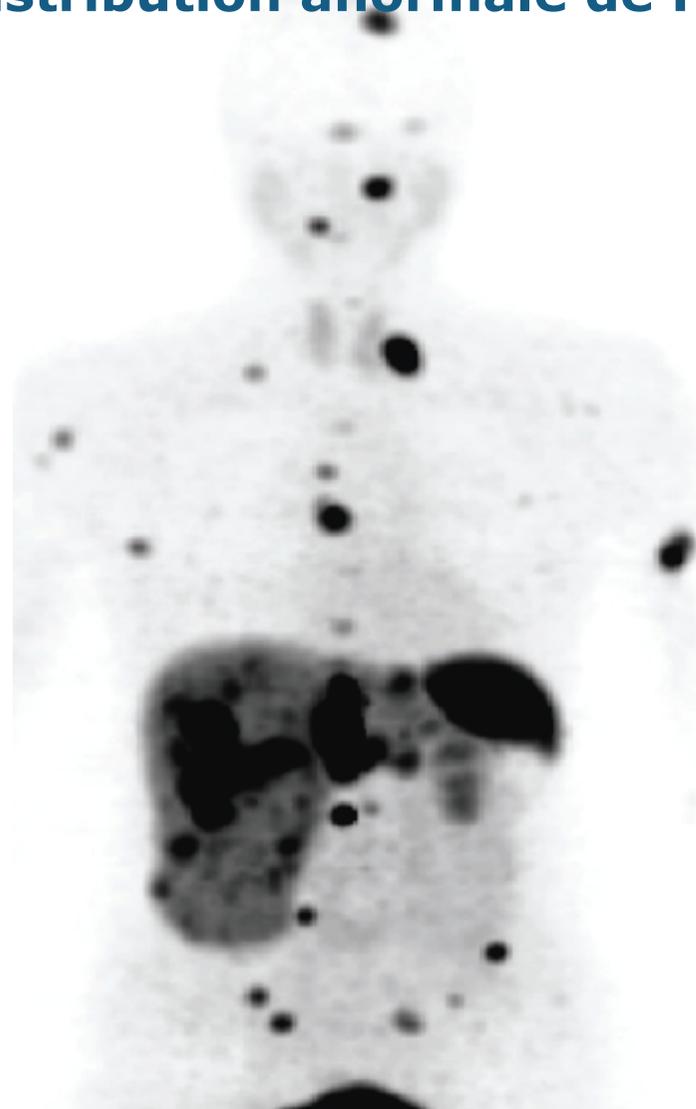
**Uretères**

**Vessie**

## Distribution normale de FDG



## Distribution anormale de FDG



# Clinique + Préclinique

microPET Focus 220    ECAT EXACT HR+

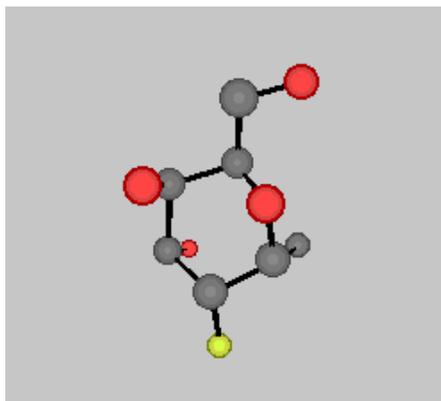


**Souris**  
**6 MBq**

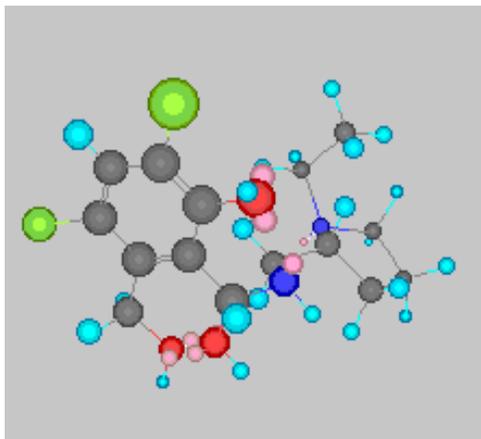


**Humain**  
**390 MBq**

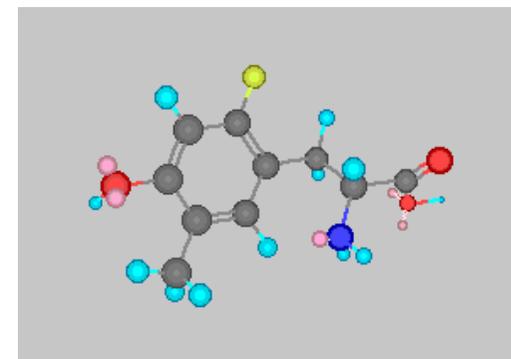
# Marquages radio-pharmaceutiques



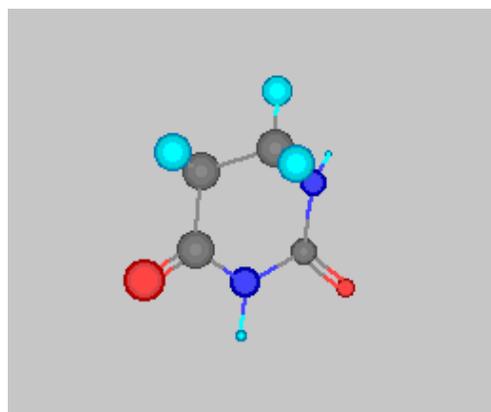
**[<sup>18</sup>F]FDG**



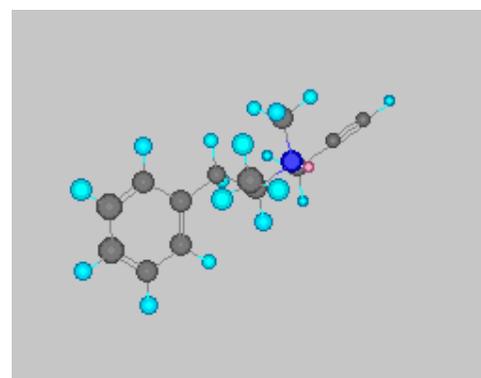
**[<sup>11</sup>C]Raclopride**



**[<sup>18</sup>F]FluoroLDopa**



**[<sup>18</sup>F]Fluorouracil**



**[<sup>11</sup>C]L-deprenyl**

# Traceurs TEP en oncologie : pas uniquement le FDG

- Débit sanguin  $\text{H}_2[^{15}\text{O}]$
- Consommation de glucose  $[^{18}\text{F}]\text{FDG}$
- Hypoxie tumorale  $[^{18}\text{F}]\text{Misonidazole}$
- Synthèse d'acides aminés  $[^{11}\text{C}]\text{Méthionine}$
- Synthèse d'ADN  $[^{11}\text{C}]\text{Thymidine}$
- Synthèse d'ADN (analogue)  $[^{18}\text{F}]\text{FLT}$
- Prostate  $[^{18}\text{F}]\text{Fluorocholine}$
- Récepteurs tumoraux  $[^{68}\text{Ga}]\text{SMS}$
- Drogue chimiothérapique  $[^{18}\text{F}]\text{Fluorouracil}$
- Fonction thyroïdienne  $[^{124}\text{I}]$
- Métabolisme osseux  $\text{Na}[^{18}\text{F}]$

**$^{18}\text{F}$  (2 h)**

$\text{H}_2^{18}\text{O}$  (p,n)  **$^{18}\text{F}$**

$^{20}\text{Ne}$  (d, $\alpha$ )  **$^{18}\text{F}$**

**$^{11}\text{C}$  (20 min)**

$^{14}\text{N}$  (p, $\alpha$ )  **$^{11}\text{C}$**

**$^{13}\text{N}$  (10 min)**

$^{12}\text{C}$  (d,n)  **$^{13}\text{N}$**

$^{13}\text{C}$  (p,n)  **$^{13}\text{N}$**

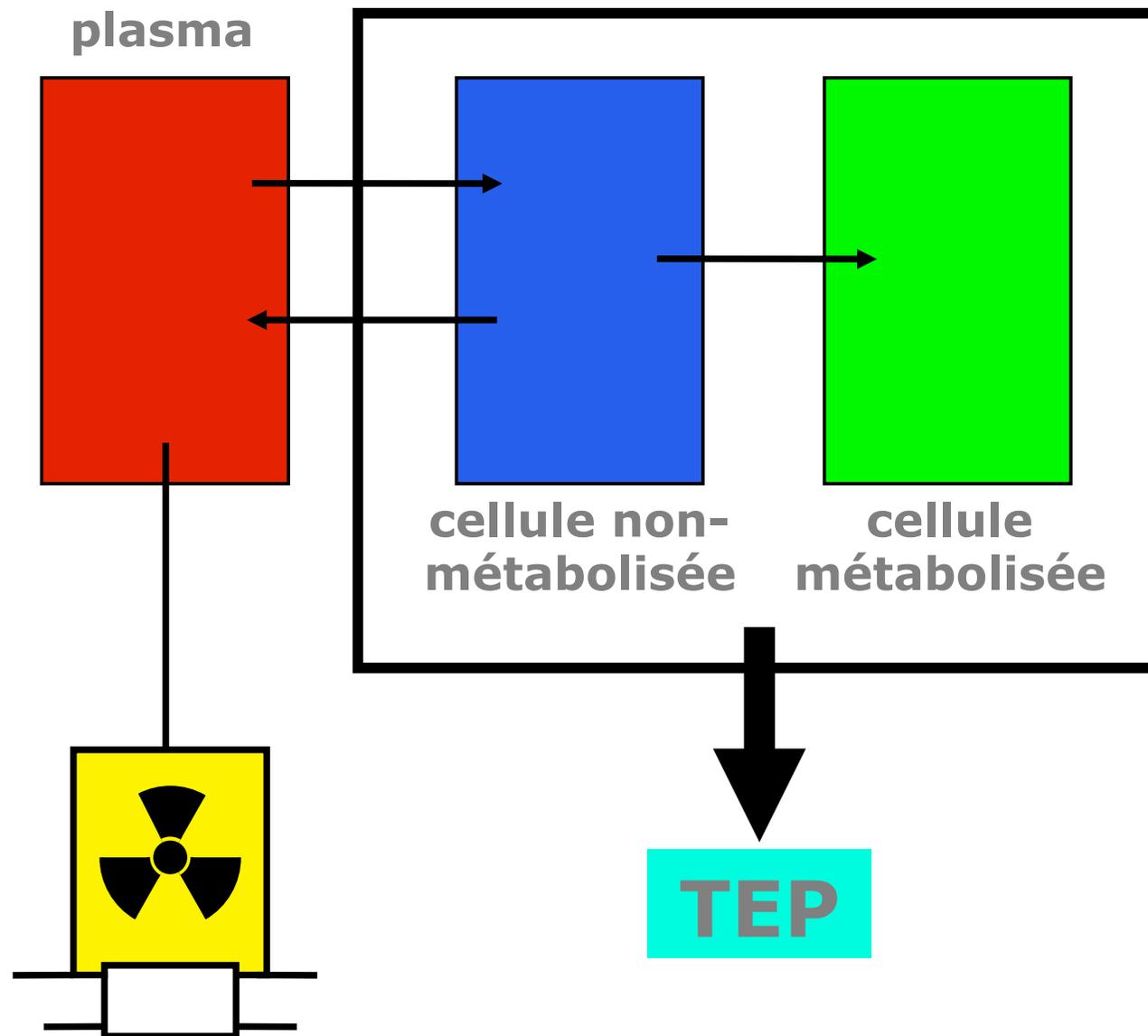
$\text{H}_2^{16}\text{O}$  (p, $\alpha$ )  **$^{13}\text{N}$**

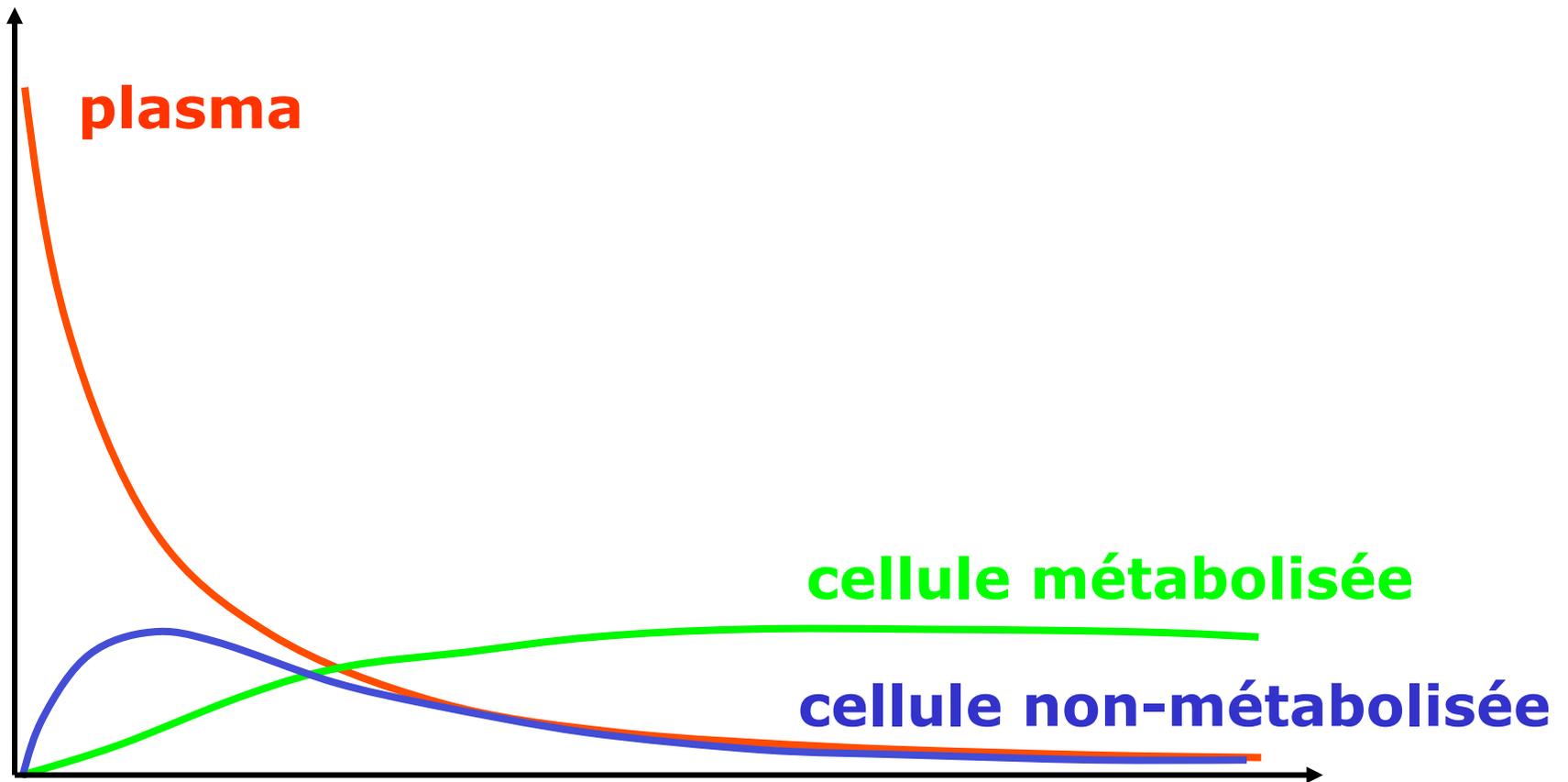
**$^{15}\text{O}$  (2 min)**

$^{14}\text{N}$  (d,n)  **$^{15}\text{O}$**

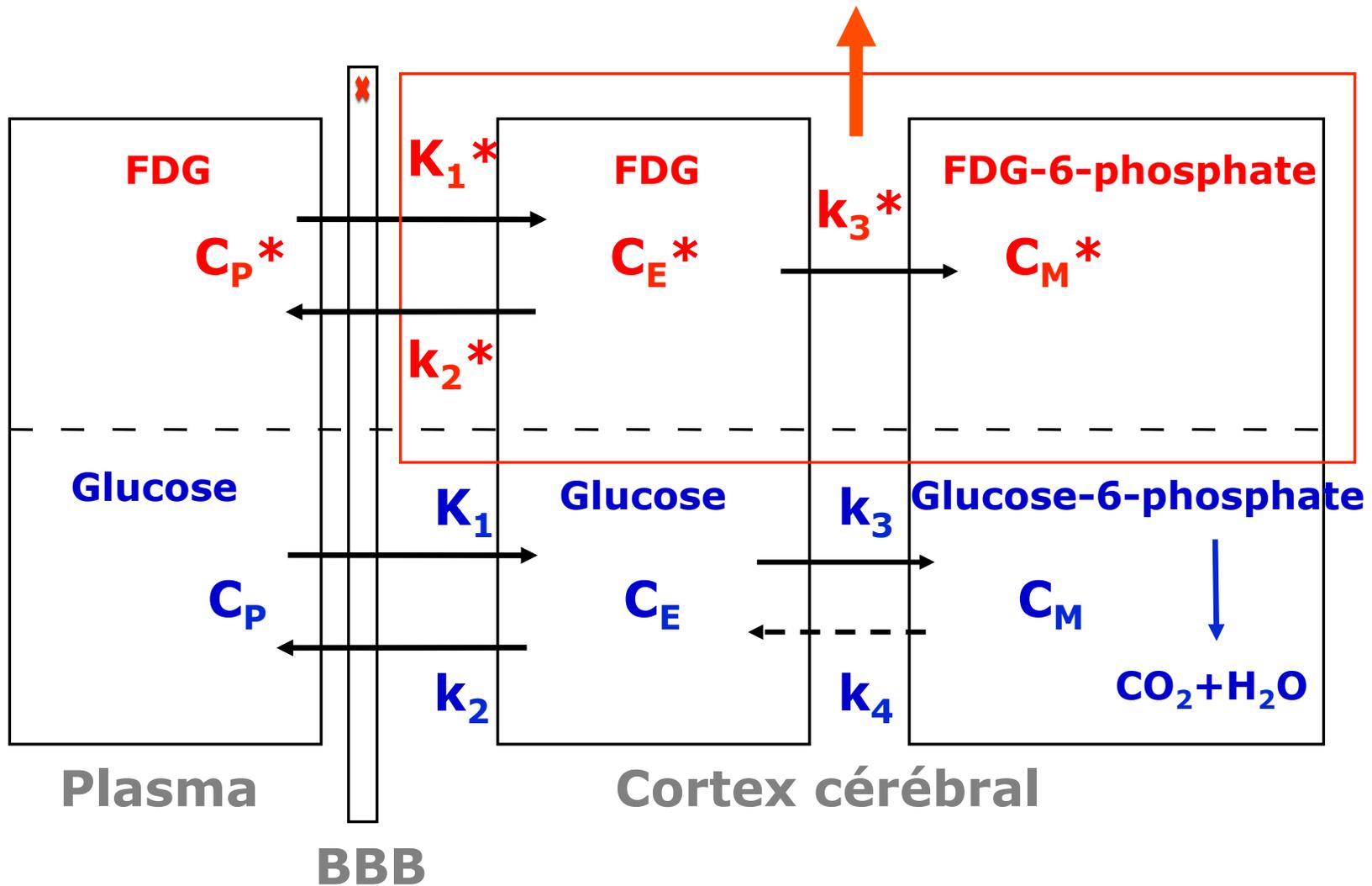
$^{15}\text{N}$  (p,n)  **$^{15}\text{O}$**







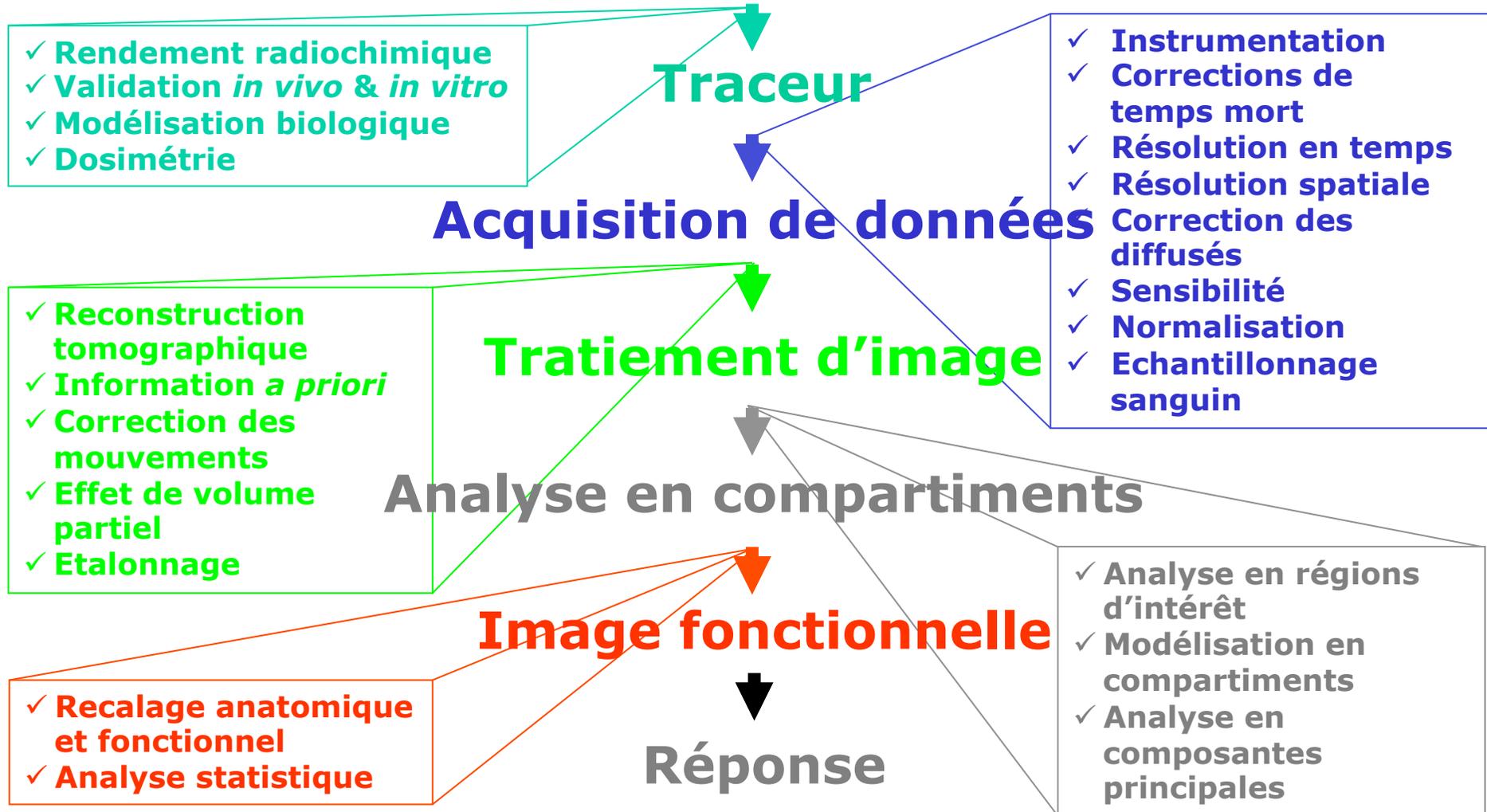
$$C_I^* = C_E^* + C_M^*$$



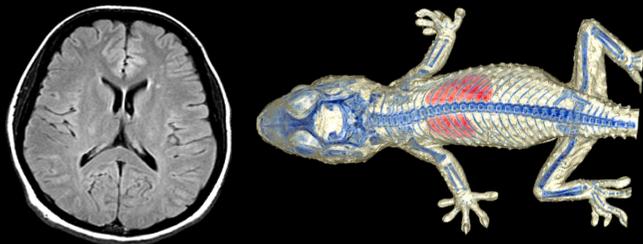
# Question de chimie biomoléculaire



## Parcours pharmacocinétique & cible moléculaire

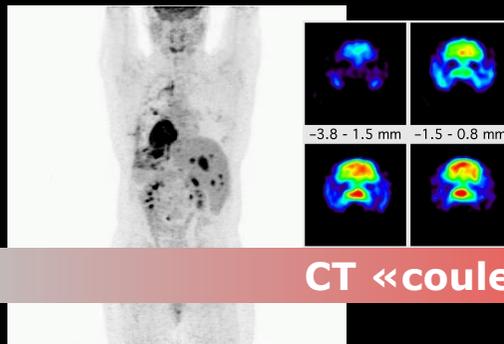


# Imagerie anatomique



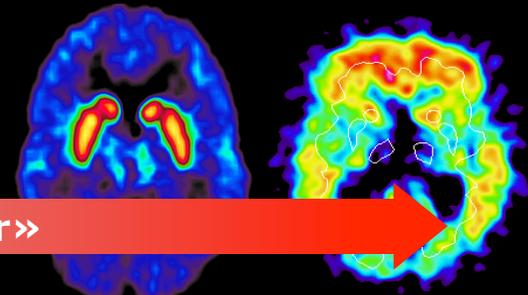
Imagerie par rayons X (CT, DXA)

# Imagerie fonctionnelle



CT «couleur»

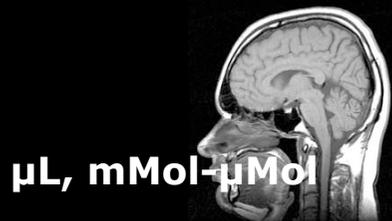
# Imagerie moléculaire



Imagerie isotopique (TEP, TEMP)

mL, pMol

IRM fonctionnelle

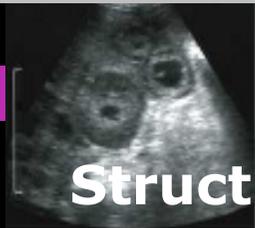


μL, mMol-μMol

Imagerie par résonance magnétique

Spectroscopie par résonance magnétique

Imagerie ultrasonore



Structure

Imagerie optique (FMT, FRT, bioluminescence, OCT, microscopie 2-photons)

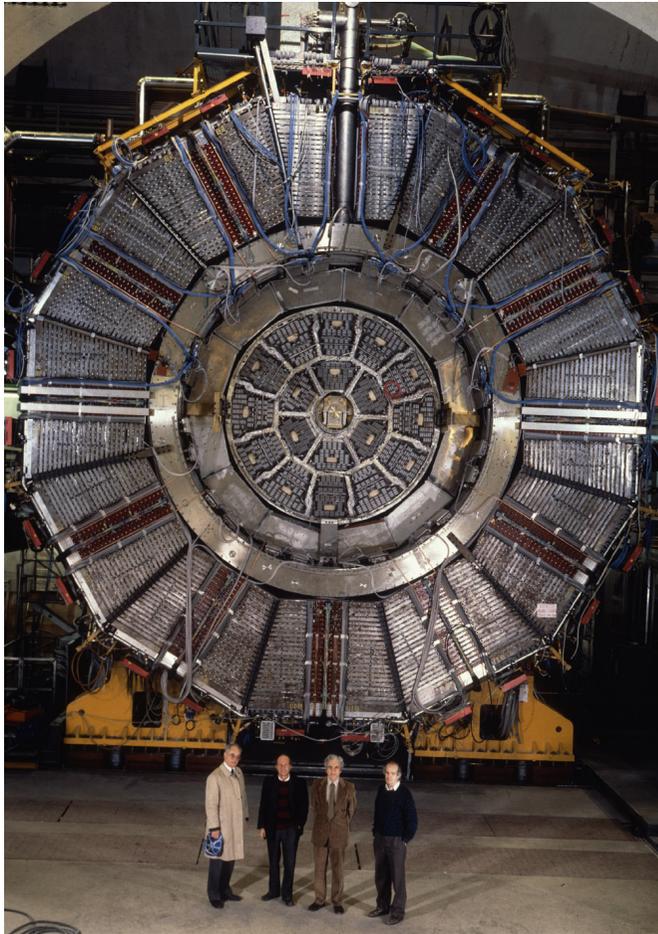
Mécanisme

Cible

Macroscopique

Microscopique

# Application sociétale de la physique des particules



De la physique au détecteur – IN2P3 – Bénodet – 20-24 novembre 2017

# Application sociétale de la physique des particules

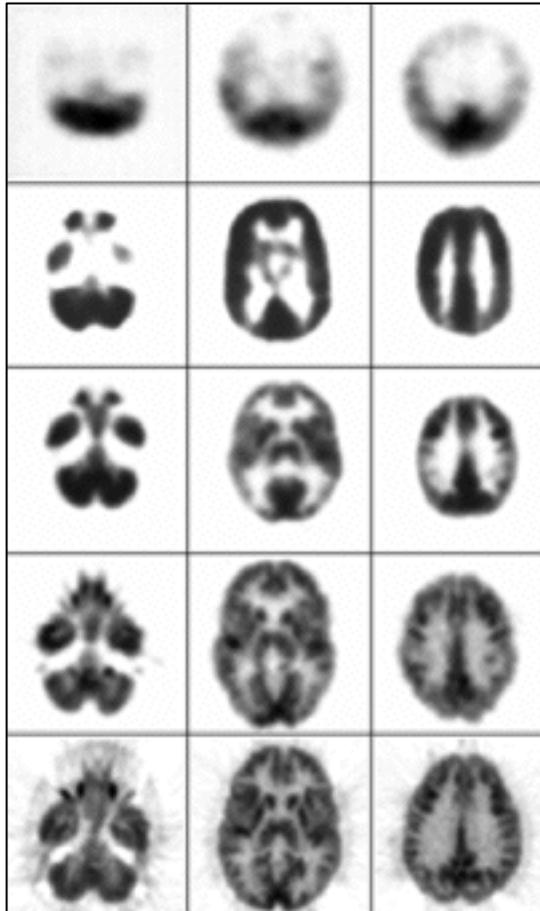
## Requirements for HEP EM calorimetry

- ✓ **Crystals** Technology transfer
  - **High density ( $> 6 \text{ g/cm}^3$ )**
  - **Fast emission ( $< 100 \text{ ns}$ ), visible spectrum**
  - **Moderate to high light yield**
  - **High radiation resistance**
- ✓ **Photodetectors** Technology transfer
  - **Compact**
  - **High quantum efficiency and high gain**
  - **High stability**
- ✓ **Readout electronics** Technology transfer
  - **Fast shaping**
  - **Low noise**
- ✓ **Software** Technology transfer
  - **Handling of high quantity of data**
- ✓ **General design** Technology transfer
  - **Compact integration of a large number of channels ( $> 100'000$ )**

## Requirements for Medical Imaging

- ✓ **Crystals**
  - **High density ( $> 7 \text{ g/cm}^3$ )**
  - **Fast emission ( $< 100 \text{ ns}$ ), visible spectrum**
  - **High light yield**
  - **Moderate radiation resistance**
- ✓ **Photodetectors**
  - **Compact**
  - **High quantum efficiency and high gain**
  - **High stability**
- ✓ **Readout electronics**
  - **Fast shaping**
  - **Low noise**
- ✓ **Software**
  - **Handling of high quantity of data**
- ✓ **General design**
  - **Compact integration of a large number of channels ( $> 50'000$ )**

# Progrès continu en instrumentation



**PET III 1975**

**ECAT II 1977**

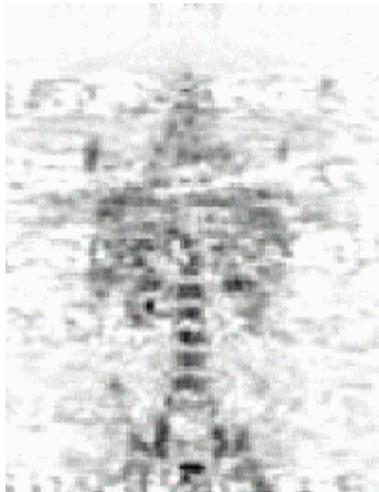
**NeuroECAT 1978**

**ECAT 931 1985**

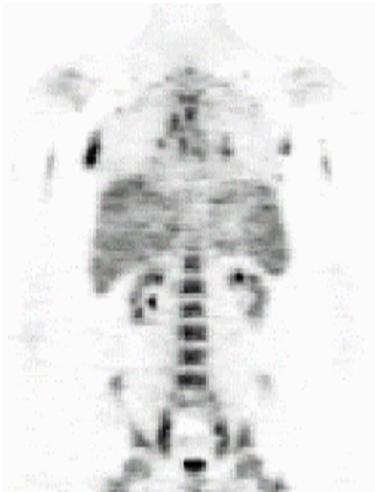
**ECAT EXACT HR+ 1995**

# Progrès techniques en TEP

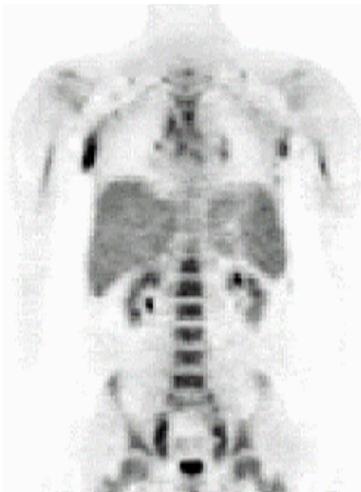
	<b>BGO</b>	<b>LSO</b>	<b>GSO</b>
Densité [g/cm <sup>3</sup> ]	7.13	7.4	6.7
Z effectif	74	66	61
Decay [ns]	300	35-45	30-60
ph/MeV	8200	28000	10000
% NaI(Tl)	15	75	25



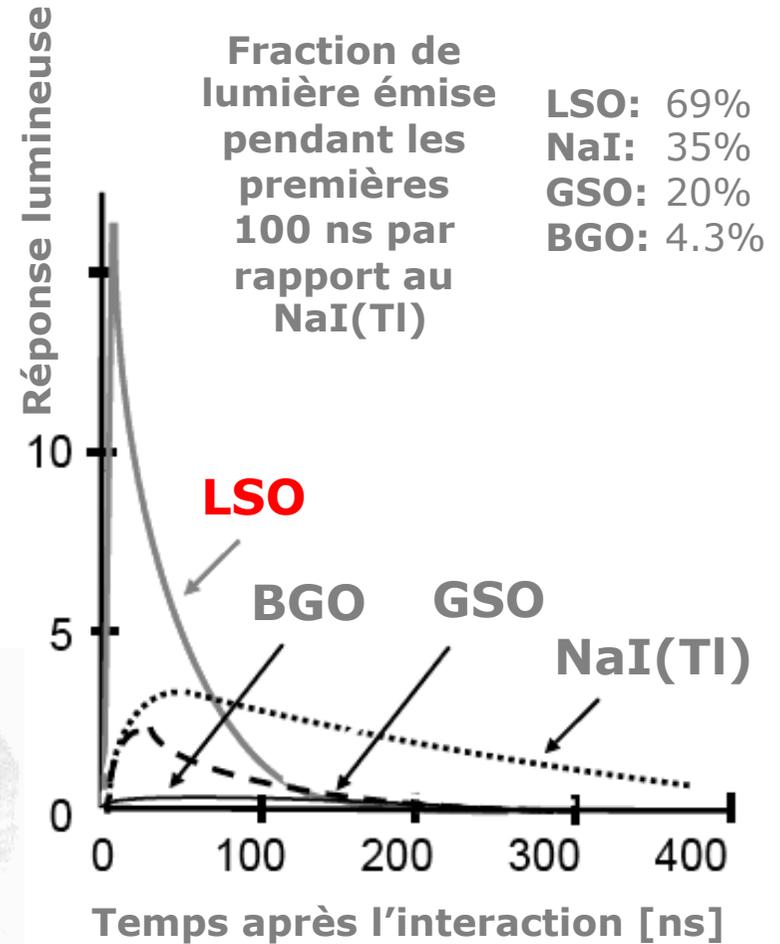
**3DRP**



**FORE+OSEM**



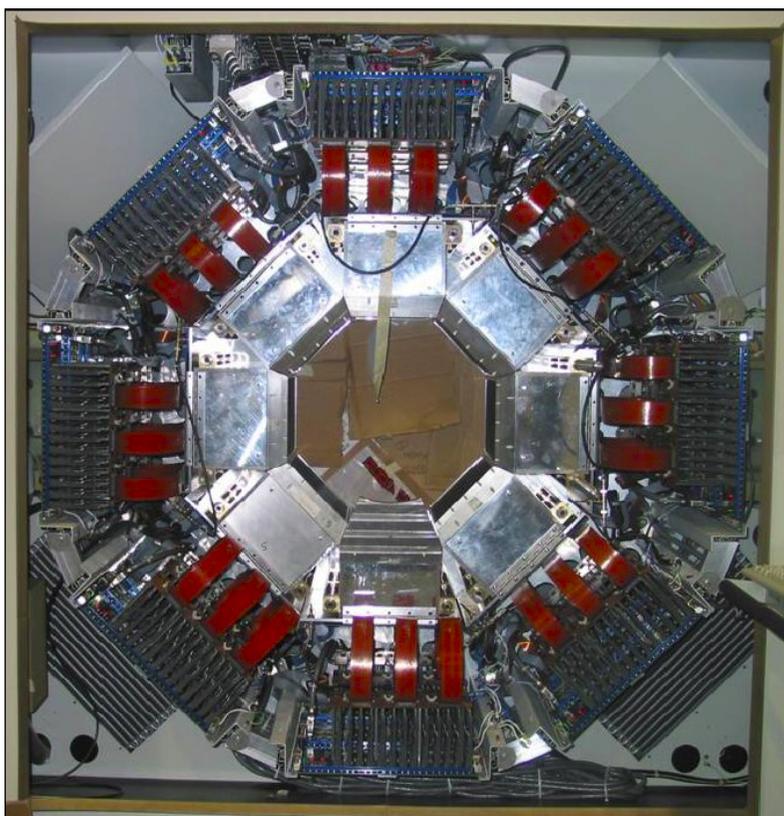
**FORE+AWOSEM**



- ✓ **Détecteurs**
- ✓ **Corrections de données**
- ✓ **Reconstruction d'images**

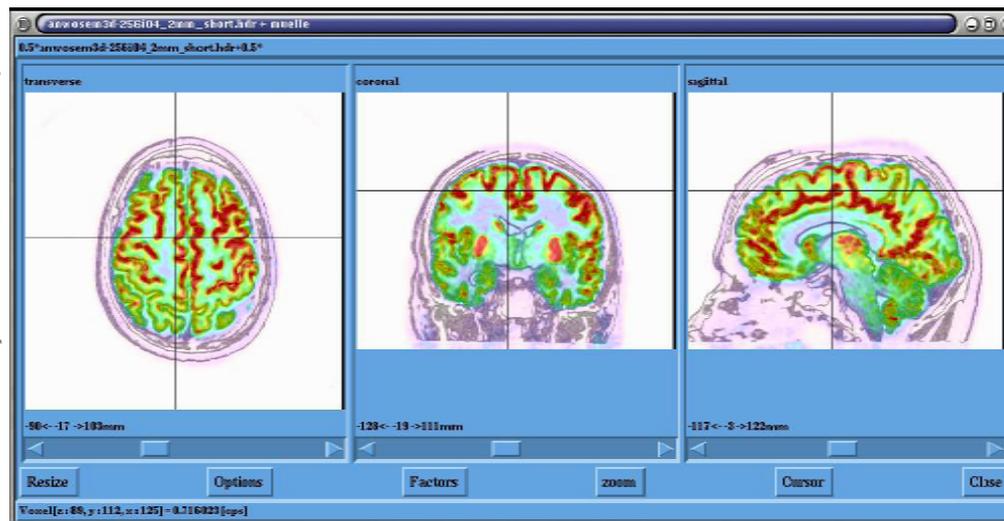
Courtesy: DW Townsend, UPMC

# High Resolution Research Tomograph (HRRT)



- LSO/GSO phoswich
- 153600 cristaux
- 1120 PMTs

Courtesy: K. Wienhard, Köln



40 min FDG fusionnée avec IRM-T1

De la physique au détecteur – IN2P3 – Bénodet – 20-24 novembre 2017

## Temps de vol en tomographie par émission de positons

$^{18}\text{F}$

$^{11}\text{C}$

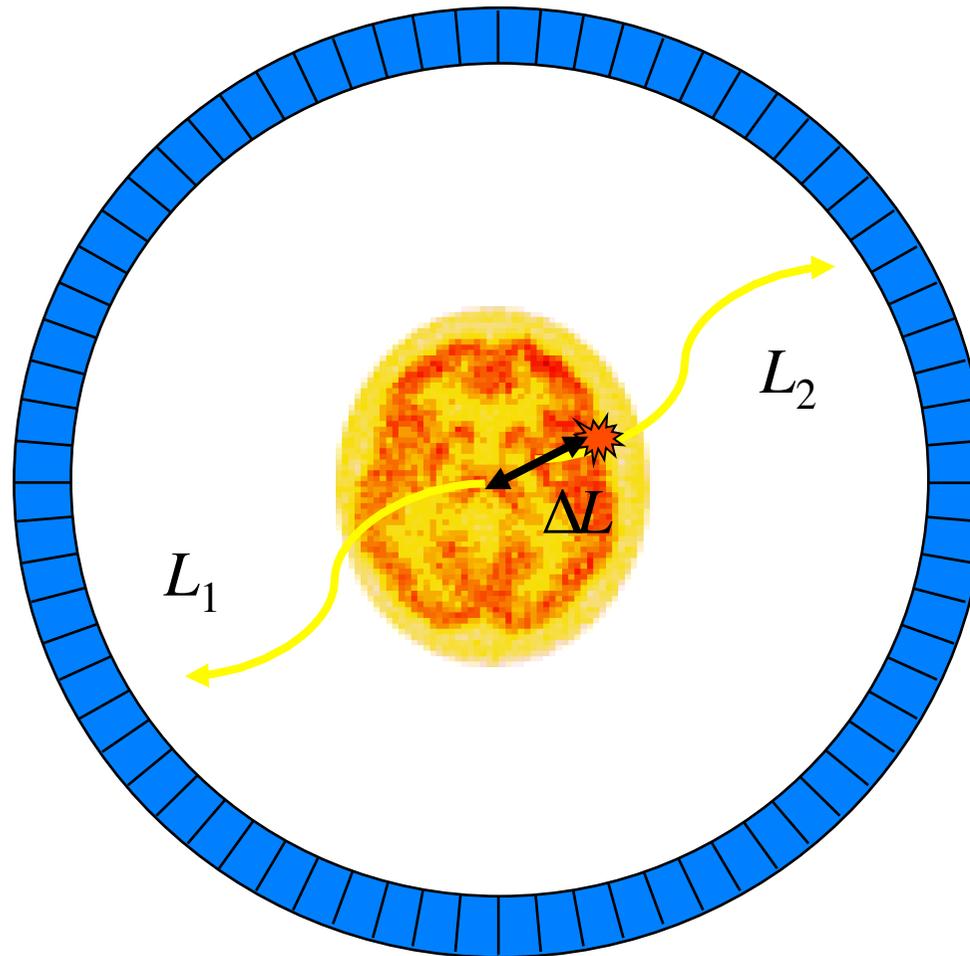
$^{13}\text{N}$

$^{15}\text{O}$

$^{64}\text{Cu}$

$^{68}\text{Ga}$

$^{82}\text{Rb}$



$$\Delta L = \frac{L_1 - L_2}{2}$$

$$\Delta L = \frac{1}{2} c (t_1 - t_2)$$

$$\Delta L = \frac{1}{2} c \Delta t$$

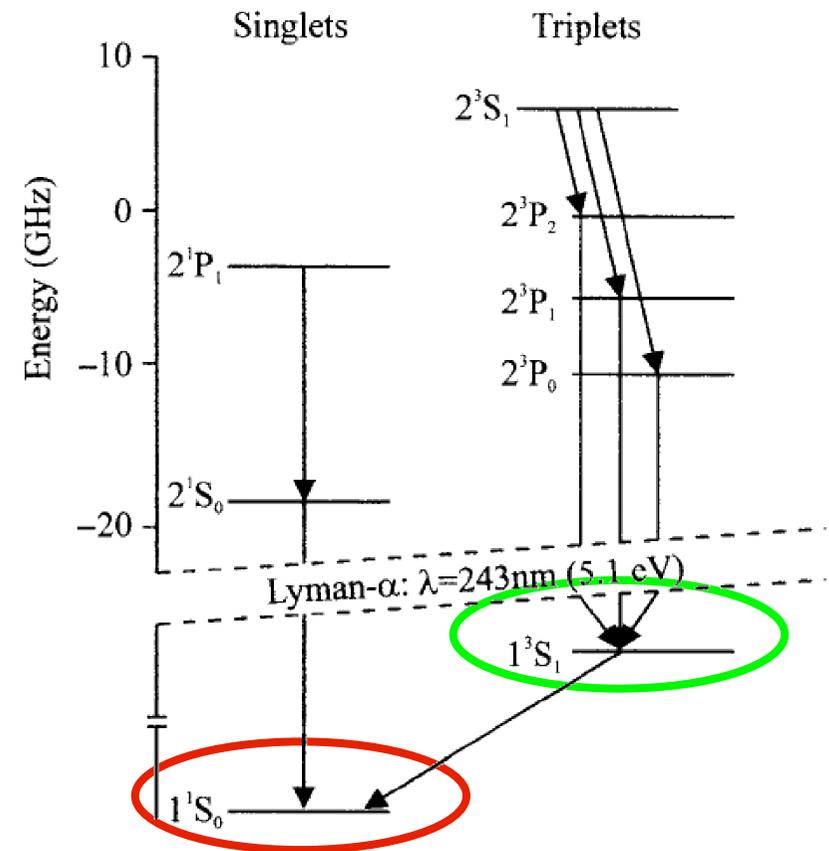
$$\Delta t = 500 \text{ ps} \Leftrightarrow \Delta L = 7,5 \text{ cm}$$

$$\Delta L = 1 \text{ mm} \Leftrightarrow \Delta t = 6,7 \text{ ps}$$

# The short, rich life of positronium (Ps)

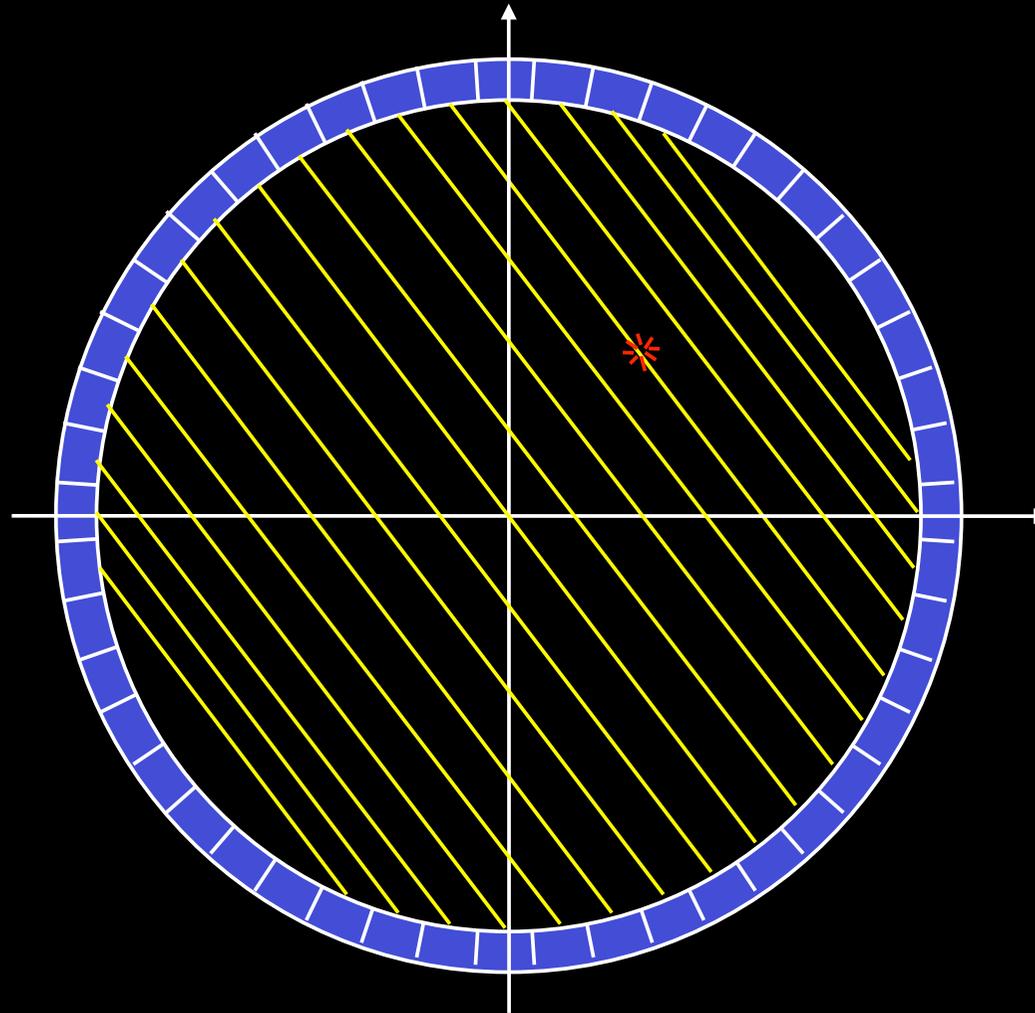


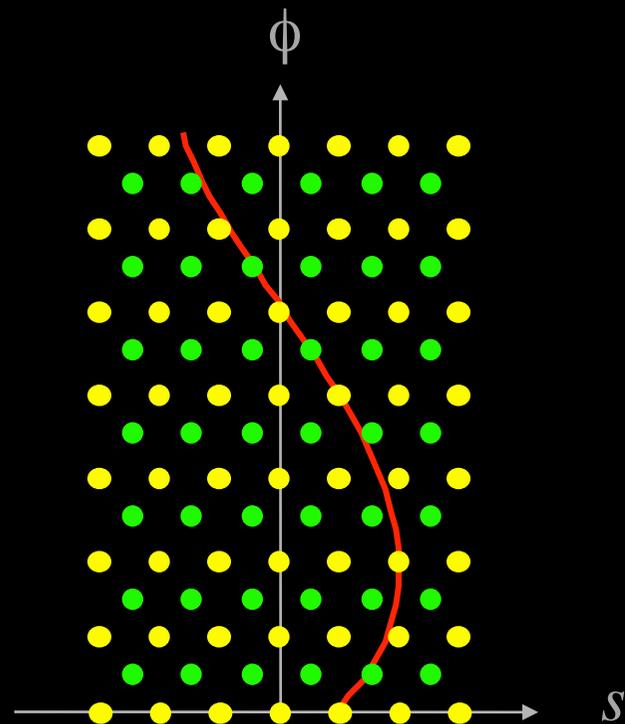
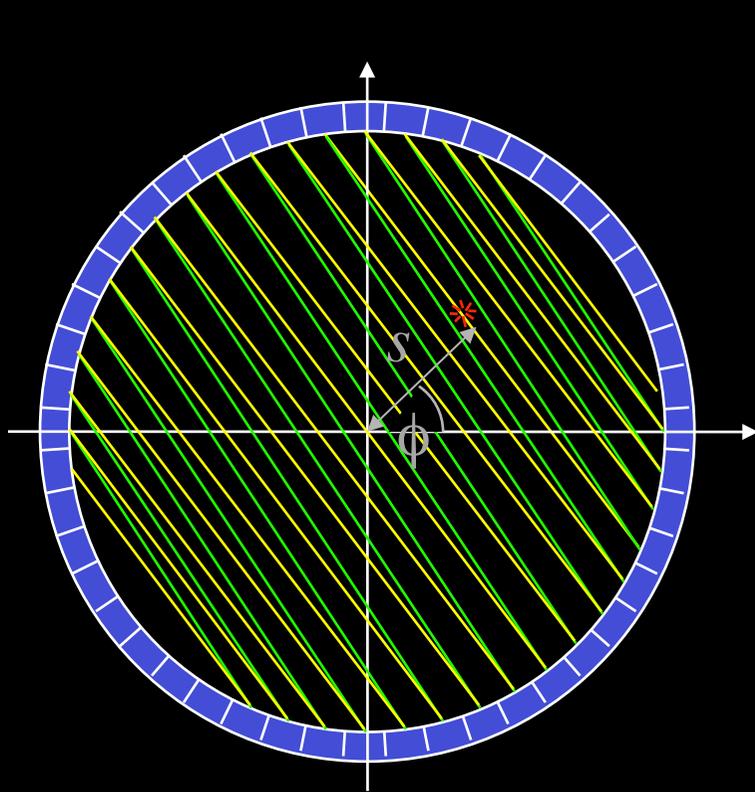
Une sculpture du professeur de physique Jens Zorn, U-Michigan, Ann Arbor

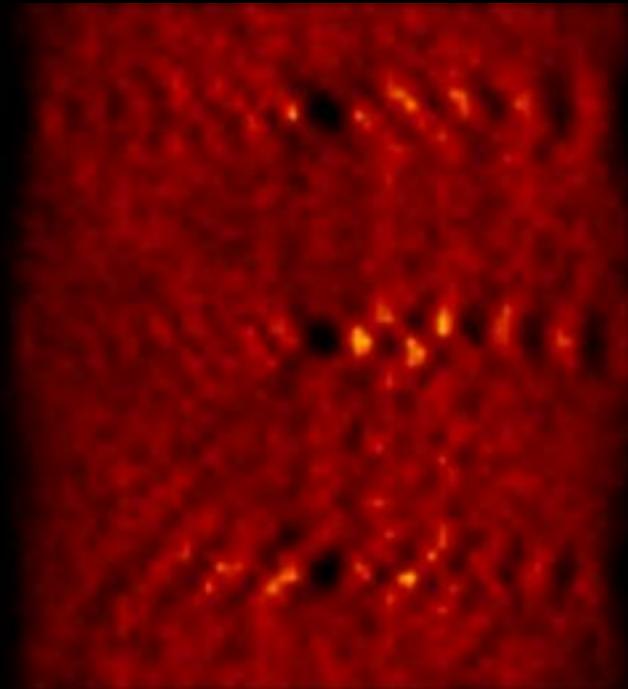
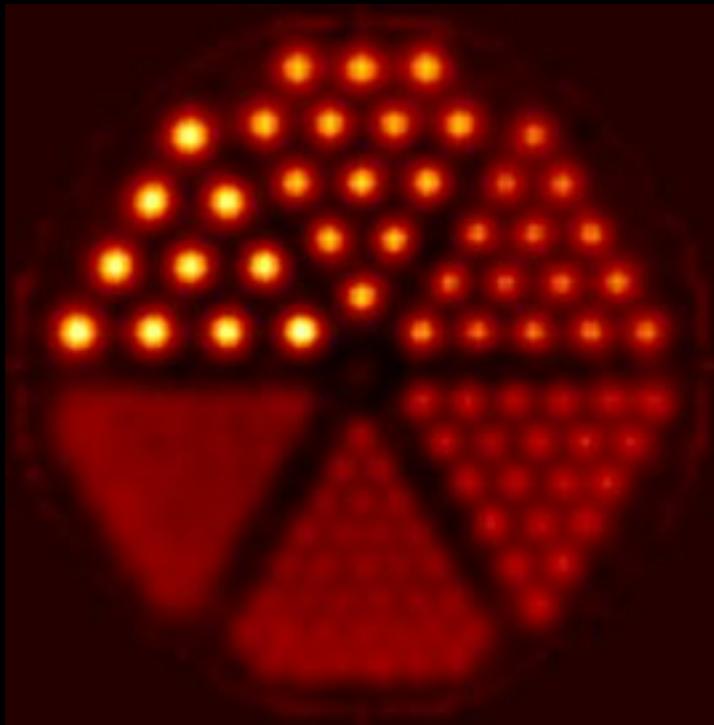


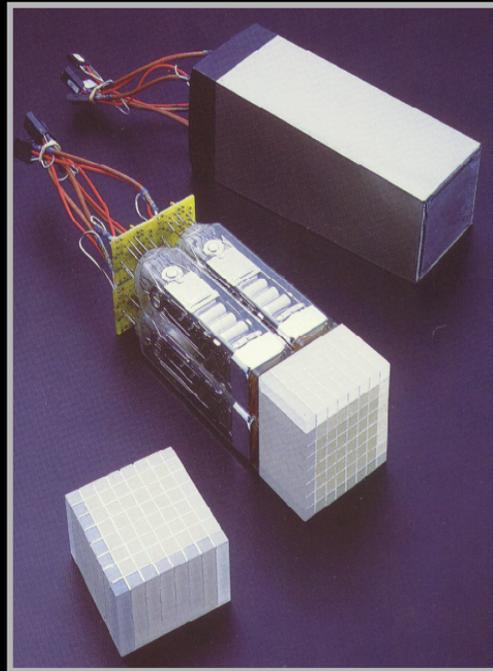
**Parapositronium:  $\tau \sim 10^{-10}$  s**  
**État singlet -> désintégration en 2 gammas**

**Orthopositronium:  $\tau \sim 10^{-7}$  s**  
**État triplet -> désintégration en 3 gammas**

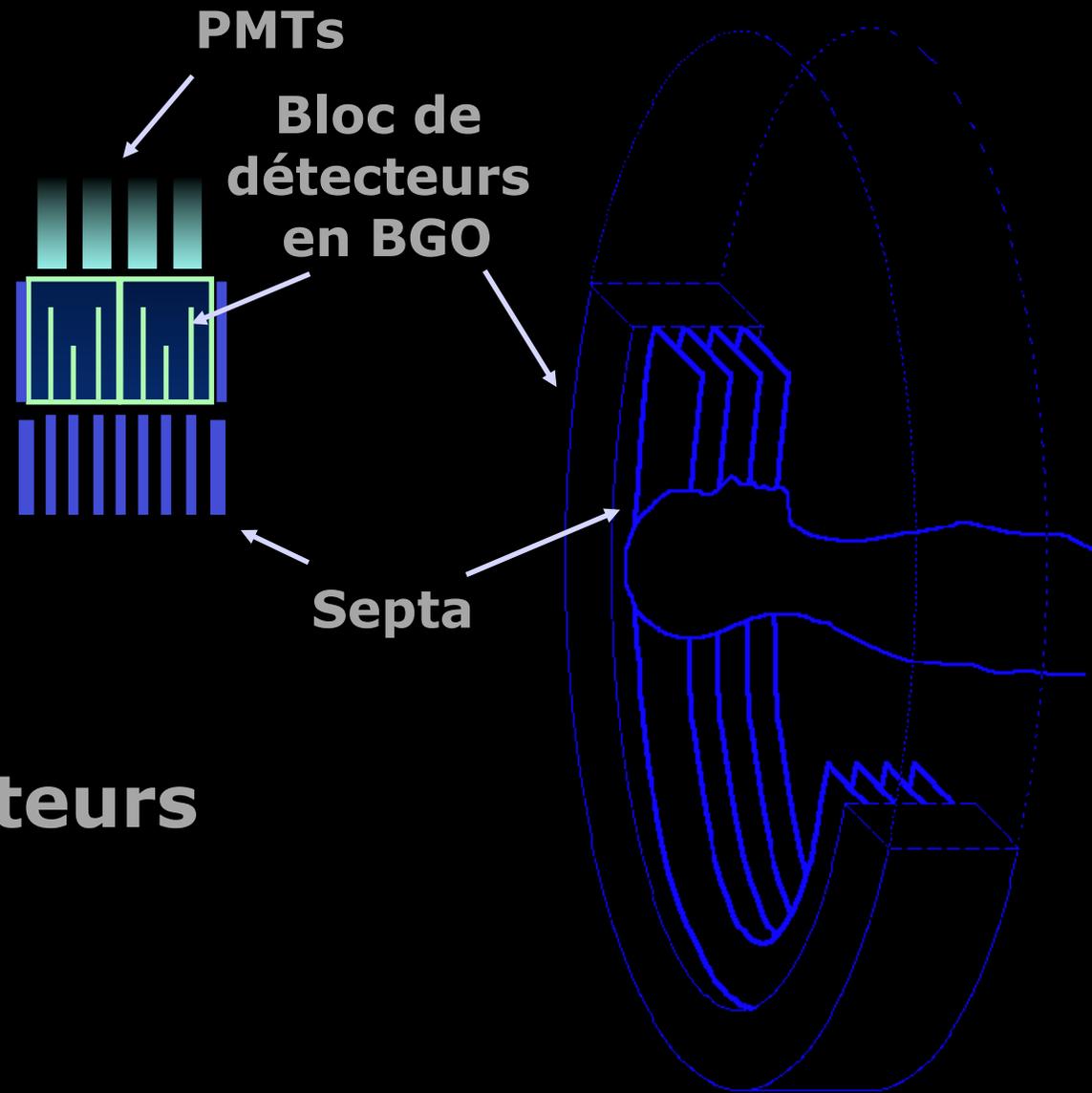








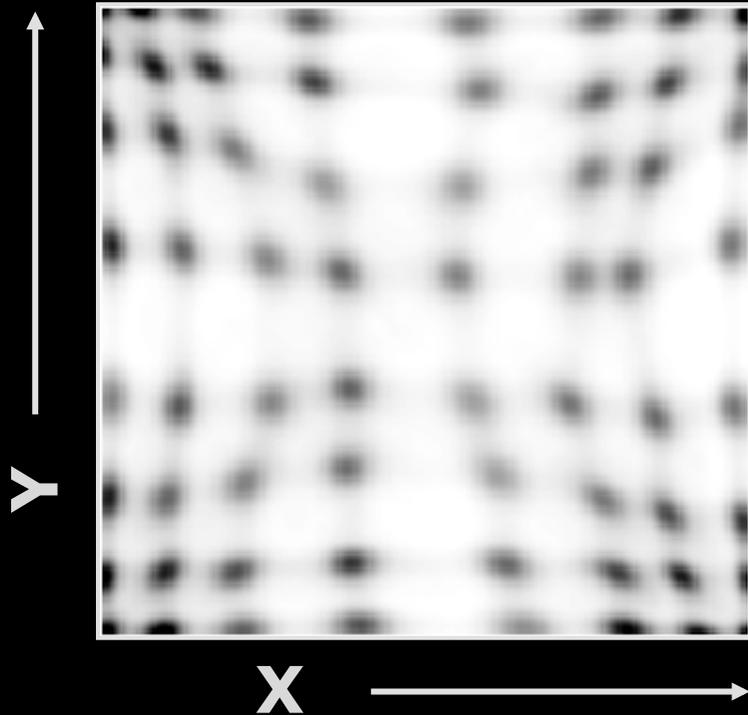
**Bloc de détecteurs**



## **Caméra TEP avec septa**

Courtesy: D. Townsend, UPMC

## Localisation spatiale dans un bloc de détecteurs



$$X = \frac{(D + B) - (C + A)}{S}$$

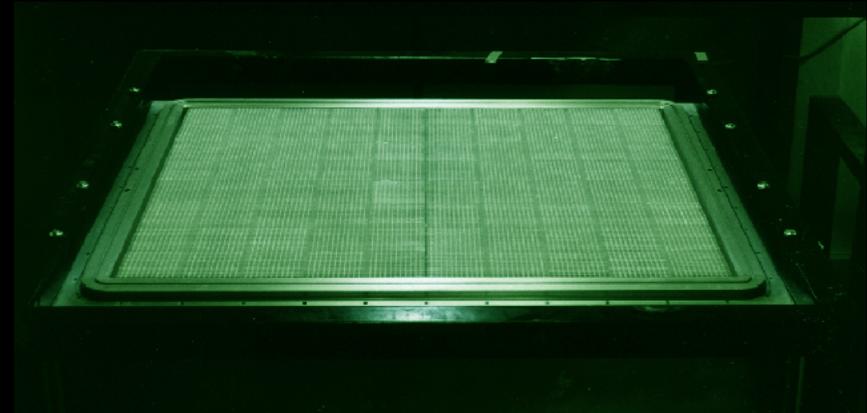
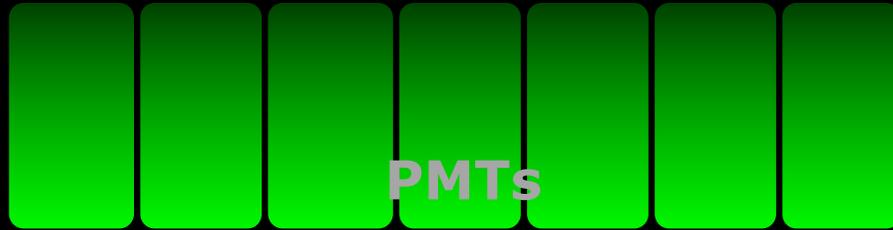
$$Y = \frac{(A + B) - (C + D)}{S}$$

$$S = A + B + C + D$$

where  $LLD < S < ULD$

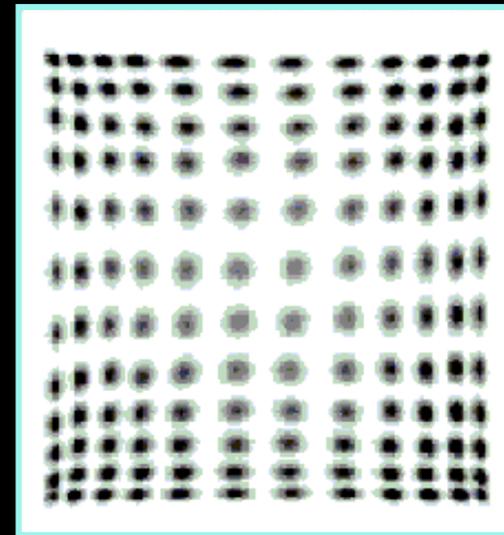
Courtesy: D. Townsend, UPMC

# Quadrant sharing panels



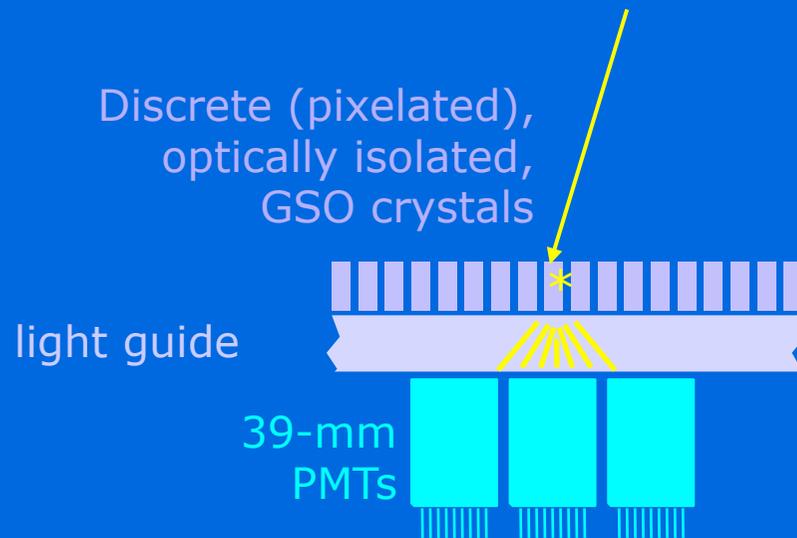
Scintillateur

Guide de lumière



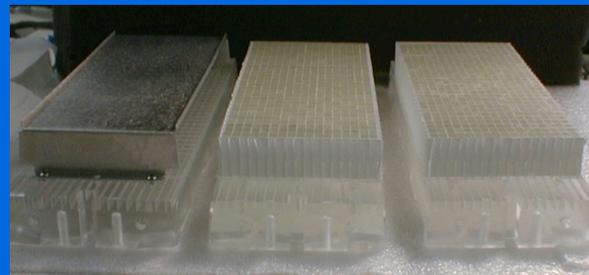
Courtesy: D. Townsend, UPMC

## Détecteurs pixelisés-continus



**Ce design assure une réponse et une collection de lumière homogènes permettant de préserver au mieux la résolution en énergie**

- individual scintillating crystals
- optically continuous lightguide
- closely packed PMTs

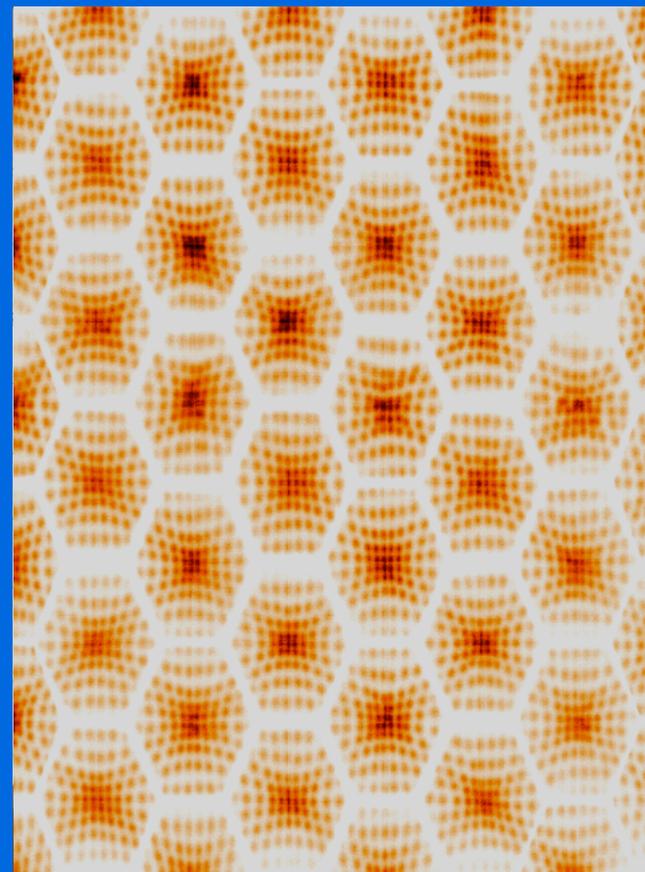


Courtesy: J. Karp, U Penn



**PHILIPS**

## Détecteurs pixelisés-continus

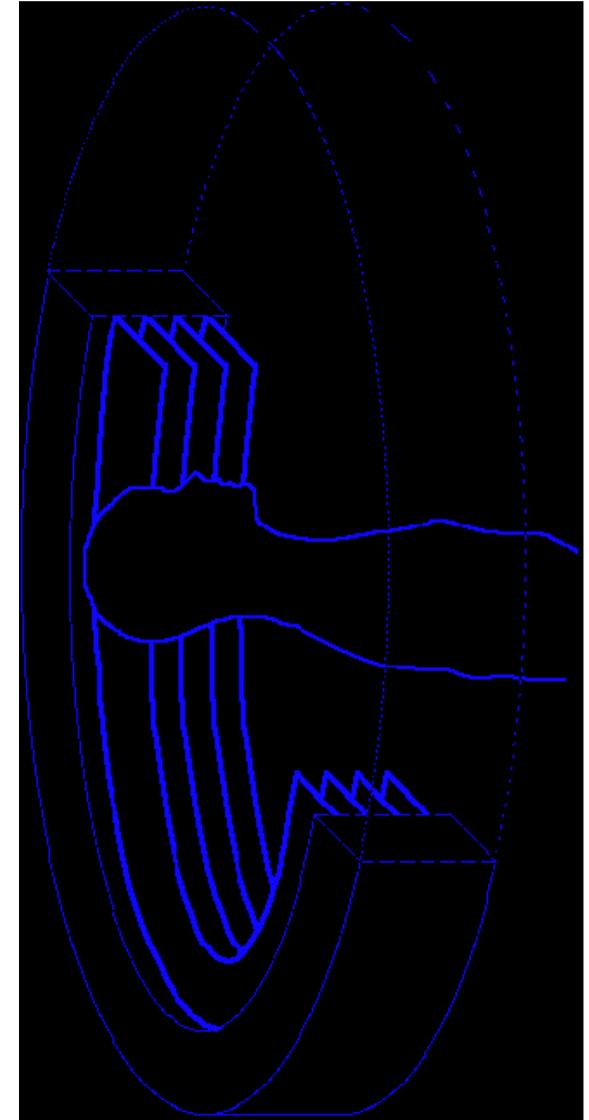
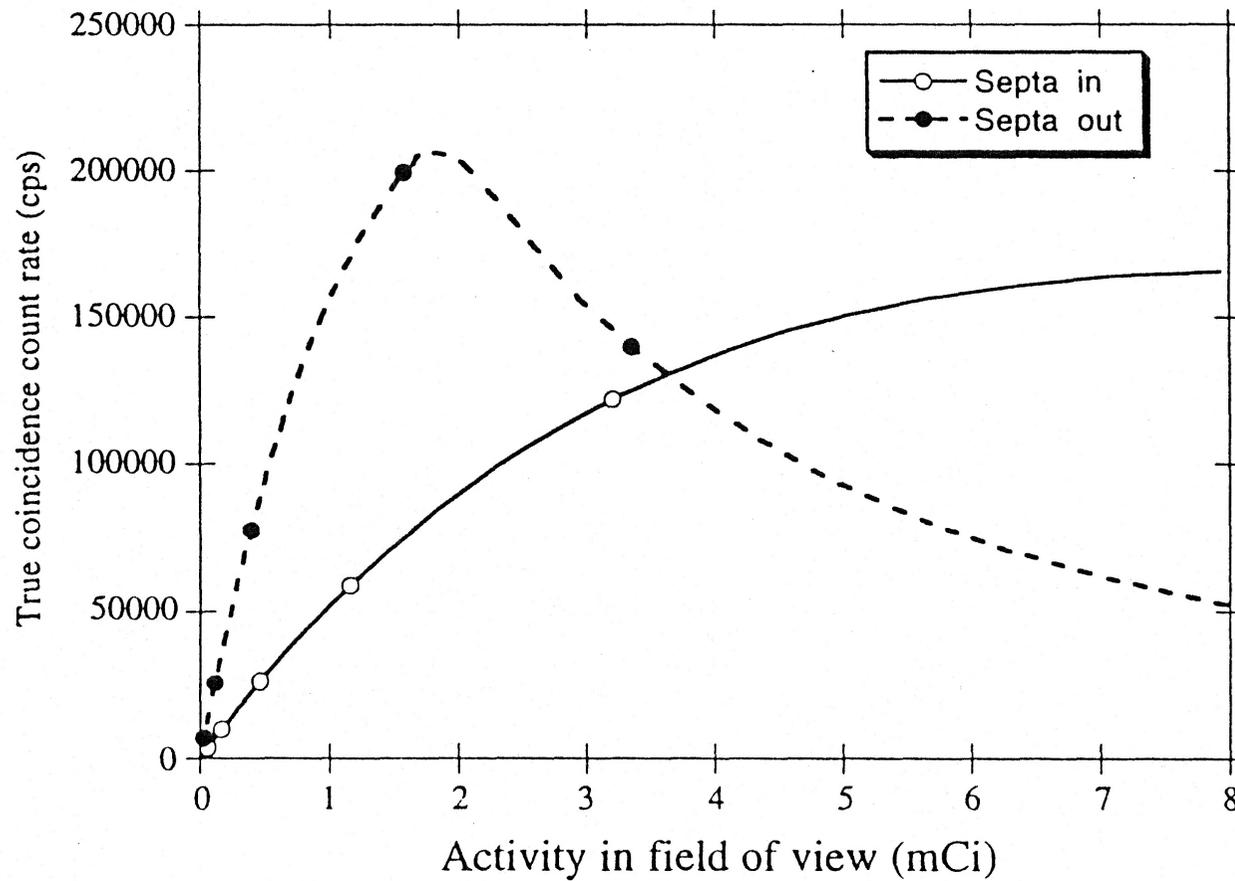


Courtesy: J. Karp, U Penn



**PHILIPS**

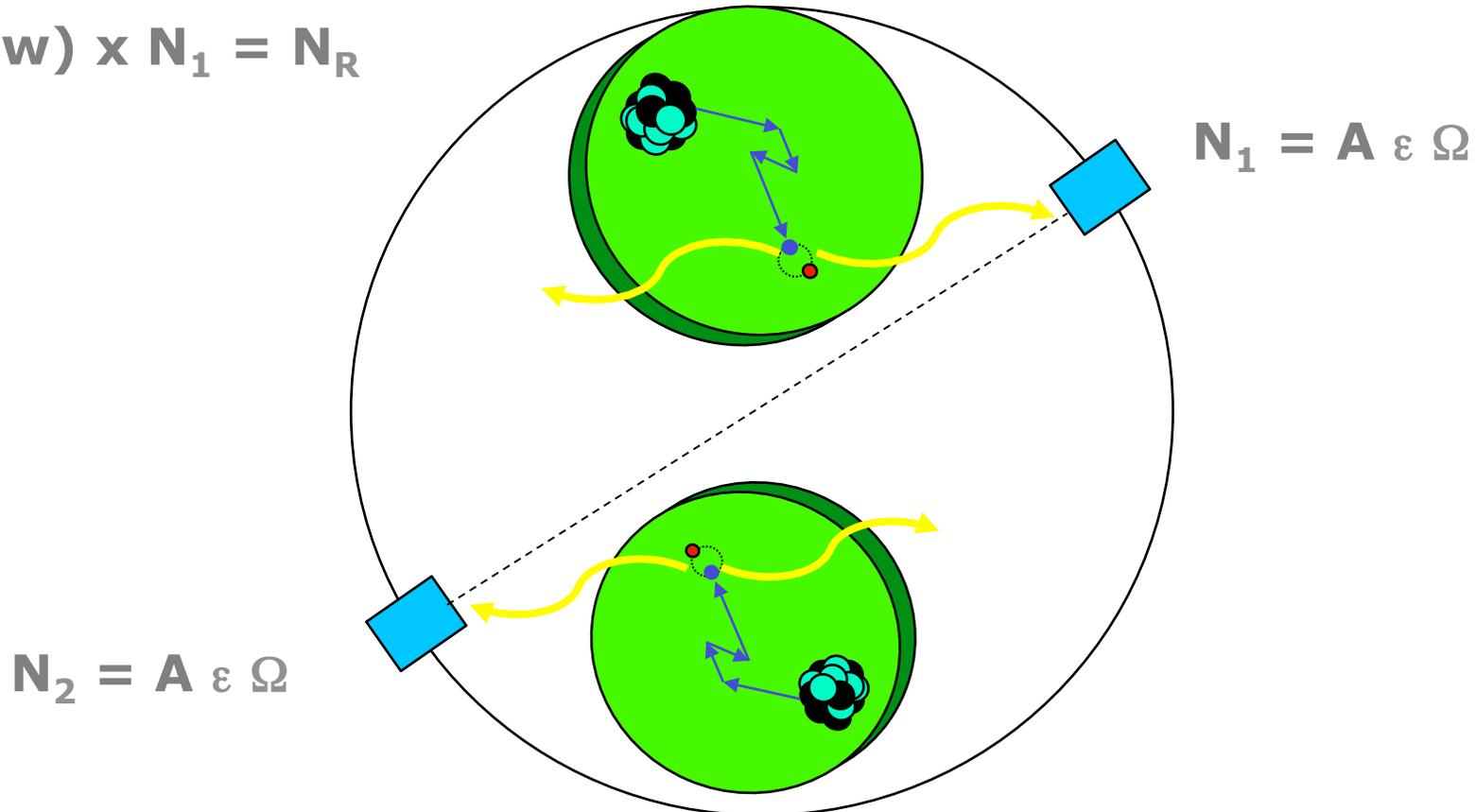
## Taux de comptage en TEP 2D et 3D



## Détection de coïncidences fortuites (*randoms*)

Lorsque  $N_1$  arrive avant  $N_2$

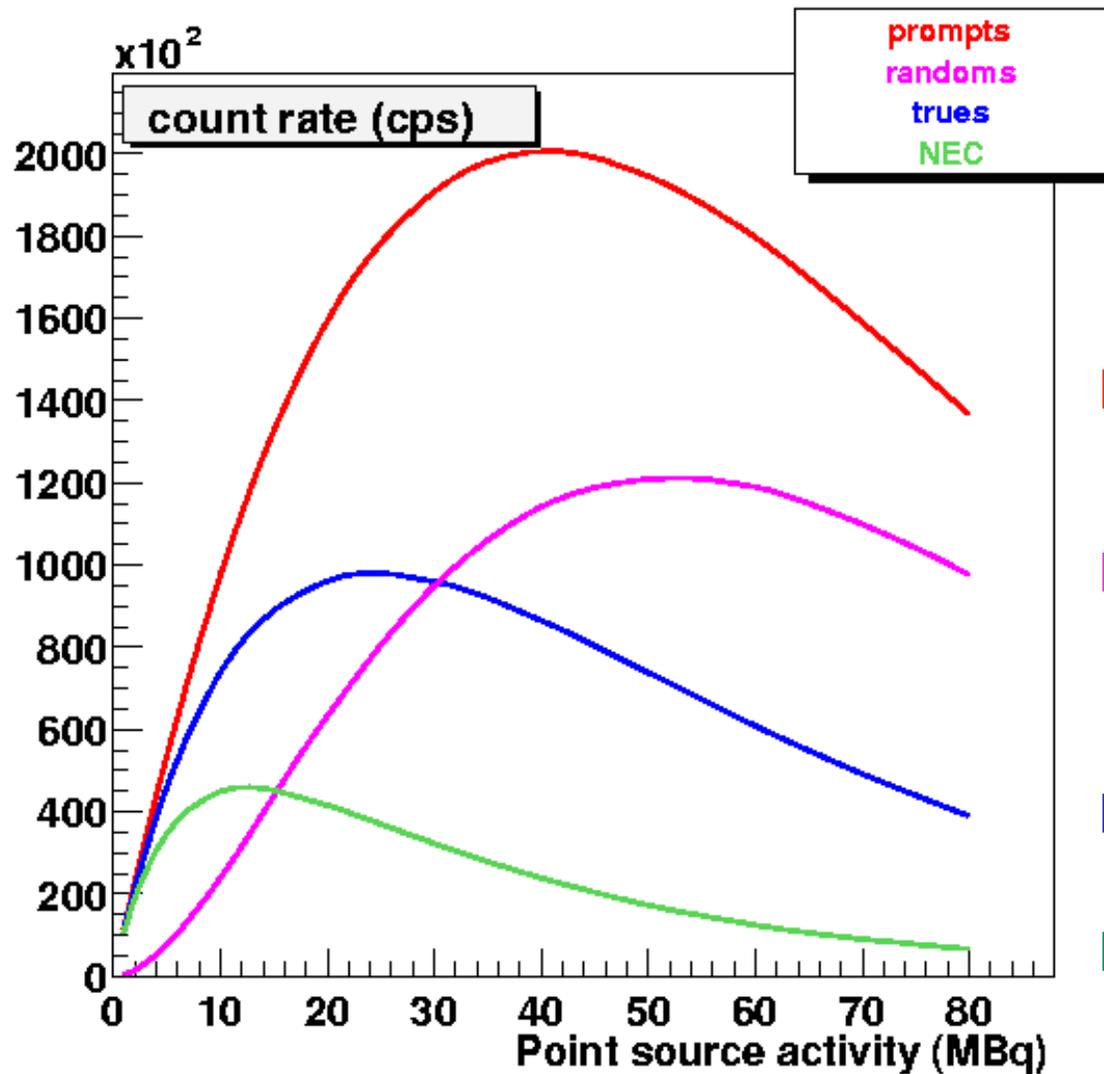
$$(N_2 w) \times N_1 = N_R$$



Lorsque  $N_2$  arrive avant  $N_1$

$$(N_1 w) \times N_2 = N_R$$

## Détection de coïncidences fortuites (*randoms*)



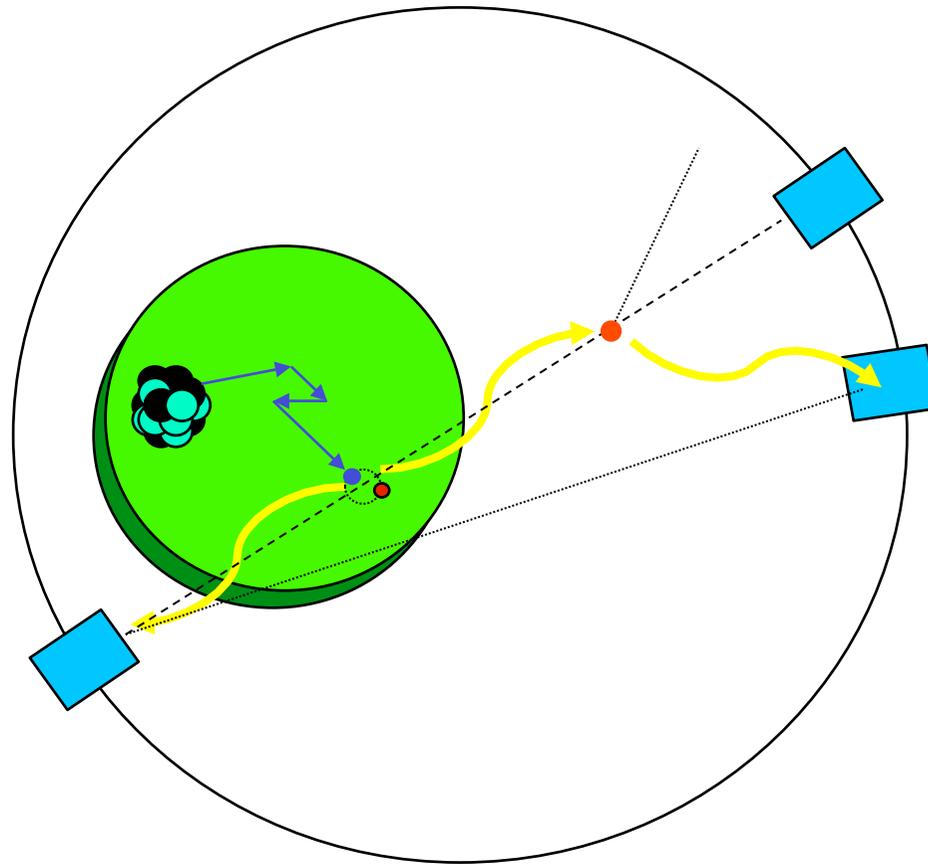
$$N_{\text{Prompts}} = N_{\text{Trues}} + N_{\text{R}}$$

$$N_{\text{R}} = (2 w) A^2 \varepsilon^2 \Omega^2$$

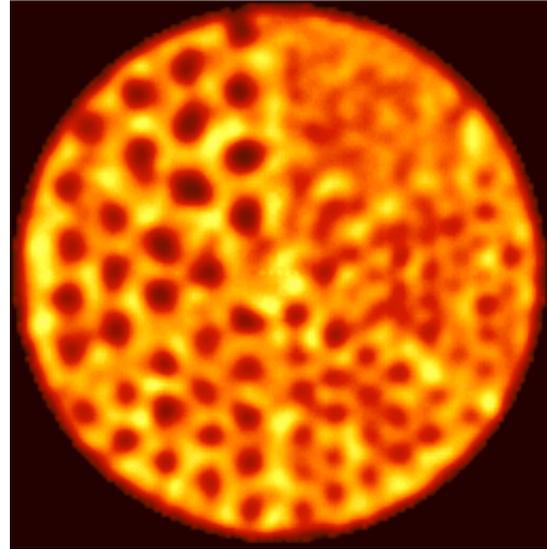
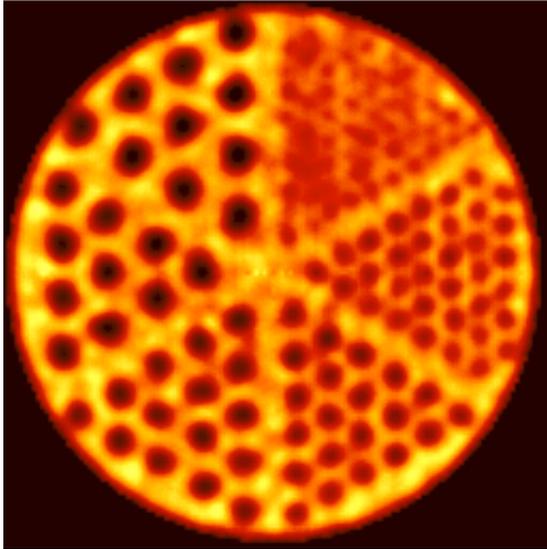
$$N_{\text{Trues}} = A \varepsilon^2 \Omega$$

$$\text{NEC} = N_{\text{Trues}}^2 / (N_{\text{trues}} + 2N_{\text{R}})$$

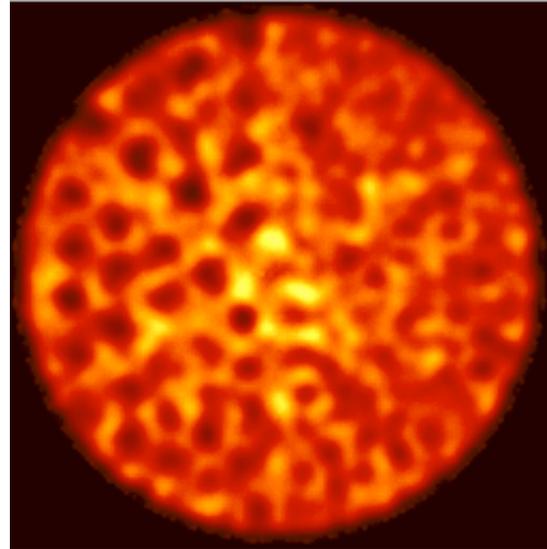
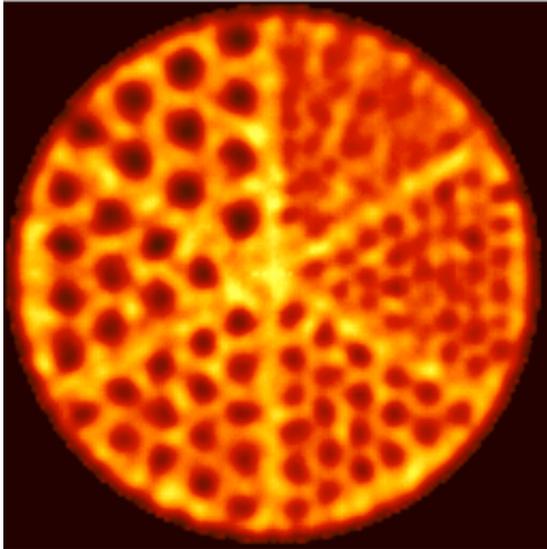
## Détection de coïncidences diffusées (*scatter*)



## Détection de coïncidences diffusées (*scatter*)

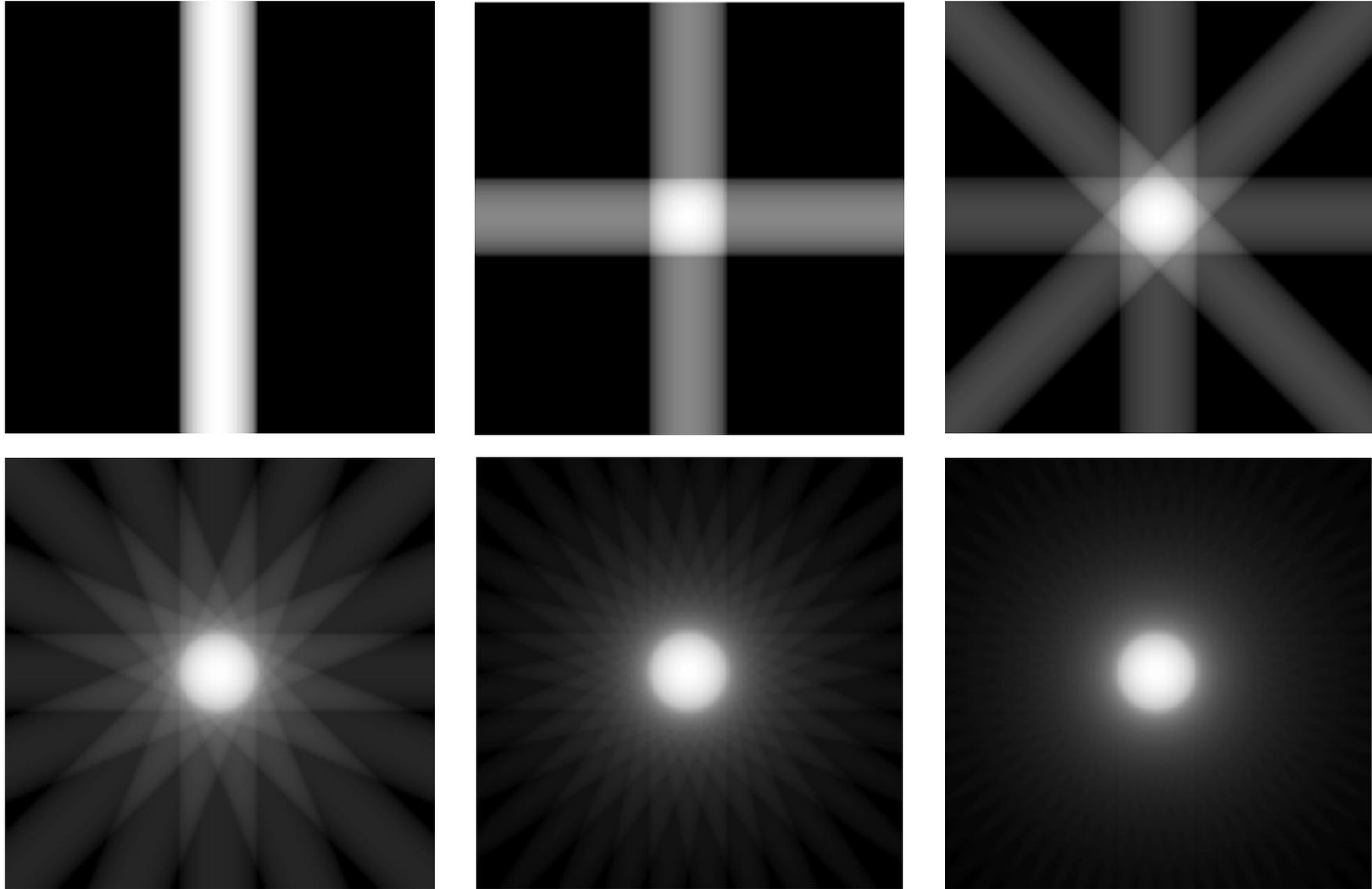


**Simulation  
sans diffusion**



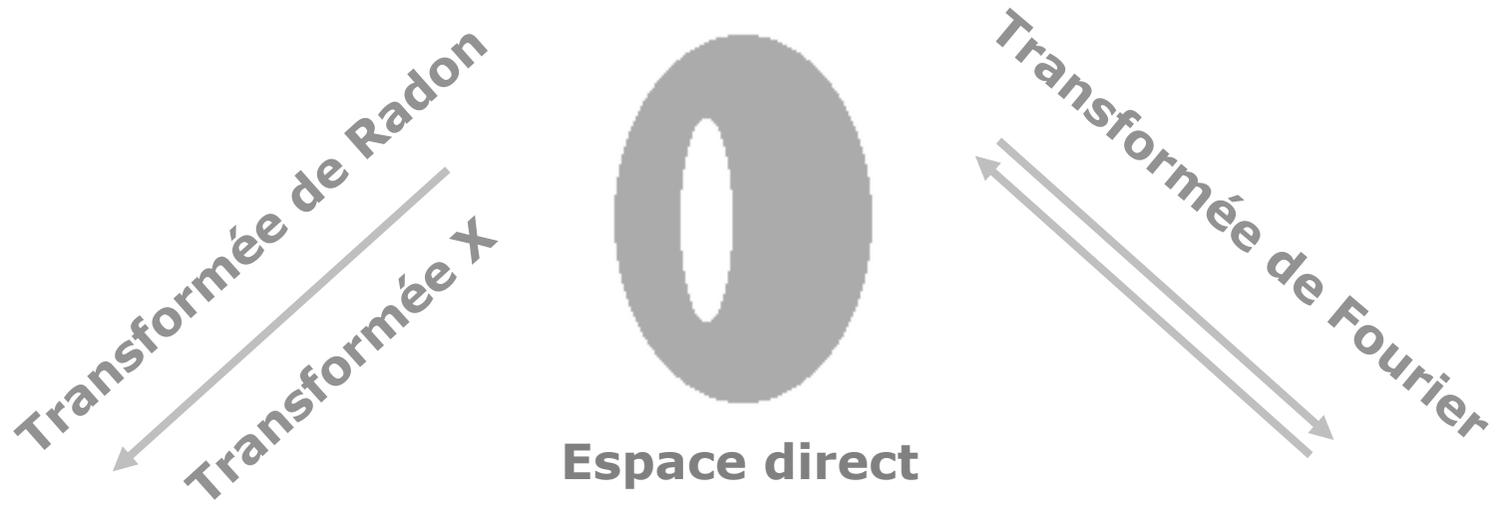
**Simulation  
avec diffusions**

## Rétroprojection

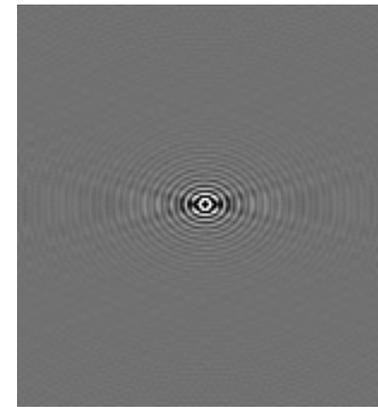
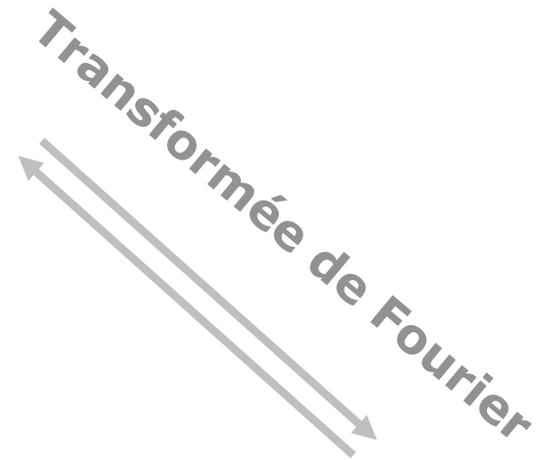


Courtesy: S. Valton, Créatis, Lyon

# Reconstruction d'images tomographiques



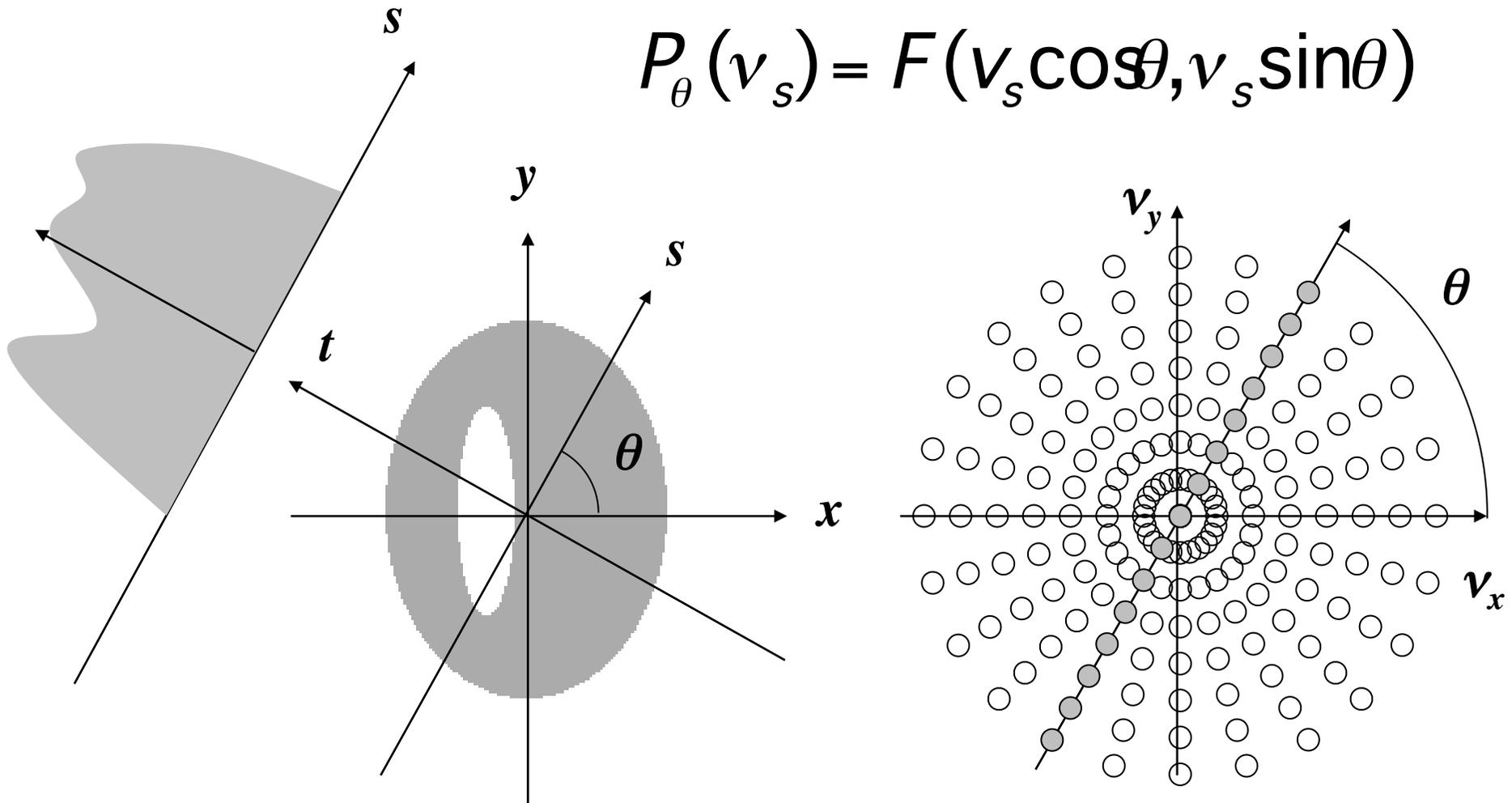
**Espaces de projections**



**Espace des fréquences**

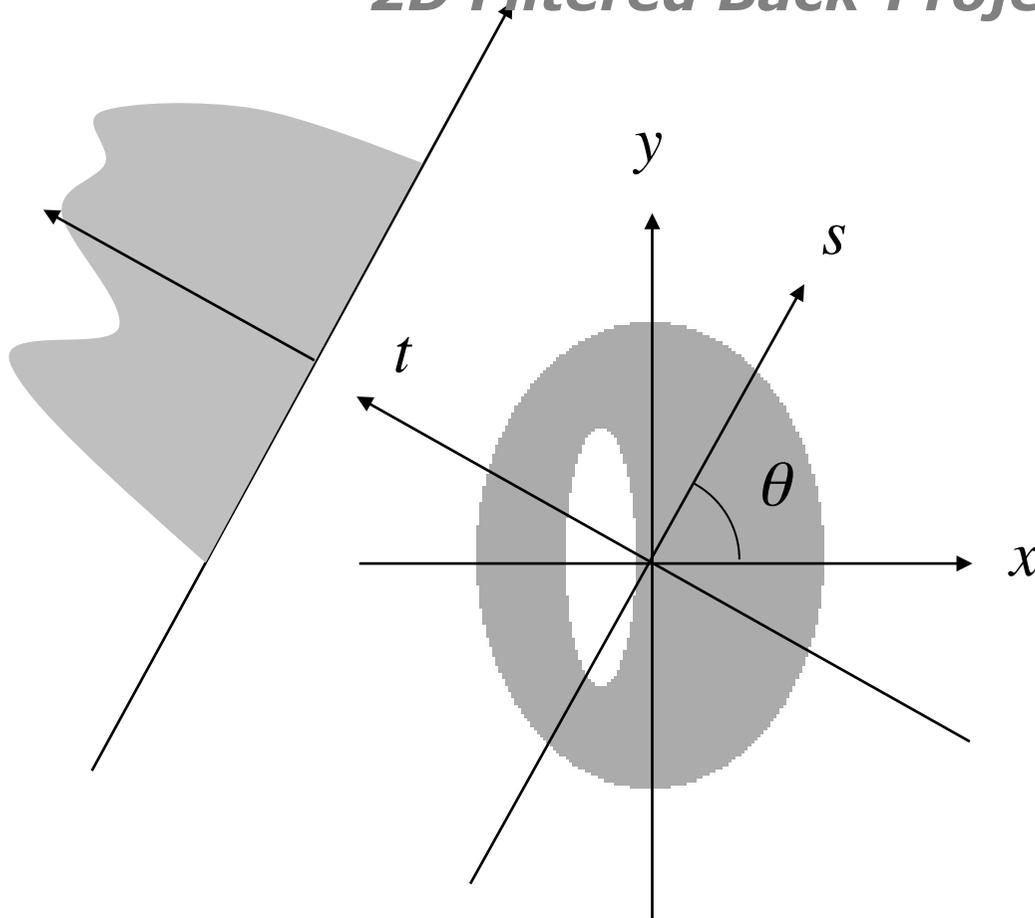
## Théorème de la coupe centrale

$$P_{\theta}(v_s) = F(v_s \cos \theta, v_s \sin \theta)$$



## Rétroprojection filtrée en 2 dimensions

### 2D Filtered Back-Projection (2D FBP)



Projection parallèle à  
1 dimension

$$p_{\theta}(s) = \int_{-\infty}^{\infty} dt f(x, y)$$

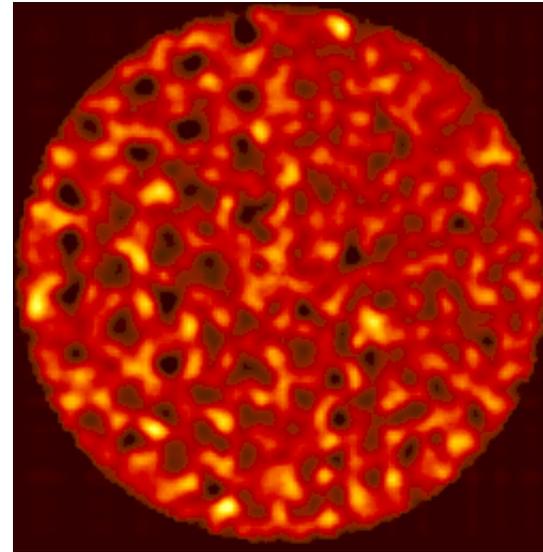
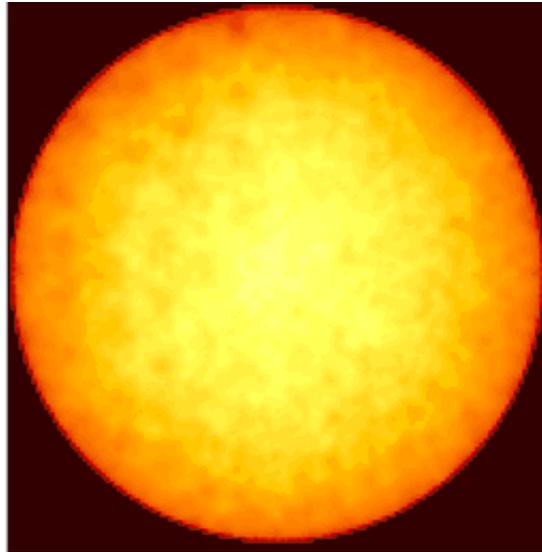
Transformée de Fourier

$$P_{\theta}(v_s) = \int_{-\infty}^{\infty} ds p_{\theta}(s) e^{-i2\pi v_s s}$$

$$f(x, y) = \int_0^{\pi} d\theta \left[ \int_{-\infty}^{\infty} dv_s |v_s| P_{\theta}(v_s) e^{i2\pi v_s s} \right], \quad s = x \cos \theta + y \sin \theta$$

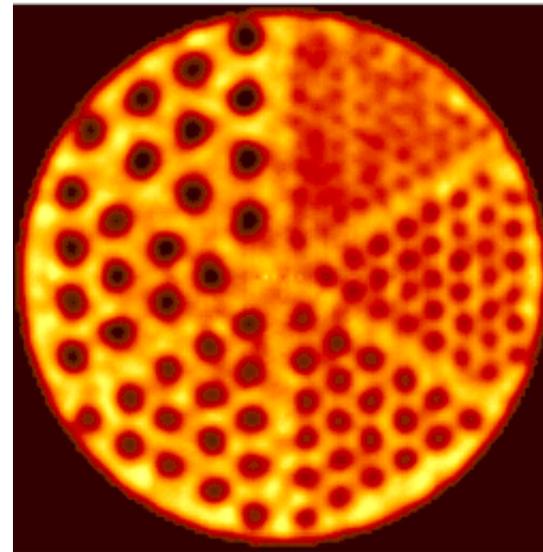
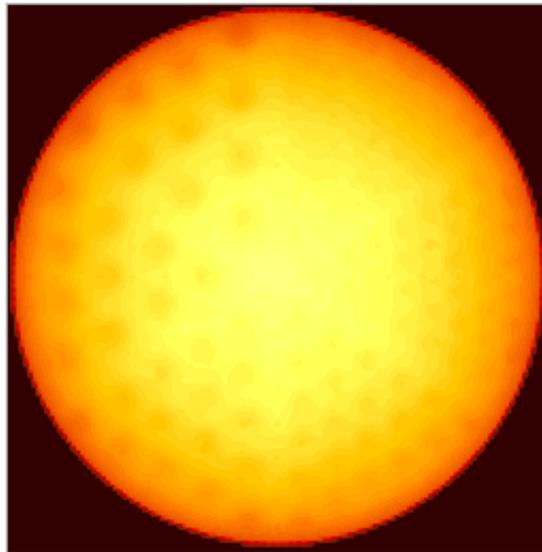
Rétroprojection non filtrée

## Reconstruction 2D

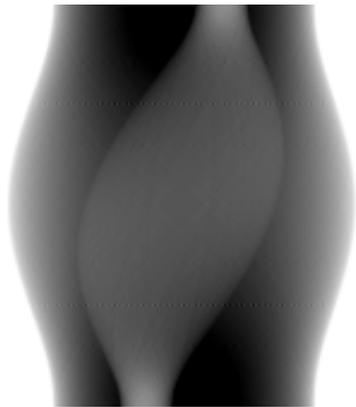
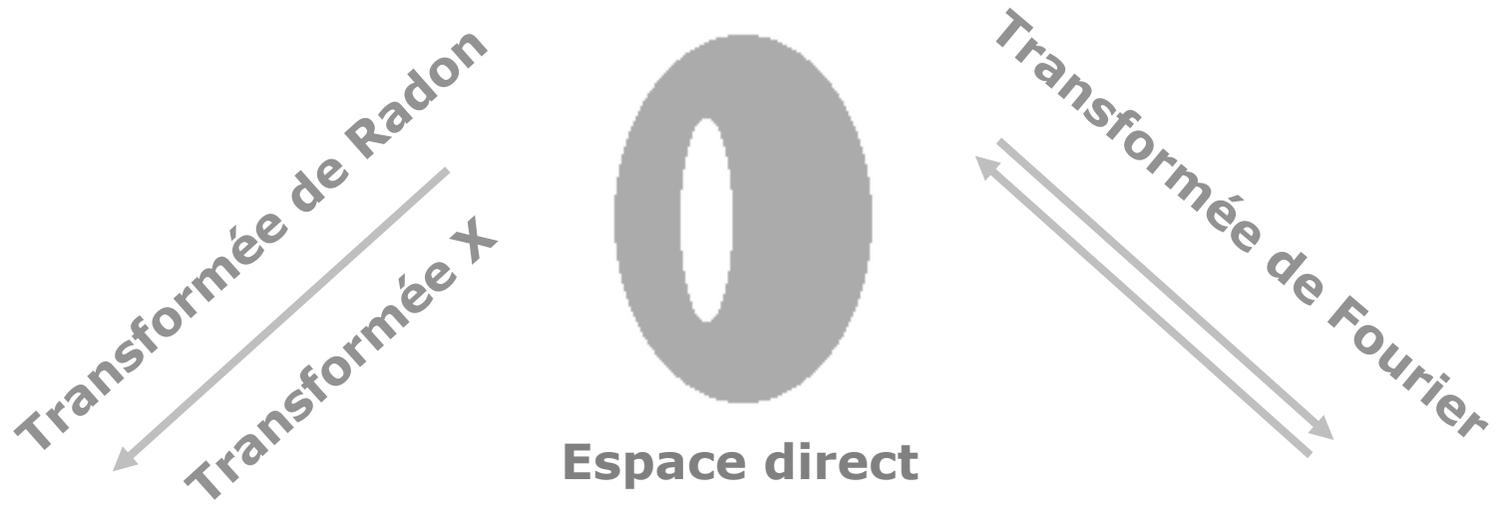


Rétroprojection filtrée

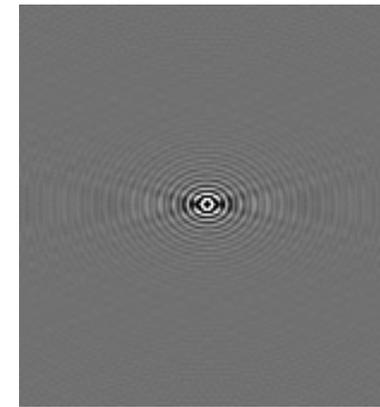
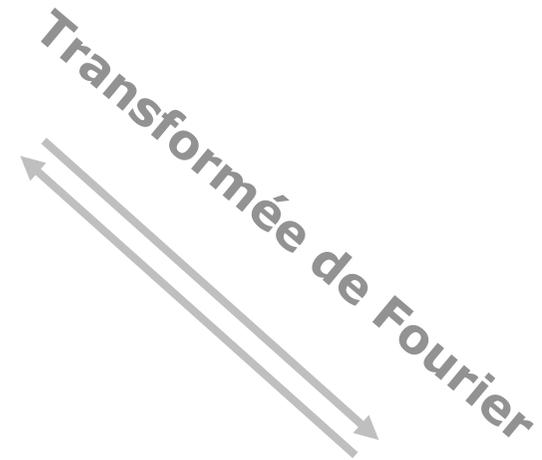
## Reconstruction 3D



# Reconstruction d'images tomographiques

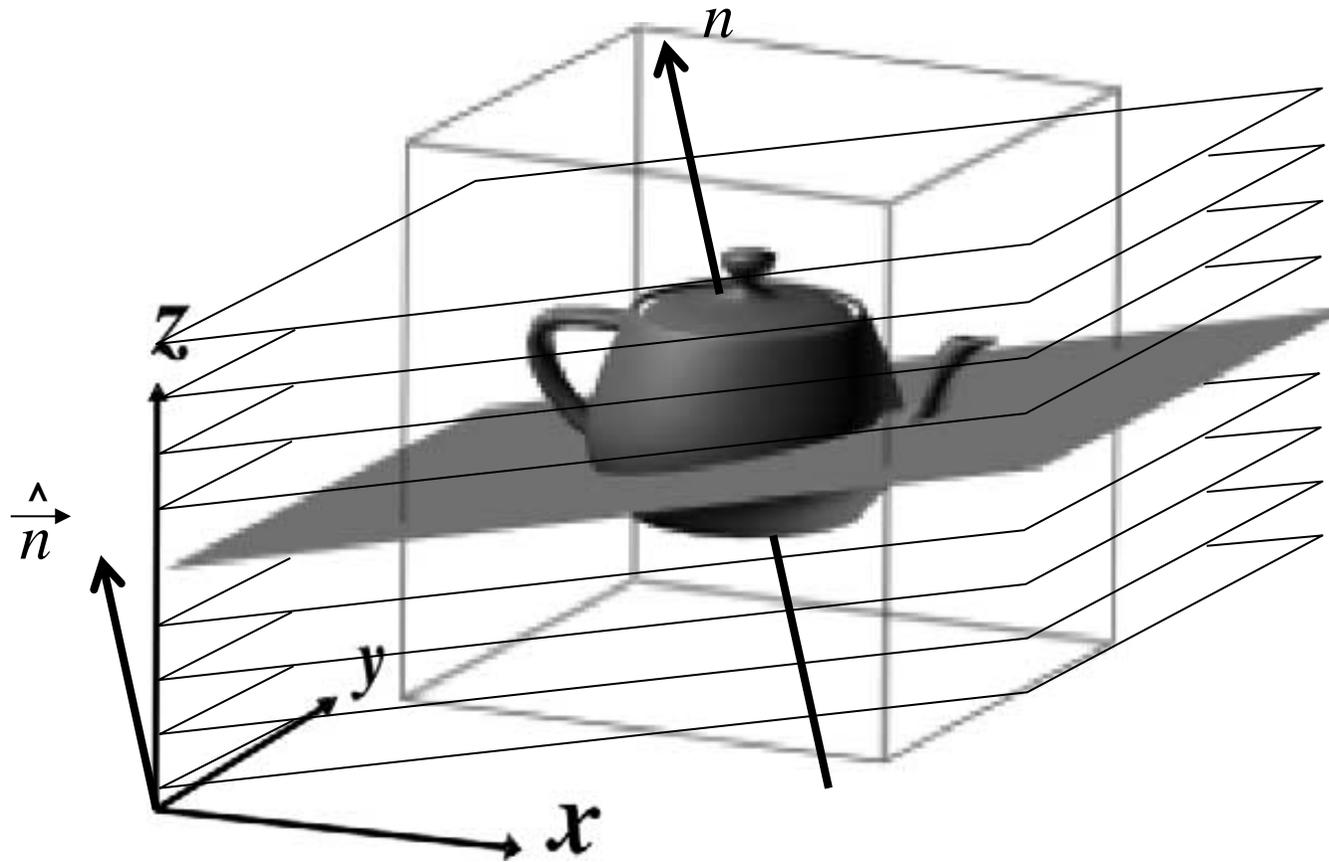


**Espaces de projections**



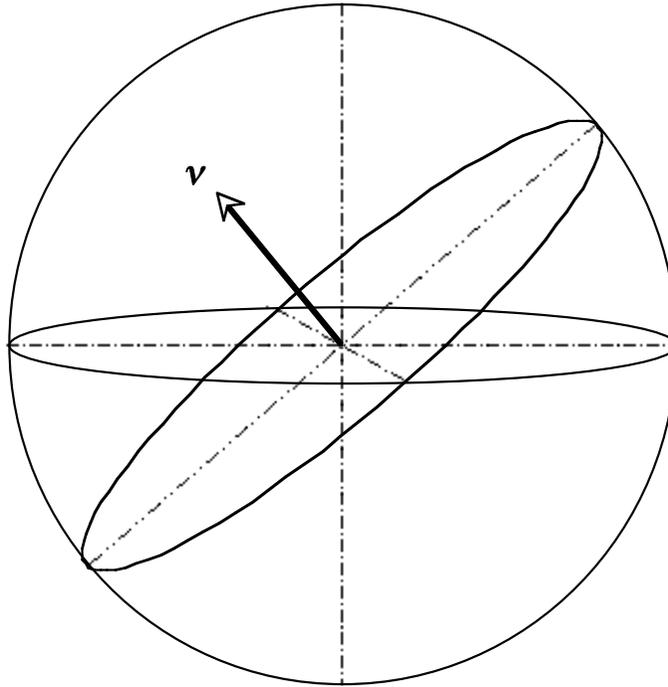
**Espace des fréquences**

## Inversion de la Transformée de Radon en 3D



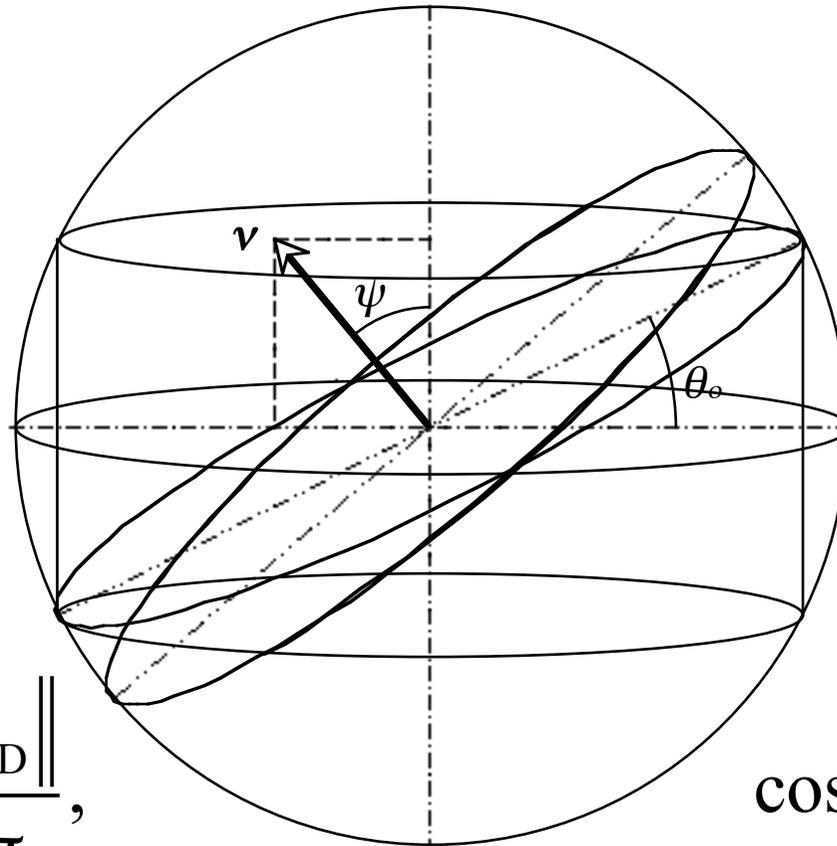
## Fonction de transfert de modulation du filtre en 2D

$$T(\vec{v}_{3D}) = \iint_{\Omega} d^2\hat{u} \delta(\hat{u} \cdot \vec{v}_{3D}) H(\hat{u}, \vec{v}_{3D}) = 1, \forall \vec{v}_{3D} \in \mathbb{R}^{3*}$$



$$T(\vec{v}_{3D}) = \iint_{4\pi} d^2\hat{u} \frac{1}{\|\vec{v}_{3D}\|} \delta(\hat{u} \cdot \frac{\vec{v}_{3D}}{\|\vec{v}_{3D}\|}) = \frac{2\pi}{\|\vec{v}_{3D}\|}$$

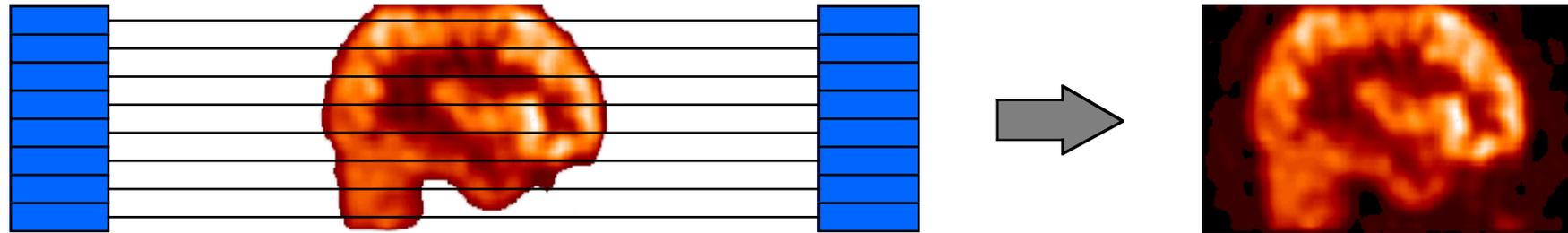
## Filtre de Colsher en 2D (1980)



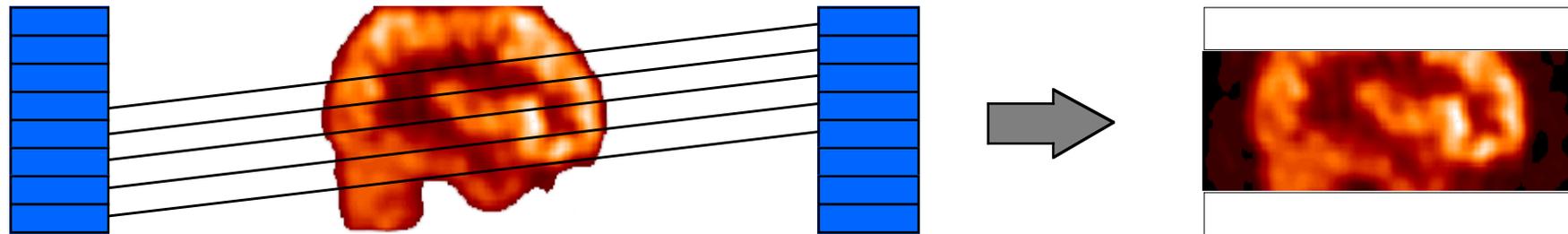
$$H_{Colsher}(\vec{v}_{3D}) = \begin{cases} \frac{\|\vec{v}_{3D}\|}{2\pi}, & \cos \psi \geq \cos \theta_0 \\ \frac{\|\vec{v}_{3D}\|}{4} \frac{1}{\arcsin(\sin \theta_0 / \sin \psi)}, & \cos \psi < \cos \theta_0 \end{cases}$$

# Algorithme de re-projection 3D

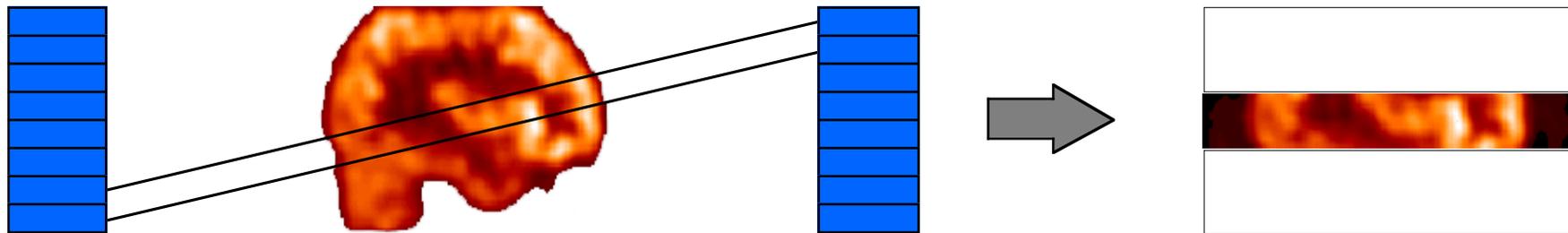
## 3D Re-Projection (3DRP)



$\delta = 0$ , projections directes



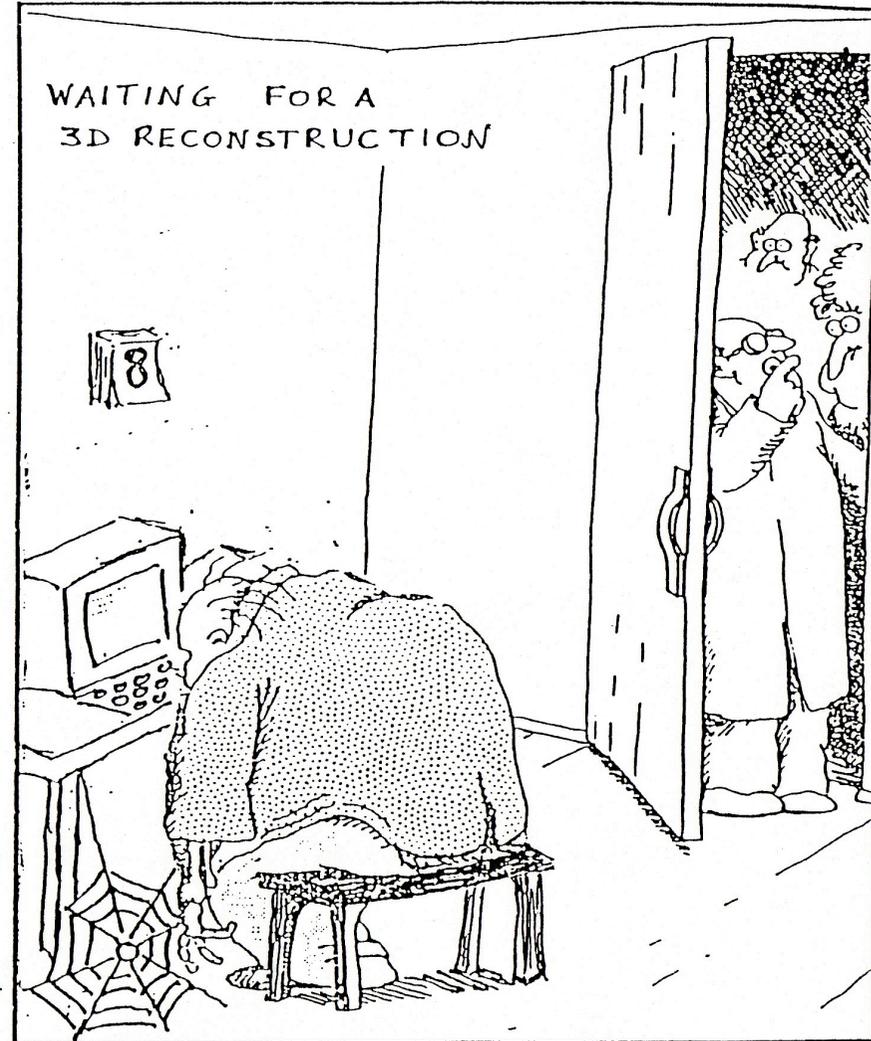
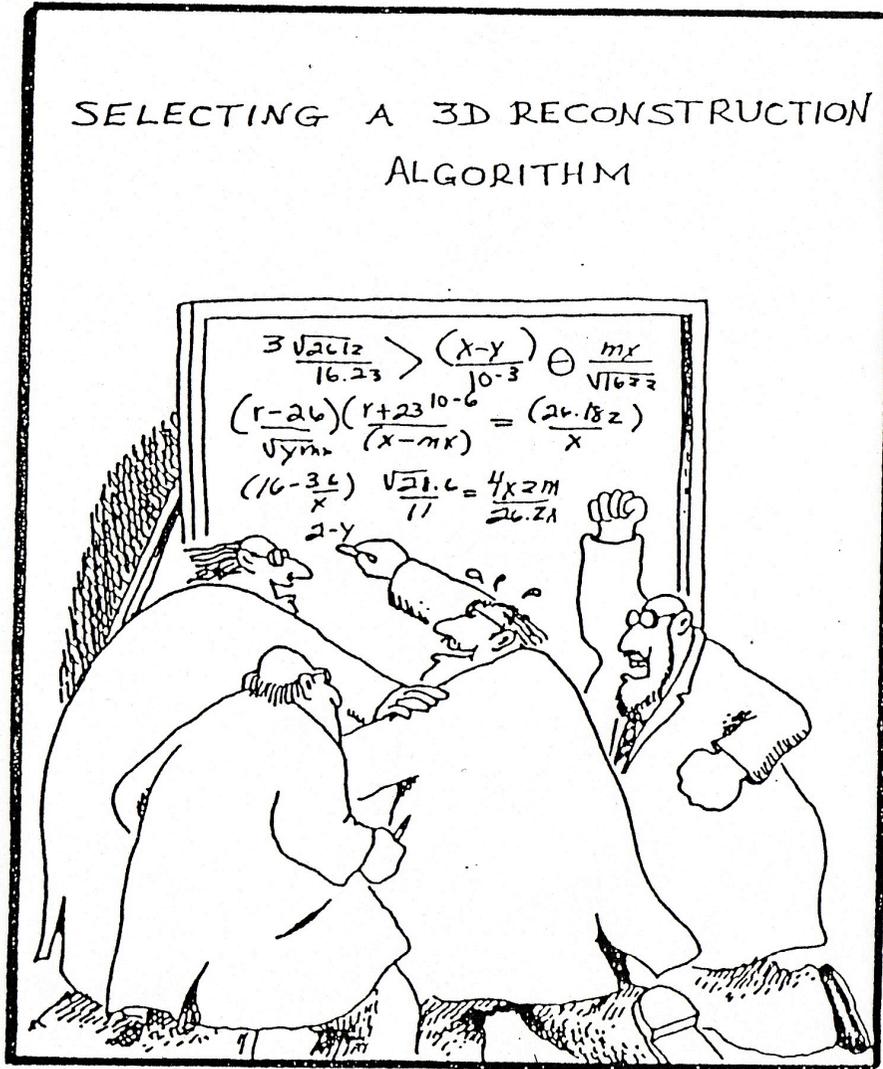
$\delta = 3$ , projections obliques



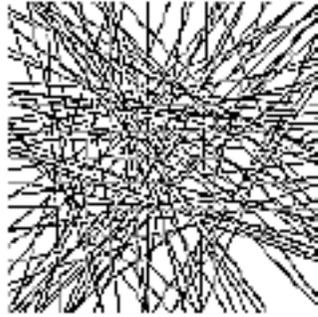
$\delta = 6$ , projections obliques

# Algorithme de re-projection 3D

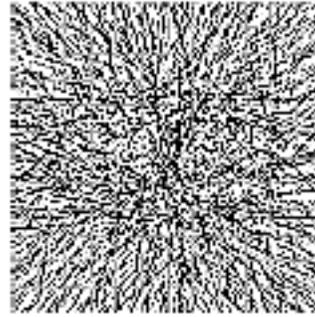
## 3D Re-Projection (3DRP)



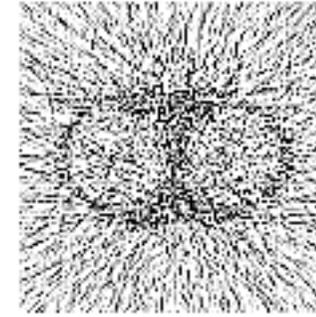
## Reconstruction d'images tomographiques et statistique de comptage



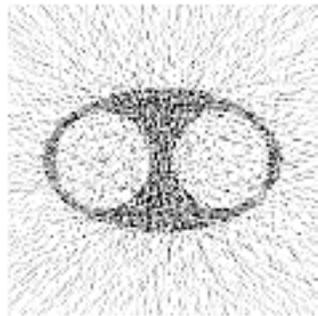
$10^2$



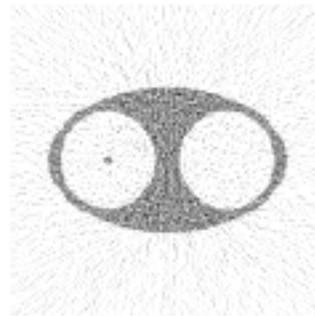
$10^3$



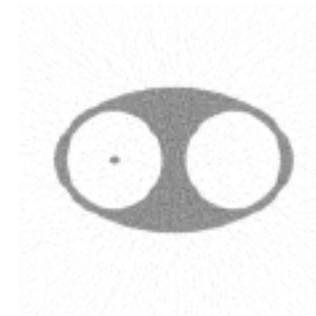
$10^4$



$10^5$



$10^6$



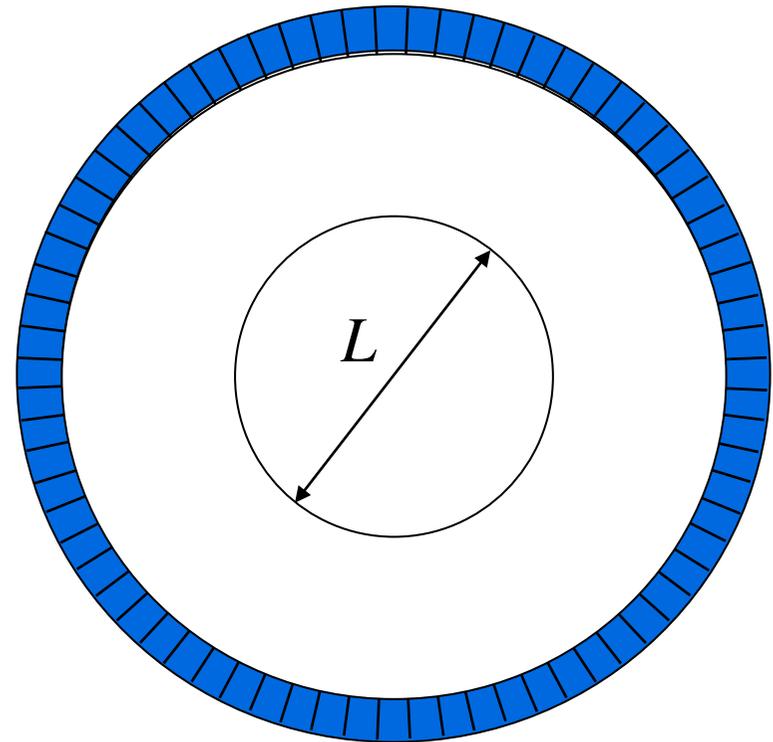
$10^7$

Courtesy: C. Comtat, CEA-SHFJ

## Rapport signal/bruit et statistique de comptage

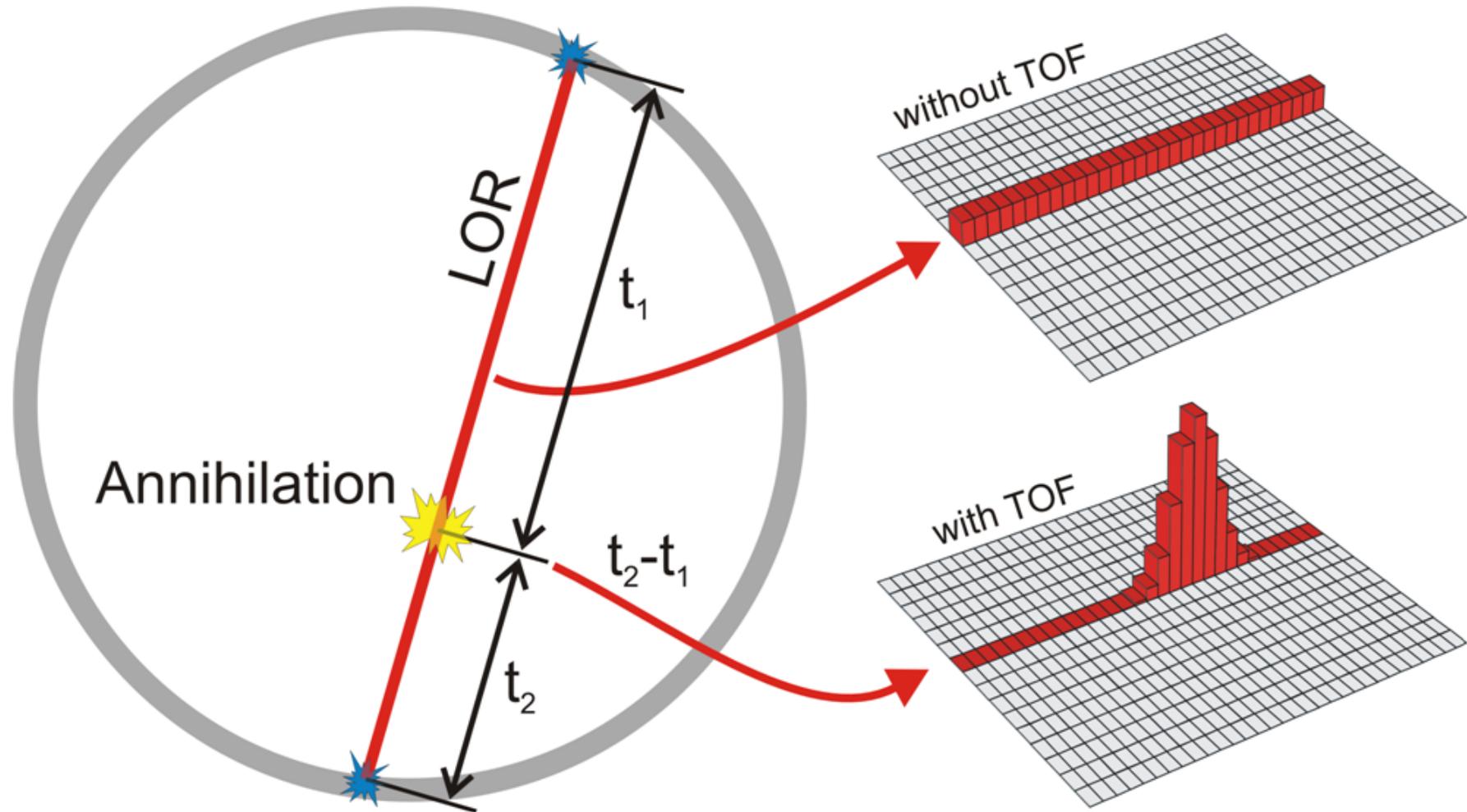
$$\frac{A}{\Delta A} = \sqrt{N_{\beta^+}} \Rightarrow N_{\beta^+} = \left( \frac{A}{\Delta A} \right)^2$$

$$N_{Tot} = \left( \frac{L}{d} \right)^3 \times \left( \frac{A}{\Delta A} \right)^2 \times \left( \frac{L}{d} \right)$$



**L'amélioration de la résolution spatiale par un facteur 2 implique d'augmenter la statistique de comptage par un facteur 16 pour obtenir le même rapport signal/bruit dans les voxels de l'image reconstruite.**

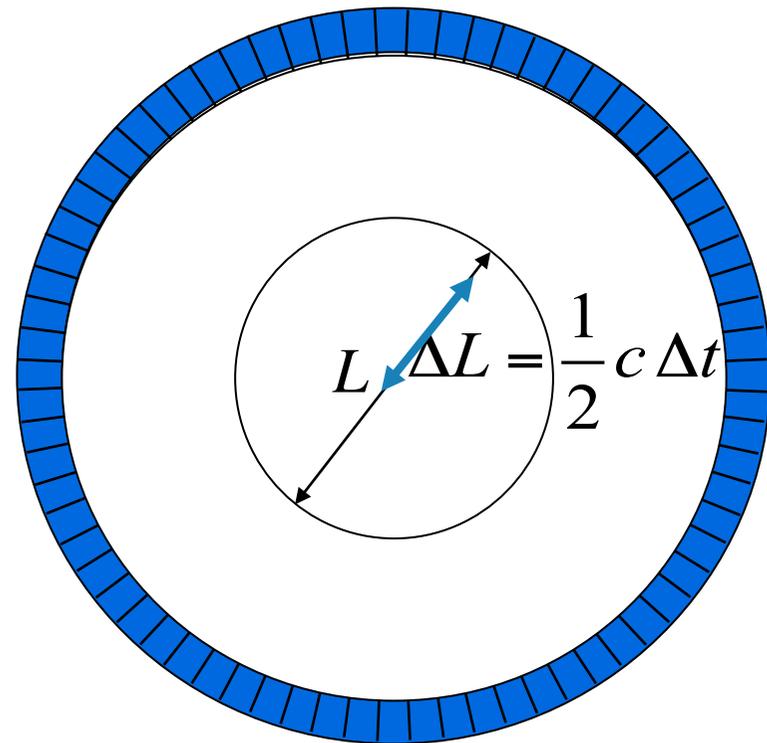
# Rapport signal/bruit et statistique de comptage



## TEP à temps-de-vol et amélioration du rapport signal/bruit

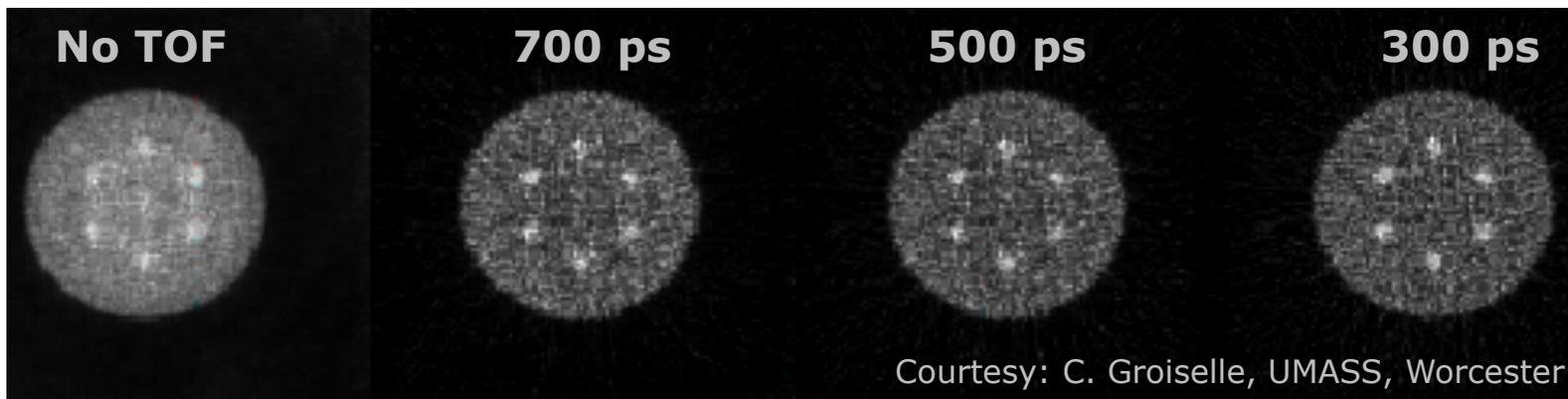
$$N_{Tot} = \left(\frac{L}{d}\right)^3 \times \left(\frac{A}{\Delta A}\right)^2 \times \left(\frac{L}{d}\right)$$

$$N_{ToF} = \left(\frac{L}{d}\right)^3 \times \left(\frac{A}{\Delta A}\right)^2 \times \left(\frac{\Delta L}{d}\right)$$



**Facteur de  
réduction de  
variance**

$$f = \frac{L}{\Delta L} = \frac{2L}{c\Delta t}$$



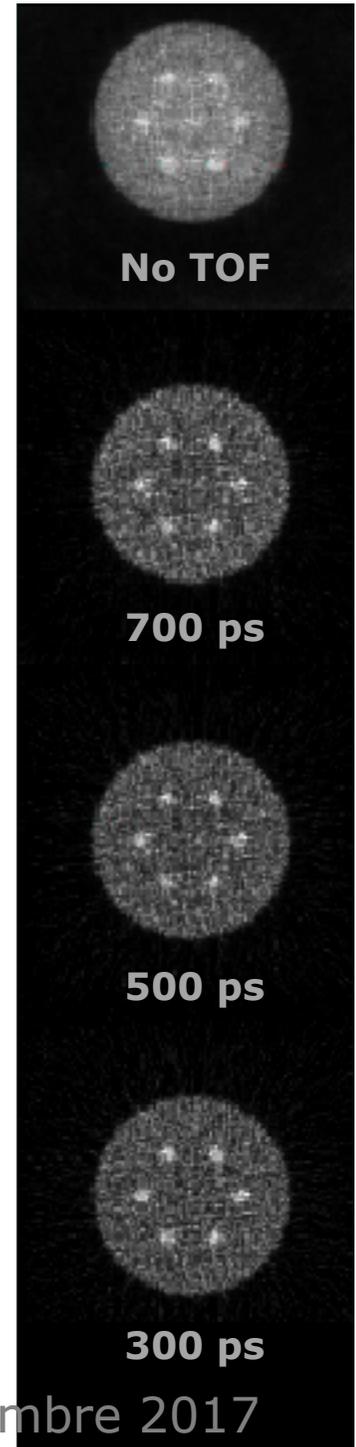
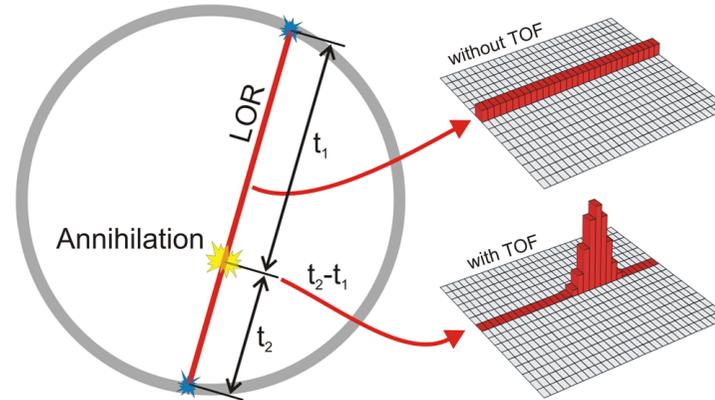
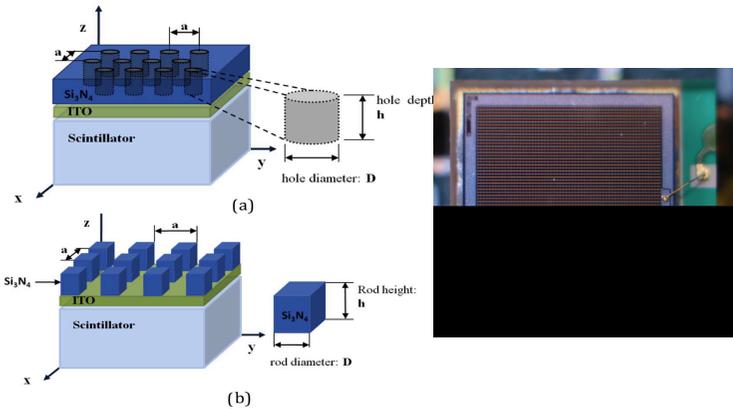
Courtesy: C. Groiselle, UMASS, Worcester

# Scintillateurs inorganiques utilisés en TEP

	NaI	BGO	GSO	L(Y)SO	LuAP	LaBr <sub>3</sub>
Densité (g/cm <sup>3</sup> )	3.67	7.13	6.71	7.40	8.34	5.3
Numéro atomique effectif	51	75	59	66	65	52
Photo-fraction (%)	18	42	26	33	32	14
Temps de décroissance (ns)	230	300	30-60	35-45	17	25
Rendement (h <sub>v</sub> /MeV)	43000	8200	12500	27000	11400	60000
Maximum d'émission (nm)	415	480	430	420	365	370
Indice de réfraction	1.85	2.15	1.85	1.82	1.97	1.9

# Timing rapide à scintillation : la route vers le TEP temps-de-vol sans reconstruction

P Lecoq et al. Nucl. Instrum. Meth. A 718 (2013) 569



4D total absorption Time Imaging CALorimeter



FAST ADVANCED SCINTILLATION TIMING (2014-2018): <http://www.cern.ch/FAST-COST>



## EXPLORER

Un scanner TEP corps-entier  
pouvant obtenir une image d'une  
cible ou d'une voie moléculaire avec  
une sensibilité sans précédent pour  
la recherche biomédicale

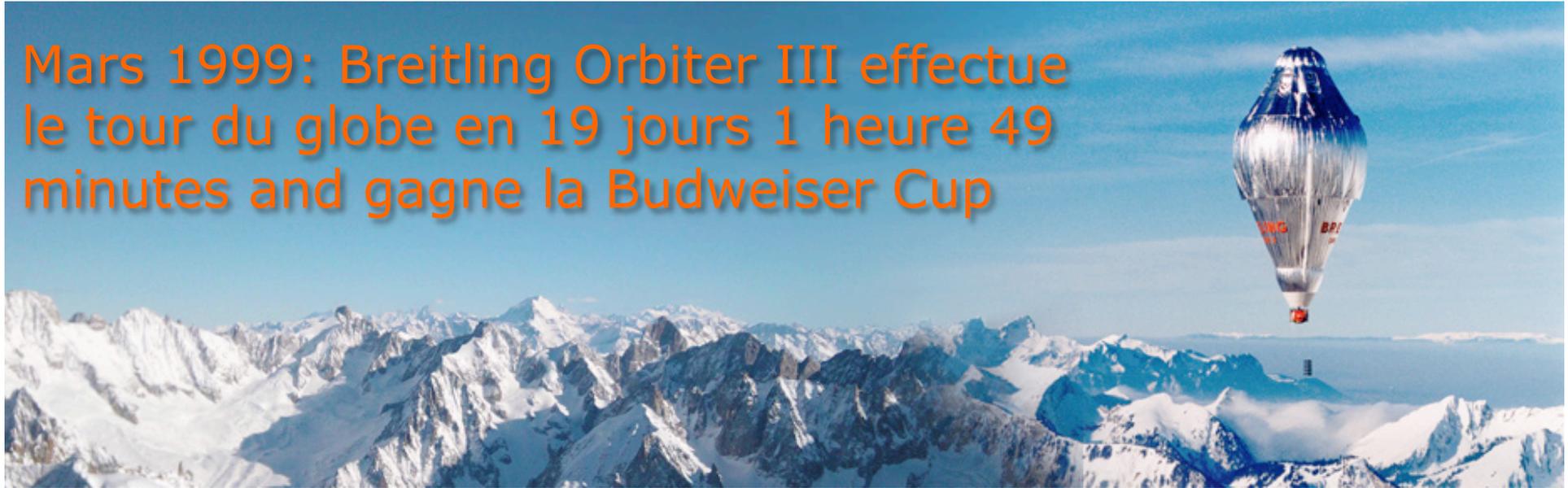
Sensibilité : x 40

Faible dose : ~ vol transatlantique  
LHF-SFO



## 1992: La FAI lance un défi pour le premier tour en ballon de la Terre

Mars 1999: Breitling Orbiter III effectue le tour du globe en 19 jours 1 heure 49 minutes and gagne la Budweiser Cup



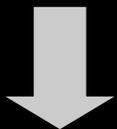
This is a clear-cut case **to shed light on TOF-PET with CRT < 10 ps FWHM** and raise a challenge on **reconstructionless** positron tomography

*C'est maintenant devenu une évidence que de lancer un **défi 10 ps** pour la reconstruction par temps de vol de l'annihilation électron-positon*

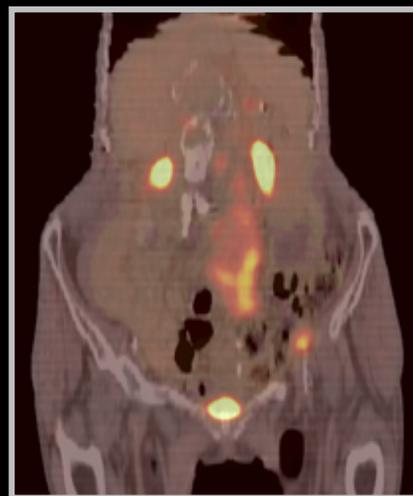
# Anatomie + Fonction



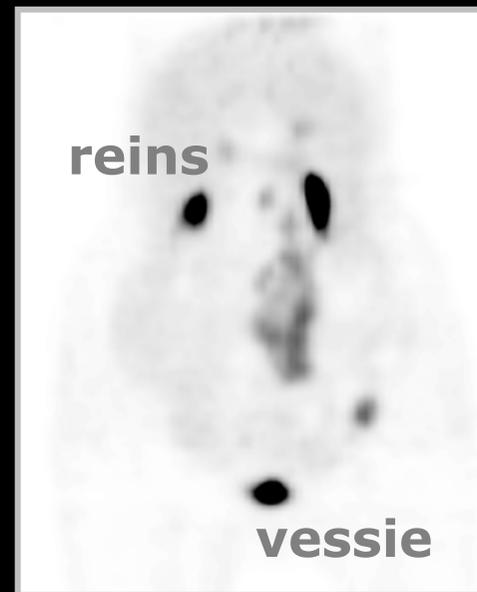
**TDM**



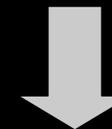
**Anatomie**



**Image fusionnée**



**TEP**

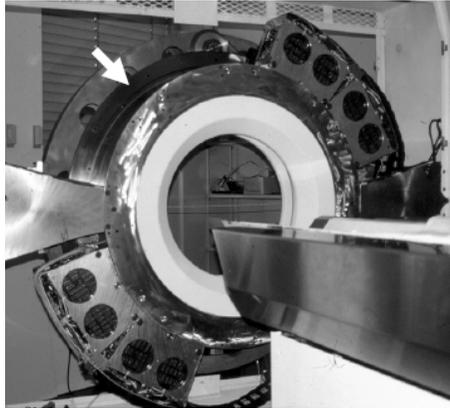


**Fonction**

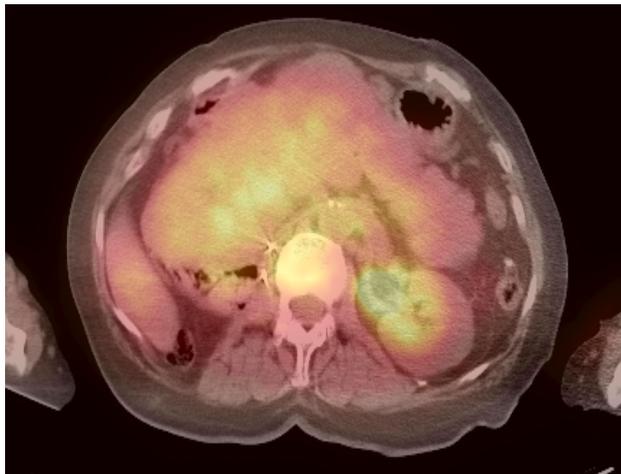
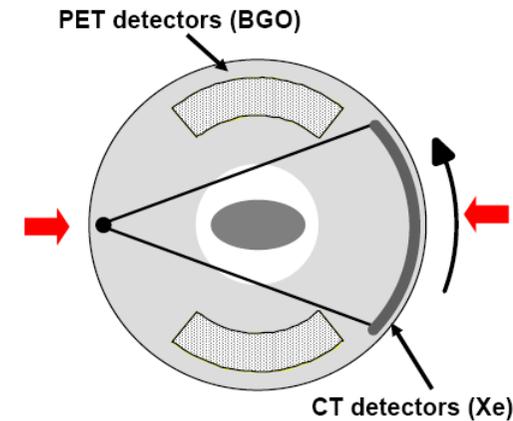
Courtesy: DW Townsend, UPMC

# Invention du TEP/CT : une révolution médicale doublée d'une évolution technique

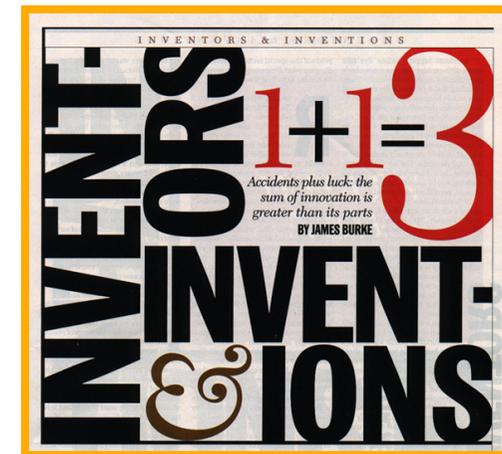
1991: Concept du TEP/CT, DW Townsend (HUG)



PRT-1



TIME magazine  
décembre 2000



courtesy: DW Townsend, UPMC



De la physique au détecteur – IN2P3 – Bénodet – 20-24 novembre 2017

# Caméras hybrides TEP/CT



**Discovery IQ, GE**



**Gemini, Philips**



**Biograph, Siemens**



**uMI 510, United Imaging**



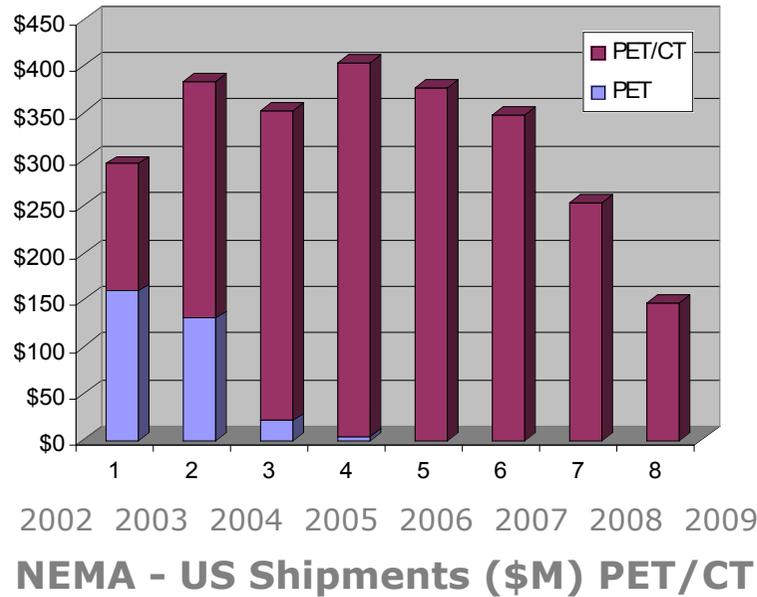
**Celesteion, Toshiba**



**SceptreP3, Hitachi**

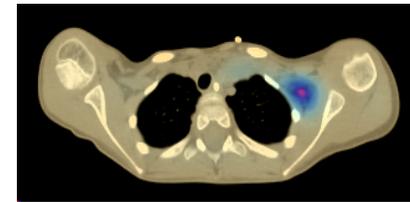
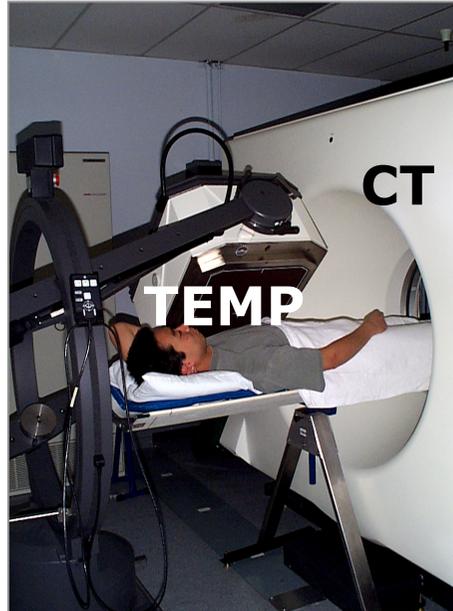
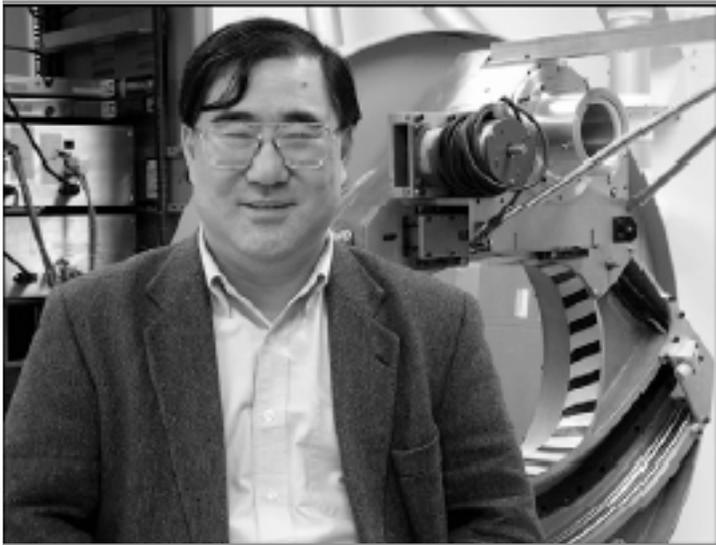


**AnyScan, Pozitron  
Teknik**



courtesy: D.W. Townsend, UT

# Caméra hybride TEMP/CT : Bruce H. Hasegawa



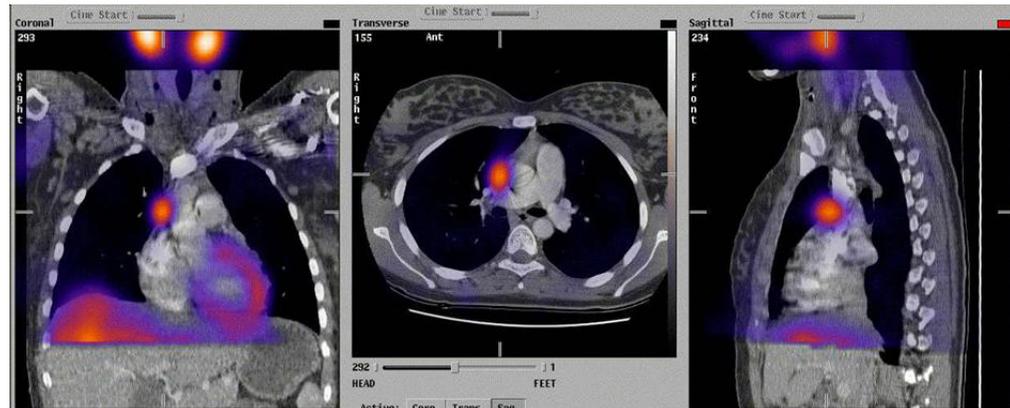
TEMP/CT

Courtesy: D.W. Townsend, UT

“CT is potentially more valuable for SPECT than for PET”

Dale L. Bailey. Is PET the Future of Nuclear Medicine ?  
Eur J Nuc Med & Mol Imag 30  
(2003) 1045-1046

$$1 + 1 = 4$$



# Caméras précliniques



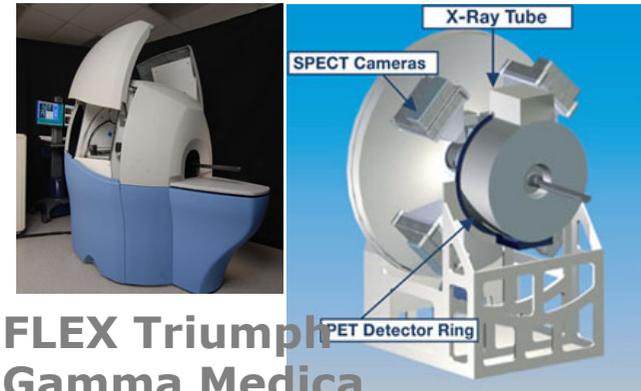
Module TEP



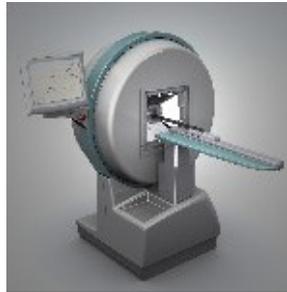
Module TEMP  
Inveon, Siemens



Module CT



FLEX Triumph  
Gamma Medica  
TEP/TEMP/CT



NanoSPECT/CT  
Bioscan



CT



TEP/CT

eXplore Vista, GE

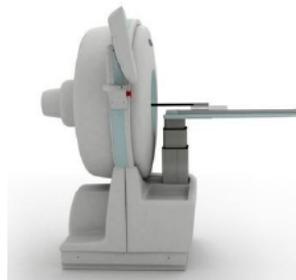


ClearPET  
raytest



TEP

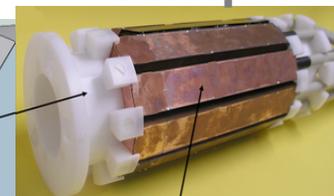
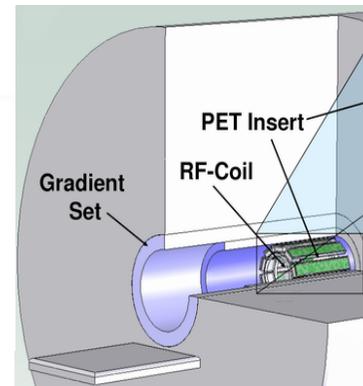
Mosaic HP  
Philips



NanoPET/CT



U-SPECT  
MILabs

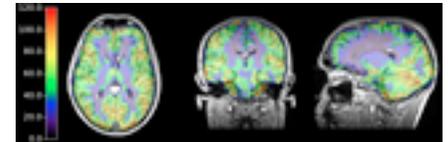
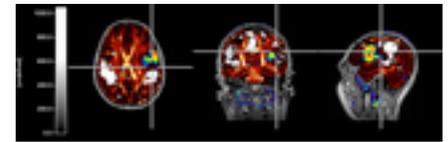
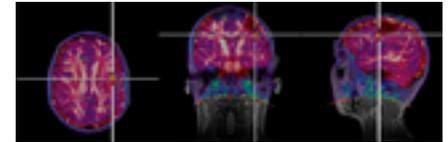


TEP/IRM

## 9.4 Tesla TEP/IRM hybride simultanée : une révolution technique doublée d'une évolution médicale ?



- Ouverture: 60 cm diamètre
- FOV axial: 50 cm
- Poids aimant: 57 tonnes
- 870 tonnes de fer doux
- Longueur: 3.70 m
- Energie stockée: 182.0 MJ
- Longueur du câble: 750 km

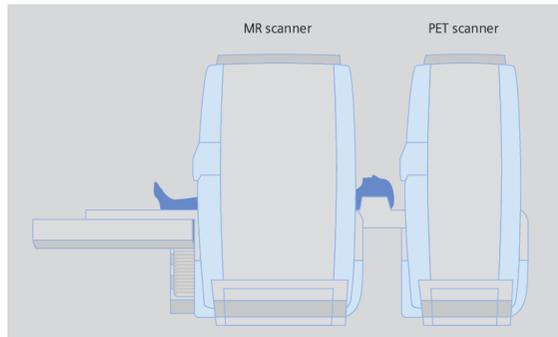


1 + 1 = ?

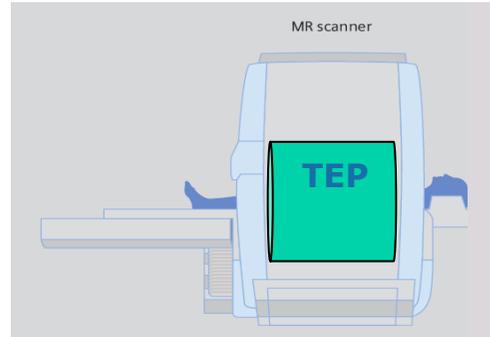


# Imagerie hybride TEP/IRM: géométries possibles

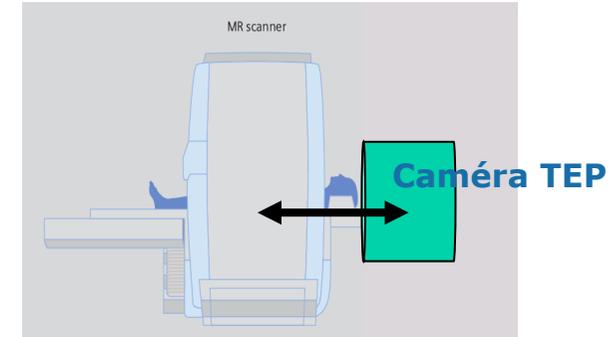
## Offset axial



## Caméra hybride



## Insert TEP



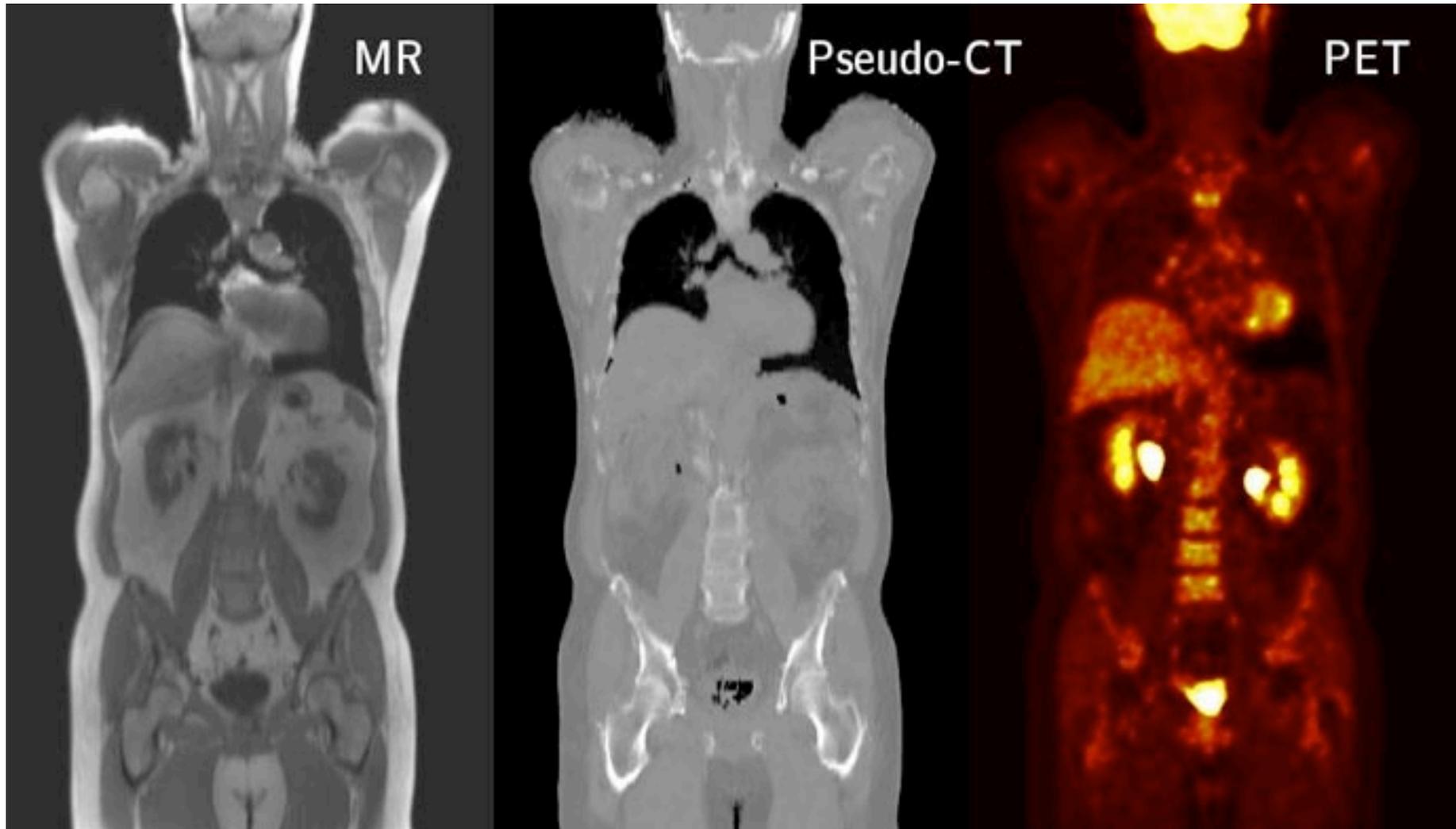
**Recalage spatial  
meilleur que le  
recalage temporel**

**L'acquisition simultanée devrait  
fournir des informations  
anatomiques et fonctionnelles  
permettant des recalages  
pratiquement parfaits !**

Courtesy: M. Schwaiger, S. Ziegler, TUM

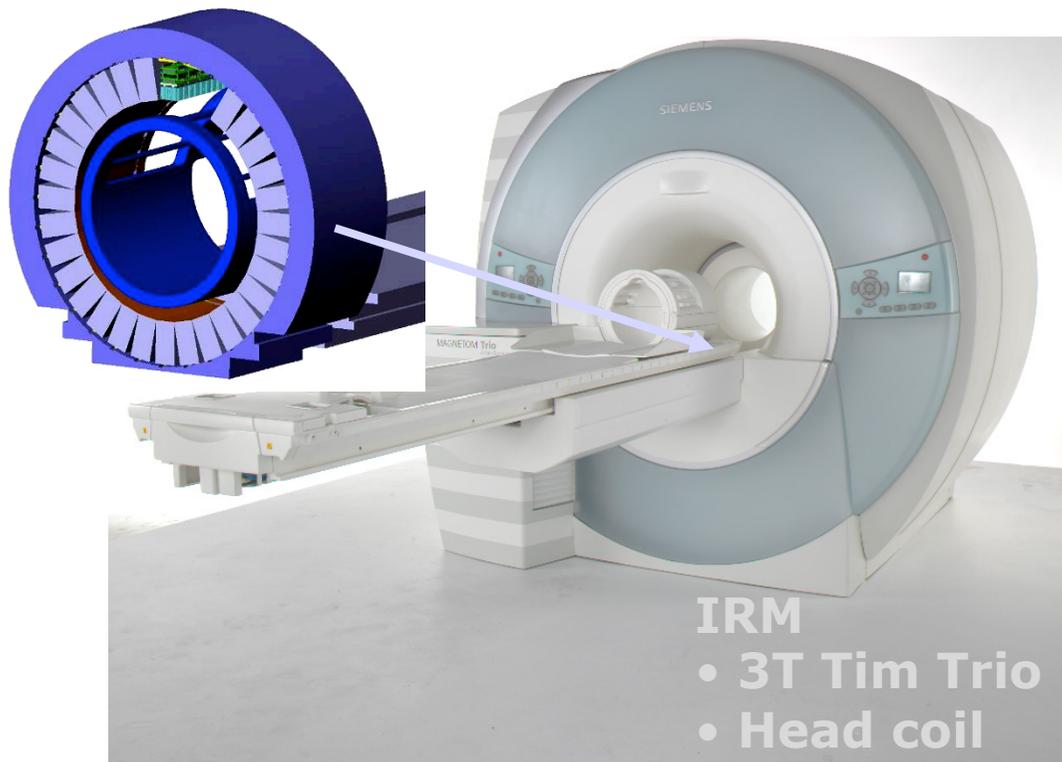
De la physique au détecteur – IN2P3 – Bénodet – 20-24 novembre 2017

## Défi de l'imagerie hybride TEP/IRM: les corrections d'atténuation



Courtesy: I. Bezrukov, Tuebingen

## Siemens : scanner hybride TEP/IRM



### Insert TEP

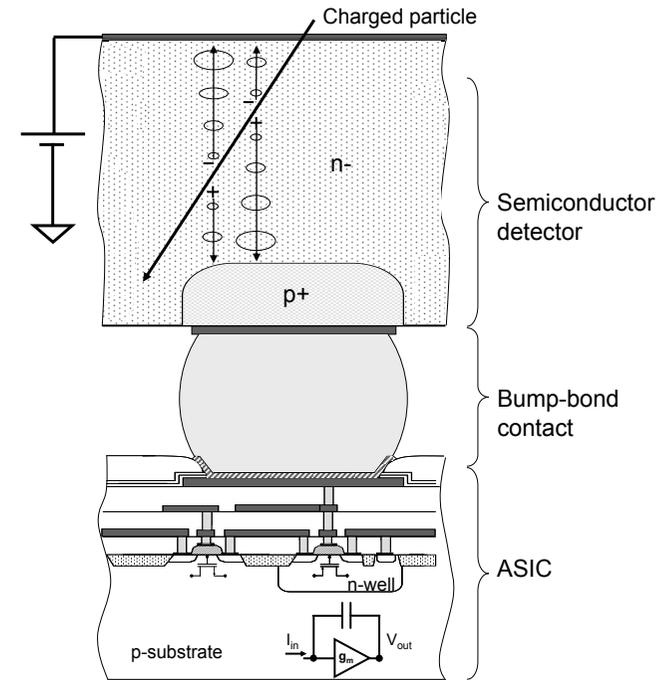
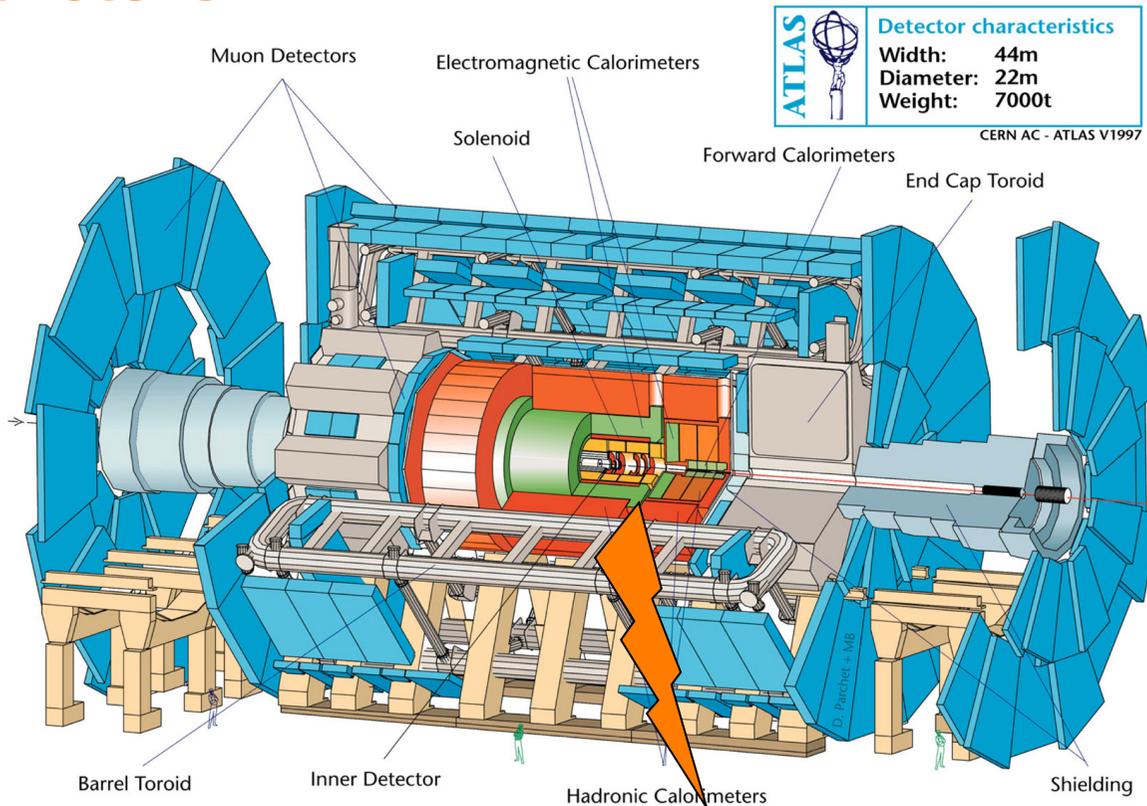
- Cristaux de LSO  
2.5 x 2.5 x 20 mm<sup>3</sup>
- Photodiodes à avalanches
- Résolution spatiale :  
~ 3 mm
- Sensibilité : > 6%

Courtesy: D.W. Townsend, SBIC

### Défis pour l'imagerie TEP/IRM

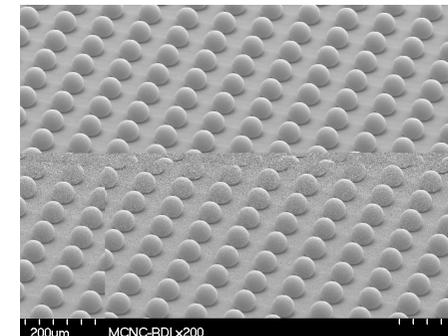
- Développement d'un détecteur TEP insensible au champ magnétique
- Précision de la quantification TEP
- Détermination des facteurs de correction d'atténuation à partir des images IRM
- Acquisition simultanée des données TEP et IRM
- Coût/bénéfice du design TEP/IRM

# Détecteurs à comptage de rayons X: une rupture technologique pour le développement du CT à comptage de photons



- Suppression du bruit
- Sélection de l'énergie
- Grande dynamique

Réduction de la dose  
Amélioration du contraste  
Développement du CT spectral

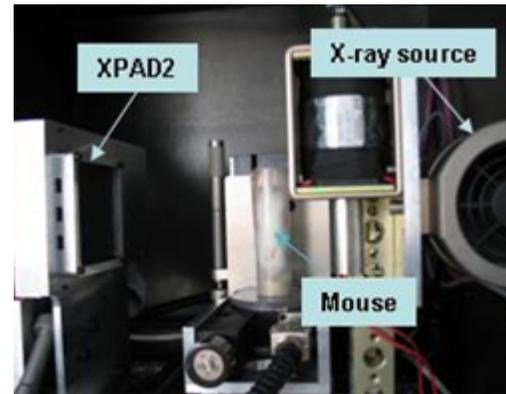


# R&D sur les pixels hybrides au CPPM

Début du projet pixel hybrides



ATLAS: 50 x 400  $\mu\text{m}^2$  pixels



XPAD2: 330 x 330  $\mu\text{m}^2$  pixels

1991

1998

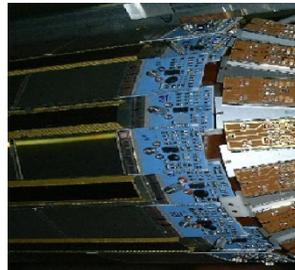
2001

1996

1999

2006

DELPHI:  
Première mondiale



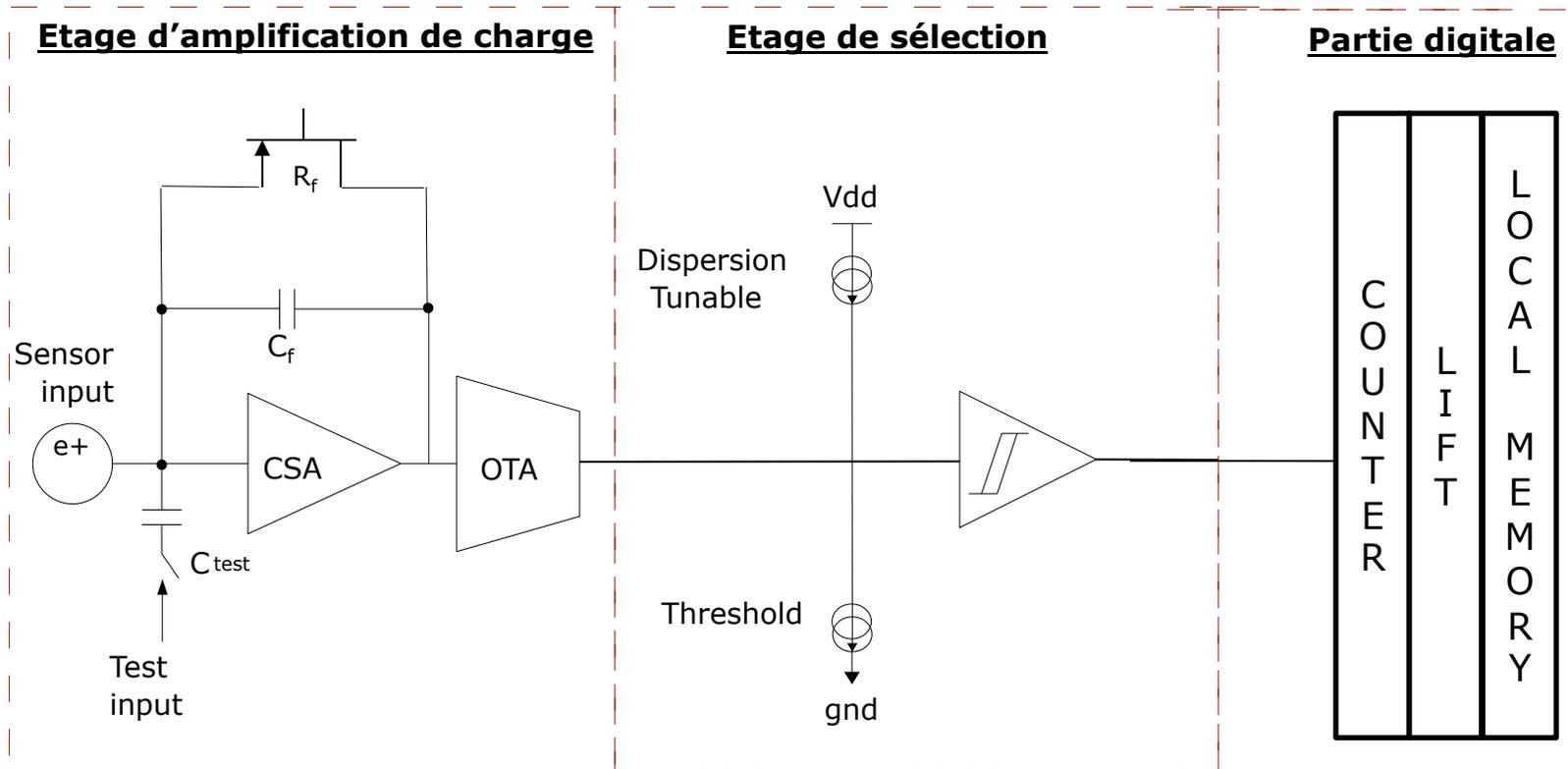
XPAD1: premier détecteurs à pixels hybrides pour la détection de rayons X



XPAD3 : 130 x 130  $\mu\text{m}^2$  pixels

Delpierre, JINST 9 (2014) C05059

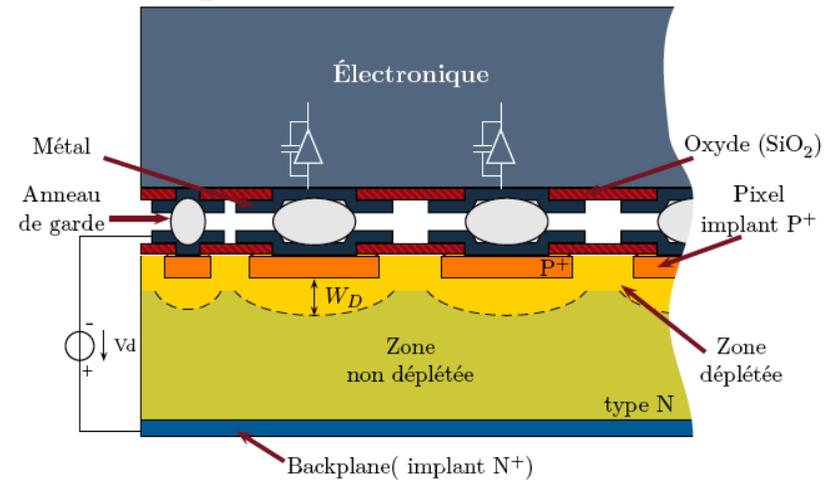
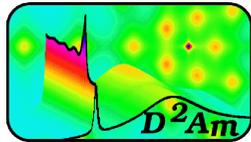
# Architecture du pixel XPAD3



Gain : 89 nA/keV  
Bruit : 127 e<sup>-</sup> rms  
Linéarité: < 10% @ 35 keV

Consommation : 40 μW/pixel  
Résolution du seuil : 57 e<sup>-</sup>  
Seuil minimal : < 4 keV

# XPAD3: pixels hybrides de Si et CdTe pour la détection de rayons X



- **XPIX**: Développement des détecteurs à pixels hybrides XPAD.1 et XPAD3.2 avec des capteurs de Si et de CdTe

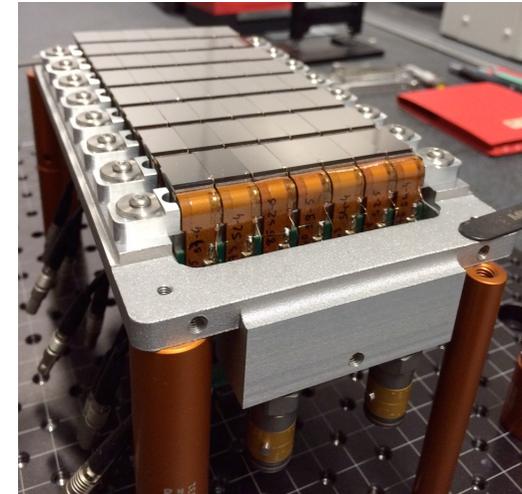
- > 0,5 Mpixels  $130 \times 130 \mu\text{m}^2$
- 240 images/s

2011 • 5-35 keV (XPAD3.1/Si: D1-3)

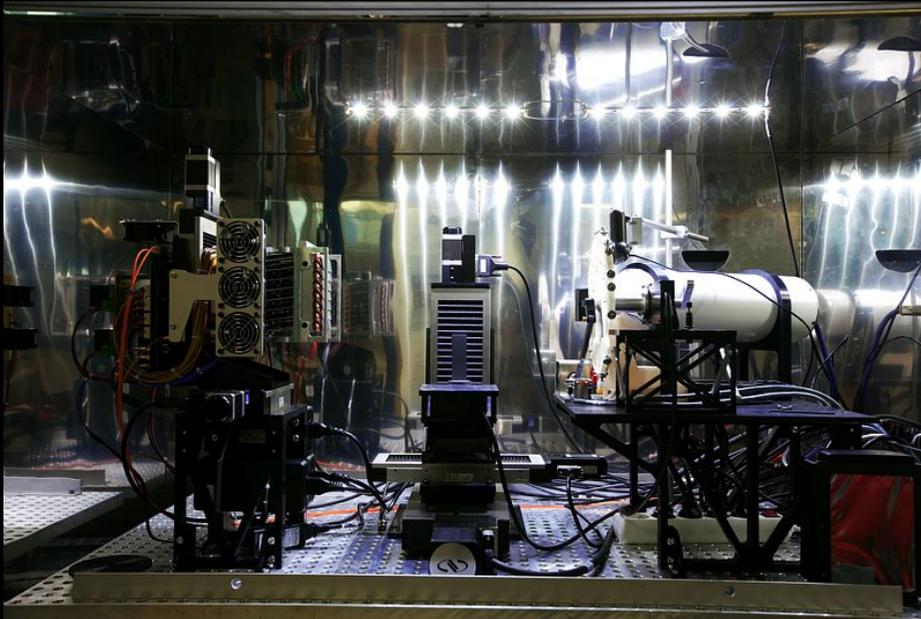
2013 • 5-60 keV (XPAD3.2/Si: D4-6)

**CHiPSpeCT** (PhysiCancer 12)

2015 • XPAD3.2/CdTe (D7)



Frame rate : 140 images/s



De la physique au détecteur – IN2P3 – Bénodet – 20-24 novembre 2017



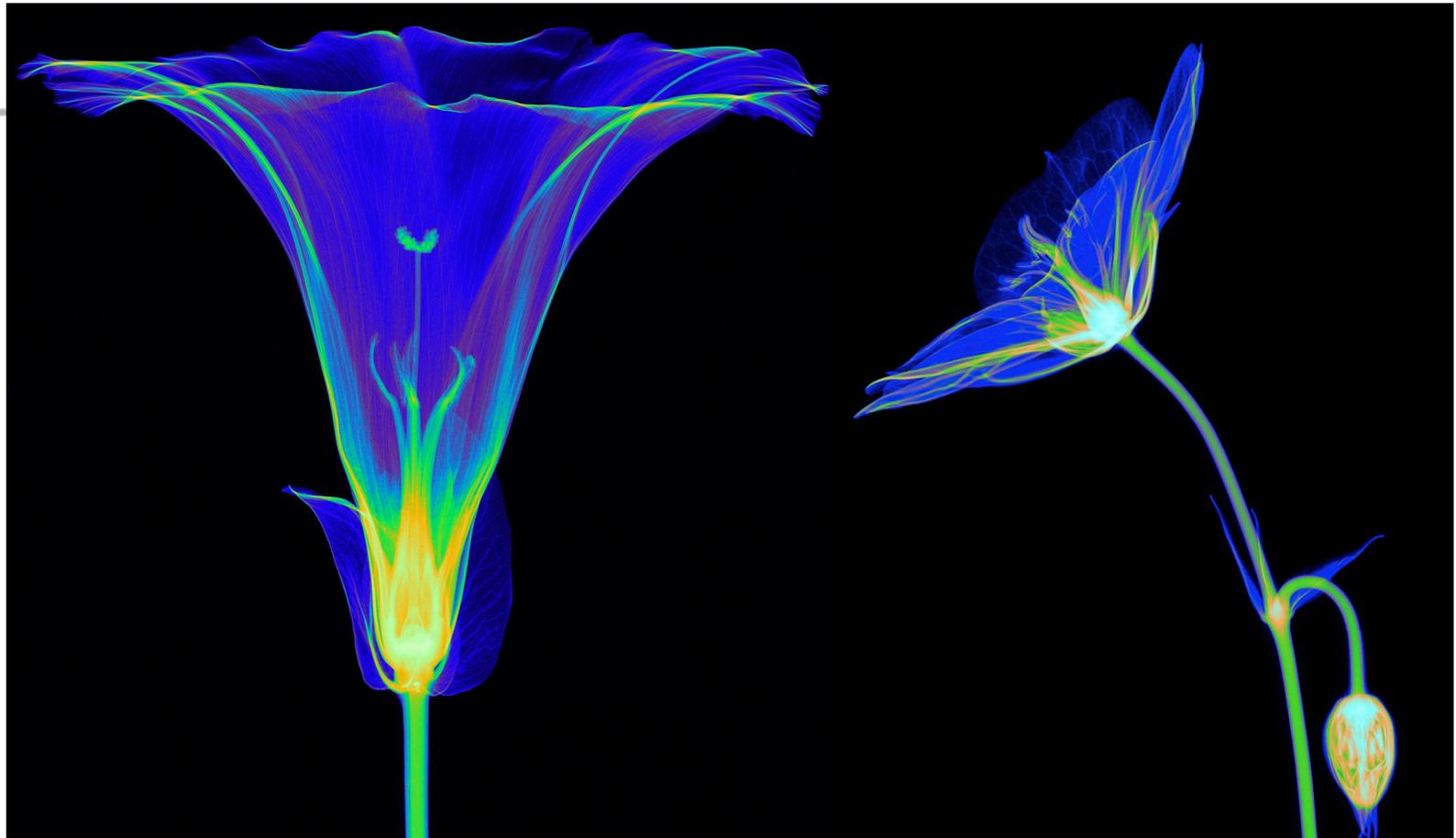
Name	Matrix	side ( $\mu\text{m}$ )	Energy thresholds	Peaking time (ns)	Maximum count rates (Mcps/pixel)	Maximum count rates (Mcps/mm <sup>2</sup> )	Electronics Noise or energy resolution	Power per channel ( $\mu\text{W}$ )	CMOS node
Medipix3 (FPM-SPM) <sup>1</sup>	256x256	55	2	120	2.5	826.5	1.37keV FWHM @ 10keV	7.5	0.13 $\mu\text{m}$
Medipix3 (FPM-CSM) <sup>2</sup>	256x256	55	1+1	120	5.0E-01	163.5	2.03keV FWHM @10keV	9.3	0.13 $\mu\text{m}$
Timepix3 (CERN) <sup>3</sup>	256x256	55	10bits	30	1.6E-03	0.53	4.07keV FWHM at 59.5keV	15.2	0.13 $\mu\text{m}$
Pixirad Pixie II <sup>4</sup>	512x476	55.6	2	300	5.0E-01	161.5	1.45keV FWHM @ 20keV	12.5	0.18 $\mu\text{m}$
Samsung PC <sup>5</sup>	128x128	60	3	NS	NS	NS	68 e- r.m.s.	4.6	0.13 $\mu\text{m}$
Pixirad Pixie III <sup>6</sup>	512x402	62	2	125	1.0	260.1	6.6% FWHM @ 60keV	34	0.16 $\mu\text{m}$
Eiger <sup>7</sup>	256x256	75	1	30	4.2	711.1	121e- r.m.s. (low noise settings)	8.8	0.25 $\mu\text{m}$
PXD23K (AGH) <sup>8</sup>	128x184	75	2	48	8.5	1519.5	89e- r.m.s.	25	0.13 $\mu\text{m}$
X-Counter PC (PDT25-DE) <sup>9</sup>	256x256	100	2	NS	1.2	120	8.3keV FWHM @20keV 10keV FWHM @60keV	NS	NS
PXD18K (AGH) <sup>8</sup>	96x192	100	2	30	5.8	580	168e- r.m.s.	23	0.18 $\mu\text{m}$
FPDR90 (AGH) <sup>8</sup>	40x32	100	2	28	8.5	854.7	106e- r.m.s.	42	90nm
AGH_Fermilab <sup>10</sup>	18x24	100	2	48	NS	NS	84e- (Single pixel), 168e- (Charge summing)	34	40nm
Medipix3 (SM-SPM) <sup>11</sup>	128x128	110	8	120	4.5	375.7	1.43keV FWHM @ 10keV	30	0.13 $\mu\text{m}$
Medipix3 (SM-CSM) <sup>12</sup>	128x128	110	4+4	120	3.4E-01	28.1	2.2keV FWHM @10keV	37.2	0.13 $\mu\text{m}$
XPAD3 <sup>13</sup>	80x120	130	2	150	2.0	118.3	127e- r.m.s.	40	0.25 $\mu\text{m}$
Pilatus 2 <sup>14</sup>	60x97	172	1	110	6.0	202.8	1keV FWHM @ 8keV	20.2	0.25 $\mu\text{m}$
Pilatus 3 <sup>15</sup>	60x97	172	1	110	15.0	507.0	1keV FWHM @ 8keV	20.2	0.25 $\mu\text{m}$
Telesystems <sup>16</sup>	40x40	200	4	300-500	8.0E-01	20	5.36keV FWHM @ 122keV	94.4	0.25 $\mu\text{m}$
Dosepix (CERN) <sup>17</sup>	16x16	220	16	287	1.6	33.9	150 e- r.m.s.	14.6	0.13 $\mu\text{m}$
Siemens PC <sup>18</sup>	64x64	225	2	20	40.0	790.1	NS	NS	NS
Hexitec <sup>19</sup>	80x80	250	14bits	2000	1.0E-03	0.016	800eV FWHM @ 60keV, 1.1keV @ 141keV	220	0.35 $\mu\text{m}$
Philips Chromaix <sup>20</sup>	4x16	300	4	20	38.0	422.2	4.7keV @60keV (1 channel)	3000	0.18 $\mu\text{m}$
Ajat-0.35 (PC) <sup>21</sup>	32x64	350	1	1000	2.2	18.0	4keV FWHM @122keV	390.6	0.35 $\mu\text{m}$
Ajat-0.35 (ADC) <sup>22</sup>	32x64	350	64	1000	4.9E-05	4.0E-04	4keV FWHM @122keV	390.6	0.35 $\mu\text{m}$
CIX 0.2 (Bonn) <sup>23</sup>	8x8	353.6	1	NS	12.0	96	330e- r.m.s. (counting channel)	3200	0.35 $\mu\text{m}$
KTH_Lin_SPD <sup>24</sup>	160 ch.	447.2	8	10-20-40	272.0	1360	1.09keV @ 15keV (measured at 40kcps)	80000	0.18 $\mu\text{m}$
DxRay-Interon <sup>25</sup>	16x16	500	4	10	13.3	53	7keV FWHM @60keV, Min TH20keV	NS	NS
Ajat-0.5 <sup>26</sup>	44x22	500	2	1000-2000	NS	NS	4.7keV @122keV (1 channel)	413.2	0.35 $\mu\text{m}$
Hamamatsu <sup>27</sup>	64 ch.	632.5	5	NS	5.5	13.75	12keV FWHM @ 120keV	NS	NS
IDEAS <sup>28</sup>	64 ch.	894.4	6	50	4.0	5	7keV FWHM @60keV	4200	0.35 $\mu\text{m}$
GE-DxRay <sup>29</sup>	128 ch.	1000	2	30	11.6	11.6	4.75% at 122keV, CZT, 5pF Cin (1 Channel noise= 4.8keV FWHM)	2100	0.25 $\mu\text{m}$
BNL <sup>30</sup>	64 ch.	1241.0	5	40-80-160-320	4.0	5.5	5.5keV at 40ns peaking time/2.15keV at 320ns peaking time	4700	0.25 $\mu\text{m}$

Courtesy: R. Ballabriga, Medipix Collaboration, CERN

# Medipix3/Si images RX



UNI  
FREIBURG



Courtesy: S. Procz, Medipix Collaboration, CERN

- Medipix3/Si 55 $\mu$ m SPM HGM 24-Bit, 8 x 8 tuiles
- 20 kV/100  $\mu$ A, Mag. 2x
- Largeur  $\sim$ 45 mm

De la physique au détecteur – IN2P3 – Bénodet – 20-24 novembre 2017

# Hybrid pixels: many spin-offs

2003



www.dxray.com

2006

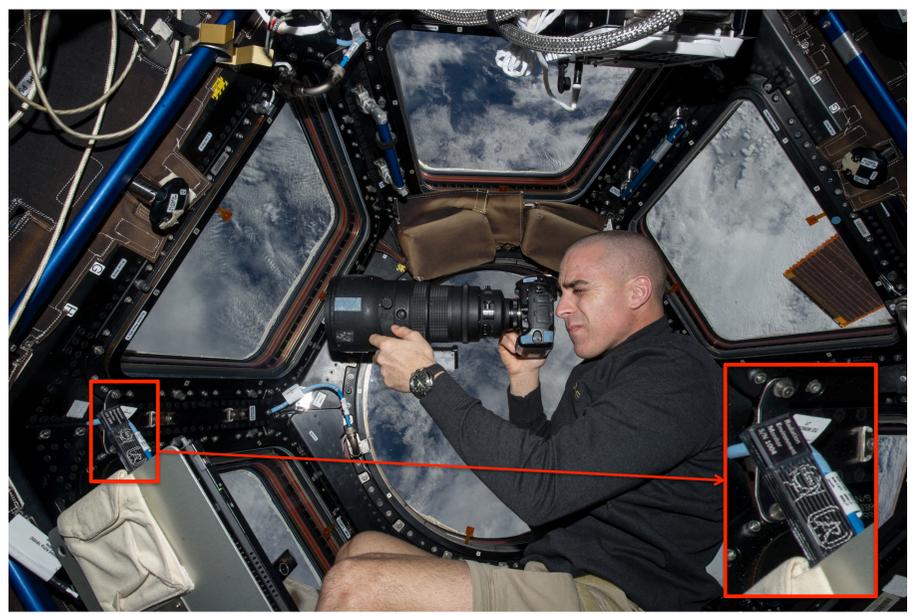


www.dectris.com

2010



www.imxpad.com



Courtesy: NASA, photo ref. no. iss036e006175

2006



Pixelated X-Ray Detectors  
www.xray-imatek.com

2011



Chromatic Photon Counting  
pixirad.pi.infn.it

2011



AMSTERDAM SCIENTIFIC INSTRUMENTS  
www.amscins.com

2012



IMAGING THE UNSEEN  
www.advacam.com

2011



X-RAY IMAGING EUROPE  
www.xi-europe.com

2003



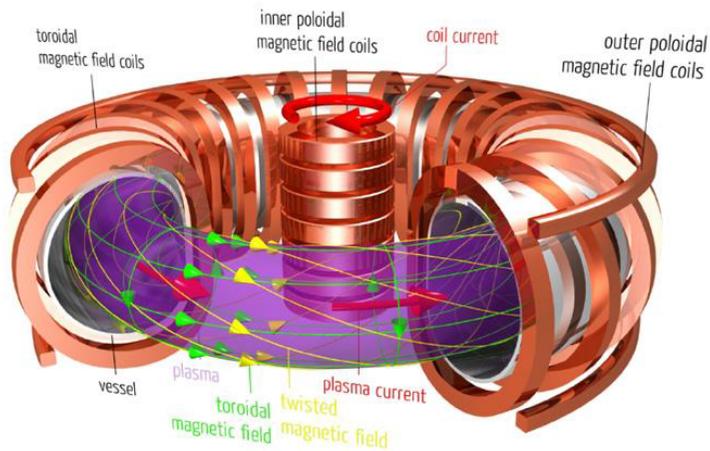
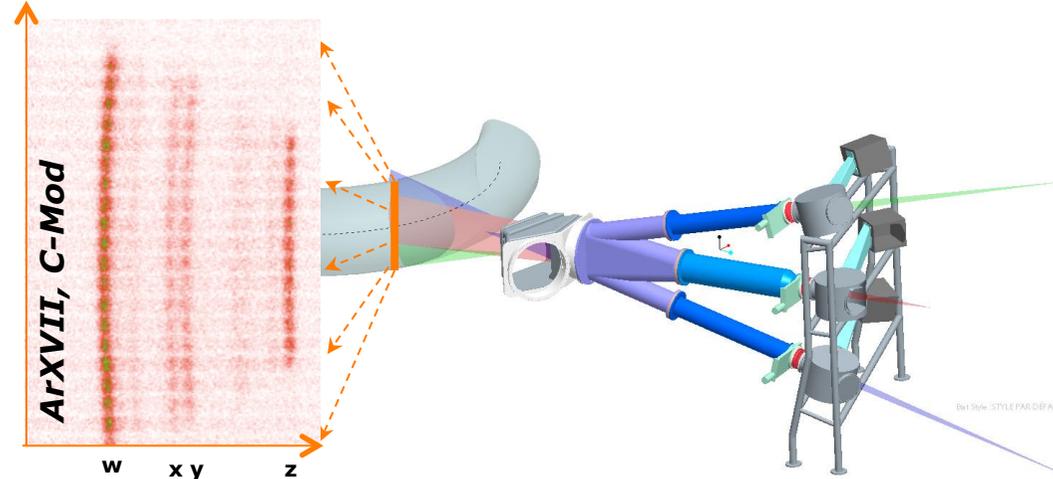
detect image identify  
www.kromek.com

2007

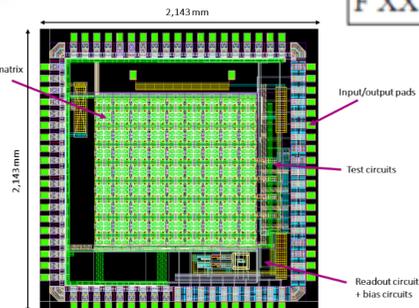


Medipix All Resolution System  
www.marsbioimaging.com

# Pixels hybrides pour le diagnostic du plasma d'un tokamak

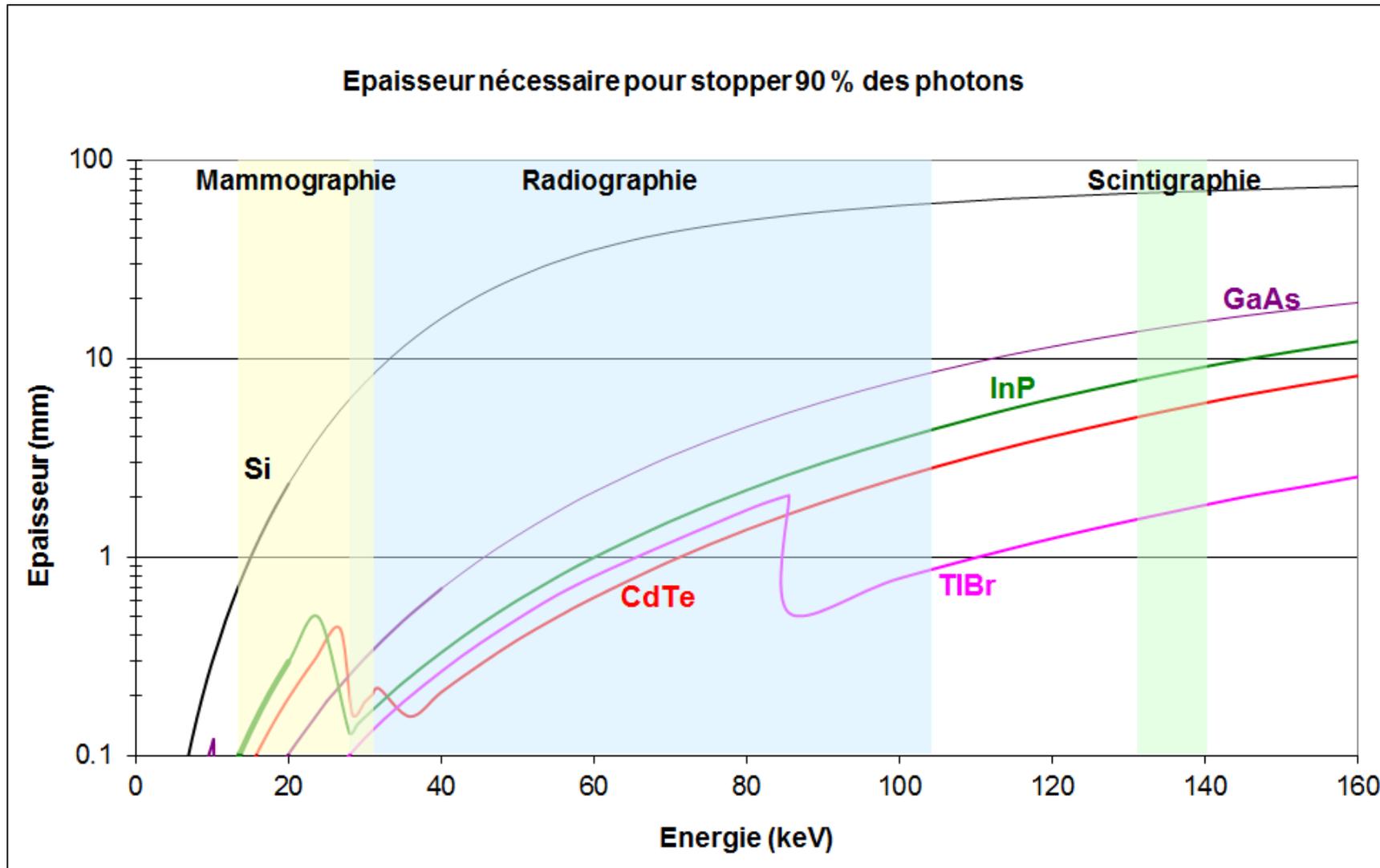


Element	Energy [keV]	Crystal	Bragg angle [°]	Rowland radius [m]	Meridional focus [m]	Sagittal focus [m]
Ar XVII	3.1218	Qu (11-20)	54.0183	1.3516	2.1875	7.0650
Ar XVIII	3.3206	Qu (10-12)	55.0106	1.3511	2.2138	6.4661
F XXV	6.6685	Ge (422)	53.6045	1.3526	2.1775	7.3599



Développement d'un circuit double seuil (2-8 keV) pour la mesure de la vitesse toroïdale et de la température ionique dans un plasma de fusion d'un tokamak

# Capteurs pour la détection directe de rayons X

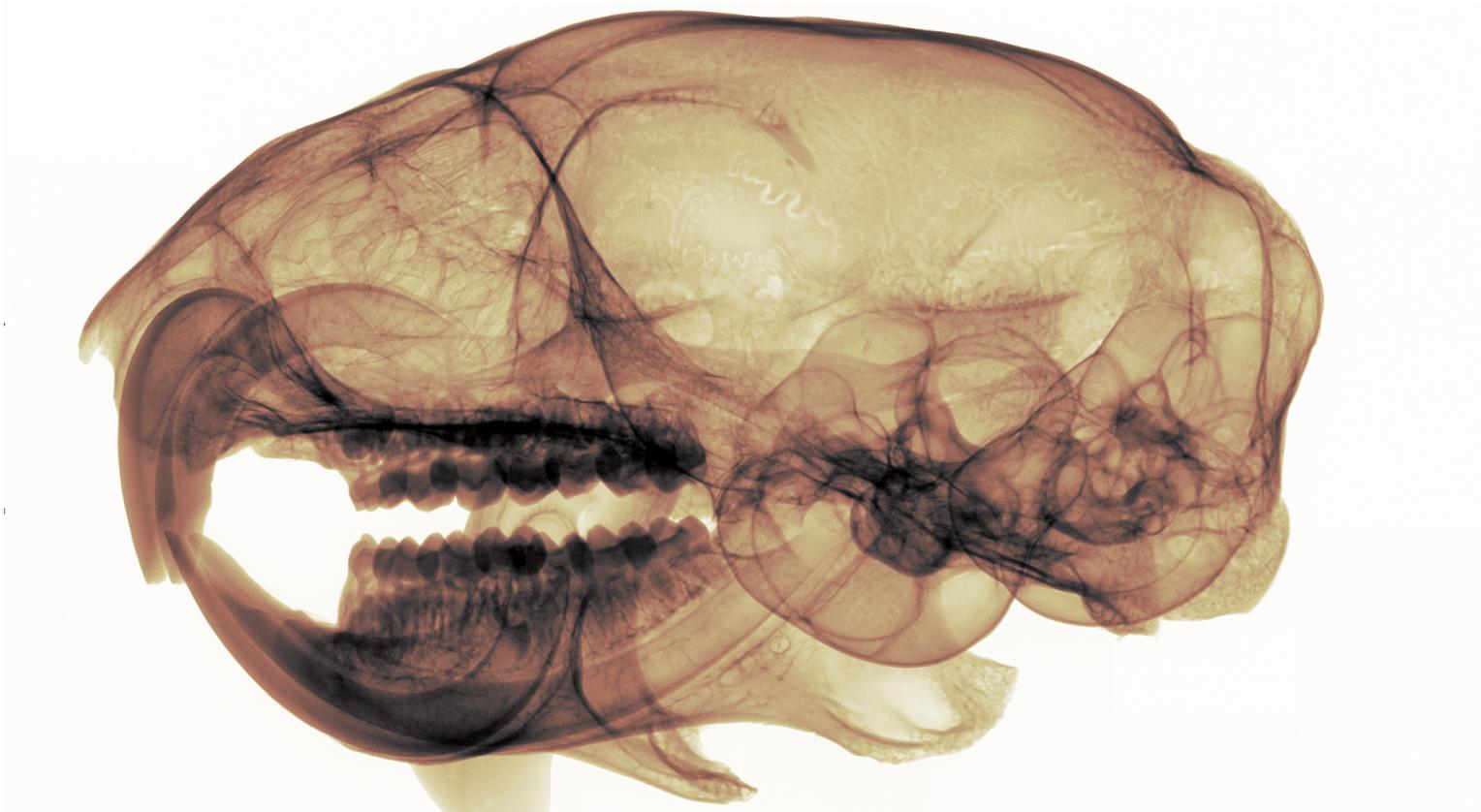


Courtesy: E. Gros d'Aillon, CEA-LETI

# Medipix3 Image (GaAs 55 $\mu\text{m}$ /500 $\mu\text{m}$ )

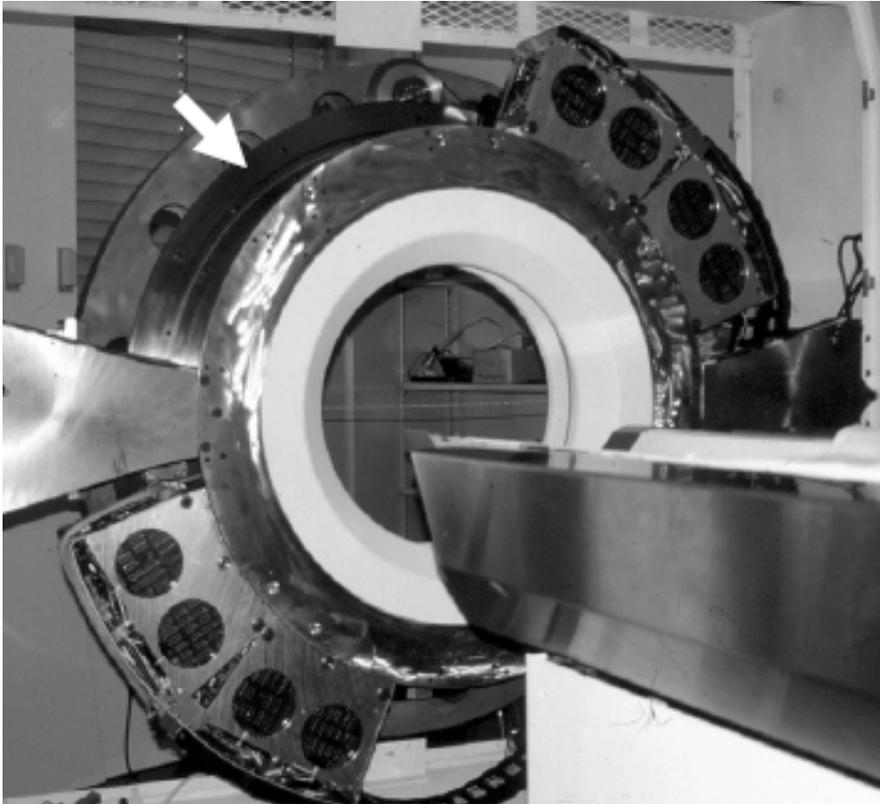


Image tuilée du crâne d'une souris

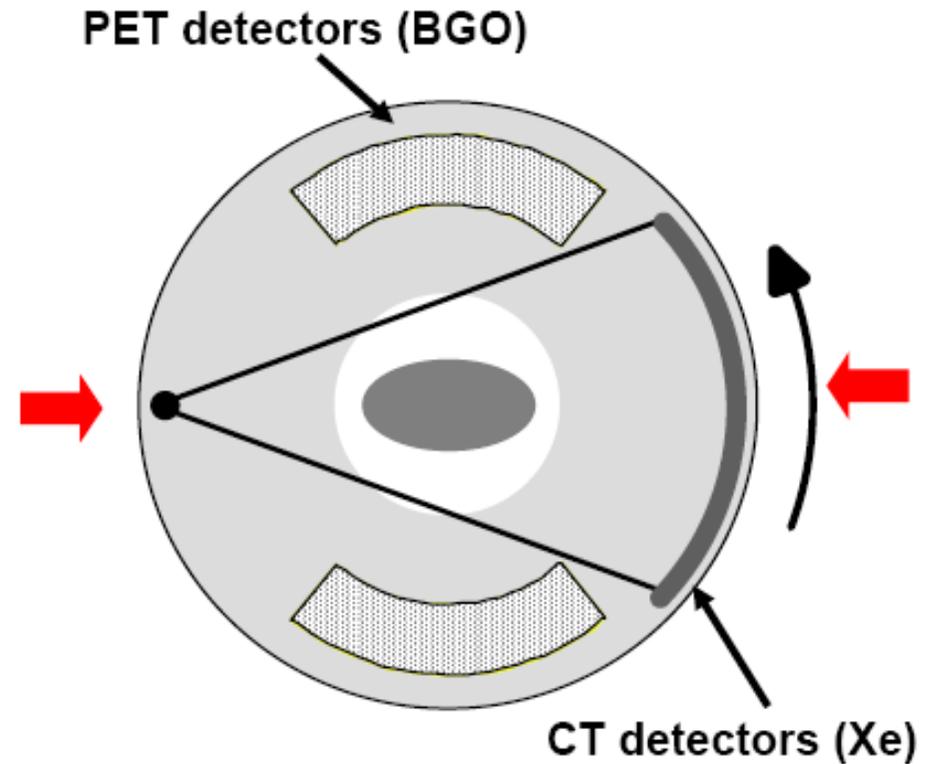


Courtesy: S. Procz, Medipix Collaboration, CERN

# 1991: concept du TEP/CT, D.W. Townsend (HUG)



**PRT-1**

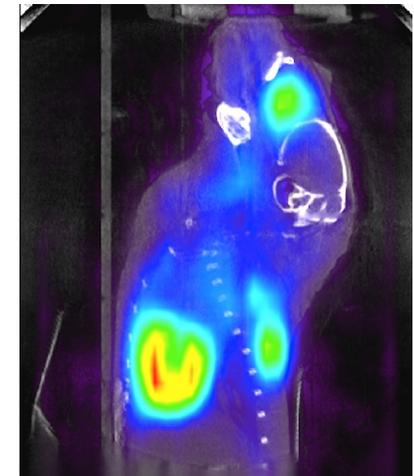
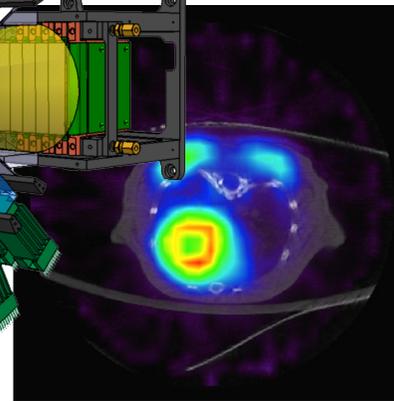
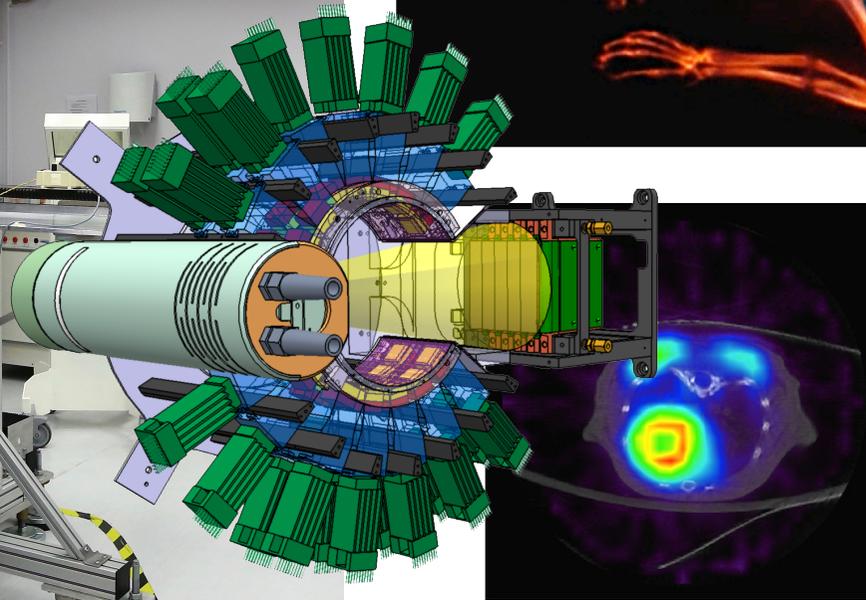
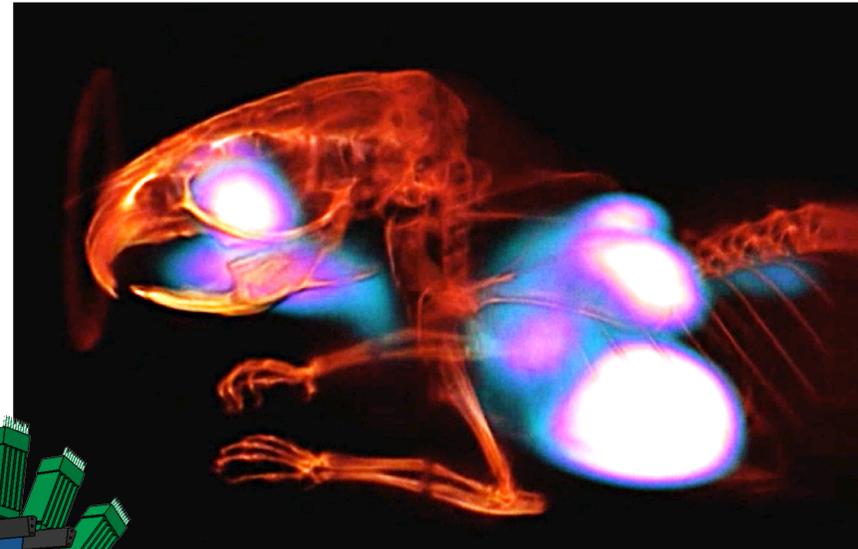
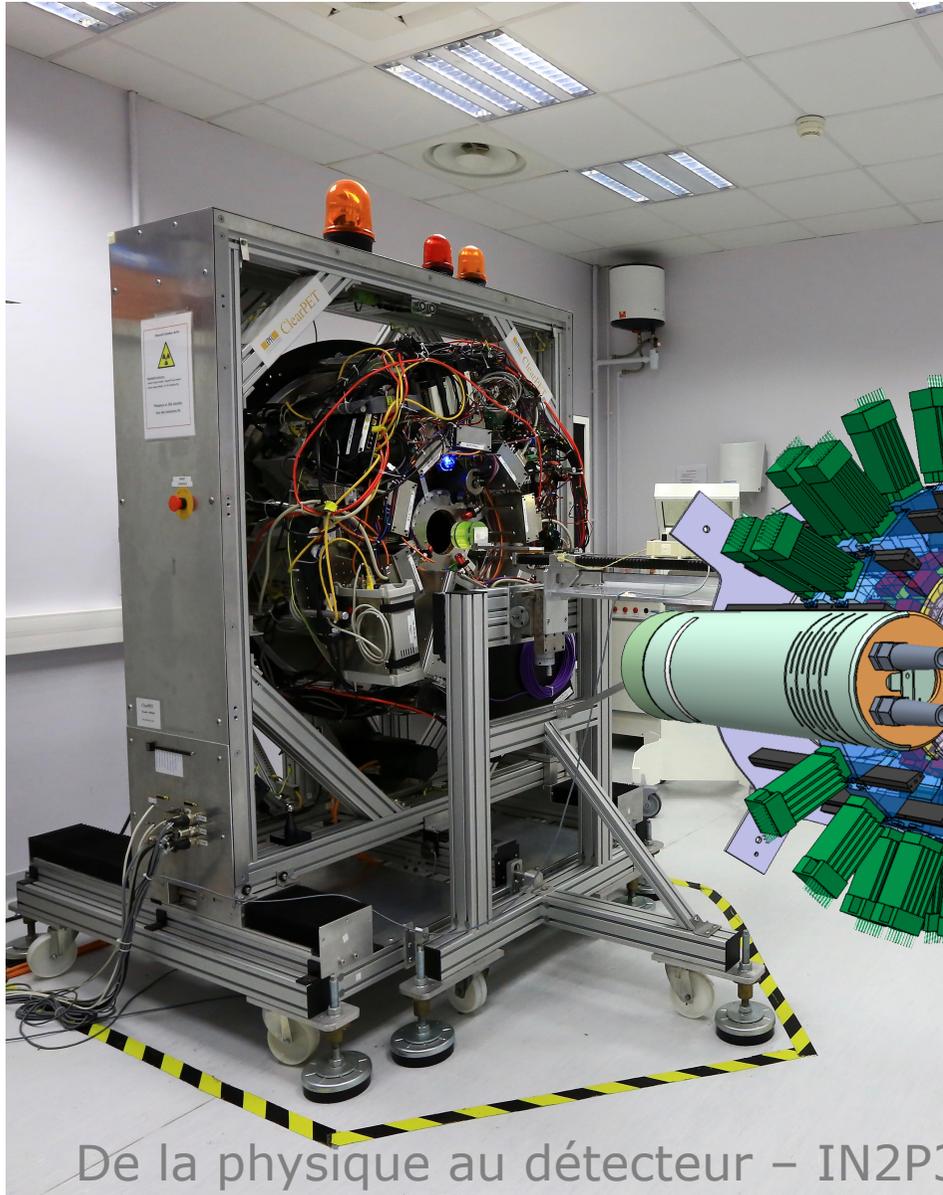


courtesy: D.W. Townsend, UPMC

# TEP/CT simultané: preuve de concept avec le prototype ClearPET/XPAD

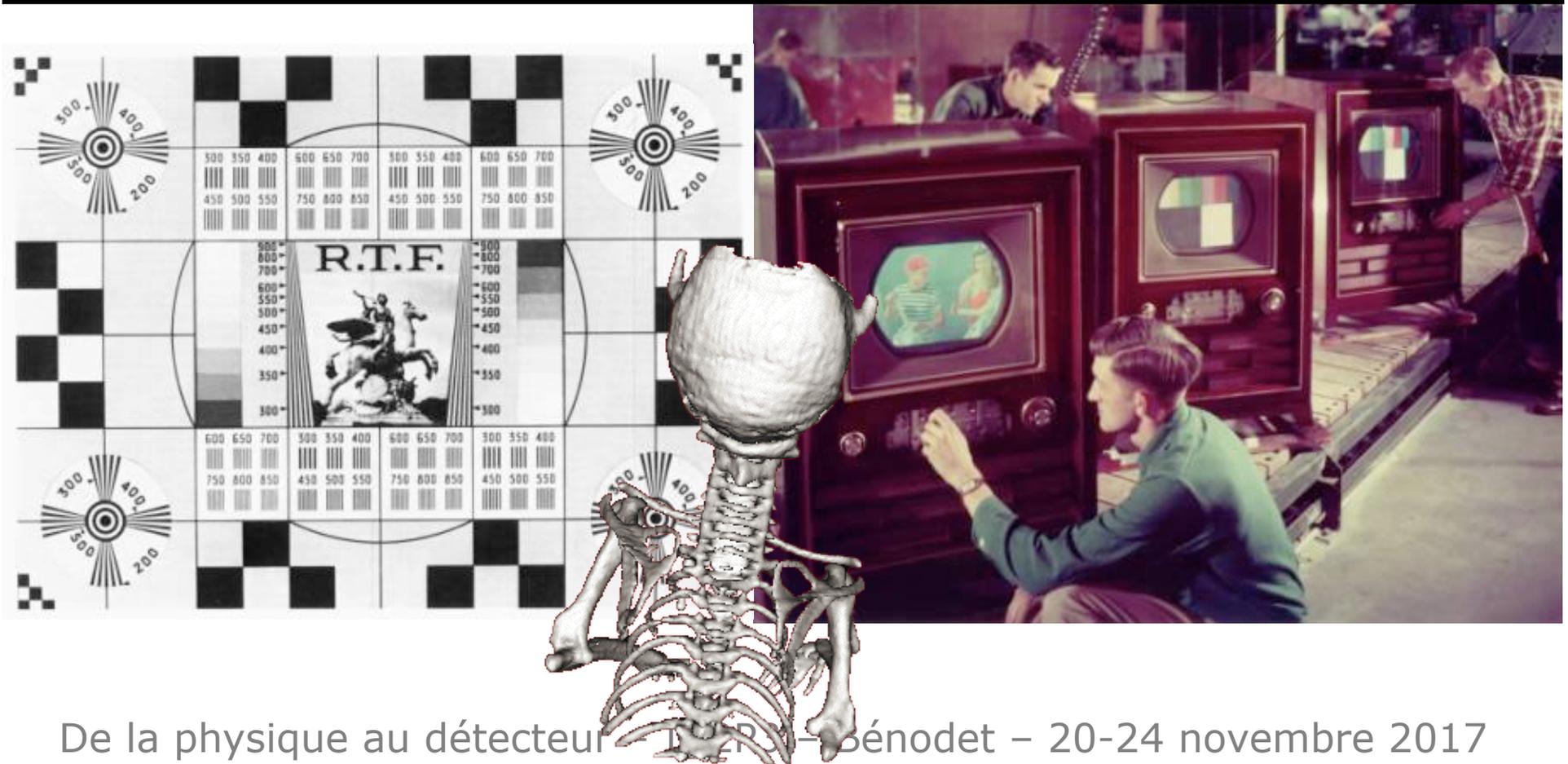


M Hamonet et al., Proc. IEEE NSS/MIC 2016



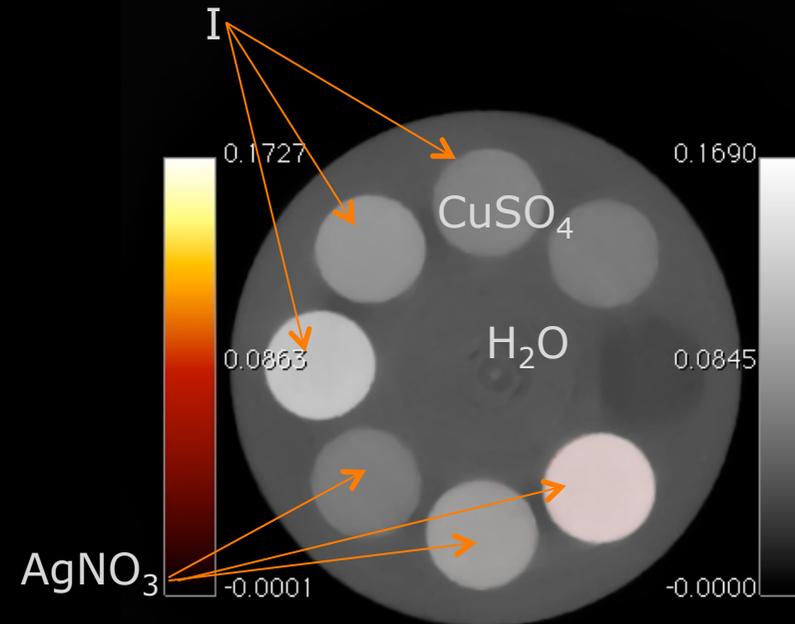
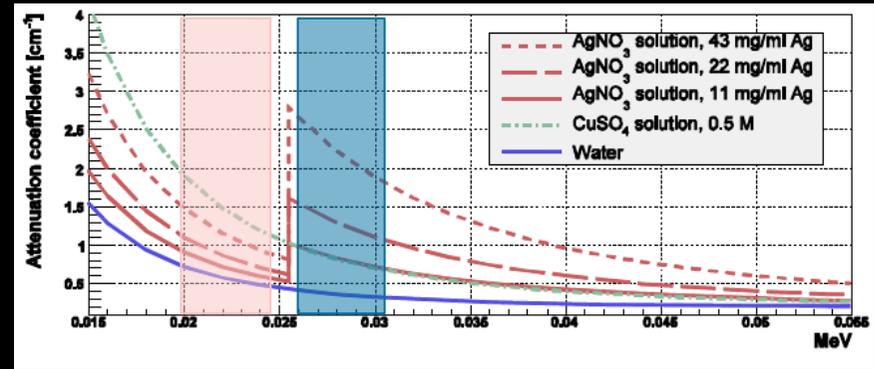
De la physique au détecteur – IN2P3 – Bénodet – 20-24 novembre 2017

# CT spectral : du noir et blanc à la « couleur » grâce aux pixels hybrides



De la physique au détecteur - J. P. Bénédict - 20-24 novembre 2017

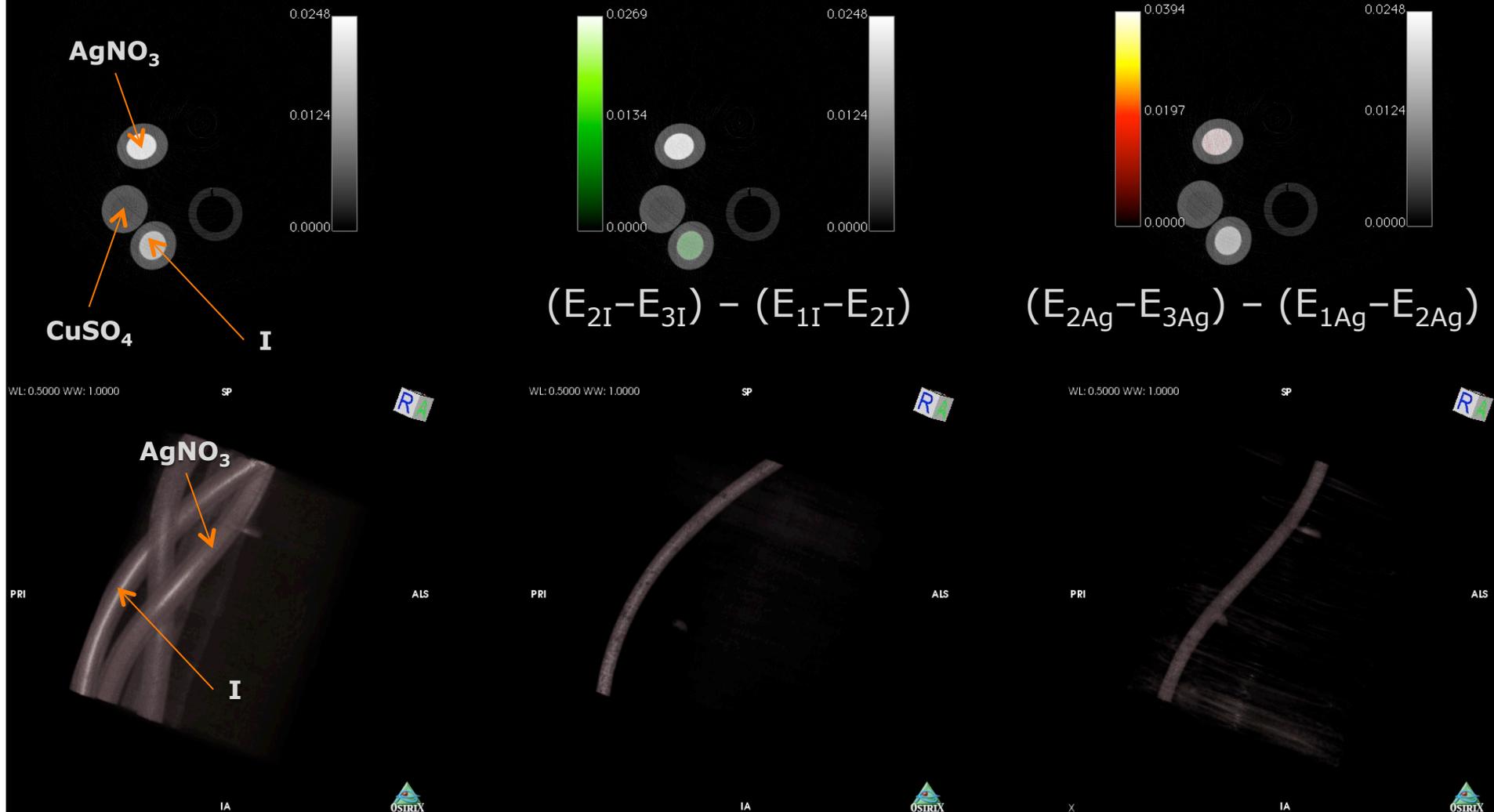
# CT spectral : du noir & blanc à la couleur



# CT spectral : du noir & blanc à la couleur

## CT standard

## Imagerie au K-edge de l'iode et de l'argent



Cassol et al., IEEE Trans. Nucl. Sci. **60** (2013) 103

# CT spectral: une nouvelle modalité intrinsèquement anatomo-fonctionnelle

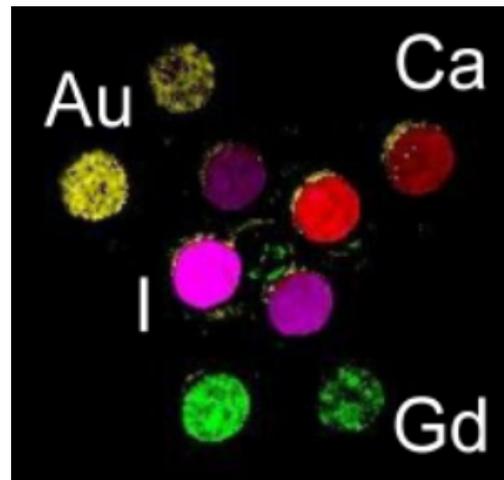
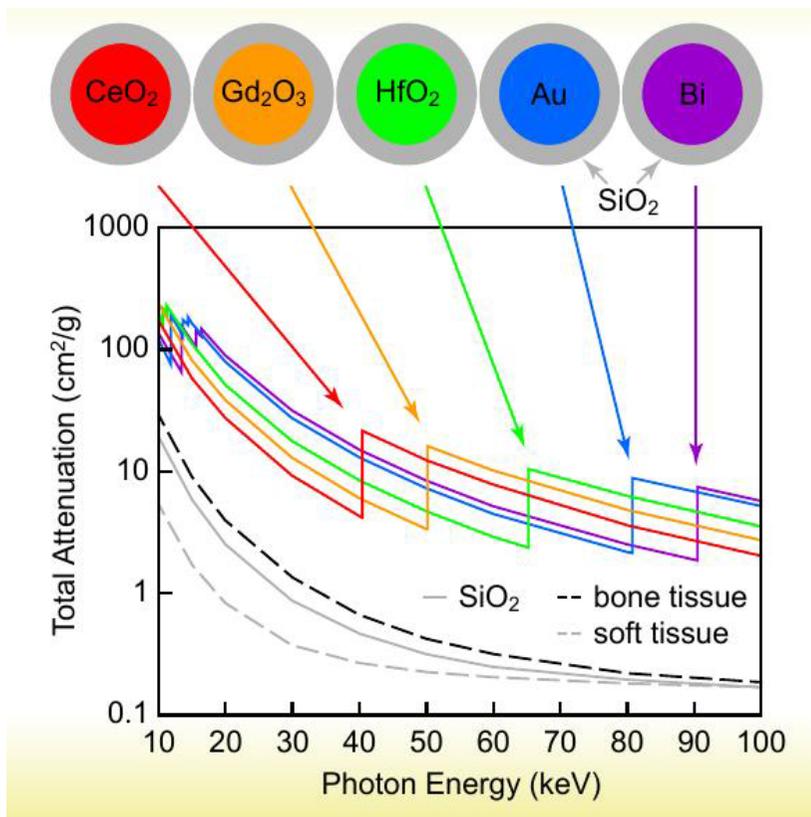


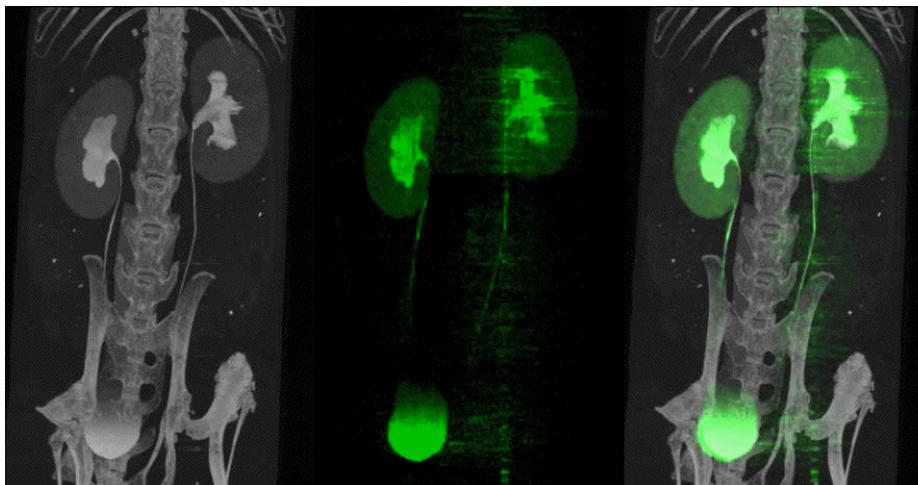
Image de MARS utilisant une gamme d'énergie clinique (CdTe-MedipixRX)

courtesy: A Buttler, Medipix Collaboration, Mars Bio-Imaging

LE Cole et al. *Nanomedicine* **10** (2015) 321

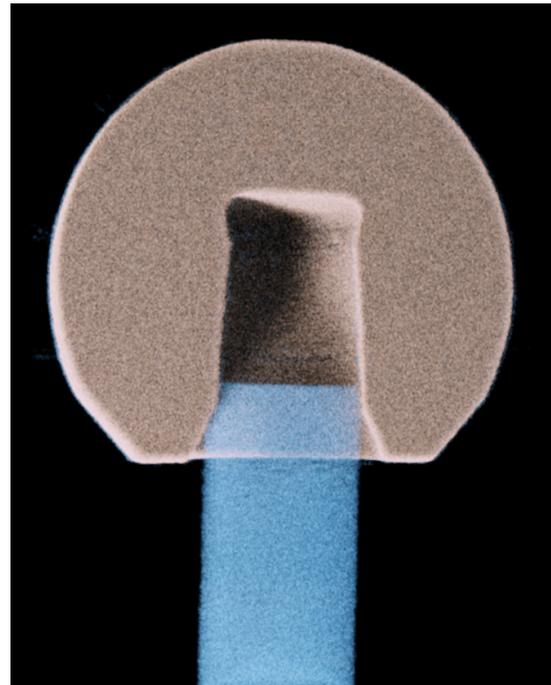
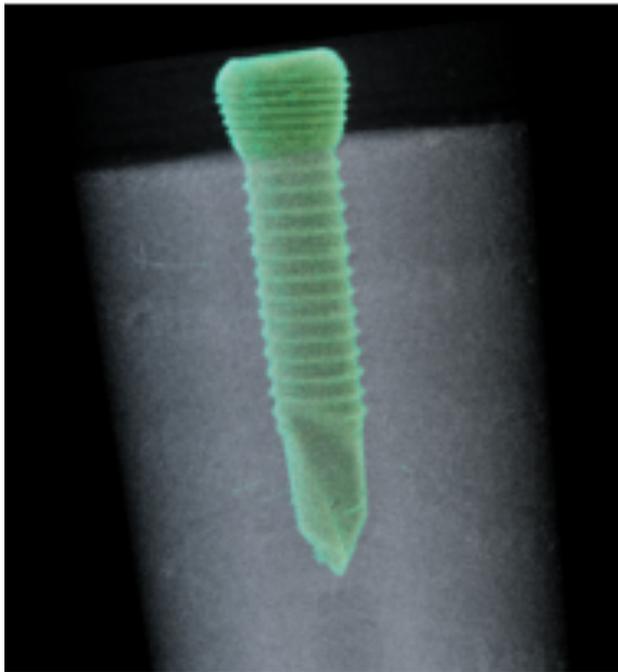
Imagerie au K-edge de l'iode utilisant des pixels composites avec le détecteur XPAD3

source: thèse Carine Kronland-Martinet



# Imagerie spectrale des articulations

Suppression des artéfacts de durcissement de faisceau

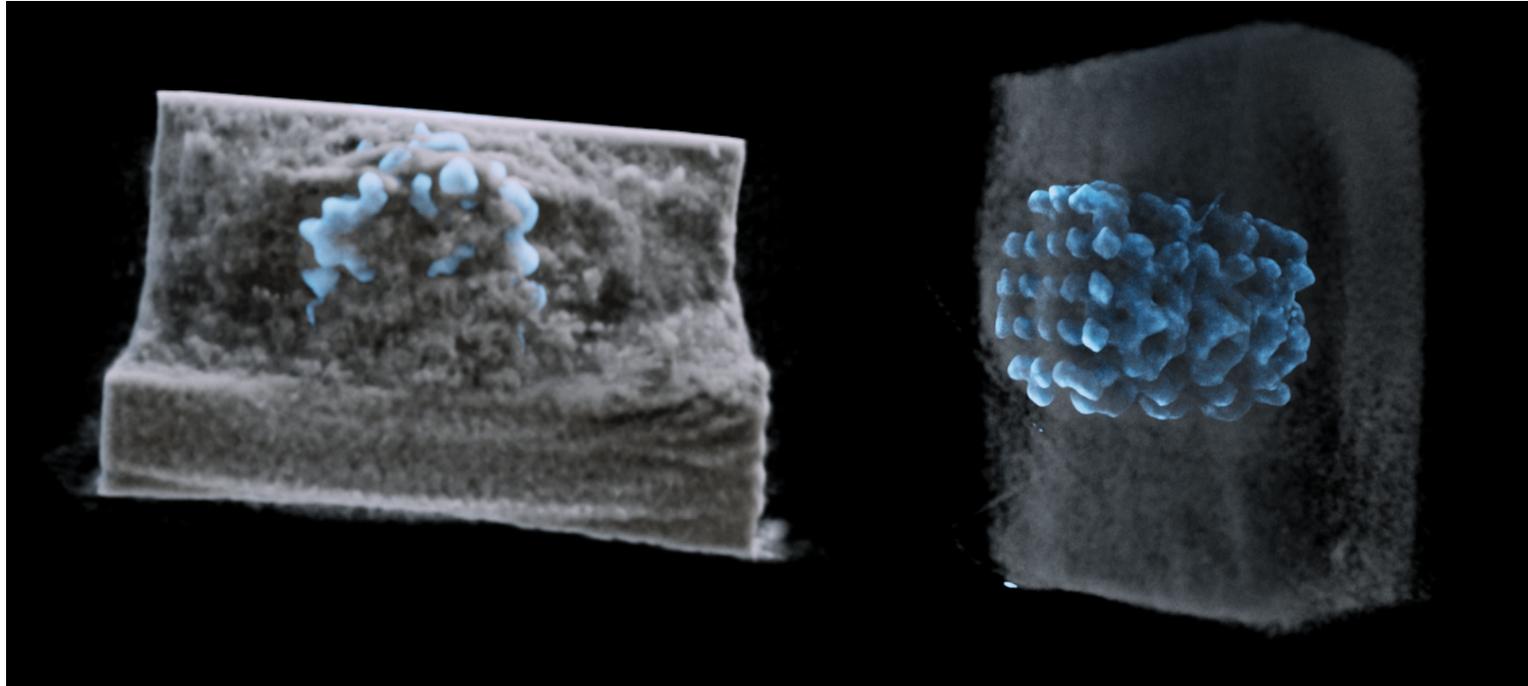


Vis en Titane dans du PMMA    Tête fémorale en CoCr avec un arbre en PMMA

Courtesy: A. Butler, University of Otago, New Zealand and MARS Bio-Imaging

# Imagerie spectrale des articulations

Implant en Titane dans un os de mouton



Rend possible une meilleure compréhension

- du processus de croissance osseuses
- de l'interface entre l'os et l'implant

Courtesy: A. Butler, University of Otago, New Zealand and MARS Bio-Imaging

## En guise de conclusion...

**TEP/CT** a été une révolution médicale doublée d'une évolution technique

**TEP/IRM** semble être une révolution technique doublée d'une évolution médicale

NJ Shah, Forschungszentrum-Juelich

**TEP/IRM/CT**  $1+1+1 = ?$

Still, the history [...] illustrates that predicting the effect of a hybrid system is difficult until it has been developed sufficiently to be applied to biomedical or clinical problems. When there is reasonable evidence of value to be gained, there is some truth to the saying "Build it and they will come." Therefore, it is important that research into the development and optimization of new hybrid imaging systems continue to be supported, as it offers one of the best opportunities for major technical innovation and impact in contemporary medical imaging science.

SR Cherry Semin. Nucl. Med. 39 (2009) 348