

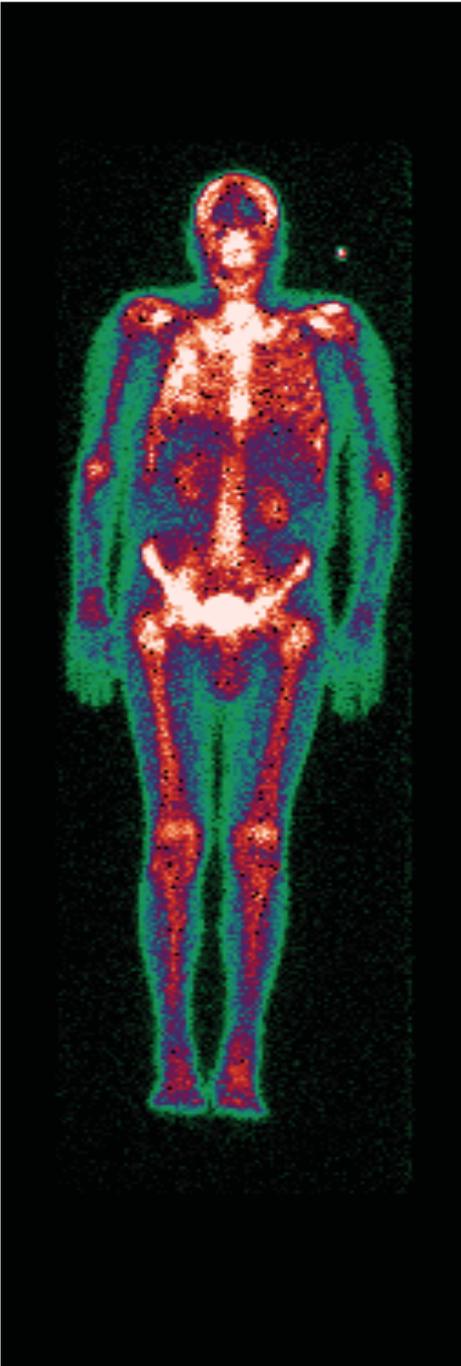
Applications sociétales de la physique des particules au domaine de l'imagerie

Pr Christian MOREL
Centre de Physique des Particules de Marseille



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





1895: Rayons X (W. Roentgen, Würzburg)

Prix Nobel 1901

1896: **Radioactivité** (H. Becquerel, Paris)

Prix Nobel 1903

1897: **Electron** (J.J. Thomson, Cambridge)

Prix Nobel 1906

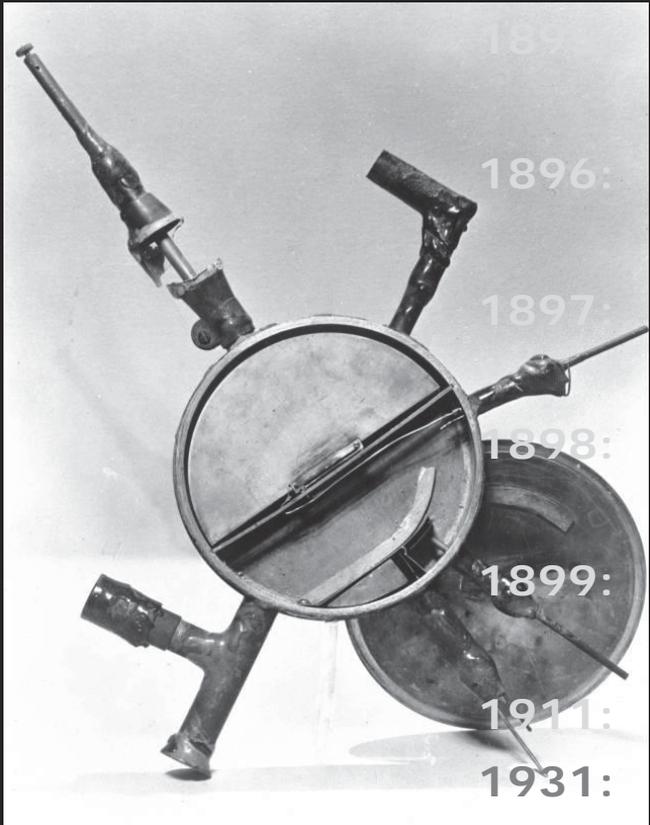
1898: **Radium et Polonium** (Pierre et Marie Curie, Paris)

Prix Nobel 1903, 1911

1899: **Rayons alpha et bêta** (E. Rutherford, Cambridge)

Prix Nobel 1908

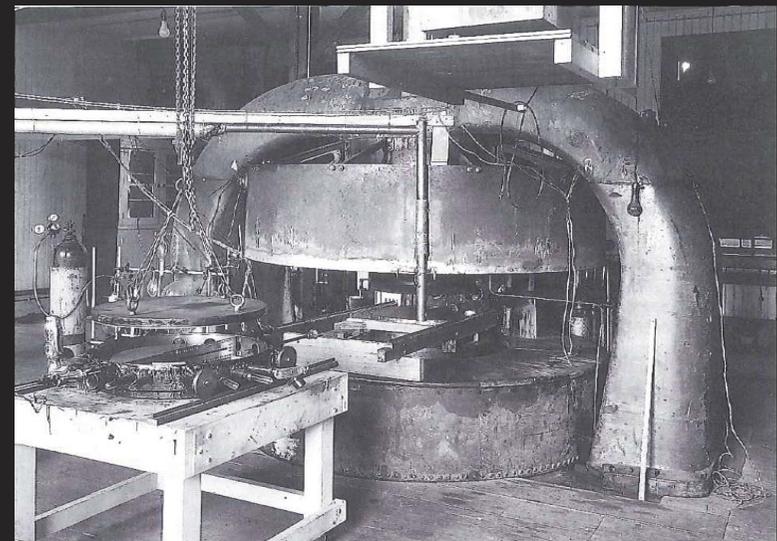
1911: **Noyau** (E. Rutherford, Cambridge)



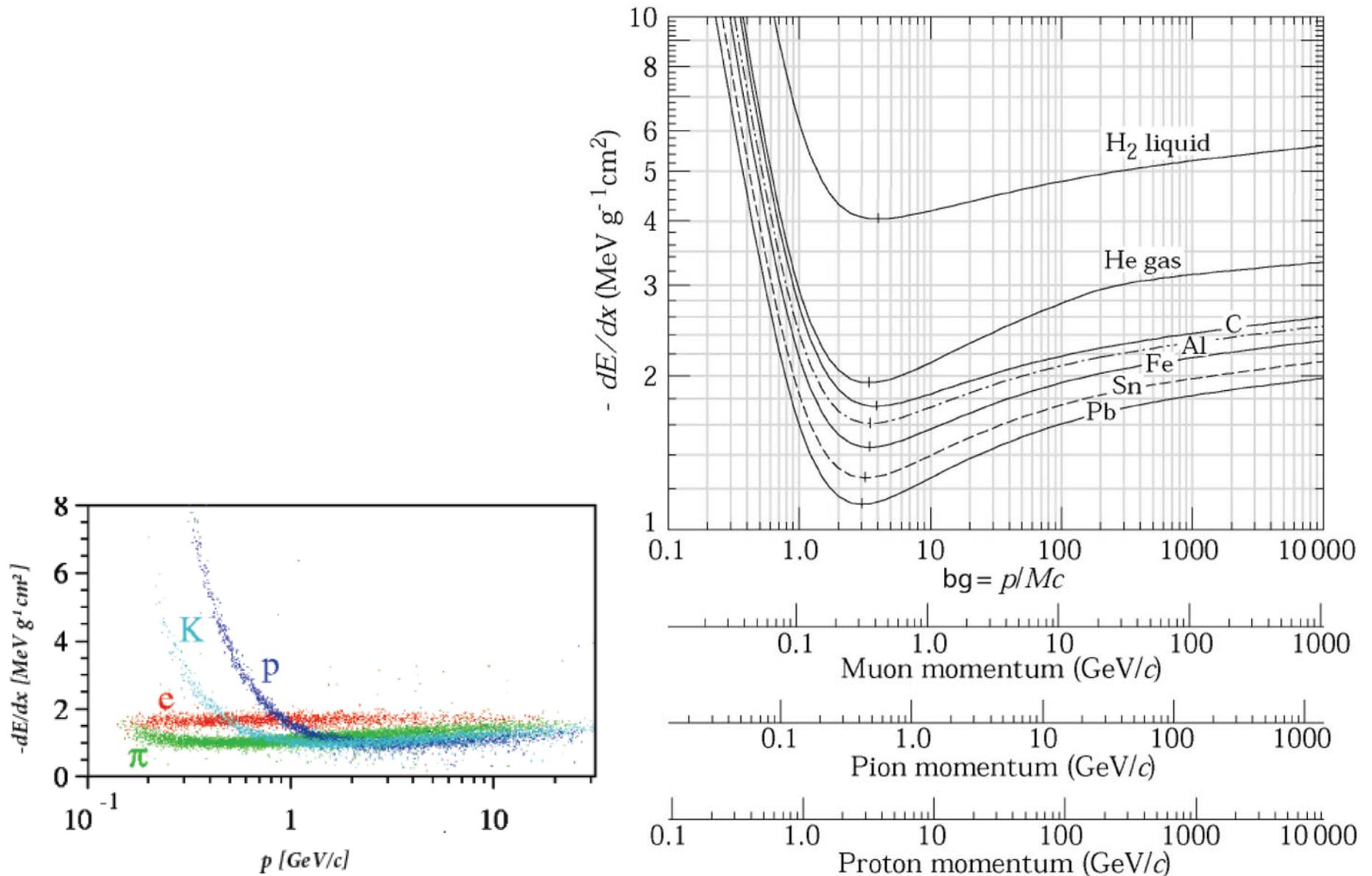
- 1895: Rayons X (W. Roentgen, Würzburg)
Prix Nobel 1901
- 1896: Radioactivité (H. Becquerel, Paris)
Prix Nobel 1903
- 1897: Electron (J.J. Thomson, Cambridge)
Prix Nobel 1906
- 1898: Radium et Polonium (Pierre et Marie Curie, Paris)
Prix Nobel 1903, 1911
- 1899: Rayons alpha et bêta (E. Rutherford, Cambridge)
Prix Nobel 1908
- 1911: Noyau (E. Rutherford, Cambridge)
- 1931: **Cyclotron** (E. Lawrence, Berkeley)
Prix Nobel 1939

- 1^{er} cyclotron
- Diamètre: 4"
- 1 kV
- Protons 80 keV

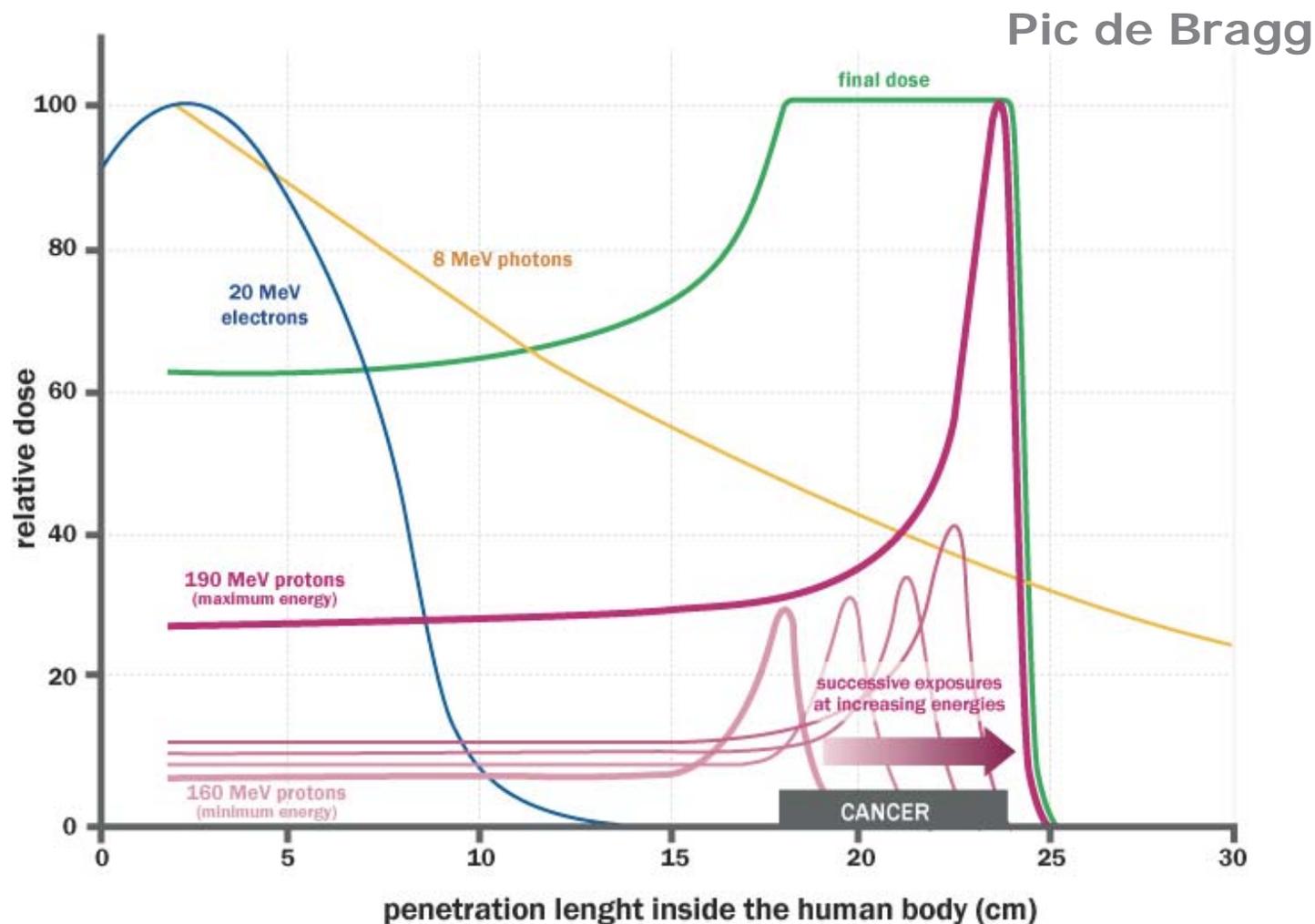
- 1^{er} cyclotron médical (Berkeley, 1934)
- Diamètre : 26"
- Protons 7 MeV



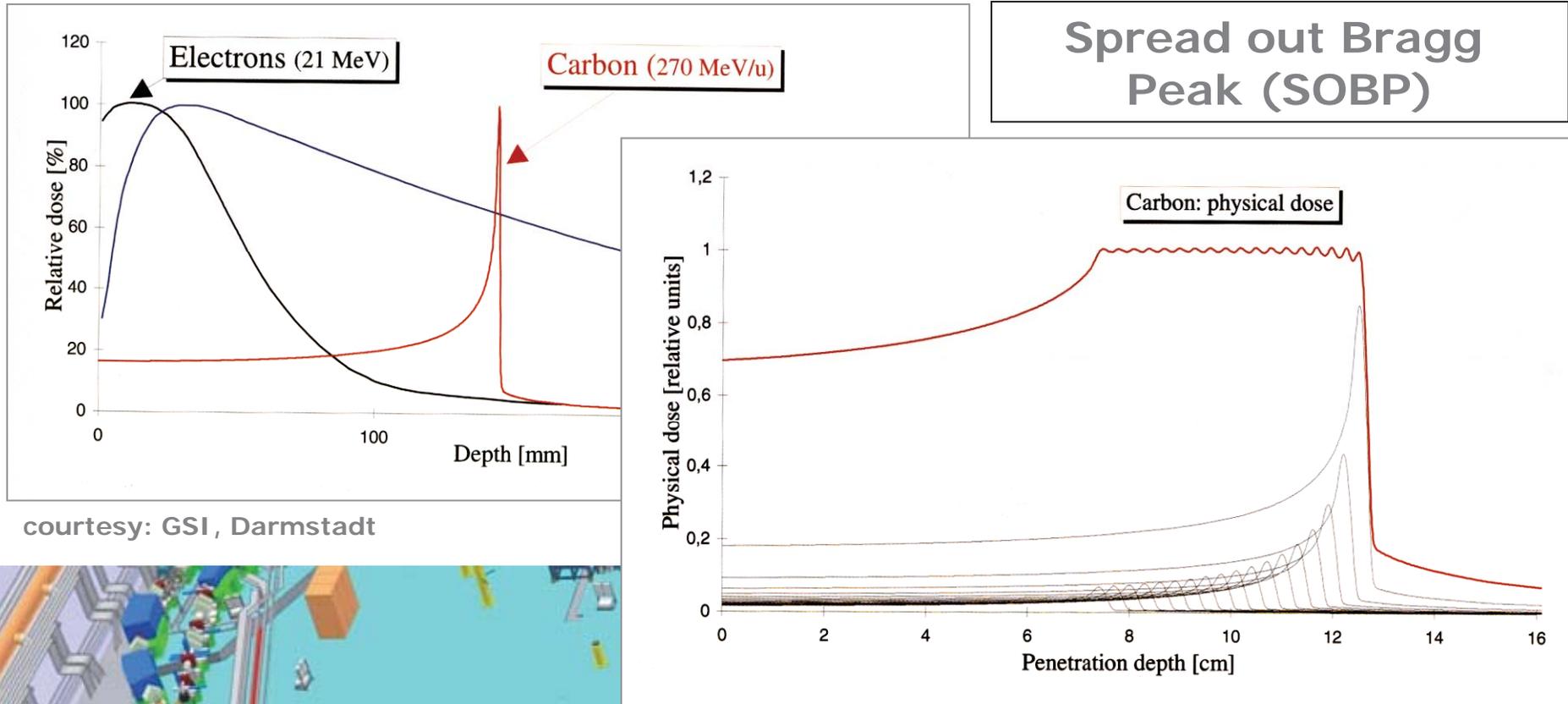
Pouvoir d'arrêt des particules chargées : dE/dx



Déposition d'énergie en fonction de la profondeur de pénétration

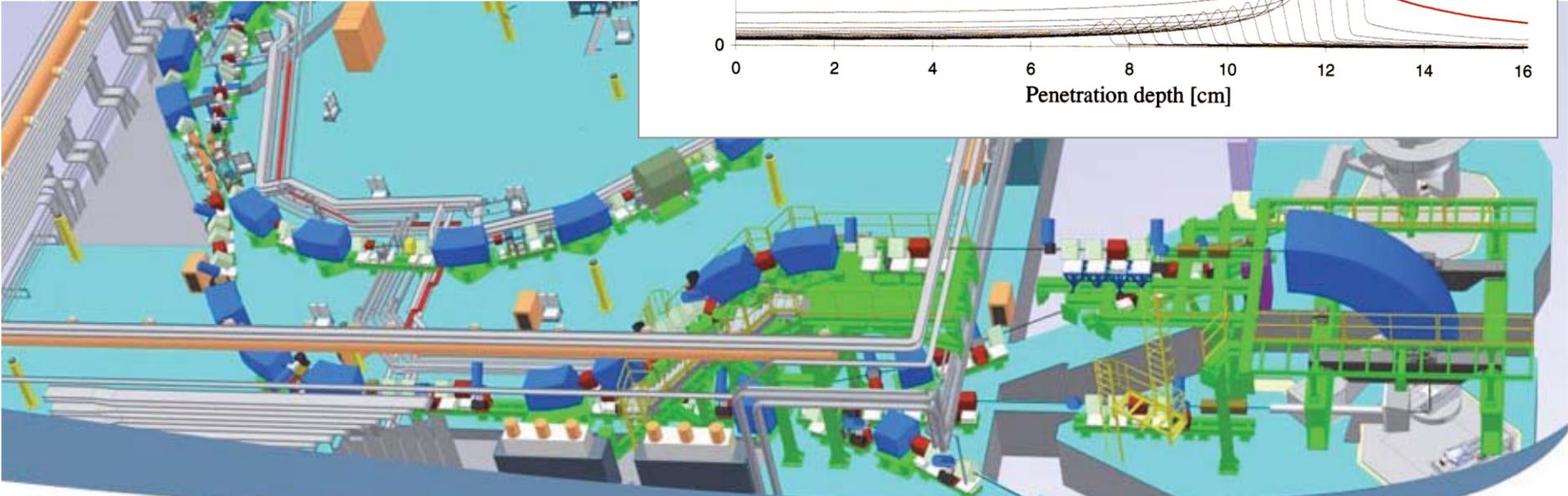


Hadronthérapie



Spread out Bragg Peak (SOBP)

courtesy: GSI, Darmstadt



Centro Nazionale di Adroterapia Oncologica (CNAO) — Pavie, Italie

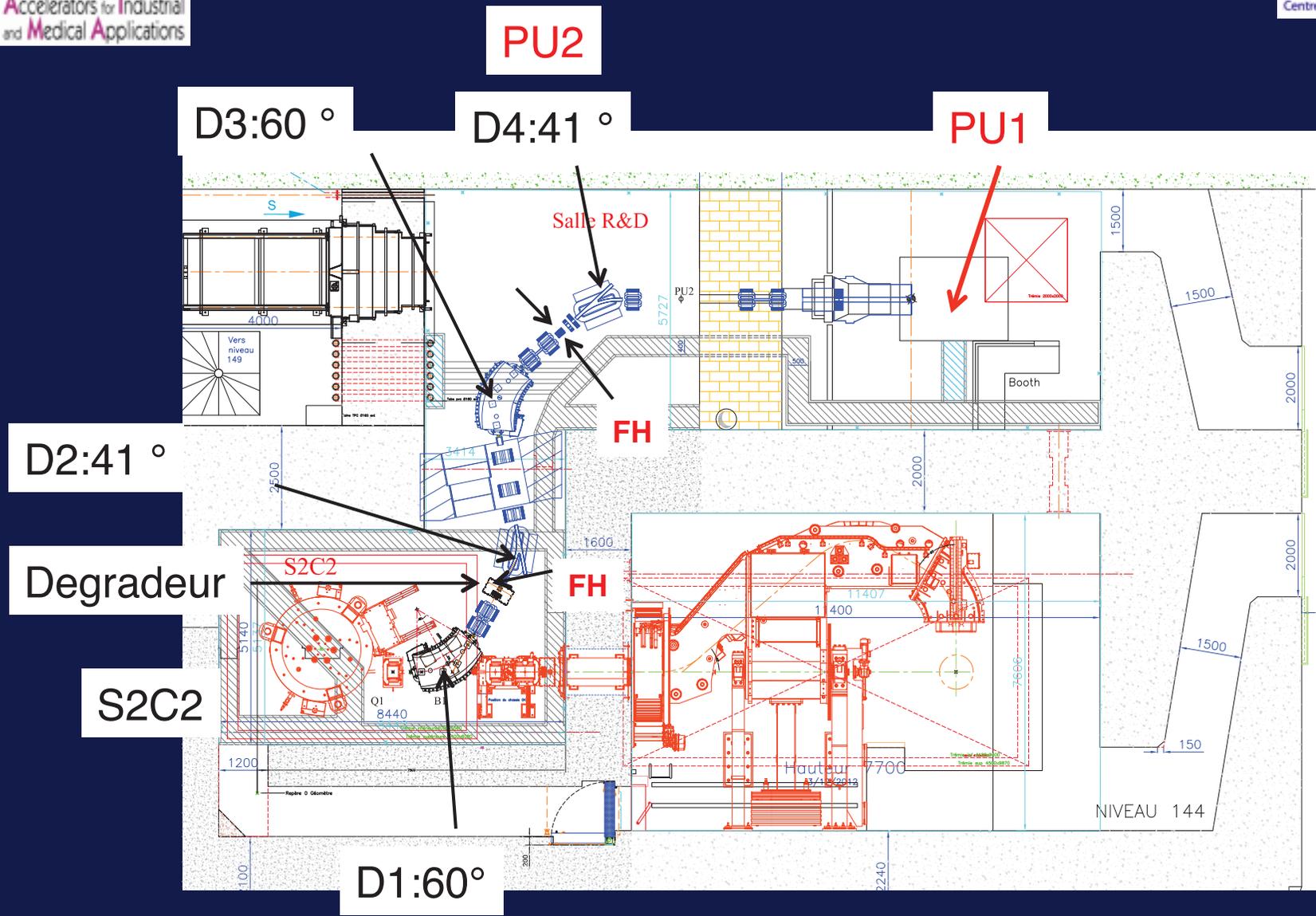


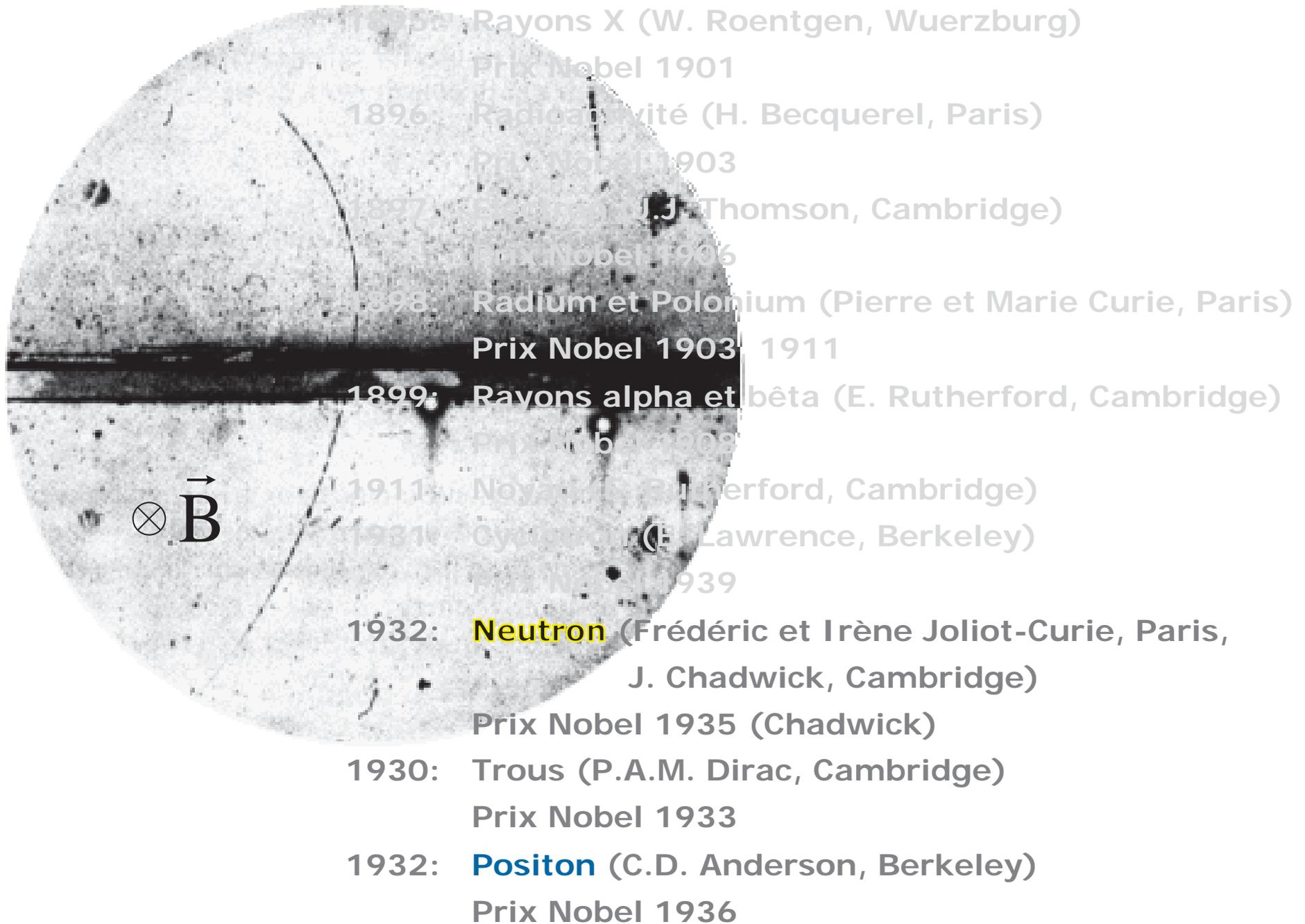
De la physique au détecteur – IN2P3 – Bénodet – décembre 2015

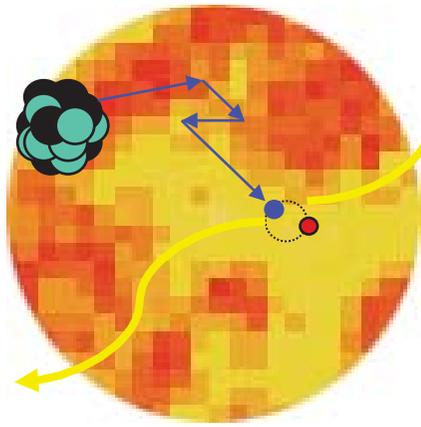
S2C2 et Dipole 60 deg. Voie R&D



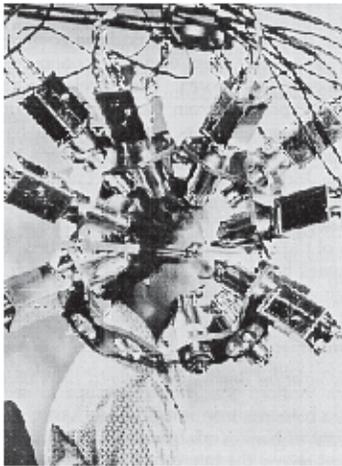
Voie R&D du S2C2 du CAL-Nice:







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



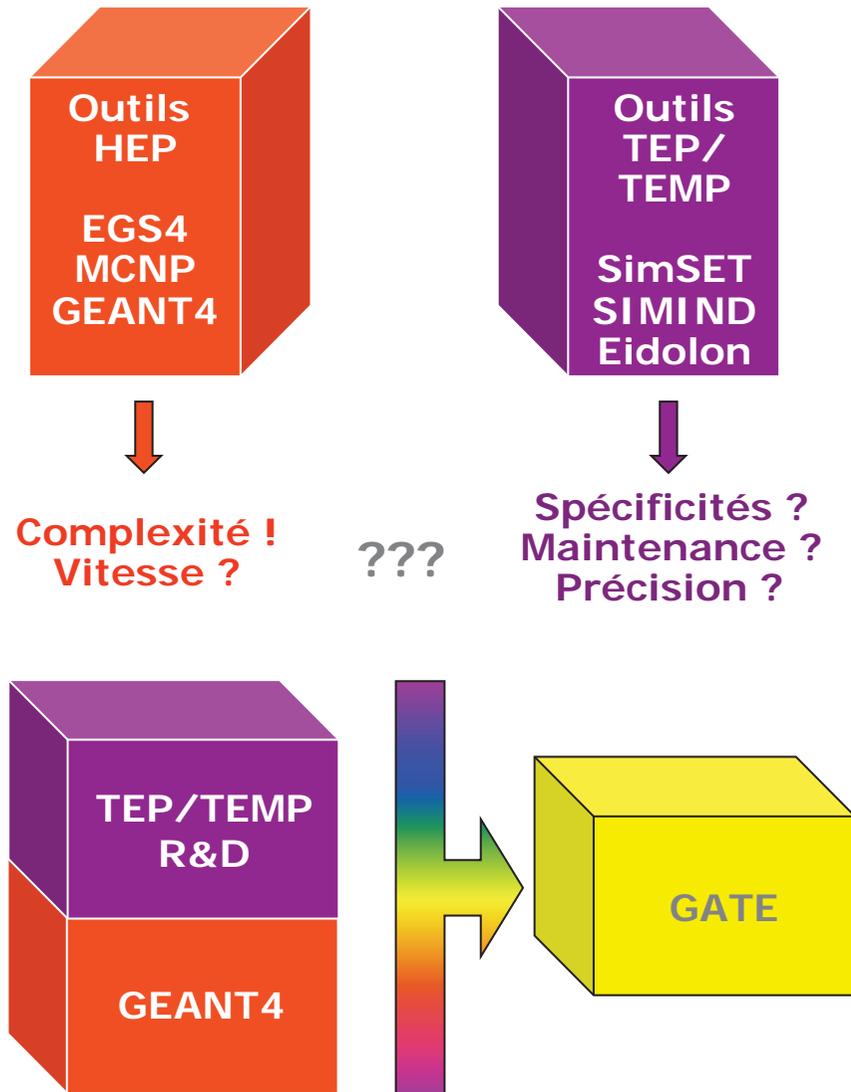
- 1895: Rayons X (W. Roentgen, Wuerzburg)
Prix Nobel 1901
- 1896: Radioactivité (H. Becquerel, Paris)
Prix Nobel 1903
- 1897: **Electron** (J.J. Thomson, Cambridge)
Prix Nobel 1906
- 1898: Radium et Polonium (Pierre et Marie Curie, Paris)
Prix Nobel 1903, 1911
- 1899: Rayons alpha et bêta (E. Rutherford, 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

La simulation Monte Carlo en médecine nucléaire

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*

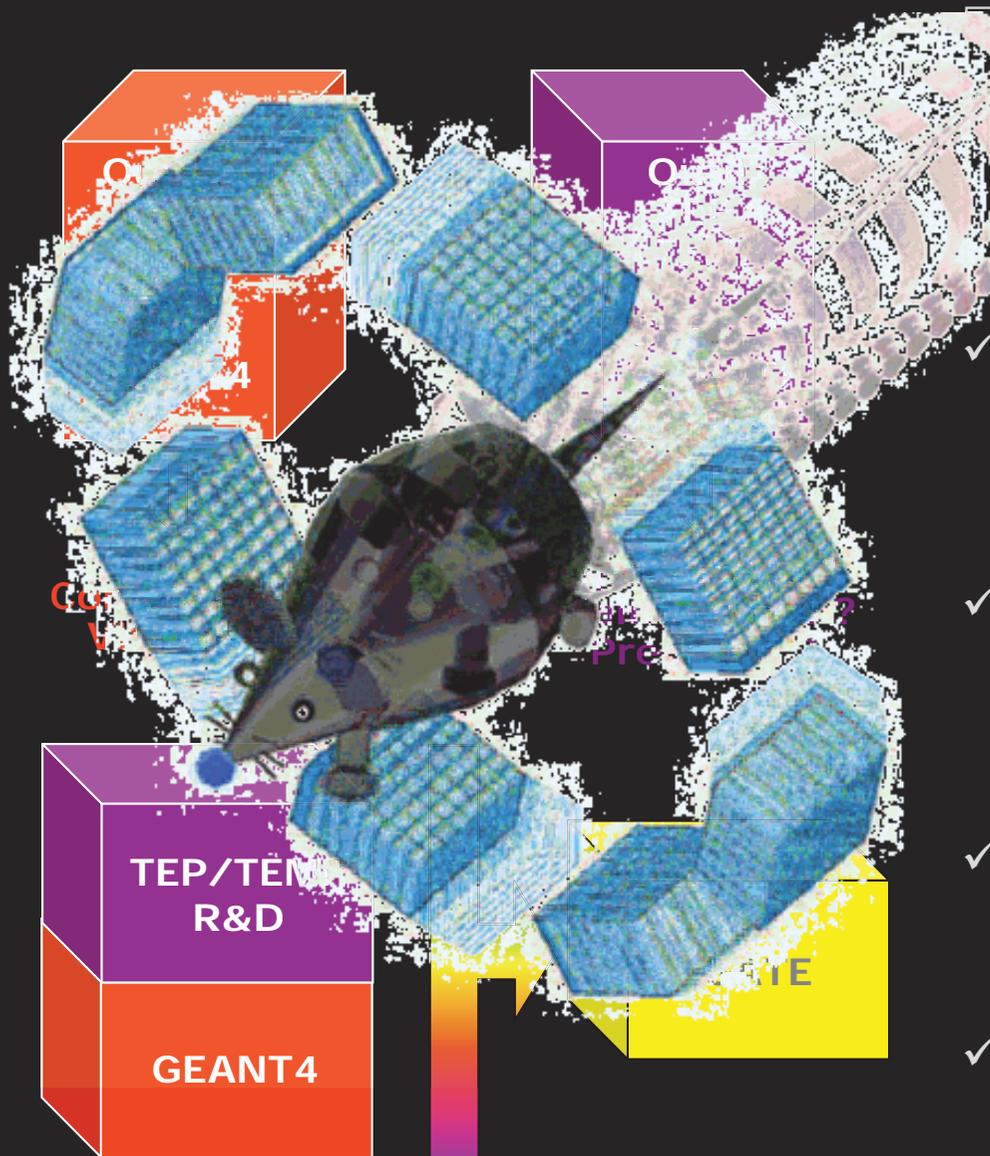
✓ Design modulaire

↪ *facilité d'ajout d'extensions*

✓ Développement partagé

↪ *soutien à long terme*

GEANT4 Application for Emission Tomography (GATE)



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*

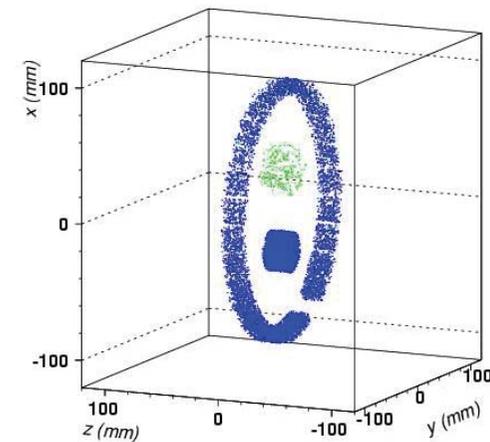
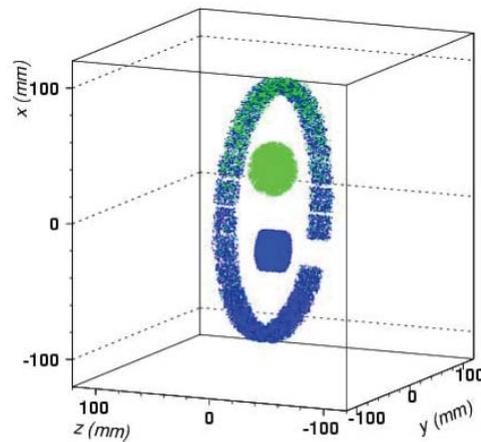
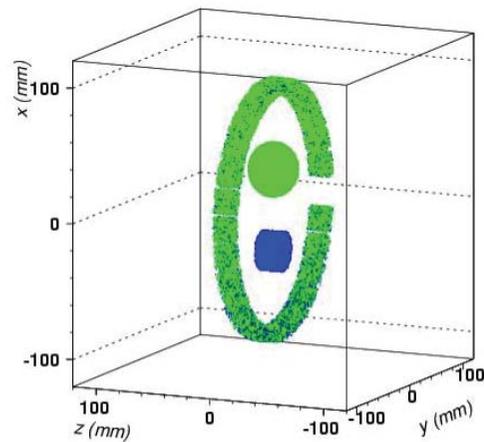
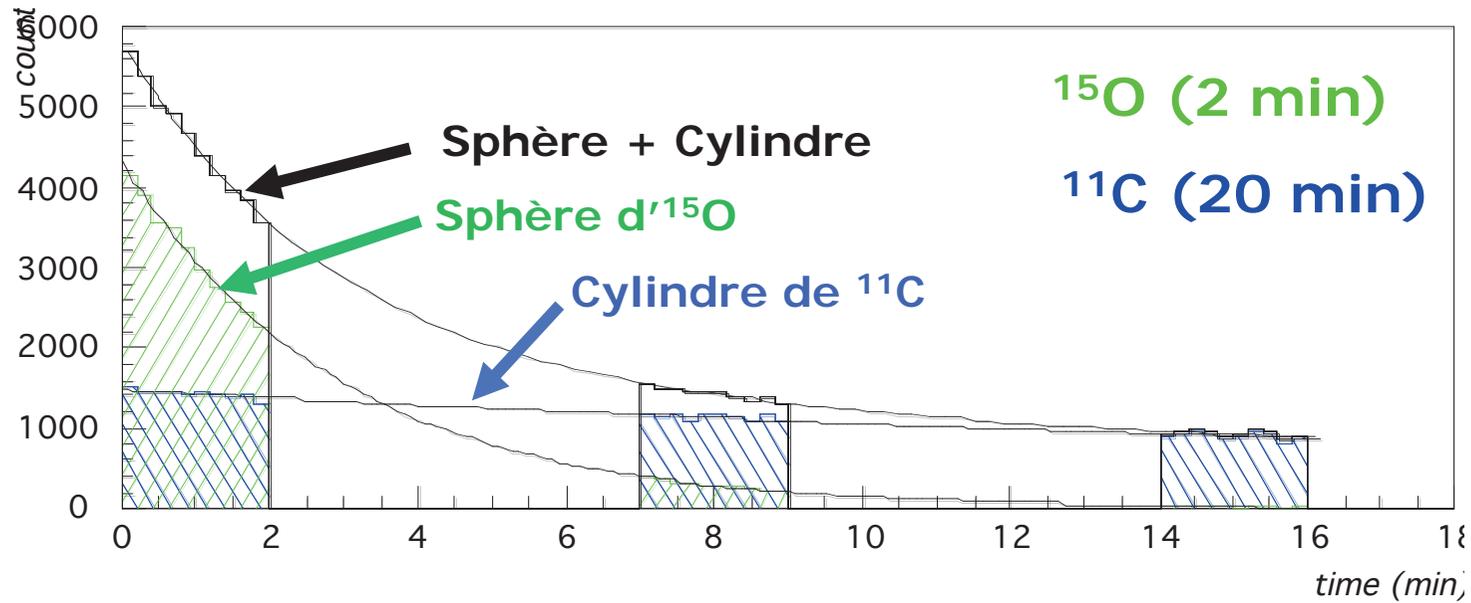
✓ Design modulaire

↪ *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 Langeron, C Lartizien,
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

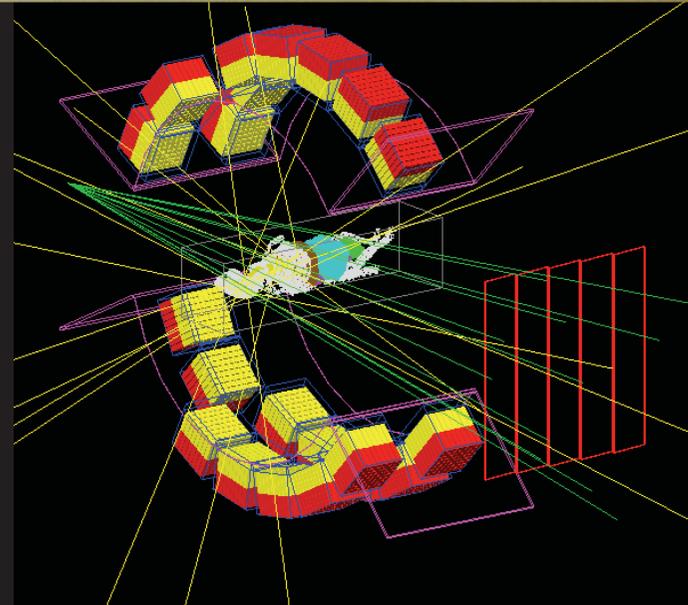
FOR THE ARTICLE:

GATE: a simulation toolkit for PET and SPECT

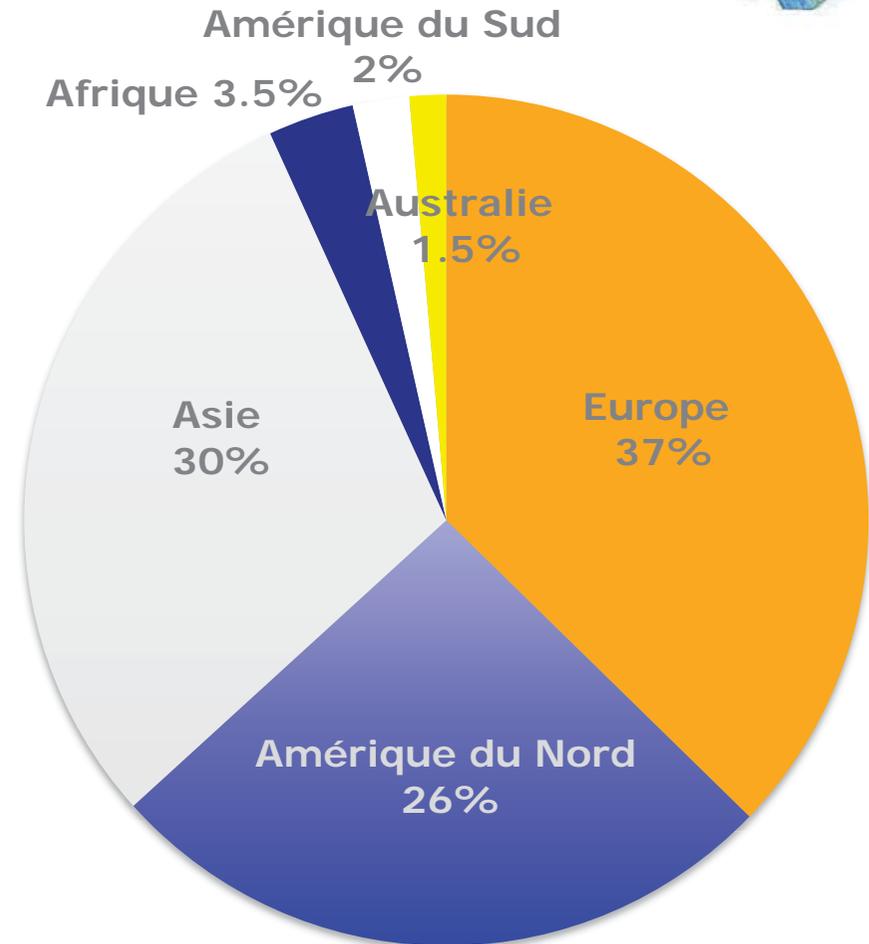
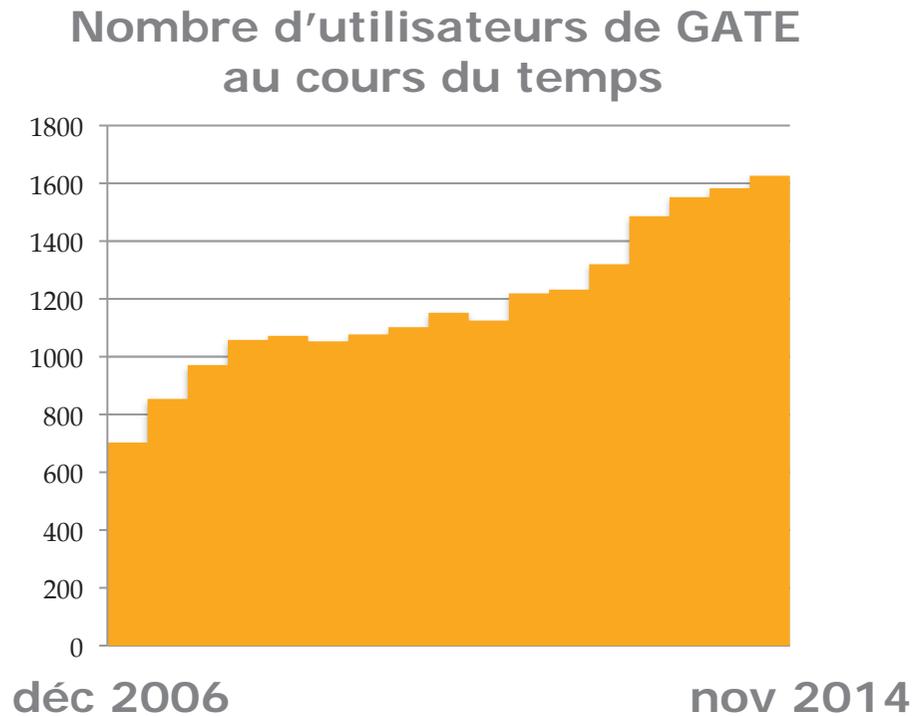
Physics in Medicine and Biology
Volume 49 (19) pp 4543-61 (2004)

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

IOP Publishing



GEANT4 Application for Emission Tomography (GATE)



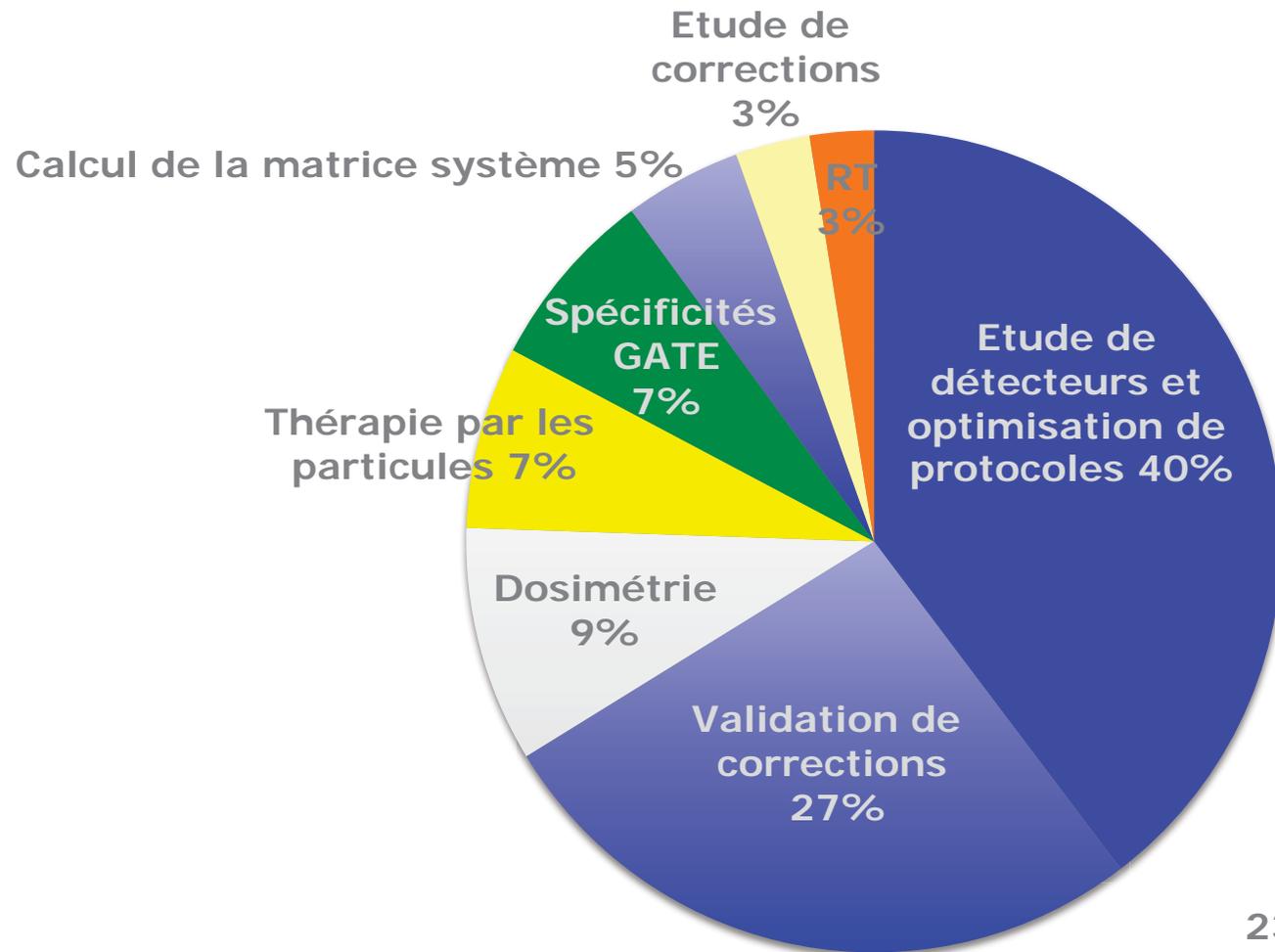
1626 utilisateurs de GATE

GEANT4 Application for Emission Tomography (GATE)



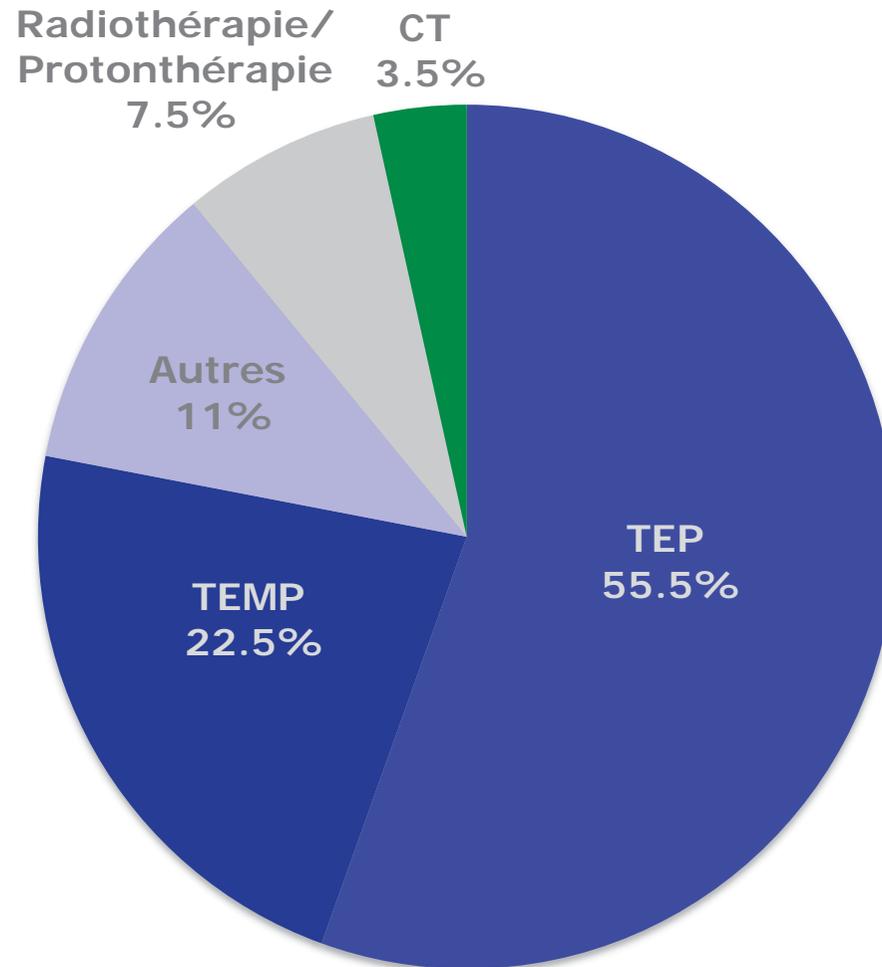
677 citations de l'article GATE de 2004 (V1)

116 citations de l'article GATE de 2011 (V6)



Statistiques :
237 articles (1/1/2012)

GEANT4 Application for Emission Tomography (GATE)



Statistiques :
200 articles (1/1/2012)

Tomographie

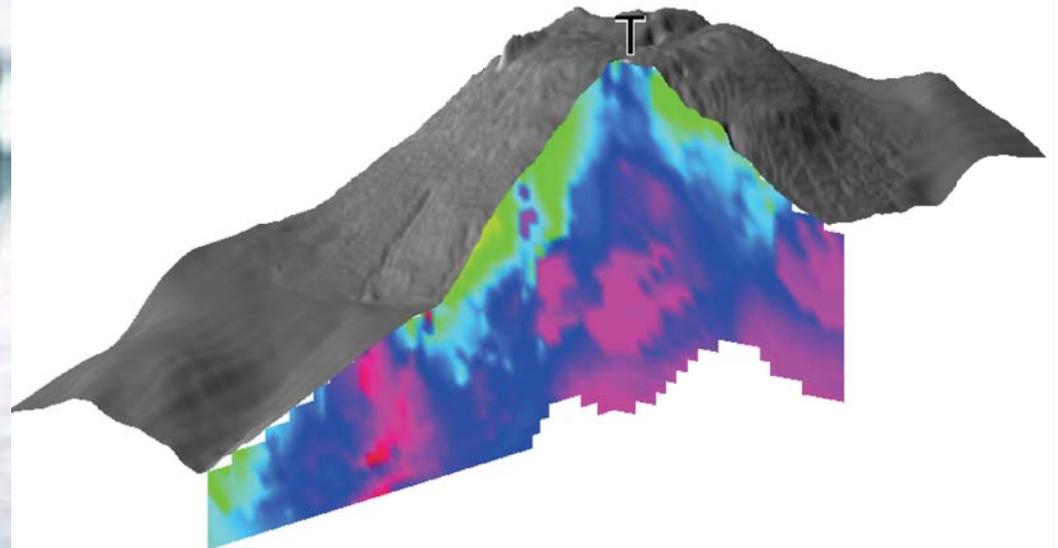
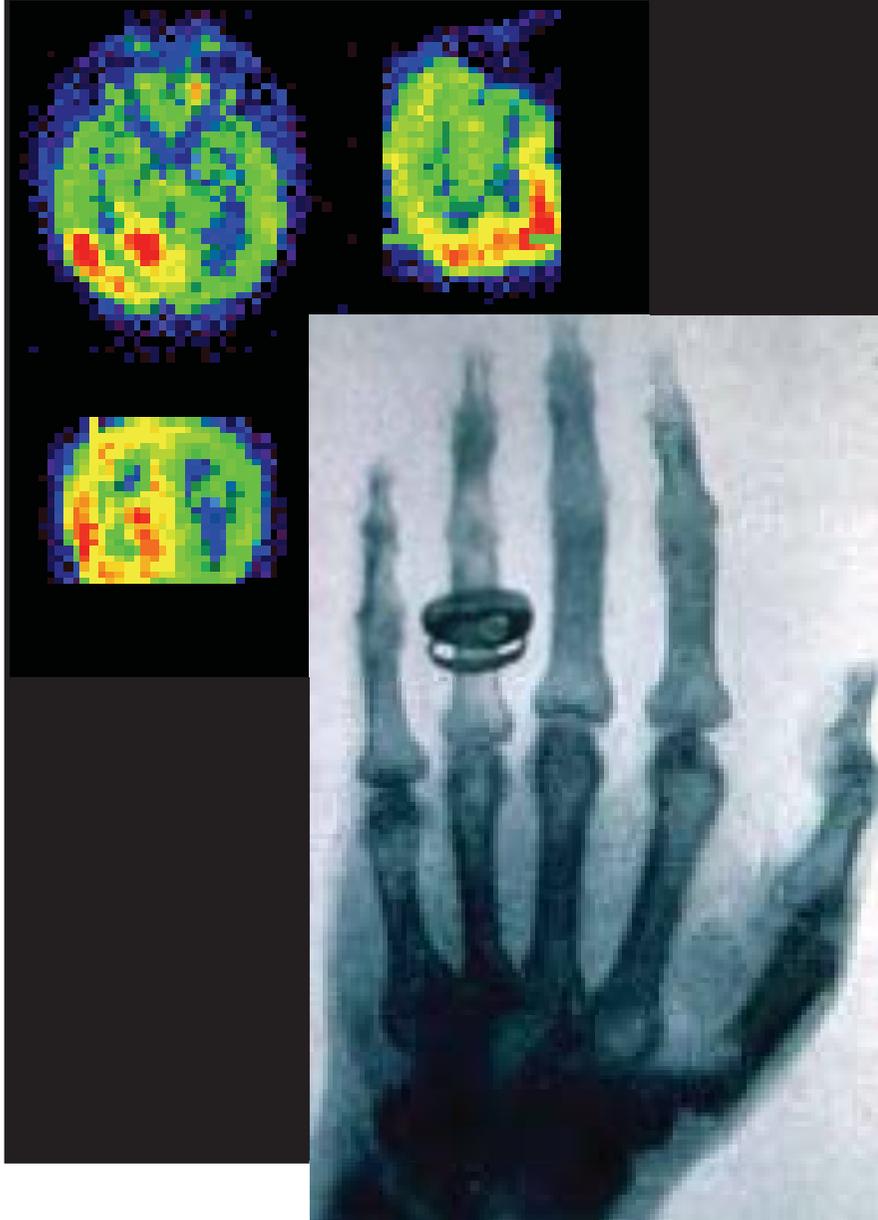
Du grec *tomos* (tranche)

+

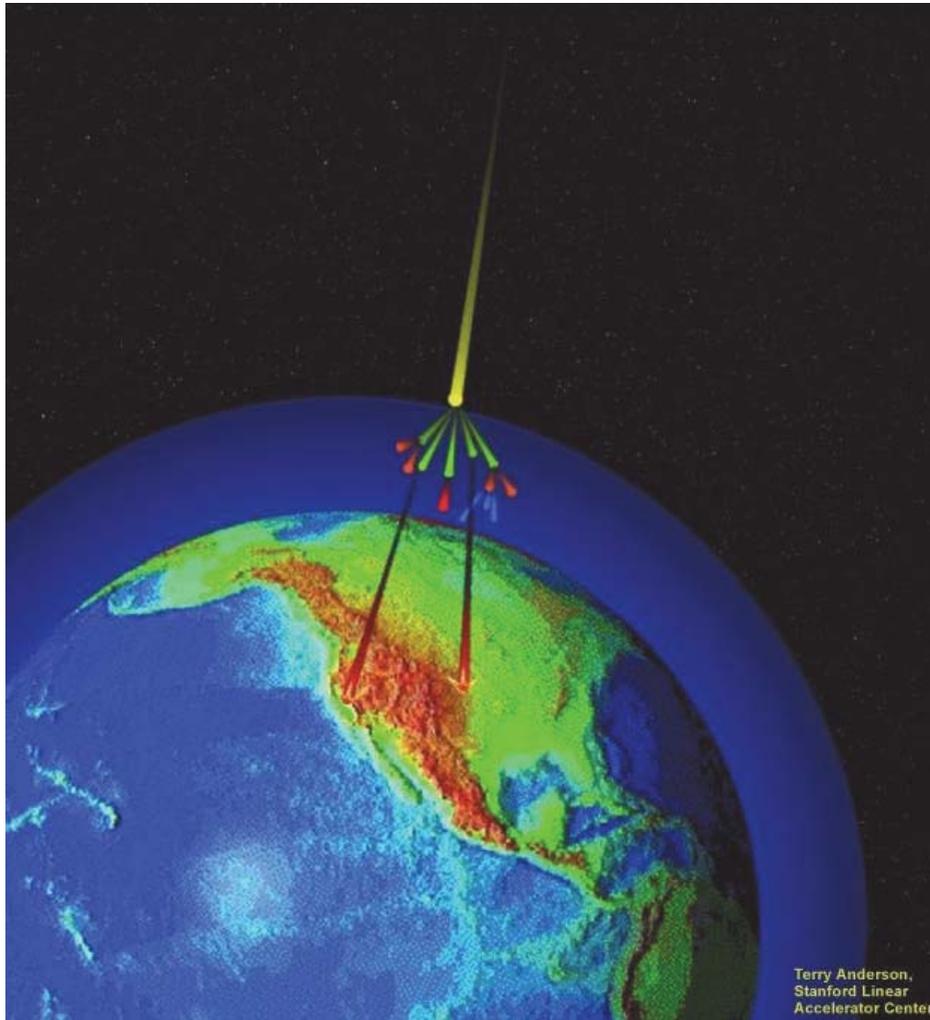
graphein (écrire)

=

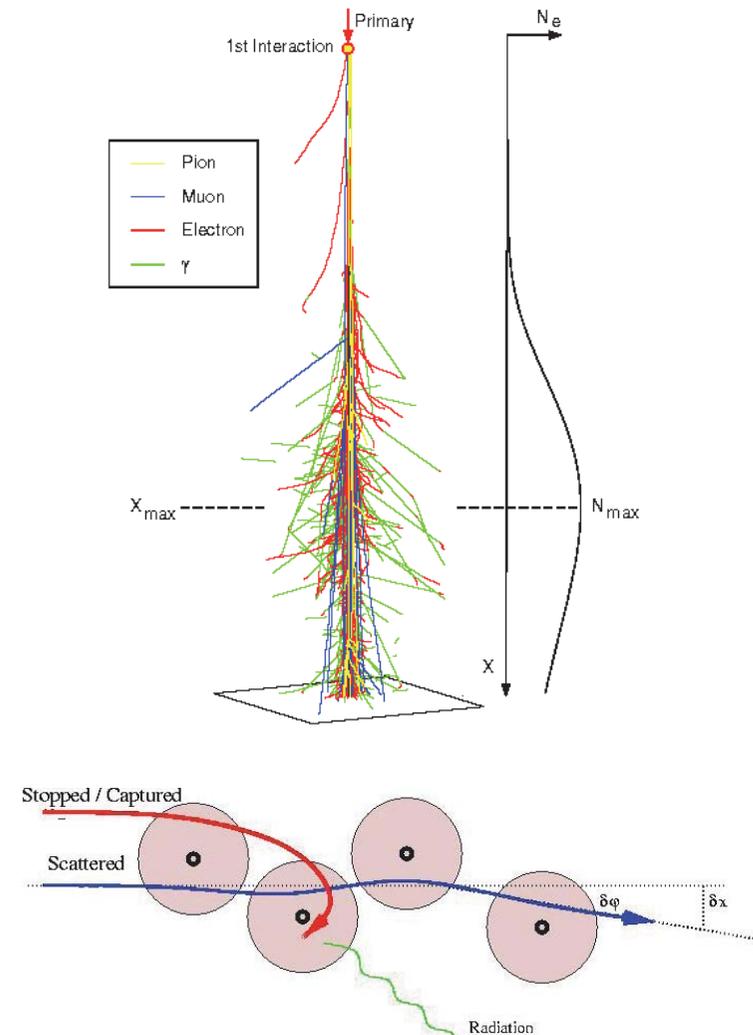
Représentation en coupes



Radiographie par transmission de muons cosmiques



Terry Anderson,
Stanford Linear
Accelerator Center



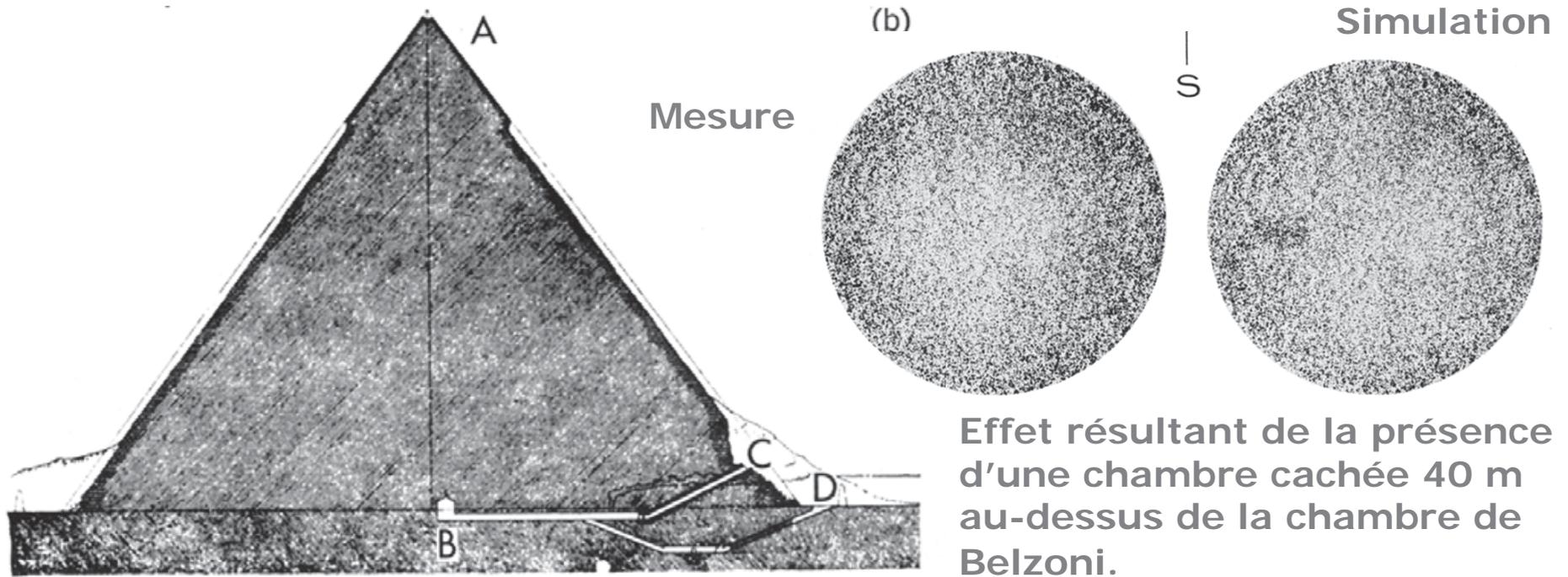
- Au niveau de la mer, le taux de muons cosmiques est de 10,000 muons par mètre carré et par minute.
- Interaction des muons (positifs ou négatifs) dans la matière par capture ou par diffusion coulombienne.

Radiographie par transmission de muons cosmiques

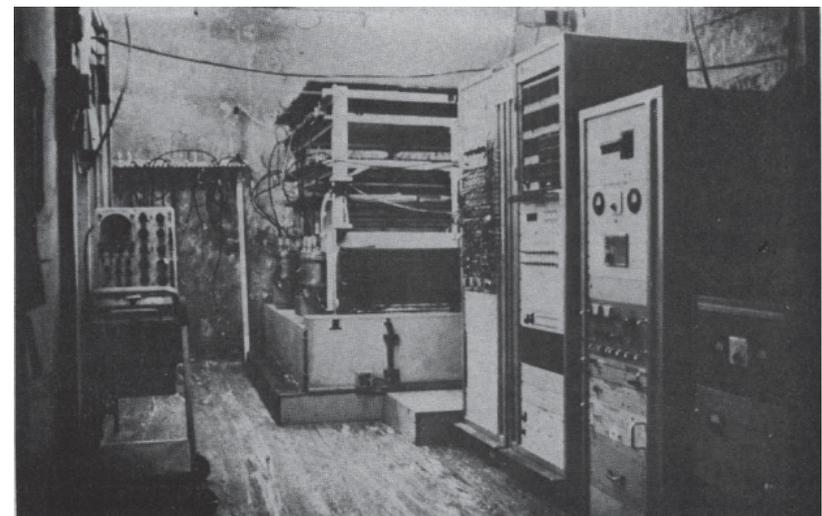
Alvarez *et al.* Search for Hidden Chambers in the Pyramids. *Science* 167 (1970) 832



Radiographie par transmission de muons cosmiques

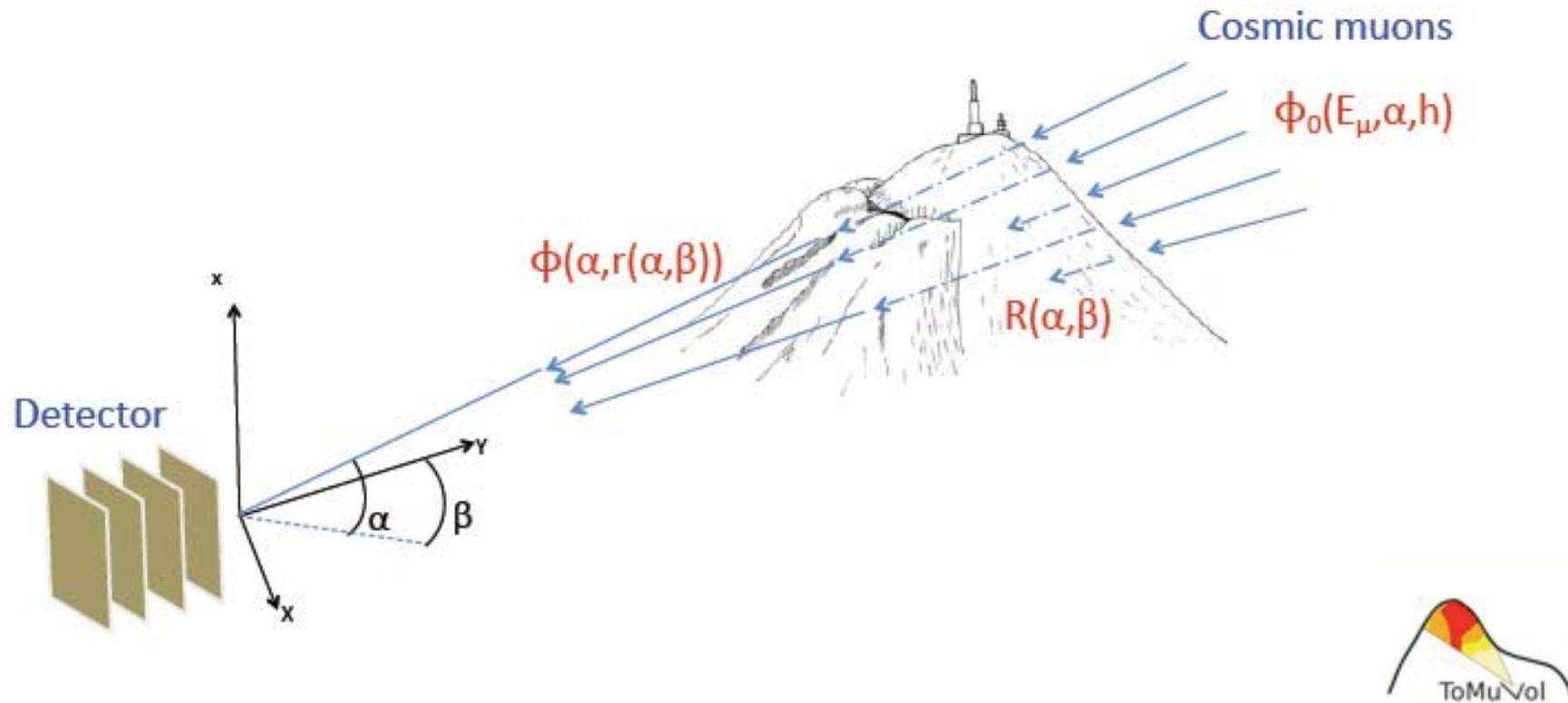


Les chambres à étincelles sont placées dans la chambre de Belzoni (B) de la pyramide de Chephren.



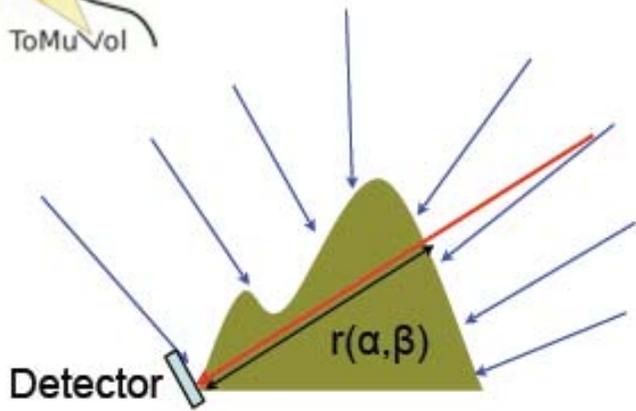
Radiographie par transmission de muons cosmiques

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

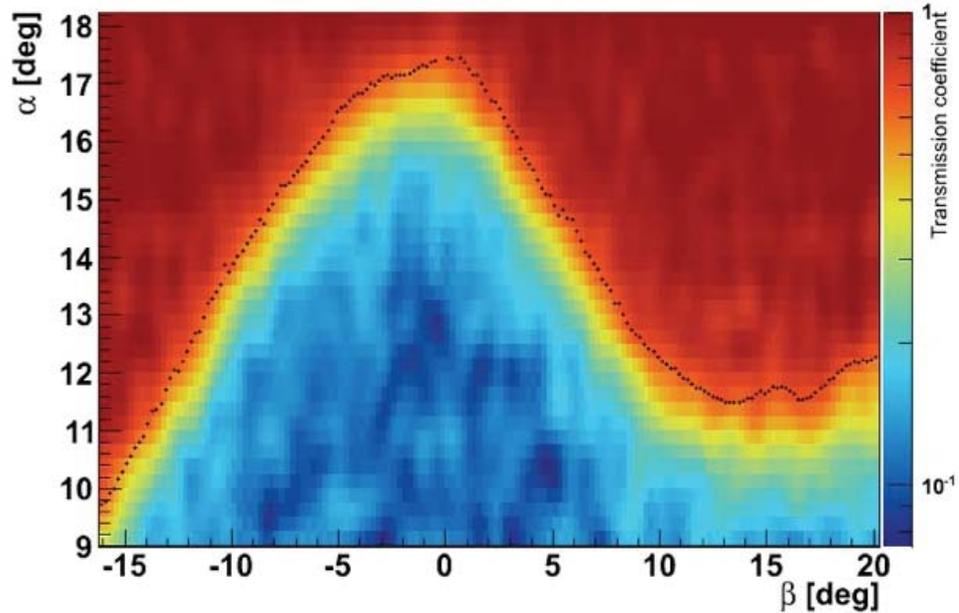


$$\mathcal{T}_\rho(\alpha, r(\alpha, \beta)) = \frac{\Phi(\alpha, r(\alpha, \beta))}{\Phi_0(\alpha)}$$

measured flux through volcano

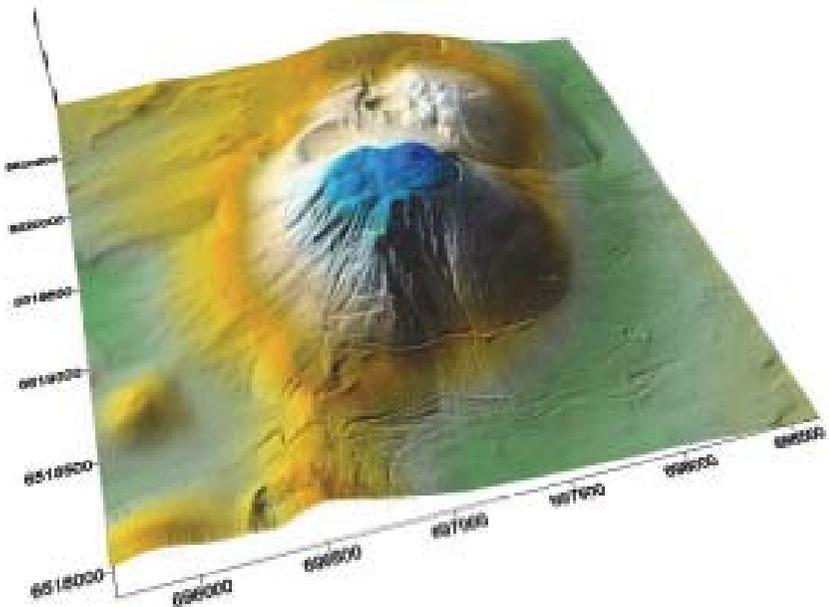
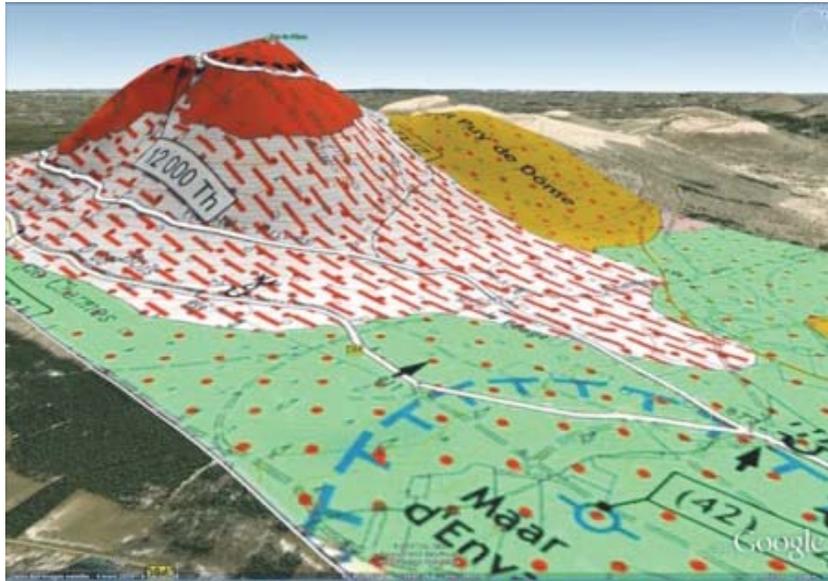
open sky flux

unknown density!

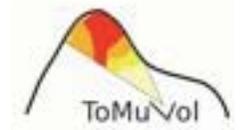


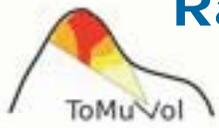
Courtesy: C. Cârloganu, LPC-Clermont

Radiographie du Puy de Dome par transmission muons cosmiques

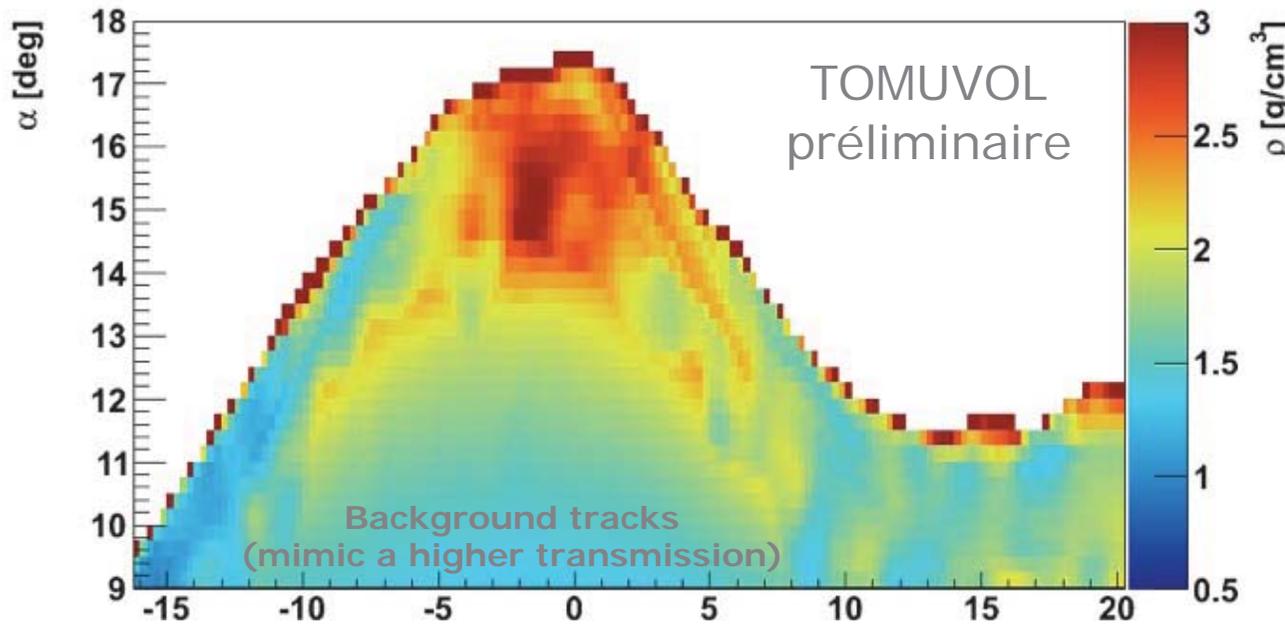


Courtesy: C. Cârloganu, LPC-Clermont

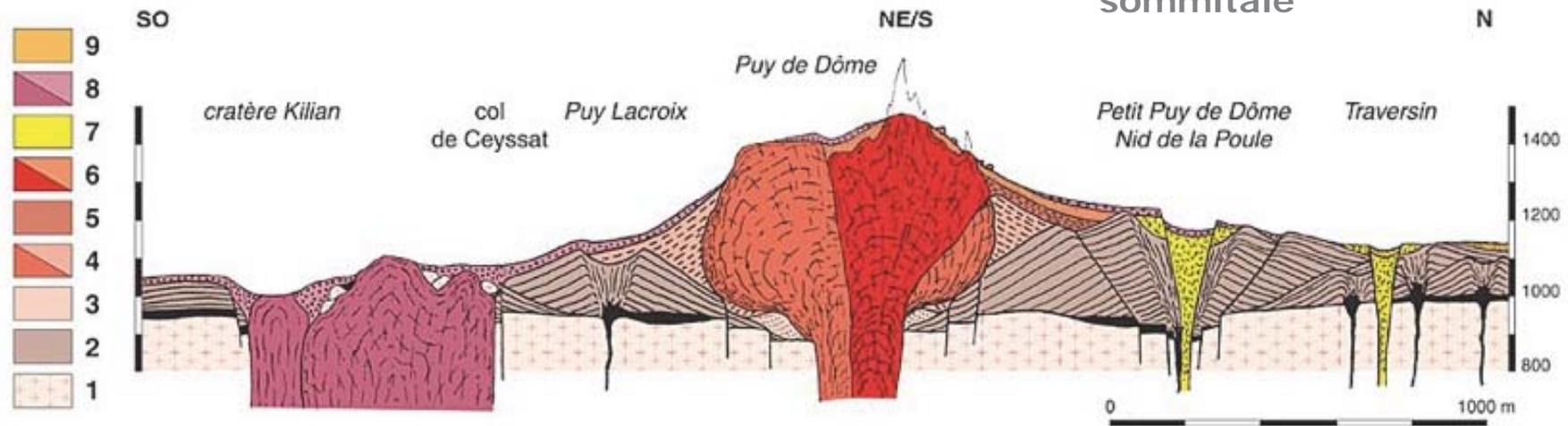




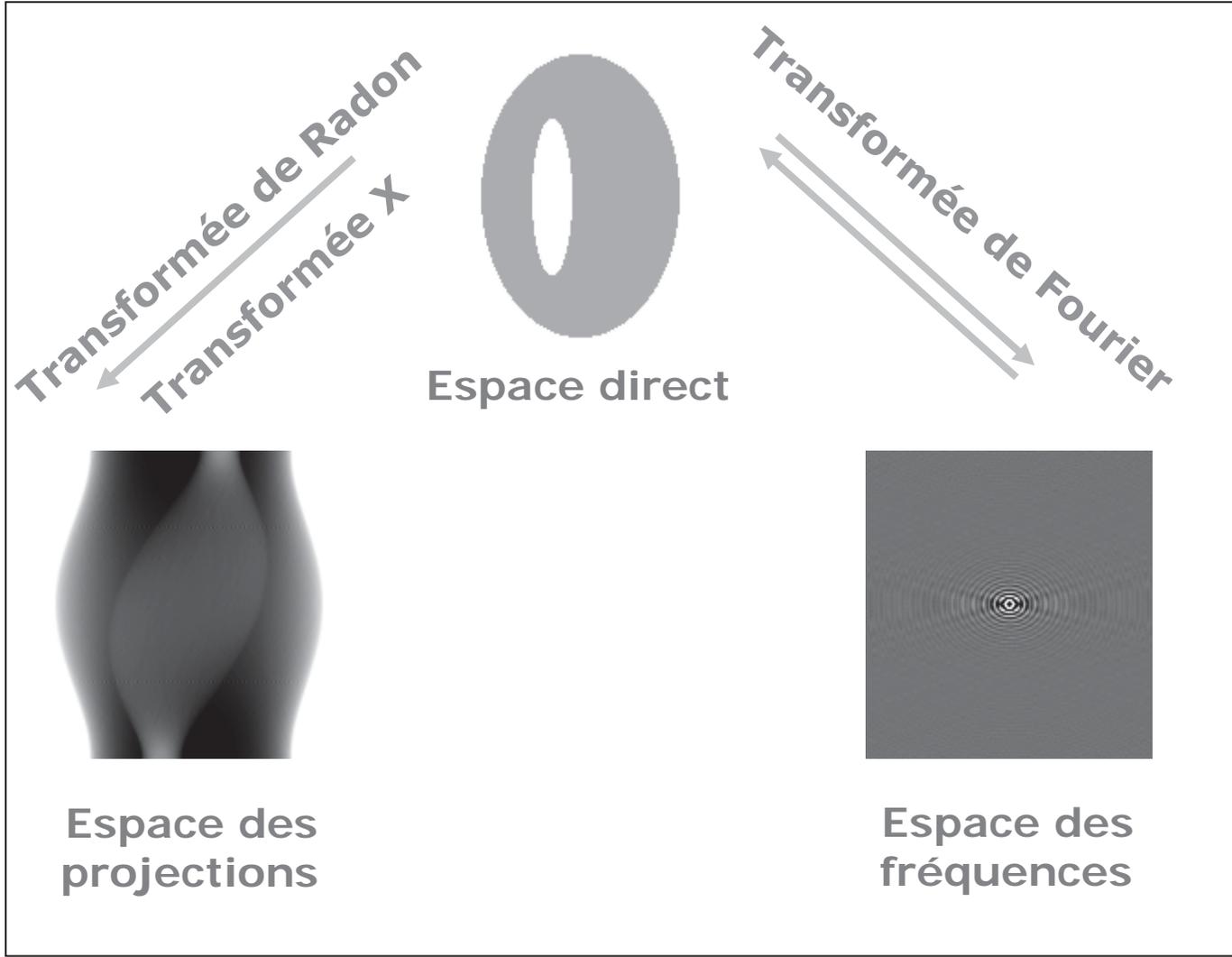
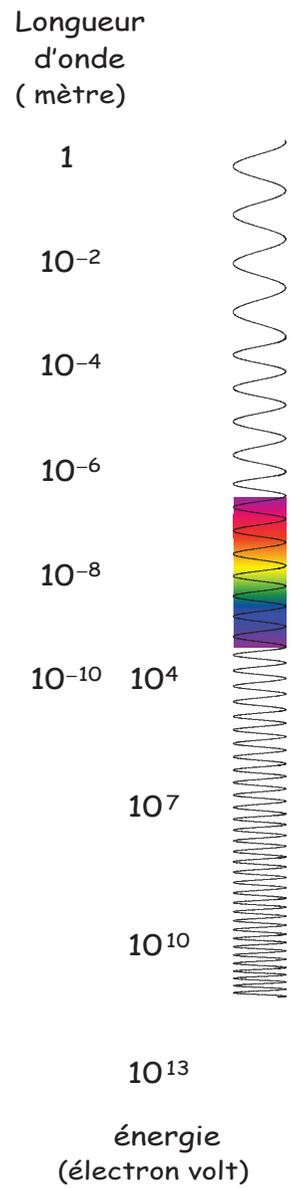
Radiographie par transmission de muons cosmiques



- 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

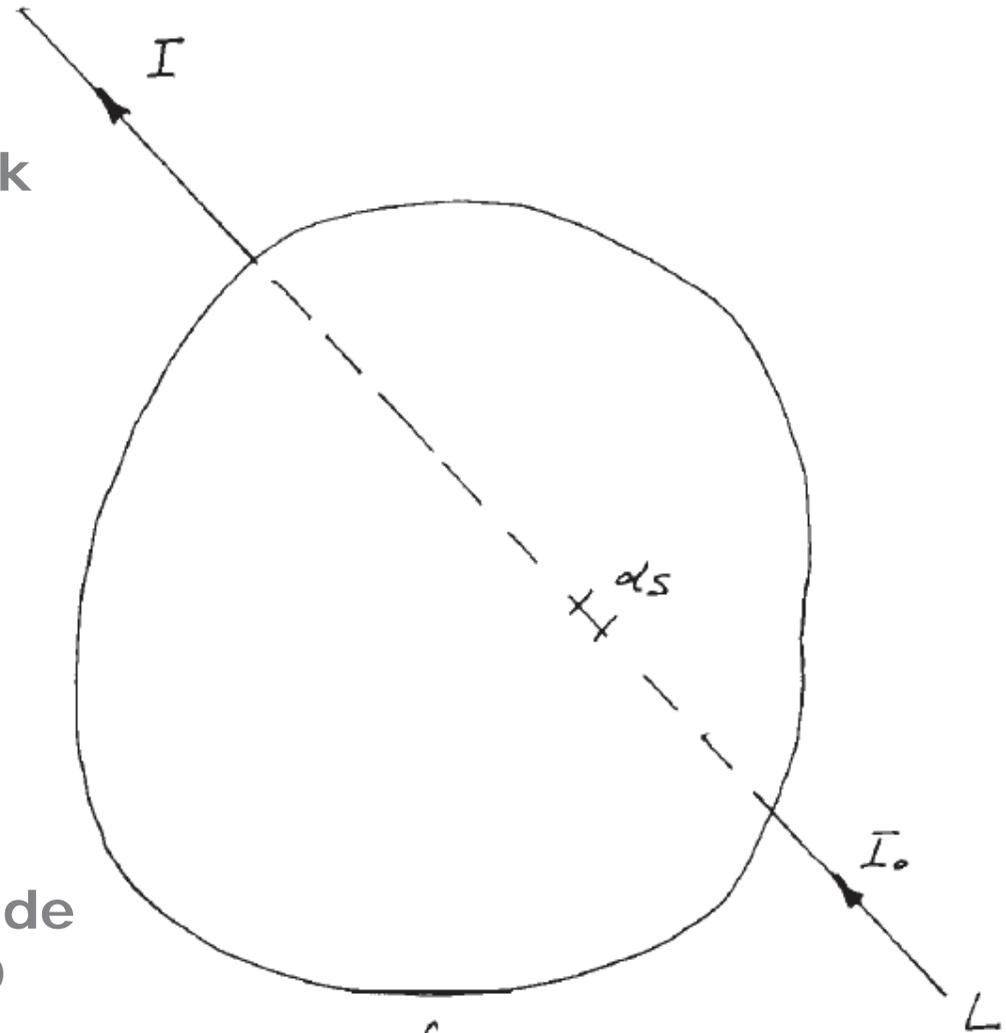


Reconstruction tomographique en 2D

1963: Alan McLeod Cormack



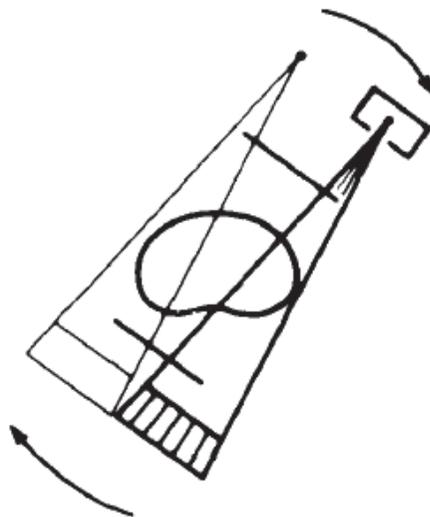
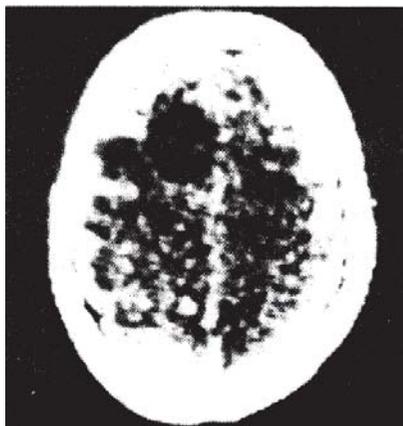
Redécouvre une solution mathématique publiée par Radon en 1917 permettant de reconstruire un objet en 2D à partir de ses projections.



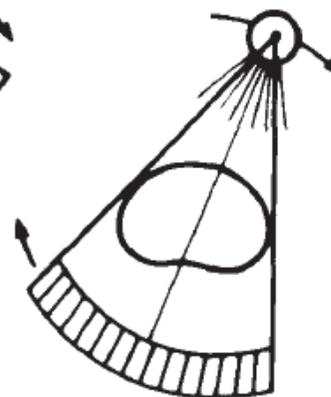
$$I = I_0 e^{-\int_L f ds}$$

Tomographie par rayons X ou tomодensitométrie (TDM)

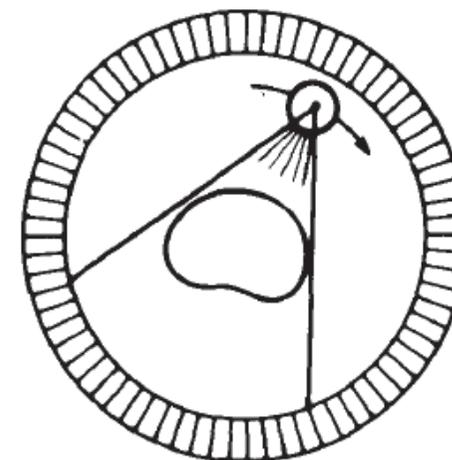
1972: Godfrey N Hounsfield



30 detectors
Scan time 18 seconds



300 detectors
Scan time 2 - 4 seconds



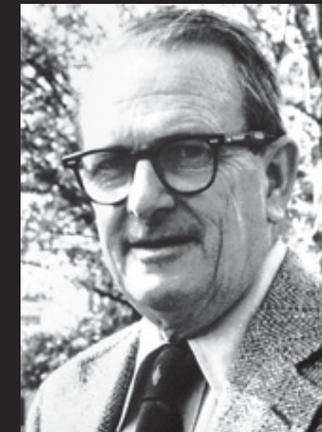
700 stationary detectors
Scan time 2 - 4 seconds

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

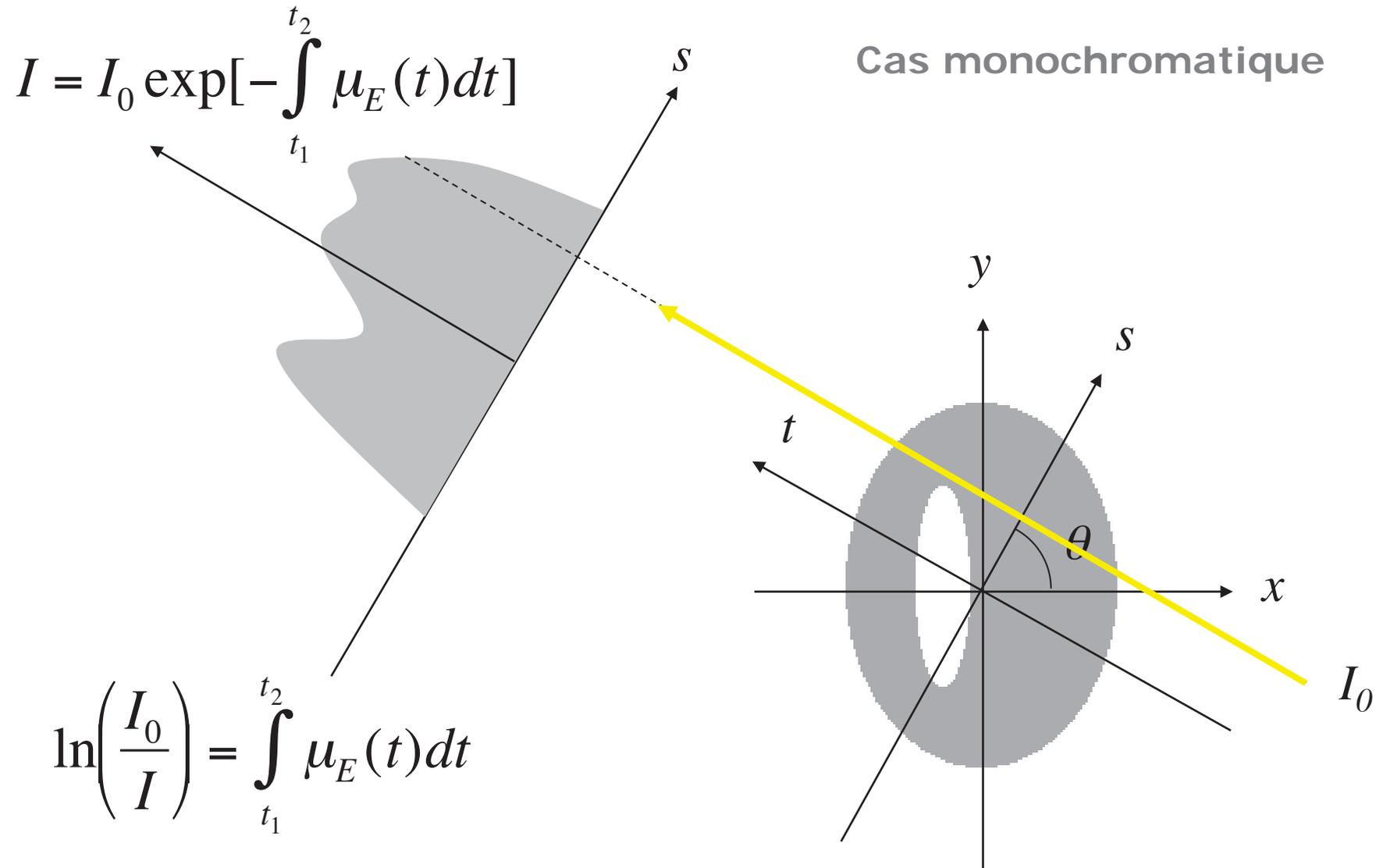
TDM, CT ou CAT (*Computed Assisted Tomography*) scan



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



Tomographie par transmission de rayons X



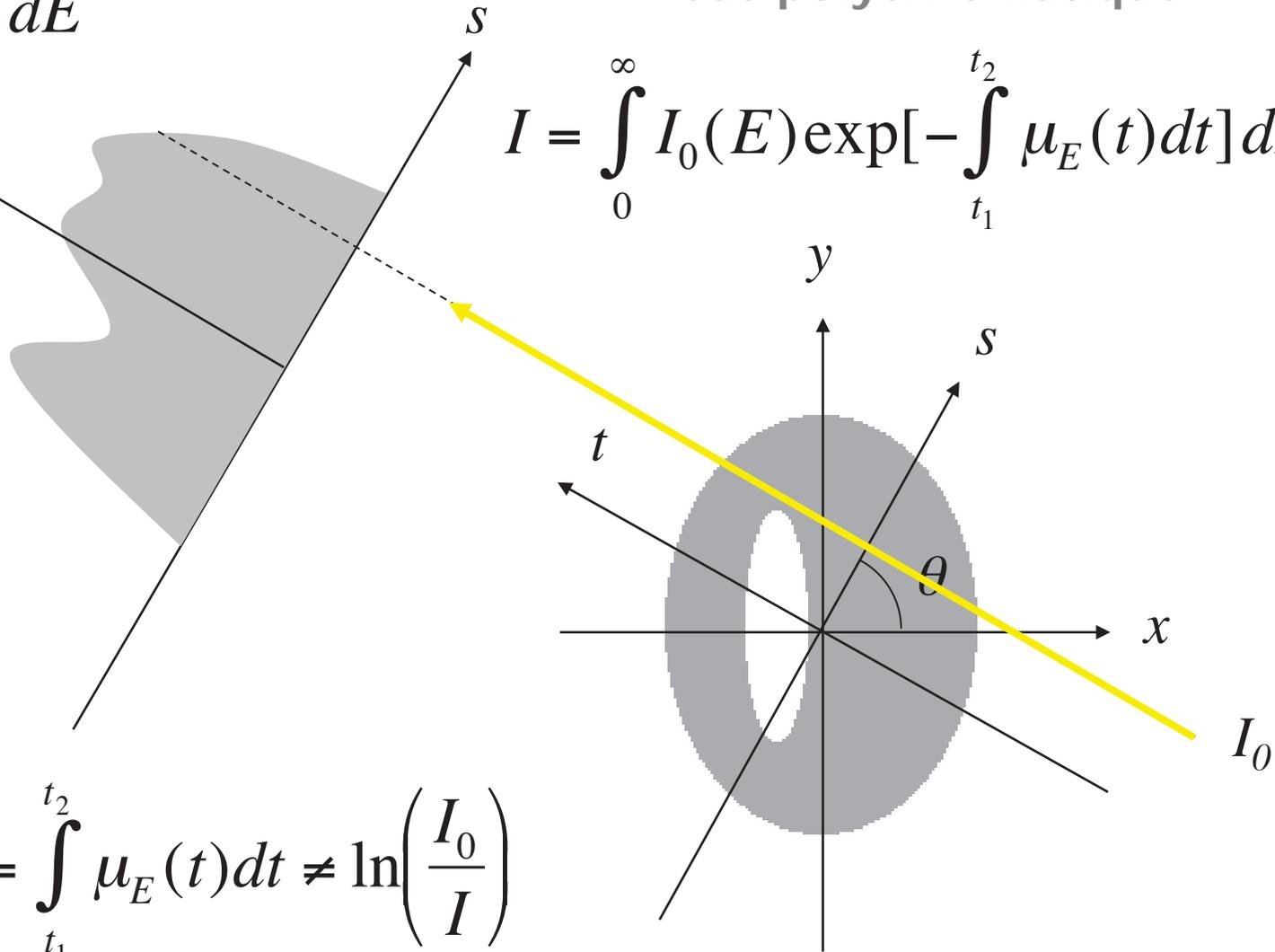
Tomographie par transmission de rayons X

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

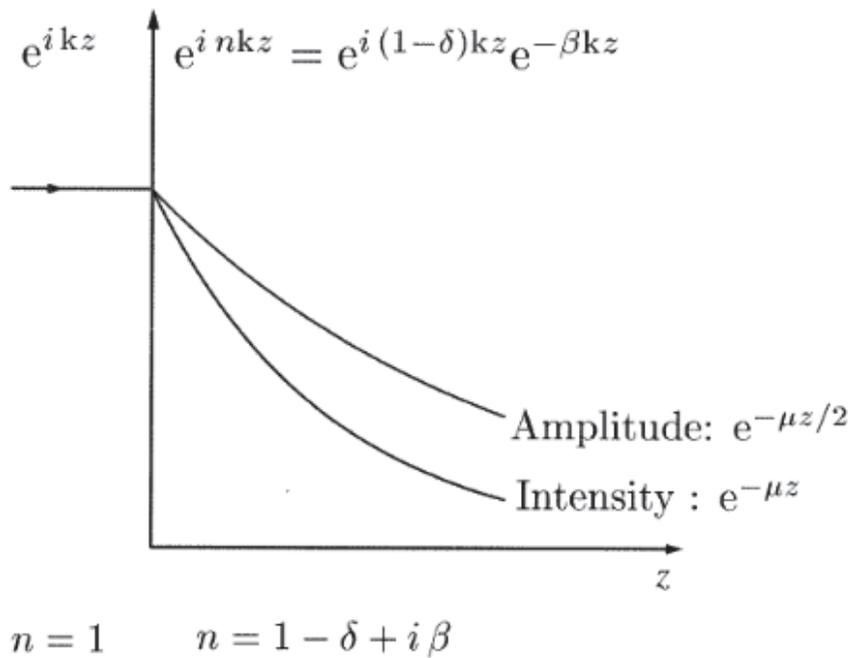
Cas polychromatique

$$I = \int_0^{\infty} I_0(E) \exp\left[-\int_{t_1}^{t_2} \mu_E(t) dt\right] dE$$

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



Tomographie par contraste de phase



Partie réelle : déphasage
 Partie imaginaire : absorption

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

ρ = densité électronique dans la matière $\sim 1 \text{ e}/\text{\AA}^3$
 r_0 = Rayon classique de l'électron = $2.82 \cdot 10^{-5} \text{ \AA}$
 λ = 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.

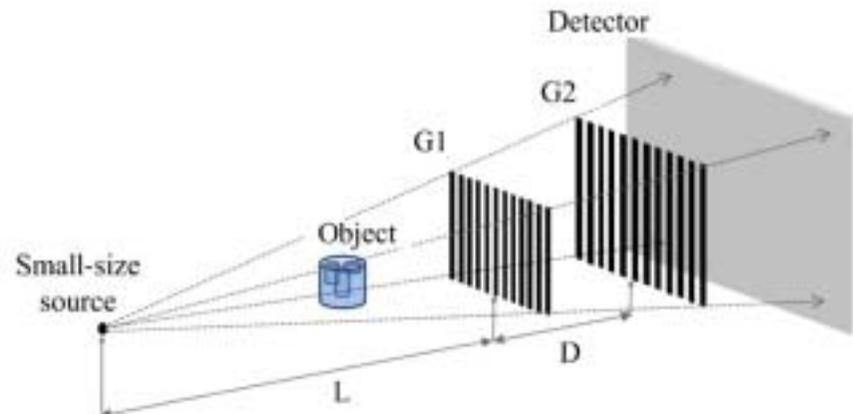
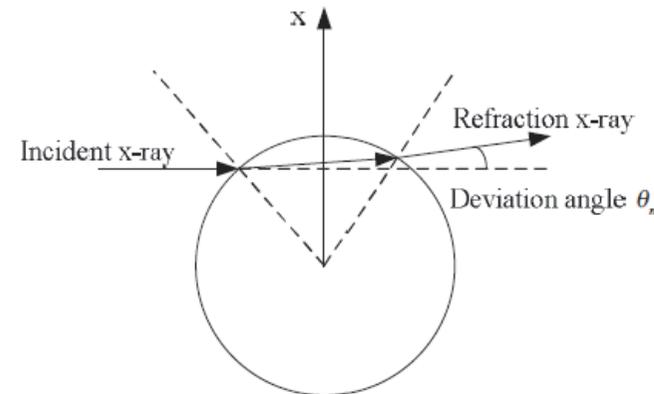
$$\phi(x, y) = \frac{2\pi}{\lambda} \int \delta(x, y, z) dz \quad \rightarrow \quad \text{Transformée de Radon} \quad \rightarrow \quad \text{Tomographie de } \delta$$

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

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

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

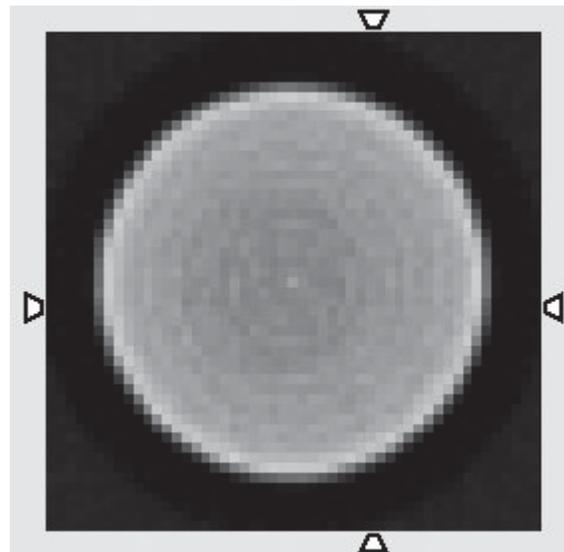
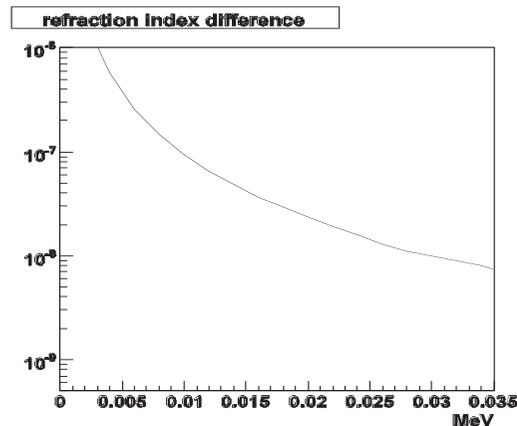
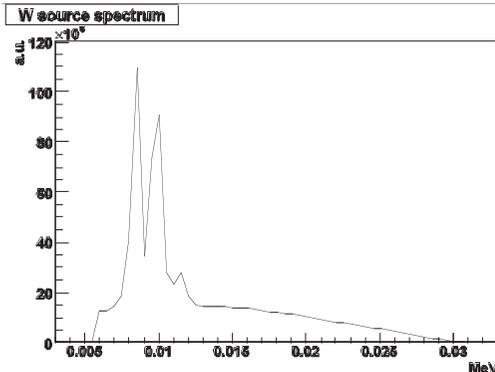
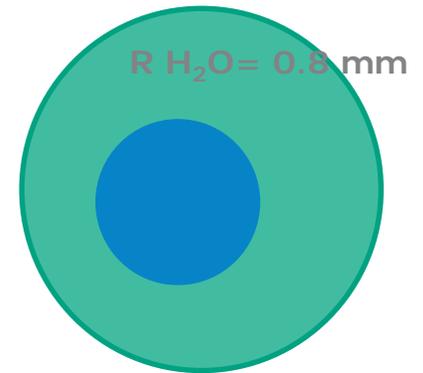
Exploitation de l'effet Talbot consistant à utiliser 2 réseaux de diffraction G1 et G2 éclairés par un tube à rayons X. G1 est fixe et G2 est déplacé par pas d'une fraction de P2. L'intensité mesurée par le détecteur en fonction de la position de G2 varie comme un sinus dont la phase est reliée à l'angle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



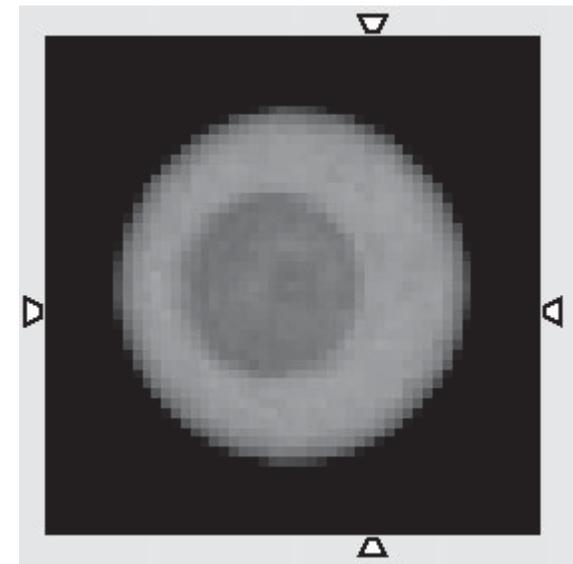
Exemple simulé avec GATE

- PIXSCAN : 51 x 51 pixels, 130 x 130 μm^2
- Réseaux : P1=4 μm , P2=4.4 μm , L=140 cm, D=14 cm
- Pour chaque position angulaire de l'objet, G2 effectue 11 pas de 0.4 μm
- Source : tube à anode de tungstène, taille du foyer: 10 x 10 μm^2
- Fantôme : 2 sphères de muscle et H₂O décalées de 2 mm

R Muscle = 1.7 mm



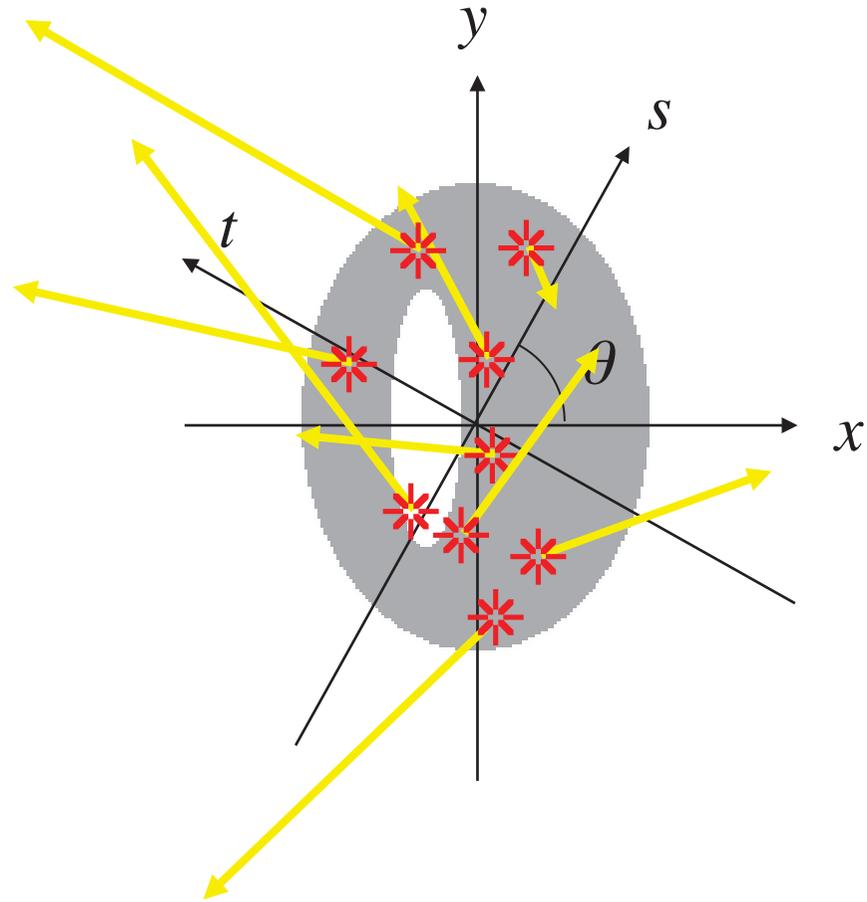
Reconstruction
de l'amplitude



Reconstruction
de la phase

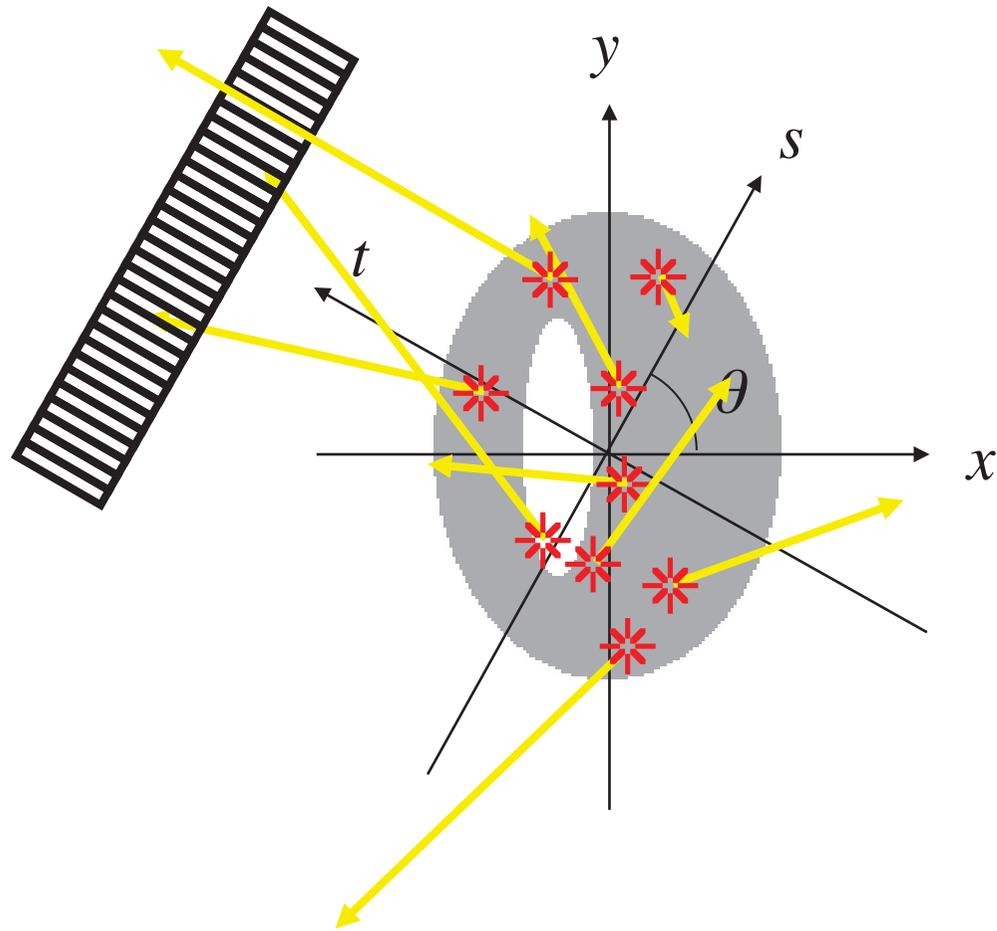
Courtesy: F. Cassol, CPPM

Tomographie par émission de rayons gamma



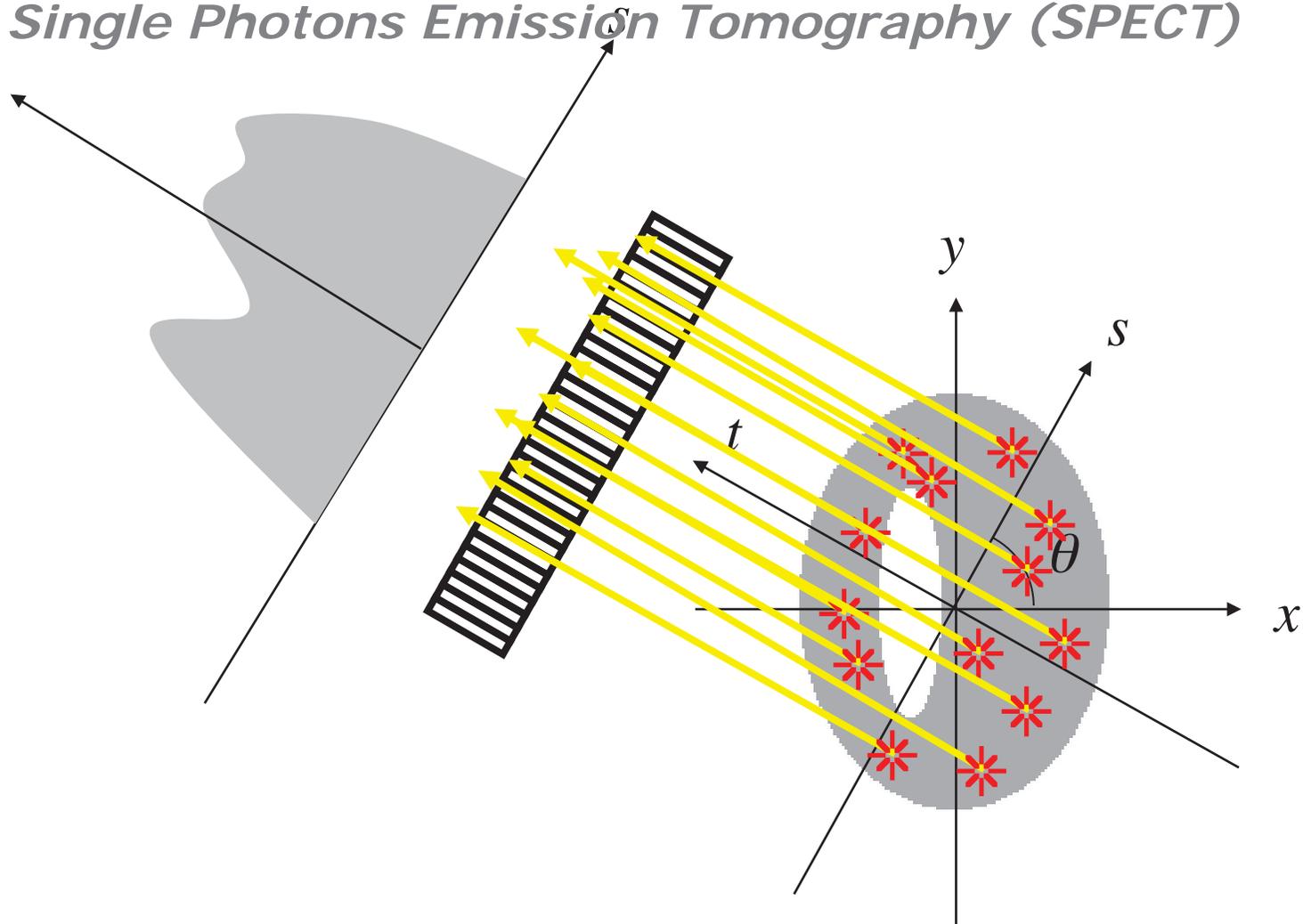
Tomographie par émission mono-photonique (TEMP)

Single Photons Emission Tomography (SPECT)



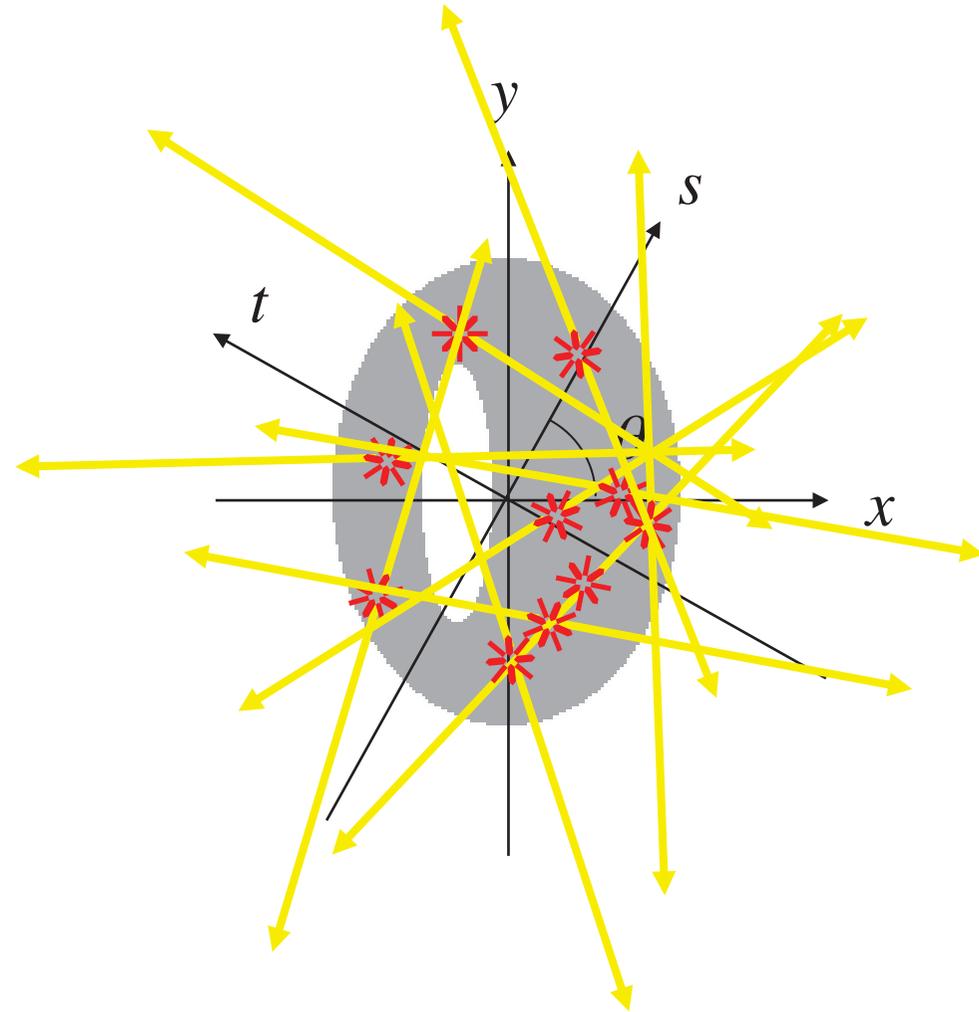
Tomographie par émission mono-photonique (TEMP)

Single Photons Emission Tomography (SPECT)



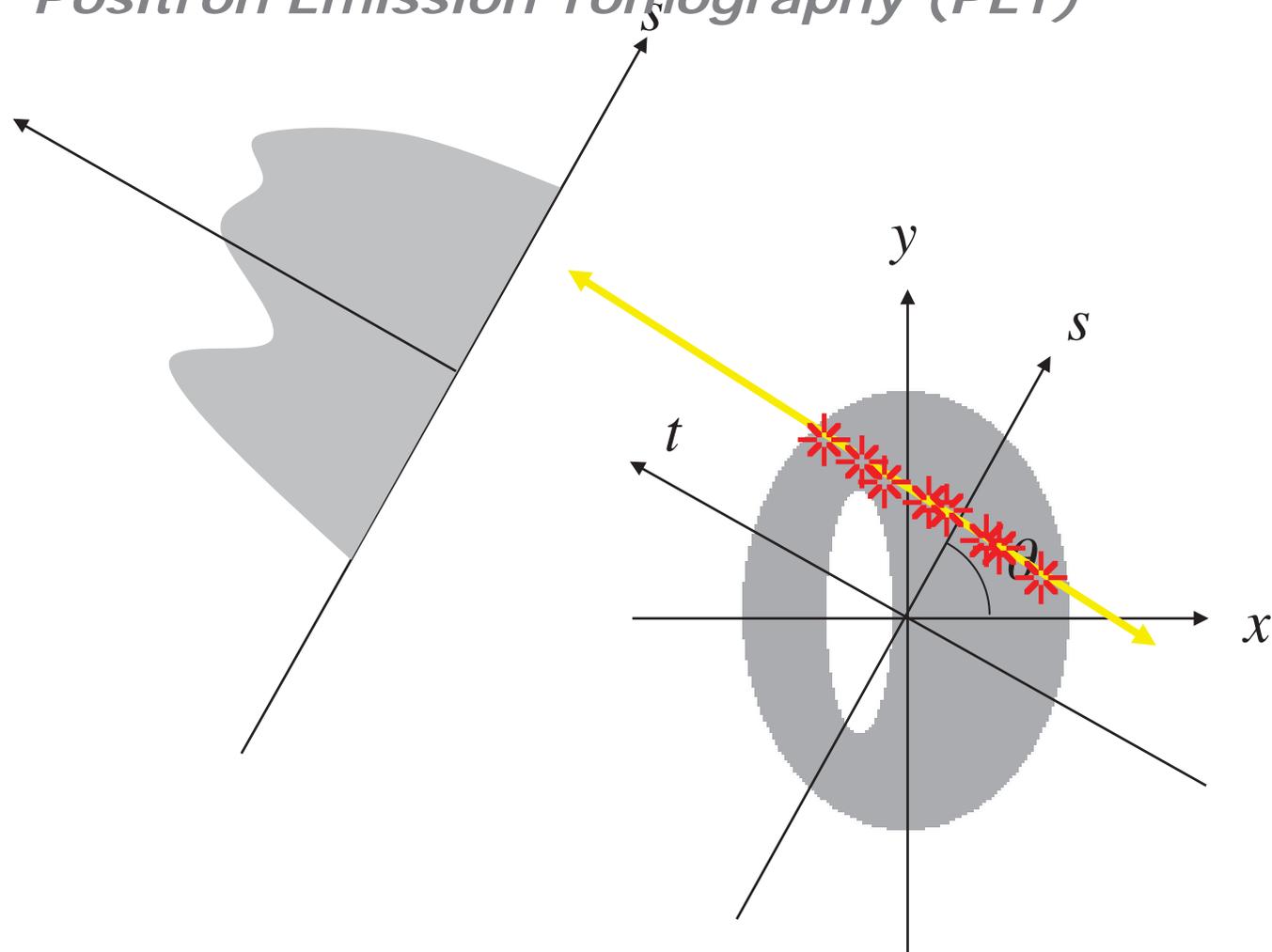
Tomographie par émission de positons (TEP)

Positron Emission Tomography (PET)

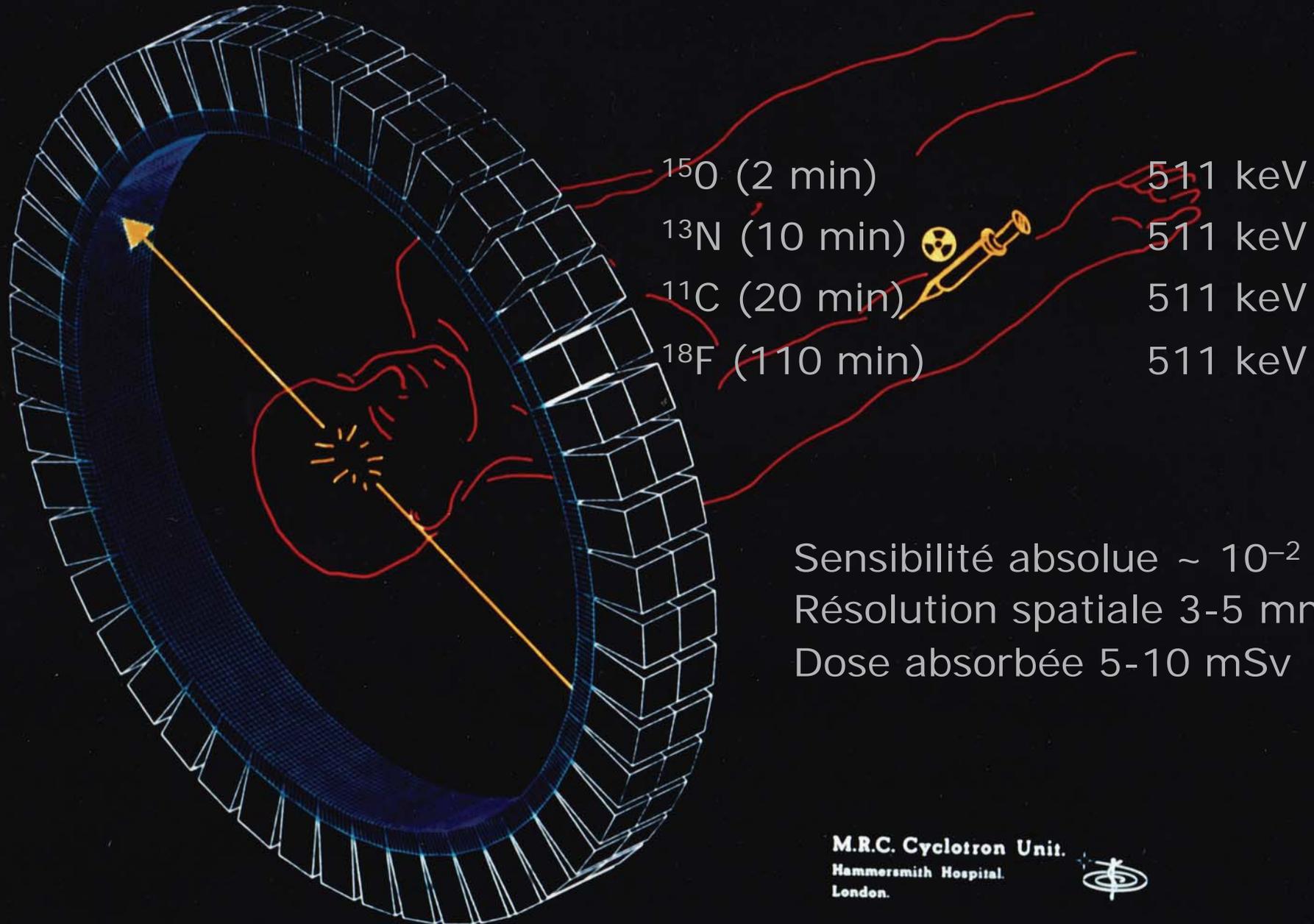


Tomographie par émission de positons (TEP)

Positron Emission Tomography (PET)



Tomographie par émission de positons (TEP)

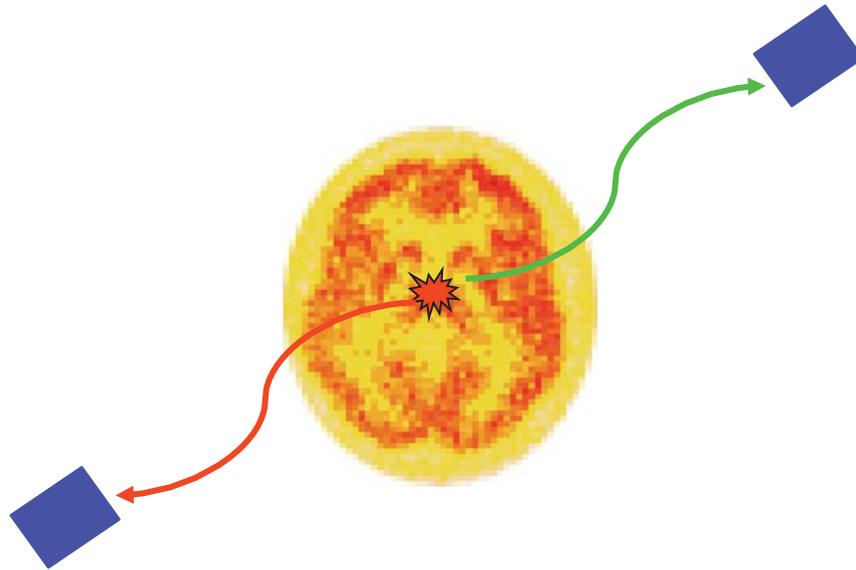


M.R.C. Cyclotron Unit.
Hammersmith Hospital.
London.



$$P\{\gamma_1\} P\{\gamma_2\} = \varepsilon^2 e^{-\mu (L_1 + L_2)}$$

$$P\{\gamma_2\} = \varepsilon e^{-\mu L_2}$$



$$P\{\gamma_1\} = \varepsilon e^{-\mu L_1}$$

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

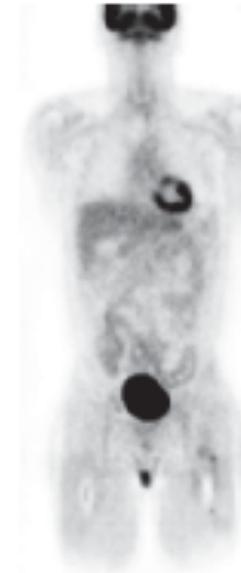


Clinique + Préclinique

microPET Focus 220 ECAT EXACT HR+

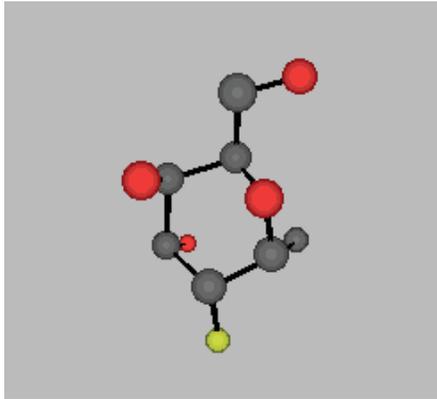


Souris
6 MBq

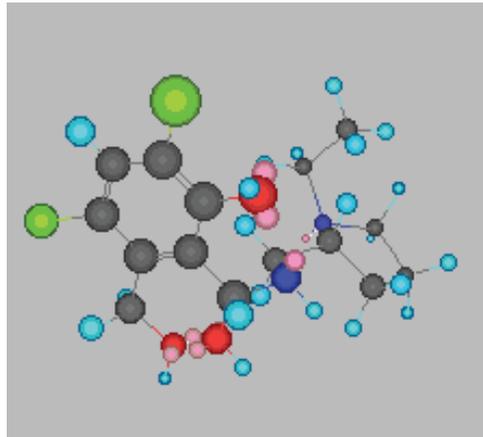


Humain
390 MBq

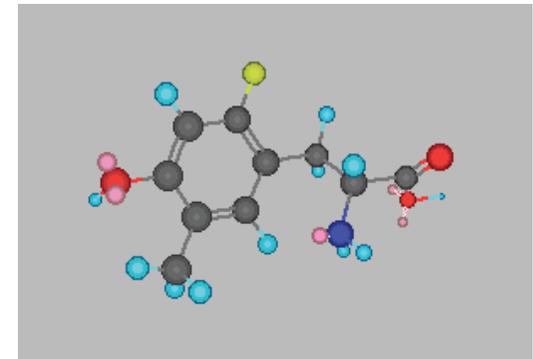
Marquages radio-pharmaceutiques



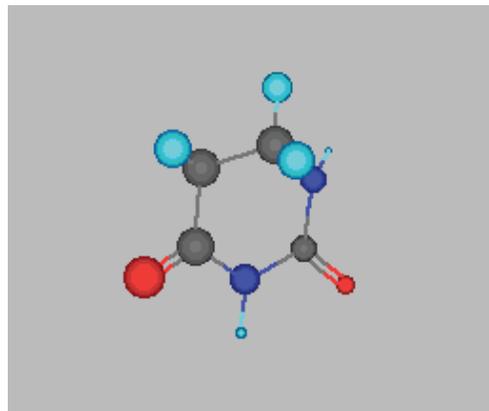
[¹⁸F]FDG



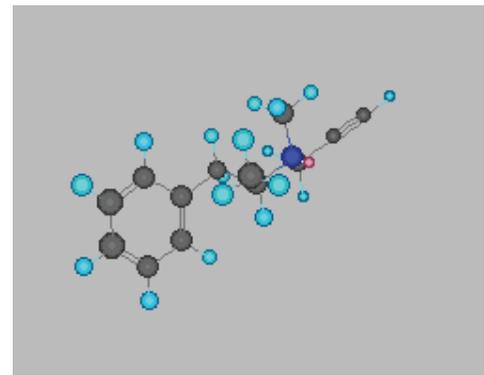
[¹¹C]Raclopride



[¹⁸F]FluoroLDopa



[¹⁸F]Fluorouracil



[¹¹C]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}F (2 h)

H_2^{18}O (p,n) ^{18}F

^{20}Ne (d, α) ^{18}F

^{11}C (20 min)

^{14}N (p, α) ^{11}C

^{13}N (10 min)

^{12}C (d,n) ^{13}N

^{13}C (p,n) ^{13}N

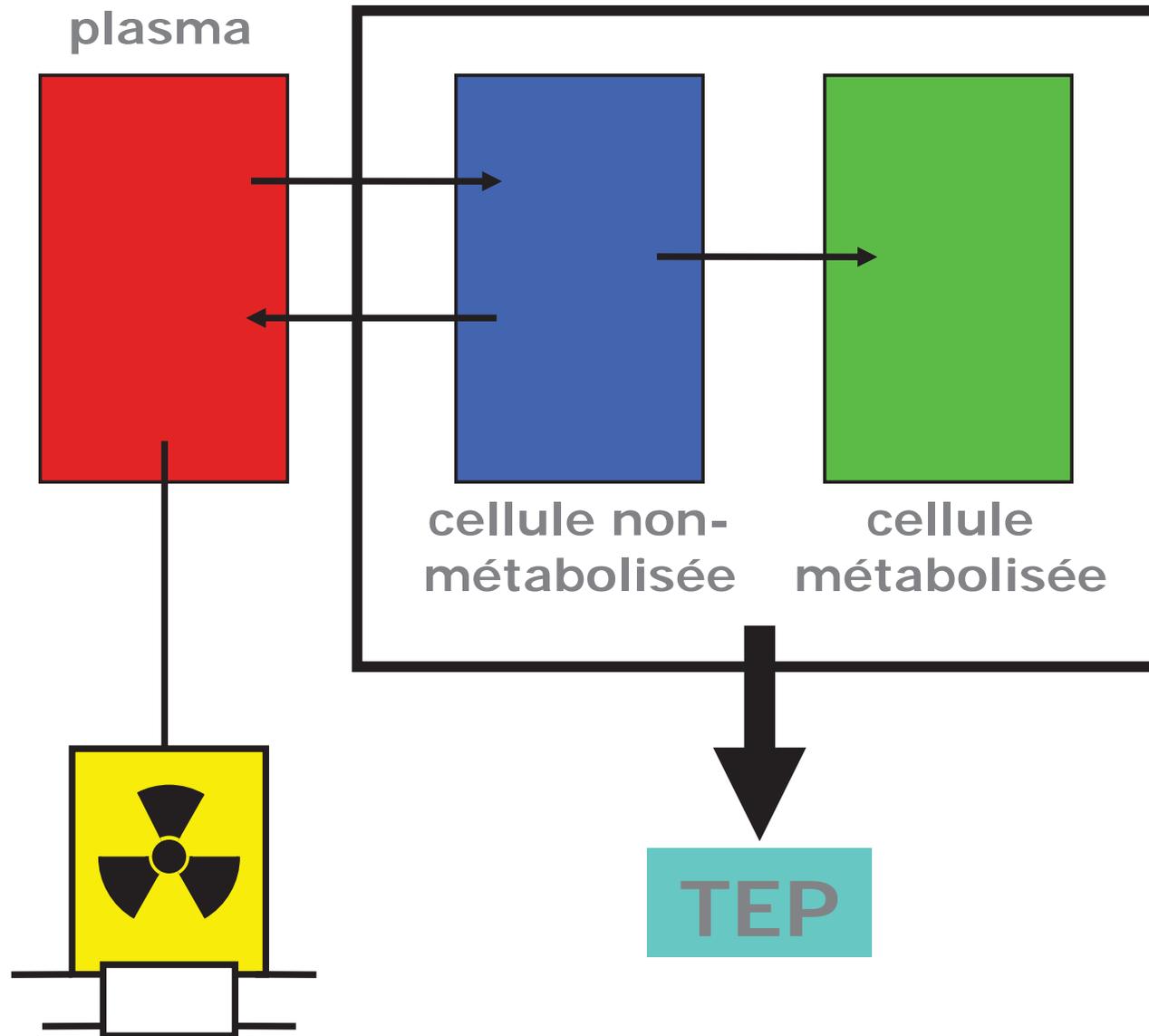
H_2^{16}O (p, α) ^{13}N

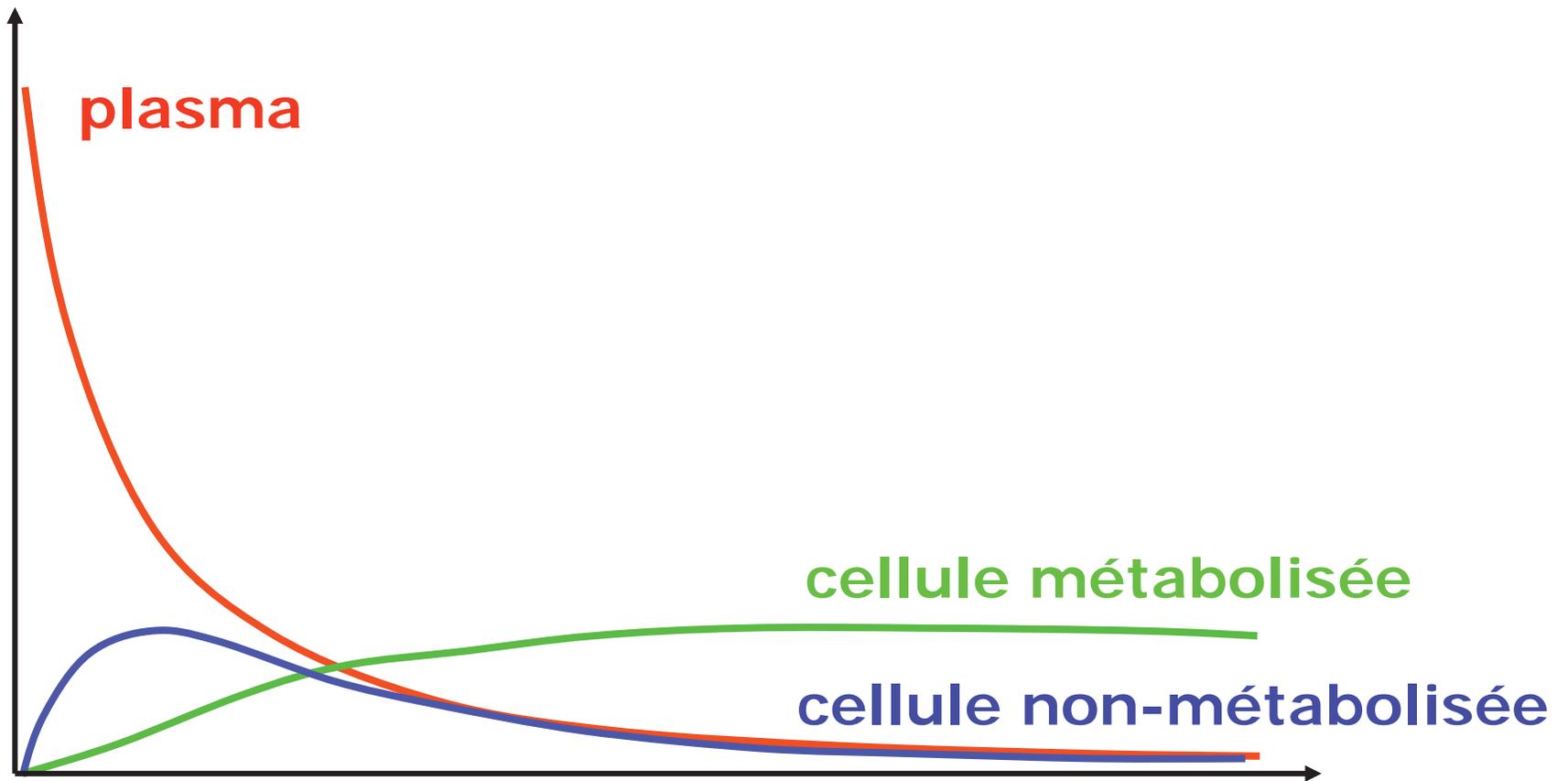
^{15}O (2 min)

^{14}N (d,n) ^{15}O

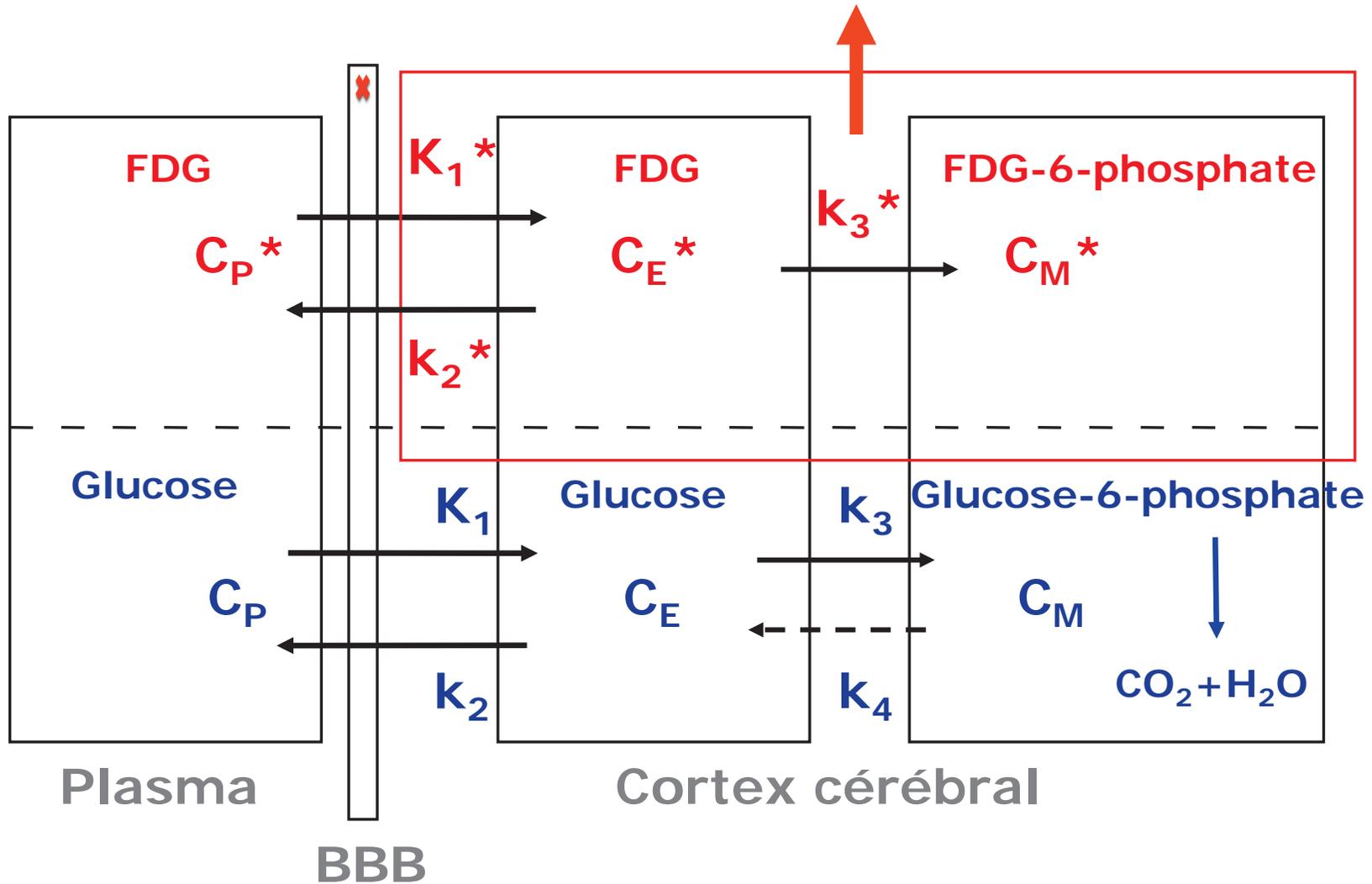
^{15}N (p,n) ^{15}O







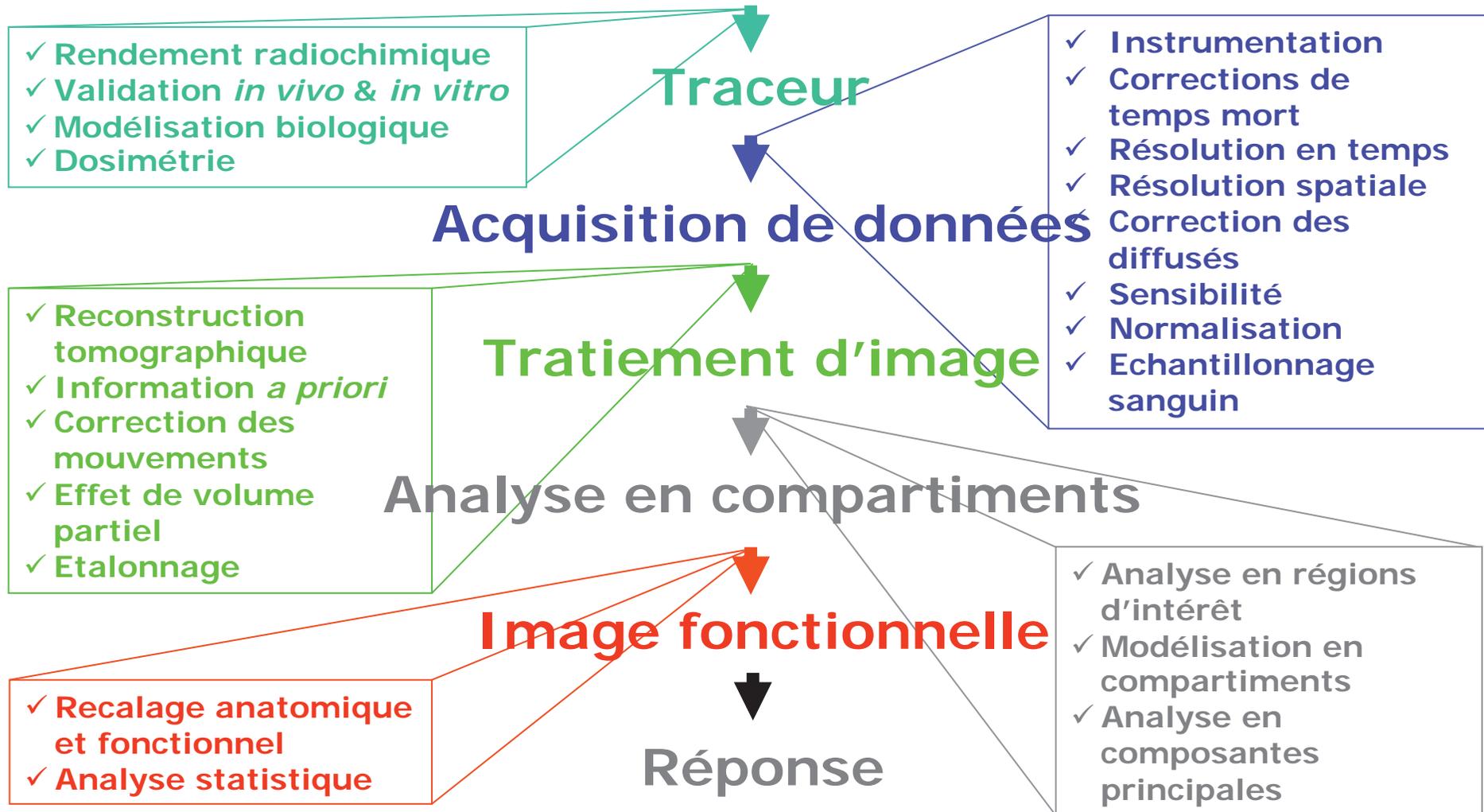
$$C_I^* = C_E^* + C_M^*$$



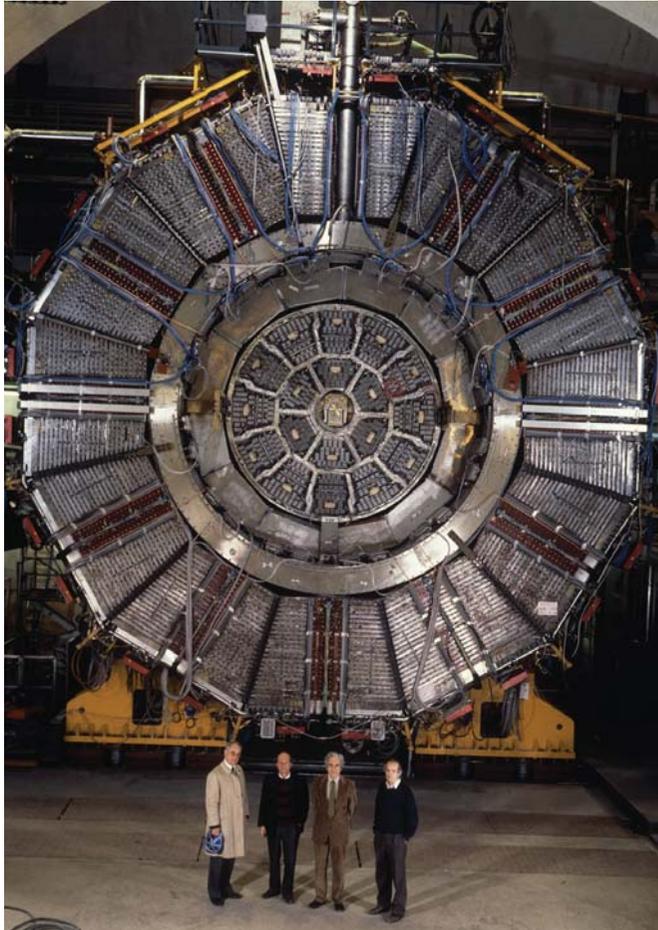
Question de chimie biomoléculaire



Parcours pharmacocinétique & cible moléculaire



Application sociétale de la physique des particules



Application sociétale de la physique des particules

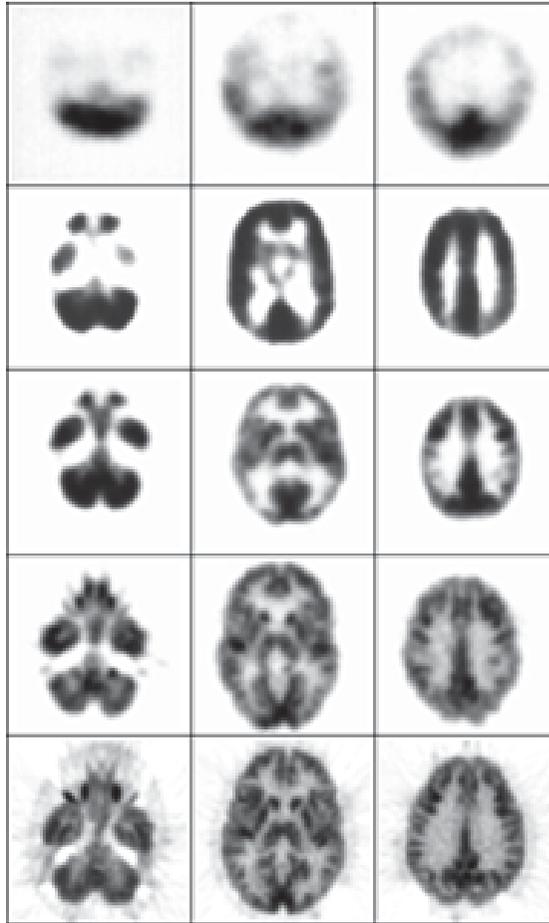
Requirements for HEP EM calorimetry

- ✓ 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 continus en instrumentation



PET III 1975

ECAT II 1977

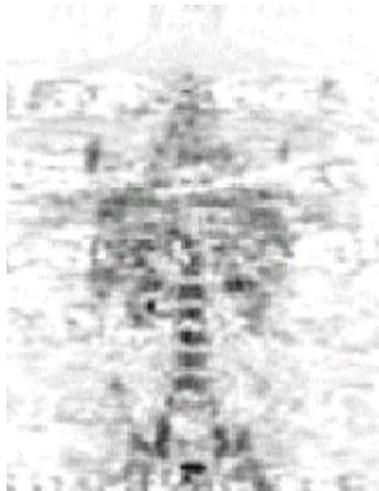
NeuroECAT 1978

ECAT 931 1985

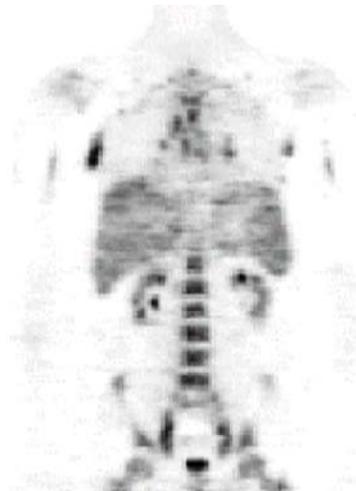
ECAT EXACT HR+ 1995

Progrès techniques en TEP

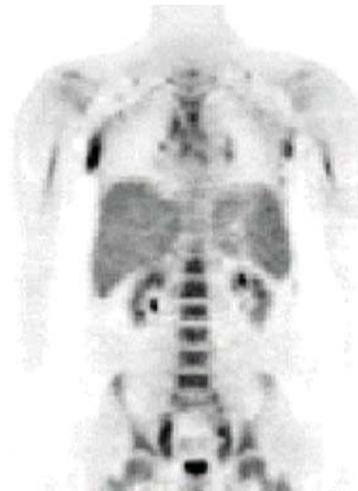
	BGO	LSO	GSO
Densité [g/cm ³]	7.13	7.4	6.7
Z effectif	74	66	61
Decay [ns]	300	35-45	30-60
ph/MeV	8200	28000	10000
% NaI(Tl)	15	75	25



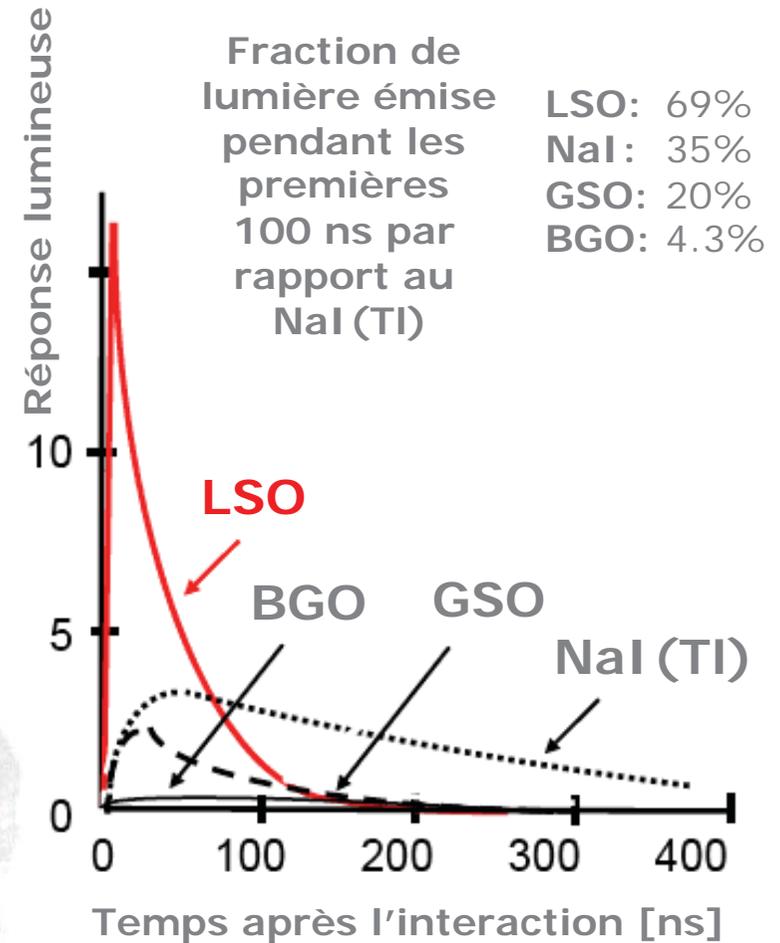
3DRP



FORE+OSEM



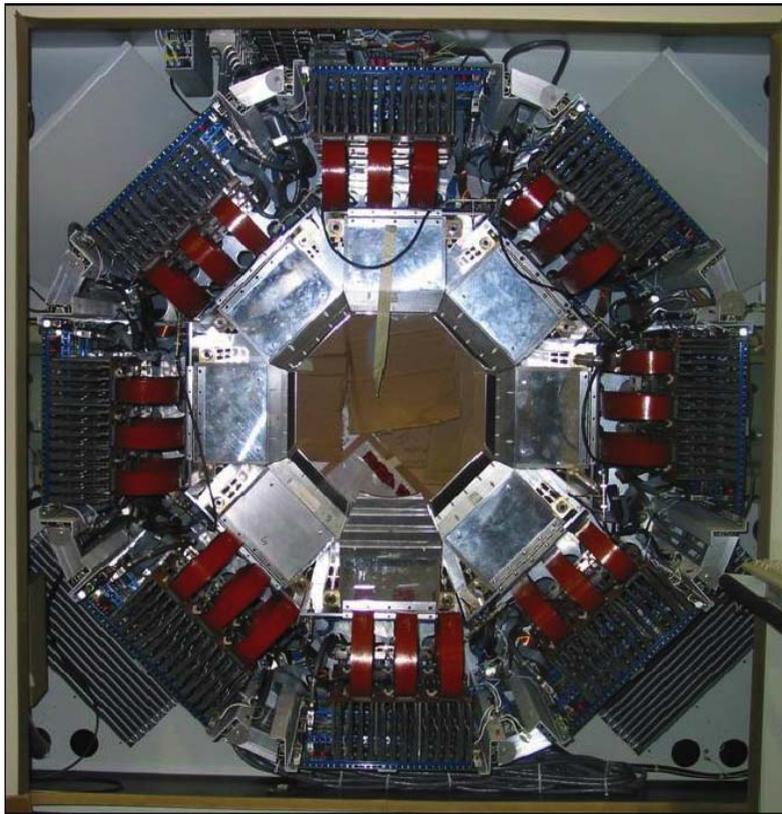
FORE+AWOSEM



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

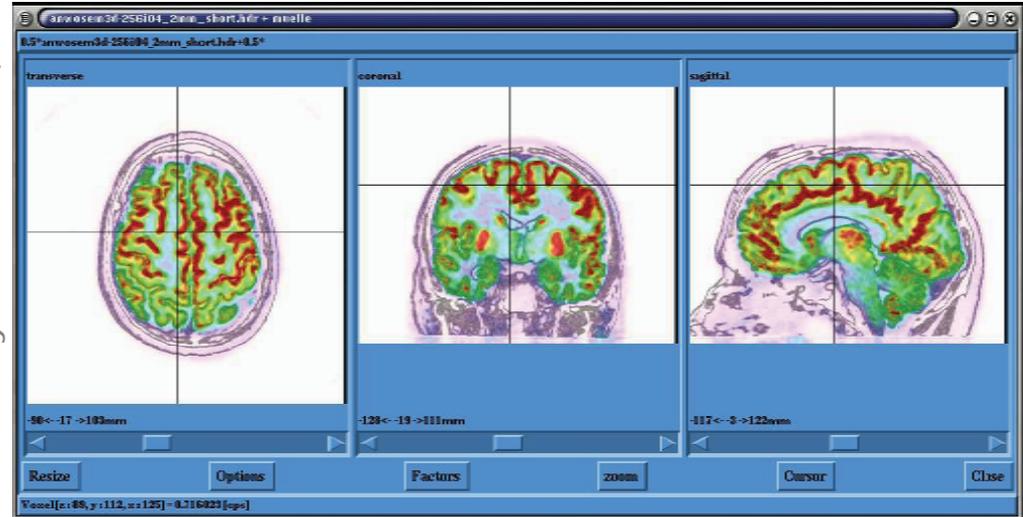
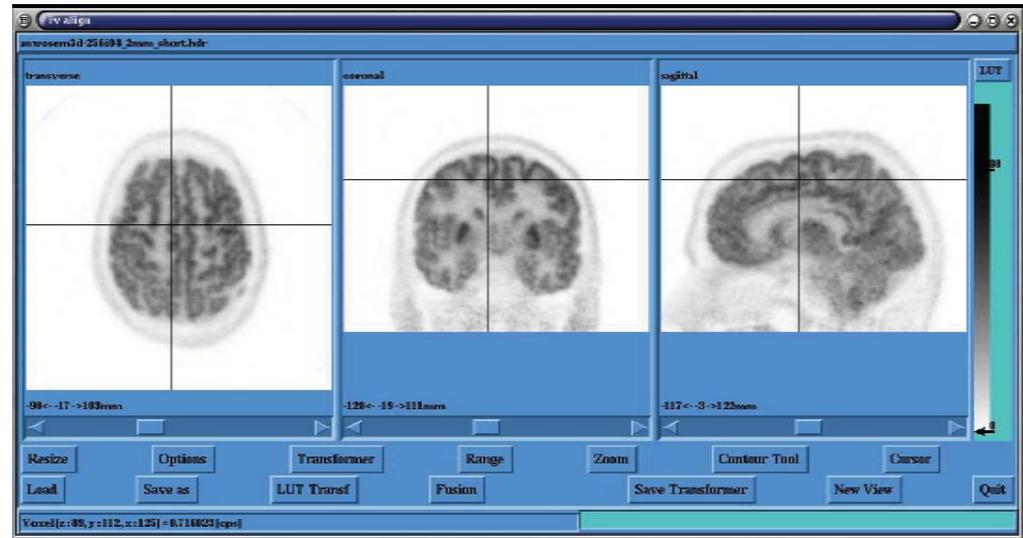
Courtesy: DW Townsend, UPMC

High Resolution Research Tomograph (HRRT)



- LSO/GSO phoswich
- 153600 cristaux
- 1120 PMTs

Courtesy: K. Wienhard, Köln



40 min FDG fusionnée avec IRM-T1

Temps de vol en tomographie par émission de positons

^{18}F

^{11}C

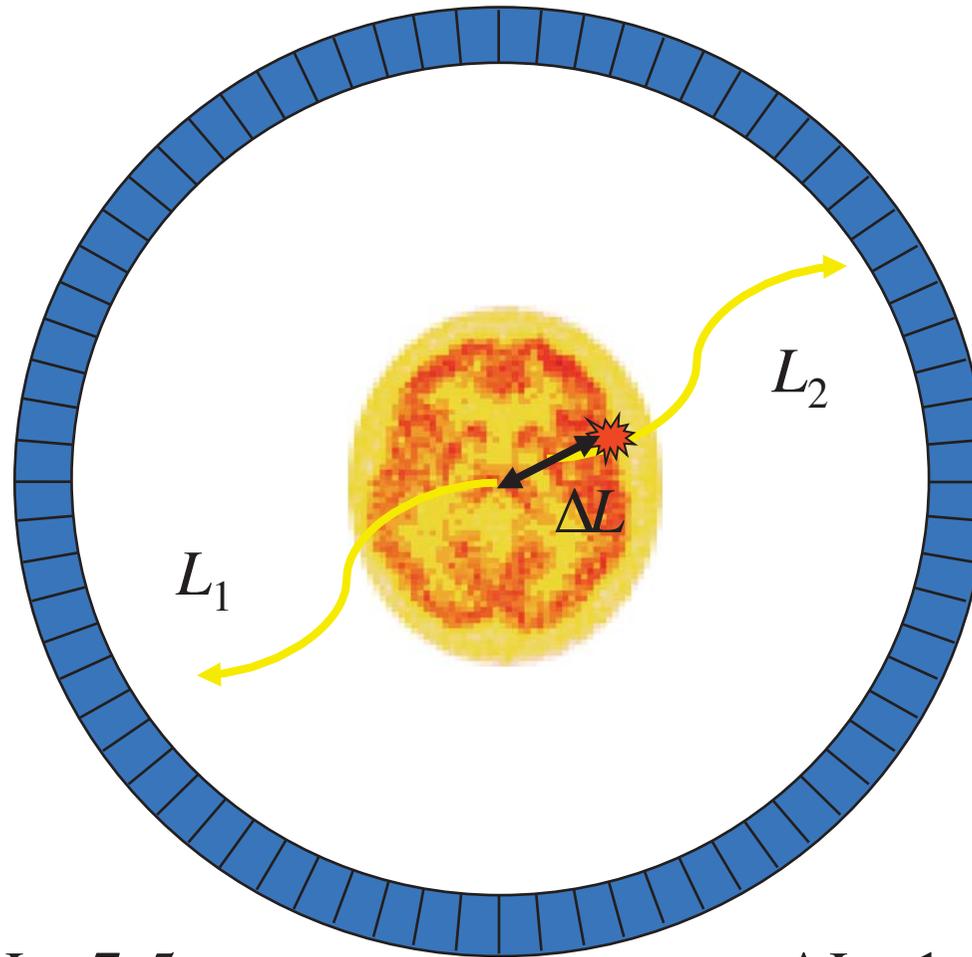
^{13}N

^{15}O

^{64}Cu

^{68}Ga

^{82}Rb



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

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

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

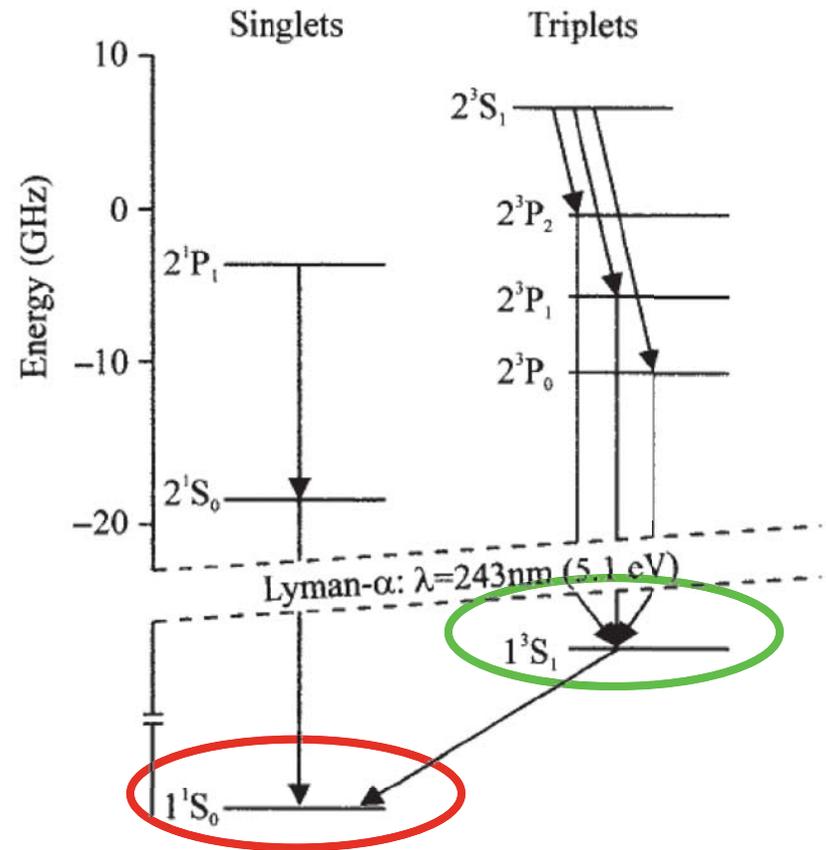
$$\Delta t = 500 \text{ ps} \Leftrightarrow \Delta L = 7,5 \text{ cm}$$

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

The short, rich life of positronium (Ps)

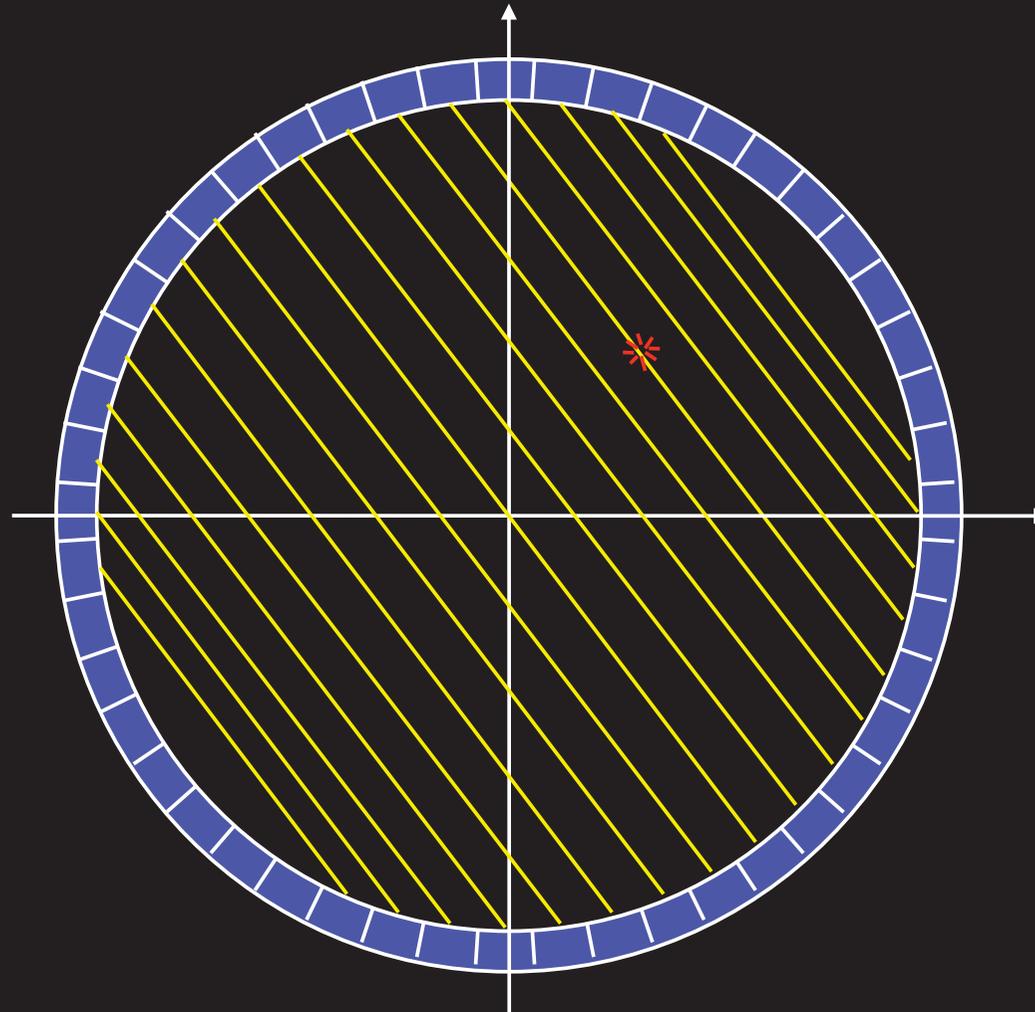


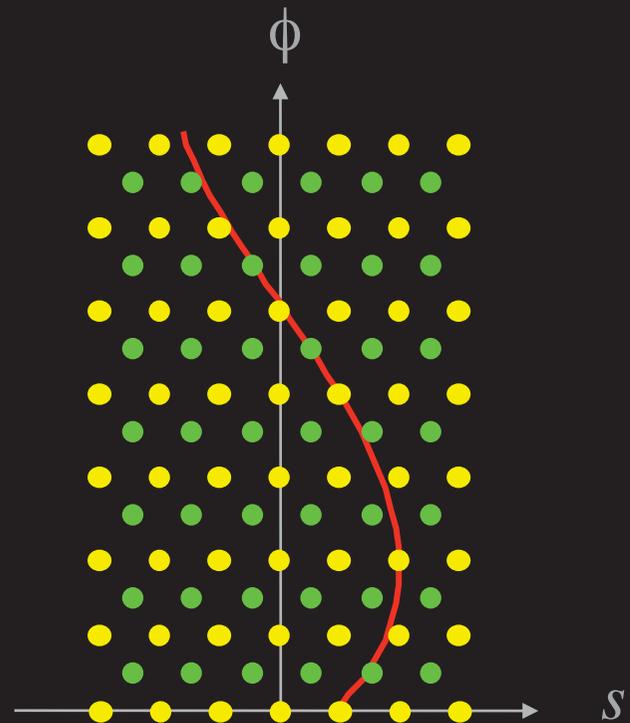
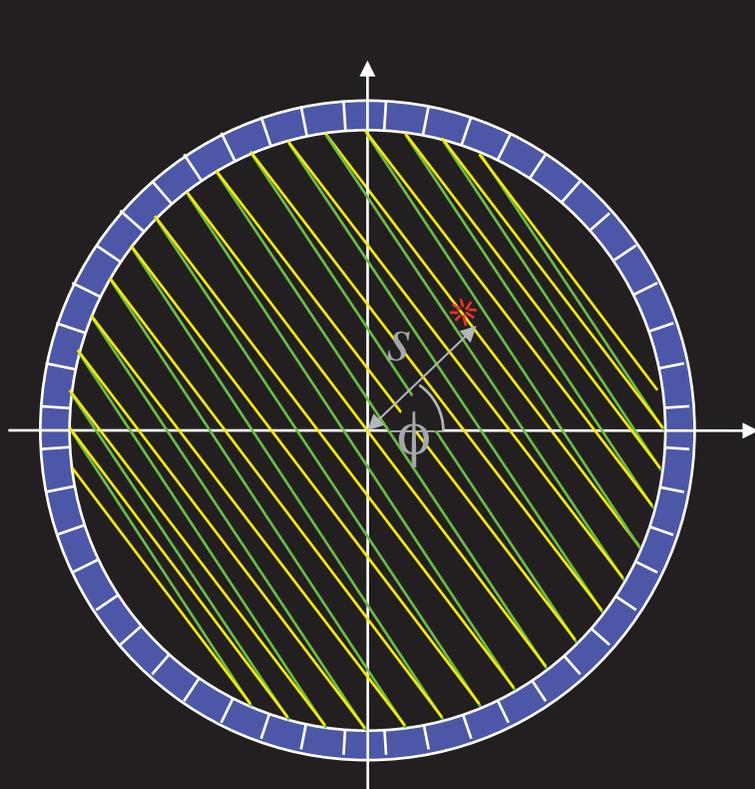
Une sculpture du professeur de physique Jens Zorn, U-Michigan, Ann Arbor

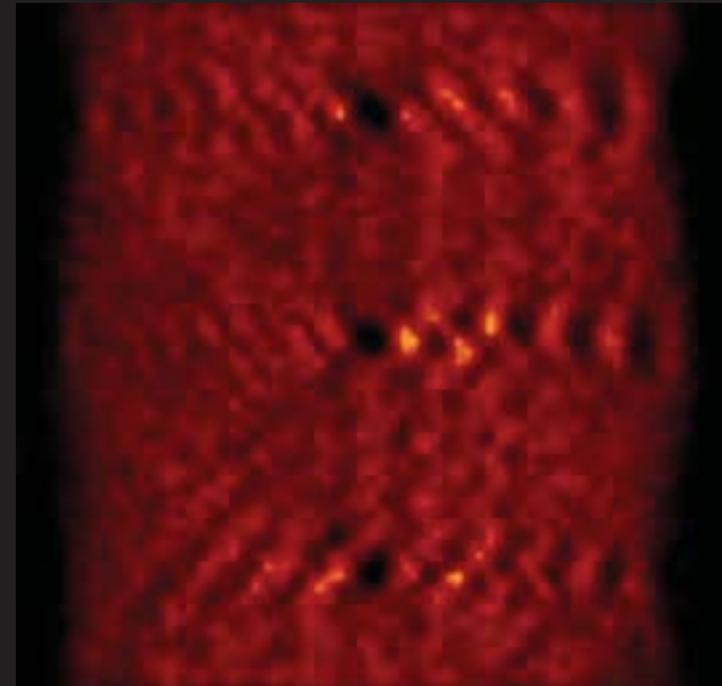
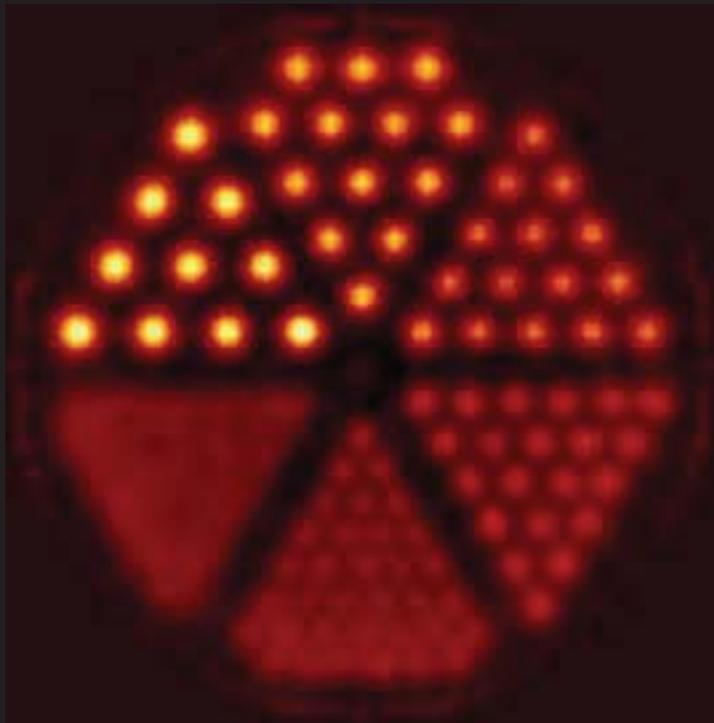


Parapositronium: $\tau \sim 10^{-10}$ s
État singlet -> désintégration en 2 gammas

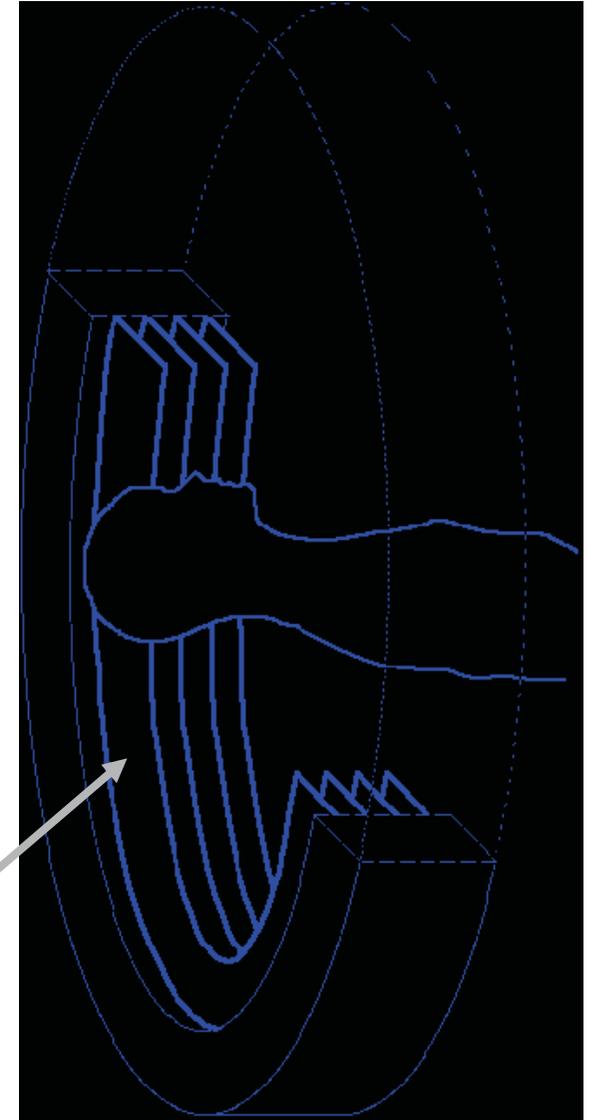
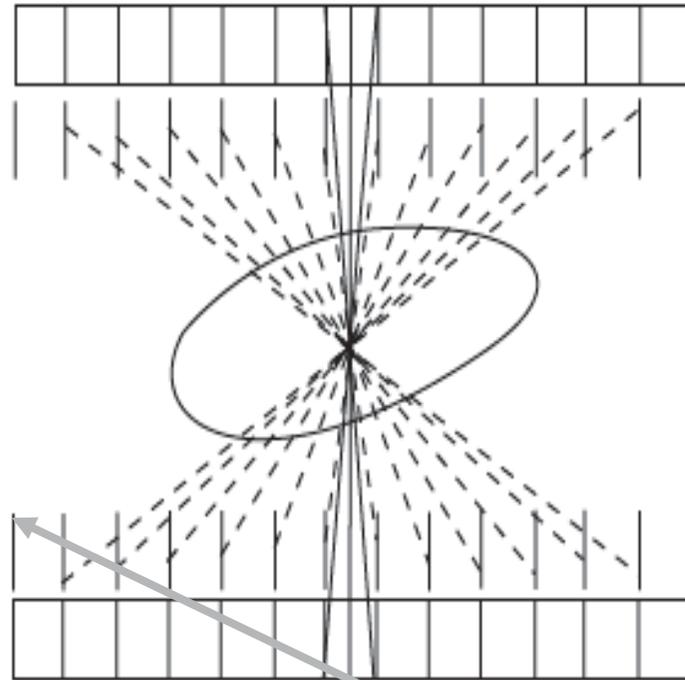
Orthopositronium: $\tau \sim 10^{-7}$ s
État triplet -> désintégration en 3 gammas





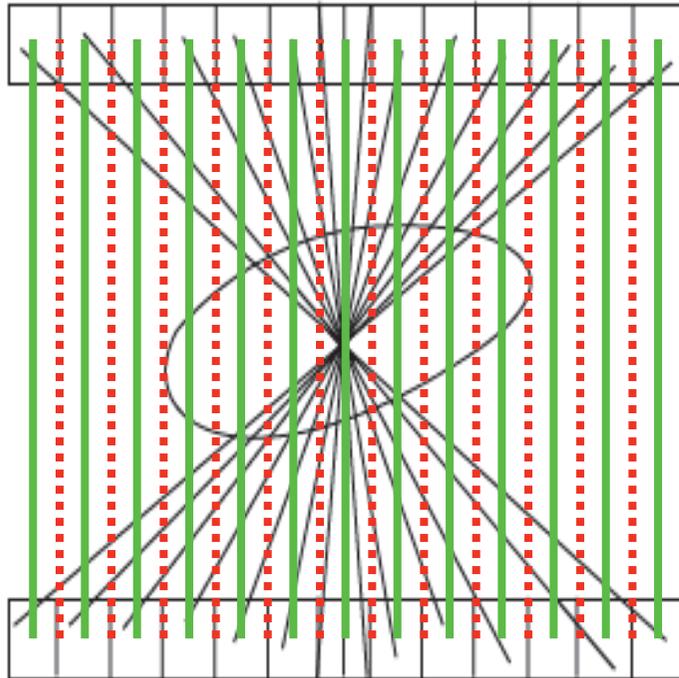


TEP 2D



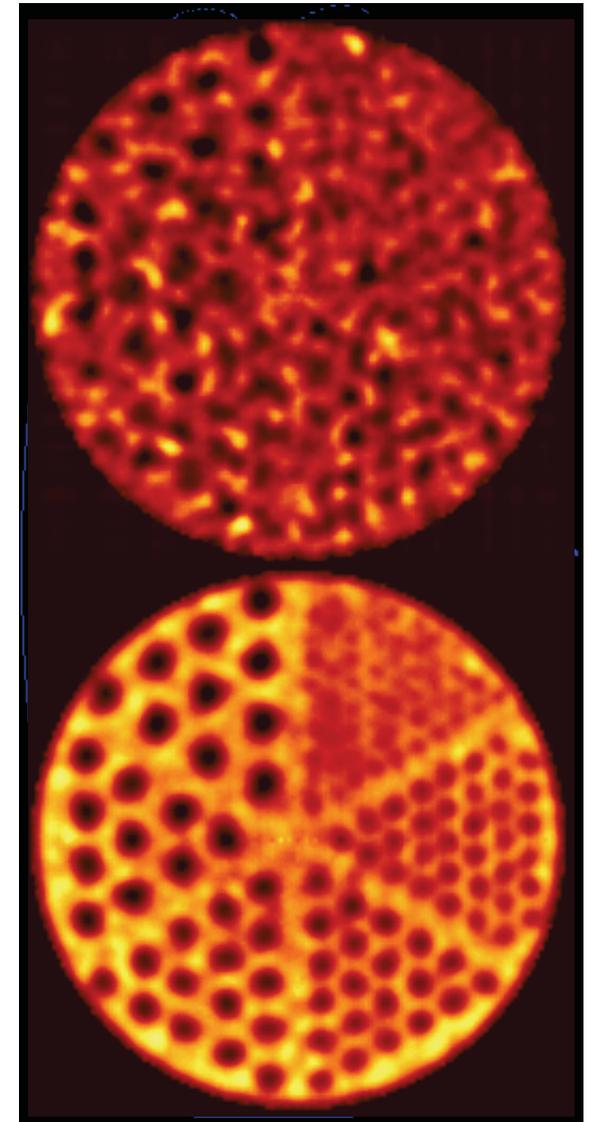
Septa

2D ...



2D

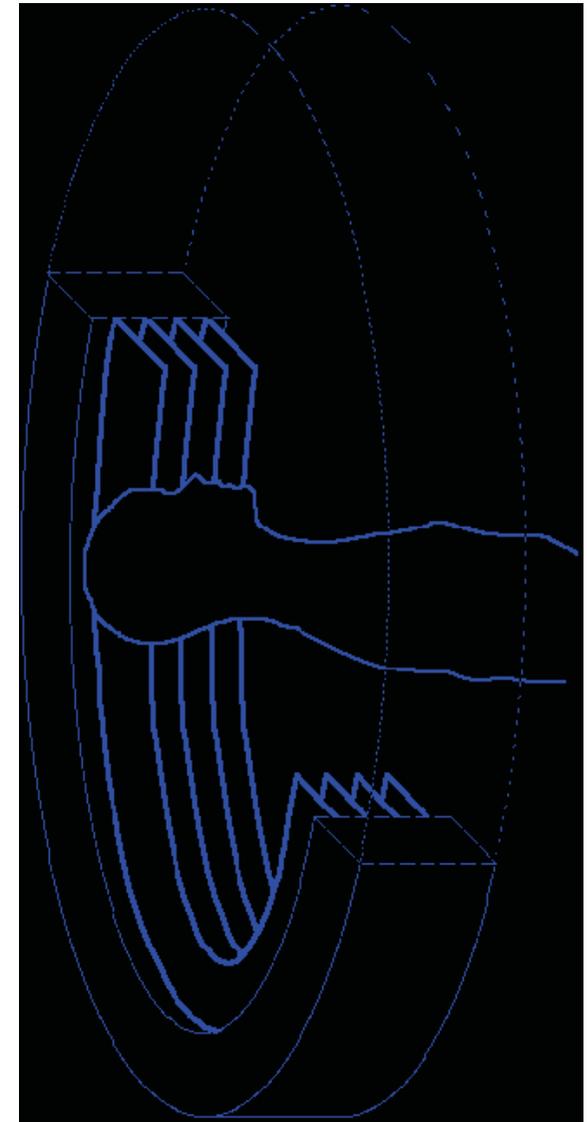
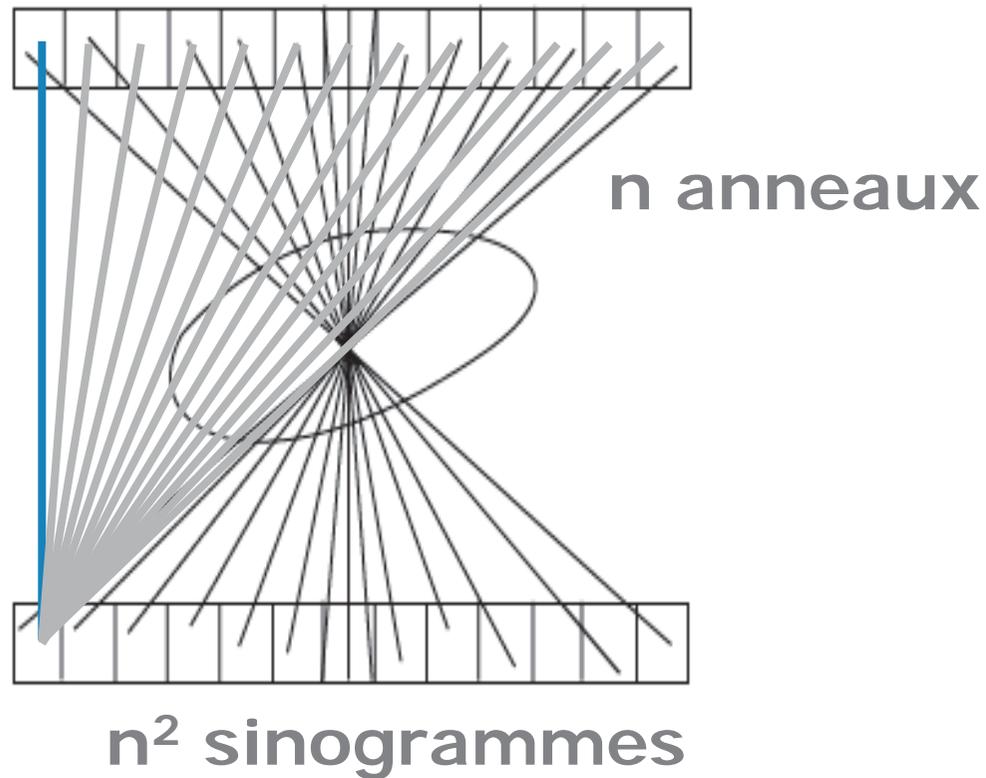
3D



... et TEP 3D

LORs directes

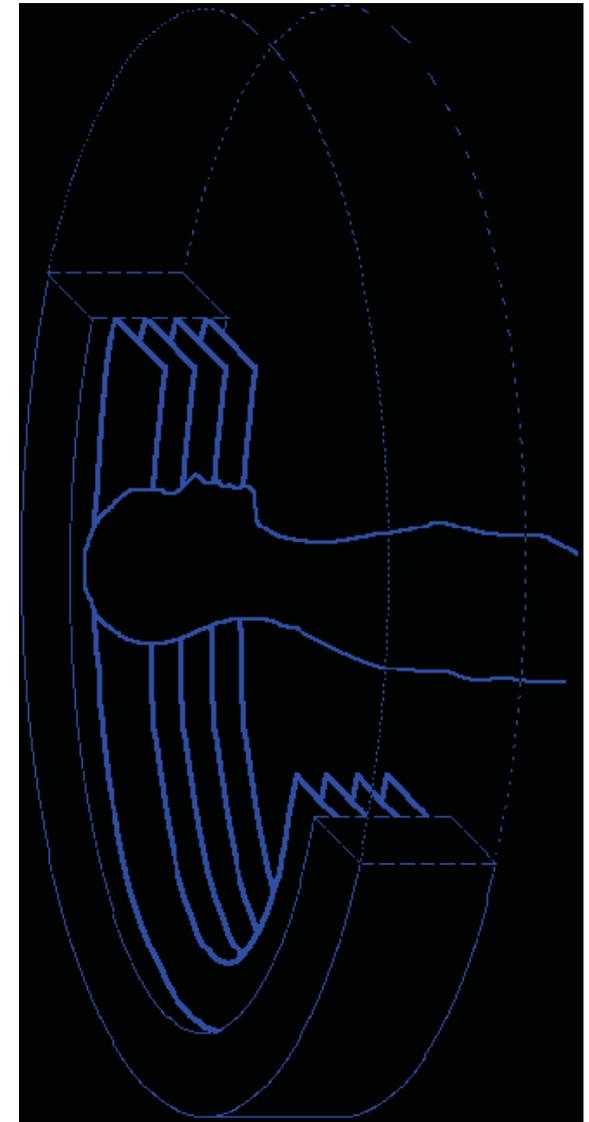
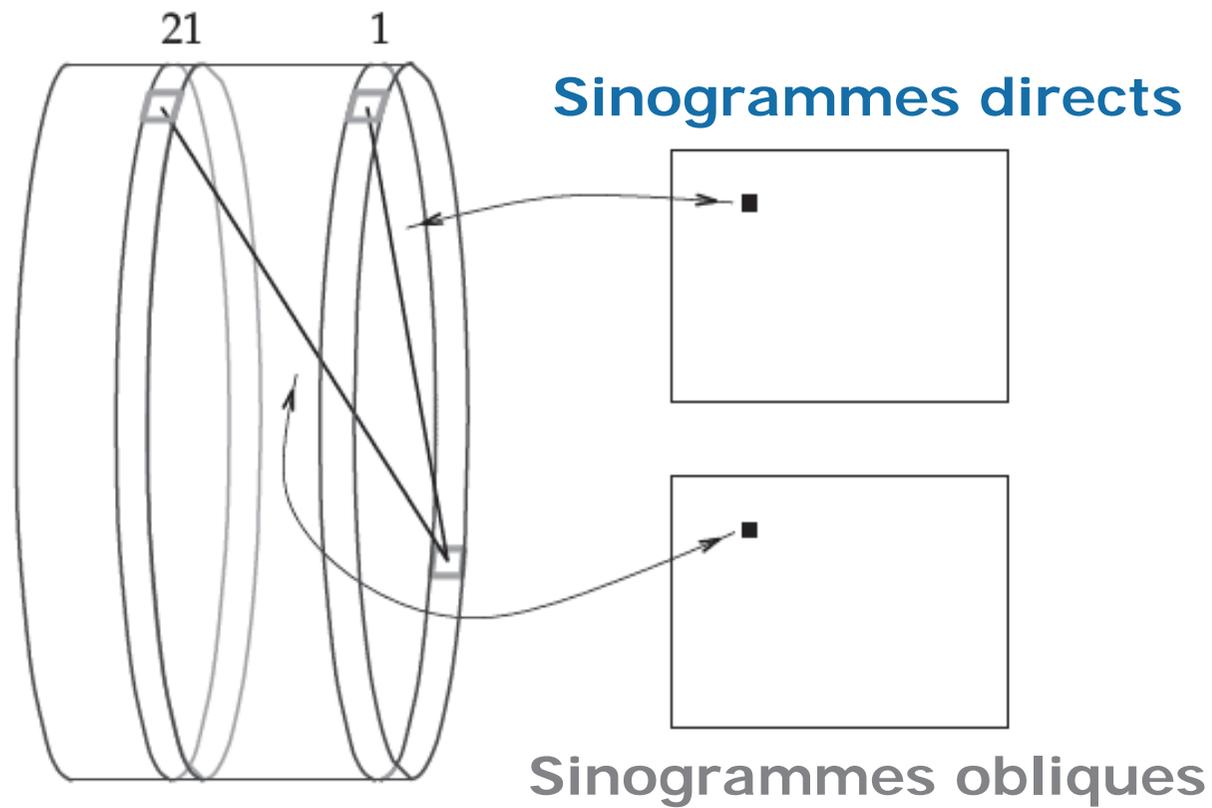
LORs obliques

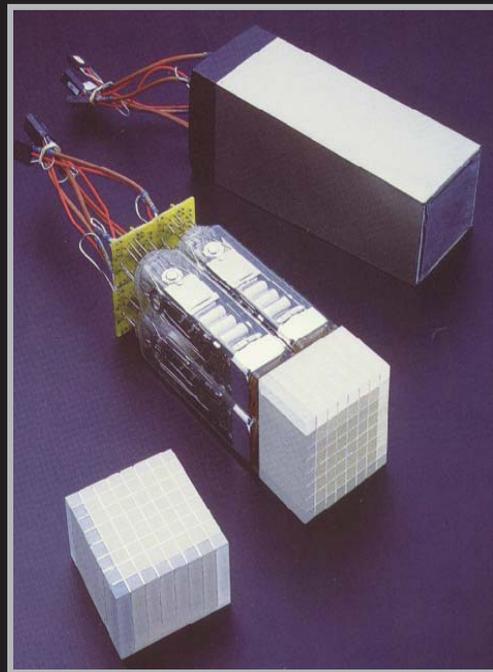


n sinogrammes directs

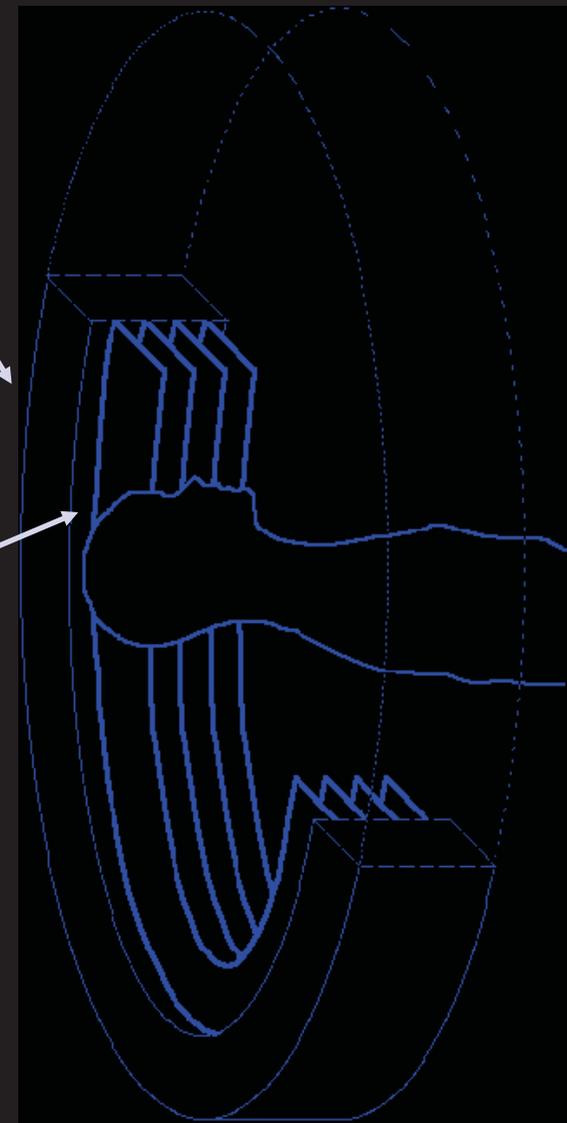
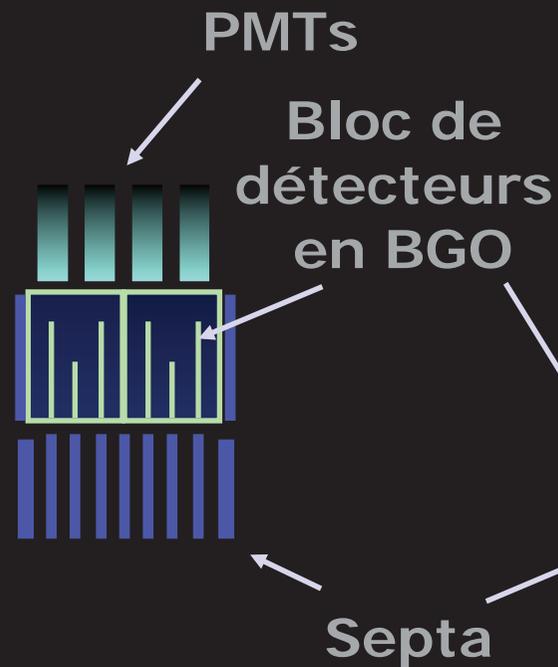
$n(n-1)$ sinogrammes obliques

... et TEP 3D





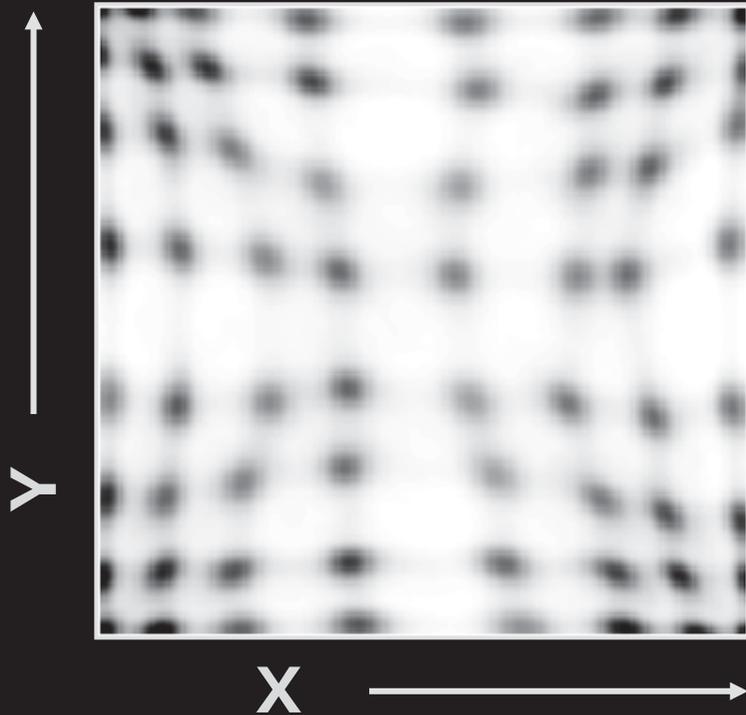
Bloc de détecteurs



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

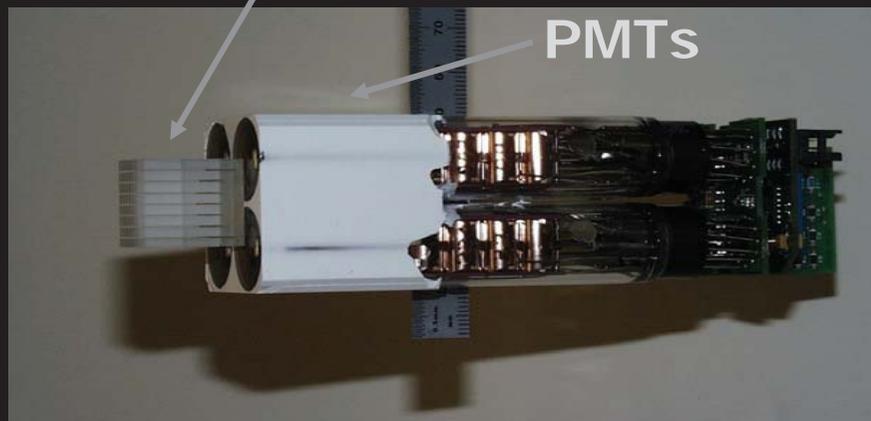


PMTs

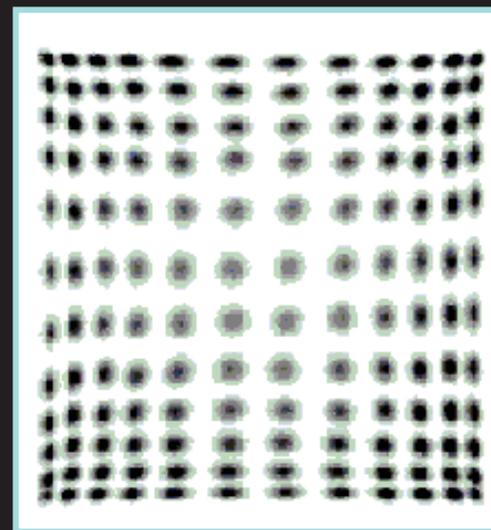


Scintillateur

Guide de lumière

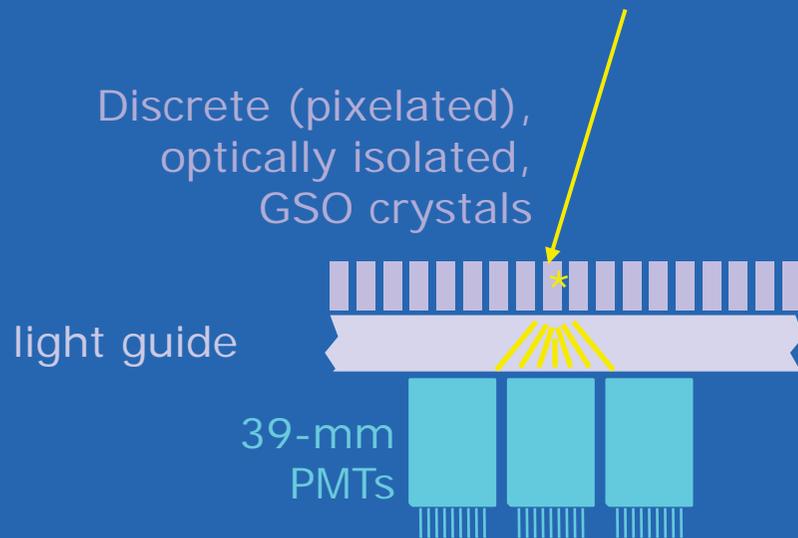


PMTs



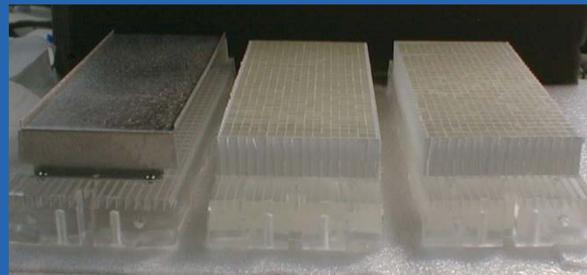
Courtesy: D. Townsend, UPMC

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

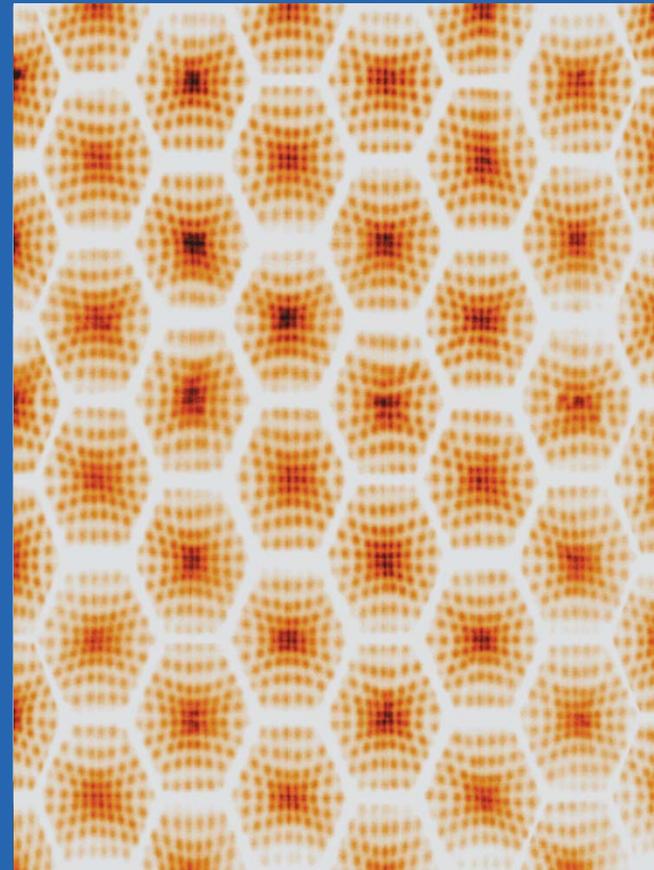


Courtesy: J. Karp, U Penn



PHILIPS

Détecteurs pixelisés-continus



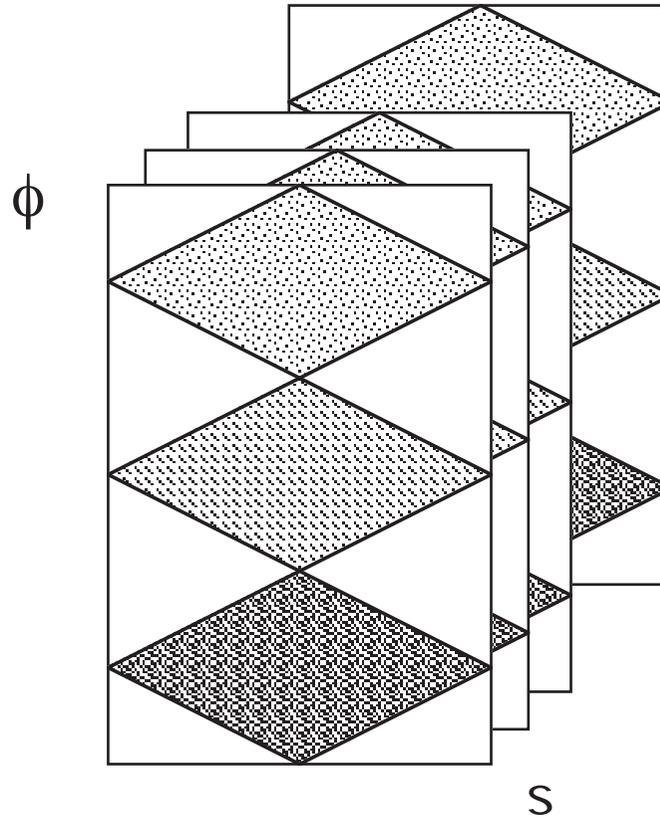
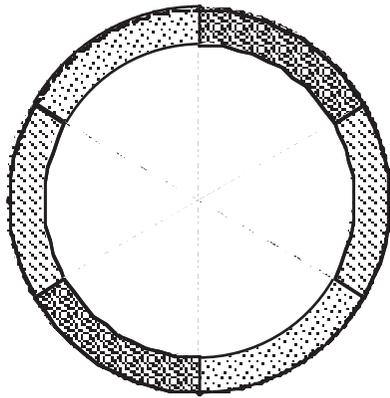
Courtesy: J. Karp, U Penn



PHILIPS

Réponse d'une paire de détecteurs en coïncidence

Détecteurs

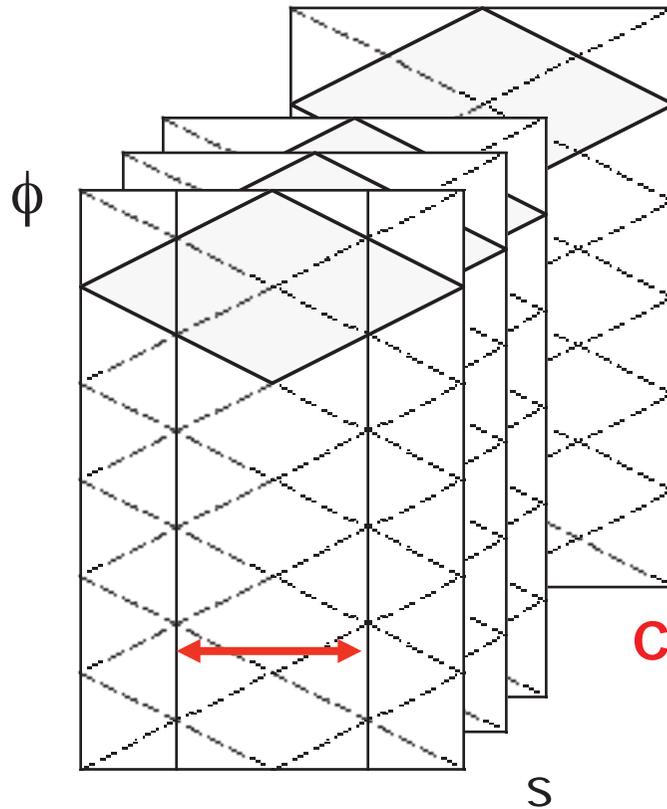


n^2 sinogrammes

Réponse d'une paire de détecteurs en coïncidence

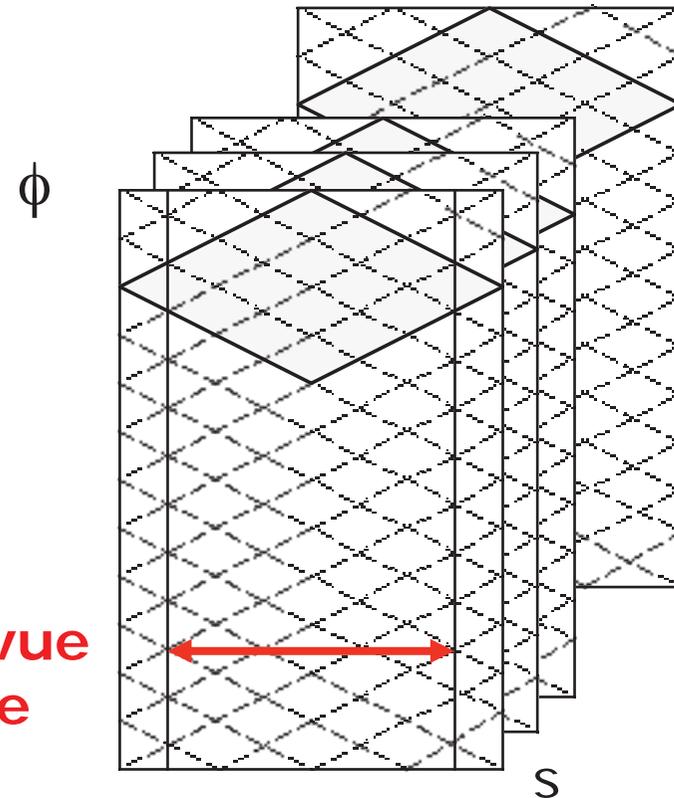
6 positions angulaires

12 positions angulaires



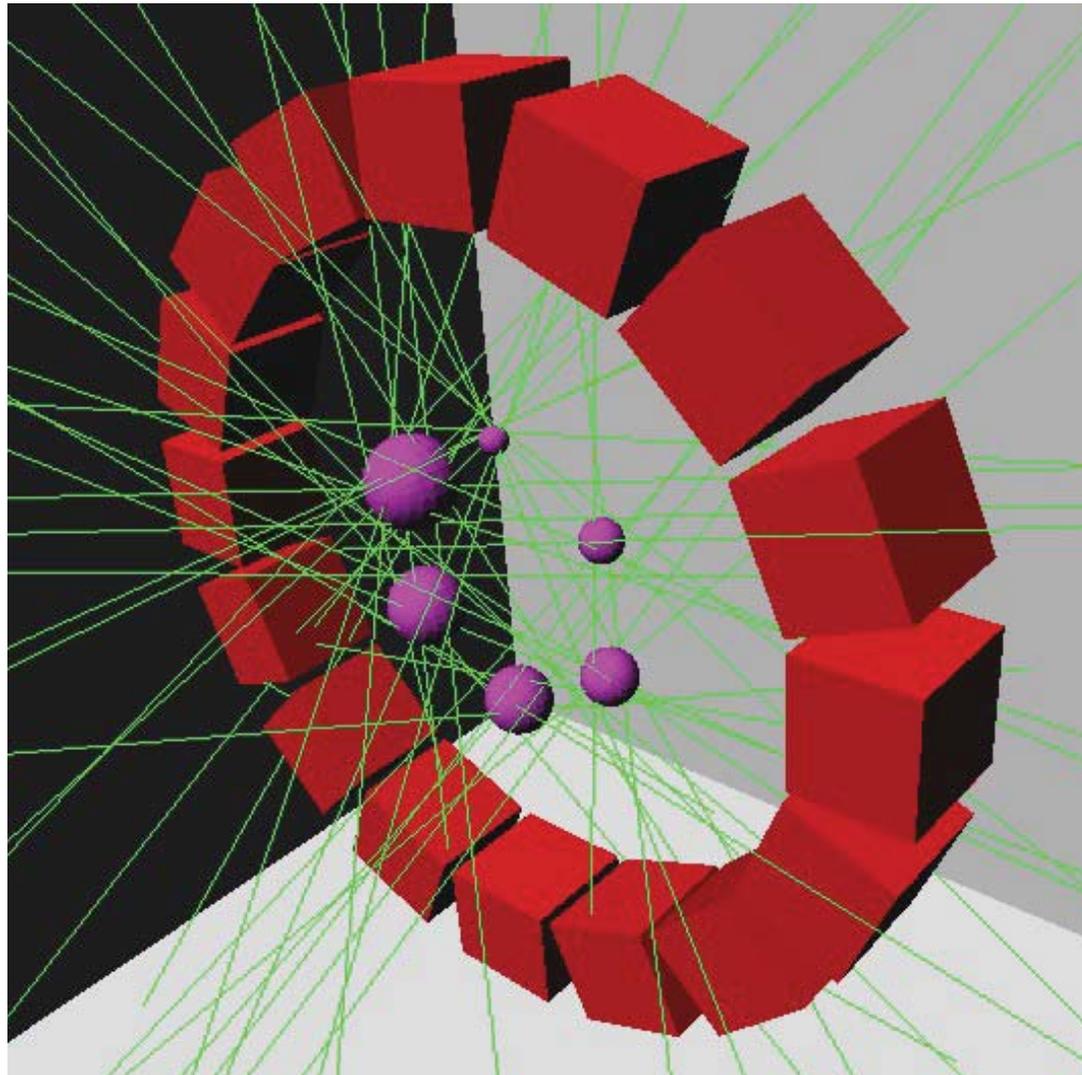
Champ-de-vue
transverse

n^2 sinogrammes



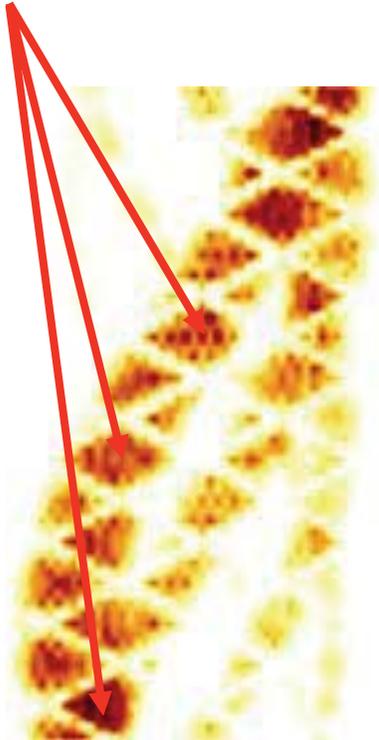
n^2 sinogrammes

Réponse d'un anneau de détecteurs en coïncidence

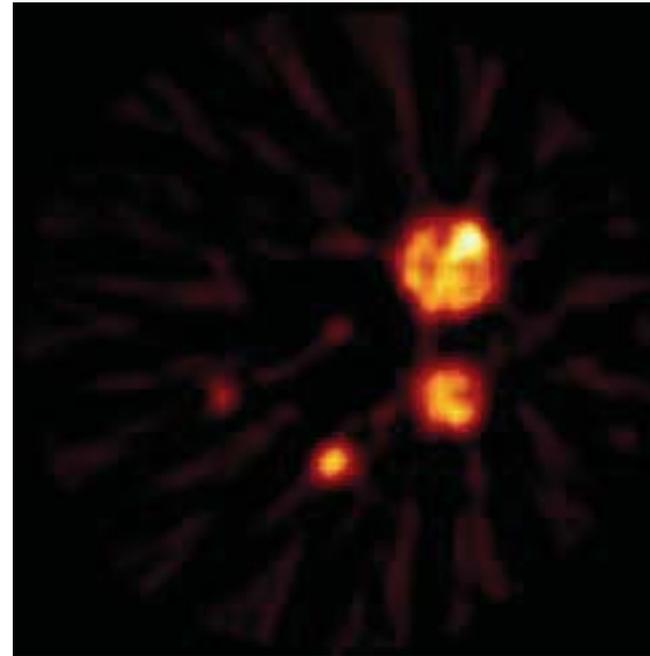


Réponse d'un anneau de détecteurs

Diamants

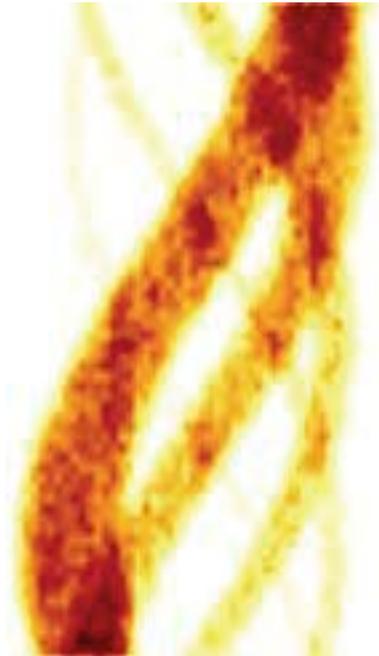


Sinogramme direct

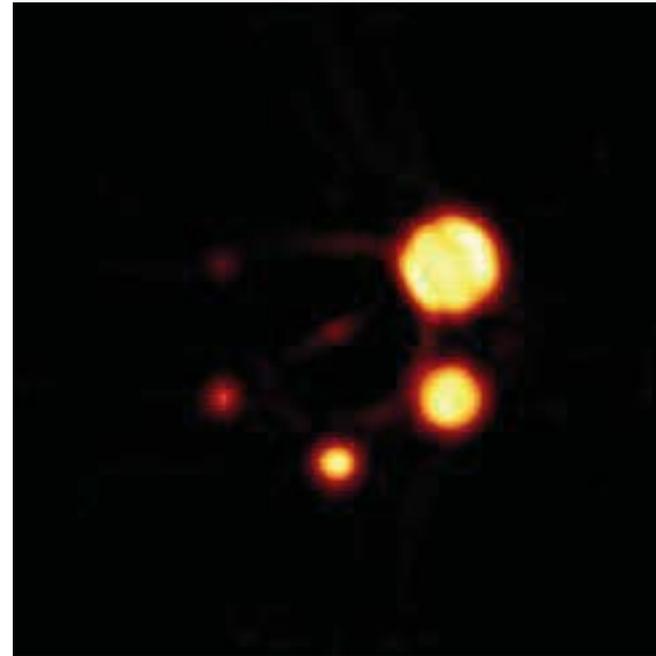


Coupe transverse reconstruite

Réponse d'un anneau de détecteurs en rotation

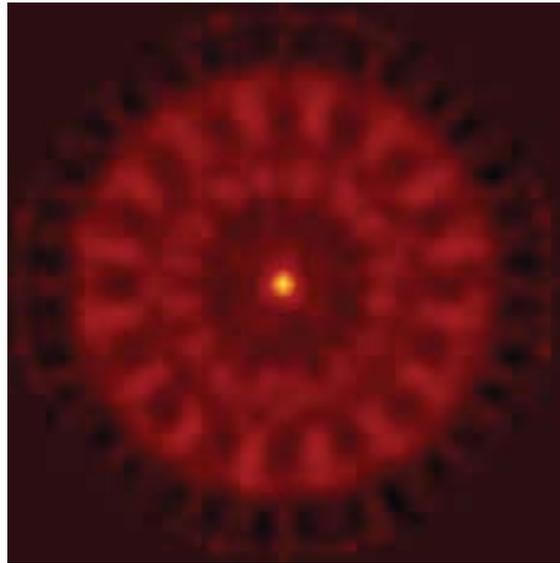


Sinogrammes directs

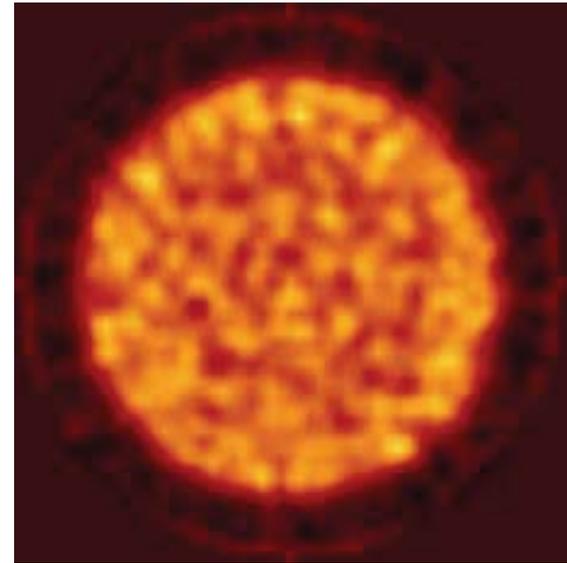
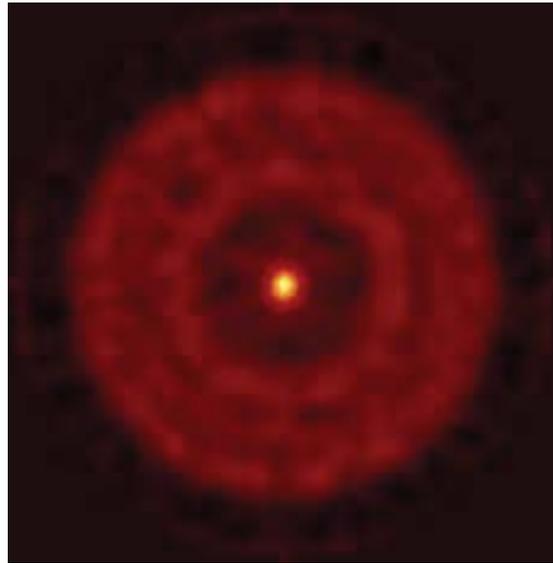


Coupe transverse reconstruite

Simulation d'un fantôme d'activité uniforme



Détecteurs

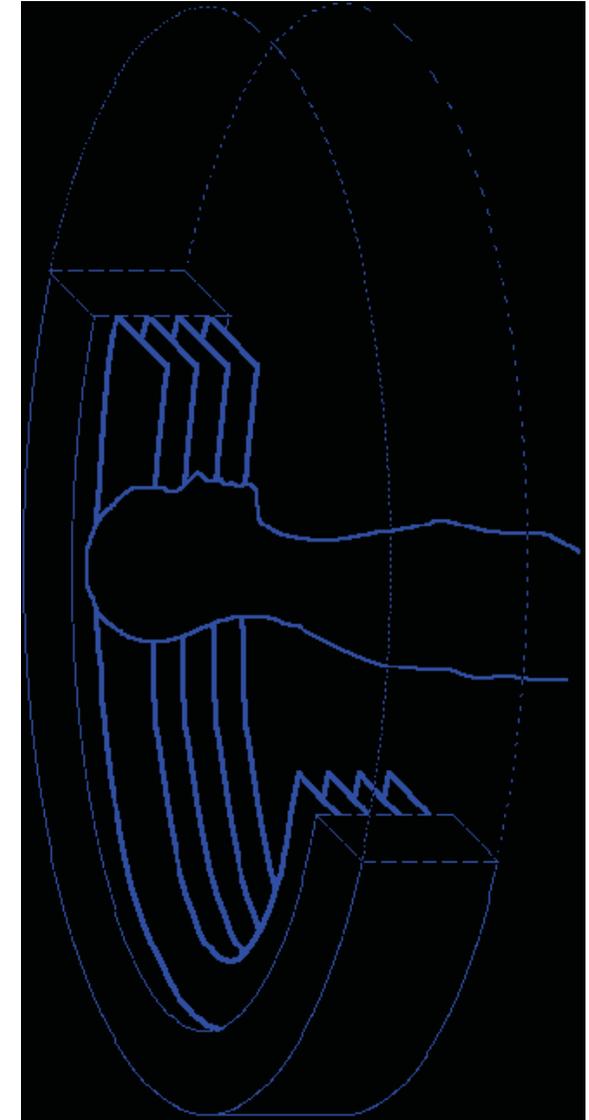
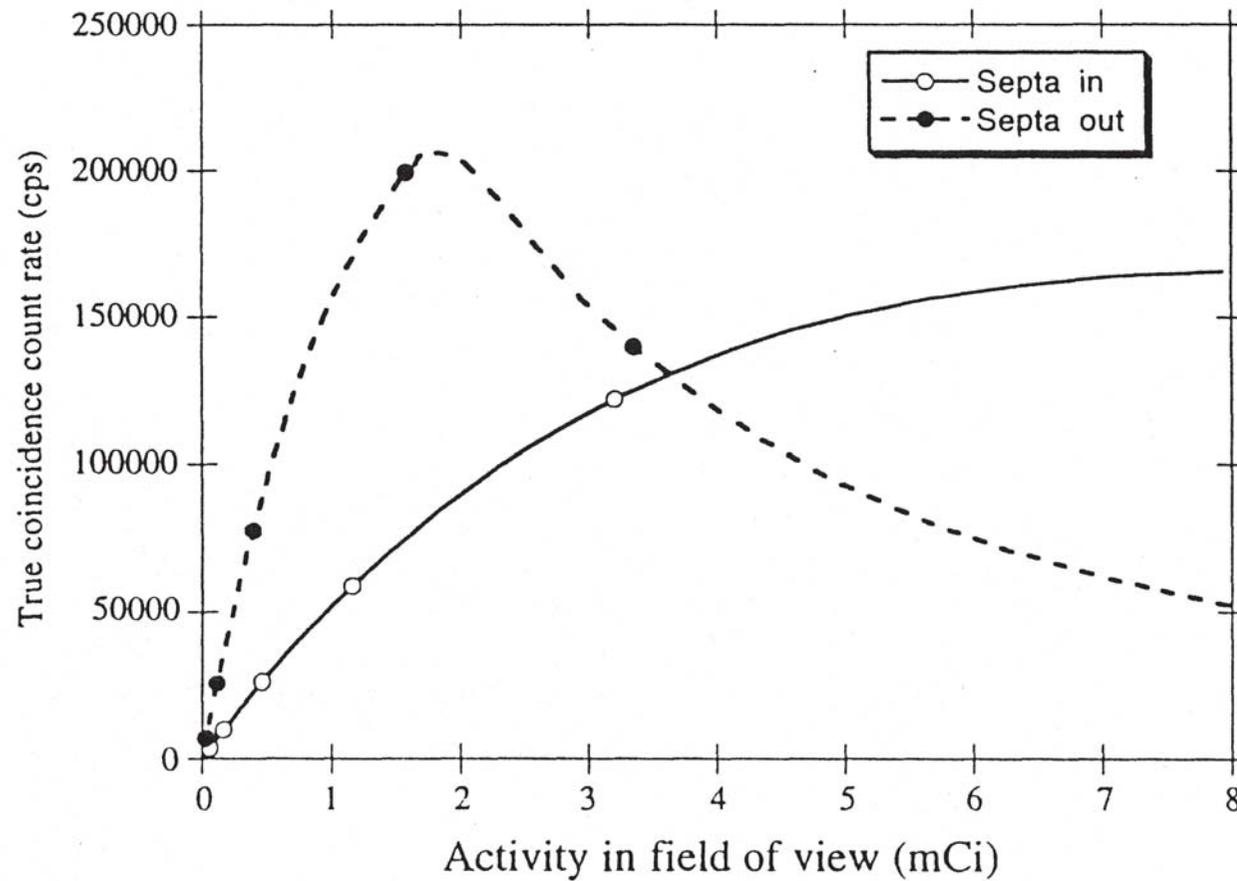


Détecteurs en rotation

Non normalisé

Normalisé

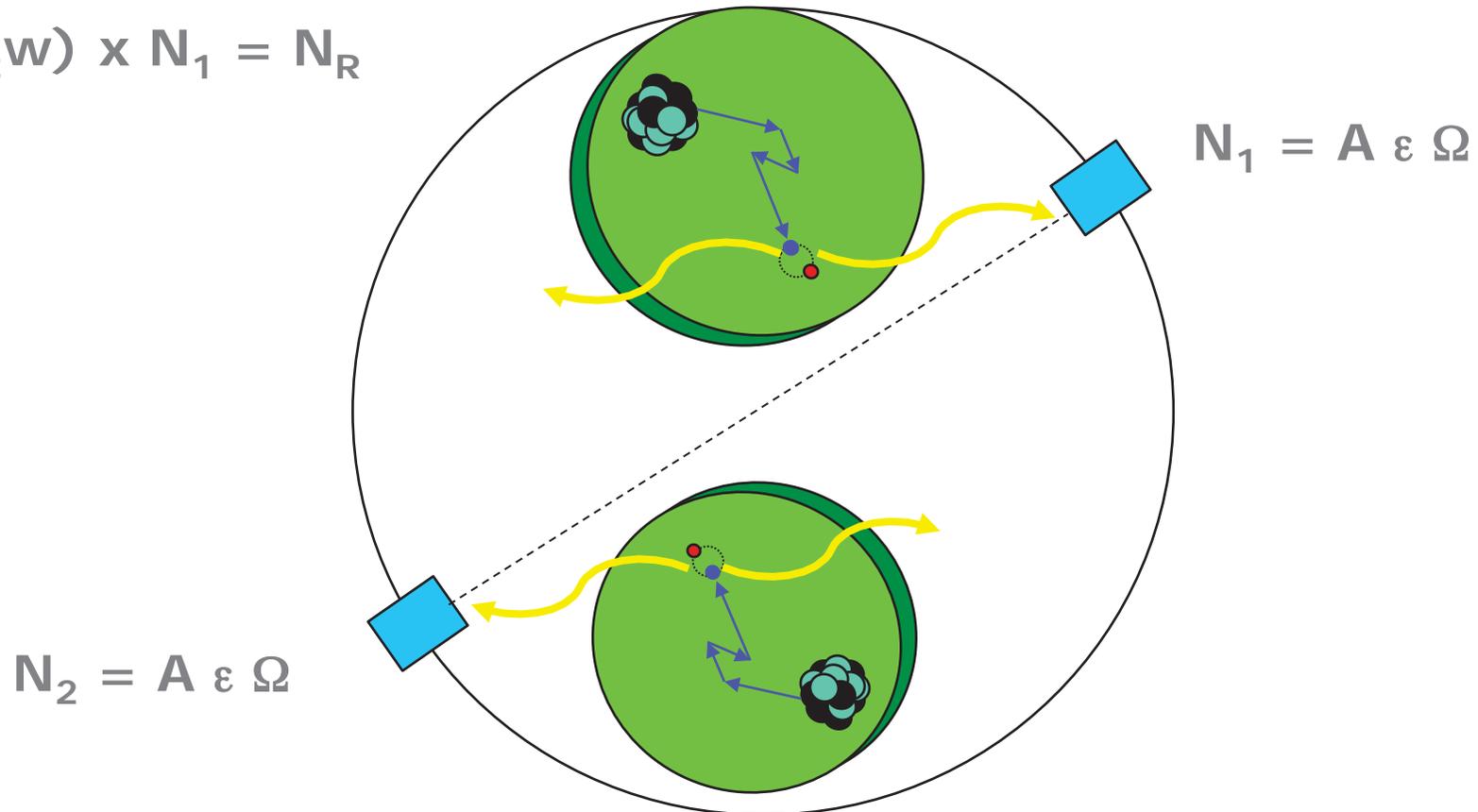
Taux de comptage en TEP 2D et 3D



Détection de coïncidences fortuites (*randoms*)

Lorsque N_1 arrive avant N_2

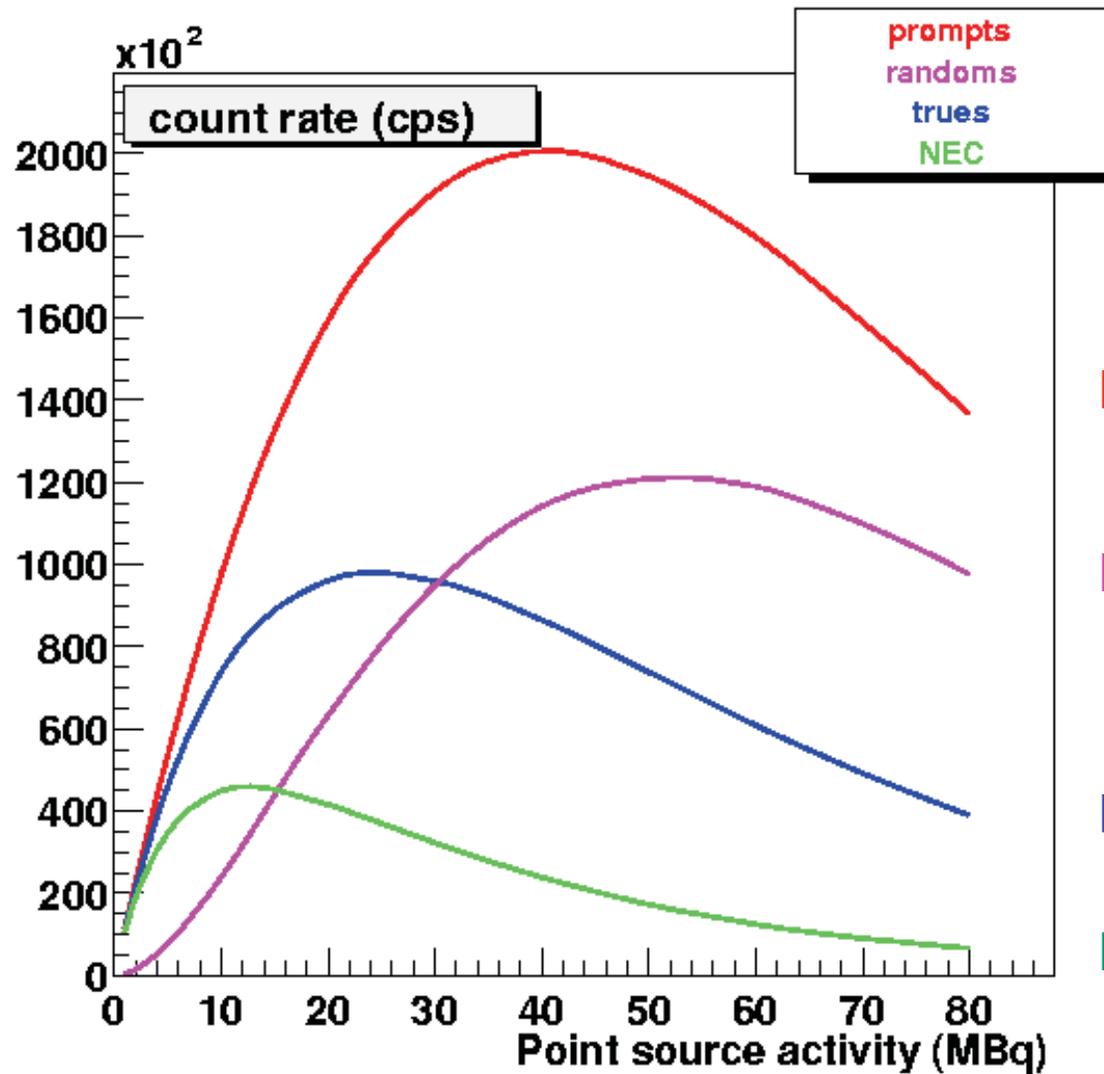
$$(N_2 w) \times N_1 = N_R$$



Lorsque N_2 arrive avant N_1

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

Détection de coïncidences fortuites (*randoms*)



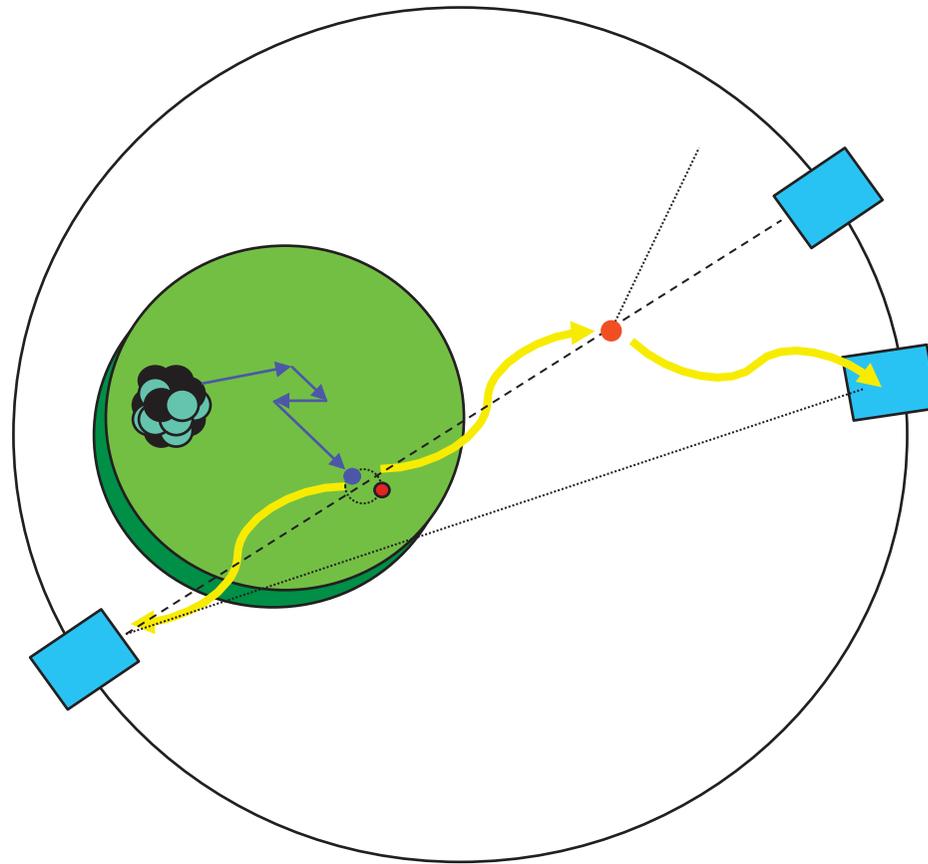
$$N_{\text{Prompts}} = N_{\text{Trues}} + N_{\text{R}}$$

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

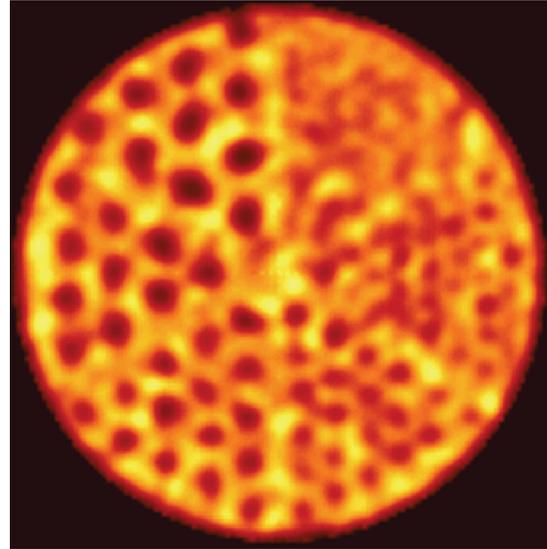
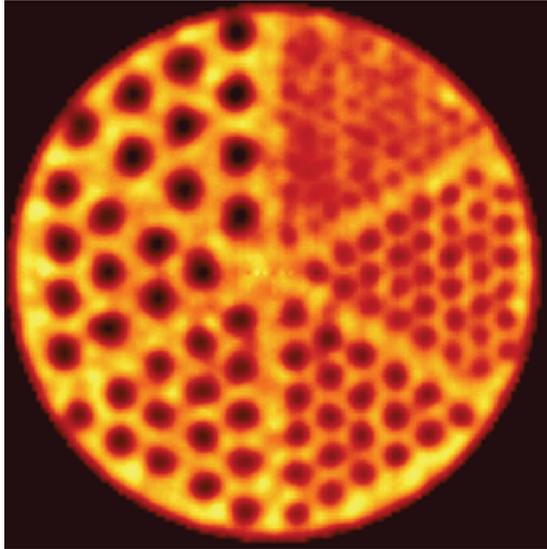
$$N_{\text{Trues}} = A \varepsilon^2 \Omega$$

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

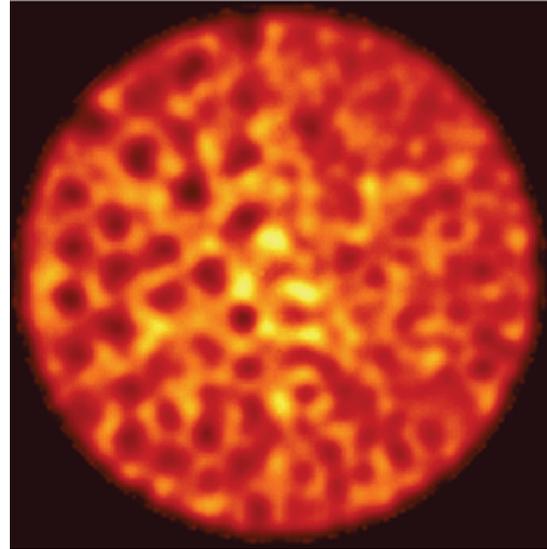
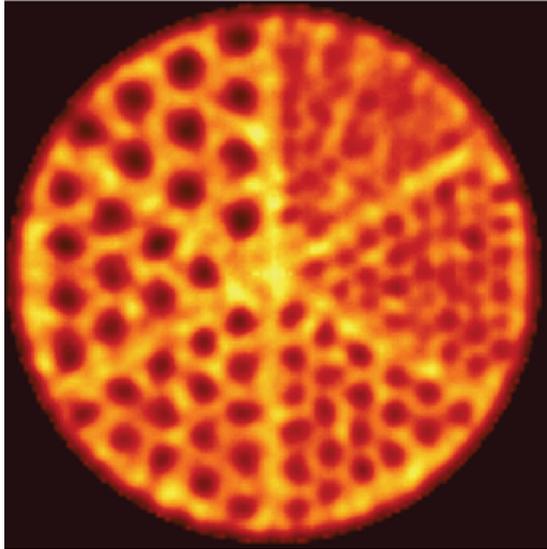
Détection de coïncidences diffusées (*scatter*)



Détection de coïncidences diffusées (*scatter*)

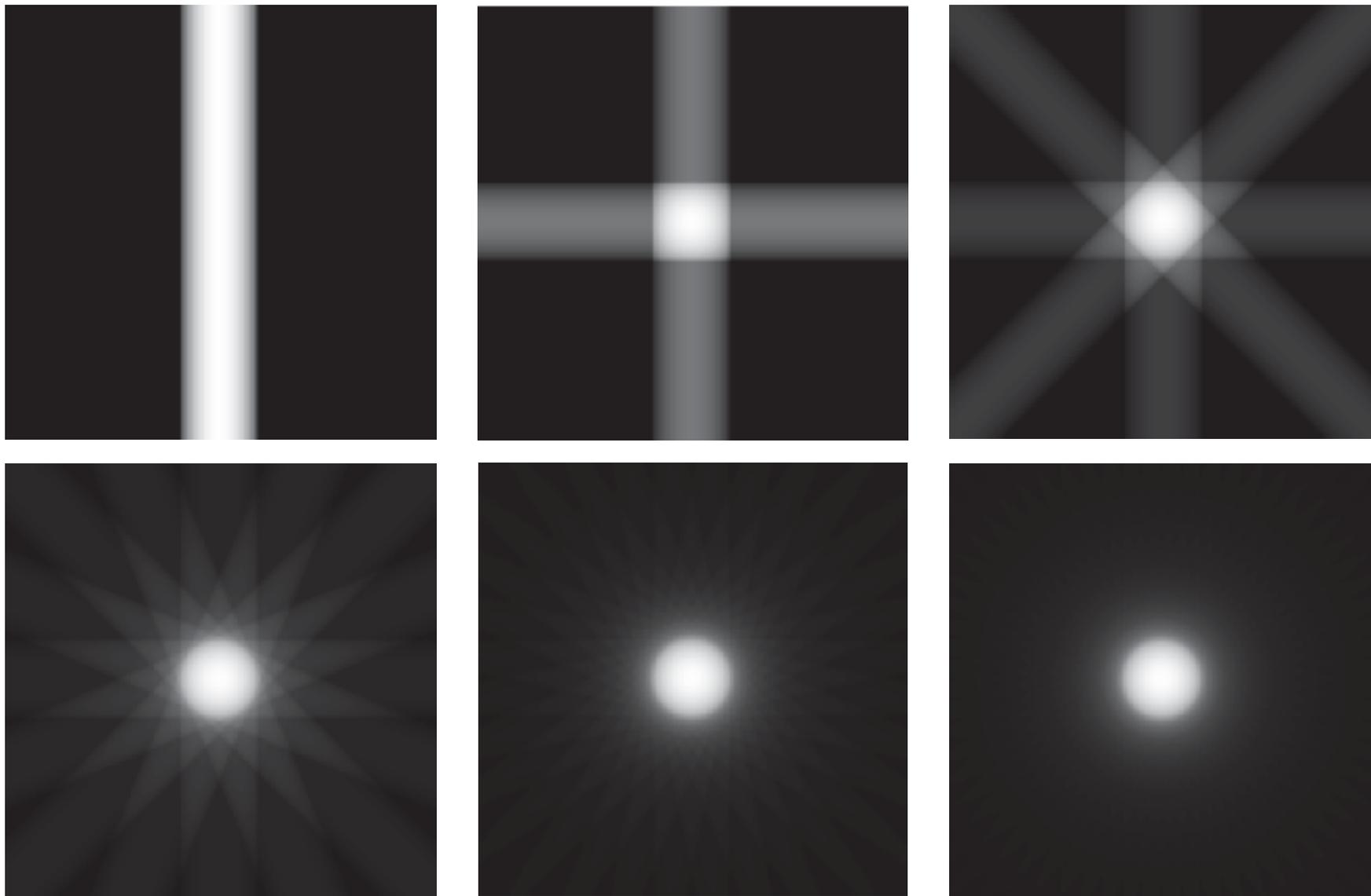


Simulation
sans diffusion



Simulation
avec diffusions

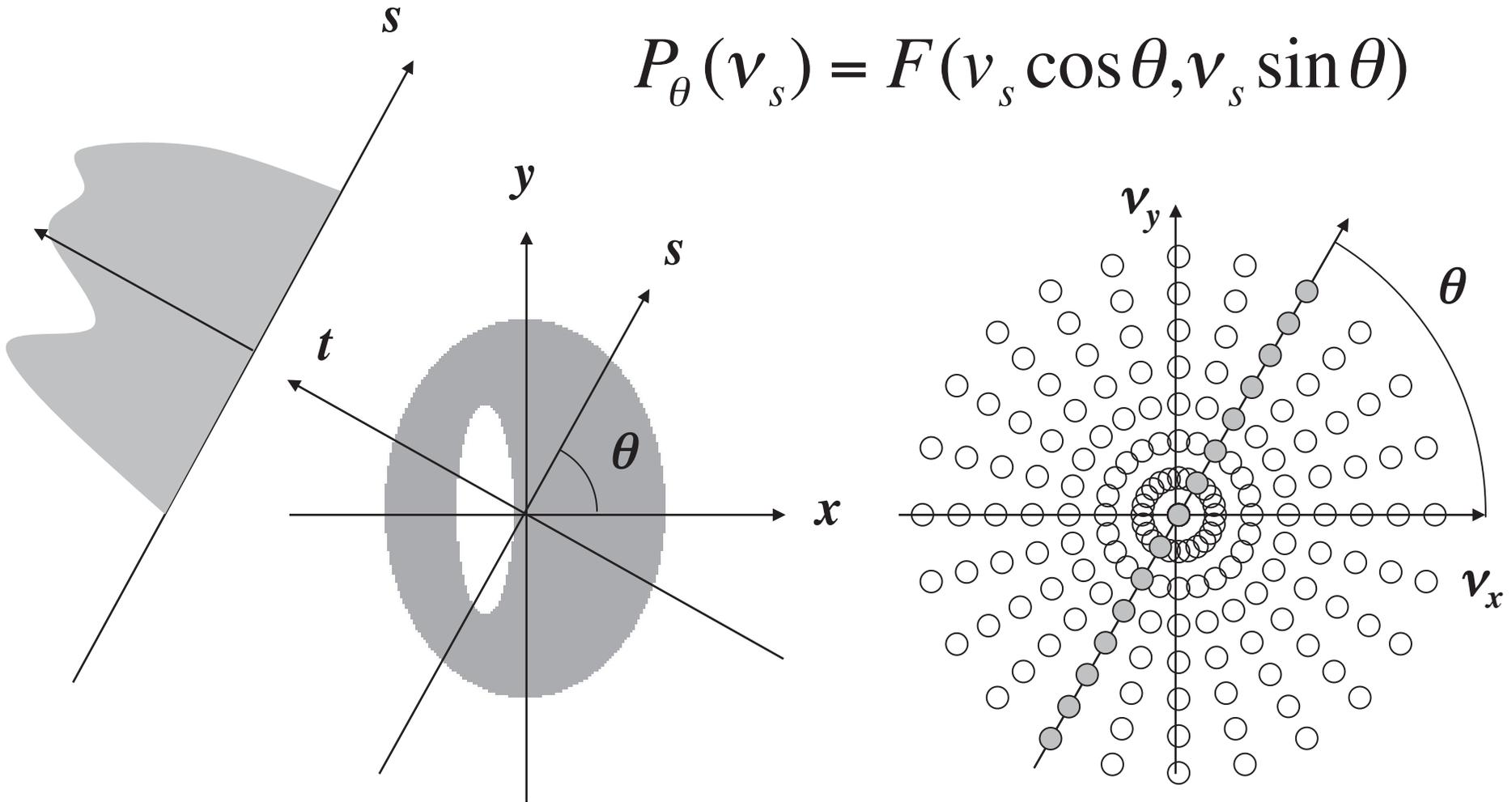
Rétroprojection



Courtesy: S. Valton, Créatis, Lyon

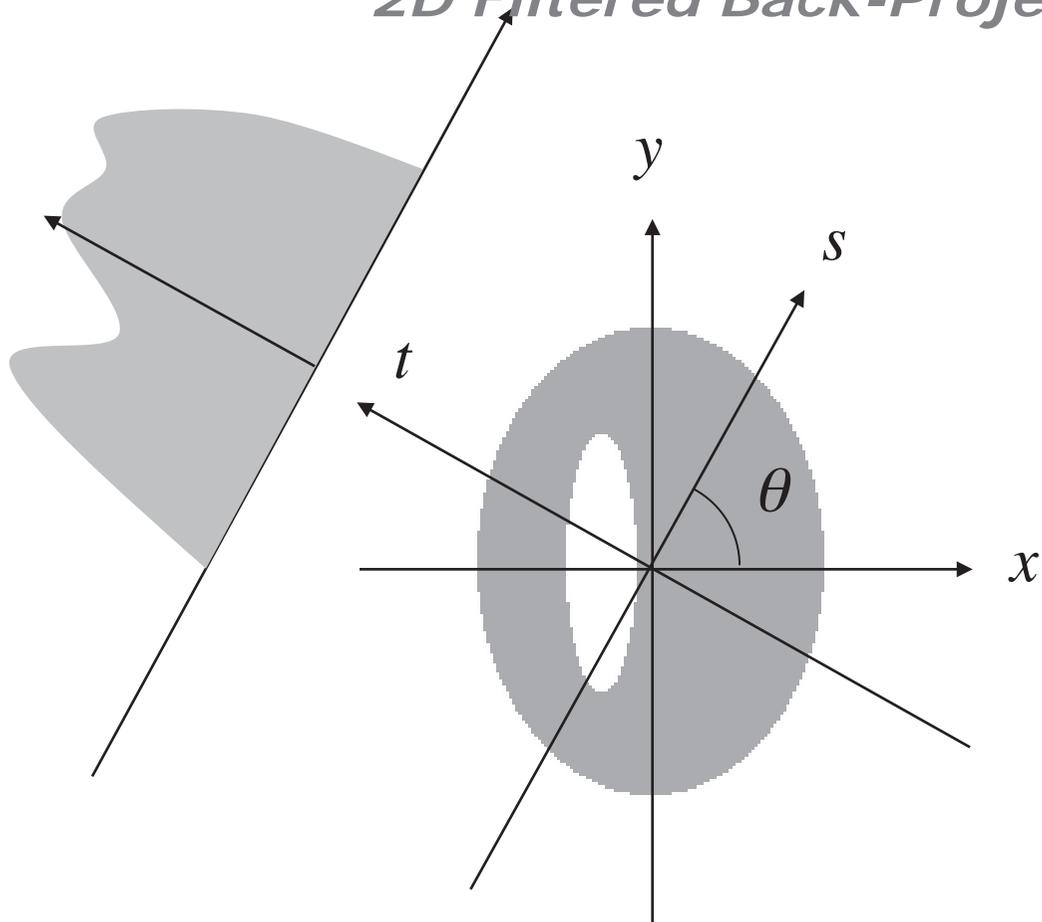
Théorème de la coupe centrale

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



Rétroprojection filtrée en 2 dimensions

2D Filtered Back-Projection (2D FBP)



Projection parallèle à
1 dimension

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

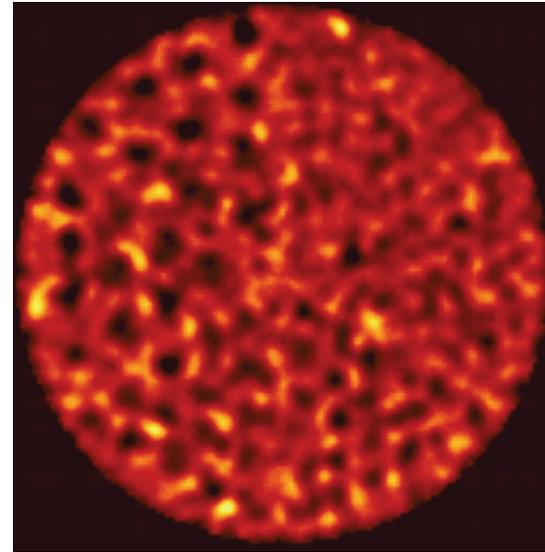
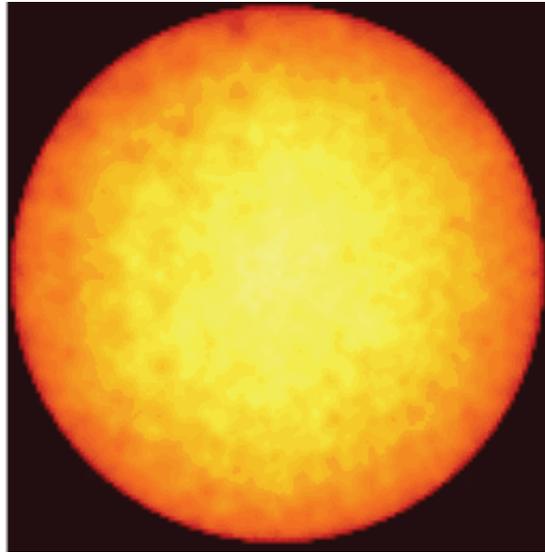
Transformée de Fourier

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

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

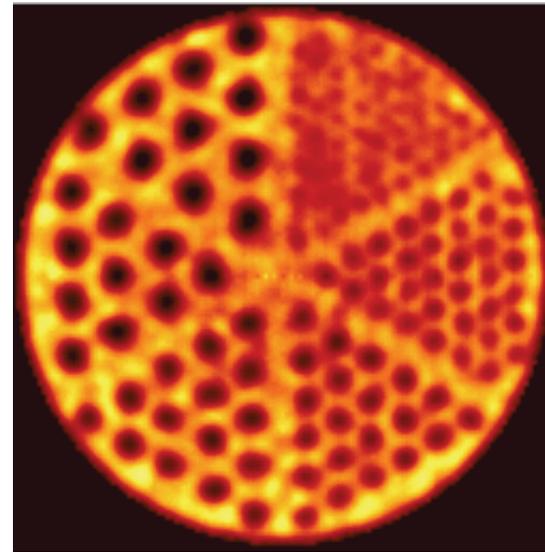
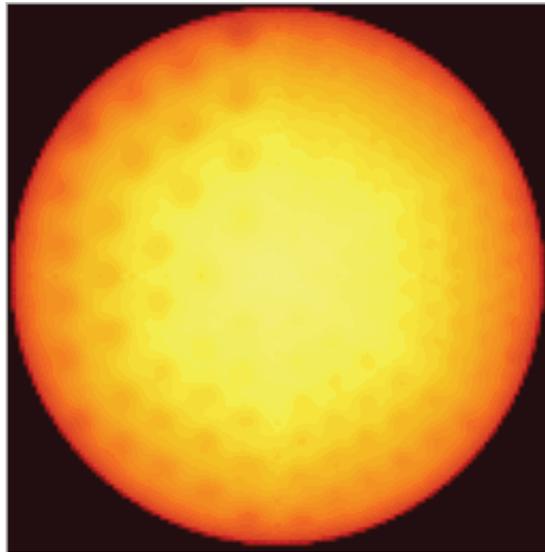
Rétroprojection non filtrée

Reconstruction 2D

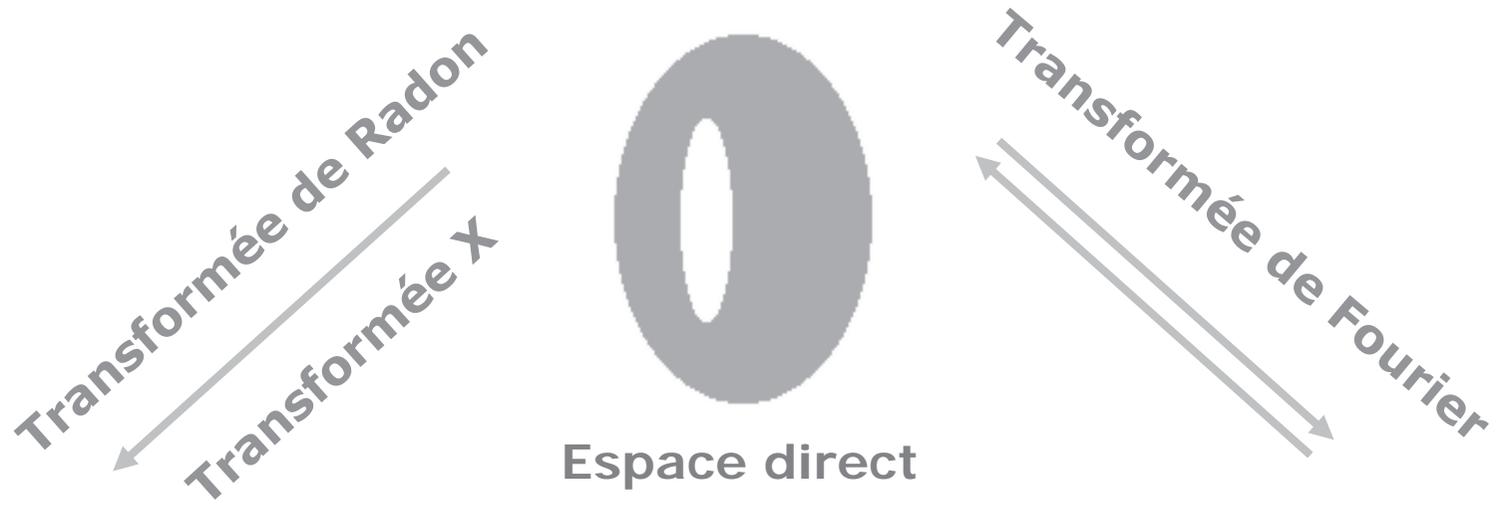


Rétroprojection filtrée

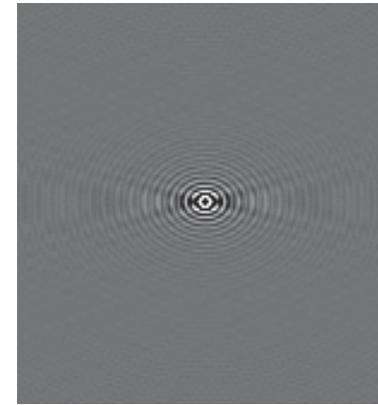
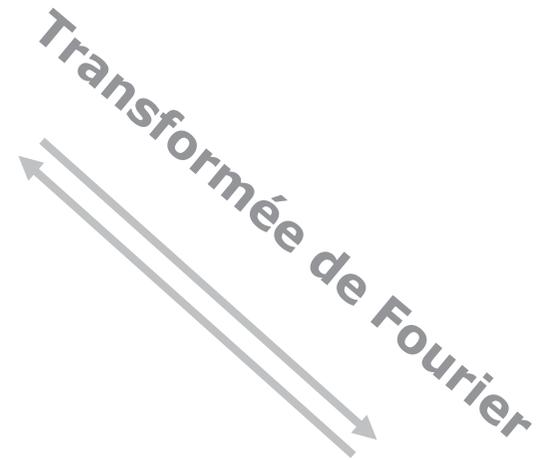
Reconstruction 3D



Reconstruction d'images tomographiques

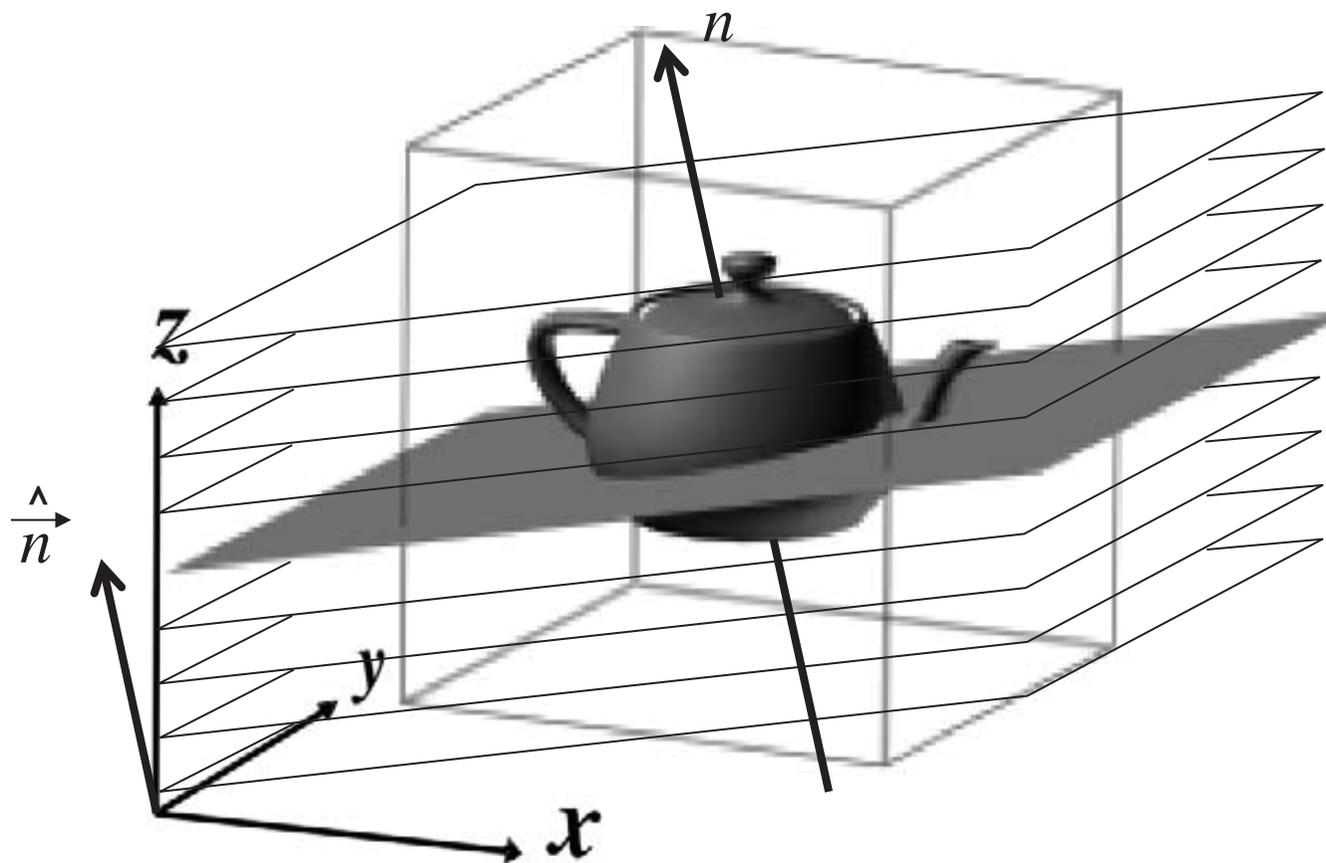


Espaces de projections



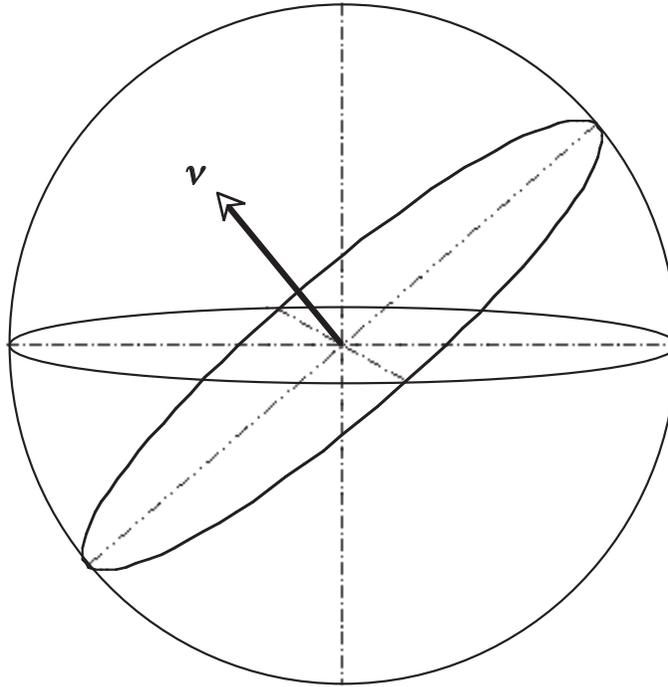
Espace des fréquences

Inversion de la Transformée de Radon en 3D



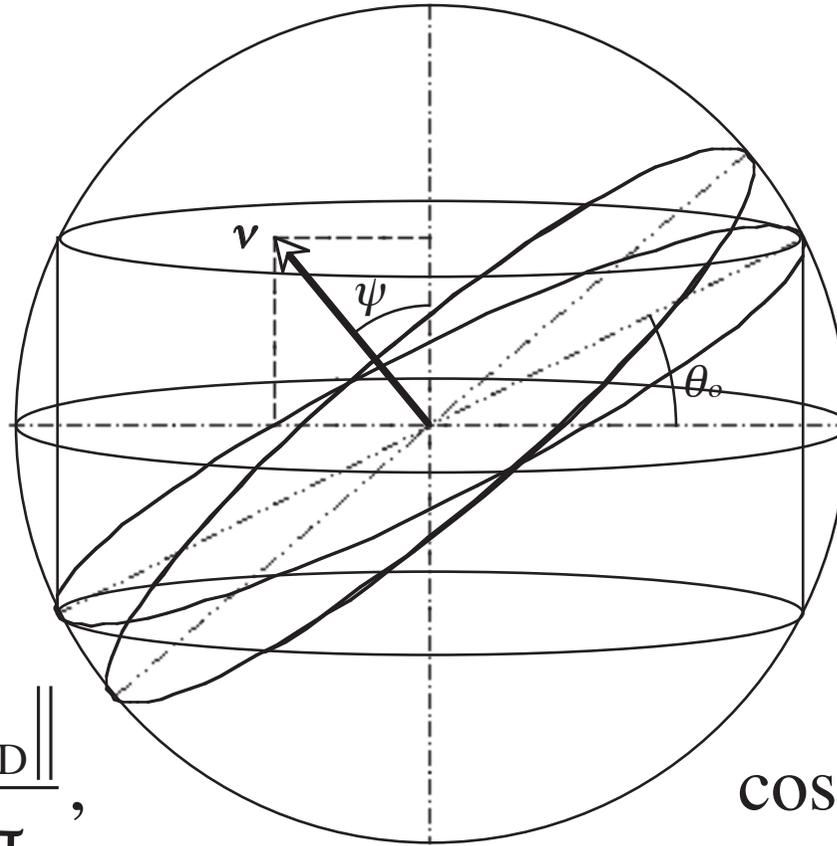
Fonction de transfert de modulation du filtre en 2D

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



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

Filtre de Colsher en 2D (1980)



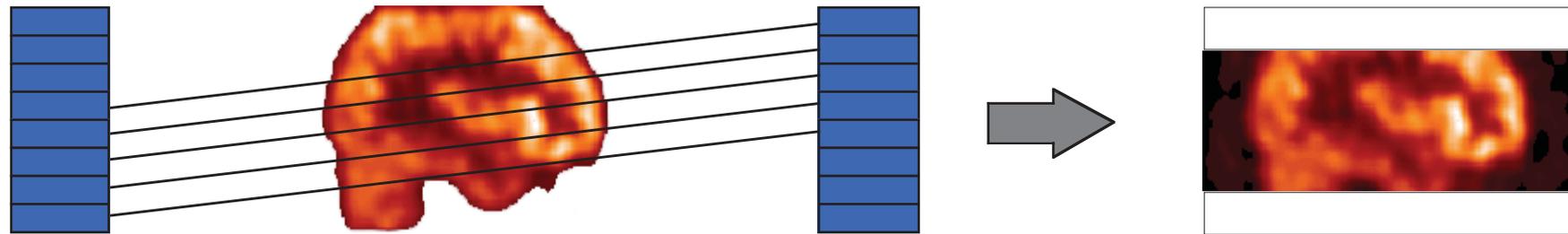
$$H_{Colsher}(\vec{v}_{3D}) = \begin{cases} \frac{\|\vec{v}_{3D}\|}{2\pi}, & \cos\psi \geq \cos\theta_0 \\ \frac{\|\vec{v}_{3D}\|}{4} \frac{1}{\arcsin(\sin\theta_0/\sin\psi)}, & \cos\psi < \cos\theta_0 \end{cases}$$

Algorithme de re-projection 3D

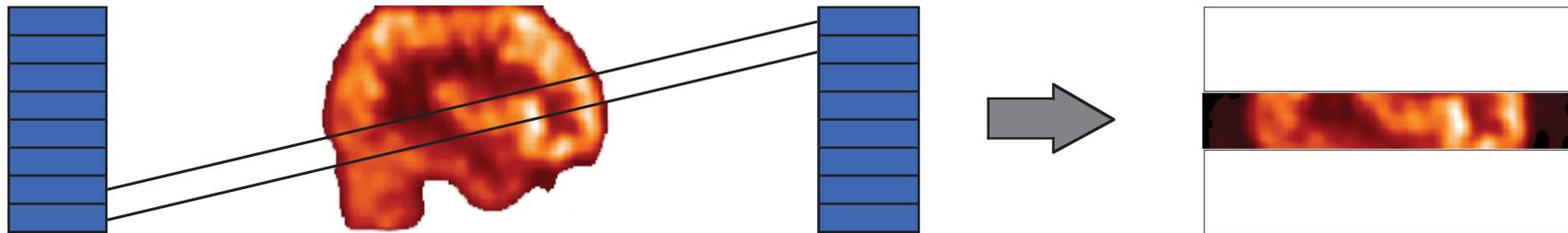
3D Re-Projection (3DRP)



$\delta = 0$, projections directes



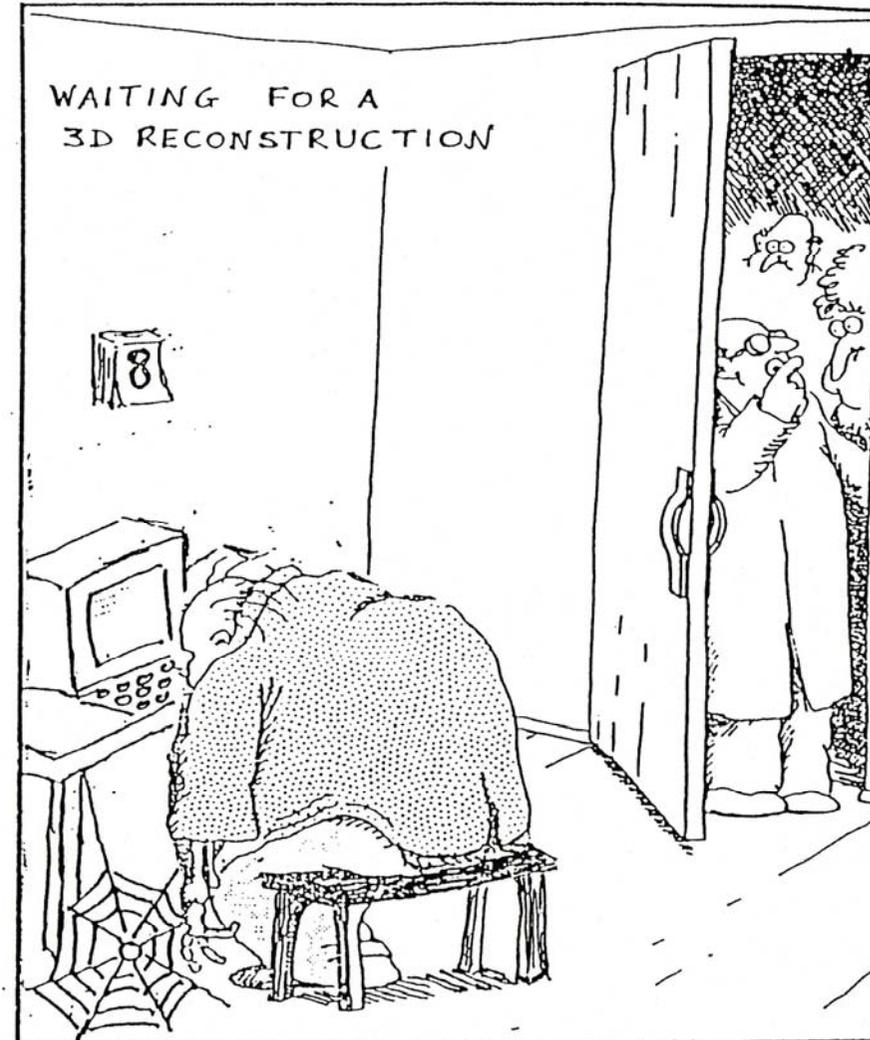
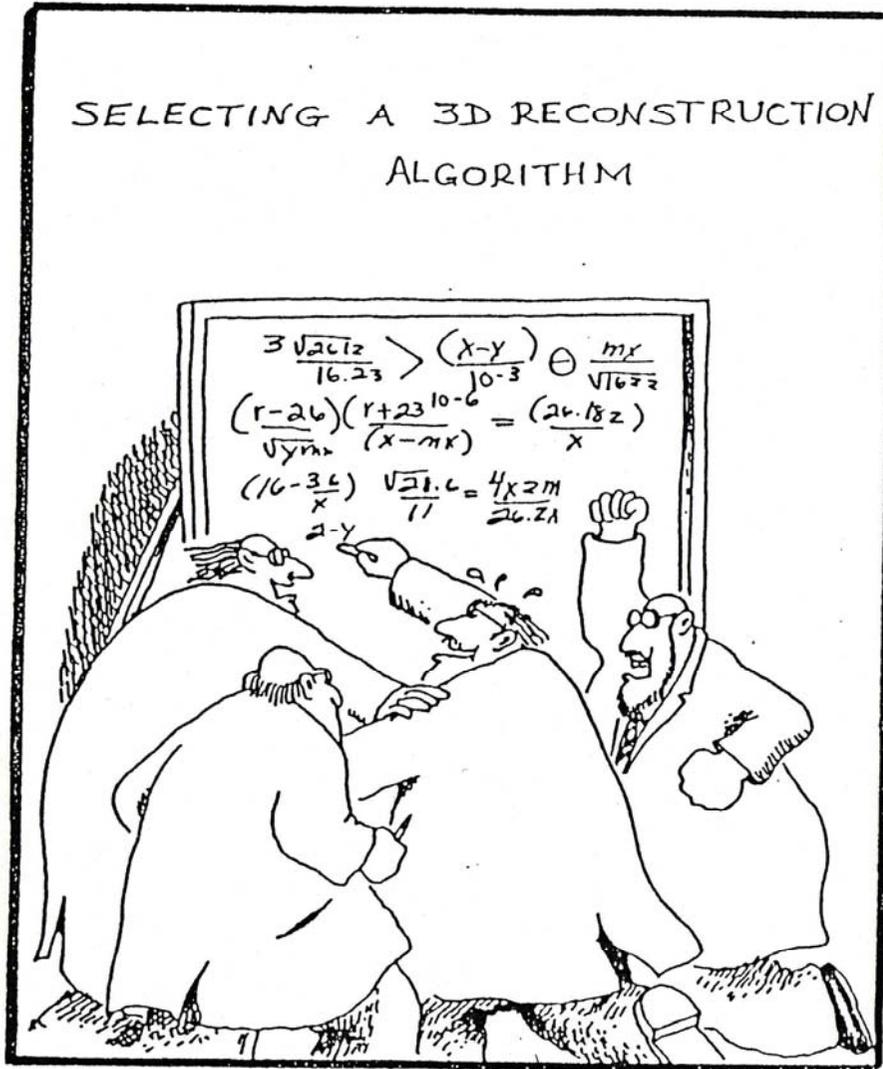
$\delta = 3$, projections obliques



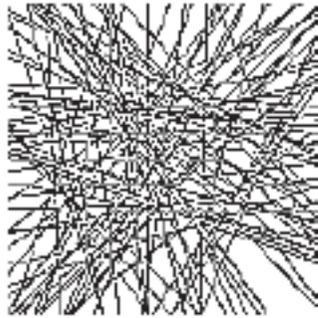
$\delta = 6$, projections obliques

Algorithme de re-projection 3D

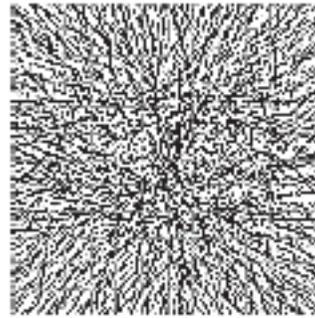
3D Re-Projection (3DRP)



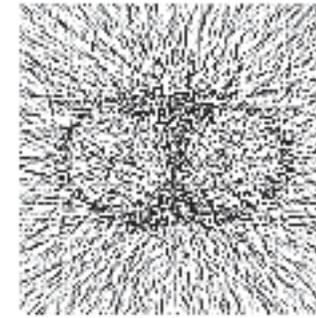
Reconstruction d'images tomographiques et statistique de comptage



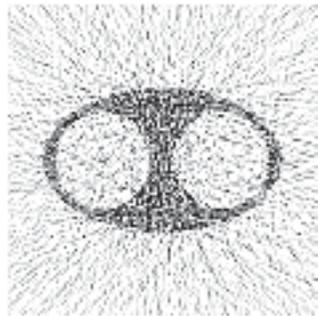
10^2



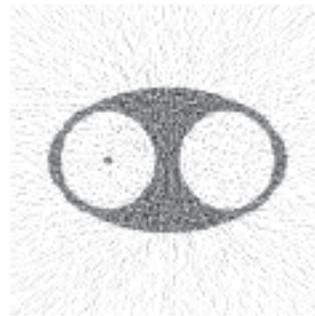
10^3



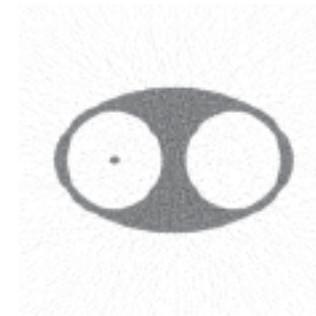
10^4



10^5



10^6



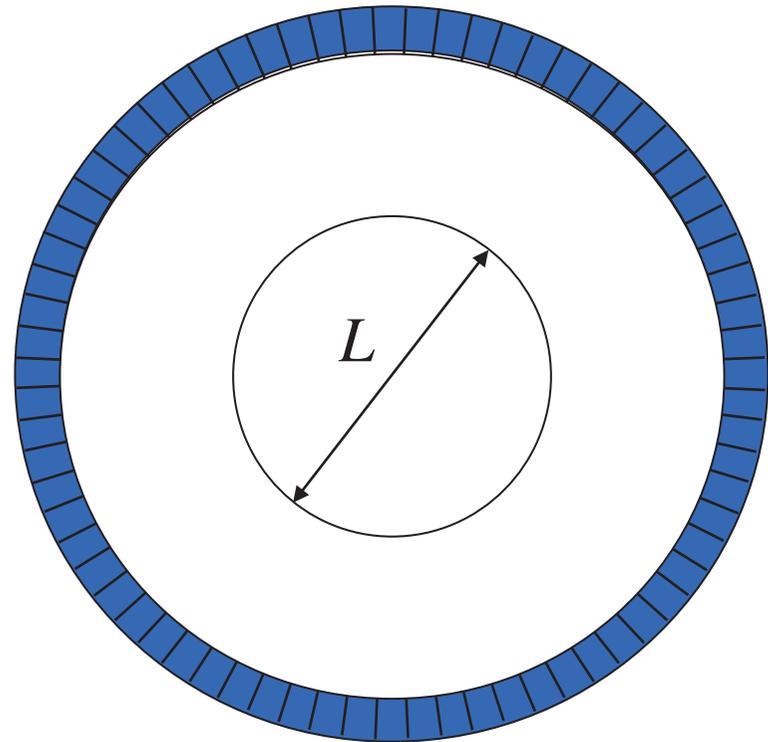
10^7

Courtesy: C. Comtat, CEA-SHFJ

Rapport signal/bruit et statistique de comptage

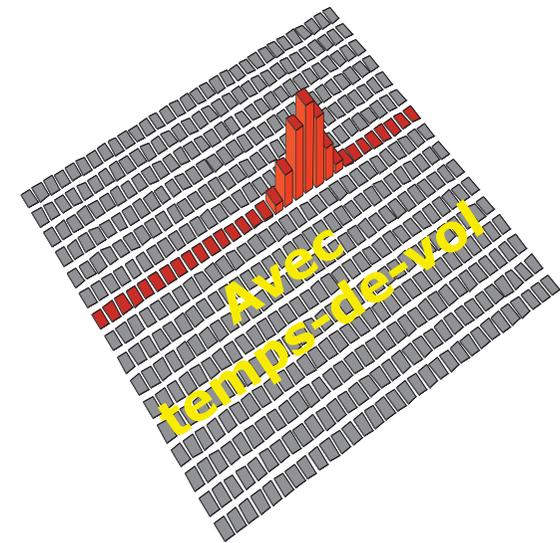
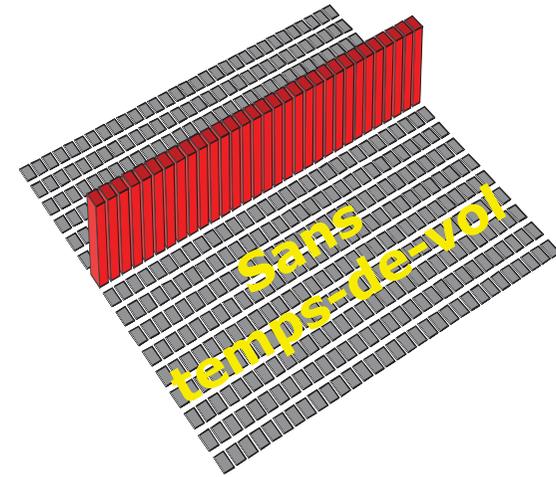
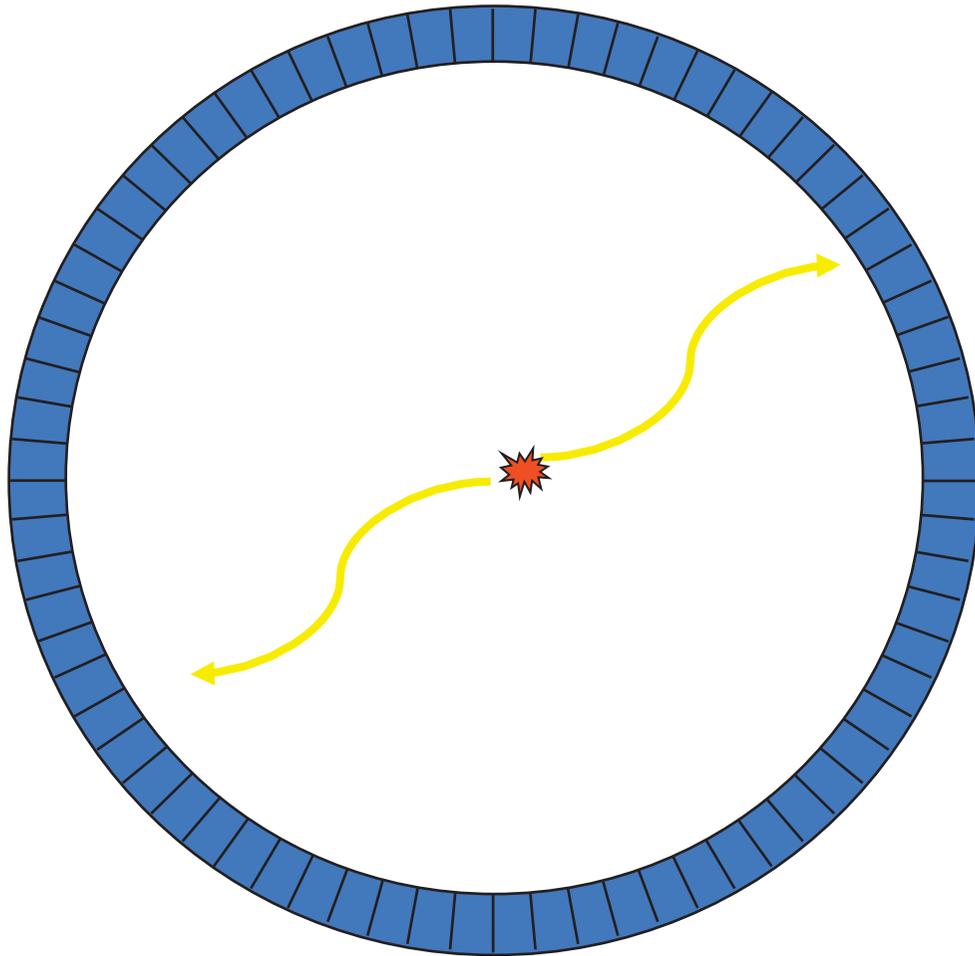
$$\frac{A}{\Delta A} = \sqrt{N_{\beta^+}} \Rightarrow N_{\beta^+} = \left(\frac{A}{\Delta A} \right)^2$$

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



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



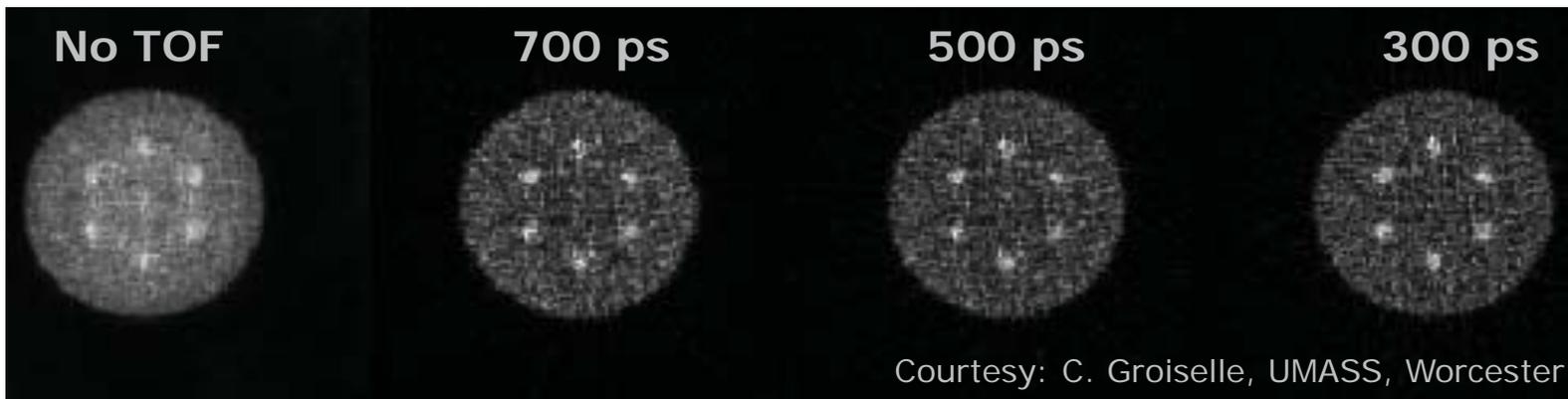
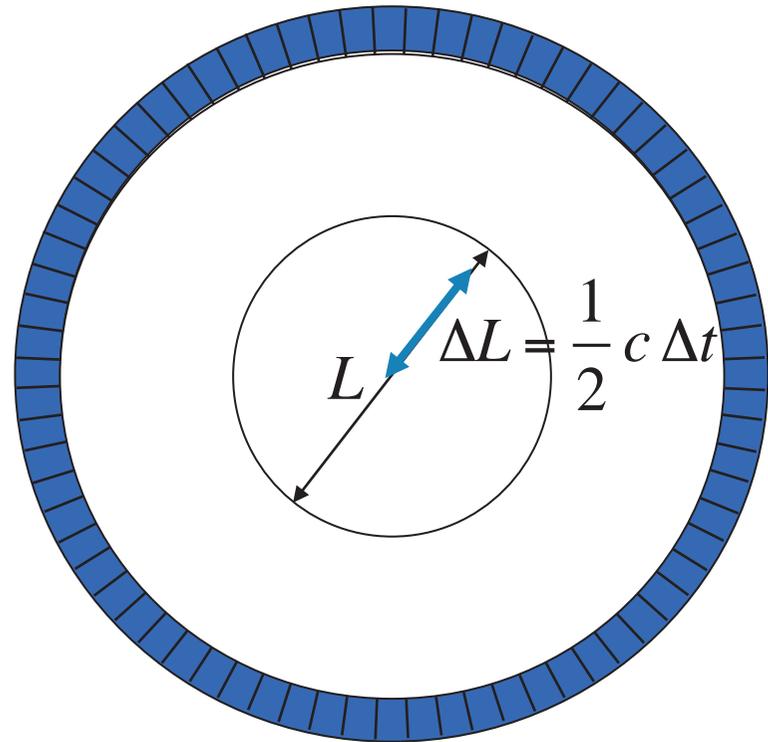
TEP à temps-de-vol et amélioration du rapport signal/bruit

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

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

Facteur de
réduction de
variance

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



Courtesy: C. Groiselle, UMASS, Worcester

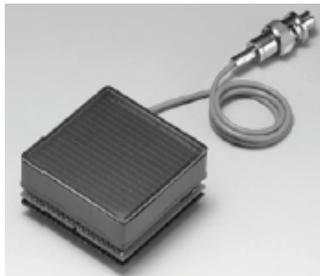
Scintillateurs inorganiques utilisés en TEP

	NaI	BGO	GSO	L(Y)SO	LuAP	LaBr ₃
Densité (g/cm ³)	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 (hv/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

Amélioration de la résolution en temps des photodétecteurs

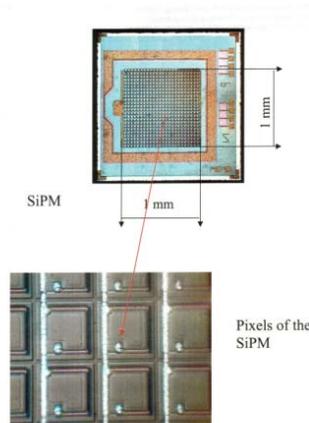
Multi-anodes PMTs

Dynodes



Silicon-PMTs

Quenched Geiger in Silicon



Micro-Channel Plates

Micro-Pores



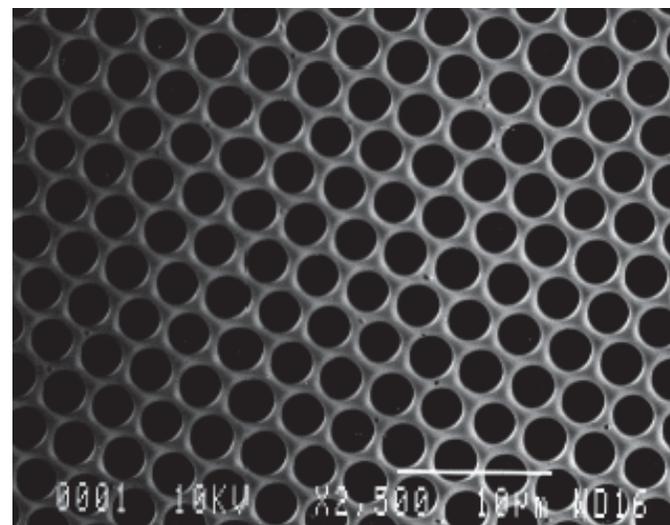
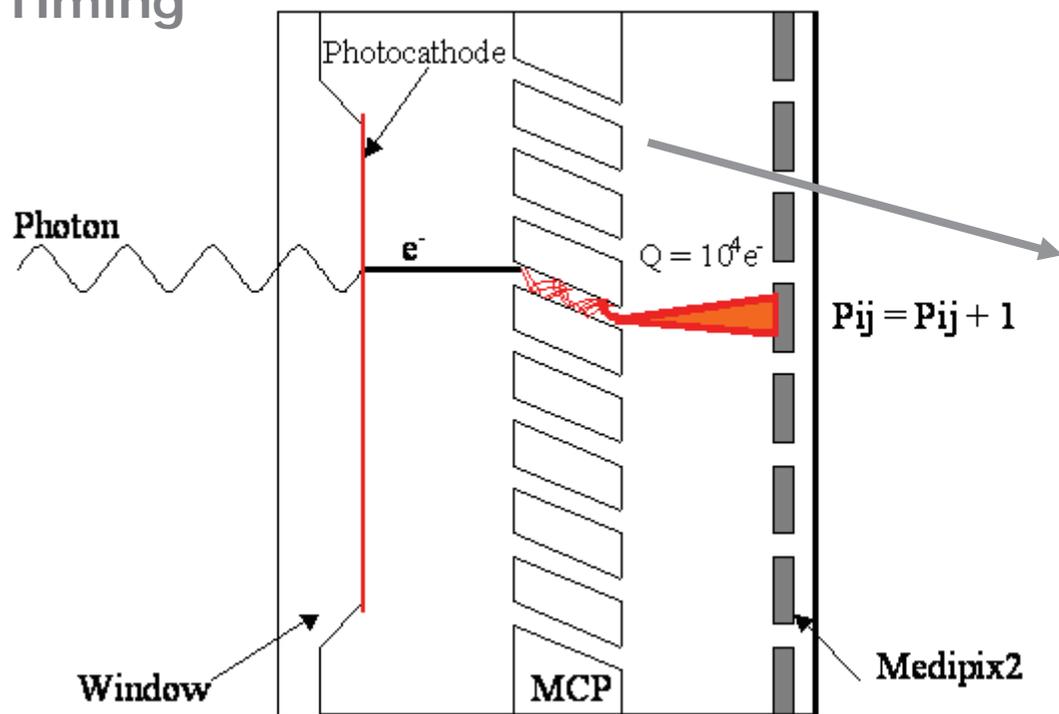
Quantum efficiency	30%	90%	30%
Collection efficiency	90%	70%	70%
Rise-time	0.5-1 ns	250 ps	50-500 ps
Timing res. (1 PE)	150 ps	100 ps	20-30 ps
Pixel size	2 x 2 mm ²	50 x 50 mm²	1.5 x 1.5 mm ²
Dark counts	1-10 Hz	1-10 MHz/pixel	1 Hz-1 kHz/cm ²

Courtesy: J.-F. Genat, UChicago

Détecteur à galette de microcanaux

Micro-Channel Plate – Photo-Multiplier Tube (MCP-PMT)

Timing



Courtesy: J.-F. Genat, UChicago

Anodes segmentées

Résolution en temps : dispersion du temps de transit du photoélectron unique (*Transit Time Spread (TTS)*)
Plus le détecteur est mince, meilleure sera la résolution en temps

$$\sigma_t^2 = \sigma_{1stgap}^2 + \sigma_{pore}^2 + \sigma_{2ndgap}^2$$

Anatomie + Fonction



TDM



Anatomie

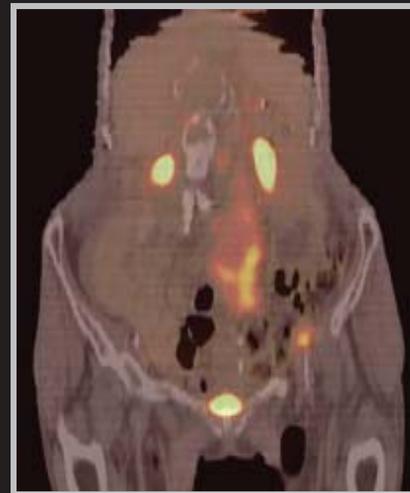
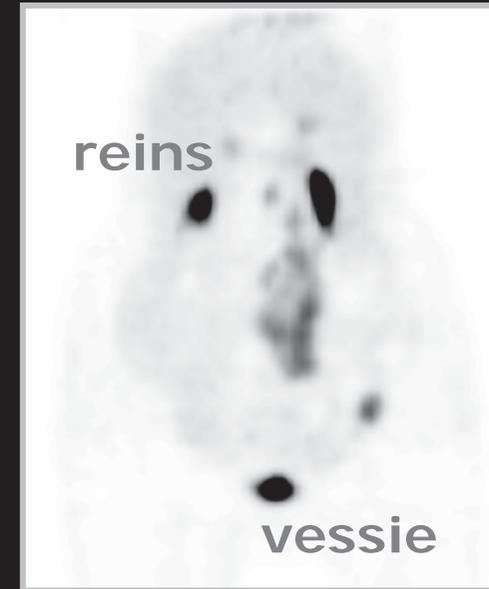


Image fusionnée



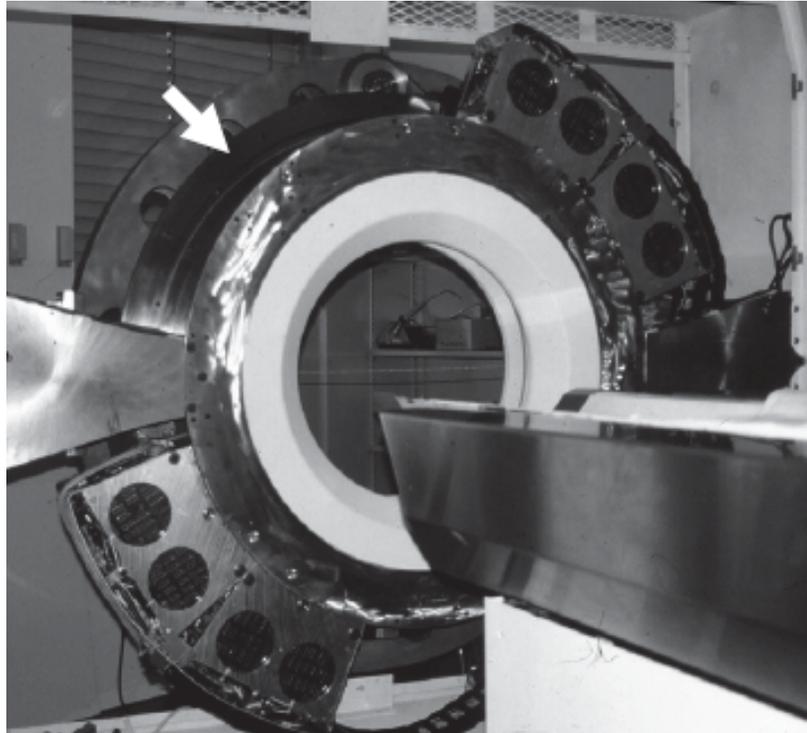
TEP



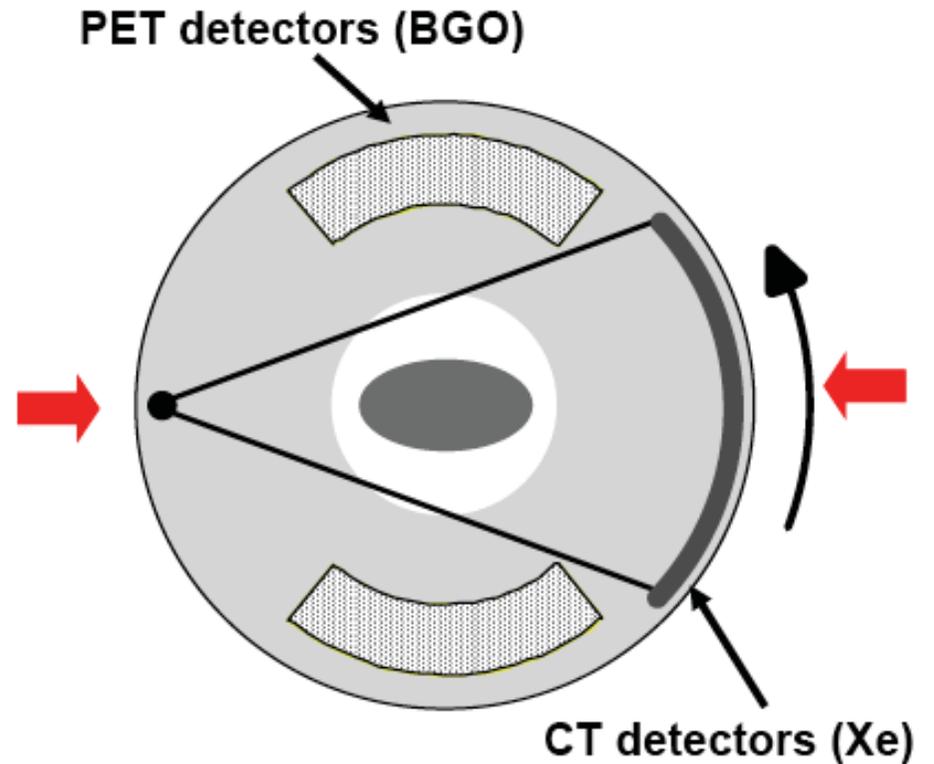
Fonction

Courtesy: DW Townsend, UPMC

1991: TEP/CT concept, DW Townsend (HUG)

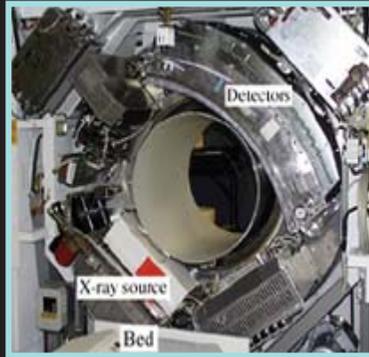


PRT-1

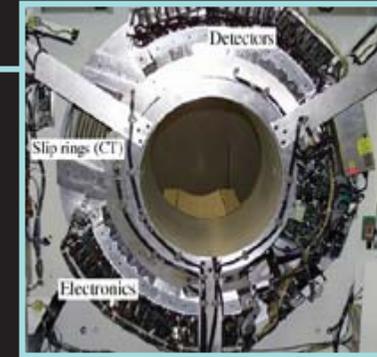


Courtesy: DW Townsend, UPMC

Prototype TEP/CT

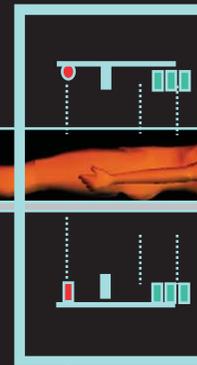
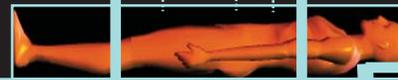


Somatom AR.SP



ECAT ART

Caméra



Console CT



UPMC, 1995

Console TEP



CT

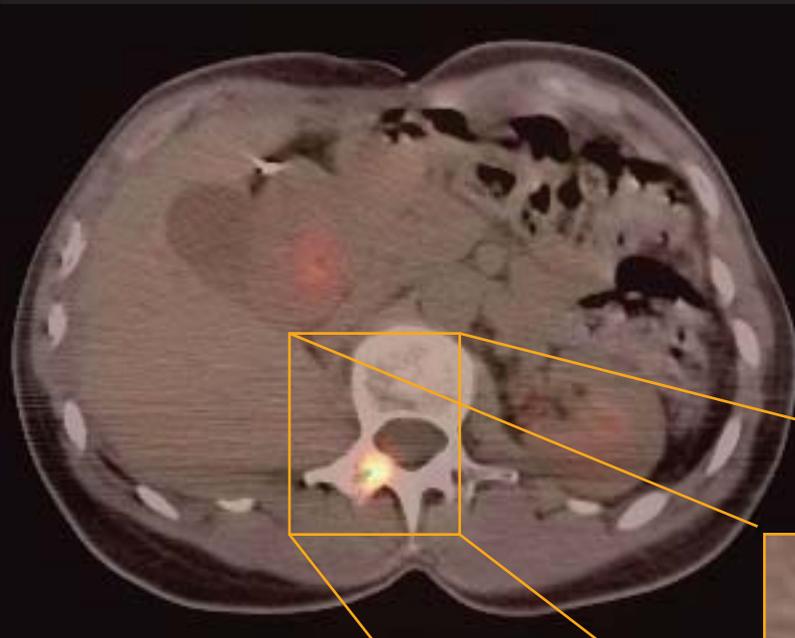
TEP

Images fusionnées

Courtesy: DW Townsend, UPMC



CT: 160 mAs; 130 KV_p; pitch 1.6; 5 mm slices PET: 6.3 mCi FDG; 3 x 10 min; 3.4 mm slices



40 year-old woman with multiple endocrine syndrome (MEN-1) and history of malignant pheochromocytoma

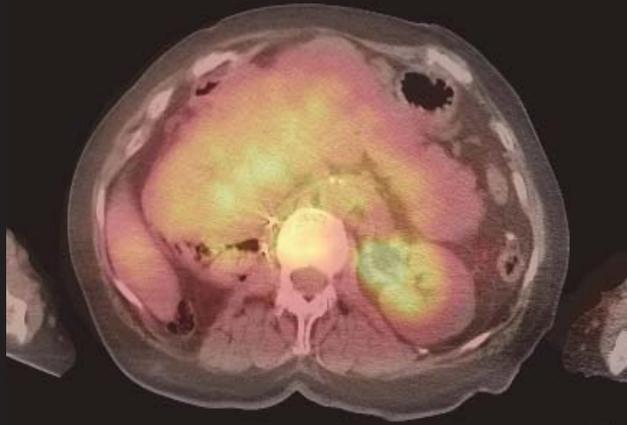
MIBG scan one year ago showed right adrenal lesion; adrenal resected but no tumor found

PET suggested a lesion in the adrenal resection bed but PET/CT showed lesion located in spine.

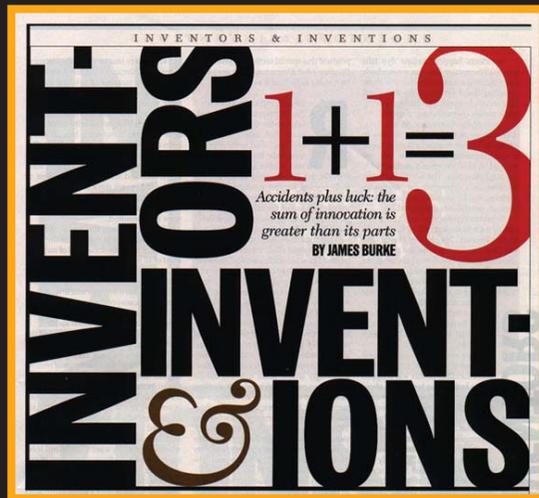
UPMC, 1998



Courtesy: DW Townsend, UPMC

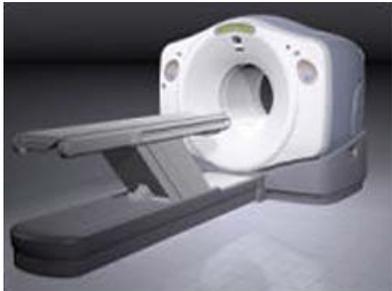


TIME magazine
décembre 2000



De la physique au détecteur – IN2P3 – Bénodet – décembre 2015

Caméras hybrides TEP/CT



Discovery, GE



Gemini, Philips



mCT

Siemens



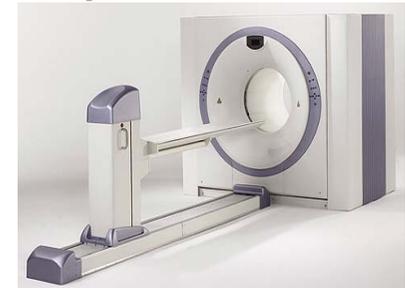
AnyScan, Pozitron
Teknik



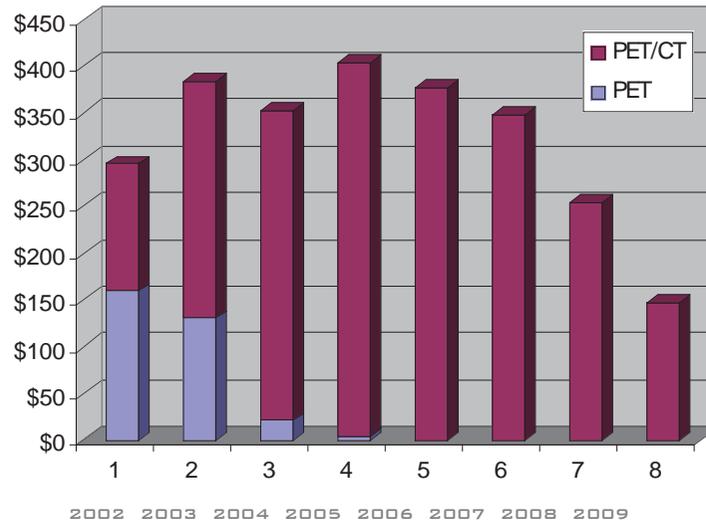
Aquiduo, Toshiba



SceptreP3, Hitachi



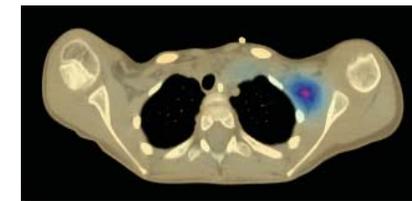
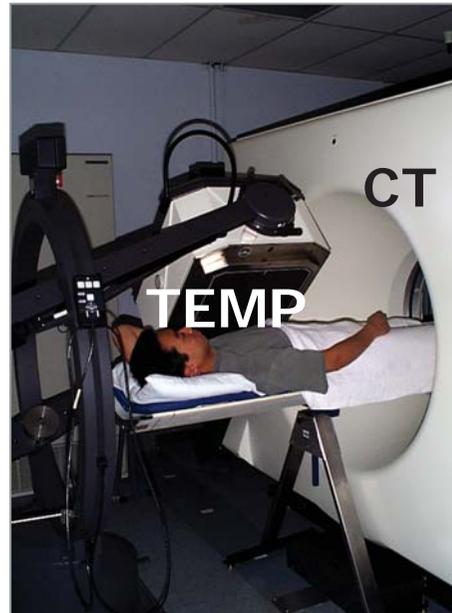
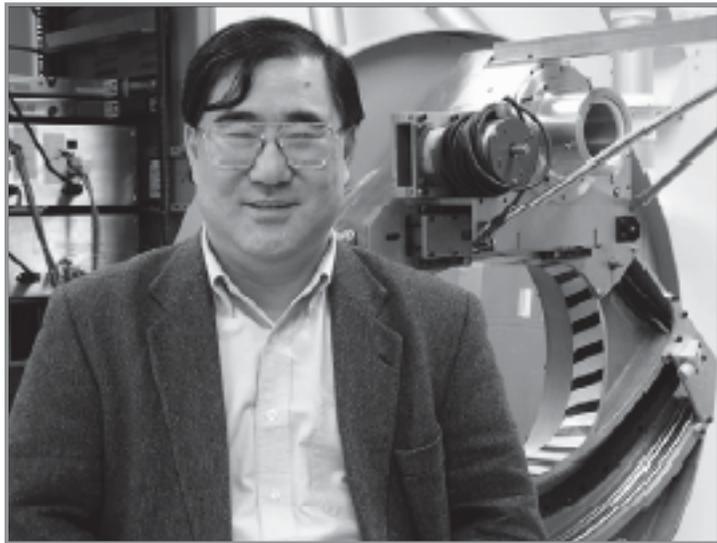
Biograph



NEMA - US Shipments (\$M) TEP/CT

Courtesy: D.W. Townsend, UT

Caméra hybride TEMP/CT : Bruce H. Hasegawa



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



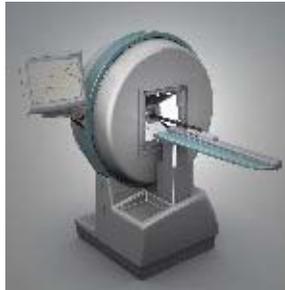
Module CT



FLEX Triumph
Gamma Medica



TEP/TEMP/CT



NanoSPECT/CT
Bioscan



CT



TEP/CT

eXplore Vista, GE



ClearPET
raytest



TEP

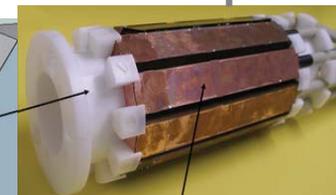
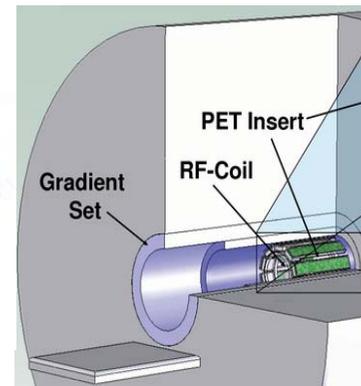
Mosaic HP
Philips



NanoPET/CT



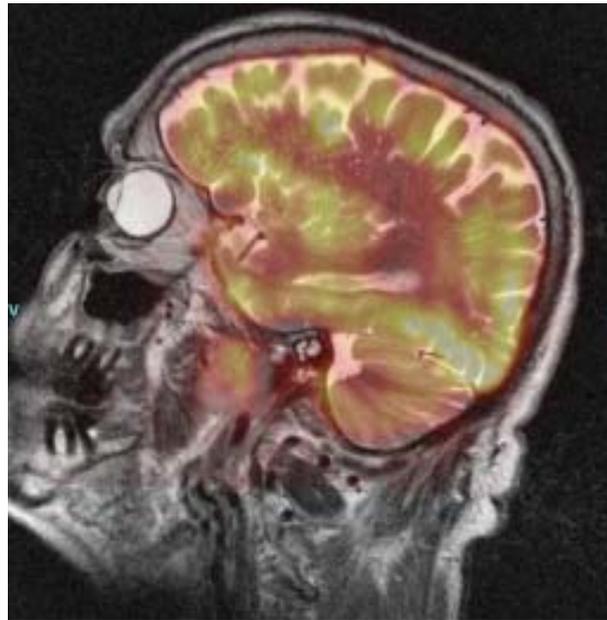
U-SPECT
MILabs



TEP/IRM

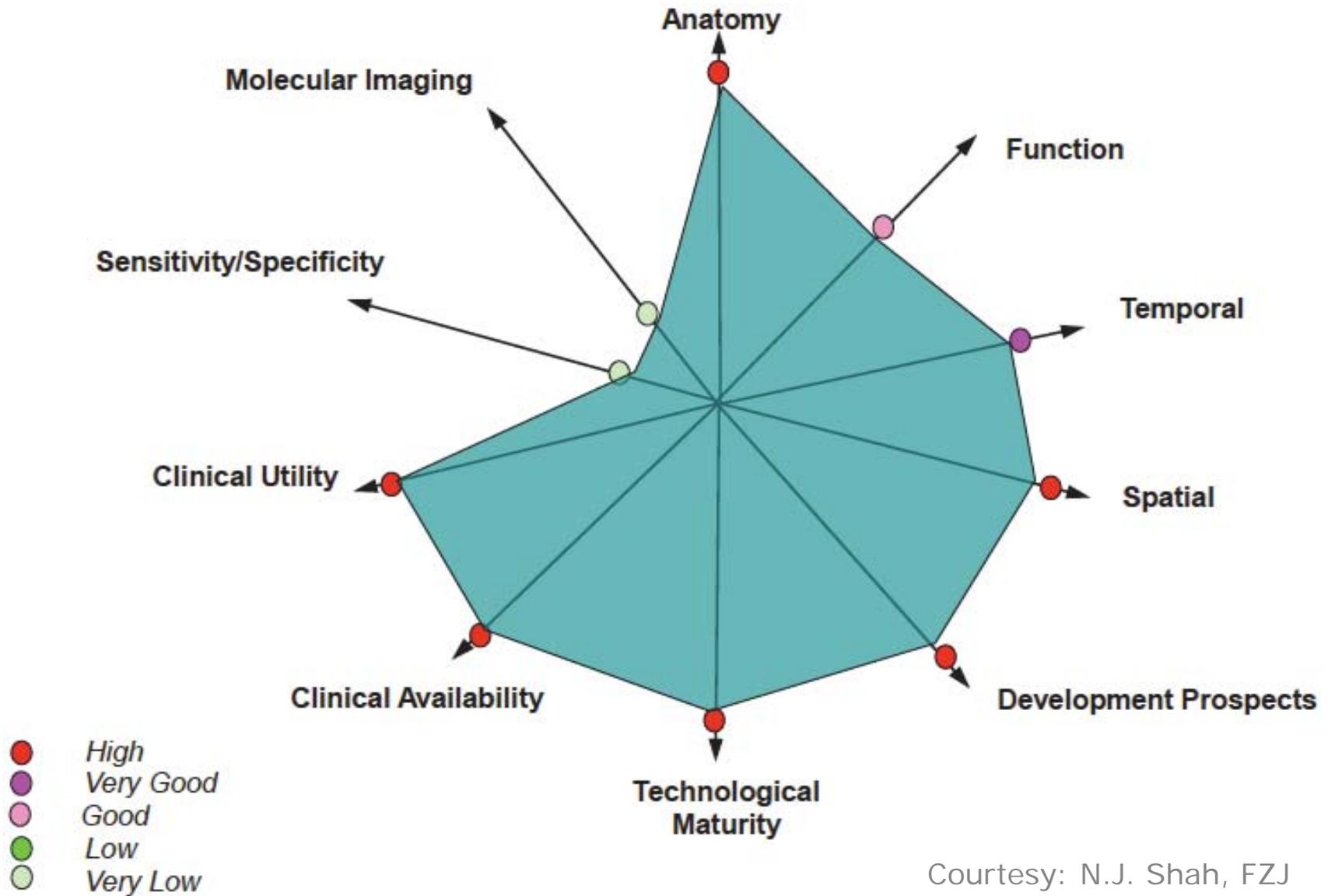
TEP/IRM

$$1 + 1 = ?$$



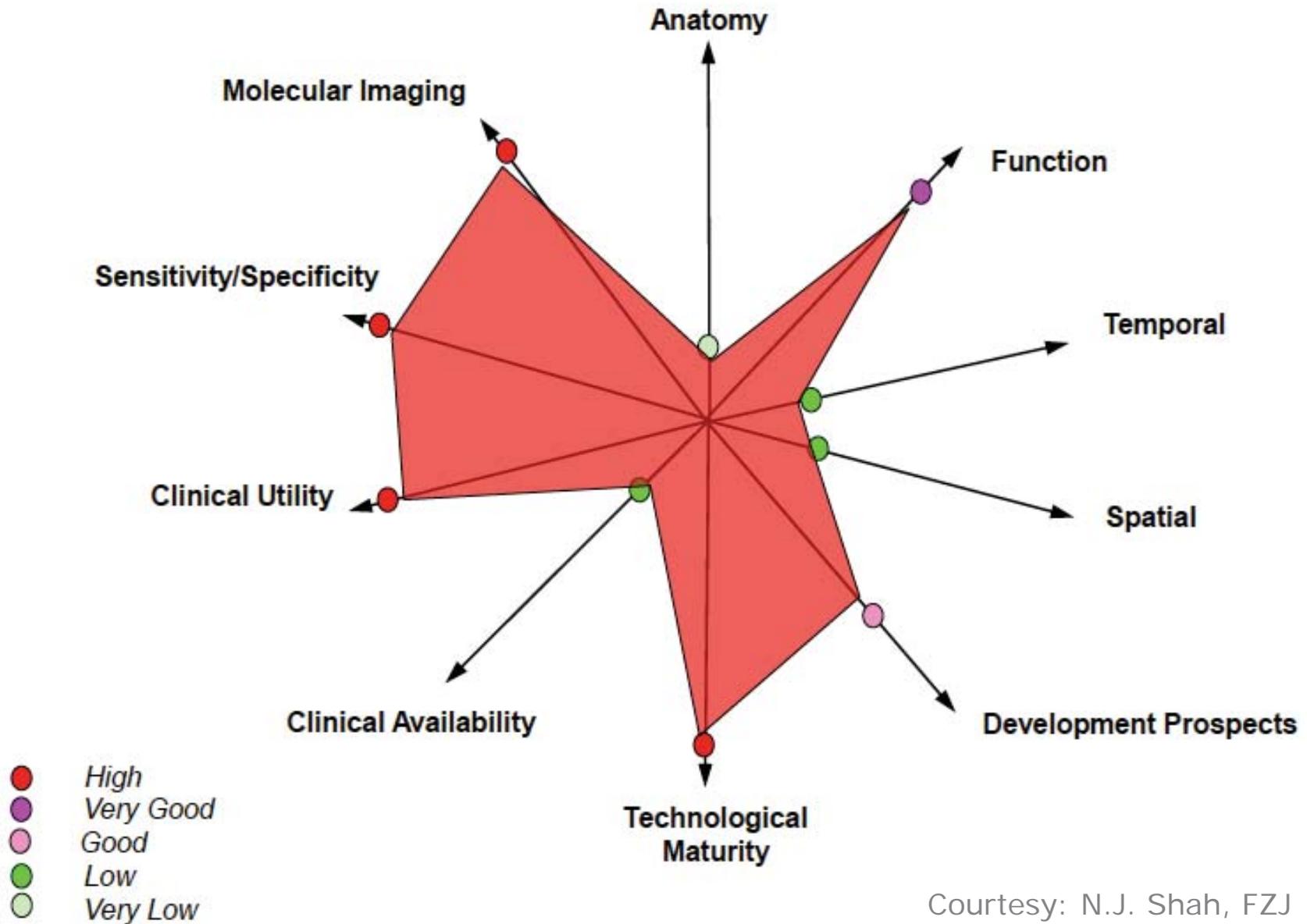
Courtesy: Pichler, Kolb, Schlemmer, UKT 2009

Imagerie par résonance magnétique (IRM)



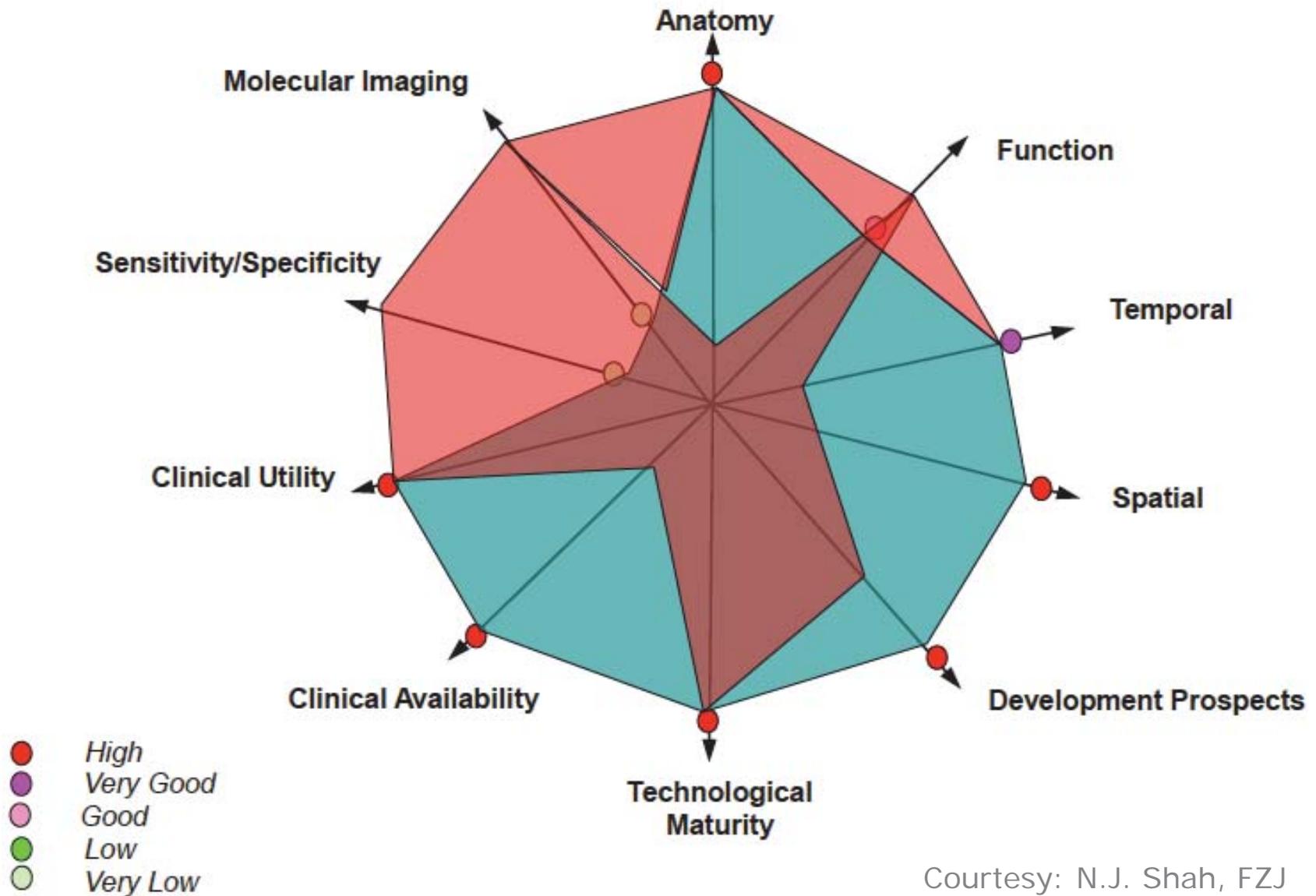
Courtesy: N.J. Shah, FZJ

Tomographie par émission de positons (TEP)



Courtesy: N.J. Shah, FZJ

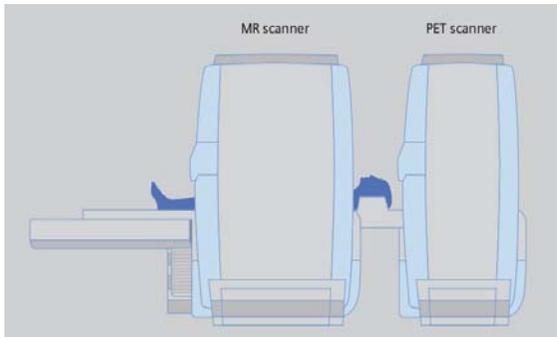
Combinaison hybride TEP/IRM



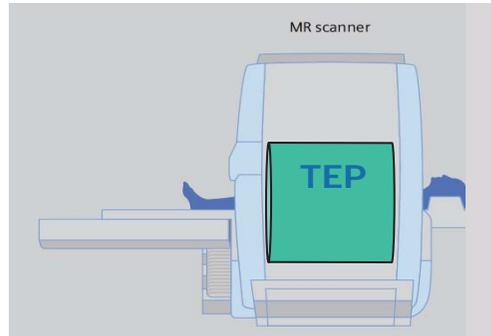
Courtesy: N.J. Shah, FZJ

Imagerie hybride TEP/IRM: géométries possibles

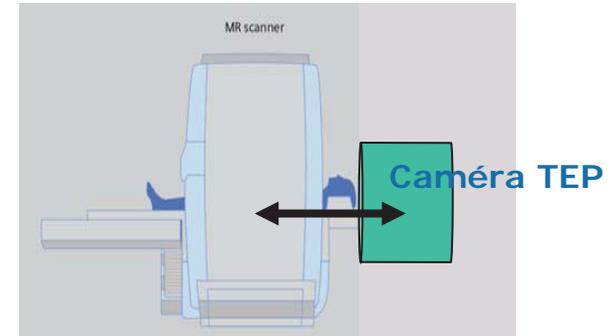
Offset axial



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

Siemens : scanner hybride TEP/IRM



Insert TEP

- Cristaux de LSO
 $2.5 \times 2.5 \times 20 \text{ mm}^3$
- Photodiodes à avalanches
- Résolution spatiale :
~ 3 mm
- Sensibilité : > 6%

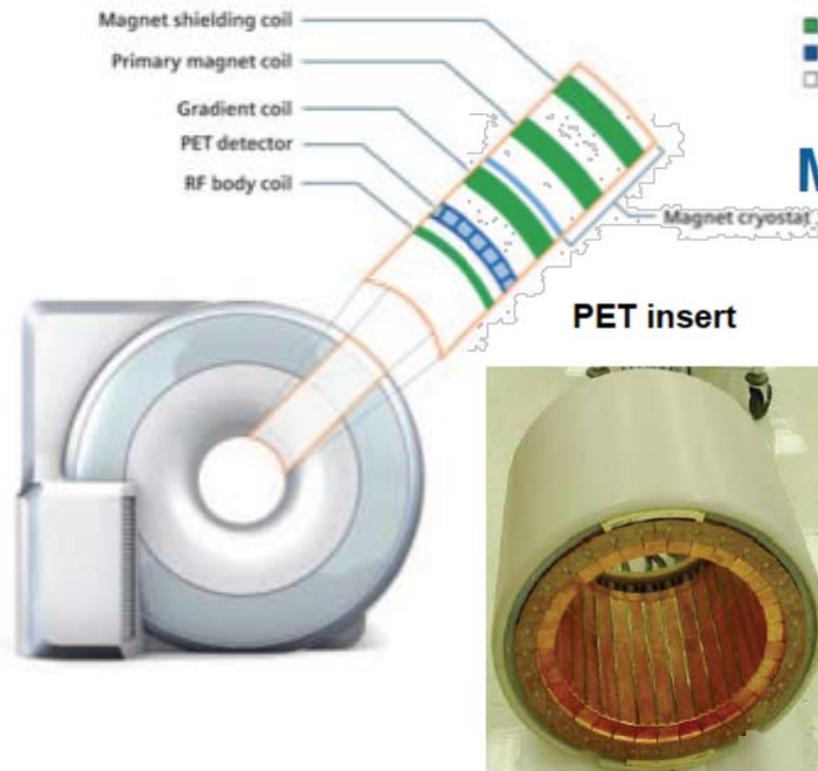
Courtesy: D.W. Townsend, SBIC

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

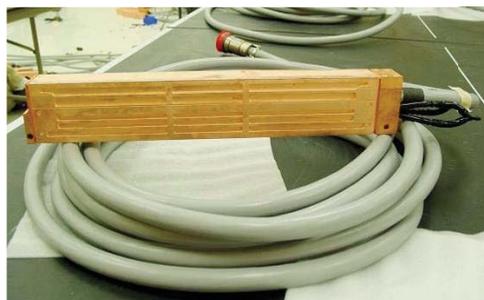
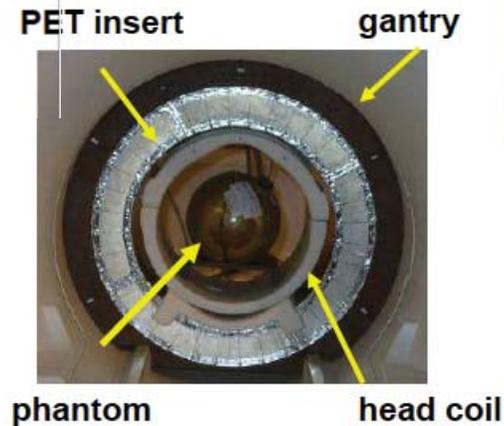
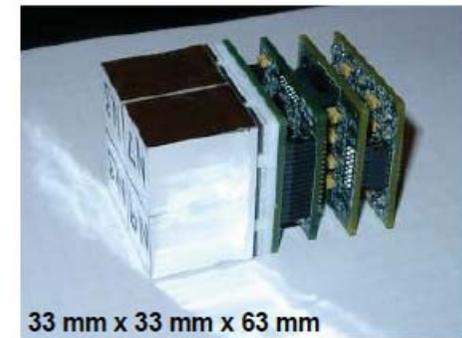
Siemens : caméra TEP/IRM hybride simultanée

Courtesy: K. Ziemons, FZJ



MR-BrainPET: Components

new integrated detector block



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



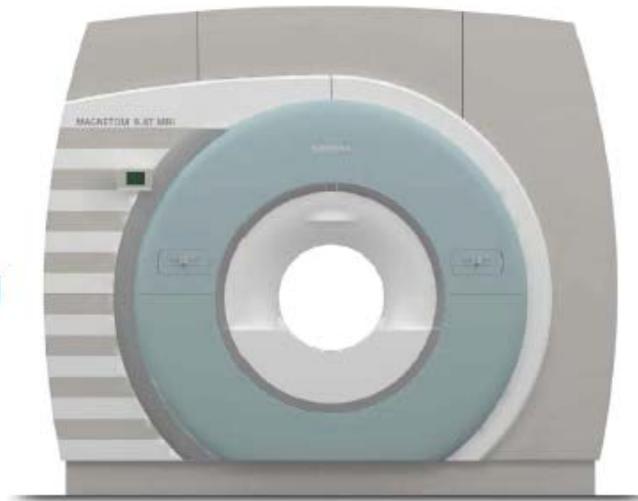
Courtesy: I. Bezrukov, Tuebingen

Caméra hybride simultanée TEP/IRM 9.4 Tesla : un monstre



9.4T Whole-Body Scanner in Jülich

- 60 cm patient bore
- TQ-engine gradient coil
- 50 cm FoV
- Magnet weight: 57 tonnes
- 870 tonnes of iron shielding
- 3.70 m length
- Stored energy: 182.0 MJ
- Length of wire: 750 km

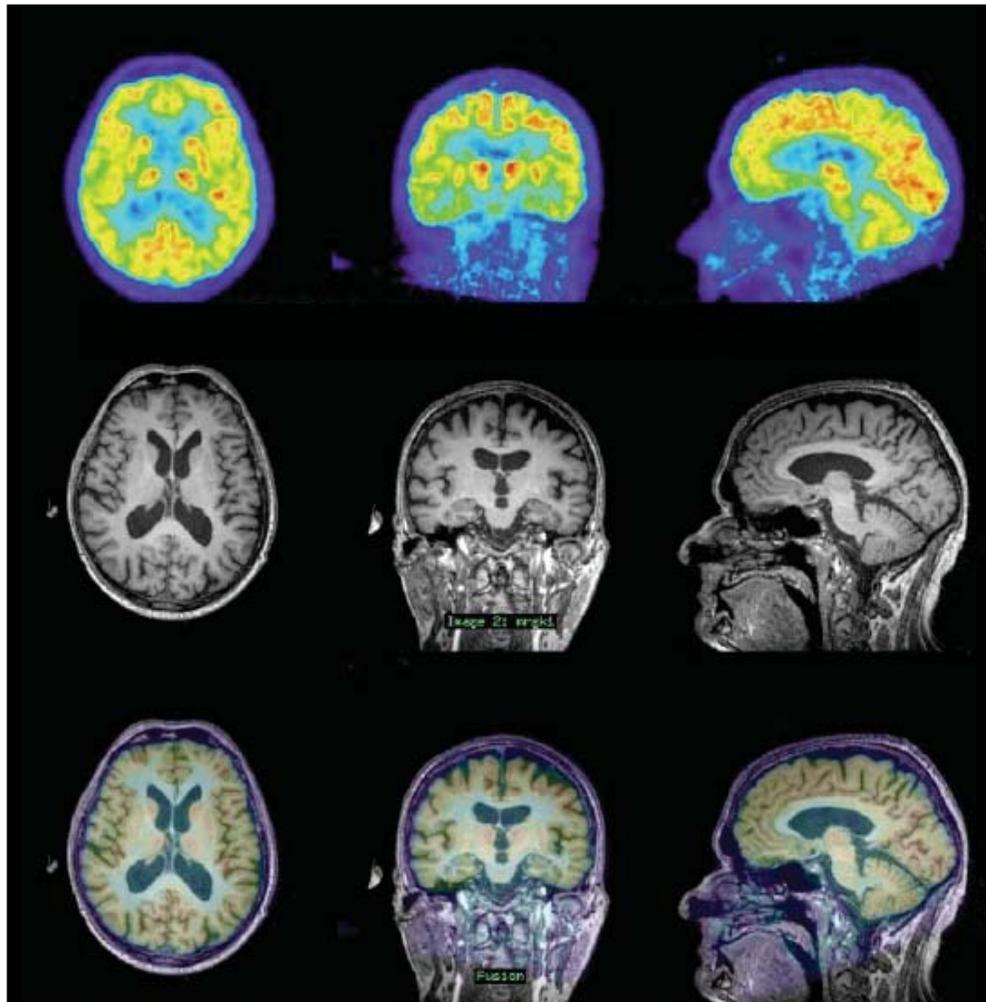


Complete with Hybrid PET Capability!

Courtesy: N.J. Shah, FZJ

9.4 Tesla Simultaneous PET/MRI hybrid scanner

Our first MR-FDG-PET images



20-50 min p.i. ^{18}F FDG-PET
reconstructed with
PRESTO

The PET data are
normalized,
attenuation corrected,
not scatter corrected.

Simultaneous
T1 MPRAGE

Fusion

Courtesy: N.J. Shah, FZJ

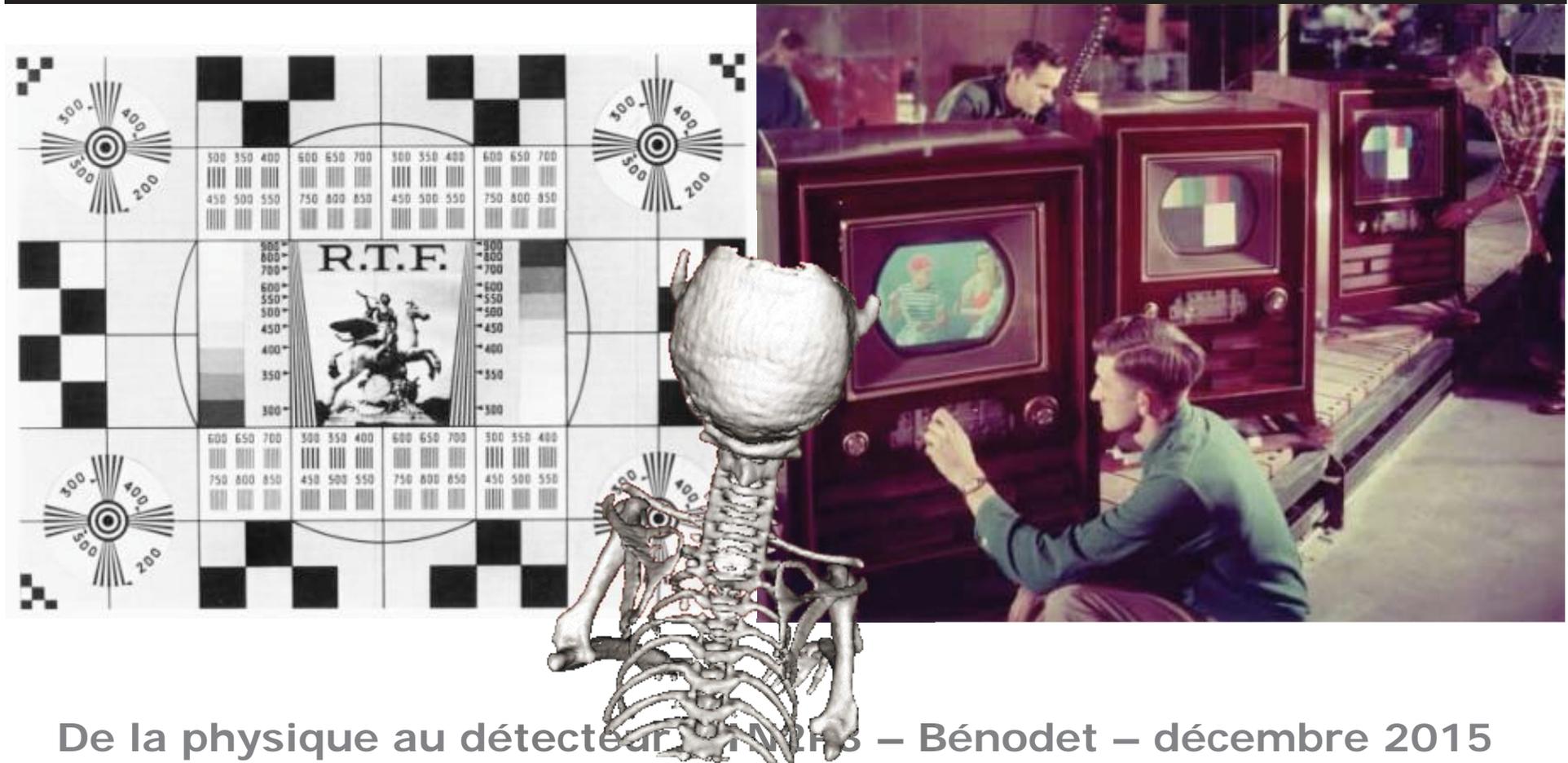
En fin de compte ...

Le TEP/CT a représenté une révolution médicale née d'une évolution technique

Le TEP/IRM est une révolution technique qui entraînera probablement une évolution médicale



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



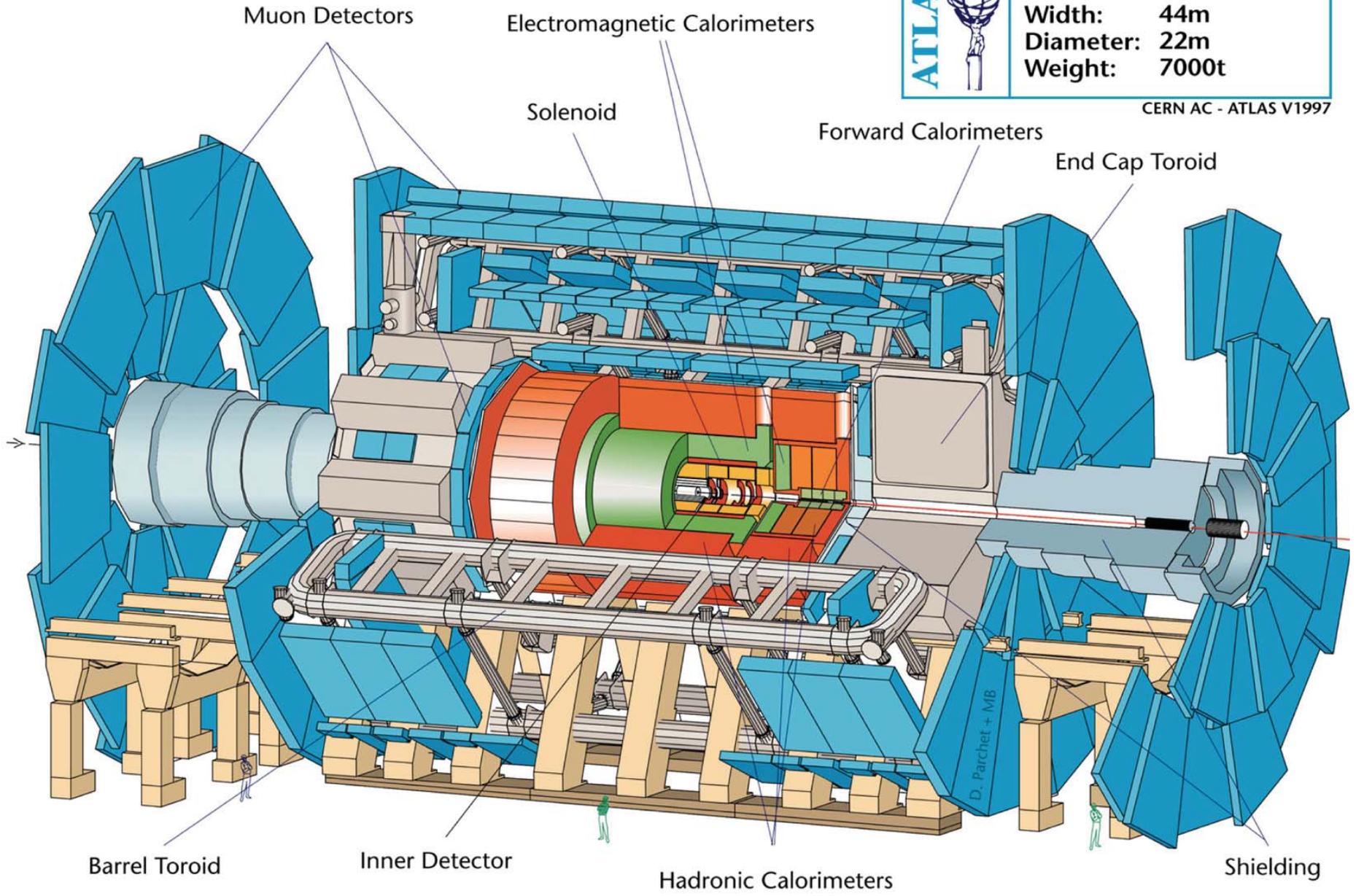
De la physique au détecteur μ CT – Bénodet – décembre 2015

ATLAS 

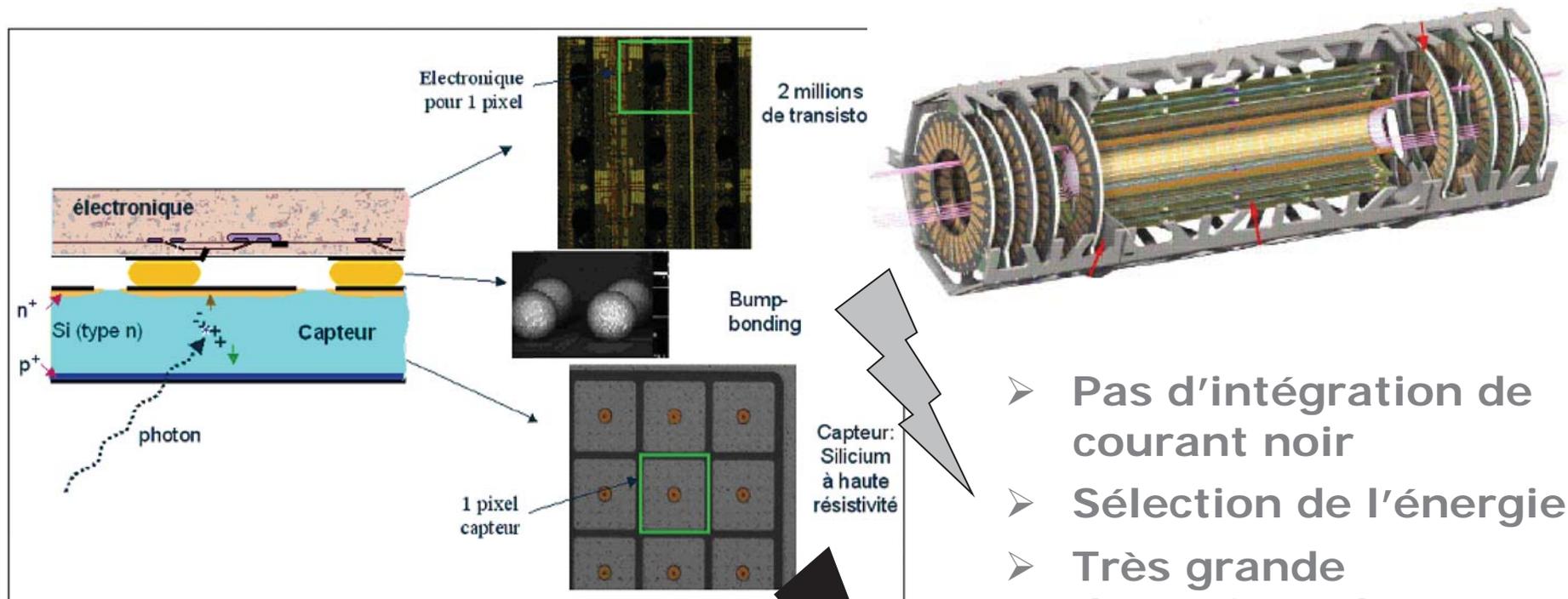
Detector characteristics

Width:	44m
Diameter:	22m
Weight:	7000t

CERN AC - ATLAS V1997



TDM à comptage de photons grâce aux pixels hybrides



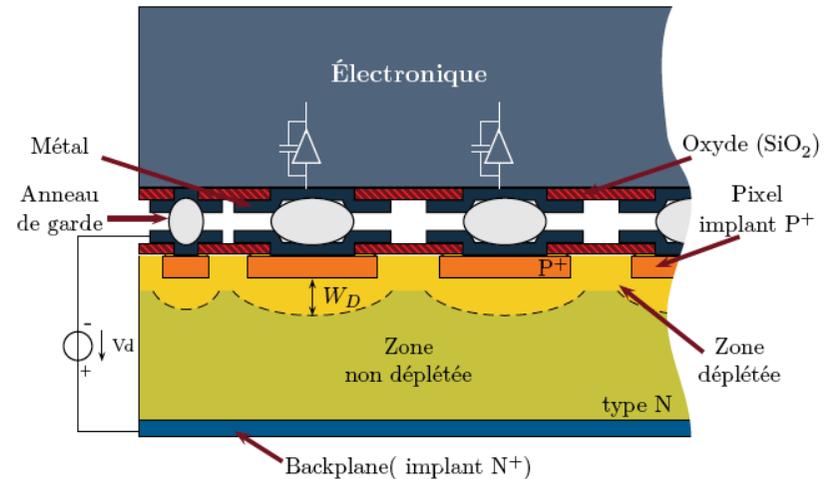
- Acquisition de données très rapide
- Choix du capteur (Si, CdTE, AsGa)
- Optimisation de l'efficacité de détection

- Pas d'intégration de courant noir
- Sélection de l'énergie
- Très grande dynamique de comptage

¿ amélioration du contraste ?
¿ réduction de la dose ?

Caméra à pixels hybrides XPAD3

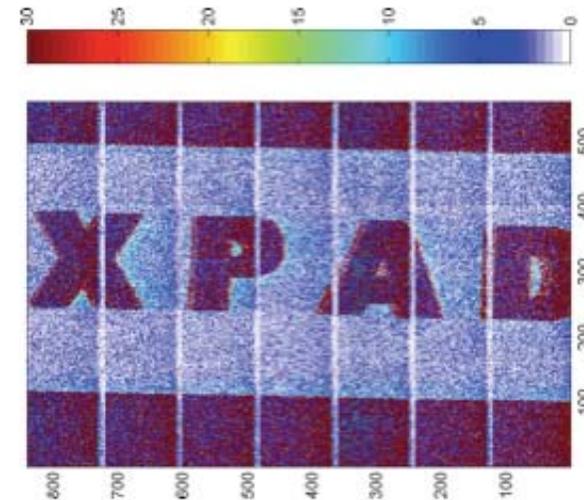
- Détecteur à pixels hybrides



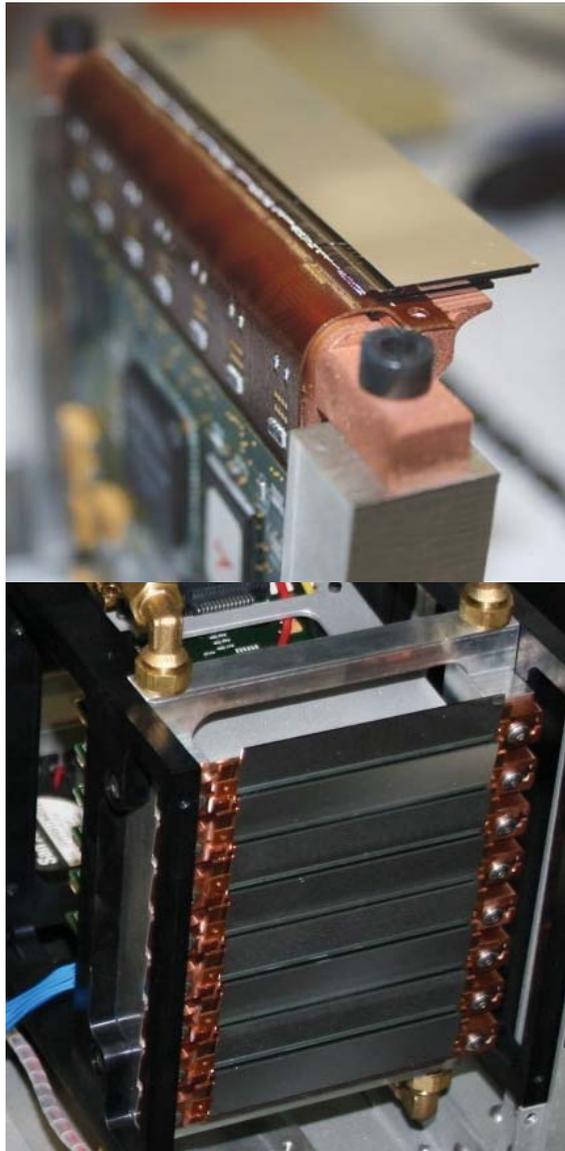
- XPIX: Développement de détecteurs à pixels hybrides pour la cristallographie et la TDM
- XPAD3.1 et XPAD3.2 hybridés avec du Si et du CdTe



- > 5 Mpixels 130 x 130 μm
- 240 images/s
- 5-35 keV (XPAD3.1)
- 5-60 keV (XPAD3.2)



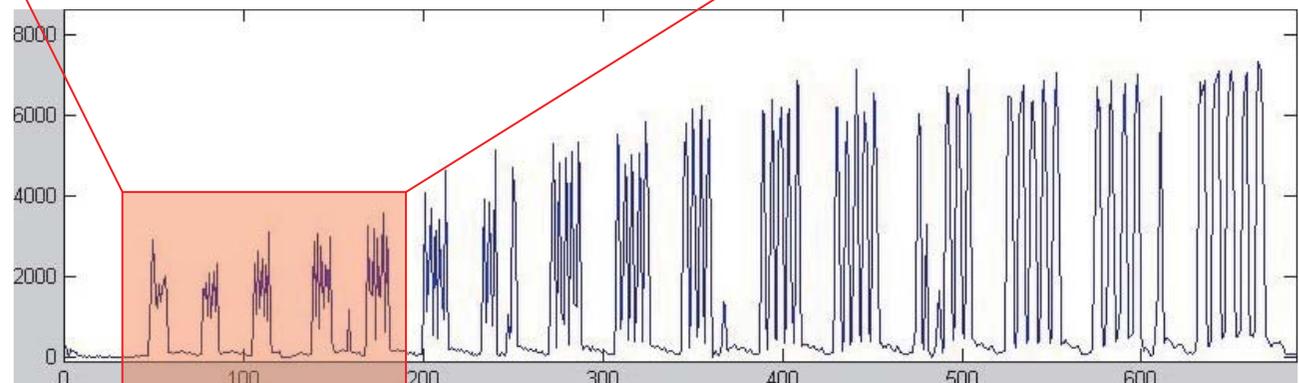
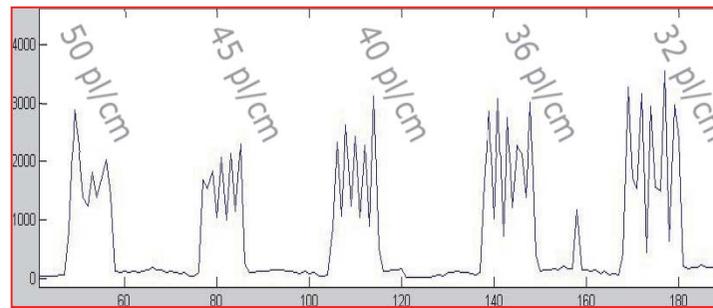
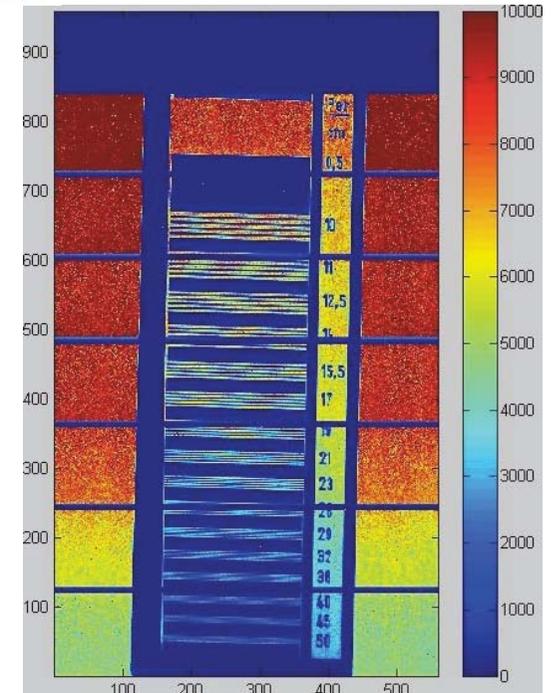
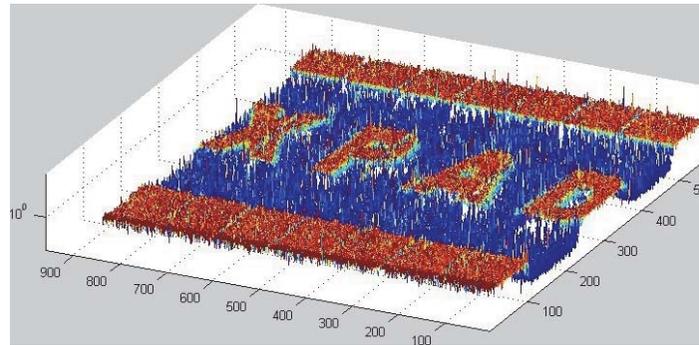
Détecteur XPAD3: 500,000 pixels de 130 μm



5 keV



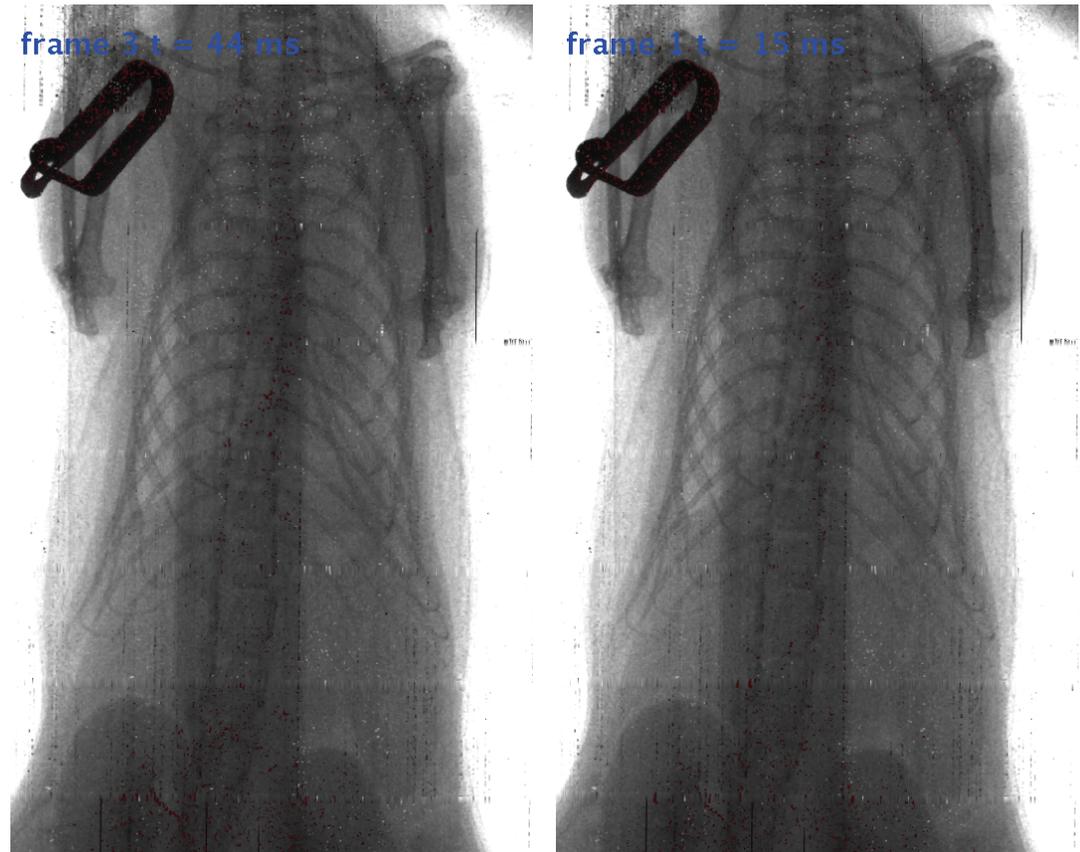
14 keV



Détecteur XPAD3: 500,000 pixels de 130 μm



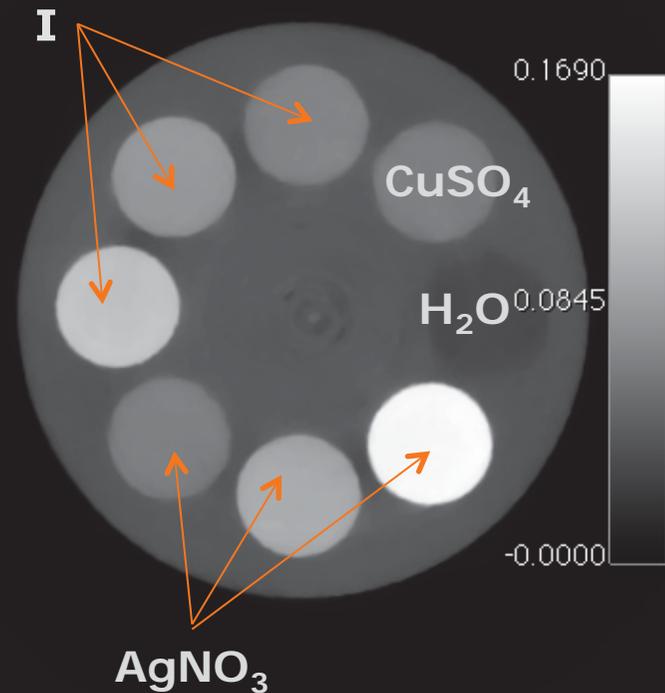
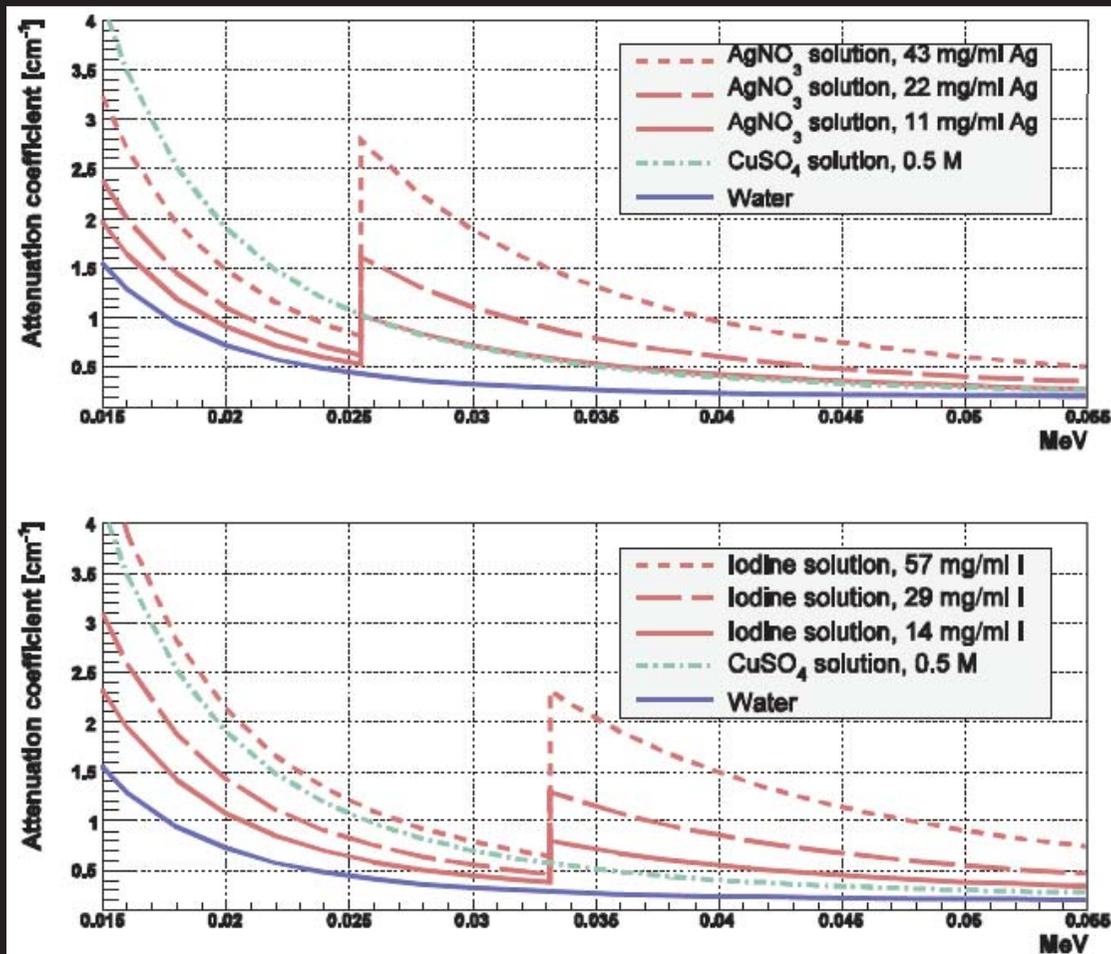
Système d'irradiation PIXSCAN II



Angiographie de la souris

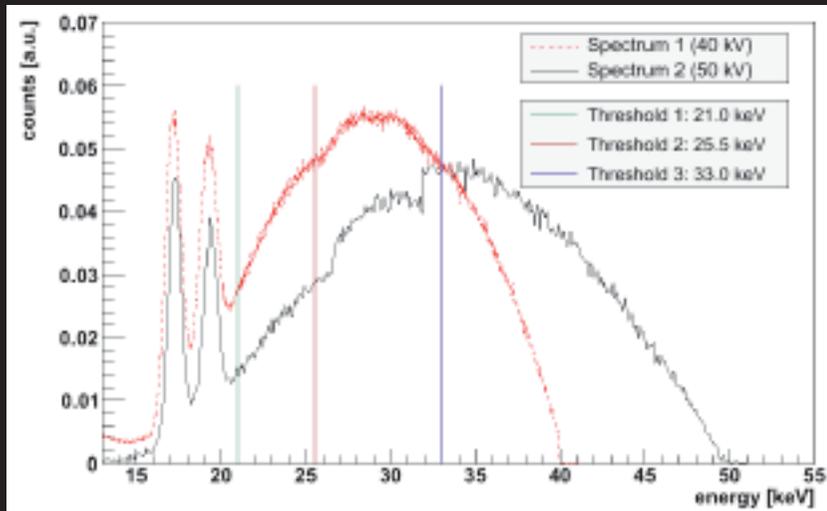
- Injection de 200 μL d'ioméron 400
- Tube à anode de tungstène
- 90 kVp, 70 W
- Filtre 200 μm Nb
- Temps d'exposition 10 ms/ images
- Vitesse d'acquisition 69 images/s

Scanner X spectral avec le détecteur XPAD3



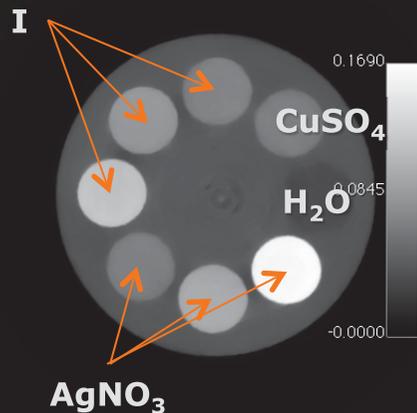
F. Cassol et al. First K-edge imaging with a micro-CT based on the XPAD3 hybrid pixel detector. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* **60** (2014) 103-108

Scanner X spectral avec le détecteur XPAD3

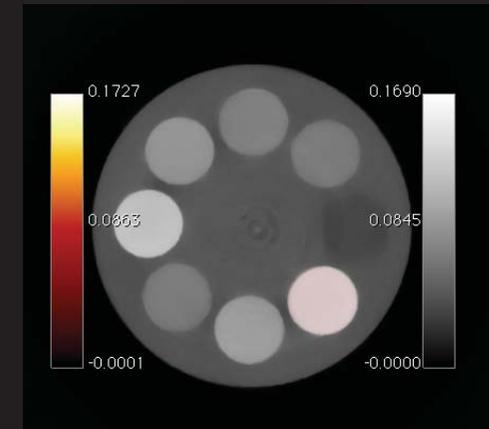
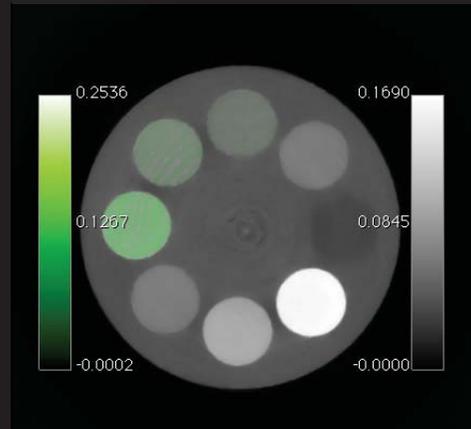


Silver	Iodine
$E_{1Ag} = 21 \text{ keV}$	$E_{1I} = 25.5 \text{ keV}$
$E_{2Ag} = 25.5 \text{ keV}$	$E_{2I} = 33 \text{ keV}$
$E_{3Ag} = 33 \text{ keV}$	$E_{3I} = 40/50 \text{ keV}$

TDM classique



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

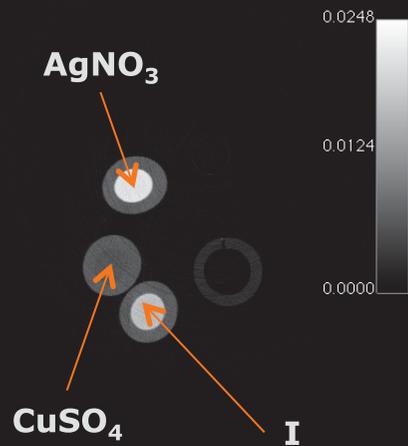


$$(E_{2I} - E_{3I}) - (E_{1I} - E_{2I})$$

$$(E_{2Ag} - E_{3Ag}) - (E_{1Ag} - E_{2Ag})$$

Scanner X spectral avec le détecteur XPAD3

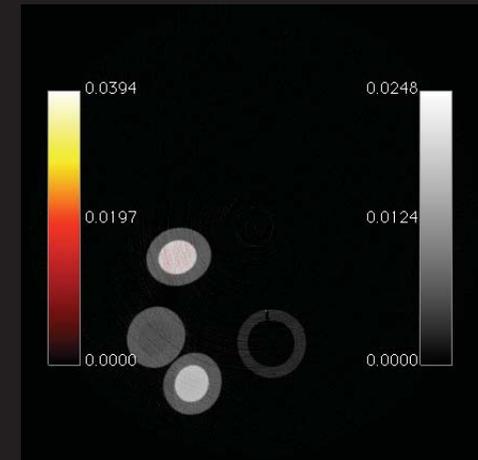
TDM classique



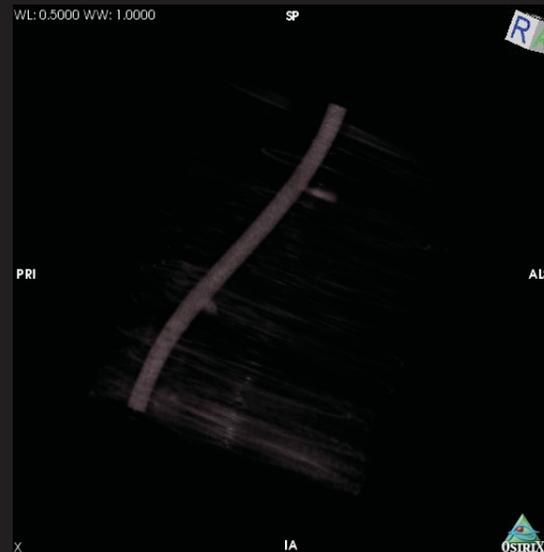
Imagerie au K-edge de l'iode et de l'argent



$$(E_{2Ag} - E_{3Ag}) - (E_{1Ag} - E_{2Ag})$$



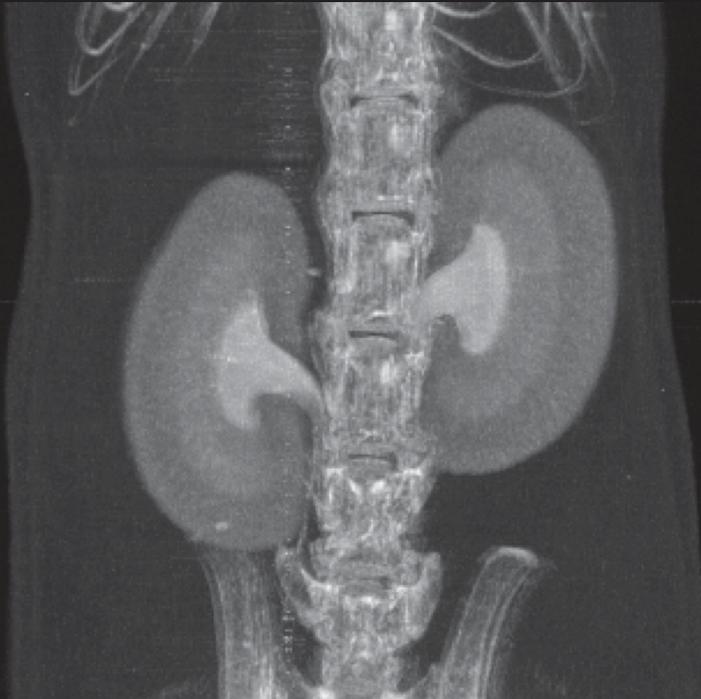
$$(E_{2I} - E_{3I}) - (E_{1I} - E_{2I})$$



Scanner X spectral avec le détecteur XPAD3

TDM classique

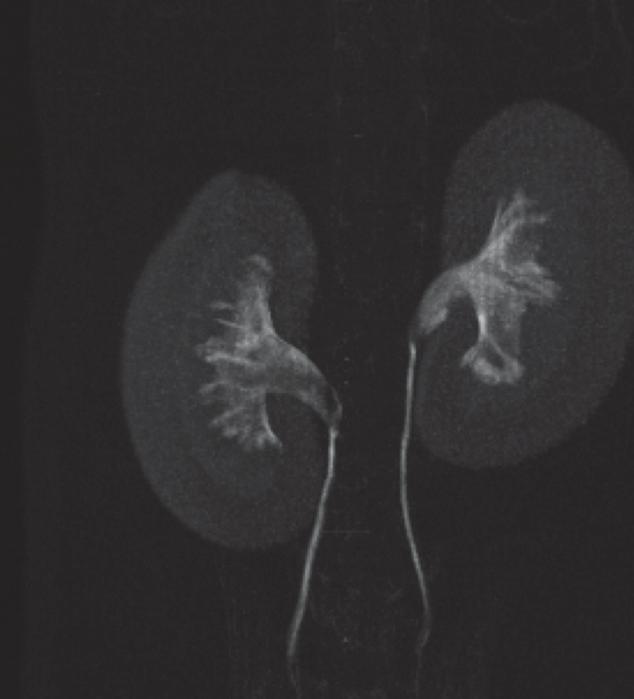
Maximum intensity projection



- Injection de 200 μ L d'ioméron
- Tube à anode de molybdène
- 50 kVp, 30 W

Imagerie au K-edge de l'iode

Maximum intensity projection



- Filtre 100 μ m Cu
- Temps d'exposition 5 s/images
- 360 projections

Scanner X spectral avec le détecteur XPAD3

- Injection de 200 μL d'ioméron
- Tube à anode de molybdène
- 50 kVp, 30 W
- Filtre 100 μm Cu
- Temps d'exposition 5 s/images
- 360 projections

