

Workshop DROITE

Méthode de reconstruction List-Mode
Maximum Likelihood Expectation Maximization
pour la caméra Compton

Creatis



Plan de la présentation:

- Contexte médical, l'hadronthérapie
- Problématique
- La caméra Compton
- La méthode implémentée:
 - Modélisation du problème direct
 - Sélection des rayons
 - Calcul numérique de la matrice de transition
- Résultats
- Conclusion et perspectives

Contexte médical

Hadronthérapie



2011:

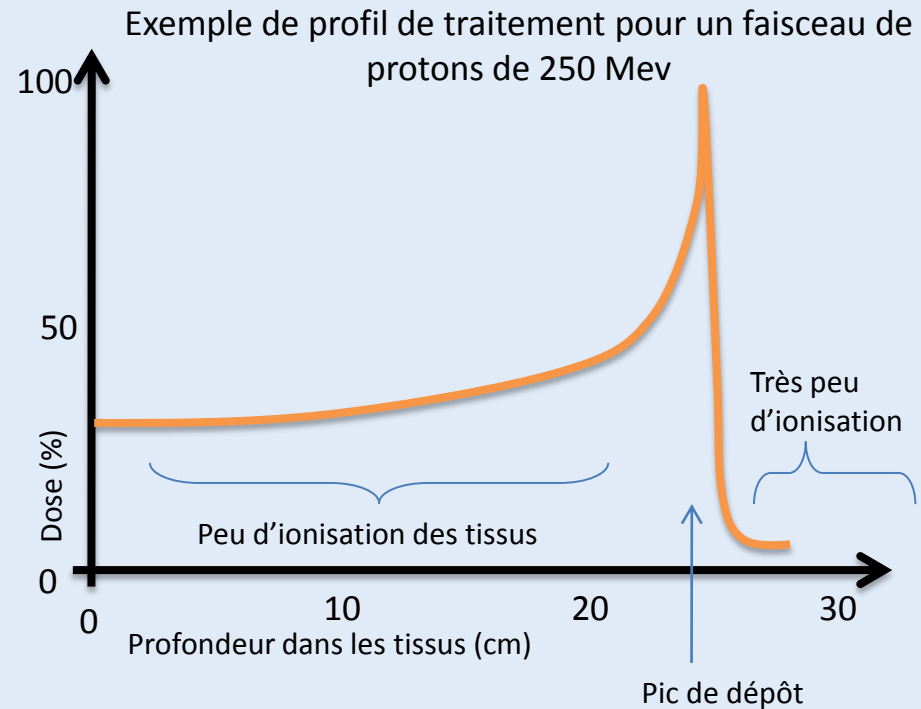
- 365 000 nouveaux diagnostics de cancers et 147 000 décès
- Seule la moitié curable avec les méthodes thérapeutiques actuelles (chirurgie, chimiothérapie, radiothérapie)
- Nouvelle forme de radiothérapie, ***l'hadronthérapie***:
 - Traitement par faisceau d'ions carbone (^{12}C) ou protons

Hadronthérapie

- Ions carbone et protons
 - => pic de Bragg
 - => meilleur dépôt de dose
 - => amélioration de la balistique

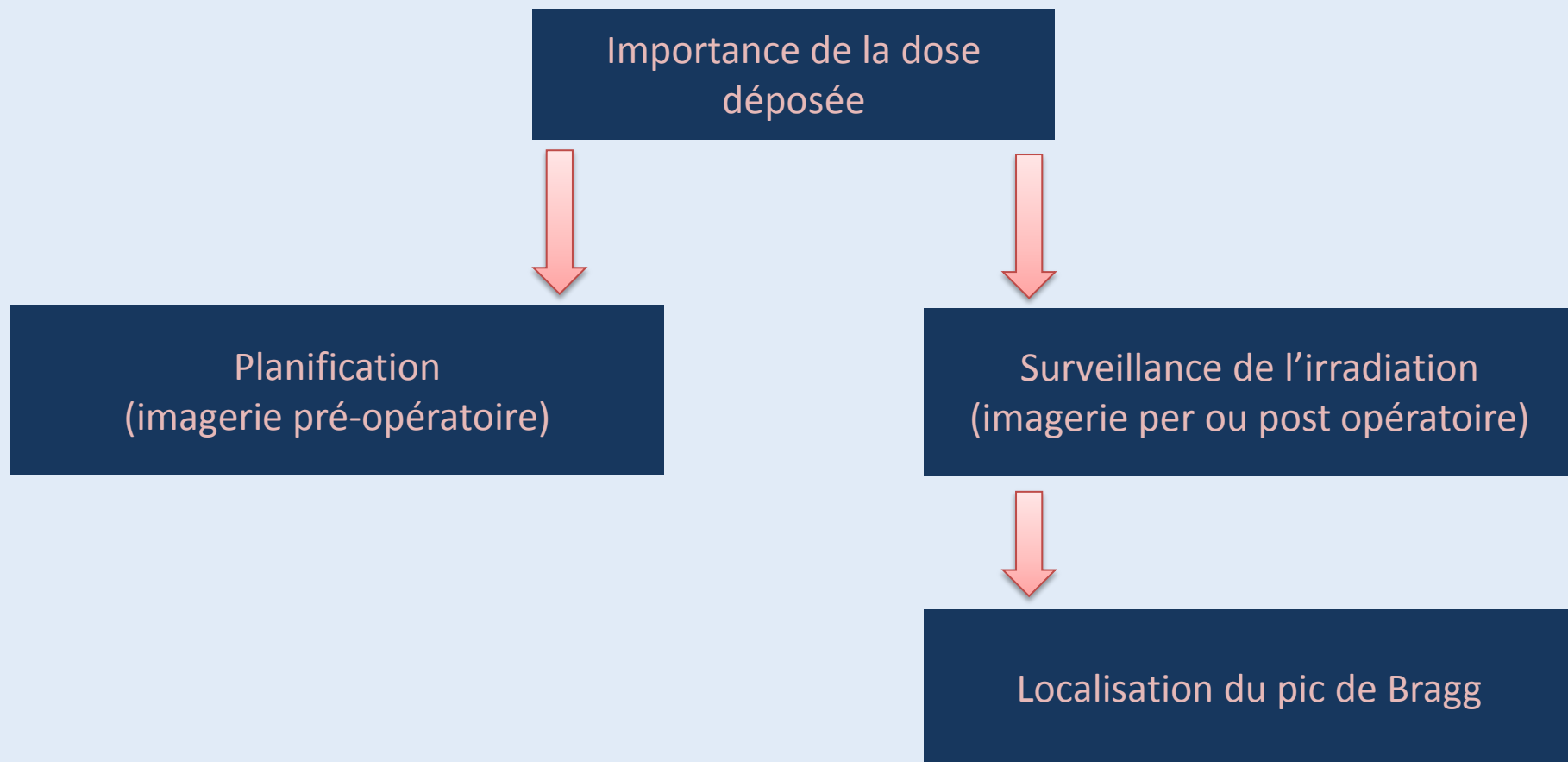
- Ions carbone

- => Efficacité Biologique Relative (RBE) plus importante
- => Plus d'efficacité sur les tumeurs radio-résistantes

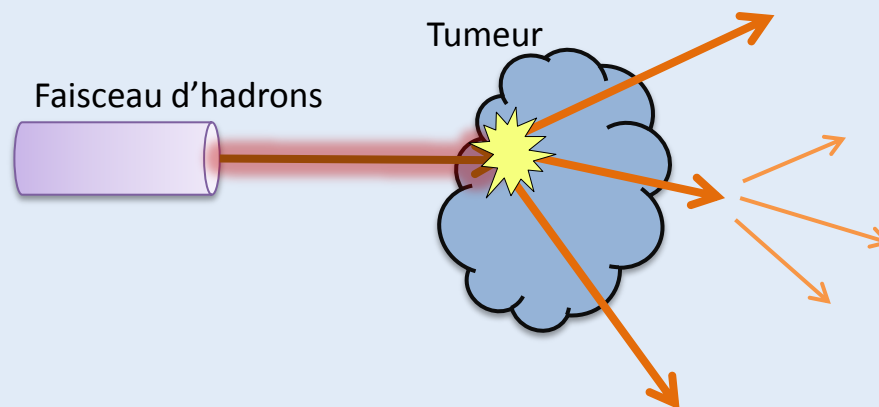


Problématique

Problématique

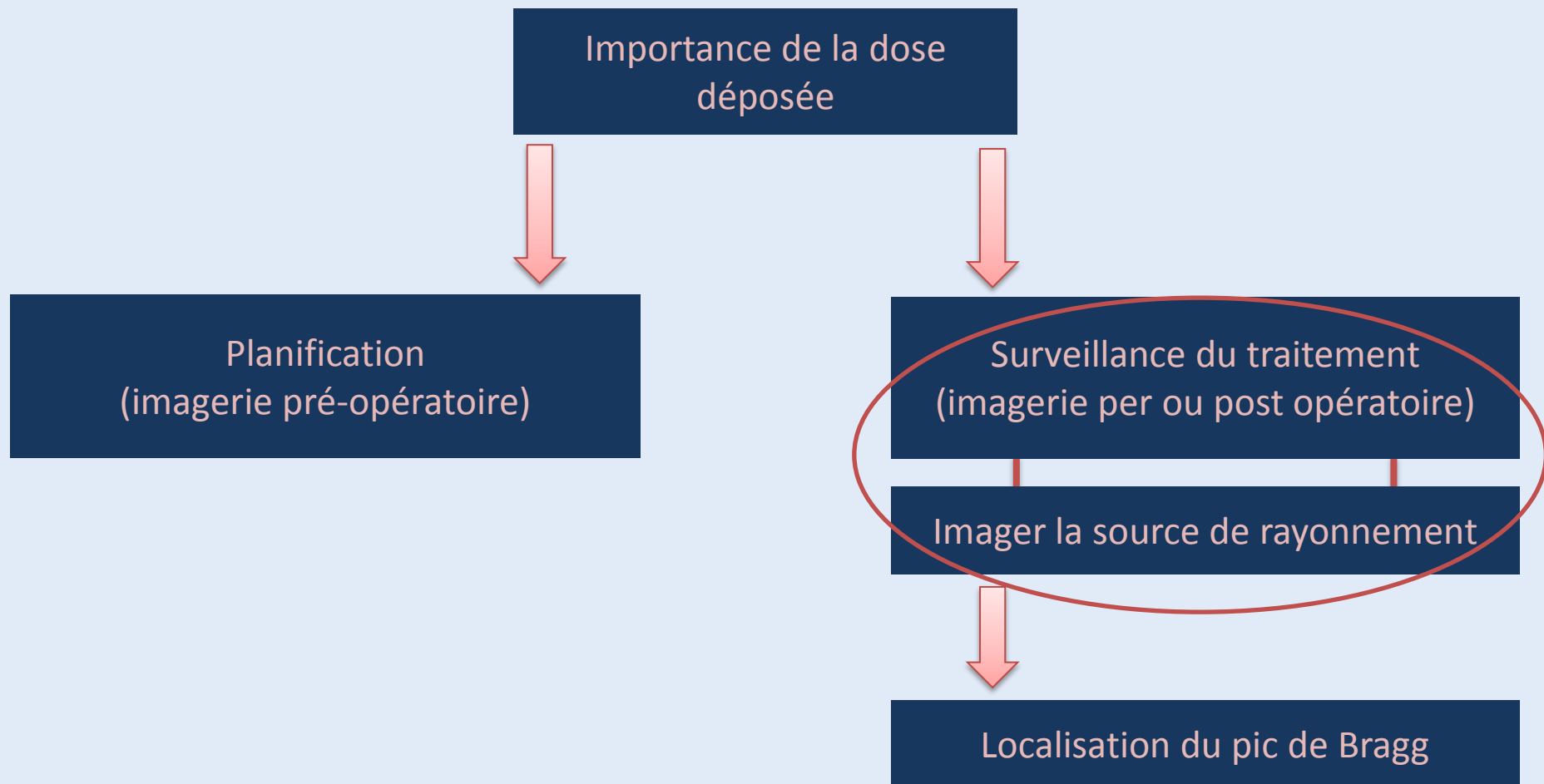


Problématique



- Fragmentations nucléaires au sein de la tumeur.
- Des particules sont émises, créées ou éjectées par les atomes fragmentés:
 β^+ , β^- , γ -prompt
- A l'aide des particules captées:
 - ⇒ Localisation de la source du rayonnement
 - ⇒ Localisation du dépôt de dose
 - ⇒ Détermination de la position du pic de Bragg

Problématique



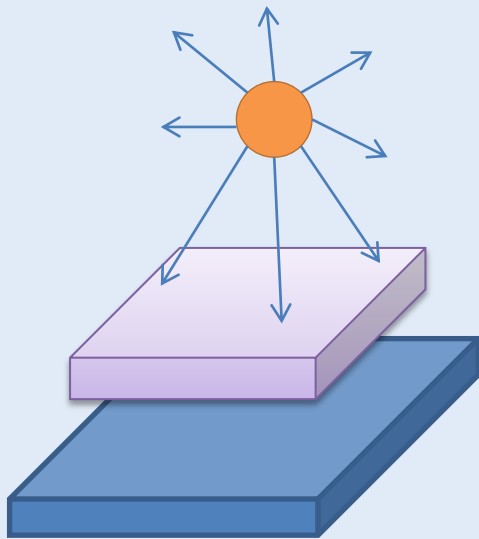
Etat de l'art des modalités d'imagerie

- Tomographie par Emission de Positons (PET) :
 - *Offline*
 - > déjà utilisé 😊
 - > longue acquisition, phénomènes physiologique (blood washout) 😞
 - *Online*
 - > acquisition directe 😊
 - > peu de γ par annihilation de paires émis (et détectées)
 - > nombreux γ -prompt = bruit 😞
- Tomographie par Emission MonoPhotonique (In-beam SPECT)
 - γ caméras : caméra Anger, caméra Compton
 - > utilisation des γ -prompt 😊
 - > algorithme de reconstruction complexe (caméra Compton) 😞

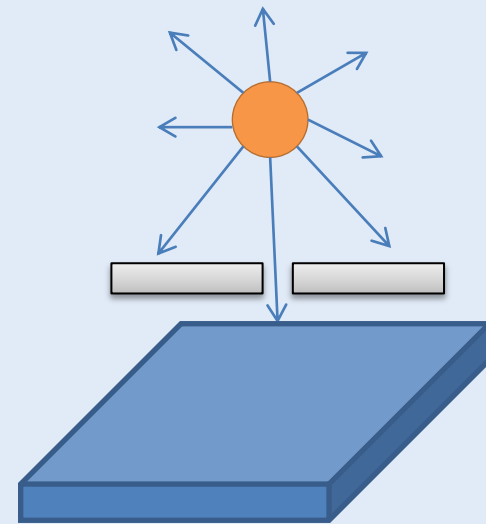
Caméra Compton

Caméra Compton

- Collimation électronique
 - ⇒ Meilleure sensibilité (en comparaison avec la collimation mécanique)
 - ⇒ Algorithme de reconstruction plus complexe



Collimation électronique



Collimation mécanique

Caméra Compton

- Utilisation avec photons à large spectre énergétique

Médecine nucléaire, hadronthérapie => spectre allant d'une centaine de keV à quelques MeV

- Reconstruction 3D avec dispositif fixe

Caméra Anger: image 3D par rotation du dispositif

Dispositif TEP: anneau

- Dispositif utilisé en sécurité territoriale et astronomie

Caméra Compton

Principe de fonctionnement:

>> Diffusion Compton des photons

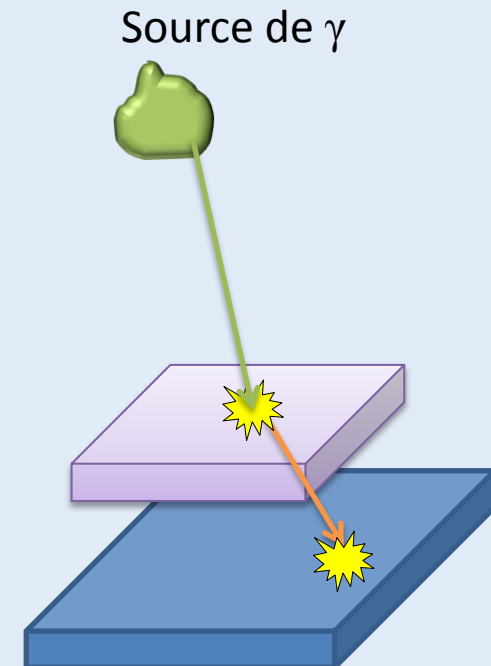
=> **partie diffuseur**

exemple: Semi-conducteur (Si ou Ge)

>> Absorption des particules diffusées

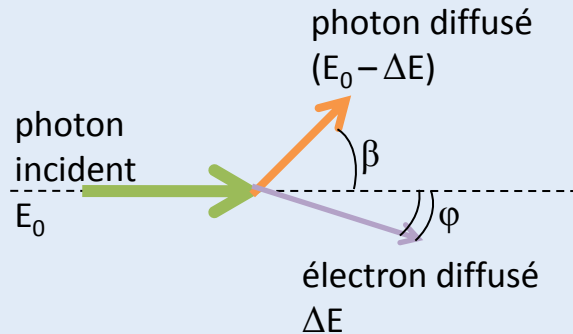
=> **partie absorbeur**

exemple: Cristaux (LYSO ou CsI)



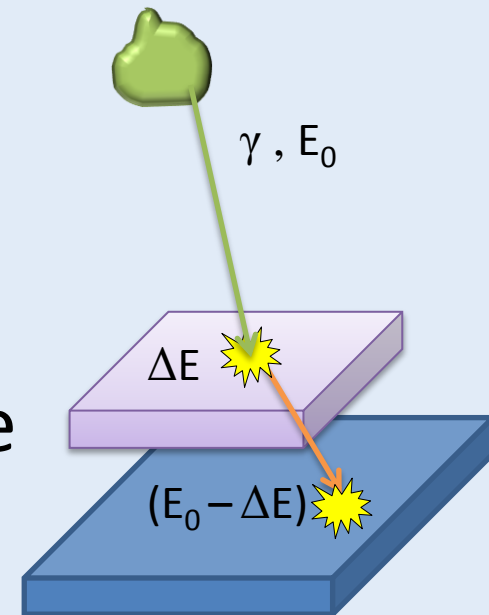
Caméra Compton

- Diffusion Compton



- loi de conservation de l'énergie

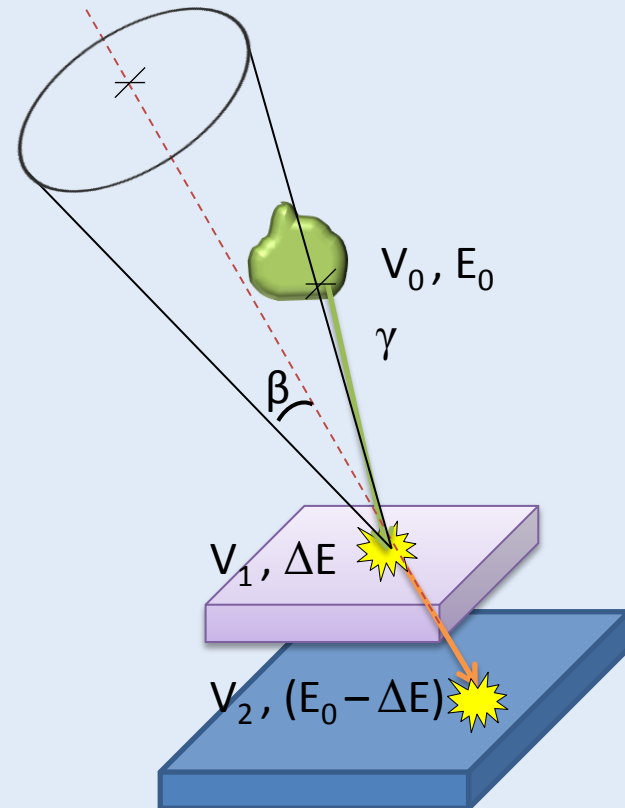
$$\cos \beta = 1 - \frac{m_e c^2 \Delta E}{(E_0 - \Delta E) E_0}$$



Caméra Compton

Cône Compton

- **Sommet du cône** : V_1 , point d'interaction avec le diffuseur
- **Axe du cône** : dirigé par $\overrightarrow{V_2V_1}$
- **Angle d'ouverture du cône** : β
angle de diffusion Compton



Etat de l'art des méthodes de reconstruction

Reconstruction analytique:

- Méthode exacte pour le modèle continu
- Pas de problème de convergence

- Pas de prise en compte de la physique d'émission et acquisition

* *Cree & Bones, 1994*

=> cône vertical

* *Basko et al, 1998 ; Parra 2000*

=> reconstruction des projections cone-beam

* *Lojacono et al, 2011*

=> reconstruction par rétroprojection filtrée

Etat de l'art des méthodes de reconstruction

Reconstruction itérative:

→ MLEM ou OSEM

- Possibilité de prendre en compte différents phénomènes (atténuation, diffusion...)
- Problème de convergence
- Temps de calcul important

Mais aussi...

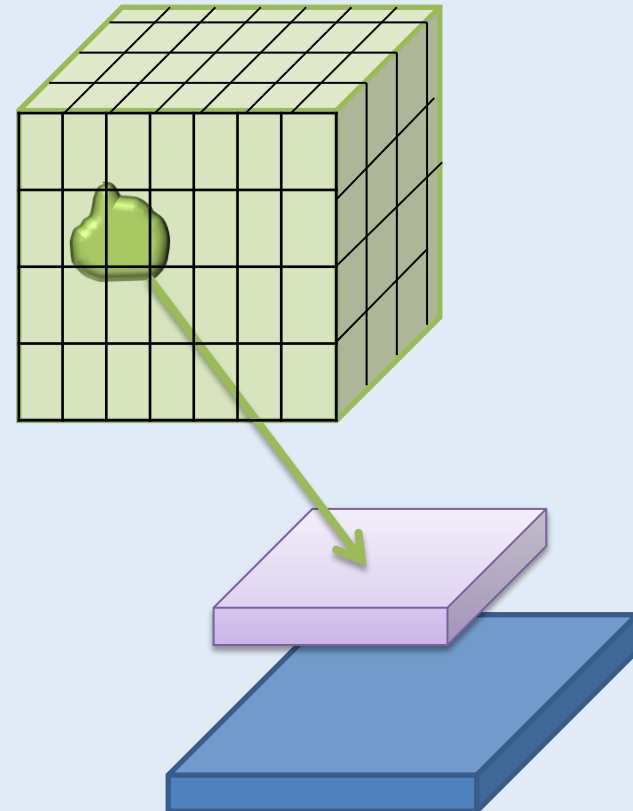
→ Méthodes Bayésiennes

→ Méthodes basées sur les chaînes de Markov

Méthode MLEM

Modélisation

- **Volume voxelisé** englobant la source à reconstruire (voxel indexé par j)
- On s'intéresse à l'**intensité moyenne d'émission par les voxels** notée λ .
- Le nombre de photons émis par un voxel suit une loi de Poisson $P(\lambda_j)$.
- Un photon qui interagit avec le diffuseur puis avec l'absorbeur définit un **événement**
- Ensemble des événements stocké en **mode liste**



Modélisation

- Calcul de la suite de vecteurs ($\lambda^{(\ell)}$) supposée converger vers le vecteur λ , intensité moyenne d'émission de photons des voxels du volume.

- Formule itérative MLEM:

$$\lambda_j^{(\ell+1)} = \frac{\lambda_j^{(\ell)}}{s_j} \sum_i \frac{t_{ij}}{\sum_k t_{ik} \lambda_k^{(\ell)}}$$

* i : index événement

* j, k : index voxel

* l : index itération

* s_j : probabilité qu'un photon émis par le voxel j soit détecté

* t_{ij} : probabilité qu'un photon émis par le voxel j soit détecté en tant qu'événement i.

- Les « t_{ij} » sont les éléments de la matrice des probabilités de transition T

Modélisation

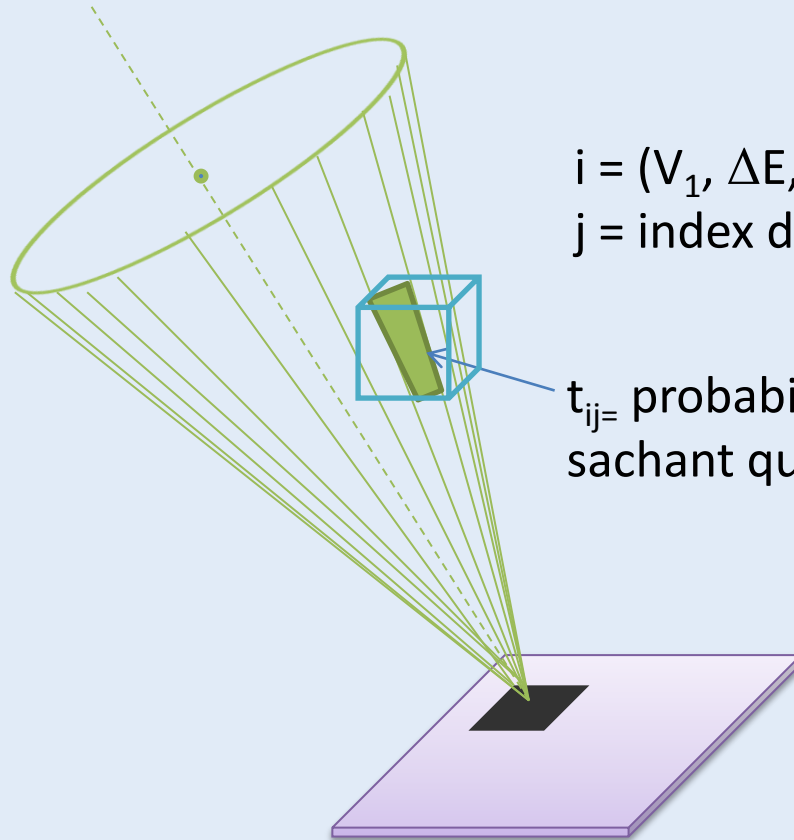
Calcul d'un élément de la matrice de transition ?

Description probabiliste du processus d'acquisition

$$p(V_1, \Delta E, V_2, E_0 - \Delta E | V_0) = \frac{1}{8\pi^2} \frac{\mu_C}{\mu_{1,t}} (1 - e^{-\mu_C \delta_{11}}) K(\beta, E) e^{-\mu_{1,t} \delta_{12}} (1 - e^{-\mu_{2,t} \delta_2}) \frac{\cos(\theta_1) \cos(\theta_2)}{|V_0 V_1|^2 |V_1 V_2|^2}$$

- * μ_C : section efficace de diffusion Compton
- * $\mu_{i,t}$: section efficace d'absorption totale dans le $i^{\text{ème}}$ détecteur
- * θ_1 (resp. θ_2) : angle formé par $\vec{V}_0 \vec{V}_1$ (resp. $\vec{V}_1 \vec{V}_2$) avec la normale au détecteur
- * δ_{11} , δ_{12} , δ_2 : distances parcourues par le photon avant diffusion ($_{11}$), après diffusion jusqu'à la sortie du 1^{er} détecteur ($_{12}$), dans le second détecteur jusqu'à absorption totale ($_2$)

Modélisation



$i = (V_1, \Delta E, V_2, E_0 - \Delta E) = \text{cône } i$
 $j = \text{index du voxel}$

$t_{ij} =$ probabilité de détecter l'événement i (cône i)
sachant que le photon est émis dans le voxel j

- Intégrale de la probabilité sur la surface d'intersection entre un voxel et le cône

Modélisation

- Densité de probabilité en $(V_1, \Delta E, V_2, E_0 - \Delta E)$

$$p(V_1, \Delta E, V_2, E_0 - \Delta E | v_j) = \int_{V_0 \in \mathcal{C} \cap v_j} p(V_1, \Delta E, V_2, E_0 - \Delta E | V_0) p(V_0) ds$$

- * $p(V_0)$: densité de loi d'émission prise en V_0
- * ds : un élément de surface
- * \mathcal{C} : le cône défini par $(V_1, \Delta E, V_2, E_0 - \Delta E)$
- * v_j : voxel j

- Élément de la matrice de transfert:

Hypothèses simplificatrices:

- * $p(V_0)$ est uniforme à l'intérieur d'un voxel
- * on néglige les sections efficaces de diffusion, absorption

$$t_{ij} = K(\beta, E) \frac{\cos(\theta_2)}{|V_1 V_2|^2} \int_{V_0 \in \mathcal{C} \cap v_j} \frac{\cos(\theta_1)}{|V_0 V_1|^2} ds$$

Modélisation

Cône modélisé par:

- un empilement d'ellipses (*Ellipse Stack Method*)

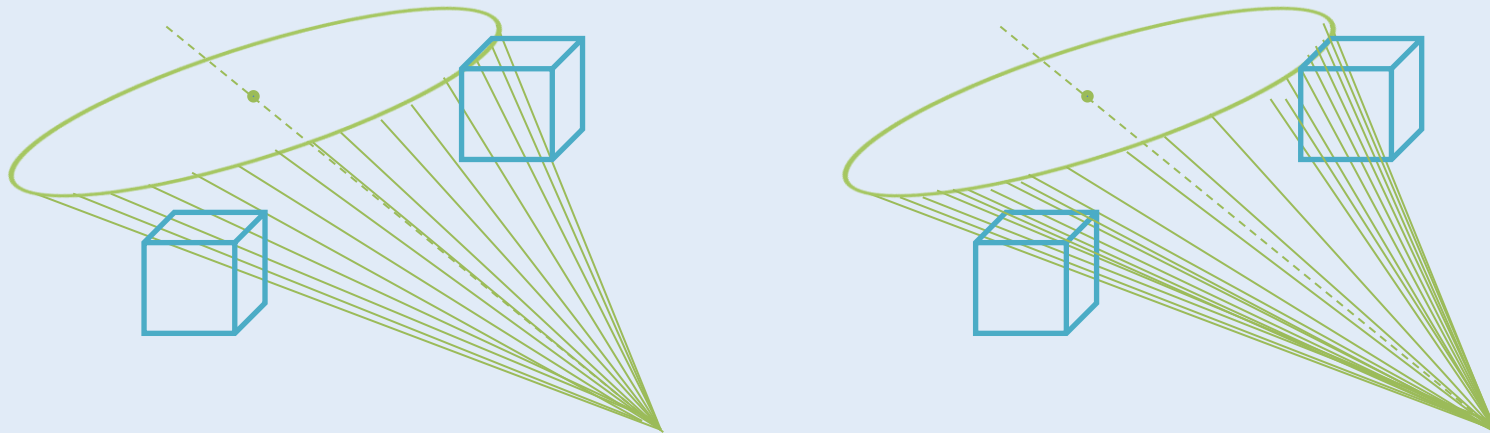
[Wilderman et al, 2001]

- ses génératrices (*RayTracing Method*)

méthodes équivalentes en termes de qualité de reconstruction mais RTM est plus rapide en termes de calcul des éléments de la matrice de transition et du nombre total d'itérations [Kim et al 2007].

Sélection des rayons

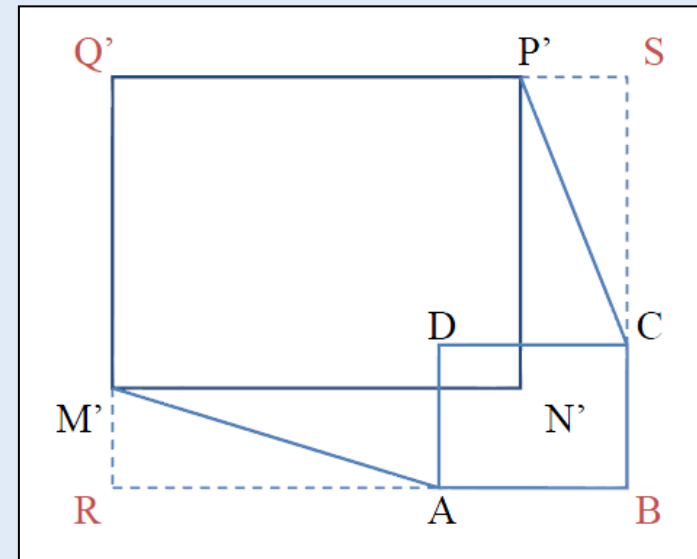
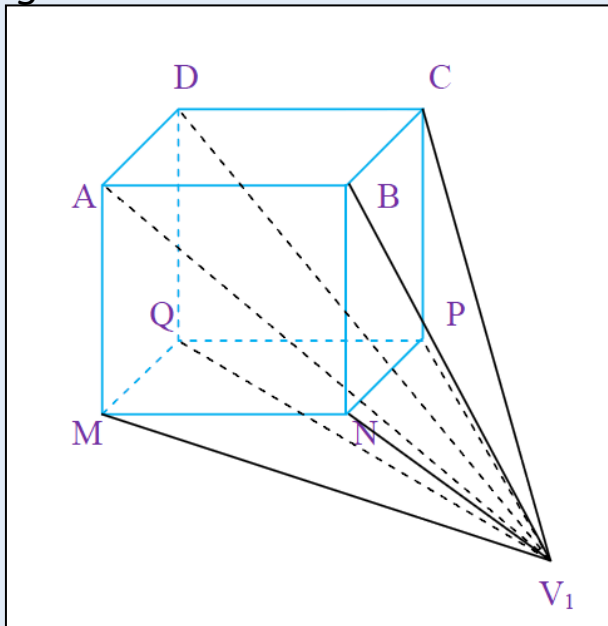
- Echantillonnage *non régulier* pour couvrir de manière plus homogène les voxels intersectés



Sélection des rayons

Surface guide:

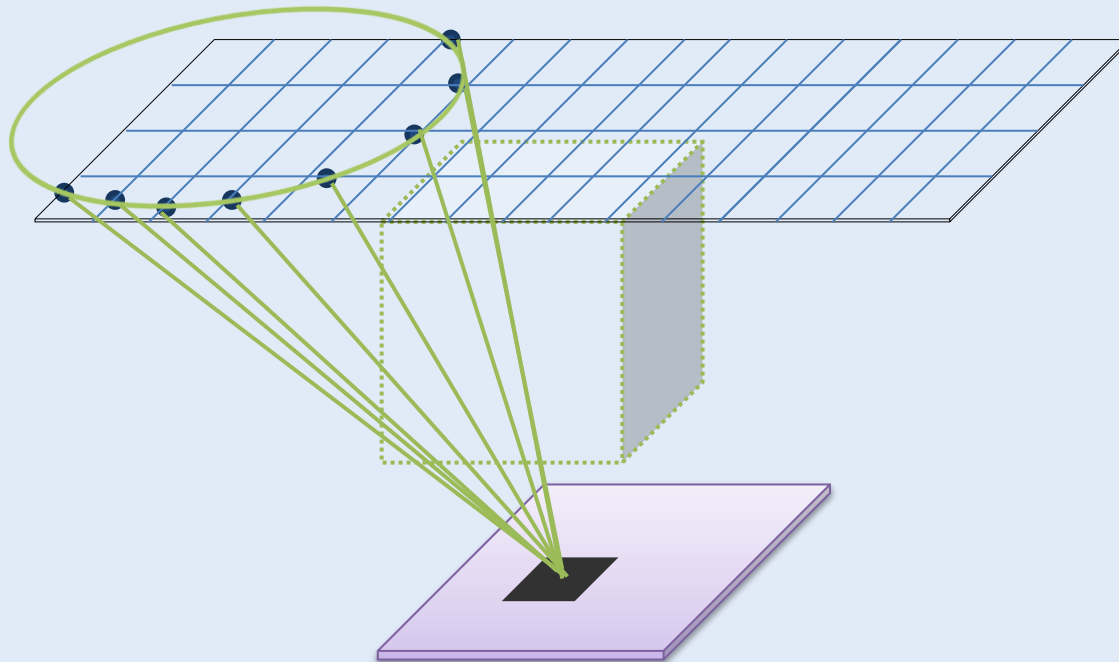
Les rayons qui intersectent le volume sont dans l'hyperpyramide définie par le volume englobant et le sommet du cône



On prolonge les arêtes de l'hyperpyramide jusqu'au plan supérieur

Sélection des rayons

- > On détermine l'intersection du cône avec la surface guide: *conique*
- > On quadrille la surface
- > On détermine l'ensemble des points d'intersection de la conique avec le quadrillage



Calcul numérique de la matrice de transition

- On se place dans le repère direct d'origine $O'=V_1$ et d'axe z' de vecteur unitaire $= \frac{\overrightarrow{V_2V_1}}{\|\overrightarrow{V_2V_1}\|}$
- Cône dans ce repère:
$$\begin{cases} x' = z' \tan \beta \cos \varphi \\ y' = z' \tan \beta \sin \varphi \\ z' = z' \end{cases}, \text{ avec } \varphi \in [-\pi; \pi[\text{ et } z' \geq 0$$
- A chaque génératrice k on associe:
 - l'angle φ_k
 - à l'aide d'un algorithme de lancer de rayon (Raytracing) les points $M_{k,l}$ intersection avec le voxel j .
 - $G_{k,l}$ le milieu du segment $|M_{k,l}M_{k,l-1}|$

Calcul numérique de la matrice de transition

$$t_{ij} = K(\beta, E) \frac{\cos(\theta_2)}{|V_1 V_2|^2} \int_{V_0 \in \mathcal{C} \cap v_j} \frac{\cos(\theta_1)}{|V_0 V_1|^2} ds$$

Formule de calcul de t_{ij} discrétisée:

$$\tilde{t}_{ij} = K(\beta, E_0) \frac{\sin(\beta)}{D^2} \cos^3(\theta_2) \sum_{G_{k,l} \in \text{voxel } j} |M_{k,l} M_{k,l-1}| \frac{\varphi_{k+1} - \varphi_{k-1}}{|V_1 M_{k,l}| + |V_1 M_{k,l-1}|} \cos(\theta_{1,k})$$

- * D : écartement entre les deux détecteurs
- * $\theta_{1,k}$: angle formé par la génératrice avec la normale aux détecteurs

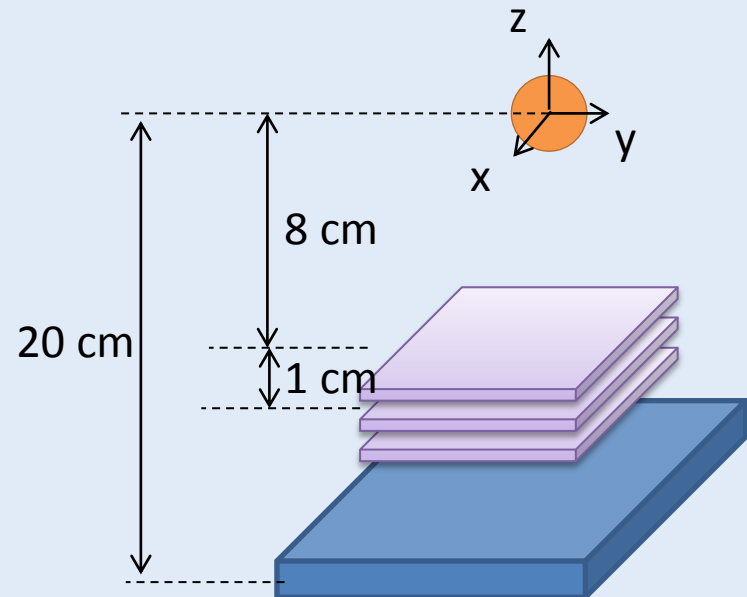
Résultats

Résultats

Simulation Monte Carlo avec Megalib (logiciel de simulation basé sur Geant 4)

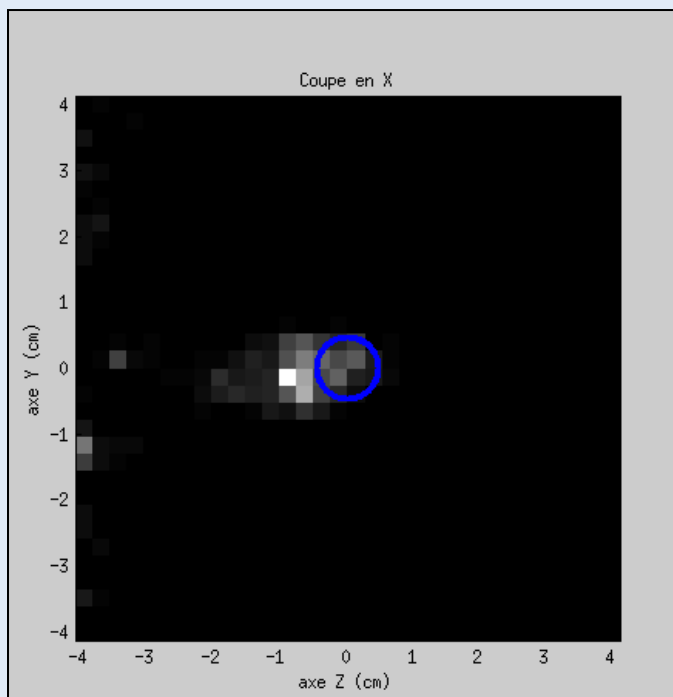
Descriptif:

- Source sphérique de photon placée en (0,0,0) cm
 - 1 cm de diamètre
 - Mono-énergétique : 500 keV
 - Diffuseur Si : 19 cm²
 - Absorbeur Csl : 36 cm²
-
- Volume de (32)³ voxels
 - 8cm de côté

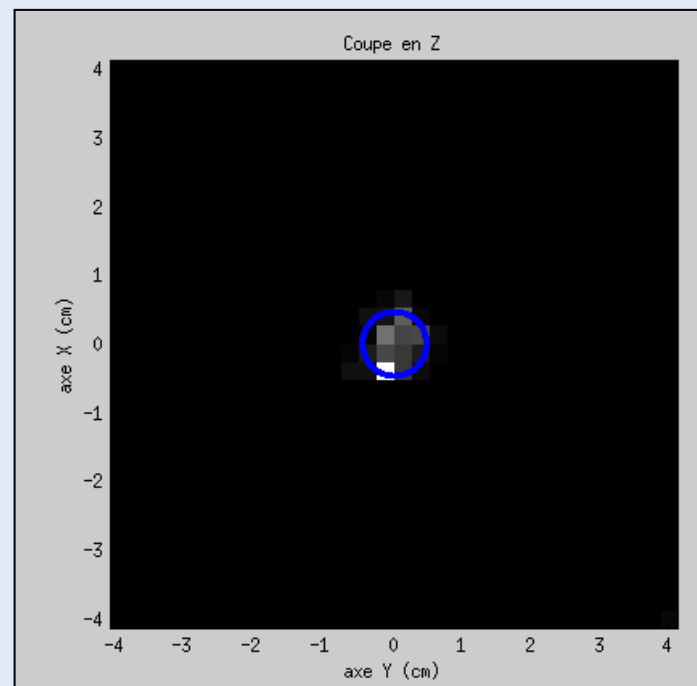


Résultats

Reconstruction pour 3000 événements, coupes centrales du volume, 25 itérations



$x = 0$ cm



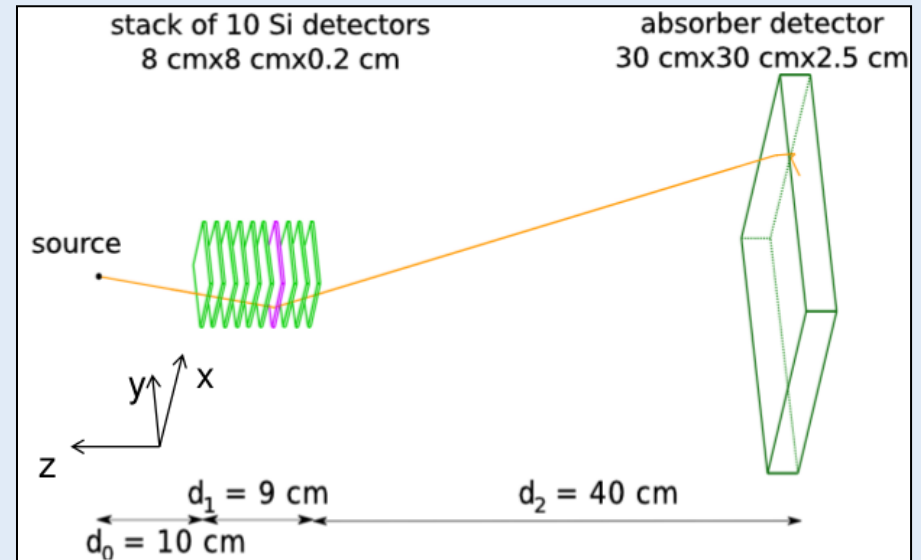
$z = 0$ cm

Résultats

Reconstruction avec données simulées à l'IPNL

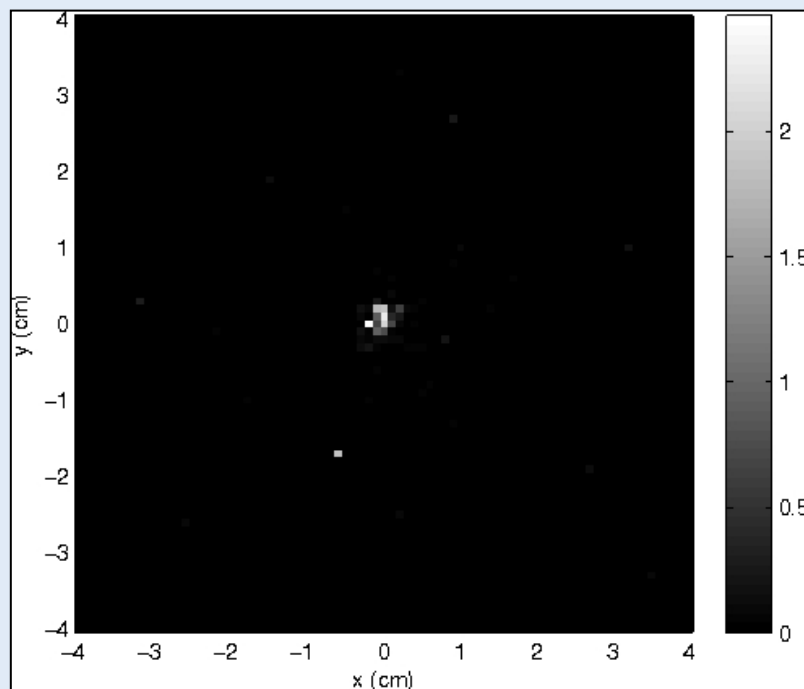
Descriptif:

- Source ponctuelle de photon placée en (0,0,0) cm
- Spectre d'émission entre 0.5 et 20 MeV
- Volume de $(81)^3$ voxels
- 8cm de côté

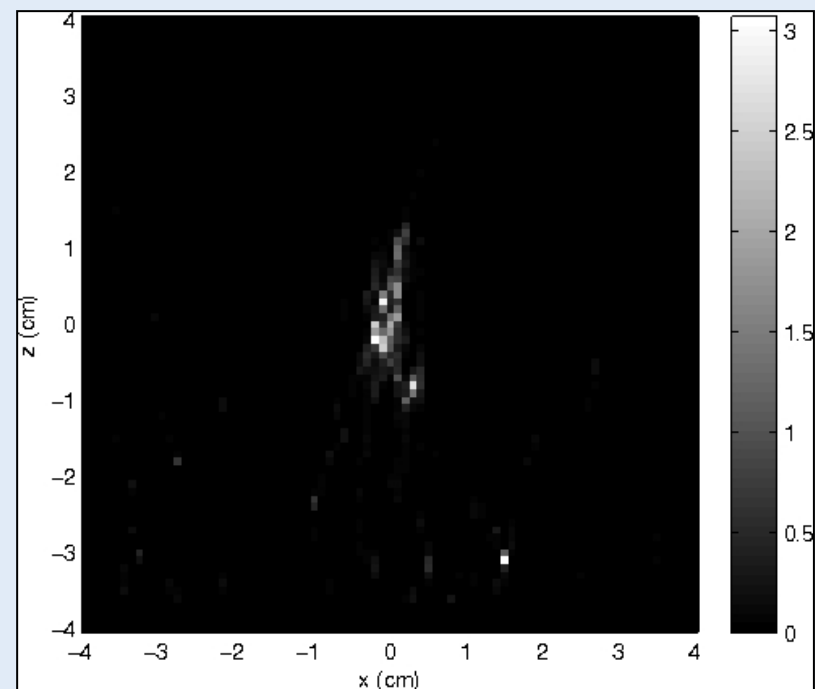


Résultats

Reconstruction pour 3000 événements, coupes centrales du volume, 15 itérations



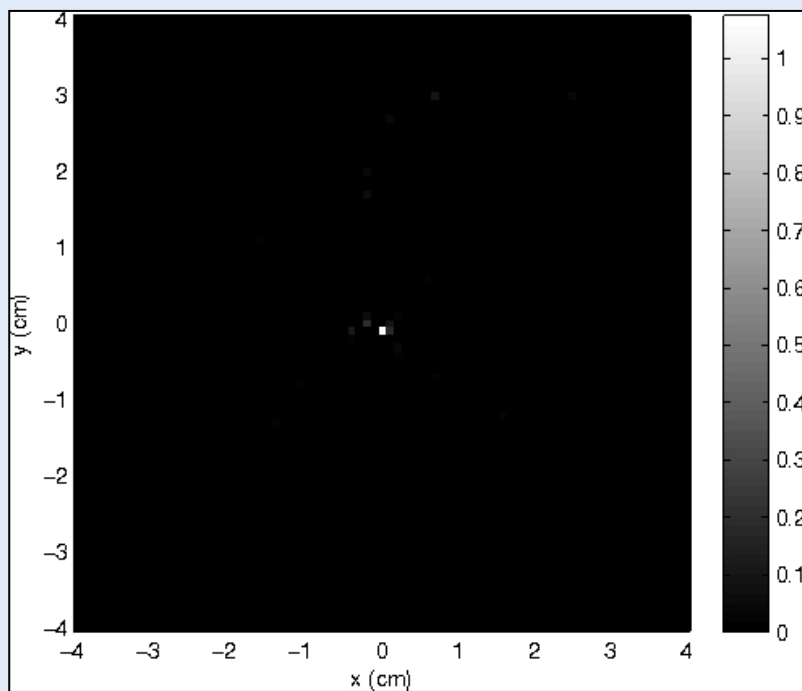
$z = 0$ cm



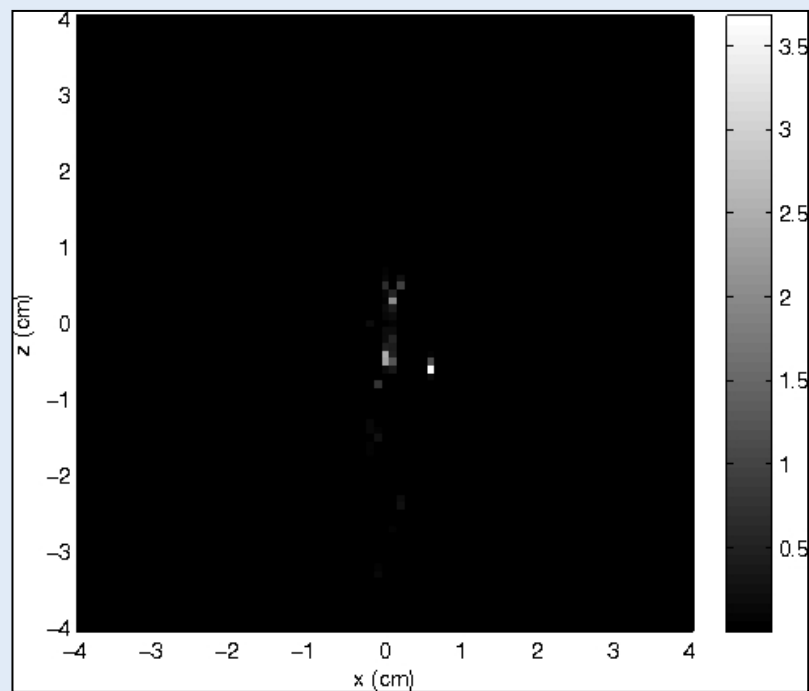
$y = 0$ cm

Résultats

Reconstruction pour 500 événements, coupes centrales du volume, 15 itérations



$z = 0$ cm



$y = 0$ cm

Résultats

Etudes de profils:

--- Reconstruction ligne-cône

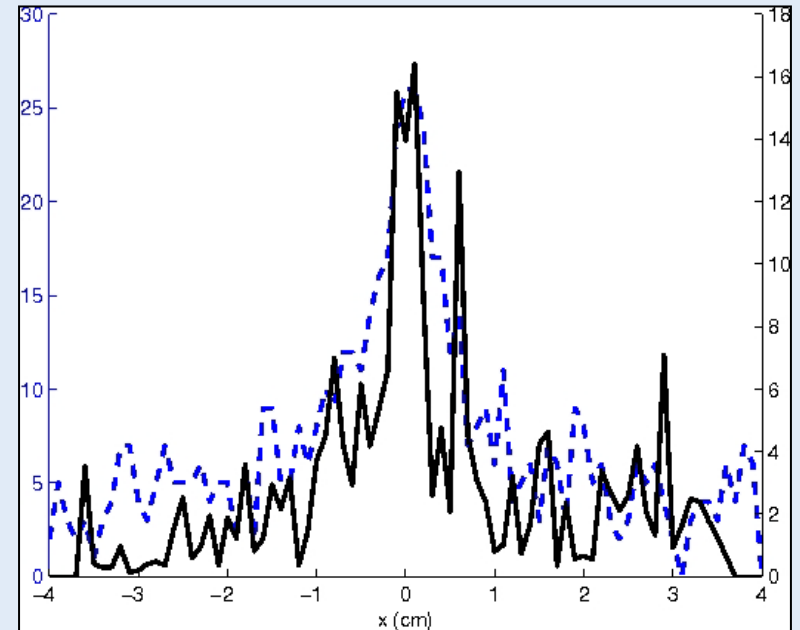
Pour chaque événement, le cône intersecte la direction du faisceau d'ions carbone (donnée par un hodoscope). La distribution des points donne un profil 1D

FWHM=9 mm

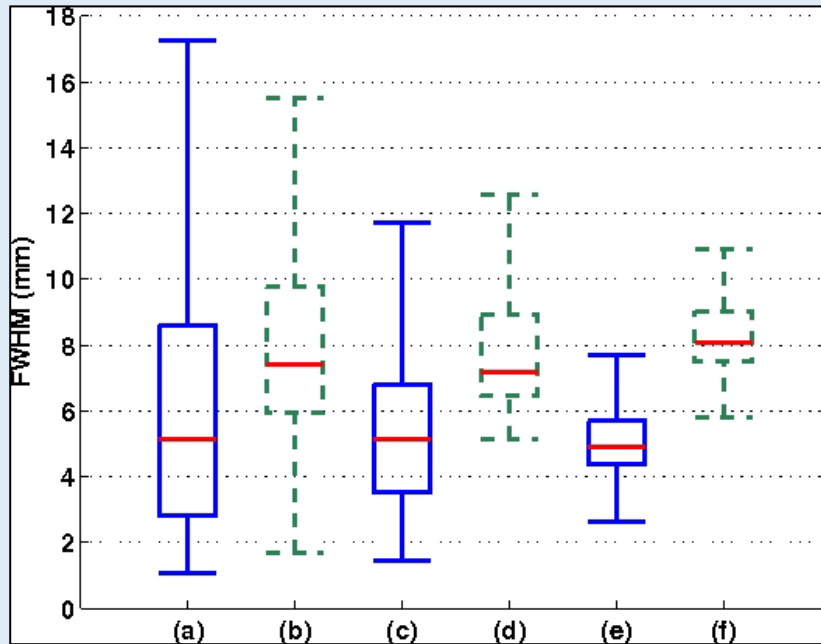
— Profil 1D de la PSF

Obtenue avec la méthode de reconstruction

FWHM=4 mm



Résultats



Ces boxplot représentent les valeurs de FWHM suivant le nombre d'événements utilisés pour la reconstruction et la technique utilisée pour la reconstruction.

-----Ligne-cône

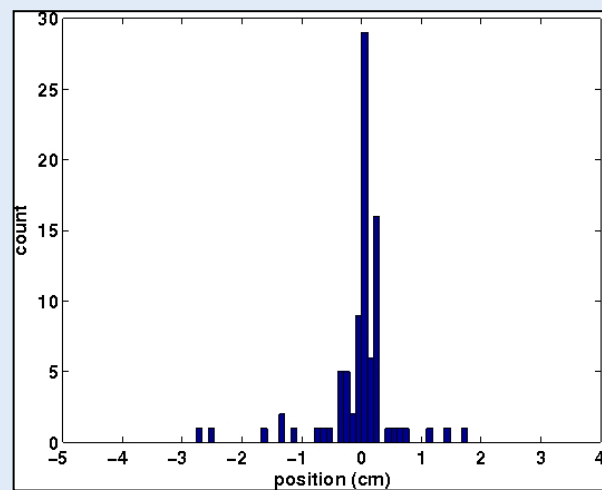
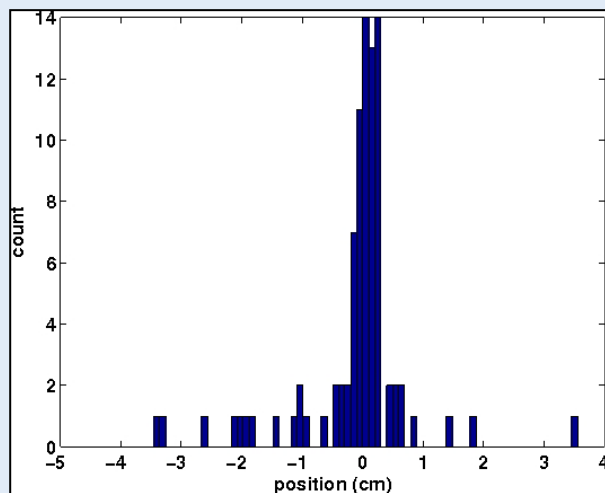
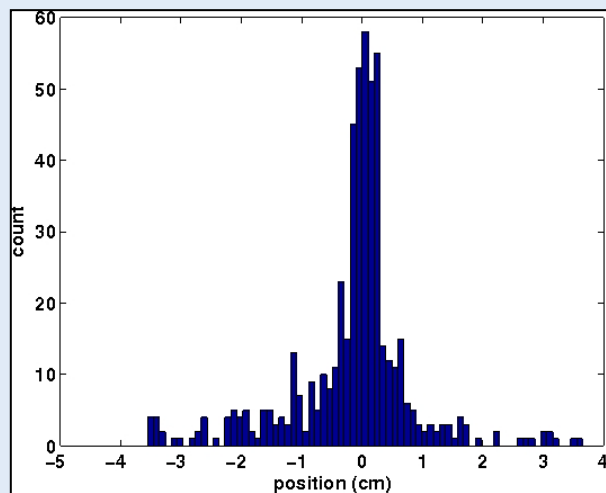
— PSF de la reconstruction avec la méthode itérative

(a) et (b) : 520 séries de 500 événements

(c) et (d) : 88 séries de 1000 événements

(e) et (f) : 88 séries de 3000 événements

Résultats

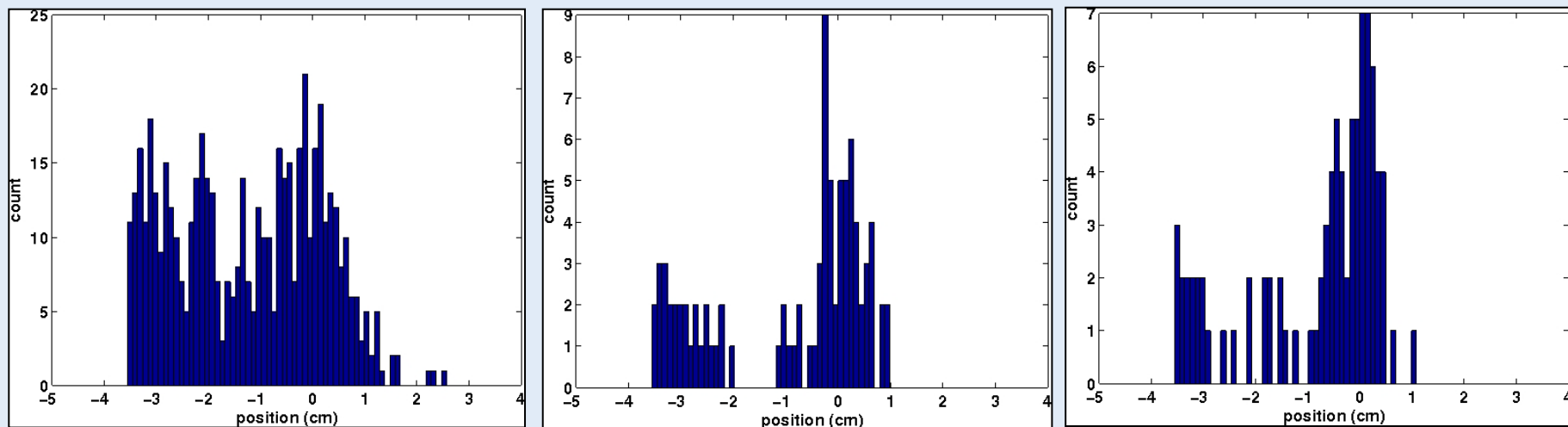


Position du maximum dans la direction x pour respectivement 500, 1000 et 3000 événements

Résultats similaire en y

Images exploitables dans les directions parallèles aux détecteurs.

Résultats



Position du maximum dans la direction z pour respectivement 500, 1000 et 3000 événements

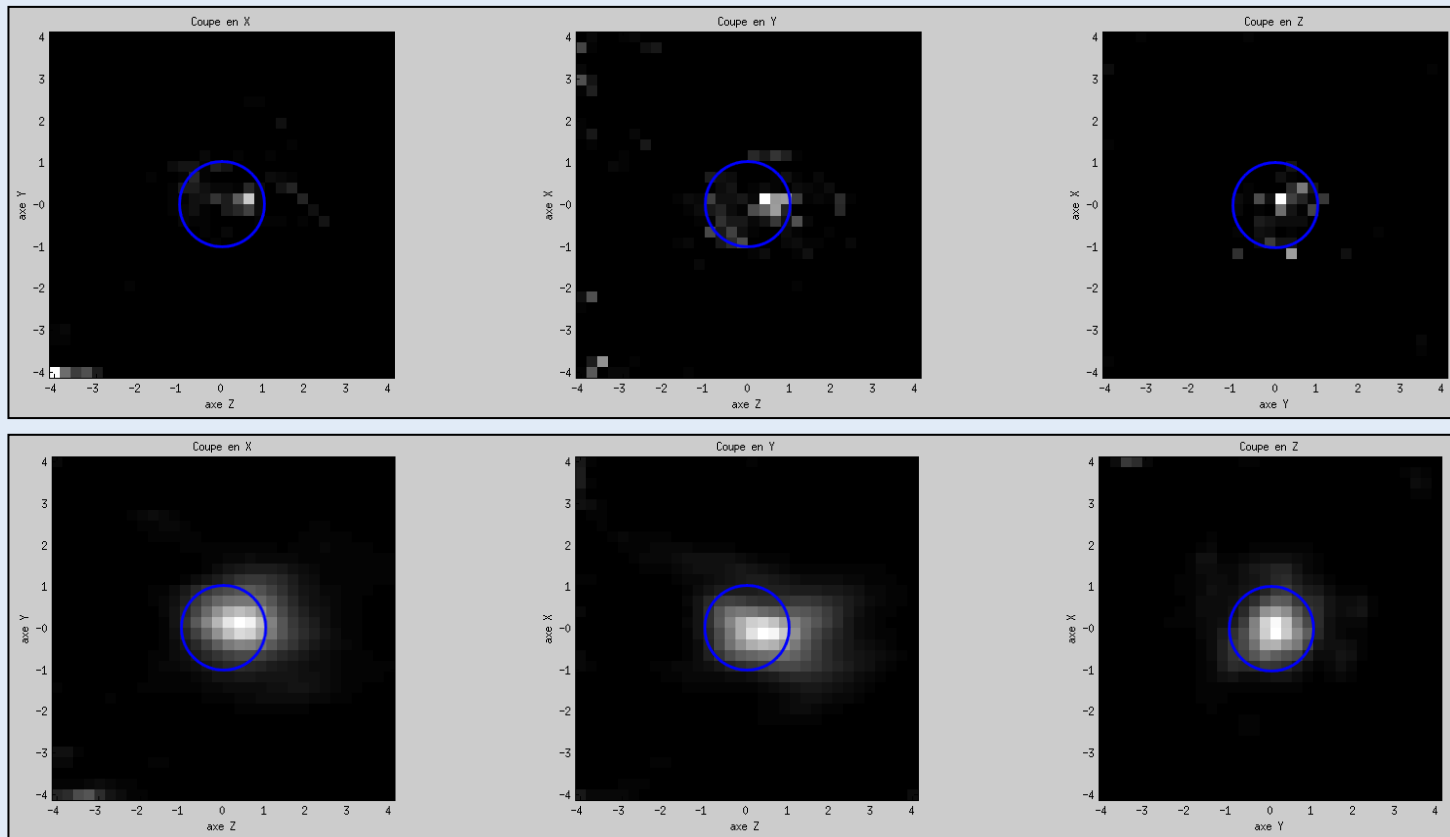
Images non exploitables dans la direction orthogonale aux détecteurs.

Conclusion

- Développement d'une méthode de reconstruction d'image pour la caméra Compton
- Originalité de la méthode : la répartition plus « homogène » des rayons qui intersectent les voxels
- Calcul des éléments de la matrice de transition

Perspectives

Travaux sur la prise en compte des incertitudes sur les énergies mesurées.



The end 😊