

# Projet : Machine Learning et problèmes inverses, application à la tomographie par émission

Polytech Lyon, MAM 4A

3 mars 2025

## 1 Introduction : Tomographie par émission monophotonique (TEMP/SPECT)

En médecine nucléaire, le système d'imagerie SPECT est composé d'une caméra gamma rotative qui capture des projections 2D des photons  $\gamma$  émis par le radiopharmaceutique dans le corps du patient. Cet ensemble de projections 2D, appelé sinogramme, ne permet pas d'obtenir directement la distribution 3D de l'activité radioactive dans le patient, pour cela, il faut utiliser des algorithmes de reconstruction spécifiques qui seront détaillés dans la partie 2. Le processus général est illustré dans la figure 1.

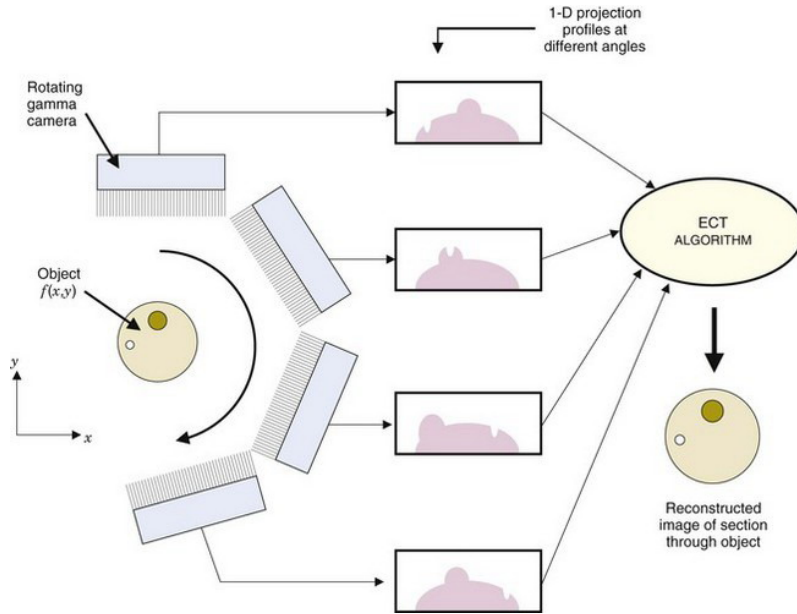


FIGURE 1 – General overview of SPECT imaging process [3]. Here the object have 2 dimension but the process is analog for 3D object

La SPECT est une modalité d'imagerie principalement utilisée en oncologie pour identifier et caractériser les tumeurs. Plus récemment, elle est devenue un outil essentiel pour la dosimétrie dans les Radiothérapies Internes Vectorisées (*Targeted Radionuclide Therapies*)[1].

## 2 Reconstruction

### 2.1 Modélisation mathématiques

On cherche à reconstruire (i.e. estimer) la distribution radioactive  $x \in R^N$  à partir de  $y \in R^M$ , les acquisitions bruité (i.e. le sinogramme). En SPECT, on utilise généralement le modèle suivant :

$$y \sim \mathbf{P}(Ax + s), \quad (1)$$

Où  $\mathbf{P}$  est une distribution de Poisson,  $A \in R^{M \times N}$  la matrice système et  $s \in R^M$  décrit la dispersion due aux interactions photon/matière ("scatter events" dans la littérature).

Il peut être discrétisé de la manière suivante :

$$\forall j \leq M, y_j = \sum_{i \leq N} a_{ij} x_i, \quad (2)$$

La matrice système  $A = (a_{ij})_{i,j}$  représente la probabilité qu'un photon émis dans le voxel  $i$  soit détecté dans le pixel  $j$ . En pratique, cette matrice est non-inversible, on doit donc trouver un autre moyen pour estimer l'image  $x$ .

## 2.2 Algorithmes analytiques

Un algorithme simple et populaire (notamment en CT) est la *Filtred Backprojection* (FBP). Les détails mathématiques sont décrits dans [2]. Il s'écrit de la manière suivante :

$$\hat{x} = \mathcal{B}(\mathcal{F}(y)) \quad (3)$$

Avec  $\mathcal{B}$  l'opérateur backprojection (généralement égal à  $A^T$ ) et  $\mathcal{F}$  un filtre dans l'espace de Fourier (généralement un *Ramp Filter*).

La FBP est un algorithme de reconstruction simple à implémenter et rapide à exécuter, d'où sa popularité. Toutefois, la précision de la reconstruction obtenue grâce à cet algorithme repose sur plusieurs hypothèses, telles que la complétude des données et l'absence de bruit. En raison du faible nombre de projections acquises, du bruit élevé, de la résolution spatiale limitée et des effets physiques dégradants multiples (atténuation, diffusion, mouvement, etc.) cet algorithme n'est pas des plus adaptés à la reconstruction d'image SPECT.

Les algorithmes de reconstruction itératifs, présentés dans la section suivante, s'appuyant sur un modèle statistique et de détection plus proche de la réalité sont plus couramment utilisés.

## 2.3 Algorithmes itératifs

Le MLEM (*Maximum Likelihood Expectation Maximization*) est un algorithme ayant pour objectif de trouver l'image  $x$  maximisant  $P(x|y)$ . Les mesures  $y$  suivant une loi de Poisson, cela revient à résoudre le problème d'optimisation suivant :

$$x^* = \arg \max \mathcal{L}(x) \quad (4)$$

Avec  $\mathcal{L}$ , la log-vraisemblance de poisson. Pour plus de détails mathématiques, vous pouvez vous référer à [2] ainsi qu'à vos cours de proba-stats sur l'estimation par maximum de vraisemblance. Le schéma itératif correspondant s'écrit :

$$x^{n+1} = \frac{x^n}{A^T(\mathbf{1}_M)} A^T \left( \frac{y}{A(x^n)} \right) \quad (5)$$

Cette forme matricielle est assez intuitive, car  $A$  peut être associée à l'opérateur de projection et  $A^T$  à l'opérateur de backprojection.

Aujourd'hui, l'algorithme le plus utilisé en clinique est l'OSEM (*Ordered Subset Expectation Maximization*), une variante du MLEM utilisant des sous-ensembles de projections à chaque mise à jour de l'image estimée.

## 3 Machine Learning

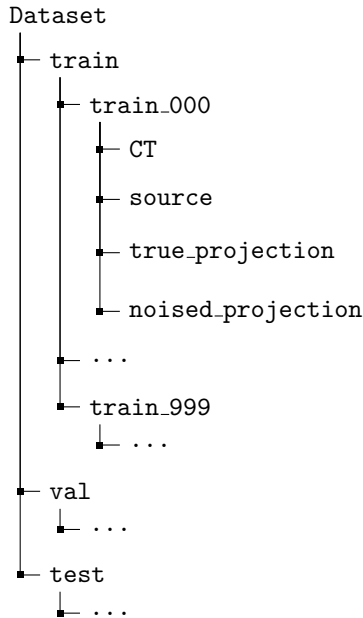
En imagerie SPECT, les modèles de type *Boîte noire*, qui prennent en entrée les acquisitions  $y$  et reconstruisent  $x$  directement sont en pratique inutilisables au vu de la complexité du problème. La majorité des tentatives sont donc des modèles de *pre-processing* [4], i.e. qui sont appliqués aux sinogrammes avant une reconstruction "classique" (FBP, OSEM, ...); ou de *post-processing* [5], i.e. qui sont appliqués à l'objet après une reconstruction "classique".

L'idée des algorithmes de *pre-processing* est de débruiter ou régulariser dans le domaine des projections alors que les algorithmes de *post-processing* le font dans le domaine image.

## 4 Dataset

Le dataset est constitué de sources générées aléatoirement sur un jeu de 10 CT différents segmentés en différentes régions d'intérêt (ROI). Grâce à cette segmentation, chaque organe se voit attribuer une source d'activité radioactive tirée aléatoirement. En plus, des lésions de différentes tailles et formes sont ajoutées aléatoirement. Ces sources sont ensuite projetées puis bruitées pour simuler analytiquement l'acquisition par un système SPECT.

Le dataset est découpé en 3 : 1000 sources pour l'entraînement, 100 pour la validation et 100 pour le test. Il est organisé de la manière suivante :



## 5 Software

### 5.1 Modélisation et reconstruction : Pytomography

PyTomography [6] est une bibliothèque open-source optimisée pour la reconstruction d'images en tomographie par émission écrite en Python et utilisant Pytorch pour permettre le calcul GPU. Elle inclut plusieurs algorithmes de l'état de l'art dont l'OSEM.

Un notebook vous sera fourni afin d'avoir un exemple de reconstruction utilisant cet algorithme pour prendre en main Pytomography.

### 5.2 Visualisation

Pour la visualisation, vous pouvez utiliser python directement afin d'afficher des slices de votre image 3D. Vous pouvez aussi utiliser un logiciel de visualisation 3D comme VV [7].

## 6 Objectifs

Pour ce projet, vous vous concentrerez sur les algorithmes de type post/pre-processing (au choix) dans un cadre d'apprentissage supervisé. Il peut-être découpé en plusieurs étapes :

- Faire fonctionner le notebook de prise en main de Pytomography.
- Réussir à afficher, modifier, sauvegarder les différents type d'images dans le Dataset.
- Réussir à reconstruire avec l'OSEM une image du Dataset.
- Choisir un type d'algorithmes (post/pre-process) et une architecture (CNN, U-Net, ResNet, Transformers ...).
- Choisir une ou plusieurs métriques d'évaluation.
- Entraîner le modèle à l'aide du dataset d'entraînement et du dataset de validation.
- Comparer les résultats entre votre modèle et l'OSEM sur le dataset de test.

Vous devez fournir (i) le code source du projet, ainsi que (ii) un rapport **sourcé** résumant votre travail sur ce projet. Votre rapport devra également détailler les améliorations possibles de votre approche. Veuillez noter que le code source et le rapport sont tous deux obligatoires et que vous devez implémenter **vous-même** les algorithmes d'apprentissage par renforcement pertinents.

**Pour aller plus loin :**

Si vous souhaitez aller plus loin, vous pouvez étudier :

- l'apprentissage à la fois dans le domaine image **et** dans le domaine des projections.
- l'utilisation de méthodes dite de *Plug and Play* (PnP) pour apprendre le filtre de l'algorithme FBP.

## Références

- [1] Laure VERGNAUD et al. « Patient-specific dosimetry adapted to variable number of SPECT/CT time-points per cycle for 177 Lu-DOTATATE therapy ». In : *EJNMMI physics* 9.1 (2022), p. 37.
- [2] Philippe P BRUYANT. « Analytic and iterative reconstruction algorithms in SPECT ». In : *Journal of Nuclear Medicine* 43.10 (2002), p. 1343-1358.
- [3] Kenneth LONG. *Nuclear Diagnosis and Magnetic Resonance Imaging*. Imperial College London/STFC, 2020.
- [4] Théo KAPRÉLIAN, Ane ETXEBESTE et David SARRUT. « Partial Volume Correction on 177 Lu-SPECT sinogram with Deep Learning trained on synthetic data ». In : *2024 IEEE Nuclear Science Symposium (NSS), Medical Imaging Conference (MIC) and Room Temperature Semiconductor Detector Conference (RTSD)*. IEEE. 2024, p. 1-2.
- [5] Kyuseok KIM et Youngjin LEE. « Improvement of signal and noise performance using single image super-resolution based on deep learning in single photon-emission computed tomography imaging system ». In : *Nuclear Engineering and Technology* 53.7 (2021), p. 2341-2347.
- [6] Lucas A. POLSON et al. « PyTomography : A python library for medical image reconstruction ». In : *SoftwareX* 29 (2025), p. 102020. ISSN : 2352-7110. DOI : <https://doi.org/10.1016/j.softx.2024.102020>. URL : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S235271102400390X>.
- [7] Pierre SEROUL et David SARRUT. « VV : a viewer for the evaluation of 4D image registration ». In : *MIDAS Journal Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention MICCAI'2008, Workshop - Systems and Architectures for Computer Assisted Interventions* (2008), p. 1-8. URL : <http://vv.creatis.insa-lyon.fr/>.