

OBJECTIFS PEDAGOGIQUES

TRAITEMENT DES IMAGES SCINTIGRAPHIQUES

Denis MARIANO-GOULART. Département de médecine nucléaire. CHRU de Montpellier.

① Réponse impulsionnelle d'une γ -caméra :

- *Ses causes* : diffusion dans le cristal et erreurs de localisation (réponse intrinsèque), pénétration et diffusion septale, réponse géométrique (réponse du collimateur).
- *Sa modélisation* : par une fonction de Gauss pour la réponse globale (intrinsèque et géométrique) de largeur à mi-hauteur ou d'écart type variant linéairement avec la distance source radioactive-scintillateur.
- *Son interprétation* :
 - LMH = pouvoir séparateur = résolution ; fréquence maximale = $1/\text{LMH}$.
 - La réponse impulsionnelle h détermine comment la γ -caméra modifie la distribution de radioactivité p pour produire l'image s : $s = p * h$.
 - Image = convolution de la distribution de radioactivité par la réponse impulsionnelle de la γ -caméra. Comprendre qu'une convolution est une moyenne pondérée sur un voisinage (et une multiplication dans l'espace de Fourier).
- *Ses conséquences* :
 - Lissage majoré si la distance entre patient et γ -caméra augmente (\downarrow résolution)
 - Effet de volume partiel :
 - nombre de coups détectés par la γ -caméra sous évalué pour un objet radioactif de dimension inférieure à 2 fois la LMH.
 - Si $e = 2.\text{LMH}/x$, alors le nombre de coups détectés est en gros x fois moins que celui qui devrait être détecté.
 - Condition d'échantillonnage sans perte (de Shannon): taille du pixel = $\text{LMH}/2$
- *Sa correction (partielle) par déconvolution* :
 - En imagerie planaire (2D), par filtre de Metz, c'est-à-dire en divisant la transformée de Fourier de l'image produite par celle de la réponse impulsionnelle pour les basses fréquences, et en atténuant les hautes fréquences.
 - En tomographie : par prise en compte dans la matrice de Radon d'un processus de projection gaussien ou en exploitant le principe fréquence-distance qui permet, à partir de la TF 2D du sinogramme, d'estimer la distance source-détecteur et donc de déconvoluer en prenant en compte la variabilité de la LMH de la réponse impulsionnelle.

② Bruit

- Désintégration radioactive = phénomène rare, sans mémoire et stationnaire, donc statistique de Poisson.
- *Conséquences* :
 - Un comptage est un tirage au sort d'une variable aléatoire de moyenne C et d'écart type \sqrt{C} .
 - le rapport signal sur bruit vaut $C/\sqrt{C}=\sqrt{C}$, donc il varie dans une scintigraphie comme la racine carrée du temps de pose (et de l'activité fixée).

- ③ **Filtrages:** en connaître les différents types et en donner un exemple pour chaque catégorie :
- Moyenne pondérée sur un voisinage invariant = filtres linéaires (passe-bas par exemple). Ils opèrent en amplifiant plus ou moins certaines fréquences.
 - Moyenne pondérée sur un voisinage adapté
 - Opérateurs non linéaires sur voisinage invariant (médian, ouverture, fermeture)
 - Opérateurs non linéaires sur voisinage adapté (shine, ouverture ou fermeture géodésique, centre morphologique, sup d'érodés, inf de dilatés...).

④ **Recalage d'image**

- En connaître les 4 étapes : transformation géométrique du volume à recaler, mesure de similarité, test de cette mesure, optimisation des paramètres de transformation.
- Connaître la nature des transformations rigides (3 translations + 3 rotations) et affines (3 translations + 3 rotations + 3 homothéties + 3 gauchissements).
- Savoir donner un exemple de mesure de similarité (ex : distance entre marqueurs, entre surfaces d'organes, différences d'intensité voxels à voxels, intercorrélation, information mutuelle) et citer les deux classes de méthodes d'optimisation (avec ou sans calcul de gradient).
- Savoir citer les intérêts d'un recalage d'image en médecine nucléaire (adjonction d'une information de localisation anatomique à une image scintigraphique en recalant un atlas ou une imagerie radiologique, comparaison de protocoles scintigraphiques ou du métabolisme de différents traceurs, suivi d'un patient, correction d'artefacts d'atténuation...) .

⑤ **Segmentation**

- Décrire comment un seuil peut-être choisi pour segmenter une image.
- Décrire et utiliser un algorithme de seuillage adaptatif.
- Décrire l'algorithme de seuillage par hystérésis.
- Donner le masque de convolution permettant de calculer le gradient ou le Laplacien d'une image. Décrire les algorithmes de segmentation correspondants.
- Décrire un algorithme de segmentation par gradient morphologique.
- Décrire un algorithme de segmentation par ligne de partage des eaux.

⑥ **Visualisation 3D**

- Expliquer comment est calculée une image MIP : projection orthogonale dans un plan de la valeur du voxel le plus intense le long d'une ligne passant par l'œil du médecin. Un MIP peut donc masquer des informations pertinentes.
- Expliquer la différence entre une image MIP et un rendu de volume : Un rendu de volume utilise des méthodes d'illumination et de transparence pour visualiser en 2D un volume. Le prix à payer est la perte de l'information quantitative sur le volume projeté (le pixel ne contient plus une mesure de taux de comptage).
- Expliquer les bases de la construction d'un rendu de surface.