

## Image 3D

*1h30 - documents autorisés (notes de cours et de td)*

### **Exercice 1** *Quantification : échantillonnage en niveaux de gris et unités Hounsfield*

Lors d'une acquisition d'image 3D volumique, deux processus d'échantillonnage sont effectués : un échantillonnage spatial (qui va fournir la grille de voxels) et une quantification (qui va fournir le niveau de gris de chaque voxel).

Dans le cadre de l'utilisation d'un scanner à rayons X, les intensités mesurées sont proportionnelles à la densité des éléments traversés par les rayons. Ces densités sont formalisées dans le milieu médical sous la forme d'une échelle particulière : les unités Hounsfield (UH). Dans cette échelle, l'air correspond à -1000 UH, l'eau à 0 UH et l'os à +1000 UH.

- 1) Peut-il y avoir des valeurs supérieures à +1000 UH ou inférieures à -1000 UH ?
- 2) Où se situent les "tissus mous" sur cette échelle ?
- 3) Dans un fichier issu d'une acquisition par scanner à rayons X (un fichier DICOM par exemple), les niveaux de gris sont en général codés entre 0 et 4096 (12 bits significatifs).
  - (a) Comment afficher une telle image à l'écran ? (on pourra proposer plusieurs possibilités).
  - (b) Un fichier DICOM possède un entête comportant des valeurs de Window Width (WW) et Window Level (WL). Ces valeurs indiquent (en UH) l'intervalle d'intensités à visualiser. Le WL donne le milieu de la fenêtre de visualisation et le WW sa taille. Comment utiliser cette information pour afficher au mieux les niveaux de gris ?

### **Exercice 2** *Segmentation et mesures géométriques*

La partie gauche de la figure 1 présente une coupe scanner d'un poumon (grosse masse foncée). Les parties les plus claires du poumon correspondent aux vaisseaux pulmonaires. Dans la partie droite on voit une reconstruction préliminaire de l'arbre vasculaire pulmonaire sur un petit nombre de coupes. Cette reconstruction est basée sur un simple seuillage. L'intervalle des valeurs de tout le volume de données est  $[-1024, 1657]$  UH.

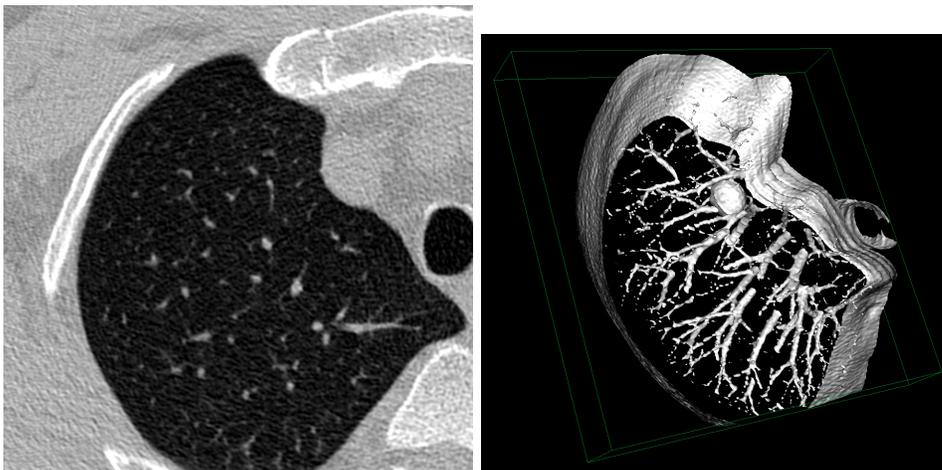


FIGURE 1 – Arbre vasculaire pulmonaire

- 1) La segmentation de l'arbre vasculaire n'est pas satisfaisante : les vaisseaux de petite taille sont fragmentés voire tronqués. Proposez une méthode de segmentation qui pourrait corriger ce problème. La figure 2 montre le détail d'un vaisseau sur trois coupes consécutives.

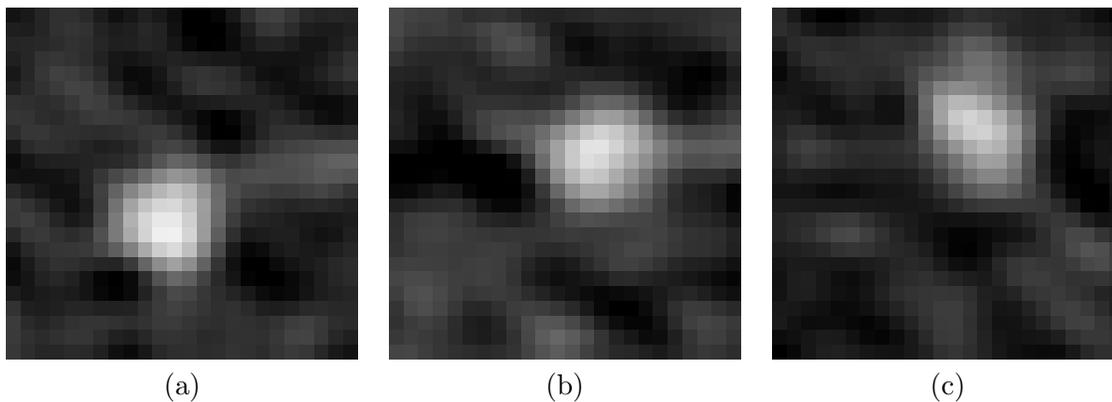


FIGURE 2 – Détail d'un vaisseau sur trois coupes successives. Les intensités maximales des sous-images (a), (b) et (c) sont respectivement  $-62$ ,  $-119$  et  $-181$ .

- 2) On suppose maintenant qu'on a obtenu une segmentation satisfaisante. Proposez un algorithme qui permette de trouver la distribution des diamètres des vaisseaux dans tout l'arbre vasculaire.

### Exercice 3 *Estimateurs géométriques / formes discrètes dégradées*

On s'intéresse ici aux mesures géométriques appliquées à une forme discrète 2D. On se restreint aux estimateurs de longueur d'une courbe discrète et on s'intéresse à leur sensibilité au bruit. Les estimateurs considérés ici sont l'estimateur de Rosen-Profitt, le calcul de longueur basé sur une polygonalisation explicite et le calcul de longueur par intégration des normales.

- 1) Pour chacun des estimateurs, et en distinguant éventuellement différentes façons de les calculer, indiquez dans quelle mesure le bruit peut perturber les résultats.
- 2) Proposez des expérimentations pour valider / quantifier les réponses à la question précédente. Vous pouvez vous appuyer sur le modèle de dégradation de Kanungo décrit ci-dessous.

Le modèle de dégradation de Kanungo permet d'obtenir une forme discrète dégradée à partir d'une forme discrète idéale. Il est basé sur l'inversion de certains pixels ainsi que sur la simulation d'une zone de flou autour de chaque point.

Le processus de dégradation utilise 3 paramètres  $(\alpha, \beta, k)$ . Il suit les étapes suivantes :

1. calcul de la distance  $d$  de chaque pixel à la frontière de la forme,
2. inversion des pixels de l'objet avec la probabilité  $e^{-\alpha d^2}$ ,
3. inversion des pixels de fond avec la probabilité  $e^{-\beta d^2}$ ,
4. fermeture morphologique avec un élément structurant de diamètre  $k$ .

Un pixel a d'autant plus de chances d'être inversé qu'il est proche du bord de la forme. Ceci permet de créer des irrégularités sur les contours. La corrélation entre points voisins est simulée par l'étape de fermeture. Un exemple de dégradation est présenté dans la figure suivante.



FIGURE 3 – Dégradation d’une forme discrète 2D. Les paramètres utilisés sont ( $\alpha = 1, \beta = 1, k = 2$ ).

#### Exercice 4 *Images de distance*

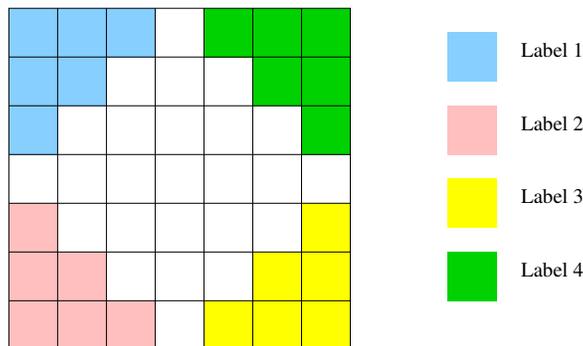
Donnez la complexité du calcul d’une image de distance 3D de dimensions  $W \times H \times D$  pour :

- une distance de chanfrein
- la distance euclidienne en suivant l’algorithme SED.

La complexité est ici l’ordre de grandeur du nombre de calculs effectués exprimé en fonction des dimensions de l’image.

#### Exercice 5 *Segmentation par Watershed*

A une étape de l’algorithme du watershed on obtient la configuration ci-dessous. Les pixels en couleur sur la figure ont été étiquetés. Il reste à étiqueter les pixels blancs. On suppose qu’ils ont tous le même niveau dans l’image de la norme du gradient.



Détaillez la dernière phase de l’algorithme qui produira l’étiquetage final de l’image.

#### Exercice 6 *Traitement d’image médicale : Application à la sclérose en plaque*

La sclérose en plaques (SEP) est une maladie auto-immune liée à une démyélinisation des fibres nerveuses, notamment celles du cerveau. L’IRM est l’un des meilleurs moyens pour visualiser les lésions caractéristiques de la SEP. Afin de mieux caractériser les différents types de lésions on utilise généralement plusieurs modalités d’IRM (cf figure 5). De plus, la SEP étant une maladie chronique caractérisée par des poussées lésionnelles, le patient est suivi au cours du temps (cf figure 5).

### 1) Débruitage

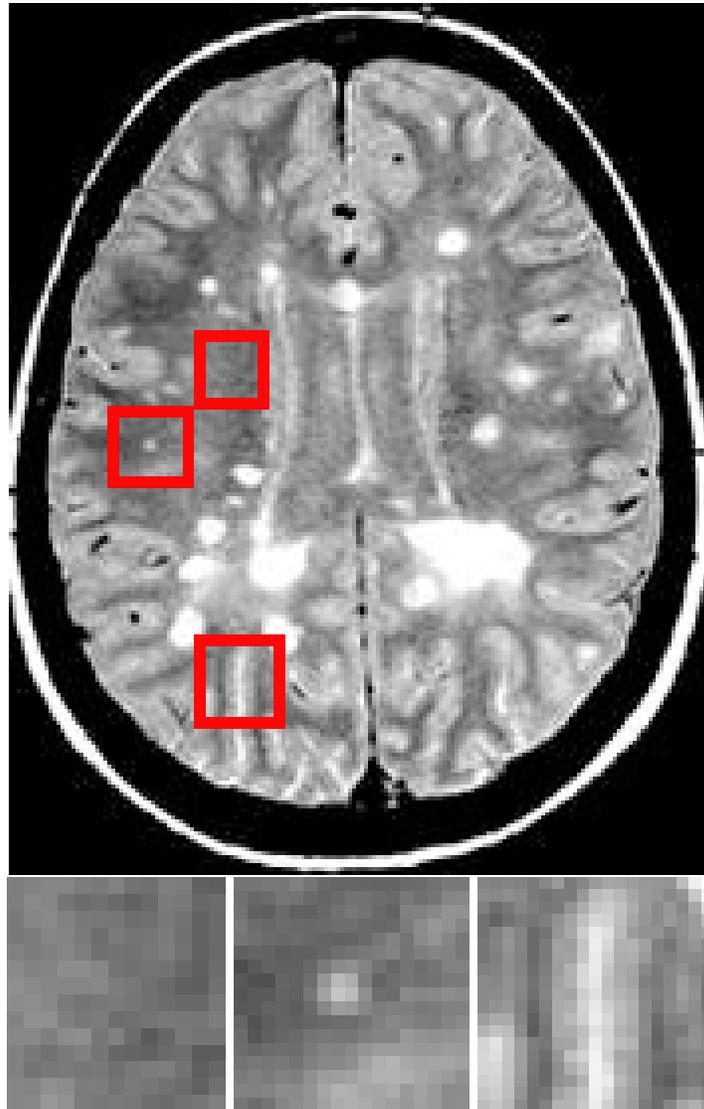
Comme nous l'avons vu en cours et en TDs, l'une des premières étapes consiste à débruiter l'IRM. Nous vous proposons d'imaginer une stratégie hybride permettant de préserver au mieux les structures d'intérêt (lésions et contours) mais également de minimiser le temps de calcul car le temps du neurologue est précieux. Pour ce faire, nous allons utiliser les avantages des filtres vu en cours (filtrage gaussien, filtrage par seuillage des coefficients d'ondelette, filtrage bilatéral et filtre des moyennes non locales). Dans la figure 4, nous avons sélectionné trois zones différentes : une région constante, une petite lésion et un contour.

**Question :** Pour chacune de ces zones vous devez proposer une méthode différente de débruitage adaptée aux besoins de l'application. Expliquez votre choix en détaillant les aspects liés à la préservation de l'information utile pour le diagnostic et à la minimisation du temps de calcul.

### 2) Recalage

La figure 5 représente l'évolution des lésions de SEP au cours du temps pour trois examens différents. Il s'agit donc du même patient scanné trois fois et pour lequel nous avons deux modalités d'IRM différentes pour chaque examen.

**Question :** A votre avis, quelle stratégie a été utilisée afin de mettre dans un espace commun toutes ces images. Précisez le type de transformation utilisé ainsi que la mesure de similarité employée lors des étapes de recalage. N'oubliez pas qu'il faut recalibrer les deux modalités ensemble mais également les différents examens.



(a) région constante

(b) petite lésion

(c) contour

FIGURE 4 –

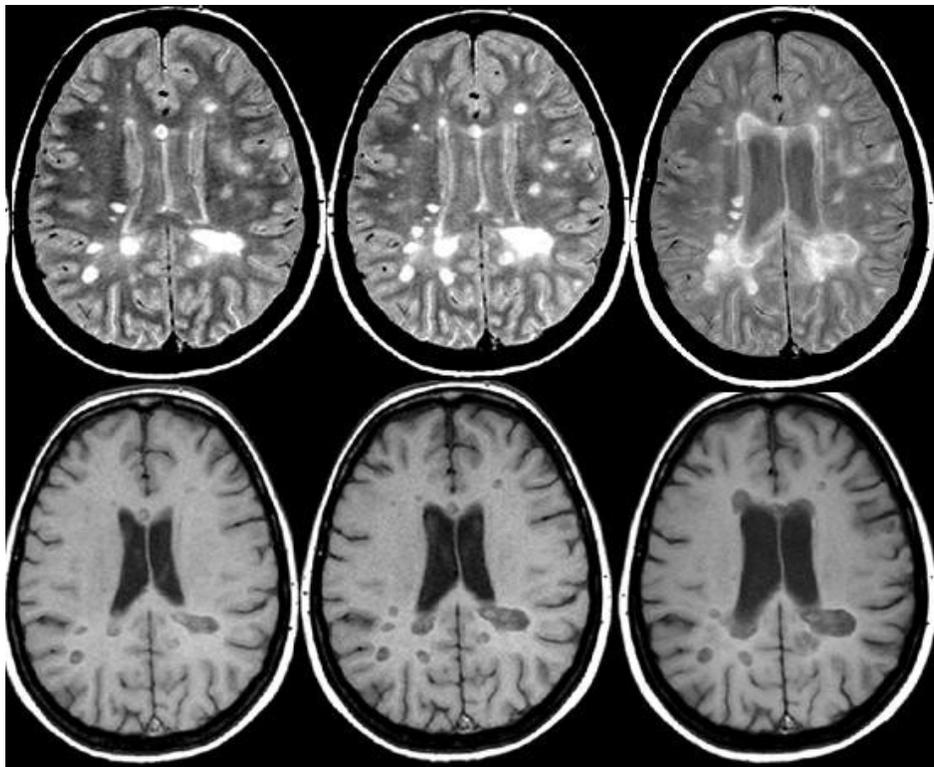


FIGURE 5 –