
Traitement d'Images Médicales

Arnaud Charnoz
Ircad R&D

arnaud.charnoz@ircad.fr

Ircad

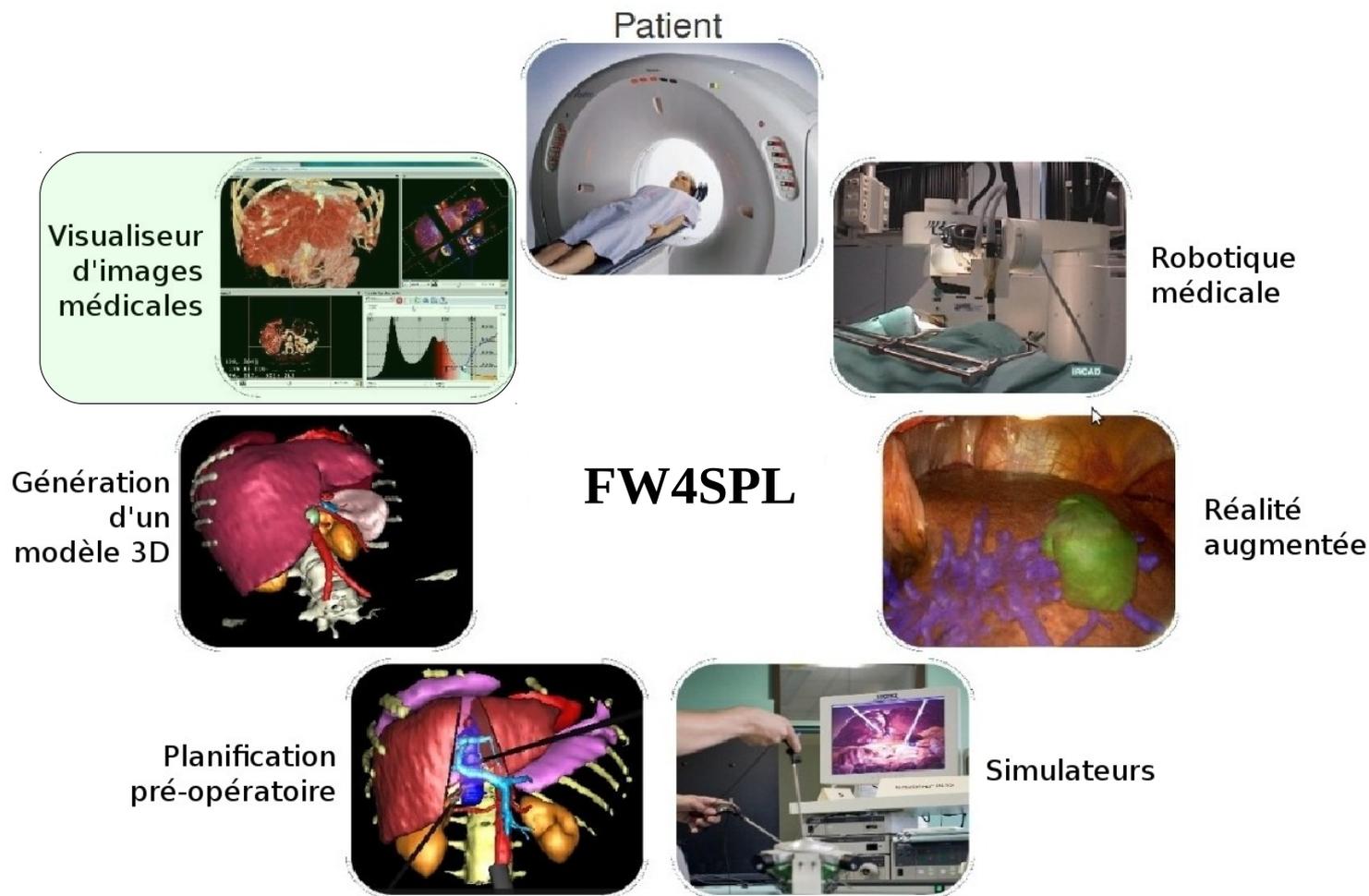
Institut de Recherche contre les Cancers de l'Appareil Digestif

- Centre de formation international en chirurgie laparoscopique
- Fondé par le Pr. Maurescaux en 1994
- Opérations Lindberg (2001) et Anubis (2007)
- Recherche en médecine fondamentale, robotique, informatique



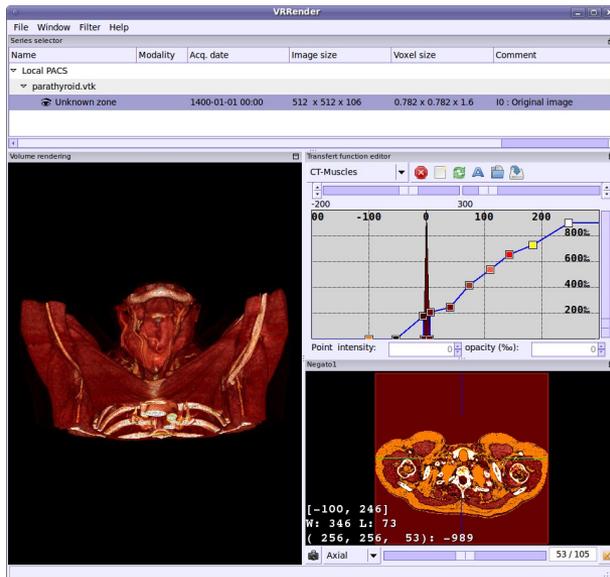
Ircad R&D

Logiciels développés par l'équipe R&D



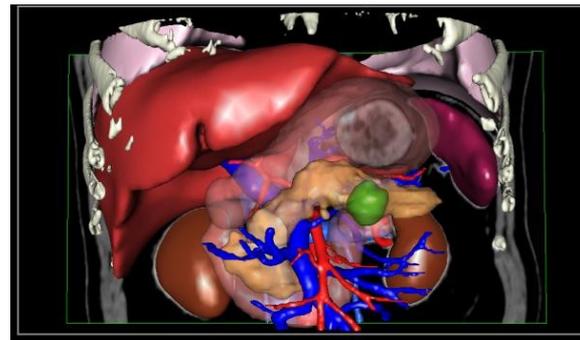
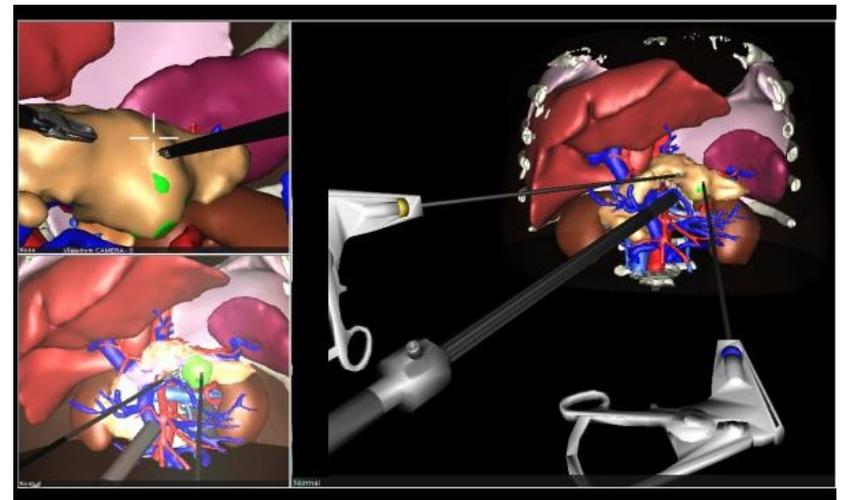
Logiciels

- ▶ VR-Render : Rendu volumique 2D/3D d'images médicales.



- ▶ VR-Anat : Modélisation 3D d'un patient à partir d'images médicales.

- ▶ VR-Planning : Planification opératoire pour des actes de radiologie interventionnelle.



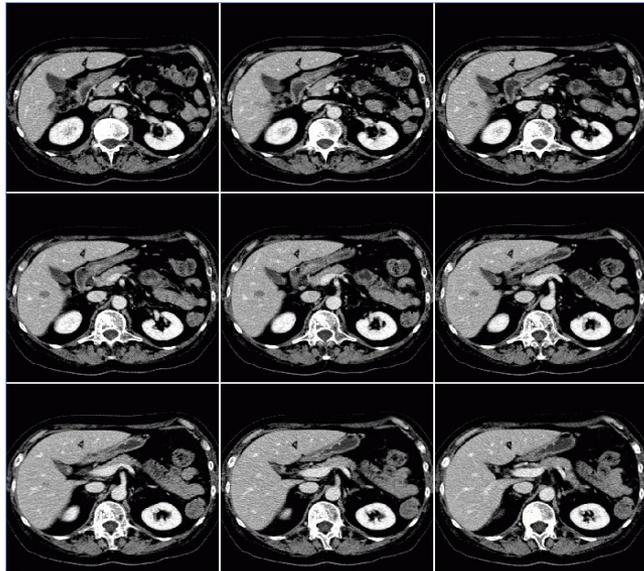
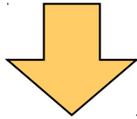
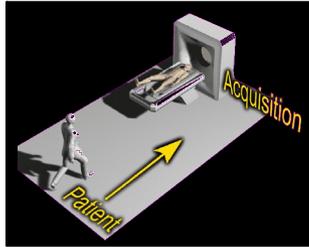
Stage Ircad 2012-2013

Stage Ircad : <http://www.ircad.fr/recherche/rd/stages.php>

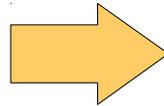
Sujets :

* ???

Cours : contexte

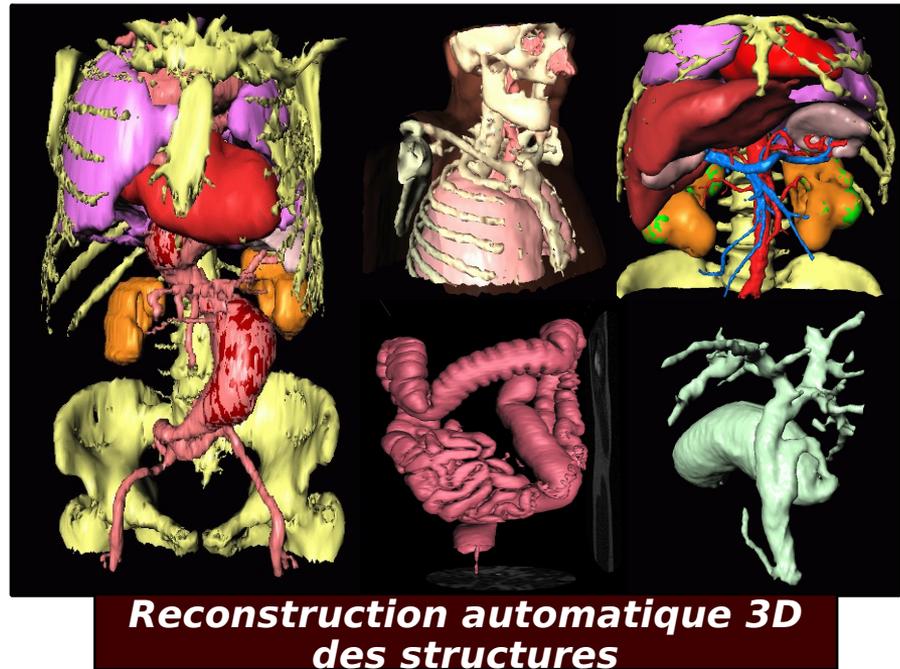
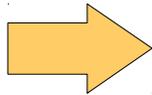
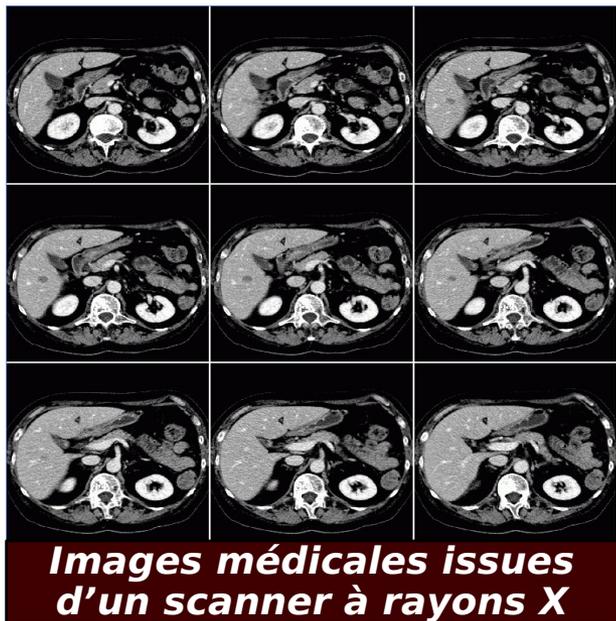


Images médicales issues d'un scanner à rayons X



Reconstruction automatique 3D des structures

Cours : objectifs



Solution « sans échec » : utiliser un logiciel de dessin interactif

Inconvénient : fastidieux

Solution : fournir des outils de dessin interactif

-> minimiser intervention humaine & maximiser automatisation
(la reconstruction totalement automatique est utopique)



Objectif cours : présentation, dans ce contexte, d'une boîte à outil d'algorithmes de traitements d'images.

Plan du cours

- **Généralités**
- Restauration d'images
- Analyse d'images sur critère photométrique
- Analyse d'images sur critère textural
- Analyse d'images sur critère morphologique
- Classification
- Quelques considérations sur les aspects logiciels

Généralités

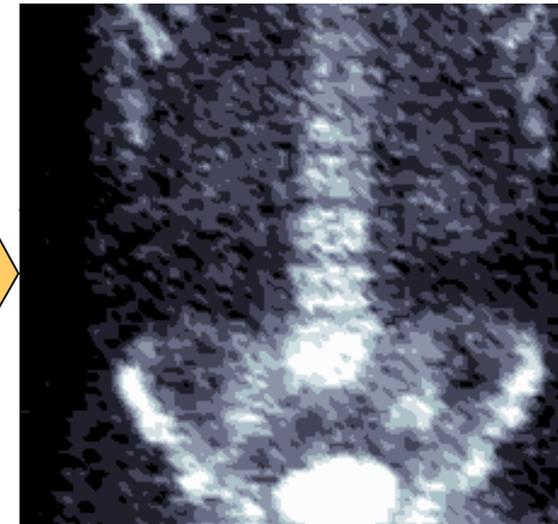
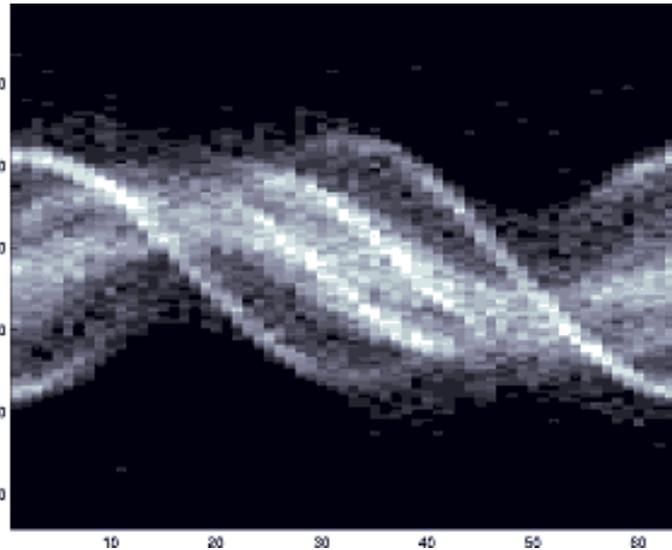
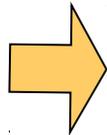
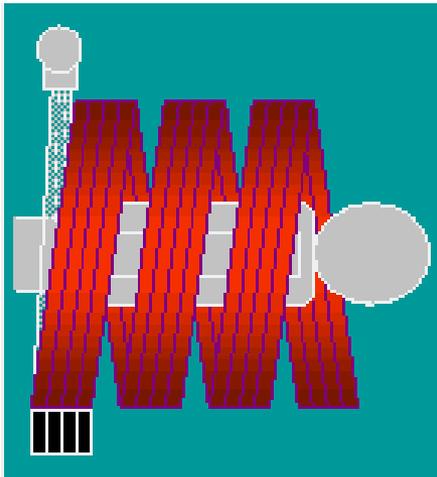
- **Acquisition**
- Visualisation
- Prétraitement
- Analyse

Généralités : acquisition

Systèmes d'acquisition des images :

-Scanner rayons X

.....



Les données observées sont dégradées par :

-Bruits

-Distorsions

-Flou

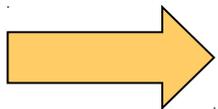
-... autres facteurs spécifiques à l'application (e.g. injection de produit de contraste)

...

Généralités : acquisition

Nécessité d'améliorer "l'apparence" des données : prétraitement

- redistribution photométrique (intensités) : facilite la visualisation
- redistribution spatiale : facilite la visualisation & l'analyse conjointe de plusieurs jeux de données
- restauration des données « idéales » à partir de modèles caractérisant les dégradations introduites par le système d'acquisition (flou, bruit, distortions géométriques,...).



Facilite exploitation/visualisation/analyse par homme ou machine

Généralités

- Acquisition
- **Visualisation**
- Prétraitement
- Analyse

Les fonctions de transfert (1/4)

Cas 2D

Tableau de coefficients d'absorption des rayons X

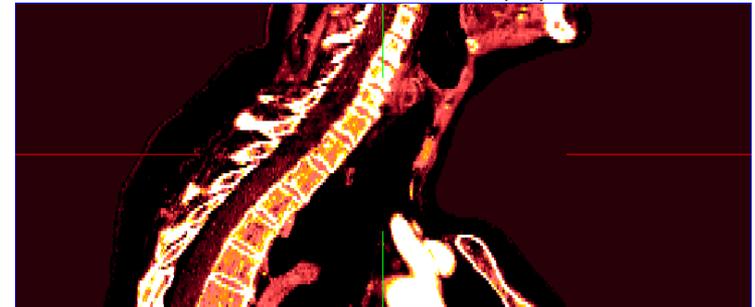
41,47	-11	58,5	-35,77	-18,46	-11,17	-76,34
-11,64	-76,72	48,12	-90,3	57,81	-1,44	83,81
42,56	-44,27	-79,1	-31,05	52,6	-56,87	-38,16
-68,94	-86,45	-87,77	-79,9	71,82	-32,74	26,89
-69,7	-67,94	-67,45	62,42	-25,44	-38,75	71,87
35,18	-86,25	-30,93	-45,18	63,56	31,83	60,68
83,25	16,28	-98,11	-62,58	0,4	71,03	92,74
50,42	-48,3	98,28	-21,86	-36,43	-64,4	84,17
62,23	92,16	-49,45	-76,01	-6,39	-58,27	-18,41
36,38	95,2	83,22	-40,03	89,6	9,78	50,57
-41,99	-56,78	72,71	-43,83	-91	88,47	-62,34
32,34	-65,48	-29,57	-98,36	-55,66	-53,36	60,47
-76,04	42,43	-93,34	4,28	-15,71	39,61	78,68
51,99	-59,61	11,49	97,39	-77,45	19,85	65,15
91,44	-64,62	54,54	-39,18	-16,09	-24,78	-62,53
34,82	-62,23	-60,19	6,4	-22,46	53,26	-25,66
1,7	-41,54	19,21	-8,78	-20,78	13,07	64,18
-35,9	-51,54	-41,24	-8,17	90,73	-69,31	-43,71
-22,26	65,66	-64,62	83,09	32,03	38,78	78,59
-34,85	45,59	81,75	48,6	-32,28	-33,03	49,64
-46,97	-36,56	-99,6	-76,76	-31,41	78,91	84,94

Fonction de transfert

Fonction de transfert

Image médicale correctement affichée

Couleur C(x)



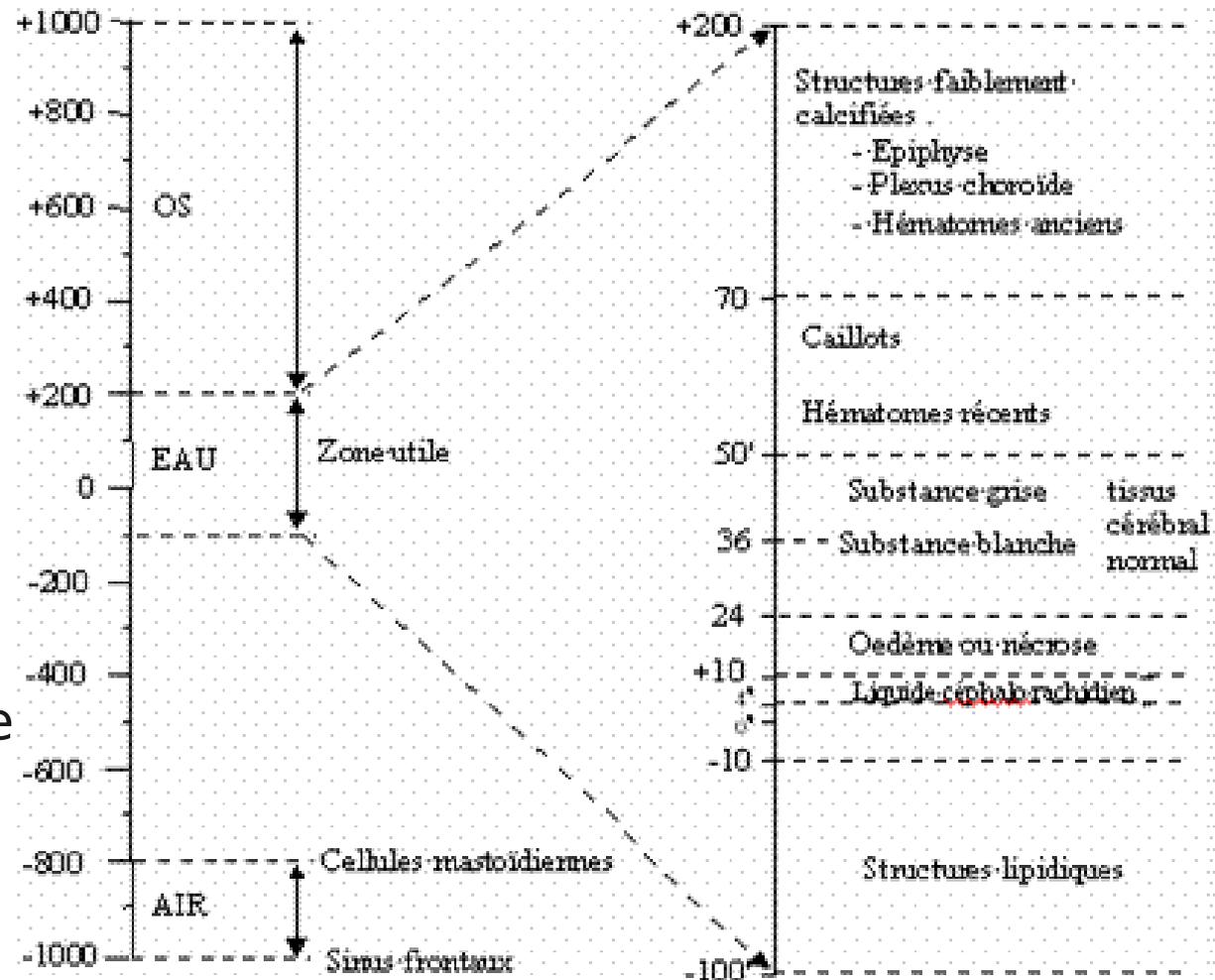
niveau de gris

Coefficient d'absorption des rayons X par les tissus (Unités Hounsfield)

Les fonctions de transfert (2/4)

- ▶ Coefficients d'absorption des rayons X en Unités Hounsfield
 - Compris entre -1023 et +3073 UH
 - Air = -1000 UH
 - Eau = 0 UH
- ▶ Effet des produits de contraste

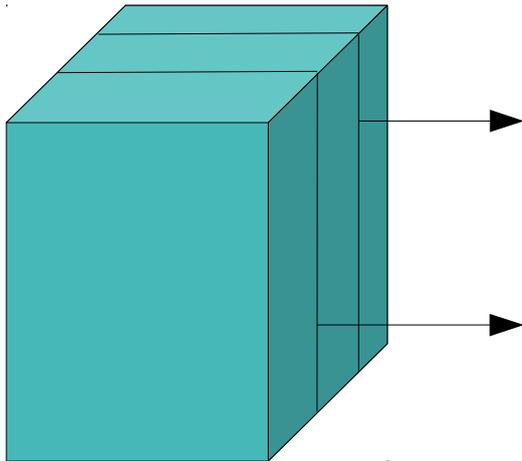
Unités Hounsfield



Les fonctions de transfert (3/4)

Cas 3D

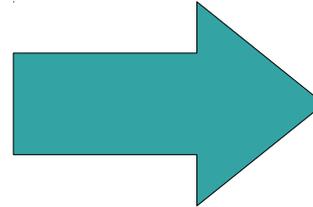
Tableau 3D



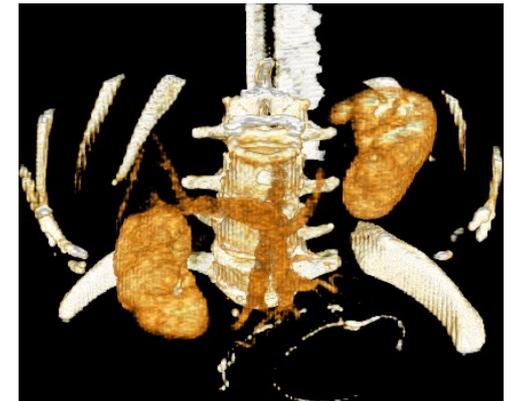
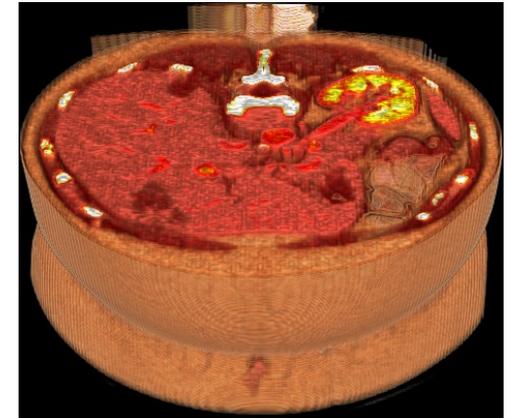
-95,4	97,6	7,43
-5,17	33,44	92,89
-41,72	-28,2	27,27
47,75	-34,78	41,95
-51,38	-11,5	-54,3
48,24	-29,88	-29,46

9,8	-3,73	-33,14
-81,58	86,25	-89,25
-76,74	21,01	17,11
54,52	2,16	-68,35
49,41	-5,47	-0,07
-50,09	38,48	-12,1

Fonction de transfert



Rendu Volumique



Coefficient d'absorption des rayons X par les tissus (Unités Hounsfield)

Couleur $C(x)$ ou niveau de gris, et transparence $T(x)$

Les fonctions de transfert (4/4)

Cas 3D

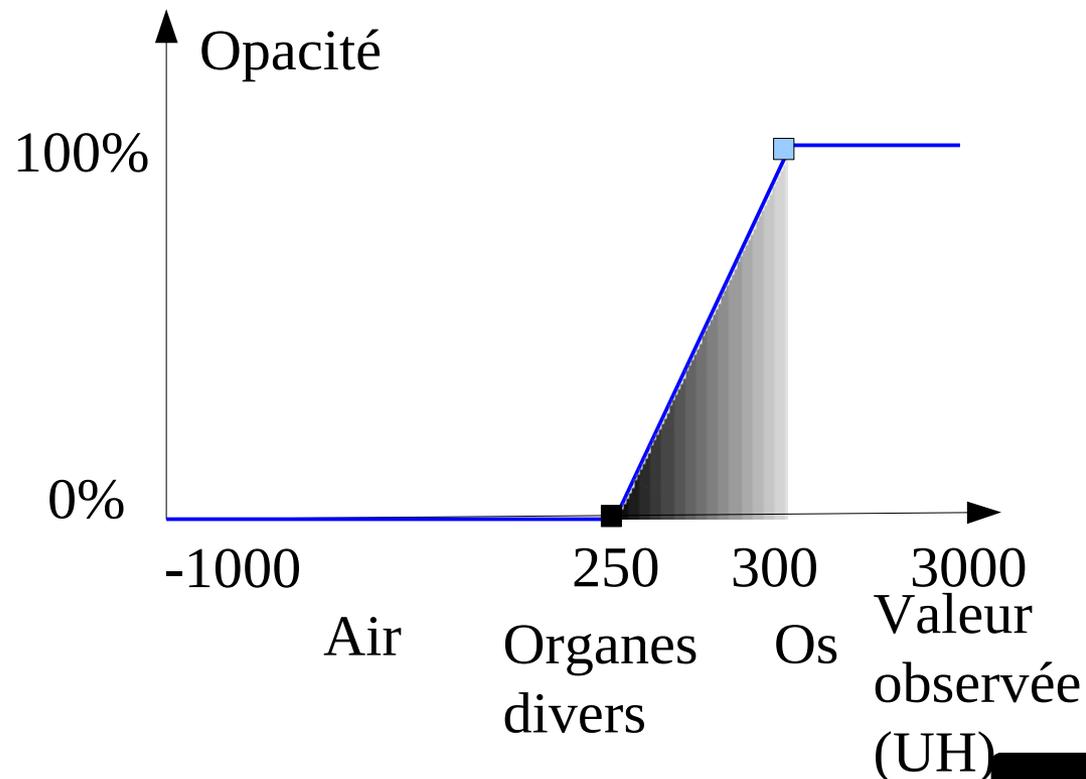
▶ A chaque valeur observée de l'image, associe :

- Une couleur $C(x)$
- Une transparence $T(x)$

$$\left\{ \begin{array}{l} C : \left\{ \begin{array}{l} \mathbb{R} \rightarrow \mathbb{R}^3 \\ x \mapsto (\text{couleur}) \end{array} \right. \\ T : \left\{ \begin{array}{l} \mathbb{R} \rightarrow [0; 1] \\ x \mapsto T(x) \end{array} \right. \end{array} \right.$$

▶ Permet de visualiser les images médicales

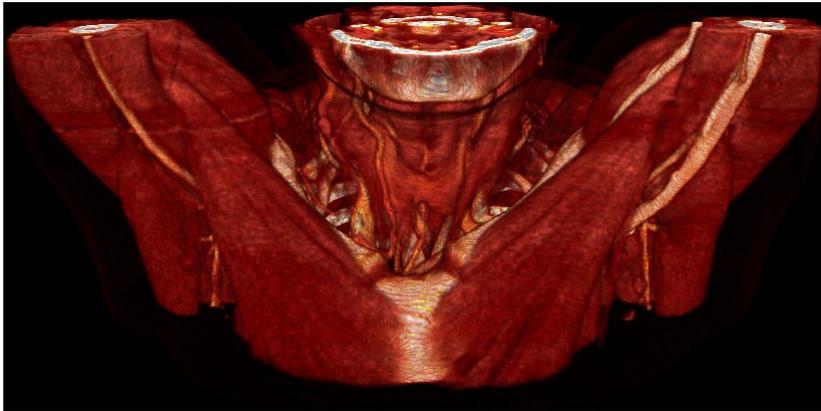
▶ *Exemple d'une fonction de transfert : visualisation des os*



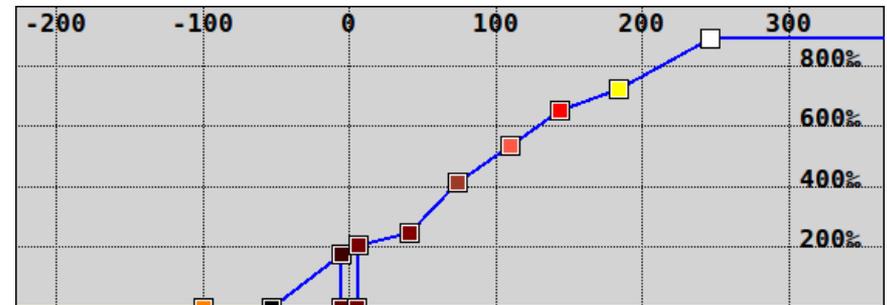
Problématique

Création de fonction de transfert difficile

Bonne visualisation



Bonne fonction de transfert



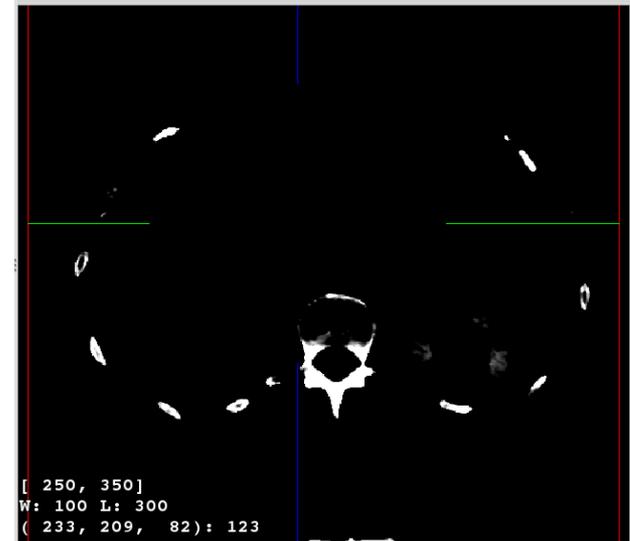
- ▶ La difficulté est de trouver la bonne fonction de transfert qui permettra une visualisation optimale.

Exemple de fusion (1/5)

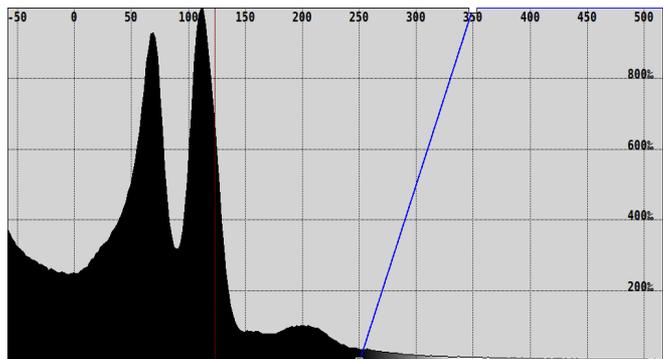
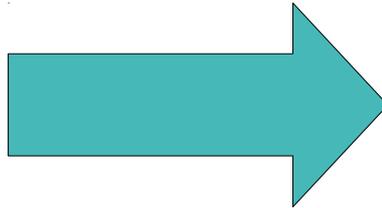
Image médicale



Négatoscope

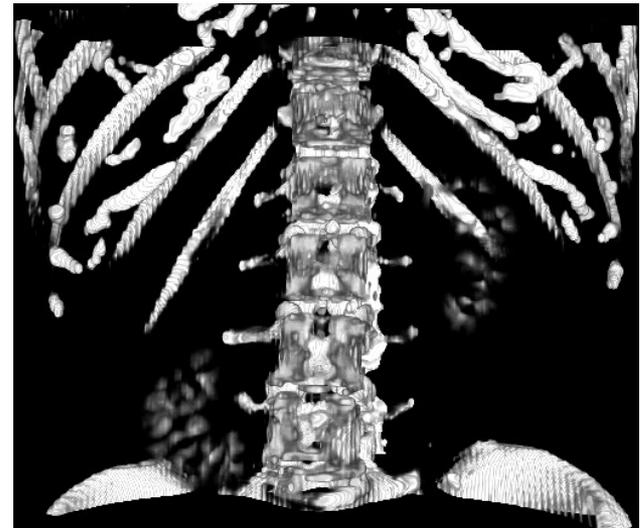


+



Fonction de transfert

Rendu
volumique

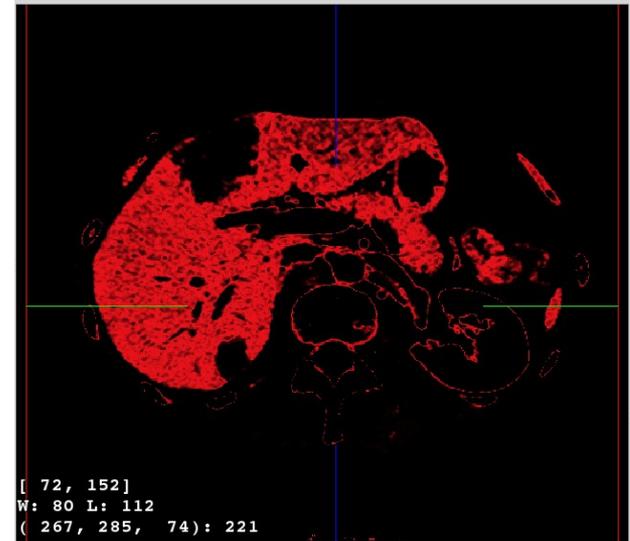


Exemple de fusion (2/5)

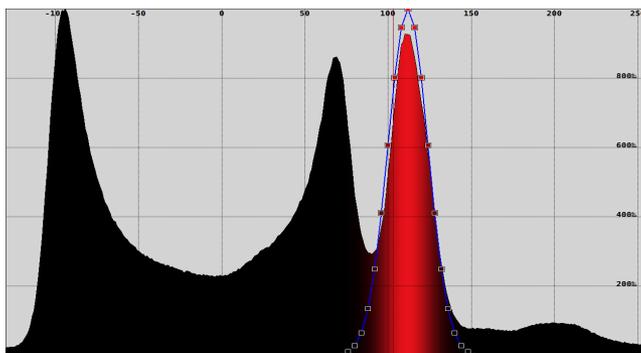
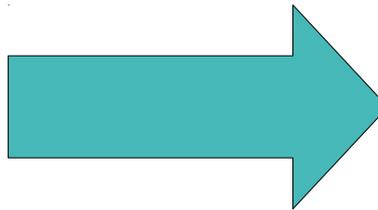
Image médicale



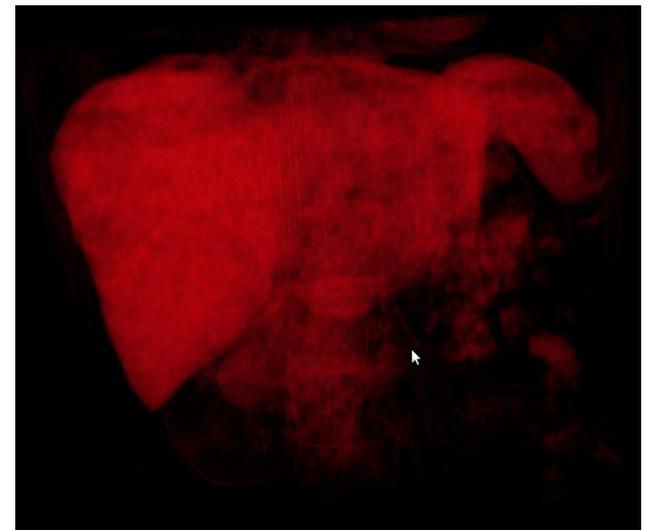
Négatoscope



+



Rendu
volumique



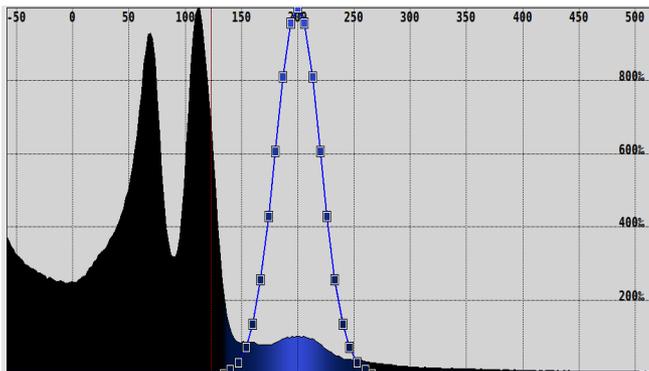
Fonction de transfert

Exemple de fusion (3/5)

Image médicale

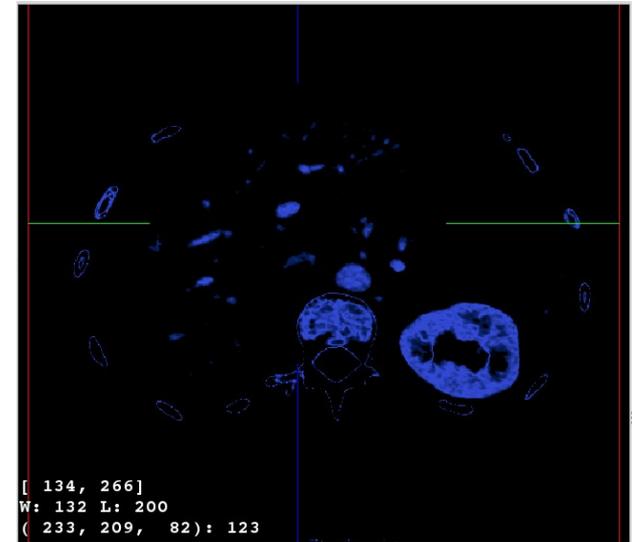


+

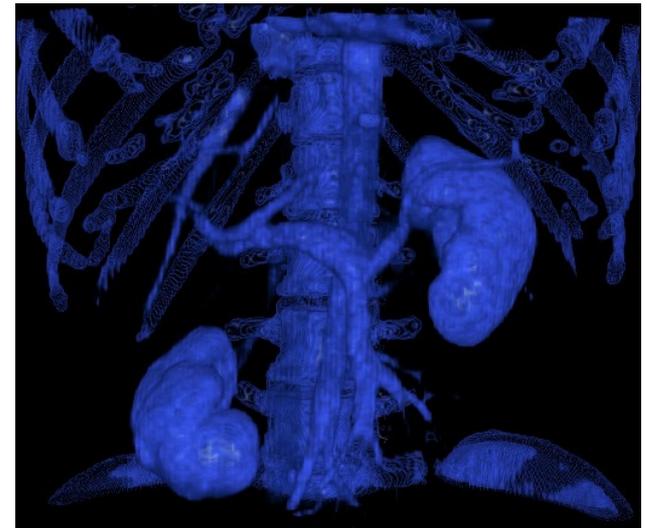


Fonction de transfert

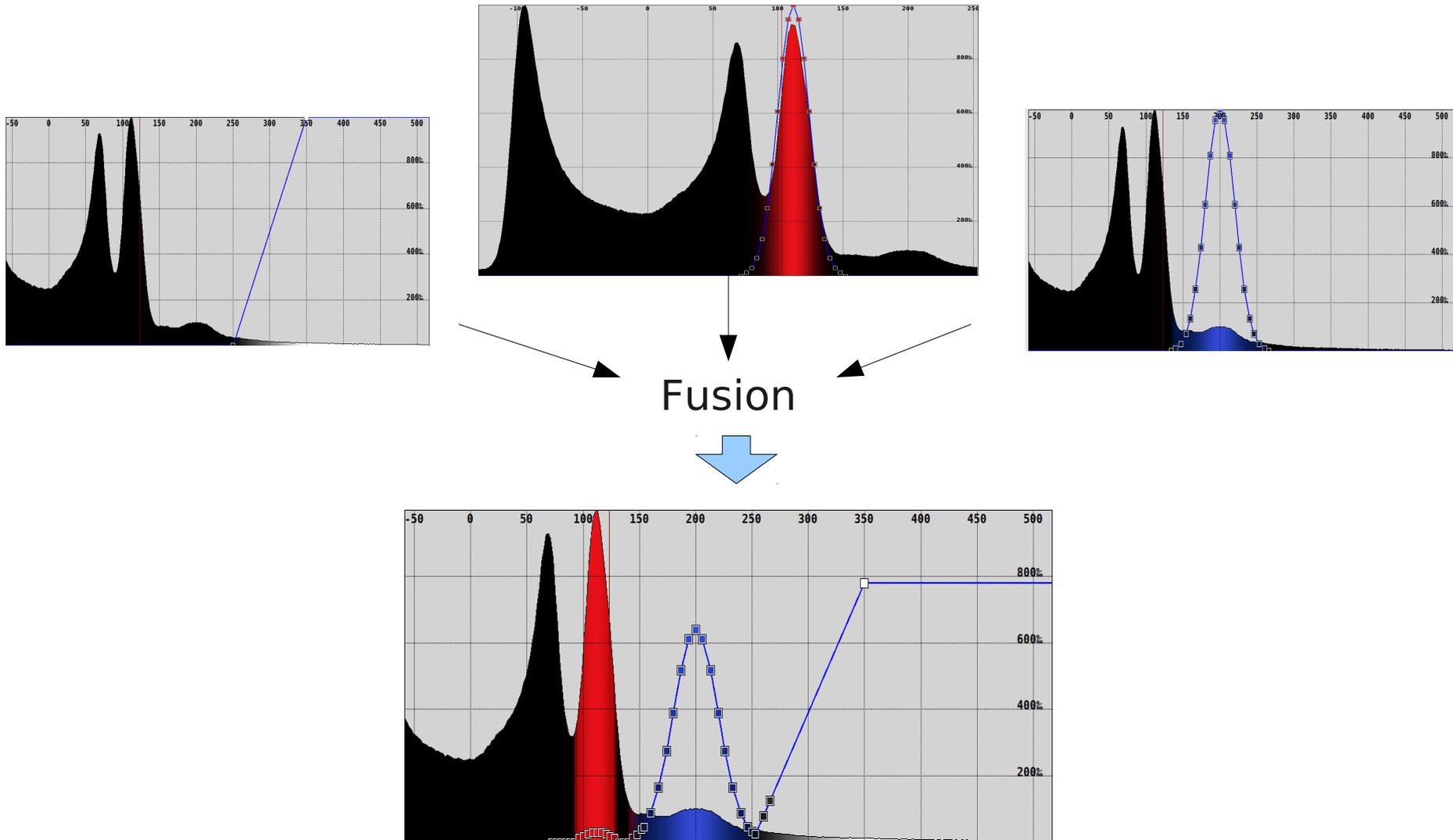
Négatoscope



Rendu
volumique



Exemple de fusion (4/5)

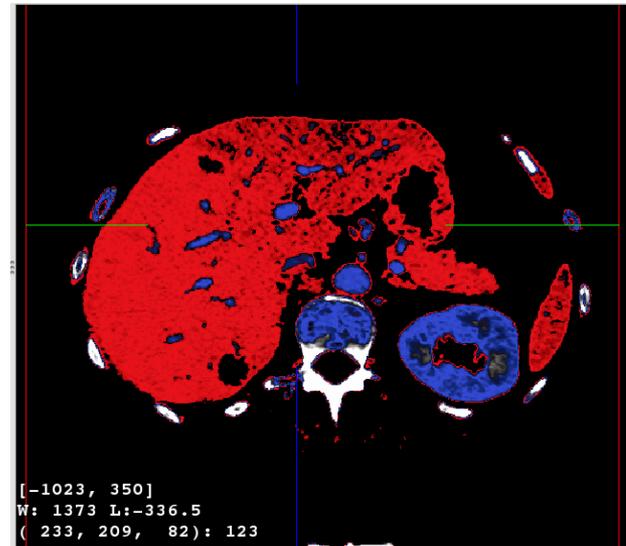


Exemple de fusion (5/5)

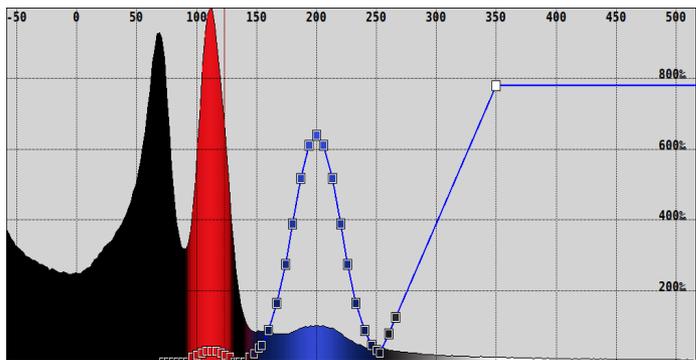
Image médicale



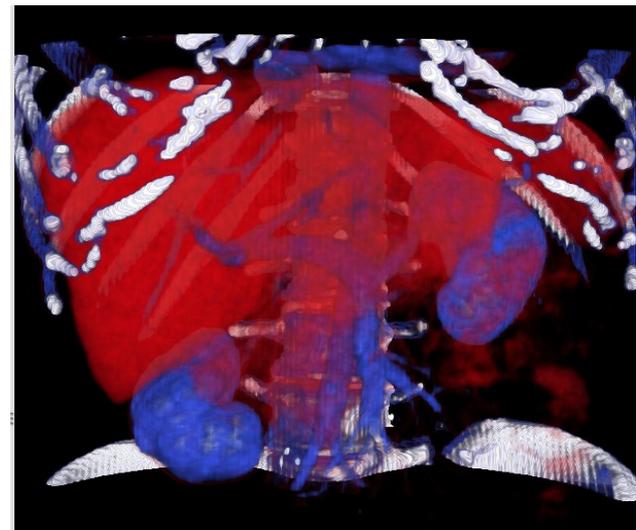
Négatoscope



+



Rendu
volumique



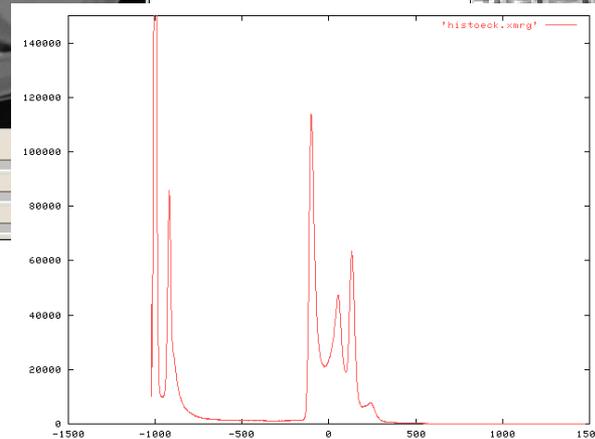
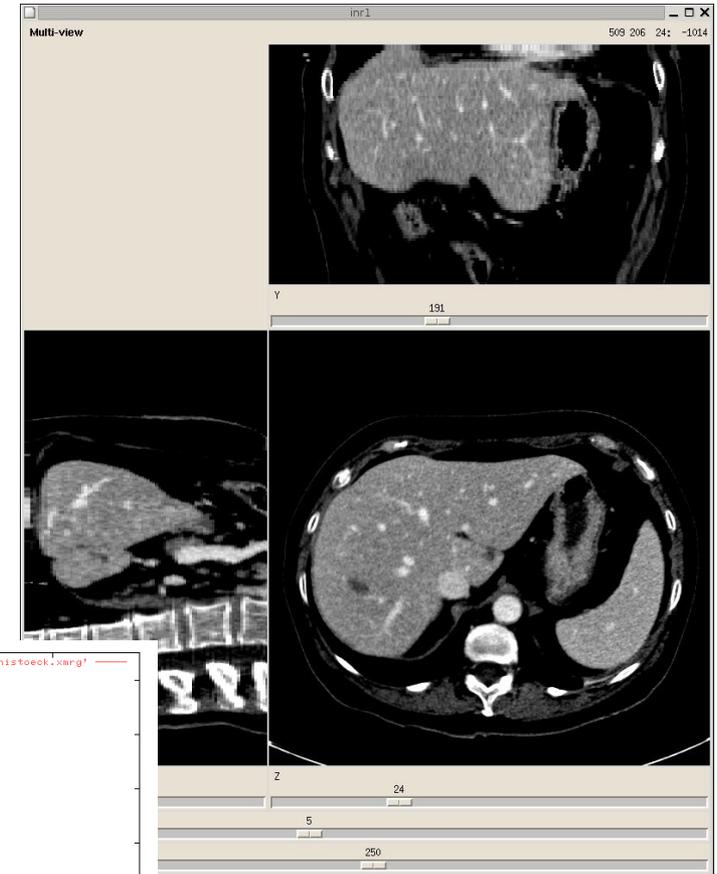
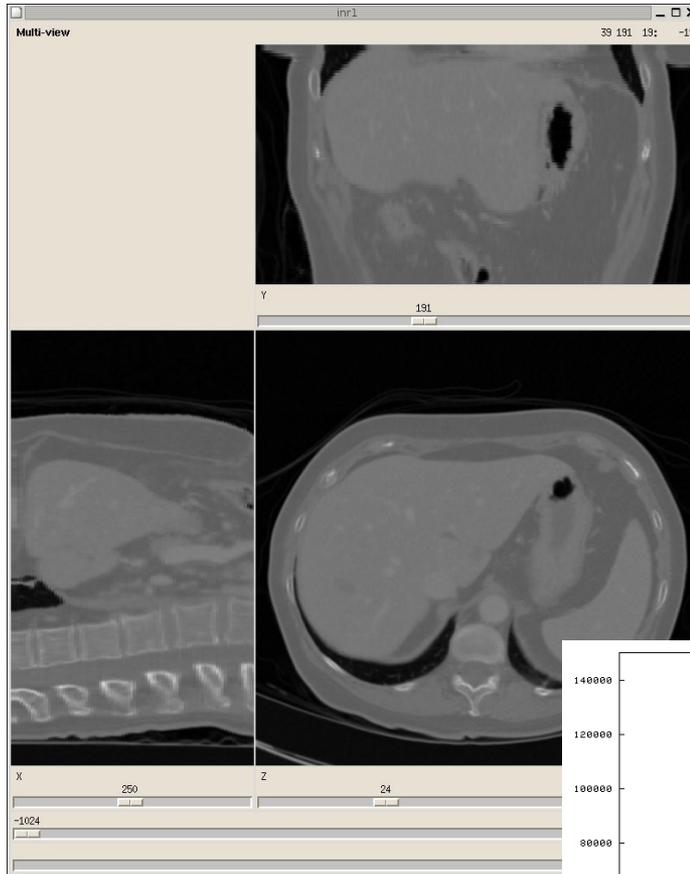
FT résultant de la fusion des FT précédentes

Généralités

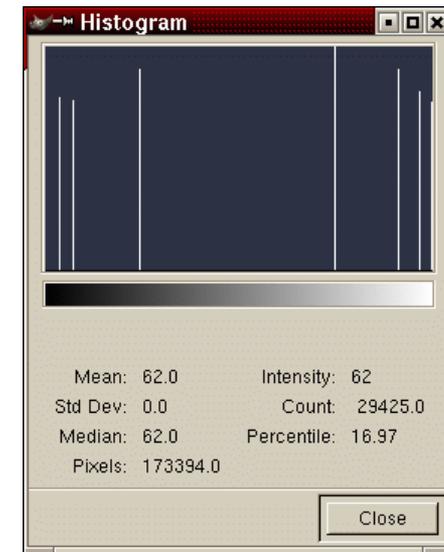
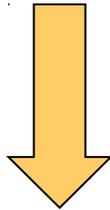
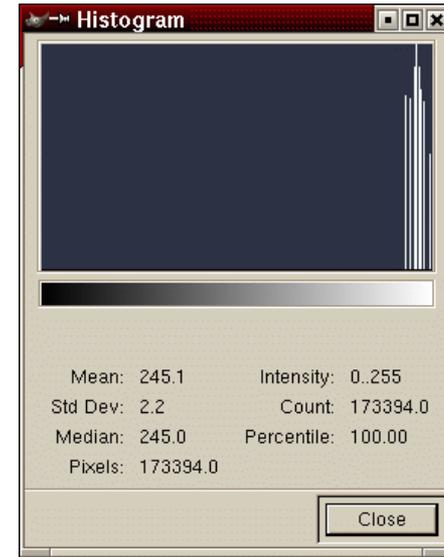
- Acquisition
- Visualisation
- **Prétraitement**
- Analyse

Généralités : redistrib. photométrique

Fenêtrage photométrique : facilite la visualisation des données d'intérêt

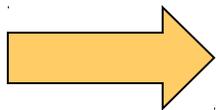
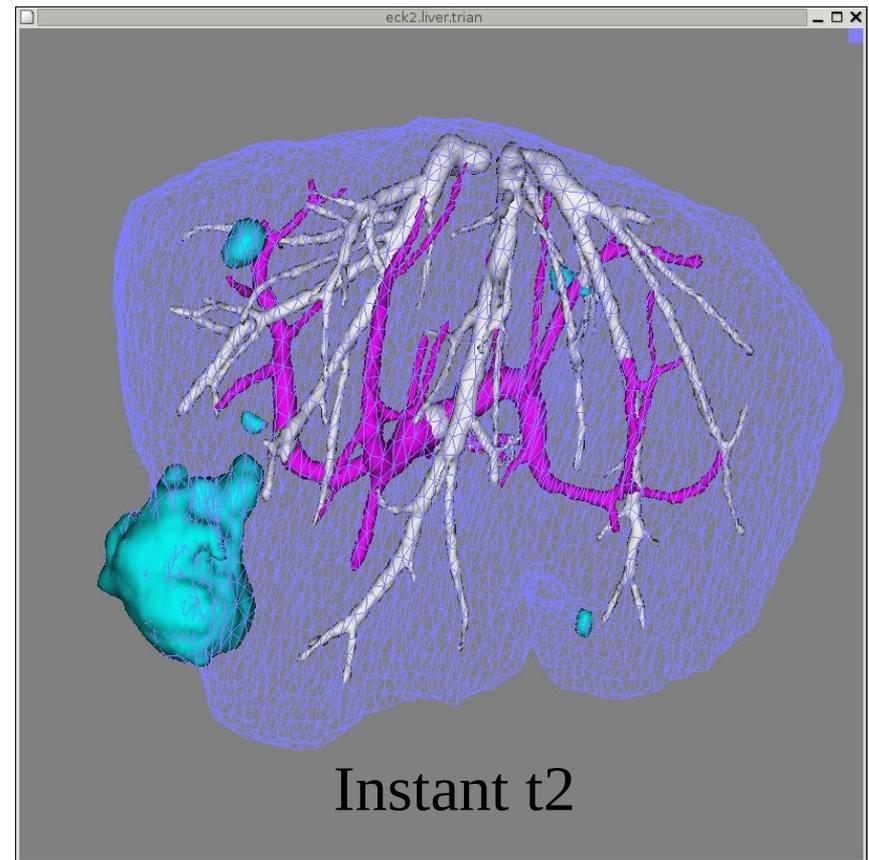
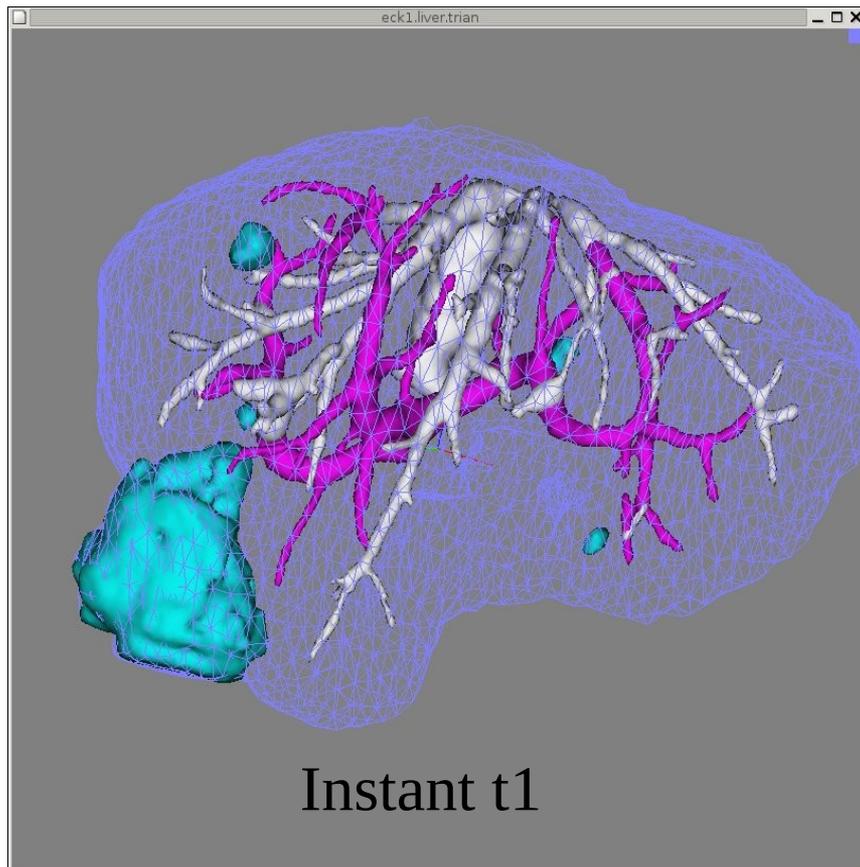


Généralités : redistrib. photométrique



Généralités : redistrib. spatiale

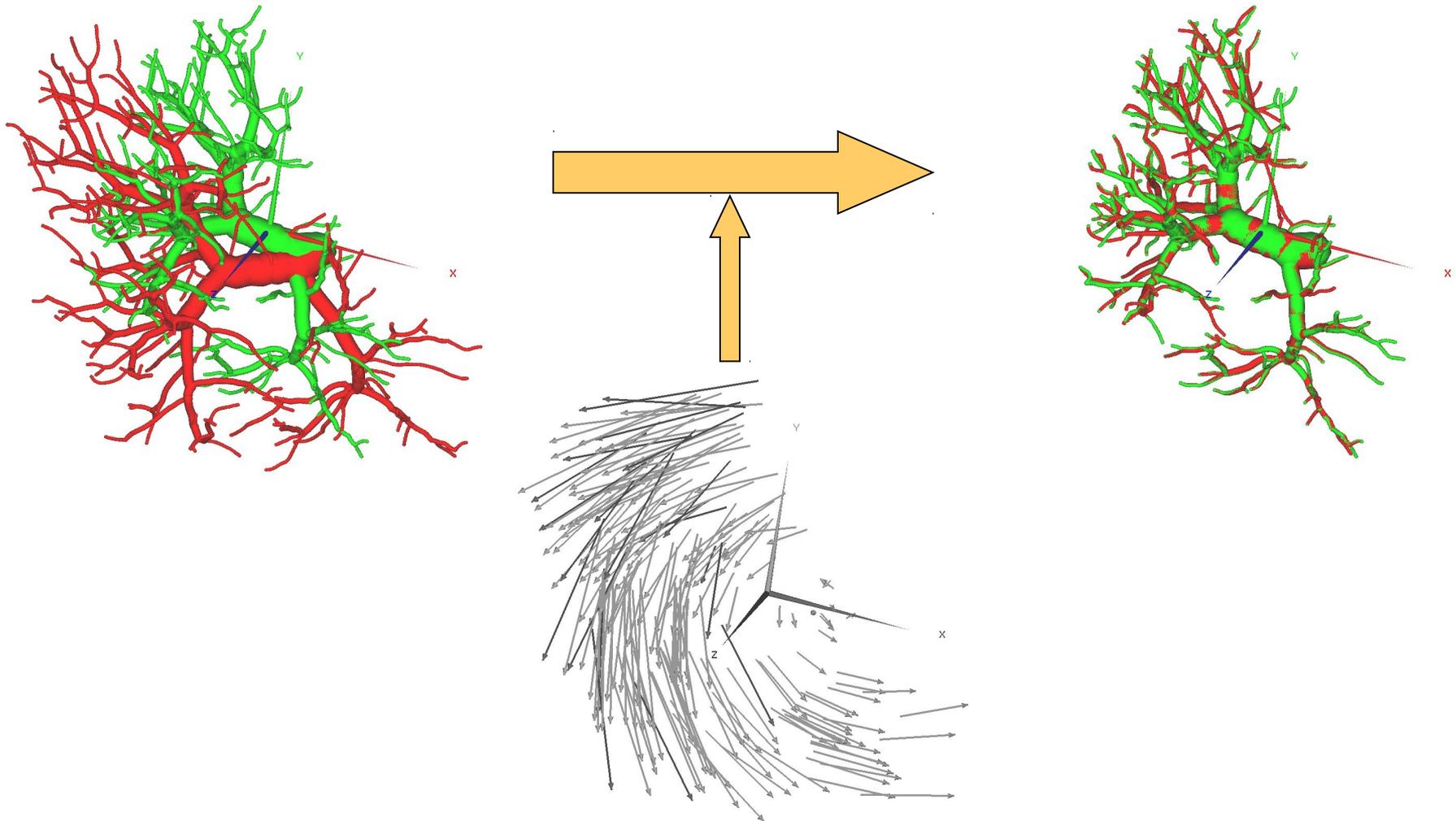
Exemple en suivi 4D de tumeurs



Nécessite de recalibrer les jeux de données
par des opérations géométriques (locales et/ou globales)

Généralités : redistrib. spatiale

Exemple en suivi 4D de tumeurs



Généralités : redistrib. spatiale

Exemple en imagerie cérébrale

- Exemples en imagerie médicale

- compensation la différence de position du patient en imagerie multimodale

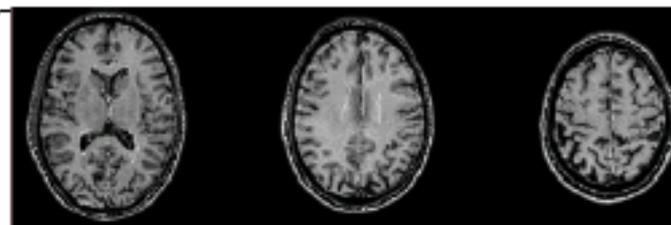
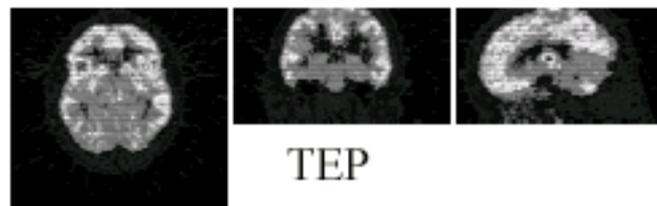
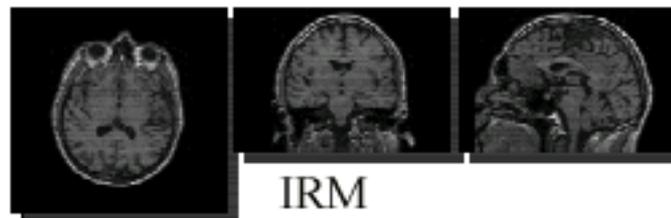
- *rotation-translation*

- recalage en imagerie fonctionnelle IRM (IRMf)

- *rotation-translation*

- recalage inter-patient ou avec des atlas

- *recalage non-rigide complexe*



Nécessite de recaler les jeux de données par des opérations géométriques

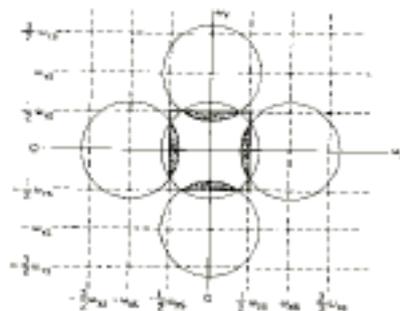
Généralités : redistrib. spatiale

Changement d'échelle # interpolation

Changement d'échelle

11

- Implication pratique : changement d'échelle (« zoom »)
 - Sur-échantillonnage : interpolation par $R(x,y)$
 - Sous-échantillonnage : filtrage passe-bas + interpolation, sinon repli de spectre (« aliasing »)



Repli de spectre



Image originale



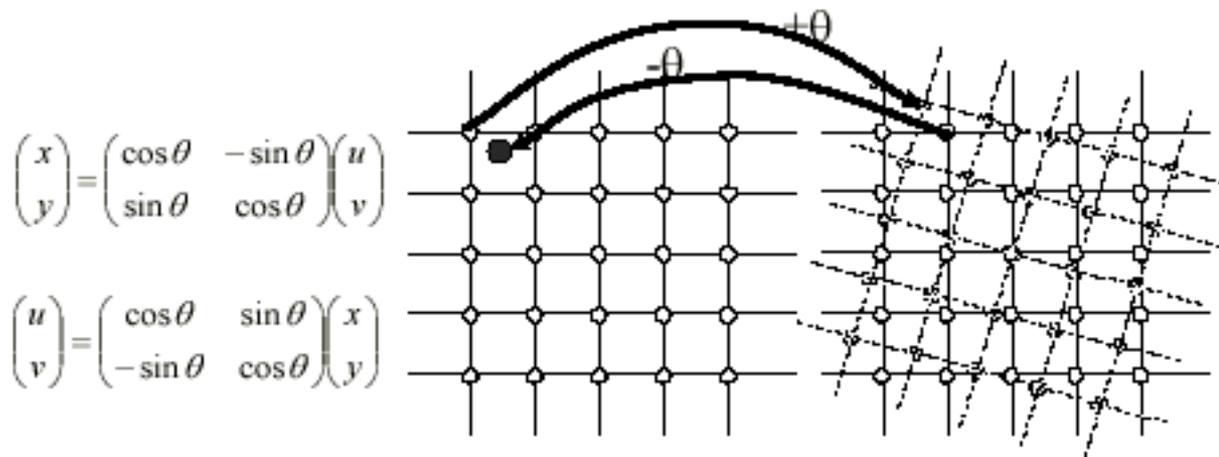
Repli de spectre

Généralités : redistrib. spatiale

Changement d'orientation # interpolation

Opérations géométriques

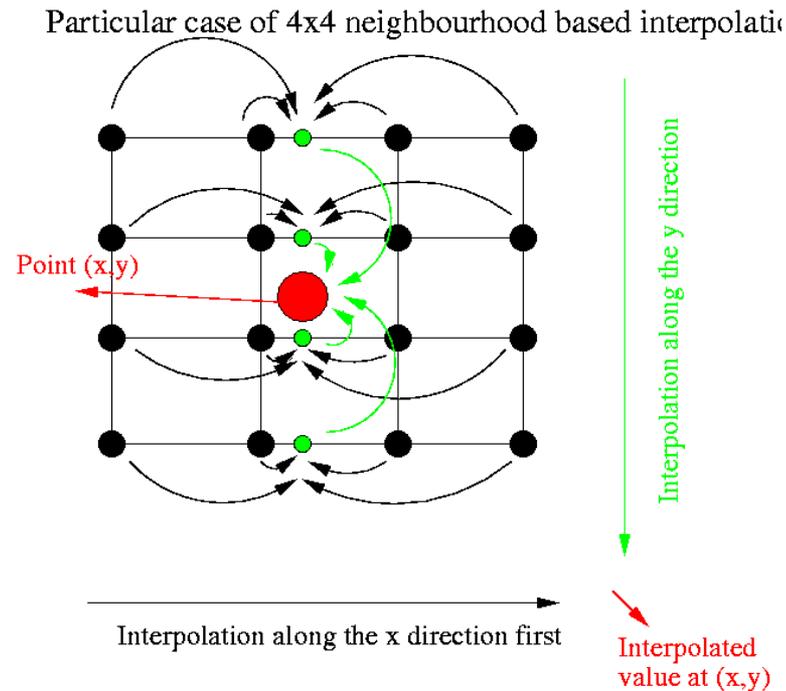
- Autres opérations du même type :
 - rotation : idem



- *rotation inverse + interpolation*
 - idem pour toute autre transformation géométrique

Généralités : redistrib. spatiale

Redistribution spatiale # interpolation

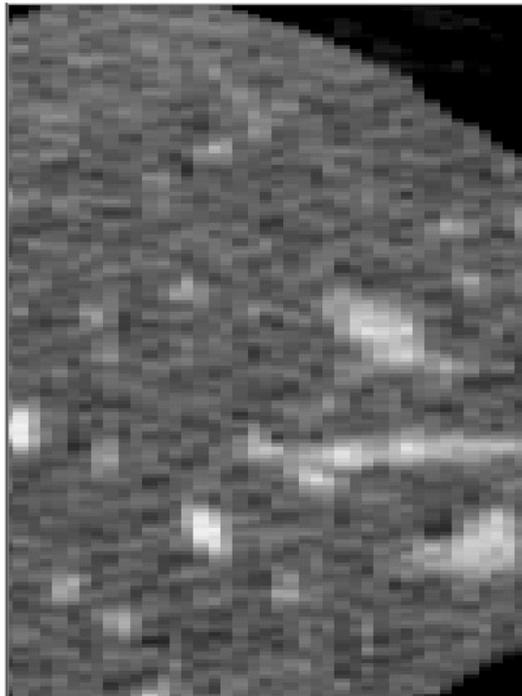


Implémentation : séparation selon x, y, et z

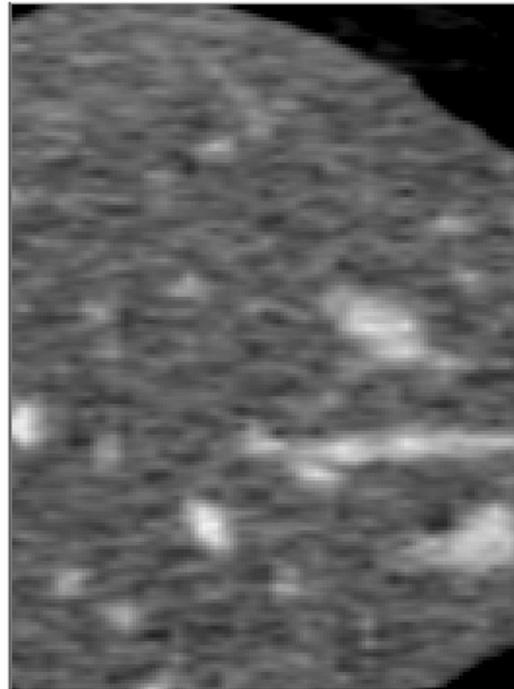
Généralités : redistrib. spatiale

La qualité de l'interpolation dépend de la fonction d'interpolation

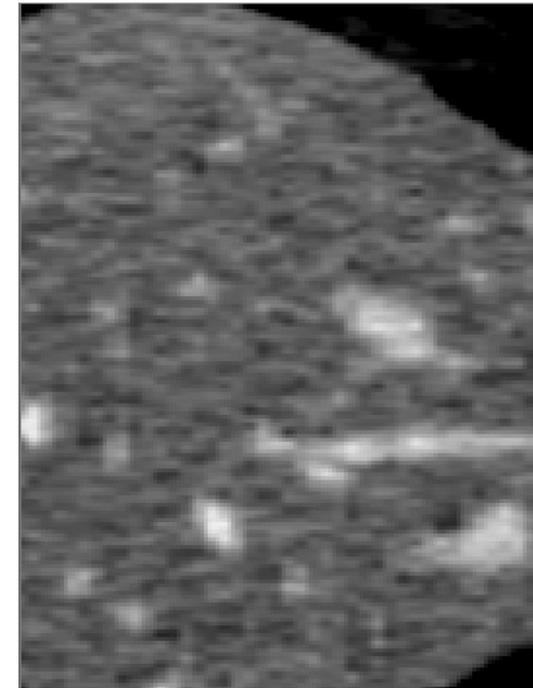
Scan "isotropized" using
nearest neighbour interpolation



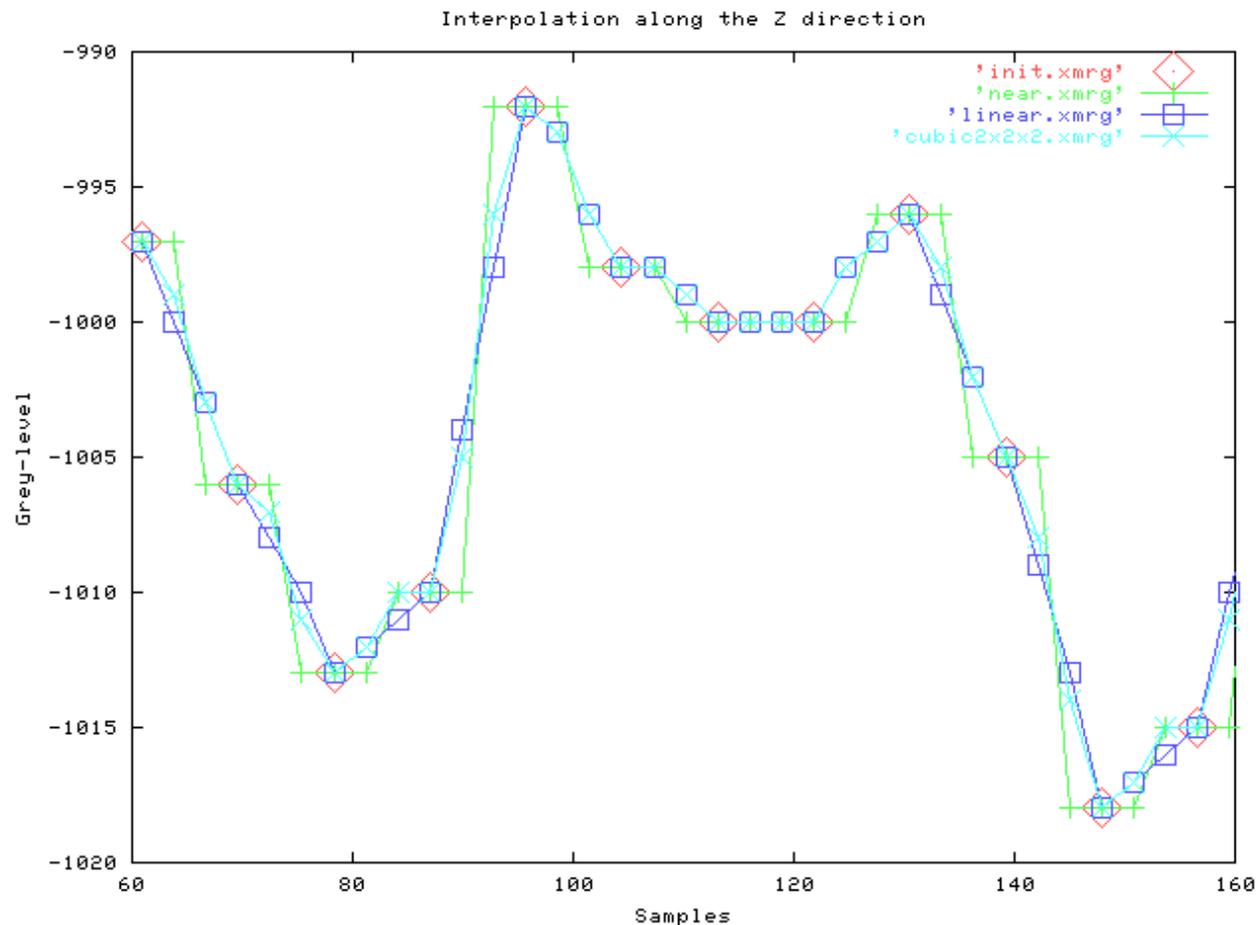
Scan "isotropized" using
trilinear interpolation



Scan "isotropized" using
tricubic2 interpolation



Généralités : redistrib. spatiale



Généralités : restauration

→ Retrouver l'information réelle à partir de l'observation

$$F_{\text{observé}} = F_{\text{idéal}} * h + n$$

← Bruit additif (souvent le cas)

↑
fonction de transfert du système
d'acquisition (passe-bas)

→ On se restreint souvent à la réduction du bruit.

Généralités

- Acquisition
- Visualisation
- Prétraitement
- **Analyse**

Généralités : analyse

Analyse d'images



Interprétation contenu

↳ Segmentation d'images : décomposition d'une image en régions homogènes (selon un critère donné).

↳ Détection d'objets d'intérêt : localiser (et extraire) des zones caractéristiques.

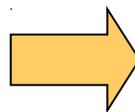
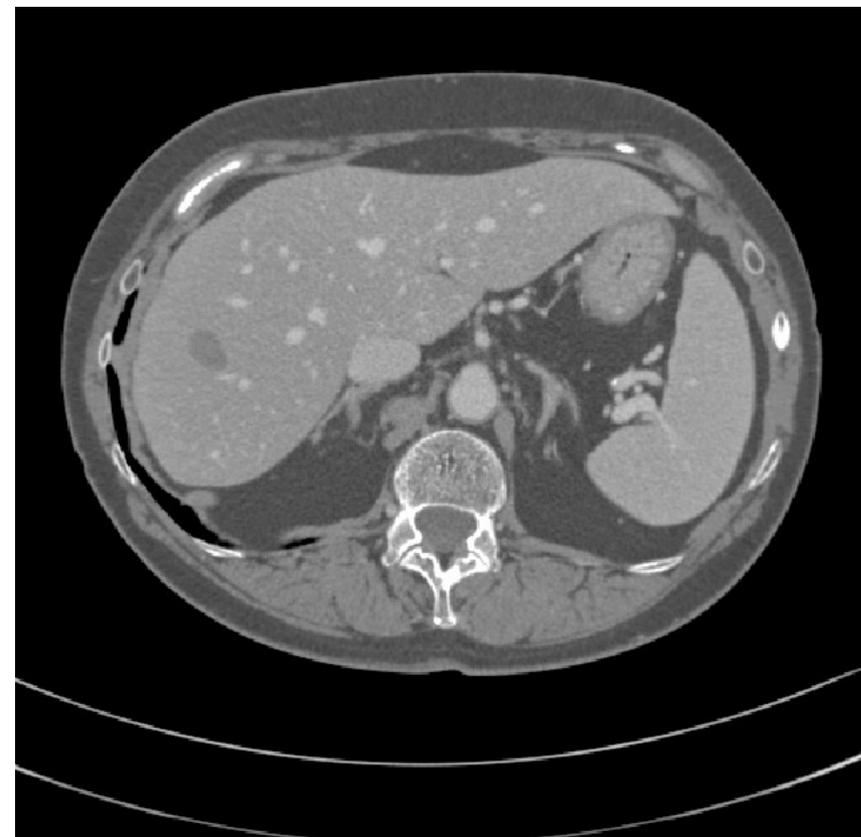
↳ Reconnaissance d'objets d'intérêt : identifier un objet – lui assigner une classe d'appartenance.

Généralités : analyse

Segmentation d'images

Exemple : segmentation structures anatomiques

Exemple : critère = homogénéité photométrique (# intensité)



Généralités : analyse

Détection d'objets d'intérêt

Exemple : détection des tumeurs

Exemple : critère = objets "compacts et sombres"

objets d'intérêt non détectés



objets d'intérêt détectés

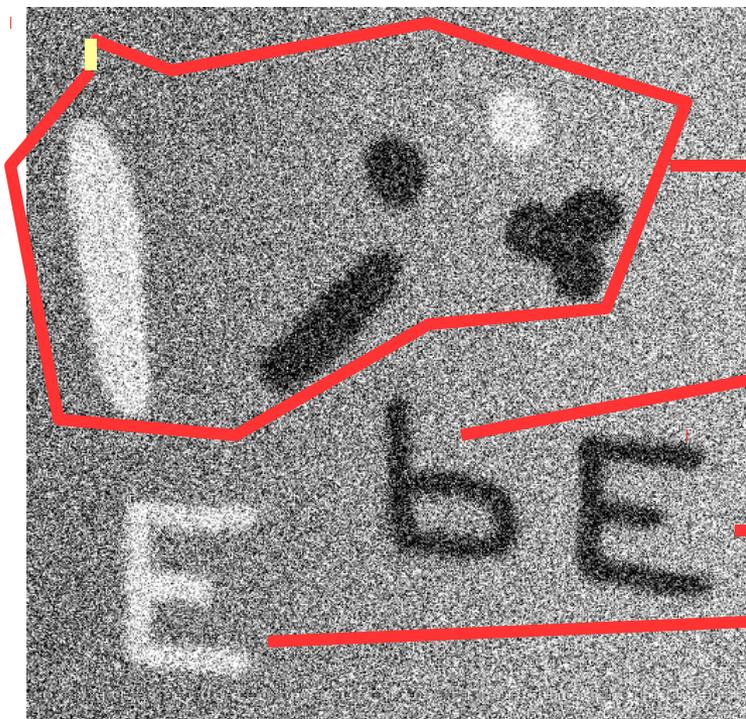


Généralités : analyse

Reconnaissance d'objets d'intérêt

Exemple : reconnaissance de caractères

Exemple : critère = forme (morphologie de l'objet)



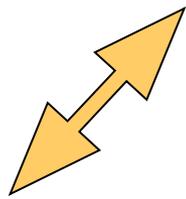
Automatiquement associé à la classe « objets différents de lettres »

Automatiquement associé à la classe « lettre b »

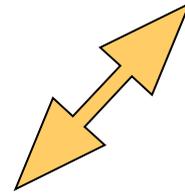
Automatiquement associé à la classe « lettre e »

Généralités : analyse

Médical : segmentation – détection - reconnaissance



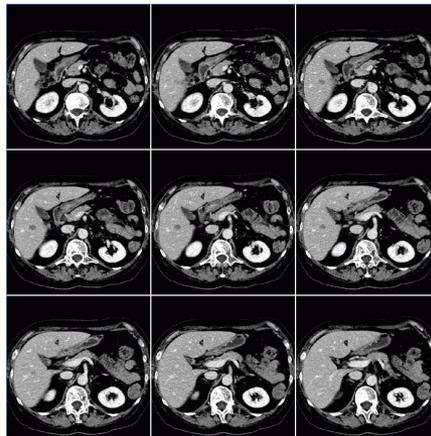
en structures
anatomiques



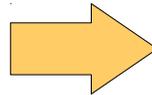
e.g. de tumeurs



e.g. distinguer
rein gauche/droit



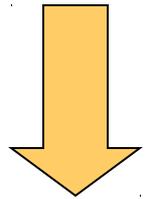
**Images médicales
issues d'un scanner
à rayons X**



**Reconstruction automatique 3D des
structures**

Généralités : analyse & processus

Données initiales : prétraitement

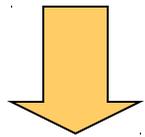
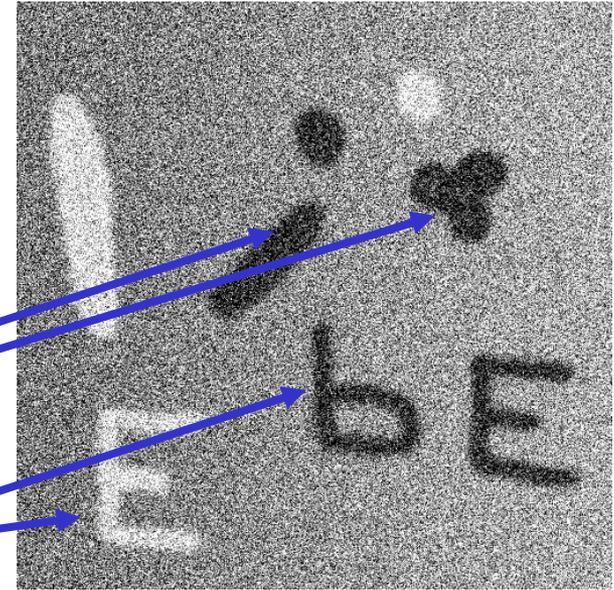


Caractérisation

critère morphologique

critère photométrique

critère textural



Classification

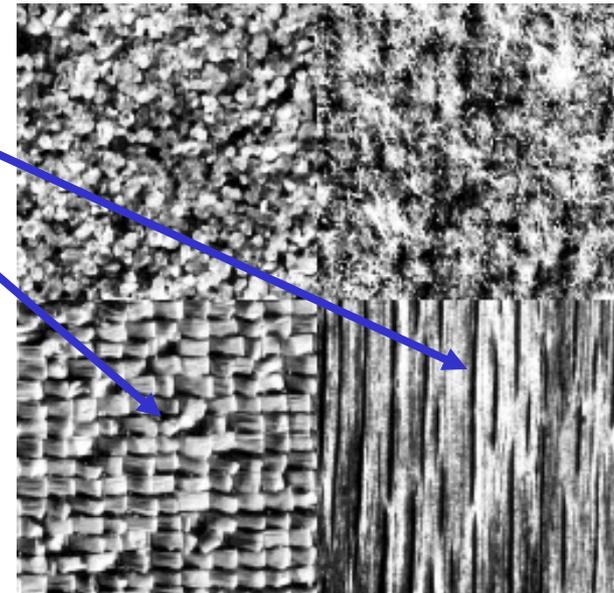
caractéristique

classe



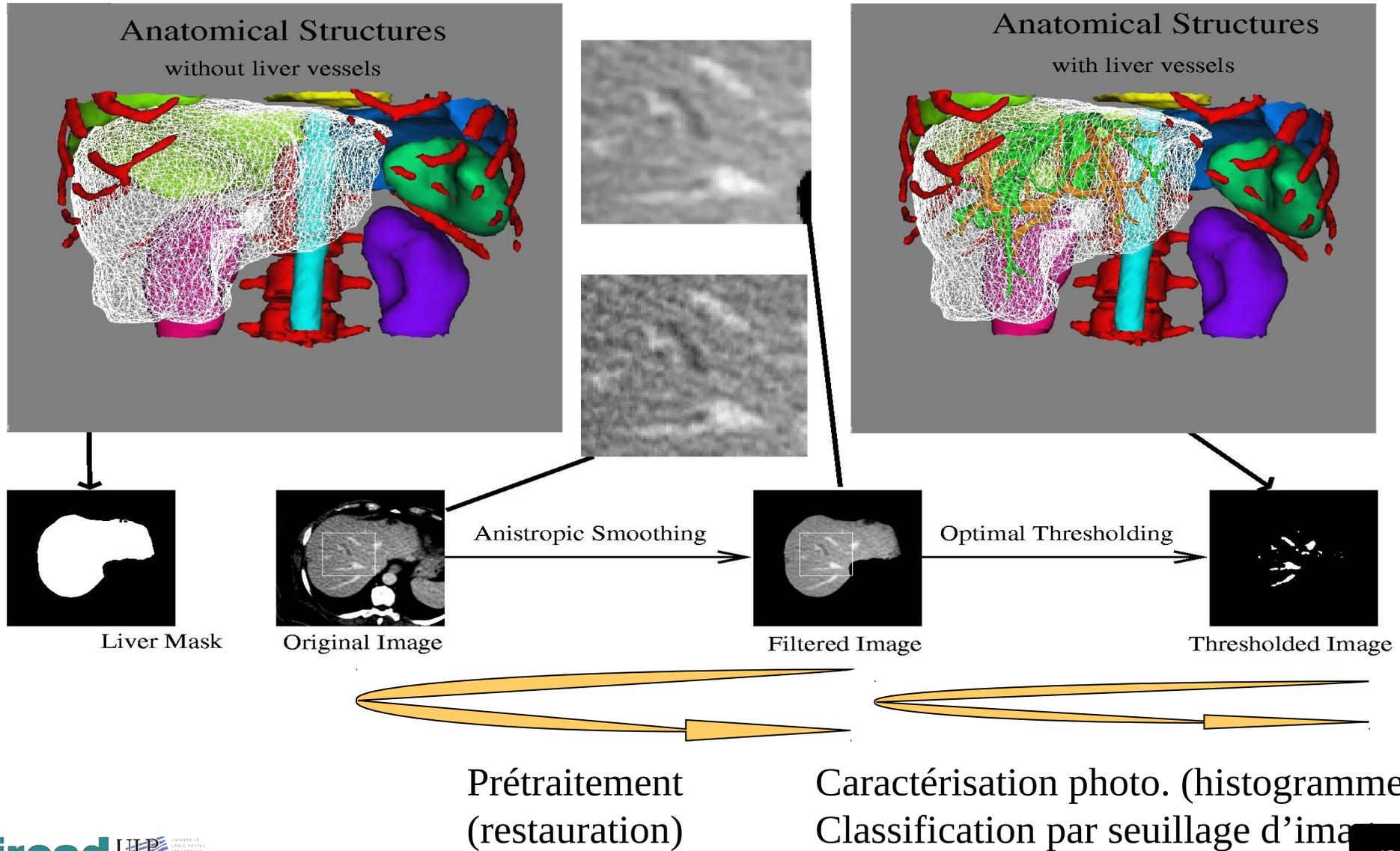
Souvent vecteur numérique caractérisant l'objet (pixel ou ensemble de pixels)

Identité objet



Généralités : analyse & processus

Exemple de processus : segmentation des vaisseaux sanguins



Généralités : analyse & processus

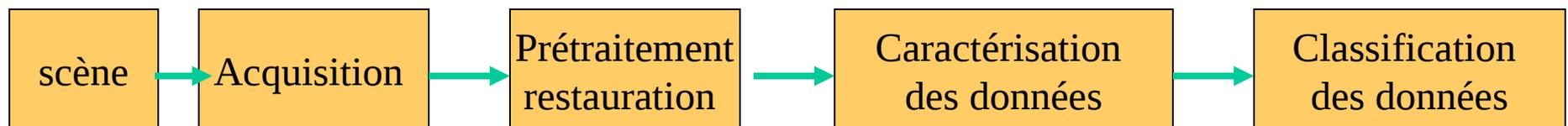
EN RESUME

En analyse d'images, et plus particulièrement la segmentation et la détection d'objets d'intérêt, on va tenter d'associer à chaque pixel (ou ensemble de pixels) un label (classification) en s'appuyant sur un certain type d'information :

Niveau de gris ou couleur : critère photométrique

Distribution spatial du voisinage : critère textural

Forme géométrique : critère morphologique



Plan du cours

- Généralités
- **Restauration d'images**
- Analyse d'images sur critère photométrique
- Analyse d'images sur critère textural
- Analyse d'images sur critère morphologique
- Classification
- Quelques considérations sur les aspects logiciels

Restauration d'images

- **Généralités**
- Débruitage & filtrage isotrope
- Débruitage & filtrage anisotrope
- Débruitage & ondelettes

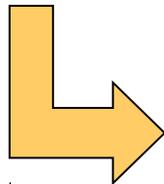
Généralités

$$F_{\text{observé}} = F_{\text{réel}} * h + n$$


Bruit additif (souvent le cas)



fonction de
transfert du
système
d'acquisition

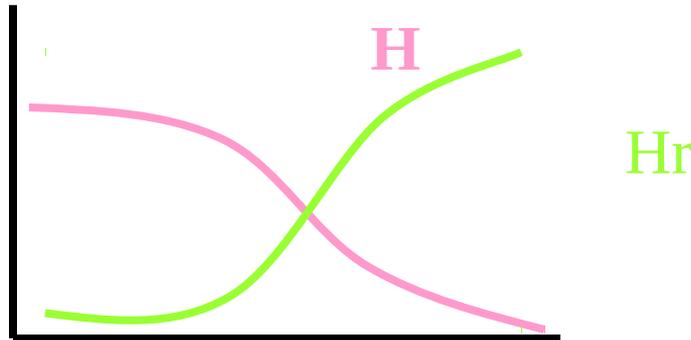


Objectif : reconstruire le signal réel.

Généralités

$$F_{\text{observé}} = F_{\text{réel}} * h + n \quad \longleftrightarrow \quad \text{TF}[F_{\text{observé}}] = \text{TF}[F_{\text{réel}}] \times H + N$$

Méthode classique : filtrage inverse : $H_r = 1/H$



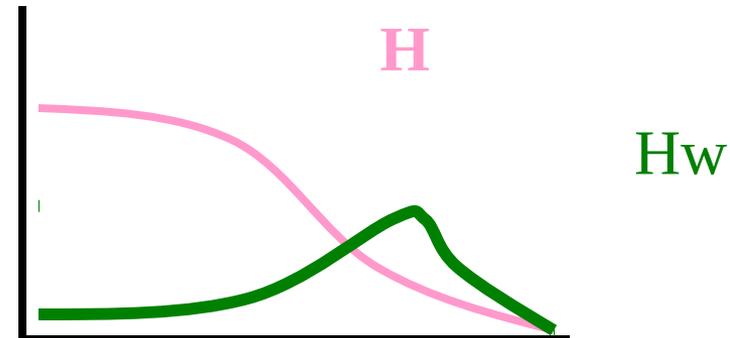
Limitation : méthode inefficace en présence de bruit (la méthode ignore le bruit)

Généralités

Prétraitement des images

Solution classique : filtrage de Wiener: incorpore une connaissance à priori du bruit

Principe : faire un compromis entre compensation système acquisition et non-amplification du bruit
Problème : connaissance à priori sur le bruit....



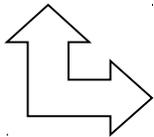
Lire par exemple le « digital image processing » de W. Pratt pour plus de détails.

Réduction du bruit

La réduction du bruit peut s'avérer suffisante pour analyser le contenu d'une image (compensation système d'acquisition inutile)

Problème difficile et non résolu en traitement d'image

Souvent couplé à l'analyse (bruit = tout ce qui n'est pas info pertinente)



Exemple : tissus hépathiques texturés :
cette texture est une information qui
perturbe la détection des structures
hépathiques internes-> texture # bruit

Restauration d'images

- Généralités
- **Débruitage & filtrage isotrope**
- Débruitage & filtrage anisotrope
- Débruitage & ondelettes

Méthode classique 1 : filtrage linéaire passe-bas isotrope

Domaine spatial

$$g(x, y) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(a, b) h(x - a, y - b) da db.$$

Masques classiques
de convolution

$$H = \frac{1}{9} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$

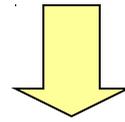
$$H = \frac{1}{10} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 2 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$

$$H = \frac{1}{16} \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix}$$

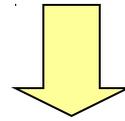
Débruitage & filtrage isotrope linéaire

Domaine fréquentiel : transformation de Fourier

$$TF(f(x, y)) = F(u, v) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) \exp[-j2\pi(ux + vy)] dx dy,$$



$$f * h = TF^{-1}(TF(f) \times TF(h))$$



$$TF^{-1}(F(u, v)) = f(x, y) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} F(u, v) \exp[+j2\pi(ux + vy)] du dv.$$

Remarque : intérêt du filtrage par Fourier pour des filtres de grande taille, ou par un grand nombre de filtres

Débruitage & filtrage isotrope non-linéaire

Inconvénient 1 : sensible aux valeurs singulières

Inconvénient 2 : flou au niveau des contours

Méthode classique 2 : filtres de rang

Méthode classique : filtre médian ou morphologique

Débruitage & filtrage isotrope

Comparaison gaussien/médian

Filtre gaussien

Filtre médian

flou

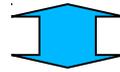
Disparition des petites structures

Restauration d'images

- Généralités
- Débruitage & filtrage isotrope
- **Débruitage & filtrage anisotrope**
- Débruitage & ondelettes

Débruitage & filtrage anisotrope

Méthode classique 3 : filtrage anisotrope



Principe du filtrage linéaire adaptatif

Autre formulation du lissage gaussien d'une image

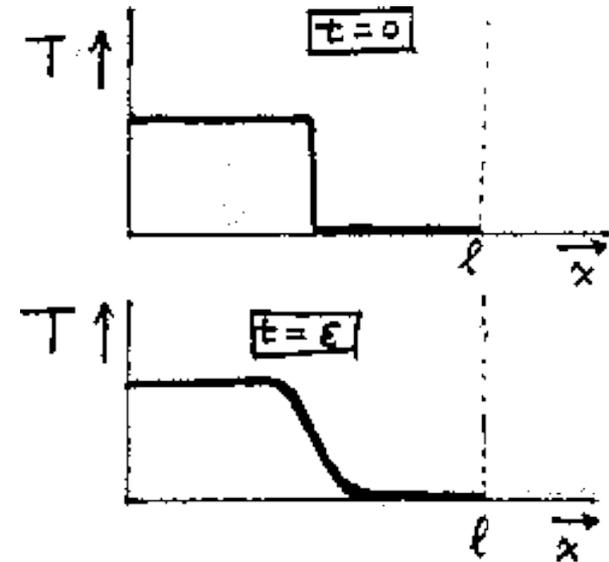
$$\frac{\partial u}{\partial t} = \text{div} (G \times \vec{\nabla} u) = \Delta u$$



u_t désigne l'image $u(x,y)$ à l'échelle t .
 t croît avec le degré de lissage de l'image.



Équation de diffusion de la chaleur



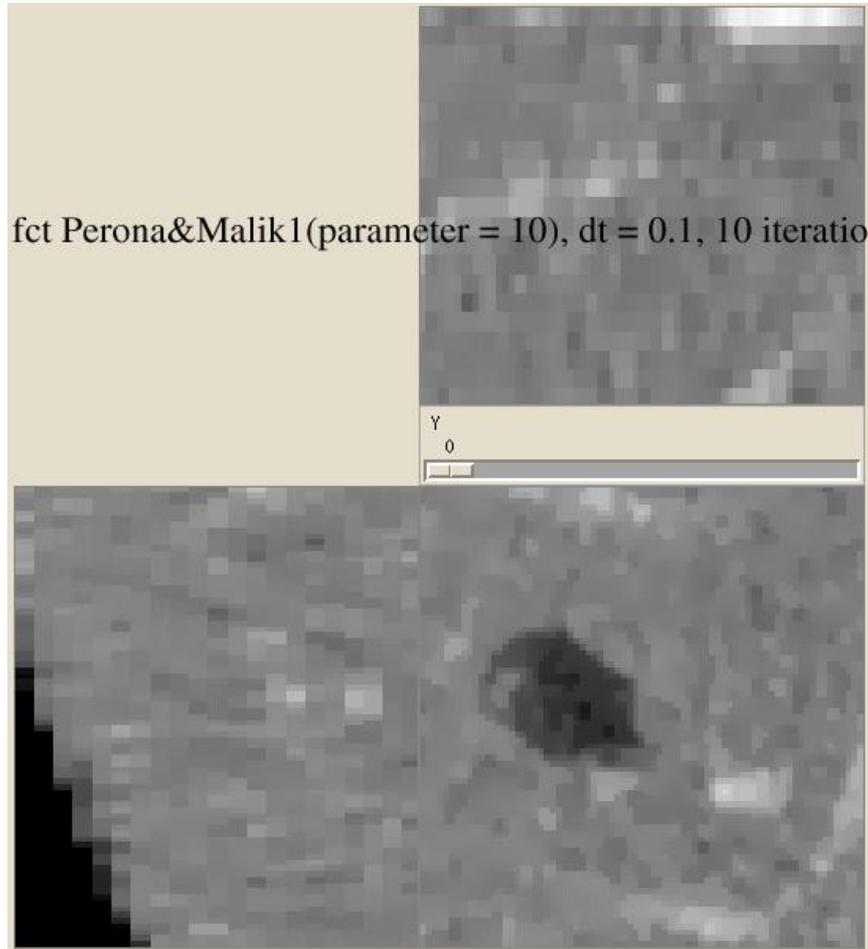
Débruitage & filtrage anisotrope

Diffusion anisotrope # filtrer plus fortement à l'intérieur des régions qu'à leurs frontières

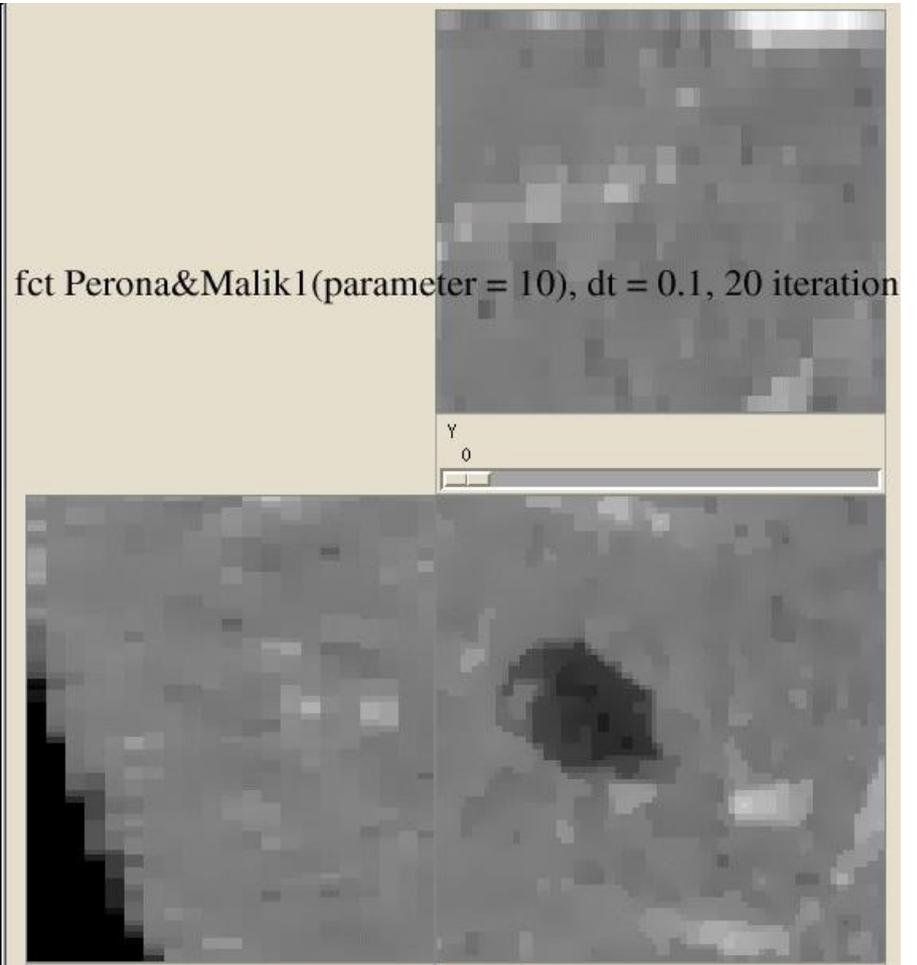
$$\frac{\partial u}{\partial t} = \operatorname{div} (G \times \vec{\nabla} u) = \Delta u \quad \longrightarrow \quad \frac{\partial u}{\partial t} = \operatorname{div} (g(\|\vec{\nabla} u\|) \times \vec{\nabla} u)$$

Où g est la fonction de diffusion (décroissante)

Débruitage & filtrage anisotrope

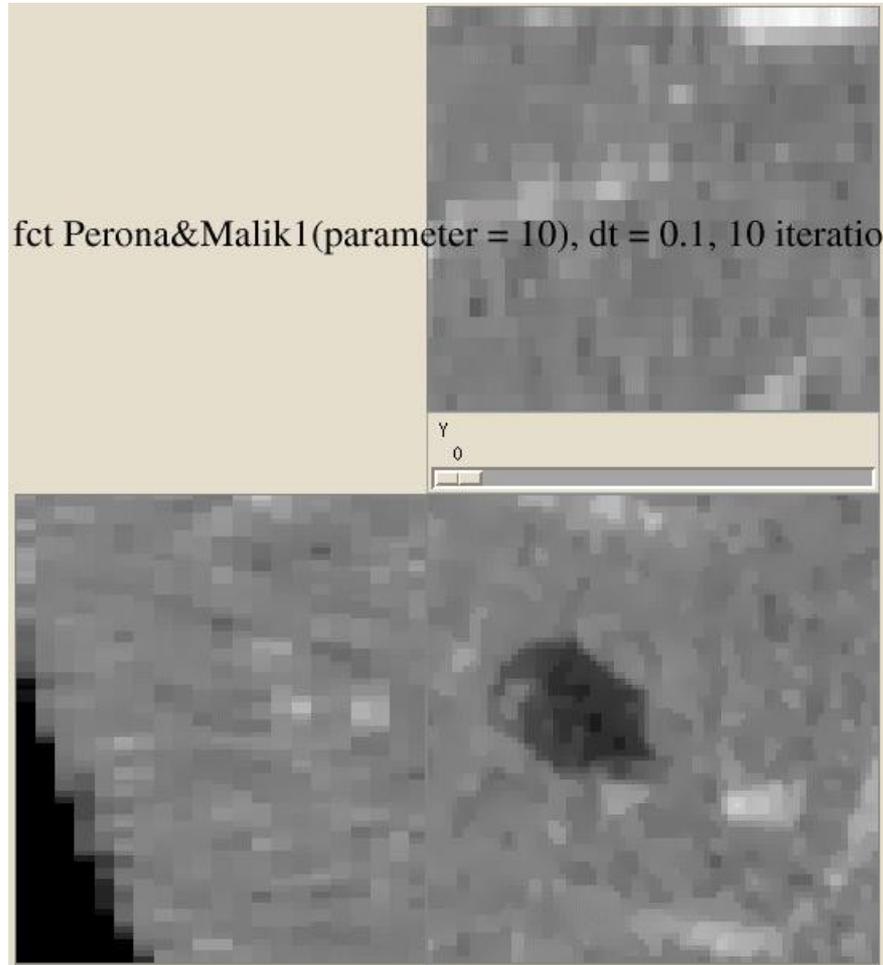


10 itérations

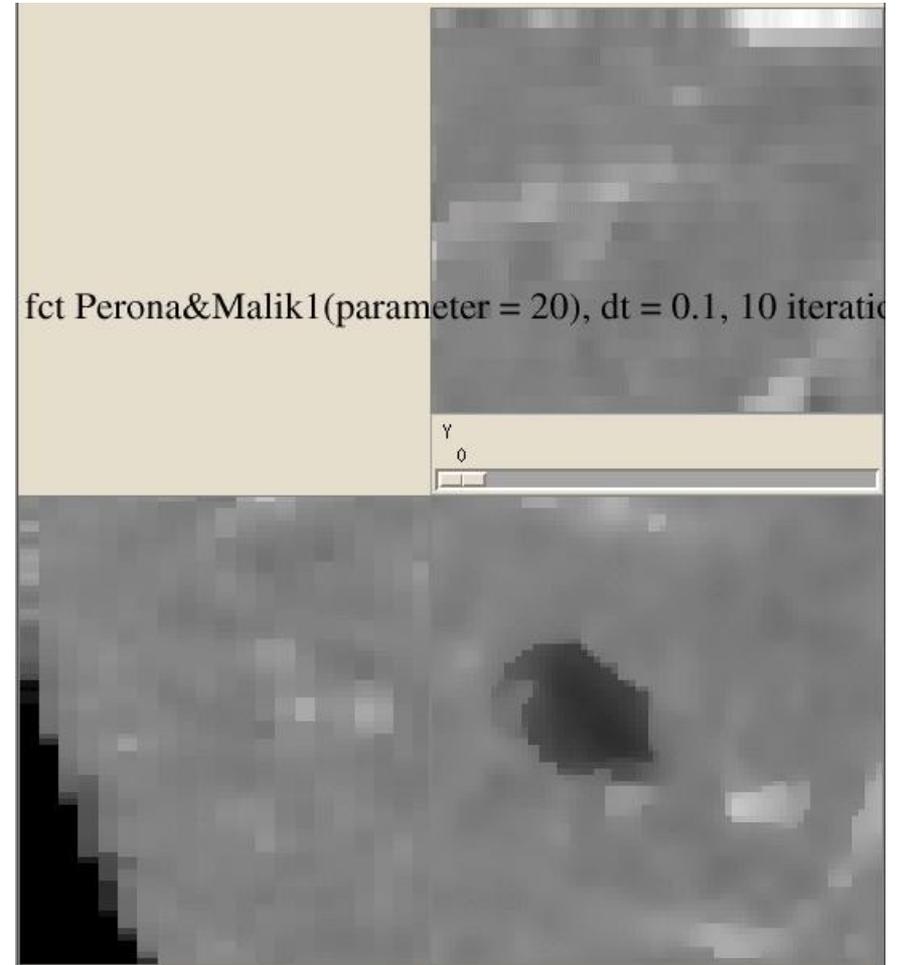


20 itérations

Débruitage & filtrage anisotrope

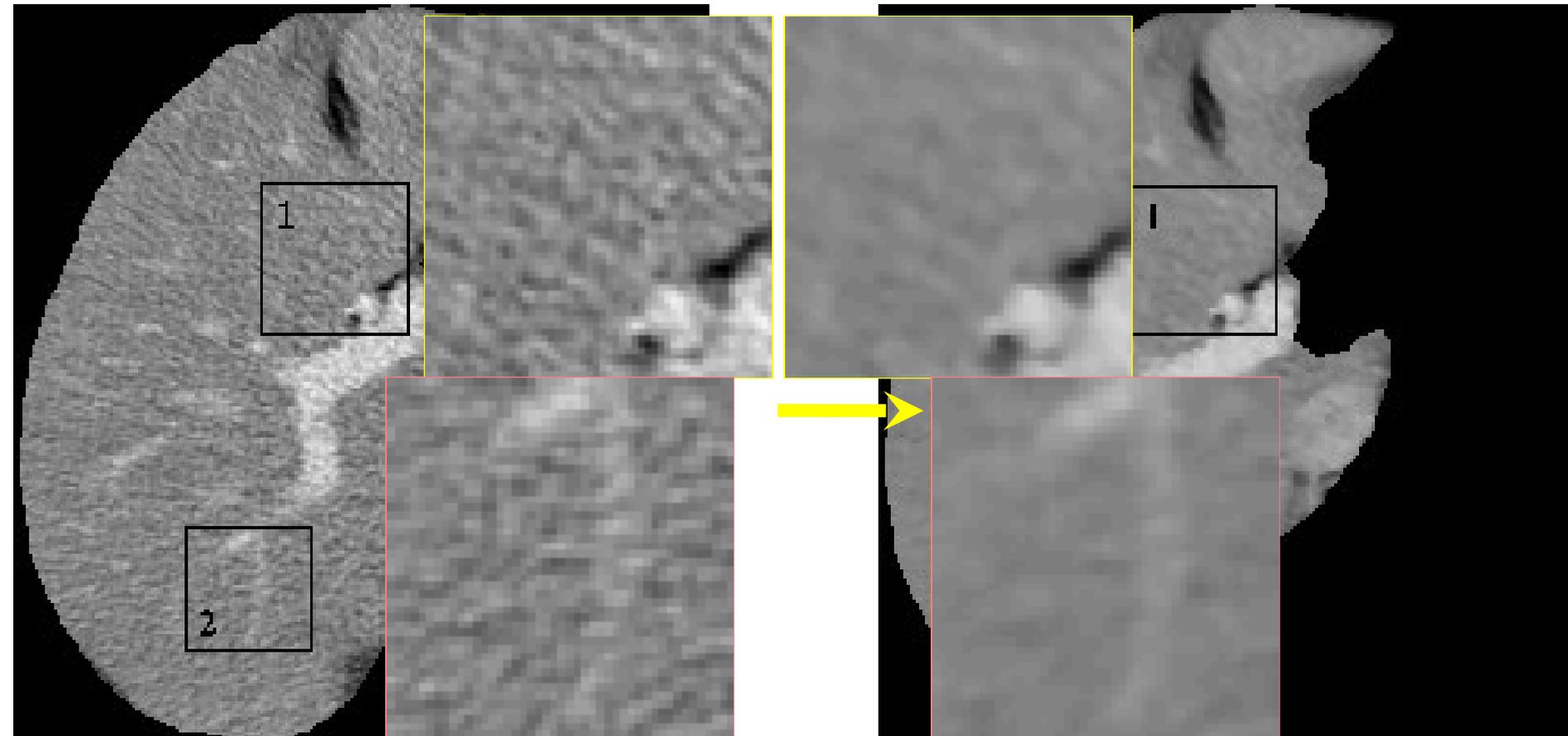


Paramètre de fonction de diffusion = 10

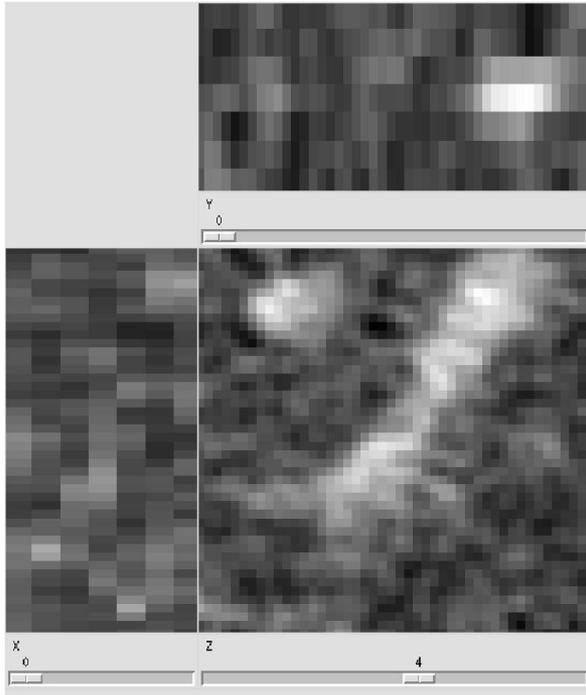


Paramètre de fonction de diffusion = 20

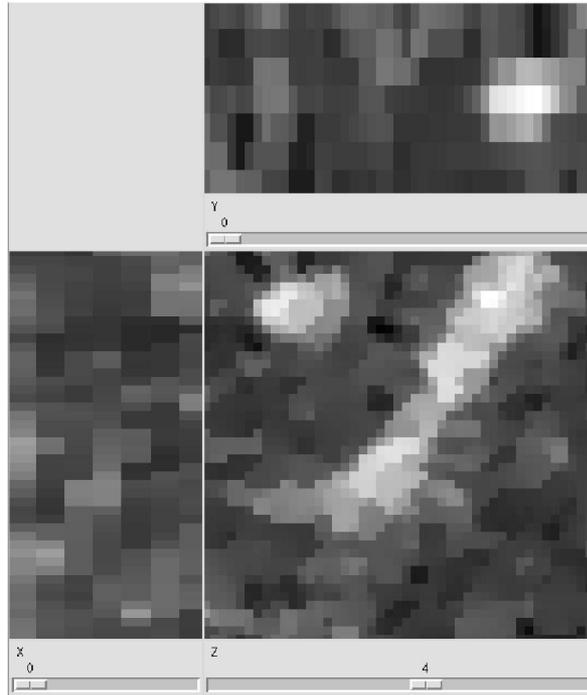
Débruitage & filtrage anisotrope



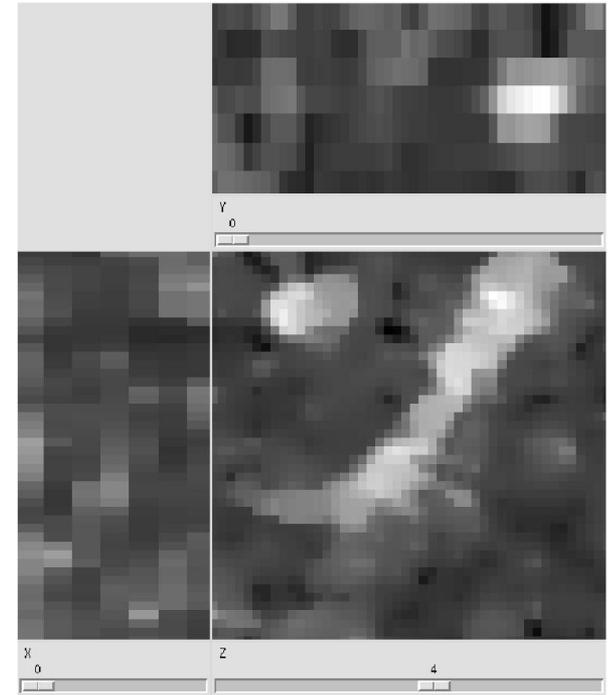
Débruitage & filtrage anisotrope



Initial



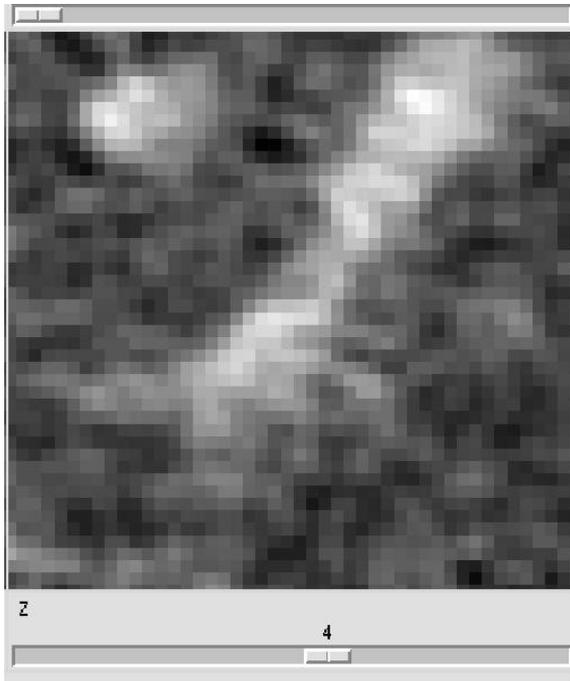
Perona & Malik



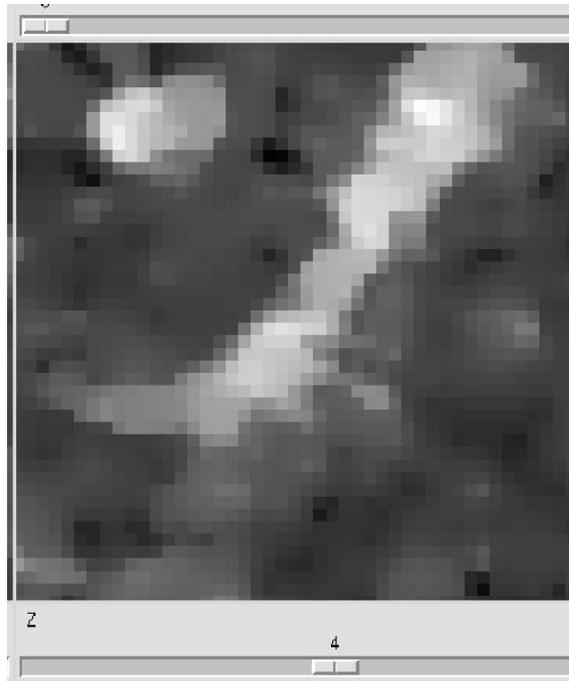
Perona & Malik
+ Catté
(filtrage passe-bas supplémentaire)

Débruitage & filtrage anisotrope

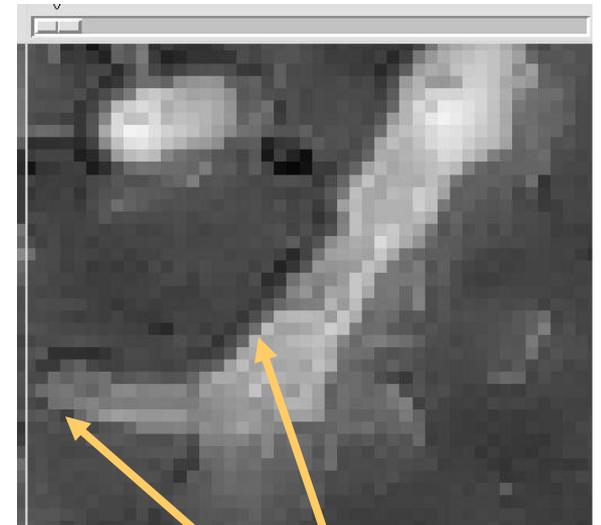
Variante directionnelle : on tient compte de l'orientation du gradient de l'image et pas seulement de son amplitude. Ceci correspond à la véritable diffusion anisotrope (celle de PM est dite scalaire inhomogène).



Initial



Diffusion inhomogène



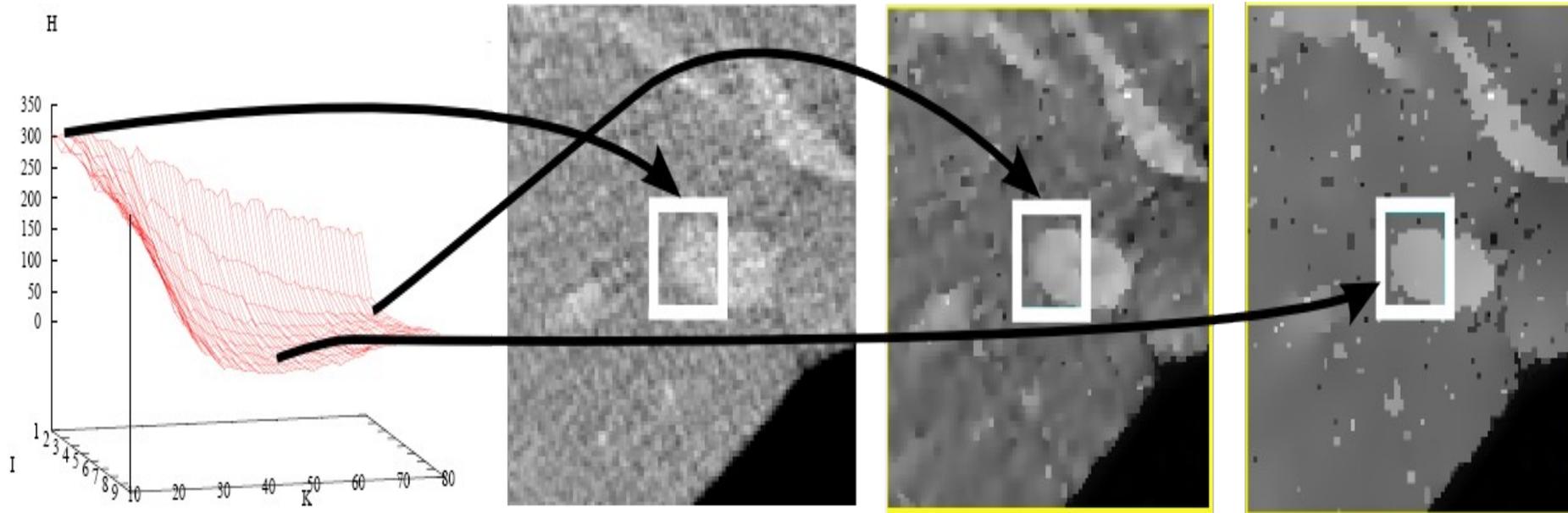
Meilleure restauration des contours

Diffusion anisotrope

Limitations : choix des paramètres & temps de calcul

Débruitage & filtrage anisotrope

H = séparabilité photométrique entre les deux classes d'intérêt



I = nombre d'itérations ; K = coefficient de diffusion

Limitations : choix des paramètres & temps de calcul

Restauration d'images

- Généralités
- Débruitage & filtrage isotrope
- Débruitage & filtrage anisotrope
- **Débruitage & ondelettes**

Débruitage & ondelettes

Rappel : image & fréquences spatiales

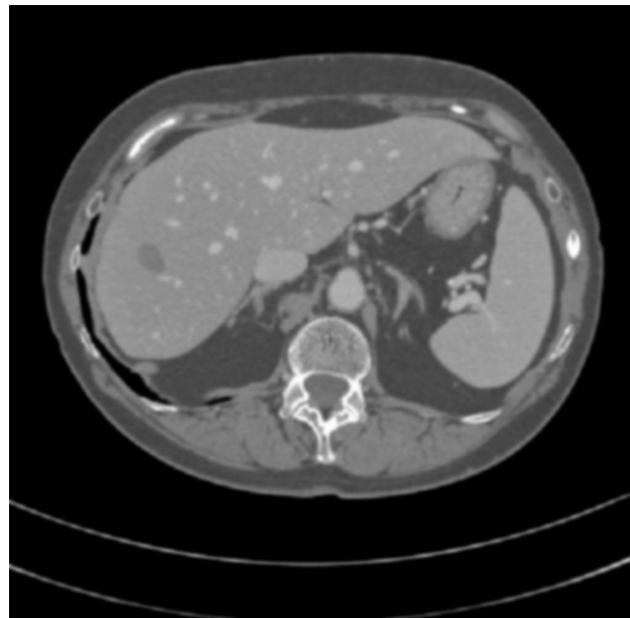
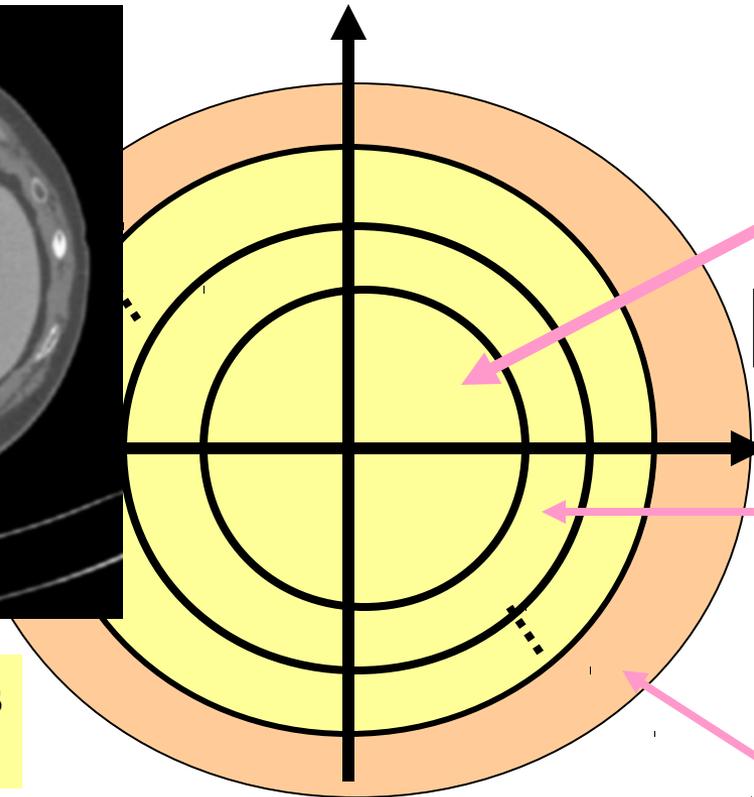
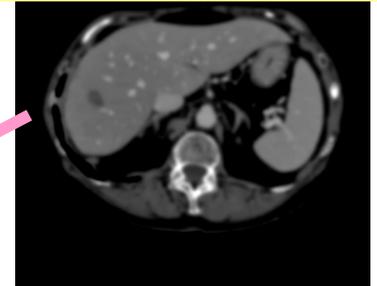


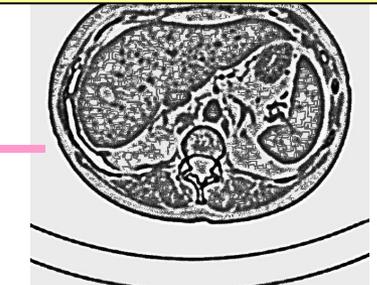
image initial (toutes les fréquences)



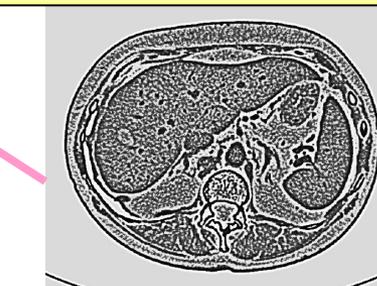
basses fréquences



détails (moyennes fréquences)



détails (hautes fréquences)

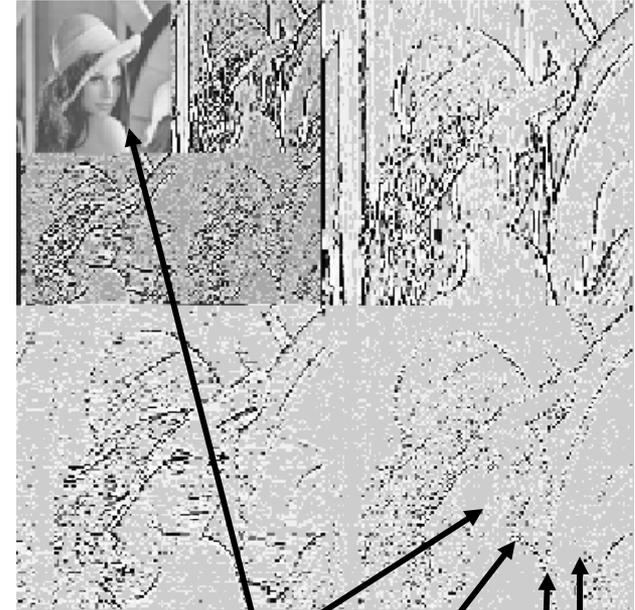


Domaine fréquentiel

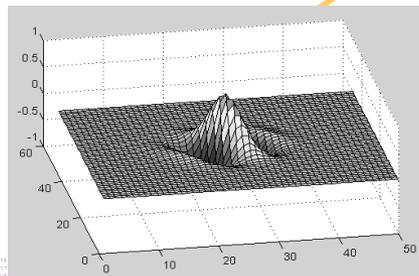
Débruitage & ondelettes



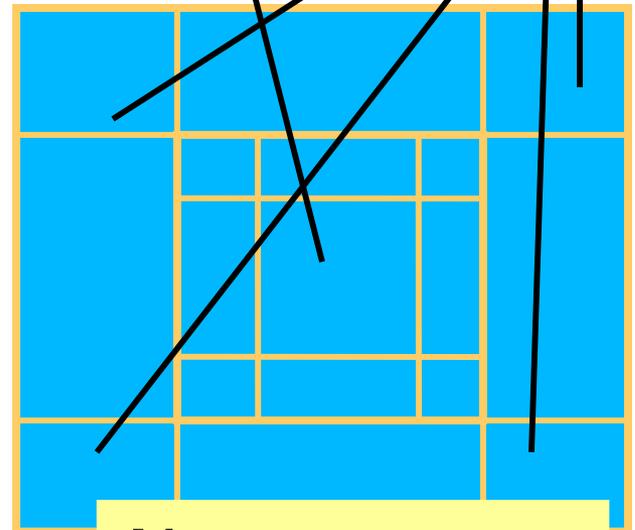
Transformée
en ondelettes



$$W_{s_x, s_y}(x, y) = \frac{1}{\sqrt{s_x s_y}} \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(a, b) \psi\left(\frac{x-a}{s_x}, \frac{y-b}{s_y}\right) da db$$



e.g. ondelettes
de Gabor



découpage spectre

Analyse multirésolution

Compression d'images

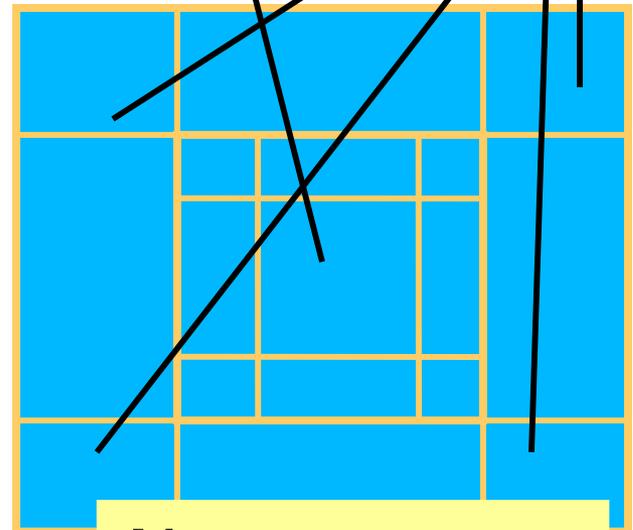
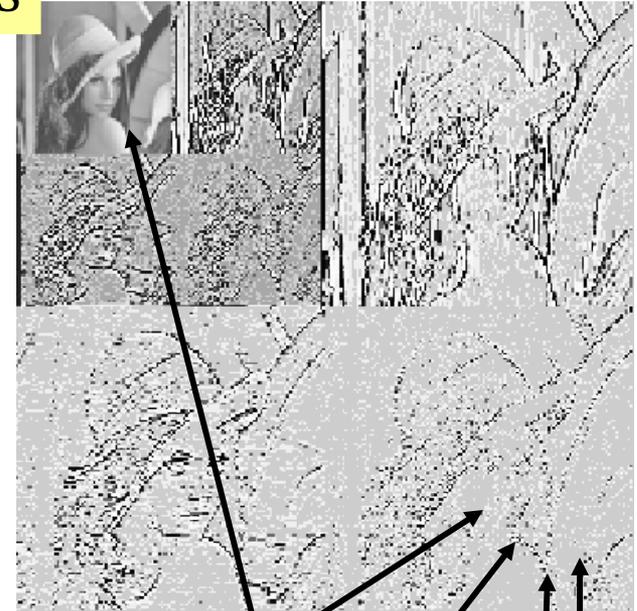
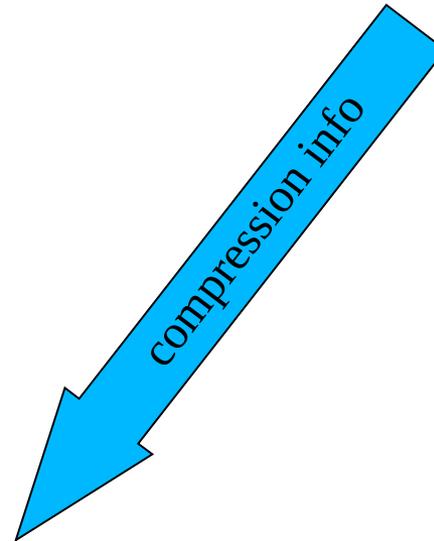
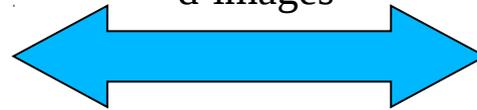


lena originale



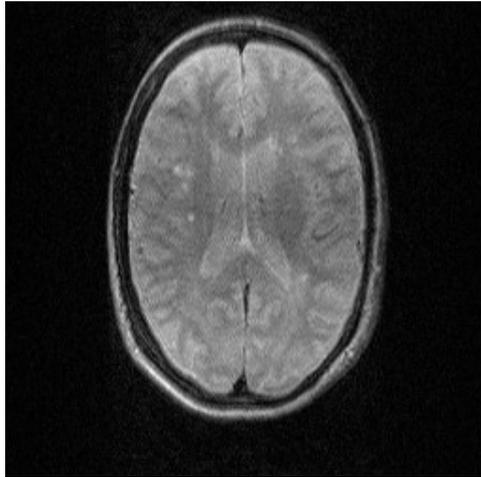
lena reconstruire après compression 128:1

Exemple
d'application à la
compression
d'images

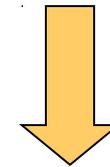
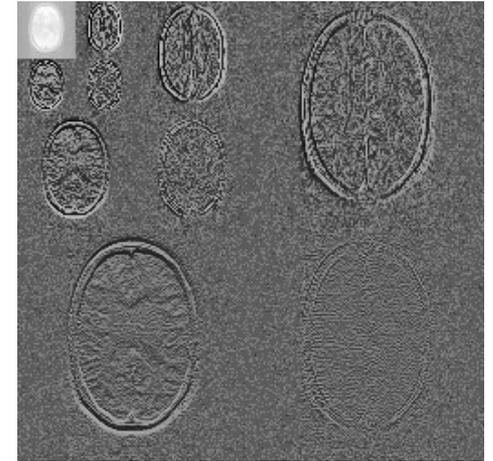


découpage spectre

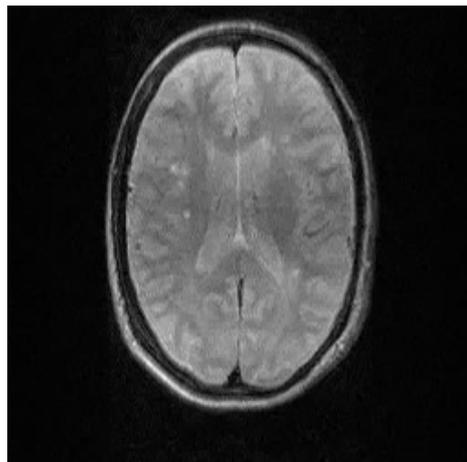
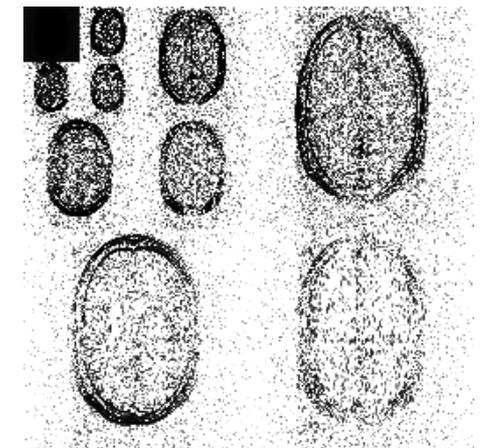
Débruitage & ondelettes



WT directe



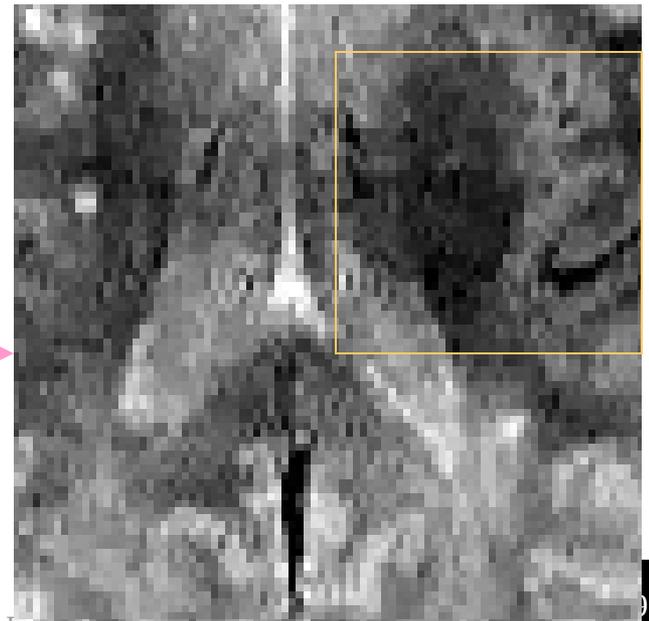
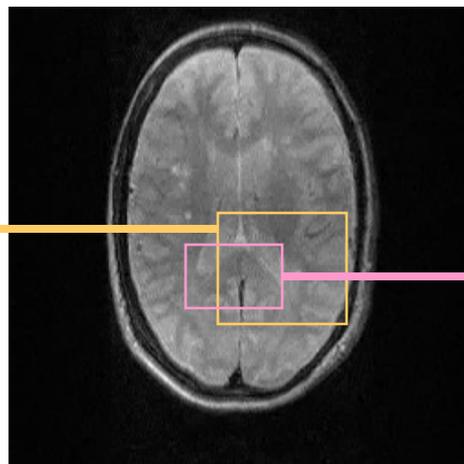
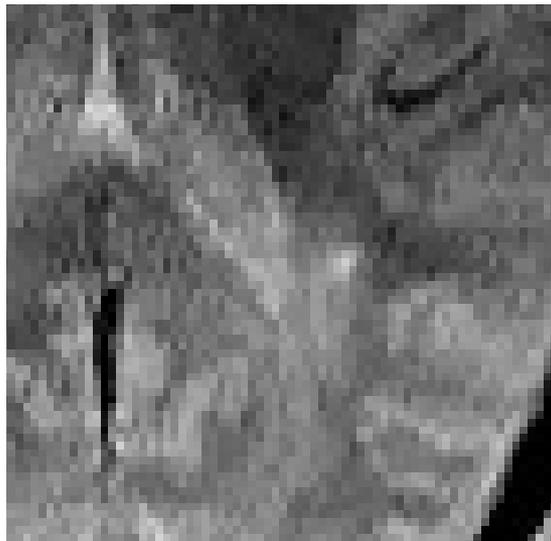
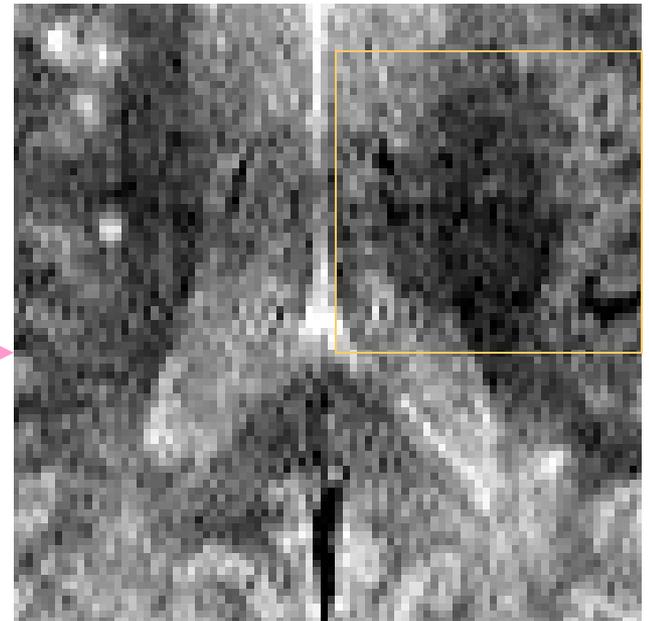
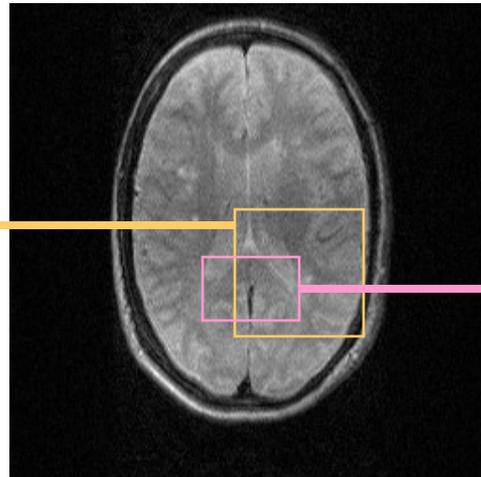
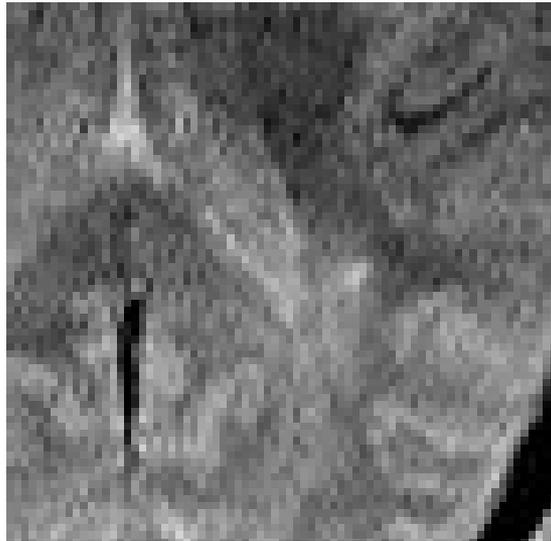
Seuillage
Coeff.



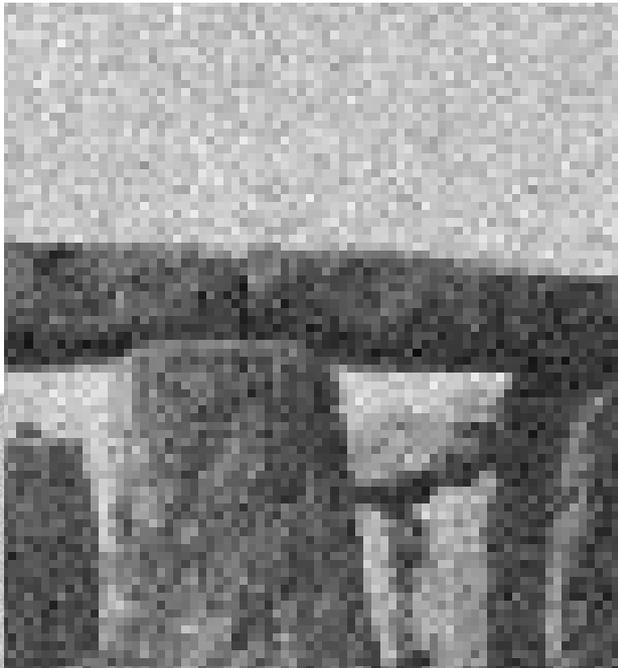
WT inverse



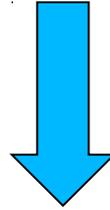
Débruitage & ondelettes



Débruitage & ondelettes



Débruitage



Limitation commune : choix des paramètres & temps de calcul

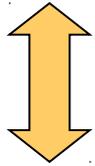
Plan du cours

- Généralités
- Restauration d'images
- **Analyse d'images sur critère photométrique**
- Analyse d'images sur critère textural
- Analyse d'images sur critère morphologique
- Classification
- Quelques considérations sur les aspects logiciels

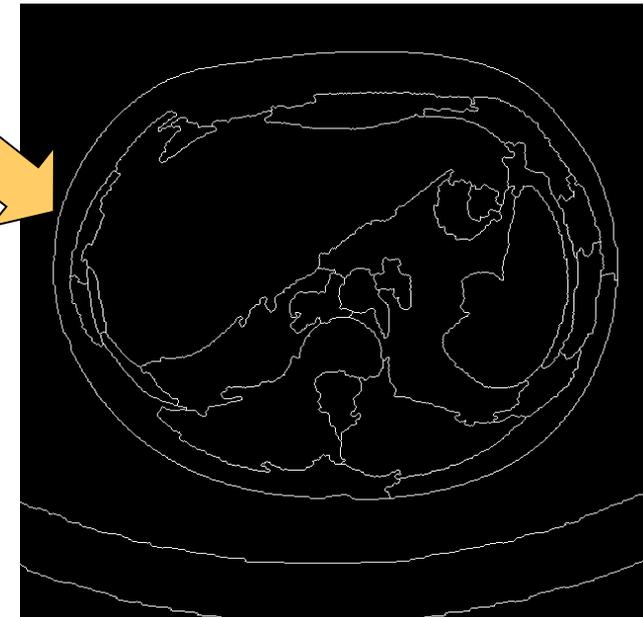
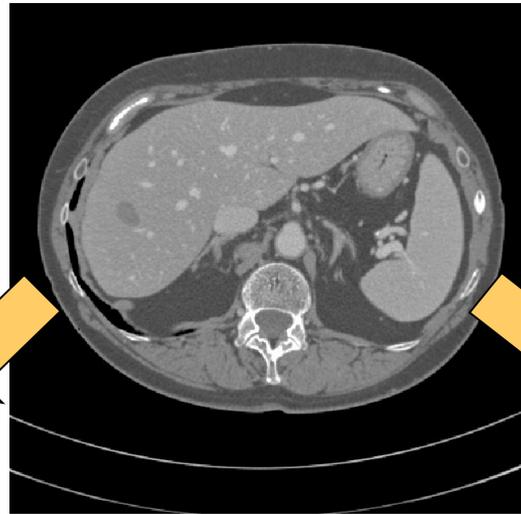
Critère photométrique

Deux approches

Approche par région :
recherche des régions de
même intensité



Approche par contour :
recherche des contours
séparant les différentes
régions



AI sur critère photométrique

- **Approche par régions**
- Approche par contours

Critère photométrique : approche par région

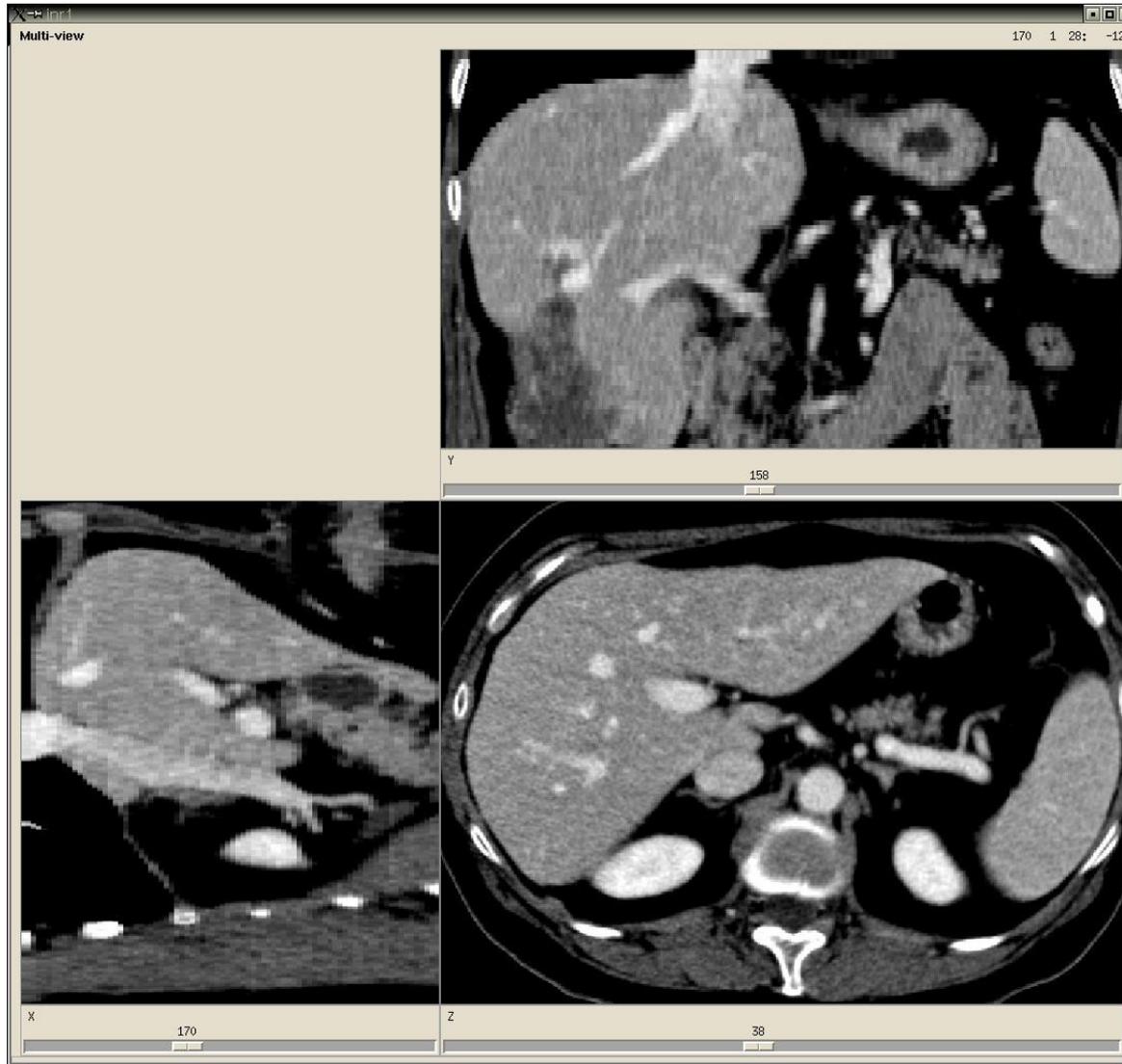
Méthode classique : seuillage global de l'image

Exemple d'algorithme classique :

- 1-Calcul de histogramme global
- 2-Détection des vallées séparant les modes
- 3-Seuillage de l'image

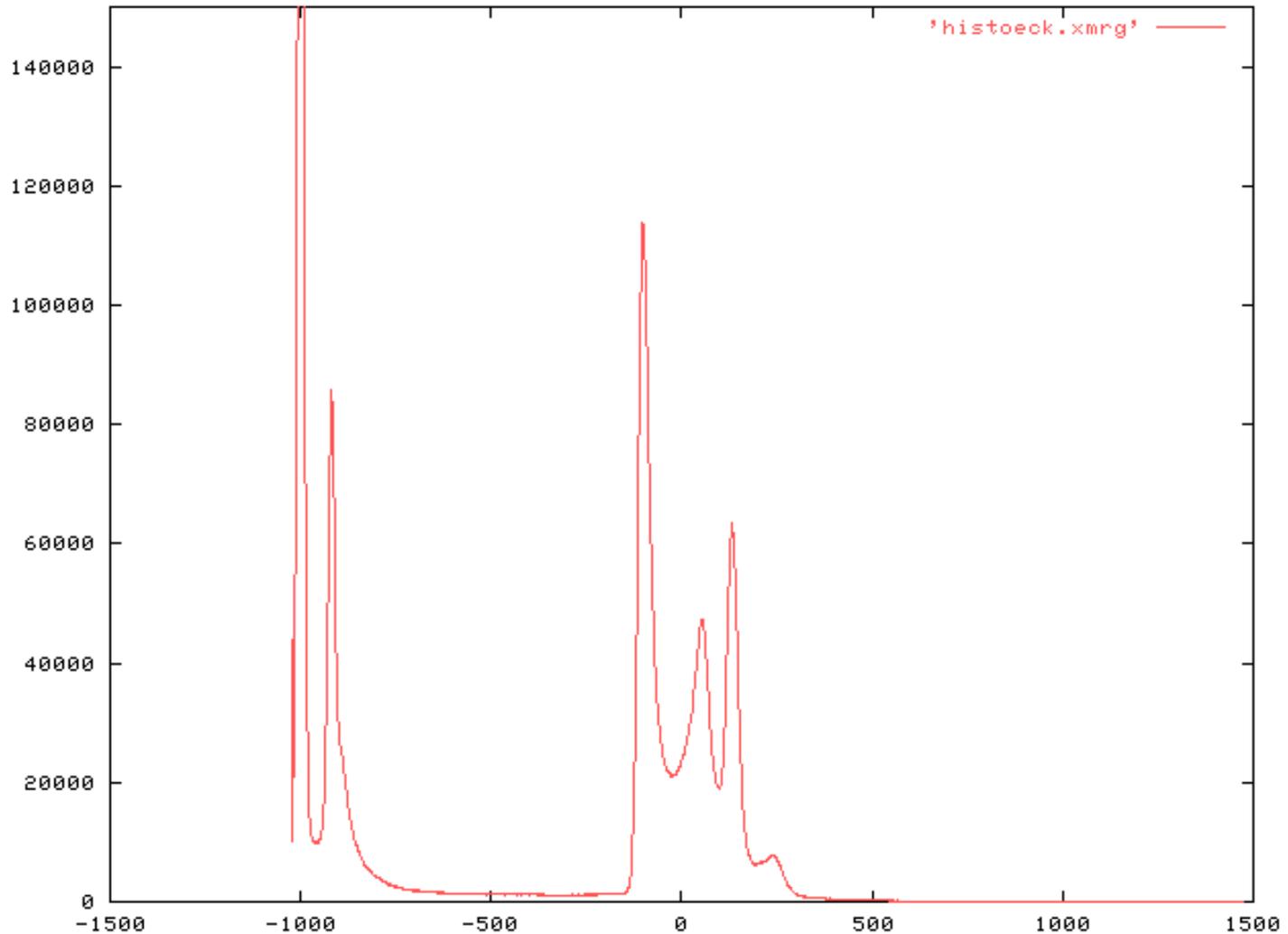
Critère photométrique : approche par région

1-Calcul de l'histogramme



Critère photométrique : approche par région

1-Calcul de l'histogramme

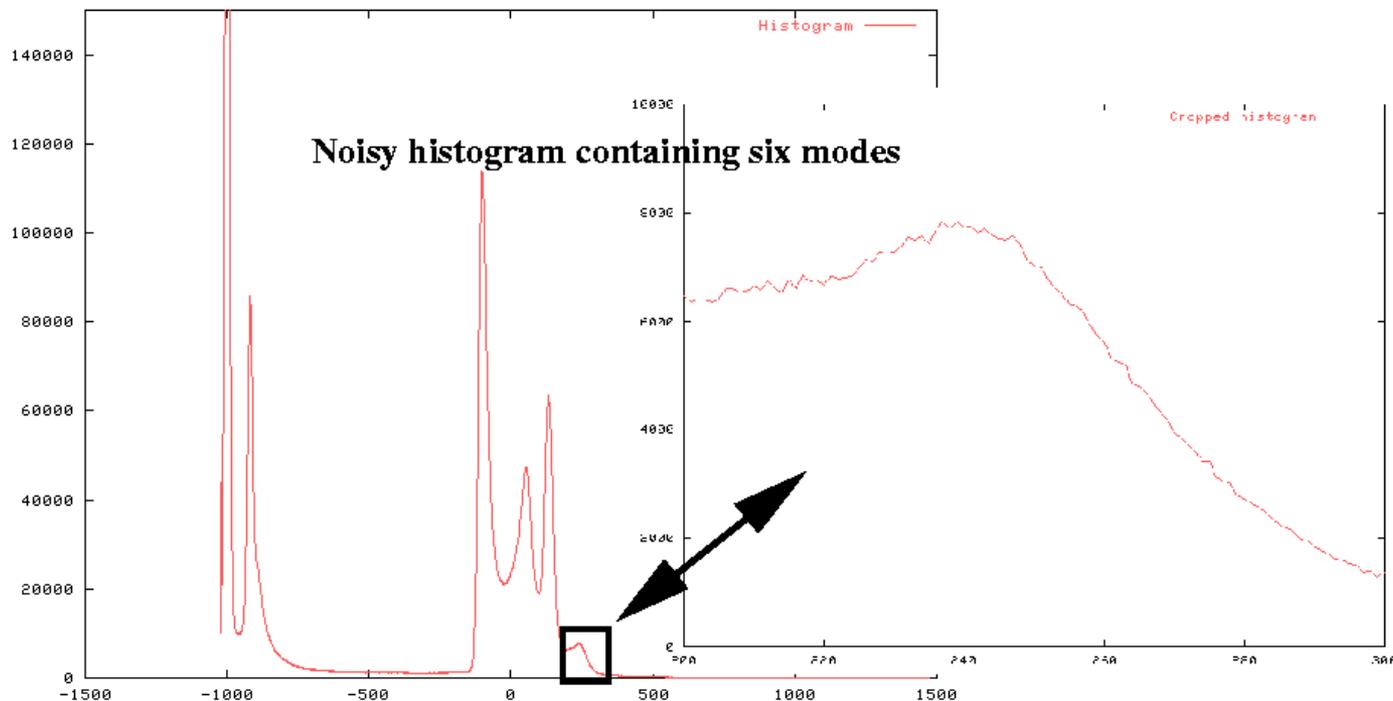


Critère photométrique : approche par région

2-Détection des vallées séparant les modes

Recherche des modes (un mode = un maximum)

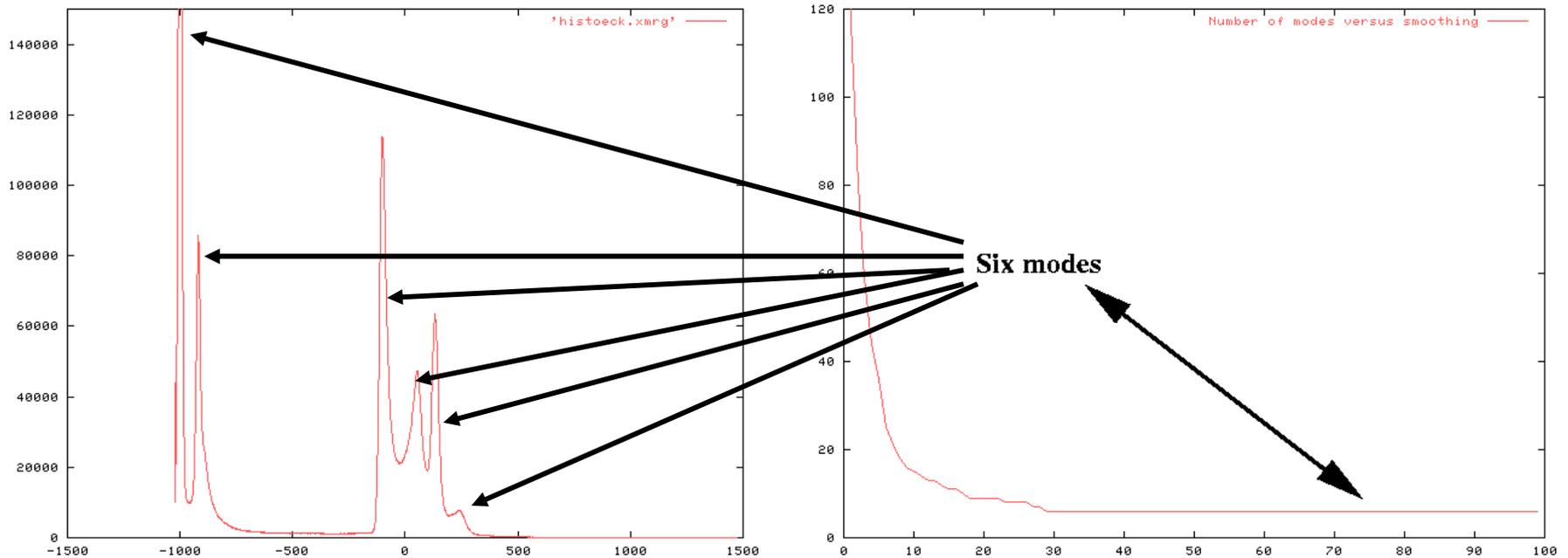
↳ Contrainte : histogramme bruité. ➔ Faux-positifs



Critère photométrique : approche par région

2-Détection des vallées séparant les modes

Une première solution : lissages successifs jusqu'à stabilisation



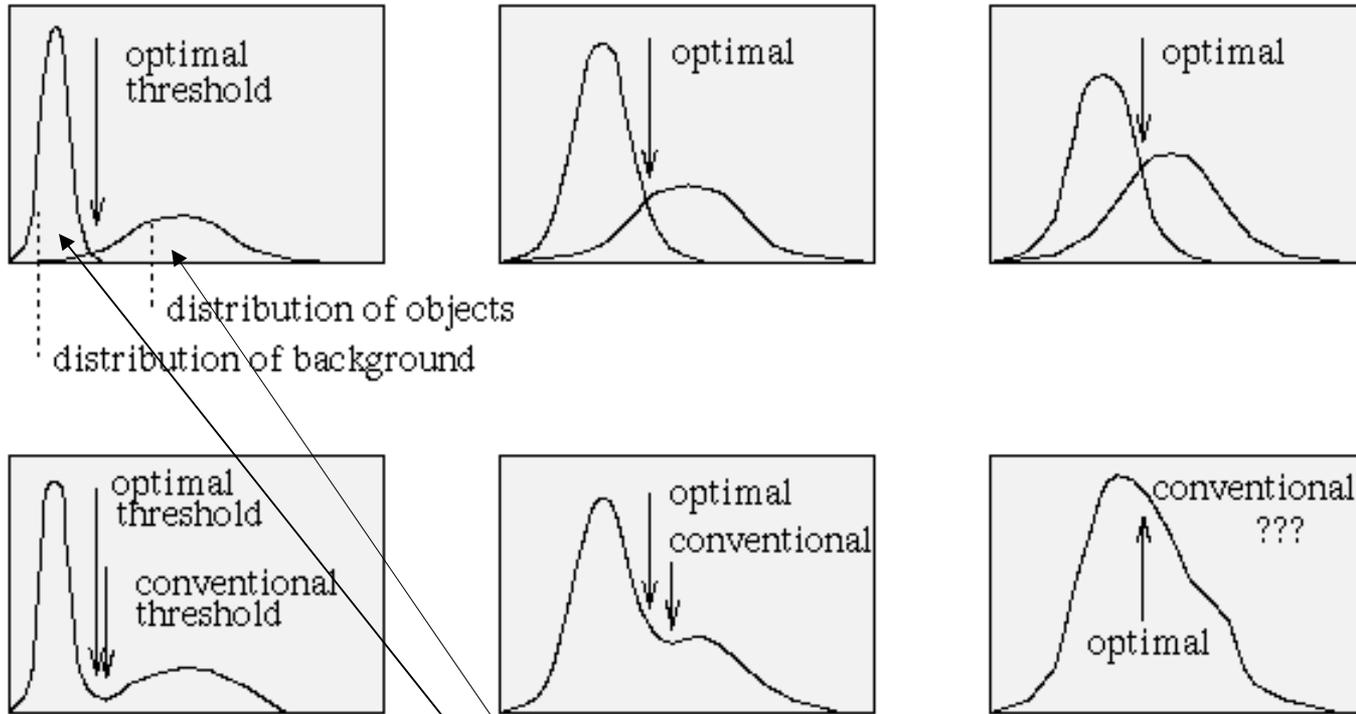
Connaissance nombre mode



Connaissance vallées (seuils)

Critère photométrique : approche par région

Solution plus rigoureuse : estimation des densités de probabilité de chaque mode.

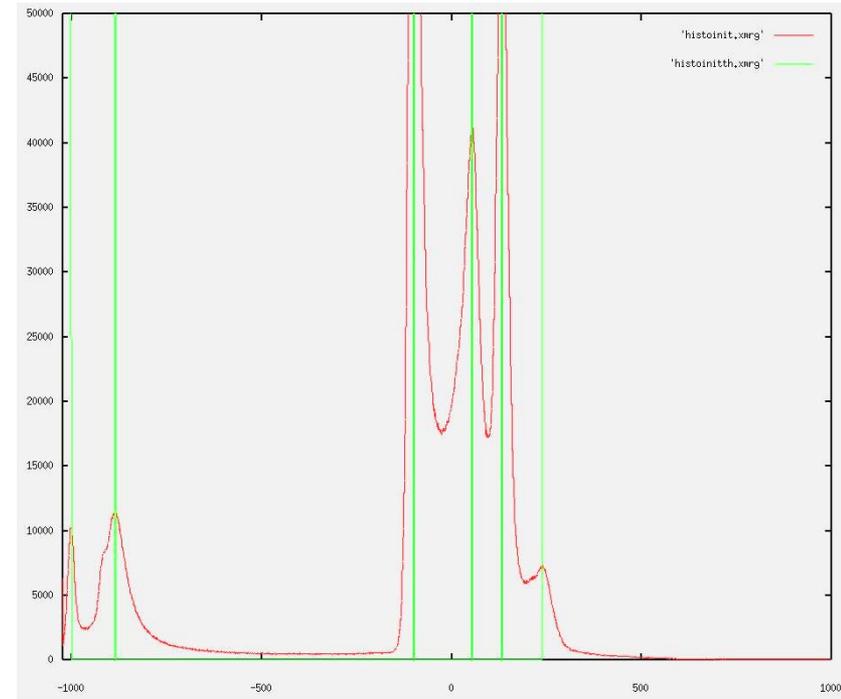
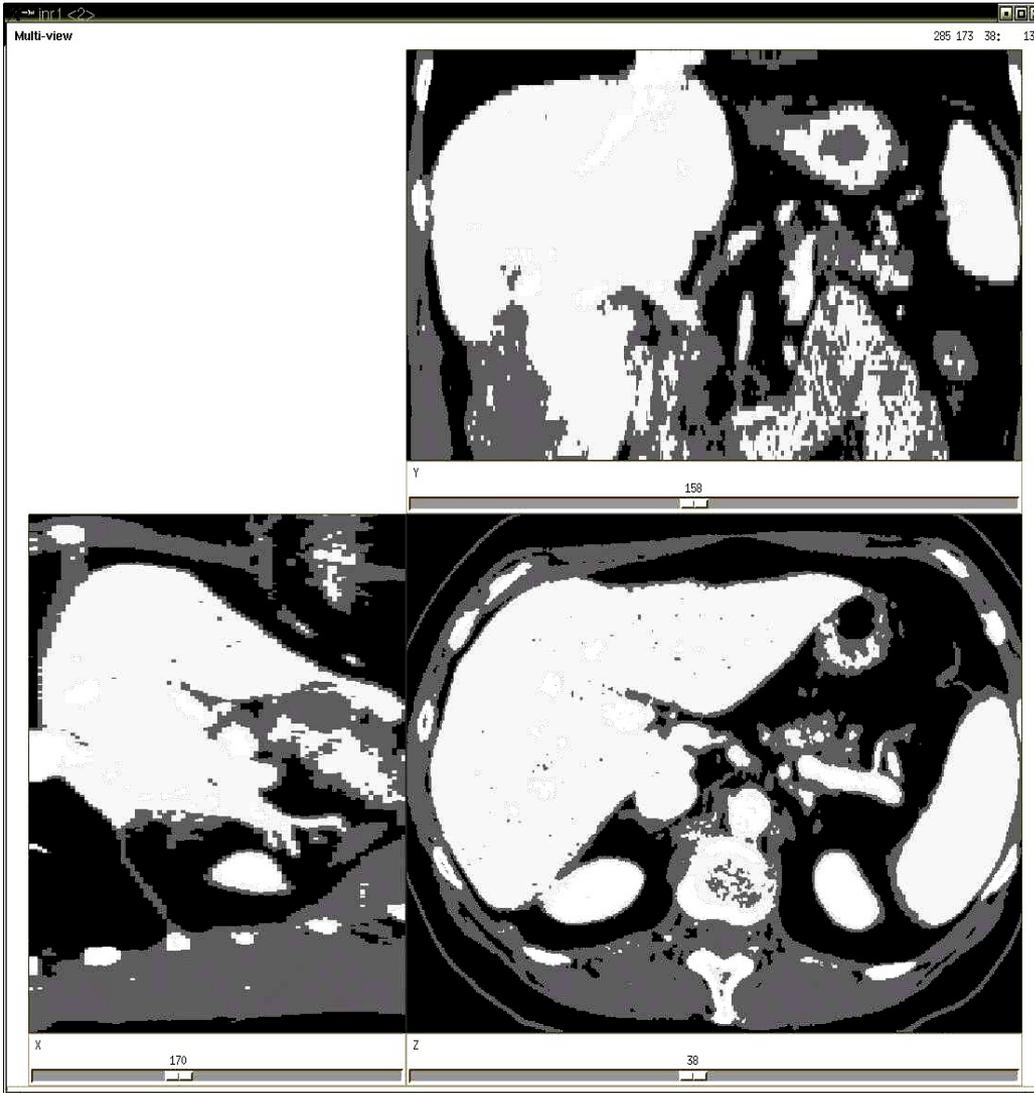


$$h(g) = \sum_{i=1}^{nbmode} a_i \times \exp - \frac{(g - \mu_i)^2}{2\sigma_i^2}$$

Estimation paramètres -> seuils

Critère photométrique : approche par région

2-Seuillage de l'image

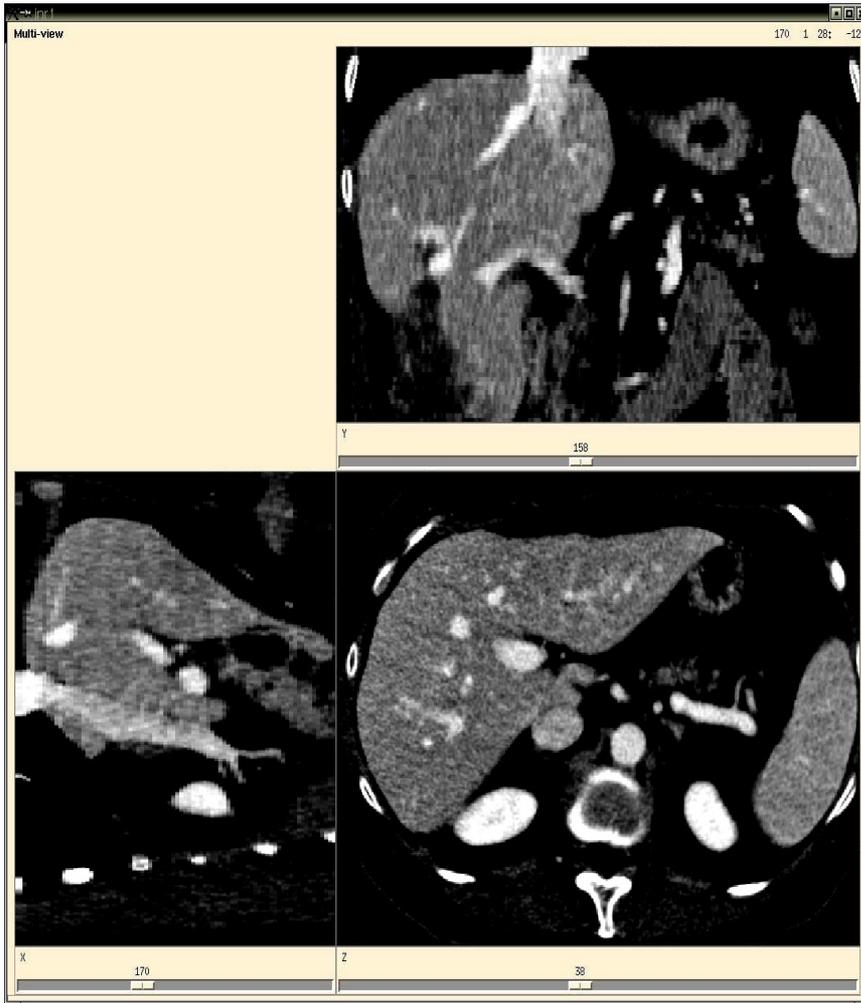


Histogramme initial (rouge)

Histogramme final (vert)

Critère photométrique : approche par région

Résumé



Critère photométrique : approche par région

Limitation 1 : analyse globale de l'image

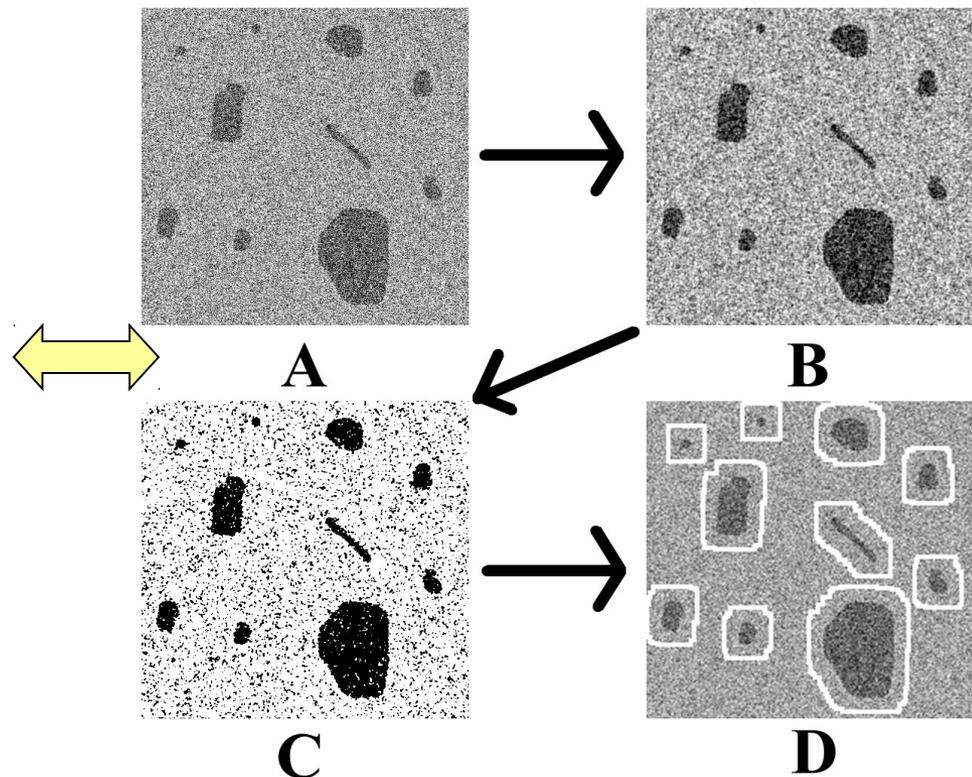
Limitation 2 : bruit dans l'image

Limitation 3 : connexité des régions

Critère photométrique : approche par région

Limitation 1 : les régions de petite taille risquent de ne pas clairement apparaître au niveau de l'histogramme. Elles risquent d'être associées à tort à une région ayant des propriétés photométriques différentes.

Une solution : travail au sein régions d'intérêt



Critère photométrique : approche par région

Limitation 1 : analyse globale de l'image

Limitation 2 : bruit dans l'image

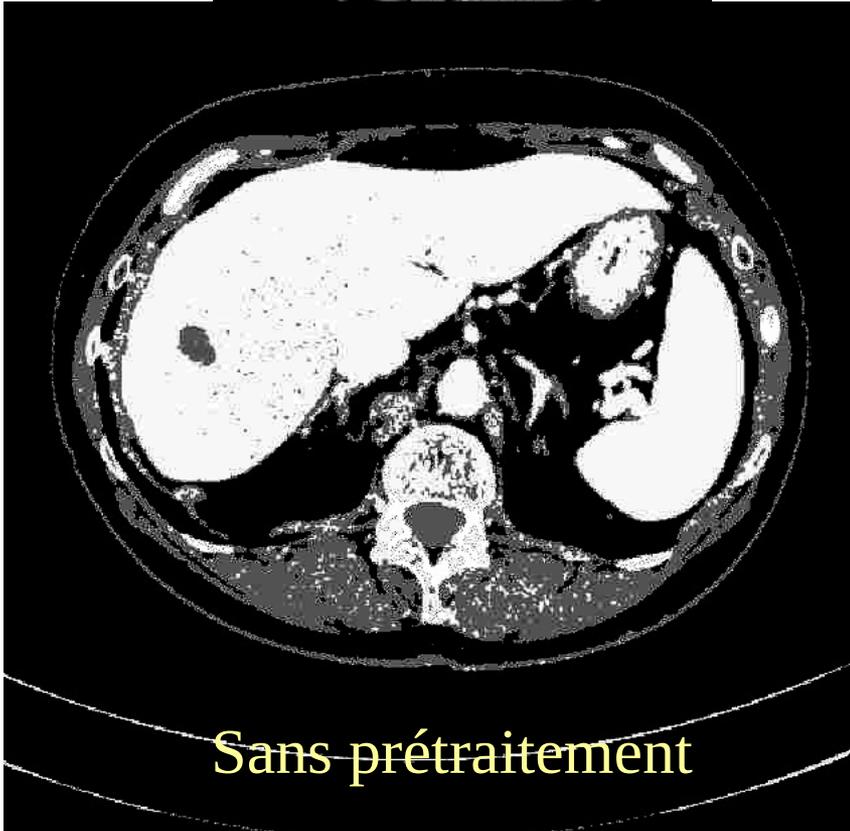
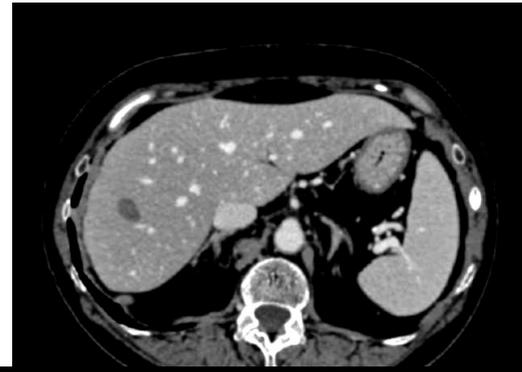
Limitation 3 : connexité des régions

Critère photométrique : approche par région

Limitation 2 : si l'image est trop bruitée, la segmentation risque d'échouer : les intensités des différentes régions se mélangent.

Solution : améliorer la qualité de l'image (débruitage/restauration)
→ contrainte = conserver l'information pertinente.

Critère photométrique : approche par région



Critère photométrique : approche par région

Limitation 1 : analyse globale de l'image

Limitation 2 : bruit dans l'image

Limitation 3 : connexité des régions

Critère photométrique : approche par région

Limitation 3 : un simple seuillage ne permet pas de conduire à des régions de pixels connexes (i.e. connectés entre eux)



foie
rate

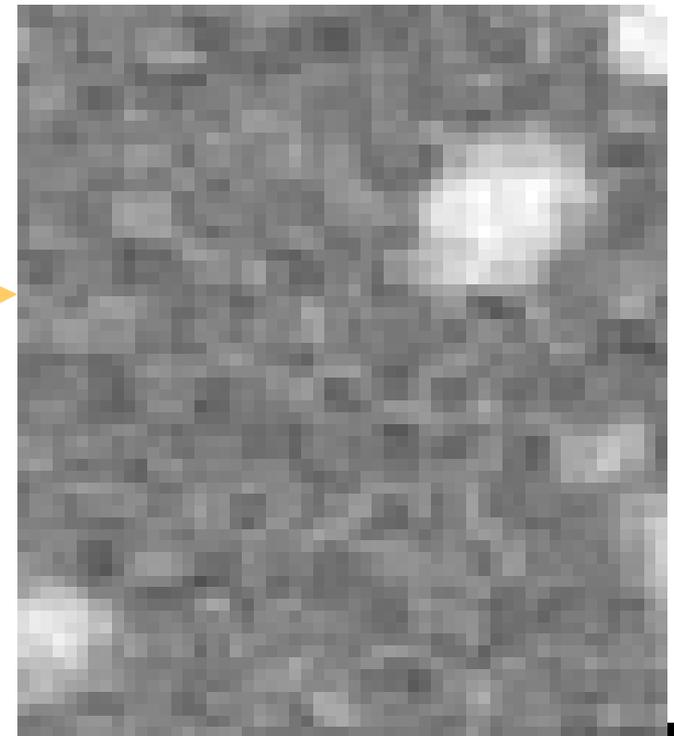
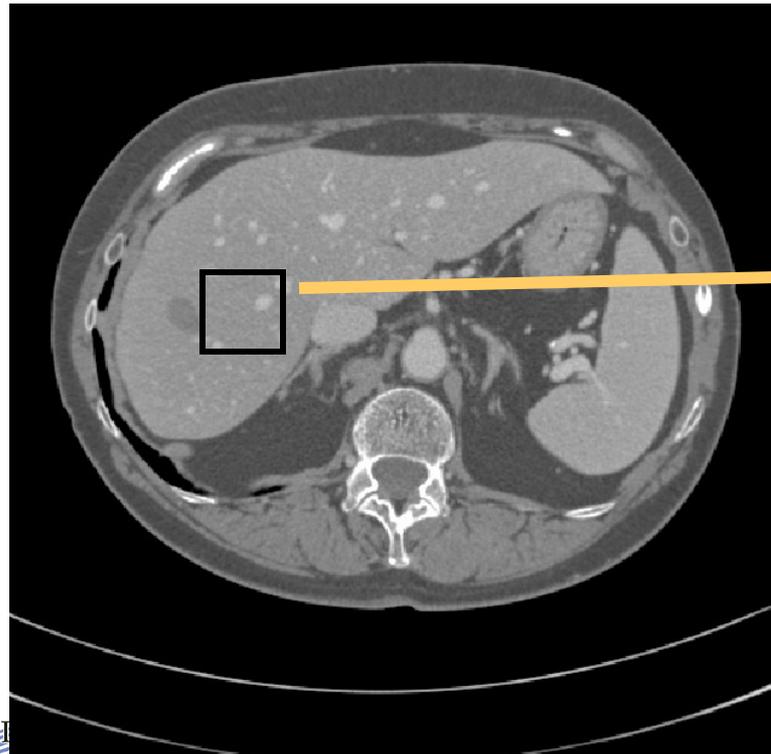
} Assimilées au même segment bien que non connexes

Solution : méthodes de croissance de région

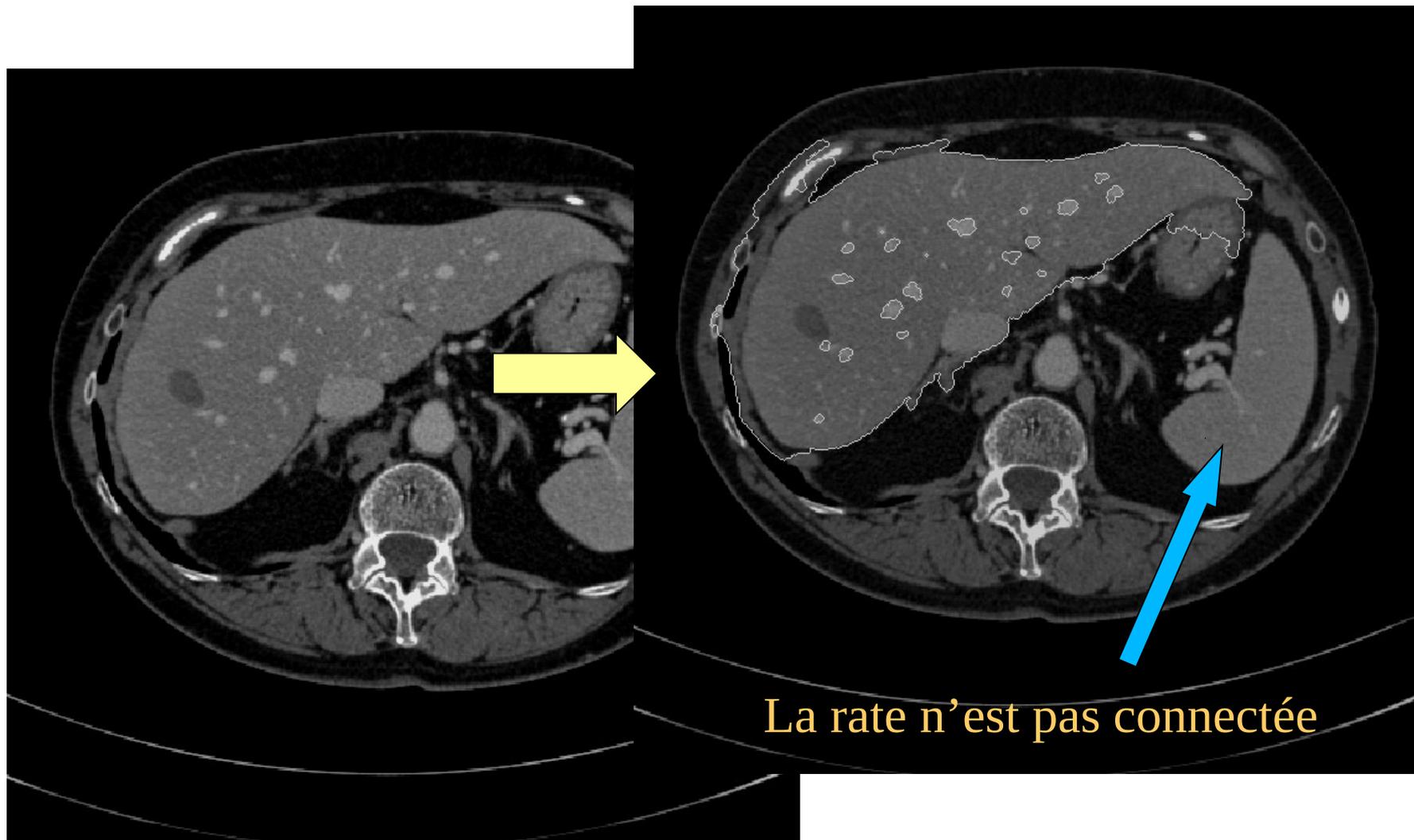
Critère photométrique : approche par région

Exemple d'algorithme de croissance de région :

- on part d'un point donné
- on le marque comme faisant partie de la région
- on vérifie pour chaque voisin s'il satisfait le critère d'homogénéité et s'il n'a pas déjà été visité. si oui : on applique la même procédure au voisin. Si non, on arrête la procédure.



Critère photométrique : approche par région



Critère photométrique : approche par région

« Split and merge » : partage & fusionne

- Rappel : les régions doivent satisfaire les deux conditions suivantes:

- $H(R_i) = TRUE \quad i=1, \dots, S$

- $H(R_i \cup R_j) = FALSE$ avec R_i adjacent à R_j

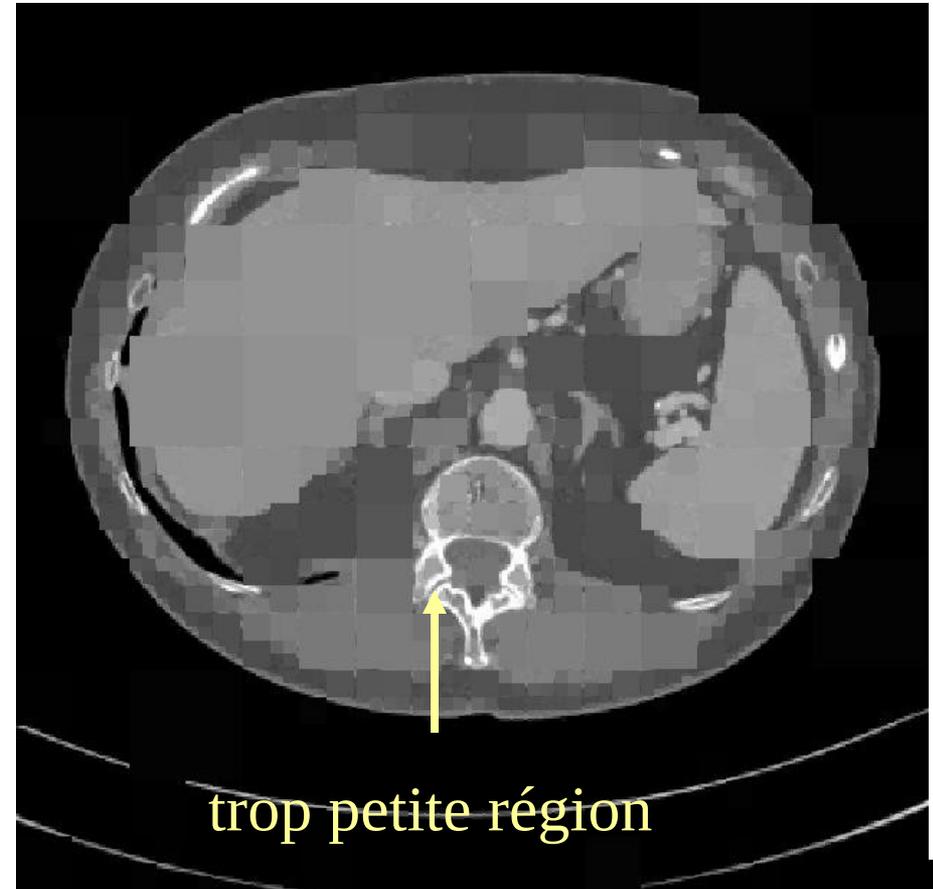
- C'est l'approche duale de la croissance de région.
- On commence par l'image entière
- La condition (1) n'est bien entendu pas remplie : on divise alors l'image (en 4 par exemple).
- On progresse récursivement jusqu'à obtenir des régions homogènes : problème = souvent une segmentation trop

fine

Critère photométrique : approche par région

« Split and merge » exemple

Critère : une région est considérée homogène si un certain pourcentage des pixels de la région ont une intensité voisine de l'intensité moyenne (\pm un écart-type autour de la moyenne).

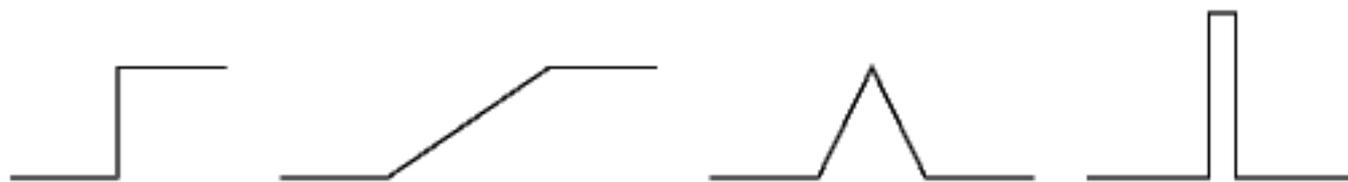


AI sur critère photométrique

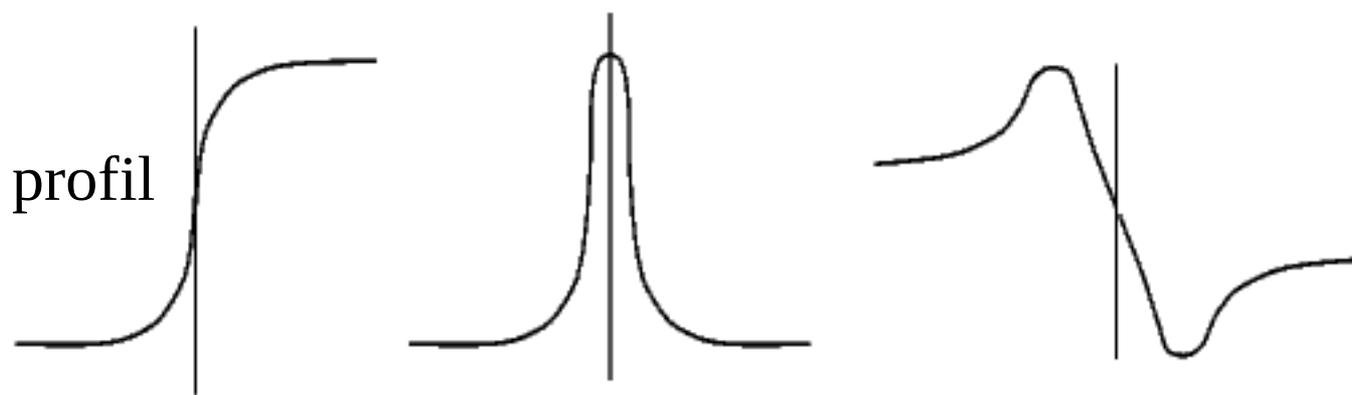
- Approche par régions
- **Approche par contours**

Critère photométrique : approche par contour

- Une autre façon de segmenter une image sur critère photométrique est de rechercher les contours des régions :
 - c'est à dire là où sa dérivée première présente un maximum
 - c'est à dire là où sa dérivée seconde passe par zéro



Quelques profils de contours : marche, rampe, toit, pic



Détection de contour : dérivée première et seconde

Critère photométrique : approche par contour

Opérateur de dérivation au premier ordre

- Prewitt

$$h_1 = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix}$$



Image g1

$$h_2 = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & -1 & 0 \end{bmatrix}$$



Image g2

$$h_3 = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$



Image g3



$$g(i, j) = \sum_{k=1}^2 |g_k(i, j)|$$

or

$$\sqrt{\sum_{k=1}^2 g_k(i, j)^2}$$

Critère photométrique : approche par contour

- Sobel

$$h_1 = \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix}$$



Image g1

$$h_2 = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \\ -2 & -1 & 0 \end{bmatrix}$$



Image g2

$$h_3 = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$



Image g3

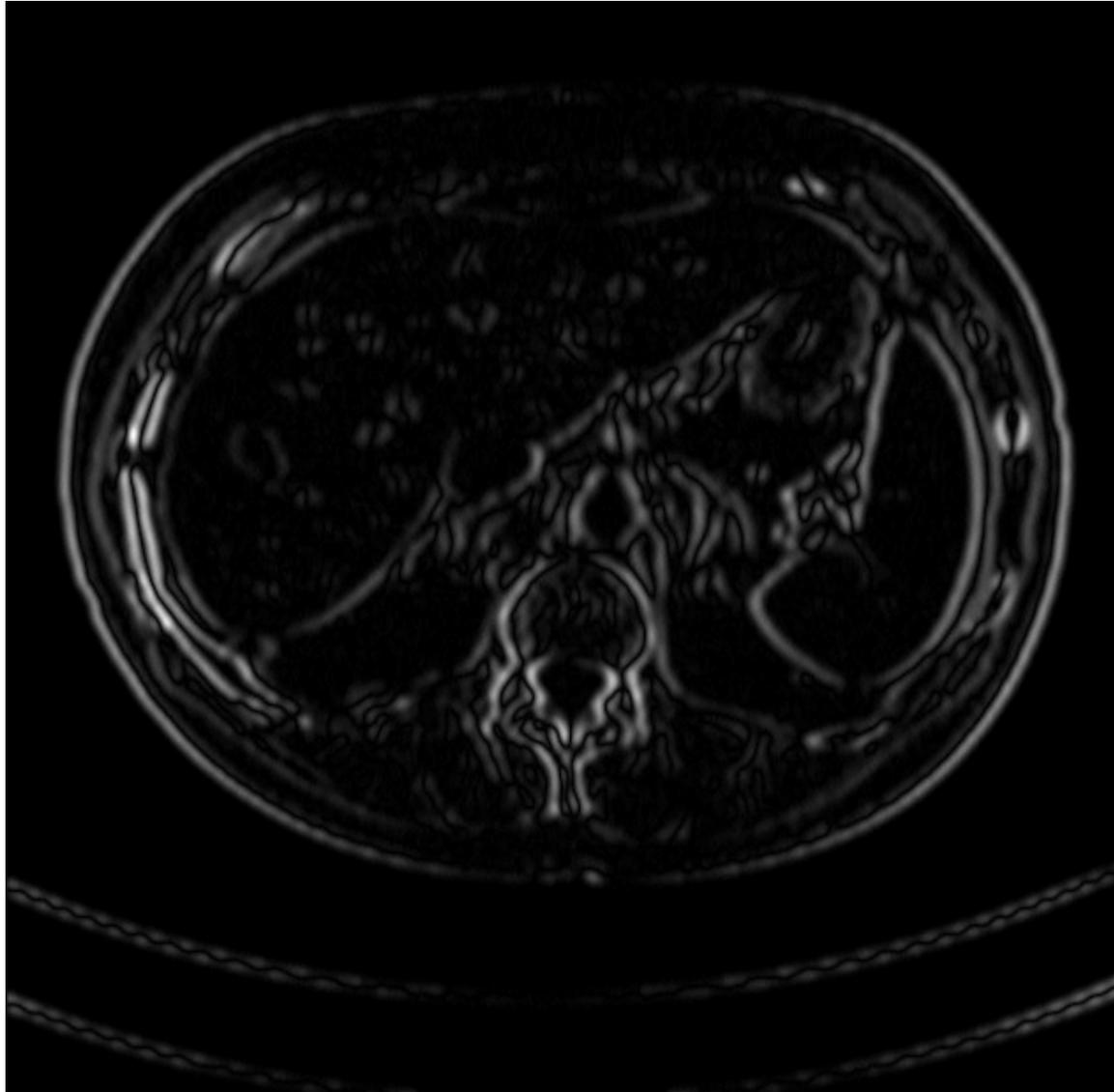


$$g(i, j) = \sum_{k=1}^2 |g_k(i, j)|$$

or $\sqrt{\sum_{k=1}^2 g_k(i, j)^2}$

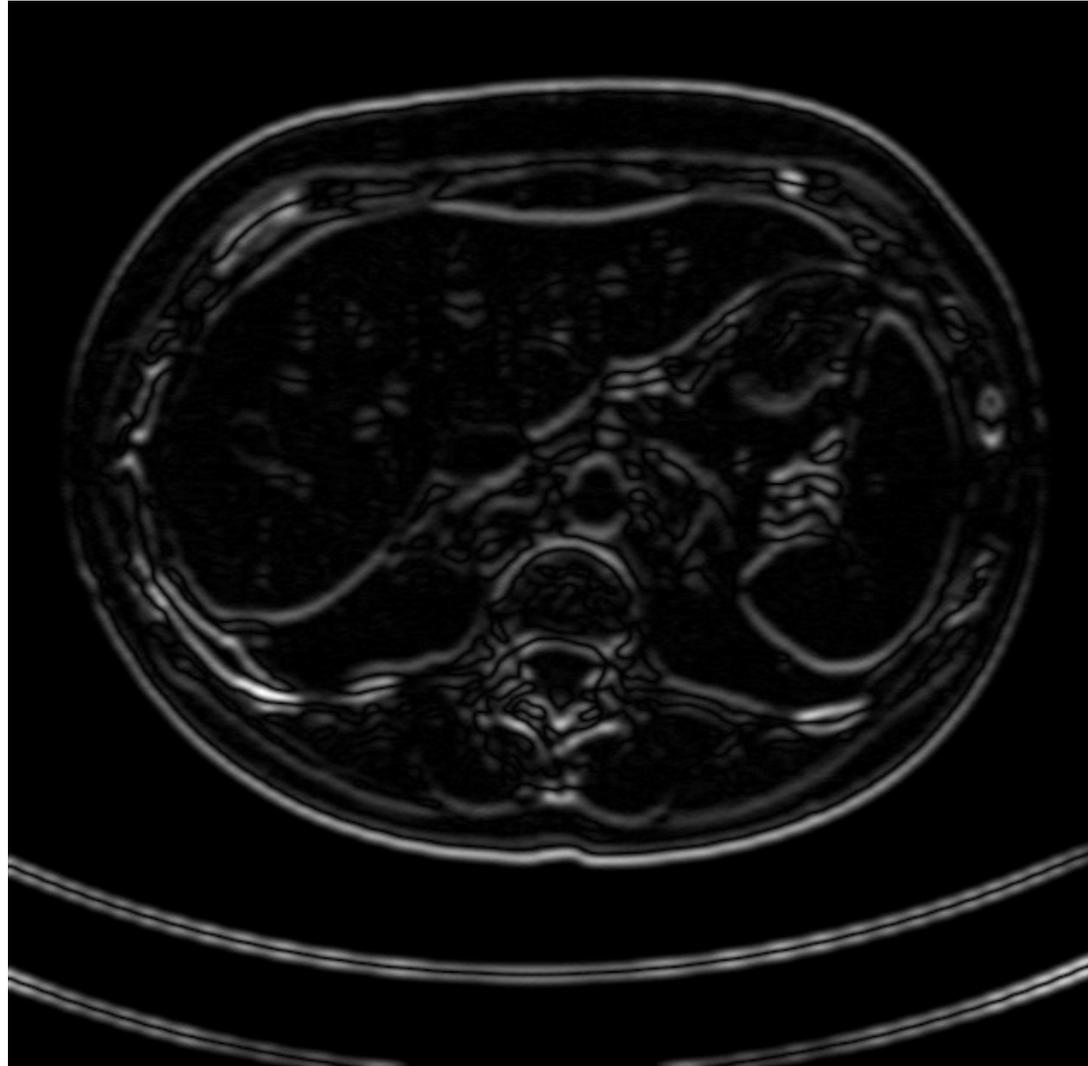
Critère photométrique : approche par contour

- Exemple : Sobel selon X



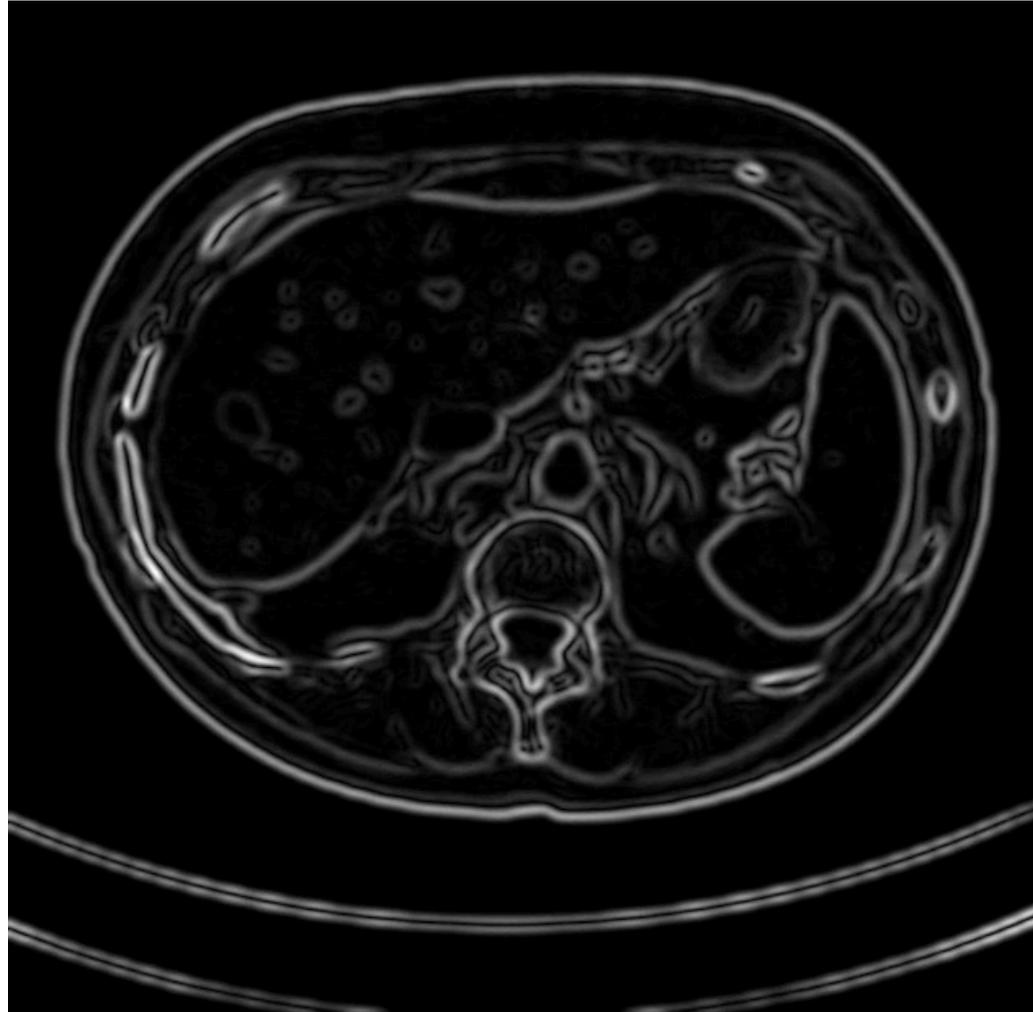
Critère photométrique : approche par contour

- Exemple : Sobel selon Y



Critère photométrique : approche par contour

- Exemple : recombinaison des deux filtrages



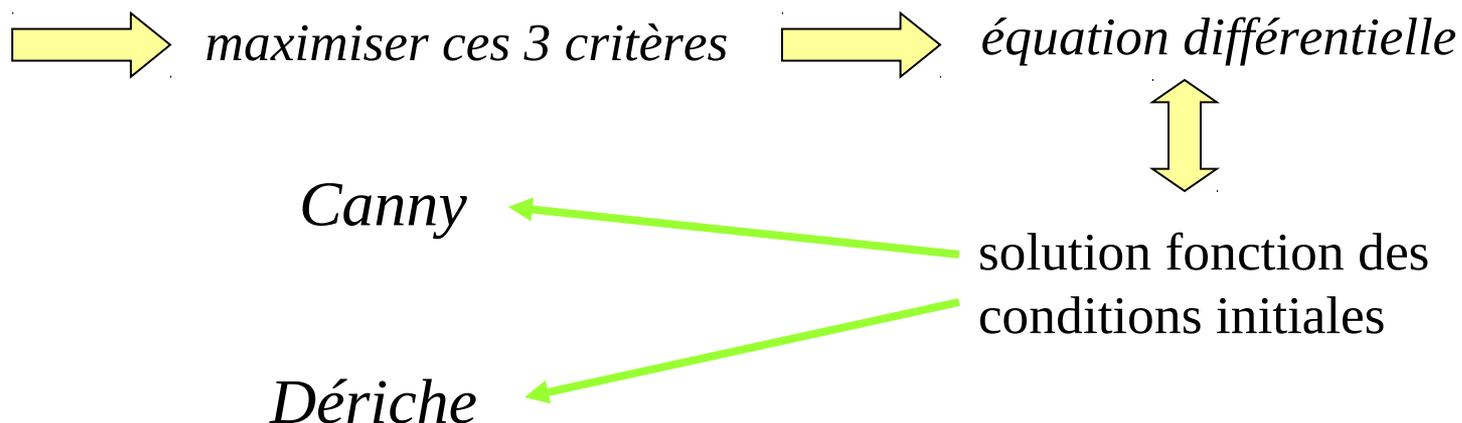
Critère photométrique : approche par contour

- Design d'un détecteur de contour optimal : exemple du filtre de Canny - Dérivée

Hypothèse : un contour = une marche + bruit blanc gaussien

Objectif : déterminer un filtre optimal selon trois critères :

- Détection : robustesse par rapport au bruit (maximiser SNR)
- Localisation : précision de la localisation du point contour
- Unicité : une seule réponse par contour



Critère photométrique : approche par contour

- Design d'un détecteur de contour optimal : exemple du filtre de Canny - Dérivée

Canny a montré que la solution générale pouvait être approximée par la dérivée d'une gaussienne (DoG)

$$f(x) = -(x / \tau^2) e^{-(x^2 / 2\tau^2)}$$

Dérivée a proposé un filtre dont la forme simplifiée est :

$$f(x) = S_x e^{-\alpha|x|} \quad S \text{ fonction de } \alpha$$

filtre 2D séparable $f(x,y) = f(x) \cdot f(y)$

filtre 3D séparable $f(x,y,z) = f(x) \cdot f(y) \cdot f(z)$

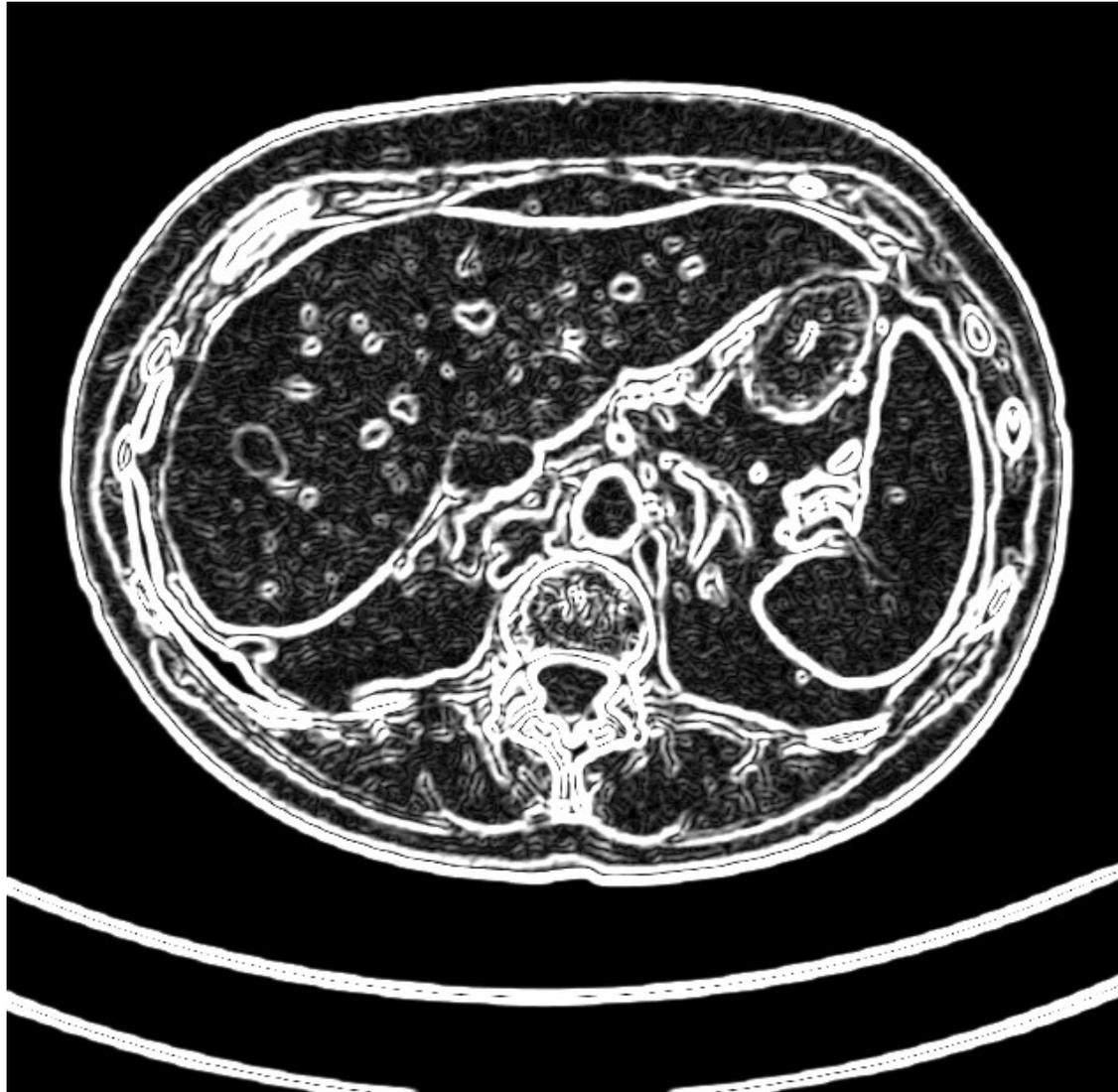
L'exponentielle peut être assimilée à un lissage



lissage + détection classique

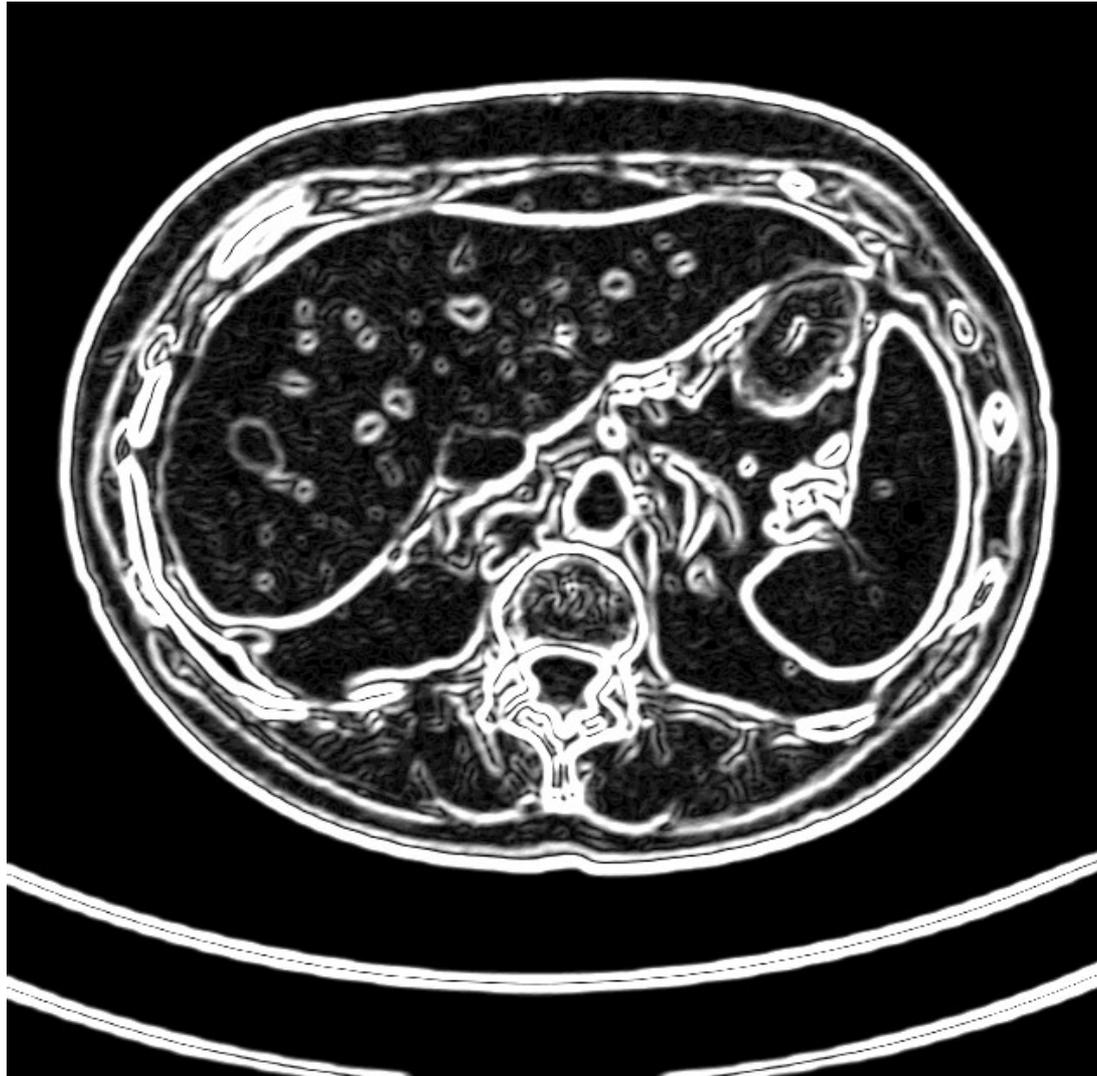
Critère photométrique : approche par contour

Détection contours après lissage d'écart-type 1 pixels



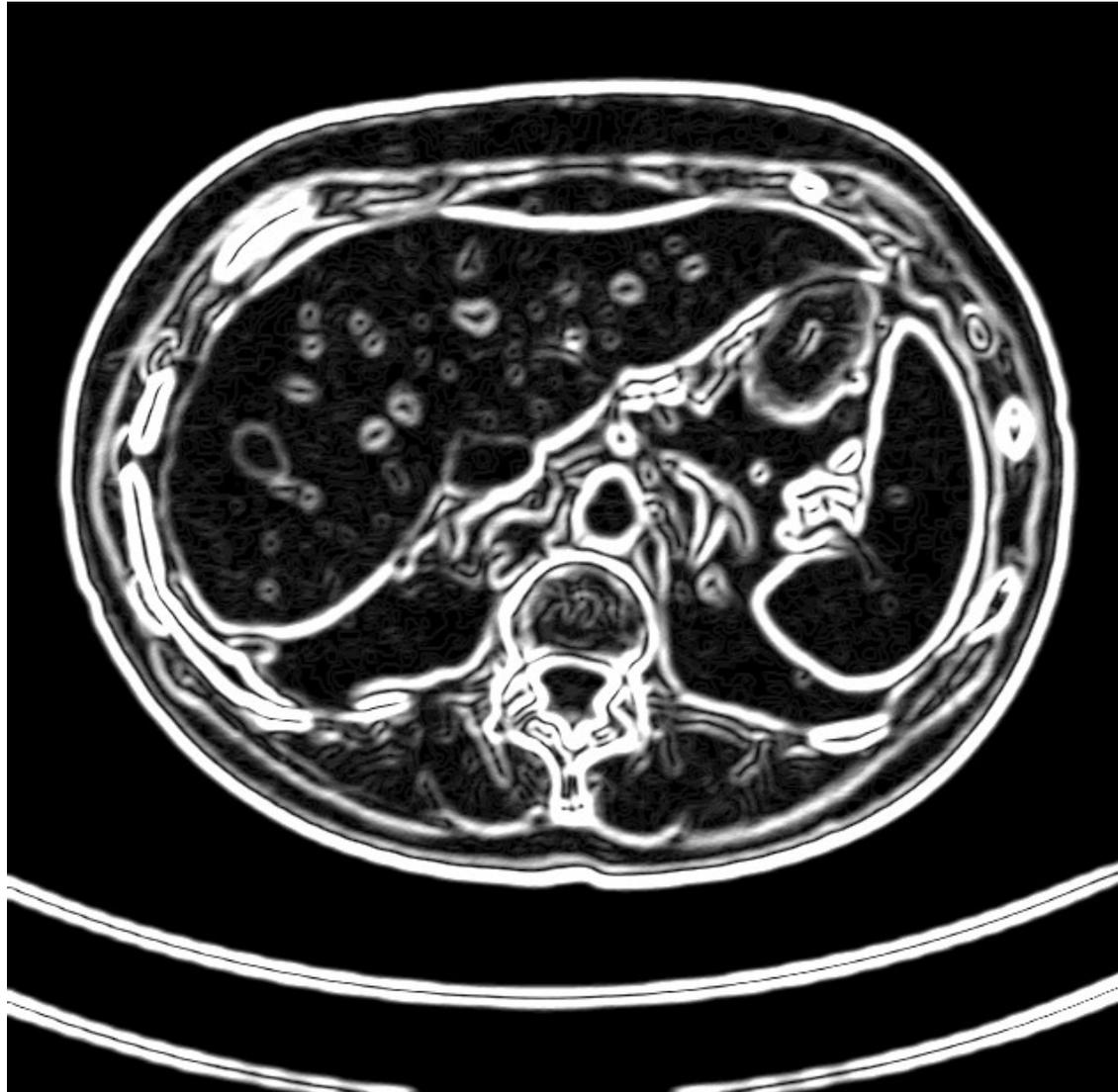
Critère photométrique : approche par contour

Détection contours après lissage d'écart-type 2 pixels



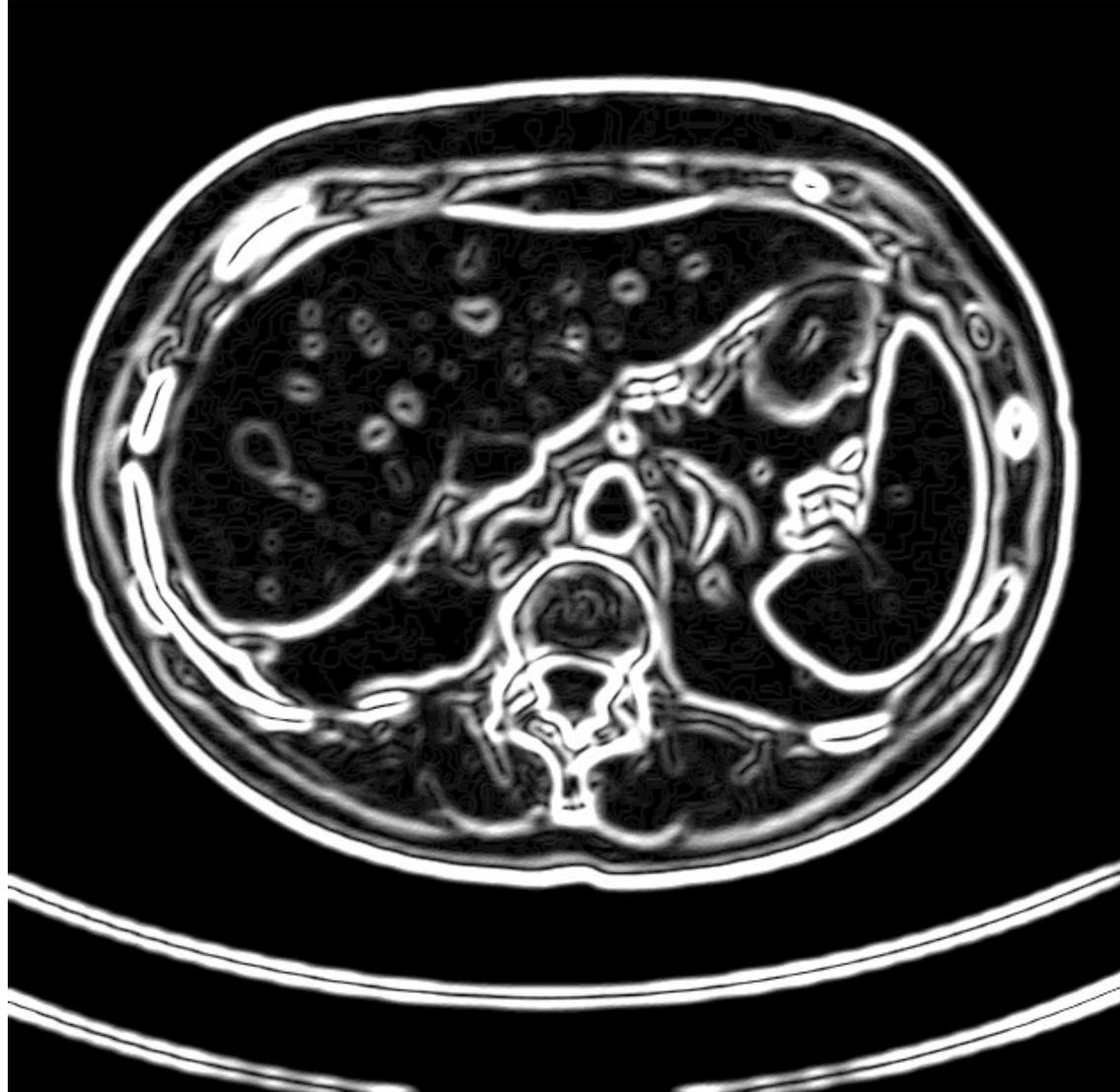
Critère photométrique : approche par contour

Détection contours après lissage d'écart-type 4 pixels



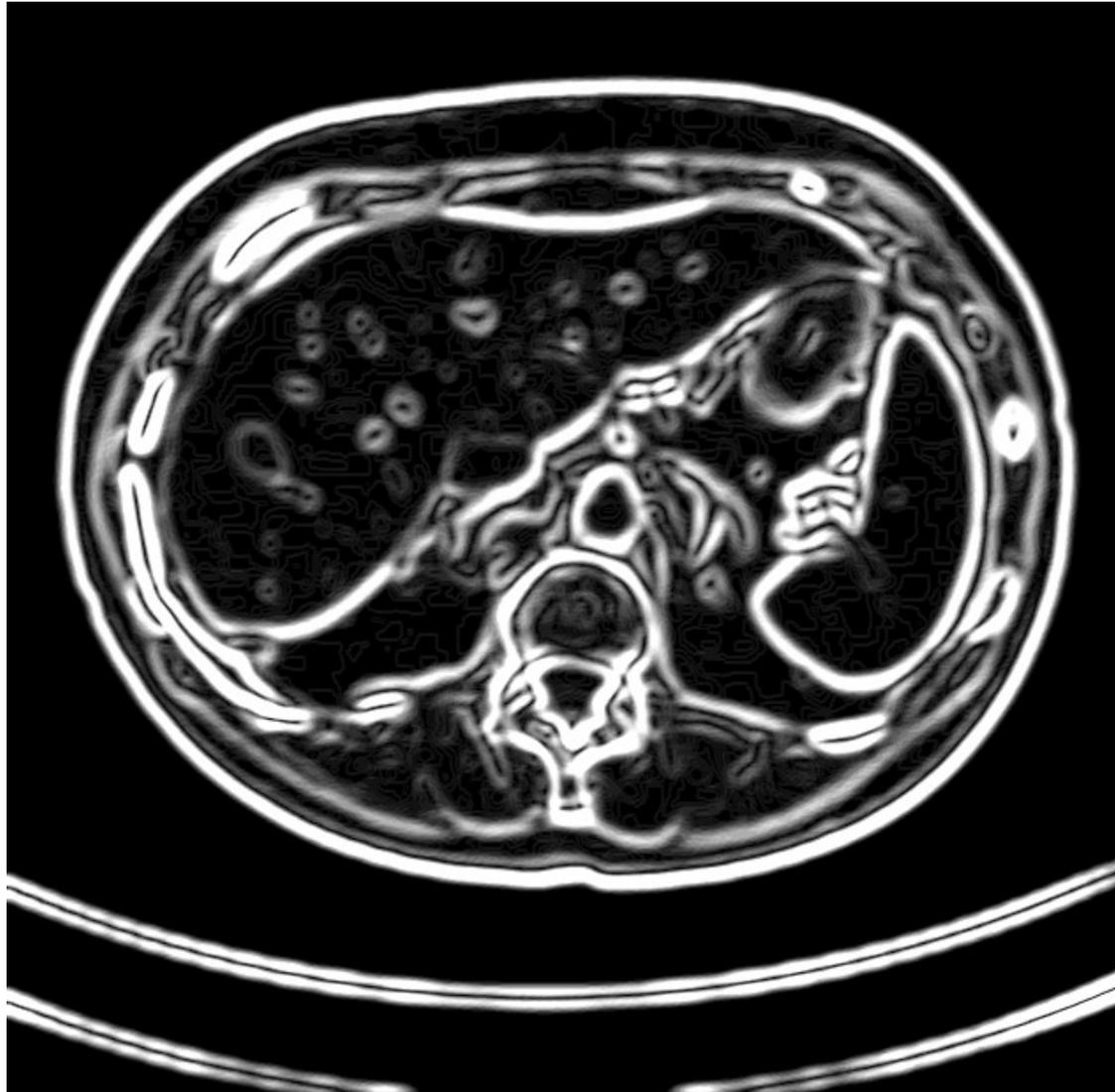
Critère photométrique : approche par contour

Détection contours après lissage d'écart-type 8 pixels



Critère photométrique : approche par contour

Détection contours après lissage d'écart-type 16 pixels



Critère photométrique : approche par contour

Opérateur de dérivation du second ordre

- Laplacien

$$\nabla^2 f(x, y) = \frac{\partial^2 f(x, y)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 f(x, y)}{\partial y^2}$$

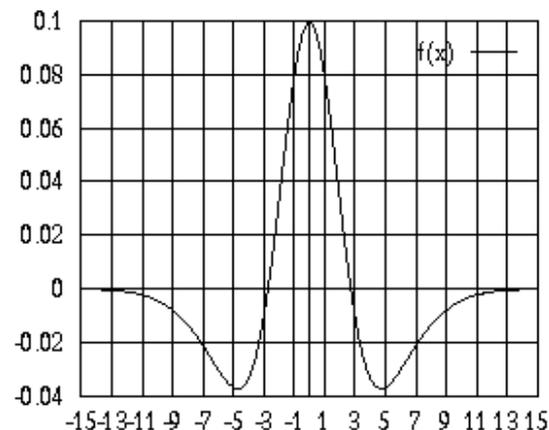
Filtrage + dérivée seconde = LoG (laplacien de gaussienne)

$$\text{LoG} = -\nabla^2 \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}} = \frac{1}{\pi\sigma^4} \left\{ 1 - \frac{x^2+y^2}{2\sigma^2} \right\} e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}}.$$

exemple de masque 2D

-1	-1	-1
-1	+8	-1
-1	-1	-1

exemple de profil

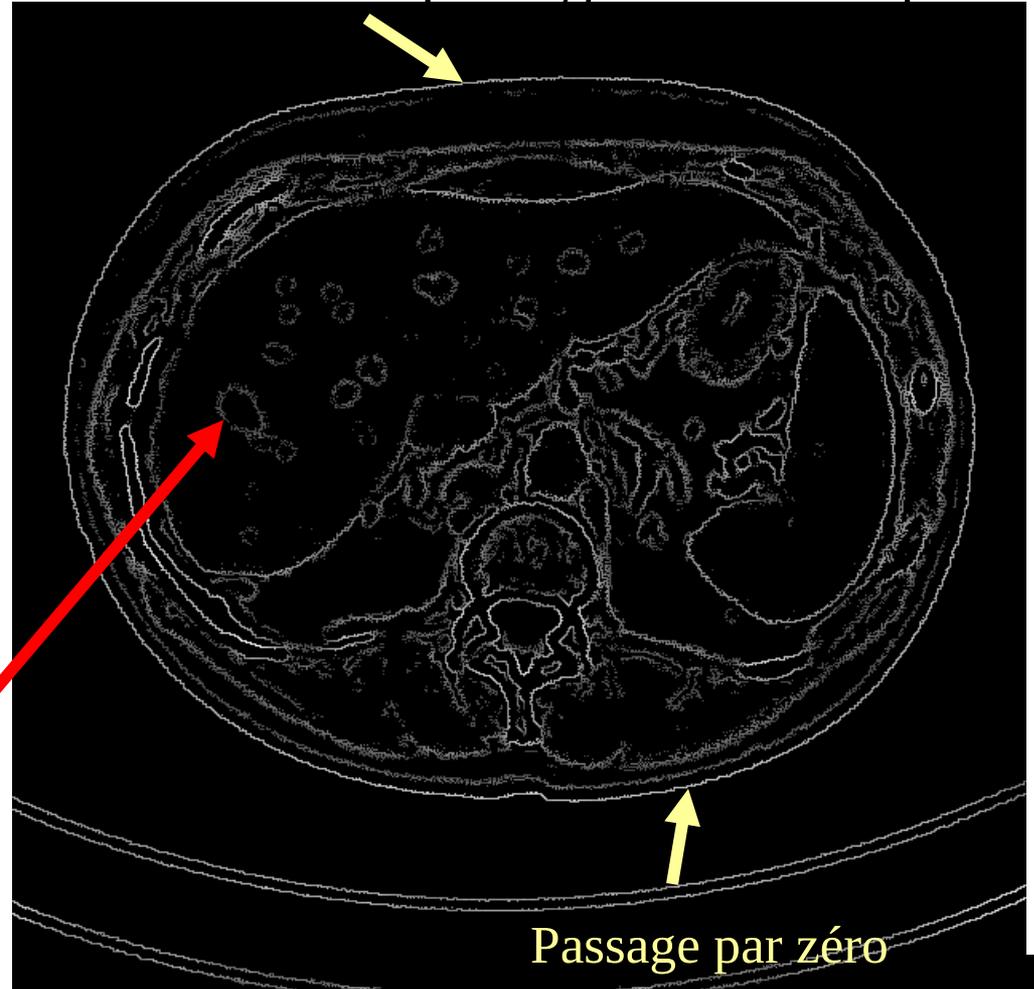


Critère photométrique : approche par contour

Opérateur de dérivation du second ordre : exemple



Intensité élevée = passage « brutal » par zéro



Intensité faible = passage
« lent » par zéro

Passage par zéro

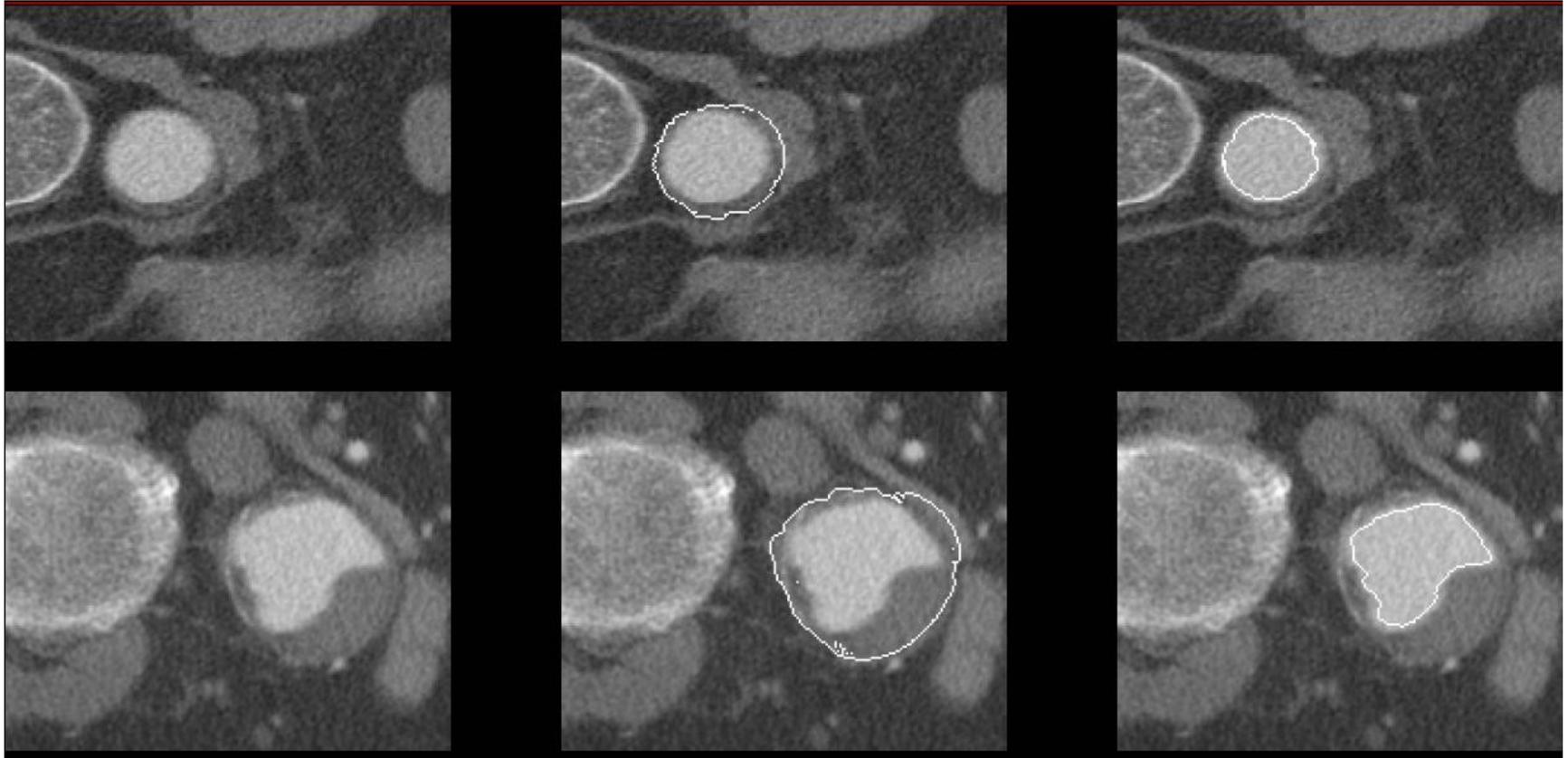
Limitations

Limitation 1 : problème du seuillage : compromis entre une détection des contours valides et une détection des contours induits par le bruit.

Limitation 2 : problème de contours non fermés après détection

Critère photométrique : approche par contour

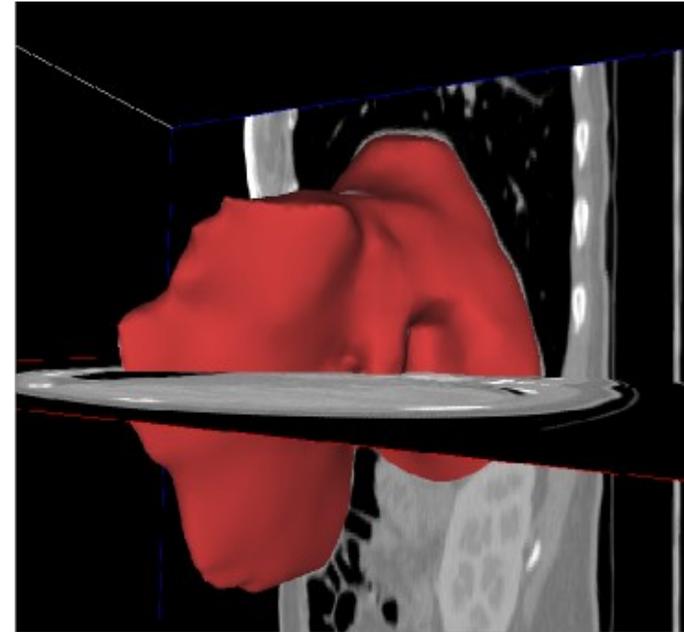
Contours actifs 2D



Intuitif, réactif

Critère photométrique : approche par contour

Contours actifs 2D



Intuitif, réactif

Critère photométrique : approche par contour

Contours actifs 2D: principe

Formule globale classique:

$$E_{Totale} = \underbrace{-\int |\nabla I(p(s))|^2 ds}_{E_{Externe}} + \underbrace{\int (\alpha(s)|p'(s)|^2 + \beta(s)|p''(s)|^2) ds}_{E_{Interne}}$$

Energie interne classique:

$$E_{Interne}(p_i) = \frac{1}{2} \left(\alpha_i |p_i - p_{i-1}|^2 + \beta_i |p_{i+1} - 2p_i + p_{i-1}|^2 \right)$$

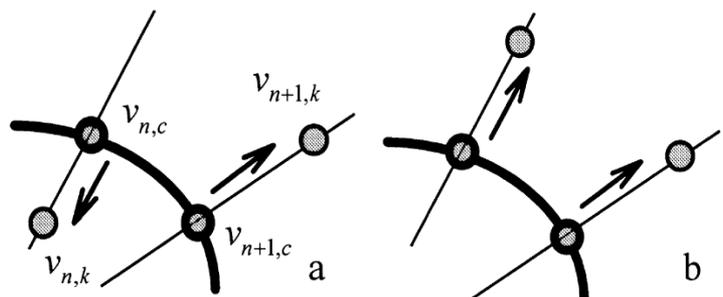
Energie externe classique:

$$E_{Externe}(p_{n,k}) = \gamma \left| \underbrace{\nabla G_\sigma}_{\text{Gradient: Canny edge detector}} * I(p_{n,k}) \right|$$

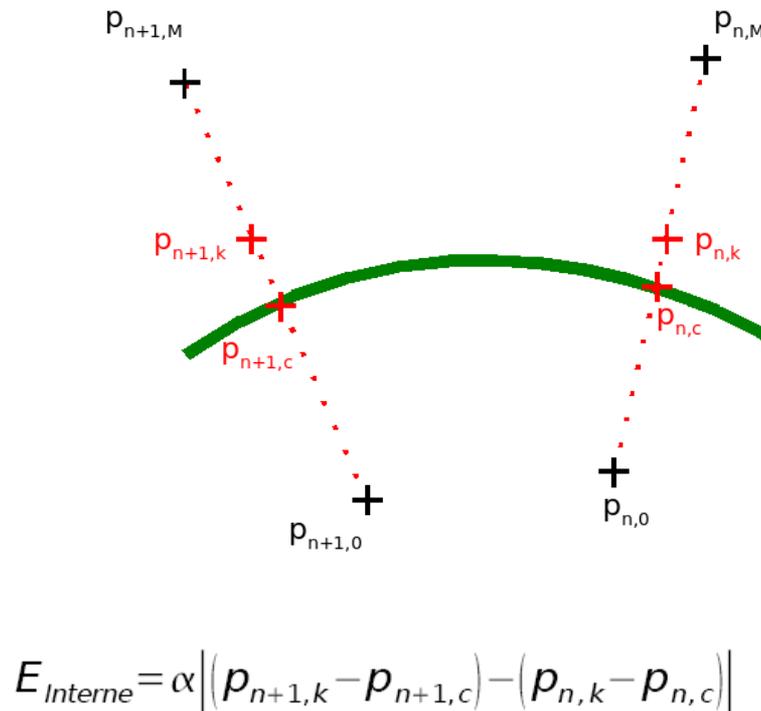
Critère photométrique : approche par contour

Contours actifs 2D: implémentation

Exemple



$$E_{\text{Externe}}(p_{n,k}) = \gamma \left| \underbrace{\nabla G_{\sigma}}_{\text{Gradient: Canny edge detector}} * I(p_{n,k}) \right|$$



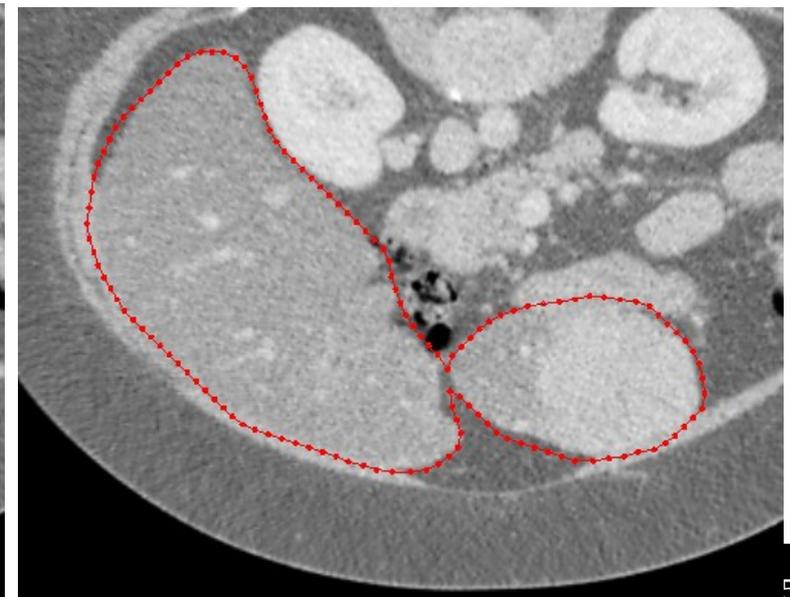
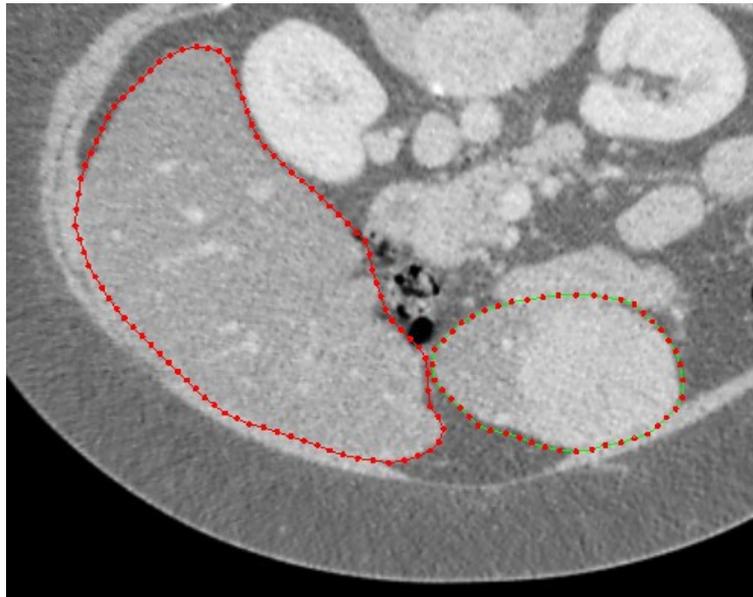
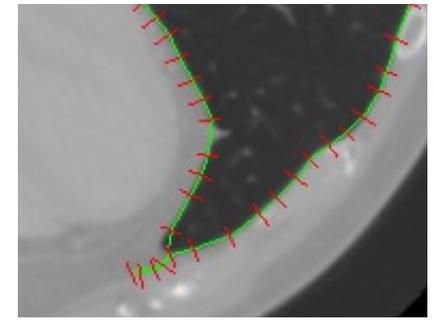
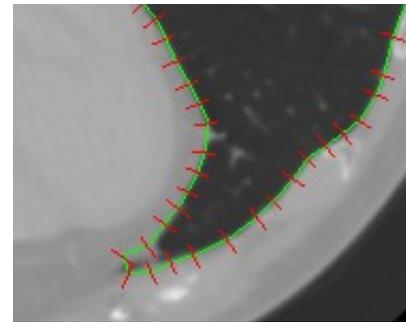
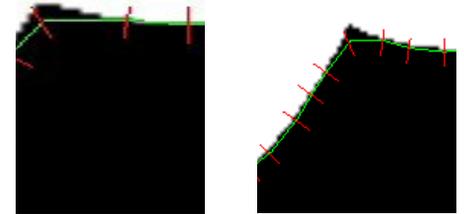
$$E_{\text{Interne}} = \alpha \left| (p_{n+1,k} - p_{n+1,c}) - (p_{n,k} - p_{n,c}) \right|$$

Critère photométrique : approche par contour

Contours actifs 2D

Difficultés

Rééchantillonnage
Ecrasement
Boucles

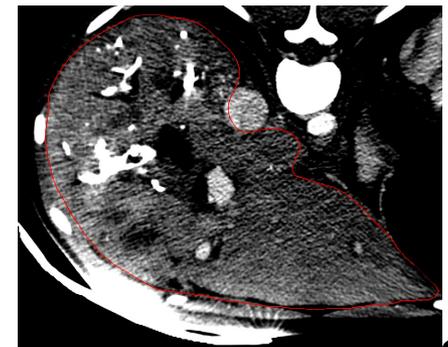
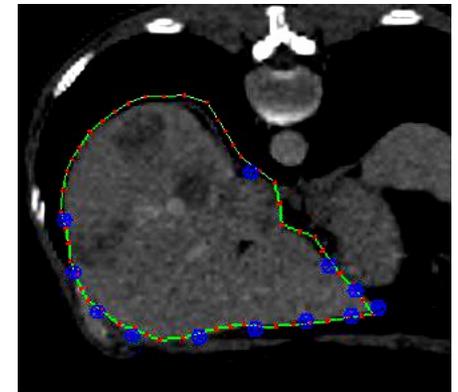
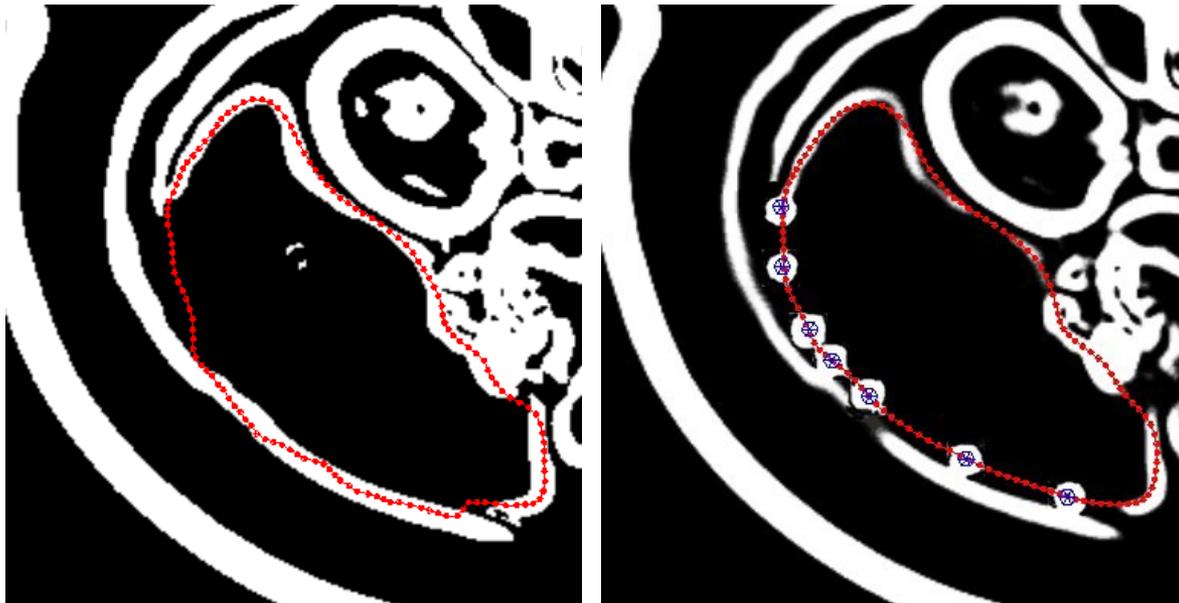


Critère photométrique : approche par contour

Contours actifs 2D

Difficultés

Choix des paramètres
Gradient faible ou mal défini

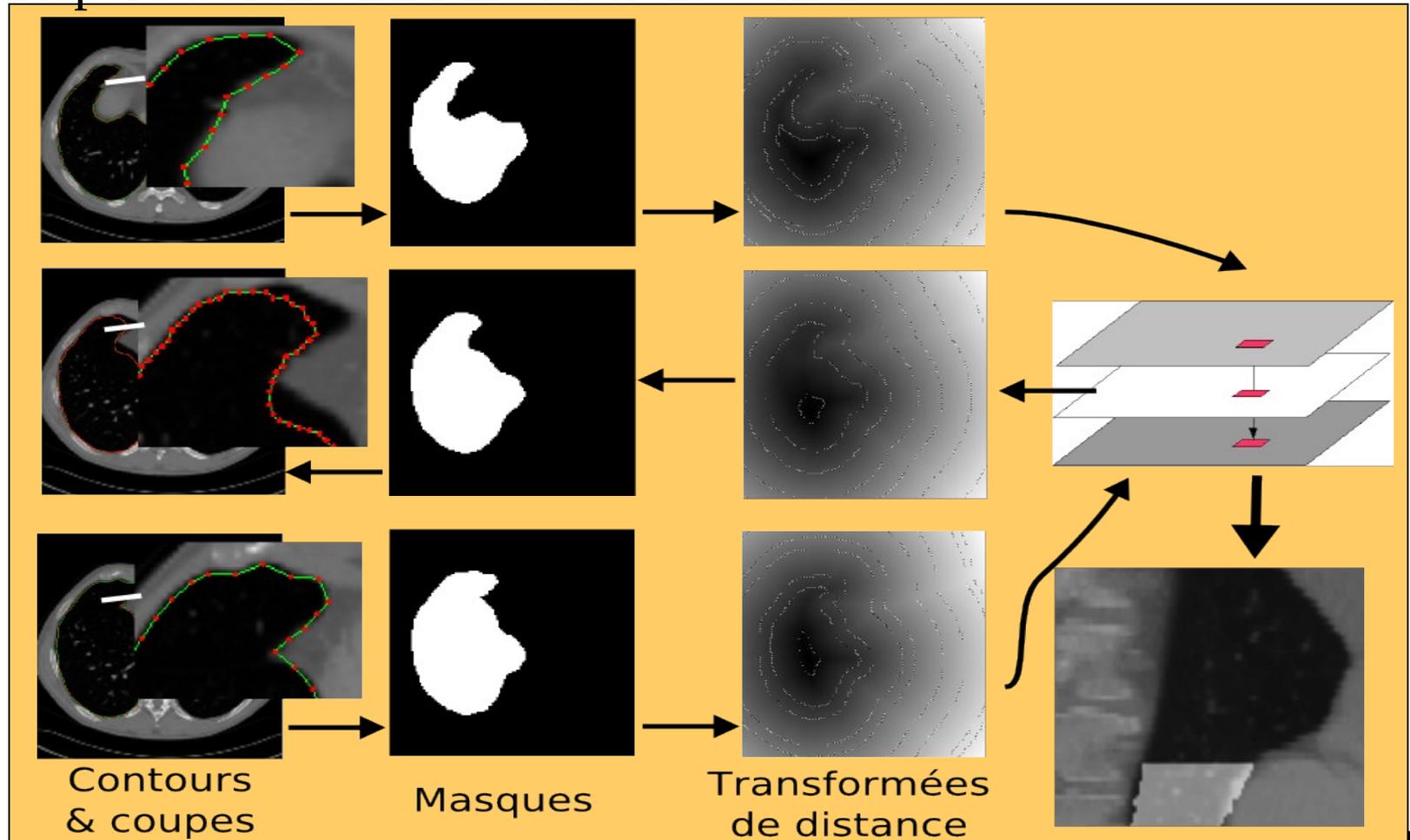


Critère photométrique : approche par contour

Contours actifs 2D

Difficultés

Répercussion : initialisation aisée mais

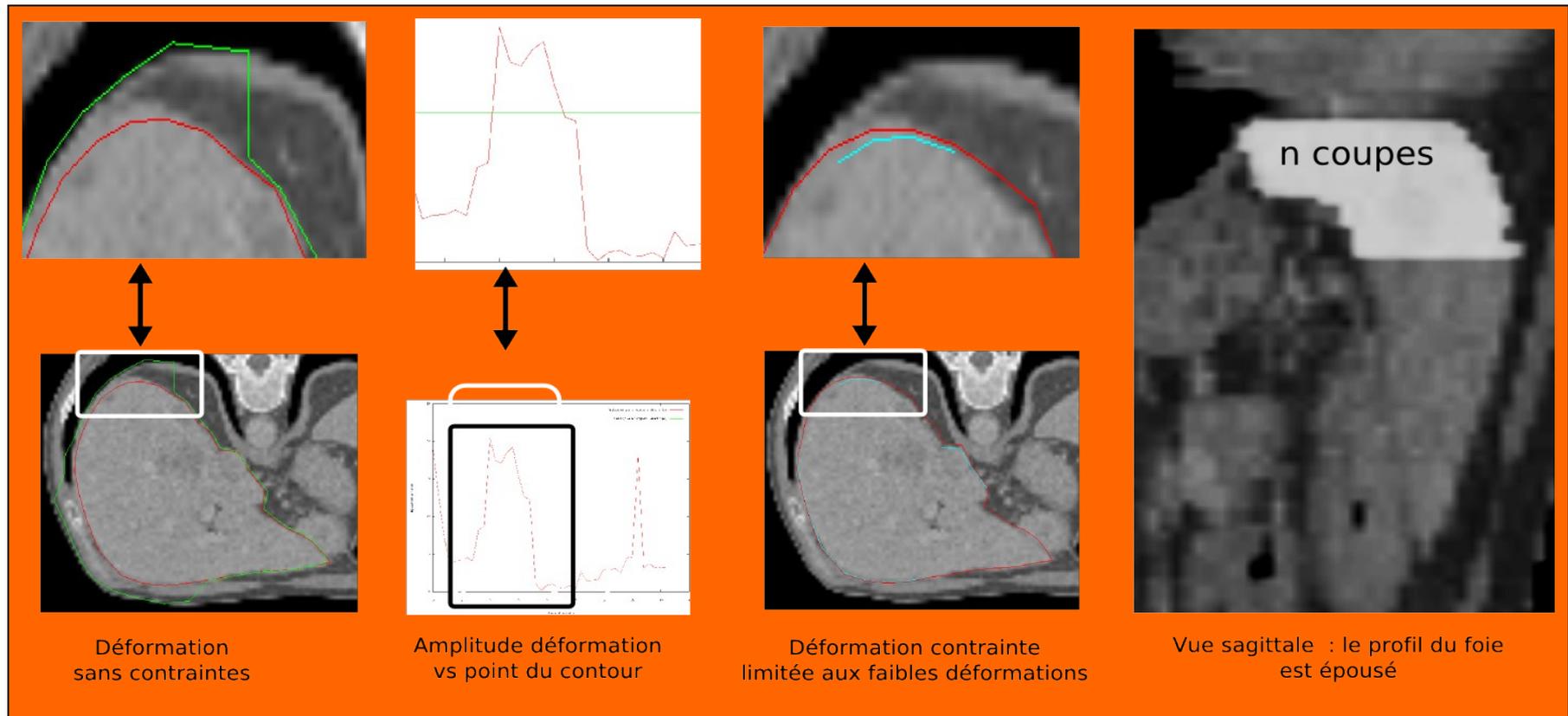


Critère photométrique : approche par contour

Contours actifs 2D

Difficultés

Répercussion : initialisation aisée mais

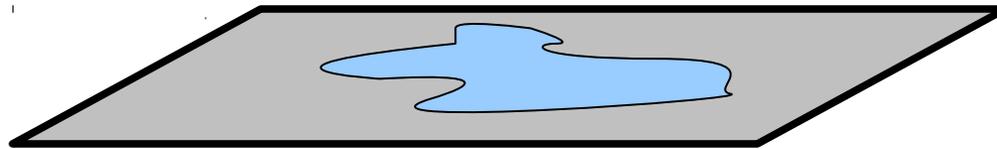


Critère photométrique : approche par contour

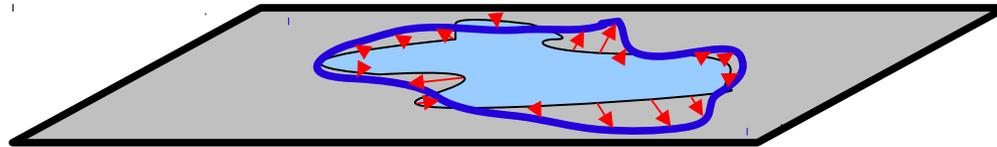
Contours actifs 2D

Difficultés

Répercussion : initialisation aisée mais



Coupe n-1



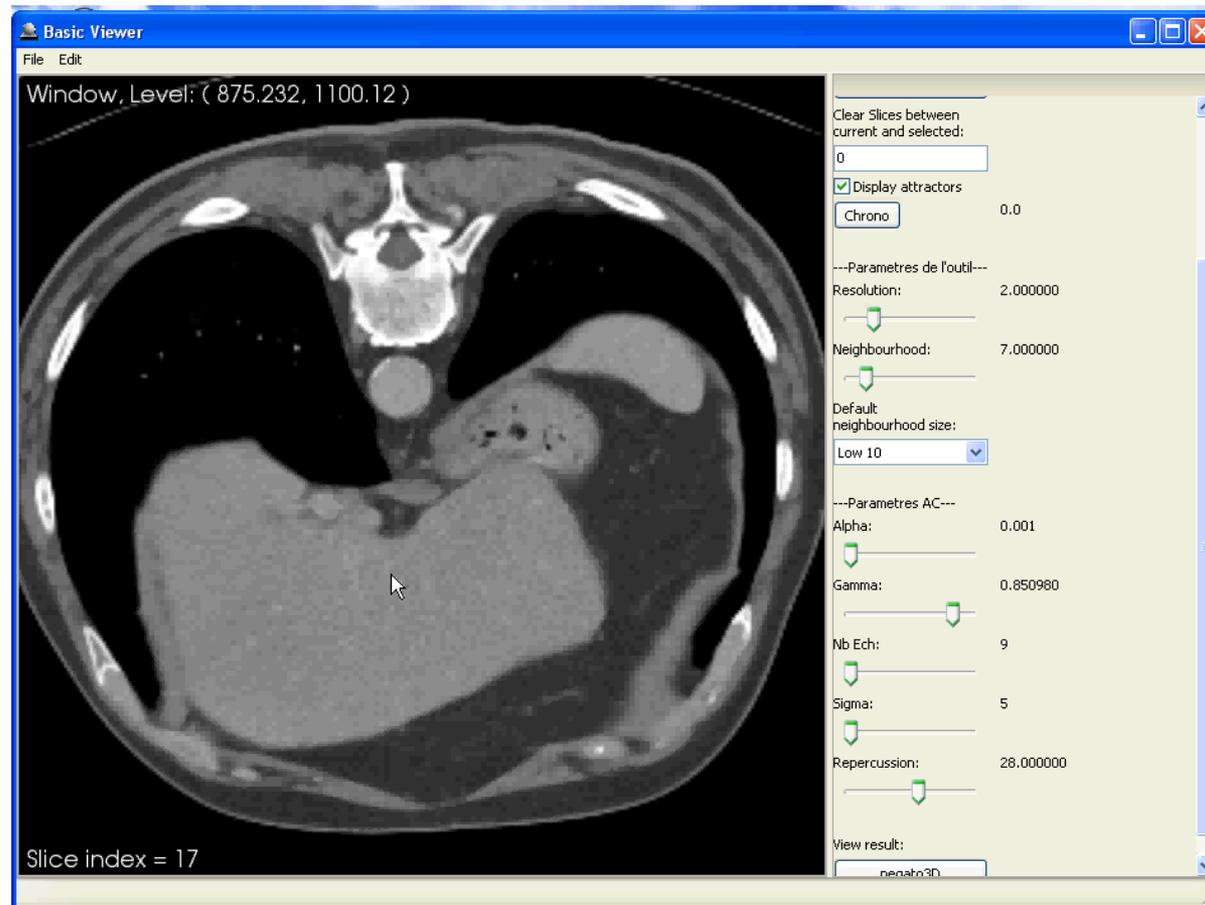
Coupe n

Critère photométrique : approche par contour

Contours actifs 2D

Difficultés

Répercussion : initialisation aisée mais

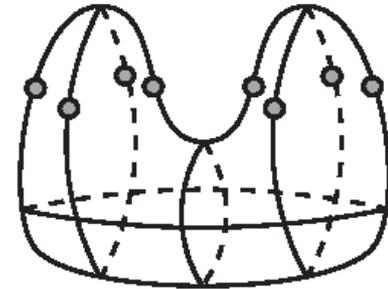
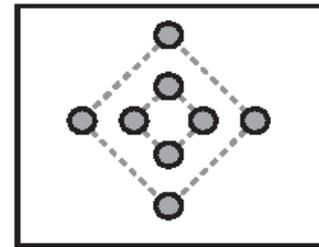
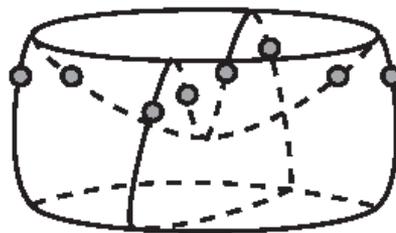
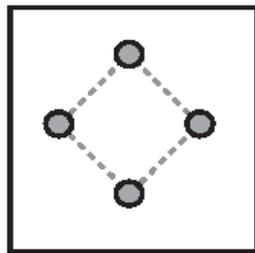
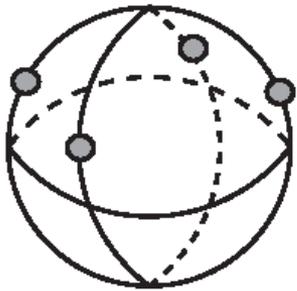


Critère photométrique : approche par contour

Contours actifs 2D

Difficultés

Répercussion 3D & Topologie

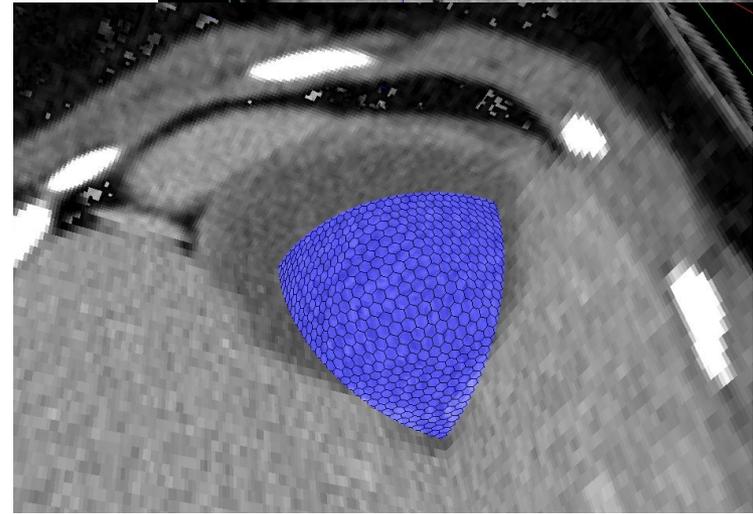
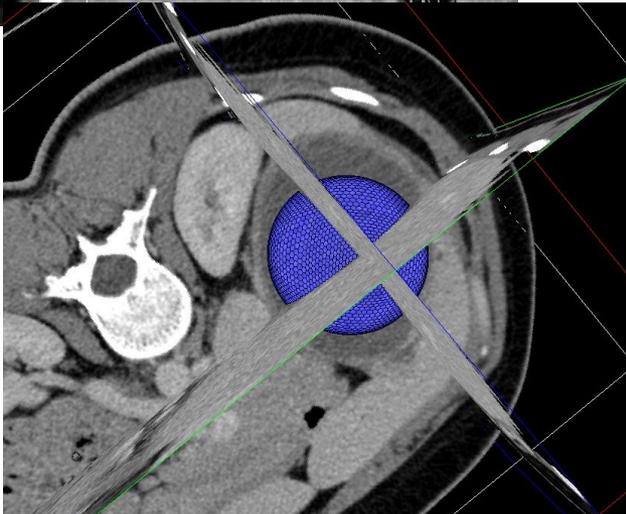
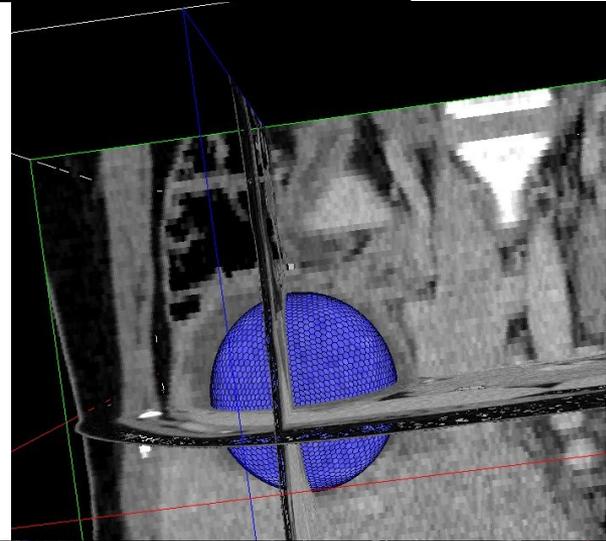
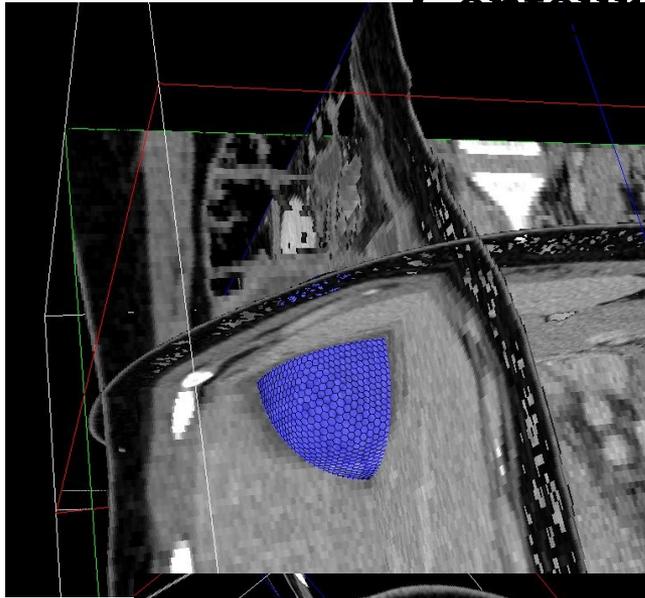


(a)

(b)

(c)

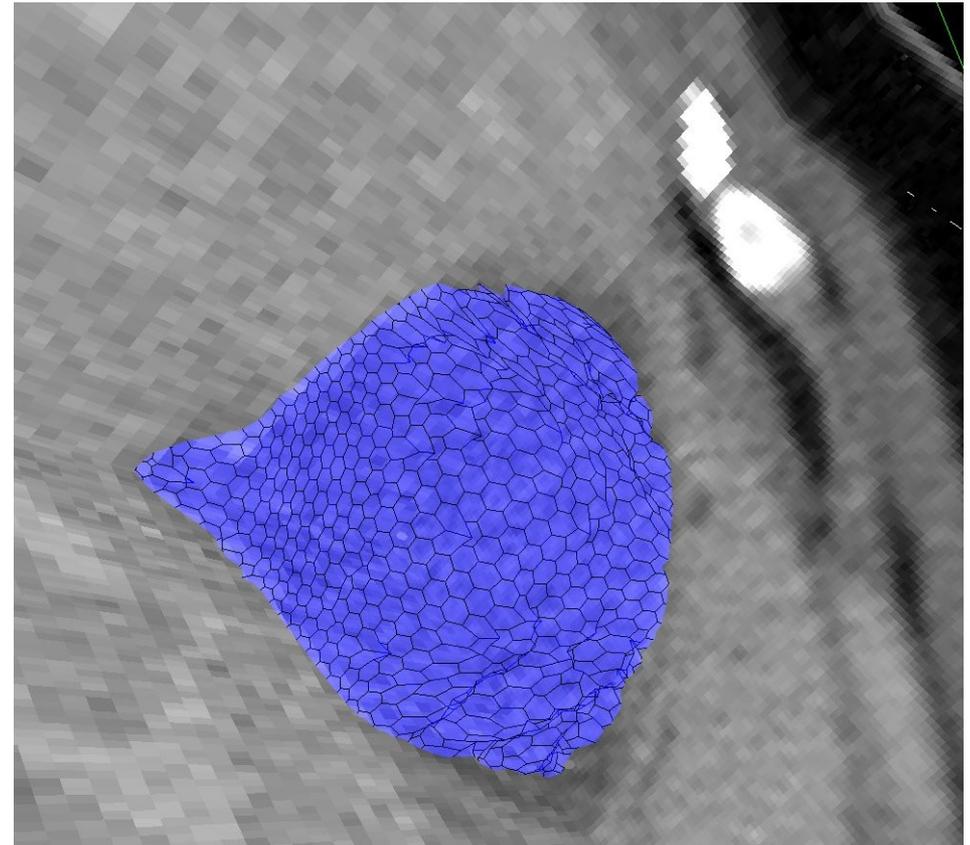
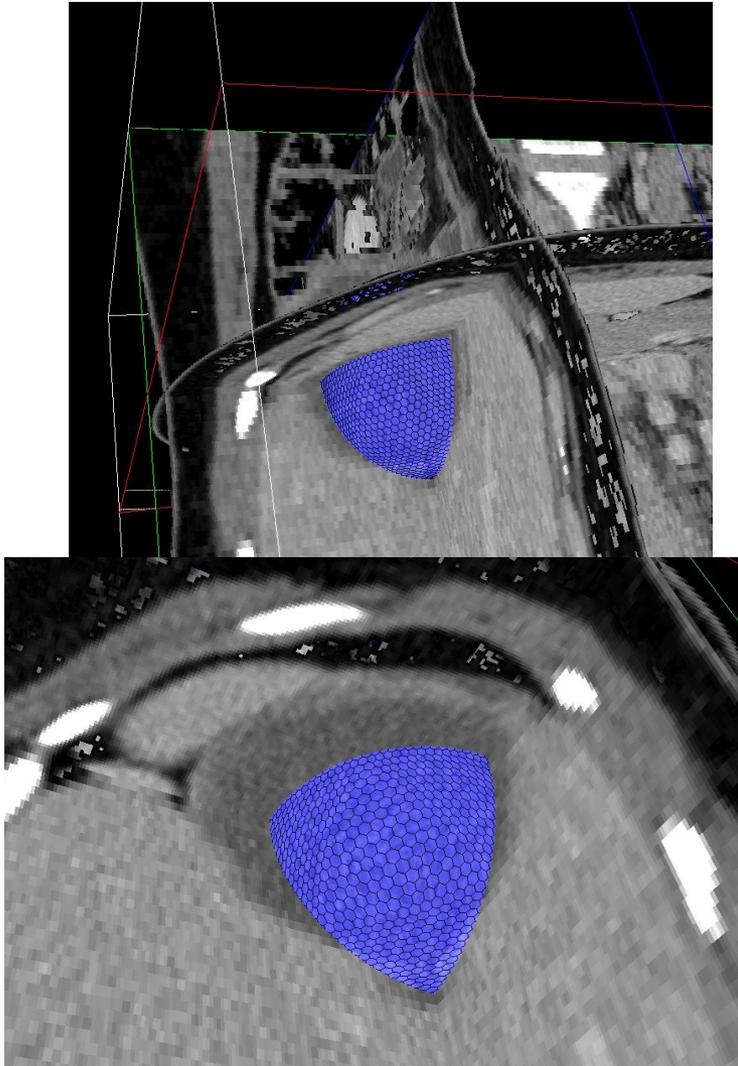
Contours actifs 3D: modèle déformables



Avant déformation

Critère photométrique : approche par contour

Contours actifs 3D: modèle déformables



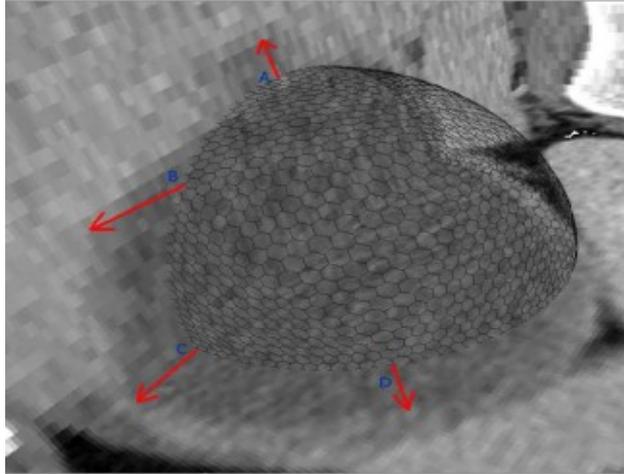
Après déformation

Critère photométrique : approche par contour

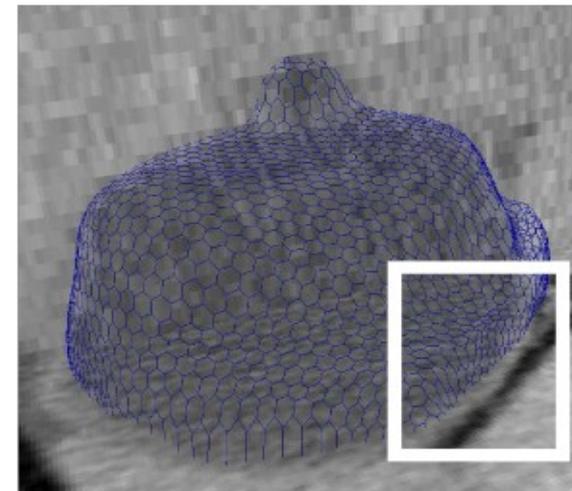
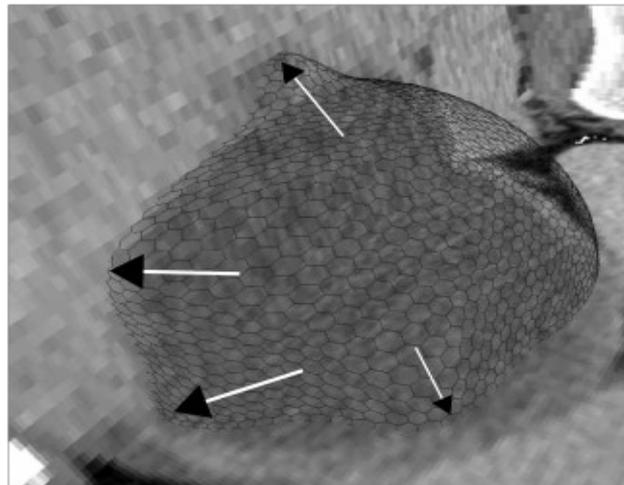
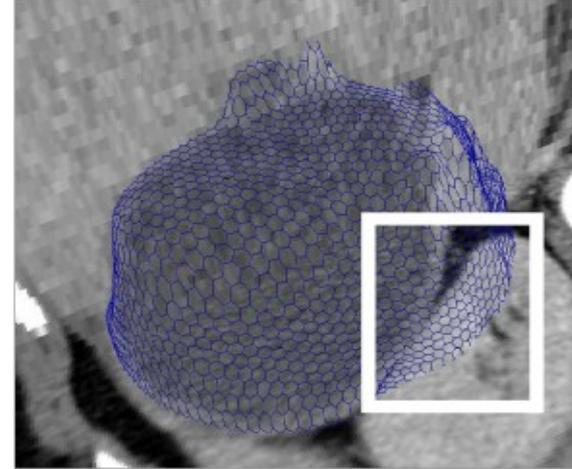
Contours actifs 3D: modèle déformables

Interactivité : difficulté du contrôle visuel

Modèle initial



Après déformation automatique

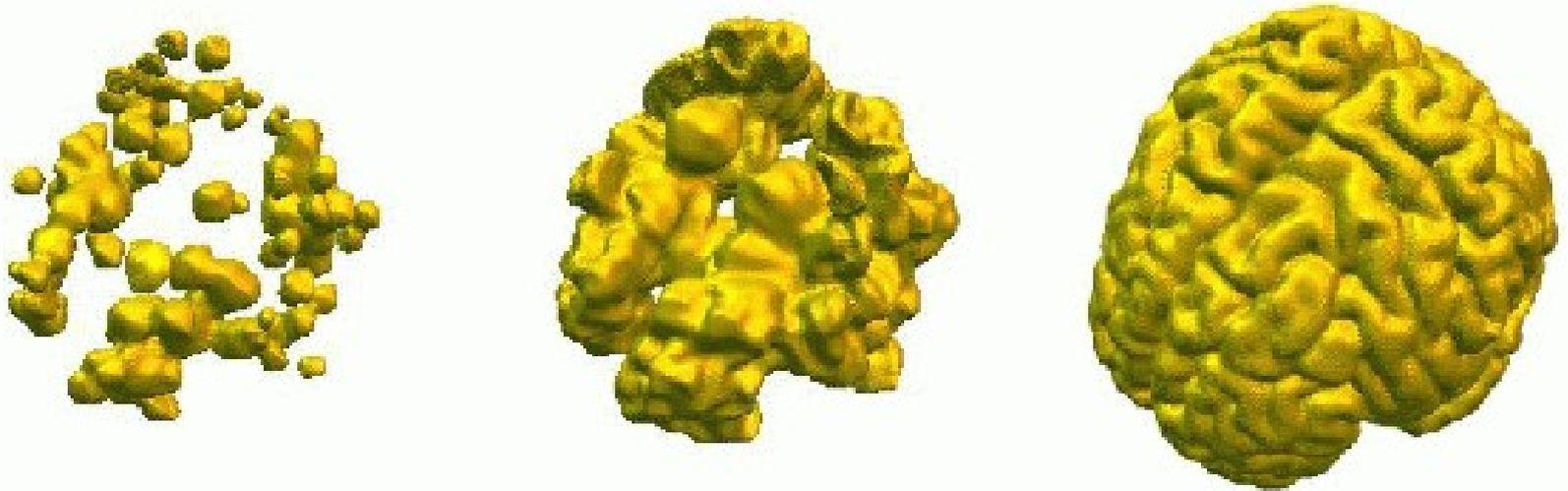


Déformation manuelle

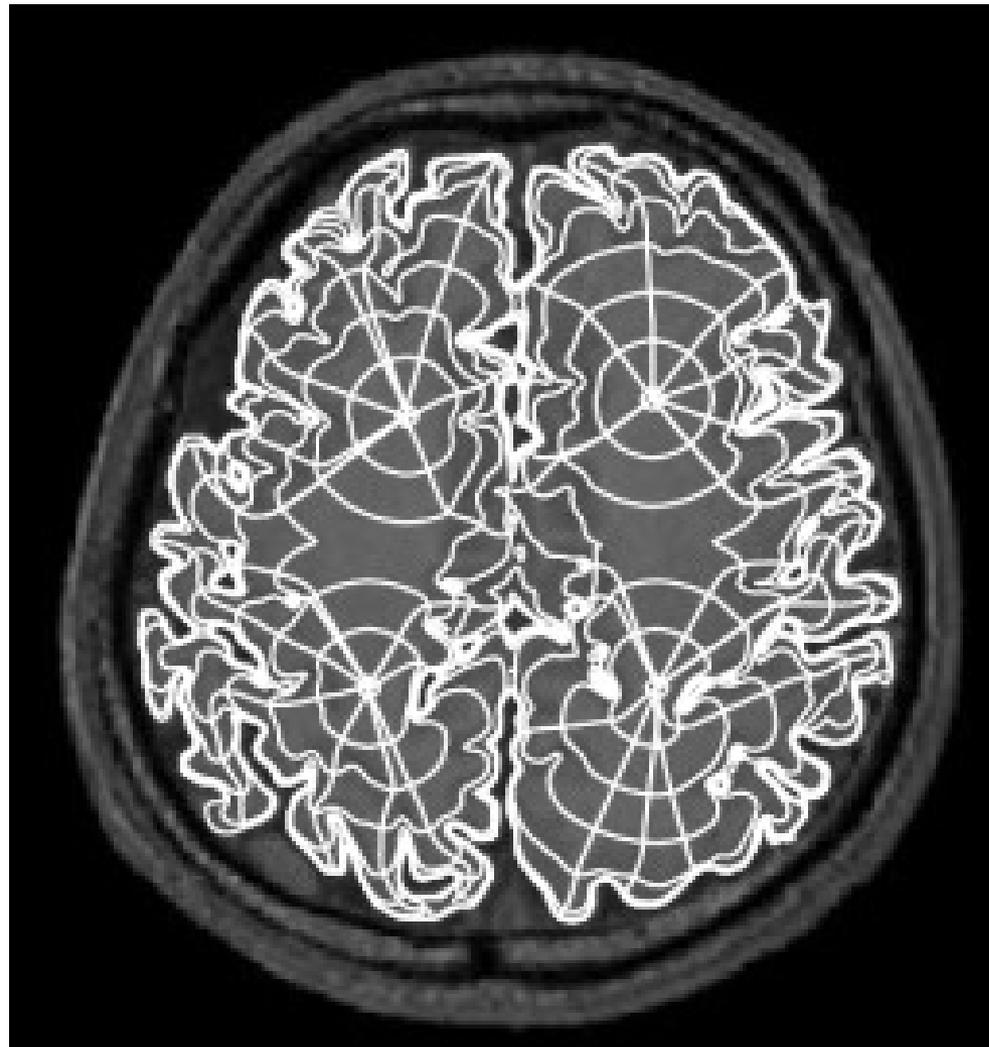
Déformation interactive

Autre alternative : « Level sets »

Gestion intrinsèque de la topologie

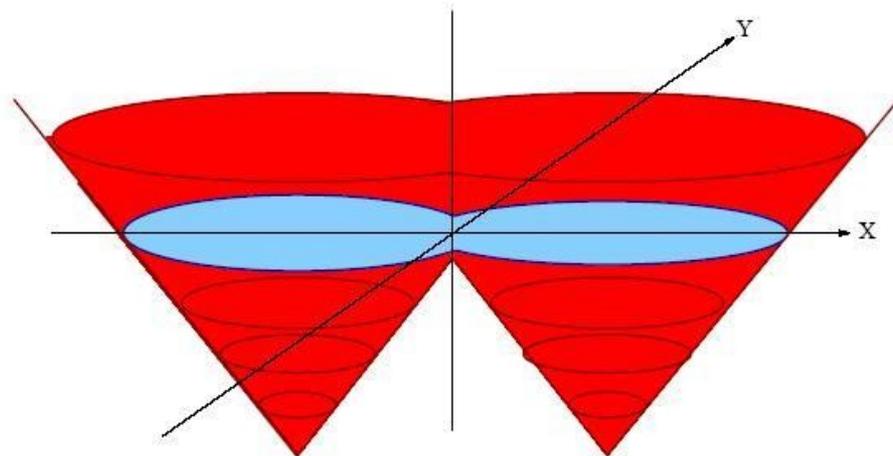
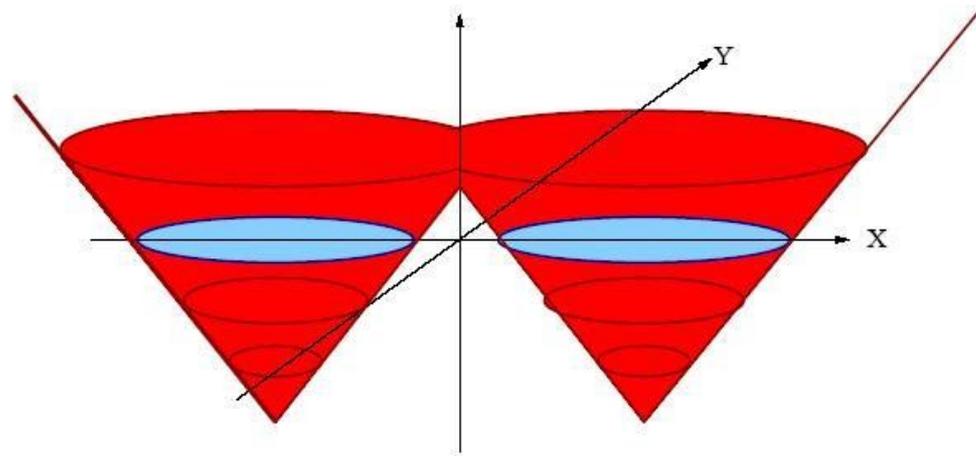


Autre alternative : « Level sets »



Critère photométrique : approche par contour

« Level sets » : gestion intrinsèque de la topologie

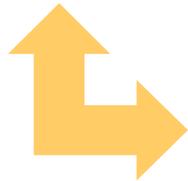


Plan du cours

- Généralités
- Restauration d'images
- Analyse d'images sur critère photométrique
- **Analyse d'images sur critère textural**
- Analyse d'images sur critère morphologique
- Classification
- Quelques considérations sur les aspects logiciels

Généralités

Les régions homogènes d'une image ne sont pas nécessairement des régions d'intensité constante (ou lentement variable) : il peut s'agir de régions "relativement" constante en terme de caractéristiques statistiques ou spectrales.



Il s'agit typiquement de textures

Deux types d'analyse classique :

- caractérisation statistique
- caractérisation fréquentielle.

Analyse d'images sur critère textural

- **Analyse statistique**
- Analyse multirésolution

Analyse statistique

caractérisation statistique texturale classique : matrice de co-occurrence

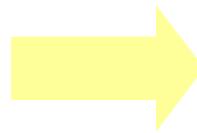
Définition : la matrice est construite à partir de l'image en estimant les statistiques relatives aux intensités de paires de points. Chaque élément (i,j) de la matrice représente une estimation de probabilité que deux pixels, ayant une position relative bien définie, aient les intensités i (pour le premier pixel) et j (pour le second).

A une matrice $\hat{f}(i,j)$ (estimée de f) est associé une position relative de paire de points

Exemple : 4 intensités, voisinage 5x5

0	0	1	1	2
0	0	1	2	2
1	1	1	1	0
3	2	1	0	0
3	1	1	0	0

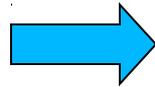
distance 1
angle 45°



$\hat{f}(i,j)$	0	1	2	3
0	3	1	0	0
1	2	4	2	0
2	0	1	1	0
3	0	1	1	0

Analyse statistique

Pour chaque pixel de l'image



Calcul matrice co-occurrence
(pour une ou plusieurs config)



mesures sur la matrice
f1, f2, ...

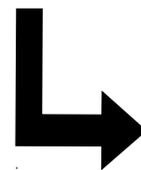
$$f_1 = \text{Energy} = \sum_{i,j} \hat{f}(i,j)^2 \quad f_2 = \text{Entropy} = - \sum_{i,j} \hat{f}(i,j) \log \hat{f}(i,j)$$

$$f_3 = \text{Correlation} = \sum_{i,j} \frac{(i - \mu_i)(j - \mu_j) \hat{f}(i,j)}{\sigma_i \sigma_j} \quad f_5 = \text{Inertia} = \sum_{i,j} (i - j)^2 \hat{f}(i,j)$$

0	0	1	1	2
0	0	1	2	2
1	1	1	1	0
3	2	1	0	0
3	1	1	0	0



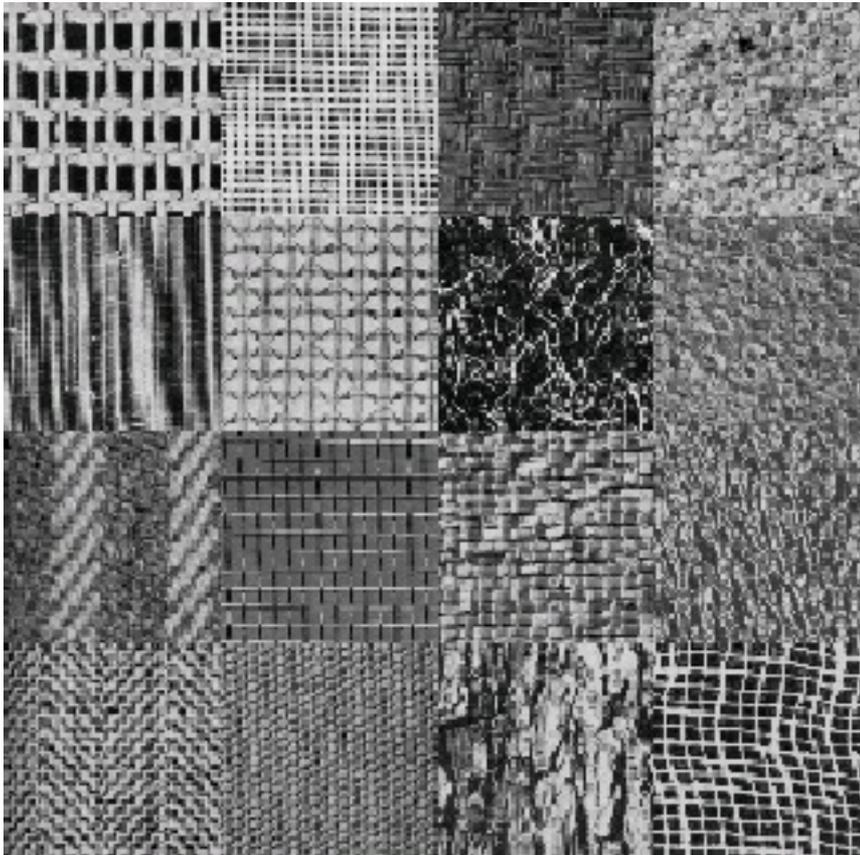
vecteur (f1, ..., fn) caractérisant
le pixel central en fonction de son
voisinage.



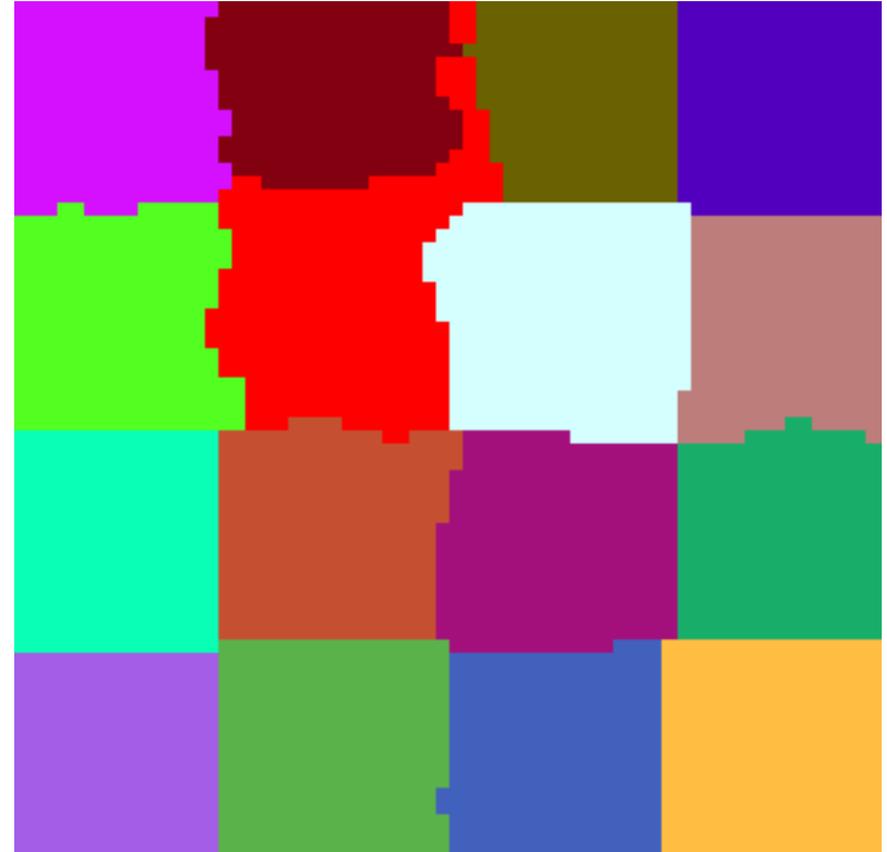
Classification des pixels

Analyse statistique

Exemple de segmentation texturale



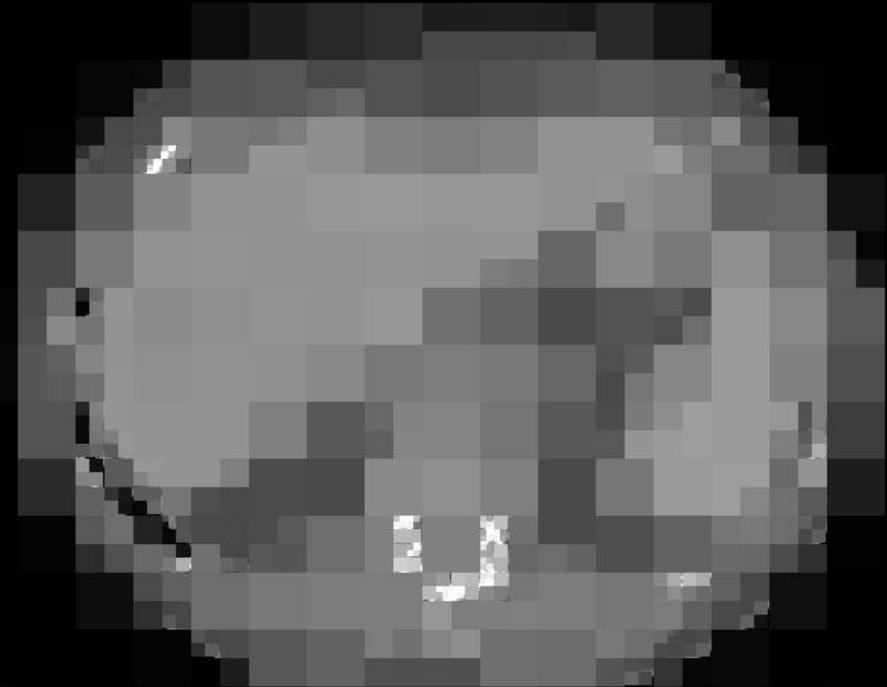
Avant segmentation



Après segmentation

Analyse statistique

caractérisation statistique texturale classique : matrice de co-occurrence



« Split and merge » avec critère textural fondé sur le calcul de la matrice de co-occurrence

Analyse d'images sur critère textural

- Analyse statistique
- **Analyse multirésolution**

Analyse multirésolution

- Le fait de caractériser les données en fonction de leur structure fréquentielle est lié à l'analyse dite "multirésolution".
- L'analyse multirésolution passe par une représentation des données à différentes échelles : de la plus fine structure à la plus grosse
- Historiquement, le premier algorithme de représentation fut l'algorithme pyramidal

Analyse multirésolution

Pyramide gaussienne :

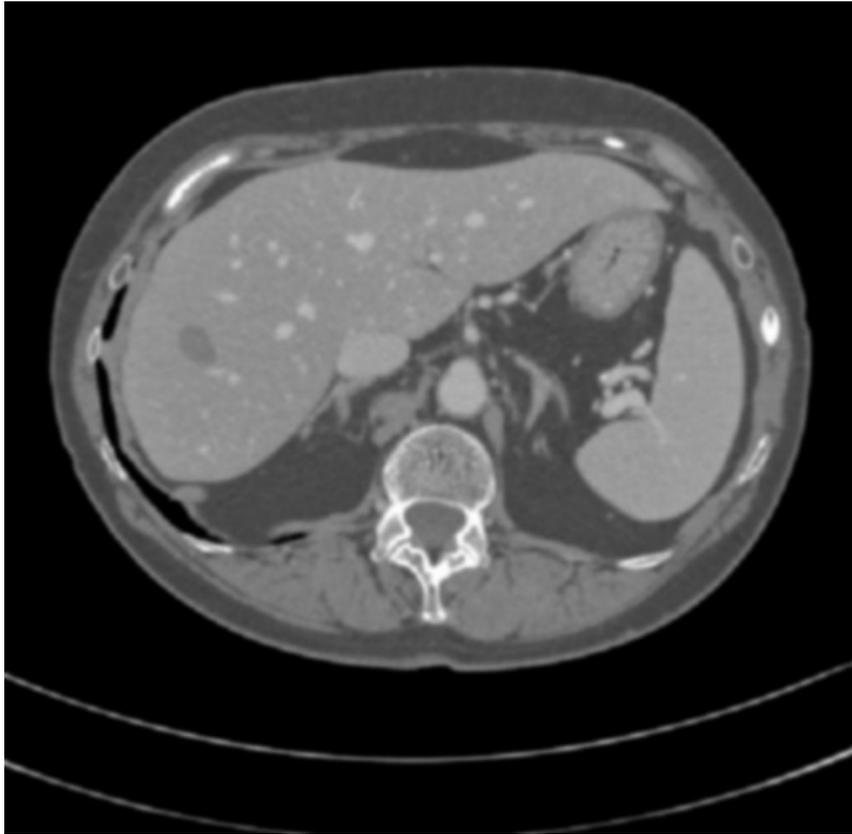
$$f_{k+1}(x, y) = [f_k * g](2x, 2y)$$

$$g_\sigma(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp\left[-\frac{x^2 + y^2}{2\sigma^2}\right]$$

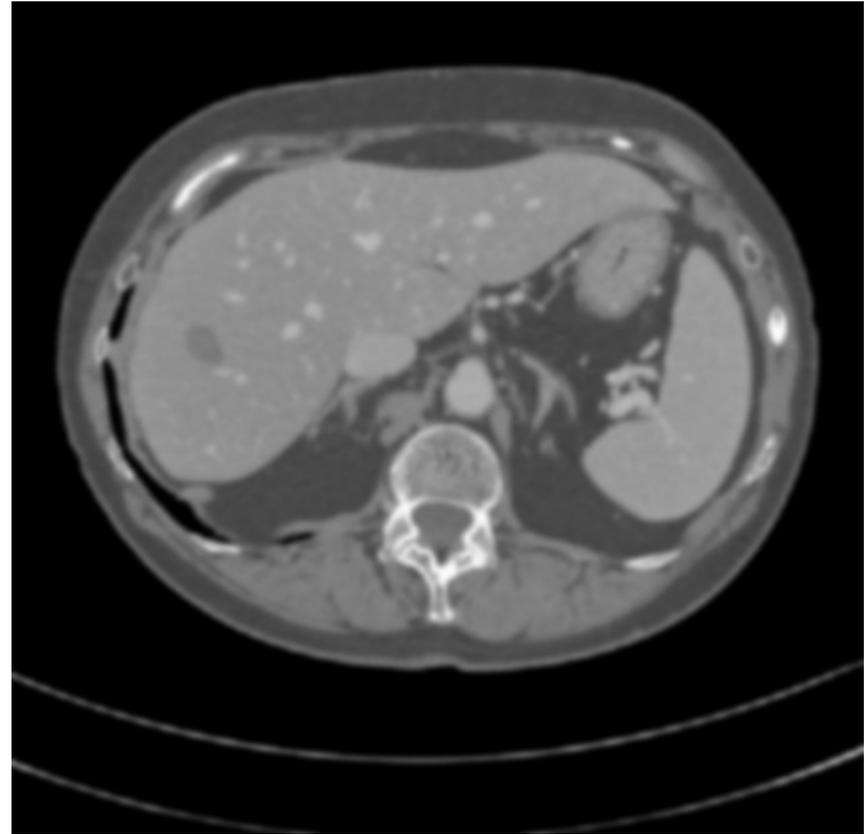
On retire de plus en plus de détails de l'image, il ne reste que les grosses structures.

Analyse multirésolution

g1

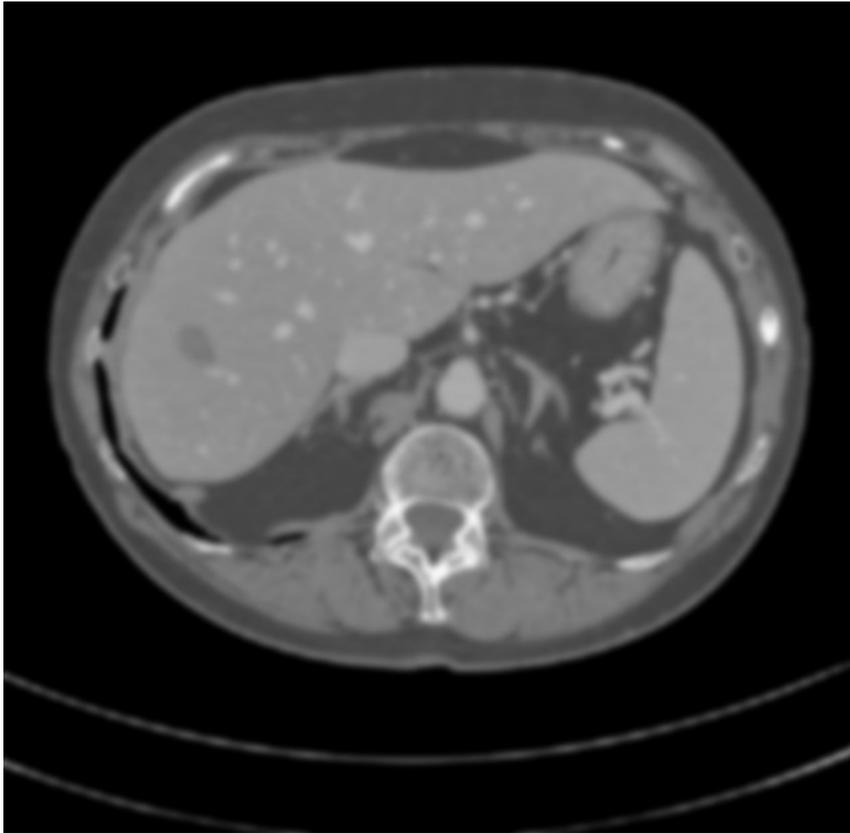


g2

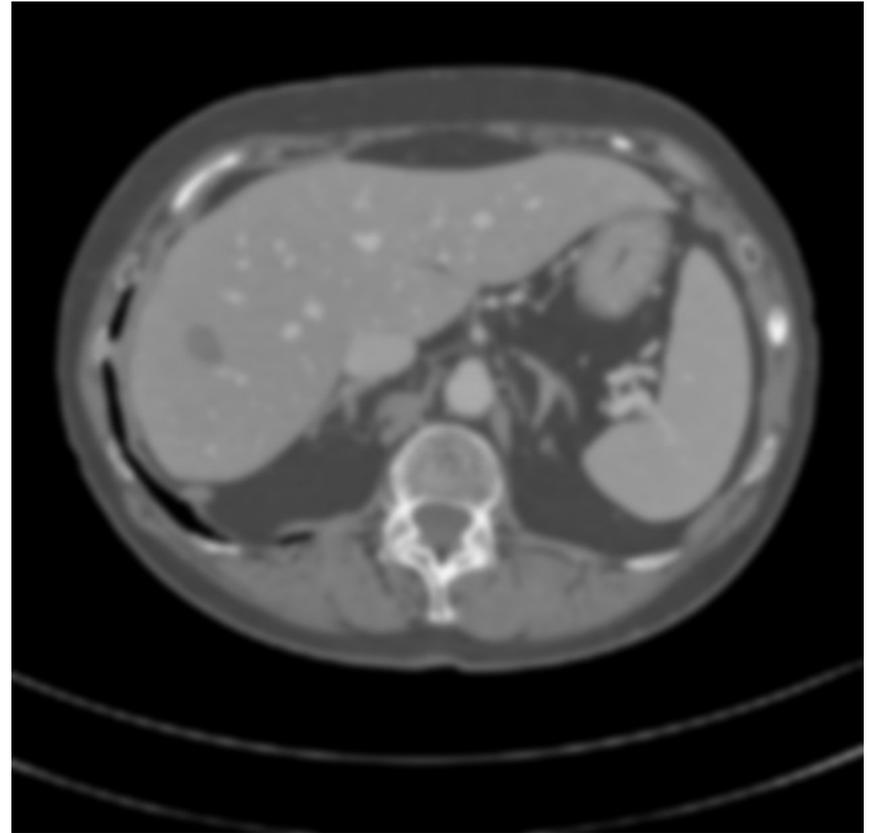


Analyse multirésolution

g3

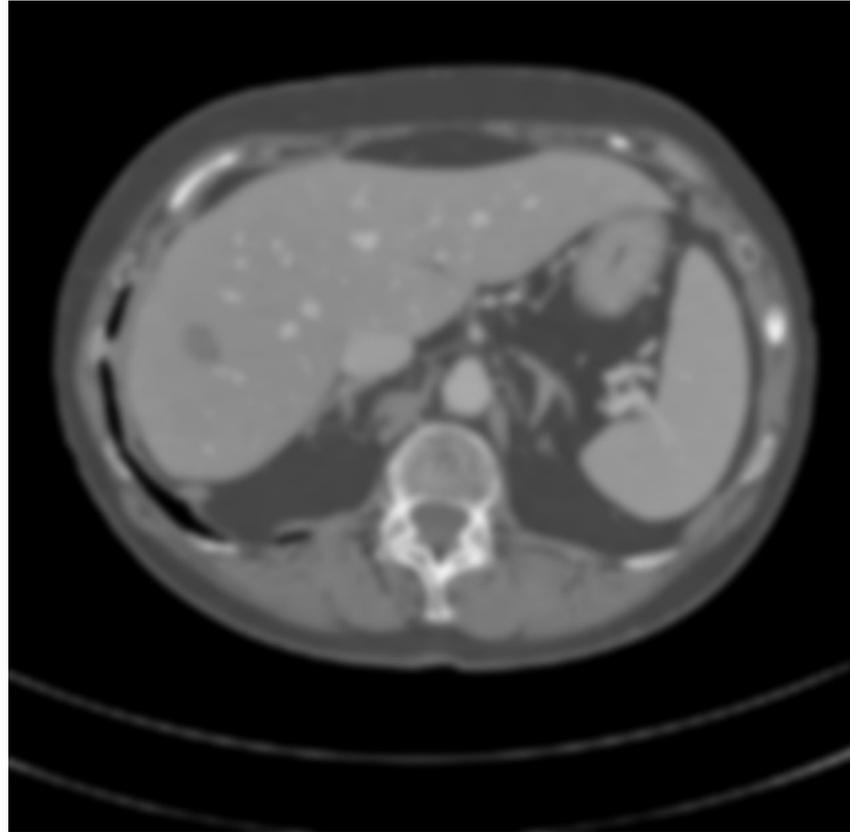


g4



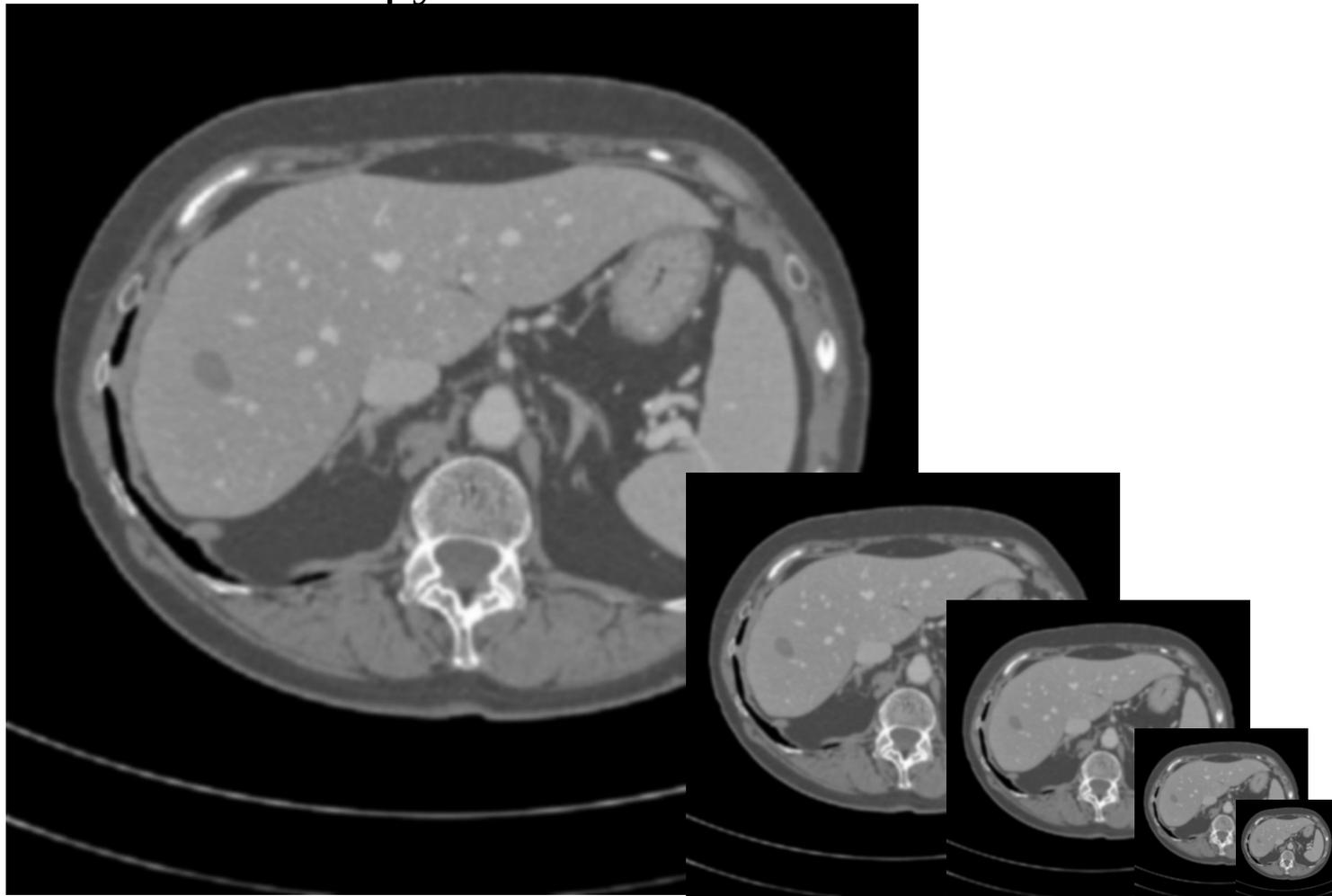
Analyse multirésolution

g5



Analyse multirésolution

En divisant la taille par deux à chaque itération, on obtient une pyramide



Analyse multirésolution

Pyramide laplacienne

$$h_k(x, y) = f_{k-1}(x, y) - [f_{k-1} * g_\sigma](x, y)$$

$$f_k(x, y) = [f_{k-1} * g_\sigma](2x, 2y)$$

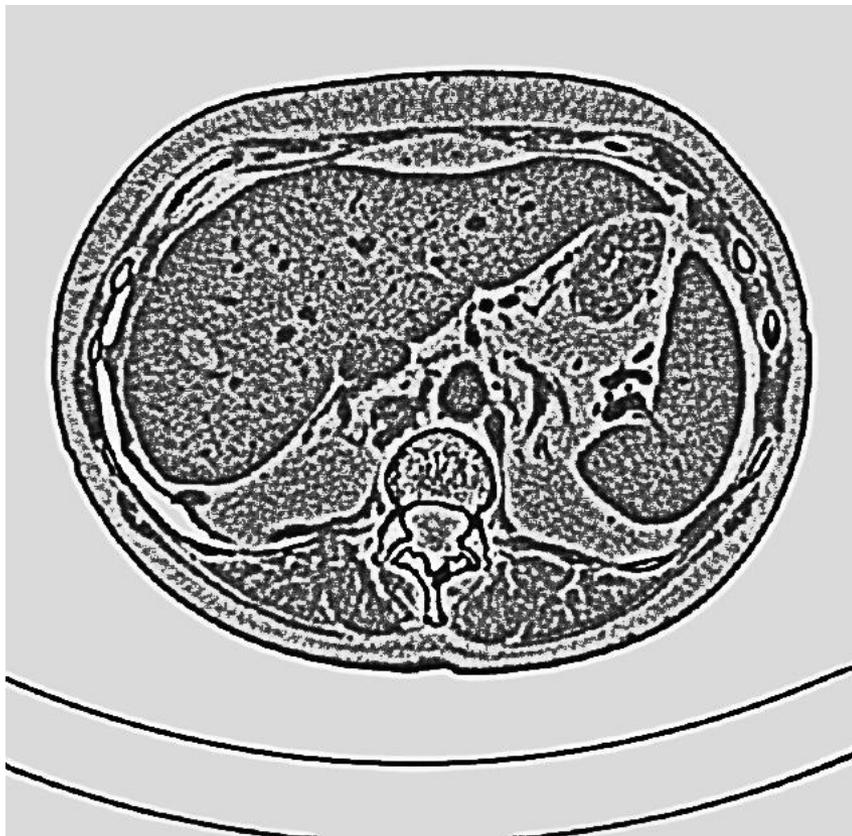
Même principe que dans le cas de la pyramide gaussienne, sauf qu'ici, on ne conserve que les détails intermédiaires.



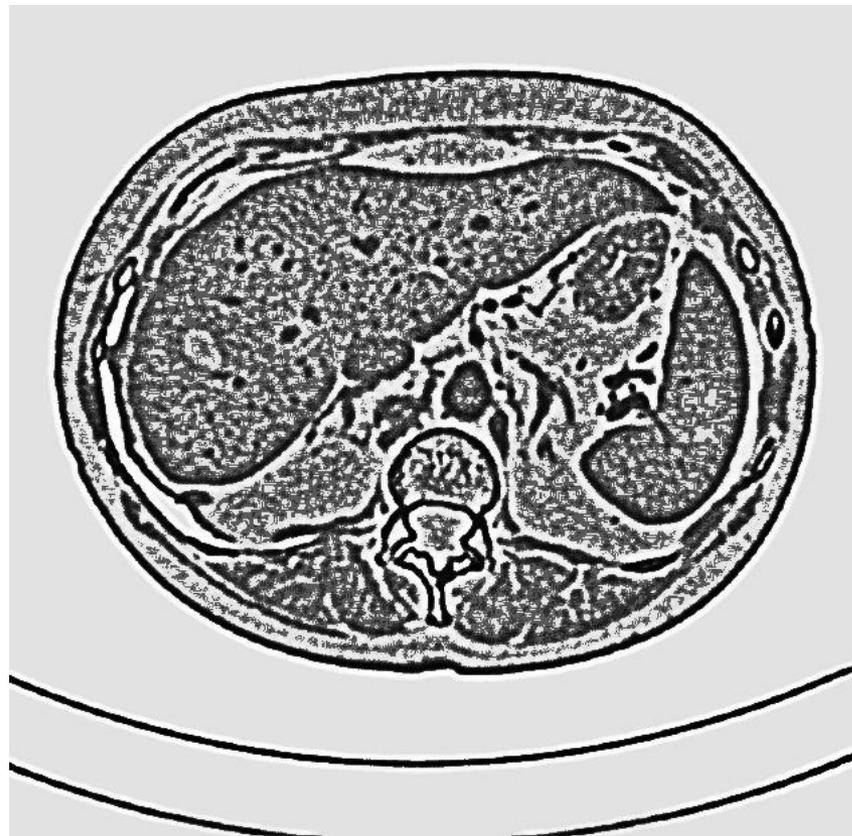
il s'agit de la différence de 2 gaussiennes de simple et double écart-types. Approxime le laplacien de gaussien

Analyse multirésolution

Détails g3-g2

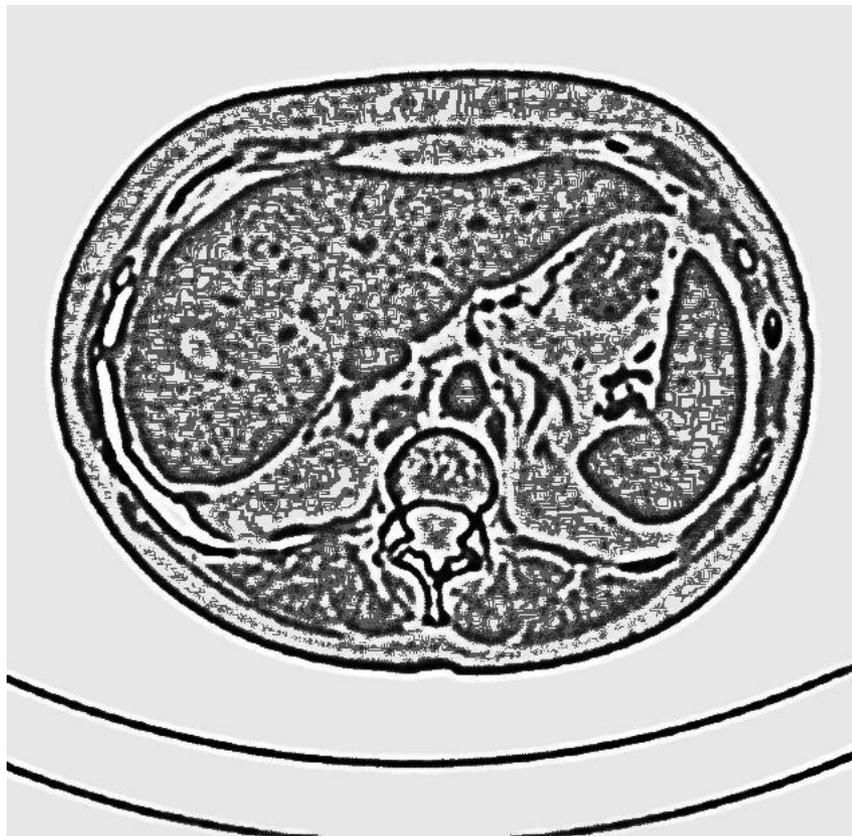


Détails g4-g3

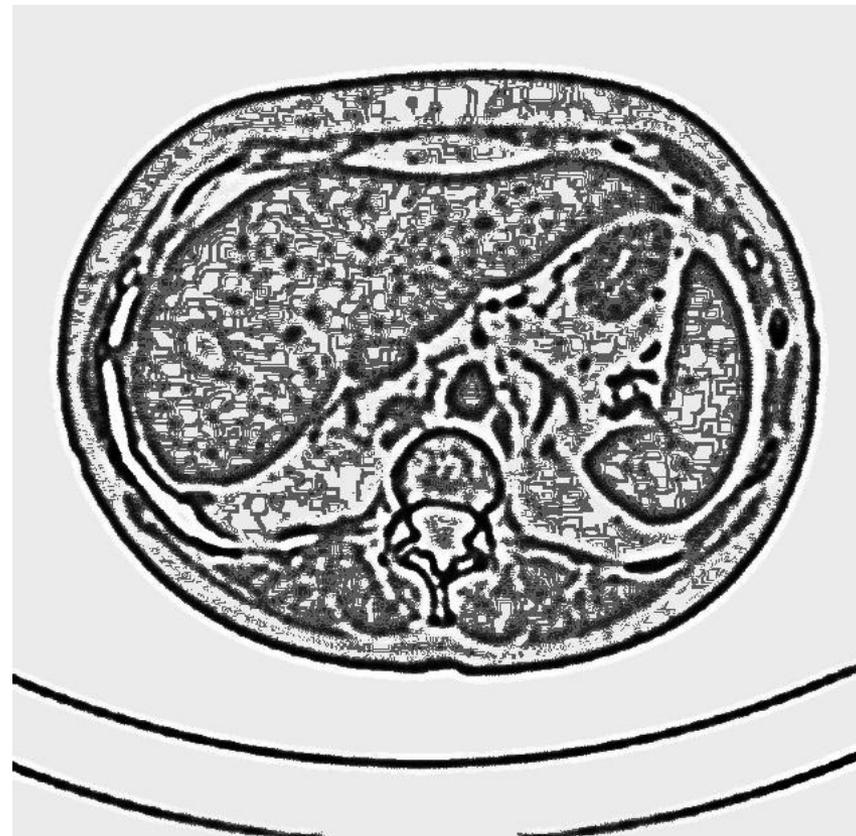


Analyse multirésolution

Détails g5-g4



Détails g6-g5



Analyse multirésolution

multirésolution # décomposition du spectre fréquentiel

détails (hautes fréquences)

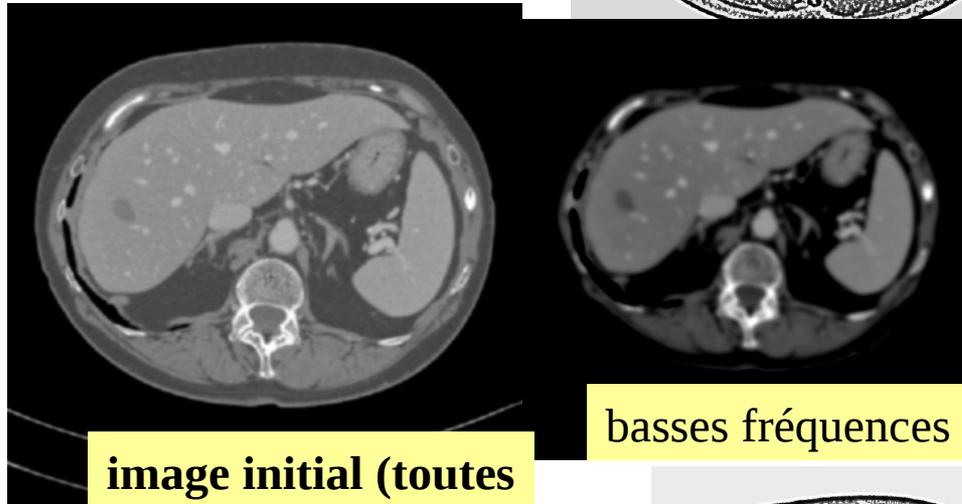
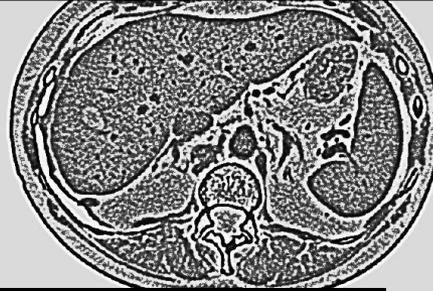
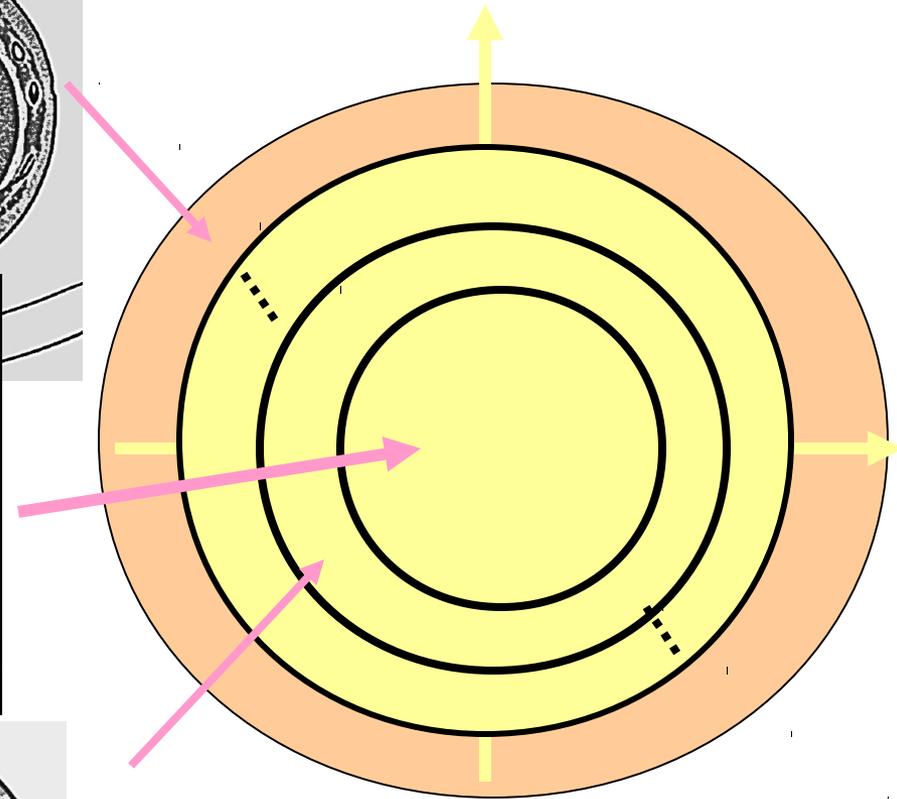


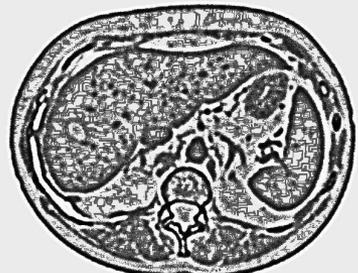
image initial (toutes les fréquences)

basses fréquences



Domaine spatial

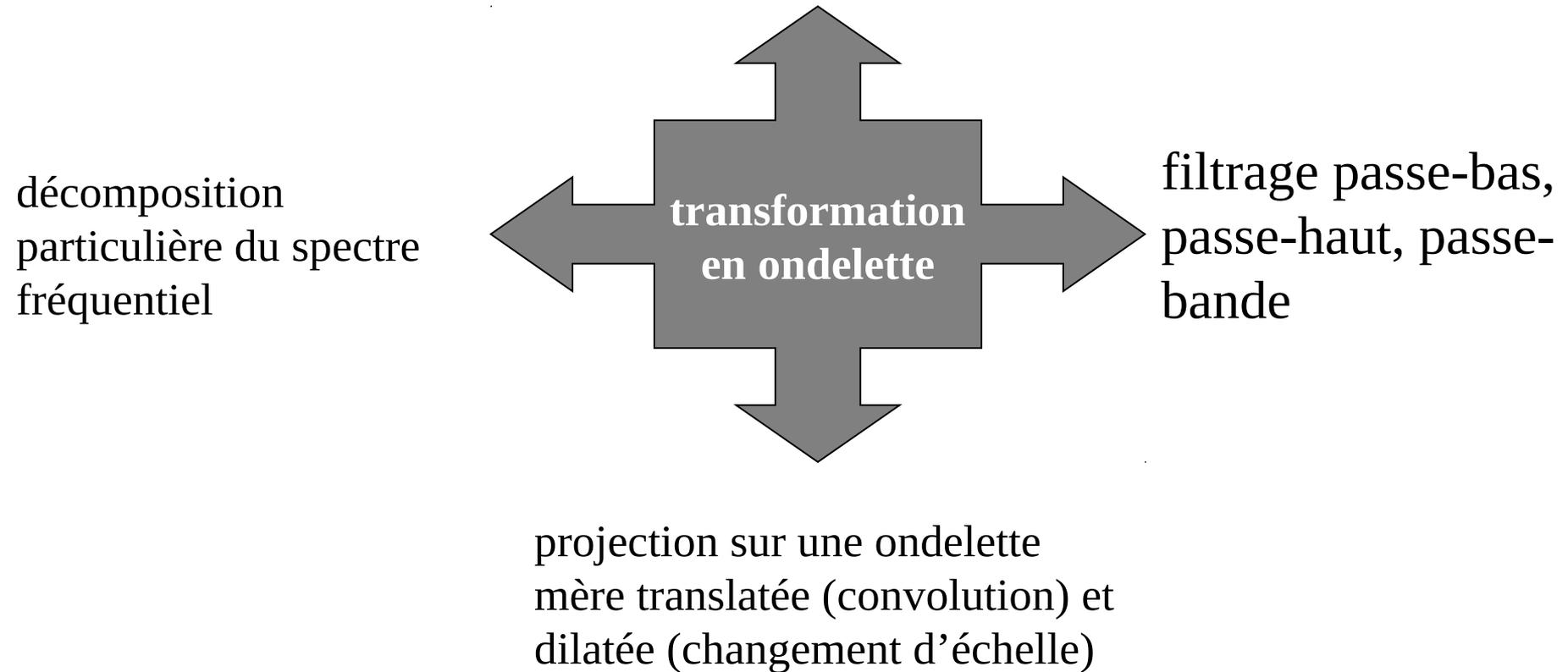
Domaine fréquentiel



détails (moyennes fréquences)

Analyse multirésolution

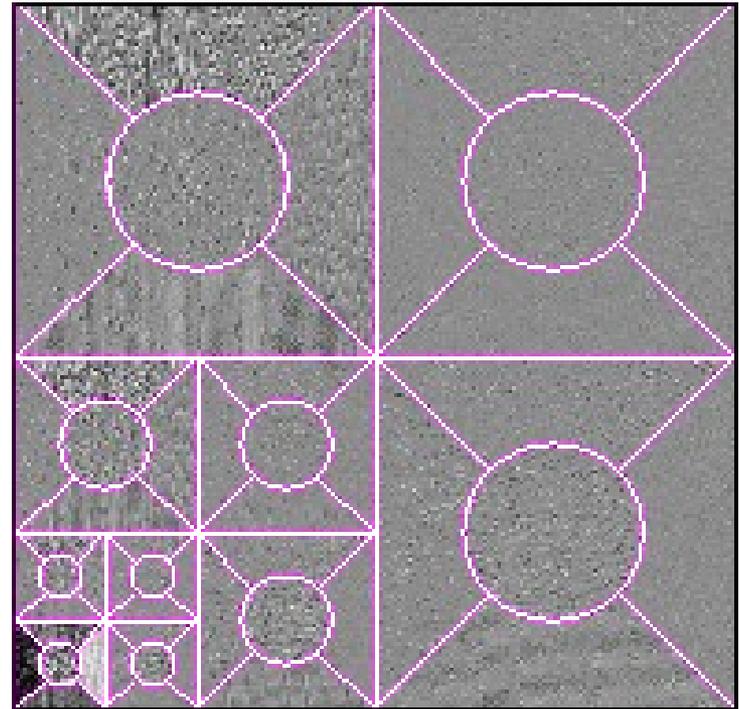
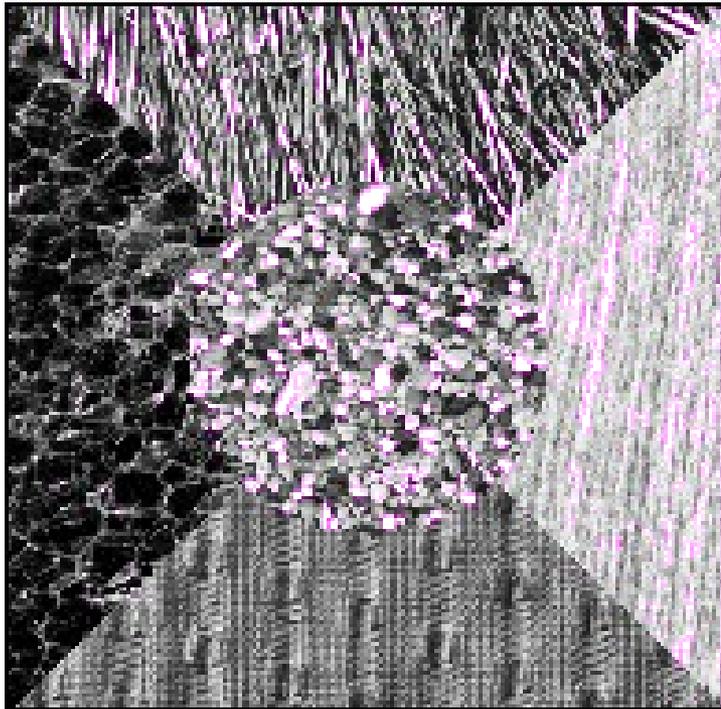
Généralisation de la représentation multirésolution



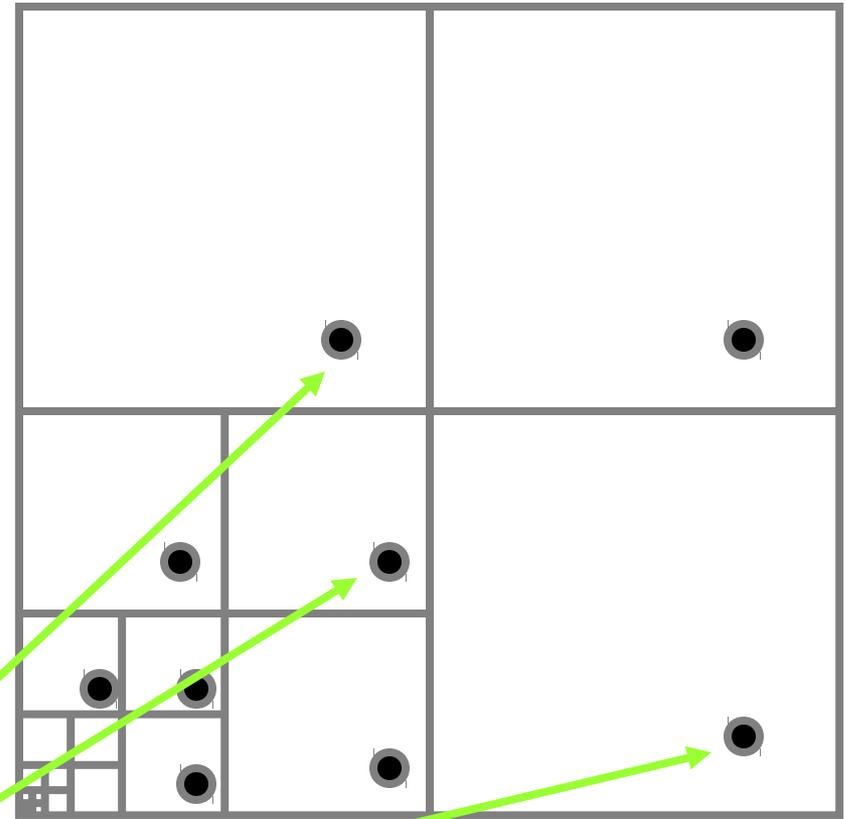
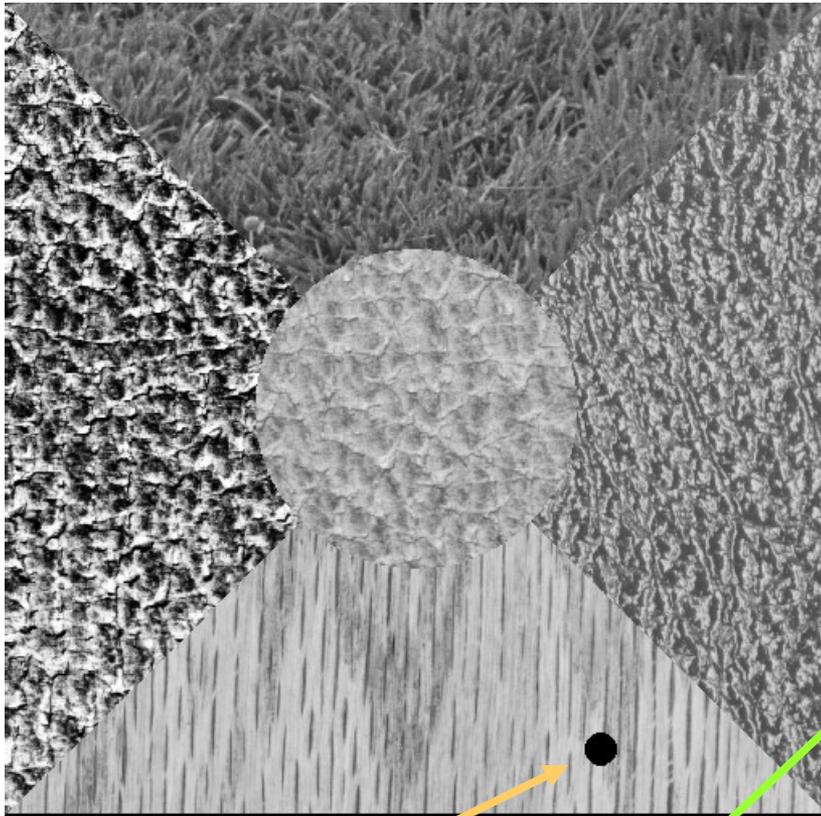
$$W_{s_x, s_y}(x, y) = \frac{1}{\sqrt{s_x s_y}} \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(a, b) \psi\left(\frac{x-a}{s_x}, \frac{y-b}{s_y}\right) da db$$

Analyse multirésolution

Segmentation texturale



Analyse multirésolution



un pixel = plusieurs valeurs = un vecteur caractérisant le voisinage

Plan du cours

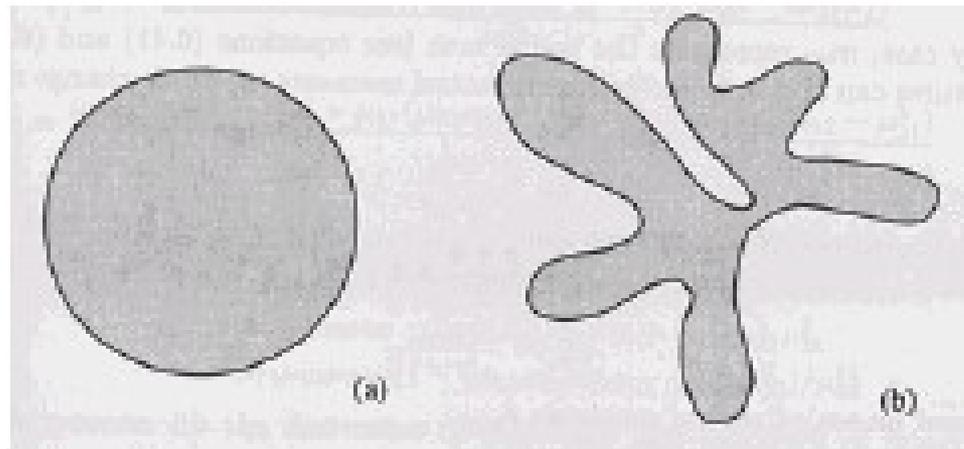
- Généralités
- Restauration d'images
- Analyse d'images sur critère photométrique
- Analyse d'images sur critère textural
- **Analyse d'images sur critère morphologique**
- Classification
- Quelques considérations sur les aspects logiciels

Caractérisation morphologique

Techniques de description : à choisir en fonction des connaissances générales sur le problème

- Exemple 1 : descripteur = compacité

$$C = \frac{P^2}{A} \geq 4\pi$$

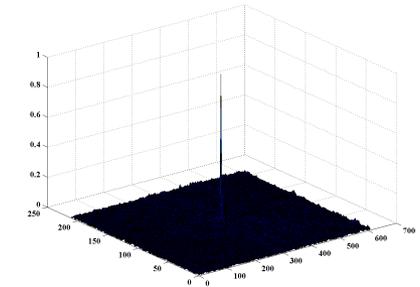
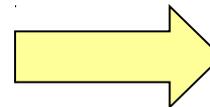
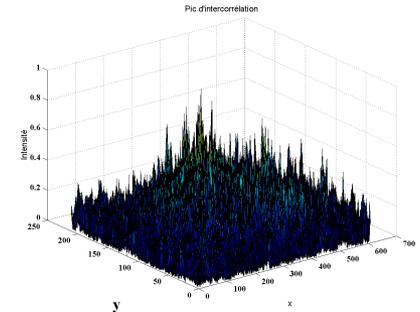
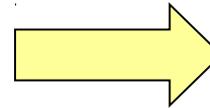


Indépendant par rapport à rotation et facteur d'échelle

Caractérisation morphologique

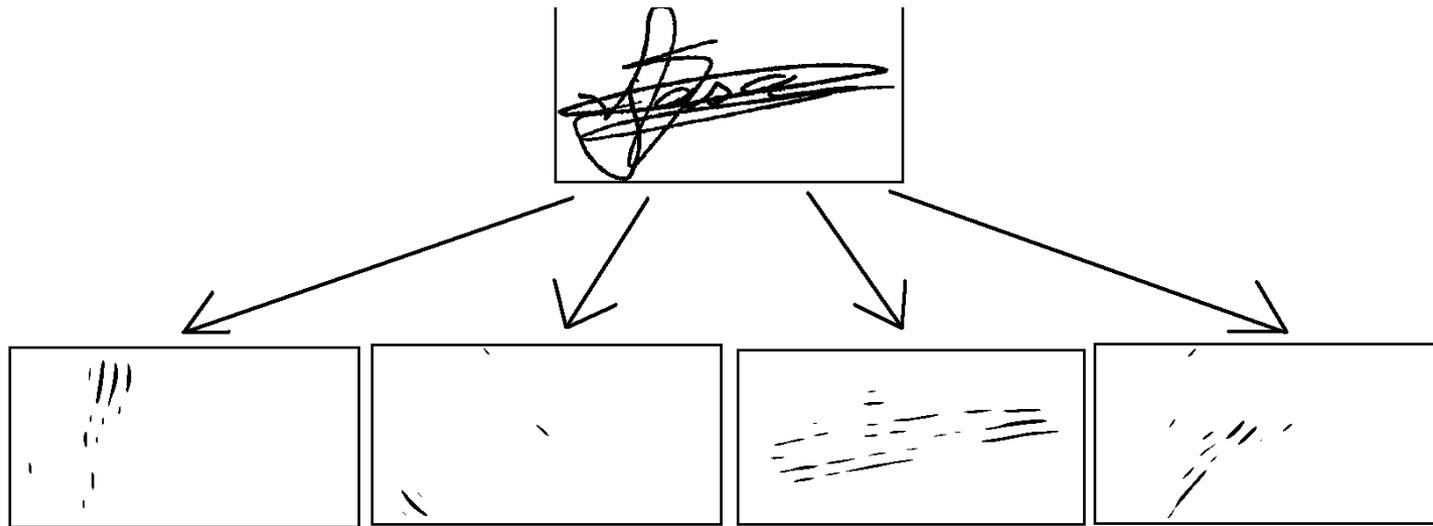
Exemple 2 : mesure degré de ressemblance par rapport à une forme de référence : corrélation

$$c_{f,g}(x,y) = [f \otimes g](x,y) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(a,b)g(a+x,b+y) da db$$



Caractérisation morphologique

Exemple 3 : analyse du contenu fréquentiel



↕
Energie1

↕
Energie2

↕
Energie3

↕
Energie4 = vecteur

classification ←

Caractérisation morphologique

Autres méthodes : calcul moments, axes principaux, codage du contour.....

Plan du cours

- Généralités
- Restauration d'images
- Analyse d'images sur critère photométrique
- Analyse d'images sur critère textural
- Analyse d'images sur critère morphologique
- **Classification**
- Quelques considérations sur les aspects logiciels

Introduction

A partir d'un vecteur : il faut prendre une décision

Deux cas de figure

Classification supervisée :

on dispose d'un ensemble d'entraînement, à partir duquel on construit le classificateur

Classification non supervisée :

On dispose de vecteurs caractéristiques dont on ne connaît pas la classe.



Regroupement en vecteurs similaires pour former des agrégats (clusters), puis identifier les clusters ainsi obtenus.

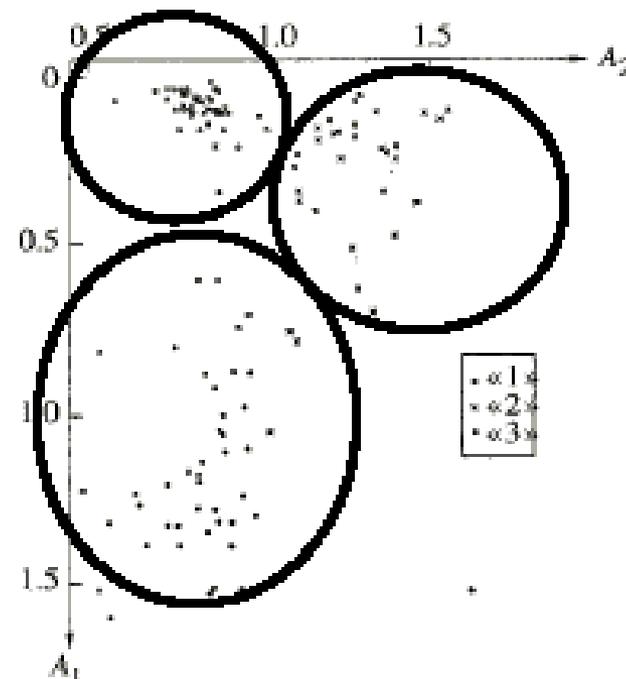
Classification bayésienne

Classificateurs bayésiens : approche paramétrique

Les classes sont caractérisées par une densité de probabilité, dont on estime les paramètres



on classifie un objet inconnu en fonction de sa classe d'appartenance la plus probable : formule de Bayes



Classification bayésienne

Classificateurs bayésiens : approche paramétrique

Exemple : cas de deux classes de probabilité connues $P(w_1)$ et $P(w_2)$.

Les proba $P(x|w_i)$ sont supposées également connues (estimation précédente)

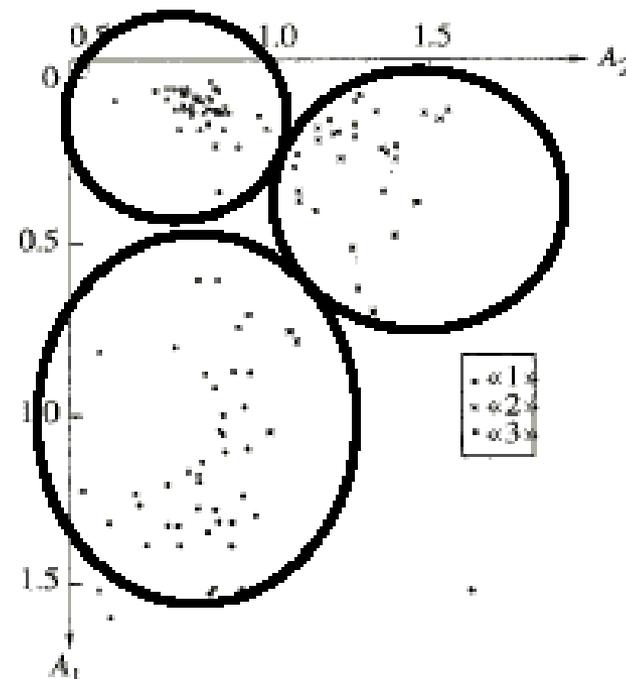
Formule de Bayes:

$$P(w_i|x) = P(x|w_i) \times P(w_i) / P(x)$$

$$\text{où } P(x) = \sum P(x|w_i)P(w_i)$$

Règle de classification de Bayes :

$$P(w_1|x) < \text{ ou } > P(w_2|x) \text{ cad } P(x|w_1)P(w_1) < \text{ ou } > P(x|w_2)P(w_2)$$

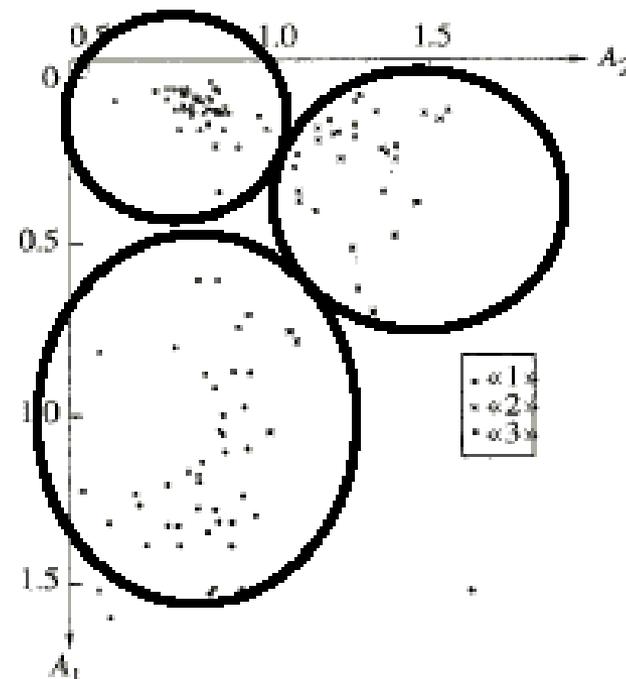


Classification bayésienne

Classificateurs bayésiens : approche paramétrique

Généralisation à n classes :

- Assignation à la classe la plus probable
- La surface de décision entre les classes i et j a pour équation $P(w_i|x)-P(w_j|x)=0$
- Souvent, il est plus simple de travailler avec une fonction des probabilités :
 $g_i(x)=f(P(w_i|x))$, où $f(.)$ est une fonction monotone croissante appelée fonction discriminante.
- La décision est en faveur de la class w_i , si $g_i(x)>g_j(x)$, quel que soit j différent de i .



Classification bayésienne

Classificateurs bayésiens : approche paramétrique

Cas d'une loi normale : la densité de probabilité est une fonction de Gauss

$$- \text{1D: } p(x | w_i) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma}} e^{-\frac{1}{2}\left(\frac{x-\mu}{\sigma}\right)^2}$$

$$- \text{lD: } p(x | w_i) = \frac{1}{(2\pi)^{l/2} |\Sigma_i|^{1/2}} e^{-\frac{1}{2}(x-\mu_i)^T \Sigma_i^{-1} (x-\mu_i)}$$

- μ_i est la moyenne de la classe w_i
- Σ_i est la matrice de covariance de taille $l \times l$, définie par

$$\Sigma_i = E \left[(x - \mu_i)(x - \mu_i)^T \right]$$

Classification bayésienne

Classificateurs bayésiens : approche paramétrique

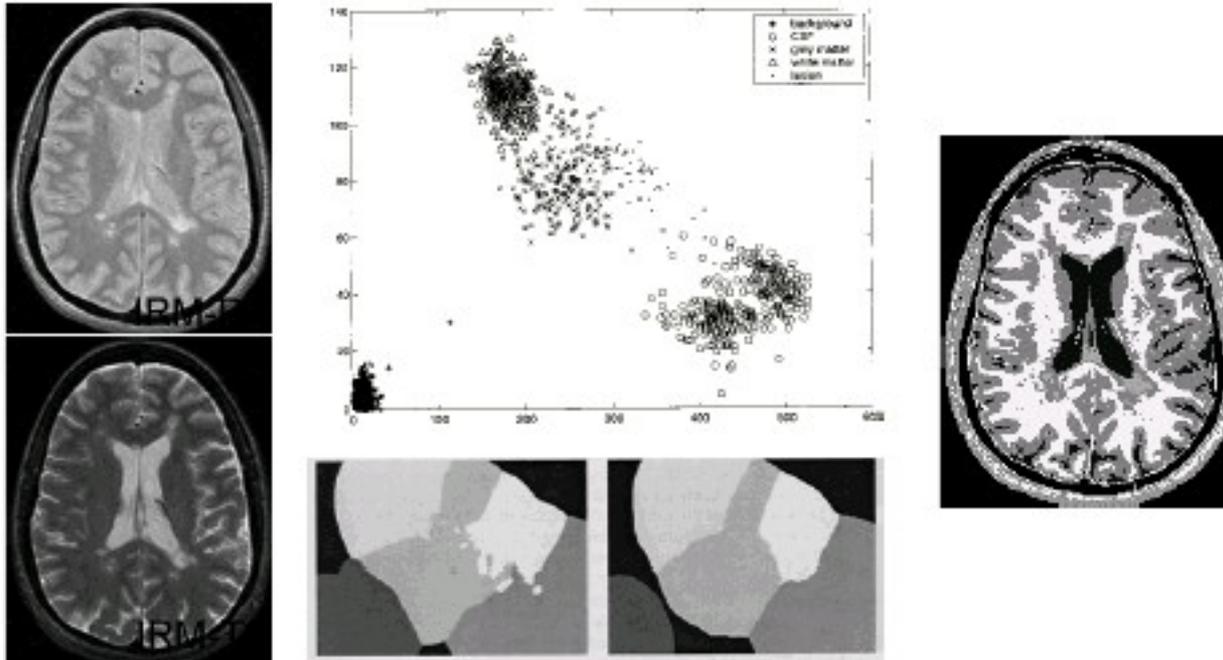
Fonction discriminante :

$$\begin{aligned}g_i(x) &= \ln(p(x | w_i)P(w_i)) = \ln p(x | w_i) + \ln P(w_i) \\&= -\frac{1}{2}(x - \mu_i)^T \Sigma_i^{-1}(x - \mu_i) + \ln P(w_i) + c_i \\&= -\frac{1}{2}x^T \Sigma_i^{-1}x + \frac{1}{2}x^T \Sigma_i^{-1}\mu_i - \frac{1}{2}\mu_i^T \Sigma_i^{-1}\mu_i + \frac{1}{2}\mu_i^T \Sigma_i^{-1}x + \ln P(w_i) + c_i\end{aligned}$$

Classification des k plus proches voisins

Plus proches voisins : approche non paramétrique

- On dispose d'un ensemble d'entraînement composé de vecteurs caractéristiques et de leur classe
- On classe le vecteur inconnu x dans la plus représentée parmi les k plus-proches voisins du vecteur x



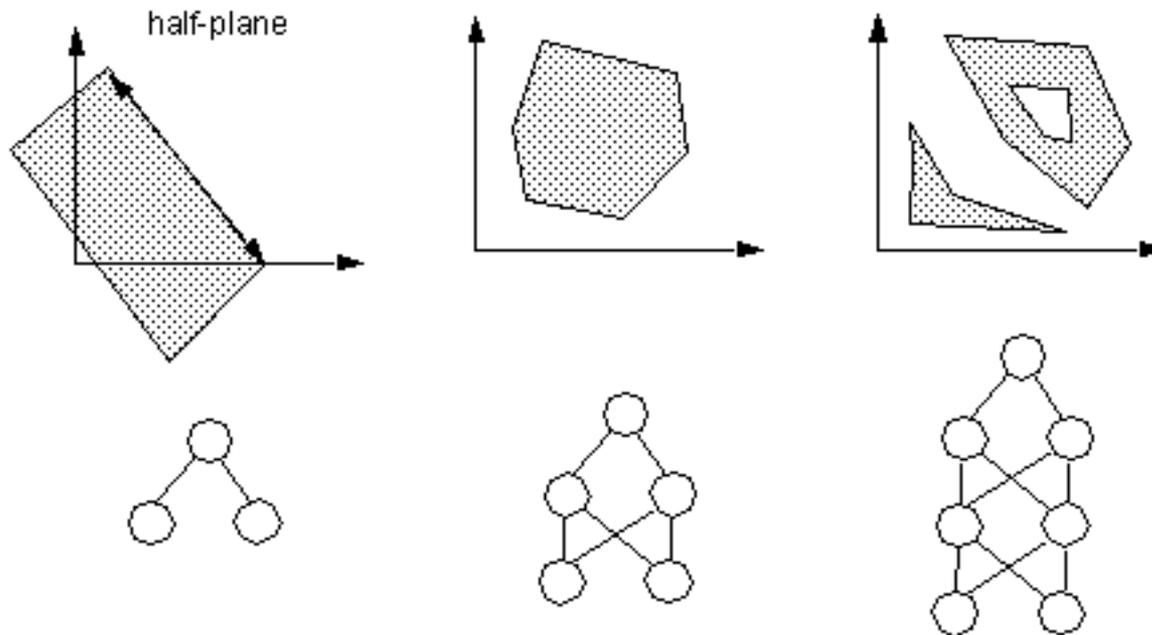
1NN

11NN

Classification non-linéaire

Réseaux de neurones : classifieurs non-linéaires

Permet de séparer des classes non-linéairement séparables



Apprentissage non-supervisé : Clustering

Lorsqu'on dispose d'échantillons non classifiés, on ne peut effectuer qu'un apprentissage non-supervisé

On cherche à les regrouper en régions : clustering

On cherche à identifier m classes au moyen de leurs centres

Objectif : minimiser la variance intra-classe

Apprentissage non-supervisé : Clustering

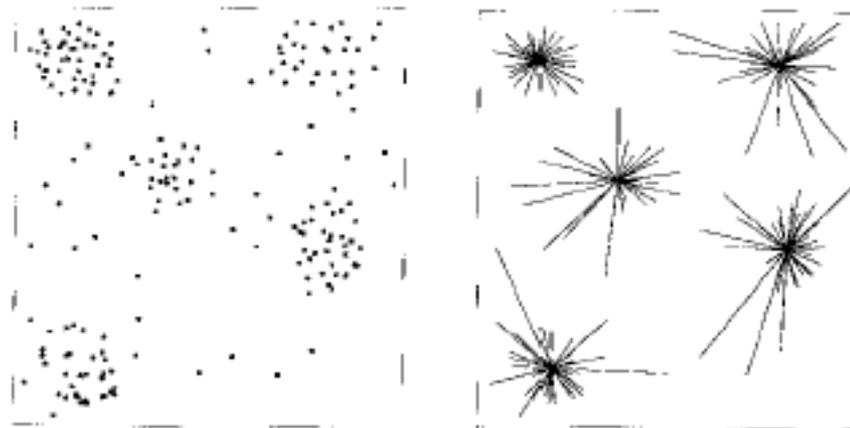
Algorithme :

1 - choisir m centre arbitrairement

2 – répéter : a: affecter à chaque x son centre le + proche

b: recalculer le centre de chaque classe comme étant la moyenne des vecteurs de la classe

➔ jusqu'à obtenir des moyennes stables.



Plan du cours

- Généralités
- Restauration d'images
- Analyse d'images sur critère photométrique
- Analyse d'images sur critère textural
- Analyse d'images sur critère morphologique
- Classification
- **Quelques considérations sur les aspects logiciels**

Introduction

- D'un point de vue pratique, le traitement d'images médicales n'a d'intérêt que s'il est intégré dans un système complet de modélisation : actuellement peu transféré vers la routine clinique (encore le status de recherche)

→ Vers un système utilisable en routine...

→ Quelques logiciels

→ Quelques bibliothèques « boîtes à outils »

→ Quelques fonctionnalités « non algorithmiques » : aspect génie logiciel

Vers un système utilisable...

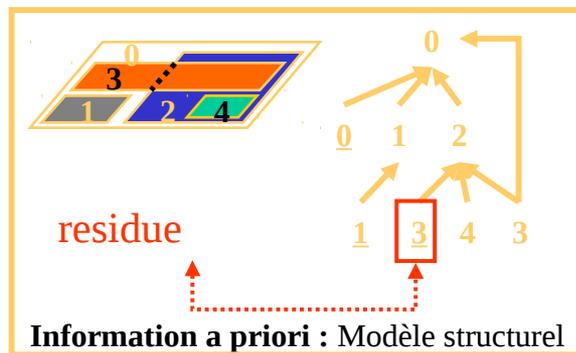
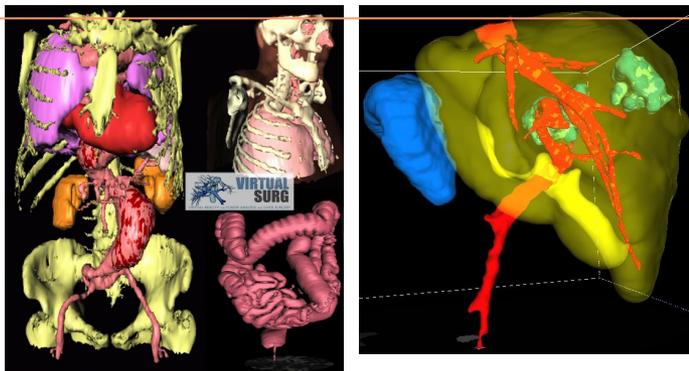
- Favoriser l'intégration d'information médicale fiable : système expert
- Exposition à l'utilisateur d'algorithmes « simples » : composantes connexes, seuillage, filtrage, contours/surfaces actifs, morphologie mathématique, propagation, ...
 - Cacher la complexité algorithmique: ergonomie interface
- Optimiser les interactions – permettre les retouches
- Compatibilité avec systèmes d'information (PACS) – persistance des données

Vers un système utilisable...

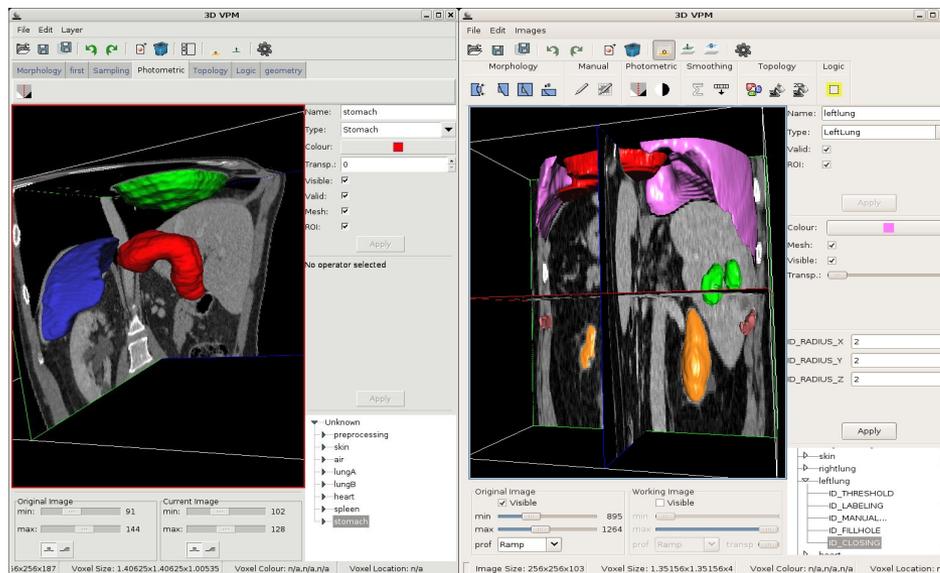
Exemple d'informations médicales : topologie & anatomie

Dictionnaire médical : « A recouvre B mais pas C »

»

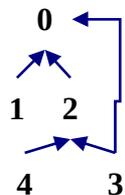


Traduction informatique

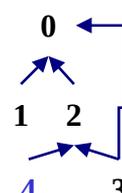
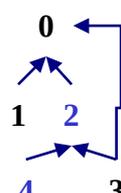
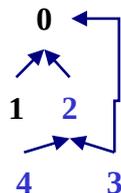
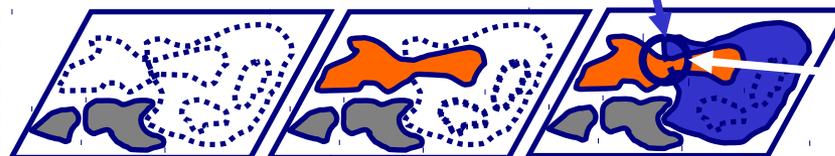
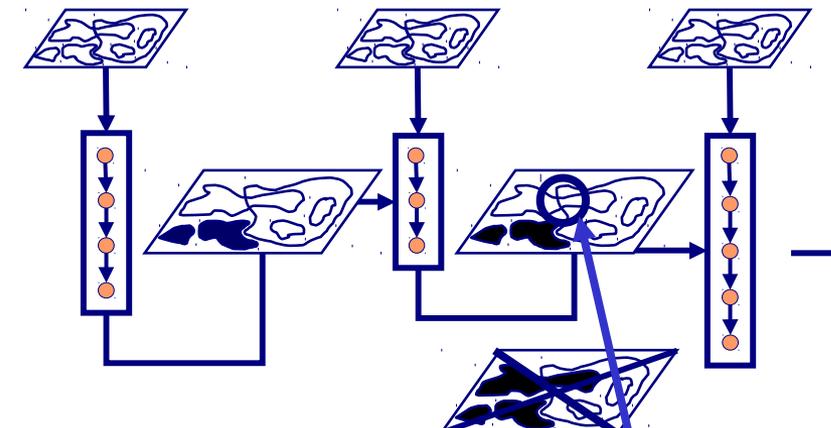


Actions
utilisateur
expert

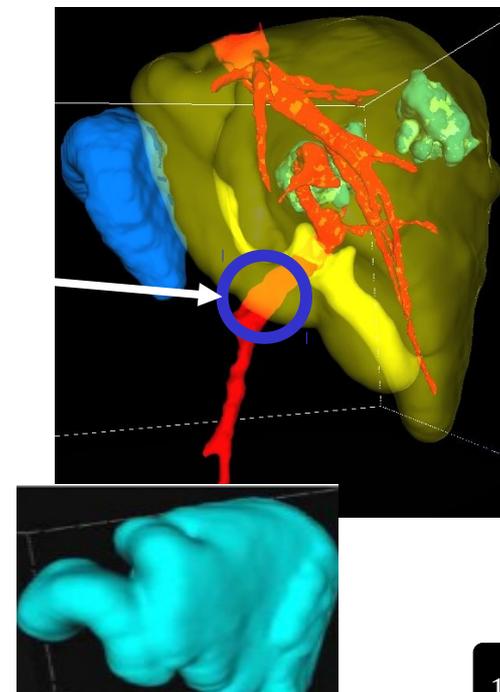
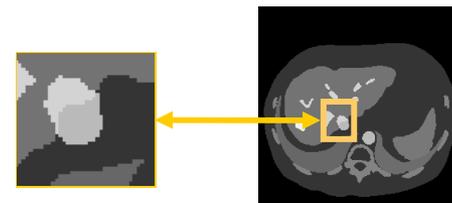
Vers un système utilisable...



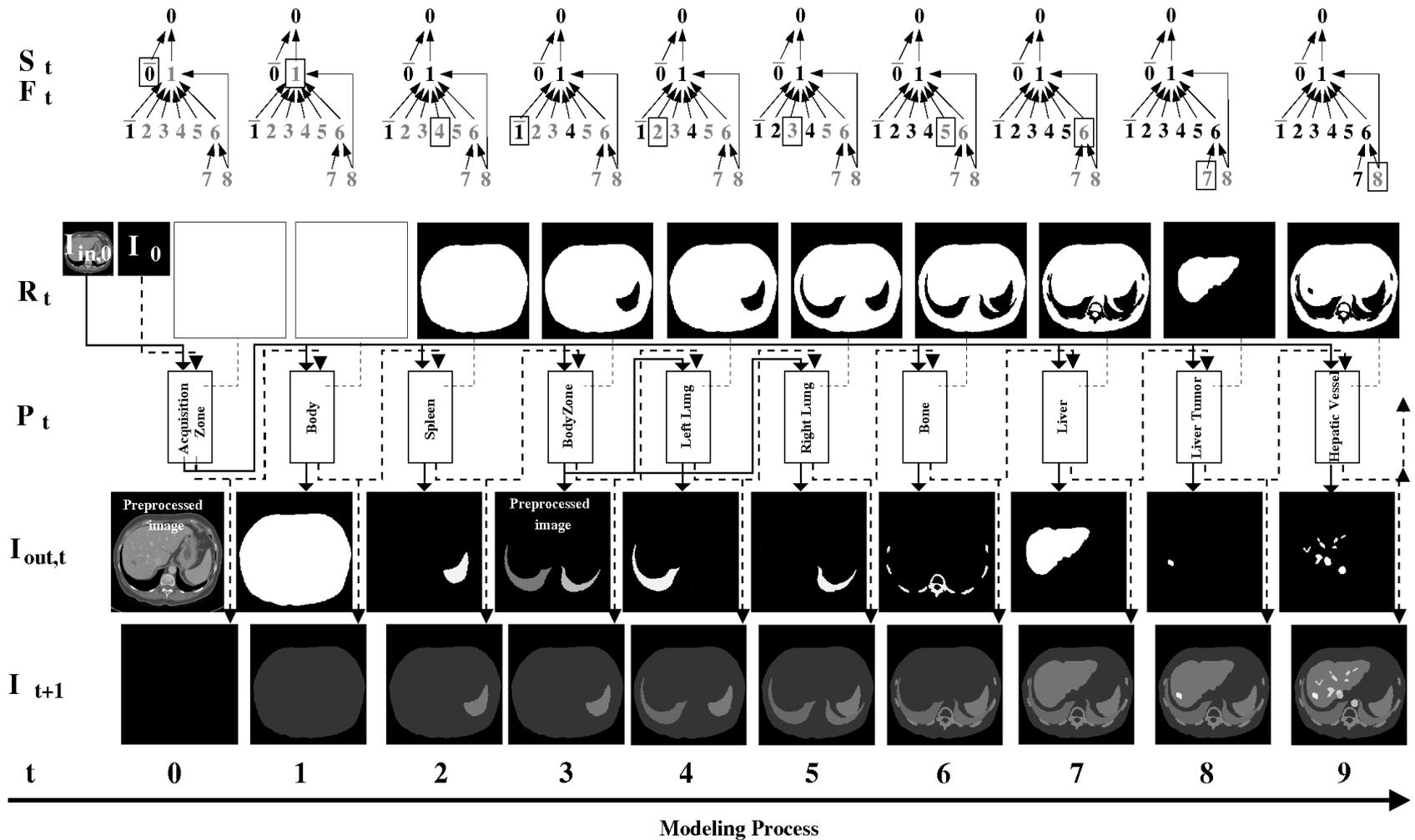
Information a priori
Modèle structurel



Codage topologique



Vers un système utilisable...



Vers un système utilisable...

- Difficultés :
 - Information a priori & contextuelle
 - Nature de l'information : topologique ?
 - Acquisition information contextuelle ?
 - Interactivité simple et efficace ?
 - Procédure (mode d'utilisation du système) :
 - Segmentation directe : gestion des erreurs/retouches ?
 - Approche hiérarchique :
 - Ordre de segmentation
 - Choix des algorithmes proposés à l'utilisateur
 - ...

Quelques logiciels de conception...

- Slicer
- MeVis (www.mevis.de)
- Amira (www.tgs.com)
- 3D-doctor, LabView, Khoros...

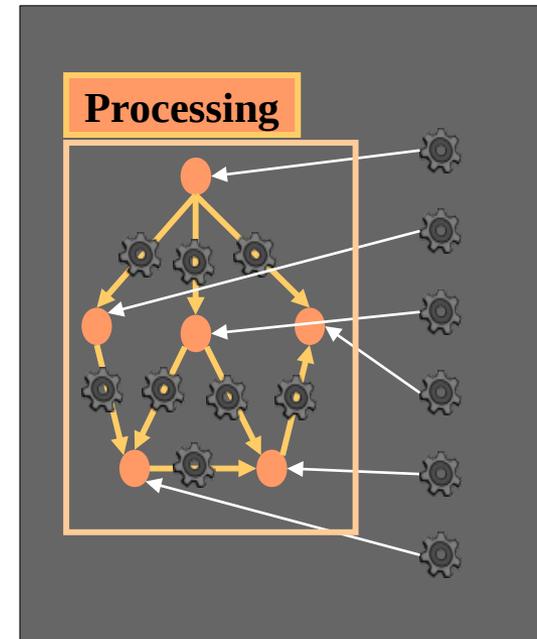
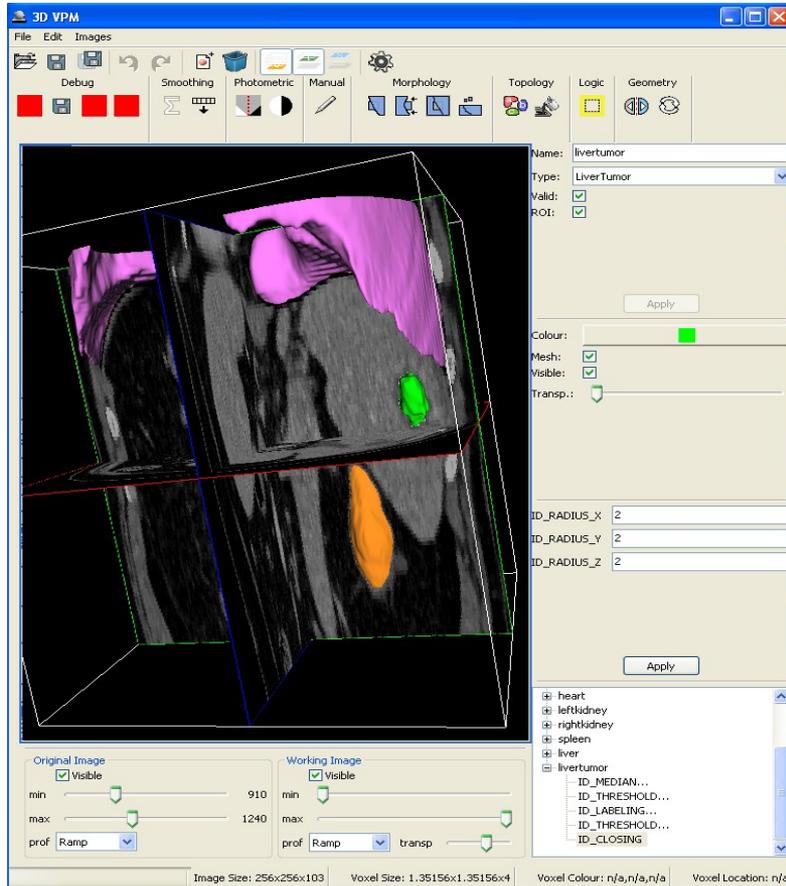
Boîtes à outils typiques...

- Traitement d'images : ITK (www.itk.org)
- Visualization : VTK (www.vtk.org)
- IHM : wxWidgets, Qt, ...
- Plus bas niveau : stl, boost, xml

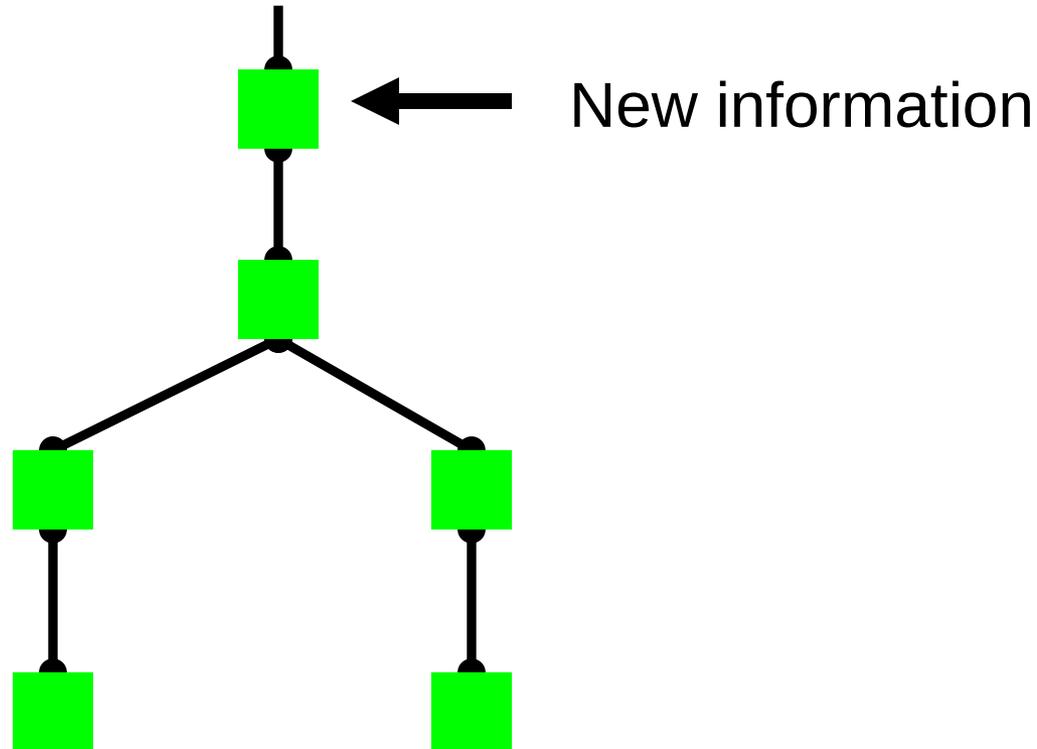
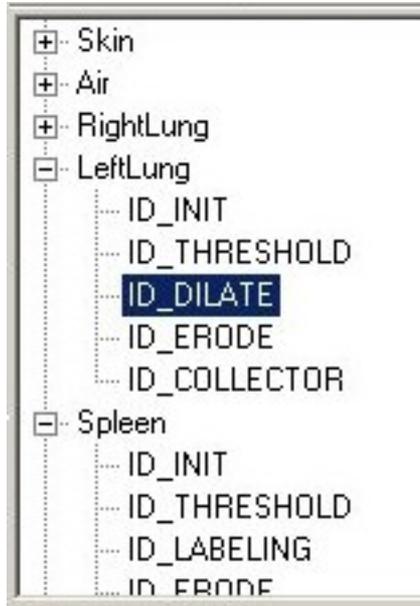
Fonctionnalités de “l’ingénieur”

- Chaîne de traitement
- Mémoire (virtualisation des données/workflow – traitements par blocs)
- Multithreading (traitements distribués, accès concurrentiels)
- Sérialisation (pb structure des données, standardisation...)
- Extensibilité, modularité, indépendance du code
- Qualité/Normalisation du code : « design patterns »

Chaîne de traitement

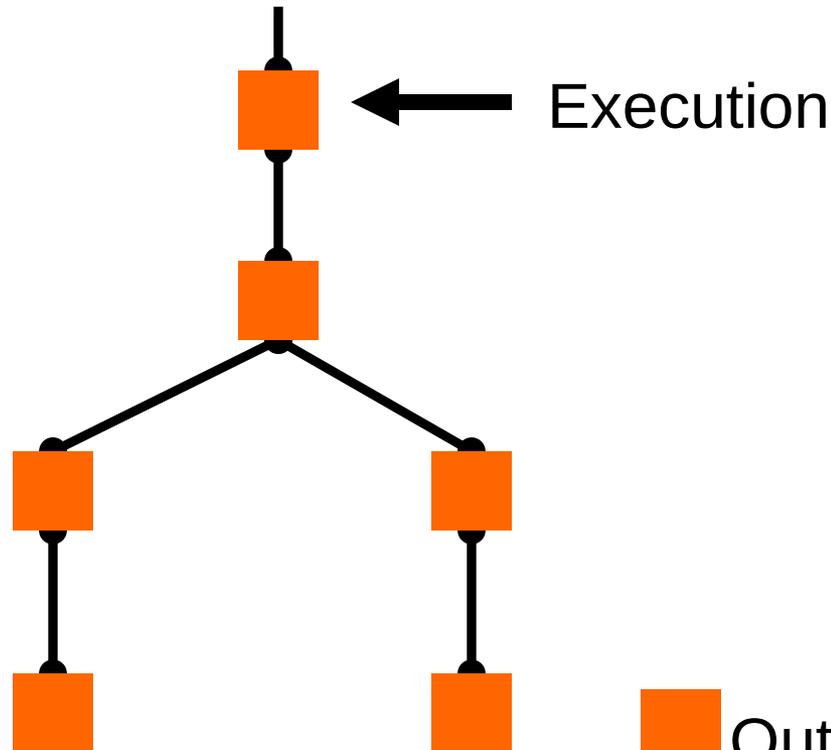
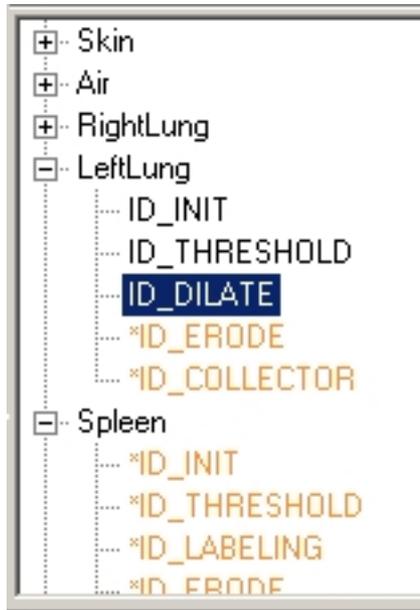


Chaîne de traitement



 Up-to-date operator

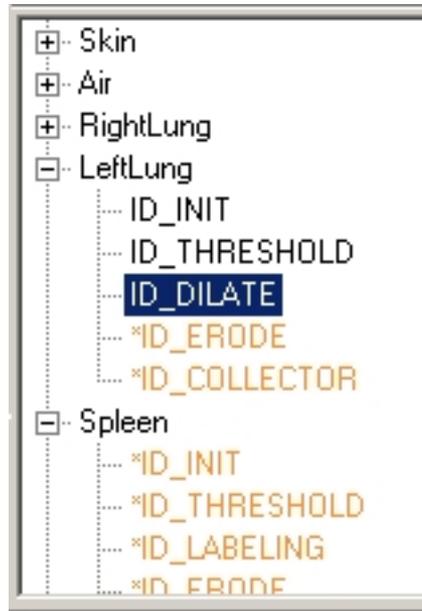
Chaîne de traitement



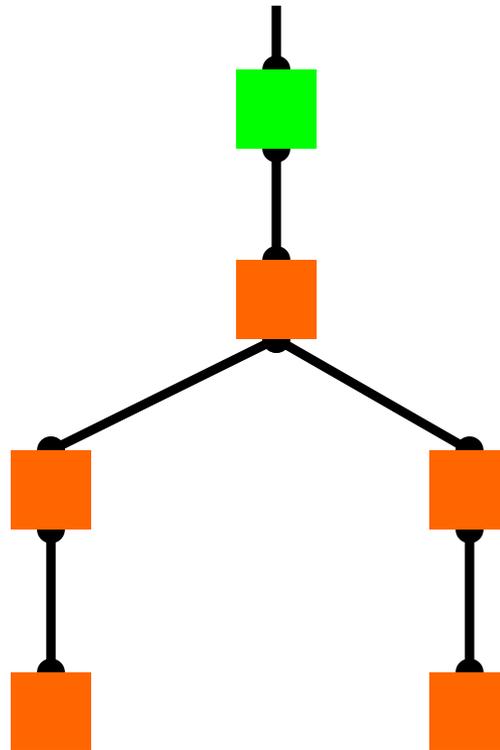
Orange square: Out-of-date operator

Green square: Up-to-date operator

Chaîne de traitement



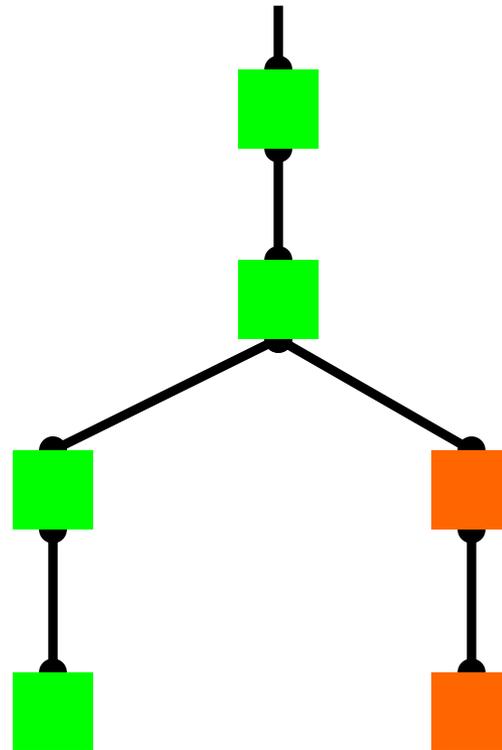
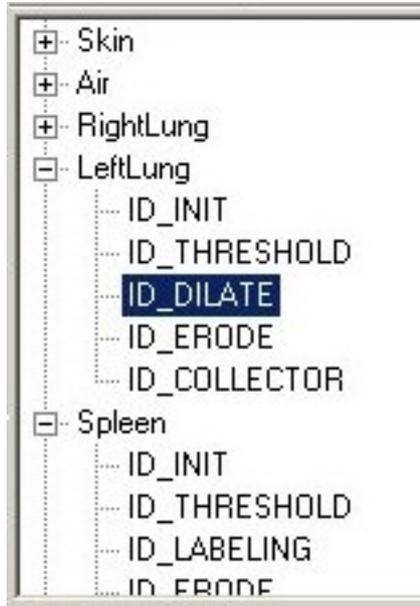
Execution →



■ Out-of-date operator

■ Up-to-date operator

Chaîne de traitement

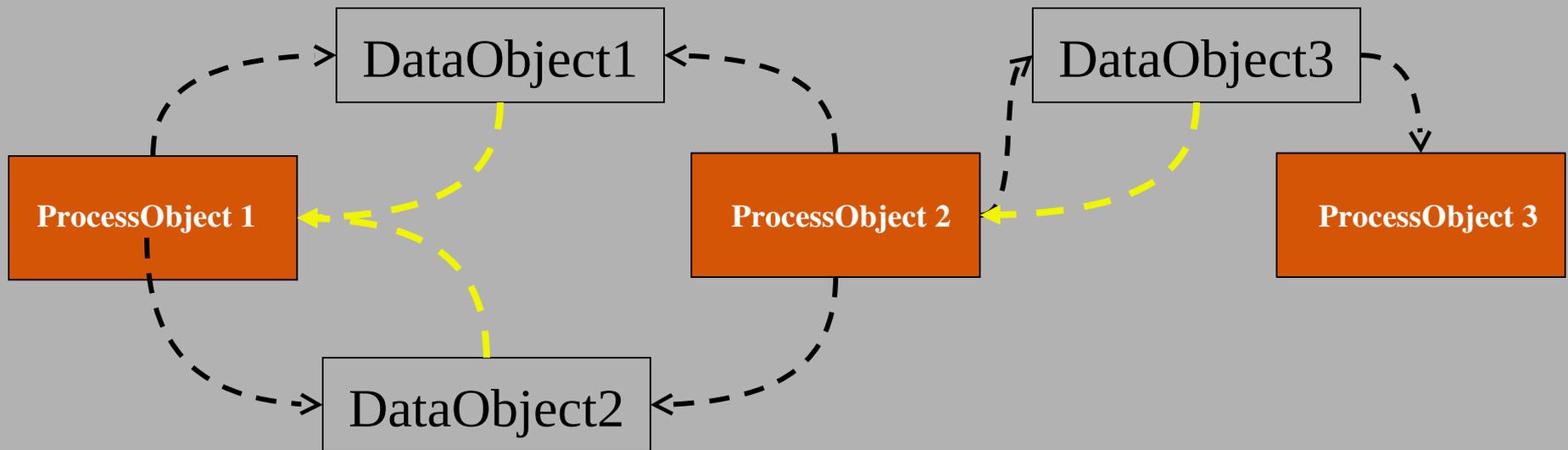


 Out-of-date operator

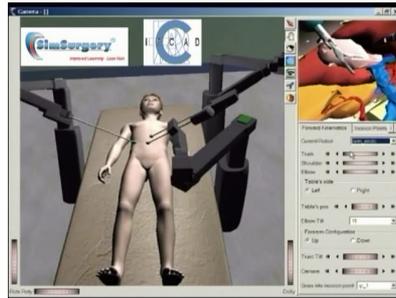
 Up-to-date operator

Chaîne de traitement

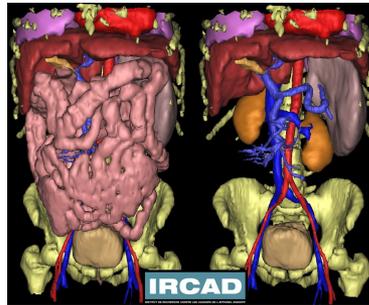
Problématique de la structure de graphe et de son utilisation:
Graphe explicite
Graphe implicite (e.g. ITK, VTK)



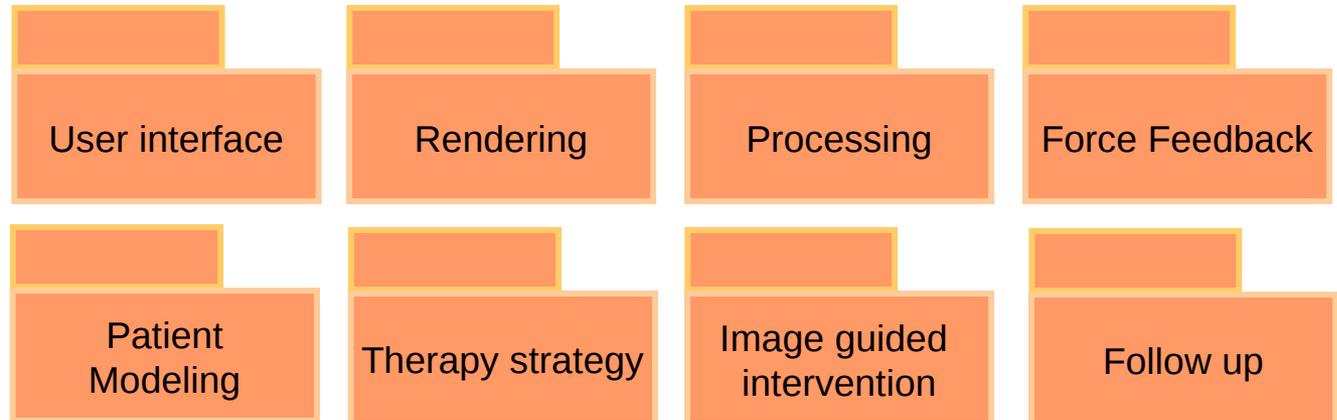
Génie logiciel...



Applications



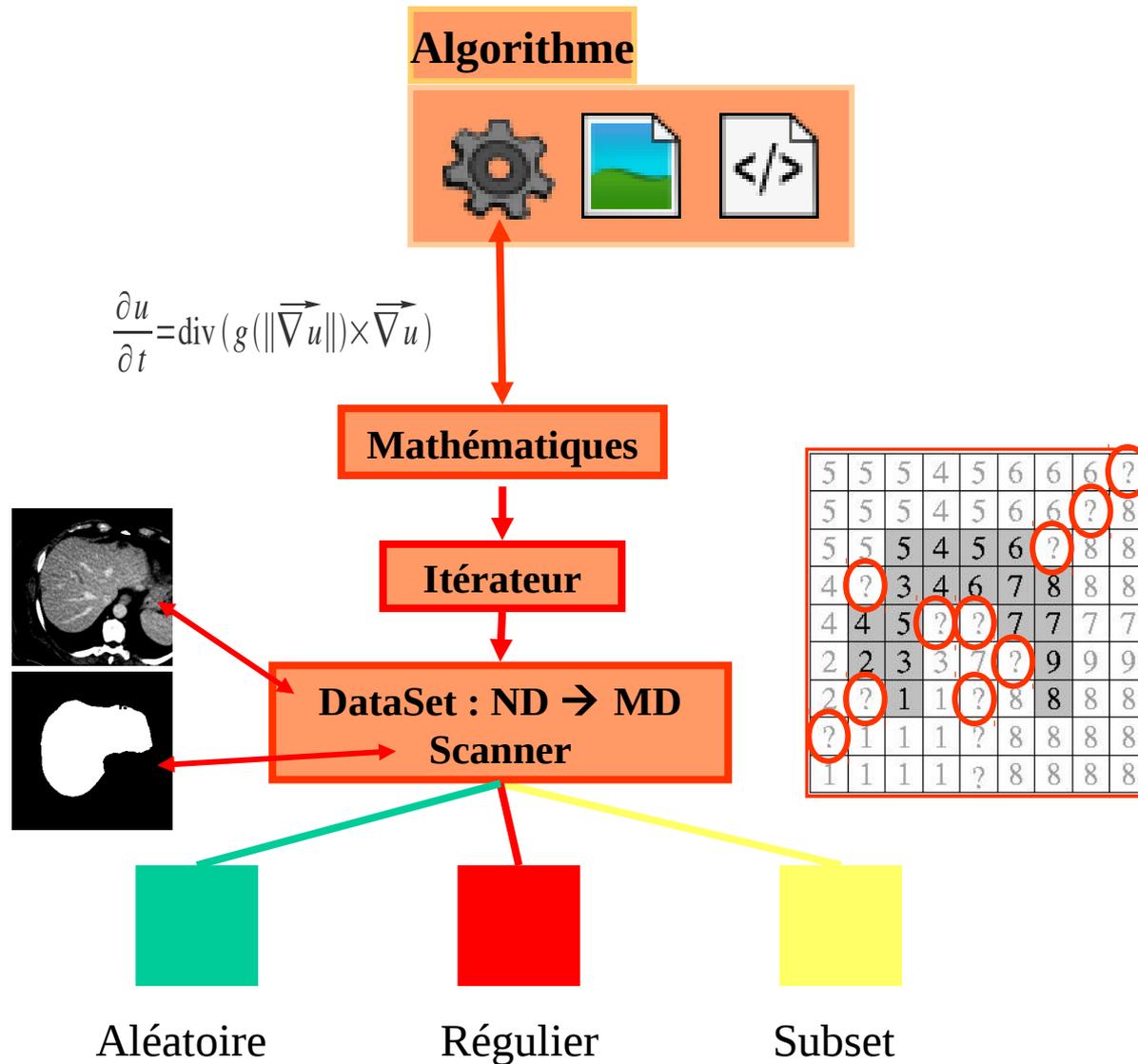
Components



Génie logiciel...

- Programme : extensibilité, modularité, réutilisabilité, indépendance du code pour gérer la complexité
- Problématique relative aux projets informatiques : partage du code, construction, documentation, tests,...
- Choix et adaptation de modèles de conception (design pattern)
 - Structure des données
 - Gestion des fonctionnalités : intégration/combinaison
 - Communication

Génie logiciel...



Ouf :)

Merci de votre attention !