

# Comparaison du rehaussement de vaisseaux sanguins appliqués aux images médicales 3D

---

Jonas Lamy

*May 13, 2022*  
Version: Draft 0.1



Université Lyon 2

# CleanThesis

LIRIS  
LIRIS  
Clean Thesis Group (CTG)

Traitement d'images

## Comparaison du rehaussement de vaisseaux sanguins appliqués aux images médicales 3D

Jonas Lamy

- |                    |  |
|--------------------|--|
| <i>1. Reviewer</i> | <b>Jane Doe</b><br>Department of Clean Thesis Style<br>Clean Thesis Style University |
| <i>2. Reviewer</i> | <b>John Doe</b><br>Department of Clean Thesis Style<br>Clean Thesis Style University |
| <i>Supervisors</i> | Nicolas Passat and Bertrand Kerautret and Odysée Merveille                           |

May 13, 2022

**Jonas Lamy**

*Comparaison du rehaussement de vaisseaux sanguins appliqués aux images médicales 3D*

Traitement d'images, May 13, 2022

Reviewers: Jane Doe and John Doe

Supervisors: Nicolas Passat and Bertrand Kerautret

**Université Lyon 2**

*Clean Thesis Group (CTG)*

LIRIS

LIRIS

LIRIS, Bât C, 5 avenue Pierre Mendès France, Bron

69000 and Lyon

# Abstract

Hello, here is some text without a meaning. This text should show what a printed text will look like at this place. If you read this text, you will get no information. Really? Is there no information? Is there a difference between this text and some nonsense like “Huardest gefburn”? Kjift – not at all! A blind text like this gives you information about the selected font, how the letters are written and an impression of the look. This text should contain all letters of the alphabet and it should be written in of the original language. There is no need for special content, but the length of words should match the language.

## Abstract (different language)

Hello, here is some text without a meaning. This text should show what a printed text will look like at this place. If you read this text, you will get no information. Really? Is there no information? Is there a difference between this text and some nonsense like “Huardest gefburn”? Kjift – not at all! A blind text like this gives you information about the selected font, how the letters are written and an impression of the look. This text should contain all letters of the alphabet and it should be written in of the original language. There is no need for special content, but the length of words should match the language.



# Contents

<b>1</b>	<b>Introduction</b>	<b>1</b>
1.1	résumé de la thèse et apports . . . . .	1
1.2	Objectifs initiaux et projet ANR . . . . .	1
<b>2</b>	<b>Contexte scientifique</b>	<b>3</b>
2.1	Contexte clinique . . . . .	3
2.2	Contexte d'acquisition d'images . . . . .	3
2.2.1	IRM . . . . .	3
2.2.2	CT . . . . .	3
<b>3</b>	<b>Etat de l'art</b>	<b>5</b>
3.1	Segmentation . . . . .	5
3.1.1	Segmentation historique . . . . .	5
3.1.2	Segmentation deep learning 3D . . . . .	5
3.2	Rehaussement . . . . .	5
3.2.1	Introduction . . . . .	5
3.3	Espace d'échelle . . . . .	7
3.3.1	Espace Gaussien . . . . .	7
3.3.2	granulométrie . . . . .	9
3.3.3	Flux . . . . .	12
3.3.4	Multi-échelle . . . . .	15
3.4	Familles de rehaussement . . . . .	16
3.4.1	Morphologie . . . . .	16
3.4.2	Tensors . . . . .	16
3.4.3	Wavelets . . . . .	16
3.4.4	Hessienne . . . . .	16
3.4.5	Diffusion . . . . .	16
3.5	Bilan et orientation des travaux . . . . .	16
<b>4</b>	<b>Benchmark</b>	<b>17</b>
4.1	Propriétés . . . . .	17
4.2	Expériences . . . . .	17
4.2.1	Filtres . . . . .	17
4.2.2	Pré-traitements des bases de donnée . . . . .	17

4.2.3	Stratégie d'optimisation . . . . .	17
4.2.4	Résultats . . . . .	17
4.2.5	Reproductibilité . . . . .	17
<b>List of Figures</b>		<b>19</b>
<b>List of Tables</b>		<b>21</b>
<b>List of Listings</b>		<b>23</b>



# Introduction

” *Un petit chapitre pour le doctorant, un grand chapitre pour l’humanité*

— **Doctorant anonyme**  
(Citation temporaire)

## 1.1 résumé de la thèse et apports

## 1.2 Objectifs initiaux et projet ANR



## Contexte scientifique

” *Un petit chapitre pour le doctorant, un grand chapitre pour l’humanité*

— **Doctorant anonyme**  
(Citation temporaire)

### 2.1 Contexte clinique

### 2.2 Contexte d’acquisition d’images

#### 2.2.1 IRM

#### 2.2.2 CT



## Etat de l'art

” *Un petit chapitre pour le doctorant, un grand chapitre pour l'humanité*

— **Doctorant anonyme**  
(Citation temporaire)

### 3.1 Segmentation

#### 3.1.1 Segmentation historique

#### 3.1.2 Segmentation deep learning 3D

### 3.2 Rehaussement

#### 3.2.1 Introduction

Le rehaussement de vaisseaux se trouve à mi-chemin entre l'image initiale et la segmentation des vaisseaux. En effet, l'objectif premier d'un filtre de rehaussement de vaisseaux est d'augmenter, voir d'améliorer, le contraste des voxels appartenant aux vaisseaux. L'objectif secondaire est que ce rehaussement ne concerne que les vaisseaux et non d'autres structures présentes dans l'image. Parmi ces structures parasites, on trouve des structures anatomiques, comme les tissus avoisinants ou des tumeurs, et des structures provenant d'artefacts, tel que du rayonnements provenant d'objets métalliques (broches, vis, etc.).

Un filtre de rehaussement peut se baser sur plusieurs stratégies pour améliorer le signal des vaisseaux :

- la distribution des intensités
- la géométrie des structures

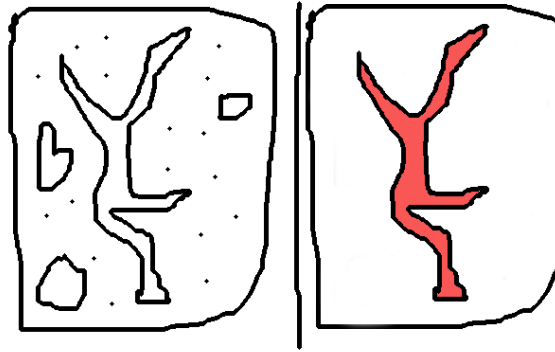
- la hiérarchie des structures

En effet, pour la tomодensitométrie comme pour l'IRM, certaines hypothèses physiques sont applicables aux vaisseaux.

Premièrement, pour l'angiographie avec injection d'agent de contraste, on considère que les vaisseaux ont une intensité supérieure aux tissus qui les entourent. Cette hypothèse, bien que souvent vraie, se retrouve limitée en pratique. En effet, cette hypothèse dépend des conditions liées au temps d'acquisition et de la vascularisation de l'organe étudié. Plus l'acquisition est longue et les échanges vasculaires nombreux dans l'organe, plus l'agent de contraste se diffuse dans celui-ci. Ce processus peut aller jusqu'à rendre l'organe totalement uniforme sans possibilité de différencier les tissus qui le compose. Comme discuté dans la section SEC. ?? du chapitre C. ?? l'utilisation d'agent de contrastes ne garanti pas un aspect uniforme des vaisseaux. Cet aspect varie en fonction de la concentration de l'agent de contraste dissous dans le sang. Par conséquent, plus le diamètre des vaisseaux est réduit, plus la concentration, et donc le contraste, est faible. Pour des tronçons de vaisseaux de même taille, la viscosité du sang ou la géométrie des vaisseaux peut aussi faire s'accumuler l'agent de constrate dans des régions spécifiques.

Une fois l'hypothèse d'intensité posée, on peut établir de nouvelles hypothèses sur la géométrie des vaisseaux. L'hypothèse la plus courante est d'asimiler les vaisseaux à des cylindres ou des tubes soumis à des contraintes géométriques plus ou moins relachées. Cette hypothèse peut se montrer suffisante lorsque l'on ne considère qu'un seul tronçon de vaisseaux. En réalité, dans un réseau vasculaire, chaque tronçons peut avoir des formes et diamètres variés, et les tranches successives d'un même tronçon ne sont pas forcément homogène. De plus, les vaisseaux sont interconnectés entre eux, formant aux jonctions des objets géométriques qui sortent du cadre des hypothèses initiales.

Enfin, on peut établir des hypothèses basées sur la hiérarchie des vaisseaux. La plupart du temps, les organes sont alimentés par un ou des vaisseaux rincipaux, les artères, relativement larges qui se subdivisent ensuite pour alimenter les différentes régions de l'organe. Cette subdivision prend la plupart du temps la forme d'une bifurcation, c'est à dire un vaisseaux se séparant en deux vaisseaux (pour les artères, et inversement pour les veines). Plus rarement, on peut observer des N-furcations, comme la trifurcation de la carotide. Cette division des vaisseaux est la plupart du temps accompagnée d'un changement de diamètre qui dépend du sens du flux sanguin. Dans certains organes, on peut ainsi vérifié des propriétés topologiques. Par exemple pour le foie, le réseau vasculaire porte peut être assimilé à un graph



**Fig. 3.1:** exemple de filtre de rehaussement de vaisseaux

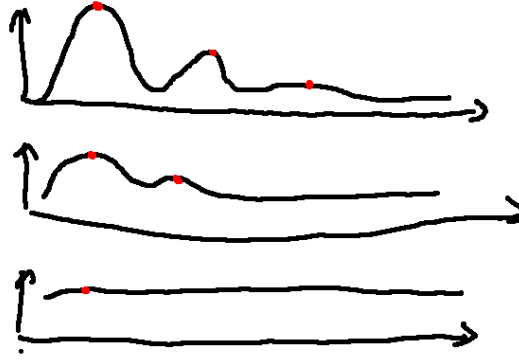
sans cycle, voir à un arbre dont les noeuds sont les bifurcations et les arêtes les vaisseaux.

### 3.3 Espace d'échelle

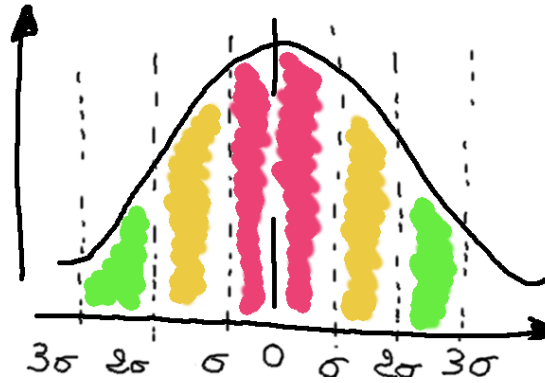
La détection d'un réseau vasculaire dans sa totalité implique de détecter des vaisseaux de différentes tailles. En effet, les plus gros vaisseaux peuvent faire plusieurs dizaines de voxels de diamètres tandis que les vaisseaux les plus fins, atteignant les limites de la résolution des capteurs, peuvent mesurer jusqu'à un voxel de diamètre. Il n'est pas envisageable de ré-écrire un algorithme pour chaque taille de vaisseaux, c'est pourquoi des cadres théoriques, appelés *espace d'échelle* ont été formulés. Ces espaces d'échelles permettent d'établir un cadre uniforme pour sélectionner les structures d'une image à une échelle donnée. Trois espaces d'échelles sont couramment associés au rehaussement de vasculaire dans la littérature : L'espace d'échelle gaussien, l'espace d'échelle granulométrique et l'espace d'échelle de flux orienté.

#### 3.3.1 Espace Gaussien

Lindenberg introduit la théorie de l'espace d'échelles gaussien dans [Lin13]. Dans cette théorie, à l'échelle la plus basse, la totalité des structures sont présentes, et les détails les plus fins sont présents. Au fur et à mesure que l'échelle augmente, les détails sont lissés pour ne laisser que les maxima locaux correspondants aux formes les plus grandes. Ainsi, l'échelle minimale correspond à l'image initiale et l'échelle maximale correspond à une image uniforme. Il a été démontré que les noyaux gaussien étaient les seuls noyaux permettant de passer d'une échelle fine à



**Fig. 3.2:** Lissage gaussien, les structures de taille égales ou supérieures à  $\sigma$  sont conservées alors que les structures de taille inférieures disparaissent



**Fig. 3.3:** couverture d'une distribution normale

une échelle grossière sans provoquer l'apparition de nouvelles structures. De plus, un mécanisme identique a été observé dans le fonctionnement du champ visuel.

$$gauss(x, y, \sigma_x, \sigma_y) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} \exp\left(-\frac{x^2 + y^2 + z^2}{2(\sigma_x + \sigma_y + \sigma_z)}\right) \quad (3.1)$$

La sélection de l'échelle dans un espace gaussien se fait par le choix de l'écart-type  $\sigma$  de la gaussienne. La plupart du temps on considère un espace d'échelle uniforme,  $\sigma_x = \sigma_y = \sigma_z$ . Il faut noter que pour un  $\sigma$  donné, la taille des structures n'est pas supérieure ou égale à  $\sigma$  mais plutôt supérieure ou égale à  $\alpha\sigma$ . En effet, en empruntant le formalisme des statistiques, l'intervalle de confiance, c'est-à-dire la couverture d'une distribution normale, correspond à 34.1% pour  $\sigma = 1$ , 68% pour  $\sigma = 2$  et 99.7% pour  $\sigma = 3$ . Ainsi, pour  $\sigma = 1$  on détectera des objets de rayon  $3\sigma$  et de diamètre  $6\sigma$ .

L'espace gaussien se prête particulièrement bien à la modélisation des vaisseaux. En effet, la formulation de la gaussienne correspond bien à l'effet combiné des





**Fig. 3.4:** débordement du signal des structures larges sur les structures de plus petite tailles

hypothèses de vaisseaux cylindriques et de la diminution d'intensité des vaisseaux au fur et à mesure que l'on s'éloigne de leur centre. En particulier pour un vaisseau parfait de diamètre  $3\sigma$ , les maxima locaux se situent le long de sa ligne centrale.

De plus, la gaussienne se prête très bien à une analyse locale de la géométrie basée sur la dérivation. Elle assure en effet les hypothèses de continuité du support de l'image et permet de combiner lissage et dérivation de l'image en une seule étape par dérivation du noyau gaussien.

Enfin, le lissage a l'avantage d'apporter une certaine robustesse au bruit et de compenser la perte locale de signal.

L'espace gaussien a toutefois des défauts. Le lissage de l'image implique nécessairement un étalement de toutes les structures qui peuvent par conséquent cacher des structures voisines de plus petites tailles. Ce phénomène est particulièrement observé lorsque plusieurs échelles sont étudiées. De même, deux structures adjacentes de même tailles peuvent fusionner, et ainsi créer une seule réponse, là où deux objets existaient initialement.

**Confirmation sur données réelles** TODO:Expériences vérifiant en pratique la relation  $3\sigma = \text{diametre}$

### 3.3.2 granulométrie

La granulométrie est l'étude des tailles des particules d'un échantillon. En chimie, on utilise par exemple la technique du tamisage. Elle permet, grâce à un tamis et une grille dont on contrôle la taille du maillage, de ne conserver que des particules dont la taille est trop grosse pour passer à travers le tamis.

Un principe similaire est applicable en morphologie mathématique sur les images binaires et par extension en niveau de gris.

## Erosion et dilatation

Deux opérations élémentaire, la dilatation et l'érosion, permettent de définir les opérations nécessaires pour définir un espace d'échelle morphologique. Les définitions qui vont suivre sont des opérations binaires relatives à des objets blancs sur fond noir.

**Definitions** Soit deux ensembles définis dans  $Z^3$  avec les composants  $a = (a_1, a_2, a_3)$  et  $b = (b_1, b_2, b_3)$ .

La *translation* de  $A$  par  $x = (x_1, x_2)$ , noté  $(A)_x$  est définie par :

$$(A)_x = \{c | c = a + x, \text{ pour } a \in A\}. \quad (3.2)$$

On définit la *reflection* de  $B$ , dénoté  $\hat{B}$  par :

$$(\hat{B}) = \{x | x = -b, \text{ pour } b \in B\}. \quad (3.3)$$

Le complémentaire de l'ensemble  $A$  est défini par :

$$(A^c) = \{x | x \notin A\}. \quad (3.4)$$

La différence de deux ensemble  $A$  et  $B$ , noté  $A - B$ , est défini par:

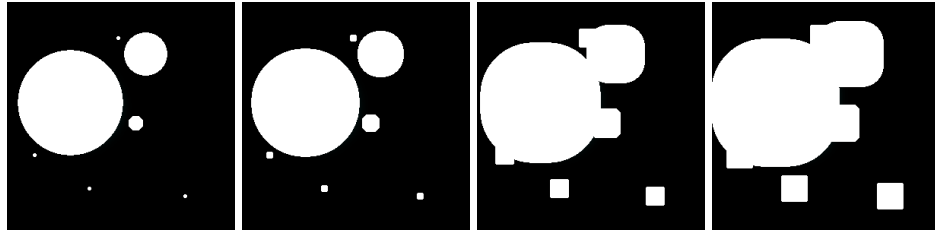
$$(A - B) = \{x | x \in A, x \notin B\} = A \cap B^c. \quad (3.5)$$

**dilatation** En utilisant les propriétés précédentes, la dilatation s'exprime de la manière suivante :

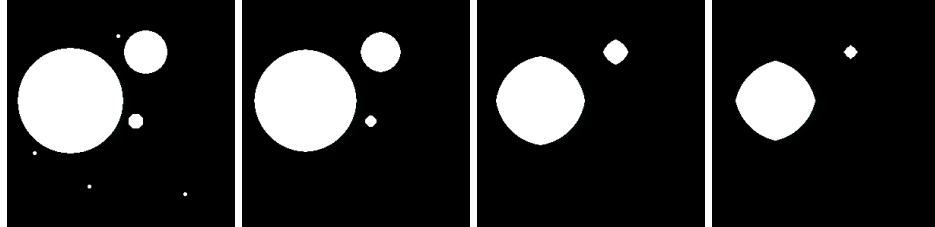
$$A \oplus B = x | (\hat{B}_x \cap A \neq \emptyset) \quad (3.6)$$

La dilatation de  $A$  par  $B$  est l'ensemble de tous les déplacements de  $\hat{B}$  tel qu'il y ai au moins un pixel de recouvrement entre  $A$  et  $\hat{B}$ . Cette opération permet de faire grossir une structure en fonction de la forme de  $B$ .

L'ensemble  $B$  est couramment appelé *élément structurant*.



**Fig. 3.5:** Exemple de dilatation



**Fig. 3.6:** Exemple d'érosion

**erosion** L'opération opposée à la dilatation est l'érosion.

$$A \ominus B = \{x | (B)_x \subseteq A\} \quad (3.7)$$

L'érosion de  $A$  par  $B$  est l'ensemble de tous les points  $x$  tel que  $B$  translaté de  $x$  est inclus dans  $A$ .

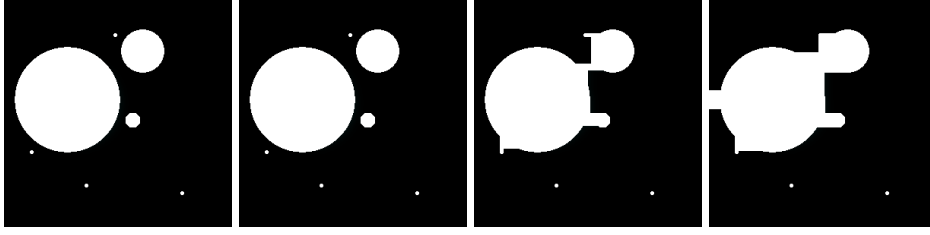
### Fermeture et ouverture

A partir des opérations d'érosion et de dilatation, on peut définir des opérations composites, l'ouverture et la fermeture.

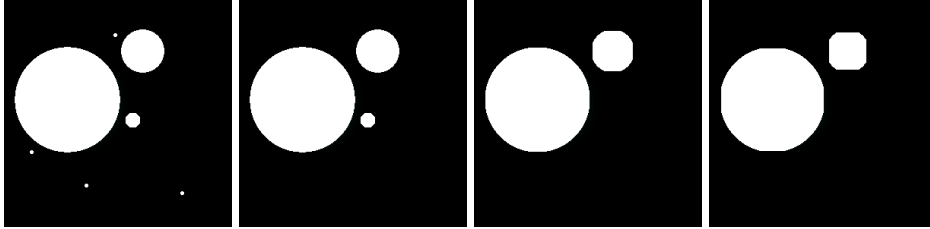
**Fermeture** L'ouverture est définie comme la dilatation de  $A$  par  $B$  suivi de l'érosion de  $A$  par  $B$ .

$$A \bullet B = (A \oplus B) \ominus B \quad (3.8)$$

Cet opérateur est utilisé pour boucher les trous dont la surface est inférieure à la surface de l'élément structurant. L'érosion qui suit la dilatation permet d'assurer que la taille reste stable.



**Fig. 3.7:** Exemple de fermeture



**Fig. 3.8:** Exemple d'ouverture

**Ouverture** L'ouverture est définie comme l'érosion de  $A$  par  $B$  suivi de la dilatation de  $A$  par  $B$ .

$$A \circ B = (A \ominus B) \oplus B \quad (3.9)$$

Cet opérateur est utilisé pour supprimer les structures de tailles inférieures à la surface de l'élément structurant. La dilatation qui suit l'érosion permet d'assurer que la taille des éléments restent stable.

L'ouverture permet de construire un espace d'échelle paramétré par la taille de l'élément structurant. Cet espace ne souffre pas d'une fusion parasite des structures adjacentes.

### 3.3.3 Flux

Comme nous, l'avons vu dans la section , l'espace d'échelle gaussien peut provoquer des débordements de structures sur d'autres, plus petites. On peut limiter se problème en utilisant un cadre différent, celui de l'analyse des flux.

Si l'on considère un champ de vecteur  $V$ , par exemple un fluide, ou un champ de gradient pour une image, on défini le flux passant à travers la surface  $S$  orienté par sa normale  $\vec{n}_s$  comme l'intégrale de la somme du produit scalaire entre le vecteur de flux  $\vec{v}$  et la normale à la surface  $\vec{n}$ .

$$flux_S = \int_S \langle \vec{v}, \vec{n} \rangle d\rho \quad (3.10)$$

On peut appliquer le calcul de flux à la surface d'un objet fermé. En particulier, des structures en forme de disques ou de sphères ont été particulièrement utilisées pour l'analyse de vaisseaux sanguins. On peut en effet contrôler directement le diamètre d'une sphère pour détecter les objets de la taille voulue. Cette formulation de l'échelle diffère des méthodes précédentes, car les objets tubulaires ne sont détectés que pour une échelle donnée, là où les deux autres techniques conservent les objets à l'échelle donnée et aux échelles supérieures. Elle a aussi l'avantage de limiter l'analyse du flux à la surface de la sphère et donc de produire une réponse qui ne déborde pas.

La précision du calcul de l'intégrale de flux dépend du nombre d'échantillonnages effectués sur  $S$ . Plus celui-ci est grand, plus le calcul est coûteux. De plus, plus l'échelle sélectionnée est grande, et donc plus la surface de la sphère est grande, plus le nombre d'échantillonnage requis est important.

Law propose une formulation élégante du calcul de flux dans le domaine de Fourier afin de réduire drastiquement le temps de calcul par rapport à l'implémentation naïve [LC09].

Pour y parvenir, law propose d'exprimer le calcul de flux sous la forme d'une convolution dans le domaine temporel. L'avantage de la convolution est double, on évite l'étape d'échantillonnage sur la surface et la convolution s'exprime comme une multiplication dans le domaine de Fourier. On peut exprimer le calcul de flux en terme de volume et non plus en terme de surface grâce au théorème de la divergence qui établit une égalité entre le flux à la surface d'un objet et le flux à l'intérieur de son volume. Ainsi :

$$flux_{\partial C} = \int_{\partial C} \langle \vec{v}, \vec{n} \rangle d\rho \equiv \int_C \Delta I d\nu \quad (3.11)$$

Plus précisément :

$$f_s(x, y, z) = \int_{R_s} \vec{v}(x+t, y+p, z+q) \cdot \vec{n}_{(t,p,q)} dA \quad (3.12)$$

avec  $R_s$  une région sphérique de rayon  $s$ ;  $dA$  une surface infinitésimale sur la surface  $\partial R_s$ ;  $\vec{n}_{(t,p,q)} dA$  le vecteur normal à  $dA$  à la position  $(t, p, q)$ ; et  $\vec{v}$  le gradient

de l'image  $I$ .  $\vec{v}$  est obtenu à partir de l'image  $I$  lissée par un noyau Gaussien afin d'assurer la dérivabilité du signal de  $I$ .  $\vec{v} = \nabla(g * I)$ .

Qui est équivalent à :

$$f_s(x, y, z) = \int_{R_s} \vec{div}(\vec{v}(x+t, y+p, z+q)) dt dp dq \quad (3.13)$$

$$= \int_{\omega} d_s(t, p, q) [\vec{div}(\vec{v}(x+t, y+p, z+q))] dt dp dq \quad (3.14)$$

où  $\omega$  est le domaine entier de l'image et  $d_s(t, p, q)$  correspond à la fonction porte sphérique définie par :

$$d_s(x, y, z) = [\sqrt{x^2 + y^2 + z^2} \leq s] \quad (3.15)$$

Ainsi,  $f_s(x, y, z)$  peut être exprimé sous forme de convolution :

$$f_s(x, y, z) = \int_{\omega} d_s(t, p, q) [\vec{div}(\vec{v}(x+t, y+p, z+q))] dt dp dq \quad (3.16)$$

$$= \int_{\omega} d_s(t, p, q) (\Delta(g * I(x+t, y+p, z+q))) dt dp dq \quad (3.17)$$

$$= \int_{\omega} d_s(-t, -p, -q) (\Delta(g * I(x+t, y+p, z+q))) dt dp dq \quad (3.18)$$

$$= d_s * \Delta g * I(x, y, z) \quad (3.19)$$

$$= I * h_s(x, y, z) \quad (3.20)$$

$$(3.21)$$

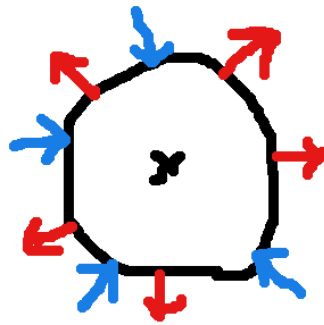
avec  $*$  l'opérateur de convolution,  $\Delta$  l'opérateur laplacien.

Et dans le domaine de Fourier:

$$FFT(I * h_s(x, y, z)) = FFT(I) \cdot H_s(u, v, w) \quad (3.22)$$

$$= FFT(I) \cdot [(j2\pi)^2 ((\frac{u}{N_x})^2 + (\frac{v}{N_y})^2 + (\frac{w}{N_z})^2)] \quad (3.23)$$

$$\cdot [\exp(-((\frac{u}{N_x})^2 + (\frac{v}{N_y})^2 + (\frac{w}{N_z})^2) 2(\pi\sigma)^2)] \quad (3.24)$$



**Fig. 3.9:** flux sur la surface d'une sphère



**Fig. 3.10:** placeholder

### 3.3.4 Multi-échelle

**TODO:**Voir si cette partie est à développer ici ou dans filtres, chapitre 4.

## 3.4 Familles de rehaussement

### 3.4.1 Morphologie

### 3.4.2 Tensors

### 3.4.3 Wavelets

### 3.4.4 Hessienne

### 3.4.5 Diffusion

## 3.5 Bilan et orientation des travaux



# Benchmark

” *Un petit chapitre pour le doctorant, un grand chapitre pour l’humanité*

— **Doctorant anonyme**  
(Citation temporaire)

## 4.1 Propriétés

## 4.2 Expériences

### 4.2.1 Filtres

### 4.2.2 Pré-traitements des bases de donnée

### 4.2.3 Stratégie d’optimisation

**Optimisation globale**

**Optimisation globale améliorée**

### 4.2.4 Résultats

### 4.2.5 Reproductibilité



# Bibliography

- [LC09] Max WK Law and Albert CS Chung. “Efficient implementation for spherical flux computation and its application to vascular segmentation”. In: *IEEE transactions on image processing* 18.3 (2009), pp. 596–612.
- [Lin13] Tony Lindeberg. *Scale-space theory in computer vision*. Vol. 256. Springer Science & Business Media, 2013.



# List of Figures

3.1 exemple de filtre de rehaussement de vaisseaux . . . . .	7
3.2 Lissage gaussien, les structures de taille égales ou supérieures à $\sigma$ sont conservées alors que les structures de taille inférieures disparaissent . . . . .	8
3.3 couverture d'une distribution normale . . . . .	8
3.4 débordement du signal des structures larges sur les structures de plus petite tailles . . . . .	9
3.5 Exemple de dilatation . . . . .	11
3.6 Exemple d'érosion . . . . .	11
3.7 Exemple de fermeture . . . . .	12
3.8 Exemple d'ouverture . . . . .	12
3.9 flux sur la surface d'une sphère . . . . .	15
3.10 placeholder . . . . .	15



## List of Tables





## List of Listings



