



REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
Université Mohamed Khider – BISKRA
Faculté des Sciences Exactes, des Sciences de la Nature et de la Vie
Département d'informatique

N° d'ordre : **IVA18** /M2/2018

Mémoire

présenté pour obtenir le diplôme de master académique en

Informatique

Parcours : **Images et vie artificielle**

Une fonction de transfert semi-automatique pour le rendu volumique

Application : les images médicales

Par :

LAMAMRA AHMED

Soutenu le **24-06-2018**, devant le jury composé de :

HATTAB DALILA

Maitre Assistant A

Président

BAHI NAIMA

Maitre de Conférence B

Rapporteur

CHIGHOUB RABIA

Maitre Assistant A

Examineur

Tableau de matière :

Introduction générale :.....	I
Chapitre 1. Rendu volumique.....	1
1.1 Introduction.....	1
1.2 Visualisation scientifique :.....	1
1.3 La visualisation volumique :	2
1.3.1 Les données volumiques	2
1.3.2 Les méthodes (algorithmes) de la visualisation volumique :	2
1.4 Les algorithmes RVI :	3
1.4.1 Visualisation de tranches 2D :	3
1.4.2 Les méthodes d'ajustement de surface « <i>surface-fitting</i> » (SF) :.....	4
1.5 Rendu volumique direct (RVD) :.....	4
1.5.1 Principe du RVD :.....	4
1.5.2 Les modèles optiques :.....	6
1.5.3 Équation de rendu volumique :	8
1.6 Raycasting :.....	10
1.6.1 Principe de raycasting :	10
1.7 Classification :.....	11
1.7.1 Types :.....	12
1.8 Conclusion :	14
Chapitre 2. Fonction de transfert.....	15
2.1 Introduction :.....	15
2.2 Objectif :.....	15
2.3 Principe.....	15
2.4 Travaux antérieurs.....	16
2.4.1 Premier classement.....	16
2.4.1.1 Méthodes centrées sur les données :	16
2.4.1.2 Méthodes centrées sur l'image :.....	18
2.4.2 Deuxième classement	19
2.4.2.1 Le double rôle de la fonction de transfert.....	20
2.4.2.2 La scène évolutive de la fonction de transfert	20
2.4.2.3 Dimensionnalité.....	21
2.4.2.4 Attributs dérivés.....	24
2.4.2.5 Attributs agrégés	25
2.5 Conclusion :	29

Chapitre 3. Conception	30
3.1 Introduction :.....	30
3.2 Architecture générale :.....	30
3.2.1 Reconstruction (voxelisation).....	31
3.2.2 Fonction de transfert et classification.....	31
3.2.3 Rendu volumique (Raycasting).....	31
3.2.4 Visualisation	31
3.3 Architecture détaillée :.....	33
3.3.1 Le voisinage :.....	36
3.3.2 Classes (bins) dans l’histogramme :	37
3.3.3 Le gradient.....	38
3.3.4 La Moyenne (the mean) :	38
3.3.5 L’Ecart Type (standard deviation) :.....	38
3.3.6 L’Asymétrie (Skewness).....	38
3.3.7 La corrélation statistique.....	39
3.3.8 Inégalité de Markov :.....	39
3.3.9 Affectation des valeurs de couleur et d’opacité :	39
3.4 Conclusion :	40
Chapitre 4. Implémentation.....	41
4.1 Introduction :.....	41
4.2 Outils et matériels utilisés.....	41
4.3 Données.....	41
4.3.1 Dicom.....	41
4.3.1.1 Généralité.....	41
4.3.1.2 Pourquoi un format spécifique pour les images médicales ?	42
4.3.2 Les sources d’images ou modalités.....	43
4.3.2.1 Modalité CT (scanner)	43
4.3.2.2 Modalité MR (IRM).....	44
4.3.2.3 Description des ensembles de données DICOM utilisés	45
4.4 Application des FT générées :.....	46
4.5 Résultats et analyse :.....	51
4.5.1 Application des FT prédéfinies.....	51
4.5.1.1 Les résultats pour SD0.....	51
4.5.1.2 Les résultats pour SD1.....	53
4.5.1.3 Les résultats pour SD2.....	55

4.5.1.4	Les résultats pour SD3.....	57
4.5.1.5	Les résultats pour SD4.....	59
4.5.1.6	Les résultats pour SD5.....	61
4.5.1.7	Les résultats pour SD6.....	63
4.5.2	Application de notre FT semi-automatique.	65
4.5.3	Analyse des résultats.....	74
4.6	Conclusion :	75
Conclusion Générale		76
References:.....		77

Tableau des figures :

Figure 1-1 Exemple des images obtenus par l'IRM.....	1
Figure 1-2 Taxinomie des représentations cellulaires en fonction de leur topologie [L. Buatois, 2008]	2
Figure 1-3 Visualisation de tranches 2D [N. Bahi, 2017]	3
Figure 1-4 la visualisation d'iso-surface [N. Bahi, 2017]	4
Figure 1-5 Le principe de rendu volumique direct [BERIMA Salima, 2011]	5
Figure 1-6 le processus de rendu volumique [BERIMA Salima, 2011]	5
Figure 1-7 Le modèle émission-absorption [P. Bernhard et C. Botha, 2014].....	6
Figure 1-8 Avant d'atteindre l'œil, le rayonnement le long d'un rayon peut changer en raison de l'absorption, de l'émission ou de la diffusion [Jönsson et <i>al.</i> , 2014]	6
Figure 1-9 Types de scattering (diffusion): La diffusion (single scattering) représente la lumière qui se disperse à un endroit vers l'œil, alors que la diffusion multiple (multiple scattering) implique plus d'un rebond avant de se diriger vers l'œil. [Jönsson et <i>al.</i> , 2014])	7
Figure 1-10 Un rayon S discrétisé parcourt un ensemble de données volumiques et accumule des contributions aux points d'échantillonnage s_k à partir du point d'entrée $k = 0$ à $k = n-1$. [P. Bernhard et C. Botha, 2014].....	9
Figure 1-11 principe de raycasting [N. Bahi, 2017]	10
Figure 1-12 Rendu volumique direct basé sur raycasting [N. Bahi, 2017]	10
Figure 1-13 Variété de visualisation de mêmes données volumiques selon la fonction de transfert utilisée [P. Bernhard et C. Botha, 2014].....	12
Figure 1-14 Les type de la classification [N. Bahi 2017]	13
Figure 2-1 Deuxième classement de la fonction de transfert	19
Figure 2-2 Intégration de la F.T dans l'analyse d'objets, la conception visuelle et la génération d'images grâce au rendu	21
Figure 2-3 L'histogramme groupé est affiché au centre. Les images rendues en volume représentent les régions correspondantes dans le domaine spatial [F.Y. TZENG ET AL., 2004].....	26
Figure 3-1 Architecture générale.	32
Figure 3-2 Architecture détaillée de la FT	33
Figure 3-3 Shéma détaillé de la FT semi-automatisation.....	34
Figure 3-4 Le voisinage (voisins centrés sur voxel) dans [C. Lundström et al., 2006a] (a) voisinage sphérique entier (plein). (b) voisinage sphérique aléatoire. (c) voisinage croisé 3D.....	37
Figure 3-5 Le voisinage direct d'un voxel dans un volume [S. Wesarg et al., 2017]	37
Figure 4-1 Les modalités stockent les images dans des archives digitales qui sont accessibles par les radiologues afin de visualiser les images sur des stations	44

Figure 4-2 Format DICOM.	45
Figure 4-3 Quelques images de la série SD0. Les images données ici ont respectivement les numéros 1/404, 45/404, 160/404, 216/404, 320/404 et 404/404	46
Figure 4-4 Résultat final après plusieurs modifications sur la FT	47
Figure 4-5: modification de la fonction de transfert pour déterminer les classes (en donnant chaque fois une classe opaque (A = 1) et les autres transparentes (A = 0))	48
Figure 4-6 Quelques images de la série SD0. Les images données ici ont respectivement les numéros 1/404, 45/404, 160/404, 216/404, 320/404 et 404/404	51
Figure 4-7 Quelques positions d'application de la TF01 sur SD0	51
Figure 4-8 Quelques positions d'application de la TF02 sur SD0	52
Figure 4-9 Quelques positions d'application de la TF03 sur SD0	52
Figure 4-10 Quelques positions d'application de la TF04 sur SD0	52
Figure 4-11 Quelques positions d'application de la TF05 sur SD0	52
Figure 4-12 Quelques positions d'application de la TF06 sur SD0	53
Figure 4-13 Quelques positions d'application de la TF07 sur SD0	53
Figure 4-14 Quelques images de la série SD1. Les images données ici ont respectivement les numéros 1/199, 100/199, 130/199 et 199/199	53
Figure 4-15 Quelques positions d'application de la TF01 sur SD1	53
Figure 4-16 Quelques positions d'application de la TF02 sur SD1	54
Figure 4-17 Quelques positions d'application de la TF03 sur SD1	54
Figure 4-18 Quelques positions d'application de la TF04 sur SD1	54
Figure 4-19 Quelques positions d'application de la TF05 sur SD1	54
Figure 4-20 Quelques positions d'application de la TF06 sur SD1	55
Figure 4-21 Quelques positions d'application de la TF07 sur SD1	55
Figure 4-22 Quelques images de la série SD2. Les images données ici ont respectivement les numéros 1/512, 6/512, 104/512, 206/512, 300/512, 390/512 et 512/512.....	55
Figure 4-23 Quelques positions d'application de la TF01 sur SD2	56
Figure 4-24 Quelques positions d'application de la TF02 sur SD2	56
Figure 4-25 Quelques positions d'application de la TF03 sur SD2	56
Figure 4-26 Quelques positions d'application de la TF04 sur SD2	56
Figure 4-27 Quelques positions d'application de la TF05 sur SD2	57
Figure 4-28 Quelques positions d'application de la TF06 sur SD2	57
Figure 4-29 Quelques positions d'application de la TF07 sur SD2	57
Figure 4-30 Quelques images de la série SD3. Les images données ici ont respectivement les numéros 1/350, 175/350 et 350/350	57

Figure 4-31 Quelques positions d'application de la TF01 sur SD3	58
Figure 4-32 Quelques positions d'application de la TF02 sur SD3	58
Figure 4-33 Quelques positions d'application de la TF03 sur SD3	58
Figure 4-34 Quelques positions d'application de la TF04 sur SD3	58
Figure 4-35 Quelques positions d'application de la TF05 sur SD3	59
Figure 4-36 Quelques positions d'application de la TF06 sur SD3	59
Figure 4-37 Quelques positions d'application de la TF07 sur SD3	59
Figure 4-38 Quelques images de la série SD4. Les images données ici ont respectivement les numéros 1/81, 40/81 et 81/81	59
Figure 4-39 Quelques positions d'application de la TF01 sur SD4	60
Figure 4-40 Quelques positions d'application de la TF02 sur SD4	60
Figure 4-41 Quelques positions d'application de la TF03 sur SD4	60
Figure 4-42 Quelques positions d'application de la TF04 sur SD4	60
Figure 4-43 Quelques positions d'application de la TF05 sur SD4	61
Figure 4-44 Quelques positions d'application de la TF06 sur SD4	61
Figure 4-45 Quelques positions d'application de la TF07 sur SD4	61
Figure 4-46 Quelques images de la série SD5. Les images données ici ont respectivement les numéros 1/239, 80/239 et 239/239	61
Figure 4-47 Quelques positions d'application de la TF01 sur SD5	62
Figure 4-48 Quelques positions d'application de la TF02 sur SD5	62
Figure 4-49 Quelques positions d'application de la TF03 sur SD5	62
Figure 4-50 Quelques positions d'application de la TF04 sur SD5	62
Figure 4-51 Quelques positions d'application de la TF05 sur SD5	63
Figure 4-52 Quelques positions d'application de la TF06 sur SD5	63
Figure 4-53 Quelques positions d'application de la TF07 sur SD5	63
Figure 4-54 Quelques images de la série SD2. Les images données ici ont respectivement les numéros 1/250, 180/250 et 250/250	63
Figure 4-55 Quelques positions d'application de la TF01 sur SD6	64
Figure 4-56 Quelques positions d'application de la TF02 sur SD6	64
Figure 4-57 Quelques positions d'application de la TF03 sur SD6	64
Figure 4-58 Quelques positions d'application de la TF04 sur SD6	64
Figure 4-59 Quelques positions d'application de la TF05 sur SD6	65
Figure 4-60 Quelques positions d'application de la TF06 sur SD6	65
Figure 4-61 Quelques positions d'application de la TF07 sur SD6	65

Figure 4-62 Pour le voxel v(0,0,0) de SD0 et NbreBins= 10 (a) l'histogramme; (b) consol de l'application ;	66
Figure 4-63 Histogrammes pour le voxel v(200,200,200) de SD0 (a) NbreBins = 10; (b) NbreBins = 15; (c)NbreBins = 5 ; (d) consol d'application pour NbreBins= 10.	67
Figure 4-64 : Pour le voxel v(200,200,250) de SD0 NbreBins= 10 ; (a) l'histogramme; (b) consol de l'application.	67
Figure 4-65 Résultats pour SD4 et NbreBins = 5 qui présente les calculs des termes statistiques (a) histogramme de la bin0 (b) consol de l'application	68
Figure 4-66 résultats de calcul de la corrélation entre les bins (SD4, 5 bins)	69
Figure 4-67 Résultats de rendu après le traitement (a) la bin0 est ignorée (b) la bin0 n'est pas ignorée	70
Figure 4-68 Résultats de rendu après le traitement (SD4 avec 10 bins).....	71
Figure 4-69 Résultats de rendu de SD6 avec 10 bin.....	73
Figure 4-70 Résultats de rendu de SD4 avec 10 bins pour différents valeurs de skewness (a, b et c) skewness positif ; (d) skewness négatif ; (e) skewness entre [-500, 500] ; (f et g) skewness entre [-400, 400]	74

Tableau des équations

Équation 1-1	7
Équation 1-2	7
Équation 1-3	7
Équation 1-4	8
Équation 1-5	8
Équation 1-6	9
Équation 1-7	11
Équation 1-8	14
Équation 1-9	14
Équation 2-1	22
Équation 2-2	23
Équation 3-1	37
Équation 3-2	38
Équation 3-3	38
Équation 3-4	38
Équation 3-5	38
Équation 3-6	39
Équation 3-7	39
Équation 3-8	39

Listes des tableaux

Tableau 3-1 Liste des variables et abréviations	30
Tableau 4-1 Les séries DICOM (SD0, SD1, SD2, SD4 et SD5) téléchargées à partir du site NBIA (National Biomedical Imaging Archive) de USA institut national de cancer NCI (https://imaging.nci.nih.gov) [NBIA]	45
Tableau 4-2 : Exemple d'une FT créée manuellement (FT7).....	47
Tableau 4-3 Ensemble des FT créées manuellement (FT1, FT2, FT3, FT4 et FT5).....	49
Tableau 4-4 Suite des FT créées manuellement (FT6 et FT7)	50
Tableau 4-5 Résultats de calcul des termes statistiques pour SD4 et NbreBins = 5.	68
Tableau 4-6 La corrélation statistique entre les bins (SD4 avec 5 bins).....	69
Tableau 4-7 Résultat de calcul des notions statistiques (SD4 et 10 bins)	70
Tableau 4-8 La corrélation statistique entre les bins (SD4 avec 10 bins).....	71
Tableau 4-9 Résultat de calcul des notions statistiques (SD6 et 10 bins)	72
Tableau 4-10 La corrélation statistique entre les bins (SD6 avec 10 bins).....	72

Introduction générale :

L'informatique est un outil de plus en plus utilisé par les scientifiques, car elle offre un moyen rapide et efficace de manipuler et d'extraire de l'information de données scientifiques. Parmi les moyens d'extraction d'informations de données, on trouve notamment la visualisation, qui consiste à offrir à un utilisateur une représentation d'un ensemble de données numériques. Cette représentation peut prendre différentes formes, dont un texte ou une image. Son principal but est de proposer un moyen d'interpréter correctement des données en offrant à la fois la représentation la plus intuitive possible et en se fiant et s'adaptant à la perception humaine, la vue notamment.

Le rendu volumique est un outil puissant qui permet de visualiser des données volumiques, c'est une branche de la visualisation scientifique. Le rendu volumique a plusieurs applications importantes tels que : la médecine, la mécanique, l'industrie des films.

Le rendu volumique est présente dans plusieurs domaines aussi variés et nombreux les uns que les autres, et qui a eu pour résultat des méthodes d'application d'autant plus variées. Il existe trois principales méthodes qui permettent de visualiser des données volumiques : visualisation de tranches 2D, visualisation d'isosurfaces et rendu volumique direct. Dans notre présent travail nous sommes intéressés à la méthode de rendu volumique direct (RVD) par raycasting, appliquée aux images médicales qui ne nécessite pas d'une représentation intermédiaire des données initiales.

La partie la plus difficile dans le pipeline du RDV c'est la génération de la fonction de transfert (FT), qui mappe les propriétés des données (par exemple la valeur scalaire et le gradient) aux propriétés optiques (opacité et couleur) qui sont nécessaires pour obtenir de bons résultats de visualisation. Il y a trois difficultés importantes dans la conception de la FT pour le rendu volumique : il n'est pas intuitif de manipuler les FT pour obtenir les résultats de visualisation souhaités, il nécessite des opérateurs avec une expertise technique et une expérience élevées, et cela prend du temps.

Le système présenté dans ce mémoire est la génération d'une FT semi-automatique qui se base sur l'histogramme. Nous utilisons histogramme pour classer (binning) les voxels du volume dans un nombre prédéfinie de classe qui seront par la suite exploitées afin d'effectuer les propriétés optiques : couleurs et opacités. Les classes (bin) sont extraites à partir de valeurs de densités définies dans le voisinage dit direct du voxel. Des histogrammes de type cumulatif sont ensuite construits en utilisant cette fois ci le gradient comme un autre deuxième attribut

afin de trouver la relation entre les voxels du même bin. Cette relation est traduite par le calcul de la moyenne, l'écart-type et l'asymétrie.

Pour trouver quels sont les bins importantes, nous utilisons le coefficient de corrélation statistique entre les bins dont les termes statistiques sont calculés. Une corrélation forte indique des classes importantes et ses voxels vont être visualisés, par contre les autres bins, de faible corrélation sont ignorées.

D'autre part, nous utilisons une deuxième méthode basée l'inégalité de Markov en fonction des termes statistiques pour déterminer les voxels appartiennent à un matériel ou tissus importants (os, muscle...) dans le volume.

Le présent mémoire est structuré en quatre chapitres de la manière suivante :

Dans le premier chapitre nous présenterons de manière générale les notions fondamentales pour le rendu volumique, et nous orienterons notre travail pour mettre l'accent sur le rendu volumique par raycasting.

Dans le second chapitre nous présenterons la fonction de transfert son principe et objectif, et les recherches et les travaux pour la génération des fonctions de transferts.

La conception de notre application est présentée dans le troisième chapitre.

Le quatrième chapitre, se font sur la précision de l'environnement de développement matériel et logiciel utilisé pour mettre en œuvre notre application et l'analyse des résultats obtenus.

Ce mémoire est terminé par une conclusion générale récapitulant notre système, elle trace également les perspectives potentielles que nous envisageons d'entreprendre dans des travaux de futur.

Chapitre 1. Rendu volumique.

1.1 Introduction

De nos jours, nombreuses applications comme l'imagerie médicale, la sismologie ou l'industrie des films, utilisent et manipulent de gigantesques tableaux tridimensionnels de données. Ces volumes peuvent contenir plusieurs Méga-octets de données. Il est possible de visualiser directement des données 3D grâce à l'outil informatique. Cette action s'appelle le rendu volumique.

Dans ce chapitre, nous allons présenter le rendu volumique comme étant l'une des branches de la visualisation scientifique et détailler par la suite l'une des méthodes de rendu volumique direct (RVD) dite raycasting. Le long de ce chapitre nous précisons ainsi le rôle de l'étape de la classification dans les résultats visuels du raycasting par la définition d'une fonction de transfert qui est le sujet de ce thème.

1.2 Visualisation scientifique :

La visualisation scientifique vise à produire des représentations visuelles exploitables pour analyser et comprendre des données complexes, que celles-ci soient le fruit d'une simulation numérique ou d'une acquisition par un appareil de mesure (l'imagerie par résonance magnétique (IRM), la tomographie, scanner Laser, et d'autres microscopes à haute puissance). (Figure 1-1).

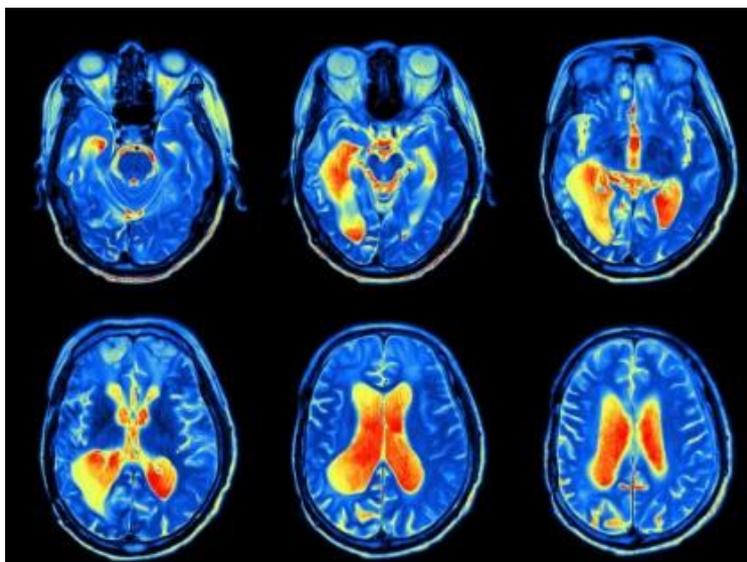


Figure 1-1 Exemple des images obtenus par l'IRM

Les scientifiques ont besoin de ces systèmes non seulement pour leurs propres idées, mais aussi pour partager leurs résultats avec leurs collègues, les institutions qui soutiennent la recherche scientifique et le grand public. [C. Boucheny, 2009]

Plusieurs domaines scientifiques utilisent la visualisation scientifique tels que : médecine, biologie, l'astrophysique, la chimie, génie mécanique, la microscopie.

La nature d'une visualisation dépend fortement du domaine scientifique concerné, tant du point de vue de la nature des objets à analyser que des outils utilisables en pratique pour atteindre le but recherché.

1.3 La visualisation volumique :

C'est une partie de la visualisation scientifique ; elle est le processus de projection d'un ensemble de données multidimensionnel (3D volumique) sur un plan image bidimensionnel (2D) dans le but d'acquérir une compréhension de la structure contenue dans les données volumiques.

1.3.1 Les données volumiques

Les données volumiques sont des données multi-dimensions généralement correspondent à des informations portées par un maillage tridimensionnel. Il existe plusieurs types de données volumiques :

- Champ scalaire (température, pression, densités ...)
- Champ vectoriel (vitesse, orientation, ...)
- Champ tensoriel (contraintes mécaniques, courbure, ...)

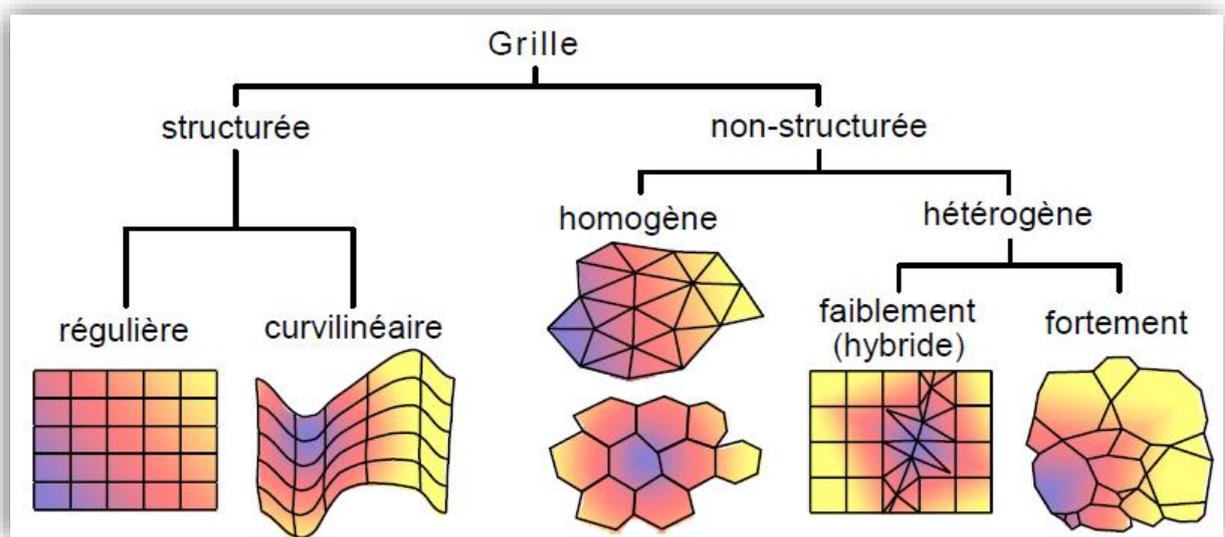


Figure 1-2 Taxinomie des représentations cellulaires en fonction de leur topologie [L. Buatois, 2008]

1.3.2 Les méthodes (algorithmes) de la visualisation volumique :

Il y a deux types principaux des méthodes de la visualisation scientifique volumique : des algorithmes du rendu volumique direct (RVD) et autres rendu volumique indirect (RVI). La

distinction porte sur l'extraction préalable ou non d'un sous-ensemble de données brutes pour les visualiser indépendamment [N. Bahi, 2017].

Tous les algorithmes de la visualisation de volume partagent les mêmes étapes suivantes :

- Acquisition de données.
- Sélectionner les données dans une forme et les traiter (bruit et valeurs hors de portée).
- Reconstruire l'ensemble de données (l'interpolation entre des valeurs dans des tranches adjacentes pour construire de nouvelles tranches, répliquer des tranches existantes, interpoler pour estimer des valeurs manquantes, ou convertir par balayage une grille irrégulière ou non orthogonale sur une grille cartésienne par interpolation).
- Classification des données ou un seuillage est effectué.
- Mapper les éléments en primitives géométriques ou d'affichage, les primitives peuvent être stockées, manipulées, mélangées avec des primitives définies en externe, ombrées, transformées en écran et affichées.

1.4 Les algorithmes RVI :

Les méthodes indirectes portent également le nom de méthodes d'extraction. Il est ainsi fait référence à l'ensemble des techniques de visualisation d'un champ scalaire par extraction préalable d'un sous-ensemble des données brutes. Ce sous-ensemble, généralement extrait sous forme surfacique et représenté par un ensemble de polygones, est alors visualisé indépendamment des données volumiques à l'aide des techniques conventionnelles de rendu polygonal., Ces méthodes supposent donc une étape de prétraitement des données pour en extraire l'information recherchée. Parmi les méthodes indirectes pour le rendu volumique, nous citons la visualisation de tranches 2D et les surfaces d'iso-valeur. [N. Bahi, 2017]

1.4.1 Visualisation de tranches 2D :

Elle consiste à extraire une tranche arbitraire de données, et à la visualiser. On peut comparer cette approche à celle des médecins qui examinent des images obtenues par résonance magnétique (IRM), ils disposent pour cela d'un certain nombre de clichés correspondant directement à des tranches successives d'un corps humain.

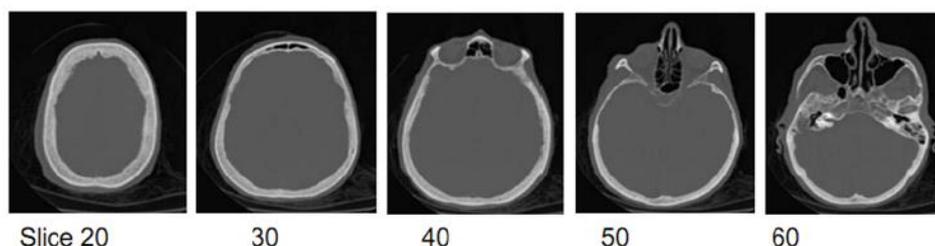


Figure 1-3 Visualisation de tranches 2D [N. Bahi, 2017]

1.4.2 Les méthodes d'ajustement de surface « *surface-fitting* » (SF) :

Parfois appelés extraction de caractéristiques ou iso-surface, qui consiste à décrire un objet 3D par ses bords à l'aide d'un ensemble des polygones. Ils correspondent généralement à des primitives de surface (généralement planes) telles que des polygones ou des patches à des surfaces de contour à valeurs constantes dans des jeux de données volumiques.

L'approche SF comprend le contour-connexion, les cubes de marche, les tétraèdres de marche, les cubes de division, et d'autres.

Les méthodes SF sont généralement plus rapides que les méthodes RVD car les méthodes SF ne traversent le volume qu'une seule fois pour extraire les surfaces. Après l'extraction des surfaces, le rendu matériel et les méthodes de rendu bien connues peuvent être utilisées pour restituer rapidement les primitives de surface chaque fois que l'utilisateur modifie un paramètre d'affichage ou d'éclairage. La modification de la valeur de seuil SF prend du temps car elle nécessite que toutes les cellules soient réexaminées pour extraire un nouvel ensemble de primitives de surface. [N. Bahi, 2017]

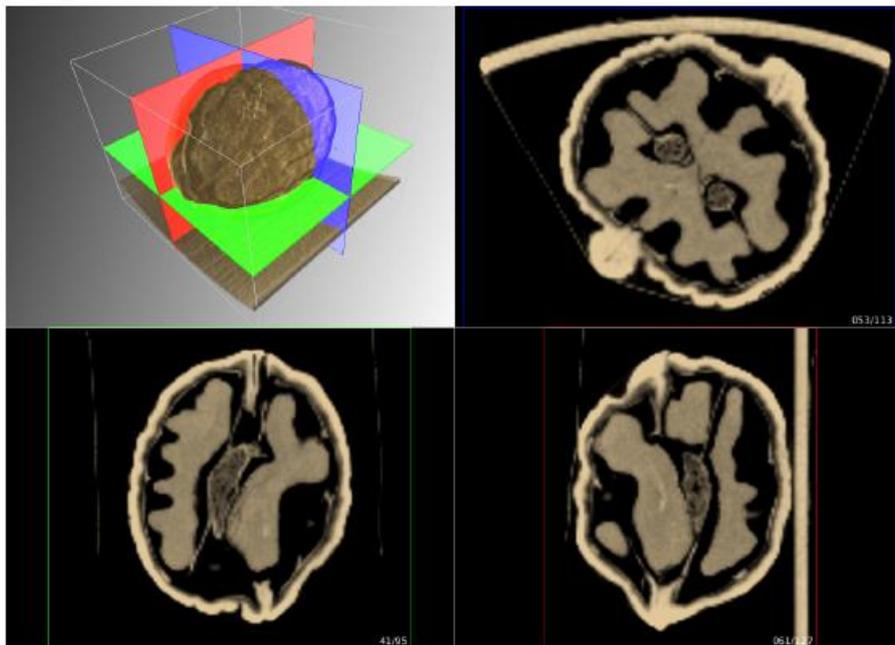


Figure 1-4 la visualisation d'iso-surface [N. Bahi, 2017]

1.5 Rendu volumique direct (RVD) :

1.5.1 Principe du RVD :

Les méthodes RVD sont caractérisées par la mise en correspondance directe d'éléments dans l'espace écran sans utiliser de primitives géométriques comme représentation intermédiaire. Les méthodes RVD sont particulièrement appropriées pour créer des images à

partir d'ensembles de données contenant des caractéristiques amorphes telles que des nuages, des fluides et des gaz.

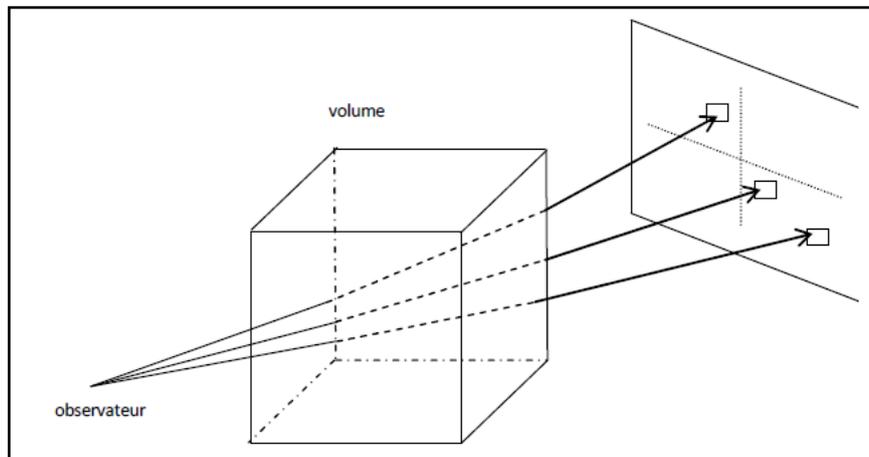


Figure 1-5 Le principe de rendu volumique direct [BERIMA Salima, 2011]

Les méthodes de rendu volumique direct RVD génèrent des images d'un ensemble de données 3D volumiques sans l'extraction explicite des surfaces géométriques à partir des données. Ces techniques utilisent un modèle optique pour mapper les valeurs de données aux propriétés optiques, tels que la couleur et l'opacité. Durant le rendu, les propriétés optiques sont accumulées le long de chaque rayon pour former une image des données. [BERIMA Salima, 2011]

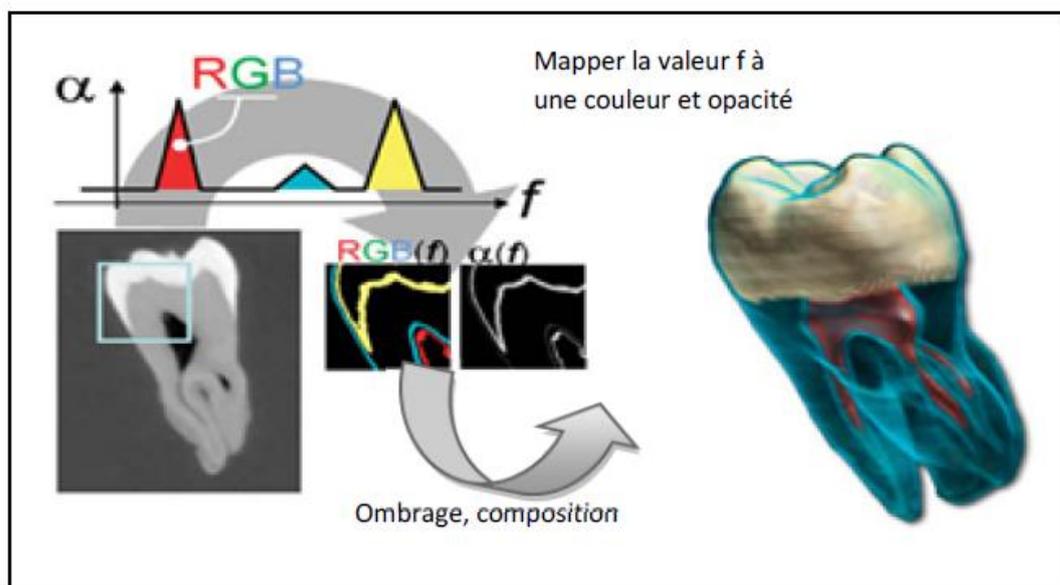


Figure 1-6 le processus de rendu volumique [BERIMA Salima, 2011]

Un inconvénient de l'utilisation des méthodes RVD est que l'ensemble de données doit être traversé à chaque fois qu'une image est rendue. Un passage à basse résolution ou un

échantillonnage aléatoire des données est parfois utilisé pour créer rapidement des images de faible qualité pour la vérification des paramètres. Le processus consistant à augmenter successivement la résolution et la qualité d'une image RVD au fil du temps est appelé raffinement progressif. [P. Bernhard et C. Botha, 2014]

La complexité des algorithmes de visualisation de volume direct est déterminée par le nombre de voxels de l'ensemble de données et par le nombre de pixels du plan de visualisation. En revanche, la complexité d'une représentation polygonale d'une iso-surface dépend du nombre de polygones, et non de la résolution du plan de visualisation. Par conséquent, de nombreux polygones n'auront qu'une faible contribution, en particulier s'ils ont une taille projetée d'un pixel ou moins. [P. Bernhard et C. Botha, 2014]

1.5.2 Les modèles optiques :

Le rendu en général est l'interaction de la lumière, des objets et du médium entre eux, qui se décompose dans la pratique en interaction des particules et des médias. Il est généralement décrit avec l'absorption, l'émission et la diffusion et a son fondement physique dans la théorie de transport de la lumière. Dans le rendu volumique direct, ce modèle complexe est généralement simplifié. L'influence d'un milieu changeant est ignorée, différentes longueurs d'onde, la diffraction et la diffusion ne sont pas modélisées. Ces simplifications conduisent à l'équation de rendu telle qu'introduite par Kajiya [1986] [P. Bernhard et C. Botha, 2014].

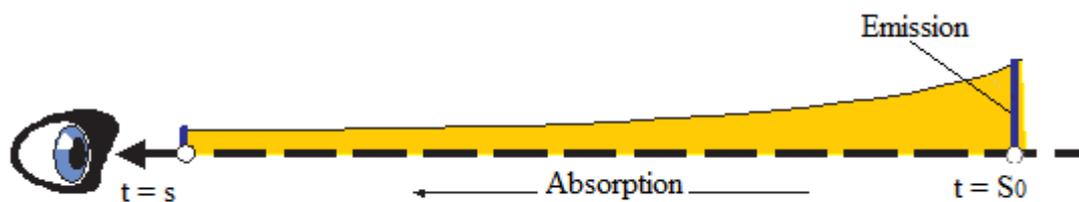


Figure 1-7 Le modèle émission-absorption [P. Bernhard et C. Botha, 2014]

Nous résumons brièvement les modèles optiques les plus importants pour le rendu direct du volume (Figure 1-8):



Figure 1-8 Avant d'atteindre l'œil, le rayonnement le long d'un rayon peut changer en raison de l'absorption, de l'émission ou de la diffusion [Jönsson et al., 2014]

- **Absorption seulement** : Le volume est supposé être constitué de particules froides, parfaitement noires, qui absorbent toute la lumière qui les frappe. Ils n'émettent pas, ou ne diffusent pas la lumière.

$$\frac{dI}{ds} = -\tau(s).I(s) \Rightarrow I(s) = I_{s_0}.e^{\left(-\int_{s_0}^s \tau(t)dt\right)} \quad \text{Équation 1-1}$$

- **Emission seulement** : Le volume est supposé être constitué de particules qui émettent seulement de la lumière, mais n'en absorbent aucune, car l'absorption est négligeable.

$$\frac{dI}{ds} = Q(s) \Rightarrow I(s) = I_{s_0} + \int_{s_0}^s Q(t)dt \quad \text{Équation 1-2}$$

- **Absorption plus émission** : Ce modèle optique est le plus commun dans le rendu volumique direct. Les particules émettent de la lumière et occluent, c'est-à-dire absorbent la lumière entrante. Cependant, il n'y a pas de diffusion ou d'illumination indirecte.

$$I(s) = I_{s_0}.e^{\left(-\int_{s_0}^s \tau(t)dt\right)} + \int_{s_0}^s Q(p).e^{\left(-\int_p^s \tau(t)dt\right)}dp \quad \text{Équation 1-3}$$

- **Diffusion et ombrage / ombrage (single scattering / shadow)**: Ce modèle comprend la diffusion de l'éclairage qui est externe à un voxel. La lumière qui est dispersée peut-être supposée empiéter sur une source de lumière éloignée, ou elle peut être masquée par des particules entre la lumière et le voxel considéré.
- **Diffusion multiple (multiple scattering)** : Ce modèle sophistiqué inclut un support pour la lumière incidente qui a déjà été diffusée par plusieurs particules avant qu'elle ne soit dispersée vers l'œil. [M.Hadwiger et al., 2008b].

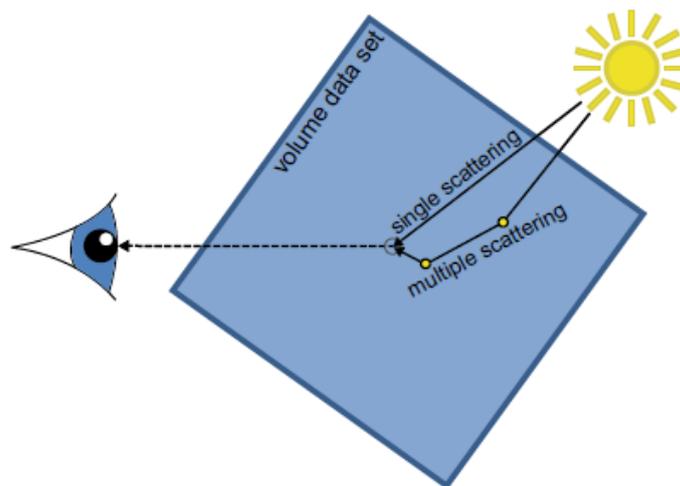


Figure 1-9 Types de scattering (diffusion): La diffusion (single scattering) représente la lumière qui se disperse à un endroit vers l'œil, alors que la diffusion multiple (multiple scattering) implique plus d'un rebond avant de se diriger vers l'œil. [Jönsson et al., 2014])

1.5.3 Équation de rendu volumique :

L'intégrale de rendu volumique suppose le modèle optique d'émission-absorption simple. Modèles plus sophistiqués, y compris l'ombrage et l'auto-ombrage, et la diffusion unique et multiple.

$$I(s) = I_{s_0} \cdot e^{-\int_{s_0}^s \tau(t) dt} + \int_{s_0}^s Q(p) \cdot e^{-\int_p^s \tau(t) dt} dp \quad \text{Équation 1-4}$$

- On a : $T_{s_0}(s) = e^{-\int_{s_0}^s \tau(t) dt}$ la fonction d'atténuation, où : **$\tau(s)$ le coefficient d'extinction** : Il représente la densité différentielle du matériau traversé par le rayon lumineux, et donc atténue l'intensité du rayon lorsqu'il traverse le volume. Elle correspond également à l'opacité de la valeur échantillonnée à s spécifiée par la fonction de transfert d'opacité. La transparence et l'opacité sont des valeurs complémentaires. Si l'on suppose une plage de transparence de $t \in [0..1]$, nous pouvons calculer l'opacité par : $\alpha(s) = 1 - t(s)$.

Nous trouvons :

$$I(s) = I_{s_0} \cdot T_{s_0}(s) + \int_{s_0}^s Q(p) \cdot T_p(p) dp \quad \text{Équation 1-5}$$

Où :

- **$I(s)$** : est l'intensité finale qu'on doit associer à un pixel,
- **I_{s_0}** est la valeur initiale de l'intensité lumineuse lorsque le rayon pénètre dans le volume,
- **$Q(p)$** représente la contribution réelle du jeu de données volumiques à l'image finale.

L'équation différentielle l'équation de rendu volumique ne peut pas être résolue analytiquement d'une manière pratique pour la plupart des applications de rendu volumique, donc nous le résolvons numériquement par une composition avant-arrière ou arrière-avant (c'est-à-dire un mélange alpha) d'échantillons le long du rayon, ce qui est le plus facilement illustré dans la méthode de ray casting. Ray casting utilise généralement la composition avant-arrière.

Ceci est typiquement fait avec une somme de Riemann et une taille de pas fixe Δs qui met à l'échelle la position d'échantillonnage actuelle k le long du rayon S avec $k \cdot \Delta s$. Avant de discrétiser l'équation de rendu du volume, nous discrétisons et simplifions d'abord le terme d'atténuation T_{s_0} dans T_0 , où nous supposons que le point d'entrée du rayon S dans le volume est maintenant à l'emplacement 0 au lieu de s_0 (Figure 1-10). **[P. Bernhard et C. Botha, 2014]**

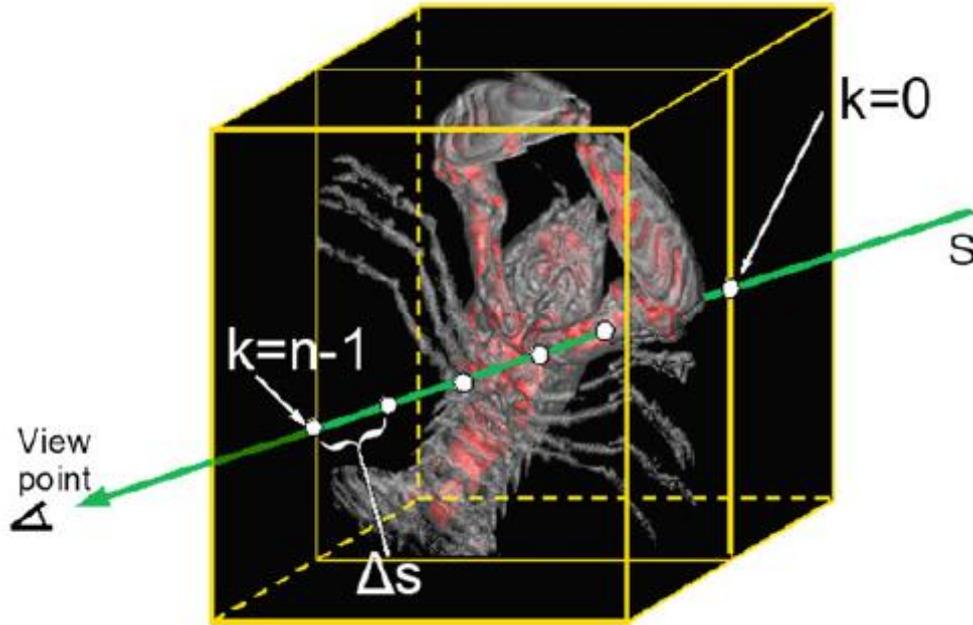


Figure 1-10 Un rayon S discrétisé parcourt un ensemble de données volumiques et accumule des contributions aux points d'échantillonnage s_k à partir du point d'entrée $k = 0$ à $k = n-1$. [P. Bernhard et C. Botha, 2014]

On obtient :

$$I(s) = I_0 \prod_{k=0}^{n-1} t_k + \sum_{k=0}^{n-1} Q(k, \Delta s) \cdot \Delta s \prod_{j=k+1}^{n-1} t_j \quad \text{Équation 1-6}$$

Cette équation décrit comment un rayon S avec la valeur initiale de la première somme dans l'équation Équation 1-6 traverse le jeu de données volumiques et s'accumule à des emplacements discrets k contributions. Ces contributions sont basées sur le terme source local Q_k qui est atténué par la transparence (ou l'opacité) qui a été accumulée à partir de t_j aux emplacements d'échantillon j le long de ce rayon. Bien que cette équation fournisse la base théorique pour le rendu volumique direct, elle régit également la manière dont les voxels des jeux de données volumiques contribuent à l'image rendue finale. [P. Bernhard et C. Botha, 2014]

Presque tous les algorithmes de rendu volumique direct considèrent le volume comme une distribution de particules émettant de la lumière d'une certaine densité. Ces densités sont plus ou moins directement mises en correspondance avec les quadruplets RGBA (RGB rouge, vert et bleu A : opacité) pour la composition le long des rayons de visualisation. Cette procédure, cependant, est motivée par un modèle optique à base physique.

1.6 Raycasting :

Raycasting est la méthode d'ordre image la plus populaire pour le rendu volumique direct. L'idée de base est d'évaluer la couleur de chaque pixel de l'image finale en traçant un rayon à travers le volume à partir de la position de l'observateur. [N. Bahi, 2017]

1.6.1 Principe de raycasting :

Pour chaque pixel de l'image, un seul rayon est jeté dans la scène. Si le rayon frappe le volume, la couleur du pixel est calculée en échantillonnant les valeurs de données le long du rayon en un nombre fini de positions dans le volume et en les combinant ensemble. A des intervalles équidistants le long du rayon, les données volumiques discrètes sont rééchantillonnées, en utilisant généralement une interpolation trilinéaire en tant que filtre de reconstruction. C'est-à-dire que, pour chaque emplacement de rééchantillonnage, les valeurs scalaires de huit voxels voisins sont pondérées en fonction de leur distance par rapport à l'emplacement réel pour lequel une valeur de données est nécessaire. [P. Bernhard et C. Botha, 2014].

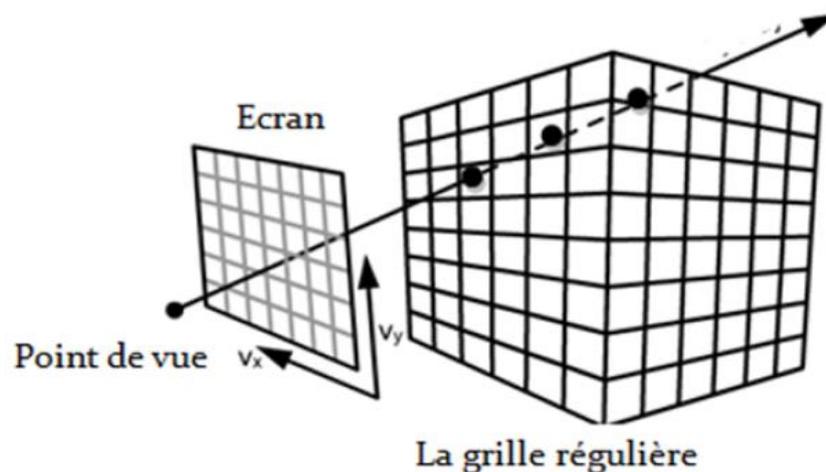


Figure 1-11 principe de raycasting [N. Bahi, 2017]

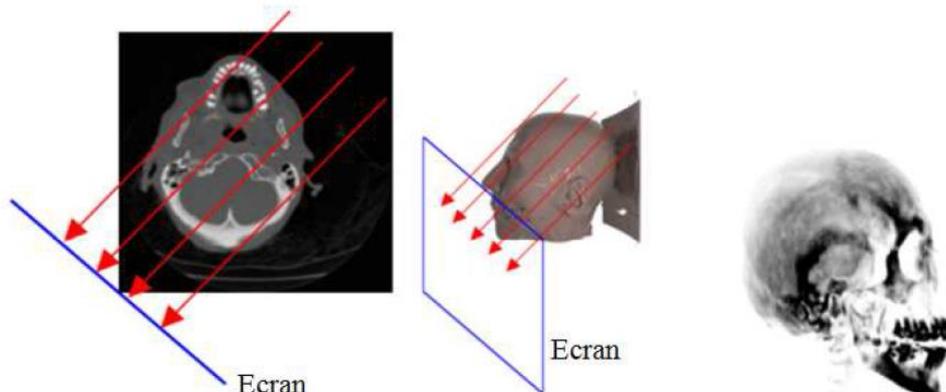


Figure 1-12 Rendu volumique direct basé sur raycasting [N. Bahi, 2017]

1.7 Classification :

La projection d'une séquence de points 3D sur un écran 2D pour déterminer la couleur de chaque pixel est considérée comme une cause principale de l'ambiguïté des images obtenues par toutes les méthodes de l'informatique graphique mais beaucoup plus par le RVD vu la transparence des données.

Presque tous les algorithmes de rendu volumique direct considèrent le volume comme une distribution de particules émettant de la lumière d'une certaine densité. Ces densités sont plus ou moins directement mises en correspondance avec les quadruplets RGBA (RGB rouge, vert et bleu A : opacité) pour la composition le long des rayons de visualisation. Cette procédure, cependant, est motivée par un modèle optique à base physique.

La classification est une étape de pré-traitement qui attribut l'opacité à chaque voxel. Une valeur entre 0 et 1 décrivant la quantité de la lumière absorbée par le voxel. Cette étape de classification permet à l'utilisateur de mettre l'accent sur les structures du volume en rendant visible les voxels d'une grande opacité. Les voxels éloignés seront rendues transparents.

[**BERIMA Salima, 2011**]

La fonction de transfert T (Équation 1-7) est l'outil qui permet de réaliser cette opération en associant à une valeur scalaire s , portée par le maillage, un quadruplet (r, g, b, α) pour rouge, vert, bleu, alpha où le triplet (r, g, b) est choisi, car il correspond à l'espace de couleur additif, le dernier élément α permet d'associer une notion de transparence/opacité au scalaire s . Donc, la classification en rendu volumique est l'étape qui permet de passer de l'espace des scalaires ($\in \mathbb{R}$) à l'espace des couleurs et de transparence ($\in \mathbb{R}^4$) par la définition d'une fonction de transfert qui est toujours stockée sous la forme d'une texture 1D (tableau unidimensionnel de valeurs discrètes) où pour un scalaire s :

- $c(s)$: représente la couleur, soit un triplet (R,G,B).
- $\alpha(s)$: représente la transparence (aussi appelé coefficient d'extinction).

$$T(f(x,y,z)) = \{R,G,B, \alpha\} \quad \text{Équation 1-7}$$

où $f(x,y,z)$ dénote une fonction scalaire sur \mathbb{R}^3 qui retourne une valeur de densité s à une position (x,y,z) .

Les fonctions de transfert utilisées dépendent du type de données traité et de l'effet visuel recherché. Le rendu volumique offre beaucoup de possibilités grâce à la prise en compte de la transparence. D'une manière générale, le choix de la fonction de transfert est difficile et souvent contre-intuitif. Il existe des méthodes de génération automatique de fonctions de transfert qui permettent de visualiser par exemple les frontières entre différents matériels et de

générer les normales associées aux voxels. Les normales sont utilisées pour le calcul de l'ombrage, c'est-à-dire la prise en compte des différentes sources de lumière pour le rendu final., Elles sont généralement déterminées par le calcul du gradient.

Donc, une bonne fonction de transfert consiste à faire ressortir des données, à un instant donné de l'exploration de l'information, et cacher les détails inutiles. Elle est donc d'une importance capitale en termes de visualisation. Tout champ scalaire volumique peut être visualisé d'une infinité de façon (Figure 1-13) selon la valeur de la couleur et de la transparence qu'on affecte à chacune des valeurs scalaires.

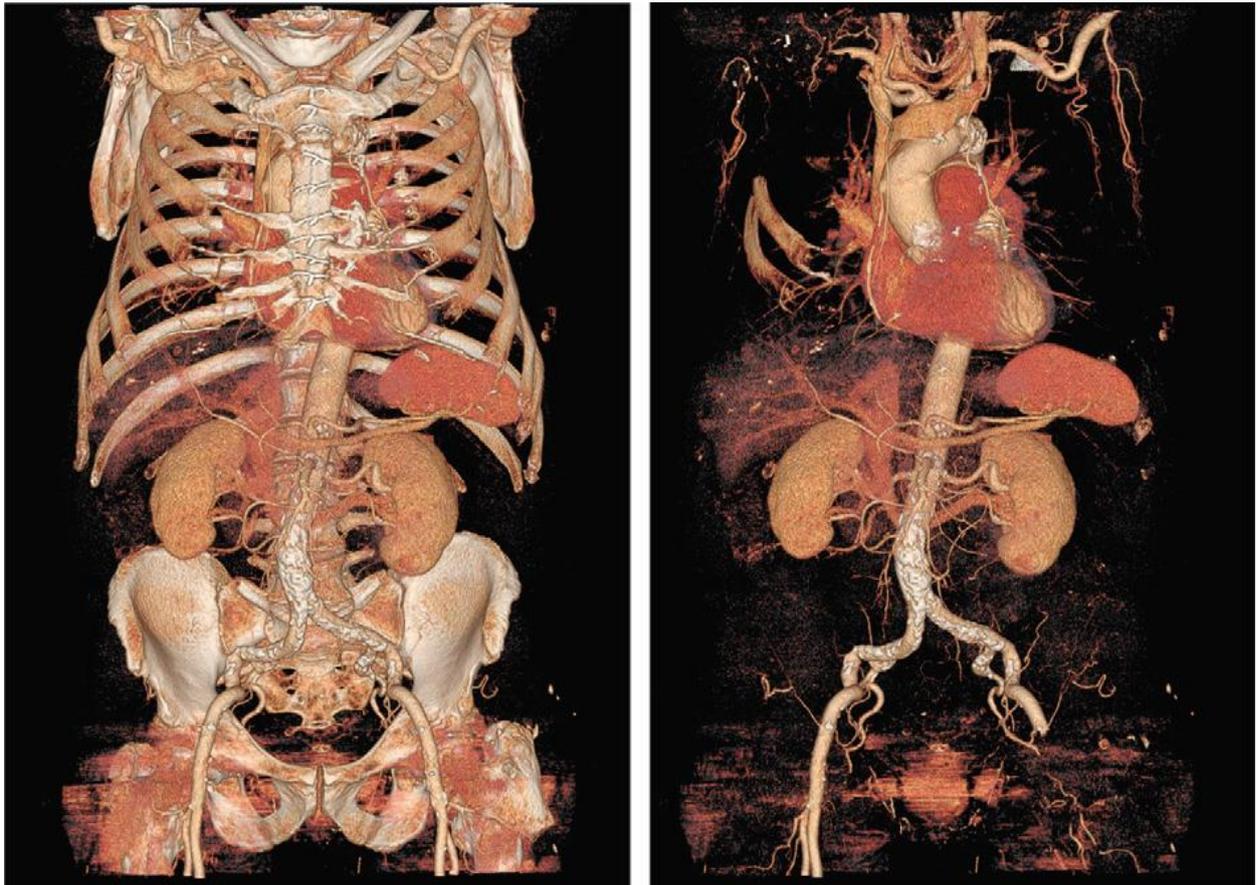


Figure 1-13 Variété de visualisation de mêmes données volumiques selon la fonction de transfert utilisée [P. Bernhard et C. Botha, 2014]

Notons aussi que lors de l'échantillonnage le long du rayon pour le Ray-Casting, il est préférable d'utiliser une interpolation, car la plupart du temps on ne sera pas sur un point de la grille.

1.7.1 Types :

L'ordre d'application de l'interpolation et de la fonction de transfert donne ainsi lieu à deux classifications différentes (illustrées en Figure 1-14), car ces deux opérations ne commutent pas (au moins que la fonction de transfert soit une fonction constante ou identité) :

- La pré-classification : données scalaires → Fonction de transfert → interpolation.
- La post-classification : données scalaires → interpolation → Fonction de transfert.

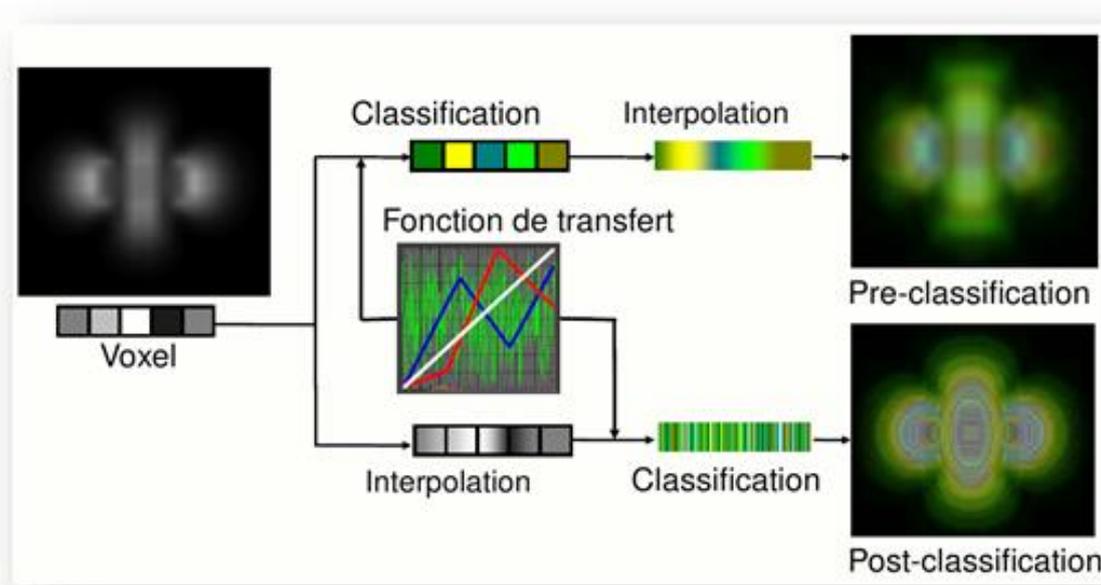


Figure 1-14 Les type de la classification [N. Bahi 2017]

La préclassification produit des couleurs incorrectes et construit des images floues car il est impossible de produire les hautes fréquences dans la fonction de transfert. Lorsqu'une méthode d'interpolation non linéaire est utilisée (par exemple trilineaire) avec une fonction de transfert constant, les deux types de la classification donnent les mêmes résultats. Mais, si la préclassification n'a pas une qualité d'image finale importante, elle peut être utilisée pour accélérer les calculs dans le ray casting puisque le volume entier peut être pré-ombragé. Dans le rendu basé GPUs, ces dernières doivent avoir un support pour les lectures de texture dépendante afin de pouvoir utiliser la post-classification, ce qui rend la préclassification la seule méthode utilisable par les cartes ne possédant pas cette caractéristique. Contrairement à la préclassification, la post-classification produit les résultats corrects qui se traduisent par une meilleure qualité d'image, mais il nécessite généralement aussi plus de calculs et des GPUs plus avancés. La post-classification produit toujours le résultat correct mais avec un coût de calcul plus élevé et des exigences matérielles plus élevées dans le cas du rendu basé sur le matériel. L'utilisation de la préclassification est un bon moyen d'accélérer toute méthode puisque la classification et l'ombrage sont effectués dans une étape de prétraitement. [N. Bahi 2017]

Les valeurs de transparence correspondant aux données initiales ainsi leurs couleurs sont définies en spécifiant une fonction de transfert appropriée qui présente un déterminant principal de la perception de données dans le rendu final., Donc, son objectif est d'attribuer des

propriétés optiques aux données volumiques où la transparence ou l'opacité présente l'absorption tandis que la couleur présente l'intensité. La fonction de transfert permet d'obtenir les structures significatives composant un volume et les visualiser selon les besoins des utilisateurs, mais elle reste difficile à définir même par les utilisateurs experts constituant un véritable défi de recherche en rendu volumique.

Après l'application d'une fonction de transfert, la nouvelle forme de l'intégral présentée par Équation de rendu volumique est définie dans l'équation suivante :

$$I(s) = I_{s_0} \cdot e^{\left(-\int_{s_0}^s \alpha(t) dt\right)} + \int_{s_0}^s C(p) \cdot \alpha(p) e^{\left(-\int_p^s \alpha(t) dt\right)} dp \quad \text{Équation 1-8}$$

Après numérisations (discrétisation) :

$$I(s) = \sum_{i=0}^n c(s_i) \prod_{j=i+1}^n \alpha(s_j), \quad c(s_0) = I(s_0) \quad \text{Équation 1-9}$$

Où:

- $c(s_i)$: représente la couleur, soit un triplet (R,G,B).
- $\alpha(s_i)$: représente la transparence (aussi appelé coefficient d'extinction).

1.8 Conclusion :

Ce chapitre nous a donc permis d'exposer les notions fondamentales du rendu volumique en commençant tout d'abord par la définition de l'élément-clé de ce domaine : les données volumiques. Après, nous avons présenté les méthodes de rendu des données volumiques du type scalaire, directes RVD et indirectes RVI en générale et le raycasting en particulier. Ensuite, nous précisant le rôle de l'étape de la classification dans les résultats visuels du raycasting. Enfin, la définition d'une fonction de transfert qui aura décrite profondément et donner les différents classements des travaux relatifs à la fonction de transfert dans le prochain chapitre.

Chapitre 2. Fonction de transfert.

2.1 Introduction :

Le Rendu volumique Direct (RVD) est une technique pour révéler des structures intéressantes et des régions de données d'imagerie 3D, généralement obtenues par des procédures d'imagerie médicale populaires telles que l'imagerie par résonance magnétique (IRM) et la tomographie (CT : Computed Tomography). Le RVD utilise une fonction de transfert (FT) qui mappe une ou plusieurs entités extraites des données (l'espace caractéristique) à différentes propriétés optiques telles que la couleur et l'opacité.

La génération de fonction de transfert (FT) est un problème fondamental dans le rendu volumique direct (RVD). Une FT met en correspondance les voxels avec les valeurs de couleur et d'opacité pour révéler les structures internes. Les outils de FT existants sont complexes et peu intuitifs pour les utilisateurs qui sont plus susceptibles d'être des professionnels de la santé que les informaticiens.

Dans ce chapitre nous allons présenter l'objectif de la fonction de transfert en précisant le rôle de la FT et son principe. Ensuite la présentation des travaux antérieurs qui groupés en deux modes de classement par donner un ensemble des travaux de génération de la FT, enfin nous terminons ce chapitre par une conclusion.

2.2 Objectif :

Un sujet central dans la visualisation scientifique est la fonction de transfert (FT) pour le rendu volumique. La FT joue un rôle fondamental dans la traduction des données scalaires et multivariées en couleur et en opacité pour exprimer et révéler les caractéristiques pertinentes présentes dans les données étudiées qui conduisent à l'interprétation des données sous-jacentes grâce à l'utilisation de représentations visuelles significatives.

Le rôle des FT dans le rendu des volumes est de fournir des estimations des deux termes de l'émission et l'absorption dans l'intégrale de rendu volumique (Équation 1-8).

Les données peuvent ne pas représenter un objet physique, et / ou les propriétés optiques correspondant à une certaine valeur de données sont basées sur les principes de conception de l'utilisateur plutôt que sur une représentation du transport physique de la lumière.

2.3 Principe

FT transforme les données volumiques aux propriétés optiques et fait partie du pipeline de la visualisation traditionnelle : acquisition de données, traitement, placage visuel et rendu. Les données volumiques sont considérées comme une fonction scalaire provenant d'un domaine spatial tridimensionnel avec une plage unidimensionnelle (par exemple densité, amplitude

d'écoulement, etc.). La génération d'images implique de mapper des échantillons de données à travers la FT, où ils reçoivent des propriétés optiques telles que la couleur et l'opacité, et les utiliser ensemble dans l'image.

Une FT définit simultanément :

1. Quelles parties des données sont essentielles à représenter. Dans cette étape, une FT est un cas particulier, mais important, d'une segmentation ou d'une classification. Avec cette dernière, certaines régions dans un domaine 3D sont identifiées pour appartenir au même matériau (tissus), tel que l'os ou le vaisseau, en imagerie médicale.
2. Comment représenter ces parties des données volumiques.

2.4 Travaux antérieurs

La génération d'une FT c'est la tâche la plus difficile dans le rendu volumique direct RVD, il y a plusieurs travaux et approches sont groupés dans deux modes de classement, le premier basé sur la méthode d'améliorer le processus de génération de la FT centrées sur les données ou centrées sur l'image, mais le deuxième mode classe les FT sur les aspects suivants: la dimensionnalité, les attributs dérivés, les attributs agrégés, les aspects de rendu, l'automatisation et les interfaces utilisateur.

2.4.1 Premier classement

Traditionnellement, les FT étaient 1D, où la couleur et l'opacité sont dérivées uniquement de la valeur de l'intensité. L'utilisateur attribue différentes valeurs de couleur et d'opacité à l'histogramme 1D dérivé des valeurs scalaires [M. Levoy, 1988]. Cependant, les données volumiques sont généralement de nature complexe où la valeur scalaire n'est pas un bon critère pour séparer les voxels en différents groupes. Des efforts ont été fait pour améliorer le processus de génération de FT, telles que les méthodes existantes peuvent être divisées en deux catégories : les méthodes centrées sur les données et les méthodes centrées sur l'image.

2.4.1.1 Méthodes centrées sur les données :

Une approche centrée sur les données génère la FT uniquement en fonction des propriétés des données. La valeur scalaire ou autre par exemple le gradient peut être utilisée pour concevoir des FT multidimensionnelles. Le travail [G. Kindlmann et J.W. Durkin, 1998] a utilisé le gradient plus la valeur scalaire pour construire un histogramme 2D, où les limites ou les frontières entre les matériaux dans un volume peuvent être identifiées comme des arcs qui peuvent être assignés manuellement aux valeurs de couleur et d'opacité à l'aide de l'histogramme. Le problème de cette méthode est le chevauchement des arcs pour les différentes

limites, les rendant indiscernables. Leur travail ultérieur [J. Kniss et al., 2001] a inclus la dérivée seconde pour construire les histogrammes.

Dans [P. Šereda et al., 2006a] l'histogramme LH a été proposé. L'histogramme LH est calculé en traçant les voxels le long de la frontière. Les valeurs scalaires faibles et élevées le long du gradient ont été enregistrées et utilisées pour construire un histogramme. Dans cette approche, les bordures sont représentées comme des taches plutôt que comme des arcs, qui sont relativement faciles à distinguer. Le principal inconvénient de cette approche est que l'histogramme prend beaucoup de temps à calculer.

Plutôt que d'utiliser l'amplitude des propriétés du voxel, les relations statistiques entre eux (moyenne, écart-type, etc.) ont été utilisées pour générer les histogrammes dans [R. Maciejewski et al., 2013]. Cependant, l'utilisation directe des propriétés statistiques est sensible au bruit.

[CD. Correa et K.L Ma. 2008], les voxels ont reçu un champ d'échelle, qui est calculé à partir de la taille relative d'une caractéristique particulière pour chaque voxel. Une distribution basée sur la taille est ensuite présentée à l'utilisateur pour la génération FT. Une technique de croissance de région a été utilisée pour trouver la taille de la caractéristique dans [M. Hadwiger et al., 2008a]. Dans [S. Wesarg et al., 2010], les tailles de structures ont été estimées sur la base d'une plage d'intensité définie par l'utilisateur. Cette taille de structure a ensuite été utilisée pour générer un histogramme SSE (Structure Size Enhanced), afin de spécifier la FT.

Les utilisateurs peuvent généralement ne pas concentrer sur les voxels trop éloignés à cause de la complexité des ensembles de données volumiques. Par conséquent, les informations spatiales ont été utilisées comme critères dans certaines méthodes proposées : les histogrammes locaux combinant l'intensité et l'information spatiale dans le voisinage local [C. Lundstrom et al., 2006a] où dans [C. Lundstrom et al., 2006b] l' α -histogramme a été proposé, en ajoutant la cohérence spatiale pour produire un histogramme global.,

Une FT basée sur la distance a été introduite dans [A. Tappenbeck et al., 2006] qui assigne des propriétés optiques à des structures basées sur la distance à une structure de référence sélectionnée afin de cacher ou de mettre en valeur et de faire apparaître des structures.

Le problème avec la génération de la FT basée histogramme est l'utilisation des caractéristiques d'une petite dimension (jusqu'à 2D). De plus, en raison de l'utilisation interdisciplinaire du rendu volumique, les utilisateurs finaux peuvent ne pas avoir une compréhension profonde sur le traitement d'images et les techniques d'infographie à cause de l'utilisation d'une interface basée histogramme. Alors, certaines méthodes récentes ont utilisé différents algorithmes de classification et de classification sur les données d'histogramme pour

diviser les voxels en différents groupes et affecter les propriétés FT en conséquence. Par exemple, les voxels ont été regroupés en fonction de leur histogramme LH et des informations spatiales dans [P. Šereda et al., 2006a]. Une méthode d'automatisation FT non paramétrique basée sur l'estimation de la densité du noyau a été proposée dans [R. Maciejewski et al., 2009]. La distribution de densité estimée est divisée en différentes ranges et l'utilisateur spécifie les valeurs de couleur et d'opacité pour chaque range afin de générer la sortie finale.

Récemment, [N.M. Khan et al., 2014] ; [N.M. Khan et al., 2015] ont proposé une nouvelle approche centrée sur les données, dans le cadre de laquelle ils ont généré une représentation organisée des données par regroupement et ont fourni à l'utilisateur un contrôle intuitif sur la sortie dans le domaine. Ils ont utilisé les cartes auto-organisatrices sphériques (SSOM : Spherical Self-Organizing Maps) comme le cœur de leur approche. Au lieu de manipuler des widgets complexes, l'utilisateur interagit avec le simple réseau de code couleur (SSOM : Spherical Self-Organizing Maps) pour concevoir la FT. Même avec ces méthodes, l'utilisateur final devra toujours manipuler les paramètres de cluster de bas niveau et affecter manuellement les valeurs de couleur et d'opacité.

2.4.1.2 Méthodes centrées sur l'image :

Une autre alternative pour la génération de la FT est les approches centrées sur l'image, où les utilisateurs ont la possibilité d'interagir avec les données d'espace image directement avec les groupes d'image (slices) ou le volume rendu lui-même [S. Fang et al., 1998]. Dans ce type de méthodes, la FT est basée sur le rendu final, et non pas sur les propriétés de volume. Avec la méthode Design Gallery [J. Marks et al., 1997], plusieurs FT sont générées en variant les paramètres d'entrée. Dans [H. Guo et al., 2014], une approche similaire est utilisée pour explorer les FT conçues par les utilisateurs précédents. L'historique des FT précédente est utilisé afin de les interpoler pour découvrir de nouvelles fonctionnalités dans les données volumiques. Une combinaison des modèles (GMM : Gaussian Mixture Models) a été utilisés dans [H. Guo et al., 2011b], où l'utilisateur peut manipuler les différents paramètres des modèles au lieu de manipuler directement les paramètres de la FT, ainsi que les méthodes proposées dans [H. Guo et al., 2011a] permet l'utilisateur d'interagir directement avec le volume rendu dans un style What-You-See-Is-What-You-Get (WYSIWYG).

La méthode de [H. Guo et X. Yuan, 2013] s'appuie sur un prétraitement majeur des données volumiques avant toute interaction de l'utilisateur. Dans cette phase, une décomposition de branche basée sur un arbre de contour est calculée à partir des données volumiques pour les segmenter à un volume étiqueté. Le nombre statique de branches du GPU contrôle la réalisation sémantique des données volumiques qui signifie la FT initiale. Par

conséquent, l'utilisateur peut perdre certaines informations et les paramètres initiaux influencent le processus d'exploration. Dans [N.M. Khan et al., 2017], l'utilisateur interagit directement avec les tranches. Les spécialistes de la santé (radiologues, médecins, ...) sont plus familiers avec l'interprétation 2D des groupes d'image (slices) malgré, l'interaction avec les données leur fournit un niveau de contrôle plus ponctuel et précis par rapport à la méthode proposée dans [H. Guo et X. Yuan, 2013]. En outre, la méthode de [N.M. Khan et al., 2017] est la première qui définit une enquête quantitative élaborée auprès des utilisateurs en notons que la plupart des méthodes RVD sont qualitatives, où l'utilisateur exprime simplement son opinion avec des mots [H. Guo et X. Yuan, 2013].

2.4.2 Deuxième classement

Il existe six catégories : 1D basée sur les données, gradient 2D, basée sur la courbure, basée sur la taille, basée sur la texture et basée sur la distance. Ces six catégories ont été distinguées en utilisant l'automatisation, l'interaction avec l'utilisateur, les contraintes, la consommation d'espace mémoire et la capacité de s'exécuter en temps réel. Aucune FT n'est pas généralement applicable à tous les cas et qu'une expertise est nécessaire pour déterminer la FT la plus appropriée pour des données et / ou des applications spécifiques.

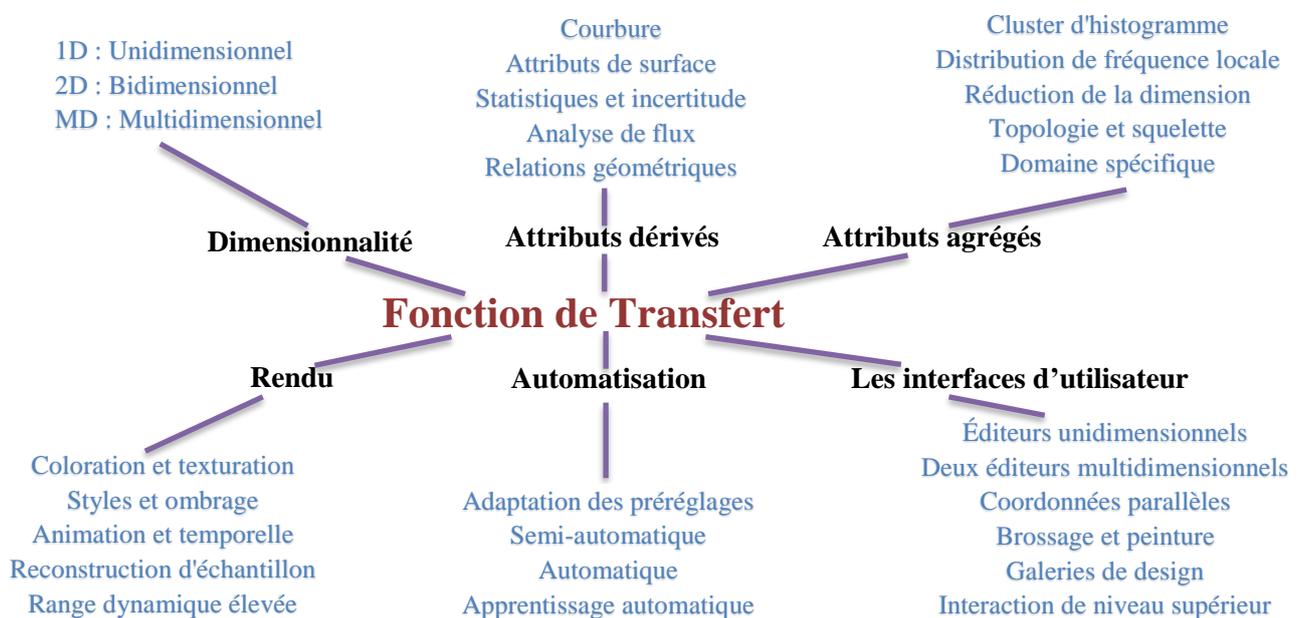


Figure 2-1 Deuxième classement de la fonction de transfert

[M. Levoy, 1988] a présenté le premier travail en utilisant le gradient pour améliorer les limites, ou plutôt cocher les régions homogènes dans le volume.

2.4.2.1 *Le double rôle de la fonction de transfert*

Pour illustrer la complexité de FT, supposons que l'objet étudié consiste d'un certain nombre de matériaux ayant des propriétés optiques différentes. La FT est considérée comme un outil de classification des matériaux dans deux perspectives, savoir si les probabilités de matériaux sont une partie *implicite* ou *explicite* de placage.

1. Dans le cas explicite, l'application d'une FT est modélisée comme une approche en deux étapes.
 - a. Premièrement, la valeur de l'échantillon s est transformée à un ensemble de probabilités matérielles $p_m(s)$, où m est un indice dans un ensemble des matériaux M .
 - b. Ensuite, ces probabilités sont utilisées pour combiner les couleurs de matériau individuelles $C_m = (r_m, g_m, b_m, a_m)^T$, ce qui donne la couleur C de l'échantillon.
⇒ Une telle approche a été utilisée dans la mise en œuvre initiale du RVD par [R. Drebin et al., 1988] et approfondi par [J. Kniss et al., 2005] en étudiant la classification probabiliste, et plus tard par [C. Lundström et al., 2007], dans le contexte de la visualisation incertaine.
2. Dans le cas implicite, la FT est vue comme un placage direct de la valeur de l'échantillon s à la couleur C . Cette vue est actuellement l'approche dominante dans la littérature RVD [K. Engel et al., 2006].

2.4.2.2 *La scène évolutive de la fonction de transfert*

Comme le montre la **Error! Reference source not found.**, la scène dans lequel la FT réside actuellement dépasse de loin son domaine traditionnel dans lequel la FT agit uniquement comme classificateur et mappeur des propriétés matérielles. Les données à visualiser deviennent multimodales, ce qui permet d'améliorer la classification. Par exemple, les modalités sont combinées pour produire des champs de données dans la médecine : l'utilisation croissante de CT-PET et de MR-PET, le développement de CT multispectraux, ce qui augmente la dimensionnalité des attributs échantillonnés et dérivés. L'évolution rapide vers la multimodalité nécessite des approches de FT pouvant traiter des données à haute dimension. Les données multidimensionnelles peuvent être non corrélées, ce qui permet d'utiliser des FT 1D séparables qui sont ensuite combinés pour former des FT multidimensionnelles complètes.

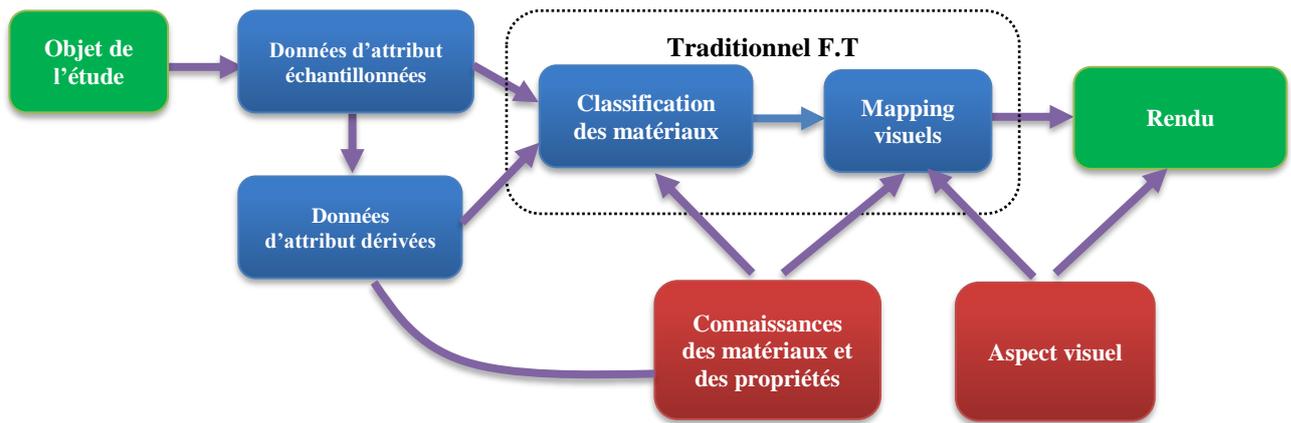


Figure 2-2 Intégration de la F.T dans l'analyse d'objets, la conception visuelle et la génération d'images grâce au rendu

La FT peut être utilisée comme un outil pour exprimer les connaissances de l'utilisateur en présence des matériaux et des propriétés, qui fait de la FT une source d'information pouvant être utilisée pour dériver d'autres données. Des expressions de connaissances de haut niveau codifient les relations complexes entre les domaines de données et les FT correspondantes et, en fait, entre les différents segments de la FT. Un schéma puissant est de définir la FT comme des composants de présence matérielle, ce qui suit les idées présentées par [S. Lindholm et al., 2010], où les étiquettes sont attribuées aux FT avec la sémantique, indiquant, par exemple, l'os, le muscle, la graisse, etc. Plusieurs contributions importantes sur le terrain reposent sur l'expression des connaissances encodées dans la FT d'une manière qui dépasse le domaine FT traditionnel. De telles approches ont été utilisées, par exemple, dans la réduction de données et les représentations multi-résolutions.

L'un des aspects les plus importants de la FT est la liberté qu'elle offre aux utilisateurs dans la conception de l'apparence visuelle en permettant aux utilisateurs de modifier de manière interactive les paramètres visuels et leur application sur les différentes parties de l'objet étudié.

2.4.2.3 Dimensionnalité

Les données volumiques sont présentées sous forme scalaire, bi-variée ou multivariée. Un exemple de données scalaires est les données médicales provenant de CT et des champs de densité de particules provenant de simulations numériques. Des données bi-variées sont également trouvées en imagerie médicale à partir de CT à double énergie ainsi que dans des domaines complexes, avec des valeurs réelles et imaginaires, à partir de simulations numériques dans de nombreux domaines différents. Les données volumiques multivariées sont souvent issues de la simulation numérique en dynamique des fluides, qui permettent de créer des données vectorielles ou tensorielles, ainsi des relevés sismiques et de simulation numérique

astrophysique. Les données multimodales sont aussi une forme dans laquelle les données peuvent être représentées sur des grilles.

Les données, sur lesquelles la FT fonctionne, définissent le domaine de données correspondant, ou le domaine de la FT, c'est-à-dire le domaine dans lequel la FT est définie, et la dimension correspondante. Nous sous-catégorisons cette section en termes de dimensionnalité, qui couvre à la fois la dimension de la source ainsi que les propriétés dérivées plus simples. Plus tard, nous décrivons la sous-catégorie des types locaux supplémentaires du premier et du second ordre, tels que le gradient, la courbure, ...etc. Dans les sous-sections suivantes, nous examinons la littérature sur 1D, 2D et multidimensionnel (MD) FT et se concentrer sur l'aspect de la classification matérielle de la FT, plutôt que sur le placage visuel.

○ **Données 1D :**

Le type le plus simple de FT a un domaine 1D où la fonction est définie, c'est-à-dire ; elle est une FT 1D fonctionnant sur une valeur d'entrée scalaire, telle que la densité du matériau. La FT 1D classe la valeur de données scalaire, d , et mappe ensuite le matériau à une propriété optique pour le rendu final :

$$\mathbf{q}(d) = \mathbf{V}(\mathbf{M}(d)) \quad \text{Équation 2-1}$$

où $\mathbf{M}(\cdot)$ est la fonction de classification du matériau et $\mathbf{V}(\cdot)$ est la représentation visuelle du matériau.

Dans l'article [R. Drebin et al., 1988], FT est présentée comme une classification matérielle avec des probabilités basées sur la valeur scalaire, puis un placage visuel est appliqué. Les auteurs ont pensé que la classification des matériaux est une décision probabiliste et non pas binaire, conduisant à la notion de mélanges de matériaux.

La FT 1D considérée que le placage visuel fait partie de la FT. Mais, il est mieux d'inclure la profondeur des rayons pour fournir des indices de profondeur améliorés, comme a été fait dans [S. Srinivasan et al., 2013].

Les FT 1D sont adéquates dans de nombreux cas de données de simulation où le bruit est faible ou inexistant. D'autres travaux étudient des scanners CT industriels, comme dans [J. Li et al., 2007b], où différents matériaux se chevauchent. Pour les données d'images médicales, la FT 1D est souvent inadéquate car les tissus présentent un chevauchement important dans l'intervalle d'intensité [C. Lundström et al., 2006a]. En plus, les données médicales sont mesurées et relativement bruyantes, ce qui influence négativement sur la capacité des FT 1D à classer correctement les différents types de tissus.

Malgré leurs lacunes, les FT 1D sont la forme la plus courante de FT, en particulier en dehors de la communauté de recherche de la visualisation. Les FT 1D sont souvent le premier

outil disponible dans les outils fournissant un rendu volumique, car ils sont faciles à comprendre pour les utilisateurs débutants. Pratiquement tous les logiciels de visualisation de production, tels que ParaView [U. Ayachit et al, 2017], VisIt [H. Childs et al., 2012], ou ImageVis3D [CIBC, 2015], prennent en charge les éditeurs 1D FT. La construction d'une FT 1D est le plus souvent réalisée en combinant des composants FT distincts, ce qui simplifie plusieurs aspects, tels que les interactions de l'interface utilisateur et l'adaptation à de nouveaux ensembles de données [S. Castro et al., 1998].

○ **Données bidimensionnelles 2D :**

Si la FT fonctionne sur une valeur d'entrée avec plus d'une dimension, il est appelé FT 2D (pour une entrée bivariée) ou MD FT (pour une entrée de plusieurs dimensions). Une distinction doit être faite si les FT sont séparables ou si elles sont considérablement de grande dimension. Une FT 2D séparable est définie comme deux fonctions 1D séparées qui sont combinées uniquement après que les deux fonctions 1D ont été appliquées indépendamment, ce qui est généralement effectué via le produit tensoriel. Par exemple, la première dimension peut définir la classification du matériau et la seconde dimension contrôle certains aspects du placage visuel. Les FT 2D non séparables consistent à classer les matériaux ou les caractéristiques dans les données que les FT 2D séparables, qui sont essentiellement deux fonctions séparées combinées par la suite :

$$\mathbf{q}_{\text{non-séparable}}(d_1, d_2) = \mathbf{V}(\mathbf{M}(d_1, d_2))$$

Équation 2-2

et $\mathbf{q}_{\text{séparable}}(d_1, d_2) = \mathbf{V}(\mathbf{M}(d_1), d_2)$

Cette dernière équation définit une FT 2D séparable, avec par exemple tel que la modulation d'opacité est basée sur le gradient dans laquelle la seconde dimension est utilisée pour améliorer l'apparence visuelle, pour supprimer les régions homogènes à l'intérieure et améliorer les limites et les bordures (contour). La puissance de classification d'une FT séparable correspond toujours à celle d'une FT 1D, mais, en incluant également des dimensions plus élevées, apporte une amélioration significative à l'aspect visuel. Une FT 1D est appliquée en premier, suivi de la multiplication de l'opacité par une fonction 1D de gradient. Ce type de FT 2D est très facile à stocker, car il peut être représenté comme deux fonctions 1D au lieu d'être une fonction 2D complète. Dans le cas de l'opacité pondérée par le gradient, la deuxième fonction est décrite par une simple équation et n'a pas besoin d'être stockée comme table. Un exemple classique est la modulation d'opacité pondérée en gradient de la valeur classée.

Un type très simple, mais important, de la FT 2D non séparable est l'utilisation de plusieurs FT 1D pour le rendu de données volumiques segmentées. Dans ce cas, une dimension

est la valeur scalaire et la seconde dimension est l'ID d'un objet segmenté (également appelé ID d'étiquette). Nous notons que ce type de FT 2D n'est pas séparable, mais il ne constitue pas non plus une FT 2D "générale", car plusieurs FT 1D sont simplement combinées dans une table 2D de manière simple.

- **Données multidimensionnelles MD :**

Si l'utilisateur doit manipuler la définition de la FT directement, aller au-delà des FT 2D pose immédiatement des défis importants en termes d'interfaces utilisateur et de compréhension cognitive. Beaucoup de recherches et de travaux sur les FT MD sont donc liés à diverses formes d'automatisation et à des interfaces utilisateur avancées. Les approches types comprennent la réduction dimensionnelle, la mise en cluster et le groupement, l'apprentissage automatique et diverses approches d'interface utilisateur telles que les coordonnées parallèles ou l'interaction directe entre tranche et volume.

Les espaces de classification avec attributs associés, tels que la range de valeurs de données, la range ou la distribution par rapport aux dérivées de premier et de second ordre, permettent parfois de paramétrer certaines dimensions. Cela peut rendre la définition de FT plus facile [M. Haidacher et al., 2010].

Les données de X-ray CT spectrale industrielle ont été abordées par [A. Amirkhanov et al., 2014], qui définissent directement les FT MD pour les données spectrales afin d'identifier les compositions de matériaux dans les composants industriels. Le système comprend des données spectrales de fluorescence X. Un mélange de couleurs est calculé sur la base de l'énergie spectrale d'un bac spectral et de sa couleur associée, et il n'y a pas de classification explicite des matériaux.

2.4.2.4 *Attributs dérivés*

Jusqu'à présent, nous avons décrit ce qui pourrait être considéré comme les attributs traditionnels des données volumiques qui sont utilisés comme entrée de la FT sous forme de valeur scalaire (densité), de gradient et d'ID d'objet (étiquette). Maintenant, nous considérons les attributs dérivés supplémentaires qui sont souvent utilisés.

- **Courbure :**

La courbure des surfaces est un attribut important qui caractérise leur forme locale. Même pour le rendu volumique, le calcul et l'utilisation de la courbure ont du sens. Habituellement, employer cet attribut signifie interpréter la courbure comme une courbure isosurface à une position spécifique, ce qui ne nécessite pas nécessairement de calculer une isosurface réelle. Le gradient normalisé décrit l'orientation locale, à savoir le plan tangent, de l'isosurface passant par n'importe quel point d'un volume. L'isovaleur de cette surface est

évidemment le même que la valeur scalaire à la position considérée. De même, la courbure de la même isosurface peut être calculée et utilisée comme entrée d'une FT.

Différents types de mesures de courbure peuvent être calculés en un point sur une surface 2D. Dans le contexte du rendu volumique, les deux courbures principales sont généralement calculées. Les courbures consistent en les grandeurs de courbure principale k_1 et maximum k_2 , et si désiré, les directions de courbure principales correspondantes. Sur la base de ces mesures, d'autres attributs, tels que la courbure gaussienne (k_1k_2) ou la courbure moyenne $1/2 (k_1 + k_2)$, peuvent être dérivés.

- **Attributs de surface**

Dans la plupart des cas, les FT sont utilisées pour mapper les volumes scalaires ou multimodaux en quantités optiques, et le mappage est utilisé pour le RVD. Cependant, plusieurs approches utilisent les FT pour analyser directement les surfaces dans un volume.

Inspecter la variabilité géométrique des isosurfaces dans les champs scalaires avec des informations incertaines [M. Haidacher et al., 2011], [T. Pfaffmoser et al., 2011].

- **Statistiques et incertitude :**

Une variété de statistiques, caractérisant généralement les quartiers locaux centrés sur le voxel actuel d'intérêt, peuvent être des attributs très puissants en entrée de FT 2D ou MD. Un exemple est le travail [M. Haidacher et al., 2010], qui utilise un domaine statistique défini par la valeur moyenne et l'écart-type, dans lequel une FT 2D peut être définie.

2.4.2.5 *Attributs agrégés*

D'un point de vue conceptuel, l'introduction de quantités supplémentaires dans la définition de FT permet de discriminer davantage de parties dans un ensemble de données

En pratique, cependant, toute quantité ajoutée rend plus difficile la création de la FT. Visuellement, les FT 1D peuvent être représentées sous la forme d'une ligne ou d'une courbe, mais dans le cas des FT 2D, la visualisation et la modification des polygones deviennent beaucoup plus complexes. Les FT 3D requièrent un rendu volumique de la FT elle-même, qui à son tour nécessite des « fonctions de méta-transfert » pour l'affichage, ce qui rend l'approche peu pratique. Pour éviter ces problèmes et aller au-delà des FT 3D, plusieurs articles ont été publiés suggérant des approches pour agréger les attributs et réduire la complexité de la visualisation et de la conception des FT de dimension supérieure.

- **Cluster d'histogramme**

Pour réduire les degrés de liberté dans la conception d'une FT, plusieurs approches ont été proposées pour analyser et regrouper l'espace de l'histogramme. L'interaction de l'utilisateur est simplifiée pour sélectionner, pondérer et modifier ces groupes. [F.Y. Tzeng et al., 2004]

proposent d'utiliser la technique d'analyse de données auto-organisée itérative pour trouver les clusters dans l'espace de l'histogramme 2D. Avec cet algorithme, l'utilisateur peut choisir l'opacité et la couleur pour chaque cluster (voir Figure 2-3). [Y. Wang et al., 2011] ont également travaillé avec des histogrammes 2D mais proposent de modéliser l'espace de l'histogramme en utilisant GMM (Gaussian Mixture Models). Une FT elliptique est assignée à chaque gaussien, et l'interaction de l'utilisateur est simplifiée pour paramétrer ces ellipsoïdes. [J. Li et al., 2007a, J. Li et al., 2007b] se concentrent sur les applications CT industrielles et les histogrammes 1D. Ils proposent d'utiliser des méthodes stochastiques pour différencier les clusters de l'histogramme.

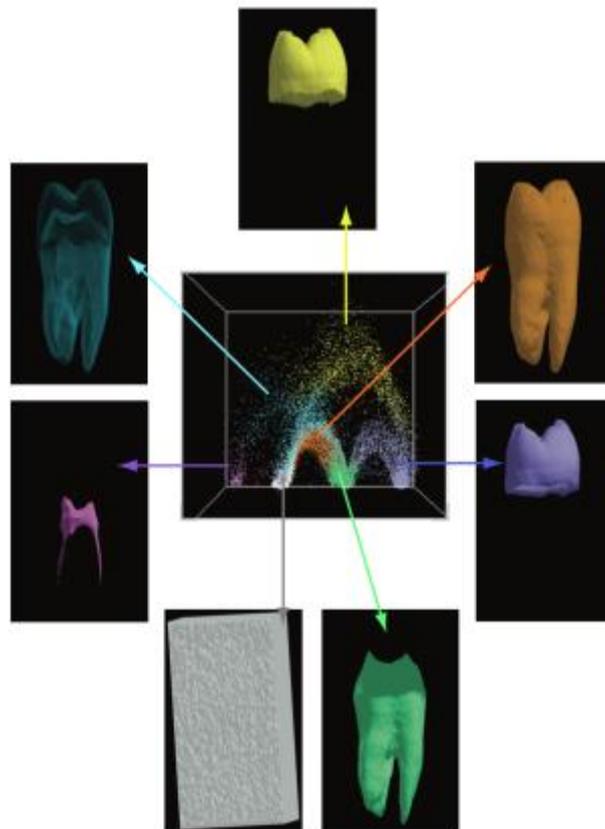


Figure 2-3 L'histogramme groupé est affiché au centre. Les images rendues en volume représentent les régions correspondantes dans le domaine spatial [F.Y. TZENG ET AL., 2004].

[R. Maciejewski et al., 2009] décrit une méthode de clustering 2D dans un espace de caractéristiques, composé de valeur et de gradient. La technique génère automatiquement un ensemble de composants FT pouvant être affinés ou filtrés ultérieurement dans le flux de travail. La méthode incorpore des changements temporels en construisant un volume d'histogramme à partir de l'espace de caractéristiques 2D, ce qui permet un regroupement plus cohérent dans le temps.

Dans une approche plus générale, plus adaptée aux espaces d'attributs arbitraires, [Y. Wang et al., 2012] utilise la classification hiérarchique. A partir d'une étape de prétraitement, l'utilisateur peut sélectionner des clusters en termes de sous-arbres dans le dendrogramme modifié, puis affiner les sélections FT dans un espace multidimensionnel à grain plus fin. Des travaux [C.Y. Ip et al., 2012] démontre un algorithme pour la segmentation multiniveaux de l'histogramme 2D du gradient qui permet à l'utilisateur de sélectionner les segments les plus appropriés hiérarchiquement pour lesquels ils peuvent générer des FT distinctes.

o **Distribution de fréquence locale (LFD : Local Frequency Distributions) :**

[C. Lundström et al., 2005 ; C. Lundström et al., 2006a] proposent un ensemble de techniques et d'outils basés sur les (LFD). Une approche exhaustive de recherche de pics vise à trouver tous les quartiers, blocs de données, à associer à un pic dans l'histogramme global. À cette fin, l'histogramme de range partielle (PRH : Partial Range Histogram) est introduit dans lequel chaque empreinte de voisinage a son empreinte LFD mesurée par rapport à une range qui est générée automatiquement à partir du pic global recherché. Les quartiers ayant une empreinte LFD suffisamment importante dans cette range sont ajoutés au groupe, constituant le PRH. Après chaque itération, les LFD du PRH actuel sont retirés de l'histogramme global, révélant un autre pic, et le processus est itéré jusqu'à ce que tous les quartiers aient été assignés. Dans la deuxième partie du processus, la classification des tissus est facilitée par les empreintes de pas de LFD des quartiers, qui sont utilisées dans une approche de classification compétitive, pour déterminer la probabilité et la classification des tissus. Un exemple de cette approche est présenté à la Figure 2-3. Dans [C. Lundström et al., 2006b], les LFD sont améliorés pour apparaître plus clairement dans l'histogramme global, ce qui améliore la visibilité de pointe dans l'interface utilisateur. Cette amélioration est obtenue par la promotion de la corrélation locale en appliquant simplement un exposant de puissance, a , aux valeurs regroupées dans l'histogramme local. La promotion des pics locaux est également utile pour la détection des pics et l'adaptation automatisée des FT aux nouveaux ensembles de données. La méthode a été évaluée par des experts sur des données CT et MR. L'a-histogramme n'est pas aussi efficace que l'approche PRH dans l'adaptation des FT.

[I. Serilie et al., 2003] ont introduit le concept d'histogrammes LH pour l'identification des bordures des matériaux dans le contexte du nettoyage du côlon virtuel en coloscopie virtuelle. Pour chaque voxel, une valeur de matériau basse (L : low) et une valeur de matériau haute (H : high) sont déterminées dans la direction du gradient positive pour H et dans la direction du gradient négative pour L. Le voxel correspond alors à un point dans la LH 2D espace, qui désigne une transition matérielle entre un matériau de valeur L et un matériau de

valeur H, respectivement. [P. Šereda et al., 2006A] ont étendu ce concept à des FT générales dont le domaine est l'espace 2D LH. Ils introduisent l'utilisation de la classification hiérarchique dans l'espace LH pour la conception d'une FT semi-automatique [P. Šereda et al., 2006B].

Pour mieux saisir les propriétés du voisinage autour des voxels, [D. Patel et al., 2009] définit le concept des courbes de moment. Ces courbes décrivent les moments dans les attributs statistiques du premier et du second ordre pour chaque voxel. Ces attributs représentent un point projeté dans un espace 2D où les primitives FT sont définies, ce qui donne un moyen plus puissant d'identifier les entités d'intérêt.

[C. Johnson et J. Huang, 2009] ont implémenté le concept de distributions locales dans une approche très générale et axée sur les requêtes, dans laquelle ils définissent des classes et des clauses. Avec une corbeille, l'utilisateur restreint le domaine des intervalles de données des distributions. Les clauses sont des séries de prédicats booléens qui comparent les variables bin à d'autres quantités. Les deux bins et les clauses sont définis dans un langage spécifique au domaine et peuvent être modifiés arbitrairement. La couleur de chaque voxel est déterminée par ses appariements de prédicat et l'opacité par la qualité de cette correspondance.

[S. Lindholm et al., 2010] ont utilisé des LFD pour soutenir un cadre logique basé sur l'étiquetage des LFD comme le sang, le gaz, l'iode, le foie, ...etc., qui permet la création d'expressions pour rendre l'iode quand proche du tissu hépatique ou non, par exemple. Ces étiquettes fournissent la sémantique des composants FT et la logique est ensuite exécutée sur le GPU lors du rendu.

Similaire aux approches [C. Johnson et J. Huang, 2009] et [S. Lindholm et al., 2010], où la spécification FT est renforcée par des règles, [L. Cai et al., 2015] propose une FT améliorée par des règles. Ces règles ont été déterminées au moyen d'une formation sur des ensembles de données segmentés afin d'identifier différents tissus dans les données lorsque des données dérivées et des LFD sont utilisés.

o Réduction de la dimension

Les méthodes de réduction de la dimension proposent de simplifier la complexité du processus de conception de FT en projetant des FT de grande dimension dans un espace de dimension inférieure. [J. Kniss et al., 2005] ont présenté une approche pour la visualisation de volume statistiquement quantitative dans laquelle une technique basée sur un graphique est utilisée pour obtenir une réduction de dimension. Dans ce travail, la visualisation de l'incertitude et la classification probabiliste jouent un rôle central.

[F. Pinto et C. Freitas, 2007] proposent d'utiliser l'apprentissage non supervisé, en particulier sous la forme de cartes Kohonen auto-structurantes pour détecter la structure dans

les données. Ces cartes sont formées avec des valeurs de voxels d'entrée et des quantités dérivées locales (telles que des dérivées et des mesures statistiques). Les combinaisons linéaires de cellules dans la carte de Kohonen sont ensuite affectées aux voxels correspondants dans les données volumiques, et la FT est appliquée à cette carte au lieu de l'espace d'attribut de grande dimension.

[M. Haidacher *et al.*, 2008] visent à réduire les données multivariées en une seule représentation fusionnée, qui est ensuite mappée via la valeur 2D / FT bien connue. La réduction est effectuée en utilisant une pondération basée sur des informations mutuelles point par point. [H.S. Kim *et al.*, 2010] suivent une approche similaire mais utilisent l'Isomap, l'incorporation linéaire locale et l'analyse en composantes principales pour réduire l'espace de données multidimensionnel MD-FT / multicanal et permettre une application 2D directe. [X. Zhao *et A.E Kaufman*, 2010] combinent la méthode d'intégration linéaire locale pour réduire la dimensionnalité avec une interface utilisateur basée sur des coordonnées parallèles.

2.5 Conclusion :

Dans ce chapitre on a donné l'objectif de la FT et son principe, ensuite nous avons présenté un ensemble des travaux antérieurs, la conception de notre méthode pour la génération de la FT se présente dans le chapitre suivant.

Chapitre 3. Conception.

3.1 Introduction :

Dans ce chapitre, nous allons présenter l'architecture générale de notre système, et après nous allons détailler la FT implémentée dans ce mémoire et toutes les définitions des concepts utilisés (voisinage, moyenne, écart-type...).

Les variables et abréviations utilisés dans ce chapitre et chapitre d'implémentation (Tableau 3-1)

Variable ou abréviation	Description
VTK	Visualisation Toolkit
IRM	Imagerie par Résonance Magnétique
CT	Tomographie (Computed Tomography)
DICOM	Digital Imaging and Communication in Medicine
SD0 à SD6	Série DICOM
d_{min}	Densité minimale (dans le consol minVal section 4.4)
d_{max}	Densité maximale (dans le consol maxVal)
RGBA	Couleur RGB (Red, Green, Blue) et A : Opacité ou transparence
FT1 à FT7	FT prédéfinie
$V(x,y,z)$	Voxel avec les coordonnées x, y et z
NbreBins	Nombre de classes de l'histogramme
$\Omega (v(x,y,z))$	Ensemble des densités des voisins du voxel $v(x,y,z)Ud_{min}Ud_{max}$
bin	La classe de la valeur maximale
$Dims(x,y,z)$	Dimension du volume construit à partir de SD.
μ	La moyenne
σ	L'écart-type
fps	Frame par seconde
$Cor(bin_j, bin_k)$	La corrélation statistique entre bin_j et bin_k

Tableau 3-1 Liste des variables et abréviations

3.2 Architecture générale :

Dans notre architecture (Figure 3-1), nous utilisons comme entrée une série DICOM (SD) pour un module de lecture suivie par une construction d'un volume de densité ($V(d)$) en sortie (chaque voxel (i) à une densité (d_i) : c'est-à-dire une image 3D). Après par l'application de module de la FT, le volume de densité $V(d)$ se transforme aux propriétés optiques en donnant un volume de couleur et d'opacité $V(rgba)$ (RGB : (Red, Green et Blue) ces les trois couleurs

rouge, vert et bleu, A : l'opacité). Le module de rendu, dans notre cas le Raycasting, qui fait le rendu de volume des propriétés couleurs et opacités et affiche une image 3D sur un plan 2D.

3.2.1 Reconstruction (voxelisation)

C'est le module responsable de la reconstruction d'un volume à partir de l'ensemble de série d'images 2D (slices) après la lecture de ce dernier, cette reconstruction produit un volume composé d'un ensemble de voxels ou chaque voxel est défini par son position et sa densité.

3.2.2 Fonction de transfert et classification

C'est le module de configuration ou bien l'association d'une couleur et d'une opacité à chaque densité, ce qu'est un vrai défis, il est pratiquement très difficile d'assigner les bonnes valeurs d'opacité et de couleur pour représenter une densité donnant la variété des valeurs de densités équivalentes aux parties du corps humain (os, tissus mous, sang, poumons ... etc), des valeurs erronées peuvent rendre des parties du corps humain qui doit être opaques (comme les os) transparentes ou l'inverse, la meilleure approche pour résoudre ce problème est d'essai et d'erreur jusqu'à l'obtention des résultats satisfaisants ou d'avoir d'un aide d'un spécialiste.

3.2.3 Rendu volumique (Raycasting)

C'est le module qui rendre la visualisation possible, nous utilisons la technique de raycasting qui est un algorithme de rendu volumique direct, il appartient à la catégorie des méthodes backwards (ordre image), et s'agit de lancer un rayon à chaque pixel de l'écran vers le volume, il faut noter que la méthode de projection utilisée dans notre application est la projection parallèle où le point de vue initial est le centre de l'écran. Le raycasting est appliqué sur échantillons pris en pas constant.

3.2.4 Visualisation

Le dernier module de notre architecture est le processus d'interprétation des valeurs des couleurs et opacités retournées par le rendu à un volume semi-transparent coloré affiché par l'écran. L'utilisateur peut appliquer des interactions avec l'application (redimension, rotation), ces interactions vont changer le point de vue et ainsi recalculer le rendu (le module précédent) avec le nouveau point de vue.

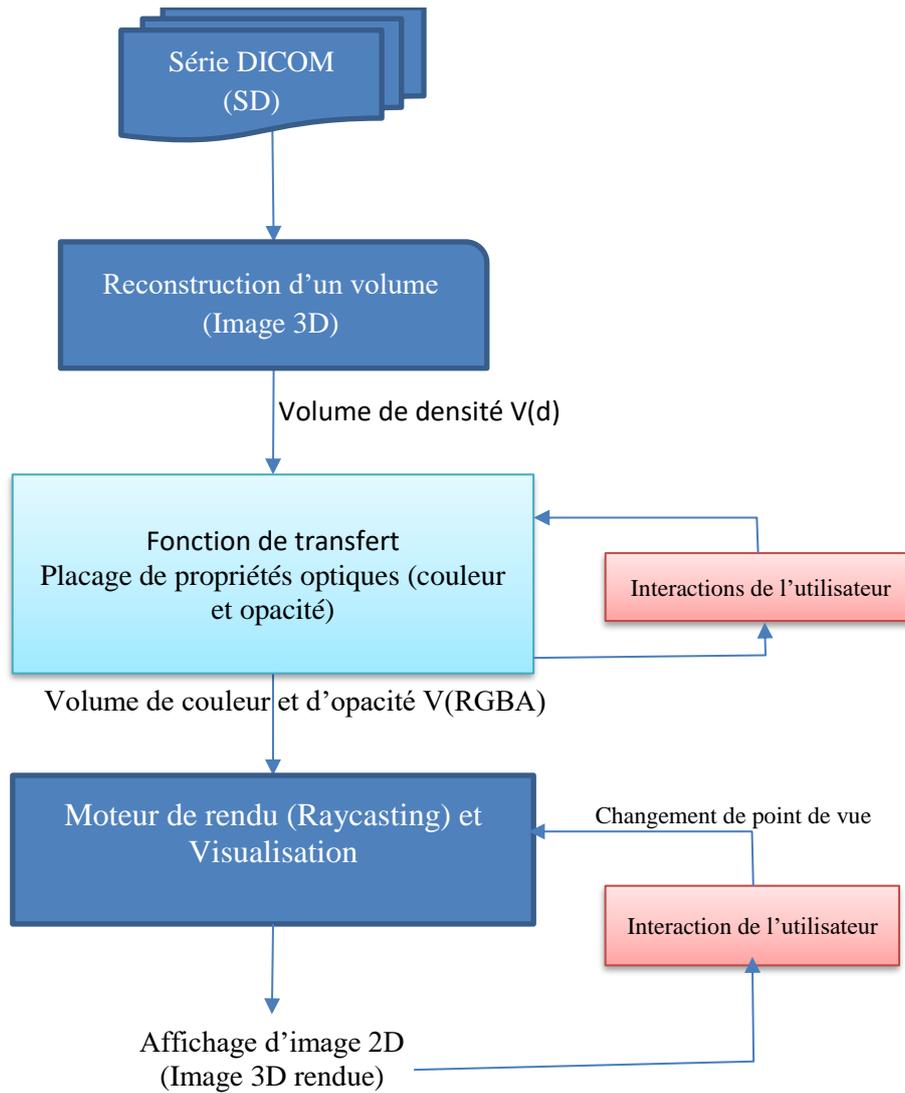


Figure 3-1 Architecture générale.

Algorithme 1 : Etapes de notre système.

Entrées

SD : série DICOM ;

Variables

V(d) : Volume de densité;

V(RGBA) : Volume de couleur et opacité;

Début

V(d) ← Reconstruction_volume_Image3D(SD) ;

V(RGBA) ← classification(FT_couleur(V(d)), FT_opacité(V(d))) ;

Moteur_de_rendu_Raycasting(V(RGBA)) ;

Fin.

3.3 Architecture détaillée :

Notre travail se base sur la génération d'une FT, qui utilise en entrée le volume de densité $V(d)$ et donne en sortie un volume défini par couleurs et opacités $V(\text{RGBA})$ (voir Figure 3-2).

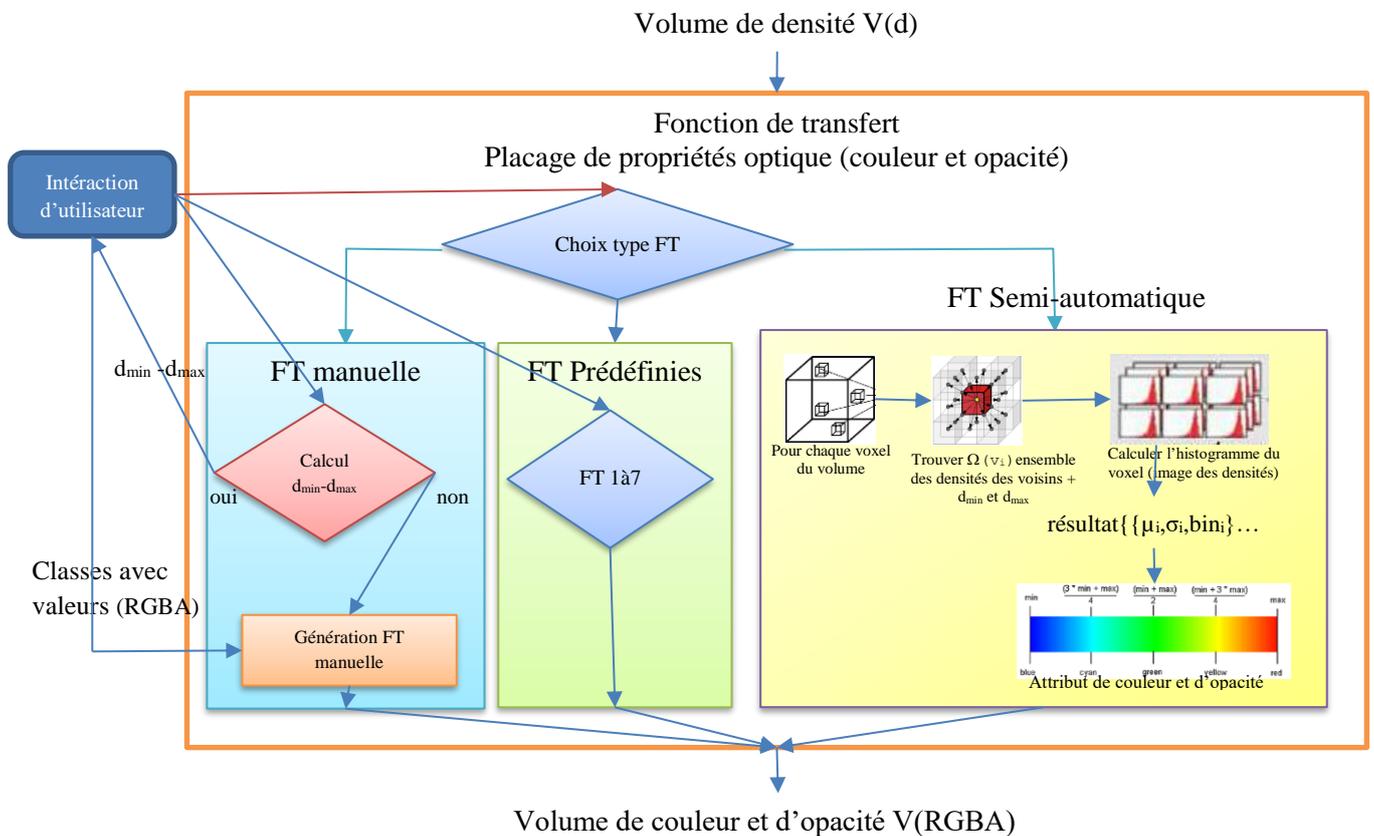


Figure 3-2 Architecture détaillée de la FT

L'utilisateur peut choisir entre 3 types de FT : manuelle, pré-définie ou semi-automatique. Dans le cas d'une FT manuelle, l'utilisateur peut calculer la densité minimale d_{\min} et maximale d_{\max} du volume, il crée des classes (intervalles de densité entre la valeur minimale et maximale) en attribuant pour chaque classe une couleur (RGB) et une opacité A (entre 0-1). Dans le cas des FT pré-définies, les classes sont déjà créées, par des experts ou par l'essai et d'erreur jusqu'à l'obtention des résultats satisfaisants.

Pour le cas de la FT semi-automatique, elle se base sur l'histogramme, c'est le noyau de ce mémoire. La génération de FT suit une démarche à savoir (Figure 3-3):

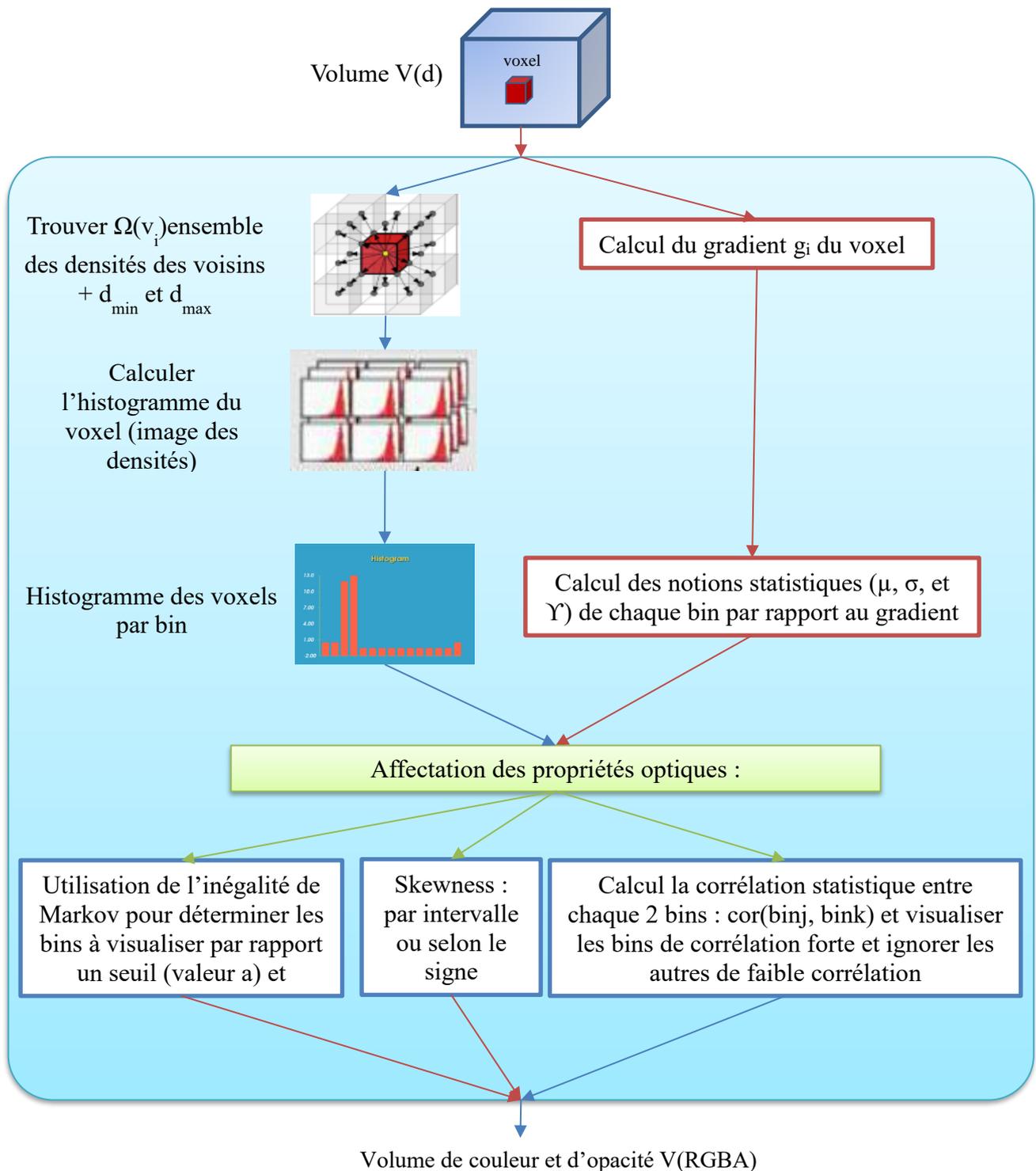


Figure 3-3 Shéma détaillé de la FT semi-automation

1. Pour chaque voxel v_i :

- Trouver l'ensemble $\Omega(v_i)$ de densités $\{d_i\}$, c'est l'ensemble des densités de voisinage de ce voxel avec la densité minimale d_{\min} et celle maximale d_{\max} du volume,
- Création d'une image (Img_i) à partir de l'ensemble $\Omega(v_i)$ de chaque voxel v_i ,
- Utilisation de l'histogramme H_i de l'image créée, pour trouver la classe (bin_j) de la valeur maximale dans H_i , c'est la classe du voxel v_i .

- Calcul du gradient g_i du voxel v_i .
 - Les deux attributs de tous les voxel v_i sont stockés dans la même image, pour gagner le temps de parcours et l'espace mémoire.
 - Ajouter g_i à la liste $S_g(\text{bin}_j)$ des gradients de la bin_j .
2. A partir des listes de gradients $S_g(\text{bin}_j)$ des classes bin_j ,
 - Création d'une image $\text{img}(\text{bin}_j)$ à partir de la liste $S_g(\text{bin}_j)$ des gradients des voxels de la même classe bin_j ,
 - L'utilisation de l'histogramme $H(\text{bin}_j)$ de l'image des gradients $\text{img}(\text{bin}_j)$, pour calculer la moyenne μ (the mean), l'écart type σ (the standard deviation) et l'asymétrie Υ (skewness) de la classe bin_j ,
 3. Affectation des propriétés optiques (couleur et opacité) à utiliser lors de rendu de volume, par deux méthodes :
 - La corrélation statistique : A partir l'ensemble des les valeurs (bin, la moyenne μ , l'écart type σ et l'asymétrie Υ), nous calculons la corrélation statistique pour chaque 2 bins (bin_j et bin_k). Ensuite nous affectons des propriétés optiques aux bins de forte corrélation par ordre et ignorer les autres de faible corrélation.
 - Ou, par l'utilisation de l'inégalité de Markov, pour déterminer les bins à visualiser par rapport un seuil (valeur a) et ignorer les autres. La visualisation des voxels ont des gradients g_i où $P(g_i > a) = \text{Max}(\mu)/a = \varepsilon \in [0, 1]$, où $\text{max}()$ c'est la moyenne plus grande dans les moyennes des bins.

Algorithme 2 : Etapes de la FT semi-automatique

Entrées

V(d) : Volume de densité;

Variables

V(RGBA) : Volume de couleur et opacité;

NbreBins : entier ; // nombre des classes dans l'histogramme

v_i : Voxel ;

$\Omega(v_i)$: ensemble de densité de voisinage de v_i ;

d_{\min} , d_{\max} : entiers ; //densité minimale et maximale

Img_i : image ;

H_i : histogramme d'image.

bin_j : entier ; // la classe maximale de l'histogramme H_i $0 \leq j < \text{NbreBins}$

μ_j : réel ; //moyenne ;

σ_j : réel ; //écart_type ;

Υ_j : réel ; //asymétrie ;

Sg(bin_j) : ensemble des gradients de la bin_j ;

Cor(x,y) : réel ; //la corrélation statistique entre x et y ;

Sbins : Liste des bins avec les valeurs bin_j, μ_j , σ_j ;

Bins_cor_fort : ensemble des bins de corrélation forte ;

a : réel ;// seuil pour l'inégalité de Markov

Début

Vol \leftarrow creation_image3d_vide (de 3 valeurs pour chaque voxel) ;

Pour chaque voxel v_i du V(d) **faire**

Début

Calcul_densité_Min_Max(v(d), d_{\min} , d_{\max});

$\Omega(v_i) \leftarrow$ voisinage(v_i) \cup { d_{\min} , d_{\max} };

Img_i \leftarrow création_image($\Omega(v_i)$);

H_i \leftarrow Histogramme(Img_i);

Bin_j \leftarrow Max_bin_Histogramme(H_i) ;

```

    gi ← gradient(vi)
    Sg(binj) ← Sg(binj) U {gi}; //ajouter le gradient du vi à la liste des
    //gradients de la binj
fin
Pour chaque binj faire
  Début
    Img(binj) ← création_image(Sg(gi));
    Hj ← Histogramme(Img(binj));
    // création image imgtmp à partir Sg(binj) et avec l'utilisation
    // d'histogramme de l'image on peut calculer direct (μj, σj)
    μj ← Calcule_moyenne(Sg(binj)) ;
    σj ← Calcule_écart_type(Sg(binj)) ;
    Yj ← Calcule_asymétrie(Sg(binj)) ;
    Sbins ← Sbins U {binj, μj, σj, Yj}; // ajouter dans une liste des bins.
  fin
case (Méthode d'affectation des propriétés optiques) faire
  début
    1. Corrélation : // calcul de corrélation entre les bins de Sbins.
    Début
      Pour j = 0 à Nbrebins-1 faire
        Début
          Pour k = j+1 à Nbrebins faire
            Début
              Cor(binj, bink) ← Calcule_la_corrélation(binj, bink) ;
            Fin pour
          Fin pour
          //classification des bins de cor forte et ignorer faible.
          Si cor(binj, bink) ∈ [-1, -0.5] U [0.5, 1] alors
            Bins_cor_fort ← Bins_cor_fort U {binj} ;
          Fin si
          Bin_cor_forte ← Ordre_bins_par_rapport_cor(bins_cor_forte) ;
          V(RGBA) ← classification(FT_couleur(bins_cor_forte),
                                FT_opacitté(bins_cor_forte)) ;
        Fin
      2. Inégalité de Markov :
      début
        a = 6000 ; //le seuil
        application_de_l'inégalité_de_Markov(tous les bins) ;
        V(RGBA) ← classification(FT_couleur(bins<seuil),
                                FT_opacitté(bins<seuil)) ;
      Fin
    Fin case
  sortie V(RGBA) ;
Fin.

```

3.3.1 Le voisinage :

[C. Lundström et al., 2006a] ont distingué entre trois types de voisinages de voxels. Les voisins à un seul bloc sont une subdivision statique de blocs sans chevauchement, généralement des cubes. Pour les voisins centrés sur voxel, la région varie pour chaque voxel et le voxel lui-même n'est pas inclus. Ils sont complètement sphériques, tous les voisins dans un rayon donné ; séparique sphérique, quelques échantillons aléatoires dans une sphère ; et croisez, les tiges le long d'un, deux ou trois grands axes dans une sphère (voir Figure 3-4). Le troisième type est celui des voisins à double bloc, consistant en deux quartiers à un seul bloc, où le second est décalé d'une demi-taille de bloc dans toutes les dimensions.

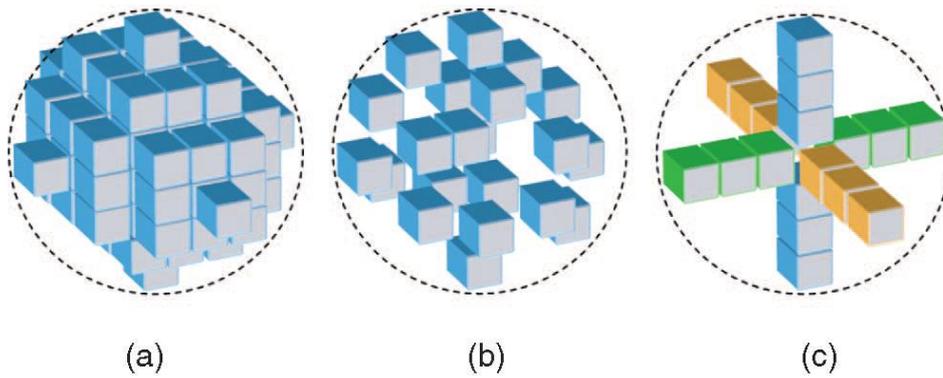


Figure 3-4 Le voisinage (voisins centrés sur voxel) dans [C. Lundström et al., 2006a] (a) voisinage sphérique entier (plein). (b) voisinage sphérique aléatoire. (c) voisinage croisé 3D.

Le voisinage utilisé dans notre méthode, c'est le voisinage direct (voisins centrés sur voxel d'un rayon = 1), où chaque voxel a des voisins directs connectés au voxel central par des faces (6 voxels), des bords (12 voxels) et des coins (8 voxels) (voir Figure 3-5). Les lignes virtuelles tirées du voxel central à chacun de ses voisins définissent 26 directions. Le nombre des voisins varié entre 7 et 26 voxels, par rapport à la position du voxel dans le volume, par exemple, un voxel dans les 4 coins du volume a 7 voisins.

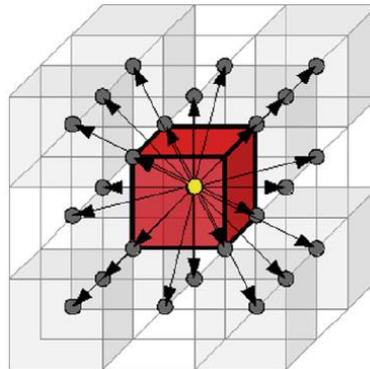


Figure 3-5 Le voisinage direct d'un voxel dans un volume [S. Wesarg et al., 2017]

3.3.2 Classes (bins) dans l'histogramme :

Dans notre travail, pour trouver à quelle classe appartient chaque voxel v_i dans le volume, nous utilisons l'histogramme H_i de l'image celle qui est créée à partir de l'ensemble des densités des voisins du v_i incluent la densité minimale et celle maximale du volume : $\Omega(v_i) = \{d_1, d_2, \dots, d_k, d_{\min}, d_{\max}\}$, où k est le nombre de voisins. Les histogrammes de tous les voxels du volume doit avoir le même nombre de classes (bins) et de même largeur (spacing). Le nombre des classes (Nbrebins) est prédéfini ou donné par l'utilisateur, par contre spacing (Sp) est calculé par l'équation :

$$Sp = (d_{\max} - d_{\min} + 1) / (\text{Nbrebins} - 1). \quad \text{Équation 3-1}$$

3.3.3 Le gradient

Le gradient que nous avons utilisé est le gradient centré g_i qui pouvant être calculé pour chaque voxel $v_i(x,y,z)$, par la formule suivante:

$$g_i = \frac{d(v(x-1,y,z) + d(v(x+1,y,z) + d(v(x,y-1,z) + d(v(x,y+1,z) + d(v(x,y,z-1) + d(v(x,y,z+1))}{\text{Nbre de voxels utilisés (6)}} \quad \text{Équation 3-2}$$

Le gradient g_i est ajouté à la liste des gradients de la classe (bin) correspondante du voxel v_i : $S_g = \{g_1, g_2, \dots, g_k, g_i\}$, où k est le nombre de voxels de la même classe (bin).

3.3.4 La Moyenne (the mean) :

Étant donné comme entrée l'ensemble de gradients d'une classe (bin_j):

$$\mu(S_g) = \frac{1}{|S_g|} \sum_{g_i \in S_g} g_i \quad \text{Équation 3-3}$$

La moyenne fournit plus d'informations sur les données en montrant comment une certaine valeur g_i est liée aux valeurs de S_g .

3.3.5 L'Écart Type (standard deviation) :

Une fois la moyenne est calculée, on peut déterminer l'écart-type, $\sigma(S_g)$:

$$\sigma(S_g) = \sqrt{\frac{1}{|S_g|} \sum_{g_i \in S_g} (g_i - \mu(S_g))^2} \quad \text{Équation 3-4}$$

L'écart-type sert à mesurer la dispersion de l'ensemble S_g . Plus il est faible, plus les valeurs sont regroupées autour de la moyenne μ ; c'est-à-dire l'ensemble S_g est homogène.

3.3.6 L'Asymétrie (Skewness)

L'asymétrie est une mesure de la similarité de la distribution des données sous-jacentes. L'asymétrie d'une variable aléatoire est le troisième moment normalisé de la moyenne et de l'écart-type d'une distribution de données sous-jacente. Étant donné l'ensemble des voxels SV qui sont mappés à l'espace d'attribut (la densité d_i) à m dans l'histogramme d'espace d'attributs, l'asymétrie, $\gamma(S_g)$, des voxels à cet endroit par rapport à l'attribut (le gradient g_i du voxel v_i) est calculée.

$$\gamma(S_g) = \frac{\frac{1}{|S_g|} \sum_{g_i \in S_g} (g_i - \mu(S_g))^3}{\left(\frac{1}{|S_g|} \sum_{g_i \in S_g} (g_i - \mu(S_g))^2\right)^{\frac{3}{2}}} \quad \text{Équation 3-5}$$

Notre choix d'utiliser l'asymétrie -comme métrique d'abstraction d'espace d'attribut- est inspiré du travail de [Patel et al., 2009] dans lequel les auteurs démontrent l'efficacité de l'utilisation de moments statistiques d'ordre élevé pour la génération de fonctions de transfert. L'asymétrie peut être positive ou négative.

3.3.7 La corrélation statistique

Le coefficient de corrélation entre deux variables aléatoires X et Y ayant chacune une variance, noté $cor(X, Y)$ et défini par :

$$cor(X, Y) = \frac{\sum(X - \mu(X)) \cdot (Y - \mu(Y))}{\sum(X - \bar{X})^2} \quad \text{Équation 3-6}$$

Ou par :

$$cor(X, Y) = \frac{\mu(XY) - \mu(X)\mu(Y)}{\sigma_X \sigma_Y} \quad \text{Équation 3-7}$$

La corrélation statique est utilisée pour la classification des bins, en choisissant les classes bin ont une corrélation forte. On dit que la corrélation statistique est forte si elle appartient à l'intervalle $[-1, -0.5]$ ou $[0.5, 1]$.

$Cor(X, Y)$ est forte $\Leftrightarrow Cor(X, Y) \in [-1, -0.5] \cup [0.5, 1]$.

3.3.8 Inégalité de Markov :

Pour en théorie des probabilités, les inégalités sont utiles pour obtenir une limite les quantités qui pourraient autrement être difficiles à calculer. L'inégalité de Markov donne une borne supérieure de la probabilité qu'une variable aléatoire réelle à valeurs positives soit supérieure ou égale à une constante positive. Soit a une variable aléatoire discrète infinie à valeurs non négatives et admettant une espérance $\mu(X)$. Soit $a > 0$.

$$\mathbb{P}(X \geq a) \leq \frac{\mu(X)}{a}, \forall a > 0 \quad \text{Équation 3-8}$$

3.3.9 Affectation des valeurs de couleur et d'opacité :

Pour l'affectation des propriétés optiques (couleur RGB et opacité A) au volume, nous utilisons :

- La corrélation statistique :

Après le calcul des corrélations entre les bins (classes), nous intéressons sur les bins qui ont des corrélations fortes et ignorons les autres.

- L'asymétrie (Skewness) :

En utilisation de l'asymétrie (skewness), déjà calculé pour chaque bin, nous pouvons afficher que les bins ont un skewness (positif / négatif) ou qui appartient à un intervalle donné.

3.4 Conclusion :

Dans ce chapitre de la conception, nous avons présenté l'architecture du rendu volumique, qui l'architecture générale de notre système, après nous allons vers la présentation les types de FT utilisés dans notre système (FT manuelle, prédéfinis et semi-automatique), enfin nous avons détaillé la conception de la FT semi-automatique basée sur l'histogramme avec les notions et termes statistique utilisés, tels que le voisinage, la moyenne, l'écart-type, l'asymétrie et la corrélation statistique. L'implémentations et les résultats de notre système, nous allons les présenter dans le chapitre suivant.

Chapitre 4. Implémentation

4.1 Introduction :

Tout d'abord, avant l'application de notre méthode pour la génération semi-automatique d'une FT, nous essayons de créer des FT manuelles pour la comparaison des résultats obtenues par la FT semi-automatique. Pour cela, nous allons d'abord présenter les outils et matériels utilisés avec les séries DICOM utilisées comme données d'entrée de notre application. Les résultats des FT prédéfinies et ceux de semi-automatiques sont décrits avec comparaisons.

4.2 Outils et matériels utilisés

La méthode est implémentée en utilisant VTK (Visualisation Toolkit, 2017) version 8.0.1 [VTK]. VTK est une bibliothèque portable de visualisation de données scientifiques écrite en C++ et orientée objet. Elle permet de faire des traitements sur ces données en créant très simplement une chaîne d'algorithmes pour produire au final une image 2D/3D. Son grand avantage est son large spectre d'applications (du traitement de l'image à la visualisation de données volumiques).

Les exemples et les tests ont été effectués sur un PC HP Intel i5-Core 7e génération (i5-7200U) avec 2,5 GHz et 4 Go de RAM équipé d'un GPU RADEON 520 de 2 Go de RAM.

4.3 Données

Dans notre mise en œuvre, nous utilisons uniquement les données volumiques médicales obtenues au moyen des appareils et des scanners tels que l'IRM et CT.

4.3.1 Dicom

Le but de cette section est de présenter la norme DICOM et la manipulation des fichiers correspondants [B. Gibaud, 2008], [M. Mustra et al., 2008] et [O.S. Pinykh, 2012].

4.3.1.1 Généralité

DICOM. (Digital Imaging and Communication in Medicine) désigne la norme pour les fichiers numériques créés lors d'examens d'imagerie médicale en définissant une méthode de communication pour les différents équipements d'imagerie médicale numérique. Elle est maintenant utilisée par la plupart des fabricants de matériel d'imagerie médicale. Elle représente un progrès réel car elle permet de prédire la possibilité d'interconnexion des appareils à partir d'un Document de Conformité ou " Conformance Statement " émis pour chacune des machines respectant cette norme. Cette norme recouvre aussi les spécifications concernant leur archivage et leur transmission en réseau (aspects particulièrement importants dans le milieu médical). Indépendant des technologies (scanner, IRM, etc.), et des constructeurs, elle permet de standardiser l'accès aux résultats d'imagerie médicale.

Ainsi la norme permet aux équipements de communiquer localement, à distance ou au travers d'un média en assurant la compatibilité des équipements et en éliminant les formats propriétaires. Outre les images numériques issues des examens médicaux, les fichiers DICOM véhiculent aussi nombre d'informations textuelles concernant le patient (état civil, âge, poids, etc.), l'examen réalisé (région explorée, technique d'imagerie utilisée, etc.), la date d'acquisition, le praticien etc. Ces fichiers peuvent contenir plusieurs « tranches » ou images représentant les différents calques d'une numérisation et ils ne peuvent être lus et modifiés que par des logiciels spécialisés [B. Preim and C. Botha, 2014].

DICOM est la norme la plus courante pour le transfert des images numériques médicales ayant pour but d'obtenir les images du patient ainsi que toutes les informations associées dans un format identique permettant l'interconnection et l'interaction ("interoperability") des équipements et le transfert des données. La principale originalité des fichiers issus d'examens d'imagerie médicale réside dans leur capacité à stocker des données brutes bien au-delà de ce que peut distinguer l'œil humain sur un écran, et sur lesquelles les médecins peuvent travailler ultérieurement sans perte d'information. Il est possible de visualiser la totalité d'un examen dans l'ordre chronologique et par séries (par exemple coupes avant injection, coupes après injection, reconstructions selon un autre plan de coupe etc.).

4.3.1.2 Pourquoi un format spécifique pour les images médicales ?

a. Identification unique des images produites

Un Service de Radiologie produit plusieurs milliers d'images chaque jour, ainsi, un scanner, travaillant au rythme de 3 patients par heure produit environ 150 images par heures, et il n'est pas possible de classer ces images dans un format courant de type JPEG ou GIF car il aurait un risque de pertes des données démographiques de l'images, (nom du patient, type d'examen, hôpital, date d'examen, type d'acquisition etc...). Le format DICOM permet de rendre unique chaque image produite et de leur associer des informations spécifiques. Ainsi chaque image est autonome, si elle est perdue, reproduite ou renommée, il est toujours possible d'identifier formellement son origine, le patient, la date, la série d'où elle provient, les paramètres d'acquisition etc.

Le format n'est pas rigide, il contient des informations obligatoires et d'autres optionnelles. Plusieurs numéros d'identification uniques UID ("Unique Identifier") sont générés automatiquement par les machines DICOM et obligatoirement présents dans chaque image DICOM. Il ne peut pas exister deux UID identiques pour désigner des informations différentes, ceci quel que soit la machine et sa localisation, ainsi l'UID d'une série d'images est spécifique à une date, un patient, une étude, un hôpital et une machine donnée. Cette identification est

nécessaire non seulement pour des raisons médicales et médico-légales, mais aussi pour permettre aux machines la formation et la gestion de bases de données.

b. Le format est indépendant des machines et des protocoles de communication

La norme DICOM est utilisée au niveau "applicatif" c'est à dire elle permet la communication d'un programme à un autre, ceci sous-entend que les connexions de bas niveau, câblages et protocoles réseaux soient établies.

c. Le format utilise un vocabulaire contrôlé

Il est important que d'une machine à l'autre le vocabulaire soit identique ainsi, on identifie les données de façon universelle quel que soit la machine. DICOM utilise la norme SNOMED mise au point par les anatomo-pathologistes (Systemized Nomenclature for Medicine).

d. La norme peut être facilement révisée et modifiée grâce à la multiplicité des Documents de Référence. Actuellement la norme DICOM se compose de 12 parties auxquelles s'ajoutent des suppléments. La rédaction de cette norme suit des directives strictes établies par le comité ISO.

e. Le Format DICOM est adaptable aux autres spécialités médicales. Ainsi ce format est déjà adopté par les cardiologues, les dentistes, les anatomopathologistes et les gastro-entérologues.

4.3.2 Les sources d'images ou modalités.

La radiologie dans le domaine médical, désigne l'ensemble des modalités diagnostiques et thérapeutiques utilisant les rayons X, ou plus généralement utilisant des rayonnements.

4.3.2.1 Modalité CT (scanner)

La tomodensitométrie se définit comme une chaîne radiologique tomographique effectuant la mesure de l'atténuation d'un faisceau de rayons X à la traversée d'un volume anatomique avec reconstruction matricielle d'une image numérisée. Les images acquises ont une résolution de 512 x 512 et sont obtenues en séries ou coupes à partir de lesquels une reconstruction volumique (3D) est possible où la taille de chaque image est de 0.5 Mo par image (noir et blanc) avec une possibilité de reconstruction 3D en couleur. Un examen normal peut construire quatre séries chacune d'elles est composée de 50 images (25 Mo).

4.3.2.2 Modalité MR (IRM)

L'utilisation des champs magnétiques statiques et dynamiques (radiofréquences) permet aussi dans des conditions particulières d'exciter les atomes d'hydrogène et en retour de coder une image de leur répartition dans les tissus, permettant une étude des organes internes sans irradiation de l'organisme. Le résultat de chaque examen est un ensemble de séries d'images telles que de 50 images (25 Mo) ou de 100 images (50 Mo) avec la possibilité de la reconstruction volumique (3D) à partir des coupes. La résolution de l'image est 512 x 512 ou 256x256 avec 0,5 Mo par image (noir et blanc).

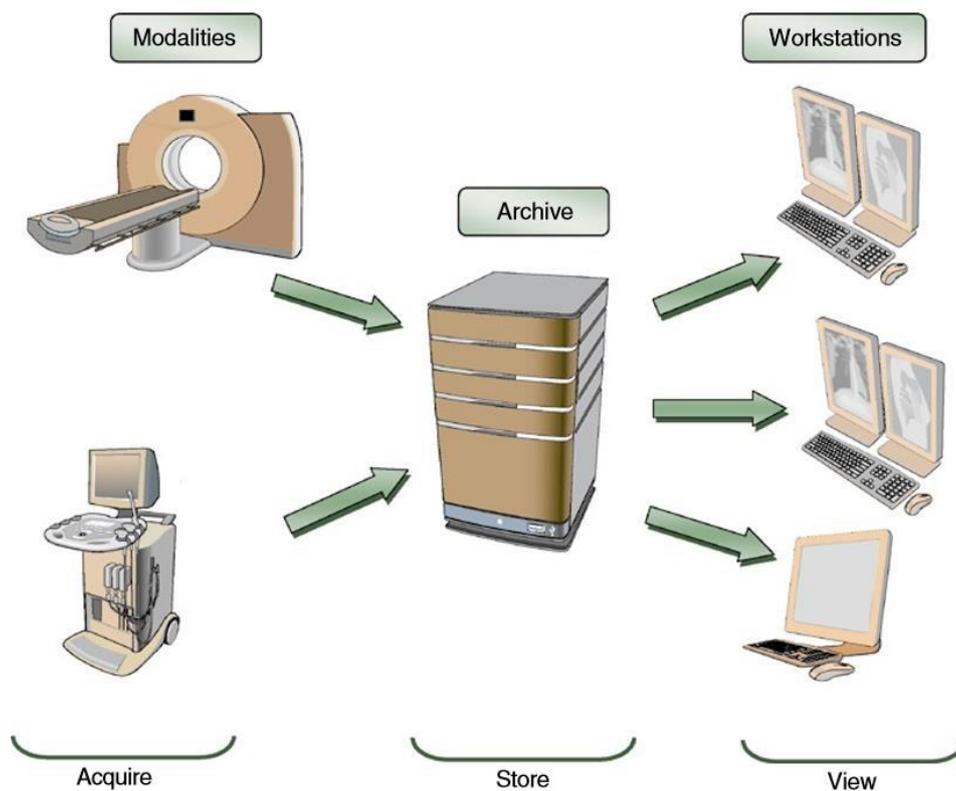


Figure 4-1 Les modalités stockent les images dans des archives digitales qui sont accessibles par les radiologues afin de visualiser les images sur des stations

Les fichiers DICOM véhiculent aussi un nombre d'informations textuelles ou spécifiques qui sont appelées aussi DICOM Tag Header. Ces informations concernent le patient (état civil, âge, poids, etc.), l'examen réalisé (région explorée, technique d'imagerie utilisée, etc.), la date d'acquisition, le praticien etc. Ces informations sont perdues si le fichier n'est pas enregistré en DICOM.



Figure 4-2 Format DICOM.

4.3.2.3 Description des ensembles de données DICOM utilisés

Durant la validation de notre méthode, nous avons utilisé sept (07) séries DICOM : SD0, SD1, SD2, SD3, SD4, SD5, et SD6 tel que chacune d'elles est une série de coupes CT où les images sont ordonnées chronologiquement (Tableau 4-1).

Pour qu'un radiologue puisse écrire un compte rendu d'un examen ou qu'un médecin puisse prendre une décision d'un traitement, il doit examiner et lire les images une après l'autre d'une façon individuelle ce qui perd beaucoup de temps sans avoir une idée globale sur la série.

Série DICOM	Résolution	Nombre d'image	Minimum valeurs (d_{min})	Maximum valeurs (d_{max})	Description
SD0	512x512	404	-1024	3071	Tête + poitrine d'une femme
SD1	512x512	199	-1024	1351	Poitrine d'un homme (coupes transversales)
SD2	512x438	512	-1024	33610	Poitrine d'une femme (coupes longitudinales)
SD3	512x512	350	-1024	1838	Une jambe
SD4	168x168	81	0	9477	Fantôme d'animal de compagnie de qin
SD5	512x512	239	-3024	3071	Tête + poitrine d'un homme
SD6	512x512	250	-1024	1693	Un pied/cheville d'un adulte

Tableau 4-1 Les séries DICOM (SD0, SD1, SD2, SD4 et SD5) téléchargées à partir du site NBIA (National Biomedical Imaging Archive) de USA institut national de cancer NCI (<https://imaging.nci.nih.gov>) [NBIA]

Exemple des images DICOM (2D) de la série SD0 (Figure 4-3).

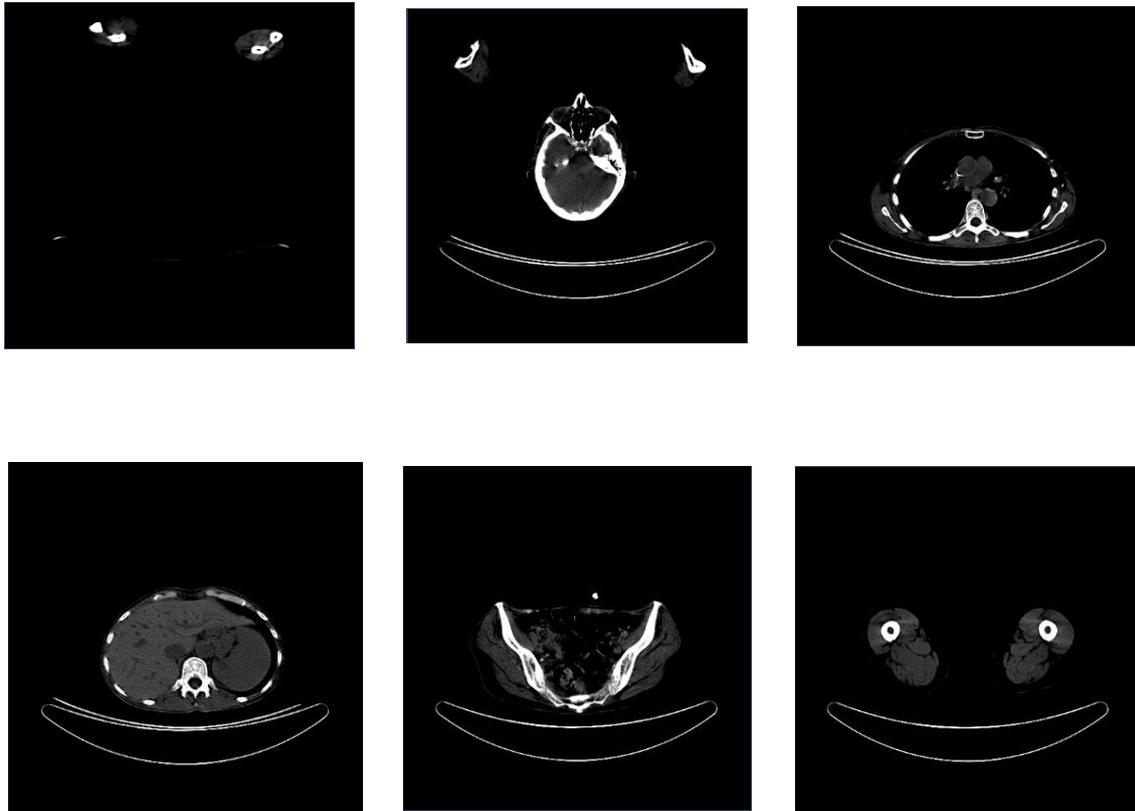


Figure 4-3 Quelques images de la série SD0. Les images données ici ont respectivement les numéros 1/404, 45/404, 160/404, 216/404, 320/404 et 404/404

4.4 Application des FT générées :

La génération d'une FT manuelle nécessite des connaissances et expériences dans la médecine (médecin ou radiologue) plus des connaissances en informatique. Pour les FT prédéfinis, les classes sont déjà créées, par des experts ou par l'essai et d'erreur jusqu'à l'obtention des résultats satisfaisants, **exemple : la création de FT7 par l'essai** (voir Tableau 4-2, Figure 4-4 et Figure 4-5) :

Classes	Couleur + opacité (RGBA)	Observations
-1024 à -501	(0.0, 0.0, 0.0, 0.00)	(Fonction de transfert FT7) 9 classes.
-500 à -1	(1.0, 1.0, 0.0, 0.10)	
0 à 349	(0.0, 0.1, 0.0, 0.20)	
350 à 499	(0.4, 0.7, 1.0, 0.40)	
500 à 899	(1.0, 0.5, 0.3, 0.50)	
900 à 1499	(0.9, 0.3, 0.7, 0.70)	
1500 à 1999	(1.0, 0.2, 0.3, 0.30)	
2000 à 2499	(0.1, 1.0, 0.9, 0.90)	
2500 au d_{max}	(0.5, 0.3, 1.0, 0.85)	

Tableau 4-2 : Exemple d'une FT créée manuellement (FT7)

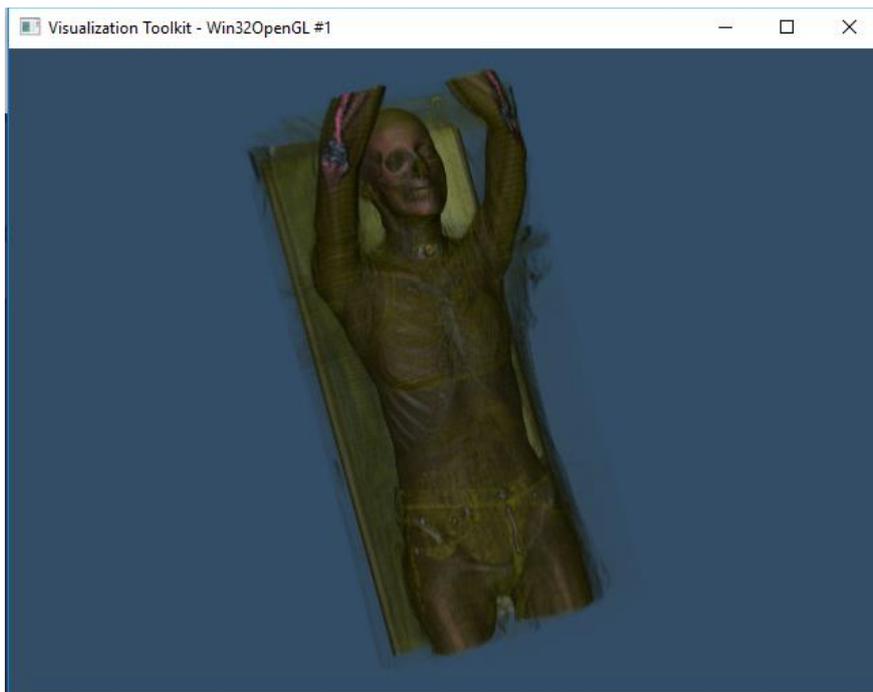


Figure 4-4 Résultat final après plusieurs modifications sur la FT

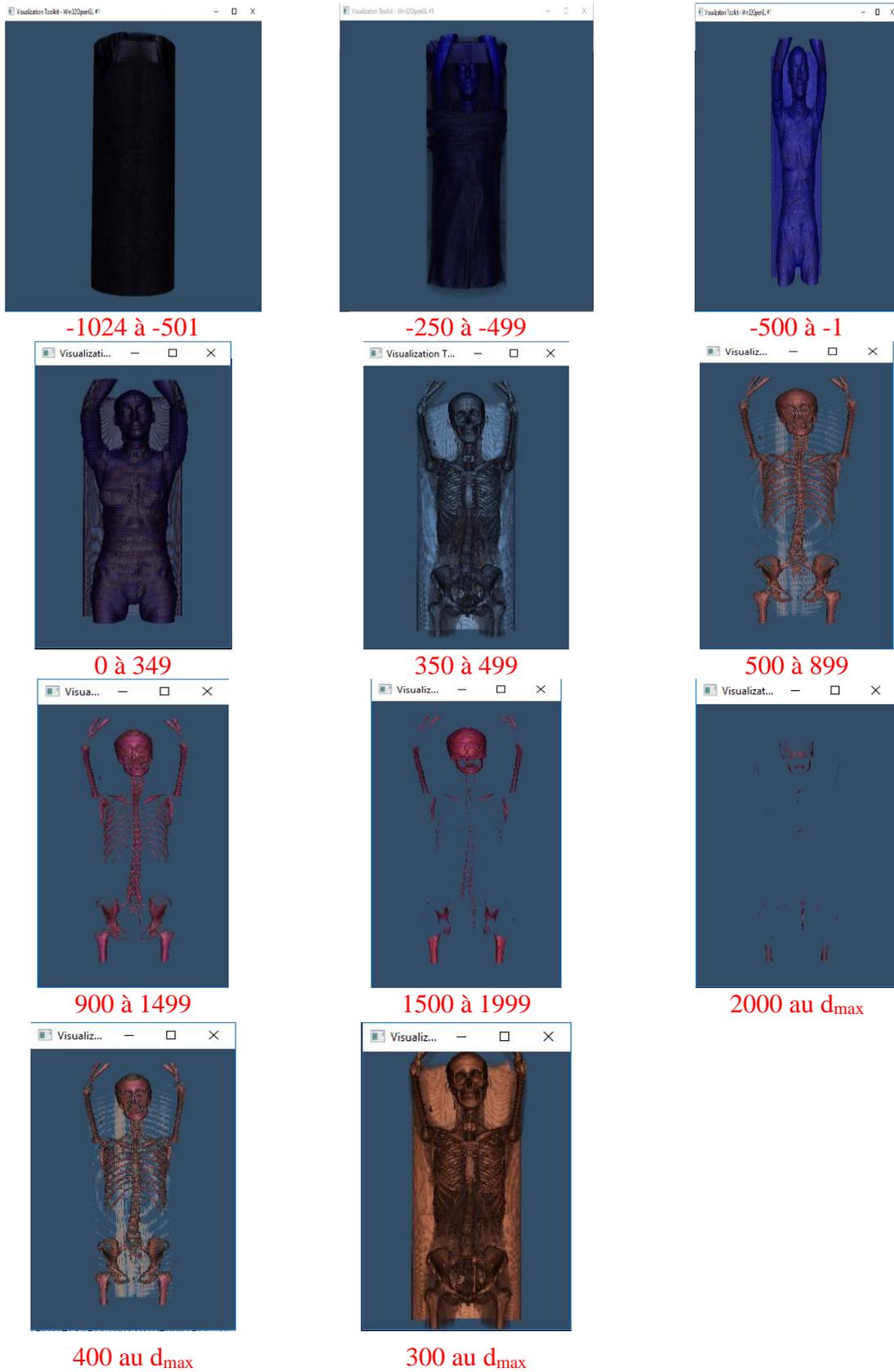


Figure 4-5: modification de la fonction de transfert pour déterminer les classes (en donnant chaque fois une classe opaque ($A = 1$) et les autres transparentes ($A = 0$))

Ensuite, on a créé sept (07) FT prédéfinis (Tableau 4-3 et Tableau 4-4) et les appliquées sur les 7 séries DICOM.

Fonction de transfert	Classes	Couleur et opacité (R, G, B, A)	Observations
FT1	-1024 à -501	(0.0, 0.0, 0.0, 0.0)	6 classes
	-500 à -251	(0.0, 0.0, 0.0, 0.1)	
	-250 à -1	(0.2, 0.5, 0.1, 0.2)	
	0 à 299	(0.5, 0.2, 0.5, 0.45)	
	300 à 359	(0.6, 0.1, 0.3, 0.15)	
	360 au d_{max}	(1.0, 0.5, 0.3, 0)	
FT2	0 à 499	(0.0, 0.0, 0.0, 0)	Valeurs positives
	500 à 999	(1.0, 0.5, 0.3, .15)	
	1000 à 1149	(1.0, 0.5, 0.3, .3)	
	1150 au d_{max}	(1.0, 1.0, 0.9, .15)	
FT3	-3024 à -1001	(0, 0, 0, 0.5, 0.0) (0, 0.5, 0.0)	CT_Skin(Utiliser la composition et les fonctions définies pour mettre en évidence la peau dans les données CT, ne pas utiliser sur les données RGB) Avec des valeurs moyennes
	-1000 à -501	(.62, .36, .18, 0.5, 0.0) (0, 0.5, 0.0)	
	-500 à 3070	(.88, .60, .29, 0.33, 0.45) (1.0, 0.33, 0.45)	
	3071 au d_{max}	(.83, .66, 1, 0.5, 0.0) (1.0, 0.5, 0.0)	
FT4	-3024 à -17	(0, 0, 0, 0.5, 0.0) (0, 0.5, 0.0)	CT_Bone Utiliser la composition et les fonctions pour mettre en évidence l'os dans les données CT Ne pas utiliser sur les données RGB Avec des valeurs moyennes
	-16 à 640	(0.73, 0.25, 0.30, 0.49, .61) (0, .49, .61)	
	641 à 3070	(.90, .82, .56, .5, 0.0) (.72, .5, 0.0)	
	3071 au d_{max}	(1, 1, 1, .5, 0.0) (.71, 0.5, 0.0)	
FT5	-3024 à -156	(0, 0, 0, 0.5, 0.0) (0, 0.5, 0.0)	CT_Muscle (Utiliser la composition et les fonctions réglées pour mettre en évidence le muscle dans les données CT, ne pas utiliser sur les données RGB)
	-155 à 216	(.55, .25, .15, 0.5, .92) (0, 0.5, 0.92)	
	217 à 419	(.88, .60, .29, 0.33, 0.45) (.68, 0.33, 0.45)	
	420 à 3070	(1, .94, .95, 0.5, 0.0) (.83, 0.5, 0.0)	
	3071 au d_{max}	(.83, .66, 1, 0.5, 0.0) (.80, 0.5, 0.0)	

Tableau 4-3 Ensemble des FT créées manuellement (FT1, FT2, FT3, FT4 et FT5)

Fonction de transfert	Classes	Couleur et opacité (R, G, B, A)	Observations
FT6	0 à 4	(0.0)	<p>RGB_Composite (Utilisez la composition et les fonctions définies pour mettre en évidence les régions rouge / vert / bleu, dans les données RGB. Ne pas utiliser pour les données à un seul composant)</p> <p>Opacité seulement</p>
	5 à 29	(0.0)	
	30	(0.05)	
	31 à 89	(0.0)	
	90 à 99	(0.0)	
	100 à 109	(0.3)	
	110 à 189	(0.0)	
	190 à 199	(0.0)	
	200 à 209	(0.4)	
	210 à 244	(0.0)	
	245 à 254	(0.0)	
	255 au d_{max}	(0.5)	
FT7	-1024 à -501	(0.0, 0.0, 0.0, 0.00);	
	-500 à -1	(1.0, 1.0, 0.0, 0.1);	
	0 à 349	(0.1, 0.0, 0.0, 0.2);	
	350 à 499	(0.4, 0.7, 1.0, 0.4);	
	500 à 899	(1.0, 0.5, 0.3, 0.5);	
	900 à 1499	(0.9, 0.3, 0.7, 0.7);	
	1500 à 1999	(1.0, 0.2, 0.3, 0.3);	
	2000 à 2499	(0.1, 1.0, 0.9, 0.9);	
	2500 au d_{max}	(0.5, 0.3, 1.0, 0.85);	

Tableau 4-4 Suite des FT créées manuellement (FT6 et FT7)

4.5 Résultats et analyse :

Les résultats sont répartis en deux (2) parties : l'application des FT prédéfinies sur tous les séries DICOM et l'autre partie, l'application de notre FT semi-automatique sur la série SD4, enfin l'analyse des résultats.

4.5.1 Application des FT prédéfinies.

Pour chaque série DICOM (de SD0 à SD6) nous appliquons les sept FT prédéfinies, par présenter les images 2D de la série et les résultats comme suit :

4.5.1.1 Les résultats pour SD0.

Images 2D

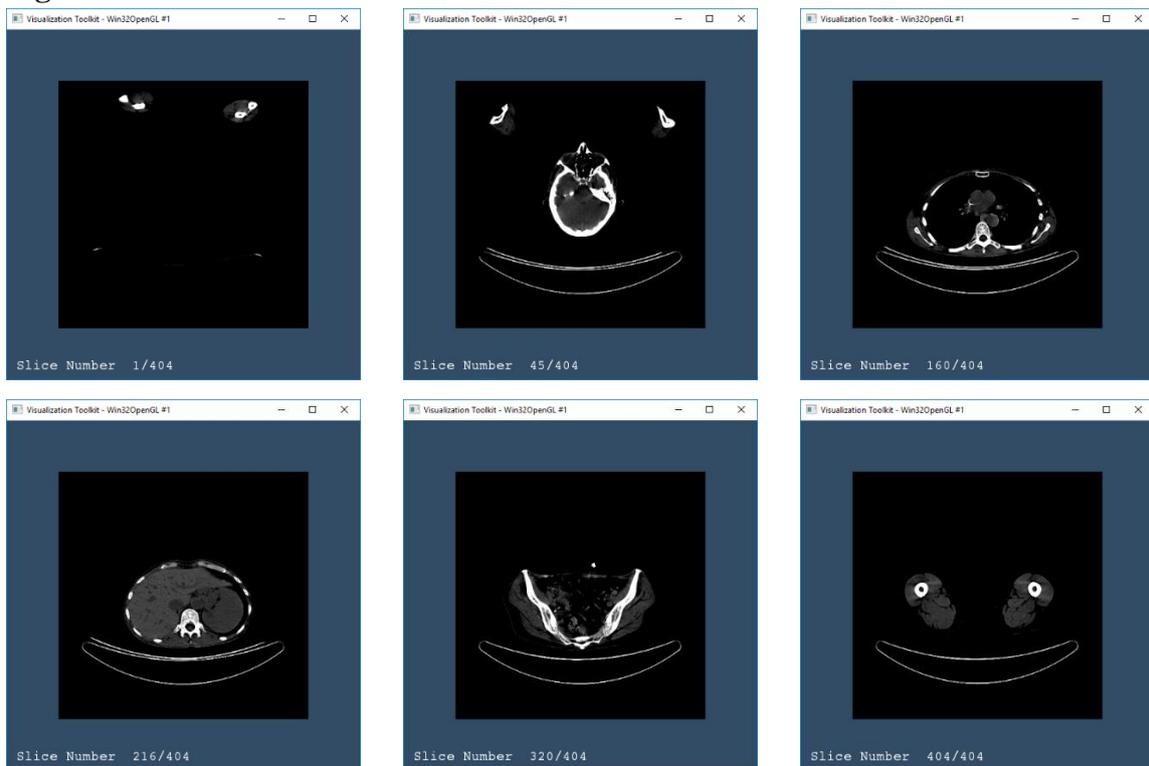


Figure 4-6 Quelques images de la série SD0. Les images données ici ont respectivement les numéros 1/404, 45/404, 160/404,216/404, 320/404 et 404/404

Résultats d'application des FT prédéfinies sur SD0 sont présentés dans les figures suivantes.

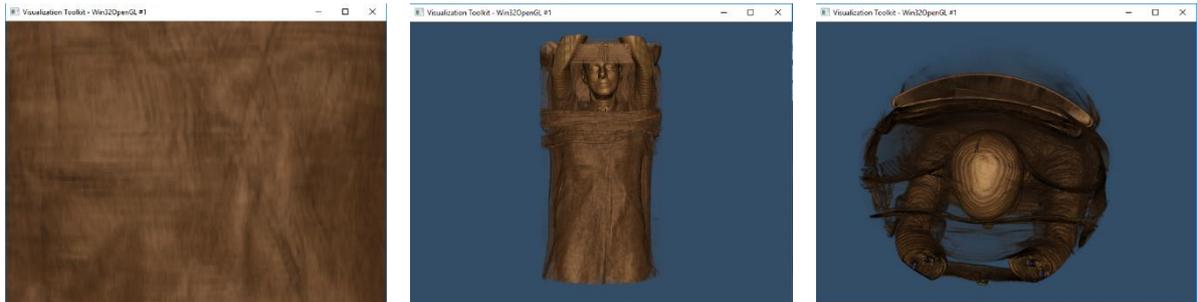


Figure 4-7 Quelques positions d'application de la TF01 sur SD0



fps: 0.0576469.temps:17.347s fps: 1.0846. temps: 0.922 s fps: 1.12233. temps: 0.891 s

Figure 4-8 Quelques positions d'application de la TF02 sur SD0



fps:0.056322.temps:17.755 s fps: 0.716332. temps:1.396 s fps: 0.492126.temps: 2.032 s

Figure 4-9 Quelques positions d'application de la TF03 sur SD0



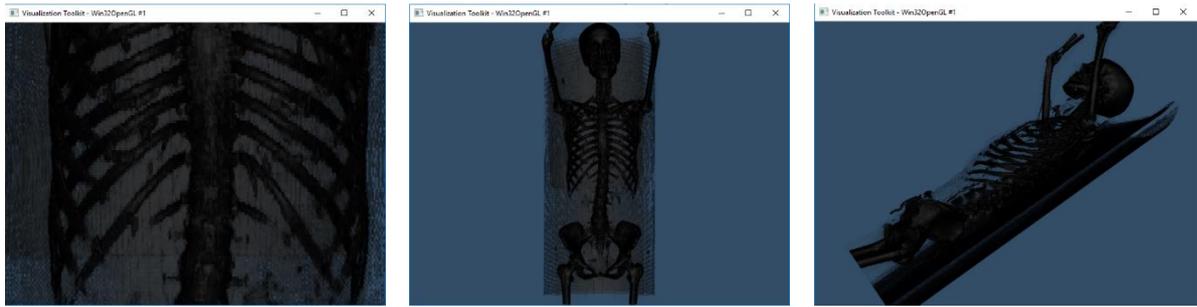
fps:0.06456. temps:15.489s fps: 1.87266. temps: 0.534 s fps: 1.25. temps: 0.8 s

Figure 4-10 Quelques positions d'application de la TF04 sur SD0



fps: 0.062519.temps: 15.99 s fps: 1.65289. temps: 0.605 s fps: 1.25 temps: 0.8 s

Figure 4-11 Quelques positions d'application de la TF05 sur SD0



fps: 0.06368. temps: 15.703s fps: 1.62075. temps: 0.617 s fps: 1.22249. temps: 0.818 s.

Figure 4-12 Quelques positions d'application de la TF06 sur SD0



fps: 0.04004. temps: 24.973s fps: 0.27855. temps: 3.59 s fps: 0.244738. temps: 4.086s

Figure 4-13 Quelques positions d'application de la TF07 sur SD0

4.5.1.2 Les résultats pour SD1.

Images 2D :

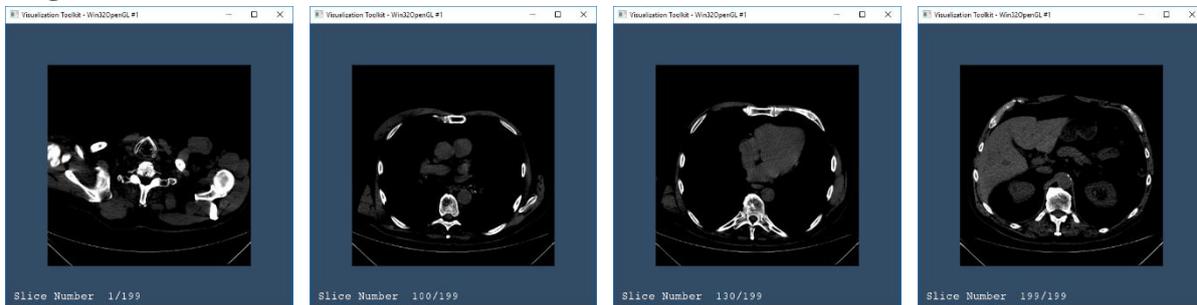


Figure 4-14 Quelques images de la série SD1. Les images données ici ont respectivement les numéros 1/199, 100/199, 130/199 et 199/199

Résultats d'application des FT prédéfinies sur SD1: sont présentés dans les figures suivantes :



fps: 0.0726691. temps: 13.761s fps: 0.341064. temps: 2.932 s fps: 0.391543. temps: 2.554 s

Figure 4-15 Quelques positions d'application de la TF01 sur SD1



fps: 0.0772559. temps: 12.944s fps: 0.443656. temps: 2.254 s fps: 0.450045. temps: 2.222 s

Figure 4-16 Quelques positions d'application de la TF02 sur SD1



fps: 0.0831739. temps: 12.023s fps: 0.716332. temps: 1.396 s fps: 0.633714. temps: 1.578 s

Figure 4-17 Quelques positions d'application de la TF03 sur SD1



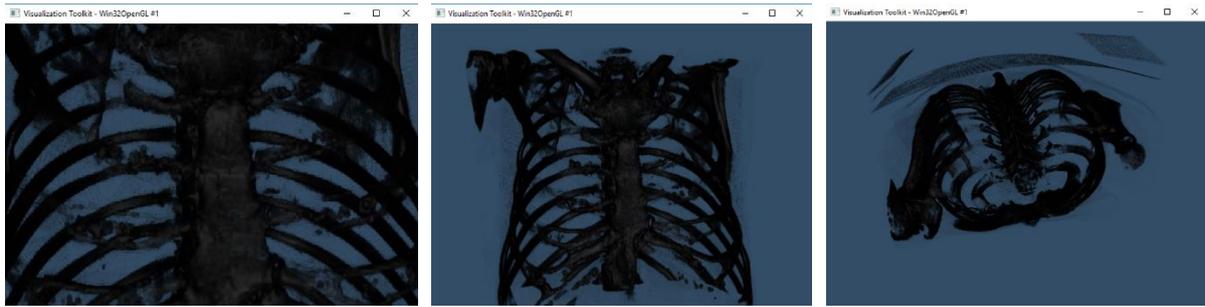
fps: 0.082135. temps: 12.175 s fps: 0.993049. temps: 1.007 s fps: 1.25156. temps: 0.799 s

Figure 4-18 Quelques positions d'application de la TF04 sur SD1



fps: 0.0997705. temps: 10.023s fps: 0.718907. temps: 1.391 s fps: 1.05597. temps: 0.947 s

Figure 4-19 Quelques positions d'application de la TF05 sur SD1



fps: 0.105753. temps: 9.456 s fps: 0.768049. temps: 1.302 s fps: 1.16686. temps: 0.857 s

Figure 4-20 Quelques positions d'application de la TF06 sur SD1



fps: 0.0770238 temps: 12.983s fps: 0.197981 temps: 5.051 s fps: 0.322893 temps: 3.097 s

Figure 4-21 Quelques positions d'application de la TF07 sur SD1

4.5.1.3 Les résultats pour SD2.

Images 2D :

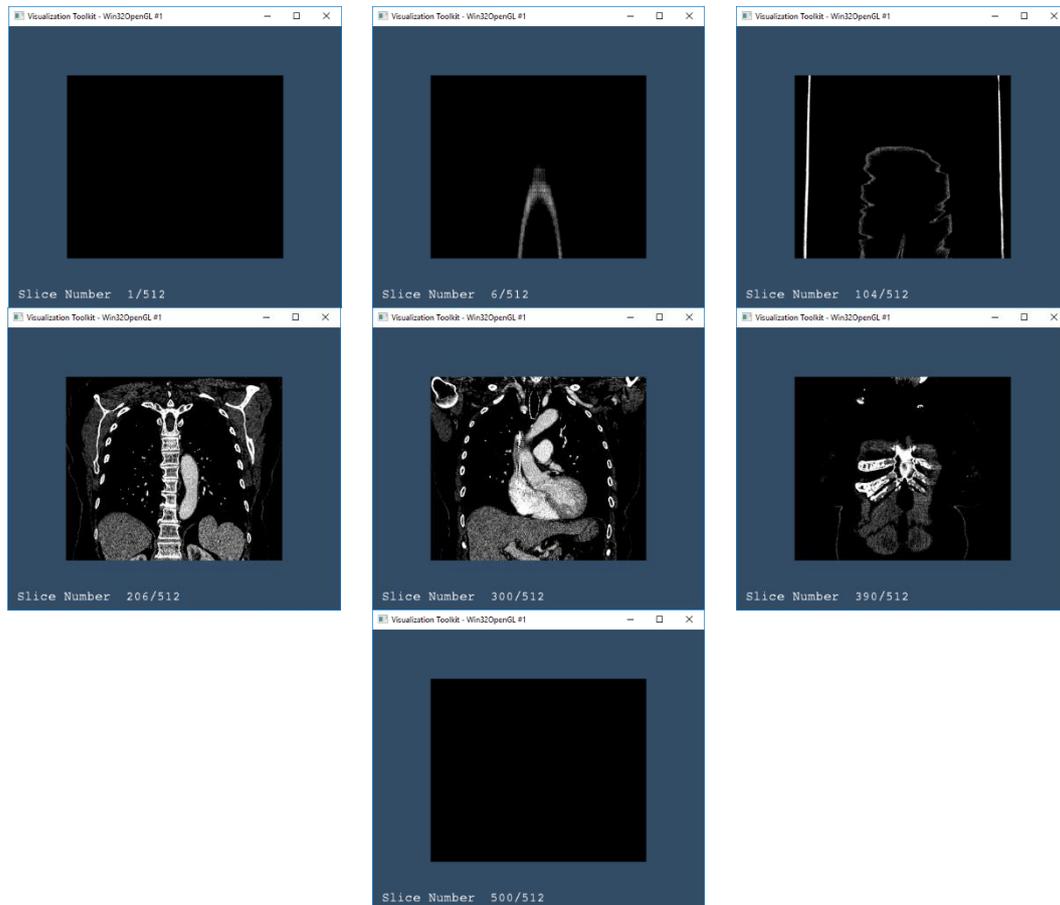
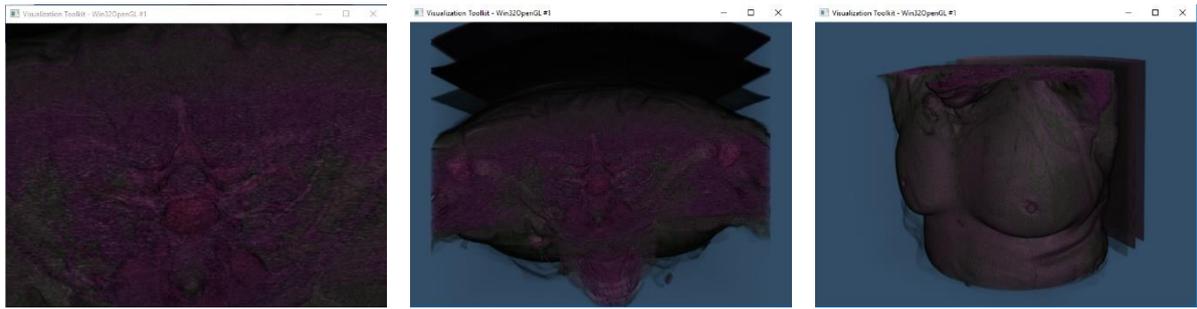


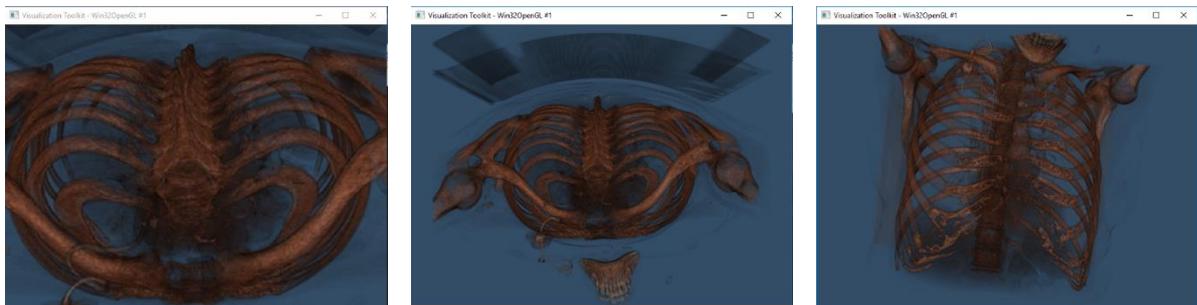
Figure 4-22 Quelques images de la série SD2. Les images données ici ont respectivement les numéros 1/512, 6/512, 104/512, 206/512, 300/512, 390/512 et 512/512

Résultats d'application des FT prédéfinies sur SD2 sont présentés dans les figures suivantes :



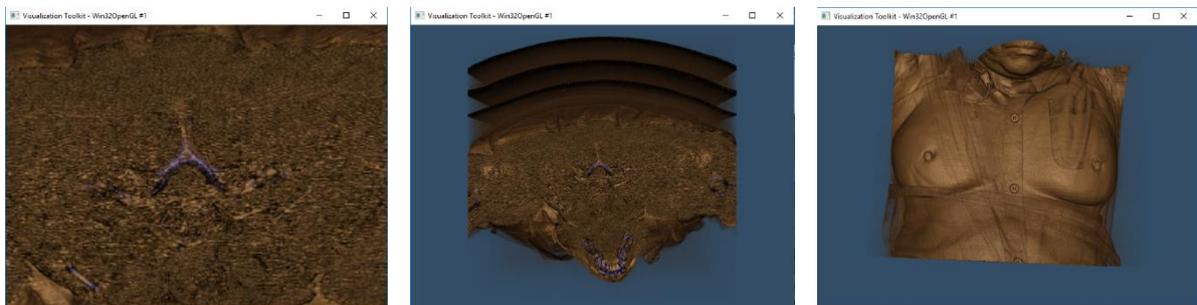
fps: 0.0421053 temps: 23.75 s fps: 0.265463 temps: 3.767 s fps: 0.328299 temps: 3.046 s

Figure 4-23 Quelques positions d'application de la TF01 sur SD2



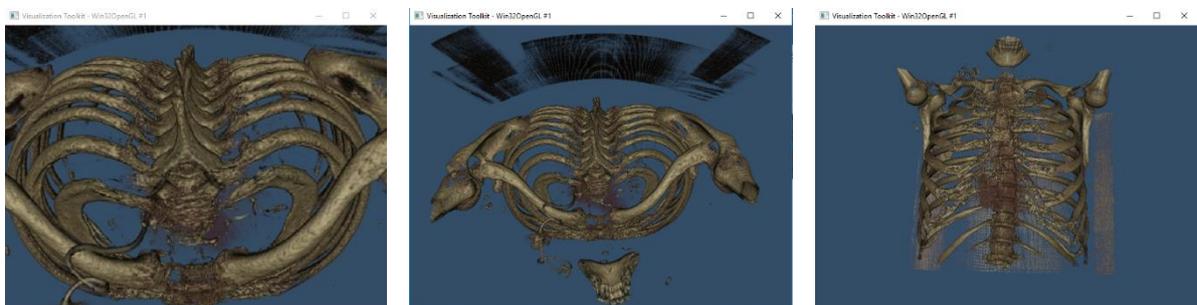
fps: 0.0383142 temps: 26.1 s fps: 0.475737 temps: 2.102 s fps: 0.373413 temps: 2.678 s

Figure 4-24 Quelques positions d'application de la TF02 sur SD2



fps: 0.0449964 temps: 22.224 s fps: 0.773994 temps: 1.292 s fps = 0.573066 temps: 1.745 s

Figure 4-25 Quelques positions d'application de la TF03 sur SD2



fps: 0.0437178 temps: 22.874 s fps: 0.979432 temps: 1.021 s fps: 0.966183 temps: 1.035 s

Figure 4-26 Quelques positions d'application de la TF04 sur SD2

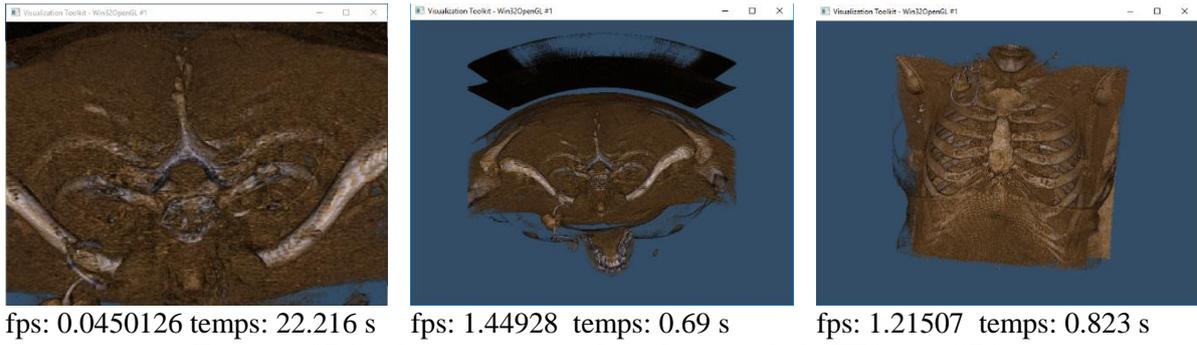


Figure 4-27 Quelques positions d'application de la TF05 sur SD2

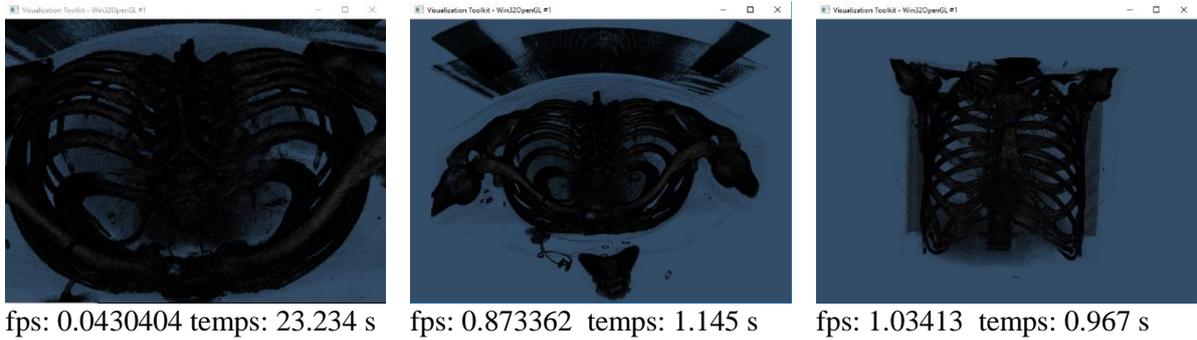


Figure 4-28 Quelques positions d'application de la TF06 sur SD2

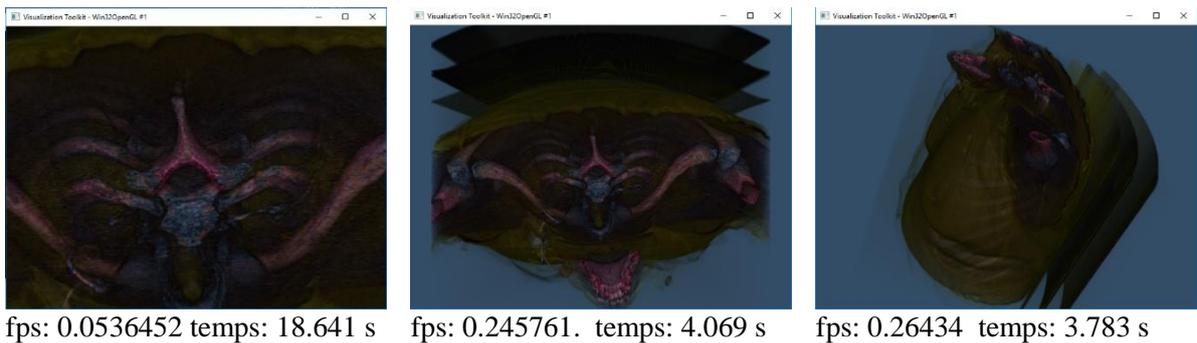


Figure 4-29 Quelques positions d'application de la TF07 sur SD2

4.5.1.4 Les résultats pour SD3.

Images 2D :

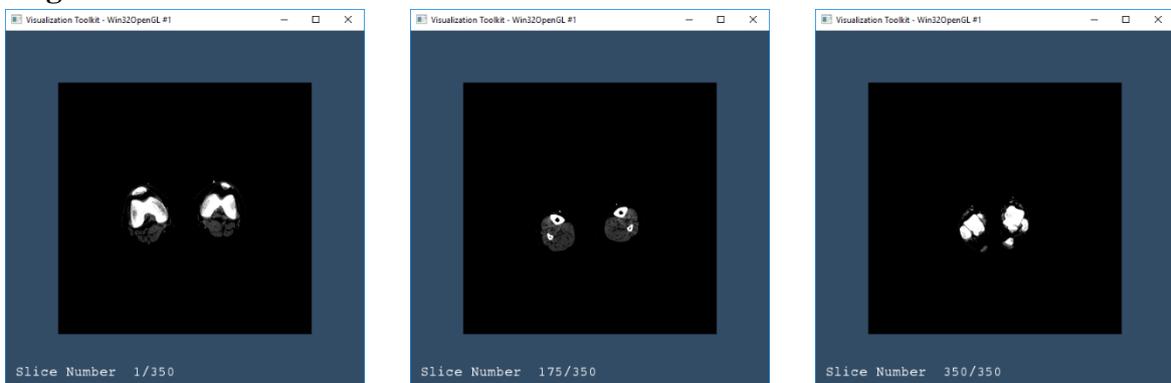


Figure 4-30 Quelques images de la série SD3. Les images données ici ont respectivement les numéros 1/350, 175/350 et 350/350

Résultats d'application des FT prédéfinies sur SD3 sont présentés dans les figures suivantes :



fps: 0.0343336 temps: 29.126 s fps: 0.0883704 temps: 11.316 s fps: 0.156814 temps: 6.377 s

Figure 4-31 Quelques positions d'application de la TF01 sur SD3



fps: 0.0584761 temps: 17.101 s fps: 0.852515 temps: 1.173 s fps: 0.642674 temps: 1.556 s

Figure 4-32 Quelques positions d'application de la TF02 sur SD3



fps: 0.0516742 temps: 19.352 s fps: 0.315856 temps: 3.166 s fps: 0.224115 temps: 4.462 s

Figure 4-33 Quelques positions d'application de la TF03 sur SD3



fps: 0.0541126 temps: 18.48 s fps: 1.19474 temps: 0.837 s fps: 1.00908 temps: 0.991 s

Figure 4-34 Quelques positions d'application de la TF04 sur SD3



Figure 4-35 Quelques positions d'application de la TF05 sur SD3



Figure 4-36 Quelques positions d'application de la TF06 sur SD3

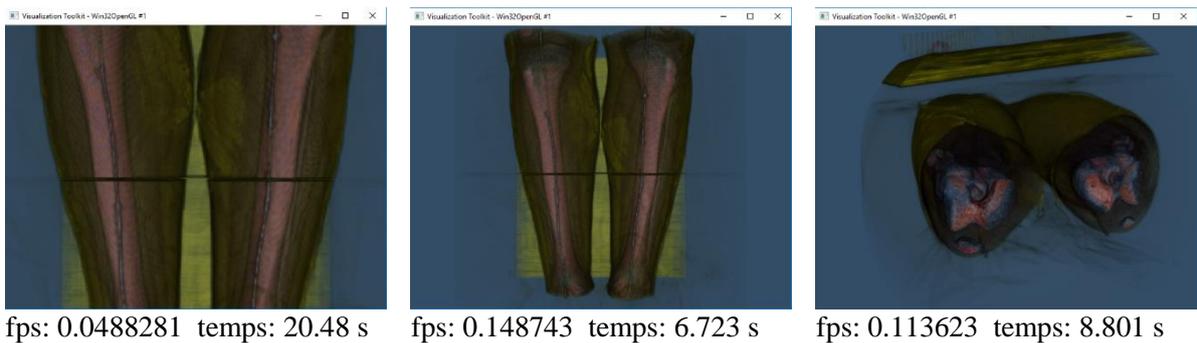


Figure 4-37 Quelques positions d'application de la TF07 sur SD3

4.5.1.5 Les résultats pour SD4.

Images 2D :

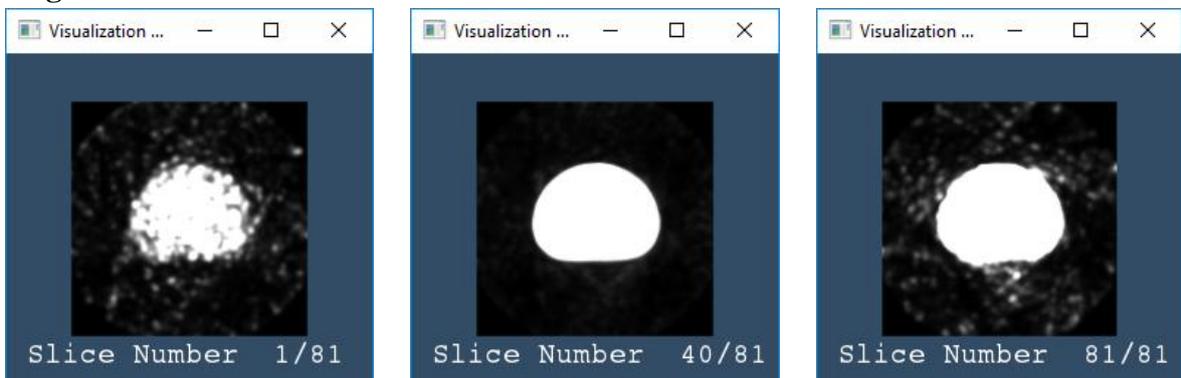
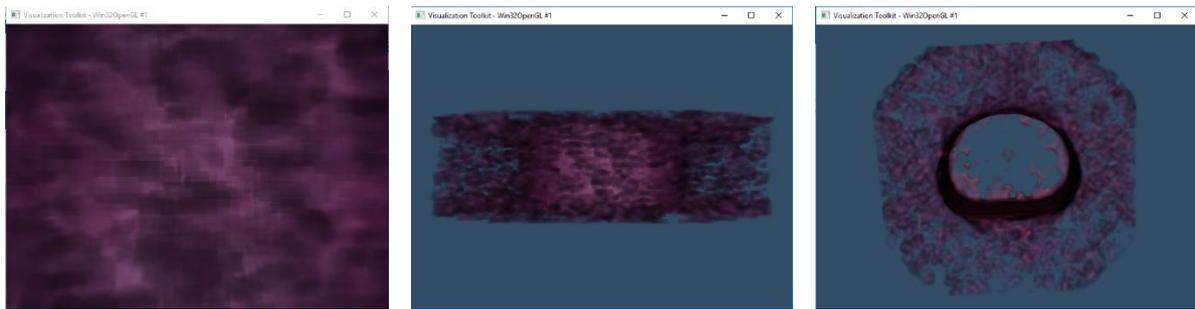


Figure 4-38 Quelques images de la série SD4. Les images données ici ont respectivement les numéros 1/81, 40/81 et 81/81

Résultats d'application des FT prédéfinies sur SD4 sont présentés dans les figures suivantes :

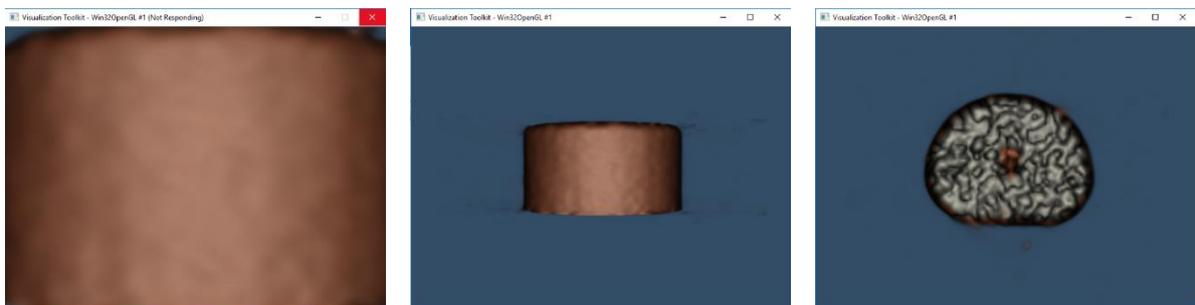


fps: 0.219394 temps: 4.558 s

fps: 1.06496 temps: 0.939 s

fps: 1.36986 temps: 0.73 s

Figure 4-39 Quelques positions d'application de la TF01 sur SD4



fps: 0.27894 temps: 3.585 s

fps: 1.06496 temps: 0.939 s

fps: 0.8881 temps: 1.126 s

Figure 4-40 Quelques positions d'application de la TF02 sur SD4



fps: 0.334336 temps: 2.991 s

fps: 1.3947 temps: 0.717 s

fps: 1.6 temps: 0.625 s

Figure 4-41 Quelques positions d'application de la TF03 sur SD4

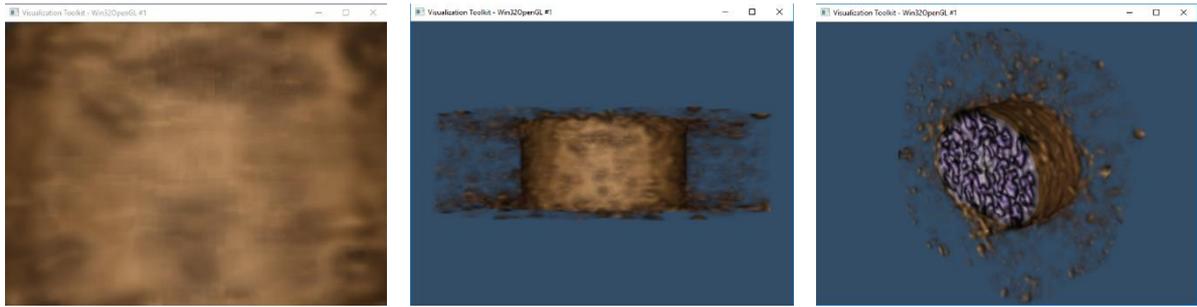


fps: 0.698324 temps: 1.432 s

fps: 3.98406 temps: 0.251 s

fps: 3.47222 temps: 0.288 s

Figure 4-42 Quelques positions d'application de la TF04 sur SD4



fps: 0.359971 temps: 2.778 s fps: 1.11857 temps: 0.894 s fps: 1.45985 temps: 0.685 s

Figure 4-43 Quelques positions d'application de la TF05 sur SD4



fps: 0.339905 temps: 2.942 s fps: 1.23609 temps: 0.809 s fps: 1.54799 temps: 0.646 s

Figure 4-44 Quelques positions d'application de la TF06 sur SD4



fps: 0.271739 temps: 3.68 s fps: 1.16009 temps: 0.862 s fps: 1.06496 temps: 0.939 s

Figure 4-45 Quelques positions d'application de la TF07 sur SD4

4.5.1.6 Les résultats pour SD5.

Images 2D :

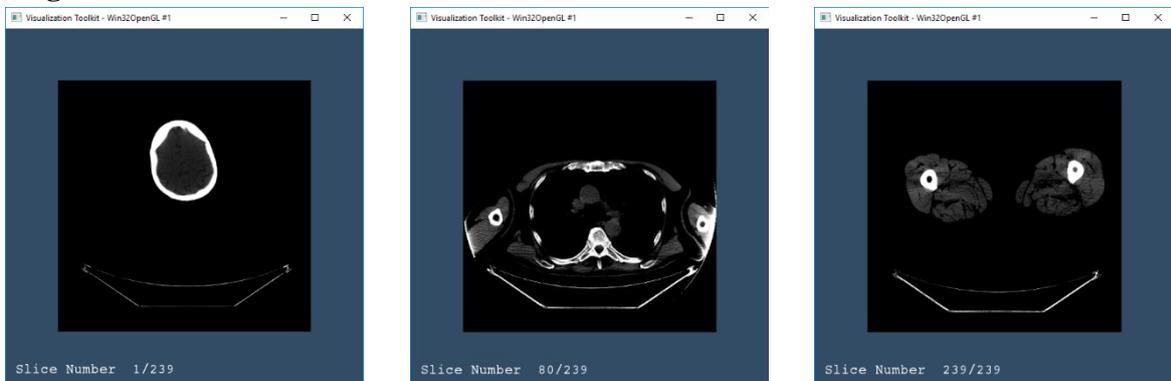
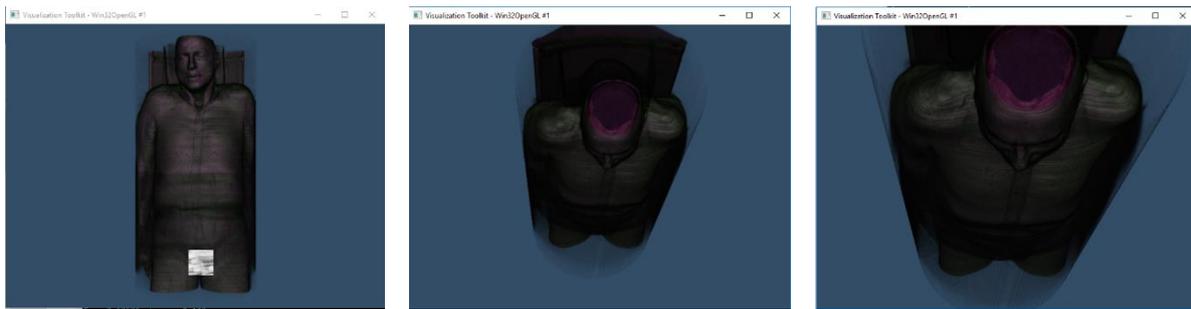


Figure 4-46 Quelques images de la série SD5. Les images données ici ont respectivement les numéros 1/239, 80/239 et 239/239

Résultats d'application des FT prédéfinies sur SD5 sont présentés dans les figures suivantes :



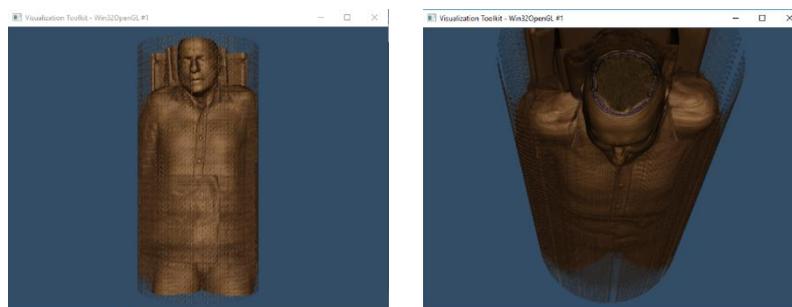
fps: 0.0513822 temps: 19.462s fps: 0.340368 temps: 2.938 s fps: 0.164826 temps: 6.067 s

Figure 4-47 Quelques positions d'application de la TF01 sur SD5



fps: 0.0554201 temps: 18.044 s fps: 0.815661 temps: 1.226 s fps: 0.269833 temps: 3.706 s

Figure 4-48 Quelques positions d'application de la TF02 sur SD5



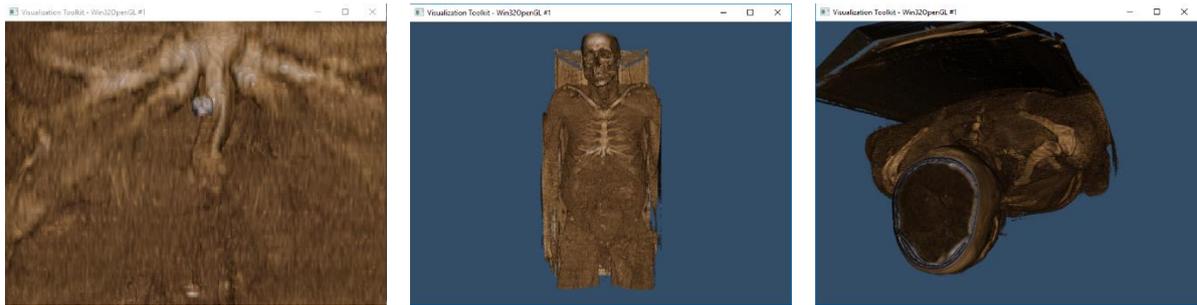
fps: 0.668896 temps: 1.495 s fps: 0.357782 temps: 2.795 s

Figure 4-49 Quelques positions d'application de la TF03 sur SD5



fps: 0.0710429 temps: 14.076 s fps: 1.5625 temps: 0.64 s fps: 0.542594 temps: 1.843 s

Figure 4-50 Quelques positions d'application de la TF04 sur SD5

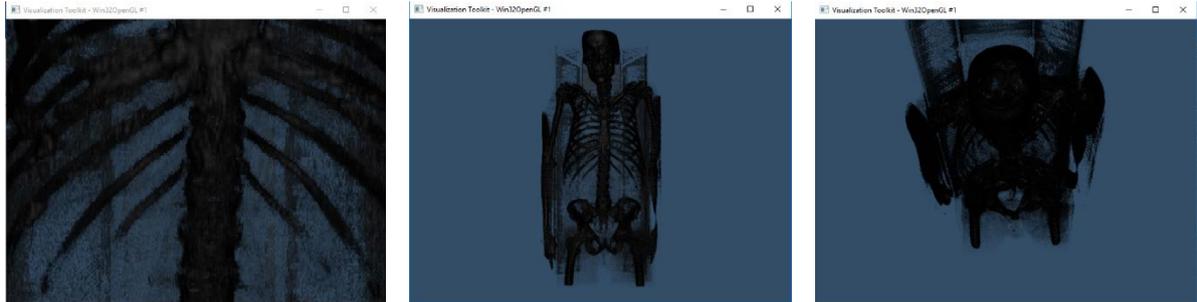


fps: 0.0725163 temps: 13.79 s

fps: 1.29534 temps: 0.772 s

fps: 0.878735 temps: 1.138 s

Figure 4-51 Quelques positions d'application de la TF05 sur SD5

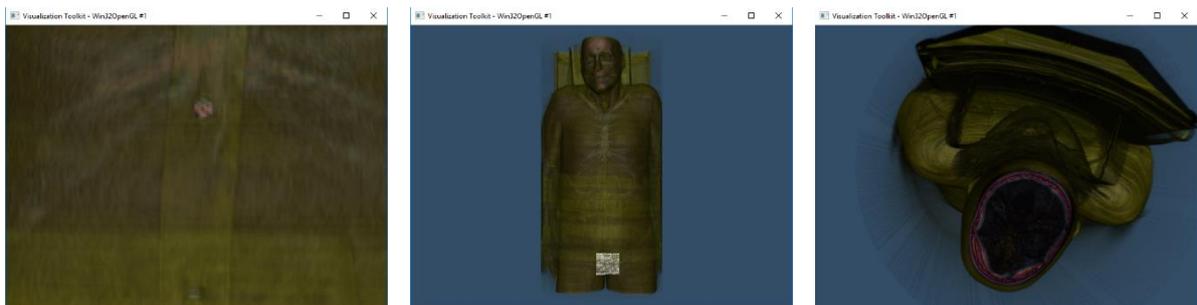


fps: 0.0663086 temps: 15.081 s

fps: 1.15075 temps: 0.869 s

fps: 1.06724 temps: 0.937 s

Figure 4-52 Quelques positions d'application de la TF06 sur SD5



fps: 0.0720202 temps: 13.885 s

fps: 0.55991 temps: 1.786 s

fps: 0.253678 temps: 3.942 s

Figure 4-53 Quelques positions d'application de la TF07 sur SD5

4.5.1.7 Les résultats pour SD6.

Images 2D :

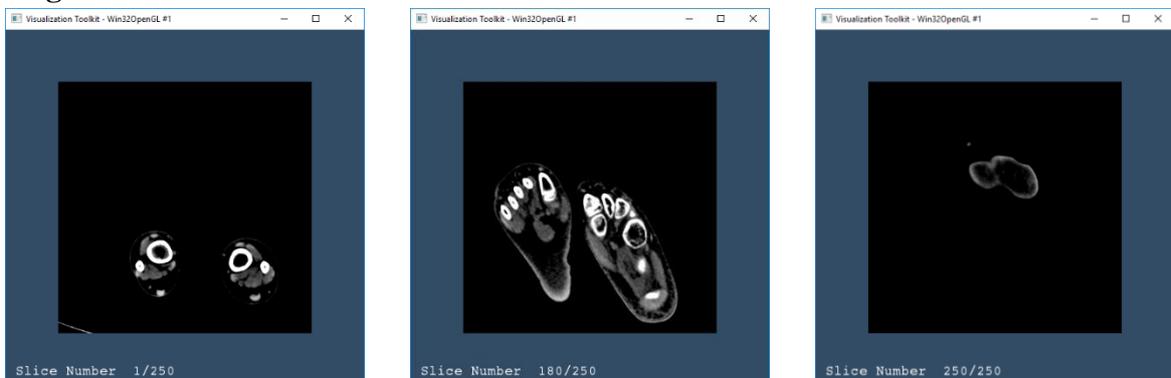
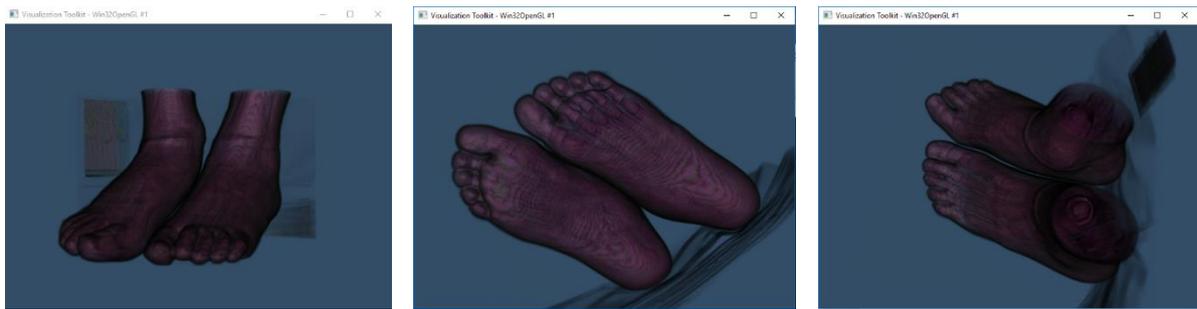


Figure 4-54 Quelques images de la série SD2. Les images données ici ont respectivement les numéros 1/250, 180/250 et 250/250

Résultats d'application des FT prédéfinies sur SD6 sont présentés dans les figures suivantes :



fps: 0.0749738 temps: 13.338 s fps: 0.203542 temps: 4.913 s fps: 0.147798 temps: 6.766 s

Figure 4-55 Quelques positions d'application de la TF01 sur SD6



fps: 0.0692521 temps: 14.44 s fps: 0.97561 temps: 1.025 s fps: 1.45138 temps: 0.689 s

Figure 4-56 Quelques positions d'application de la TF02 sur SD6



fps: 0.0723746 temps: 13.817 s fps: 0.772201 temps: 1.295 s fps: 0.59312 temps: 1.686 s

Figure 4-57 Quelques positions d'application de la TF03 sur SD6



fps: 0.079713 temps: 12.545 s fps: 1.52905 temps: 0.654 s fps: 0.662252 temps: 1.51 s

Figure 4-58 Quelques positions d'application de la TF04 sur SD6



Figure 4-59 Quelques positions d'application de la TF05 sur SD6

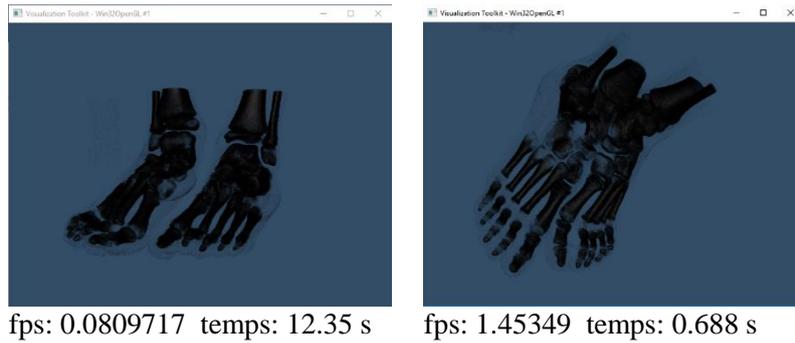


Figure 4-60 Quelques positions d'application de la TF06 sur SD6



Figure 4-61 Quelques positions d'application de la TF07 sur SD6

4.5.2 Application de notre FT semi-automatique.

Notre FT semi-automatique basée sur l'histogramme à suivre les étapes décrites par les exemples suivants :

Etape01 : Pour chaque voxel v_i : (utilisation de la série DICOM : SD0 avec $d_{\min} = -1024$ et $d_{\max} = 3071$).

- Trouver l'ensemble $\Omega(v_i)$ de densités $\{d_i\}$, c'est l'ensemble des densités de voisinage de ce voxel avec la densité minimale d_{\min} et celle maximale d_{\max} du volume,
- Création d'une image (Img_i) à partir de l'ensemble $\Omega(v_i)$ de chaque voxel v_i ,
- Utilisation de l'histogramme H_i de l'image créée, pour trouver la classe (bin_j) de la valeur maximale dans H_i , c'est la classe du voxel v_i .
- Calcul du gradient g_i .

Exemples :

- **Voxel : V(0,0,0) :**

- L'ensemble Ω des densités des voisins :

$$\Omega(v(0,0,0)) = \{-1024, -1024, -1024, -1024, -1024, -1024, -1024, -1024, 3071\}$$

- Création d'une image (Img_i) et Utilisation de l'histogramme H :

NbreBins = 10 : La classe de la valeur maximale : bin = 0, valeur = 8.

- Calcul du gradient : $g_i = -1024$.



Figure 4-62 Pour le voxel $v(0,0,0)$ de SD0 et NbreBins= 10 (a) l'histogramme; (b) consol de l'application ;

- **Voxel : V(200,200,200),**

- L'ensemble Ω des densités des voisins :

$$\Omega(v(200,200,200)) = \{-439, -189, -8, -353, -102, 22, -257, -31, 37, -417, -206, -29, -361, -2, -327, -84, 26, -471, -252, -28, -426, -189, -17, -364, -110, 27, -1024, 3071\}$$

- Création d'une image (Img_i) et Utilisation de l'histogramme H :

Nbrebins = 10 ; La classe de la valeur maximale : bin = 2, valeur = 13.

Nbrebins = 15 ; La classe de la valeur maximale : bin = 4, valeur = 13.

Nbrebins = 05 ; La classe de la valeur maximale : bin = 1, valeur = 27.

- Calcul du gradient : $g_i = -157.333$.

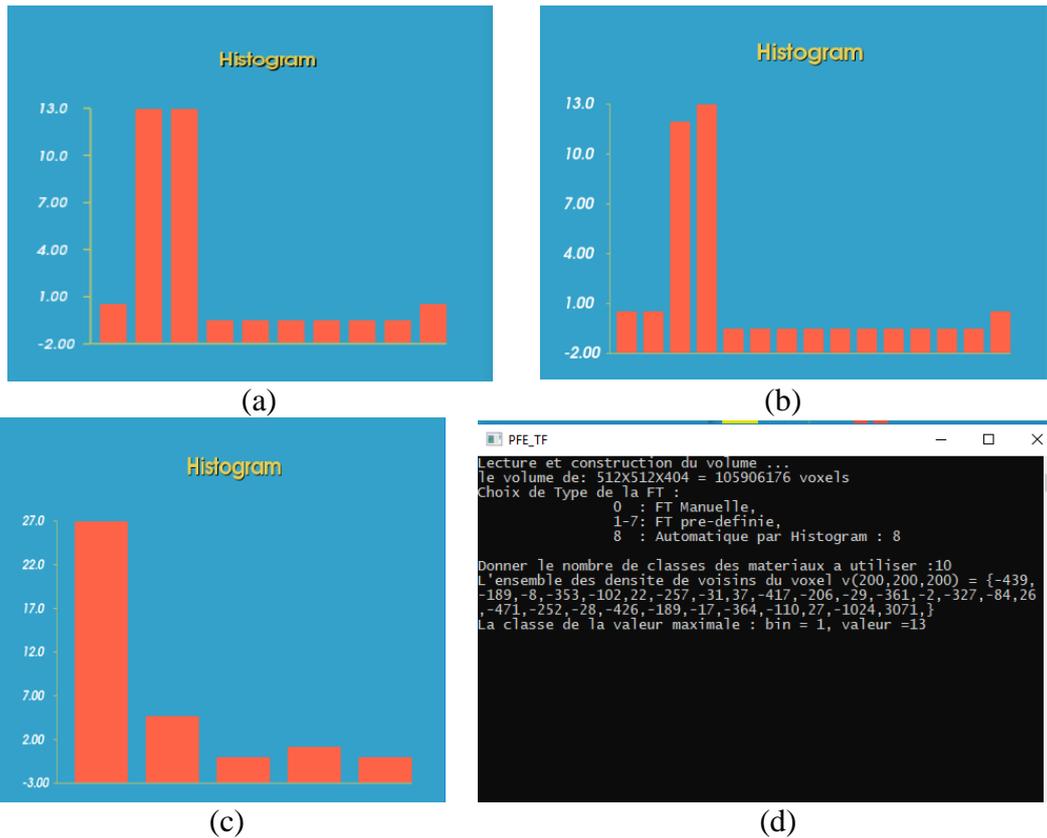


Figure 4-63 Histogrammes pour le voxel $v(200,200,200)$ de SD0 (a) NbreBins = 10; (b) NbreBins = 15; (c) NbreBins = 5 ; (d) consol d'application pour NbreBins= 10.

- **Voxel : V(200,200,250) ; Nombre de classes : NbreBins = 10.**

- L'ensemble Ω des densités des voisins :

$\Omega(v(200,200,250)) = \{82, 155, 205, 115, 185, 210, 150, 200, 207, 72, 148, 212, 140, 231, 190, 243, 243, 97, 140, 172, 146, 205, 227, 184, 241, 247, -1024, 3071\}$

- Création d'une image (Imgi) et Utilisation de l'histogramme H :

Nbrebins = 10 ; La classe de la valeur maximale : bin = 4, valeur = 26.

- Calcul du gradient : $g_i = 192$.

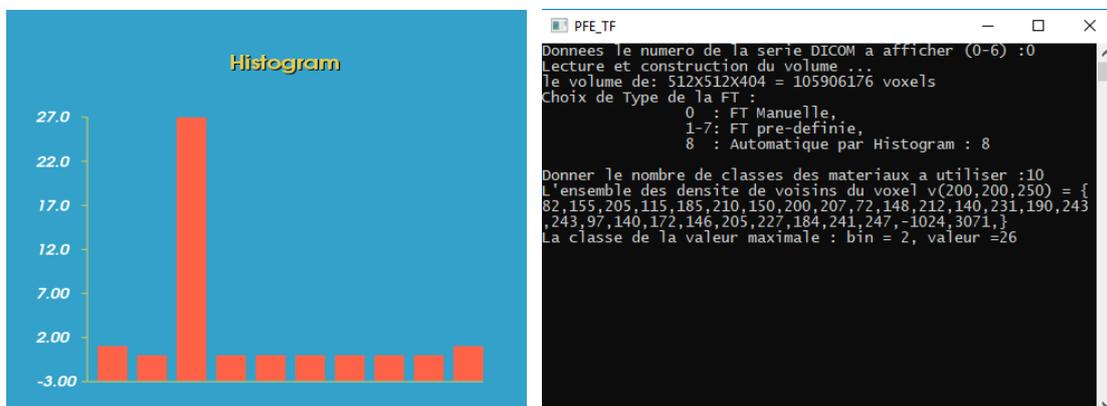


Figure 4-64 : Pour le voxel $v(200,200,250)$ de SD0 NbreBins= 10 ; (a) l'histogramme; (b) consol de l'application.

Etape02 : A partir des listes de gradients $S_g(\text{bin}_j)$ des classes bin_j , (à partir de cette étape on utilise SD4 avec $d_{\min} = 0$ et $d_{\max} = 9477$ et $\text{NbreBins} = 5$)

- Création d'une image $\text{img}(\text{bin}_j)$ à partir de la liste $S_g(\text{bin}_j)$ des gradients des voxels de la même classe bin_j ,
- L'utilisation de l'histogramme $H(\text{bin}_j)$ de l'image des gradients $\text{img}(\text{bin}_j)$, pour calculer la moyenne μ , l'écart type σ et l'asymétrie Υ de la classe bin_j ,

• **Résultats pour SD4 avec NbreBins = 5.**

bin_j	Nombre de voxels	la moyenne μ	l'écart type σ	l'asymétrie Υ
bin0	2.25757e+06	298.476	686.741	1485.22
bin1	28110	2648.57	401.127	1105.26
bin2	376	5926.96	667.774	307.86
bin3	90	8109.9	486.174	183.882
bin4	0	0	0	0

Tableau 4-5 Résultats de calcul des termes statistiques pour SD4 et NbreBins = 5.

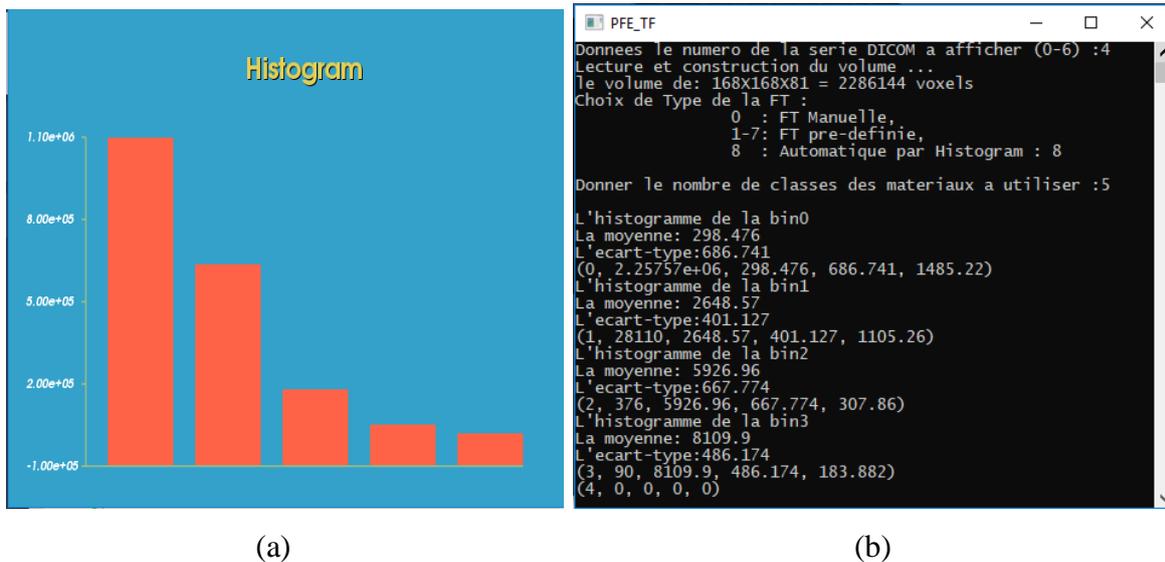


Figure 4-65 Résultats pour SD4 et NbreBins = 5 qui présente les calculs des termes statistiques (a) histogramme de la bin0 (b) consol de l'application

Etape03 : Affectation des propriétés optiques (couleur et opacité) à utiliser lors de rendu du volume (utilisation de SD4):

1- Corrélation statistique :

- Calcule de la corrélation statistique pour chaque 2 bins : $\text{cor}(\text{bin}_j \text{ et } \text{bin}_k)$.

```

PFE_TF
L'ecart-type:686.741
(0, 2.25757e+06, 298.476, 686.741, 1485.22)
L'histogramme de la bin1
La moyenne: 2648.57
L'ecart-type:401.127
(1, 28110, 2648.57, 401.127, 1105.26)
L'histogramme de la bin2
La moyenne: 5926.96
L'ecart-type:667.774
(2, 376, 5926.96, 667.774, 307.86)
L'histogramme de la bin3
La moyenne: 8109.9
L'ecart-type:486.174
(3, 90, 8109.9, 486.174, 183.882)
(4, 0, 0, 0, 0)
calcul des correlations statistiques
cor(0,1)= 2.25569e-06
cor(0,2)= 1.60154e-11
cor(0,3)= -5.33848e-12
cor(0,4)= 0
cor(1,2)= 0.00045915
cor(1,3)= 0.000146924
cor(1,4)= 0
cor(2,3)= -0.0311926
cor(2,4)= 0
cor(3,4)= 0
fin de traitement

```

Figure 4-66 résultats de calcul de la corrélation entre les bins (SD4, 5 bins)

- **Résultats de calcul de la corrélation statistique pour SD4 et NbreBins = 5 :** (Figure 4-66 et Tableau 4-6).

bin	0	1	2	3	4
0					
1	2.25569e-06				
2	1.60154e-11	0.00045915			
3	-5.33848e-12	0.000146924	-0.0311926		
4	0	0	0	0	

Tableau 4-6 La corrélation statistique entre les bins (SD4 avec 5 bins)

Le calcul de la corrélation statistique prend un temps énorme dépend du nombre de voxels dans chaque bin. Le temps total de traitement pour SD4 = 2590 s, mais 57202s ou 15h 53 m et 22 s pour SD1.

- L'affectation des propriétés optiques aux bins de forte corrélation par ordre et ignorer les autres de faible corrélation.

La bin4 vide (pas de voxel) à ignorer,

L'ordre des corrélations de plus forte au plus faible :

$$\text{cor}(2,3) = -0.0311926$$

$$\text{cor}(1,2) = 0.00045915$$

$$\text{cor}(1,3) = 0.000146924$$

$$\text{cor}(0,1) = 2.25569e-06$$

$$\text{cor}(0,2) = 1.60154e-11$$

$$\text{cor}(0,3) = -5.33848e-12 \text{ (corrélation négative et faible)}$$

L'ordre par rapport à la corrélation des calasses : bin3, bin2, bin1 après bin0. On ignore la bin0 la plus faible corrélation, et affecter aux autres bins (bin3, bin2 et bin1) des propriétés optiques, comme résultat de rendu dans la Figure 4-67 (a), dans (b) le cas où on n'ignore pas la bin0. C'est l'utilisateur qui affecté les propriétés optiques selon les résultats de la corrélation statistique entre les bins par l'appel de la FT manuelle.

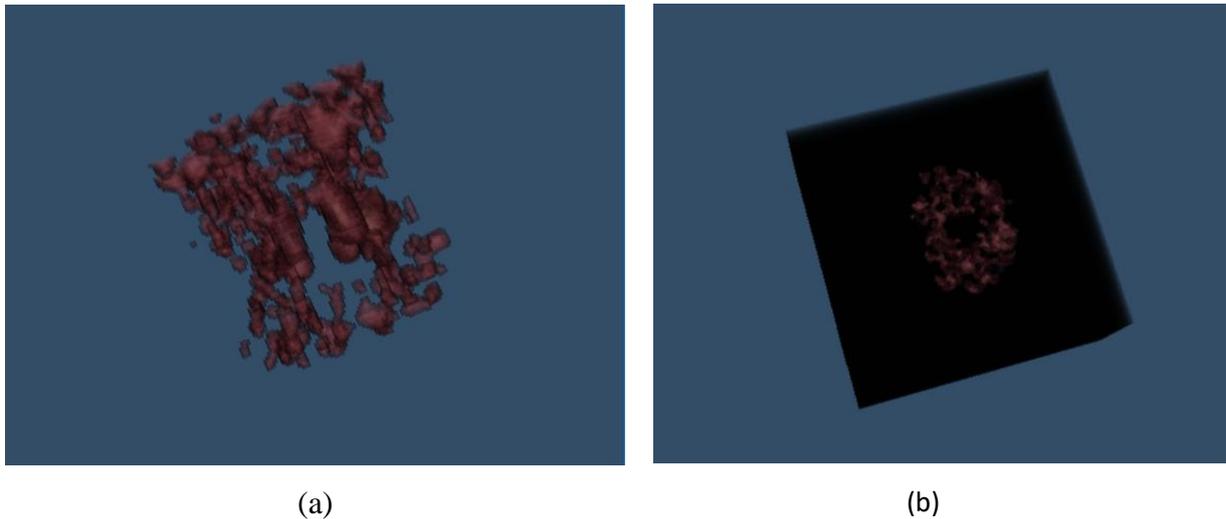


Figure 4-67 Résultats de rendu après le traitement (a) la bin0 est ignorée (b) la bin0 n'est pas ignorée

• **Résultats pour SD4 avec NbreBins = 10.**

Les résultats de calcul des notions statistiques pour chaque bin dans le (bin, nombre de voxels, la moyenne, l'écart-type et l'asymétrie) dans Tableau 4-7.

Bin	Nombre de voxels	La moyenne	L'écart-type	L'asymétrie (skewness)
bin0	1.95784e+06	37.6231	128.79	710.13
bin1	152957	1787.95	298.407	-261.086
bin2	173129	2277.71	166.068	472.376
bin3	1699	3852.06	455.064	417.406
bin4	272	5328.63	534.995	104.649
bin5	128	6337.8	570.253	12.5563
bin6	69	7324.67	517.926	-445.203
bin7	28	8060.76	370.372	-269.711
bin8	26	8689.47	290.954	-57.4972
bin9	0	0	0	0

Tableau 4-7 Résultat de calcul des notions statistiques (SD4 et 10 bins)

Calcul de la corrélation statistique entre chaque deux bins (Tableau 4-8):

bin	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9
0										
1	0.000180828									
2	-0.000102831	0.00476316								
3	-5.20444e-11	-0.000780641	-0.00028909							
4	-9.0512e-12	0.000296038	0.000148693	0.0374917						
5	2.20623e-11	1.9035e-05	7.21041e-06	0.0106601	0.173133					
6	1.92338e-11	5.81536e-07	4.35869e-06	-0.000329115	-0.00893415	-0.0703875				
7	3.9599e-12	3.09763e-06	-5.40585e-06	0.000213342	-3.02136e-05	0.0170825	-0.0211498			
8	-1.35768e-11	-8.72303e-07	-6.02858e-06	0.0008911	0.00169392	0.00815373	-0.0226607	0.184635		
9	0	0	0	0	0	0	0	0	0	

Tableau 4-8 La corrélation statistique entre les bins (SD4 avec 10 bins)

Le temps total de traitement dans ce cas est 2524 s. avec application d'une FT on a les résultats dans (Figure 4-68).

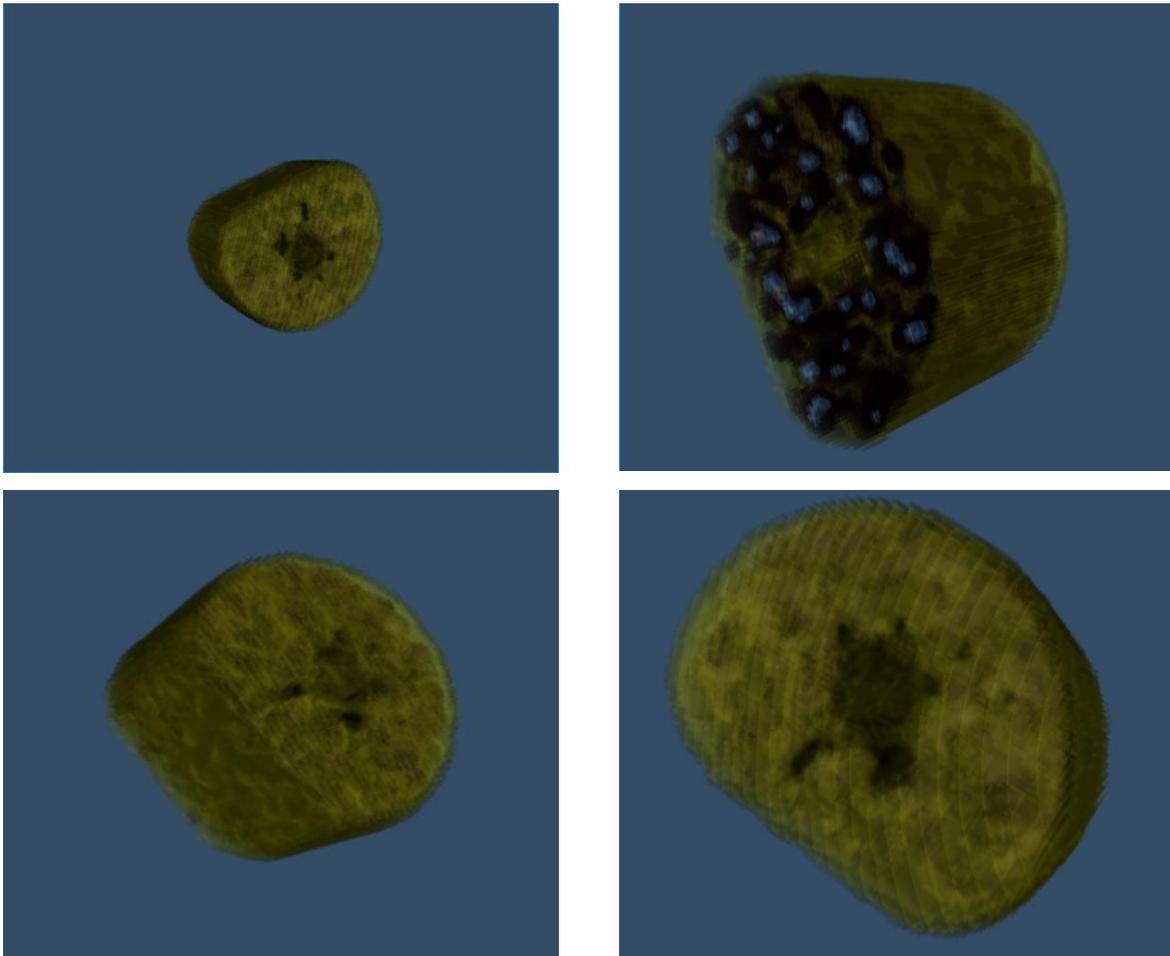


Figure 4-68 Résultats de rendu après le traitement (SD4 avec 10 bins)

• **Résultats pour SD6 avec NbreBins = 10.**

Les résultats de calcul des notions statistiques pour chaque bin dans le (bin, nombre de voxels, la moyenne, l'écart-type et l'asymétrie) dans Tableau 4-9.

Bin	Nombre de voxels	La moyenne	L'écart-type	L'asymétrie (skewness)
bin0	5.33015e+07	-995.798	43.1023	237.309
bin1	1.28267e+06	-583.623	109.269	95.189
bin2	300811	-314.934	96.4529	8.36632
bin3	8.9688e+06	31.8616	74.8128	-7.83319
bin4	1.37578e+06	308.34	89.3732	76.8821
bin5	219369	592.426	93.628	68.346
bin6	65044	844.726	115.676	-9.49524
bin7	18127	1111.53	134.789	-20.8212
bin8	3933	1364.44	122.521	-41.9745
bin9	0	0	0	0

Tableau 4-9 Résultat de calcul des notions statistiques (SD6 et 10 bins)

Calcul de la corrélation statistique entre chaque deux bins (Tableau 4-10 La corrélation statistique entre les bins (SD6 avec 10 bins)

bin	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9
0										
1	-0.000479359									
2	-0.000234037	0.00280551								
3	-0.00192515	-0.00325007	0.011227							
4	-0.000190863	0.000584281	0.00821585	0.000535014						
5	-0.000237952	0.000638809	0.0052714	-4.00885e-05	0.000259534					
6	-0.000149361	0.000890097	0.00215647	0.000527524	0.000501663	-0.000863968				
7	-0.000146739	0.000753281	0.00236193	0.000126236	-0.000121685	7.08751e-05	0.00386422			
8	5.95766e-07	5.89348e-06	0.000736134	4.48684e-05	4.46324e-05	-0.00109416	-0.000465259	-6.14694e-05		
9	0	0	0	0	0	0	0	0	0	

Tableau 4-10 La corrélation statistique entre les bins (SD6 avec 10 bins)

Le temps total de traitement dans ce cas est 109827 s. avec application d'une FT on a les résultats dans Figure 4-69.

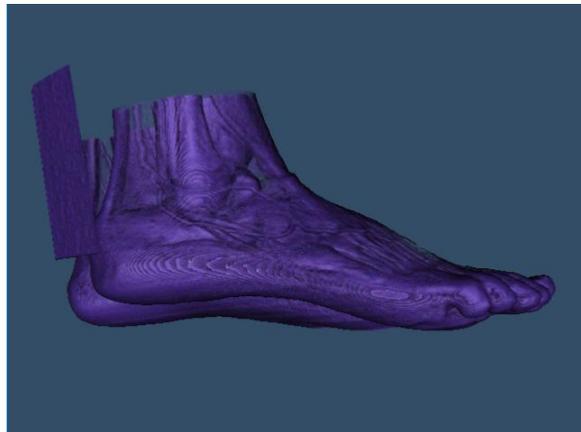
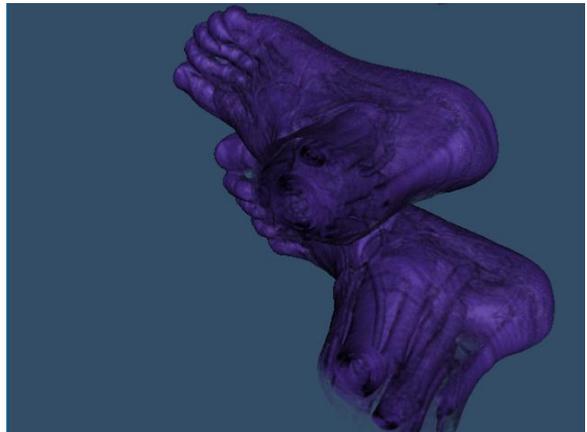
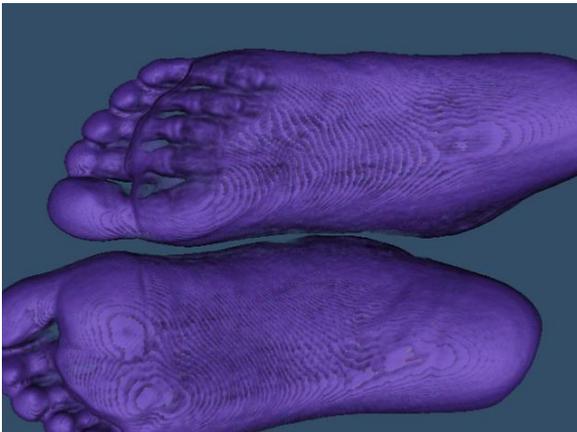
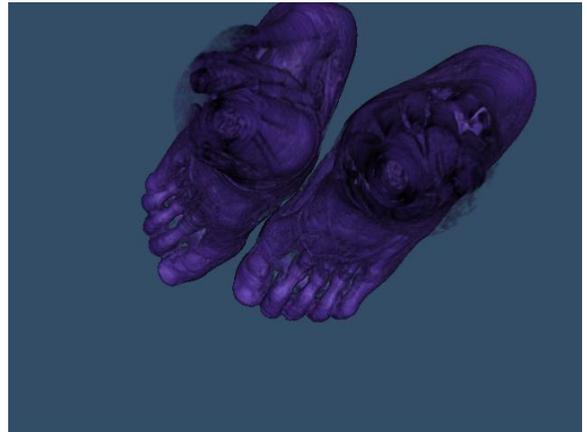
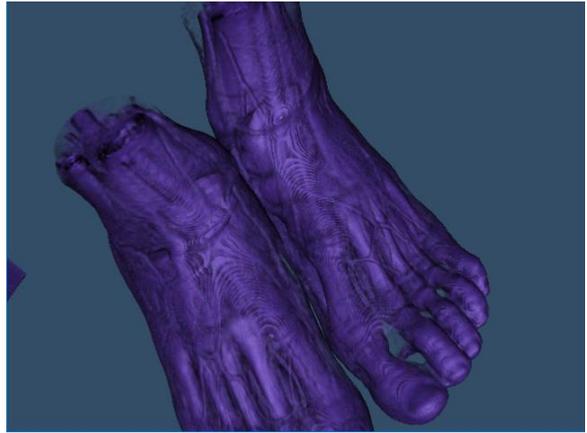
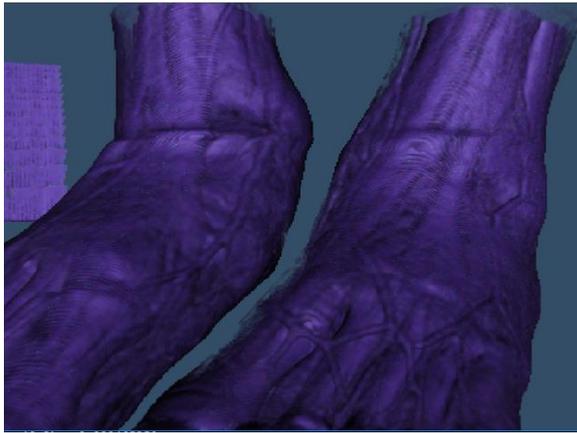


Figure 4-69 Résultats de rendu de SD6 avec 10 bin.

2- Skewness :

On utilise la donnée SD4 avec 10 bins, Après l'étape de calcul des notions statistiques (Tableau 4-7), on applique une FT pour différents valeurs de skewness et on obtient les résultats dans Figure 4-70.

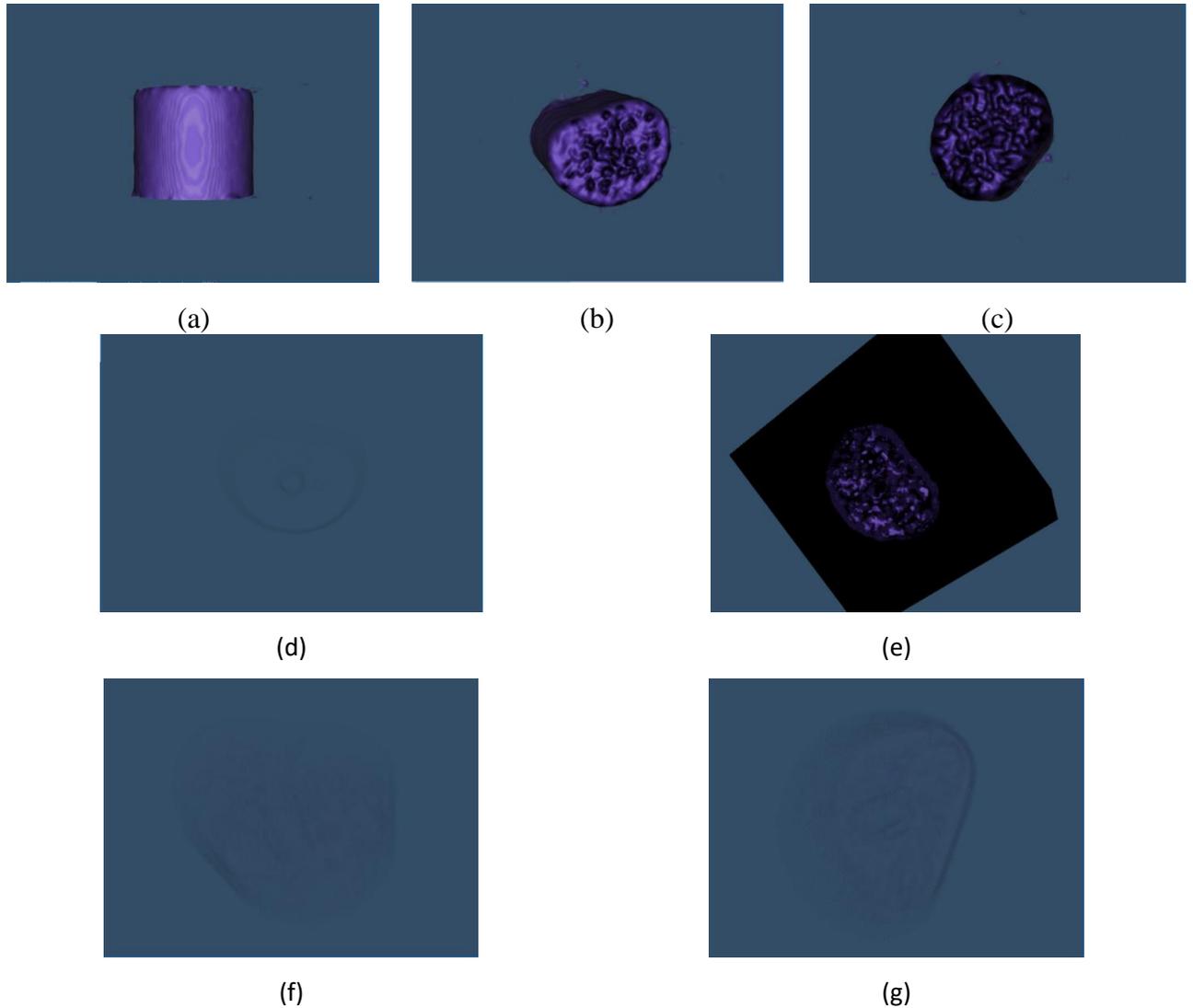


Figure 4-70 Résultats de rendu de SD4 avec 10 bins pour différents valeurs de skewness (a, b et c) skewness positif ; (d) skewness négatif ; (e) skewness entre [-500, 500] ; (f et g) skewness entre [-400, 400] .

4.5.3 Analyse des résultats

La différence entre les résultats d'application des 7 FT prédéfinies en terme de temps de rendu avec les différents séries et avec la même série, ces différences à cause du volume de série DICOM et dans la même série à cause des données à visualiser ou transparentes (non visualiser).

L'autre différence entre les images (squelette, peau), c'est le rôle de la FT qui affiche des matériaux (tissus) et masque les autres (Os, muscle ...) qui applique sur le temps de rendu.

Pour la FT semi-automatique est appliquée sur SD4 à la cause de temps de prétraitement (2500s) par contre les autres SD prend un temps important dans la phase de prétraitement (environ 16 heures pour SD1).

4.6 Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons présenté les outils et matériels utilisés dans l'implémentation de notre système. Après nous avons suivi les étapes de la FT semi-automatique et les résultats de chaque étape jusqu'au le résultat final du rendu. Nous avons utilisé la série DICOM SD4 dans les tests de notre application pour obtenir des résultats dans les meilleurs délai (environ 2500s).

Conclusion Générale

Dans ce projet on a vu le rendu volumique par raycasting dans le domaine d'imagerie médicale. La structure de notre travail est composée de quatre chapitres : notions fondamentales, fonction de transfert, la conception, et l'implémentation.

Le première chapitre couvert les différentes connaissances sur la visualisation scientifique qui fait une grande partie de l'infographie. Nous avons discuté les méthodes existantes de visualisation de ces données. Nous avons exploré profondément le rendu volumique par raycasting, ensuite, nous avons présenté dans le second chapitre l'objectif et le principe de la fonction de transfert et les travaux connexes, puis nous avons présenté la conception de notre application. L'implémentation est basée sur la précision de l'environnement de développement matériel, le standard DICOM, et logiciel utilisé et pour mettre en œuvre notre application et l'analyse des résultats obtenus.

A travers ce mémoire, il apparaît très clairement que le rendu volumique est un processus complexe. Plusieurs étapes sont nécessaires avant d'obtenir une visualisation 3D d'un organe. La génération d'une FT basée sur l'histogramme et les notions de statistiques (la moyenne, l'écart-type, l'asymétrie et corrélation) en utilisation d'histogramme du voisinage direct et la densité comme premier attribut de classification et le gradient et la relation entre eux par le calcul de la moyenne, l'écart type et l'asymétrie, ensuite pour l'affectation des propriétés optiques nous avons utilisé la corrélation statistique et l'inégalité de Markov, elle a donné des résultats convenables mais un temps d'exécution énorme.

Nous avons testé notre application sur un ensemble des séries DICOM d'images médicales de différents organes humains. Notre FT est une FT 1D, semi-automatique et simple, c'est une entrée dans le domaine de la génération des FT. Vu le temps de l'étape de prétraitement nous souhaitons utiliser les méthodes d'accélération dans notre travail futur.

References:

1. **[A. Amirkhanov et al., 2014]** : Artem Amirkhanov, Bernhard Fröhler, Johann Kastner, Eduard Gröller and Christoph Heinzl : InSpectr: Multi-modal exploration, visualization, and analysis of spectral data. Computer Graphics Forum (Proc. of EuroVis) 33, 3 (June 2014), pp 91-100.
2. **[U. Ayachit et al., 2017]** : Utkarsh Ayachit, Berk Geveci, Cory Quammen, Dave DeMarle, Ken Moreland, Andy Bauer, Ben Boeckel, Dan Lipsa, Mathieu Westphal, Joachim Poudroux, Shawn Waldon, Aashish Choudhary, Sujin Philip, George Zagaris, Burlen Loring, Thomas Maxwell, John Patchett, James Ahrens, Boonthanome Nouanesengsy, Bill Sherman, Nikhil Shetty, Eric Whiting, and the ParaView community: The ParaView Guide, Community Edition, Updated for ParaView version 5.4, Kitware Inc., June 5, 2017.
3. **[N. Bahi, 2017]** : Bahi Naima, 2017, Ombrage volumique basé occultation ambiante pour une visualisation interactive de volume de données scientifiques.
4. **[S. BERIMA, 2011]** : BERIMA Salima, magister, 2011, Accélération par l'utilisation du matériel graphique pour la représentation et le rendu volumique.
5. **[P. Bernhard et C. Botha, 2014]** : Bernhard Preim and Charl Botha : visual computing for medicine, theory, algorithms, and applications, Second edition, 2014.
6. **[C. Boucheny, 2009]** : Christian Boucheny : visualisation scientifique de grands volumes de données : Pour une approche perceptive, 2009.
7. **[L. Buatois, 2008]** : Luc Buatois. Algorithmes sur GPU de visualisation et de calcul pour des maillages non-structurés. Modélisation et simulation. Institut National Polytechnique de Lorraine - INPL, 2008. Français.
8. **[L. Cai et al., 2015]** : Li-Le Cai, Binh P. Nguyen, Chee-Kong Chui and Sim-Heng Ong: Rule- Enhanced Transfer Function Generation for Medical Volume Visualization. Computer Graphics Forum (Proc. of EuroVis), 3 (2015).
9. **[S. Castro et al., 1998]** : Silvia Castro, Andreas König, Helwig Löffelmann, and Eduard Gröller: transfer function specification for the visualization of medical data, 1998.
10. **[H. Childs et al. 2012]** : H. Childs, E. Brugger, B. Whitlock, J. Meredith, S. Ahern, D. Pugmire, K. Biagas, M. Miller, C. Harrison, G.H. Weber, H. Krishnan, T. Fogal, A. Sanderson, C. Garth, E.W. Bethel, D. Camp, O. Rübel, M. Durant, J. M. Favre, P. Návrátil: VisIt: An end-user tool for visualizing and analyzing very large data. In High Performance Visualization—Enabling Extreme-Scale Scientific Insight, Chapman & Hall/CRC Computational Science. CRC Press, Oct 2012, pp 357-372.
11. **[CD. Correa et K.L Ma, 2008]**: Carlos D. Correa, and Kwan-Liu Ma : Size-based transfer functions : a new volume exploration technique. IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics 14 (May 2008), pp 1380-1387. Issue 6.
12. **[R. Drebin et al., 1988]**: Robert A. Drebin, Loren Carpenter, Pat Hanrahan: Volume rendering. Computer Graphics, Volume 22, Number 4, August, pp 65–74.
13. **[K. Engel et al., 2006]**: Klaus Engel, Markus Hadwiger, Joe M. Kniss, Christof Rezk-Salama and Daniel Weiskopf : Real-time volume graphics. CRC Press, 2006.
14. **[S. Fang et al., 1998]** : Shiaofen Fang, Tom Biddlecome and Mihran Tuceryan. 1998. Image-based transfer function design for data exploration in volume visualization. In Conference on Visualization (VIS '98). IEEE Press, pp 319–326.

15. [**B. Gibaud, 2008**] : B. Gibaud, (2008), ‘The DICOM standard : a brief overview’ in *Molecular Imaging: Computer Reconstruction and Practice*, Springer Netherlands, pp. 229–238.
16. [**H. Guo et al., 2011a**]: Hanqi Guo, Ningyu Mao, and Xiaoru Yuan : WYSIWYG (What You See is What You Get) volume visualization, *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* 17 (Dec 2011), pp 2106-2114. Issue 12.
17. [**H. Guo et al., 2011b**] : Hanqi Guo, He Xiao, and Xiaoru Yuan : Multi-dimensional transfer function design based on flexible dimension projection embedded in parallel coordinates. In *IEEE Pacific Visualization Symposium*. IEEE Press, pp 19-26, 2011.
18. [**H. Guo et X. Yuan, 2013**] : Hanqi Guo and Xiaoru Yuan : Local WYSIWYG Volume Visualization. In *IEEE Pacific Visualization Symposium*. IEEE Press, pp 65-72, 2013.
19. [**H. Guo et al., 2014**] : Hanqi Guo, Wei Li and Xiaoru Yuan : Transfer Function Map. In *IEEE Pacific Visualization Symposium*. IEEE Press, pp 262-266, 2014.
20. [**M. Hadwiger et al., 2008a**] : Markus Hadwiger, Laura Fritz, Christof Rezk-Salama, Thomas Höllt, Georg Geier, and Thomas Pabel : Interactive volume exploration for feature detection and quantification in industrial CT data. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* 14 (May 2008), pp 1507-1514. Issue 6, 2008.
21. [**M. Hadwiger et al., 2008b**]: Markus Hadwiger, Patric Ljung, Christof Rezk-Salama, and Timo Ropinski, Advanced Illumination Techniques for GPU Volume Raycasting, in *ACM Siggraph Asia Courses*, ACM, Singapore, 2008.
22. [**M. Haidacher et al., 2011**]: Martin Haidacher, Stefan Bruckner, and M. Eduard Gröller: Volume analysis using multimodal surface similarity, *IEEE TVCG (Proc. of Vis.)* VOL. 17, NO. 12, pp 1969-1978, 2011.
23. [**M. Haidacher et al., 2008**]: Martin Haidacher, Stefan Bruckner, Armin Kanitsar, and M. Eduard Gröller : Information-based transfer functions for multimodal visualization. In *Eurographics Workshop on Visual Computing for Biomedicine (2008)*, VCBM 2008, Eurographics Association, pp 101-108.
24. [**M. Haidacher et al., 2010**]: Martin Haidacher, Daniel Patel, Stefan Bruckner, Armin Kanitsar, and M. Eduard Gröller: Volume visualization based on statistical transfer-function spaces, In *IEEE Pacific Visualization Symposium (2010)*, PacificVis 2010, pp. 17-24.
25. [**C.Y. Ip et al., 2012**] : Cheuk Yiu Ip, Amitabh Varshney, and Joseph JaJa: Hierarchical exploration of volumes using multilevel segmentation of the intensity-gradient histograms. *IEEE TVCG (Proc. of Vis.)*, VOL. 18, NO. 12, DECEMBER 2012, pp 2355-2363.
26. [**C. Johnson et J. Huang, 2009**] : C. Ryan Johnson, and Jian Huang : Distribution-driven visualization of volume data. *IEEE Transactions on visualization and computer graphics*, VOL. 15, NO. 5, pp 734-746, September/October 2009.
27. [**D. Jönsson et al., 2014**] : Daniel Jönsson, Erik Sundén, Anders Ynnerman and Timo Ropinski, A Survey of Volumetric Illumination Techniques for Interactive Volume Rendering. *Computer Graphics forum*, Volume 33, number 1, pp 27-51, 2014.
28. [**N.M. Khan et al., 2014**] : Naimul Mefraz Khan, Matthew Kyan and Ling Guan : ImmerVol: An Immersive Volume Visualization System. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Computational Intelligence and Virtual Environments for*

- Measurement Systems and Applications (CIVEMSA 2014). IEEE Computer Society, Ottawa, ON, Canada, pp 24-29, 2014.
29. **[N.M. Khan et al., 2015]** : Naimul Mefraz Khan, Matthew Kyan, and Ling Guan : Intuitive Volume Exploration through Spherical Self-Organizing Map and Color Harmonization; *Neurocomputing* 147, pp 160-173, 2015.
 30. **[N.M. Khan et al., 2017]** : Naimul Mefraz Khan, Riadh Ksantini and Ling Guan : A Novel Image-centric Approach Towards Direct Volume Rendering, *ACM Transactions on Intelligent Systems and Technology*, Vol. V, No. N, Article XXXX, Publication date: 29 Nov 2017.
 31. **[G. Kindlmann et al., 1998]** : Gordon Kindlmann, and James W. Durkin: Semi-automatic generation of transfer functions for direct volume rendering. In *Proceedings of the 1998 IEEE symposium on Volume visualization*. ACM, pp 79-86, 1998.
 32. **[J. Kniss et al., 2001]** : Joe Kniss, Gordon Kindlmann, and Charles Hansen : Interactive volume rendering using multi-dimensional transfer functions and direct manipulation widgets. In *IEEE VIS 2001. Visualization 2001 - San Diego, CA, USA (21-26 Oct. 2001)*, *Proceedings Visualization, 2001. VIS '01, 2001*.
 33. **[J. Kniss et al., 2005]** : Joe M. Kniss, Robert Van Uiter, Abraham Stephens, Guo-Shi Li, Tolga Tasdizen and Charles Hansen : Statistically quantitative volume visualization. In *IEEE Visualization*, pp 287-294, 2005.
 34. **[H.S. Kim et al., 2010]** : Han Suk Kim, Jürgen P Schulze, Angela C Cone, Gina Sosinsky : Dimensionality reduction on multi-dimensional transfer functions for multi-channel volume data sets. *Information Visualization* 9 issue 3, pp 167–180, June 2010.
 35. **[M. Levoy, 1988]** : Marc Levoy: Display of surfaces from volume data. *Computer Graphics and Applications*, pp 29-37, May 1988.
 36. **[J. Li et al., 2007a]** : Jin Li, Lulu Zhou, Hong Yu, Hong Liang and Lei Wang: Classification for volume rendering of industrial CT based on moment of histogram. In *IEEE Conference on Industrial Electronics and Applications (2007)*, pp 913-918, ICIEA 2007.
 37. **[J. Li et al., 2007b]** : Jin Li, Lulu Zhou, Hong Yu, Hong Liang and Lei Wang: Classification for volume rendering of industrial CT based on minimum cross entropy. In *IEEE International Conference on Mechatronics and Automation (2007)*, pp. 2710-2715. ICMA 2007.
 38. **[S. Lindholm et al., 2010]** : Stefan Lindholm, Patric Ljung, Claes Lundström, Anders Persson, and Anders Ynnerman : Spatial conditioning of transfer functions using local material distributions. *IEEE TVCG, VOL. 16, NO. 6*, pp 1301-1310, November/December 2010.
 39. **[C. Lundström et al., 2007]** : Claes Lundström, Patric Ljung, Anders Persson and Anders Ynnerman : Uncertainty visualization in medical volume rendering using probabilistic animation. *IEEE TVCG, VOL. 13, NO. 6*, pp 1648-1655, November/December 2007.
 40. **[C. Lundström et al., 2005]** : Claes Lundström, Patric Ljung and Anders Ynnerman : Extending and simplifying transfer function design in medical volume rendering using local histograms. In *Joint Eurographics - IEEE VGTC Symposium on Visualization (2005)*, EuroVis'05, Eurographics Association, pp. 263–270, 2005.

41. **[C. Lundström et al., 2006a]** : Claes Lundström, Patric Ljung and Anders Ynnerman : Local histograms for design of transfer functions in direct volume rendering, IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, VOL. 12, NO. 6, pp 1570-1579, November/December 2006.
42. **[C. Lundström et al., 2006b]** : Claes Lundström, Anders Ynnerman, Patric Ljung, Anders Persson and Hans Knutsson : The α -histogram: using spatial coherence to enhance histograms and transfer function design. In IEEE symposium on visualization. IEEE Press, pp 227-234, 2006.
43. **[R. Maciejewski et al., 2009]** : Ross Maciejewski, Insoo Woo, Wei Chen, and David S. Ebert : Structuring Feature Space: A Non-Parametric Method for Volumetric Transfer Function Generation. IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, VOL. 15, NO. 6, pp 1473-1480, November/December 2009.
44. **[R. Maciejewski et al., 2013]** : Ross Maciejewski, Yun Jang, Insoo Woo, Heike Jänicke, Kelly P. Gaither, and David S. Ebert : Abstracting Attribute Space for Transfer Function Exploration and Design. IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, VOL. 19, NO. 1, pp 94-107, January 2013.
45. **[J. Marks et al., 1997]** : J. Marks, B. Andalman, P.A. Beardsley, W. Freeman, S. Gibson, J. Hodgins, T. Kang, B. Mirtich, H. Pfister, W. Ruml, K. Ryall, J. Seims, and S. Shieber : Design galleries: a general approach to setting parameters for computer graphics and animation, In Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques. ACM, pp 389-400, 1997.
46. **[M. Mustra et al., 2008]** : M. Mustra, K. Delac, and M. Grgic, (2008), 'Overview of the DICOM standard' in *ELMAR:50th International Symposium*, IEEE, pp. 39–44
47. **[D. Patel et al., 2009]** : Daniel Patel, Martin Haidacher, Jean-Paul Balabanian, Eduard M. Gröller : Moment curves, In IEEE Pacific Visualization Symposium, pp 201-208, 2009.
48. **[O.S. Pianykh, 2012]** : O.S. Pianykh, (2012) Digital imaging and communications in medicine (DICOM): a practical introduction and survival guide, 2nd., Springer Science & Business Media.
49. **[F. Pinto et C. Freitas, 2007]**: Francisco de Moura Pinto and Carla M. D. S. Freitas : Design of multi-dimensional transfer functions using dimensional reduction. In Eurographics - IEEE VGTC Symposium on Visualization (2007), EuroVis'07, Eurographics Association, pp. 131–138.
50. **[T. Pfaffelmoser et al., 2011]** : Tobias Pfaffelmoser, Matthias Reitingger and Rüdiger Westermann : Visualizing the positional and geometrical variability of isosurfaces in uncertain scalar fields. Eurographics / IEEE Symposium on Visualization 2011 (EuroVis 2011), Volume 30, Number 3, pp 951-960, 2011.
51. **[B. Preim and C. Botha, 2014]** : B. Preim, and C. Botha, (2014) Visual computing for medicine: theory, algorithms and application, 2nd., Morgan Kaufman.
52. **[P. Šereda et al., 2006a]** : Petr Šereda, Anna Vilanova Bartroli, Iwo W.O. Serlie, and Frans A. Gerritsen : Visualization of boundaries in volumetric data sets using LH histograms, IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, VOL. 12, NO. 2, pp 208-218, March/April 2006.
53. **[P. Šereda et al., 2006b]** : Petr Šereda, Anna Vilanova, and Frans A. Gerritsen : Automating transfer function design for volume rendering using hierarchical clustering of

- material boundaries. In Joint Eurographics - IEEE VGTC Symposium on Visualization (2006), Santos B. S., Ertl T., Joy K., (Eds.), EuroVis'06, Eurographics Association, 2006.
54. **[I. Serlie et al., 2003]** : Iwo Serlie, Roel Truyen, Jasper Florie, Frits Post, Lucas van Vliet, and Franc Vos: Computed Cleansing for Virtual Colonoscopy Using a Three-Material Transition Model, MICCAI 2003. Springer-verlag Berlin Heidelberg, pp. 175-183, 2003.
 55. **[S. Srinivasan et al., 2013]** : Seshadri Srinivasan, Patric Ljung, Bruce A. McDermott and Merv Mencias Smith-Casem : Adaptive volume rendering for ultrasound color flow diagnostic imaging, Apr. 2013. US Patent 8,425,422.
 56. **[A. Tappenbeck et al., 2006]** : Andreas Tappenbeck, Bernhard Preim, and Volker Dicken : Distance-based transfer function design: Specification methods and applications. In SimVis. IEEE Press, pp 259-274, 2006.
 57. **[F.Y. Tzeng et al., 2004]** : TZENG F.Y., MA K.L.: A cluster-space visual interface for arbitrary dimensional classification of volume data. In Joint Eurographics - IEEE TCVG Symposium on Visualization (2004), VisSym 2004, Eurographics Association, pp. 17–24.
 58. **[Y. Wang et al., 2011]** : Yunhai Wang, Wei Chen, Jian Zhang, Tingxing Dong, Guihua Shan, and Xuebin Chi : Efficient volume exploration using the Gaussian mixture model. IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, VOL. 17, NO. 11, pp 1560-1573, November 2011.
 59. **[Y. Wang et al., 2012]** : Lei Wang, Xin Zhao, and Arie E. Kaufman: Modified dendrogram of attribute space for multidimensional transfer function design, IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, VOL. 18, NO. 1, pp 121-131, January 2012.
 60. **[S. Wesarg et al., 2017]** : S. Wesarg, M. Kirschner et M.F. Khan ; 2D histogram based volume visualization : combining intensity and size of anatomical structures, IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, volume 5, number 6, pp 655–666, May 2010.
 61. **[X. Zhao et A.E Kaufman, 2010]** : Xin Zhao and Arie E. Kaufman ZHAO X., KAUFMAN A.: Multi-dimensional reduction and transfer function design using parallel coordinates. In Eurographics/IEEE VGTC Symposium on Volume Graphics, VG'10, Eurographics Association, pp 69-76, 2010.

Les sites internet

62. **[CIBC, 2015]** : CIBC, 2015, ImageVis3D: An interactive visualization software system for large-scale volume data. Scientific Computing and Imaging Institute (SCI). URL: <http://www.sci.utah.edu/cibc-software/imagevis3d.html>.
63. **[NBIA]** : [site de National Biomedical Imaging Archive de USA](http://www.nbia.nih.gov) institut national de cancer NCI, URL <https://imaging.nci.nih.gov>.
64. **[VTK]** : VTK - The Visualization Toolkit, URL <https://www.vtk.org/>.