



**HAL**  
open science

## Visualisation d'images tridimensionnelles par lancer de rayons avec interpolation locale

Jean-Louis Dillenseger, Chafiaa Hamitouche, Jean-Louis Coatrieux

► **To cite this version:**

Jean-Louis Dillenseger, Chafiaa Hamitouche, Jean-Louis Coatrieux. Visualisation d'images tridimensionnelles par lancer de rayons avec interpolation locale. *Innovation et Technologie en Biologie et Medecine, ITBM*, 1991, 12 (3), pp.244-255. hal-04721025

**HAL Id: hal-04721025**

**<https://hal.science/hal-04721025v1>**

Submitted on 4 Oct 2024

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

# **Visualisation d'images tridimensionnelles par lancer de rayons avec interpolation locale**

J.L. DILLENSEGER, C. HAMITOUCHE, J.L. COATRIEUX.

## **RESUME :**

Les méthodes de visualisation tridimensionnelle sont aujourd'hui largement répandues. La précision des représentations, la palette de fonctionnalités et l'interactivité indispensables à toute utilisation clinique doivent être assurées avec une optimisation des ressources. Cet article montre comment des bases de données tridimensionnelles anisotropes peuvent être exploitées à des fins de visualisation et de manipulation. La solution proposée fait appel à la technique du lancer de rayons, l'interpolation étant réalisée localement. Le gain de taille mémoire est alors directement lié au nombre de coupes à interpoler au prix d'une faible augmentation du temps de calcul.

**MOTS CLE : IMAGERIE MEDICALE - VISUALISATION TRIDIMENSIONNELLE - LANCER DE RAYONS - INTERPOLATION LOCALE**

## **3-D display by ray tracing with local interpolation**

### **ABSTRACT :**

Three dimensional display methods are now widely spread. The quality of the representation, the range of functionalities and the interactivity required for any clinical use have to be carried out together with resource optimization. This paper shows how 3-D anisotropic data bases can be used directly for display and manipulation. The solution makes use of Ray Tracing technique, the interpolation being locally applied. Memory saving is then depending on the number of slices to compute at the expense of a slight increase in computation time.

**KEY WORDS : MEDICAL IMAGING - THREE DIMENSIONAL DISPLAY - RAY TRACING - LOCAL INTERPOLATION.**

# Visualisation d'images tridimensionnelles par lancer de rayons avec interpolation locale

J.-L. Dillenseger

C. Hamitouche

J.-L. Coatrieux

INSERM, U642, Rennes, F-35000, France;

Université de Rennes 1, LTSI, Rennes, F-35000, France;

## Introduction

Depuis l'apparition de technique d'imagerie médicale comme le Scanner X et l'imagerie par Résonance Magnétique, un effort particulier est consacré à la reconstitution et au rendu de volumes tridimensionnels. La qualité des informations (résolution, discrimination des tissus, et des lésions) rend aujourd'hui possible l'accès à des images tridimensionnelles (3-D) dont l'analyse peut être conduite au moyen de méthodes de synthèse d'images.

Différentes approches ont été proposées pour la visualisation de structures anatomiques (cf [1, 2] pour une revue détaillée). Elles vont des représentations surfaciques (modélisation "fil de fer", approximation polygonale [3, 4, 5], etc) aux représentations volumiques (codage par arbre octal [6, 7, 8]). L'une de ces techniques, le lancer de rayons, s'applique à ces deux représentations. Elle permet la simulation d'effets (segmentation locale, transparence, découpe de la structure anatomique, composition d'images) particulièrement intéressants pour l'utilisateur [9, 10, 11, 12, 13]. Son principe est simple. Des rayons sont lancés de l'écran vers l'image 3-D et leur intersection recherchée avec l'objet, l'information étant alors liée par exemple au profil de la surface locale ou au paramètre physique décrivant la structure anatomique.

Ses avantages sont multiples :

- souplesse et facilité de manipulation (segmentation, changement de position d'observation, etc.),
- réalisme du rendu visuel et fidélité dans la restitution,
- limitation des opérations de prétraitement (par opposition au codage par arbre octal).

L'un des inconvénients reste cependant l'absence d'interactivité. Les temps de calculs nécessaires au traitement d'images 3-D de grande taille restent prohibitifs. Plusieurs simplifications permettent d'accélérer le processus de visualisation sans introduire de dégradations particulières :

- seuls les rayons primaires (partant de l'écran) sont considérés (les réflexions multiples sont omises),
- la projection est calculée en perspective parallèle,
- la réduction du nombre de rayons à lancer et du parcours de ces rayons est obtenue par la définition de volumes englobants

Le problème de la réduction du volume des données est plus délicat. Une description isotrope au moyen de voxels cubiques est sans doute la mieux adaptée en terme de précision mais,

inversement, la plus exigeante en place mémoire. L'exploitation de ces données exige un accès rapide à la totalité de l'information. Ceci ne peut être obtenu que par le stockage de l'ensemble de la scène en mémoire centrale du calculateur. Une telle mémoire augmente le coût d'une station de travail d'un facteur non négligeable. La réduction de la place mémoire occupée par les images 3-D sans en altérer la précision représente donc un enjeu important.

Cette réduction peut déjà venir du mode d'acquisition. En effet, pour réduire la durée de l'examen et les doses reçues par le patient ou pour pallier aux problèmes techniques (refroidissement et durée de vie des tubes en Scanner X,...), les examens sont souvent constitués de coupes épaisses, partiellement superposées ou pas, et avec des distances inter-coupes plus ou moins grandes. Cette particularité oblige, pour se replacer dans des conditions d'échantillonnage homogène de l'espace, à recourir aux techniques d'interpolation. Pour remédier aux problèmes de place mémoire, il est avantageux de réaliser une synthèse par lancer de rayons directement sur les bases anisotropes, puis de retrouver l'image de l'organe isotrope par traitement local.

Trousset [11] propose une solution dans le cas où les rayons sont lancés parallèlement aux coupes tomographiques ce qui limite le choix des points de vue. Le calcul l'image projetée est par contre simplifié puisqu'il se réduit à l'interpolation 2-D des lignes de l'écran correspondant aux contours de chaque coupe.

Cet article a pour objectif de généraliser le principe de lancer de rayons sur les coupes originales en préservant l'ensemble des fonctionnalités, de la visualisation (incidence quelconque) à la manipulation des données. Les solutions proposées sont précédées d'un bref rappel de la technique de lancer de rayons. Elles sont ensuite validées sur un certain nombre de structures anatomiques.

## 1 Présentation du lancer de rayons

### 1.1 Repère objet, repère écran

La scène 3-D possède son propre repère appelé repère objet  $R_{ob}$ . Celui-ci dépend de la disposition des coupes tomographiques. Traditionnellement ces dernières sont considérées parallèles au plan  $(x_{ob}, y_{ob})$  et empilées selon l'axe  $z_{ob}$ .

L'autre système de coordonnées –le repère écran ou repère image  $R_{ec}$ – est lié à la visualisation. L'écran représente le plan  $(x_{ec}, y_{ec})$ . La scène est placée du côté des  $z_{ec}$  positifs (figure 1).

Ces deux repères sont liés par des relations de rotation et de translation. Ces relations dépendent des paramètres de vision. La direction de l'observation est définie par ses coordonnées sphériques dans le repère objet qui forment une matrice de rotation  $[R]$  entre les deux repères. Les origines des repères sont liées par un vecteur de  $\vec{T}$  translation.

Lors du lancer d'un rayon, la position relative d'un point de ce dernier par rapport à l'objet doit être connue en permanence. Ceci impose constamment de passer d'un repère à l'autre. Toutefois, pour visualiser une base de données formée de voxels, il est plus efficace de tourner l'écran autour de l'objet que de tourner l'objet lui-même. Ce sont donc les transformations écran/objet qui interviendront le plus souvent.

Ceci revient à appliquer la formule suivante :

$$[x_{ob}, y_{ob}, z_{ob}] = [R][x_{ec}, y_{ec}, z_{ec}] + \vec{T} \quad (1)$$

### 1.2 Lancer de rayons

Le principe du lancer de rayons est le suivant. A partir du point de départ  $P_0(x_0, y_0, z_0)$ , le rayon est parcouru de l'écran vers la scène. A chaque incrément, une transformation de repère écran/objet est effectuée. Sur le résultat de celle-ci –c'est-à-dire les coordonnées de la position

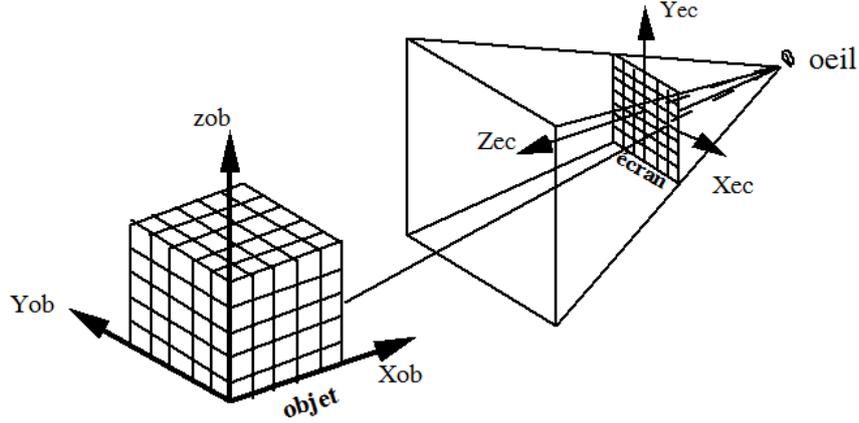


Figure 1: Principe du lancer de rayons

du rayon dans le repère objet– sont vérifiées les conditions d’intersection (par une fonction que nous appellerons `CONDITION_D.INTER-SECTION`). Ces dernières peuvent être fondées sur la densité, le gradient local ou bien d’autres attributs du voxel. Une fois l’intersection constatée, la couleur du pixel  $(x_0, y_0)$  est calculée. Plusieurs modèles d’illumination peuvent être appliqués (loi de Lambert, modèle de Phong, ...). Ces modèles font appel à la normale à la surface dont l’estimation est le plus souvent fondée sur un calcul de gradient [14].

Le rayon est une droite dans le repère écran. Les paramètres de ce rayon sont :

- son point de départ  $P_0(x_0, y_0, z_0)$ ,
- son vecteur directeur  $\vec{d}[d_x, d_y, d_z]$ ,
- une variable  $t$  représentant la position le long du rayon.

Son équation s’écrit :

$$\begin{cases} x(t) = x_0 + d_x t \\ y(t) = y_0 + d_y t \\ z(t) = z_0 + d_z t \end{cases} \quad (2)$$

(Si les rayons sont parallèles entre eux et à l’axe  $z_{ec}$ ,  $\vec{d}$  vaut  $[0, 0, 1]$ .  
L’équation du rayon se ramène à :

$$\begin{cases} x(t) = x_0 + d_x t \\ y(t) = y_0 + d_y t \\ z(t) = z_0 + d_z t \end{cases}$$

c’est à dire :

$$[x_{ec}(t), y_{ec}(t), z_{ec}(t)] = [x_0, y_0, z_0 + t] \quad (3)$$

où  $x_0$  et  $y_0$  sont les coordonnées du pixel de départ.

Les coordonnées du rayon dans le repère objet, pour un  $t$  donné, sont :

$$[x_{ob}(t), y_{ob}(t), z_{ob}(t)] = [R].[x_0, y_0, z_0 + t] + \vec{T} \quad (4)$$

Cette opération se décompose en trois termes :

$$\begin{cases} x_{ob}(t) = x_0 r_{11} + y_0 r_{21} + (z_0 + t) r_{31} + t_x \\ y_{ob}(t) = x_0 r_{12} + y_0 r_{22} + (z_0 + t) r_{32} + t_y \\ z_{ob}(t) = x_0 r_{13} + y_0 r_{23} + (z_0 + t) r_{33} + t_z \end{cases} \quad (5)$$

avec  $r_{ij}$  les composante de la matrice  $[R]$  et  $t_i$  les valeurs du vecteur  $\vec{T}$ .

La transformation des coordonnées à chaque pas du rayon ralentit le processus. Nous incrémenterons donc directement le rayon dans le repère objet.

Cet incrément vaut :

$$\begin{cases} x_{ob}(t_i) - x_{ob}(t_{i-1}) = (t_i - t_{i-1})r_{31} \\ y_{ob}(t_i) - y_{ob}(t_{i-1}) = (t_i - t_{i-1})r_{32} \\ z_{ob}(t_i) - z_{ob}(t_{i-1}) = (t_i - t_{i-1})r_{33} \end{cases} \quad (6)$$

Si nous considérons  $\Delta_t = t_i - t_{i-1}$  (pas du rayon), alors nous avons:

$$[x_{ob}(t), y_{ob}(t), z_{ob}(t)] = [x_{ob}(t-1), y_{ob}(t-1), z_{ob}(t-1)] + [r_{31}, r_{32}, r_{33}]\Delta_t \quad (7)$$

## 2 Interpolation locale

Le lancer de rayons sur les coupes originales, avec interpolation locale sur le rayon, permet d'économiser un espace mémoire proportionnel au rapport entre la distance inter-coupes et la dimension du pixel sur le plan image. Toutes les propriétés de l'algorithme de base du lancer de rayons seront utilisées. Les solutions proposées sont organisées à partir des opérations suivantes :

- lancer de rayons sur l'image 3-D originale anisotrope,
- détection approximative de la surface de l'objet,
- interpolation sur un voisinage volumique du point estimé,
- recherche sur le rayon dans la zone interpolée du point de la surface (reparcours local) et calcul de l'ombrage.

### 2.1 Lancer de rayons sur une image 3-D anisotrope

L'échantillonnage du repère  $R_{ob}$  n'est plus isotrope. Si  $D$  représente la distance inter-coupes et  $p$  la taille d'un pixel des coupes originales, le rapport de compression (noté  $e$ ) de  $R_{ob}$  selon l'axe  $z_{ob}$  vaut :

$$e = D/p \quad (8)$$

Le ré-échantillonnage isotrope, par interpolation de  $e - 1$  coupes fictives entre deux coupes originales, définit un nouveau repère appelé  $R_{iso}$ . La transformation entre  $R_{iso}$  et  $R_{ob}$  est soumis à une matrice de mise à l'échelle  $E$ , avec :

$$E = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1/e \end{bmatrix} \quad (9)$$

Le lancer de rayons, décrit en 1.2, est effectué du repère  $R_{ec}$  sur  $R_{iso}$ . Les transformations géométriques entre ces deux repères sont celles énoncées au paragraphe 1.1. Il est à noter que dans notre cas  $\vec{T}$  est lié à l'objet (les rotations du repère écran sont centrées sur l'objet).  $\vec{T}$  subit donc le changement d'échelle.

$$\begin{aligned} [x_{iso}, y_{iso}, z_{iso}] &= [R][x_{ec}, y_{ec}, z_{ec}] + \vec{T} \\ [x_{ob}, y_{ob}, z_{ob}] &= [R][x_{iso}, y_{iso}, z_{iso}] \end{aligned} \quad (10)$$

## 2.2 Détection approchée de la surface de l'objet

Si pour les plans originaux les rayons touchent bien l'objet, pour les plans "intermédiaires" une surface encore inexistante doit être détectée.

L'interpolation sur un voisinage volumique est gourmande en temps de calcul. La réduction de ce voisinage impose une estimation de la position de la surface la plus précise possible.

Le module de détection approchée est le suivant :

$$P^a(x_{iso}^a, y_{iso}^a, z_{iso}^a) = v_{iso}(x_{iso}, y_{iso}, z_{iso}) \in Ray(x_{ec}, y_{ec})$$

$$\text{si DET\_APP}(x_{iso}^a, y_{iso}^a, z_{iso}^a) = \text{vrai}$$

avec :

$P^a(x, y, z)$  : point de détection approché de la surface,

$v_{iso}(x_{iso}, y_{iso}, z_{iso})$  : point dans  $R_{iso}$  de position  $(x_{iso}, y_{iso}, z_{iso})$ ,

$Ray(x_{ec}, y_{ec})$  : rayon lancé du pixel  $(x_{ec}, y_{ec})$ ,

$DET\_APP(x, y, z)$  : module de détection de la position approchée de la surface.

Plusieurs modèles de la fonction DET\_APP sont étudiés, qui font intervenir des critères géométriques et les propriétés physiques des structures.

### 2.2.1 1er modèle

Ce modèle est fondé sur la discrétisation originale de la base de données. Un lancer de rayons sur une image 3-D à maillage anisotrope équivaut, en fait, à un lancer de rayons sur un maillage isotrope pour lequel chaque coupe retrouve son épaisseur originale. Tout se passe comme si dans le repère  $R_{iso}$  les voxels des plans intermédiaires prenaient la valeur des plans originaux. Nous pouvons donc détecter les voxels de la surface de manière classique c'est-à-dire dès qu'un rayon les pénètre.

La condition de détection approchée s'écrit :

$$DET\_APP(x_{iso}^a, y_{iso}^a, z_{iso}^a) = \text{vrai}$$

$$\text{si } CONDITION\_D'INTERSECTION(x_{ob}^a, y_{ob}^a, e(z_{ob}^a + 0, 5)) = \text{vrai}$$

$$[x_{ob}^a, y_{ob}^a, z_{ob}^a] = [E][x_{iso}^a, y_{iso}^a, z_{iso}^a]$$

$e(x)$  représente la partie entière de  $x$ .

CONDITION\_D'INTERSECTION est la fonction citée en 1.2 qui vérifie si un voxel appartient ou non à l'objet. Le voxel candidat a pour adresse  $x_{ob}^a, y_{ob}^a$  et la partie entière de  $z_{ob}^a + 0,5$ . Cette translation de 0,5 permet de répartir l'épaisseur de part et d'autre de la coupe originale.

### 2.2.2 2ème modèle

Le parcours du rayon est calculé en nombre réel. La position courante sur ce rayon est entourée de voxels appartenant aux coupes originales et pouvant répondre aux conditions d'intersection. Il est donc possible de définir dans le voisinage discret du rayon les différents points de la surface de l'objet. La position approchée de l'intersection du rayon avec l'objet peut se déduire par interpolation des coordonnées de ces points discrets de la surface.

En fait, seule l'interpolation selon  $z_{ob}$  est déterminante. Le nombre de points discrets de la surface peut se réduire à deux : celui qui se trouve au-dessus du rayon ( $z$  entier supérieur) et celui qui se trouve en dessous ( $z$  entier inférieur).

L'estimation de la position approchée de la surface se déroule comme suit: Les points discrets sont recherchés par  $CONDITION\_D'INTERSECTION(x_{ob}^a, y_{ob}^a, e(z_{ob}^a + 1))$  pour le point supérieur et par  $CONDITION\_D'INTERSECTION(x_{ob}^a, y_{ob}^a, z_{ob}^a)$  pour le point inférieur. La position approchée est représentée par l'intersection du rayon et de la ligne définie par les deux points d'intersection trouvés. Pour les bords, où seul un de ces points peut être trouvé, le premier modèle sera appliqué.

### 2.2.3 3ème modèle

Le premier modèle peut être affiné. Le paramètre physique associé au point détecté est calculé par interpolation linéaire des valeurs des coupes environnantes. Si cette valeur répond aux conditions d'intersection, ce point est retenu, sinon le rayon est incrémenté.

DET\_APP( $x_{iso}^a, y_{iso}^a, z_{iso}^a$ ) = vrai

si CONDITION\_D'INTERSECTION( $v_{iso}(x_{iso}^a, y_{iso}^a, z_{iso}^a)$ ) = vrai

avec

$v_{iso}(x_{iso}^a, y_{iso}^a, z_{iso}^a) = ((e - d)/e) \cdot v_{ob}(x_{ob}^a, y_{ob}^a, z_{ob}^a) + (d/e) \cdot v_{ob}(x_{ob}^a, y_{ob}^a, z_{ob}^a + 1)$

$e$  : rapport de compression

$d$  : distance entre  $v_{iso}$  et la coupe originale inférieure selon  $z$ .

## 2.3 Interpolation locale

Autour du point estimé par l'opérateur de détection approchée, la reconstitution locale de l'image 3-D sur un réseau de discrétisation isotrope est effectuée. Par souci d'économie de temps de calcul et de place mémoire, la région reconstruite doit être réduite au maximum.

Dans cette région, toutes les techniques d'interpolation à partir de données locales sont utilisables. Classiquement l'interpolation trilinéaire fournit un bon compromis entre qualité de l'approximation et charge de calcul. Elle peut même se ramener à une interpolation monodimensionnelle selon l'axe  $z_{ob}$  (supposé perpendiculaire aux plans de coupes). Nous montrons ici que des procédures plus élaborées, faisant appel aux fonctions splines, peuvent aussi s'appliquer.

### 2.3.1 Région de l'interpolation locale

Différent critères permettent de définir la région environnant  $P^a$  sur laquelle l'interpolation locale est menée :

- la confiance dans la qualité de l'approximation ;

Elle dépend :

- du modèle de détection,
- du rapport  $e$  (si  $e$  est faible –2 ou 3– la position approchée est voisine de la surface "réelle") ;

- la technique d'interpolation retenue ;

Il s'avère que les points estimés par l'un des opérateurs de détection précédents sont proches de la surface de l'objet après interpolation linéaire. Si la technique d'interpolation locale est linéaire, la région sera composée des proches voisins connexes du voxel détecté. Pour les techniques d'ordre supérieur cette région doit être étendue.

- la direction de visée ;

La région doit être étendue selon la direction de visée (celle du rayon).

- la méthode de calcul de l'ombrage

L'interpolation doit fournir les valeurs des voxels voisins susceptibles d'appartenir à la surface et nécessaires au calcul du gradient.

### 2.3.2 Interpolation par B-splines

Les fonctions splines sont largement utilisées en modélisation et en synthèse d'images [15]. Parmi elles, les B-Splines (ou Blended splines), polynôme de degré trois, présentent suffisamment de flexibilité pour répondre aux contraintes fondamentales de continuité d'ordre 1 et 2 (tangente et courbure) [16].

Leur expression monodimensionnelle est la suivante :

$$C_i(t) = [t^3 t^2 t 1] \cdot \frac{1}{6} \cdot \begin{bmatrix} -1 & 3 & -3 & 1 \\ 3 & -6 & 3 & 0 \\ -3 & 0 & 3 & 0 \\ 1 & 4 & 1 & 0 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} P_{i-1} \\ P_i \\ P_{i+1} \\ P_{i+2} \end{bmatrix} = \mathbf{TM}_B \cdot \mathbf{G}_B^i \quad (11)$$

$i$  :  $i$ ème échantillon.

$C_i$  : courbe entre les échantillons  $i$  et  $i + 1$ .

$t$  : variable comprise entre 0 et 1.  $P_i$  : point de contrôle associé à l'échantillon  $i$ .  $\mathbf{M}_B$  : matrice des B-Splines  $\mathbf{G}_B^i$  : vecteur d'information géométrique contenant les points de contrôle de la courbe spline.

Nous remarquons, d'après (11), qu'un segment B-Splines n'interpole pas nécessairement ou ne passe pas par tous les points. Pour y remédier, il est possible de chercher des points de contrôle à partir des noeuds  $C_i(0)$ . La technique utilisée est la méthode itérative de Gauss-Seidel.

La représentation bivariante est obtenue à partir de la représentation univariante. Une des méthodes les plus employées est le produit tensoriel de splines. Ceci est réalisé en supposant que chaque point de contrôle de  $G_B^i$  est fonction d'un paramètre  $u$  ( $0 < u < 1$ ).

Ainsi :

$$S_{i,j}(t, u) = \mathbf{TM}_B \mathbf{G}_B^{ij} \mathbf{M}_B^T \mathbf{U}^T \quad (12)$$

où :

$$\mathbf{G}_B^{ij} : \text{matrice d'information géométrique : } \begin{bmatrix} P_{i-1,j-1} & P_{i-1,j+2} \\ P_{i+2,j-1} & P_{i+2,j+2} \end{bmatrix}$$

L'extension au cas volumique suit une procédure identique [17] et conduit à :

$$V_{i,j,k}(t, u, v) = \mathbf{TM}_B \mathbf{G}_B^{ijk}(v) \mathbf{M}_B^T \mathbf{U}^T \quad (13)$$

## 2.4 Reparcours local dans la zone interpolée

Les différents voxels, issus du module d'interpolation, sont stockés dans une petite base auxiliaire. Le rayon, transposé dans cette base auxiliaire et isotrope, procède de manière classique (recherche de la surface, ombrage, ...).

Il est à noter que l'ombrage qui présente le meilleur rapport "qualité du rendu / temps de synthèse" est celui qui suit la loi de Lambert :  $I = \vec{E} \cdot \vec{N}$  avec  $\vec{E}$ , direction d'éclairage, et  $\vec{N}$ , normale à la surface.

## 3 Résultats et discussions

L'évaluation a été réalisée sur un ordinateur HP 9000 série 800 travaillant sous UNIX. Elle a été effectuée sur deux plans :

- l'appréciation subjective des différences entre images par comparaison visuelle,
- l'analyse quantitative des valeurs issues des procédures proposées

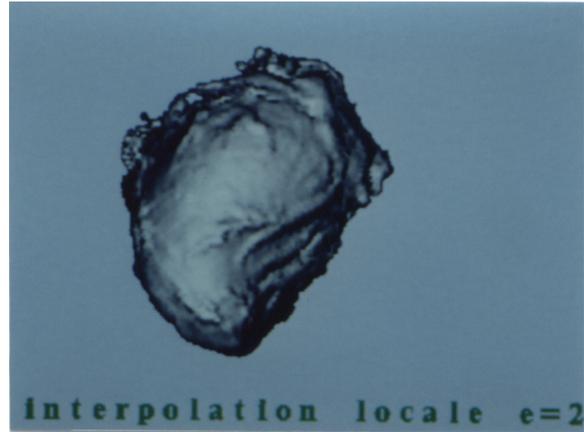


Figure 2: Image de la base originale (isotrope). Figure 3: Image de la base anisotrope ( $e = 2$ ). Interpolation locale linéaire.

. Cette dernière pouvait être menée directement dans l'espace 3-D interpolé après détection. La valeur locale des comparaisons et la complexité de mise en oeuvre ont conduit à préférer une comparaison des images projetées sous différents points de vue.

La procédure appliquée est la suivante : 1) acquisition de bases de données 3-D anisotrope; 2) interpolation globale et visualisation sous un angle d'incidence particulier; 3) pour le même point de vue, calcul de l'image par interpolation locale sur le rayon; 4) soustraction point par point des images obtenues en (2) et (3) et statistiques des différences.

Cette validation a été faite pour des nombres de coupes interpolées variables, en utilisant les méthodes de détection décrites précédemment et différents schémas d'interpolation. Les résultats après reparcours local du rayon ne présentant pas de différences significatives, seuls les points de détection approchée ont été utilisés, ce qui a comme intérêt de simplifier la méthode.

L'une des bases de données ayant fait l'objet de tests est présentée figure 2. Il s'agit d'un coeur excisé et injecté provenant de la Mayo Clinic dont la résolution est  $128 \times 128 \times 136$  (volume isotrope), la densité étant quantifiée sur 8 bits. La suppression d'une coupe sur deux ayant été effectuée, la base de données réduite a été visualisée par lancer de rayons (3ème méthode de détection approchée, interpolation linéaire). Elle est présentée figure 3. Les histogrammes des différences entre l'image originale (base de données isotrope) et les images produites à partir des différentes méthodes de détection approchée sont reportés figure 4. Il montre que le troisième modèle de détection donne les meilleurs résultats et que ceux-ci sont très proches de ceux de l'interpolation globale. La figure 5 présente le résultat obtenu en supprimant des coupes intermédiaires par paquets de cinq ( $e = 6$ ). La figure 6 représente les différences en valeurs de gris, rehaussées par un changement de dynamique, entre l'image précédente et celle de la base de données originale. Elle met en évidence que les écarts les plus importants se situent sur les bords de la structure et sur les reliefs correspondant aux vaisseaux superficiels.

Des conclusions générales peuvent être tirées de ces tests. Le facteur de compression  $e$  est significatif du pas d'échantillonnage selon l'axe  $z_{ob}$ . L'effet d'alliassage augmente pour des valeurs de  $e$  croissantes et s'accompagne de pertes de détails par rapport à l'image 3-D originale. Les histogrammes des différences font apparaître un comportement identique du troisième modèle de détection et d'une interpolation globale quel que soit le facteur  $e$ . Le pourcentage des pixels dont la valeur absolue de la différence est inférieure à 5 varie de 80% à 40% pour  $e$  allant de 2 à 6 (les écarts types correspondants étant de 18 et 42). Le premier modèle fournit des résultats de qualité légèrement inférieure, le second s'en éloignant sensiblement (70% et 30% avec des écarts type de 25 et 58). Dans les trois cas, l'appréciation visuelle ne différencie pas ces méthodes (sauf peut être la deuxième) par rapport au résultat d'une interpolation globale.

Les effets d'alliassage sont particulièrement réduits par interpolation B-splines sans recherche

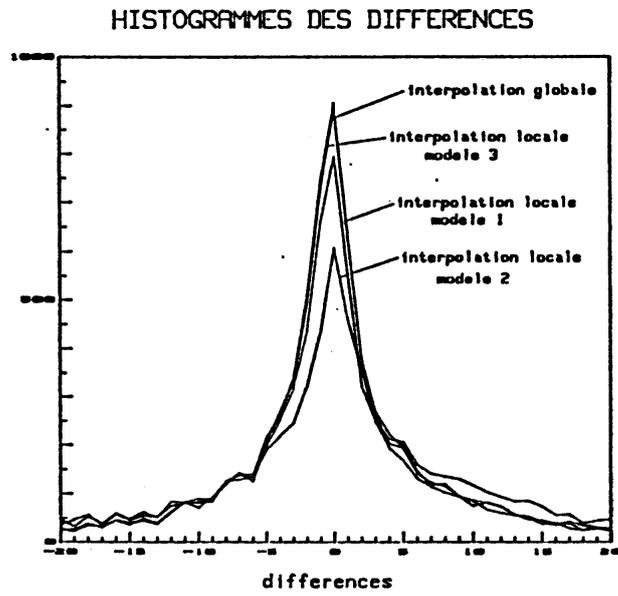


Figure 4: Histogrammes des erreurs entre l'image de la base isotrope et l'image de la base anisotrope après interpolation locale.

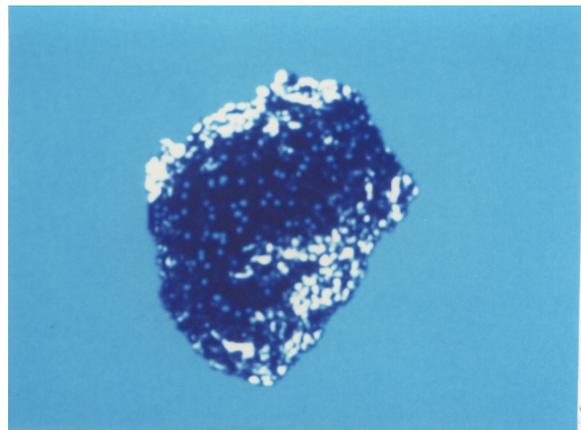
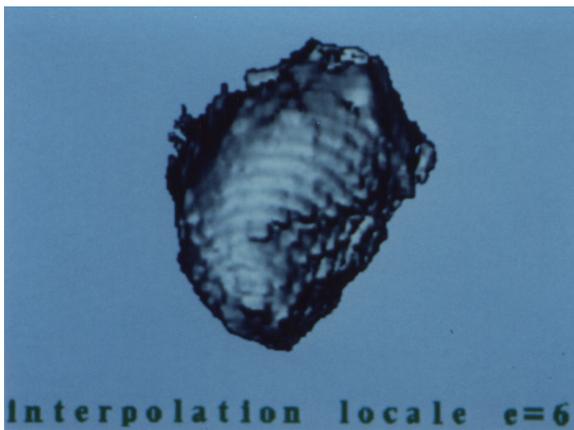


Figure 5: Image de la base anisotrope ( $e = 6$ ). Interpolation locale linéaire.

Figure 6: Image en niveau de gris de la soustraction pixel par pixel des images figures 2 et 5.

de points de contrôle (ceux-ci n'apportent aucun gain au niveau du rendu mais pénalisent en temps de calcul). Cependant, une interpolation utilisant une somme pondérée des valeurs des voxels voisins en fonction de leur distance conduit à des résultats tout à fait satisfaisants. Ce type de méthodes présente le meilleur rapport "qualité/temps de synthèse", la plus rapide restant l'interpolation linéaire monodimensionnelle.

Pour une méthode d'interpolation locale donnée (interpolation linéaire par exemple) les temps de visualisation liés aux trois modèles de détection sont augmentés d'un facteur 1,3 - 3 - 1,4 respectivement par rapport au temps de synthèse de la base globalement isotrope (7 s temps CPU pour environ 18000 rayons lancés). Le troisième modèle reste le plus satisfaisant : il produit un meilleur lissage que le premier, en préservant les détails et en réduisant les artefacts de bords plus accentués dans le second modèle. Ce troisième modèle présente donc le meilleur compromis "fidélité de l'image / temps de synthèse".

## Conclusion

L'utilisation clinique des sources d'imagerie limite la résolution axiale des acquisitions en volume d'organe - c'est à dire le nombre, l'épaisseur et les distances inter-coupes. Une interpolation globale préalable des bases de données est donc nécessaire. Ceci a pour principal inconvénient d'augmenter de manière importante les ressources mémoires. Les méthodes qui viennent d'être présentées permettent de s'affranchir de ce problème. Elles produisent des résultats tout à fait comparables en terme de précision. Sa contrepartie est d'augmenter sensiblement les temps de calcul d'une image. Par ailleurs, l'intérêt de ce type d'approches est d'être généralisable à toute séquence d'opérateurs exploitant les distribution locales en niveaux de gris ou simplement des critères géométriques.

## Remerciements

Les auteurs tiennent à exprimer leur reconnaissance aux référés pour leur commentaires qui ont permis d'améliorer de manière significative la présentation du travail.

## References

- [1] J. L. Coatrieux and J. M. Scarabin, "Computer graphics in medicine," *I.T.B.M.*, vol. 8, no. spécial 1, 1987.
- [2] M. W. Vannier, J. L. Marsh, and P. R. Biondetti, "Three dimensional imaging," *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 12, Jan. 1988.
- [3] J. D. Foley and A. Van Dam, *Fundamentals of interactive computer graphics*. USA: Addison-Wesley, 1982.
- [4] C. Barillot, B. Gibaud, G. Le Certen, A. Bouliou, S. Velut, and R. Collorec, "Modélisation 3-D et synthèse d'images : une approche pour l'enseignement et le planning thérapeutique," *I.T.B.M.*, vol. 8, no. special 1, pp. 122–132., 1987.
- [5] J.-D. Boissonnat, "Shape reconstruction from planar cross sections," *Computer Vision, Graphics, and Image Processing*, vol. 44, pp. 1–29, Oct. 1988.
- [6] D. Meagher, "Geometric modeling using octree encoding," *Computer Graphics and Image Processing*, vol. 19, pp. 129–147, June 1982.
- [7] M. Antoine, *Les techniques algorithmiques du codage octree appliquées à l'analyse des volumes tridimensionnels de données numériques*. Thèse, Université de Grenoble I, Apr. 1988.

- [8] P. Jannin, *Modélisation, visualisation et manipulation de données volumiques par arbre octal en imagerie médicale*. Thèse, Université de Rennes 1, July 1988.
- [9] D. S. Schlüsselberg, W. K. Smith, and D. J. Woodward, "Three-dimensional display of medical image volumes," in *Proceedings of NCGA*, vol. 86, pp. 114–123, 1986.
- [10] K. H. Höhne, "3D-Bildverarbeitung und Computer-Graphik in der Medizin," *Informatik Spektrum*, vol. 10, pp. 192–204, Aug. 1987.
- [11] Y. Troussel, *Visualisation d'objets médicaux tridimensionnels*. Thèse, ENST Paris, Sept. 1987.
- [12] R. A. Robb and C. Barillot, "Interactive 3-D image display and analysis," in *Hybrid Image and Signal Processing* (D. P. Casasent and A. G. Tescher, eds.), vol. 0939, p. 173, SPIE, July 1988.
- [13] M. Levoy, "Display of surfaces from volume data," *IEEE Computer Graphics and Applications*, vol. 8, pp. 29–37, May 1988.
- [14] K. H. Höhne and R. Bernstein, "Shading 3D-images from CT using gray-level gradients," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 5, pp. 45–47, Mar. 1986.
- [15] B. Barsky, "Parametric spline curves and surfaces," *IEEE Computer Graphics and Applications*, vol. 6, no. 2, pp. 33–34, 1986.
- [16] P. Cinquin, *Application des fonctions splines au traitement d'images*. Thèse d'état, Université de Grenoble, Sept. 1987.
- [17] C. Hamitouche, "Modélisation de courbes, de surfaces et de volumes: application à l'imagerie médicale," Rapport de D.E.A.. de Traitement du Signal, Université de Rennes 1, June 1988.