

## D. Méthodes structurelles

# 1. méthodes géométriques de reconstruction tomographique

### 1.1. idée générale et hypothèses

Contrairement aux autres méthodes de reconstruction, les méthodes géométriques cherchent à reconstruire directement la surface des objets examinés, et non pas une image 2D ou 3D des coefficients d'absorption. Les méthodes géométriques supposent que les objets sont très contrastés, et à section plutôt convexe, comme les os, ou les vaisseaux sanguins dans les angiogrammes.

### 1.2. principe de la méthode

Le principe consiste à extraire directement les contours de l'objet dans le sinogramme (image formée par l'ensemble des lignes d'acquisition successives du scanner  $X$ ). Les contours extraits sont appelés courbes duales pour les sinogrammes 2D ou surfaces duales pour les sinogrammes 3D, et sont convertis respectivement en courbes ou surfaces reconstruites, dans l'espace réel, par des méthodes géométriques.

### 1.3. description de l'algorithme

Nous avons recensé deux types principaux d'algorithmes : les méthodes directes, comprenant successivement l'extraction des contours puis leur conversion géométrique, et les méthodes itératives, sous la forme d'un contour déformable évoluant à la fois dans l'espace réel (régularité de la forme) et dans l'espace du sinogramme (proximité des contours réels). Plusieurs variantes concernent également la façon suivant laquelle la conversion géométrique est effectuée dans l'espace du sinogramme à l'espace réel : rétroprojection des points de contours, méthode de Hough, calcul d'enveloppes convexes, transformation géométrique locale.

La transformation géométrique qui donne, à partir des coordonnées  $(u, \theta)$  d'un point de contour dans le sinogramme, les coordonnées  $(x, y)$  du contour reconstruit dans l'espace réel (dans

le cas 2D) est la suivante :

$$\begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \sin(\theta) & -\cos(\theta) \\ \cos(\theta) & \sin(\theta) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} u \\ du/d\theta \end{pmatrix}$$

### 1.4. implantation

Nous avons implanté les versions directes et itératives dans le cas des sinogrammes à deux dimensions, pour des données synthétiques et des données réelles (vertèbre cervicale). La précision de positionnement du contour reconstruit est inférieure au pixel, et le temps d'exécution est de 6 secondes pour l'algorithme itératif, sur une station de travail. La méthode permet le suivi en temps réel d'objets convexes contrastés. Des difficultés ont été constatées pour les objets non convexes. Dans le cas du sinogramme de la vertèbre, nous avons pu réduire le nombre de prises de vue de 1000 à 50 en ayant toujours une convergence de l'algorithme itératif vers une solution acceptable.

### 1.5. remarques complémentaires

Les algorithmes sont facilement extensibles au cas des sinogrammes 3D, pour reconstruire directement en trois dimensions les surfaces des objets. Il existe en effet une formule géométrique de conversion de surfaces duales en surfaces réelles. Nous n'avons cependant pas encore implanté la version tri-dimensionnelle de l'algorithme, qui nécessite pour sa mise au point un sinogramme 3D parfaitement calibré. Nous pensons que les domaines d'application sont :

- le calcul des coefficients d'absorption des méthodes de reconstruction type SPECT,
- le suivi temps réel des objets examinés,
- la planification et le contrôle temps réel d'opérations de radiothérapie.

## BIBLIOGRAPHIE

- [1] J.P. Thirion, « Segmentation of Tomographic Data Without Tomographic Reconstruction », *IEEE Trans. on Medical Imaging*, vol. 11, n°1, 1992, pp. 102–110.
- [2] P. Giblin, « Reconstruction of Surfaces from Profiles », *Proc. IEEE 1st Int. Conf. on Computer Vision*, 1987, pp. 136–144.
- [3] J.L. Prince, J.A. Willsky, « Reconstructing Convex Sets from Support Line Measurements », *IEEE Trans. Patt. Anal. Mach. Intell.*, vol. 12, n°4, 1990, pp. 377–389.

## 2. reconstruction de ventricules et d'artères à partir de deux projections orthogonales en utilisant la méthode de la courbe médiane

### 2.1. idée générale et hypothèses

On essaie de reconstruire des coupes 2D binaires à partir de leurs deux profils densitométriques 1D et de la courbe médiane. La méthode comporte deux étapes :

- 1) Détermination de la courbe médiane (CM)
- 2) Affinement de la solution par une méthode d'optimisation (fonction de norme minimale).

Hypothèses d'acquisition :

- mélanges sang-produit de contraste homogène,
- image peu bruitée.

### 2.2. principe de la méthode

Considérons  $f(x, y)$  une fonction de densité constante définie sur un support  $S$  régulier connexe. La fonction  $f(x, y)$  possède deux projections 1D, appelées profils de densité, sur les axes  $Ox$  et  $Oy$  respectivement notées  $A(x)$  et  $B(y)$ . Dans cette méthode les deux profils de densité ne sont pas traités de la même manière. Selon leurs rôles, ils sont appelés respectivement le contrôleur et le constructeur. Le squelette de  $S$  dans la direction  $x$ , noté  $g(x)$  et dénommé courbe médiane (CM), est construit à partir de  $A(x)$  :

$$g(x) = 1/2[y_{sup} + y_{inf}]$$

avec  $y_{sup} = \sup\{y, (x, y) \in S\}$  et  $y_{inf} = \inf\{y, (x, y) \in S\}$ .

de même on définit :

$$g(y) = 1/2[x_{sup} + x_{inf}]$$

avec  $x_{sup} = \sup\{x, (x, y) \in S\}$  et  $x_{inf} = \inf\{x, (x, y) \in S\}$ .

La technique de reconstruction de  $f(x, y)$  est basée sur la détermination de la CM modélisée par un polynôme. Le calcul des coefficients du polynôme se fait de façon itérative. Pour chaque coefficient, on reconstruit la surface à partir d'un des profils de densité (le constructeur). On calcule ensuite l'erreur quadratique entre le second profil de densité (le contrôleur) et celui calculé à partir de la surface reconstruite (contrôleur estimé). On décide de la valeur des coefficients pour une erreur quadratique minimale.

### 2.3. description de l'algorithme

Soit

$$a_i = \sum_{j=1}^n f(i, j) \quad i = 1, \dots, m \quad b_j = \sum_{i=1}^m f(i, j) \quad j = 1, \dots, n$$

les deux profils de densités de la section  $S$  à reconstruire appelés respectivement contrôleur et constructeur. Le problème de la reconstruction peut se formuler ainsi.

Considérons le polynôme d'ordre  $k$  suivant :

$$i(j) = i_c + \sum_{k=0}^K C_k (j - j_c)^k$$

où  $(i_c, j_c)$  est le centre de gravité de  $S$ . Il faut trouver le vecteur de coefficients optimaux  $C^* = [C_k^*]$ ,  $k = 0, \dots, K$  tel que  $E_a$  soit minimale :

$$E_a = \sum_{i=0}^m |a_i - \hat{a}_i| \quad \text{où} \quad \hat{a}_i = \sum_{j=1}^n f(i, j)$$

avec

$$f(i, j) = 1 \quad \text{pour } i \text{ tels que } b_j^{inf} \leq 1 \leq b_j^{sup} \\ = 0 \quad \text{ailleurs}$$

et

$$b_j^{inf} = \max[1, \hat{i}(j) - b_j/2 ; \\ b_j^{sup} = \min[m, \hat{i}(j) + b_j/2 - \text{Mod}(b_j + 1, 2)$$

### 2.4. caractéristiques de la méthode

- a) la reconstruction de  $S$  n'est possible que si la courbe médiane CM existe.
- b) les sections à reconstruire doivent être connexes, sans trou et régulières.
- c) dans le cas d'images bruitées, il est nécessaire de faire un prétraitement par application de filtres (lissage, filtre médian, filtre gaussien, etc...)
- d) le degré du polynôme est actuellement de 3. Il donne pour l'instant le meilleur rapport qualité/rapidité.

### 2.5. implantation

L'algorithme a été implanté en premier lieu par Z. Bai [1]. Il a été appliqué avec succès pour la reconstruction du ventricule gauche du cœur dans le cas de sections régulières et s'est avéré inefficace pour les sections irrégulières. Par contre, Yang [2] a amélioré l'algorithme et l'a appliqué sur des sections régulières ou non tracées manuellement.

### BIBLIOGRAPHIE

- [1] Z. Bai, P.R. Krishnaiah, C.R. Rao, P.C. Reddy, Y.N. Sun, L.C. Zhao, « Reconstruction of the Left Ventricle from Two Orthogonal Projections based on Theorems of Equal Divisor Curves », University of Pittsburgh, Technical report, 1986.
- [2] R.L. Yang, « Traitement numérique des angiogrammes : vidéodensitométrie et reconstruction d'images en 3D à partir de deux projections orthogonales », Thèse de doctorat CNAM, Paris, 1989.

### 3. reconstruction 3D d'élément de la mâchoire à partir de deux radiographies X orthogonales

#### 3.1. idée générale et hypothèses

A partir de deux profils densitométriques 1D, on essaie de reconstruire la section binaire 2D correspondante.

La méthode comporte deux étapes :

- 1) partir d'une reconstruction approximative (solution de flot initiale  $\phi_0$ )
- 2) affiner la solution par une méthode d'optimisation (flot maximum à coût minimum).

Hypothèses :

- on connaît les profils de densité.
- Bruit de type poissonnien.
- Les sections à reconstruire sont connexes.

#### 3.2. principe de la méthode

Les algorithmes de reconstruction à partir de deux projections supposent connus les profils de densité. Dans notre cas, pour les radiographies X, les objets sont tels que l'information de densité n'est pas disponible, soit parce que le rayonnement X est fortement atténué par la teneur en calcaire des dents, soit parce que les objets se superposent. Le principe de la reconstruction consiste à obtenir un objet ayant le même contour que l'objet réel et les mêmes formes de profils de densité que celles d'un objet-modèle.

On utilise la propriété selon laquelle les intégrales, sur leur support, des projections orthogonales d'un objet binaire 2D, sont égales. On appelle flot  $\phi$  cette intégrale. Le principe de la reconstruction est de traduire l'information de densité des projections sous la forme d'un graphe  $G$  de flot maximal égal à  $\phi$ , puis de chercher un chemin de coût minimal, à travers ce graphe, qui minimise une fonction  $Z$ . Ce chemin correspond à une configuration géométrique particulière considérée comme la solution.

#### 3.3. description sommaire de l'algorithme

On construit un graphe  $G$  associé aux deux projections orthogonales en reliant les valeurs discrètes des deux projections  $p_0(i)$  et  $p_{90}(j)$  par des arcs valués  $u(i, j)$  choisis de façon à atteindre un flot égal au flot maximal  $\phi$  avec :

$$\phi = \sum_{i,j} u(i, j)$$

L'algorithme comporte plusieurs étapes :

- on traduit le modèle binaire  $f_0(x, y)$ , connu a priori, en un graphe  $G_0$  à flot maximal  $\phi = \phi_0$ ,
- on modifie le graphe  $G_0$  en introduisant le flot  $\phi$  calculé à partir des projections mesurées pour obtenir le graphe initial  $G_1$ ,
- on affecte un coût  $c(x, y)$  à chaque pixel de la coupe à reconstruire dont la valeur dépend du modèle a priori selon une loi fixée,
- par un processus itératif on modifie le graphe  $G_1$ , à la recherche d'un chemin à coût  $Z$  minimal avec

$$\min Z = \min \left( \sum_{x,y} \hat{f}(x, y) \cdot c(x, y) \right)$$

Le chemin minimal obtenu correspond à la solution  $\hat{f}$ .

#### 3.4. caractéristiques de la méthode

- a) les sections à reconstruire doivent être connexes (non trouées),
- b) la forme de la section à reconstruite (symétrique ou non, fortement concave ou non,...) influe sur la durée du calcul,
- c) on cherche une solution de flot moyen à coût minimum et non de flot maximum à coût minimum due à la présence du bruit (les projections sont bruitées, cela implique des profils de densités incompatibles),
- d) en présence du bruit, les coefficients de coût attribués aux arcs sont heuristiques,
- e) on peut partir d'une solution initiale nulle ( $f = 0$ ). Dans ce cas, la solution finale peut ne pas exister ou ne pas être unique. Dans tous les cas, cette approche n'est pas très efficace.

#### 3.5. implantation

L'algorithme a été testé sur des fantômes (sections tracées manuellement de formes et de tailles différentes) ainsi que sur des objets réels (dents) obtenus à partir de 2 radiographies X. Dans le premier cas, le taux de conformité était toujours compris entre 98% et 100%. Dans le 2ème cas, les résultats obtenus sont visuellement acceptables mais non quantifiés par rapport à une référence et la forme reconstruite est très proche de celle de la réalité (en regard du modèle).

#### BIBLIOGRAPHIE

- [1] C.H. Slump, J.J. Gerbrands, « A Network Flow Approach to Reconstruction of the Left Ventricle from Two Projections », *Comp. Grap. & Imag. Pro.*, vol. 18, pp. 18–36.
- [2] A. Taleb-Ahmed, S. Rebol, F. Salome, J.P. Dubus, « Méthode de reconstruction tridimensionnelle indirecte de la dentition à partir de deux clichés radiographiques en incidences orthogonales », *Festival 3D*, Premier Symposium international de l'image en relief, Paris, 1991.
- [3] A. Taleb-Ahmed, « Etude de techniques de représentation 3D d'objets biologiques à partir d'acquisitions radiographiques X et IRM : applications en neuroradiologie et morphogénèse céphalique », *Thèse de doctorat*, Lille, 1992.

## 4. reconstruction vasculaire spatio-temporelle en vision par ordinateur

### 4.1. idée générale et hypothèses

Les méthodes proposées reposent sur l'introduction de contraintes par modélisation symbolique [1], par ajout d'une troisième vue [2] ou par estimation de mouvement [3] pour une géométrie d'acquisition quelconque.

### 4.2. principe de la méthode

Les trois approches développées ont en commun les phases de correction de distorsion et d'étalonnage de l'imageur, la détection des lignes centrales des vaisseaux (primitives de mise en correspondance) et la visualisation tridimensionnelle. La reconstruction-étiquetage [1] utilise un modèle qualitatif 3D de l'arborescence à reconstruire pour éliminer les ambiguïtés d'appariement dans les deux vues. Les propriétés structurelles et géométriques sont exprimées à travers des relations de type « naît-de », « en-continuité-avec », « à-gauche-de ». La résolution procède de manière séquentielle par mise en correspondance des données reconstruites et du modèle avec retour arrière en cas de conflits. Les variations inter-individuelles sont prises en compte à travers les types de distribution.

En version trinoculaire [2], la méthode repose sur la recherche d'hypothèses d'appariement par une coopération symétrique entre les vues, la validation et le stockage de toutes les hypothèses répondant aux critères géométriques, la classification des appariements possibles sous forme de suites d'appariements de morceaux de branches 2D connexes. La sélection d'un homologue pour chaque branche est effectuée par contrôle global sur l'ensemble des images (recuit simulé), des appariements multiples étant autorisés.

La reconstruction à partir d'une paire de séquences d'images [3] procède par suivi temporel de branches vasculaires 2D ou 3D suivant l'approche retenue. La plus robuste exploite une estimation de mouvement par mise en correspondance temporelle et maintien de la contrainte épipolaire (les branches et les points les décrivant ayant un appariement connu et invariant dans le temps). La présence de superpositions ou de mouvements de forte amplitude est correctement maîtrisée sur toute une séquence.

### 4.3. description sommaire de l'algorithme

La détection des lignes centrales étant effectuée dans les plans images, les étapes sont les suivantes :

- (1) mise en correspondance des primitives, reconstruction, confrontation au modèle, retour arrière en cas d'échec;
- (2) mise en correspondance locale, mémorisation des appariements géométriquement compatibles, recherche de la meilleure solution globale;
- (3) reconstruction initiale, retroprojection, estimation de mouvement 2D, reconstruction avec contrainte de lissage des vitesses 3D.

### 4.4. caractéristiques de la méthode

Il n'est fait aucune hypothèse sur le choix des incidences (angles stéréoscopiques ou larges). La méthode (2) s'applique à tout type d'objet adapté à une représentation sous forme de ligne. Elle permet de résoudre des configurations complexes telles que les boucles et les siphons. Ces trois approches supposent cependant une détection précise et robuste des primitives 2D.

### 4.5. implantation

Les méthodes ont été testées sur :

- 1) fantômes simulés sur ordinateur (avec et sans bruit),
- 2) fantômes physiques (filaires et tubulaires), images acquises sur des systèmes standards,
- 3) images réelles (angiographies cardiaque et cérébrale).

Ces trois phases ont permis de séparer partiellement les niveaux de difficulté et de mesurer de manière objective certaines des erreurs commises. La méthode [1] a été développée pour le réseau artériel cardiaque (collaboration Thomson-LER et GE-MS). Les algorithmes de l'approche [2] ont été appliqués sur des arborescences cardiaques et cérébrales (collaboration Thomson-LER). La méthode [3] a été validée sur des séquences cardiaques (collaboration GE-MS).

### 4.6. remarques complémentaires

De nombreuses variantes ont été conçues dans chacun des cadres précédents, de la détection à la visualisation. Le point critique reste la détection et le filtrage des branches d'intérêt.

## BIBLIOGRAPHIE

- [1] M. Garreau, J.L. Coatrieux, R. Collorec, C. Chardenon, « A Knowledge based Approach for 3D Reconstruction and Labelling of Vascular Network from Biplane Angiographic Projections », *IEEE Trans. Medical Imaging*, 10, 2, 1991, pp. 122-131.
- [2] C. Venaille, D. Mischler, J.Y. Catros, J.L. Coatrieux, « Reconstruction tridimensionnelle de réseaux vasculaires en angiographie », *Actes 7ème Cong. AFCET-INRIA, RFIA, Paris, 1989*, pp. 1533-1541.
- [3] S. Ruan, A. Bruno, R. Collorec, J.L. Coatrieux, « Estimation de mouvement 3D en coronarographie », *Actes 13ème Coll. GRETSI, Juan les Pins, 1991*, pp. 801-804.