

PREMIER COLLOQUE IMAGE  
Traitement, Synthèse, Technologie et Applications

BIARRITZ - Mai 1984

---

IMAGERIE PARAMETRIQUE EN ANGIOGRAPHIE NUMERIQUE

PARAMETRIC IMAGING IN DIGITAL ANGIOGRAPHY

Jean LIENARD, Claude BENCHIMOL

THOMSON-CGR : 48, rue Camille Desmoulins 92130 ISSY-LES-MOULINEAUX

---

**RESUME**

L'imagerie fonctionnelle angiographique a pour but de présenter les caractéristiques quantifiées de fonctionnement du système vasculaire ou cardiaque, sur une image de synthèse déduite d'une séquence d'images radiologiques numérisées.

La régression sur un modèle temporel d'atténuation des rayons X par un vaisseau est le moyen de paramétrer la fonctionnalité vasculaire étudiée ; une distance quadratique pondérée entre mesures sur pixels et modèle analytique est minimisée, à chaque itération, par un choix entre paramètres optimaux calculés par la méthode du gradient et par la méthode de Gauss-Newton.

La régression sur un modèle cardiaque sinusoïdal se ramène à une analyse en série de Fourier.

On examine l'application de ces techniques sur des images vasculaires et sur des images cardiaques.

**SUMMARY**

The goal of functional angiographic imaging is to display the quantified characteristics of cardiac or vascular function by means of an image generated from a sequence of digital radiological images.

The vascular function is studied by performing a regression on a temporal model of X-ray attenuation in idealized blood vessels ; the weighted square error between the measured values and the model is reduced iteratively by choosing optimal model parameters using the gradient method or the Gauss-Newton method.

The cardiac function uses a sinusoidal model, thus the regression becomes a Fourier analysis.

The applications of these techniques on vascular and cardiac image sequences are examined.



## 1. INTRODUCTION

### 1.1. Images morphologiques

En angiographie numérique, le coeur et les vaisseaux à examiner sont observés sur une suite de radiographies prises en séquence et numérisées pendant l'injection et la dilution dans le flux sanguin d'un produit opaque aux rayons X.

Divers traitements sont appliqués sur cette séquence afin d'obtenir une suite temporelle d'images dites morphologiques débarrassées au mieux des structures osseuses ou non vascularisées.

Le médecin peut alors visualiser ces images et établir un diagnostic à partir de la forme des vaisseaux.

### 1.2. Images fonctionnelles

Malheureusement, il arrive fréquemment que les pathologies ne soient pas accessibles directement par une simple inspection visuelle de la séquence.

Le but de l'image fonctionnelle est alors de présenter au médecin des données calculées sur la séquence et qui représentent les paramètres de fonctionnement du système vasculaire étudié (coeur, vaisseaux, tissus irrigués) : c'est le cas de valeurs quantifiables telles que le débit sanguin, la vitesse moyenne de l'écoulement, la quantité de produit de contraste passée en une section, le déplacement d'une cavité cardiaque, etc...

Les paramètres du modèle ainsi obtenus sont représentatifs du phénomène examiné : ils peuvent être utilisés :

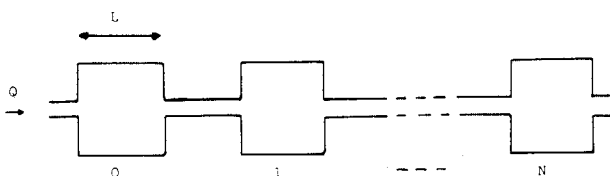
- soit pour filtrer la séquence (chaque pixel de la suite d'images morphologiques est remplacé par l'échantillon temporel du modèle qui le représente),
- soit pour être visualisés en une image de synthèse, dite paramétrique, qui informe l'opérateur sur la fonctionnalité des vaisseaux examinés.

## 2. MODELES

### 2.1. Le modèle vasculaire gamma

#### 2.1.1. Modèle à compartiments

Soit un ensemble de  $N+1$  cellules (compartiments) en cascade, de section circulaire d'aire  $S$ , de longueur  $L$ , (de volume  $V = LS$ ), parcourues par un fluide (le sang) au débit volumique  $Q$ . (La vitesse moyenne de l'écoulement est  $u = Q/S$ ).



Au temps  $t_0$ , une masse  $M_0$  de produit opaque aux rayons X est injectée instantanément dans le premier compartiment (le temps de mélange est négligeable devant le temps de transfert dans la cellule suivante). En considérant que le flux et les

volumes sont constants, et que la masse injectée n'est nulle part absorbée ni remise en circulation, la concentration dans la kème chambre est liée à celle de la chambre précédente par l'équation de continuité

$$\frac{dC_k}{dt} + \frac{Q}{V_k} C_k = \frac{Q}{V_k} C_{k-1}$$

$$\text{avec } C_k = \frac{M_k}{V_k}$$

$$C_{k-1} = \frac{M_{k-1}}{V_{k-1}}$$

La résolution de cette équation récursive fournit l'expression de la concentration dans la cellule  $N$  :

$$(1) C_N(t) = \frac{M_0}{Q} \cdot \frac{Q}{V}^{N+1} \frac{1}{N!} (t-t_0)^N e^{-\frac{Q}{V}(t-t_0)}$$

Un faisceau de rayons X qui traverse un corps de coefficient d'absorption linéaire  $\mu$  voit son intensité atténuée exponentiellement le long du chemin parcouru ; une cellule de concentration  $C(t)$  en produit de contraste atténue le faisceau d'un facteur

$$(2) e^{-\int \mu dC(t)/\rho}$$

où  $\mu$  représente le coefficient d'atténuation linéaire du produit de contraste,  $\rho$ , sa masse spécifique et  $d$  est l'épaisseur traversée (fonction du rayon  $R$  du vaisseau).

La technique angiographique de soustraction logarithmique entre les images opacifiées et une image non opacifiée de référence (masque) donne des images dont les pixels ont une intensité égale à :

$$(3) I(t) = d \cdot C(t) \cdot \mu/\rho$$

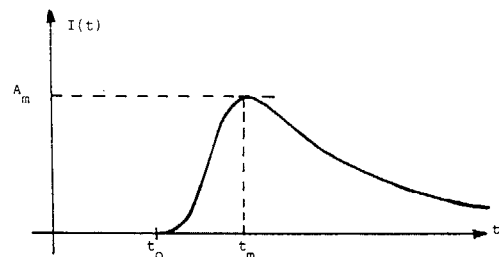
Si on pose

$\alpha = N$  (soit le nombre de cellules précédant la cellule examinée)

$\beta = V/Q$  (constante de temps de propagation au travers d'un compartiment)

$$A = d \cdot \mu/\rho (M_0/Q) (Q/V)^{N+1} (1/N!)$$

on constate que l'expression mathématique de l'intensité des pixels de la séquence soustraite est une courbe en gamma [3], présentant un maximum  $A_m$  au temps  $t_m$  ;





## 5. CONCLUSIONS

### 5.1. Utilisation des images paramétriques

Les images paramétriques sont déjà utilisées couramment, notamment en médecine nucléaire, les images d'amplitude et de phase pour le diagnostic cardiaque. On peut donc penser que cette technique, appliquée sur des images vasculaires, permettra de fournir plus de renseignements quantifiables sur certaines pathologies (sténoses, calcifications, etc..).

### 5.2. Limitations de la méthode et du modèle

Le modèle ne s'applique bien au comportement temporel d'un pixel vasculaire que dans la mesure où celui-ci reste situé morphologiquement sur la zone examinée ; la plupart des déplacements des parois élastiques des vaisseaux sous l'onde de pression sanguine entraînent des erreurs importantes dans la régression et il s'avère nécessaire à présent de "suivre" morphologiquement le vaisseau dans ses mouvements (recale de vaisseaux).

D'autre part, la superposition de vaisseaux de natures différentes (veines/artères) due à la technique d'imagerie par projection modifie la répartition temporelle des concentrations de sorte que le modèle simple évoqué ne s'applique plus.

Des modèles plus proches de la réalité physique des phénomènes d'écoulement et de diffusion sont également en cours d'investigation.

## 6. BIBLIOGRAPHIE

- [1] D.W. MARQUARDT : An algorithm for least-squares estimation of nonlinear parameters. J.Soc.Indust.Appl.Math. Vol 11, N°2, June 1963
- [2] G.C. TEMES, D.A. CALAHAN : Computer-Aided Network Optimization The State of the Art. Proc. IEEE, Vol 55, N°11, November 1967
- [3] H.K. THOMPSON, C.F. STARMER, R.E. WHALEN, D.Mc INTOSH : Indicator Transit Time considered as a GAMMA Variate Circul. Research, Vol XIV, June 1964
- [4] R.E. WENDT, P.H. MURPHY, J.W. CLARK, J.A. BURDINE : Interpretation of Multigated Fourier Functional Images. Journal of Nuclear Medicine, Vol 123, N°8, April 1982
- [5] Standard Mathematical Tables. CRC. 14th Edition, 1964, 1965  

$$\sqrt{2\pi n} (n/e)^n < n! < \sqrt{2\pi n} (n/e)^n (1 + \frac{1}{12n-1})$$
- [6] E.V. NEWMAN et al. : The Dye Dilution Method for Describing the Central Circulation ; Circulation, Vol IV, November 1951
- [7] E.A. VON RETH, J.M. BOGAARD : Comparison of a two-compartmental model and distributed models for indicator dilution studies ; Med. Biol. Eng. Comput. 21 July 1983
- [8] Patrick ROUSSEL : Visualisation interactive de paramètres médicaux dans un espace colorimétrique uniforme.  
Rapport interne THOMSON-CGR 1984.