

**Repérage automatique du masque ventriculaire gauche
en angiocardigraphie numérique par Morphologie Mathématique**

Blandine LAVAYSSIERE-LECOURT - Françoise PRETEUX

Service Etudes Probatoires - Thomson-CGR - 283, rue de la Minière - 78530 BUC - FRANCE
Centre de Morphologie Mathématique - Ecole des Mines de Paris -
35, rue St Honoré - 77305 FONTAINEBLEAU - FRANCE

Repérer automatiquement un masque du ventricule gauche en angiocardigraphie numérique [1] est l'étape nécessaire pour quantifier automatiquement le volume du ventricule gauche (VG) par densitométrie à partir d'une simple information plane [2]. Dans le cadre de la Morphologie Mathématique, nous avons développé une méthode permettant d'extraire cette information locale souvent noyée dans du bruit à partir des primitives d'ouverture et de fermeture à teintes de gris.

The automatic placement of the left-ventricle mask in digital angiocardigraphy [1] is a necessary step for automatically quantifying the volume of the left ventricle from densitometric measurements [2]. To accomplish this, Mathematical Morphology is used to develop a method for the extraction of local information, embedded within noise, using the opening and closing primitives for image gray-level values.

1. Protocole d'acquisition des images

L'imagerie en angiocardigraphie a pour but la visualisation des cavités cardiaques. L'exploration est fondée sur l'injection d'un produit de contraste opaque aux rayons X. La voie intra-veineuse, moins traumatisante pour le patient que la voie intra-artérielle, mais plus pénalisante du point de vue de la qualité des images obtenues, a été retenue pour cette étude. Pour faciliter la visualisation du seul système cardiaque, on exploite la physique des rayons X où l'intensité émergente I est donnée par :

$$I = I_0 \exp - \int \mu(x, E) dx$$

I_0 : intensité incidente
 $\mu(x, E)$: coefficient d'atténuation linéaire de la matière présente au point d'abscisse x sur la trajectoire linéaire du faisceau de rayons X d'énergie E.

Par soustraction logarithmique, entre une image où le VG est opacifié et une autre où il ne l'est pas, on élimine les structures inutiles telles que côtes, diaphragme, cavités opacifiées autres que le VG. Toutefois, après soustraction, des hétérogénéités subsistent dues au bougé du patient ou à des mouvements physiologiques naturels. Le fond n'a donc pas été totalement supprimé.

Le volume ventriculaire étant proportionnel à la somme des valeurs des pixels contenus dans le VG, il convient d'évaluer le bruit de fond avant d'effectuer la sommation des pixels. C'est pourquoi, il faut choisir une région d'intérêt débordant légèrement des limites exactes du VG, appelée masque ventriculaire.

2. Connaissances a priori

La Morphologie Mathématique ([3], [4], [5]) dispose d'un large éventail de primitives [6] grâce auxquelles les propriétés des images à analyser sont exploitées par des critères de choix concernant :

- l'élément structurant
- la relation ensembliste ou fonctionnelle imposée entre l'élément structurant et l'image à transformer,
- l'interprétation de l'images en termes fonctionnels ou ensemblistes,
- le modèle utilisé.

Il convient donc pour résoudre un problème de sélection sur les images dont on dispose, des connaissances pertinentes et d'en déduire leurs conséquences en termes d'analyse d'image [7].

Dans notre domaine d'application, ces connaissances sont liées aux techniques radiologiques d'acquisition, au protocole médical et aux variabilités anatomiques.

Le mode d'acquisition en imagerie X directe fait que :

- l'information recueillie dans l'image soustraite est relative par opposition à celle obtenue à partir d'images scanner par exemple (i.e. la notion de densité tissulaire n'est en aucun cas utilisable d'une séquence à une autre),

- un bruit de fond persiste à la suite de la soustraction logarithmique perturbant l'information réelle surtout dans les zones de faible épaisseur (apex, piliers myocardiques),

- une collimation (à géométrie elliptique par passage en trame hexagonale) de l'image est réalisée, due à la présence d'amplificateurs de luminance.



Le protocole médical de l'examen, fait ressortir trois particularités :

- la continuité des fonctions de gris (i.e. absence de gradients prononcés) due au mode d'injection intra-veineuse où le produit de contraste est dilué au cours du trajet "site d'injection - VG", ce qui condamne toute méthode à base directe ou indirecte de seuillage,

- la constance de l'incidence d'acquisition ce qui signifie que le VG est toujours projeté sur l'image selon le même axe,

- la correspondance des plus faibles densités aux pixels opacifiés puisque le produit de contraste se situe dans les cavités cardiaques (ventricules, oreillettes) et les vaisseaux afférents ou efférents, mais malheureusement aussi à quelques valeurs isolées dues au bougé du patient ou à des imperfections dues à l'émission des rayons X.

Les variabilités anatomiques (morphologie du patient) introduisent des variations dans les paramètres de l'examen : dose injectée, site d'injection qui excluent également tout recours au seuillage.

A partir de ces caractéristiques et de leurs conséquences pour l'analyse morphologique, la démarche adoptée a conduit à localiser le masque ventriculaire par une suite de partitions dont les critères ont été successivement :

- spatiaux et géométriques correspondant à la détection de l'ellipse de collimation,
- topologiques et fonctionnels traduisant les notions de minima et maxima locaux de la fonction de gris associée à l'image,
- anatomiques exploitant les proportions du coeur en projection sur un axe.

3. Les étapes de l'algorithme

3.1 Partition géométrique de l'image

A partir de l'image soustraite (figure 1), seul l'intérieur de l'ellipse de collimation comporte une information médicalement pertinente.



Fig. 1 : image initiale

Pour délimiter cette ellipse et compte-tenu du bruit de fond parasite, nous avons effectué :

- un filtrage de l'image initiale par une ouverture à teintes de gris de taille 1,
 - un gradient morphologique,
 - un seuillage de celui-ci,
- ces trois étapes assurant que les pixels les plus externes correspondent au contour de l'ellipse,

- une estimation des paramètres géométriques de l'ellipse passant au mieux par ces points par une méthode classique d'optimisation.

La partition retenue (figure 2) est l'intérieur de cette ellipse tronquée horizontalement dans ses parties inférieure et supérieure du fait de la localisation centrale du VG.

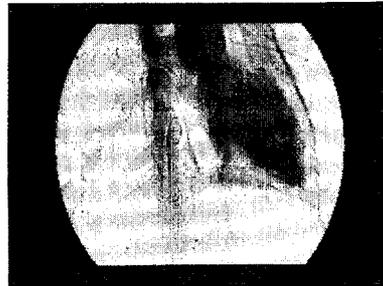


Fig. 2 : image collimatée

Cette région d'intérêt, réduite de 35% par rapport à la surface initiale, constitue maintenant l'image de départ pour la seconde partition.

3.2 Partition en minima et maxima locaux

Sur une image bruitée, il est pratiquement impossible d'exploiter le nuage de points correspondant aux maxima ou minima locaux. Pour éliminer les maxima ou minima non significatifs et pour donner aux autres une

taille minimale (par exemple celle d'un élément structurant hexagonal de taille 2), il convient dans un premier temps d'homogénéiser les textures tout en préservant et en propageant les maxima ou minima pertinents. Cette opération préalable relève du filtrage que nous avons choisi délibérément morphologique [8] (i.e. une transformation croissante et idempotente). Les plus simples de ces filtres morphologiques sont donnés par les ouvertures et fermetures à teintes de gris. En assimilant la fonction numérique à un relief où l'altitude correspond aux niveaux de gris, les fermetures morphologiques comblent partiellement les vallées de ce relief tout en préservant les pics, alors que les ouvertures morphologiques écrêtent les pics en respectant les vallées.

Sur une image ouverte (donc homogénéisée par valeurs inférieures), les maxima régionaux sont au moins de la taille de l'élément structurant utilisé dans l'ouverture.

Dans le cas présent, nous avons effectué sur l'image précédemment obtenue une ouverture, puis une fermeture à teintes de gris (dodécagonales de taille 12 et 14), le choix de l'élément structurant permettant d'approcher au mieux un cercle sur une trame hexagonale.

Sur l'image filtrée par fermeture, les plus bas niveaux de gris apparaissent comme des fonds de vallées glaciaires au profil en U alors que sur l'image filtrée par ouverture, les niveaux élevés se présentent comme des plateaux.

Ainsi, il suffit de détecter les minima de l'image fermée (vallées) pour obtenir une partition des régions fortement opacifiées et des artéfacts résiduels (figure 3).

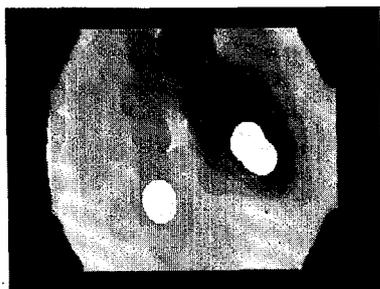


Fig. 3: Minima sur l'image fermée

Une localisation des régions non opacifiées est obtenue par extraction des maxima locaux (plateaux) sur l'image ouverte (figure 4).

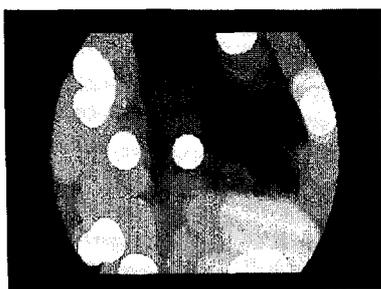


Fig. 4: Maxima sur l'image ouverte

A ce stade, nous disposons d'une partition définie toujours par de nombreux plateaux et parfois par plusieurs vallées dont une seule correspond au VG.

3.3 Repérage du masque ventriculaire

L'étape suivante consiste donc à éliminer les vallées parasites pour ne retenir que celle marquant le VG.

Dans un premier temps, on élimine toutes les vallées coupant le bord du champ, sachant que celui-ci a été calculé pour inclure obligatoirement le VG. Ces vallées correspondent en général à des artéfacts subsistant après soustraction.

Dans un second temps, on utilise la constance du protocole médical et de l'incidence d'acquisition en remarquant que l'axe ventriculaire est orienté à -60° environ, alors que les vaisseaux qui en partent (aorte) sont orientés à 120° , 150° à gauche du VG. La vallée ventriculaire est donc la première rencontrée lorsqu'on dilate linéairement (à 0°) le bord droit de l'image (figures 5 et 6).

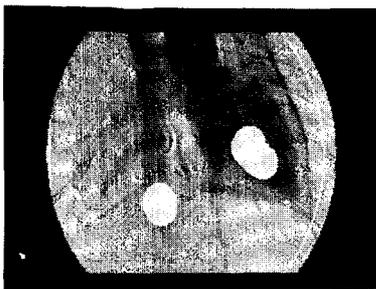


Fig. 5 : dilatation du bord droit ne touchant aucune vallée

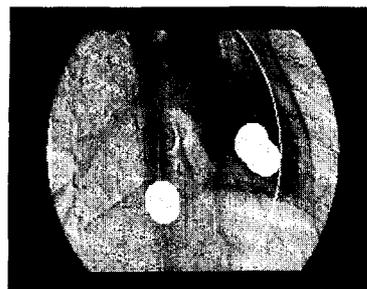


Fig. 6 : dilatation ultime

Ainsi par dilatation géodésique, on reconstruit alors la seule vallée correspondant au VG.

L'image résultant de ces traitements à teintes de gris comporte donc la vallée ventriculaire et de nombreux plateaux délimitant les zones extérieures au VG (figure 7).

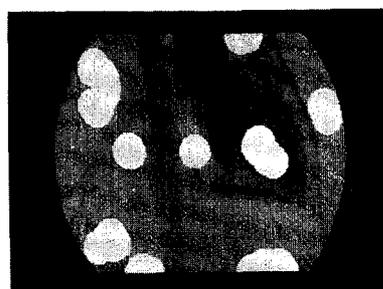


Fig. 7 : vallée ventriculaire et plateaux

Le fait d'avoir extrait un grand nombre de plateaux est un atout pour la dernière étape de l'algorithme.

En effet, celle-ci, fondée sur l'anatomie et la morphologie du coeur humain, consiste en des dilatations de la vallée ventriculaire suivant des directions privilégiées, mais conditionnellement aux plateaux détectés, ce qui fournit le masque ventriculaire minimal, objet de la recherche (figure 8).

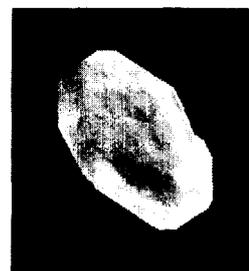


Fig. 8 : masque ventriculaire

4. Conclusion

Disposant d'images difficiles à analyser (intra-veineux, lissées et fort variables d'un patient à un autre), nous avons développé une méthode automatique de repérage du masque ventriculaire dans le cadre de la morphologie mathématique. L'intérêt de l'algorithme développé réside, d'une part, dans la simplicité des transformations utilisées et d'autre part, dans leur grande robustesse comme on l'a établi à partir d'images exceptionnellement bruitées.



En outre, cet algorithme souligne la puissance de l'ouverture ou de la fermeture de grande taille à teintes de gris pour extraire une information ténue, souvent noyée dans le bruit.

Il fournit un bon exemple d'exploitation optimale de l'information numérique, contrairement aux méthodes classiques, qui effectuent d'emblée une binarisation.

Enfin, il est facilement "implémentable" sur les appareils d'angiocardigraphie numérique (DG200/300 THOMSON-CGR).

5. Bibliographie

[1] B. Lavayssière ; F. Prêteux
Repérage automatique du masque ventriculaire gauche en angiocardigraphie numérique par la Morphologie Mathématique
Rapport interne Thomson-CGR, octobre 85

[2] B. Lavayssière
Détermination de la fraction d'éjection et du volume du ventricule gauche par vidéo-densitométrie
Rapport interne Thomson-CGR, ref. 42/85

[3] G. Matheron
Random Sets and Integral Geometry
Wiley and Sons, New-York, 1985

[4] J. Serra
Image Analysis and Mathematical Morphology
Academic Press, London, 1982

[5] M. Coster, J.L. Chermant
Précis d'Analyse d'Images
Ed. CNRS, 1985

[6] F. Prêteux
Extraction de primitives et Morphologie Mathématique
Deuxième colloque image, Nice, avril 1986

[7] I. Bloch, F. Prêteux
Démarche générale pour la résolution de problèmes de segmentation en Morphologie Mathématique
MARI 87, Paris, mai 1987

[8] J. Serra
Les filtres morphologiques
Note interne CMM, n° 744