

Squelette homotopique 3D pour le traitement et l'analyse du ventricule gauche en SPECT

D.Scellier*, Z.Aktouf[∇], J.Y.Boire[∇], G.Bertrand[°], J.Maublant¹.

* ERIM, Centre J.Perrin, Médecine nucléaire, BP 392, 63011 Clermont-Ferrand Cedex France.

[∇] ESIEE, Labo PSI, cité Descartes BP 99, 93162 Noisy-le-Grand Cedex, France.

[∇] ERIM, rue Montalembert, BP 184, 63005 Clermont-Ferrand, France.

[°] ESIEE, Labo PSI, cité Descartes BP 99, 93162 Noisy-le-Grand Cedex, France.

¹ Centre J.Perrin, Médecine nucléaire, BP 392, 63011 Clermont-Ferrand Cedex France.

RESUME

Des images tomoscintigraphiques sont la représentation 3D de la distribution d'un traceur dans le ventricule gauche (VG). Le but de notre étude est de réussir à quantifier les défauts de fixations (zones d'atténuation) représentatifs d'une pathologie. Le squelette 3D du VG est utilisé pour reconstituer la forme originale du VG. Pour combler les lacunes liées aux pathologies, le squelette est complété conformément à un modèle. Un algorithme fondé sur la théorie de l'incertain (logique floue) utilise le squelette ainsi complété pour générer une nouvelle image avec un contraste plus élevé. Cette nouvelle image peut être plus facilement segmentée, et le VG est considéré dans son intégralité. Le VG peut alors être entièrement quantifié.

Introduction

La distribution d'une injection intraveineuse radiotracerée dans le ventricule gauche (VG) peut être visualisée sur des images tomoscintigraphiques (technique SPECT) qui représentent la structure anatomique en trois dimensions (3D). L'objet est présenté avec un niveau de gris lié à l'activité tissulaire. Le but est de quantifier les défauts de fixation (zones d'atténuation) représentatifs d'une pathologie. Quantifier l'activité implique de réussir à considérer entièrement le VG, ce qui inclut les régions normales aussi bien que celles avec un faible niveau d'activité. Le squelette 3D du VG est utilisé pour suivre la forme originale de l'organe. Sa forme est associée à un modèle théorique pour éventuellement remplir les lacunes. Un algorithme utilisant la logique floue (LF) et le squelette complété, génère une nouvelle image plus largement contrastée. Cette nouvelle image peut être plus facilement segmentée. Le résultat est un VG binaire sans lacune. Ainsi reconstitué, le VG peut maintenant être quantifié. Pour préserver la morphologie 3D du VG, le processus de squelettisation doit être appliqué en 3D. L'algorithme de LF travaille sur les images coupe par coupe. Il est donc nécessaire que le squelette soit aussi connecté en 2D. L'algorithme de squelettisation proposé est actuellement le seul à préserver simultanément la morphologie de l'organe en 3D et la connexité en 2D.

ABSTRACT

The distribution in the left ventricle (LV) of an intravenously injected radiotracer can be visualised on tomoscintigraphic images (SPECT technique) which represent the 3-dimensional (3D) anatomical structures. The aim is to quantify defects (areas with decreased uptake) corresponding to ischemic or infarcted areas. The 3D skeleton of the LV is used to follow the original shape of the organ. Its shape is associated with a theoretical model to fill the defects. An algorithm using fuzzy logic (FL) and the completed skeleton generates a new image with higher contrast in which the myocardium and its defects are highly enhanced. This new functional image can be more easily segmented. The result is a binary LV without defect. The LV can now be entirely quantified.

Méthode

Pour obtenir le squelette 3D des parties saines du VG, les images originales sont préalablement segmentées avec un seuil fixé à 50% de l'activité maximale retenue dans une région d'intérêt (ROI). Il n'est pas nécessaire de segmenter les images originales avec une méthode plus complexe car le niveau de seuil $\pm 5\%$ n'a que très peu d'effet sur la forme l'objet binaire résultant.

1. Algorithme de squelettisation

Le squelette du myocarde est calculé de manière à obtenir une surface 3D représentative de l'organe. Le squelette résultant doit préserver la topologie 2D et 3D.

L'algorithme de squelettisation est un processus consistant à supprimer les points qui ne modifient pas la topologie de l'image. Ces points sont appelés points simples.

En 3D, la définition des nombres topologiques [Bertrand *et al*] nous permettent de déterminer si un point est simple ou non. Les nombres topologiques permettent aussi de déterminer si un point appartient à une surface ou à une courbe. Pour que l'algorithme utilisant la logique floue puisse être appliqué correctement, le squelette 3D doit aussi être parfaitement connexe en 2D. Pour cela, nous avons développé un algorithme d'amincissement parallèle capable de préserver les propriétés topologiques d'une image binaire

aussi bien en 3D qu'en 2D. Le squelette 3D du myocarde est calculé, pour que la connexité reste inchangée sur chaque plan de coupe de l'organe.

L'algorithme utilise la stratégie des sous-maillages [Aktouf *et al*] : la maille cubique est divisée en 8 sous-maillages activés séquentiellement. Les points appartenant à une même sous-maille sont supprimés en parallèle si ils sont « simples » en 2D et en 3D. Pour obtenir un squelette 3D surfacique, les points qui apparaissent comme point de surface ou point de courbe sont conservés. Le résultat de cet algorithme sur un plan de coupe peut être vu en figure 1.

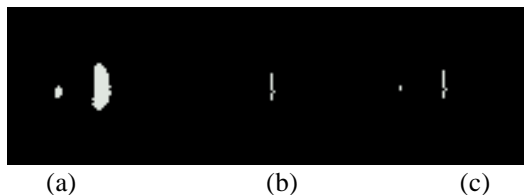


Fig.1 : (a) Coupe centrale d'un ventricule gauche binaire. (b) coupe centrale d'un squelette 3D obtenu à partir de l'objet (a) juste la topologie 3D est préservée, (c) coupe centrale du squelette 3D de (a) les topologies 3D et 2D sont préservées.

2. Modélisation

Lorsque le VG possède des lacunes (pathologies), le squelette est nécessairement non connexe. Il doit alors être complété en conformité avec un modèle théorique et statistique en forme de « balle de fusil tronquée » [Cauvin *et al*]. Le modèle est défini par une demi ellipsoïde prolongée par un cylindre tronqué.

L'équation de l'ellipsoïde est :

$$\frac{(x - x_0)^2}{A^2} + \frac{(y - y_0)^2}{B^2} + \frac{(z - z_0)^2}{C^2} = 1.$$

Avec : x_0, y_0, z_0 centre de l'ellipsoïde ; $A = C =$ petit axes (ellipsoïde de révolution) ; $B =$ grand axe. Pour déterminer $A, B,$ et $x_0, y_0, z_0,$ le modèle est ajusté sur les points du squelette par la méthode des moindres carrés. Pour que le squelette soit connexe sur chaque plan, les points sont ajoutés coupe par coupe. Pour remplir la partie ellipsoïdale, l'algorithme suit les points du squelette jusqu'à rencontrer un trou. Dans ce cas, le voisin du dernier point considéré, qui

minimise $\left| 1 - \left(\frac{x^2}{A^2} + \frac{y^2}{B^2} + \frac{z^2}{C^2} \right) \right|$ est sélectionné et ajouté

au squelette (Fig.2 (c)(d)). Une fois le remplissage terminé, le squelette peut alors être utilisé par l'algorithme de logique floue.

3. Logique floue : application

Au lieu de définir la notion d'appartenance comme étant une certitude (logique binaire), nous définissons l'appartenance comme étant une possibilité (logique floue). C'est à dire : au lieu de dire que chaque pixel « i » appartient ou n'appartient pas à un objet « X », $i \in \{0,1\}$, chaque pixel « i » est égale à une valeur sur l'intervalle

[0,1]. Cette valeur définit son degré d'appartenance à l'objet « X » [Fauroux *et al*].

Dans notre cas, un certain nombre de points peuvent déjà être inclus dans la composante « X » (objets certains) : les points du squelette, car leur degré d'appartenance au myocarde est égal à 1, et les points du bord de l'image, parce que leur degré d'appartenance au myocarde est égal à 0. Les autres points de l'image forment notre composante floue (points avec un certain degré d'incertitude), et leur degré d'appartenance au myocarde sera inclus dans l'intervalle [0,1]. Notre algorithme calcule pour chaque pixel son degré d'appartenance [Scellier *et al*], en utilisant comme données d'entrées : les niveaux d'activités dans l'images (niveaux de gris), la position de chaque point dans l'espace, et la carte des distances en chaque point du squelette obtenu à partir du myocarde binaire.

En sortie une nouvelle image est générée, dans laquelle les niveaux de gris représentent désormais le degré d'appartenance au myocarde. Le contraste est plus prononcé, et le VG peut ainsi être segmenté plus facilement, et dans son intégralité. Les niveaux de gris diminués par la présence d'une pathologie sur l'image originale, ont dans la nouvelle image un niveau plus élevé dû à leur fort degré d'appartenance au myocarde.

Désormais reconstitué, le myocarde peut finalement être découpé en 18 secteurs, superposé à l'image originale, pour fournir au médecin une information relative au pourcentage de fixation dans chaque secteur. La profondeur de la pathologie peut enfin être mesurée.

Résultats et Discussion

Une analyse qualitative nous permet de confirmer que le programme réussit à reconstituer parfaitement les parties manquantes du VG. Par exemple, figure 2, la cavité du VG, et la partie supérieure (Apex) sont très bien remplies.

Pour l'analyse quantitative, nous avons appliqué le programme sur une série de 43 patients, 14 femmes et 29 hommes, ayant chacun subi un examen à l'effort et au repos. Les valeurs quantitatives obtenues dans chacun des secteurs ont été comparés à l'analyse visuelle d'un médecin (seule référence existante). La concordance était bonne ou excellente dans 96.5% des cas. Les principales divergences concernaient quelques secteurs détectés normaux par le programme et anormaux par l'analyse visuelle : « effet de volume partiel ». Le remplissage automatique des lacunes est jugé de bonne qualité dans 99% des cas. Même pour une très large lacune (>40% du volume du myocarde) le squelette nous apporte une aide suffisante pour recréer la forme.

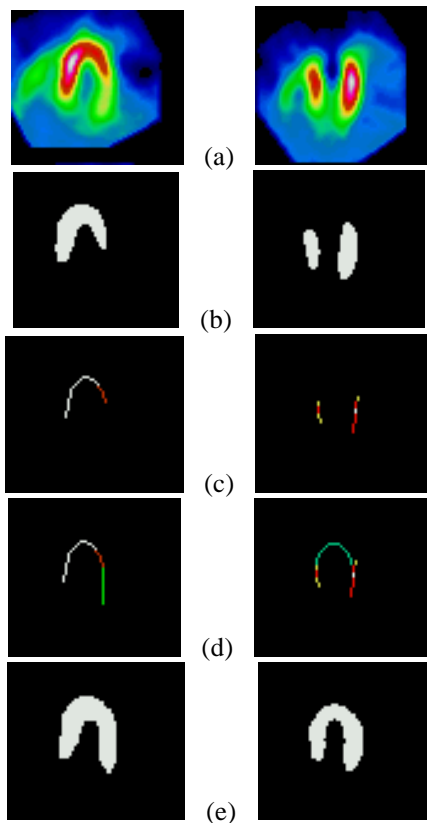


Fig.2 Résultats obtenus pour un patient avec une région hypofixante, et un patient avec une lacune apicale. **(a)** coupe centrale X-Y en niveau de gris, **(b)** la même coupe segmentée avec un seuil fixe **(c)** squelette obtenu à partir du VG segmenté, **(d)** la lacune du squelette est remplie conformément au modèle **(e)** l'objet binaire résultant obtenu à partir de l'image des degrés d'appartenance.

Dans l'application présentée, les points ajoutés au squelette permettent de localiser les régions lacunaires. Si la topologie 2D n'était pas préservée lors de l'étape de squelettisation, des points « références » seraient ajoutés au squelette à l'étape de la modélisation. L'algorithme de LF considérerait ces points « références » comme des zones lacunaires. Le résultat serait un VG binaire surestimé au niveau du remplissage.

Conclusion

Le squelette est un bon outil pour préserver la forme d'un objet. Il réduit le nombre de points pour le traitement et l'analyse des formes. En imagerie médicale, il est important de préserver simultanément la topologie 2D et 3D, pour distinguer les régions pathologiques des zones saines. Cette méthode pourrait être appliquée à d'autres types d'imagerie, comme les images du cerveau par exemple. Mais pour des images du cerveau, il est plus difficile d'extraire un squelette avec une forme appropriée, parce que le contraste est globalement faible.

Remerciements

Ce travail est l'objet d'un contrat avec la société Sopha Medical Vision International (SMVI), Buc, France.

References

- [Aktouf *et al*] Z. Aktouf, G. Bertrand. A 3D thinning algorithm using subfields. Proc. SPIE Conf. On Vision Geometry III, 2356(2) :113-124, 1994.
- [Bertrand *et al*] G. Bertrand, G. Malandain. A new characterization of 3D simple points. Pattern Recognition Letter, 15 :169-175, 1994.
- [Cauvin *et al*] J.C. Cauvin, J.Y. Boire, J. Maublant, J.M. Bonny, M. Zanca, A. Veyre. Automatic detection of the left ventricular myocardium long axis and center in thallium-201 single photon emission computed tomography. Eur. J. Nucl. Med., 19 :1032-1037, December 1992.
- [Fauroux *et al*] P. Fauroux, J.P. Fillard, A. Artus, A new approach to fuzzy partition for image segmentation. International Protocol Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Vol.14, Part 5 to 7, pp 1922-1923, Paris, oct-nov 1992.
- [Scellier *et al*] D. Scellier, J.Y. Boire, J. Maublant, A. Veyre. Fuzzy logic for the segmentation of myocardial tomoscintigraphic images. 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Oct-Nov. 1996.