



**HAL**  
open science

## Extraction et analyse automatiques des sinus de Valsalva à partir de séquences IRM

Cédric Blanchard, Tadeus Sliwa, Alain Lalande, Olivier Bouchot, Yvon Voisin

► **To cite this version:**

Cédric Blanchard, Tadeus Sliwa, Alain Lalande, Olivier Bouchot, Yvon Voisin. Extraction et analyse automatiques des sinus de Valsalva à partir de séquences IRM. ORASIS - Congrès des jeunes chercheurs en vision par ordinateur, INRIA Grenoble Rhône-Alpes, Jun 2011, Praz-sur-Arly, France. inria-00595284

**HAL Id: inria-00595284**

**<https://inria.hal.science/inria-00595284>**

Submitted on 24 May 2011

**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.

# Extraction et analyse automatiques des sinus de Valsalva à partir de séquences IRM

C. Blanchard<sup>1</sup>

T. Sliwa<sup>1</sup>

A. Lalande<sup>1,2</sup>

O. Bouchot<sup>1,2</sup>

Y. Voisin<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Laboratoire Le2i, UMR5158, Auxerre, France

<sup>2</sup> Centre Hospitalier Universitaire de Dijon, France

Laboratoire Le2i, route des plaines de l'Yonne BP16, 89010 Auxerre Cedex  
cedric.blanchard@u-bourgogne.fr

## Résumé

*Bien que l'imagerie IRM soit une technique particulièrement prometteuse pour l'étude des sinus de Valsalva (SV), il n'existe pas aujourd'hui de consensus pour leur mesure. Dans cet article, nous proposons une nouvelle méthode d'évaluation automatique des SV à partir de séquences IRM selon une orientation transversale au niveau de la racine aortique. Tout d'abord les formes des sinus sont extraites, les points caractéristiques (commissures, cuspidés et centre des SV) sont détectés, puis les distances associées sont mesurées et les SV sont classés selon leur morphologie comme bicuspidé ou tricuspide. La méthode a été testée sur 23 examens et les distances obtenues ont été comparées avec des mesures manuelles. La classification de la valve est correcte pour tous les examens. De plus, sur l'ensemble des séquences, il y a d'excellentes corrélation et concordance entre les mesures manuelles et automatiques, aussi bien en diastole qu'en systole.*

## Mots Clef

ciné-IRM, sinus de Valsalva, extraction de contour, mesure.

## Abstract

*MRI appears to be particularly attractive for the study of the Sinuses of Valsalva (SV), however there is no global consensus on their suitable measurements. In this paper, we propose a new method to automatically evaluate the SV from cine-MRI in a cross-sectional orientation. It consists in the extraction of the shape, the detection of relevant points (commissures, cusps and the centre of the SV), the measure of associated distances and in a classification of the SV as bicuspid or tricuspide. Our method was tested on 23 patient examinations and radii calculations were compared with manual processing. The classification of the valve as tricuspide or bicuspid was correct for all the cases. Moreover there are excellent correlation and concordance between manual and automatic measurements for images at diastole and at systole phases on the patient data set.*

## Keywords

cine-MRI, Valsalva sinuses, contour extraction, measurement.

## 1 Introduction

Les sinus de Valsalva (SV) sont des excroissances à la jonction entre le coeur et l'aorte ascendante où se trouvent le départ des artères coronaires. Il s'agit donc d'une zone critique qu'il convient de surveiller et de soigner avec la plus grande attention. Les SV sont exactement situés entre la jonction sino-tubulaire et la valve aortique. Une racine aortique normalement constituée se compose de trois sinus associés à autant de valvules. Les extrémités où se rencontrent les valvules sont appelées commissures. Cette morphologie, schématisée figure 1.a en diastole et en systole, est appelée tricuspide. Dans de rares cas de malformations congénitales la base de l'aorte se compose uniquement de deux sinus [1](figure 1.b). On parle alors de bicuspidie. A cela s'ajoute enfin la bicuspidie avec raphé, plus courante [2, 3], qui est une tricuspide avec malformation de jonction entre les valvules.

Actuellement, il n'existe pas de protocole objectif et standardisé pour l'évaluation de ces sinus en imagerie. Les mesures actuelles reposent principalement sur une étude de la racine aortique dans le plan saggital de la crosse aortique, ce qui n'est pas adapté à la forme trifoliée des sinus et est sujet à une variabilité inter et intra-observateur. De plus les prothèses utilisées aujourd'hui lors de remplacements de la racine aortique sont loin d'être parfaitement adaptées à la morphologie de chaque patient [4].

Pour toutes ces raisons, nous avons développé une nouvelle méthode d'évaluation automatique des SV à partir de séquences IRM selon une orientation transversale vis à vis de la racine aortique. Notre méthode extrait les contours des sinus et les points caractéristiques nécessaires à la mesure, tels que le centre, les commissures et les cuspidés (lieu où la cavité est la plus éloignée du centre). Dans un second temps les SV sont classés comme bicuspidie ou tricuspide et les mesures sont fournies pour le moment de diastole et

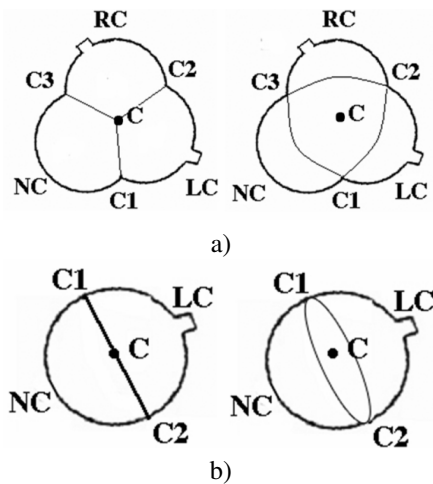


FIG. 1 – Représentation en diastole et systole de valves tricuspides (a) et bicuspidées (b) telles qu’elles sont visibles sur les images IRM. Les points caractéristiques sont également localisés. RC= cuspside coronarienne droite, LC= cuspside coronarienne gauche, NC= cuspside non coronarienne, C= centre des SV, C1,C2 et C3= commissures.

le moment de systole. Notre méthode a été testée sur 23 patients avec une valve bicuspside ou tricuspide.

## 2 Méthode

### 2.1 Sujets

Notre base de test est composée de 23 examens ciné-IRM. Parmi eux, 14 patients sont atteints d’une dilatation des SV et 3 patients ont subi un examen de contrôle après un remplacement de la racine aortique avec conservation des valves [5]. Les six autres examens concernent d’autres pathologies associées à la racine aortique. D’un point de vue morphologique, la base d’examens comporte 15 cas de tricuspédie, 2 cas de pure bicuspidie et 6 cas de bicuspidie avec raphé. Ce dernier type de cas est fonctionnellement classé en tant que bicuspidie mais morphologiquement reconnu comme tricuspédie [1].

### 2.2 Protocole d’acquisition

Les séquences ciné-IRM (trueFISP), synchronisées sur l’électrocardiogramme, ont été acquises en apnée sur un appareil IRM de 1,5T (Siemens Magnetom Avanto, Siemens Medical Solution, Allemagne) muni d’une antenne réseau phasé. L’ensemble du cycle cardiaque est couvert. Les conditions d’acquisition sont constantes, hormis la résolution spatiale, qui varie de 0,7 mm par pixel à 1,6 mm par pixel selon l’examen. Ces paramètres sont les suivants :

- Temps de répétition : 1,54 ms
- Temps d’écho : 1,49 ms
- Lignes par segment : 17
- Angle de bascule : 65°
- Epaisseur de coupe : 5 mm
- Résolution temporelle : 27 ms/image

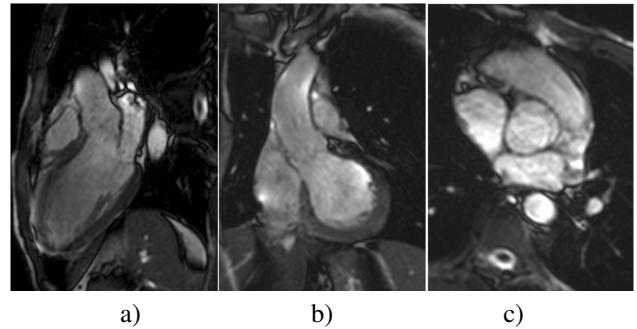


FIG. 2 – Exemple d’images IRM de la racine aortique. Le plan transversal choisi (c) est perpendiculaire aux plans obliques sagittal (a) et coronaire (b) d’extraction du ventricule gauche.

Le plan d’acquisition est transversal à la racine aortique et défini comme le plan perpendiculaire aux deux plans des voies d’éjection du ventricule gauche (figure 2).

### 2.3 Traitement des images

Le processus automatique de traitement des images est précédé d’une sélection d’une région d’intérêt puis se décompose en une partie dédiée à l’extraction du contour des SV et une autre liée à la détection des points caractéristiques et au calcul des mesures associées. Le diagramme de la figure 3 représente les différentes étapes, illustrée avec des images de diastole et de systole issues d’un même examen.

**Initialisation.** Le praticien sélectionne sur la première image de la séquence une région d’intérêt carrée contenant intégralement les SV. Il s’agit de l’unique interaction demandée. La taille de la région est automatiquement fixée à 80mm (le nombre de pixels varie en fonction de la résolution spatiale de l’examen), car en pratique cette taille permet sur toutes la séquence l’inclusion totale des sinus dans la région fixe, en tenant compte de la taille de ces sinus et de leurs mouvements éventuels. Les étapes suivantes, entièrement automatiques, reposent sur l’étude des images restreintes à cette région d’intérêt.

**Extraction du contour des SV.** Une reconstruction géodésique [6] est un outil de morphologie mathématique qui permet de reconstruire une zone à partir d’une portion de celle-ci (un marqueur). La reconstruction  $h$  d’une fonction  $f$  grâce à un marqueur  $g$  équivaut au suprémum des dilations géodésiques de  $g$  dans  $f$  (figure 3.a) :

$$h = \text{Sup}\{\text{Inf}(g \oplus Br, f), r > 0\}, \quad (1)$$

Où  $g \oplus Br(x) = \text{Sup}\{g(x - y), y \in Br\}$  est la dilatation géodésique de  $g$  par un disque  $B_r$  de rayon  $r$  (c’est à dire un élément structurant isotropique).

Une reconstruction géodésique est donc appliquée depuis un marqueur central comprenant le pixel central de la région d’intérêt et ses huit pixels voisins (figure 3.c). Ce marqueur est constitué d’un carré central de taille 3x3 qui est une copie de la même zone dans l’image initiale et les

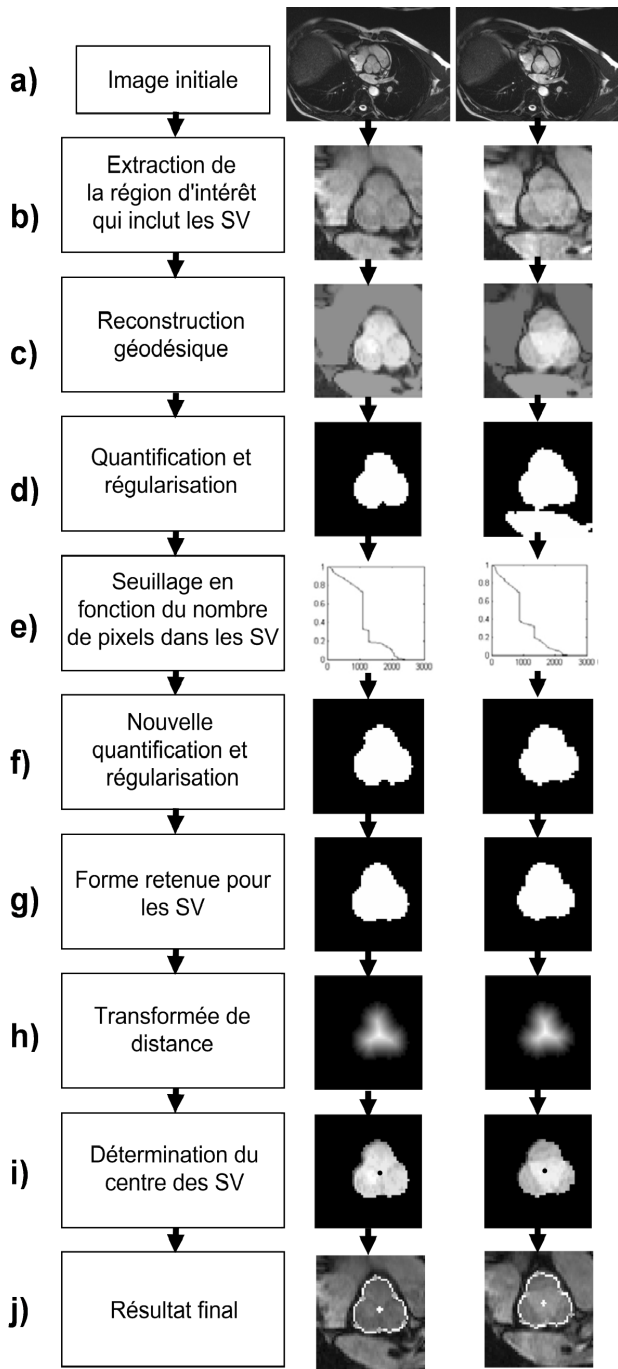


FIG. 3 – Diagramme des différentes étapes du traitement automatique des séquences IRM pour en extraire les sinus de Valsalva et en donner les mesures. Chaque étape est illustrée avec deux images (à gauche en diastole et à droite en systole) provenant d'un même examen de sinus tricuspidés légèrement dilatés.

autres pixels du marqueur sont mis à zéro. Ainsi les intensités trop importantes qui se trouvent à l'extérieur de la région des sinus disparaissent au profit de pixels d'intensités plus homogènes et plus sombres. A l'inverse les pixels à l'intérieur de la région des sinus conservent leur intensité. En d'autres termes, l'image résultante fournit une carte de détection non normalisée fondée sur l'hypothèse que la structure d'intérêt est plus claire que le reste.

Le résultat de la reconstruction géodésique est ensuite binarisé avec un seuil différent pour chaque image au moyen d'une quantification par minimum de variance (MVQ) [7] sur les intensités. Partant du postulat que la forme des sinus à déterminer doit théoriquement être simplement connexe, les trous éventuellement présents dans la forme binaire sont comblés.

Il convient ensuite de corriger cette première binarisation en tenant compte de la faible variation possible de la surface des sinus de Valsalva durant un cycle cardiaque [8]. L'aire minimale des sinus sur l'ensemble de la séquence constitue une borne inférieure  $A_{min}$  acceptable de l'ensemble des aires de sinus même s'il peut exister quelques sous-estimations. A l'inverse l'aire maximale n'est pas du tout un bon majorant car les résultats de la binarisation peuvent être de mauvaise qualité sur certaines images où la frontière entre les sinus et des organes voisins est parfois ambiguë et où l'aire de la binarisation contient une partie non négligeable de l'extérieur des sinus, allant même parfois jusqu'aux bords de la région d'intérêt (Figure 3.d). Une borne supérieure  $A_{max}$  est alors définie comme étant égale à une fois et demi l'aire minimale. Seul les images binaires avec des aires comprises entre  $A_{min}$  et  $A_{max}$  sont gardées pour le calcul de l'aire de référence.

La moyenne ( $m$ ) et l'écart type ( $\sigma$ ) de l'ensemble des valeurs restantes sont calculés et les valeurs les moins cohérentes sont éliminées selon la procédure RANSAC [9]. Cette procédure affirme que pour une variable aléatoire gaussienne, la probabilité d'appartenir à l'intervalle  $[m-3\sigma; m+3\sigma]$  est d'environ 99,7%. Partant du postulat que dans sa tâche d'extraction des SV la quantification par minimum de variance peut être imprécise ou échouer sur un nombre imprévisible d'images, le même raisonnement est appliqué ici à l'estimation de l'aire pour éliminer les valeurs qui n'appartiennent pas à cet intervalle et qui résultent donc d'une mauvaise binarisation. Cette sélection est répétée plusieurs fois après le calcul à chaque fois de la nouvelle valeur moyenne et du nouvel écart type. Dans notre cas trois itérations seulement sont suffisantes au vue de la longueur des séquences (entre vingt et cinquante images) et donc du nombre de valeurs à considérer. La moyenne ( $m$ ) finale est alors considéré comme l'aire de référence des sinus pour la seconde binarisation.

Le résultat de la reconstruction géodésique est donc seuillé une seconde fois (figure 3.f) selon l'aire de référence. Le seuil est ajusté sur l'histogramme cumulé afin d'obtenir une aire la plus proche possible de l'aire moyenne (figure 3.e). Enfin, pour palier aux défauts inhérents au seuillage

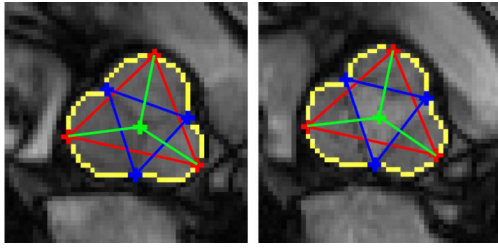


FIG. 4 – Résultats du traitement automatique des images IRM. Exemple d’une image de diastole (a) et d’une image de systole (b) appartenant à la même séquence. Le contour des sinus est dessiné en jaune, les distances entre chaque cuspidé en rouge, entre chaque commissure en bleu et les distances entre le centre et chaque cuspidé en vert. Les distances entre chaque cuspidé et sa commissure opposée ne sont pas affichées.

qui ne tient pas compte de la régularité des contours des SV, une fermeture morphologique unitaire est appliquée et les trous éventuels sont une nouvelle fois comblés pour finalement avoir les régions des SV extraites sur chaque image de la séquence (figure 3.g).

**Points caractéristiques et mesures.** Le centre des sinus de Valsalva (figure 3.i) est défini comme l’isobarycentre des maxima de la transformée de distance (figure 3.h) quelle que soit la morphologie des sinus (tricuspide ou bicuspide). Cette définition évite les problèmes associés à la localisation du barycentre de formes complexes. De plus, elle est toujours valable même dans le cas d’une prothèse cylindrique. A partir de ce centre sont déterminés les points de commissures et de cuspidés, définis par leur distance au centre des SV (rayons localement extrêmes) (figure 3.j). Les mesures entre ces différents points permettent d’identifier les images de diastole et de systole et de classer les sinus selon leur morphologie. Le nombre moyen de rayons extrêmes trouvés par image dans une séquence détermine la classification des sinus en tant que bicuspides ou tricuspides. L’image avec la somme maximale (respectivement minimale) des distances entre chaque cuspidé et le centre des sinus est considérée comme l’image de systole (respectivement de diastole) (figure 4).

## 2.4 Evaluation de la méthode

Pour chaque patient, la mesure automatique sur la série d’images est comparée avec une mesure manuelle réalisée sur les images de diastole et de systole choisies visuellement. La comparaison s’appuie sur une analyse de régression linéaire et la méthode de Bland-Altman [10]. Le tracé de Bland-Altman est construit en considérant les mesures manuelles comme la variable indépendante et les mesures automatiques comme la variable dépendante.

## 3 Résultats

Sur l’ensemble des séquences, la corrélation entre les résultats manuels et les résultats automatiques est excellente,

	Diastole		Systole	
	m	$\sigma$	m	$\sigma$
Cusp-Cusp	0.16	3.1	0.49	3.0
Comm-Cusp	-0.34	1.9	-0.17	2.1
Comm-Comm	-0.46	2.7	-0.13	2.5
Cusp-Centre	0.09	2.0	0.28	2.1

TAB. 1 – Moyenne (m) et écart type ( $\sigma$ ) des différences (en mm) entre les mesures manuelles et automatiques selon la méthode de Bland-Altman en regroupant les mesures selon leur types. Cusp=Cuspidé, Comm=Commissure.

à la fois en diastole ( $r=0,97$ ,  $y=x-0,02$ ; p non significatif; figure 5.a) et en systole ( $r=0,96$ ,  $y=0,97x+0,80$ ; p non significatif; figure 5.b). Les tracés de Bland-Altman correspondants sont respectivement représentés sur les figures 5.b et 6.b. En diastole, la moyenne des différences de mesures est égale à  $-0,1\text{mm}$  et l’écart type est de  $2,3\text{mm}$ . En systole, la moyenne des différences de mesures est également de  $-0,1\text{mm}$  et leur écart type est de  $2,4\text{mm}$ . Ces valeurs montrent qu’il n’y a pas de biais entre les deux méthodes de mesure. Ces résultats sont excellents comparés à la résolution spatiale. La table 1 présente les estimations de Bland-Altman selon chaque type de mesure. Quelle que soit la distance, la moyenne des différences est inférieure à la résolution spatiale des images, à la fois en diastole et en systole. Les figures 7 et 8 montrent enfin deux exemples sur des séquences complètes et illustrent notamment comment le seuillage par le processus RANSAC peut corriger la première binarisation de la reconstruction géodésique.

## 4 Discussion

L’évaluation robuste et précise des sinus de Valsalva est cruciale dans le suivi de patients atteints de pathologies associées à la racine aortique ainsi que pour les indications chirurgicales. Les séquences ciné-IRM orientées selon une coupe axiale de la racine à aortique et situées à hauteur des sinus sont une modalité d’imagerie intéressante. Nous proposons une méthode automatique qui fournit plusieurs mesures de références entre les différents points caractéristiques associés aux SV (le centre, les commissures et les cuspidés). Celle-ci, basée sur la morphologie mathématique et l’étude statistique de l’aire des sinus ne nécessite qu’une intervention mineure de l’utilisateur (la sélection d’une région d’intérêt carrée).

L’application de notre méthode sur des examens cliniques donne des résultats très proches de ceux obtenus par une mesure manuelle. Une validation sur une base de cas plus importante reste nécessaire pour une utilisation en routine clinique.

## Remerciement

Les auteurs de cet article remercient le conseil régional de Bourgogne et la mairie d’Auxerre pour le financement de ces travaux.

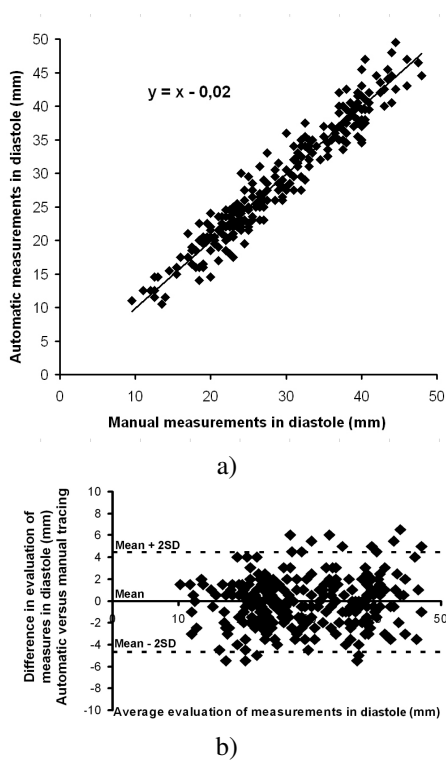


FIG. 5 – a) Corrélation en diastole entre les mesures des différentes distances obtenues manuellement et automatiquement. b) Tracé de Bland-Altman correspondant.

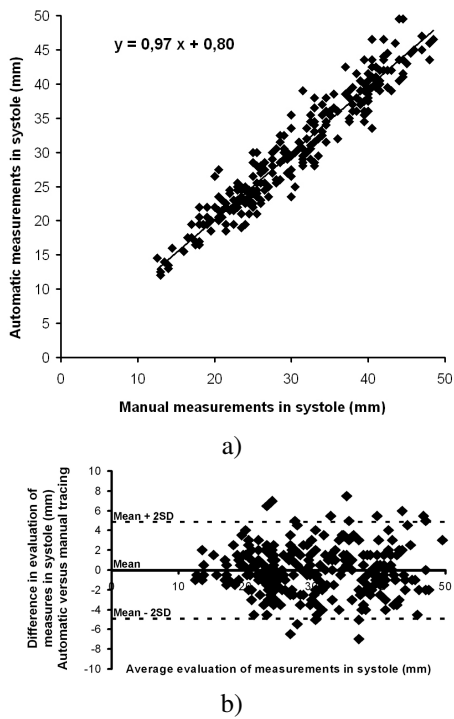


FIG. 6 – a) Corrélation en systole entre les mesures des différentes distances obtenues manuellement et automatiquement. b) Tracé de Bland-Altman correspondant.

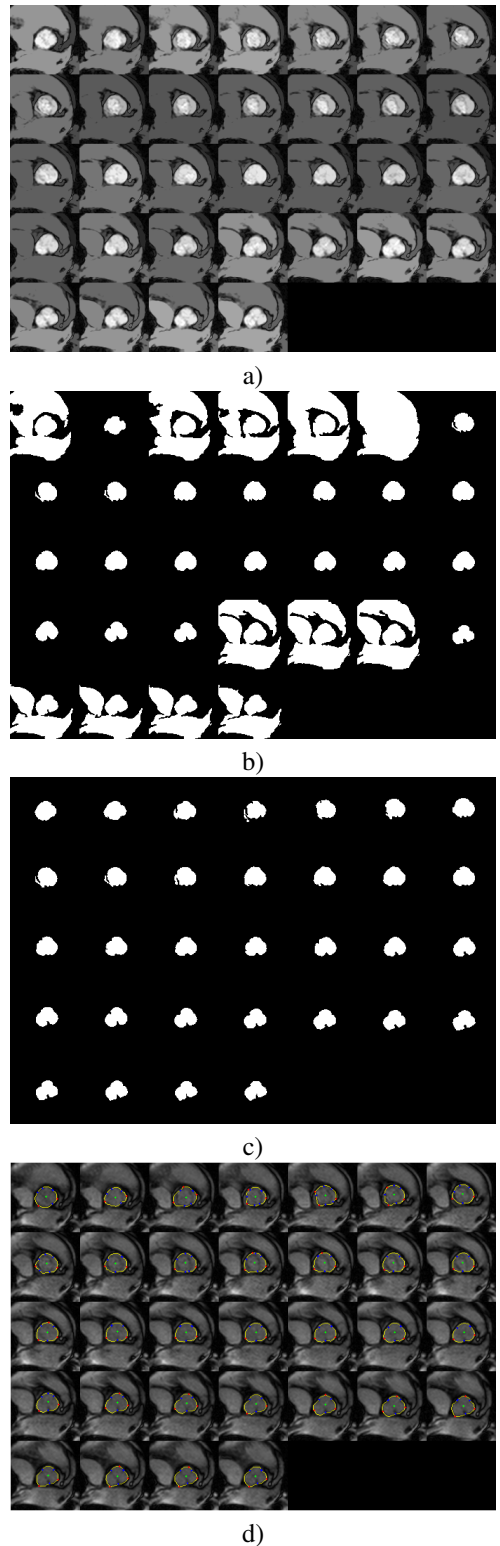
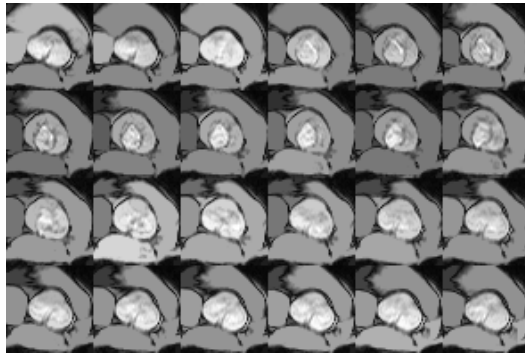
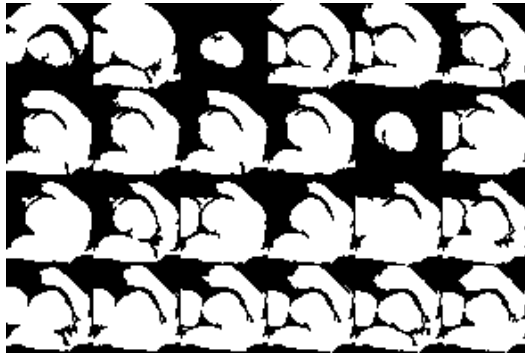


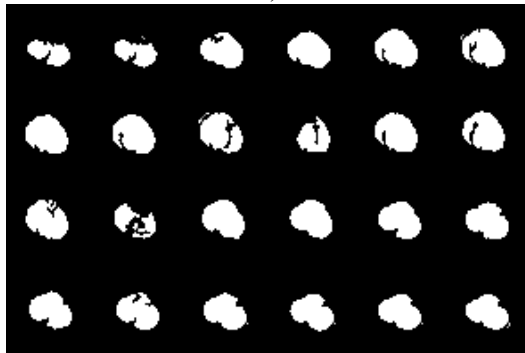
FIG. 7 – Exemple d'évaluation des SV sur une séquence complète. a) reconstruction géodésique. b) seuillage par minimum de variance. c) seuillage par une évaluation robuste de l'aire selon la procédure RANSAC. d) Résultats finaux avec le contour des sinus (jaune) et les positions du centre (vert), des commissures (bleu) et des cusps (rouge).



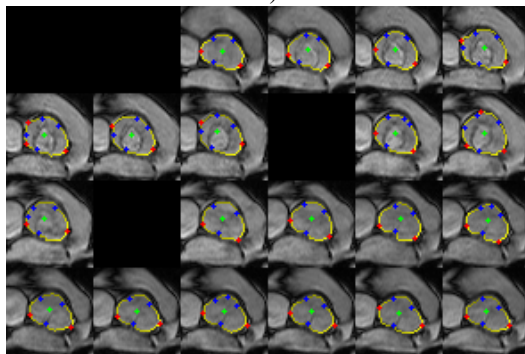
a)



b)



c)



d)

FIG. 8 – Exemple d'évaluation des SV sur une séquence complète. a) reconstruction géodésique. b) seuillage par minimum de variance. c) seuillage par une évaluation robuste de l'aire selon la procédure RANSAC. d) Résultats finaux avec le contour des sinus (jaune) et les positions du centre (vert), des commissures (bleu) et des cuspidés (rouge).

## Références

- [1] Peterson, MD Roach, RM and Edwards, JE, "Types of aortic stenosis in surgically removed valves" *Arch Pathol Lab Med* Vol.109, pp 829-832, 1985.
- [2] Sievers, HH and Schmidtke, C, "A classification system for the bicuspid aortic valve from 304 surgical specimens", *J Thorac Cardiovasc Surg*, Vol.133, pp 1226-1233, 2007.
- [3] Angelini, A Ho, SY Anderson RH, et al, "The morphology of the normal aortic valve as compared with the aortic valve having two leaflets", *J Thorac Cardiovasc Surg*, Vol.98, pp 362-367, 1989.
- [4] Kunzelman, KS Grande, KJ David, TE Cochran, RP and Verrier, ED, "Aortic root and valve relationships. Impact on surgical repair", *J Thorac Cardiovasc Surg*, Vol.107, pp 162-170, 1994.
- [5] David, TE, "Aortic valve sparing operations" *Ann Thorac Surg*, Vol.73, pp 1029-1030, 2002.
- [6] Vincent, L, "Morphological grayscale reconstruction in image analysis : applications and efficient algorithms" *IEEE trans Image Process*, Vol.2, pp 176-201, 1993.
- [7] Wu, X, "Efficient statistical computations for optimal color quantization", *In Graphics Gems II : Edited by Arvo J. Academic Press*, pp 126-133, 1991.
- [8] Patel, HJ and Deeb, GM, "Ascending and arch aorta : pathology, natural history and treatment", *Circulation*, Vol.95, pp 118-188, 2008.
- [9] Martin A. Fischler and Robert C. Bolles, "Random Sample Consensus : A Paradigm for Model Fitting with Applications to Image Analysis and Automated Cartography", *Comm. Of the ACM*, Vol.24, pp 381-395, 1981.
- [10] Bland, JM and Altman, DG, "Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement", *Lancet*, Vol.8, pp 307-310, 1986.