

Analyse morphologique pré-opératoire des bioprothèses aortiques dégénérées par segmentation d'images tomодensitométriques. Intérêt pour les procédures « valve-in-valve »

Preoperative morphological analysis of degenerated aortic bioprosthesis by CT images segmentation. Implications for valve-in-valve procedure

VG Ruggieri [1,2], JP Verhoye [1], P Haignon [2], Q Wang [2], A Leguerrier [1]

1. Service de chirurgie thoracique et cardiovasculaire, C.H.U. Pontchaillou Rennes

2. LTSI, INSERM U1099, université de Rennes 1, campus de Beaulieu, Rennes

Mots clés

- ◆ Bioprothèses aortiques
- ◆ Dégénération prothétique
- ◆ Valve-in-valve
- ◆ Segmentation d'images tomодensitométriques

Résumé

Introduction : La procédure «valve-in-valve» constitue une option pour les patients présentant une dégénérescence de bioprothèse aortique avec un risque chirurgical excessif. Le but de cette étude est d'évaluer la faisabilité d'une analyse tomодensitométrique 3D des bioprothèses aortiques pour faciliter leur évaluation morphologique et aider à la sélection des cas et à l'amélioration de la planification d'une procédure valve-in-valve.

Méthode : Un scanner synchronisé a été réalisé chez des patients porteurs d'une bioprothèse aortique dégénérée avant ré-intervention (images in-vivo). Différentes méthodes pour la réduction du bruit ont été testées et proposées. Trois méthodes de segmentation semi-automatique ont été proposées: la croissance des régions interactive (IRG), la croissance des régions par « sticks » (Stick RG) et la recherche exhaustive « stick » (SES). Après réopération, ces méthodes ont été appliquées aux images tomодensitométriques des bioprothèses explantées (images ex-vivo) et utilisées comme référence.

Résultats : La réduction du bruit obtenue par le filtre stick modifié a montré de meilleurs résultats, en comparaison aux filtres de diffusion anisotrope. Toutes les méthodes de segmentation ont permis une reconstruction 3D des feuillets. L'analyse qualitative a montré une bonne concordance entre les images obtenues in-vivo et les altérations des bioprothèses. Les résultats des différentes méthodes ont été comparés par critères volumétriques et discutés.

Conclusion : Le scanner synchronisé fournit, sur le plan morphologique, des images fiables des bioprothèses dégénérées mais qui nécessitent un traitement de débruitage et de réduction des artefacts. La méthode de segmentation de régions par sticks semble représenter une approche pertinente pour caractériser morphologiquement la dégénérescence des bioprothèses. Ces résultats préliminaires doivent être confirmés par des données complémentaires.

Keywords

- ◆ Aortic bioprosthesis
- ◆ Prosthetic degeneration
- ◆ Valve-in-valve
- ◆ CT images segmentation

Abstract

Objective: The valve-in-valve procedure is being proposed in the next future as an option for patients with failing aortic bioprosthesis and excessive surgical risk. A morphological assessment by 3D analysis of the degenerated bioprosthesis could be helpful for case selection, improved planning and mapping of valve-in-valve procedure. The aim of the study was to assess the feasibility of CT based 3D analysis of degenerated aortic bioprostheses.

Methods: Contrast-enhanced ECG-gated CT scan was performed in patients with degenerated aortic bioprostheses before reoperation (in-vivo images). Different methods for noise reduction were tested and proposed. Three methods for semi-automatic segmentation were proposed: the interactive region growing (IRG), the stick region growing (Stick RG) and the stick exhaustive search (SES). After reoperation, segmentation methods were applied to CT images of the explanted prostheses (ex-vivo images).

Results: Noise reduction obtained by improved stick filter showed best results comparing to anisotropic diffusion filters. All segmentation methods applied to in-vivo images allowed 3D bioprosthetic leaflets reconstruction. Explanted bioprostheses CT images were also processed and used as reference. Qualitative analysis revealed a good concordance between the in-vivo images and the bioprostheses alterations. Results from different methods were compared by means of volumetric criteria and discussed.

Conclusions: ECG-gated CT images allow morphologically reliable images of failing aortic bioprostheses but need a preprocessing to reduce noise and artifacts. Stick region based segmentation seems to provide an interesting approach for the morphological characterization of degenerated bioprostheses. These preliminary results need to be supported by additional data.

Correspondance :

Dr Vito Giovanni Ruggieri, Service de chirurgie thoracique et cardio-vasculaire centre hospitalier universitaire Pontchaillou, 2, rue Henri Le Guilloux, 35003 Rennes cedex 9, France.
Tel. 0033-299282497 - Fax. 0033-299282496 - E-mail: gianvito_ruggieri@libero.it

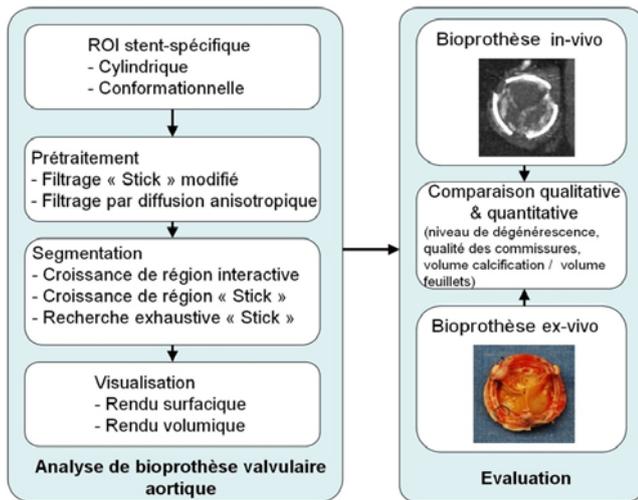


Figure 1 - Approche proposée pour l'analyse morphologique des bioprothèses valvulaires aortiques dégénérées.

Durant la dernière décennie, l'utilisation de bioprothèses valvulaires aortiques a considérablement augmenté (1). L'amélioration des techniques chirurgicales et la durabilité des valves ont probablement contribué à cette augmentation (2). D'autre part, ces vingt dernières années, le risque de décès secondaire à une ré-intervention pour une chirurgie valvulaire aortique à parallèlement diminué. La mortalité opératoire des ré-interventions pour chirurgie valvulaire aortique électorale est comprise entre 2 et 7 %. L'amélioration de la qualité de vie des patients et ces bons résultats chirurgicaux contribuent à la large diffusion de l'implantation des bioprothèses, même chez les patients plus jeunes. Ce phénomène, associé à l'augmentation de l'espérance de vie dans les pays industrialisés, va probablement avoir des conséquences dans quelques années, quand de nombreux patients âgés présentant des comorbidités multiples vont nécessiter une ré-intervention pour dégénérescence de bioprothèse. Les données de la littérature montrent que le taux de mortalité peut augmenter à plus de 30 % chez des patients à haut risque (3, 4).

Avec l'apparition des valves percutanées pour traiter le rétrécissement valvulaire aortique chez les patients à haut risque opératoire ou récusés à la chirurgie, la communauté médicale a découvert une option séduisante, bien qu'encore débutante, pour traiter le même type de patients présentant une défaillance de bioprothèse. En effet, l'implantation de valves percutanées évite une nouvelle sternotomie, une nouvelle circulation extra-corporelle et peut potentiellement réduire les coûts en accélérant la récupération du malade et en réduisant la durée du séjour hospitalisé (5). Les résultats préliminaires montrent que la procédure « valve-in-valve » est faisable (6), mais la sélection des patients et la technique d'implantation restent à ce jour empirique.

Grâce à leur haute résolution spatiale, les images tomodensitométriques nous permettent généralement une reconstruction 3D des structures d'intérêt. D'une manière générale, l'analyse 3D des images augmente la compréhension et facilite la planification adaptée de la procédure chirurgicale ou endovasculaire. A l'heure actuelle, les logiciels disponibles pour l'analyse et le traitement des images tomodensitométriques ne permettent pas une reconstruction tridimensionnelle adaptée aux feuillets des bioprothèses en raison de la finesse de ces feuillets. La grande finesse du péricarde bovin et des valves porcines et l'altération des images tomodensitométriques par les artéfacts liés aux stents métalliques et aux mouvements du cœur rendent difficile l'analyse 3D avec les

outils dont nous disposons actuellement. De nouvelles méthodes permettant de traiter ces images hautes résolutions doivent donc être étudiées et proposées.

Le but de cette étude est d'évaluer la faisabilité de l'analyse 3D des bioprothèses dégénérées par segmentation d'images tomodensitométriques obtenue grâce au scanner multi-coupes synchronisé pour faciliter leur évaluation morphologique et pour aider à la sélection des cas et à l'amélioration de la planification d'une procédure valve-in-valve.

Matériel et méthodes

Pour notre étude, nous avons sélectionné des patients préalablement soumis à un remplacement valvulaire aortique chirurgical par bioprothèse, hospitalisés pour la dégénérescence de cette bioprothèse et en attente d'une ré-intervention. Ceci nous a permis de traiter et d'analyser les images préopératoires des bioprothèses et de comparer nos résultats avec les images de ces mêmes bioprothèses explantées après la chirurgie. Les critères d'exclusion étaient les suivants : opération en urgence, arythmie chronique (fibrillation auriculaire ou de plus de 5 battements cardiaques prématurés par minute), classe fonctionnelle avancée NYHA IV (classification de la New York Heart Association de l'insuffisance cardiaque), insuffisance rénale (créatinine sérique supérieure à 1,4 mg / dL) et allergie connue aux produits de contraste iodés.

Pendant une période de 3 ans, 9 patients atteints de dégénérescence de bioprothèse et éligibles pour une ré-intervention ont été considérés pour l'étude. Parmi ceux-ci, seuls 4 patients ont été inclus en fonction des critères de sélection. Trois patients ont été exclus à cause d'une arythmie stable, 1 pour insuffisance cardiaque avec tachycardie compensatrice et 1 pour insuffisance rénale. Les bioprothèses dégénérées considérées se composaient de deux bioprothèses porcines Carpentier-Edwards Supra Annular Valve (23 et 25 mm), d'une bioprothèse péricardique 23 mm Edwards Perimount et d'une bioprothèse porcine 23 mm Medtronic Mosaic. Selon les cas, la ré-intervention a été effectuée de 7 à 19 ans après l'implantation pour différentes raisons pathologiques.

Les protocoles d'acquisition utilisés, réalisés sur un scanner multi-coupes à 64 détecteurs de 0,625 mm (General Electric VCT 64 ou Discovery 750HD), étaient les suivants :

- protocole in-vivo : angio-scanner coronaire synchronisé à l'EKG et centré sur la bioprothèse avec une reconstruction rétrospective de plusieurs phases du cycle cardiaque. La diastole (70 % du cycle cardiaque) a été considérée comme la plus adaptée pour analyser la bioprothèse avec ses feuillets en position de fermeture ;
- protocole ex-vivo : images de la bioprothèse dégénérée explantée. Un protocole « rocher » a été utilisé de façon à obtenir des images en haute résolution.

Nous avons utilisé les données du scanner multi-coupes pour une évaluation morphologique tridimensionnelle des bioprothèses valvulaires aortiques, en particulier des feuillets prothétiques dégénérés.

L'approche proposée pour l'analyse morphologique des feuillets valvulaires est expliquée dans la figure 1. Les principales étapes du traitement des images ont été les suivantes :

- définition de la région d'intérêt (ROI) selon le type de stent de la bioprothèse,
- prétraitement pour la réduction du bruit et le rehaussement des images,
- segmentation des différentes composantes de la bioprothèse par un processus de croissance de régions,
- visualisation tridimensionnelle des résultats.

Afin d'évaluer la performance de la segmentation des images « in-vivo » (images préopératoires), les méthodes de segmen-

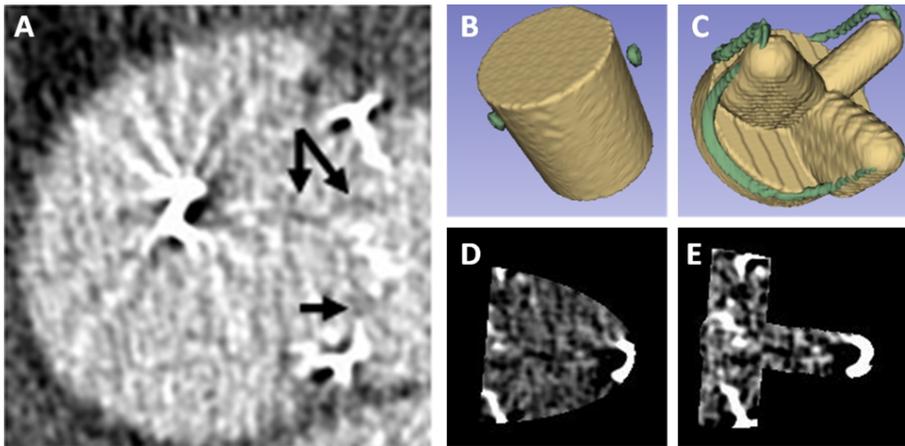


Figure 2 - Région d'intérêt: image TDM dans un volume englobant cubique classique (A), ROI cylindrique (B) et conformationnelle (C), et illustration des images CT correspondantes (D et E respectivement).

tation ont été également appliquées aux images « ex vivo » (bioprothèses explantées).

Région d'Intérêt

Pour résoudre les problèmes de la segmentation des images tomographiques de la bioprothèse (objets métalliques, finesse des feuillets, densité des composants valvulaires par rapport au stent), nous avons étudié une région d'intérêt (ROI). Cette région doit inclure toutes les structures de la bioprothèse, en étant la plus petite possible. Dans cette région, qui est plus petite qu'un volume englobant cubique, la diminution du nombre de voxels doit permettre de simplifier le débruitage et la segmentation (notamment au niveau de la limite externe des feuillets) et de diminuer le pourcentage d'artefacts métalliques et d'erreur de segmentations (principalement causées par le bruit).

La forme de cette région d'intérêt est fonction du type de la valve implantée. Nous avons utilisé deux types de forme : (a) cylindrique, de préférence pour les stents métalliques incomplets et (b) conformationnelle (selon la conformation du stent) pour les bioprothèses avec stent métallique complet (fig. 2).

Prétraitement

Afin de réduire les hyperdensités parasites dans les images tomographiques, un prétraitement est nécessaire. Le but de cette étape est d'augmenter le rapport signal/bruit (SNR) et d'améliorer le contraste des structures d'intérêt, notamment les feuillets valvulaires.

Nous avons opté pour des méthodes basées sur une adaptation des filtres de diffusion (technique de filtrage anisotrope) et sur une version modifiée et améliorée du filtre "stick", initialement décrit pour le filtrage d'images doppler afin de réduire les échos parasites et d'affiner l'analyse des structures minces (7-9). Pour sélectionner l'approche la plus appropriée avant l'étape de segmentation, nous avons considéré le SNR comme critère de performance.

Les filtres de diffusion anisotrope servent à débruiter les images, notamment les images tomographiques cardiaques. Grâce à leur aptitude à analyser l'image dans différentes directions, ils permettent d'envisager le rehaussement et le débruitage d'images tomographiques, tout en conservant les détails des structures fines tels que les feuillets prothétiques. Un niveau de bruit trop élevé dans les images constitue toutefois une limitation pour ces filtres de diffusion anisotrope, notamment avec le filtre original proposée par Perona et Malik (10). Pour améliorer leur performance dans ces conditions, des modifications au niveau de la fonction de diffusion ont été apportées.

Le filtre stick (7, 8) repose quant à lui sur le partitionnement du voxel considéré en un ensemble de bâtonnets asymétriques pour effectuer un filtrage non-linéaire de l'image. En raison de son asymétrie, le filtre pourrait obtenir de meilleures performances en ce qui concerne la qualité des détails des structures fines (comme les feuillets valvulaires). Ce filtre a été adapté pour le prétraitement des images tomographiques de la dégénérescence des bioprothèses aortiques. Dans l'approche proposée, le filtre stick modifié implique une étape préalable de classification, fondée sur l'analyse de configurations particulières dans la région d'intérêt, suivie d'une étape de filtrage adapté à la classe des voxels (lumière vasculaire, feuillets, artefacts...). L'inconvénient du filtre stick est sa complexité calculatoire (nombre d'opérations à réaliser). Le temps de calcul peut être raccourci par une ROI définie par le stent. Le nombre de voxels se réduit généralement à 40 % du volume englobant cubique avec la ROI cylindrique et à 16 % de ce volume avec la ROI conformationnelle.

Segmentation de la valve

Quatre types principaux de tissus sont identifiables selon la valeur de leur densité mesurée au scanner, exprimée en unités Hounsfield (Hounsfield Units = HU). Par ordre décroissant de densité on reconnaît: le stent, les calcifications des feuillets, la lumière vasculaire et les feuillets valvulaires. Le premier élément, affichant des valeurs HU élevées, peut être aisément segmenté par seuillage. La segmentation envisagée est plus particulièrement centrée sur les feuillets bioprothétiques.

La segmentation consiste en un partitionnement de l'image en ensemble d'unités d'image (pixels/voxels, ou segments). Plusieurs méthodes de segmentation d'image tomographiques ont été développées. Parmi toutes ces méthodes nous avons repéré celles qui s'adaptent mieux aux structures fines comme les feuillets valvulaires, tout en gardant une simplicité de paramétrage et une faible interactivité.

Trois méthodes de segmentation basées sur régions ont été implémentées (avec différents niveaux d'interactivité pour l'utilisateur) pour la segmentation des feuillets prothétiques.

Croissance de région "interactive" (IRG)

Ce processus interactif vise à fournir une approche de référence pour l'évaluation des résultats. Un critère (seuil) d'agrégation des voxels très sélectif a volontairement été choisi afin d'obtenir des régions très homogènes. La contrepartie est la taille très restreinte de ces régions à l'issue de la croissance, et donc la nécessité de définir interactivement un nombre important de points germes pour obtenir une segmentation complète des structures d'intérêt. Cette segmentation est réalisée au moyen du logiciel 3D Slicer après un prétraitement des images basé sur le filtrage par diffusion anisotrope.

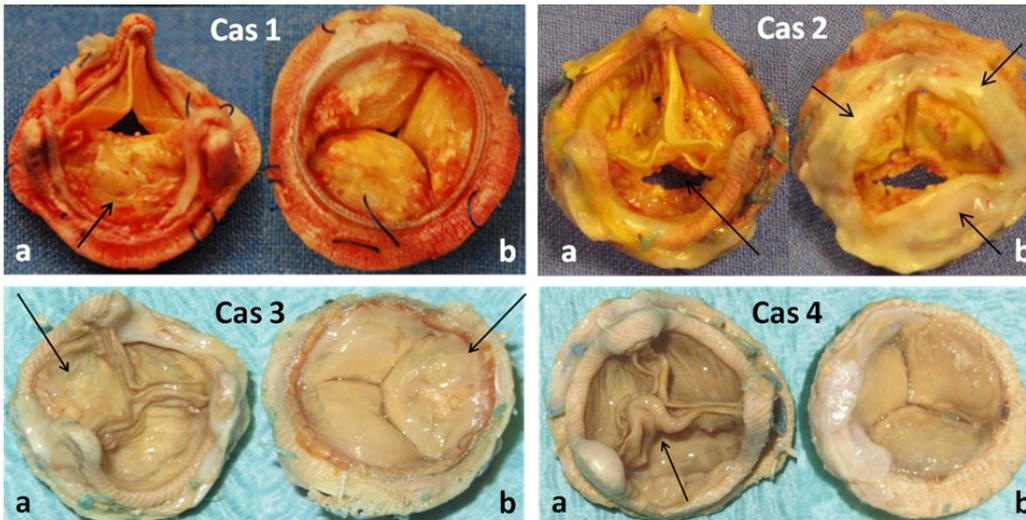


Figure 3 - Cas n°1 : bioprothèse péricardique montrant un prolapsus d'un feuillet calcifié. Cas n°2 : bioprothèse porcine présentant une déchirure d'un feuillet et la présence d'un pannus sous-valvulaire calcifié. Cas n°3 : bioprothèse porcine ayant un feuillet calcifié. Cas n°4 : bioprothèse porcine avec feuillet colonisé par une infection.

Pour chaque composante prothétique, de multiples points germes (environ 20) ont été sélectionnés de façon interactive. L'algorithme par croissance de région est appliqué avec un critère d'agrégation des voxels basé sur la moyenne et l'écart type de la valeur des voxels dans le voisinage cubique considéré. Les valeurs initiales des seuils d'agrégation fournies automatiquement par le logiciel sont réajustées interactivement par l'utilisateur. L'extraction et la visualisation des résultats du maillage de surface 3D délimitant les régions ont été réalisées en utilisant l'algorithme du Marching Cube.

Croissance de région Stick (Stick RG)

Afin d'améliorer la segmentation des structures fines, notamment des feuillets valvulaires prothétiques, nous avons développé une méthode par croissance de région directionnelle basée sur un voisinage structuré en bâtonnets (voisinage stick) dans la région d'intérêt (ROI).

Un nombre très limité de points d'origine (en général 4 à 6) sont sélectionnés de manière interactive à l'intérieur des feuillets. Un ensemble de N voxels à l'intérieur des feuillets a été défini en tenant compte, pour chaque point d'origine, des voxels appartenant à leur voisinage défini par les sticks. Le critère de similitude prend en compte la cohérence des directions de sticks ayant des distributions de niveau de gris comparables (variations des valeurs le long du stick). Cette approche a été mise en œuvre en utilisant les outils de développement logiciel MatLab. Lorsque le voxel appartient à la composante qui nous intéresse, il constitue un nouveau point d'origine. Ce processus est répété jusqu'à ce qu'aucun nouveau voxel ne soit marqué comme appartenant à la même classe que le point germe.

Recherche exhaustive Stick (SES)

Afin de réduire davantage le niveau d'interactivité dans le processus de segmentation, une exploration systématique de la ROI a été mise en place sans avoir besoin de définir les points germes.

En considérant les voxels situés dans la ROI, nous utilisons le résultat de la classification réalisée dans la phase de prétraitement. Le voisinage de tous les voxels à l'intérieur de la ROI est partitionné en un ensemble de sticks asymétriques et analysé afin de classer les voxels comme appartenant à des structures fines (incluant les feuillets), à la lumière vasculaire, à des structures tubulaires (incluant le stent métallique complet) ou aux autres structures (incluant les calcifications et le stent métallique incomplet). Cette classification est ensuite affinée par seuillage afin d'identifier les voxels appartenant aux composantes de la bioprothèse. Pour cette opération 3 seuils sont utilisés. Ils sont déterminés interactivement par simple pointage d'un voxel appartenant au stent, aux calcifi-

cations et à la lumière artérielle. Cette méthode de segmentation simplifie le mode opératoire, mais peut s'avérer moins performante en présence de bruit et d'artefacts en raison de la définition globale des 3 seuils.

Résultats

Pendant la ré-intervention, le mécanisme de dégénérescence de chaque bioprothèse explantée a été évalué. La figure 3 montre les 4 cas de dégénérescence étudiés.

Les images du scanner synchronisé préopératoire (in-vivo) ont été d'abord analysées par le logiciel de la console scanner AW Volume Share (General Electric Healthcare workstation) avec des résultats qui n'étaient pas satisfaisants en ce qui concerne le rehaussement des feuillets prothétiques à cause de l'importante quantité de bruit et d'artefacts. Enfin, les images ont été traitées par les méthodes de filtrage et de segmentation proposées.

Prétraitement

Les voxels spécifiques aux bioprothèses ont d'abord été sélectionnés en considérant la ROI définie par le stent. Une première appréciation qualitative des résultats montre que le filtre Stick modifié rehausse mieux le contraste entre les feuillets valvulaires et les structures environnantes. En plus de cette évaluation qualitative, le SNR a été calculé à partir des images d'origine et des images traitées (fig. 4). Cette évaluation objective montre que le filtre stick permet d'obtenir le meilleur SNR pour les quatre patients. Ce résultat est compatible avec l'appréciation subjective.

Segmentation

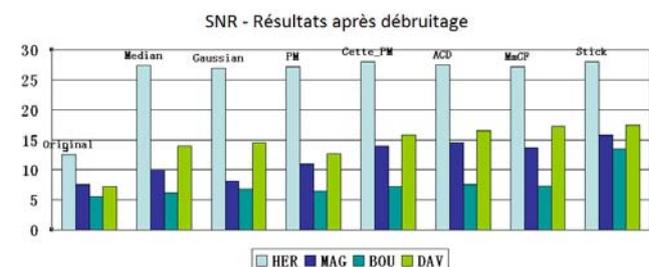


Figure 4 - Rapport signal/bruit (SNR) des images originales et obtenues après débruitage par différents filtres.

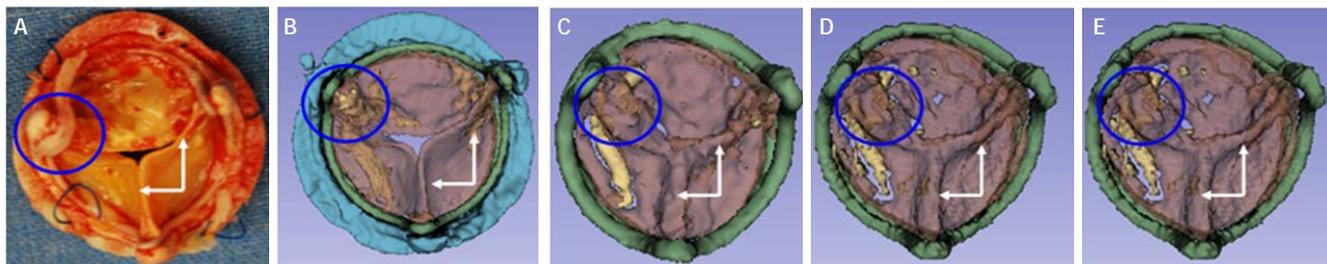


Figure 5 - Visualisation des résultats dans le cas n° 1 - HER. Bioprothèse explantée (A), segmentation des images ex-vivo (B), segmentation des images in-vivo par méthode IRG (C), Stick RG (D) et SES (E). La perte d'une commissure est indiquée avec les cercles bleus et la bonne coaptation des feuillets avec les flèches blanches.

Après l'étape de prétraitement, les différentes méthodes de segmentation (IRG, Stick RG et SES) ont été appliquées aux images in-vivo (IV) et ex-vivo (EV). Nous présentons les résultats obtenus pour chaque patient (HER, MAG, BOU et DAV) en considérant le meilleur volume scanner (phase optimale) du cycle cardiaque en fin de diastole, lorsque les valvules prothétiques sont fermées.

Le premier exemple est représenté par le cas de la bioprothèse péricardique (HER). Grâce à la haute qualité de ces images toutes les méthodes de segmentation donnent des résultats qualitativement similaires et satisfaisants (fig. 5).

Le deuxième exemple illustre les résultats obtenus dans les deux cas de bioprothèse porcine (BOU et DAV). Bien que les images initiales étaient faiblement contrastées et très bruitées dans la zone d'intérêt, les bords des feuillets semblent bien détectés. Néanmoins, par rapport à la segmentation interactive (IRG), les méthodes basées sur les sticks (Stick RG et SES) ne permettent pas une description complète des feuillets (fig. 6).

Au vu de ces résultats (BOU et DAV), nous observons que les feuillets n'étaient pas entièrement segmentés : ils apparaissent avec des trous ou des pièces manquantes. La raison pourrait être liée à la présence de calcifications et à un effet de volume partiel. Pour remédier à ce défaut de segmentation, dans certains cas, on pourrait procéder de la manière suivante :

- segmentation automatique basée sur Stick RG (ou SES) pour décrire les principales composantes de la bioprothèse ;
- segmentation interactive (IRG) pour compléter la description des parties manquantes des feuillets.

Dans le cas 2 - MAG d'une bioprothèse porcine, en raison de la présence de structures à très faible contraste, la segmentation des feuillets était particulièrement complexe. L'IRG donnait les meilleurs résultats, mais pas entièrement satisfaisants

dans ce cas. Une amélioration manuelle a dû être mise en place.

La principale difficulté était dans ce cas le haut niveau de bruit et des frontières entre les structures très peu contrastées (absentes localement). Tous les voxels de valeurs faibles situés dans la ROI ont été classés comme feuillets. En outre, il existe de nombreuses régions incomplètes dans les feuillets.

La visualisation des résultats de segmentation a été réalisée par rendu volumique (fig. 7). La présence d'un pannus sous-valvulaire calcifié est caractéristique dans ce cas et responsable de l'obstruction de la valve.

Une analyse volumétrique a ensuite été menée afin de comparer objectivement les résultats obtenus par les 3 méthodes sur les images in-vivo (IV) et ex-vivo (EV). Le critère utilisé pour évaluer les résultats était le volume des composants de la bioprothèse. Les résultats de cette analyse sont présentés en figure 8 (les volumes sont exprimés en mm³).

Discussion

Actuellement, le scanner multi-coupes est un outil performant qui fournit des informations diagnostiques précises, dans différentes situations cliniques, notamment dans l'évaluation non invasive de la maladie coronaire (11-16), l'étude de la morphologie et la fonction ventriculaire (17) et la viabilité myocardique (18-20). Les images tomographiques permettent également de visualiser la morphologie et le mouvement des feuillets d'une valve aortique native sténotique et d'en mesurer, avec précision, la surface d'ouverture. Plusieurs études (21-27) montrent que le scanner multi-coupes permet d'analyser le mécanisme de dysfonctionnement des prothèses valvulaires mécaniques. Les images tomographiques peuvent permettre une analyse morphologique des bioprothèses aor-

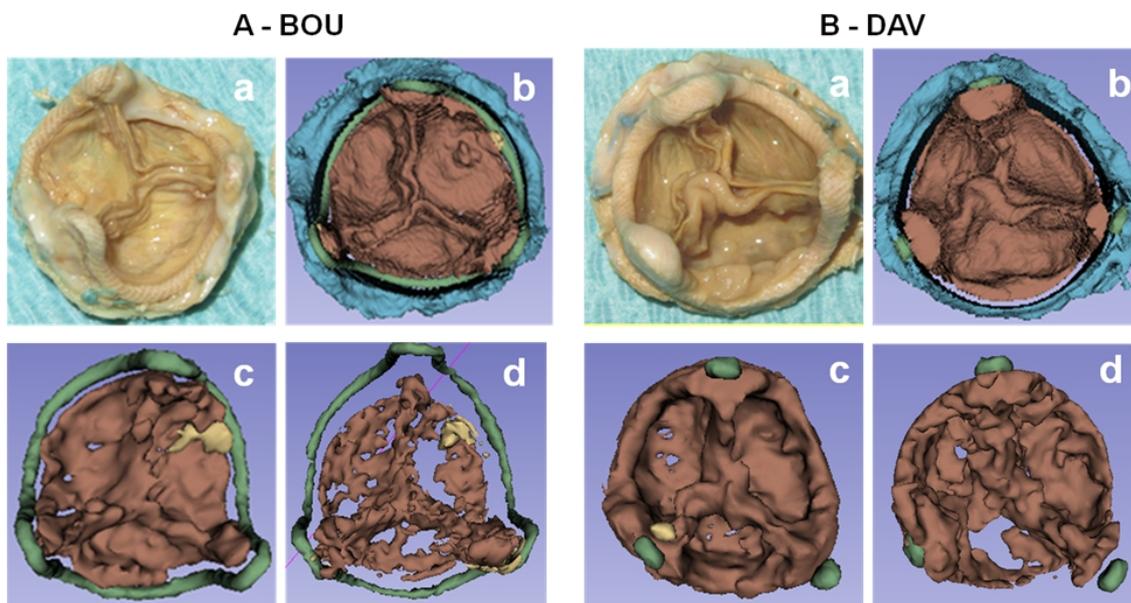


Figure 6 - Visualisation des résultats dans les cas n° 3 - BOU (A) et 4 - DAV (B). Bioprothèse explantée (a), segmentation des images ex-vivo (b), segmentation des images in-vivo par méthode IRG (c) et Stick RG (d).

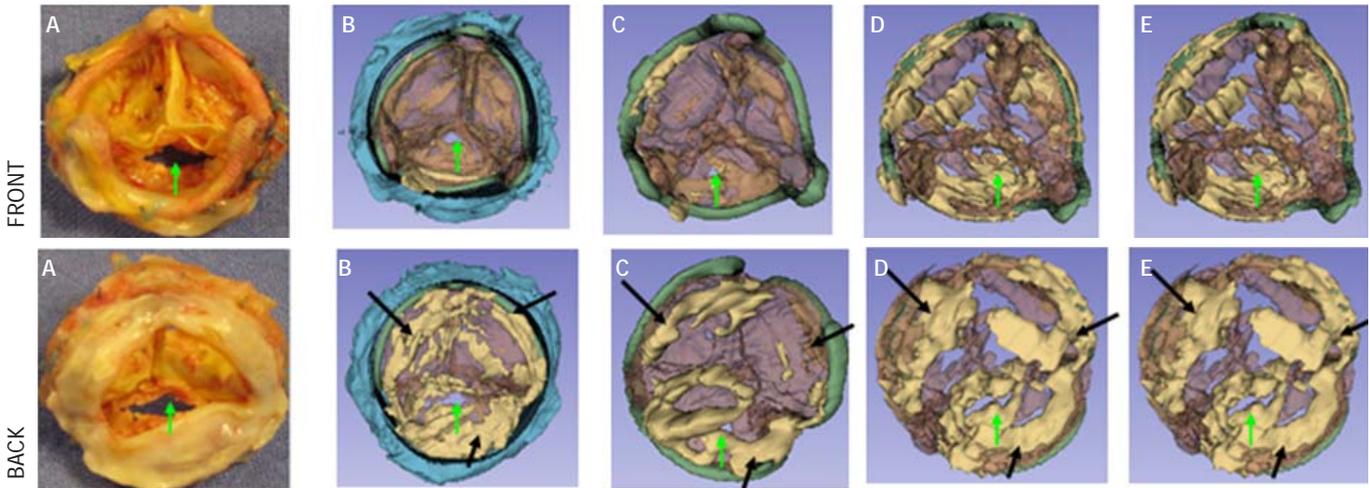


Figure 7 - Visualisation des résultats de segmentation du cas n° 2 - MAG. Bioprothèse explantée (A), images ex-vivo segmentées (B), images in-vivo segmentées par la méthode IRG (C), Stick RG (D) et SES (E). Le pannus calcifié est indiqué par les flèches noires et la déchirure des feuillets par les flèches vertes.

tiques. Cependant, les logiciels disponibles ne permettent pas une reconstruction tridimensionnelle automatique, en particulier des feuillets. Ainsi d'autres méthodes doivent être utilisées.

Dans cette étude, nous avons testé 3 méthodes de segmentation par région d'images tomодensitométriques sur des bioprothèses aortiques dégénérées. Ces méthodes, d'approche différente, semblent donner des résultats comparables. Il s'agit de méthodes de segmentation semi-automatique. La méthode IRG nécessite plus d'interaction en comparaison avec les méthodes stick RG et SES.

Le prétraitement des données représente une étape essentielle. En effet, les images tomодensitométriques des biopro-

thèses doivent être débruitées avant d'être segmentées en raison de la présence de bruit et d'artefacts. Différents filtres ont été testés en vue d'améliorer le contraste des feuillets valvulaires. Le filtre stick, modifié afin d'être appliqué aux images tomодensitométriques, a montré de meilleurs résultats visuels. Cette constatation a été confirmée par les analyses objectives du SNR. Il est à noter que ce processus de filtrage est réalisé par le logiciel MatLab et nécessite des temps de calcul plus importants.

En ce qui concerne les résultats de la segmentation, plusieurs commentaires peuvent être faits. Parmi les images analysées, les meilleurs résultats ont été obtenus dans le cas de la bioprothèse péricardique. La raison en est attribuée en partie à

l'épaisseur du tissu valvulaire. En effet, les feuillets valvulaires péricardiques sont plus épais que les feuillets valvulaires d'origine porcine. Des volumes plus élevés ont été observés dans certains composants des bioprothèses in-vivo, en comparaison aux bioprothèses ex-vivo. Plusieurs facteurs expliquent cette différence. En effet, outre le fait qu'il n'existe pas d'acquisition spécifique pour analyser les bioprothèses, la résolution d'image n'est pas la même in-vivo et ex-vivo. Les acquisitions ex-vivo ont été réalisées par un protocole haute résolution afin d'optimiser la qualité des images, alors que les acquisitions in-vivo ont été réalisées par le protocole standard des scanners coronaires couplés à l'ECG. Lors de cet examen, les mouvements cardiaques et la superposition du sang engendrent des différences volumiques non négligeables.

La qualité des images tomодensitométriques des biopro-

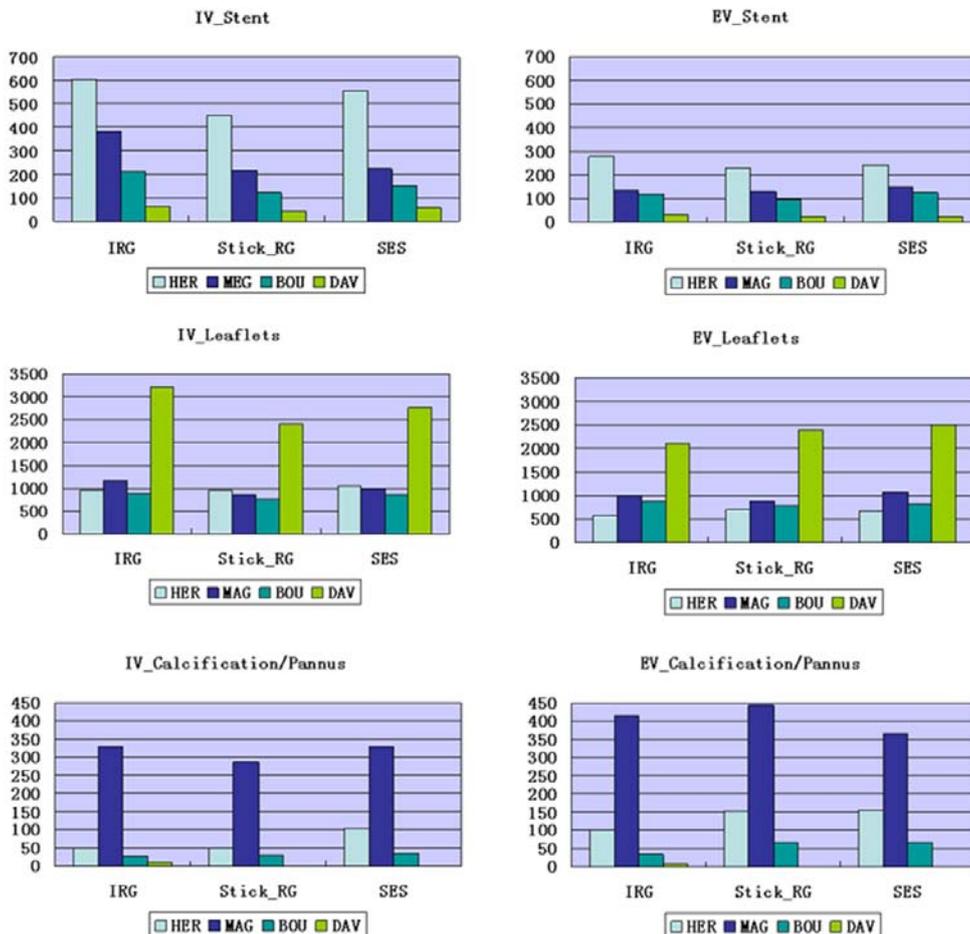


Figure 8 - Analyse volumétrique des composants des bioprothèses.

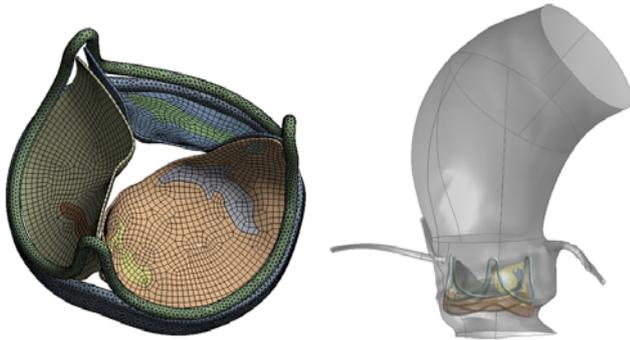


Figure 9 - Maillage décrivant la géométrie de la prothèse valvulaire et les propriétés des tissus (A), ainsi que les structures environnantes (B), dans le cas 1 - HER.

thèses in-vivo tient également à la fréquence cardiaque lors de l'examen. Cette fréquence ne devrait pas excéder les 65-70 bpm. Cependant, les patients peuvent présenter, en préopératoire, une tachycardie ou une contre-indication aux bêtabloquants.

Dans tous les cas, nous avons observé dans les images in-vivo une sous-estimation de la dégénérescence des feuillets valvulaires. Ce résultat est à nuancer. En effet, les bioprothèses analysées n'étaient pas, finalement, fortement calcifiées et la dégénérescence était principalement liée à un épaississement valvulaire (difficile à détecter sur les images du scanner).

Notre étude suggère que l'analyse 3D préopératoire des bioprothèses dégénérées est faisable, mais les images CT ont besoin d'un traitement supplémentaire. Une fois améliorées, les images peuvent être segmentées et les reconstructions qui en résultent peuvent aider à visualiser directement la morphologie des feuillets et pourraient jouer un rôle dans la compréhension du mécanisme de dégénérescence des bioprothèses. De plus, ces méthodes arrivent à identifier la présence de calcifications des feuillets ainsi que la présence d'un pannus sous valvulaire.

Conclusion

L'échocardiographie reste la référence pour l'analyse fonctionnelle des bioprothèses dégénérées. Ces dernières années ont vu naître un intérêt particulier concernant l'analyse morphologique de la valve aortique par images selon la valeur de leur densité mesurée au scanner, exprimée en unités Hounsfield (Hounsfield Units = HU).

Dans cette étude, nous avons proposé une nouvelle approche pour l'analyse morphologique des bioprothèses valvulaires aortiques dégénérées par segmentation d'images tomodynamométriques. Nos résultats préliminaires suggèrent la possibilité d'améliorer le rehaussement des feuillets bioprotétiques aortiques en appliquant les méthodes de traitement envisagées pour réduire le bruit et segmenter les images tomodynamométriques préopératoires. Parce qu'à ce jour l'analyse morphologique des feuillets des bioprothèses est complexe, voire impossible avec d'autres techniques d'imagerie, nous croyons que dans un avenir proche la segmentation d'images tomodynamométriques à haute résolution pourrait jouer un rôle important chez les patients ayant une bioprothèse aortique dégénérée pour améliorer la compréhension du mécanisme de dysfonctionnement.

Des études supplémentaires sont nécessaires pour améliorer et valider ces résultats. Sous réserve d'une validation plus poussée des méthodes de traitement d'image proposées, vraisemblablement accompagnée d'une adaptation des protocoles d'acquisition, une analyse de la dégénérescence des bioprothèses pourrait être envisagée sur des séries plus importantes.

Il est également important, à notre avis, de caractériser les propriétés mécaniques des feuillets normaux ou dégénérés pour les différents types de bioprothèses. Cela permettrait de créer une base de données de référence. De cette façon, les reconstructions 3D des bioprothèses pourraient représenter dans un futur proche un outil important pour améliorer la planification de la procédure valve-in-valve ou pourraient être utilisées pour simuler cette procédure endovasculaire en préopératoire (fig. 9).

Questions

Question

Etude préliminaire très intéressante à propos d'une technique probablement prometteuse.

Réponse

Merci beaucoup pour ce commentaire. Nous espérons que ces techniques de traitement d'images puissent devenir des utiles pour améliorer la planification des procédures valve in valve, dans un futur proche.

Question

Les auteurs, dans la discussion, n'abordent pas la possibilité d'utiliser des scanners plus rapides (128 barrettes ou davantage), qui diminueraient probablement les artefacts.

Réponse

Malheureusement les artefacts sont liés aux parties métalliques du stent et ils ne dépendent pas de la résolution spatiale ou temporelle du scanner.

Références

1. Brown JM, O'Brien SM, Wu C, Sikora JA, Griffith BP, Gammie JS. Isolated aortic valve replacement in North America comprising 108,687 patients in 10 years: changes in risks, valve types, and outcomes in the Society of Thoracic Surgeons National Database. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2009;137:82-90.
2. Vesely I. The evolution of bioprosthetic heart valve design and its impact on durability. *Cardiovasc Pathol* 2003;12:277-86.
3. Eitz T, Fritzsche D, Kleikamp G, Zittermann A, Horstkotte D, Korfer R. Reoperation of the aortic valve in octogenarians. *Ann Thorac Surg* 2006;82:1385-90.
4. Jamieson WR, Burr LH, Miyagishima RT, et al. Re-operation for bioprosthetic aortic structural failure—risk assessment. *Eur J Cardiothorac Surg* 2003;24:873-8.
5. Webb JG, Wood DA, Ye J, Gurvitch R, Masson JB, et al. Transcatheter valve-in-valve implantation for failed bioprosthetic heart valves. *Circulation*. 2010;121:1848-57.
6. Piazza N, Bleiziffer S, Brockmann G, et al. Transcatheter aortic valve implantation for failing surgical aortic bioprosthetic valve: Part 2. *JACC Cardiovascular Interventions* 2011;4:733-42.
7. Czerwinski RN, Jones DL. Line and boundary detection in speckle images. *IEEE Trans. Image Processing* 1998;7:1700-14.
8. Xiao CY, Su Z, Chen YZ. A diffusion stick method for speckle suppression in ultrasonic images. *Pattern Recognition Letters* 2004; (25)16:1867-77.
9. González RC, Woods RE (2008). *Digital image processing*. Prentice Hall. p. 354.
10. Perona P, Malik J. Scale space and edge detection using anisotropic diffusion. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 1990;12(7):629-39.
11. Vanhoenacker PK, Heijenbrok-Kal MH, Van Heste R, et al. Diagnostic performance of multidetector CT angiography for assessment of coronary artery disease: metaanalysis. *Radiology* 2007;244 :419-28.
12. Miller JM, Rochitte CE, Dewey M, et al. Diagnostic performance of coronary angiography by 64-row CT. *N Engl J Med* 2008;359:2324-36.
13. Sun Z, Jiang W. Diagnostic value of multislice computed tomography angiography in coronary artery disease: a meta-analysis. *Eur J Radiol* 2006;60:279-86.
14. Hausleiter J, Meyer T, Hadamitzky M, et al. Non-invasive coronary computed tomographic angiography for patients with suspected coronary artery disease: the Coronary Angiography by Computed Tomography with the Use of a Submillimeter resolution (CACTUS) trial. *Eur Heart J* 2007;28:3034-41.

15. Budoff MJ, Dowe D, Jollis JG, et al. Diagnostic performance of 64-multidetector row coronary computed tomographic angiography for evaluation of coronary artery stenosis in individuals without known coronary artery disease: results from the prospective multicenter ACCURACY (Assessment by Coronary Computed Tomographic Angiography of Individuals Undergoing Invasive Coronary Angiography) trial. *J Am Coll Cardiol* 2008;52:1724-32.
16. Mowatt G, Cook JA, Hillis GS, et al. 64-slice computed tomography angiography in the diagnosis and assessment of coronary artery disease: systematic review and metaanalysis. *Heart* 2008;94:1386-93.
17. Juergens KU, Fischbach R. Left ventricular function studied with MDCT. *Eur Radiol* 2006;16:342-57.
18. Mahnken AH, Koos R, Katoh M, et al. Assessment of myocardial viability in reperfused acute myocardial infarction using 16-slice computed tomography in comparison to magnetic resonance imaging. *J Am Coll Cardiol* 2005;45:2042-7.
19. Gerber BL, Belge B, Legros GJ, et al. Characterization of acute and chronic myocardial infarcts by multidetector computed tomography: comparison with contrast-enhanced magnetic resonance. *Circulation* 2006;113:823-33.
20. Lardo AC, Cordeiro MA, Silva C, et al. Contrast-enhanced multi-detector computed tomography viability imaging after myocardial infarction: characterization of myocyte death, microvascular obstruction, and chronic scar. *Circulation* 2006;113:394-404.
21. Teshima H, Aoyagi S, Hayashida N, et al. Dysfunction of an ATS valve in the aortic position: the first reported case caused by pannus formation. *J Artif Organs* 2005;8:270-3.
22. Teshima H, Hayashida N, Fukunaga S, et al. Usefulness of a multi-detector-row computed tomography scanner for detecting pannus formation. *Ann Thorac Surg* 2004; 77:523-6.
23. Teshima H, Hayashida N, Enomoto N, Aoyagi S, Okuda K, Uchida M. Detection of pannus by multidetector-row computed tomography. *Ann Thorac Surg* 2003;75:1631-3.
24. Aoyagi S, Fukunaga S, Arinaga K, Shojima T, Ueda T. Prosthetic valve obstruction: diagnostic usefulness of cineradiography and multidetector-row computed tomography. *Thorac Cardiovasc Surg* 2007;55:517-9.
25. Kim RJ, Weinsaft JW, Callister TQ, Min JK. Evaluation of prosthetic valve endocarditis by 64-row multidetector computed tomography. *Int J Cardiol* 2007;120: e27 - e29. Epub 2007 Jun 27. PMID:17597237.
26. Tsai IC, Lin YK, Chang Y, et al. Correctness of multi-detector-row computed tomography for diagnosing mechanical prosthetic heart valve disorders using operative findings as a gold standard. *Eur Radiol* 2009;19:857-67.
27. Konen E, Goitein O, Feinberg MS, et al. The role of ECG-gated MDCT in the evaluation of aortic and mitral mechanical valves: initial experience. *AJR Am J Roentgenol* 2008;191:26-31.