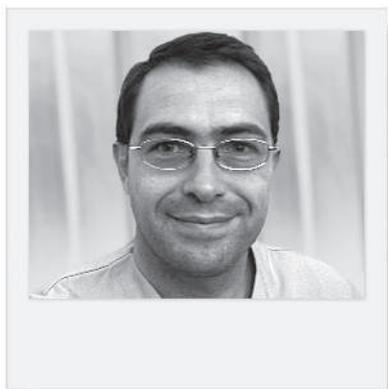


Imagerie de la dysfonction de prothèse

RÉSUMÉ : En raison de leur variété et de leurs éléments non biologiques, les prothèses valvulaires cardiaques présentent des difficultés diagnostiques spécifiques.

Le développement de l'imagerie 3D en ultrasons et en rayons X nous offre une plus grande liberté d'analyse morphologique et permet des représentations volumiques. Plus intuitives, celles-ci pourraient aider à appréhender des situations complexes s'écartant de nos repères anatomiques habituels à visée diagnostique, mais aussi de guidage perprocédure pour l'ETO 3D.

Certains pièges spécifiques à l'imagerie 3D doivent être connus. Evolutions du couple ETT-Radiocinéma, l'ETO 3D et le scanner cardiaque restent complémentaires plus que concurrents.



→ **E. BOUVIER, B. CORMIER**
Hôpital Jacques Cartier, MASSY.

L'analyse des dysfonctions de prothèses valvulaires reste un challenge pour le cardiologue, en raison de leur prévalence modeste et de la variété des prothèses biologiques ou mécaniques (modèles, tailles, positions, orientations), rendant compte de la complexité de leur sémiologie, y compris pour les centres de chirurgie cardiaque. Cette grande variété géométrique rend l'étude échographique (ETT ou ETO) parfois délicate en l'absence de repères précis sur l'anatomie postopératoire.

En ultrasons, si la sémiologie Doppler est particulièrement informative, les matériaux non biologiques qu'elles renferment se prêtent particulièrement mal à l'étude par ultrasons et génèrent autant d'artefacts plus ou moins aveuglants en arrière de la prothèse. En IRM, ces mêmes matériaux ne renvoient aucun signal. Pour cette raison, le radiocinéma est resté jusqu'à présent le complément naturel de l'échographie pour l'étude des éléments synthétiques fixes ou mobiles, mais sa nature bidimensionnelle en projection et l'absence de visualisation des tissus biologiques laissent des zones d'ombre entre ces deux techniques.

Aujourd'hui, les avancées les plus significatives sont liées au développement de l'imagerie 3D, parallèlement en ultrasons et en rayons X. Notamment grâce aux gains de puissance informatique, l'échographie cardiaque 3D, essentiellement transœsophagienne, et le scanner cardiaque atteignent aujourd'hui une maturité technique qui permet leur utilisation en pratique quotidienne pour la détection des dysfonctions et de leur mécanisme. Désormais, la manipulation 3D en temps réel est possible, de façon analogue à l'imagerie 2D, avec bascule instantanée et transparente entre les deux modalités, pour se focaliser non plus sur l'outil mais sur la pathologie. Cependant, certaines spécificités de l'imagerie 3D doivent rester à l'esprit, et obligent à une lecture critique de ces images spectaculaires.

Les données 3D peuvent être visualisées selon deux modalités: multiplan ou rendu volumique (*volume rendering* en anglais, VR). Le mode multiplan recalcule une image 2D selon un plan de coupe oblique totalement libre dans le bloc de données 3D; la sémiologie est très proche de l'imagerie 2D, mais doit tenir compte de l'anisotropie des données en échographie. En VR, l'application présente une vue

en volume et colorée qui se veut réaliste, avec des effets d'éclairage et d'ombrage paramétrables pour renforcer la sensation de profondeur en attendant l'arrivée des écrans/lunettes 3D; la sémiologie est très différente, plus intuitive, et donne surtout des informations morphologiques et topographiques plus aisément accessibles, ce qui pourrait raccourcir la courbe d'apprentissage pour ces pathologies peu fréquentes. Le piège majeur du VR est l'introduction de valeur(s) seuil(s), entre opacité et transparence mais aussi pour le codage couleur. Pour cette raison, le VR n'a pas vocation à réaliser des mesures, qui dépendent largement des réglages de seuil, du gain et du niveau de bruit. Par exemple, un thrombus prothétique en VR pourra voir ses dimensions augmenter lorsque les gains sont augmentés ou que les seuils sont abaissés, et *vice versa*. Pour un défaut paraprothétique, le principe est inversé. Enfin, le VR apporte peu d'informations supplémentaires sur la nature tissulaire d'une masse, n'en montrant que la surface.

Echographie 3D

L'acquisition est réalisée avec une sonde ponctuelle, thoracique ou œsophagienne, dont la matrice de quartz piézo-électrique émet un faisceau divergent d'ultrasons. Le volume de données est donc pyramidal et anisotrope, puisque la résolution spatiale et le phénomène d'interface à l'origine de la formation des échos sont très différents dans l'axe Z des ultrasons et dans les axes X et Y qui sont perpendiculaires. La résolution en Z est excellente et stable en profondeur, tandis que la résolution en X-Y est correcte en proximal mais se dégrade nettement en profond, de façon variable selon les réglages de focalisation. Selon sa position dans le volume 3D et son angle par rapport aux ultrasons, une coupe oblique présentera donc des propriétés physiques très variables, dont il conviendra de tenir compte dans l'analyse des mesures.

En raison du changement brutal d'impédances aux ultrasons dans les matériaux



FIG. 1: ETO 3D. Double thrombus mobile et obstructif sur une prothèse mécanique à ailettes en position mitrale (A, B). Dégénérescence de bioprothèse mitrale avec immobilité d'une des cusps et réduction de mobilité des deux autres, vue endoventriculaire (C, D).

prothétiques non biologiques, l'échographie donne une excellente visualisation de l'interface d'entrée dans ces matériaux (forte réflexion) mais, logiquement, d'importants cônes d'ombre en aval. A ce jour, la technique oblige encore à un certain compromis entre la taille du secteur exploré et la résolution temporelle. Pour contourner l'effet de seuil qui affecte les défauts paraprothétiques en VR et limite la fiabilité de leur mesure, l'ETO 3D offre l'avantage du Doppler couleur. Fonctionnant comme une sorte de "loupe couleur" en raison d'un secteur réduit, il visualise le flux anormal et aide à préciser la taille du défaut.

Cependant, malgré son rendu volumique sous la forme d'un "nuage" de couleur 3D, le signal Doppler est recueilli uniquement dans la direction des ultrasons; cette imagerie couleur 3D est donc tota-

lement anisotrope, limitant fortement son apport lorsque le jet est perpendiculaire à l'axe des ultrasons.

En pratique, la résolution actuelle des sondes et les phénomènes d'artefacts limitent fortement l'utilisation de l'échographie 3D en ETT, dont l'intérêt n'est qu'anecdotique. Les applications réellement contributives au quotidien concernent l'ETO, et principalement l'étude des prothèses mitrales, très proches et faisant face à la source d'ultrasons. Les prothèses mécaniques sont analysables essentiellement sur le versant auriculaire, contrairement aux bioprothèses régulièrement analysables sur les deux versants.

Ainsi, l'ETO 3D semble très performante pour la localisation et l'étude morphologique des thrombi ou végétations (fig. 1), pour les dysfonctions d'ailette (fig. 2)

REVUES GÉNÉRALES

Imagerie

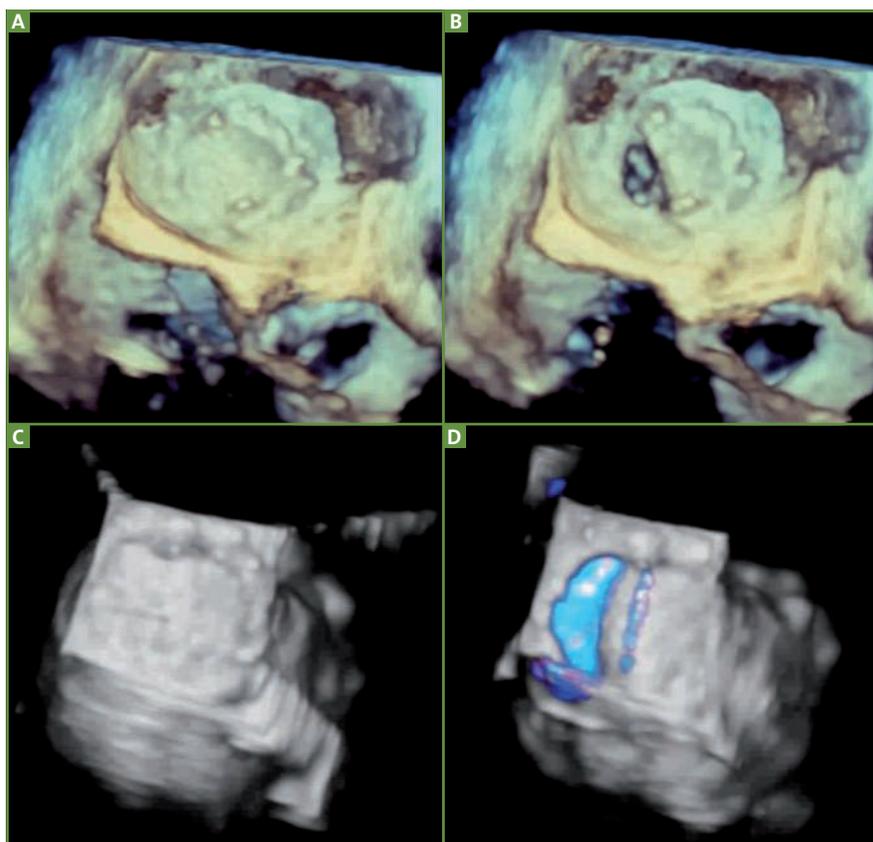


FIG. 2 : ETO 3D. Thrombose de prothèse mitrale mécanique avec immobilisation d'une des ailettes en position fermée, vue endoauriculaire (A, B). Le mode Doppler couleur 3D montre l'absence de régurgitation en systole (C) et le flux asymétrique en diastole (D).

plus que de disque, pour les désinsertions paraprothétiques (fig. 3) précisant leur(s) localisation(s) et surtout leur extension circonférentielle, notamment en vue de leur fermeture percutanée, pour les dégénérescences de bioprothèses (fig. 1) faci-

tant l'étude individuelle des *cusps* [1-4]. Certains auteurs suggèrent également l'intérêt du 3D pour l'étude des pannus, mais l'effet de seuil très marqué limite l'objectivité de ce diagnostic. L'étude des prothèses aortiques est gênée pour

les raisons évoquées *supra*, mais l'étude des régions paravalvulaires reste possible en amont et en aval du cône d'ombre, et peut suffire à compléter le diagnostic (thrombus, végétation). Les autres localisations de prothèses souffrent de l'angle peu favorable, de la distance ou de la présence d'interfaces supplémentaires qui dégradent la qualité d'image, et l'apport diagnostique y est réduit.

Une place de choix réservée à l'ETO 3D se trouve dans le guidage perprocédure des fermetures de défauts paraprothétiques par *plugs*, ces prothèses en nitinol similaires aux fermetures de CIA et canal artériel, dont le positionnement très délicat nécessite le guidage par la double imagerie (radioscopie et échoscopie), et bénéficie largement des informations tridimensionnelles topographiques de l'ETO 3D pour la progression et le largage du *plug* [5, 6].

Peu invasive, l'ETO 3D devrait se répandre rapidement, à l'occasion des renouvellements de matériel et avec l'arrivée d'un deuxième constructeur sur ce créneau, laissant également espérer une émulation technique et peut-être demain plus d'utilité de l'ETT 3D si sa résolution spatiale progresse.

Scanner cardiaque

L'application du scanner cardiaque, technique non invasive initialement déve-

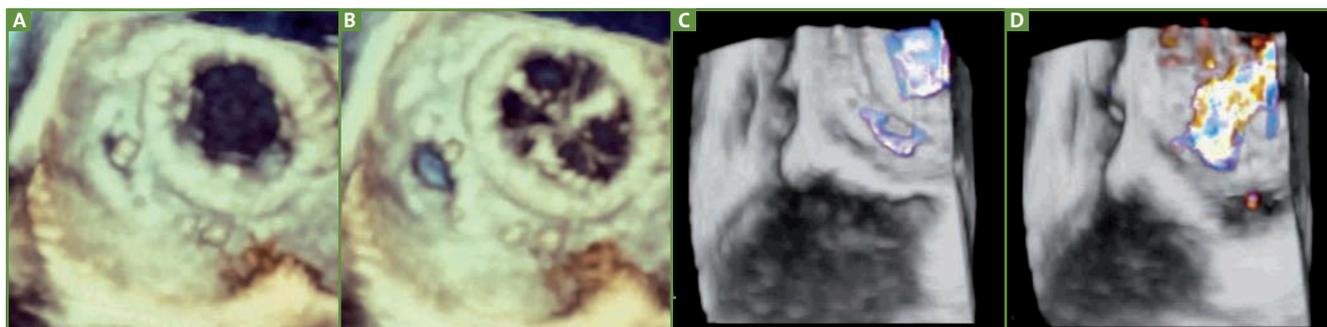


FIG. 3 : ETO 3D. Désinsertion de bioprothèse mitrale par lâchage de suture, vue endoauriculaire: défaut de taille variable au cours du cycle (A, B), flux couleur antérograde en diastole (C) et régurgitation paraprothétique importante en systole (D).

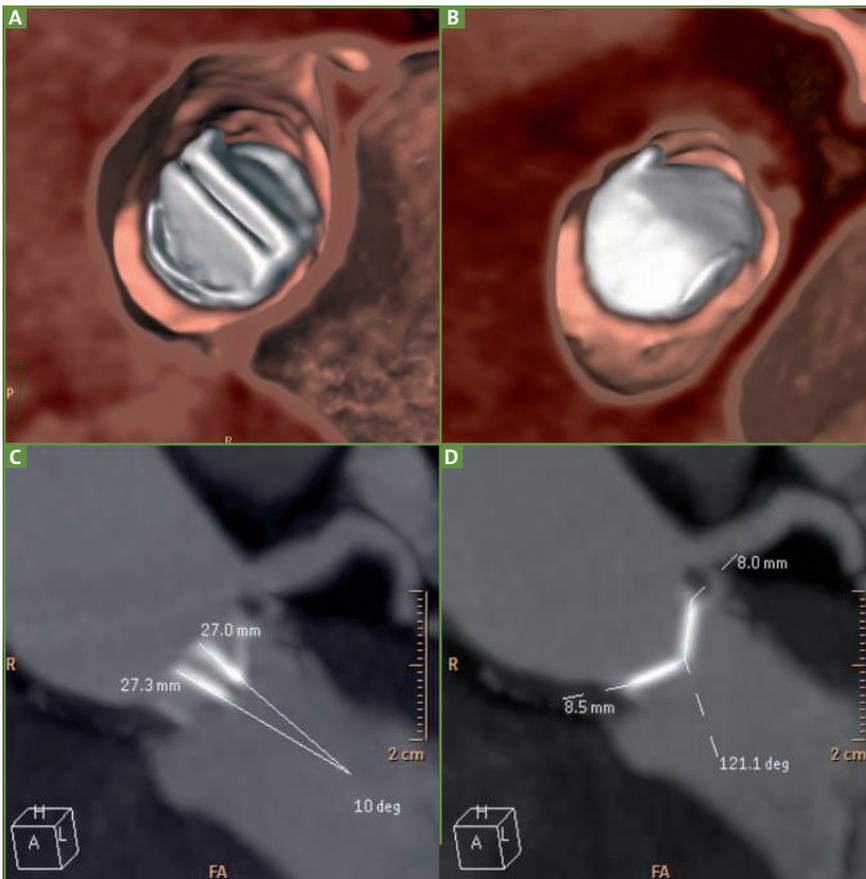


FIG. 4 : Scanner. Rendu volumique d'une prothèse mécanique aortique normale (A, B). Mesure des angles d'ouverture (C) et fermeture (D).

loppée pour les applications coronaires, aux valvulopathies, est plus récente. Basé sur les rayons X, il est la technique de référence pour l'étude des calcifications, et se prête particulièrement bien à l'analyse des matériaux prothétiques de densité élevée, métal ou polymère. Pour mémoire, après injection de produit de contraste iodé, l'acquisition des données se fait par "tranches" de thorax, selon le principe du calcul matriciel, en faisant défiler le thorax devant le détecteur ; les coupes natives ainsi collectées sont ensuite empilées pour reconstituer le volume 3D. La source et le détecteur tournant en continu autour de l'objet, l'image est reconstituée à partir de points de vue multiples permettant d'obtenir des données parfaitement isotropes en X et Y ; la résolution en Z étant très

proche, le bloc de données 3D est remarquablement homogène, permettant une totale liberté du plan de coupe, sans zone aveugle, avec une résolution de l'ordre de 0,5 mm dans toutes les directions de l'espace. Il permet donc l'étude des prothèses valvulaires de façon homogène quelle que soit leur position, aortique, mitrale, mais aussi tricuspide ou pulmonaire, avec une préférence pour les prothèses mécaniques en carbone à double ailette.

Pour autant, les artefacts spécifiques au scanner demeurent : *blooming*, durcissement, artefacts de rythme. En pratique, les plus invalidants sont les artefacts de rythme présents lorsque la fréquence cardiaque est irrégulière ou trop élevée, nécessitant une sélection et/ou une pré-

paration des patients avant l'acquisition selon le matériel dont on dispose ; en règle générale, une fréquence > 75 et/ou très irrégulière ne permet pas une imagerie satisfaisante, excluant de fait la plupart des patients en état d'instabilité hémodynamique. Les prothèses à disque et certaines prothèses à ailettes anciennes génèrent plus d'artefacts de durcissement et leur analyse peut être très difficile ; les éléments mobiles (bille, disque) radiotransparents au sein d'une armature radio-opaque ne sont parfois pas visibles. Les artefacts du scanner se superposant rarement avec ceux de l'échographie, ces deux approches restent très complémentaires. De même, si le scanner permet l'étude cinétique au cours du cycle cardiaque, il n'apporte aucune information hémodynamique analogue au Doppler, notamment aucune visualisation des jets de régurgitations.

En pratique, la première application du scanner est d'offrir un radiocinéma de valve en 3D (**fig. 4**) avec visibilité contemporaine des structures tissulaires adjacentes, permettant des mesures d'angles d'ouverture et de fermeture que la prothèse soit à ailettes ou à disque, mais également l'étude des thrombi ou végétations, (**fig. 5**) responsables de la dysfonction, et ce quelle que soit leur position [7-11]. Pour les valves biologiques, l'épaississement des *cusps*, leur diminution de mobilité ou leur caractère calcifié sont visibles (**fig. 6 et 7**) ; un prolapsus est également détectable [12]. Dans le cas d'une dysfonction de bioprothèse TAVI, le scanner montre la géométrie précise du stent et sa déformation éventuelle par les calcifications valvulaires (**fig. 8**) ; les *cusps* sont plus difficilement analysables en raison des artefacts autour du *stent*. Dans le bilan préthérapeutique d'un TAVI *Valve-in-Valve*, le scanner permet une mesure précise du calibre interne de la bioprothèse défaillante pour le choix de la prothèse percutanée (**fig. 7**) et l'étude des rapports anatomiques avec les *ostia* coronaires [14]. Dans les désinsertions de prothèses,

REVUES GÉNÉRALES

Imagerie



FIG. 5: Scanner. Thrombus peu mobile sur le versant auriculaire d'une prothèse mécanique mitrale avec mobilité conservée des ailettes (A, B). Autre cas avec double thrombus très mobile (C, D – même patient que 1A et 1B).

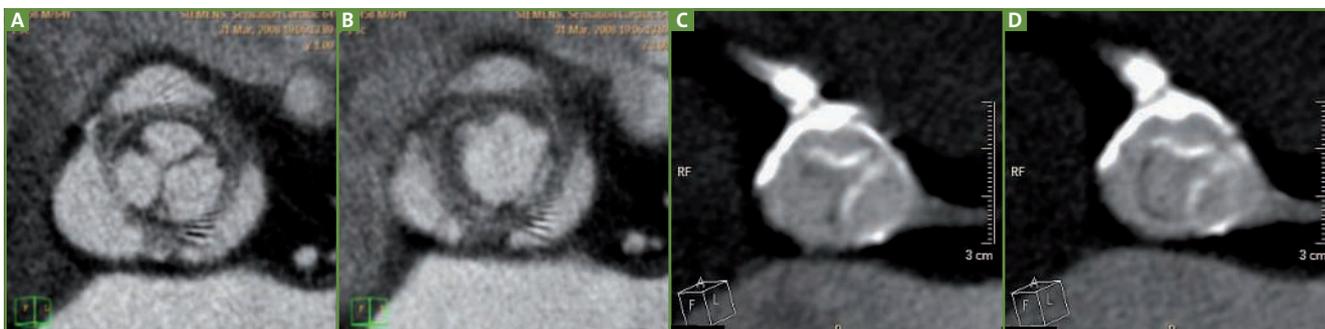


FIG. 6: Scanner. Bioprothèse normale en position aortique (A, B). Dégénérescence calcifiée de bioprothèse avec immobilisation de 2 cusps (C, D).

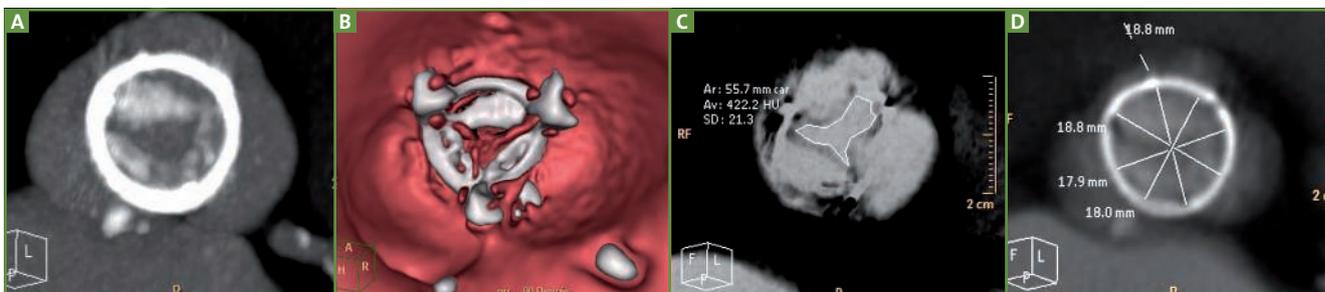


FIG. 7: Scanner. Dégénérescence de bioprothèse avec calcifications extensives des 3 cusps (A, B) responsable d'une sténose serrée mesurée à 0,56 cm² (C). Mesure des diamètres internes de la bioprothèse dégénérée pour confirmer la possibilité de TAVI Valve-in-Valve (D).



FIG. 8: Scanner. Contrôle postimplantatoire de prothèse TAVI présentant une fuite grade 2 à sa partie postérieure. Projection MIP montrant son déploiement circulaire avec refoulement des calcifications valvulaires en périphérie (A). Coupe à la partie proximale révélant une déformation en regard de la fuite (B) liée à une calcification annulaire visible en préimplantatoire (C, D).

POINTS FORTS

- ↳ L'imagerie cardiaque 3D nous donne aujourd'hui plus aisément accès à des informations morphologiques et topographiques dans les dysfonctions de prothèses valvulaires, sans apport significatif sur la caractérisation tissulaire.
- ↳ Le rendu volumique 3D crée des pièges spécifiques liés notamment à l'effet de seuil, nécessitant la confrontation systématique aux images 2D.
- ↳ Ultrasons (ETO 3D) et rayons X (scanner) sont très complémentaires pour l'étude du fonctionnement des prothèses valvulaires par la coexistence de tissus biologiques et matériaux non biologiques.
- ↳ Le scanner a une plus grande liberté de plan de coupe 2D ou d'angle de vue 3D au prix d'une injection de contraste et d'une irradiation, certes décroissantes, justifiant sa position en deuxième ligne dans la stratégie diagnostique.

le rendu 3D est extrêmement explicite sur la localisation et la forme du défaut, en veillant aux pièges de l'effet seuil qui sont contrés par l'analyse toujours rigoureuse des images 2D multiplans (fig. 9). Accessoirement, le scanner est

particulièrement adapté à l'étude des zones paravalvulaires en cas d'infection, notamment pour l'étude des abcès détergés (localisation, extension). Enfin, l'expérience récente laisse entrevoir un rôle déterminant dans le diagnostic

jadis difficile de pannus sous-aortique (fig. 10), en révélant la présence d'un tissu biologique anormal en continuité avec l'endocarde et faisant obstruction dans l'axe du flux sanguin en l'absence d'anomalie de mobilité des ailettes [13].

L'amélioration continue du matériel permet aujourd'hui de réaliser des examens de moins en moins irradiants, d'améliorer la résolution temporelle, et peut-être demain de réduire les artefacts liés aux matériaux non biologiques avec les mesures en double énergie.

En pratique, devant une suspicion de dysfonction de prothèse valvulaire, ETT puis ETO 3D sont la base du diagnostic et résolvent encore la grande majorité des situations. En cas d'incertitude résiduelle, si la fonction rénale et le rythme cardiaque le permettent, le scanner cardiaque 3D nous paraît un prolongement logique [15]. Le radiocinéma de valve se justifie en cas de contre-indication rénale au scanner.

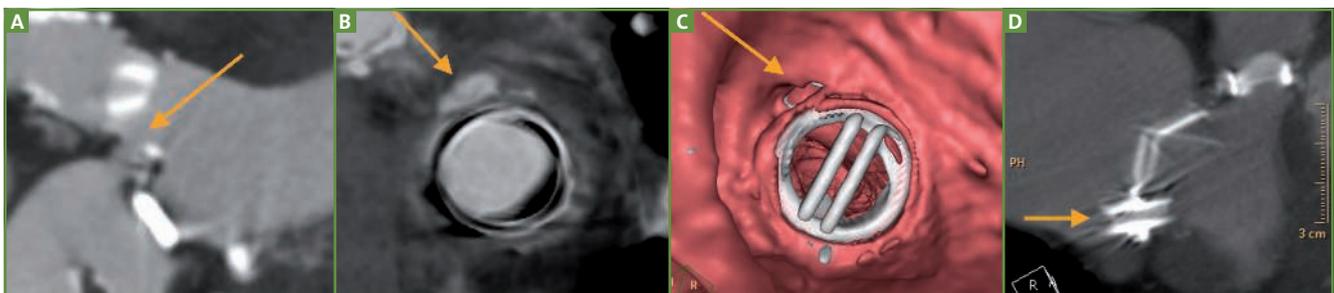


Fig. 9 : Scanner. Désinsertion de prothèse mécanique mitrale en coupe (A), de face (B) et en rendu volumique (C) à l'origine d'une fuite paraprothétique. Contrôle après implantation percutanée d'un plug chez un autre patient (D) : bascule du plug en postprocédure responsable d'une récurrence de la fuite paraprothétique.

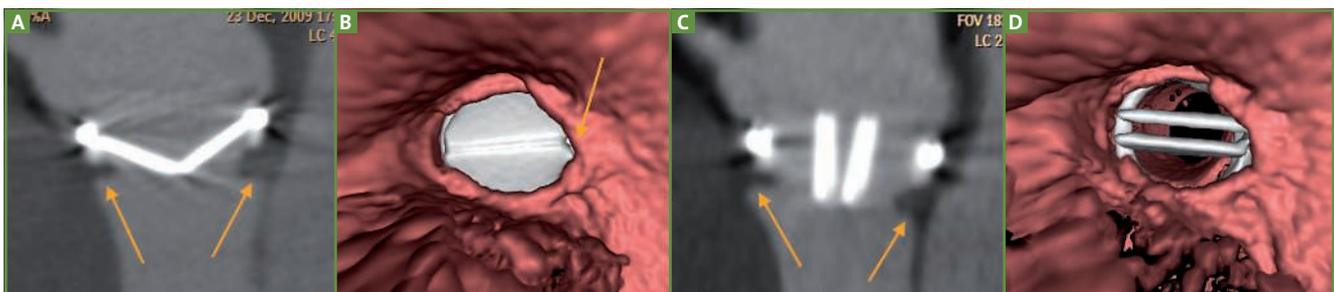


Fig. 10 : Scanner. Pannus fibreux à la face ventriculaire d'une prothèse mécanique à ailettes en position aortique en coupe (A, C) et en rendu volumique (B, D) ; mobilité normale des ailettes.

REVUES GÉNÉRALES

Imagerie

Bibliographie

1. SUGENG L, SHERNAN SK, WEINERT L *et al.* Real-time 3D TEE in valve disease: comparison with surgical findings and evaluation of prosthetic valves. *J Am Soc Echocardiogr*, 2008; 21: 1347-1354.
2. KRONZON I, SUGENG L, PERK G *et al.* Real-time 3D TEE in the evaluation of post-operative mitral annuloplasty ring and prosthetic valve dehiscence. *J Am Coll Cardiol*, 2009; 53: 1543-1547.
3. SINGH P, MANDA J, HSIUNG MC *et al.* Live/real time 3D TEE evaluation of mitral and aortic valve prosthetic paravalvular regurgitation. *Echocardiography*, 2009; 26: 980-987.
4. THOMPSON KA, SHIOTA T, TOLSTRUP K *et al.* Utility of 3D TEE in the diagnosis of valvular perforations. *Am J Cardiol*, 2011; 107: 100-102.
5. GARCIA-FERNANDEZ MA, CORTES M, GARCIA-ROBLES JA *et al.* Utility of real-time 3D TEE in evaluating the success of percutaneous transcatheter closure of mitral paravalvular leaks. *J Am Soc Echocardiogr*, 2010; 23: 26-32.
6. BINER S, KAR S, SIEGEL RJ *et al.* Value of color Doppler 3D TEE in the percutaneous closure of mitral prosthesis paravalvular leak. *Am J Cardiol*, 2010; 105: 984-989.
7. 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. *Am J Roentgenol*, 2008; 191: 26-31.
8. LABOUNTY TM, AGARWAL PP, CHUGHTAI A *et al.* Evaluation of mechanical heart valve size and function with ECG-gated 64-MDCT. *Am J Roentgenol*, 2009; 193: W389-396.
9. SYMERSKY P, BUDDER RP *et al.* MDCT imaging characteristics of mechanical prosthetic valves. *J Heart Valve Dis*, 2011; 20: 216-222.
10. TSAI IC, LIN YK, CHANG Y *et al.* Correctness of MDCT for diagnosing mechanical prosthetic heart valve disorders using intraoperative findings as a gold standard. *Eur Radiol*, 2009; 19: 857-867.
11. SYMERSKY P, BUDDER RP, DE MOL BA *et al.* Comparison of MDCT to echocardiography and fluoroscopy for evaluation of patients with mechanical prosthetic valve obstruction. *Am J Cardiol*, 2009; 104: 1128-1134.
12. CHENOT F, MONTANT P, GOFFINET C *et al.* Evaluation of anatomic valve opening and leaflet morphology in aortic valve bioprosthesis by using MDCT: comparison with TTE. *Radiology*, 2010; 255: 377-385.
13. TESHIMA H, HAYASHIDA N, FUKUNAGA S *et al.* Usefulness of a MDCT scanner for detecting pannus formation. *Ann Thorac Surg*, 2004; 77: 523-526.
14. GRUNENFELDER J, PLASS A, ALKADHI H *et al.* Evaluation of biological aortic valve prostheses by dual source CT and anatomic measurements for potential transapical valve-in-valve procedure. *Interact Cardiovasc Thorac Surg*, 2008; 7: 195-199.
15. TAYLOR AJ, CERQUEIRA M, HODGSON JM *et al.* ACCF/SCCT/ACR/AHA/ASE/ASNC/NASCI/SCAI/SCMR 2010 Appropriate Use Criteria for Cardiac Computed Tomography. *J Am Coll Cardiol*, 2010; 56: 1864-1894.

Les auteurs ont déclaré ne pas avoir de conflits d'intérêts concernant les données publiées dans cet article.

Pradaxa : derniers résultats

L'étude ACTIVE publiée dans le *New England Journal of Medicine* a montré que parmi 100 000 patients présentant une fibrillation auriculaire non traitée, 4 500 auront un AVC s'ils ne reçoivent pas d'anticoagulant. Le dabigatran (Pradaxa) à la dose de 150 mg x 2/j permet de prévenir 3 490 AVC alors que les AVK n'en évitent que 2 920.

L'augmentation du risque hémorragique était bien sûr attendue comme avec toutes les molécules de cette classe thérapeutique. Dans l'étude RE-LY, le risque d'hémorragie fatale a été de 0,23 % sous dabigatran (0,33 % sous warfarine). Entre mars 2008 et octobre 2011, le laboratoire Boehringer Ingelheim a déclaré avoir enregistré 260 cas d'hémorragies fatales dans le monde, chiffre à rapprocher des plus de 400 000 patients traités dans le monde actuellement (soit environ 63 hémorragies fatales pour 100 000 patients-année). Toujours, en ce qui concerne le risque hémorragique, Pradaxa (110 et 150 mg deux fois par jour) diminue les hémorragies intracrâniennes (respectivement de -70 % et de -59 %) ainsi que les hémorragies menaçant le pronostic vital (respectivement de -33 % et de -20 %) versus les AVK bien contrôlés. Enfin, les derniers résultats présentés à l'AHA en novembre dernier ont montré, sur 4 600 patients de l'étude RELY opérés, qu'il n'y avait pas d'augmentation du risque périopératoire avec les 2 dosages de Pradaxa comparativement à des patients bien contrôlés sous warfarine que ce soit pour une chirurgie d'urgence ou lourde.

Concernant les maladies cardiovasculaires, une analyse a été présentée à l'AHA montrant que le dabigatran augmentait la survenue d'infarctus du myocarde comparativement aux autres traitements (enoxaparine, placebo, warfarine). Une revue complète réalisée par Boehringer Ingelheim sur plus de 40 000 patients inclus dans 16 études cliniques ne confirme pas ces données. Un rapport a été soumis aux Autorités de santé et une publication dans une revue internationale est en préparation.

J.N.

D'après un communiqué de presse du Laboratoire Boehringer Ingelheim