

LE DOSSIER

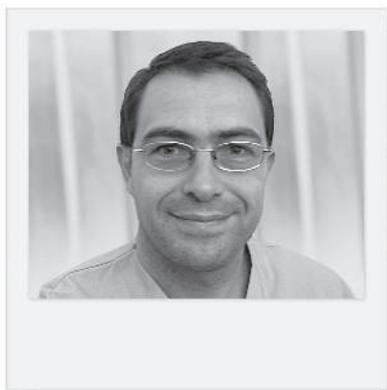
Scanner cardiaque

Indications du scanner en pathologies valvulaires

RÉSUMÉ : Le scanner cardiaque s'affirme progressivement comme une modalité d'imagerie non invasive complète, au-delà du seul "coroscaner". Porté par sa capacité spécifique d'étude des calcifications, il s'est rapidement intéressé aux valvulopathies, notamment dégénératives.

Les progrès en résolutions spatiales et temporelles permettent aujourd'hui de s'intéresser à l'ensemble des atteintes valvulaires natives ou prothétiques, apportant des éléments très complémentaires aux explorations ultrasonores systématiques.

La réduction progressive de l'irradiation devrait accroître progressivement son rôle, notamment dans le cadre des bilans de chirurgie ou procédure interventionnelle percutanée, au détriment des explorations invasives.



→ E. BOUVIER
Hôpital Jacques Cartier, MASSY.

Historiquement portée par les applications coronaires en alternative évidente à la technique invasive, la tomodensitométrie communément appelée scanner démontre, depuis une dizaine d'années, son intérêt quotidien dans l'étude des valvulopathies cardiaques. Entre l'échographie cardiaque transthoracique devenue l'hypersthélescope à la fiabilité largement validée par plus de 30 ans d'expérience, l'échographie transœsophagienne qui reste semi-invasive, l'IRM cardiaque à l'accessibilité encore limitée et le cathétérisme invasif de moins en moins pratiqué, la place du scanner cardiaque peut sembler difficile à cerner.

Quelles sont les caractéristiques techniques et physiopathologiques qui déterminent cette place? Quelles situations cliniques appellent une étude scanner des valves cardiaques? Quelles sont les vraies limites techniques et comment les anticiper?

Voici un bref aperçu de la situation fin 2012.

Techniques

Pour mémoire, le principe physique de base du scanner est simple. De la même manière que le cerveau voit en relief grâce à la combinaison des vues de l'œil droit et de l'œil gauche, le calcul matriciel déduit la position des organes sur une coupe du corps en comparant l'ensemble des projections de cette coupe. Pendant la durée d'acquisition des données d'une coupe donnée, le contenu de la coupe doit rester constant, à défaut de quoi le calcul matriciel donne des résultats aberrants comme si l'œil droit et l'œil gauche ne voyaient pas le même objet et que le cerveau ne parvenait pas à résoudre cette discordance. Conséquences: l'application du scanner au cerveau nécessite l'immobilité du patient, l'application aux poumons ou à l'abdomen nécessite l'apnée et l'application au cœur nécessiterait-elle... l'arrêt cardiaque? Evidemment non, le scanner est réalisé à cœur battant, ce qui est à la fois une faiblesse, nécessitant une résolution temporelle suffisante, mais aussi une force car le scanner cardiaque a une dimension dynamique qui est justement

LE DOSSIER

Scanner cardiaque

exploitée dans les applications valvulaires, bien plus que dans les applications coronaires.

Les premières applications valvulaires du scanner cardiaque remontent aux machines à faisceau d'électrons (EBCT), connues sous le nom d'Imatron. Elles se caractérisaient par l'absence d'élément mécanique mobile et permettaient d'atteindre des vitesses de rotation élevées, nécessaires pour figer le mouvement cardiaque, mais au prix d'une résolution spatiale médiocre et d'un coût élevé. Peu répandus, ces scanners ont permis le développement confidentiel des premières applications valvulaires, notamment la quantification des calcifications valvulaires aortiques. C'est l'arrivée des scanners rotatifs à 16 puis 64 barrettes, avec des vitesses de rotation inférieures à 500 ms et des coupes de moins de 1 mm, d'épaisseur qui a permis leur démocratisation.

L'injection de produit radio-opaque permet d'ajouter un contraste entre les cavités circulantes et les structures tissulaires, en plus du contraste spontané naturel entre graisse, tissus mous et calcifications. Aujourd'hui, le scanner synchronisé à l'ECG offre une imagerie cardiaque en densité absolument unique, à 4 dimensions (volume + temps), isotrope c'est-à-dire dont la résolution spatiale élevée est pratiquement uniforme quelle que soit la direction, relativement accessible et économique. Les acquisitions à visée valvulaire sont réalisées le plus fréquemment en mode spiralé, avec une modulation d'intensité selon la phase du cycle cardiaque étudiée. Le mode *step-and-shoot* peut également être utilisé, mais son bénéfice sur l'irradiation est moins important que pour les études coronaires. Une injection de 40 à 90 mL de produit de contraste est nécessaire selon la pathologie étudiée et la fonction rénale.

Une condition importante de la qualité des acquisitions est la stabilité du rythme cardiaque à des fréquences < 80/min, mais l'utilisation des bêtabloquants est plus délicate dans ces indications et est adaptée au cas par cas. Les données sont étudiées en projections obliques, MIP, MinIP, en rendus volumiques 3D, et en mode ciné pour étudier la dynamique valvulaire.

Suivant naturellement l'étude des calcifications, les premières applications valvulaires ont concerné le RAC, puis le RM, et se sont progressivement étendues aux autres valvulopathies, sur valve native et prothétique.

Rétrécissement aortique calcifié (fig. 1 et 2)

En raison de son mécanisme lié à l'épaississement tissulaire avec une accumulation de calcifications limitant la sou-

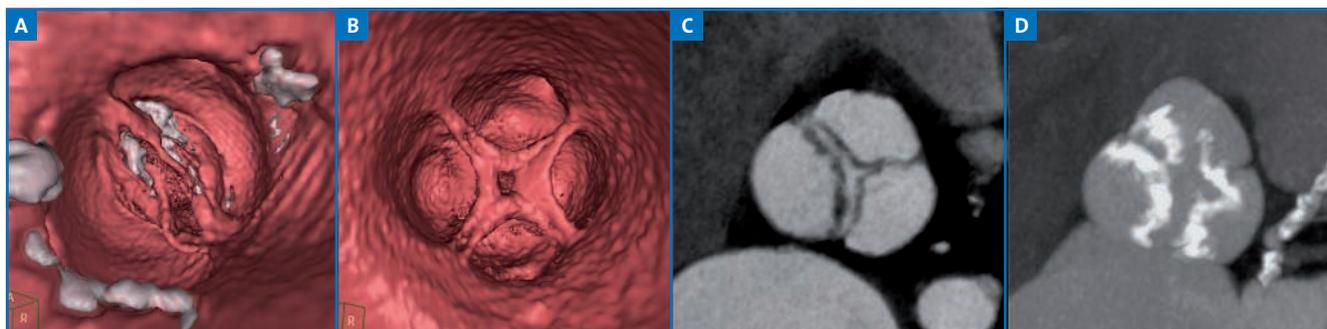


FIG. 1: Valve aortique. Bicuspidie type 0 (A) et rare quadricuspidie (B). Deux images complémentaires d'une bicuspidie type 1 L-R, en minIP montrant les tissus mous (C) et MIP montrant les calcifications (D).

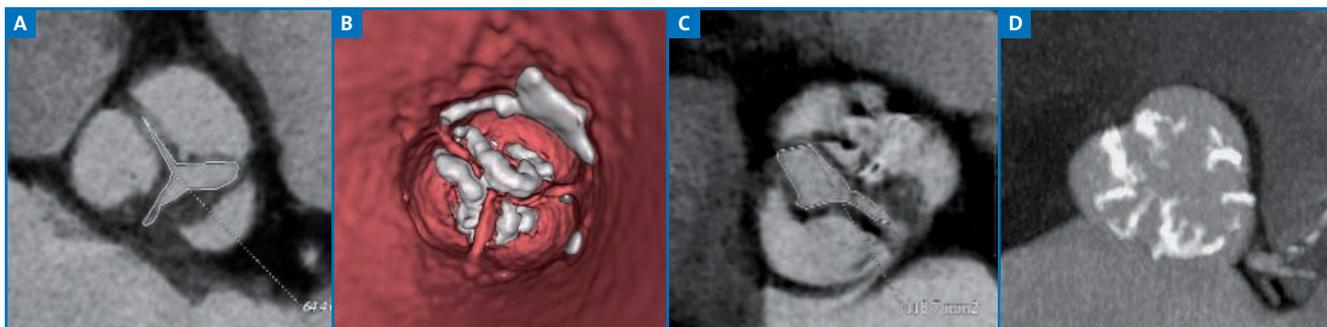


FIG. 2: Rétrécissement aortique. Planimétries sur des valves tricuspide (A) et bicuspidie (B). Etude topographique des calcifications valvulaires en 3D volumique depuis l'aorte ascendante (C) et en projection MIP (D).

plasse et donc la mobilité des feuillets valvulaires, le rétrécissement aortique dégénératif se prête particulièrement à l'étude par scanner. L'étude géométrique 3D associée à l'excellente visualisation des calcifications est particulièrement performante pour préciser le caractère bicuspide, avec ou sans raphé, voire les formes plus rares unicuspide ou quadricuspide, avec une fiabilité supérieure à toutes les autres techniques dans notre expérience si on prend les constatations opératoires comme référence.

Les projections MIP et MinIP permettent dans près de 90 % des cas une planimétrie précise et fiable, validée par des nombreuses études monocentriques [1] et sans biais significatif par rapport aux autres techniques de planimétrie ($r \geq 0,95$). Cette mesure est indépendante de postulat géométrique et d'hypothèse de calcul et paraît particulièrement complémentaire

avec l'équation de continuité échographique dans les situations d'évaluation discordante. Dans environ 10 % des cas, les mouvements cardiaques rapides sont responsables d'un flou cinétique de la valve; le caractère très calcifié est alors en faveur d'une sténose très serrée et inversement, mais les valeurs intermédiaires qui sont les plus fréquentes apportent peu d'incrément diagnostiques. De même et indépendamment d'une planimétrie réussie, le taux de calcification a une valeur pronostique démontrée qui peut guider la décision thérapeutique dans les situations limites.

TAVI (fig. 3 et 4)

Le développement rapide des prothèses aortiques percutanées, et notamment la nécessité du choix de la taille de prothèse préalablement à la procédure, a provoqué

un regain d'intérêt pour l'anatomie de l'anneau aortique. On a ainsi redécouvert le caractère elliptique et non circulaire de la sortie de la chambre de chasse du VG, et l'incapacité de l'ETT à mesurer le grand diamètre avec pour conséquence une sous-estimation systématique de l'anneau (ETT $3,89 \pm 0,74 \text{ cm}^2$, scanner $4,22 \pm 0,77 \text{ cm}^2$). Le scanner cardiaque, 3D et isotrope, démontrant sa supériorité sur l'ETO 3D pour l'étude géométrique fine de la zone d'implantation des TAVI, devient progressivement la technique de référence [2-4].

Outre la taille de l'anneau, il apporte d'autres informations cruciales pour la planification de la procédure: sur l'aorte thoracique (calibres, athérome, angulations), la position des ostia coronaires, voire l'ensemble de l'arbre coronaire lorsque la fréquence cardiaque est compatible; la chambre de chasse, précisant notamment l'abondance et la position

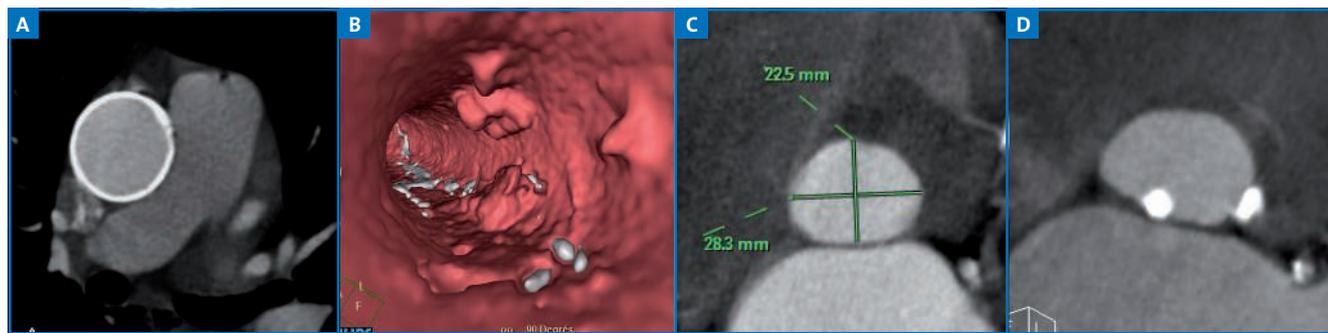


FIG. 3 : Bilan avant TAVI. Aorte porcelaine en coupe (A). Débris athéromateux intra-aortiques (B). Mesure des dimensions de l'anneau aortique (C). Détection des calcifications annulaires pouvant perturber le déploiement de la prothèse (D).

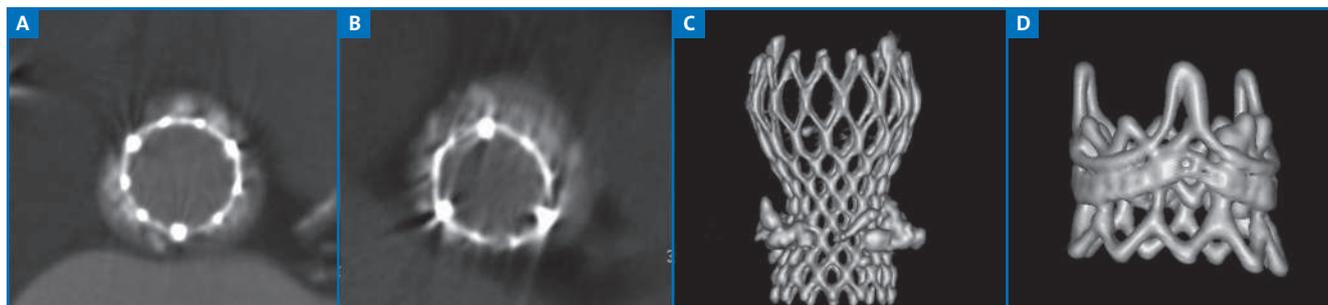


FIG. 4 : Bilan après TAVI. Prothèse Sapien correctement déployée sans fuite (A). Prothèse Sapien incomplètement déployée avec fuite modérée sur bicuspidie (B). Vues 3D volumiques d'une prothèse CoreValve bien déployée et refoulant les calcifications à sa périphérie (C) et d'une prothèse Sapien Valve-in-Valve dans une bioprothèse (D).

LE DOSSIER

Scanner cardiaque

des calcifications sous-valvulaires qui interagissent avec le déploiement de la prothèse [5], voire l'atteinte conjointe de la valve mitrale par le processus calcifiant (RM dégénératif associé). Pour les procédures *Valve-in-Valve*, l'examen permet le choix de la prothèse selon le diamètre interne de la bioprothèse dégénérée et la géométrie de son armature.

Après implantation, notamment en cas de fuite périprothétique, l'étude avec une faible quantité de contrastes permet de détailler le déploiement de la prothèse et le mécanisme de la fuite, permettant d'optimiser les stratégies d'implantation [3, 4].

Insuffisance aortique (fig. 5)

Plus délicate, l'étude des régurgitations aortiques est envisageable, permettant notamment de préciser leurs mécanismes, par une étude complète de la racine aortique et la visualisation tridimensionnelle des cusps (nombre, posi-

tion). Ainsi les défauts de coaptation centrale, notamment dans le cadre d'une maladie annulo-ectasiant, sont aisément mesurables par planimétrie ($r = 0,86$ avec la quantification ETT) [6]. Les prolapsus et atteintes complexes de la valve, bien identifiables, sont en revanche plus difficiles à quantifier si la surface de l'orifice est complexe, le scanner ne visualisant en aucune manière le jet de la fuite. La comparaison des débits droit et gauche obtenus par calculs des volumes VG et VD télédiastoliques et télésystoliques peut permettre une quantification indirecte en l'absence de valvulopathie associée.

Rétrécissement mitral (fig. 6)

Par analogie avec le RAC, l'étude morphologique et la quantification des rétrécissements mitraux paraît une application logique. La difficulté réside ici dans la fréquente association entre RM et fibrillation auriculaire. Le caractère irrégulier, éventuellement rapide et plus dif-

ficile à ralentir de la FA est responsable d'artefacts cinétiques et d'artefacts à la jonction entre les "tranches" de scanner pouvant rendre l'examen ininterprétable. Un contrôle correct de la fréquence cardiaque ≤ 65 /min et l'édition soignée du tracé ECG sur la console d'acquisition permettent cependant d'obtenir une majorité d'examen contributifs.

Le choix plus aisé du plan de coupe à l'extrémité des feuillets et surtout la possibilité de réaliser une projection de l'orifice expliquent la relative facilité de la planimétrie scanner comparée à la planimétrie échographique ($r = 0,88$ à $0,92$) [7, 8]. Le caractère fusionné des commissures, la morphologie de l'appareil sous-valvulaire et surtout l'abondance et la topographie des calcifications sont particulièrement bien visualisés, permettant de préciser le mécanisme de la sténose, son accessibilité à une commissurotomie percutanée ou la possibilité d'une chirurgie de remplacement sans effraction d'un anneau très calcifié.

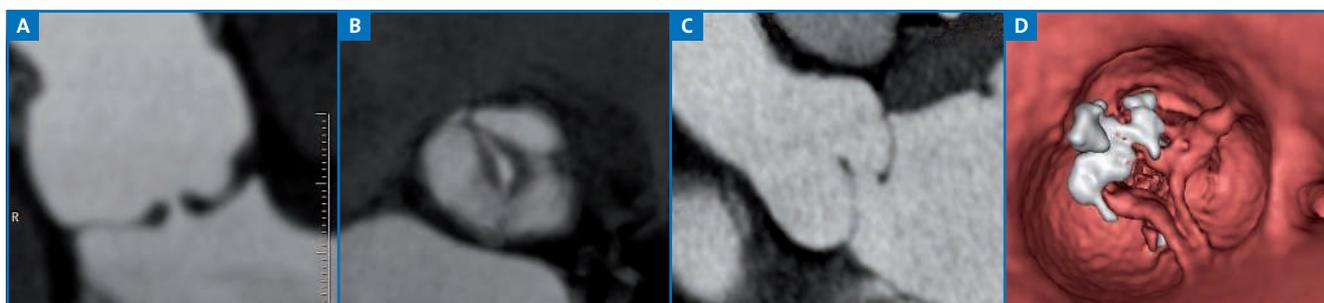


FIG. 5 : Insuffisance aortique. Fuite aortique centrale par rétraction des feuillets épaissis d'une bicuspédie non calcifiée (A, B). Prolapsus d'une cusp aortique (C). Vue 3D en diastole d'une bicuspédie type 2 depuis l'aorte ascendante, montrant un raphé tissulaire, un raphé calcifié et un défaut de coaptation centrale (D).

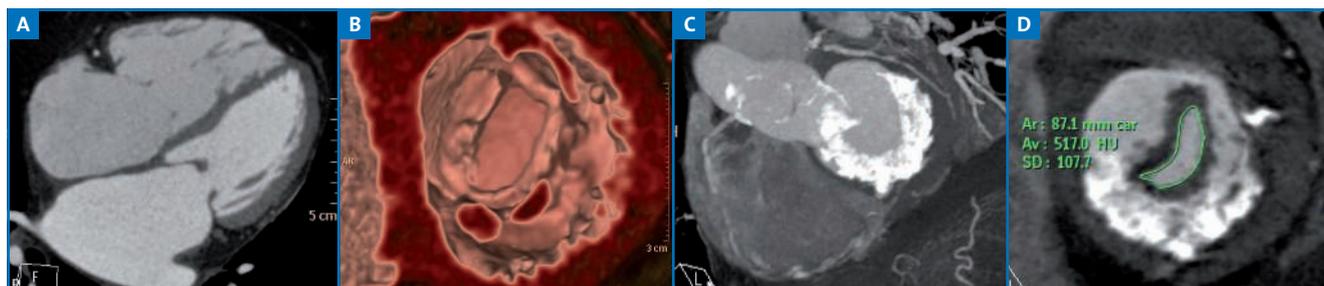


FIG. 6 : Rétrécissement mitral. RM rhumatismal en 2D (A) et 3D volumique depuis la pointe du cœur (B) montrant la fusion commissurale sans calcification. RM dégénératif sur très volumineuse calcification annulaire mitrale (C), planimétrie en faveur du caractère très serré (D).

Insuffisance mitrale (fig. 7)

De par ses propriétés physiques, le scanner se prête particulièrement à l'étude géométrique de la valve mitrale [9], et peut surtout être utile dans l'analyse du mécanisme (prolapsus, dilatation, restriction) avec segmentation des feuillets et de l'étiologie (fonctionnelle, dystrophique, rhumatismale, ischémique). En raison d'une résolution temporelle inférieure à l'échographie, un cordage rompu et hypermobile reste difficilement visible, contrairement à l'appareil sous-valvulaire en position anatomique normale. De même, les feuillets relativement fins et très mobiles de la valve mitrale fuyante sont plus difficiles à visualiser en scanner que les feuillets aortiques, rendant la planimétrie de l'orifice régurgitant inconstamment réalisable, mais alors correctement corrélée à la quantification échographique. Comme pour l'IA, l'équation de continuité entre les ventricules droit et gauche permet d'estimer la fraction régurgitée en l'absence de valvulopathie associée.

Valves droites

L'étude tricuspide ou pulmonaire nécessite une adaptation du protocole d'acquisition : soit un déclenchement plus précoce après l'injection si on veut étudier uniquement les cavités droites, soit un bolus plus long, en privilégiant un triple bolus pour réduire la quantité d'iode

au prix d'un contraste plus modéré à droite. Le contraste est généralement plus hétérogène dans les cavités droites, notamment dans l'OD où se mélangent le sang opaque de la veine cave supérieure et le sang non opacifié de la veine cave inférieure, ce qui peut perturber l'étude de la tricuspide. Moins fréquentes, ces pathologies se prêtent à l'étude scanner par analogie avec les valves gauches, permettant étude géométrique, recherche de sténose voire de fuites, mais dans des conditions moins favorables.

En pratique, la réalisation d'un scanner cardiaque pour une autre indication renseigne parfois incidemment sur l'atteinte des valves droites, et le scanner est rarement réalisé pour cette indication spécifique, hors le cas des prothèses (infra).

Volontairement nous n'abordons pas ici les cardiopathies congénitales complexes qui concernent la pratique spécifique des quelques centres experts, pour lesquels le scanner cardiaque est devenu un examen de référence pour le diagnostic initial plutôt que pour la surveillance.

Prothèses (fig. 8 et 9)

Contrairement aux ultrasons, les valves prothétiques mécaniques en carbone se prêtent elles-mêmes particulièrement bien à l'étude tomodynamométrique en raison de leur fort contraste spontané avec les tissus mous et le sang opacifié, permet-

tant notamment un radiocinéma de valve en 3D avec mesure fiable des angles d'ouverture et de fermeture, voire le diagnostic rétrospectif de *mismatch* par la mesure directe de la surface anatomique de la prothèse. Par contre, la forte différence de densité est à l'origine d'artefacts de *blooming* et de durcissement, d'intensité et de localisation variables, plus marquées pour les valves métalliques et certaines valves à disque, pouvant perturber la lecture des tissus adjacents. La thrombose est visualisée sous la forme d'une image de densité tissulaire adhérente à la prothèse quelle que soit son site, quand l'ETO 3D est plus performante sur le versant auriculaire d'une prothèse mitrale et plus aléatoire sur une prothèse aortique.

La désinsertion de prothèse est visualisée par le défaut tissulaire périprothétique, permettant une localisation topographique précise, notamment par rapport aux ailettes, avec mesure des dimensions et étude des structures environnantes, participant à la décision d'une tentative de fermeture percutanée, voire son contrôle post-procédure. La visualisation d'un pannus en scanner est très bien corrélée avec les constatations peropératoires et permet de le différencier d'une thrombose dans les cas d'élévation de gradient [10, 11].

Concernant les bioprothèses, la sémilogie est hybride entre prothèses mécaniques et valves natives. La dégénérescence calcifiante est particulièrement

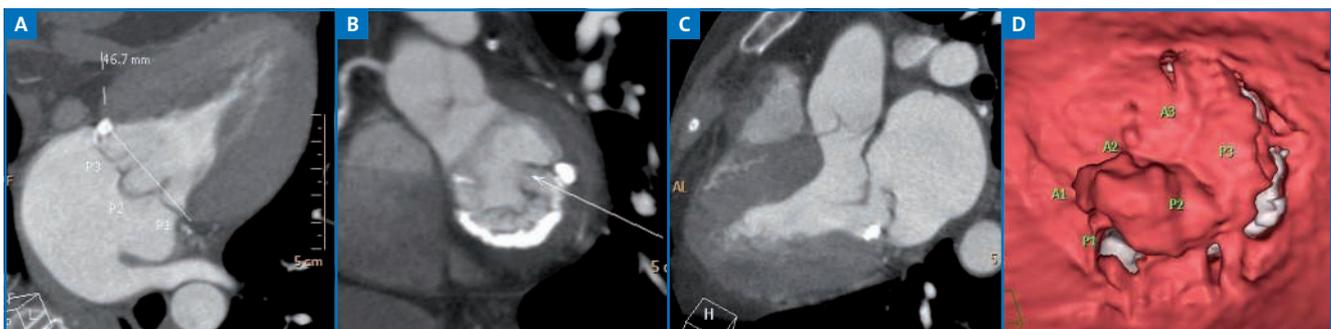


FIG. 7 : Insuffisance mitrale. Prolapsus de la valve postérieure prédominant sur P2, en coupes (A, B, C) et 3D volumique depuis l'intérieur de l'oreillette gauche (D), avec la segmentation mitrale.

LE DOSSIER

Scanner cardiaque

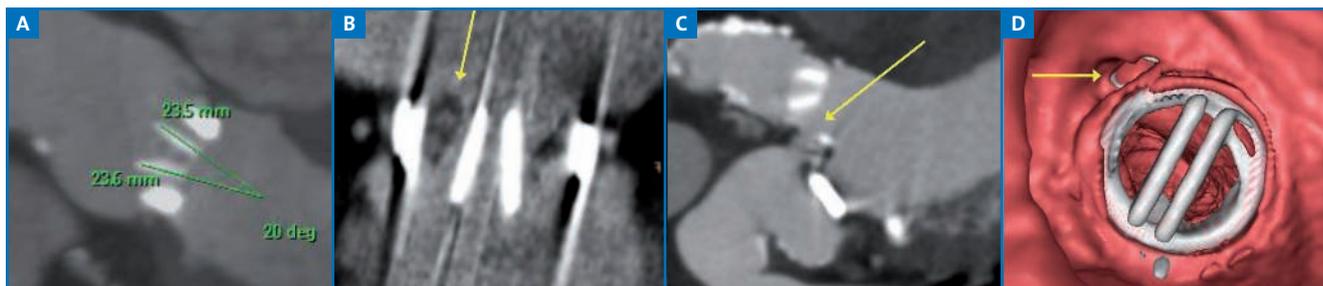


FIG. 8 : Prothèses mécaniques. Mesure de l'angle d'ouverture des ailettes d'une prothèse aortique (A). Thrombose obstructive d'une prothèse mitrale sans gêne à la mobilité des ailettes (B). Désinsertion d'une prothèse mitrale en coupe (C) et 3D depuis l'OG (D).

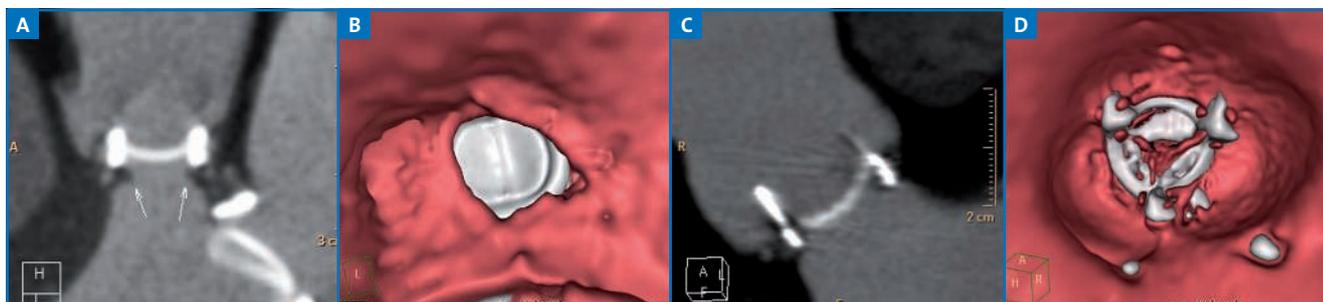


FIG. 9 : Prothèses mécaniques. Pannus fibreux sur le versant ventriculaire d'une prothèse mécanique aortique visible en coupe (A) et en 3D depuis le VG (B). Dégénérescence calcifiée d'une bioprothèse aortique en coupe (C) et en 3D depuis l'aorte ascendante (D).

bien visualisable comme sur un RAC, alors que la détection des ruptures de cusp est handicapée par les artefacts de l'armature [12].

Endocardite (fig. 10 et 11)

L'application du scanner à ces patients est plus récente, compte tenu de leur fragilité, notamment au plan rénal, et des excellentes performances de l'ETO.

Cependant, en cas de doute diagnostique échographique, de contre-indications ou d'échecs de l'ETO, et notamment dans le cadre d'une étude plus large du massif cardiaque incluant les coronaires à visée préopératoire, le scanner montre des résultats très intéressants pour la détection des végétations sous la forme d'images de densité tissulaire, des abcès et pseudo-anévrismes (sensibilité: 97 %, spécificité: 95 % en analyse par valve versus ETO) [13]. Notamment, l'étude

des abcès détergés de la racine aortique est particulièrement démonstrative, visualisant la localisation, l'extension et les rapports anatomiques, et permettant un monitoring précis des dimensions, en vue d'une indication chirurgicale [14].

Extravalvulaire

Comme évoqué pour le TAVI et plus généralement, le scanner valvulaire est



FIG. 10 : Endocardite. Longue et large végétation appendue à une cusp aortique gauche perforée, en coupes (A, C) et en 3D volumique depuis le VG (B). Image peropératoire (D) analogue à l'image 3D.

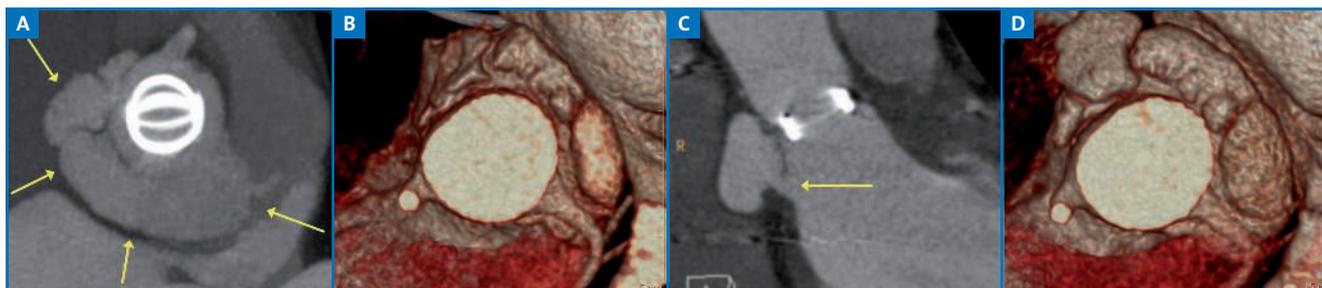


Fig. 11 : Abscès paraprothétique détergé. Volumineuse collection (22 x 25 x 80 mm) circulante autour d'une prothèse à ailettes aortique (A), avec perthuis (5 x 7 mm) à proximité du septum membranaux (C). Vues 3D volumiques en diastole (B) et systole (D) montrant son caractère partiellement pulsatile.

également intéressant parce qu'il s'inscrit dans une étude complète du massif cardiaque en une seule acquisition pouvant comporter les dimensions et les contenus cavitaires, les communications anormales (SIA, SIV, RVPA), les fractions d'éjection VG et VD, le débit cardiaque, le myocarde VG et sa masse, le réseau coronaire, l'aorte thoracique, le péricarde... Cette étude permet d'affiner le retentissement, les pathologies associées et la géométrie cardiaque et extracardiaque pour planifier interventions chirurgicales et procédures.

Conclusion

Au vu de l'ensemble de cette expérience, de la littérature et des recommandations, il paraît logique de situer le scanner en 2^e ligne des explorations valvulaires, après l'indispensable échographie transthoracique et avant les explorations invasives de type angiographie ou cathétérisme. Les recommandations internationales positionnent aujourd'hui le scanner en recours aux autres techniques d'imagerie non-invasive (ETO, IRM), lorsque celles-ci donnent des images "inadéquates" [15] pour les valves natives ou prothétiques. En pratique, malgré son caractère semi-invasif, l'ETO est le complément naturel de l'ETT pour la très vaste majorité des situations. L'IRM cardiaque, non irradiante, reste aujourd'hui d'accès limité en France et son application aux valvulopathies est assez rare, l'essentiel des examens étant consacrés aux coronaropathies.

Aujourd'hui, le scanner est essentiellement un complément d'exploration, mais l'étude complète d'un RAC avec planimétrie, études des calcifications, mesure de l'anneau et de la géométrie aortique dans le cadre d'un bilan avant TAVI peut déjà justifier le recours direct, notamment chez ces patients âgés pour lesquels le risque radique semble moins pertinent et l'ETO difficile. L'arrivée progressive d'une nouvelle génération d'appareils faiblement irradiants avec une résolution temporelle accrue devrait en faire le complément naturel de l'échographie, notamment pour les valvulopathies dégénératives et les prothèses, au détriment des explorations invasives comme en imagerie vasculaire.

Bibliographie

1. ABDULLA J *et al.* Evaluation of aortic valve stenosis by cardiac multislice computed tomography compared with echocardiography: a systematic review and meta-analysis. *J Heart Valve Dis*, 2009; 18: 634-643.
2. WOOD DA *et al.* Role of multislice computed tomography in transcatheter aortic valve replacement. *Am J Cardiol*, 2009; 103: 1295-1301.
3. BLANKE P *et al.* Assessment of aortic annulus dimensions for Edwards SAPIEN transapical heart valve implantation by CT: calculating average diameter using a virtual ring method. *Eur J Cardiothorac Surg*, 2010; 38: 750-758.
4. NG AC *et al.* Comparison of aortic root dimensions and geometries before and after TAVI by 2D and 3D TEE and MSCT. *Circ Cardiovasc Imaging*, 2010; 3: 94-102.
5. EWE SH *et al.* Location and severity of aortic valve calcium and implications for aortic regurgitation after transcatheter aortic

valve implantations. *Am J Cardiol*, 2011; 108: 1470-1477.

6. FEUCHTNER GM *et al.* 64-MDCT for diagnosis of aortic regurgitation in patients referred to CT coronary angiography. *AJR Am J Roentgenol*, 2008; 191: W1-7.
7. MESSIKA-ZEITOUN D *et al.* Assessment of the mitral valve area in patients with mitral stenosis by MSCT. *J Am Coll Cardiol*, 2006; 48: 411-413.
8. UCAR O *et al.* Assessment of planimetric mitral valve area using 16-row MDCT in patients with rheumatic mitral stenosis. *J Heart Valve Dis*, 2011; 20: 13-17.
9. DELGADO V *et al.* Assessment of mitral valve anatomy and geometry with MSCT. *JACC Cardiovasc Imaging*, 2009; 2: 556-565.
10. TSAI IC *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. KONEN E *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.
12. CHENOT F *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. FEUCHTNER GM *et al.* MSCT in infective endocarditis: comparison with TEE and intraoperative findings. *J Am Coll Cardiol*, 2009; 53: 436-444.
14. BUDDER RP *et al.* Visualization by 256-slice CT of mycotic aortic root aneurysms in infective endocarditis. *J Heart Valve Dis*, 2010; 19: 623-625.
15. TAYLOR AJ *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.

L'auteur a déclaré ne pas avoir de conflits d'intérêts concernant les données publiées dans cet article.

Pub INSPRA