

Imagerie non invasive par IRM et scanner

Les techniques d'imagerie cardiaque par résonance magnétique et scanner ont connu un essor considérable au cours des deux dernières décennies.

Les progrès technologiques rapides se sont succédés grâce à l'implication des médecins utilisateurs et à la réponse rapide et efficace des constructeurs, si bien qu'aujourd'hui ces techniques sont utilisées en routine pour l'évaluation de nombreuses pathologies cardiovasculaires avec un impact diagnostique et pronostique.



→ **J. GAROT, D. O H-ICI,
T. HOVASSE, E. BOUVIER**
Institut Cardiovasculaire Paris Sud
Service d'Imagerie Cardiovasculaire
par Résonance Magnétique
et Scanner
Hôpital Privé Jacques Cartier, MASSY.

L'imagerie par résonance magnétique cardiaque

1. Les développements technologiques

A la fin des années 1980, l'avènement des séquences d'acquisition segmentées représente un pas majeur vers l'imagerie dynamique du cœur en mouvement. La segmentation des acquisitions sur l'électrocardiogramme a permis d'enregistrer les images au cours d'apnées brèves et donc de s'affranchir des artefacts liés aux mouvements respiratoires, en plus de ceux liés aux mouvements cardiaques. Avant cette étape fondamentale, les acquisitions duraient de longues minutes pour obtenir une image arrêtée du cœur. L'apnée était évidemment impossible et les images comportaient de nombreux artefacts cinétiques liés aux mouvements cardiaques et à la respiration.

Les performances des gradients de champ magnétique se sont également considérablement améliorées, parallèlement aux avancées technologiques dans la chaîne radiofréquence réceptrice. Ces progrès ont permis une amélioration du signal et une accélération des acquisitions, grâce notamment à l'utilisation conjointe de plusieurs

éléments d'antennes (imagerie parallèle). Ainsi, aujourd'hui, on peut acquérir plusieurs niveaux de coupe en une seule apnée brève et le système informatique permet une reconstruction des différentes phases du cycle cardiaque de manière quasi instantanée.

Concomitamment, de nouvelles séquences d'acquisition parfaitement adaptées à l'imagerie rapide ont été conçues. La séquence en écho de gradient balancé a le plus marqué ces 15 dernières années ; elle permet une imagerie en mode ciné avec un très bon contraste entre le myocarde et le sang circulant, mais aussi l'imagerie dynamique de la perfusion myocardique ou l'imagerie de rehaussement tardif pour la caractérisation tissulaire du myocarde. A côté de l'imagerie morphologique, l'IRM offre désormais en routine une imagerie fonctionnelle rapide du myocarde (fonction cardiaque contractile, ciné-IRM, marquage myocardique, perfusion myocardique, caractérisation tissulaire). Les grandes applications de l'imagerie morphologique restent un des atouts de l'IRM cardiaque (gros vaisseaux, tumeurs cardiaques, péricardite constrictive, HVG, congénitales...).

2. Les études expérimentales fondamentales

Les premières études expérimentales ouvrant la voie vers l'imagerie fonctionnelle de l'ischémie myocardique datent des années 1990. L'avènement du marquage myocardique au début des années 1990 permet une meilleure compréhension de la fonction contractile systolique, avec les différentes composantes des déformations myocardiques (épaississement centripète, raccourcissement longitudinal et mouvement de torsion) [1]. Ces travaux permettent de caractériser les déformations myocardiques dans diverses situations (myocarde normal, infarctus, zone péri-infarctus, ischémie), en générant une cartographie dense et tridimensionnelle des déformations grâce à une technique non invasive (**fig. 1**). La validation est faite chez l'animal par comparaison aux microcristaux implantés dans le myocarde, dont les mouvements sont suivis par ultrasons (sonomicrométrie) [2].

L'imagerie de perfusion dynamique au cours du premier passage d'un agent de contraste a été validée sur un modèle animal d'infarctus-reperfusion [3]. La

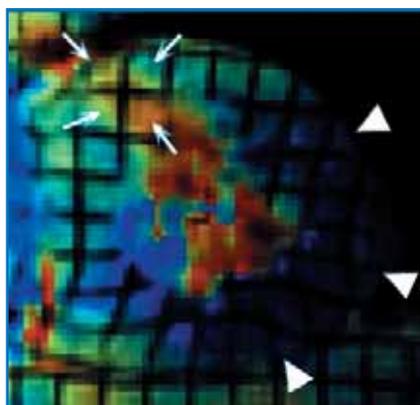


FIG. 1 : Image en vue petit axe du VG en télésystole extraite d'une séquence de marquage myocardique, permettant une quantification des déformations myocardiques. Infarctus antérieur avec effondrement des déformations tissulaires (flèches en haut à gauche, akinésie en jaune vert).

détermination de la zone d'obstruction microvasculaire par IRM (hyposignal lors du premier passage) est validée par rapport aux colorations anatomopathologiques. Dans les modèles canins d'ischémie aiguë, l'étendue de l'infarctus du myocarde par IRM de contraste (rehaussement tardif) est validée par rapport à l'anatomopathologie [4]. Cette méthode donne, pour la première fois, un accès direct à l'imagerie non invasive en haute résolution de l'infarctus du myocarde et de son extension transmurale. L'imagerie en pondération T2 sang noir est également validée chez l'animal et se compare à la zone à risque dans les modèles d'ischémie-reperfusion (hypersignal T2 = œdème intramyocardique).

3. Le développement clinique

● Pathologies ischémiques

Le ciné-IRM devient rapidement une technique de référence pour la détermination des paramètres de fonction VG et de la masse myocardique [5]. Après revascularisation pour syndrome coronaire aigu, l'imagerie de perfusion dynamique et le concept d'obstruction microvasculaire sont validés en clinique, l'obstruction microvasculaire étant un marqueur d'un remodelage ventriculaire gauche et d'un pronostic défavorable [6]. L'imagerie de rehaussement tardif, acquise 10-15 minutes après injection de gadolinium, est largement validée en routine pour l'imagerie de l'infarctus. Cette technique en haute résolution permet la détermination de la transmuralité de l'infarctus. L'extension transmurale de la nécrose est inversement corrélée à la probabilité de récupération fonctionnelle des segments myocardiques asynergiques après revascularisation [7]. Pour les Sociétés savantes, l'IRM de contraste est devenue rapidement la méthode de référence pour l'étude de la viabilité myocardique. La méthode est notable-

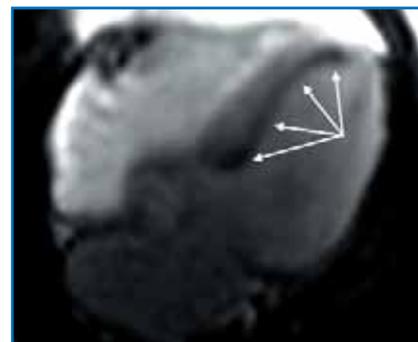


FIG. 2 : Hypoperfusion myocardique au cours du stress au dipyridamole (hyposignal) témoignant d'une ischémie septale (flèches).

ment plus sensible que les techniques scintigraphiques pour détecter les petits infarctus non transmuraux [8]. La mise en évidence de ces petits infarctus en IRM a un impact pronostique évident alors même que ces lésions ne sont pas mises en évidence par l'ECG ou l'échocardiographie [9].

Au début des années 2000 se développent les techniques d'IRM de stress, en ciné-IRM sous dobutamine [10], ou l'imagerie de perfusion sous stress pharmacologique vasodilatateur (adénosine, persantine) [11] (**fig. 2**). Ces deux méthodes sont validées par rapport aux méthodes non invasives de référence, en prenant l'angiographie conventionnelle comme *gold standard* (échocardiographie de stress pour le ciné-IRM sous dobutamine et techniques isotopiques pour l'imagerie de perfusion dynamique).

En raison d'un manque de robustesse et de résolution spatiale, l'IRM des coronaires n'est pas une méthode utilisable en routine pour l'imagerie non invasive des coronaires [12].

L'IRM cardiaque a une valeur pronostique forte dans la pathologie ischémique. Il s'agit de la méthode de référence pour la détermination des paramètres de fonction VG. L'IRM de stress a une valeur pronostique [13], de même que l'étude de la viabilité

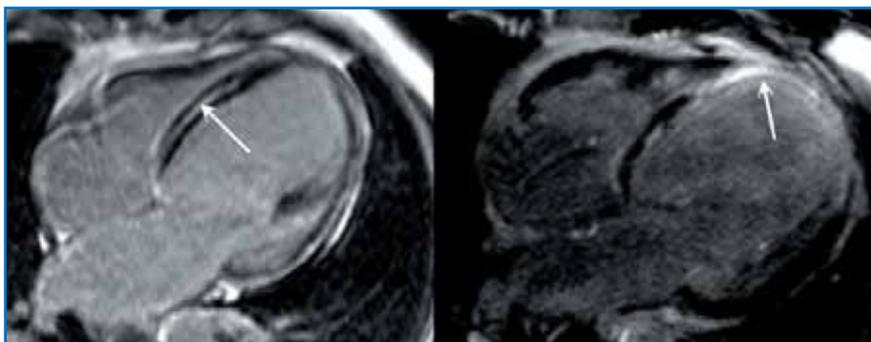


FIG. 3 : Images en rehaussement tardif obtenues 10 min après injection de gadolinium chez un patient ayant une CMD primitive (à gauche) avec présence de fibrose intramyocardique au niveau du septum (flèche), et chez un patient ayant une cardiopathie dilatée ischémique avec une séquelle d'infarctus antérieur (à droite, flèche).

myocardique et la mise en évidence de petits foyers de nécrose.

● Pathologies non ischémiques

Au cours des années 2000, ces techniques d'IRM fonctionnelle et de contraste ont été utilisées dans les pathologies non ischémiques. L'IRM de contraste en rehaussement tardif permet avec une grande efficacité le diagnostic étiologique des cardiopathies dilatées avec dysfonction systolique VG (FEVG < 35 %) [14]. Elle permet de déterminer l'origine ischémique ou non de la cardiopathie de manière non invasive (**fig. 3**). La mise en évidence de fibrose intramyocardique respectant le sous-endocarde est présente dans 1 cas/3 de cardiomyopathie non ischémique et comporte une valeur pronostique forte [15].

L'IRM permet une excellente analyse morphologique au cours des CMH, notamment par une meilleure détection des formes apicales par rapport à l'échocardiographie. La présence de fibrose intramyocardique témoigne d'un remaniement architectural important au sein de l'hypertrophie et comporte une valeur pronostique indépendante forte à la fois sur le risque hémodynamique et le risque rythmique.

Plus récemment, l'IRM a été utilisée dans un nombre croissant d'indica-

tions, telles que la mise en évidence des myocardites aiguës (œdème avec hypersignal T2 et rehaussement tardif) ou séquellaires (cicatrices fibreuses sous-épicaux), de la DVDA, de surcharge en fer (hémochromatose, drépanocytaires polytransfusés). Enfin, l'aspect du rehaussement tardif est très spécifique du diagnostic d'atteinte myocardique par les dépôts amyloïdes.

Scanner à rayons X

1. Avant 2000

Les premiers scanners à rayons X font leur apparition dans le domaine clinique dans les années 1970, essentiellement pour des applications neurologiques. Les scanners à faisceau d'électrons (Imatron) apparaissent à la fin des années 1980 et livrent les premières images cardiaques. Notamment, ces scanners autorisent la détermination du score calcique (sans injection), comportant déjà une valeur pronostique. Ils permettent aussi l'imagerie des anomalies coronaires proximales (naissance, trajet, anévrysmes proximaux, malformations). Les premiers scanners multibarrette sont mis à disposition au début des années 90 (2 barrettes = 1994, 4 barrettes = 1998). Les applications sont à cette époque dominées par l'établissement



FIG. 4 : Sténose coronaire de bifurcation en curviligne au scanner 64 barrettes.

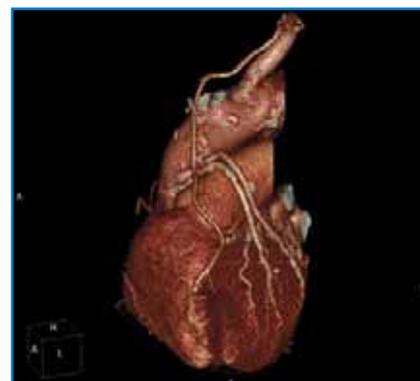


FIG. 5 : Pontage aorto-coronaire perméable en rendu de volume (scanner 64 barrettes).

du score calcique, avec une réalisation de plus en plus fréquente de ces examens, notamment aux Etats-Unis.

2. Scanner multibarrette : début des années 2000

Le début des années 2000 marque l'avènement du scanner 16 barrettes (2001), permettant 2 rotations du tube par seconde et une résolution spatiale inférieure à 1 mm. Pour la première fois, ces scanners permettent une bonne étude angiographique des pontages aorto-coronaires couverts en 1 apnée [16], ainsi qu'une analyse robuste des coronaires (80 % des segments examinables). Ces scanners autorisent également les premières étu-



FIG. 6 : Valve aortique à double ailettes en position ouverte au scanner 64 barrettes.

des cliniques de la plaque athéromateuse, en comparant avec l'échographie endocoronaire [17]. L'analyse quantifiée de la fonction VG est désormais possible, avec une bonne corrélation par rapport à l'IRM [18]. Les premières applications valvulaires apparaissent pour l'étude de la valve aortique, et l'étude des stents de gros diamètre devient envisageable (> 3,5 mm). Avec l'avènement de ces scanners 16 coupes, la synchronisation à l'ECG est rétrospective et l'utilisation des bêtabloquants en préparation se généralise, améliorant la rentabilité et la qualité des acquisitions. Le ralentissement de la fréquence cardiaque permet aussi de diminuer la dose d'irradiation délivrée aux patients.

Les scanners modernes à 64 barrettes apparaissent en 2004. Ils permettent 3 rotations du tube par seconde et une résolution spatiale à 0,4-

0,5 mm. L'imagerie coronaire non invasive se standardise et plus de 90 % des segments coronaires deviennent analysables (**fig. 4 et 5**). L'étude des stents proximaux est fiable [19]. L'évaluation des valvulopathies aortiques et mitrales est possible (**fig. 6**). Par analogie au rehaussement tardif en IRM, le scanner permet, après l'injection d'iode, une étude de la perfusion myocardique (hyposignal précoce) et la caractérisation du myocarde lors du passage tardif (rehaussement tardif = infarctus du myocarde) [20]. La résolution spatiale est meilleure que celle de l'IRM, mais la résolution en contraste est moins performante.

Dès lors, la validation scientifique est confirmée par de nombreuses équipes pour la détection des sténoses coronaires en routine clinique [21, 22]. Le scanner a une excellente

valeur prédictive négative, mais une valeur prédictive positive imparfaite, essentiellement en raison des artefacts et difficultés d'analyse des lésions calcifiées ("bloating"). Les applications s'élargissent peu à peu au diagnostic des douleurs thoraciques dans le département des urgences chez les patients à faible risque [23], pour lesquelles le scanner permet d'éliminer une pathologie coronaire avec une excellente valeur prédictive négative.

3. Irradiation

Le scanner délivre des doses d'irradiation de l'ordre de 15-20 mSv lorsque l'on utilise une acquisition rétrospective classique. Ces doses ont été réduites en partie grâce à des avancées technologiques récentes. Cette réduction des doses est indispensable, car le scanner est utilisé essentiellement dans des populations à plus faible risque pour éliminer une pathologie coronaire (excellente valeur prédictive négative). Les protocoles d'acquisition sont optimisés afin de réduire l'irradiation: réduction des constantes, modulation spatiale, modulation temporelle avec baisse de la dose délivrée en systole. La synchronisation ECG prospective proposée en 2006 permet une baisse significative de l'irradiation par un facteur 5 à 10 (devenant inférieure à celle de la coronarographie) [24]. Ce mode de synchronisation prospective implique une gestion impérative des irrégularités du rythme cardiaque ESA/ESV et ne permet pas l'imagerie dynamique en mode ciné pour l'étude de la fonction ventriculaire.

4. Derniers développements

Le scanner double tube (2005-2006) permet de réaliser des examens de qualité pour des fréquences cardiaques plus élevées (> 65/mn). Le concept de double énergie ouvre la voie vers une

POINTS FORTS

IRM

- ↳ Les progrès techniques considérables permettant l'imagerie moderne sont : les gradients de champ magnétique performants, les progrès dans la chaîne réceptrice, les séquences modernes segmentées (écho de gradient balancé).
- ↳ Au cours des années 90, des études expérimentales valident l'imagerie de perfusion myocardique dynamique et l'imagerie de l'infarctus (rehaussement tardif).
- ↳ L'IRM est largement utilisée dans les pathologies ischémiques (ischémie réversible, œdème myocardique, obstruction microvasculaire, infarctus).
- ↳ L'IRM de stress a une place chez les patients à risque intermédiaire et élevé. Elle a une valeur pronostique.
- ↳ L'IRM fonctionnelle a une place grandissante dans les pathologies non ischémiques (morphologie, fibrose non ischémique, myocardite, étiologies particulières).

Scanner

- ↳ Les premiers scanners multicoupes permettant une imagerie robuste et résolue des coronaires datent de moins de 10 ans (16 barrettes).
- ↳ Aujourd'hui, les scanners à 64 coupes ou plus sont requis pour une imagerie optimale.
- ↳ Le scanner a une excellente valeur d'exclusion de la pathologie coronaire chez les patients à risque faible ou intermédiaire.
- ↳ Les techniques de réduction de l'irradiation doivent être utilisées.
- ↳ La fréquence cardiaque doit être abaissée en dessous de 65/mn avant la réalisation du scanner.
- ↳ Les applications extracoronaires sont en cours de validation (imagerie valvulaire aortique, imagerie de perfusion, infarctus).

analyse "spectrale" du signal qui permettra peut-être de s'affranchir des très hautes densités responsables des artefacts de *blooming* (stents, lésions calcifiées) rendant l'analyse des sténoses difficile et parfois aléatoire. Les scanners ayant un nombre plus élevé de barrettes (128, 256, 320) (de 2006 à 2010) permettent une acquisition en 2 puis 1 cycle cardiaque [25], ainsi que l'étude de la perfusion myocardique au cours du stress par un agent vasodilata-

teur [26]. Cette technique est en cours de validation clinique.

Au-delà du simple score calcique, plusieurs études récentes ont démontré la valeur pronostique du scanner [27, 28] et les premières études médico-économiques semblent favorables à l'utilisation du scanner dans le bilan des douleurs thoraciques à faible risque aux urgences. Plus récemment, le scanner a été appliqué

au bilan anatomique préimplantatoire des prothèses aortiques par voie percutanée ou transapicale [29].

Bibliographie

1. ZERHOUNI EA, PARISH DM, ROGERS WJ *et al.* Human heart: tagging with MR imaging: a method for noninvasive assessment of myocardial motion. *Radiology*, 1988; 169: 59-63.
2. LIMA JAC, JEREMY R, GUIER W *et al.* Accurate systolic wall thickening by nuclear magnetic resonance imaging with tissue tagging: correlation with sonomicrometers in normal and ischemic myocardium. *J Am Coll Cardiol*, 1993; 21: 1741-1751.
3. ROCHITTE CE, LIMA JA, BLUEMKE DA *et al.* Magnitude and time course of microvascular obstruction and tissue injury after acute myocardial infarction. *Circulation*, 1998; 98: 1006-1014.
4. JUDD RM, LUGO-OLIVIERI CH, ARAI M *et al.* Physiological basis of myocardial contrast enhancement in fast magnetic resonance images of 2-day-old reperfused canine infarcts. *Circulation*, 1995; 92: 1902-1910.
5. PENNELL DJ. Ventricular volume and mass by CMR. *J Cardiovasc Magn Reson*, 2002; 4: 507-513.
6. WU KC, ZERHOUNI EA, JUDD RM *et al.* Prognostic significance of microvascular obstruction by magnetic resonance imaging in patients with acute myocardial infarction. *Circulation*, 1998; 97: 765-772.
7. KIM RJ, WU E, RAFAEL A *et al.* The use of contrast-enhanced magnetic resonance imaging to identify reversible myocardial dysfunction. *N Engl J Med*, 2000; 343: 1445-53.
8. WAGNER A, MAHRHOLDT H, HOLLY TA *et al.* Contrast-enhanced MRI and routine single photon emission computed tomography (SPECT) perfusion imaging for detection of subendocardial myocardial infarcts: an imaging study. *Lancet*, 2003; 361: 374-379.
9. KWONG RY, CHAN AK, BROWN KA *et al.* Impact of unrecognized myocardial scar detected by cardiac magnetic resonance imaging on event-free survival in patients presenting with signs or symptoms of coronary artery disease. *Circulation*, 2006; 113: 2733-2743.
10. NAGEL E, LEHMKUHL HB, BOCKSCH W *et al.* Noninvasive diagnosis of ischemia-induced wall motion abnormalities with the use of high-dose dobutamine stress magnetic resonance imaging: comparison with dobutamine stress echocardiography. *Circulation*, 1999; 99: 763-770.
11. SCHWITTER J, NANZ D, KNEIFEL S *et al.* Assessment of myocardial perfusion in

- coronary artery disease by magnetic resonance: a comparison with positron emission tomography and coronary angiography. *Circulation*, 2001; 103: 2230-2235.
12. KIM WY, DANIAS PG, STUBER M *et al.* Coronary magnetic resonance angiography for the detection of coronary stenoses. *N Engl J Med*, 2001; 345: 1863-1869.
 13. JAHNKE C, NAGEL E, GEBKER R *et al.* Prognostic value of cardiac magnetic resonance stress tests. Adenosine stress perfusion and dobutamine stress wall motion imaging. *Circulation*, 2007; 115: 1769-1776.
 14. MCCROHON JA, MOON JC, PRASAD SK *et al.* Differentiation of heart failure related to dilated cardiomyopathy and coronary artery disease using gadolinium-enhanced cardiovascular magnetic resonance. *Circulation*, 2003; 108: 54-59.
 15. ASSOMULL RG, PRASAD SK, LYNE J *et al.* Cardiovascular magnetic resonance, fibrosis, and prognosis in dilated cardiomyopathy. *J Am Coll Cardiol*, 2006; 48: 1977-1985.
 16. SALM LP, BAX JJ, JUKEMA JW *et al.* Comprehensive assessment of patients after coronary artery bypass grafting by 16-detector-row computed tomography. *Am Heart J*, 2005; 150: 775-781.
 17. ACHENBACH S, MOSELEWSKI F, ROPERS D *et al.* Detection of calcified and noncalcified coronary atherosclerotic plaque by contrast-enhanced, submillimeter multidetector spiral computed tomography: a segment-based comparison with intravascular ultrasound. *Circulation*, 2004; 109: 14-17.
 18. SUGENG L, MOR-AVI V, WEINERT L *et al.* Quantitative assessment of left ventricular size and function: side-by-side comparison of real-time three dimensional echocardiography and computed tomography with magnetic resonance reference. *Circulation*, 2006; 114: 654-661.
 19. CADEMARTIRI F, MOLLET N, LEMOS PA *et al.* Usefulness of multislice computed tomography coronary angiography to assess in-stent restenosis. *Am J Cardiol*, 2005; 96: 799-802.
 20. 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.
 21. 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: 1724-1732.
 22. MILLER JM, ROCHITTE CE, DEWEY M *et al.* Diagnostic performance of coronary angiography by 64-row CT. *N Engl J Med*, 2008; 359: 2324-2336.
 23. GALLAGHER MJ, ROSS MA, RAFF GL *et al.* The diagnostic accuracy of 64-slice computed tomography coronary angiography compared with stress nuclear imaging in emergency department low-risk chest pain patients. *Ann Emerg Med*, 2007; 49: 125-36.
 24. RAFF GL, CHINNAIYAN KM, SHARE DA *et al.* Radiation dose from cardiac computed tomography before and after implementation of radiation dose-reduction techniques. *JAMA*, 2009; 301: 2340-2348.
 25. DEWEY M, ZIMMERMANN E, DEISSENRIEDER F *et al.* Noninvasive coronary angiography by 320-row computed tomography with lower radiation exposure and maintained diagnostic accuracy: comparison of results with cardiac catheterization in a head-to-head pilot investigation. *Circulation*, 2009; 120: 867-875.
 26. GEORGE RT, ARBAB-ZADEH A, MILLER JM *et al.* Adenosine stress 64- and 256-row detector computed tomography angiography and perfusion imaging. A pilot study evaluating the transmural extent of perfusion abnormalities to predict atherosclerosis causing myocardial ischemia. *Circulation Cardiovasc Imaging*, 2009; 2: 174-182.
 27. MIN JK, SHAW LJ, DEVEREUX RB *et al.* Prognostic value of multidetector coronary computed tomographic angiography for prediction of all-cause mortality. *J Am Coll Cardiol*, 2007; 50: 1161-1170.
 28. OSTROM MP, GOPAL A, AHMADI N *et al.* Mortality incidence and the severity of coronary atherosclerosis assessed by computed tomography angiography. *J Am Coll Cardiol*, 2008; 52: 1335-1343.
 29. TOPS LF, WOOD DA, DELGADO V *et al.* Noninvasive evaluation of the aortic root with multislice computed tomography: implications for transcatheter aortic valve replacement. *J Am Coll Cardiol*, 2008; 1: 321-330.

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