

L'année cardiologique

Quoi de neuf en imagerie cardiovasculaire multimodale ?



T. PEZEL¹, J. GAROT²

¹Service de Cardiologie et Radiologie, CHU Lariboisière, AP-HP PARIS.

²Institut Cardiovasculaire Paris Sud, MASSY.

L'imagerie cardiovasculaire multimodale est en constante évolution à travers le monde. Elle incarne aujourd'hui l'essentiel des dernières innovations en cardiologie. Le monde de la recherche a vu la création d'une dizaine de nouveaux journaux d'imagerie cardiovasculaire ces cinq dernières années avec une progression importante des *impact factors*, qui, dans la cardiologie, sont presque systématiquement supérieurs aux journaux de cardiologie interventionnelle et de rythmologie. L'ère de l'imagerie cardiaque est bien là !

À l'heure où l'accès à la cardiologie pour les internes connaît une réforme en profondeur avec la création de trois sur-spécialités, l'imagerie d'expertise apparaît comme la plus attractive selon un sondage réalisé par le Collège des cardiologues en formation, le groupe des jeunes de la Société française de cardiologie.

Dans cette effervescence constante que connaît notre sur-spécialité de l'imagerie multimodale, l'objectif de cet article est de présenter les nouveautés du domaine en insistant sur les innovations actuelles et futures pour notre pratique.

Scanner cardiaque

1. Coroscaner : nouvelle classification CAD-RADS 2.0

>>> Principe

Le coroscaner comporte des recommandations pour l'évaluation de la

maladie coronaire chez les patients souffrant de douleurs thoraciques aiguës et stables [1]. La classification CAD-RADS 2.0 (*Coronary Artery Disease – Reporting and Data System*) est un système de notation développé par l'American College of Radiology (ACR) pour aider à normaliser les rapports de coroscaner et faciliter la communication des résultats. La dernière version 2.0 de CAD-RADS a été publiée cette année [2].

La classification CAD-RADS 2.0 fournit une terminologie standardisée pour décrire les résultats de coroscaner. Elle vise à faciliter la communication entre les radiologues/cardiologues imageurs et les cliniciens, à améliorer la qualité des soins aux patients et à faciliter la recherche clinique. Elle prend en compte non seulement la présence, l'étendue et la gravité de la maladie coronarienne, mais aussi les caractéristiques de la plaque et la fonction ventriculaire gauche (**fig. 1**).

Elle permet aux imageurs de fournir des informations détaillées et significatives aux cliniciens de manière organisée et compréhensible. De plus, elle peut aider à guider le traitement clinique en fournissant une estimation du risque de maladie coronaire. Elle peut également faciliter la recherche clinique en fournissant une terminologie standardisée pour la description des lésions coronaires.

>>> Degré de sténose

La classification CAD-RADS 2.0 utilise une échelle de 0 à 5 pour classer la

maladie coronarienne, avec des sous-classes pour les sténoses de 50-69 % et de 70-99 % (**tableau I**) :

- CAD-RADS 0 : aucune maladie coronarienne
- CAD-RADS 1 : maladie coronarienne minime → sténose < 25 %
- CAD-RADS 2 : maladie coronarienne légère → sténose 25-49 %
- CAD-RADS 3 : maladie coronarienne modérée → sténose 50-69 %
- CAD-RADS 4 : maladie coronarienne sévère → sténose 70-99 %
- CAD-RADS 5 : occlusion totale → sténose 100 %.

>>> Importance de la charge athéromateuse

La classification CAD-RADS 2.0 comprend également des codes supplémentaires pour les caractéristiques de la charge athéromateuse des plaques coronaires (*plaque burden*, "P") (**tableau II**) et la fonction ventriculaire gauche (LV).

>>> Évaluation de la vulnérabilité de plaque

La classification CAD-RADS 2.0 comprend la notion de vulnérabilité de plaque avec le terme HRP (*high-risk plaque*) correspondant à la présence de marqueurs de vulnérabilité de plaque avec : remodelage positif, plaque de faible atténuation, microcalcification

L'année cardiologique

	Degré maximal de sténose (⊘)	Imagerie	Schéma	Interprétation	Explorations complémentaires
CAD-RADS 0	0 %			Absence de coronaropathie	Non
CAD-RADS 1	1-24 %			Coronaropathie non obstructive	Non
CAD-RADS 2	25-49 %			Coronaropathie non obstructive	Non
CAD-RADS 3	50-69 %			Sténose modérée	Test fonctionnel
CAD-RADS 4	A : 70-99 % B : TC > 50 %			Sténose modérée	A : coronarographie ou test fonctionnel B : coronarographie
CAD-RADS 5	100 %			Occlusion coronaire	Coronarographie et/ou viabilité
CAD-RADS N	Non diagnostic			Une coronaropathie ne peut être exclue	Autre test

Tableau I : Classification CAD-RADS 2.0 selon le degré de sténose [2].

	Overall amount of coronary plaque	CAC	SIS	Visual
P1	Mild	1-100	≤ 2	1-2 vessels with mild amount of plaque
P2	Moderate	100-300	3-4	1-2 vessels with moderate amount; 3 vessels with mild amount of plaque
P3	Severe	301-999	5-7	3 vessels with moderate; 1 vessel with severe amount of plaque
P4	Extensive > 1000	> 1000	≥ 8	2+3 vessel with severe amount of plaque

Tableau II : Détail de la classification CAD-RADS 2.0 selon la charge athéromateuse globale des plaques coronaires (*plaque burden*, "P") [2].

(*spotty calcification*), et signe du rond de serviette (*napkin-ring sign*).

>>> Évaluation de l'ischémie myocardique

Les progrès technologiques concernant l'évaluation de l'ischémie avec FFR-CT et du scanner de perfusion ont également conduit à l'incorporation du nouveau modificateur "I". Ce dernier est adminis-

tré uniquement lorsque des tests d'ischémie sont effectués. Il prend en compte l'importance hémodynamique des sténoses coronaires et peut modifier la prise en charge recommandée en fonction de la présence ou de l'absence d'ischémie.

La FFR-CT (*fractional flow reserve derived from coronary CT angiography*) est une technique utilisant des algorithmes de traitement du signal en lien avec la phy-

sique de la mécanique des fluides appliquée aux images du coroscanner afin d'analyser quantitativement le flux coronaire [3, 4]. Le principe est d'obtenir une mesure proche de celle de la FFR traditionnelle mesurée de façon invasive.

>>> Coroscanner pour distinguer IDM de type 1 et de type 2

Meah *et al.* [5] ont récemment mené une étude pour distinguer les IDM de type 1 des IDM de type 2 en utilisant analyse quantitative de la plaque coronaire en coroscanner (**fig. 2**). Dans cette étude portant sur 327 participants, la charge de plaque de faible atténuation était un prédicteur indépendant de l'IDM de type 1 (OR : 3,44 ; IC95 % : 1,84, 6,95 ; $p < 0,001$) par rapport à l'IDM de type 2 (AUC = 0,75) avec des performances supérieures par rapport à d'autres paramètres du coroscanner, tels que la plaque non calcifiée (AUC = 0,62) et la sténose coronaire maximale (AUC = 0,61).

L'année cardiologique

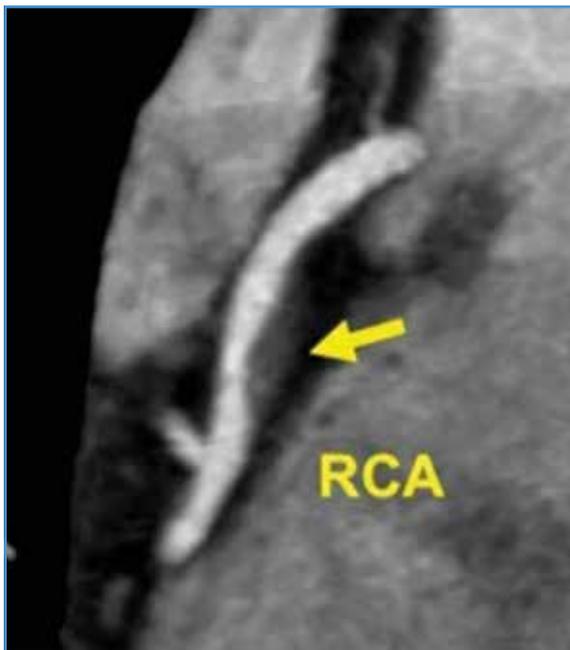


Fig. 1 : Cas clinique quiz. Patient de 61 ans sans antécédent en dehors d'un tabagisme sévère depuis 6 ans. Il consulte un cardiologue en ville pour douleur latérale gauche oppressive sans lien avec l'effort. Réponse pour ce patient: **Stade CAD-RADS 2/ P2/HRP** – Plaque non sténosante de la CD proximale avec des caractéristiques de plaque vulnérable à haut risque. Plaque focale non calcifiée au milieu de la coronaire droite proximale avec une sténose de 25 à 49 % (CAD-RADS 2) et une quantité globale modérée de plaque coronaire totale (P2). La plaque présente deux caractéristiques de plaque vulnérable à haut risque avec une faible atténuation (< 30 HU) et un remodelage positif, codant ainsi avec le modificateur HRP (*high-risk plaque*). RCA = artère coronaire droite. Le traitement médical a été renforcé avec l'introduction d'une statine et un bilan cardiovasculaire global a été réalisé.

2. Le scanner à comptage photonique

Le monde du scanner cardiaque connaît incontestablement **une révolution technologique sans précédent**: l'arrivée des scanners à comptage photonique. Ces scanners en cours de développement sur un très petit nombre de centres français (Lyon, Monaco, Lille...) constituent une véritable prouesse technologique en termes de résolution spatiale et temporelle avec un coût d'environ 3,5 millions d'euros par machine. L'objectif de cette partie est de présenter les grands principes de ce scanner du futur pour notre pratique.

>>> Principe de base

La technologie utilisée par les scanners à comptage photonique est complète-

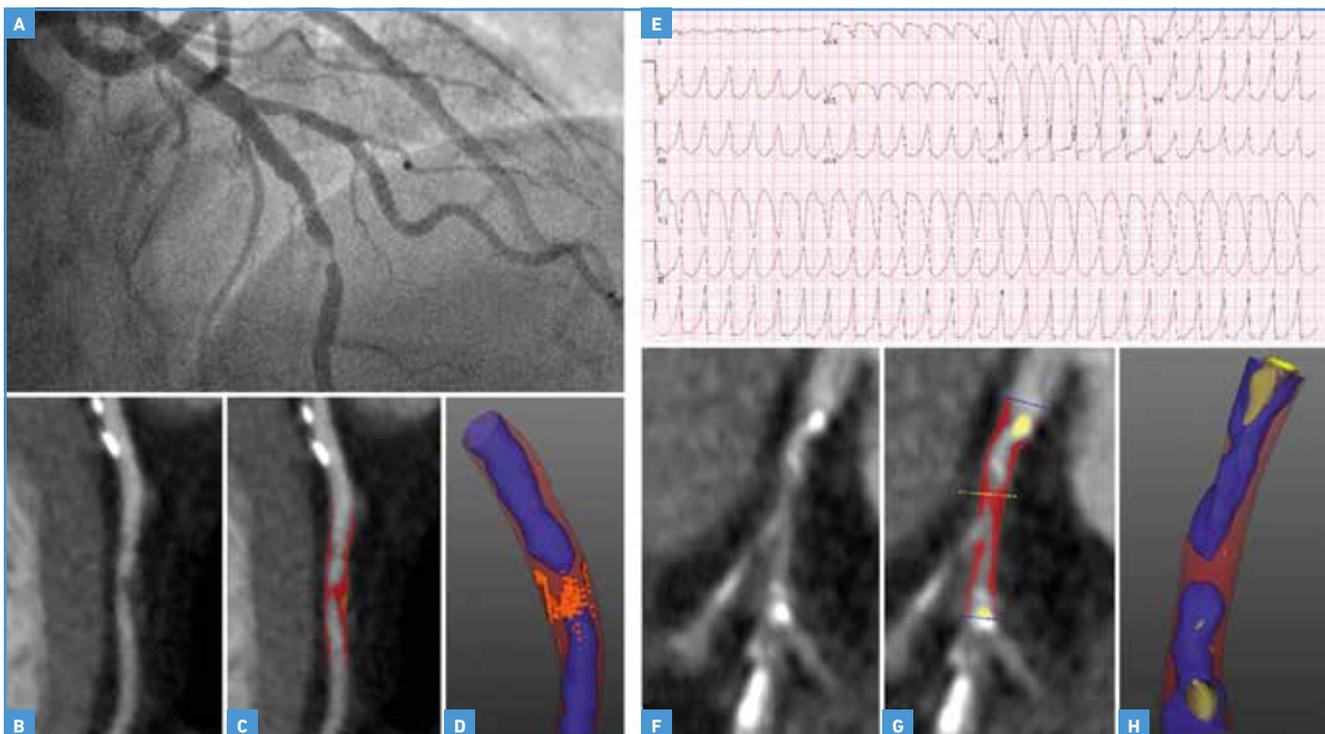


Fig. 2 : Cas cliniques illustrant le rôle du coroscanner en routine clinique (d'après [5]). **Panel de gauche :** Images chez un homme de 42 ans diagnostiqué avec un infarctus du myocarde de type 1. La coronarographie démontre une sténose sévère de l'IVA distale (A), le coroscanner avec reconstruction curvilinéaire (B), l'analyse quantitative de la plaque (C) et l'analyse quantitative de la plaque 3D (D) démontrent une charge élevée de plaque à faible atténuation. **Panel de droite :** Images chez un homme de 74 ans diagnostiqué avec un infarctus du myocarde de type 2. L'ECG montre une tachycardie à large complexe compatible avec une tachycardie ventriculaire (E), le coroscanner avec reconstruction curvilinéaire (F), l'analyse quantitative de la plaque (G) et l'analyse quantitative de la plaque 3D (H) démontrent une faible charge de plaque à faible atténuation. Les deux participants ont une maladie coronaire obstructive détectée par coronarographie. L'analyse quantitative de la plaque démontre des différences claires, avec une charge beaucoup plus élevée de plaque à faible atténuation chez le participant présentant un infarctus du myocarde de type 1 par rapport au participant présentant un type 2.

L'année cardiologique

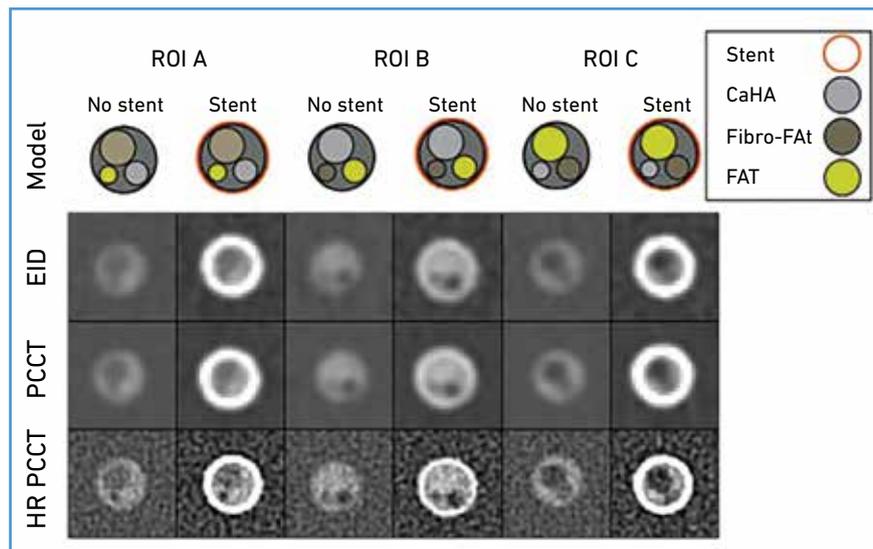


Fig. 3 : Importance de la résolution spatiale du scanner à comptage photonique haute résolution (d'après [9]). Chaque colonne affiche une région d'intérêt (ROI) différente, avec le contenu détaillé de la sonde de 5 mm affiché dans la rangée supérieure. Coupes transversales à partir d'un scanner standard de dernière génération (EID; 2^e rangée), au scanner à comptage photonique (PCCT; 3^e rangée) et au scanner à comptage photonique haute résolution (HR PCCT; 4^e rangée) avec et sans stents. La fenêtre et le niveau pour les cas sans stent étaient respectivement de 1 600 HU et 300 HU et, pour les cas avec stent, de 1 000 HU et 250 HU.

ment différente des scanners actuels dès l'acquisition des images [6, 7]. Les détecteurs utilisés sur les scanners traditionnels sont des détecteurs à scintillation solide qui réalisent l'acquisition des images en deux étapes, comprenant l'absorption des rayons X convertis en lumière visible dans le cristal de scintillation, puis la conversion de la lumière obtenue en signal électrique par une photodiode fixée à l'arrière de chaque cellule de détection.

Dans le cas des scanners à comptage photonique, les détecteurs à scintillation solide sont remplacés par des **détecteurs capables de transformer directement les photons de rayons X en signaux électriques** [6]. Ainsi, ces nouveaux détecteurs permettent de repousser les limites actuelles en fournissant des **données tomographiques à très haute résolution spatiale** (environ 5 fois meilleure qu'avec un scanner classique – **fig. 3**), **sans bruit électronique**, caractérisées par un rapport contraste sur bruit amélioré, et aussi **une dose de rayonnement plus faible**. En effet, avec une qualité d'image meilleure et une résolution spatiale

largement supérieure, ces nouveaux scanners permettent une **réduction de dose estimée à 30 %** [6, 8].

>>> Avantages

Ce nouvel outil présente de nombreux avantages par rapport aux techniques d'imagerie cardiaque conventionnelles. Tout d'abord, il permet d'obtenir des images de haute qualité en un temps beaucoup plus court. Alors que les scanners traditionnels nécessitent souvent plusieurs dizaines de secondes pour acquérir des images cardiaques, le scanner à compteur photonique peut le faire en quelques secondes seulement. Cela réduit considérablement le temps d'exposition aux rayons X et améliore le confort du patient.

Le scanner cardiaque à compteur photonique offre une résolution spatiale et temporelle supérieure, ce qui permet de détecter des lésions coronaires plus petites et d'évaluer avec précision la fonction cardiaque. Dans certains cas, il offre également la possibilité de réaliser des examens sans injection

de produits de contraste, grâce à sa capacité à détecter les photons naturellement émis par le corps. Cela est particulièrement avantageux pour les patients présentant une insuffisance rénale ou des allergies aux produits de contraste iodés.

>>> Interprétation en routine clinique

Pour la réalisation du coroscaner, l'augmentation de la résolution spatiale est absolument cruciale pour améliorer encore la performance diagnostique au niveau de la coronaire [10]. Plusieurs avantages sont mis en avant avec ces nouveaux scanners :

- amélioration de l'analyse intra-stent chez un patient déjà porteur d'un stent coronaire pour évaluer la resténose intra-stent;
- possibilité d'utiliser des algorithmes de soustraction des calcifications coronaires;
- analyse possible des plus petites artères coronaires et des branches de coronaires (septales, diagonales, marginales...);
- amélioration de l'identification des plaques vulnérables avec une meilleure visualisation de la plaque coronaire et de sa composition;
- amélioration de l'analyse morphologique des prothèses valvulaires comme le TAVI pour la détection des thrombus sur TAVI (**fig. 4**).

>>> Perspectives futures

Le nouveau scanner cardiaque à comptage photonique représente une avancée majeure dans le domaine de l'imagerie cardiaque et ouvre de nouvelles perspectives dans le diagnostic des maladies cardiovasculaires. Les perspectives de recherche que proposent cet outil sont infinies : détection de la plaque coronaire vulnérable à risque de rupture, projets de *radiomics* avec utilisation d'outil de *deep learning* du myocarde ou des plaques coronaires pour le diagnostic par intelligence artificielle de cardiomyopathie ou de maladie coronaire à risque précoce...

L'année cardiologique

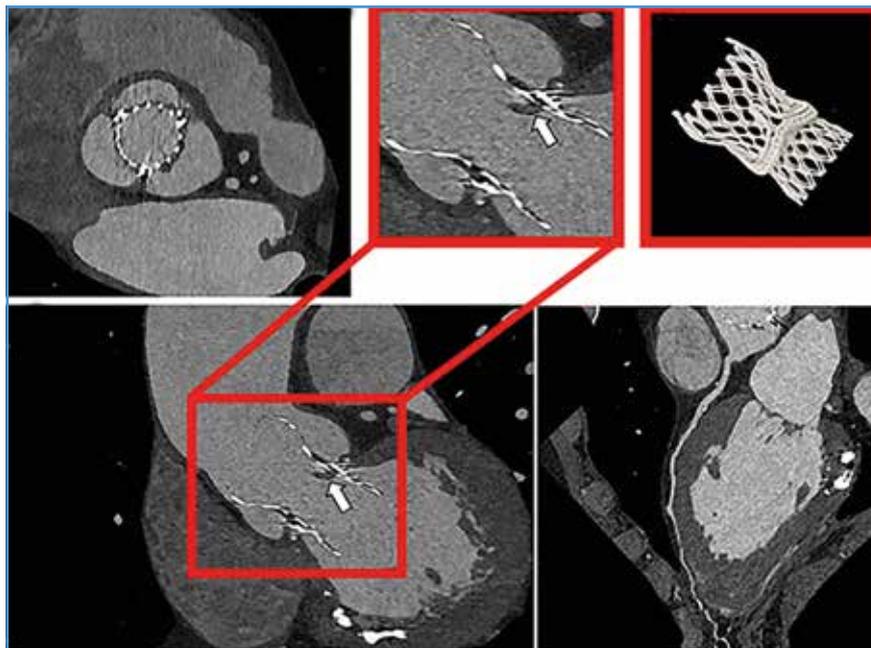


Fig. 4: Recherche d'un thrombus sur prothèse aortique de TAVI par scanner à comptage photonique (d'après [11]). Les reconstructions à haute résolution spatiale ont permis d'évaluer l'épaissement des feuillets hypodenses pour les valves prothétiques.

3. Le scanner de perfusion au stress

Au-delà de la visualisation des coronaires par un coroscanner standard, le scanner

de perfusion de stress réalisé après l'injection d'un vasodilatateur (adénosine, dipyridamole ou plus récemment régadénoson) permet d'obtenir des informations

fonctionnelles. Exactement comme en IRM de stress, le scanner de stress permet de mettre en évidence un défaut de perfusion sous-endocardique sous vasodilatateur, traduisant une limite de réserve coronaire que l'on peut assimiler à une ischémie myocardique induite (fig. 5).

Ainsi, de nombreuses études ont cherché à valider la précision diagnostique du scanner de perfusion. Une étude a déjà rapporté que le fait de rajouter un temps d'étude de la perfusion au coroscanner seul permettait d'augmenter sa spécificité de 62 % à 84 % quant au diagnostic de la maladie coronaire stable. Une méta-analyse récente publiée par Sørgaard *et al.* incluant 1 188 patients à partir de 19 études, a également montré que la performance diagnostique du scanner de perfusion était semblable à celle des autres imageries non invasives que sont l'IRM de stress et le PET-scanner comparé au test de référence par FFR invasive, avec une sensibilité de 88 % et une spécificité de 80 % [12].

Cependant, cette combinaison technique soulève un véritable enjeu logistique

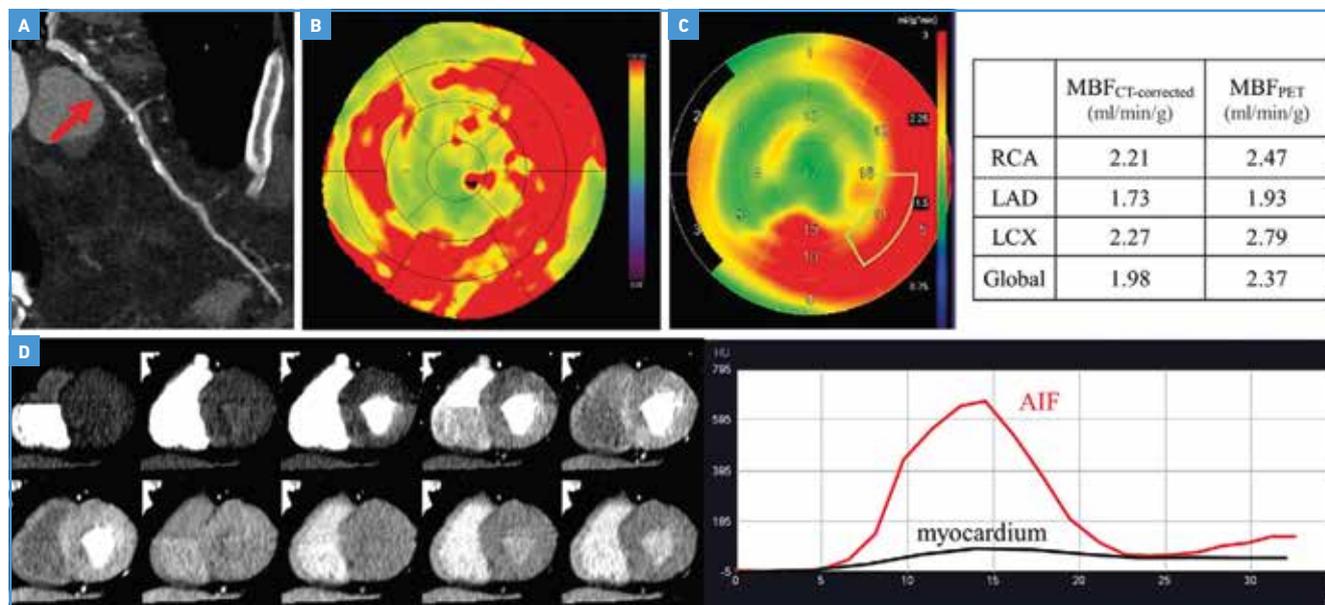


Fig. 5: Exemple de scanner de perfusion au stress sous adénosine (d'après [13]). Images chez un homme de 72 ans atteint de diabète et d'hyperlipidémie. L'image de coroscanner montre une sténose sévère de l'IVA proximale (flèche rouge) (A). Les cartographies de flux de perfusion myocardique en scanner (MBF CT) (B) et de flux de perfusion myocardique en PET (MBF PET) (C) démontrent une distribution similaire de la perfusion anormale dans la paroi antéroseptale et l'apex correspondant à la sténose de l'IVA. Les images de scanner de perfusion au stress sous adénosine et la courbe temps-atténuation obtenues avec scanner de perfusion sont présentées (D).

L'année cardiologique

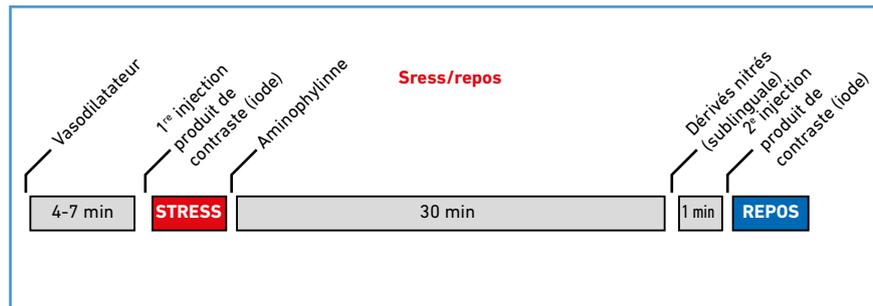


Fig. 6 : Protocole d'acquisition pour un scanner de perfusion de stress selon la méthode "dynamique".

pour ne pas avoir à injecter trop de produit de contraste au patient et limiter au maximum la dose de radiations. Ainsi, il existe deux méthodes d'acquisition :

- la méthode "statique" : les images de coroscanner et celles de perfusion myocardique sont acquises en un seul temps de passage du produit de contraste. L'avantage est la réduction de la dose de radiations ;

- la méthode "dynamique" : on acquiert de multiples coupes durant le temps où le produit de contraste perfuse la paroi du myocarde. On obtient une meilleure qualité d'image avec une réduction des artéfacts. Cependant, le temps d'apnée requis pour le patient est plus long (fig. 6).

Les équipes privilégient le plus souvent la réalisation de l'acquisition du stress avant celle de repos afin d'éviter un potentiel risque de faux négatif lié à la persistance du produit de contraste au niveau du myocarde cicatriciel, ce qui peut biaiser l'interprétation du temps de stress. De plus, le fait de commencer par une séquence de stress permet de rassurer sur le pronostic coronaire du patient en cas de négativité, avant même d'avoir observé les lésions anatomiques.

4. Validation de l'évaluation du couplage auriculo-ventriculaire gauche en scanner cardiaque

L'aventure du couplage auriculo-ventriculaire gauche a débuté au sein du Johns Hopkins Hospital à Baltimore (Maryland), avec la création d'un premier index de couplage auriculo-

ventriculaire gauche évalué en IRM cardiaque : le LACI (*left atrio-ventricular coupling index*). La définition de cet index est très simple : il s'agit du "volume télé-diastolique de l'oreillette gauche divisé par le volume télé-diastolique du ventricule gauche" [14]. Ainsi de nombreuses études ont montré son intérêt pronostique important à l'aide de mesure par IRM cardiaque [15] ou par échocardiographie [16].

La nouveauté de cette année est la **première validation de cet index par scanner cardiaque** (fig. 7) [17]. Alors que le LACI apparaît comme un véritable signal plaidant pour l'évaluation simultanée du couplage auriculo-ventriculaire gauche dans notre pratique quotidienne, sa validation en coroscanner facilite encore sa diffusion et son utilisation en routine.

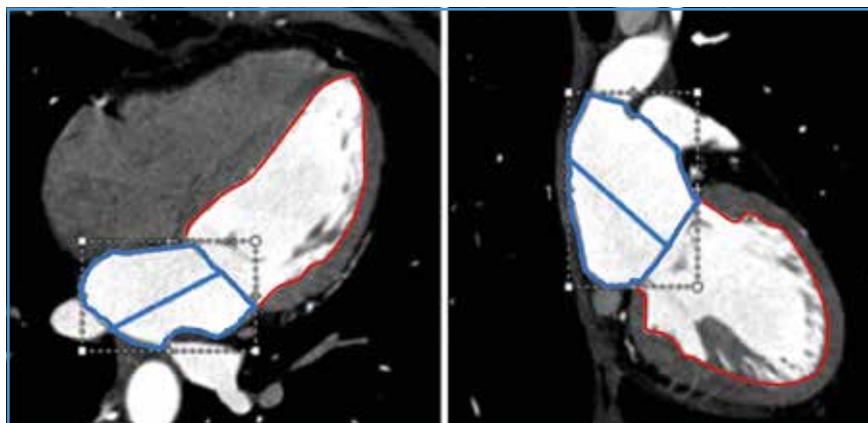


Fig. 7 : Nouvel index de couplage auriculo-ventriculaire gauche (LACI) mesuré en scanner cardiaque, supérieur à tous les paramètres VG et OG pour prédire la survenue de fibrillation auriculaire (d'après [17]). Index défini par le rapport du "volume télé-diastolique de l'oreillette gauche divisé par le volume télé-diastolique du ventricule gauche" permettant de détecter simultanément des anomalies du VG et de l'OG.

IRM cardiaque

1. Impact pronostique de l'IRM cardiaque de stress renforcé

Dans une revue systématique et méta-analyse récente [18] regroupant 74 470 patients souffrant de douleurs thoraciques stables sur 381 357 années-personnes de suivi, l'IRM cardiaque de stress a montré une précision diagnostique élevée et une stratification précise du risque chez les patients atteints d'une maladie coronaire connue ou suspectée. La présence d'une ischémie induite par le stress et d'un rehaussement tardif était associée à une mortalité et à une probabilité plus élevée d'événements cardiovasculaires, tandis que les examens d'IRM cardiaques normaux au stress étaient associés à une probabilité plus faible d'événements cardiovasculaires pendant au moins 3,5 ans.

En effet, la présence d'une ischémie induite par le stress était associée à une mortalité toutes causes confondues plus élevée (OR : 1,97 ; IC95 % : 1,69-2,31), une mortalité CV (OR : 6,40 ; IC95 % : 4,48-9,14) et des MACE (OR : 5,33 ; IC95 % : 4,04-7,04). La présence d'un rehaussement tardif était associée à une mortalité toutes causes confondues plus élevée (OR : 2,22 ; IC95 % : 1,99-2,47), une mortalité CV (OR : 6,03 ; IC95 % :

L'année cardiologique

2,76-13,13) et un risque accru de MACE (OR: 5,42; IC95 % : 3,42-8,60).

Ces résultats suggèrent que l'évaluation combinée de l'ischémie myocardique inducible et du rehaussement tardif du gadolinium par IRM de stress est une méthode précise pour diagnostiquer et stratifier le risque des patients présentant une douleur thoracique stable et une maladie coronarienne connue ou suspectée [18].

2. Preuve originale du pouvoir de caractérisation tissulaire de l'IRM cardiaque

L'un des principaux atouts de l'IRM cardiaque est la caractérisation du tissu myocardique à travers l'utilisation des séquences de rehaussement tardif au gadolinium (LGE). Au-delà du rehaussement tardif, les séquences de cartographie paramétrique – T1 et T2 mapping – permettent la quantification des modifications du tissu myocardique avec une valeur clinique importante [19]. François *et al.* [20] ont évalué les **différences dans les paramètres cardiaques de l'IRM**

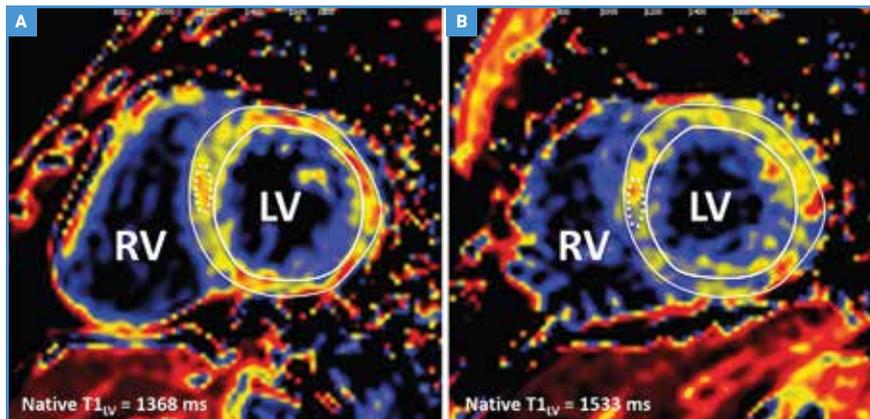


Fig. 8 : Mesure du T1 mapping natif chez adultes jeunes nés à terme (A) et prématurés (B) (d'après [13]). Les valeurs natives de T1 ont été mesurées à 3 Tesla dans une section médio-ventriculaire, avec des valeurs globales du ventricule gauche (VG) enregistrées comme valeur moyenne de T1 native pour l'ensemble de la section médio-ventriculaire (T1LV) et comme valeur moyenne de T1 pour une région d'intérêt de 1 cm² dans le septum (ligne pointillée).

chez de jeunes adultes nés prématurément par rapport à des jeunes adultes nés à terme. Les valeurs natives de T1 mapping à 3T étaient significativement plus élevées chez les participants nés prématurément que chez les participants du même âge nés à terme (1477 ms ± 77 contre 1423 ms ± 71, p = 0,0019) (**fig. 8**), bien qu'il y ait eu un chevauchement substantiel entre les groupes. Ces valeurs

T1 plus élevées étaient associées à une taille du VG plus importante. Ces résultats soulèvent la possibilité d'une cardiomyopathie distincte associée à une naissance prématurée et suggèrent qu'un suivi clinique pour surveiller les effets cardiovasculaires indésirables pourrait être justifié. Au-delà du caractère "original" de cette étude, il est intéressant de voir combien l'IRM cardiaque nous offre

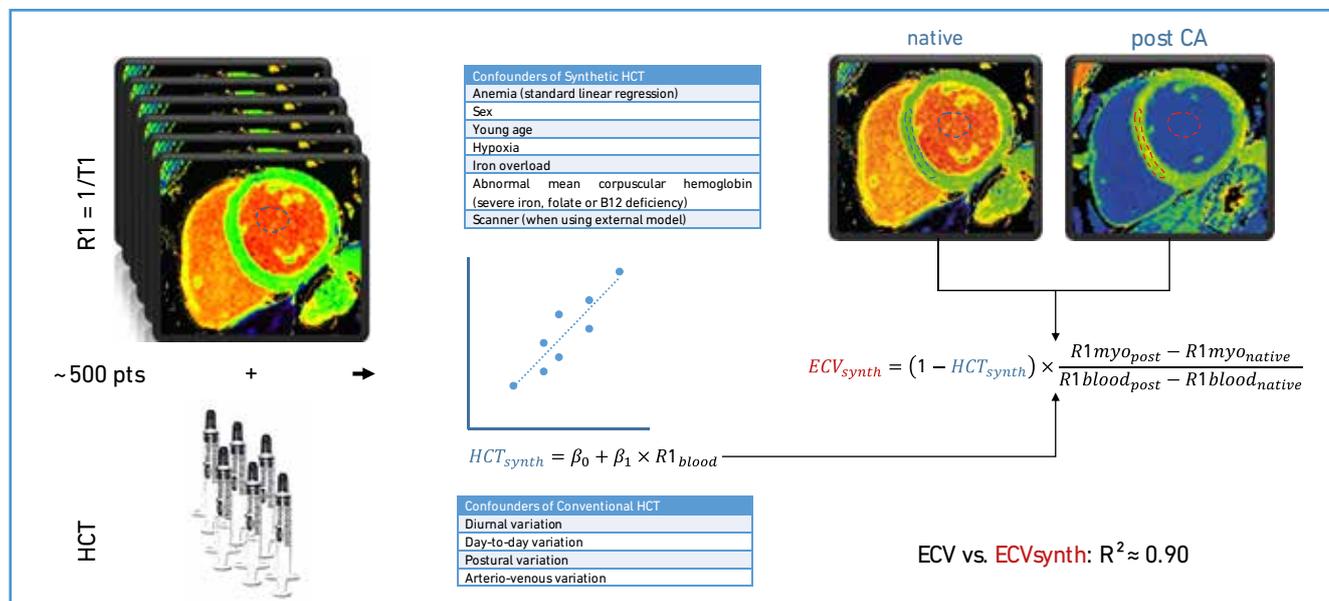


Fig. 9 : Principe de la quantification du volume extracellulaire myocardique par IRM cardiaque (ECV mapping) sans prélèvement sanguin (d'après [21]). Pour l'établissement d'un modèle local, environ 500 patients avec une hématoctrite (HCT) mesurée et un taux de relaxation ventriculaire gauche T1 (R1 = 1/T1) doivent être disponibles et répartis uniformément en ensembles de données de dérivation et de validation. Les paramètres de régression des données de dérivation sont utilisés pour l'estimation du HCT synthétique, qui est ensuite utilisé pour le calcul du volume extra-cellulaire synthétique (ECV) au lieu du HCT mesuré.

L'année cardiologique

une capacité de mieux caractériser le myocarde et les variations du normal par son pouvoir de caractérisation tissulaire.

3. Quantification du volume extra-cellulaire myocardique par IRM cardiaque (ECV mapping) sans prélèvement sanguin

L'hématocrite et l'ECV synthétiques peuvent en théorie fournir une mesure quantitative non invasive de l'espace extra-cellulaire du myocarde lorsque des mesures opportunes de l'HCT ne sont pas disponibles, d'autant que des modifications importantes de l'ECV sont attendues, comme dans le cas de l'amylose cardiaque [21]. En raison de la dépendance des temps de relaxation T1 sur la configuration locale, il est recommandé de calculer des formules locales utilisant la régression linéaire, qui peuvent être facilement réalisées à l'aide des données disponibles (fig. 9). Attention : cette méthode de mesure de l'hématocrite synthétique fait débat au sein de la communauté et ces résultats doivent être analysés avec précaution.

Conclusion

L'IRM et le scanner cardiaques deviennent des outils indispensables au quotidien pour la prise en charge de nos patients. En constante évolution avec des innovations successives, le monde de l'imagerie cardiovasculaire multimodale reste en plein bouleversement. L'imagerie cardiovasculaire de demain est déjà présente aujourd'hui, pour une médecine toujours plus personnalisée pour nos patients.

BIBLIOGRAPHIE

1. KNUUTI J, WIJNS W, SARASTE A *et al.* ESC Scientific Document Group. 2019 ESC Guidelines for the diagnosis and management of chronic coronary syndromes. *Eur Heart J*, 2020;41:407-477.
2. CURY RC, LEIPSIC J, ABBARA S *et al.* CAD-RADSTM 2.0 - 2022 Coronary Artery Disease-Reporting and Data System. *Journal of Cardiovascular Computed Tomography*, 2022;16:536-557.
3. SCHMERMUND A, ECKERT J, SCHMIDT M *et al.* Coronary computed tomography angiography: a method coming of age. *Clin Res Cardiol*, 2018;107:40-48.
4. CHINNAIYAN KM, SAFIAN RD, GALLAGHER ML *et al.* Clinical Use of CT-Derived Fractional Flow Reserve in the Emergency Department. *JACC Cardiovasc Imaging*, 2020;13:452-461.
5. MEAH MN, BULARGA A, TZOLOS E *et al.* Distinguishing Type 1 from Type 2 Myocardial Infarction by Using CT Coronary Angiography. *Radiology: Cardiothoracic Imaging*, 2022;4:e220081.
6. KWAN AC, POURMORTEZA A, STUTMAN D *et al.* Next-Generation Hardware Advances in CT: Cardiac Applications. *Radiology*, 2021;298:3-17.
7. DANAD I, FAYAD ZA, WILLEMINK MJ *et al.* New Applications of Cardiac Computed Tomography: Dual-Energy, Spectral, and Molecular CT Imaging. *JACC Cardiovasc Imaging*, 2015;8:710-723.
8. RAJENDRAN K, PETERSILKA M, HENNING A *et al.* First Clinical Photon-counting Detector CT System: Technical Evaluation. *Radiology*, 2022;303:130-138.
9. RAJAGOPAL JR, FARHADI F, RICHARDS T *et al.* Evaluation of Coronary Plaques and Stents with Conventional and Photon-counting CT: Benefits of High-Resolution Photon-counting CT. *Radiology: Cardiothoracic Imaging*, 2021;3:e210102.
10. SANDFORT V, PERSSON M, POURMORTEZA A *et al.* Spectral photon-counting CT in cardiovascular imaging. *J Cardiovasc Comput Tomogr*, 2021;15:218-225.
11. VAN DER BIE J, SHARMA SP, VAN STRATEN M *et al.* Photon-counting Detector CT in Patients Pre- and Post-Transcatheter Aortic Valve Replacement. *Radiology: Cardiothoracic Imaging*, 2023;5:e220318.
12. SØRGAARD MH, KOFOED KF, LINDE JJ *et al.* Diagnostic accuracy of static CT perfusion for the detection of myocardial ischemia. A systematic review and meta-analysis. *J Cardiovasc Comput Tomogr*, 2016;10:450-457.
13. TAKAFUJI M, KITAGAWA K, ISHIDA M *et al.* Clinical Validation of the Accuracy of Absolute Myocardial Blood Flow Quantification with Dual-Source CT Using 15 O-Water PET. *Radiology: Cardiothoracic Imaging*, 2021;3:e210060.
14. PEZEL T, VENKATESH BA, DEVASCONCELLOS HD *et al.* Left Atrioventricular Coupling Index as a Prognostic Marker of Cardiovascular Events: The MESA Study. Hypertension, 2021: HYPERTENSIONAHA12117339.
15. PEZEL T, AMBALE-VENKATESH B, QUINAGLIA T *et al.* Change in Left Atrioventricular Coupling Index to Predict Incident Atrial Fibrillation: The Multi-Ethnic Study of Atherosclerosis (MESA). *Radiology*, 2022:210315.
16. MEUCCI MC, FORTUNI F, GALLOO X *et al.* Left atrioventricular coupling index in hypertrophic cardiomyopathy and risk of new-onset atrial fibrillation. *Int J Cardiol*, 2022:S0167-5273(22)00916-0.
17. PEZEL T, DILLINGER JG, TOUPIN S *et al.* Left atrioventricular coupling index assessed using cardiac CT as a prognostic marker of cardiovascular death. *Diagnostic and Interventional Imaging*, 2023:S2211568423001468.
18. RICCI F, KHANJI MY, BISACCIA G *et al.* Diagnostic and Prognostic Value of Stress Cardiovascular Magnetic Resonance Imaging in Patients With Known or Suspected Coronary Artery Disease: A Systematic Review and Meta-analysis. *JAMA Cardiol*, 2023;8:662.
19. WARNICA W, AL-ARNAWOOT A, STANIMIROVIC A *et al.* Clinical Impact of Cardiac MRI T1 and T2 Parametric Mapping in Patients with Suspected Cardiomyopathy. *Radiology*, 2022;305:319-326.
20. FRANÇOIS CJ, BARTON GP, CORRADO PA *et al.* Diffuse Myocardial Fibrosis at Cardiac MRI in Young Adults Born Prematurely: A Cross-sectional Cohort Study. *Radiology: Cardiothoracic Imaging*, 2022;4:e210224.
21. CHEN W, FARAGLI A, GOETZE C *et al.* Quantification of myocardial extracellular volume without blood sampling. *European Heart Journal - Imaging Methods and Practice*, 2023;1:qyad022.

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