

Évolutions technologiques en tomodensitométrie cardiaque

H Vernhet Kovacsik (1), A Jacquier (2), J-Y Gaubert (2), JF Paul (3), P Dupouy (4),
P Cluzel (5) et M Hamon (6)

Abstract

Technological advances in cardiac CT

Arch Cardiovasc Dis Sup 2009;1:51-61

The SFR-SFC presents guidelines dedicated to cardiac and coronary imaging using CT in the area of indications, technological requirement including both hardware and software, patient conditioning, CT protocols and related results concerning radiation dose, image quality and diagnostic value. These guidelines are based either on up-dated medical literature proofs and/or on expert consensus.

Key words: Cardiac CTA, multislices technology, contrast media, dosimetry.

Résumé

Le groupe de travail SFR-SFC présente les recommandations concernant l'imagerie coronaire et cardiaque en scanner. Les domaines d'étude sont les indications, les aspects technologiques incluant équipements lourds et logiciels et post-traitement, l'environnement et le conditionnement du patient, les protocoles d'acquisition et d'injection et les résultats en terme de qualité image, irradiation et valeur diagnostique. Ces recommandations sont basées sur les résultats de la littérature internationale et/ou l'avis d'experts radiologues et cardiologues mandatés par la SFR et la SFC.

Mots-clés : Scanner coronaire, technologie multicoups, produit de contraste, dosimétrie.

État de l'art

Le scanner multidétecteur synchronisé à l'électrocardiogramme a été introduit en 1999 rendant possible l'exploration non invasive des coronaires. À ce jour le panel de scanners capables de réaliser une acquisition synchronisée aux battements cardiaques est large et s'étale du scanner à 4 détecteurs au scanner bi-tube, en passant par les scanners 16, 32, 40, 64 détecteurs. Vanhoenacker *et al.* (1) ont repris l'ensemble de la littérature sur les performances diagnostiques des scanners multidétecteurs dans l'évaluation des sténoses coronaires. Dans leur méta-analyse, les auteurs ont montré que la sensibilité et la spécificité dans la détection des sténoses augmentent avec l'avancée technologique des machines. Dans cette étude la sensibilité et la spécificité de détecter une sténose > 50 % en comparaison à la coronarographie était pour une analyse par segment : 1) pour le scanner 4 détecteurs : sensibilité = 84 % (81-88) ; spécificité = 93 % (91-95) ; 2) pour le scanner 16 détecteurs : sensibilité = 83 % (76-90) ; spécificité = 96 % (95-97) ; 3) pour le scanner 64 détecteurs : sensibilité = 93 % (88-97) ; Spécificité = 96 % (96-97). Pour une analyse par patient les chiffres étaient de 1) pour le scanner 4 détecteurs : Sensibilité = 91 % (87-95) ; spécificité = 83 % (68-99) ; 2) pour le scanner 16 détecteurs : sensibilité = 97 % (94-99) ; spécificité = 81 % (72-90) ; 3) pour le scanner 64 détecteurs : sensibilité = 99 % (97-100) ; spécificité = 93 % (89-98). D'autre part cette analyse montre que le nombre de segments non analysables diminue avec l'augmenta-

tion du nombre de détecteurs et que l'augmentation du nombre de détecteurs améliore la fiabilité diagnostique de l'examen.

Les auteurs concluent que l'exploration non invasive de l'arbre coronaire doit être réalisée sur une machine comprenant au moins 16 détecteurs. Les recommandations du groupe de travail de l'American Heart Association (AHA) sur l'imagerie cardiaque vont dans le même sens, en recommandant un nombre de détecteurs minimum de 16 pour réaliser un coronaroscanner (2). Les deux limitations majeures, malgré l'amélioration technologique, sont la persistance des artefacts de mouvements ainsi que des artefacts relatifs à la présence de structures denses telles que les calcifications et les stents. Le risque majeur de la technique est la dose d'irradiation délivrée aux organes thoraciques et notamment à la glande mammaire qui augmente avec le nombre de barrettes.

Paramètres techniques d'une acquisition pour l'exploration des coronaires

1. Acquisition des images

L'acquisition d'un scanner cardiaque est délicate parce qu'elle nécessite une synchronisation à la fois aux battements cardiaques et au bolus de produit de contraste. De plus l'irradiation doit être diminuée au minimum tout en maintenant une qualité d'image optimum. Les patients adressés pour un scanner cardiaque doivent être reçus dans une pièce calme avec une lumière tamisée. Après un interrogatoire recherchant les éventuelles contre-indications à la réalisation de l'examen, le déroulement de l'examen est expliqué. La qualité de l'apnée du patient doit être testée avant son installation ainsi que la variation du rythme cardiaque pendant l'apnée. Une voie veineuse doit être positionnée au niveau du pli du coude, suffisamment volumineuse pour recevoir une injection (4 à 6 ml/s), un cathéter 18 G semble le plus adapté. Un signal ECG avec une onde R très positive doit être obtenu

(1) Service de Radiologie, Hôpital Arnaud de Villeneuve, 371 Avenue Doyen Gaston Giraud, 34295 Montpellier cedex 05 France. (2) Service de Radiologie et Imagerie Médicale, CHU de la Timone, 264 rue Saint Pierre, 13385 Marseille cedex 5, France. (3) Service de radiologie, Centre Chirurgical Marie Lannelongue, 133 avenue de la Résistance, 92350 Le Plessis Robinson, France. (4) Service de Cardiologie, Hôpital Privé d'Antony, 1 rue Velpeau, 92166 Antony cedex, France. (5) Service de radiologie polyvalente diagnostique et interventionnelle, Hôpital Pitié-Salpêtrière, 43-87 Boulevard de l'Hôpital, 75651 Paris cedex 13, France. (6) Service de Cardiologie, CHU de Caen, avenue de la Cote de Nacre, 14033 Caen, France.

Correspondance : H Vernhet Kovacsik
E-mail : h-vernhet@chu-montpellier.fr

avant l'examen. La peau du patient peut être rasée si nécessaire et nettoyée à l'aide d'alcool ou d'un désinfectant iodé. Les électrodes doivent être scotchées sur la poitrine du patient (3).

1.1. Les bêtabloquants

L'utilisation des bêtabloquants peut être nécessaire en fonction de la machine utilisée et du rythme cardiaque du patient. Les contre-indications à l'utilisation des bêtabloquants sont les bronchopathies chroniques obstructives et l'asthme, les blocs auriculo-ventriculaires de haut degré et l'hypotension artérielle sévère. Les bêtabloquants peuvent être administrés per os ou IV. L'administration des bêtabloquants permet de diminuer et de stabiliser le rythme cardiaque, ce qui permet d'augmenter la phase télé diastolique et de réduire les artefacts de mouvement. Avec l'avènement du scanner double tube la résolution spatiale de la machine permettrait de diminuer les besoins de bêtabloquants. Ferencik *et al.* (4) soulignent que le scanner 64 barrettes permet une excellente analyse du réseau coronaire mais que la qualité de cette analyse dépend du rythme cardiaque. Les investigateurs montrent que les mouvements cinétiques sont moins fréquents lorsque le rythme cardiaque est inférieur à 65 et recommandent l'utilisation de bêtabloquants de manière systématique.

L'ivabradine (Procoralan® per os), récemment mis sur le marché en France, a un effet chronotrope négatif sans les effets secondaires des bêtabloquants. L'AMM est réservé aux patients angineux en cas de contre-indication des bêtabloquants, de plus cette molécule est coûteuse. Son utilisation au cours d'un scanner des coronaires doit être réservée aux contre-indications des bêtabloquants.

1.2. Mode de synchronisation

1.2.1. La synchronisation prospective

La synchronisation prospective correspond à l'acquisition d'une image durant un cycle cardiaque, l'ensemble de la durée d'irradiation étant utilisé pour reconstruire des images. La durée d'irradiation est optimisée et elle est quatre fois inférieure à celle mesurée au cours des acquisitions rétrospectives. Ce mode d'acquisition est proposé par les constructeurs pour le rythme cardiaque très lent ou pour le calcium scoring.

1.2.2. Synchronisation rétrospective

La majeure partie des acquisitions de coronaroscanner, en pratique clinique ainsi que dans la littérature, est réalisée à l'aide d'une synchronisation rétrospective. Elle nécessite une adaptation de la dose au rythme cardiaque. Leschka *et al.* (5) montre que, pour la technologie 64 détecteurs, la fenêtre de reconstruction où la qualité des images sera la meilleure est située en diastole quel que soit le rythme cardiaque. De plus l'auteur montre que pour les personnes avec un rythme cardiaque inférieur à 65, une seule fenêtre de reconstruction est nécessaire. Ferencik *et al.* (4) montrent pour le 64 coupes que la fenêtre de reconstruction la plus adaptée est la télé diastole mais pour les rythmes cardiaques plus élevés des reconstructions en systole sont nécessaires.

Pour la technologie double tube, des constatations similaires ont été faites par Leschka *et al.* (6) qui ont montré dans une étude sur 80 patients, pour les patients avec un rythme cardiaque < 70 bpm, la fenêtre de reconstruction la plus adaptée correspond à la diastole. À l'opposé, pour les patients dont le rythme était supérieur à 70 bpm, la fenêtre d'acquisition la plus adaptée devait couvrir à la fois la diastole et la systole. Dans cette étude, la

qualité des images était supérieure pour les rythmes cardiaques < 60 bpm que pour les rythmes cardiaques > 70 bpm. Stolzmann *et al.* (7) ont comparé deux algorithmes « d'ECG pulsing », un avec une dose représentant 20 % de la dose maximale pendant la période de faible irradiation et une dose représentant 4 % de la dose maximale. L'irradiation était mesurée respectivement à 8,8 mSv et 7,8 mSv pour le premier et le deuxième algorithme. De plus la dose d'irradiation diminuait avec l'augmentation du rythme cardiaque pour le premier protocole.

2. Les nouveautés

2.1. Le Scanner double tube

Le scanner bi-tube est une technologie nouvelle qui permet de faire tourner en même temps deux tubes à rayon X (Straton, Siemens Medical Solution, Forchheim, Germany) et deux rangées de détecteurs. Cette machine a un double intérêt.

2.1.1. Acquisition double tube

Elle permet d'améliorer la résolution temporelle de l'image par l'utilisation couplée des deux tubes pour acquérir les 180° de rotation nécessaire à l'obtention d'une image. La résolution temporelle d'un scanner double tube correspond à $\frac{1}{4}$ du temps de rotation (330 ms) soit = 83 ms. Cette amélioration de la résolution temporelle est indépendante de la fréquence cardiaque. La machine fait varier automatiquement le pitch en fonction de la fréquence cardiaque avant l'acquisition et pendant l'acquisition si le rythme n'est pas stable. L'augmentation du pitch diminue à la fois le temps d'examen mais aussi l'irradiation au patient. Le but annoncé de cette nouvelle technologie est de pouvoir réaliser un scanner coronaire quelle que soit la fréquence cardiaque, sans utilisation de bêtabloquant. Leschka *et al.* (6) soulignent que grâce à l'amélioration de la résolution temporelle, le scanner double tube permet d'imager, sans artefact cinétique, la plupart des patients, quel que soit leur rythme cardiaque. Néanmoins il semble que la qualité des images s'altère pour les rythmes cardiaques supérieurs à 70 (6). L'utilisation de bêtabloquant reste donc d'actualité pour les rythmes cardiaques supérieurs à 70/min pour conserver une qualité d'image optimale mais aussi pour diminuer la dose d'irradiation (un rythme cardiaque inférieur ou égal à 70 permet de focaliser l'irradiation sur la diastole avec un important gain sur la dose délivrée alors que pour des rythmes cardiaques plus élevés la systole doit aussi être couverte).

2.1.2. Acquisition double énergie

L'autre avantage potentiel de ce type de machine est d'améliorer la résolution en contraste grâce à la double énergie. Le principe de la double énergie est basé sur le fonctionnement de chaque tube à deux tensions différentes (80 keV et 140 keV). Dans cette conformation la résolution temporelle redevient identique à un 64 coupes standard. Le principe de la double énergie a été décrit, il y a 20 ans mais ne s'était pas développé faute de moyens techniques. Pour que l'algorithme de post-traitement puisse être appliqué, le niveau de bruit des deux acquisitions doit être identique. Le principe de la double énergie est basé sur le fait que chaque structure (calcification, iode, myocarde...) a un spectre d'absorption des rayons X spécifique qui le définit et l'acquisition à deux énergies différentes permettrait de caractériser les spectres d'absorption spécifiques de chaque structure. L'iode montre une augmentation plus importante de son coefficient d'atténuation lors de la décroissance du voltage du tube que ne le fait l'hydroxyapa-

tite. Ces caractéristiques propres à chaque élément atomique permettraient de les caractériser dans chaque voxel en utilisant les coefficients d'absorption aux deux énergies différentes. Les applications potentielles de la double énergie sont immenses en radiologie et en particulier dans l'imagerie cardiaque, notamment dans le domaine de la perfusion myocardique, de la viabilité, et potentiellement dans la réduction des artéfacts liés aux calcifications et aux stents. Boll *et al.* (8) ont étudié l'intérêt d'une acquisition avec double énergie dans la caractérisation d'une plaque athéromateuse ex vivo. Les investigateurs ont utilisé les segments proximaux de 2 coronaires droites et 2 coronaires gauches. La machine utilisée était un 16 détecteurs et des acquisitions à 140 keV et 90 keV étaient réalisées. Le segment de coronaire exploré était perfusé avec une solution d'iode ou de gadolinium. Le CNR (rapport contraste sur bruit) (entre la lumière et le tissu concerné) confirme que l'ensemble des tissus peut être distingué avec précision. Le CNR de la paroi vasculaire ainsi que des plaques coronaires fibreuses, était significativement plus élevé avec l'utilisation de la double énergie qu'avec une acquisition à 140 keV isolée. Ce type d'acquisition est encore en évaluation mais à un très fort potentiel d'évolution et d'applications.

2.2. Analyse du myocarde à la recherche de trouble du rehaussement précoce ou tardif

La capacité du scanner, après injection de produit de contraste à détecter les zones d'infarctus, est connue depuis la fin des années soixante-dix sur des modèles animaux (9, 10). Plus récemment le scanner multidétecteur est apparu comme étant un outil clinique potentiel pour la recherche du rehaussement tardif myocardique et de l'extension de l'infarctus (11, 12). Le principe du rehaussement tardif après injection d'iode en scanner est identique à celui décrit pour le rehaussement tardif après injection de gadolinium à l'IRM. L'iode est un produit de contraste du secteur interstitiel avec des propriétés pharmacocinétiques identiques à celle du gadolinium. Le rehaussement du myocarde infarci par rapport au myocarde normal sur les acquisitions scanner cardiaque tardives est la résultante de plusieurs facteurs : 1) la perte de l'intégrité de la membrane cellulaire provoque un élargissement important du secteur interstitiel, ce qui est à l'origine d'une augmentation du volume de distribution de l'iode (13, 14) et 2) une rétention du produit de contraste dans la zone d'infarctus (15).

2.2.1. Aspects techniques

L'analyse du myocarde au cours d'un coronaroscanner se fait au mieux au cours de deux acquisitions différentes :

- L'acquisition à la phase artérielle (« rule-out » artériel), synchronisée avec l'arrivée du produit de contraste dans les cavités cardiaques. Les paramètres de cette acquisition sont dictés par la nécessité d'analyser le réseau coronaire et ont déjà été traités plus haut. L'analyse du parenchyme se fait sur des reconstructions MPR dans les plans de référence du cœur avec des fenêtres adaptées.
- L'acquisition à la phase tardive (« rule-out » tissulaire) est réalisée entre 5 à 15 minutes après l'injection d'iode (ce type d'acquisition nécessite une quantité d'iode plus élevée). Les paramètres d'acquisition privilégient le contraste à la résolution spatiale.

Paramètres d'acquisition de la phase tardive :

Le but de l'acquisition n'est pas d'obtenir la résolution spatiale d'une acquisition à la phase artérielle, mais de favoriser la visua-

lisation d'une prise de contraste myocardique. Le voltage du tube est fixé pour la plupart des investigateurs à 80 keV (11, 16-19) ce qui permet de diminuer l'irradiation et de favoriser le contraste de l'image. Mahnken *et al.* (20), sur un modèle d'infarctus animal, ont montré que l'utilisation d'un voltage de tube bas (80 keV) augmentait le CNR de l'image par rapport à des acquisitions avec des voltages plus importants (120 kV, 100 kV). Brodoefel *et al.* (21) ont montré que l'augmentation du bruit provoquée par la diminution des keV était compensée par l'augmentation significative du contraste pour la détermination du myocarde, viable ou non. Pour les patients très larges, le voltage peut être augmenté et Habis *et al.* (16) ont utilisé un voltage de 100 keV pour les patients de poids supérieur à 80 kg, pour analyser le rehaussement tardif après une occlusion coronaire aiguë.

La collimation des détecteurs peut être augmentée avec des épaisseurs nominales aux alentours de 1,2 mm or 1,5 mm (16, 18, 19) ce qui permet de diminuer l'irradiation et le niveau de bruit de l'image (11). Un filtre de reconstruction moyen doit être choisi, ce qui permet d'augmenter la résolution en contraste (18).

2.2.2. Ischémie myocardique

- Interprétation de la phase artérielle : après un infarctus aigu, la présence de zones de myocarde non rehaussées, sur l'acquisition à la phase artérielle, correspond à des lésions de reperfusion lente ou de non-reperfusion (11, 12). Ces défauts perfusionnels précoces résultent de la présence d'un flux anormal au niveau de la microcirculation coronaire secondaire, à des lésions d'origines multiples (lésions des cellules endothéliales, micro-embols, œdème tissulaire...). Plusieurs études ont montré l'intérêt de l'acquisition artérielle du coronaroscanner pour le diagnostic des défauts perfusionnels précoces (19, 22). Gerber *et al.* (11) ont montré une excellente corrélation entre l'aire de défaut perfusionnel précoce mesurée au cours de l'acquisition à la phase artérielle en scanner et celle mesurée sur l'imagerie de premier passage en IRM. Lardo *et al.* (12) ont montré que les segments hypo-rehaussés sur l'acquisition artérielle précoce correspondent à des segments qui sont hypo-perfusés du fait d'une altération de la microcirculation.

- Interprétation de la phase tardive : Gerber *et al.* (11) ont montré que la caractérisation de l'infarctus et le rehaussement tardif de l'infarctus à la phase aiguë et chronique, obtenue avec une acquisition scannographique tardive, est superposable à celui des séquences de rehaussement tardif en IRM. Les investigateurs ont montré aussi que la mesure de l'extension de la zone de nécrose obtenue grâce au scanner est superposable à celle de l'IRM. Ces données sont confortées par des études animales montrant l'excellente corrélation entre l'évaluation de la zone d'infarctus mesurée en scanner, en IRM et avec la mesure de référence par coloration histochimique TTC (triphenyltetrazolium chloride) sur pièce anatomique (11, 12, 23, 24). La différence majeure entre ces deux techniques est le rapport contraste sur bruit qui est 3 à 4 fois plus important avec l'IRM qu'avec le scanner (11). Ceci est expliqué par le fait que la relation entre concentration de produit de contraste et signal est linéaire en scanner alors qu'elle ne l'est pas en IRM (11). La persistance des zones de « no-reflow » sur les acquisitions tardives a été bien montrée par plusieurs auteurs entre 5 et 15 minutes après injection de PDCI à la fois chez l'homme (19) mais aussi chez l'animal (12).

2.2.3. Analyse de la viabilité myocardique

Habis *et al.* (16) ont montré que le rehaussement tardif en scanner était un critère de récupération fonctionnelle à long terme après un infarctus aigu. Sur 36 patients admis pour un premier épisode d'infarctus, les auteurs ont montré qu'une acquisition scannographique tardive réalisée immédiatement après la revascularisation coronaire, était à même de mettre en évidence la zone de nécrose cellulaire sans réinjection de produit de contraste. De plus, les auteurs ont montré que le rehaussement était un bon outil pour prédire la récupération fonctionnelle du segment analysé. Un rehaussement tardif atteignant moins de 50 % de l'épaisseur du myocarde sur deux segments adjacents est un bon indicateur de viabilité de ces segments. Koyama *et al.* (17) et Les-sick *et al.* ont montré des résultats similaires, prouvant que les acquisitions scannographiques tardives font partie des possibilités paracliniques pour le diagnostic de viabilité.

2.2.4. Recherche de myocardites

Dambrin *et al.* (25) ont montré que ces séquences tardives peuvent mettre en évidence de manière fiable les rehaussements sous-épicaux dans les myocardites. Les auteurs ont montré que les zones de rehaussement tardif sont superposables en scanner et en IRM avec des corrélations excellentes ($r = 0,92$, $p = 0,0004$). De plus le coronaroscanner est à même d'explorer le réseau coronaire dans le même temps et d'éliminer une maladie athéromateuse de l'arbre coronaire.

2.3. Mesure de la perfusion myocardique en scanner

La mesure scannographique de la perfusion en scanner est basée sur l'analyse du premier passage de produit de contraste dans le myocarde au même titre que l'analyse du premier passage en IRM. Plusieurs paramètres doivent être satisfaits pour que l'analyse du premier passage par un produit de contraste extracellulaire soit possible : 1) le rehaussement doit dépendre du flux, 2) le produit de contraste ne doit pas perturber le flux, 3) les relations entre la concentration de produit de contraste et les modifications en unité Hounsfield doivent être linéaires. Trois paramètres peuvent être extraits d'une imagerie du premier passage : pente d'ascension maximale, rehaussement maximal et durée jusqu'au pic maximal. Jäschke *et al.* (26) ont montré la linéarité de la relation entre la concentration en produit de contraste iodé d'une solution et la densité mesurée en unité Hounsfield. Les auteurs ont montré que la relation est linéaire jusqu'à une densité mesurée à 750 HU. Dans une autre étude, Gould *et al.* (27) ont mesuré le flux sanguin myocardique chez le chien au repos et pendant une vasodilatation maximale en utilisant « l'électron beam CT », avec un résultat comparé au flux mesuré par microsphères radioactives. La corrélation entre les deux méthodes était bonne dans cette étude ($r = 0,75$).

Le scanner multibarrette a été utilisé avec succès pour l'étude de la perfusion myocardique de repos et sous stress (perfusion d'adénosine) (28). George *et al.* (28) ont réalisé une sténose de l'interventriculaire antérieure de plus de 50 % sur un modèle animal. Une acquisition scannographique après injection de produit de contraste a été réalisée au repos et sous stress pharmacologique (perfusion d'adénosine). Les résultats ont montré une relation significative entre la densité régionale myocardique en UH et la perfusion mesurée par microsphères. Ces progrès pourraient bénéficier des avancées de l'acquisition double énergie.

3. Acquisition couplée PET-scanner, fusion d'images

L'acquisition couplée PET et scanner a permis des avancées majeures dans la prise en charge des patients, dans beaucoup de domaines notamment en oncologie. Au cours d'un PET scan, une acquisition scannographique est nécessaire pour le recalage des images de PET. La réalisation dans le même temps d'une autre acquisition après injection de produit de contraste est envisageable. Il est aussi possible de réaliser une acquisition scannographique injectée à distance et de la coupler à l'aide d'un logiciel de fusion d'image. Ces acquisitions permettent de coupler les informations morphologiques du coronaroscanner à celles fonctionnelles du PET scan. L'intérêt et la rentabilité en terme de coût/service rendu de ces acquisitions restent à démontrer.

Injection de produit de contraste iodé pour la réalisation d'un scanner des coronaires

1. Introduction

La qualité de l'injection de produit de contraste iodé et l'intensité résultante du rehaussement vasculaire, sont des facteurs importants de la qualité d'un scanner des coronaires. Le bolus de produit de contraste doit être adapté à la diminution des temps d'acquisition permise par la technologie 64 détecteurs. Pour obtenir un rehaussement équivalent lors d'une acquisition plus courte, une quantité d'iode équivalente doit être injectée pendant un temps plus court. La vitesse d'injection, le volume, la concentration, le type de produit utilisé sont autant de facteurs sur lesquels l'opérateur peut intervenir pour adapter la géométrie du bolus au type d'acquisition qu'il souhaite réaliser. Au cours de ce chapitre, trois parties seront abordées : 1) rappels sur la cinétique du bolus de produit de contraste. 2) revue de la littérature faisant le point sur les moyens de modifier le rehaussement vasculaire coronaire en adaptant les paramètres du bolus, 3) les perspectives et nouveaux développements dans ce domaine.

2. Les produits de contraste iodé

L'ensemble des produits de contraste iodé utilisés en pratique clinique sont des produits de contraste extracellulaires. Ces produits de contraste ont un certain nombre de points communs : 1) ils sont rapidement éliminés par filtration glomérulaire avec des demi-vies plasmatiques comparables entre 15 et 30 minutes, 2) ils diffusent rapidement dans le compartiment extracellulaire permettant un équilibre rapide entre ce dernier et le compartiment vasculaire, 3) ils ne présentent pas d'affinité particulière pour une molécule ou un composant tissulaire, 4) la quantité de produit de contraste diffusant passivement dans une région myocardique dépend de l'espace accessible à cet agent (volume de distribution) ainsi que des processus dynamiques (perfusion, convection, diffusion) qui permettent sa distribution et sa clairance dans le tissu. Dans le myocarde normal, le secteur vasculaire représente $6 \pm 2 \%$ du volume myocardique (variable en fonction de la phase cardiaque), le volume extracellulaire représente $15 \pm 2 \%$ et le volume intracellulaire représente $80 \pm 2 \%$.

3. Le bolus

Après l'injection de produit de contraste, via une veine superficielle anté-brachiale, le bolus traverse les cavités cardiaques droites, les poumons, puis les cavités gauches avant d'être propulsé dans le système vasculaire systémique où il effectue son premier passage. Un nouveau cycle s'amorce avec le retour aux cavités droites par les veines systémiques (recirculation). Le rehaussement vasculaire intègre principalement le premier passage. Pour les acquisitions longues, la recirculation de la partie la plus précoce du bolus rejoint le premier passage de la partie plus tardive du bolus et participe au rehaussement vasculaire. Le produit de contraste diffuse au secteur interstitiel à chaque passage du réseau capillaire jusqu'à un état d'équilibre entre la concentration du produit de contraste dans le volume de distribution du secteur vasculaire et du secteur interstitiel (fig. 1).

Chez des patients qui présentent une fonction cardiaque normale le rehaussement vasculaire aortique moyen peut varier d'un patient à l'autre d'un facteur 2 à 3 (29, 30). Les facteurs majeurs qui font varier le rehaussement vasculaire sont 1) le débit cardiaque qui est inversement proportionnel au degré de rehaussement vasculaire et 2) le volume sanguin total qui est lui aussi inversement proportionnel aux degrés de rehaussement vasculaire. Si le premier passage est privilégié, le bolus sera calculé pour permettre une opacification maximale et suffisamment importante pour couvrir le temps de l'acquisition. Le scanner cardiaque a pour but principal d'analyser l'anatomie des coronaires. L'analyse des volumes ventriculaires, de la fonction cardiaque, ainsi que des troubles de perfusion myocardique est possible sur cette acquisition réalisée au cours du premier passage de produit de contraste. Récemment plusieurs auteurs ont montré l'utilité des acquisitions tardives dans la recherche de rehaussement myocardique (31-33). La présence de ce rehaussement tardif permet de réaliser le diagnostic de viabilité myocardique. Les protocoles d'injection doivent être adaptés pour l'analyse du premier passage ou du rehaussement tardif. Ces deux aspects seront abordés dans les paragraphes suivants.

4. Protocole privilégiant le premier passage du produit de contraste : « rule-out vasculaire »

4.1. Y a-t-il un degré de rehaussement coronaire idéal ?

Dans la littérature, certains auteurs avancent une théorie suivant laquelle un rehaussement vasculaire trop important générerait la

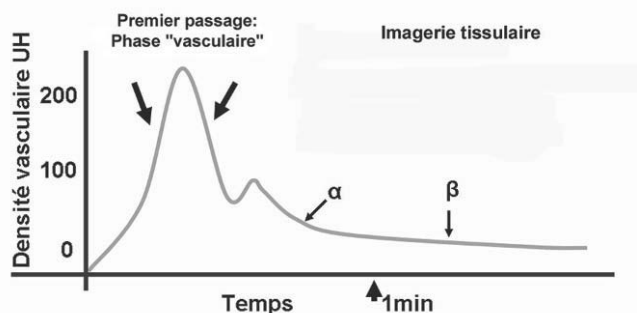


Fig. 1 : Différentes phases de la cinétique d'un produit de contraste iodé. α représente la première phase de clairance, la plus rapide qui correspond au passage du produit de contraste dans le secteur interstitiel, la phase β est uniquement dépendante de la clairance rénale.

visualisation des calcifications coronaires et donc des sténoses, plusieurs autres auteurs montrent l'inverse. Cademartiri *et al.* (34) ont recherché si le degré de rehaussement coronaire influençait la qualité et la précision du diagnostic des sténoses coronaires. Sur une population de 120 patients qui ont bénéficié d'un scanner des coronaires (16 détecteurs) avec le même protocole d'injection, deux groupes sont déterminés a posteriori : 1) un groupe à faible rehaussement vasculaire (< 326 UH) et 2) un groupe à fort rehaussement vasculaire (> 326 UH). La sensibilité du coroscaner pour la détection des sténoses > 50 % était respectivement de 90 % et de 93 % pour le groupe à faible rehaussement vasculaire et pour le groupe à fort rehaussement vasculaire et spécificité respectivement de 95 % et 97 %. Il est remarquable de noter que le nombre de faux positifs était de 41 dans le groupe à faible rehaussement et de 16 dans le groupe à fort rehaussement. Les auteurs concluent en soulignant qu'un fort rehaussement intracoronaire permet une amélioration de la précision et du diagnostic de sténose coronaire. D'autre part, Hong *et al.* (35) ont montré qu'il n'y avait pas de différence entre le score calcique mesuré sans injection et après injection de produit de contraste. L'avantage majeur du scanner par rapport à l'IRM est le caractère linéaire de la relation entre la concentration du produit de contraste et le coefficient d'atténuation vasculaire (36). Si une opacification plus importante du réseau coronaire est nécessaire elle passera par une augmentation de la quantité d'iode injecté.

Plus l'intensité du rehaussement intracoronaire sera importante, meilleure sera la qualité de l'image obtenue. Un fort rehaussement vasculaire doit être privilégié.

4.2. Comment adapter le bolus à des temps d'acquisition très courts ?

La diminution des temps d'acquisition, permis par les machines multidétecteurs, doit faire changer la morphologie des bolus de produit de contraste. La cinétique du rehaussement vasculaire est déterminée, en dehors des facteurs physiologiques, par le nombre de molécules d'iode injectées par unité de temps. La quantité d'iode injectée par unité de temps peut augmenter avec l'augmentation de la vitesse d'injection, du volume d'iode injecté ou avec l'augmentation de la concentration du produit de contraste. Fleishmann *et al.* (37) ont montré que le volume de produit de contraste à injecter a une importance, et que l'adaptation du bolus en fonction du temps d'examen n'est pas applicable pour les acquisitions de très courte durée. Pour conserver une opacification vasculaire de bonne qualité malgré une durée d'examen réduite, la vitesse d'injection et le volume doivent être adaptés. Des tables de correspondance ont été publiées dans la littérature : elles sont basées sur des tests de bolus standardisés (37). Pour une acquisition de 30 sec, un rehaussement vasculaire optimal sera obtenu en injectant 120 cc d'un produit à 300 mg d'iode/ml à 4 cc/s ou 90 cc d'un produit à 400 mg d'iode/ml à 3 cc/s. Pour obtenir un rehaussement équivalent au cours d'une acquisition de 10 s le bolus devra être le suivant : 90 cc d'un produit à 300 mg d'iode/ml à 6 cc/s ou 70 cc d'un produit à 400 mg d'iode/ml à 4,5 cc/s (37). Ces données sont intéressantes à deux titres : 1) L'utilisation de produits à haute concentration permettent soit de diminuer le volume ou la vitesse d'injection soit de permettre un rehaussement plus important (38), 2) la diminution du volume injecté ne se fait pas au prorata du temps d'acquisition et un volume conséquent doit être conservé pour les acquisitions très

courtes. Yamamuro *et al.* (39) ont comparé, sur des scanners des coronaires (64 coupes), deux protocoles d'injection différents pour le rehaussement de l'aorte thoracique et des coronaires. Dans le groupe 1, 30 patients étaient injectés avec 40 cc d'un produit à 350 mg d'iode par ml et le groupe 2 comportait 30 patients ayant reçu 50 cc du même produit. Les injections étaient biphasiques dans les mêmes proportions. Le poids moyen des patients était inférieur à 60 kg et la durée moyenne d'acquisition était de 10 s dans les deux groupes. Le rehaussement moyen dans l'aorte était significativement inférieur pour le groupe 1 comparative-ment au groupe 2. Tous les patients qui avaient eu un volume d'iode injecté supérieur à 0,9 ml/kg de poids corporel montrent un rehaussement vasculaire supérieur à 250 UH.

Avec les acquisitions plus courtes en durée, le bolus doit être le plus rapide possible et réalisé avec un produit à forte concentration (≥ 350 g Iol).

4.3. Y a t il un produit de contraste idéal ?

Le choix du produit de contraste sera fait en fonction de l'indication et de la fonction rénale ou des antécédents du patient. Un produit iso-osmolaire au plasma sera choisi pour les patients à la fonction rénale modérément altérée. Les produits à haute concentration sont des produits de faible osmolarité.

Les produits à forte concentration en iode sont privilégiés en dehors des précautions sus-citées. L'ensemble des produits iodé sont très visqueux et le réchauffement préalable des flacons à la température corporelle est nécessaire pour favoriser l'injection.

4.4. Faut-il pulser le produit de contraste ?

Le rinçage par du sérum physiologique du bolus de produit de contraste a plusieurs avantages : 1) il permet d'éviter les artefacts liés à un trop fort rehaussement des cavités droites ou du système cave, 2) il permet un rehaussement équivalent mais avec une quantité de produit de contraste moindre. Cademartiri *et al.* (40) ont comparé la qualité du rehaussement procuré par une injection monophasique de 140 ml d'un produit de contraste iodé à 4 cc/s, au rehaussement d'un bolus de 100 ml du même produit rincé par 40 ml de sérum physiologique à la même vitesse. Le rehaussement obtenu était identique dans l'aorte pour les deux protocoles mais l'injection de sérum physiologique permettait d'éviter les artefacts très gênants au niveau de la veine cave tout en « économisant » 40 ml de produit ce contraste.

Le bolus de produit de contraste doit être pulsé par du sérum physiologique pour diminuer les artefacts liés à la stase du produit de contraste dans la veine cave supérieure.

4.5. Comment synchroniser le bolus et l'acquisition ?

Le débat est partagé dans la littérature sur le moyen idéal de synchroniser le bolus. Numhuri *et al.* (41) sont partisans de réaliser un bolus test de 20 ml de produit de contraste puis d'adapter le bolus au patient avec une phase d'injection plus rapide au début puis plus lente ensuite. Dans une étude sur 62 patients ils ont comparé deux protocoles d'injection, un monophasique et un autre adapté au patient en fonction de la courbe de rehaussement du bolus test. Le protocole adapté au patient permettait dans leur étude un rehaussement plus homogène. Par ailleurs Cademartiri

et al. (34) ont comparé le rehaussement après un bolus déclenché, soit par la mesure en temps réel de la densité de la lumière aortique (« bolus tracking »), soit suivant un délai fixe calculé au dé-cours d'une injection de 20 ml de produit de contraste test. Les auteurs concluaient que le déclenchement par « bolus tracking » permettait un rehaussement plus homogène de l'aorte ; il est en outre beaucoup plus simple d'utilisation par les manipulateurs, et sans nécessité d'injections supplémentaires.

Le « bolus tracking » doit être privilégié pour synchroniser l'injection et l'acquisition.

4.6. Y a t il un bolus idéal ?

Le bolus idéal doit permettre un rehaussement le plus important possible de l'arbre coronaire, une opacification homogène et sans artefact des cavités droites, avec un volume de produit le plus réduit possible. Le bolus qui permet d'allier tous ces paramètres a été bien décrit par Kerl *et al.* (42), il comporte trois phases diffé-rentes : 1) une injection de 65 ml d'un produit à haute concentra-tion, 2) suivi par une injection de 40 ml d'un mélange à 50 % sérum physiologique et 50 % produit de contraste 3) puis rincé par 40 ml de sérum physiologique pur. Les débits utilisés varient entre 5 et 6 cc/s en fonction de la durée d'acquisition.

Nous proposons la réalisation d'un bolus tri-phasique si l'analyse du ventricule droit est requise, associant 80 ml d'un produit de contraste à forte concentration (≥ 350 g Iol) suivi d'une injection de 40 ml d'un mélange contraste et sérum physiologique en proportion équivalente suivi de 40 ml de sé-rum pur. Les bolus biphasiques comportant une injection de produit de contraste iodé suivi d'une injection de sérum pur peuvent être privilégiés pour leur simplicité.

4.7. Y a t il un patient idéal ?

La qualité de rehaussement est très variable entre deux examens et dépend de nombreux facteurs physiologiques ou anatomiques. Certains de ces facteurs sont prévisibles et doivent être pris en compte lors de la réalisation d'un examen. La voie d'abord vei-neuse doit être réalisée au minimum à l'aide d'un cathéter 18 G positionné au pli du coude. Le patient doit placer les bras en hau-teur mais en évitant les degrés d'abduction trop marqués pour éviter l'effet de pince dans le défilé costo-claviculaire. Enfin, les bêtabloquants en ralentissant le rythme cardiaque amélioreraient l'intensité du rehaussement mais cela n'a pas été démontré.

5. Protocole privilégiant le rehaussement tardif :

« Rule-out tissulaire »

L'injection d'un volume de produit de contraste important, entre 120 ml et 140 ml, est nécessaire lorsque l'on envisage la recherche du rehaussement tardif myocardique par scanner (42-46). Dans ces études, la concentration du produit de contraste varie entre 300 et 400 mg d'iode par ml, ce qui correspond à une quantité totale d'io-de entre 44 g et 56 g par patient. Si ce calcul est rapporté à un pa-tient de 80 kg la dose d'iode à injecter varie entre 0,44 et 0,77 mg d'iode par kg de poids corporel. Le scanner a l'avantage sur l'IRM de permettre une relation linéaire proportionnelle entre la concen-tration du produit de contraste dans le tissu et le coefficient d'ab-sorption du tissu (47). Une augmentation de la dose d'iode injectée entraîne donc une augmentation de la résolution en contraste, du

rapport signal-sur-bruit (SNR) et du rapport contraste-sur-bruit (CNR). Plusieurs investigateurs utilisent des doses deux fois plus importantes dans les études animales comparativement aux doses utilisées en clinique : Lardo *et al.* (48) utilisent une dose de 1,5 mg I/kg ; Mahnken *et al.* ont utilisé une dose de 1 mg I/kg pour analyser le rehaussement tardif en scanner. On ne retrouve pas dans la littérature de recommandation sur la quantité d'iode à injecter, néanmoins une dose d'iode entre 0,6-0,7 mg par kg de poids corporel permettrait de bons résultats. Brodoefel *et al.* (49) ont comparé deux protocoles d'injection différents, avec la même dose d'iode pour l'analyse du rehaussement tardif myocardique : un bolus seul et un protocole biphasique (bolus suivi d'une infusion lente (0,1 ml/s)). Les résultats montrent une augmentation du SNR et du CNR chez les animaux qui ont bénéficié du second protocole. Le délai entre l'injection et l'acquisition des images est variable dans la littérature entre 5 et 15 minutes (44). Il peut même atteindre 24 ± 11 minutes si l'iode est injecté directement dans la coronaire après la revascularisation d'un infarctus aigu (50). Brodoefel *et al.* (32) ont réalisé, sur un modèle d'infarctus animal, des acquisitions 3, 5, 10 et 15 minutes après injection produit de contraste iodé et les résultats étaient comparés à l'IRM. La meilleure qualité d'image était obtenue entre 5 et 15 minutes après injection, grâce à un meilleur contraste tissulaire. Lardo *et al.* (48) ont analysé la cinétique du rehaussement d'un produit de contraste sur un modèle animal d'infarctus. Les investigateurs ont montré que l'infarctus présente un pic de rehaussement 5 minutes après l'injection, ensuite le rehaussement diminue, mettant en évidence l'élimination progressive du produit par le rein. Ces données ont été confirmées in vivo par Gerber *et al.* (46) qui ont montré que le territoire infarcté atteint un pic de rehaussement entre 2 et 6 minutes après le début de l'injection puis décroît par la suite.

Pour réaliser une acquisition tardive, la dose totale d'iode doit se situer entre 0,6 et 0,7 g par kg de poids, ce qui correspond, pour une personne de poids moyen, à un volume compris entre 120 et 140 ml d'un produit à forte concentration.

6. Perspectives

Un certain nombre de publications décrivent des produits de contraste iodé spécifiques du secteur vasculaire (50). Le développement de ces produits sur le marché est sujet à caution parce que d'une part, les produits actuels sont très efficaces en terme de contraste et simples en terme d'utilisation, et que d'autre part l'intérêt de ces produits est limité en terme de marché. Le scanner des coronaires est un excellent examen pour éliminer la maladie coronaire. Plusieurs améliorations technologiques sont nécessaires : 1) amélioration de la visualisation de la lumière des coronaires en présence d'un stent ou de calcifications. L'augmentation de la concentration en iode pourrait permettre une réduction des artéfacts dus à ces structures très denses 2) La diminution de l'irradiation qui pose un problème notamment au niveau de la glande mammaire est nécessaire, les premiers résultats avec des nouvelles technologies sont prometteurs dans ce domaine.

tenir les images. L'irradiation utile correspond à une fenêtre temporelle du cycle cardiaque, (par exemple la télédiastole). Cette fenêtre temporelle est déterminée par la vitesse de rotation du statif : elle correspond en général au temps d'une demi-rotation, dans le cas d'une reconstruction monophasique. Elle peut être plus courte encore en cas de reconstruction multiphasique. En moyenne, seuls 15 à 20 % de l'irradiation seront donc utiles à l'image d'une phase du cycle cardiaque.

C'est pourquoi, les niveaux d'irradiation sont si élevés. Ainsi, un scanner du cœur peut atteindre des doses d'irradiation de 100 mGy, voire au-delà, avec un PDL qui peut atteindre et dépasser 2 000 mGy*cm, si l'ensemble du thorax est acquis en utilisant la synchronisation cardiaque (par exemple en cas de contrôle de pontage ou en cas d'évaluation de l'aorte ascendante en même temps que les coronaires). Il s'agit donc d'un examen particulièrement irradiant, et il est donc indispensable d'optimiser la dose délivrée en scanner cardiaque.

Les outils d'optimisation varient selon les constructeurs et les machines. L'outil de modulation de dose en fonction de l'ECG est extrêmement efficace car il permet d'économiser jusqu'à 50 % de la dose délivrée, sans aucune perte de qualité d'image. Le principe du modulateur de dose en fonction de l'ECG est simple : la dose est réduite (jusqu'à 80 %) pendant la phase systolique au cours de laquelle le cœur est mobile. L'acquisition est réalisée en revanche à pleine dose en phase diastolique. Ainsi la réduction de dose est appliquée sur des phases « inutiles » pour l'interprétation et il n'y a donc aucune perte sur les phases « utiles ».

La modulation ECG a cependant un inconvénient majeur : elle ne fonctionne pas correctement en cas d'arythmie. D'autre part, les phases systoliques peuvent permettre parfois une meilleure analyse des coronaires que les phases diastoliques.

Par conséquent, l'usage de la modulation ECG ne peut pas être systématique. Son usage est conseillé pour les rythmes cardiaques lents et réguliers (< 65 battements par minute) et déconseillé en cas d'arythmie.

Un point important est à souligner, l'efficacité de la modulation ECG varie avec le rythme cardiaque : plus le rythme est lent, plus la modulation ECG est efficace, car les phases diastoliques sont plus longues. Par conséquent, l'usage des bêtabloquants favorise la réduction de la dose, (si la modulation ECG est activée bien entendu).

L'autre moyen efficace de réduire la dose est l'adaptation des mAs et kV en fonction de la morphologie du patient : 1) possibilité du 100 kV chez les patients minces voire du 80 kV chez les patients très minces (enfants + + +) ; 2) diminution des mAs selon le poids du patient.

L'adaptation morphologique et l'ECG-modulation se cumulent et permettent le cas échéant des diminutions de dose jusqu'à 90 % par rapport à un protocole standard du constructeur.

De façon constante, il faudra ajuster la longueur de l'examen de façon stricte à la zone nécessaire et suffisante pour ne pas augmenter inutilement la valeur du PDL.

2. Dosimétrie idéale

La modulation de dose en fonction de l'ECG doit être systématiquement envisagée en routine, et les kV et mAs adaptés au poids. Le PDL moyen, pour un scanner coronaire, doit se situer en dessous de 1 000 mGy*cm (soit environ 15 mSv). Quelques patients arythmiques peuvent justifier une dosimétrie plus importante, surtout s'ils sont âgés. À l'opposé, l'indication d'un

Dosimétrie

1. Rationnel

L'irradiation associée au scanner cardiaque est nécessairement élevée, mais seule une partie de l'irradiation est utilisée pour ob-

scanner cardiaque chez des patients à risque (femme jeune et enfant) doit être réfléchi. Le scanner cardiaque chez les enfants doit être réalisé à bas kilovoltage, par des équipes habituées aux jeunes patients et aux pathologies congénitales. La dose minimale doit être recherchée, sans compromis sur la qualité diagnostique des images.

3. Information de dose

Le PDL total du thorax doit être inscrit systématiquement sur le compte-rendu.

Reconstructions et post-traitement

1. Rétro-reconstruction des images

1.1. Le « Field of view: Fov »

Il doit être centré sur la masse cardiaque.

1.2. L'épaisseur des coupes reconstruites

On travaille à partir des coupes de 0,5 à 0,8 mm selon la machine utilisée, les plus fines possibles en pratique pour optimiser la résolution spatiale.

1.3. Filtre de reconstruction

On choisit un filtre standard en l'absence de stents ou calcifications et un filtre haute résolution (moyen dur) en cas de stent ou calcification.

1.4. Visualisation des images

Il est toujours possible d'adapter la fenêtre de visualisation des images pour distinguer lumière, paroi et calcifications.

1.5. Choix des phases de reconstruction

Un nombre plus ou moins important de phases sera reconstruit selon la fréquence cardiaque pendant l'acquisition. Pour un rythme cardiaque rapide (> 65/mn), il n'est pas rare de devoir recourir à 3 ou 4 phases diastoliques et systoliques pour analyser l'ensemble des segments coronaires. Pour les rythmes plus lents (< 60/mn), on peut se contenter des phases diastoliques 70 à 80 %, le diagnostic d'une sténose devant souvent être confirmé sur 1 ou 2 phases rapprochées.

2. Post-traitement des images

2.1. Diagnostic d'une sténose

L'analyse d'une plaque détectée sur un scanner cardiaque demande une très grande rigueur, à savoir :

- Rechercher un artefact de mouvement ou surtout de rythme. Une extrasystole peut donner un aspect de lésion coronaire. Il est conseillé pour tout segment anormal repéré de vérifier l'ECG à ce moment de l'acquisition si l'algorithme le permet.
- Vérifier que l'anomalie repérée est bien présente au même endroit sur plusieurs phases et qu'il ne s'agit pas d'une image générée par un décalage temporel sur une phase mal figée.
- En cas de calcification, il est important de travailler sur des coupes perpendiculaires au grand axe de la lumière artérielle au niveau de la lésion, qui permettront de différencier la partie calcifiée de la lumière artérielle, si cela est possible.

2.2. Quantification des lésions

Aucun logiciel de quantification n'est aujourd'hui validé. L'estimation est visuelle et doit être réalisée sur des reconstructions curvilignes ou en mode « ruban » en tournant autour de l'axe central de la lumière artérielle dans le premier temps. Le diamètre ou la surface de la lumière minimale obtenus sur une coupe perpendiculaire au long axe et rapportés aux mêmes mesures sur la section dite « de référence » supposée non sténosée, peuvent conforter l'impression visuelle.

L'utilisation des reconstructions MPVR doit être réalisée après étude des coupes en « cross section » et avec précaution pour l'étude des ostias et des bifurcations où les lésions peuvent être masquées par la sommation des pixels. De la même façon, le mode MIP doit être réservé à l'étude des lésions non calcifiées. Une quantification en 4 stades est appropriée : < 50, 50-70, > 70 ou occlusion.

On connaît bien la problématique de l'angiographie coronaire quantitative qui n'a en fait que peu d'application réelle dans la vie quotidienne d'une salle de cathétérisme, le problème essentiel résidant dans le choix d'une mesure de référence. En Scanner multicoupe, les choses pourraient paraître plus simples puisque la taille de n'importe quel pixel dans le volume est connue. Restent les limites techniques des machines dont les plus précises ont une résolution spatiale de 0,4 mm pour mesurer une sténose de 0,5 à 1,5 mm de diamètre, soit une erreur potentielle de 100 à 30 % pour un écart de 1 pixel dans le contourage de la lésion. Il paraît donc difficile de parler aujourd'hui de quantification des lésions coronaires pour les artères de moins de 1,5 mm de diamètre (équivalent 3 pixels) et l'utilisation pratique en paraît limitée par les possibilités techniques des machines et par les logiciels.

Il ne faut pas oublier que ce n'est pas la quantification angiographique qui pose l'indication thérapeutique : **la découverte d'une lésion suspecte sur un scanner coronaire doit mener à pratiquer un bilan du retentissement ischémique fonctionnel.**

2.3. Fonction VG

La reconstruction de phases systoliques et diastoliques, à la discrétion de l'opérateur, permet d'étudier les cavités ventriculaires droites et gauches aux différents temps du cycle cardiaque. Les algorithmes de post-traitement parviennent de façon relativement fiable à délimiter l'endocarde et l'épicarde ventriculaire gauche et, si l'injection de contraste a été faite de façon adaptée, l'endocarde ventriculaire droit.

À condition de bien choisir la phase systolique et la phase diastolique il est ainsi possible de calculer un volume systolique et un volume diastolique et donc une fraction d'éjection. Le calcul des volumes peut se faire, comme en angiographie ou en échographie cardiaque, de deux façons : soit par la méthode dite de surface-longueur, soit par la méthode de Simpson qui consiste à découper la cavité cardiaque en tranches axiales d'épaisseur connue, de calculer pour chaque tranche son volume et d'en faire la somme pour avoir le volume total de la cavité. C'est cette dernière méthode qui est le plus souvent implémentée dans les algorithmes actuels.

Plusieurs études ont comparé les mesures faites en scanner cardiaque, en angiographie ou en IRM (51). Il a été trouvé une bonne concordance entre ces différentes techniques avec une tendance à la sous-évaluation de la FE en scanner. Il faut bien garder à l'esprit que l'IRM reste la méthode de référence quand

on parle de volumes ventriculaires ou de fonction contractile. De même que l'échographie cardiaque ou la scintigraphie, le scanner cardiaque a la même limite technique, à savoir une résolution temporelle insuffisante pour geler correctement l'image systolique (une systole physiologique dure 30 à 50 ms). Se rajoute le problème du choix des phases systoliques et diastoliques, quand on sait que les machines ne peuvent pas reconstruire un nombre infini de phases. À partir d'une reconstruction systématique tous les 5 %, Lessik *et al.* ont publié en 2005 une étude visant à déterminer quelles étaient les phases systoliques et diastoliques sur une cohorte de 10 patients (52). Les phases 95, 0, 5 et 10 % étaient retrouvées comme correspondant à la phase diastolique et les phases 40, 45 ou 50 % comme correspondant à la phase systolique. Dans notre pratique quotidienne nous avons retenu la phase 0 % pour la diastole et la phase 35 % pour la systole.

En ce qui concerne la contraction cinétique segmentaire, la corrélation avec une évaluation de référence échographique a été trouvée excellente pour les segments de contraction cinétique normale ou les segments akinétiques. Les segments de motilité intermédiaire sont plus difficiles à caractériser (52, 53).

3. Gestion des images

Elle passe par différentes étapes successives :

- 1) Montrer les coronaires principales.
- 2) Montrer les incidences standard pour le muscle.
- 3) Compléter par des images centrées sur les lésions éventuelles. Le 3D VRT est utile pour les pontages ou les anomalies congénitales.
- 4) Archiver les images en multiphase sur CD ou DVD, pour conserver les données fonctionnelles.

Références

1. Vanhoenacker PK, Heijenbrok-Kal MH, Van Heste R, Decramer I, Van Hoe LR, Wijns W et al. Diagnostic performance of multidetector CT angiography for assessment of coronary artery disease: meta-analysis. *Radiology* 2007;244:419-28.
2. Budoff MJ, Achenbach S, Blumenthal RS, Carr JJ, Goldin JG, Greenland P et al. Assessment of coronary artery disease by cardiac computed tomography: a scientific statement from the American Heart Association Committee on Cardiovascular Imaging and Intervention, Council on Cardiovascular Radiology and Intervention, and Committee on Cardiac Imaging, Council on Clinical Cardiology. *Circulation* 2006;114:1761-91.
3. Kerl JM, Hofmann LK, Thilo C, Vogl TJ, Costello P, Schoepf UJ. Coronary CTA: image acquisition and interpretation. *J Thorac Imaging* 2007;22:22-34.
4. Ferencik M, Nomura CH, Maurovich-Horvat P, Hoffmann U, Pena AJ, Cury RC et al. Quantitative parameters of image quality in 64-slice computed tomography angiography of the coronary arteries. *Eur J Radiol* 2006;57:373-9.
5. Leschka S, Wildermuth S, Boehm T, Desbiolles L, Husmann L, Plass A et al. Noninvasive coronary angiography with 64-section CT: effect of average heart rate and heart rate variability on image quality. *Radiology* 2006;241:378-85.
6. Leschka S, Scheffel H, Desbiolles L, Plass A, Gaemperli O, Valenta I et al. Image quality and reconstruction intervals of dual-source CT coronary angiography: recommendations for ECG-pulsing windowing. *Invest Radiol* 2007;42:543-9.
7. Stolzmann P, Scheffel H, Schertler T, Frauenfelder T, Leschka S, Husmann L et al. Radiation dose estimates in dual-source computed tomography coronary angiography. *Eur Radiol* 2008;18: 592-9.
8. Boll DT, Hoffmann MH, Huber N, Bossert AS, Aschoff AJ, Fleiter TR. Spectral coronary multidetector computed tomography angiography: dual benefit by facilitating plaque characterization and enhancing lumen depiction. *J Comput Assist Tomogr* 2006;30: 804-11.
9. Higgins CB, Sovak M, Schmidt W, Siemers PT. Uptake of contrast materials by experimental acute myocardial infarctions: a preliminary report. *Invest Radiol* 1978;13:337-9.
10. Siemers PT, Higgins CB, Schmidt W, Ashburn W, Hagan P. Detection, quantitation and contrast enhancement of myocardial infarction utilizing computerized axial tomography: comparison with histochemical staining and ^{99m}Tc-pyrophosphate imaging. *Invest Radiol* 1978;13:103-9.
11. Gerber BL, Belge B, Legros GJ, Lim P, Poncelet A, Pasquet A et al. Characterization of acute and chronic myocardial infarcts by multidetector computed tomography: comparison with contrast-enhanced magnetic resonance. *Circulation* 2006;113:823-33.
12. Lardo AC, Cordeiro MA, Silva C, Amado LC, George RT, Sallaris AP et al. Contrast-enhanced multidetector computed tomography viability imaging after myocardial infarction: characterization of myocyte death, microvascular obstruction, and chronic scar. *Circulation* 2006;113:394-404.
13. Arheden H, Saeed M, Higgins CB, Gao DW, Bremerich J, Wyttenbach R et al. Measurement of the distribution volume of gadopentetate dimeglumine at echo-planar MR imaging to quantify myocardial infarction: comparison with ^{99m}Tc-DTPA autoradiography in rats. *Radiology* 1999;211:698-708.
14. Arheden H, Saeed M, Higgins CB, Gao DW, Ursell PC, Bremerich J et al. Reperfused rat myocardium subjected to various durations of ischemia: estimation of the distribution volume of contrast material with echo-planar MR imaging. *Radiology* 2000;215: 520-8.
15. Judd RM, Lugo-Olivieri CH, Arai M, Kondo T, Croisille P, Lima JA et al. Physiological basis of myocardial contrast enhancement in fast magnetic resonance images of 2-day-old reperfused canine infarcts. *Circulation* 1995;92:1902-10.
16. Habis M, Capderou A, Ghostine S, Daoud B, Caussin C, Riou JY et al. Acute myocardial infarction early viability assessment by 64-slice computed tomography immediately after coronary angiography: comparison with low-dose dobutamine echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 2007;49:1178-85.
17. Koyama Y, Matsuoka H, Mochizuki T, Higashino H, Kawakami H, Nakata S et al. Assessment of reperfused acute myocardial infarction with two-phase contrast-enhanced helical CT: prediction of left ventricular function and wall thickness. *Radiology* 2005;235:804-11.
18. Mahnken AH, Koos R, Katoh M, Wildberger JE, Spuentrup E, Buecker A et al. Assessment of myocardial viability in reperfused acute myocardial infarction using 16-slice computed tomography in comparison to magnetic resonance imaging. *J Am Coll Cardiol* 2005;45:2042-7.
19. Paul JF, Wartski M, Caussin C, Sigal-Cinqualbre A, Lancelin B, Angel C et al. Late defect on delayed contrast-enhanced multi-detector row CT scans in the prediction of SPECT infarct size after reperfused acute myocardial infarction: initial experience. *Radiology* 2005;236:485-9.
20. Mahnken AH, Bruners P, Muhlenbruch G, Emmerich M, Hohl C, Gunther RW et al. Low tube voltage improves computed

- tomography imaging of delayed myocardial contrast enhancement in an experimental acute myocardial infarction model. *Invest Radiol* 2007;42:123-9.
21. Brodoefel H, Klumpp B, Reimann A, Ohmer M, Fenchel M, Schroeder S et al. Late myocardial enhancement assessed by 64-MSCT in reperfused porcine myocardial infarction: diagnostic accuracy of low-dose CT protocols in comparison with magnetic resonance imaging. *Eur Radiol* 2007;17:475-83.
 22. Mahnken AH, Bruners P, Katoh M, Wildberger JE, Gunther RW, Buecker A. Dynamic multi-section CT imaging in acute myocardial infarction: preliminary animal experience. *Eur Radiol* 2006; 16:746-52.
 23. Buecker A, Katoh M, Krombach GA, Spuentrup E, Bruners P, Gunther RW et al. A feasibility study of contrast enhancement of acute myocardial infarction in multislice computed tomography: comparison with magnetic resonance imaging and gross morphology in pigs. *Invest Radiol* 2005;40:700-4.
 24. Baks T, Cademartiri F, Moelker AD, Weustink AC, van Geuns RJ, Mollet NR et al. Multislice computed tomography and magnetic resonance imaging for the assessment of reperfused acute myocardial infarction. *J Am Coll Cardiol* 2006;48:144-52.
 25. Dambrin G, Laissy JP, Serfaty JM, Caussin C, Lancelin B, Paul JF. Diagnostic value of ECG-gated multidetector computed tomography in the early phase of suspected acute myocarditis. A preliminary comparative study with cardiac MRI. *Eur Radiol* 2007; 17:331-8.
 26. Jaschke W, Gould RG, Assimakopoulos PA, Lipton MJ. Flow measurements with a high-speed computed tomography scanner. *Med Phys* 1987;14:238-43.
 27. Gould RG, Lipton MJ, McNamara MT, Sievers RE, Koshold S, Higgins CB. Measurement of regional myocardial blood flow in dogs by ultrafast CT. *Invest Radiol* 1988;23:348-53.
 28. George RT, Silva C, Cordeiro MA, DiPaula A, Thompson DR, McCarthy WF et al. Multidetector computed tomography myocardial perfusion imaging during adenosine stress. *J Am Coll Cardiol* 2006;48:153-60.
 29. Hittmair K, Fleischmann D. Accuracy of predicting and controlling time-dependent aortic enhancement from a test bolus injection. *J Comput Assist Tomogr* 2001;25:287-94.
 30. Sheiman RG, Raptopoulos V, Caruso P, Vrachliotis T, Pearlman J. Comparison of tailored and empiric scan delays for CT angiography of the abdomen. *AJR Am J Roentgenol* 1996;167: 725-9.
 31. Baks T, Cademartiri F, Moelker AD, Weustink AC, van Geuns RJ, Mollet NR et al. Multislice computed tomography and magnetic resonance imaging for the assessment of reperfused acute myocardial infarction. *J Am Coll Cardiol* 2006;48:144-52.
 32. Brodoefel H, Klumpp B, Reimann A, Ohmer M, Fenchel M, Schroeder S et al. Late myocardial enhancement assessed by 64-MSCT in reperfused porcine myocardial infarction: diagnostic accuracy of low-dose CT protocols in comparison with magnetic resonance imaging. *Eur Radiol* 2007;17:475-83.
 33. Mahnken AH, Bruners P, Kinzel S, Katoh M, Muhlenbruch G, Gunther RW et al. Late-phase MSCT in the different stages of myocardial infarction: animal experiments. *Eur Radiol* 2007;17: 2310-7.
 34. Cademartiri F, Mollet NR, Lemos PA, Saia F, Midiri M, de Feyter PJ et al. Higher intracoronary attenuation improves diagnostic accuracy in MDCT coronary angiography. *AJR Am J Roentgenol* 2006; 187:W430-3.
 35. Hong C, Becker CR, Schoepf UJ, Ohnesorge B, Bruening R, Reiser MF. Coronary artery calcium: absolute quantification in nonenhanced and contrast-enhanced multi-detector row CT studies. *Radiology* 2002;223:474-80.
 36. Jaschke W, Gould RG, Assimakopoulos PA, Lipton MJ. Flow measurements with a high-speed computed tomography scanner. *Med Phys* 1987;14:238-43.
 37. Fleischmann D. Use of high concentration contrast media: principles and rationale-vascular district. *Eur J Radiol* 2003;45 Suppl 1: S88-93.
 38. Rist C, Nikolaou K, Kirchin MA, van Gessel R, Bae KT, von Ziegler F et al. Contrast bolus optimization for cardiac 16-slice computed tomography: comparison of contrast medium formulations containing 300 and 400 milligrams of iodine per milliliter. *Invest Radiol* 2006;41:460-7.
 39. Yamamuro M, Tadamura E, Kanao S, Wu YW, Tambara K, Komeda M et al. Coronary angiography by 64-detector row computed tomography using low dose of contrast material with saline chaser: influence of total injection volume on vessel attenuation. *J Comput Assist Tomogr* 2007;31:272-80.
 40. Cademartiri F, Luccichenti G, Marano R, Gualerzi M, Brambilla L, Coruzzi P. Comparison of monophasic vs biphasic administration of contrast material in non-invasive coronary angiography using a 16-row multislice Computed Tomography. *Radiol Med (Torino)* 2004;107:489-96.
 41. Numburi UD, Chatzimavroudis GP, Stillman AE, Lieber ML, Uber AE, 3rd, Kalafut JF et al. Patient-specific contrast injection protocols for cardiovascular multidetector row computed tomography. *J Comput Assist Tomogr* 2007;31:281-9.
 42. Kerl JM, Hofmann LK, Thilo C, Vogl TJ, Costello P, Schoepf UJ. Coronary CTA: image acquisition and interpretation. *J Thorac Imaging* 2007;22:22-34.
 43. Koyama Y, Matsuoka H, Mochizuki T, Higashino H, Kawakami H, Nakata S et al. Assessment of reperfused acute myocardial infarction with two-phase contrast-enhanced helical CT: prediction of left ventricular function and wall thickness. *Radiology* 2005;235: 804-11.
 44. Mahnken AH, Koos R, Katoh M, Wildberger JE, Spuentrup E, Buecker A et al. Assessment of myocardial viability in reperfused acute myocardial infarction using 16-slice computed tomography in comparison to magnetic resonance imaging. *J Am Coll Cardiol* 2005;45:2042-7.
 45. Paul JF, Wartski M, Caussin C, Sigal-Cinqualbre A, Lancelin B, Angel C et al. Late defect on delayed contrast-enhanced multi-detector row CT scans in the prediction of SPECT infarct size after reperfused acute myocardial infarction: initial experience. *Radiology* 2005;236:485-9.
 46. Gerber BL, Belge B, Legros GJ, Lim P, Poncet A, Pasquet A et al. Characterization of acute and chronic myocardial infarcts by multidetector computed tomography: comparison with contrast-enhanced magnetic resonance. *Circulation* 2006;113: 823-33.
 47. Simon GH, Fu Y, Berejnoi K, Fournier LS, Lucidi V, Yeh B et al. Initial computed tomography imaging experience using a new macromolecular iodinated contrast medium in experimental breast cancer. *Invest Radiol* 2005;40:614-20.
 48. Lardo AC, Cordeiro MA, Silva C, Amado LC, George RT, Saliaris AP et al. Contrast-enhanced multidetector computed tomography viability imaging after myocardial infarction: characterization of myocyte death, microvascular obstruction, and chronic scar. *Circulation* 2006;113:394-404.
 49. Brodoefel H, Reimann A, Klumpp B, Fenchel M, Ohmer M, Miller S et al. Assessment of myocardial viability in a reperfused porcine model: evaluation of different MSCT contrast protocols in acute and subacute infarct stages in comparison with MRI. *J Comput Assist Tomogr* 2007;31:290-8.
 50. Habis M, Capderou A, Ghostine S, Daoud B, Caussin C, Riou JY et al. Acute myocardial infarction early viability assessment by 64-slice computed tomography immediately after coronary

- angiography: comparison with low-dose dobutamine echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 2007;49:1178-85.
51. Van Der Vleuten PA, Willems TP, Gotte MY et al. Quantification of global left ventricular function: comparison of multidetector computed tomography and magnetic resonance imaging: a meta-analysis and review of the current literature. *Acta Radiol* 2006;47: 1049-57.
 52. Lessick J, Mutlack D, Rispler S et al. Comparison of multidetector computed tomography versus echocardiography for assessing regional left ventricular function. *Am J Cardiol* 2005;96:1011-5.
 53. Dirksen MS, Bax JJ, de Roos A et al. Usefulness of dynamic multislice computed tomography of left ventricular function in unstable angina pectoris and comparison with echocardiography. *Am J Cardiol* 2002;90:1157.