

Conscientes de l'importance croissante des techniques d'imagerie cardiaque en coupes en pathologie cardiovasculaire, la Société Française de Cardiologie et la Société Française de Radiologie se sont rapprochées dès 2004 pour réfléchir ensemble sur les différentes modalités communes d'action à entreprendre dans ce domaine.

Parmi les différents objectifs que s'était fixé le groupe d'interface des 2 sociétés scientifiques figurait la rédaction d'un document sur les indications cliniques du scanner et de l'IRM en pathologie cardiovasculaire. Grâce à la contribution des nombreux collègues cardiologues et radiologues particulièrement experts dans le domaine, ce document a été finalisé en 2009 et publié simultanément dans le « Journal de Radiologie » et dans « Archives of Cardiovascular Diseases ». Il est maintenant disponible sur le site web de la SFC.

Il ne s'agit pas de recommandations au sens propre mais plutôt d'un guide de bonnes pratiques dont le contenu repose sur les données techniques et scientifiques actuelles qui sont naturellement amenées à évoluer dans les années qui viennent. Néanmoins, ce document qui reflète l'état de l'art actuel en imagerie de coupes a pour ambition d'être un guide utile à tous les praticiens qui éprouveront le besoin de s'y référer.

Pascal Gueret.
21 Mai 2010

Archives of Cardiovascular Diseases Supplements

Guide de bonnes pratiques
et recommandations en imagerie
cardiaque en coupes

Archives
of Cardiovascular
Diseases
Supplements
Volume 1 / N° 1 (2009)



ELSEVIER
MASSON



*Syndicat National de la Presse Médicale
et des professions de santé*

Amsterdam • Boston • London • New York • Oxford • Paris
• Philadelphia • San Diego • St Louis

Archives of Cardiovascular Diseases Supplements



Official journal of the French Society of Cardiology

Editor-in-Chief
Ariel A. Cohen

Deputy editors
Yves Cottin
Yves Juillière

Editorial board
Philippe Acar
Hélène Eltchaninoff
Jean Ferrières
Jérôme Garot
Stéphane Hatem
Bernard Jung
Pierre Lantelme
Christophe Leclercq
Philippe Ménasché

Statistical consultant
Emanuele Di Angelantonio

How to contact the journal

Ariel A. Cohen
Service de cardiologie
Hôpital Saint-Antoine (pavillon Lemierre)
184, rue du Faubourg-Saint-Antoine, 75571 Paris cedex 12
Tel.: 33 (0)1 49282886
Fax.: 33 (0)1 49282884
E-mail: clarisse.barille@sat.aphp.fr or ariel.cohen@sat.aphp.fr

Scientific committee

E. Aliot (France), P. Amouyel (France), M. Böehm (Germany), P. Bonhoeffer (United Kingdom), D. Bonnet (France), E. Bruckert (France), T. Carrel (Switzerland), M. Cohen (United States), A. Cribier (France), N. Danchin (France), J.-C. Daubert (France), J. Davignon (Canada), G. Derumeaux (France), E. Eeckhout (Switzerland), F. Follath (Switzerland), B. Gerber (Belgium), P. Guéret (France), G. Habib (France), A. Hagege (France), M. Komadja (France), B. Kreitmann (France), R. Lang (United States), S. Laurent (France), H. le Marec (France), J. Lima (United States), N. Ludwig (United Kingdom), Z. Mallat (France), G. Marx (United States), J.-L. Monin (France), E. Mousseaux (France), P. Nataf (France), P. Nihoyannopoulos (United Kingdom), G. Parati (Italy), L. Perrault (Canada), L. Pierard (Belgium), B. Prendergast (United Kingdom), S. Priori (Italy), D. Revel (France), V. Roger (United States), R. Rosenhek (Austria), M. Safar (France), M. Sarano (United States), E.J. Schaefer (United States), M. Scherrer Crosbie (United States), J. Schwitler (Switzerland), P. Serruys (Netherlands), M. Simoons (Netherlands), P.G. Steg (France), G. Tomaselli (United States), P. Tornos (Spain), C. Tribouilloy (France), A. Vahanian

Archives of Cardiovascular Diseases (ISSN 1878-6480) 2009 (volume 1)

Address order and payment to Elsevier Masson SAS, Service Abonnements, 62, rue Camille-Desmoulins, 92442 Issy-les-Moulineaux cedex: payment by check or credit card (CB, EuroCard, MasterCard or Visa: indicate no, and expiration date); CCP Paris no 30041 00001 1904540 H 020/70.

Subscriptions begin 4 weeks after receipt of payment and start with the first issue of the calendar year. Back issues and volumes are available from the publisher. Claims for missing issues should be made within 6 months of publication. Includes air delivery.

Journal manager – Brad Stucky. Tel.: (33) 01 71 16 54 42. Fax: (33) 01 71 16 51 84. E-mail: b.stucky@elsevier.com.

Commercial manager – Advertising – Frédérique Baudoin. Tel.: (33) 01 71 16 51 03. Fax: (33) 01 71 16 51 84. E-mail: f.baudoin@elsevier.com. Website: www.compharma.fr

Subscriptions – Tel.: (33) 01 71 16 55 55. Fax: (33) 01 71 16 55 88. E-mail: infos@elsevier-masson.fr

Publisher – Emmanuel Leclerc. E-mail: e.leclerc@elsevier.com

General manager and publishing director / Directeur de la Publication – Daniel Rodriguez

Author enquiries

The contents of each issue as well as the abstracts of the articles published in *Archives of Cardiovascular Diseases* are available on the website of Elsevier: em-consulte.com

© 2009 Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

Édité par Elsevier Masson SAS, Société par actions simplifiée au capital de 675 376 € RCS Nanterre B 542 037 031

Siège social : 62, rue Camille-Desmoulins, 92442 Issy-les-Moulineaux cedex

Actionnaire : Elsevier Holding France

This journal and the individual contributions contained in it are protected under copyright by Elsevier Masson SAS, and the following terms and conditions apply to their use:

Photocopying

Single photocopies of single articles may be made for personal use as allowed by national copyright laws. Permission of the Publisher and payment of a fee is required for all other photocopying, including multiple or systematic copying, copying for advertising or promotional purposes, resale, and all forms of document delivery. Special rates are available for educational institutions that wish to make photocopies for non-profit educational classroom use.

Individuals may obtain the necessary permission and pay the corresponding royalties at the Centre français d'exploitation du droit de la copie (20, rue des Grands-Augustins, 75006 Paris, France).

Derivative works

Subscribers may reproduce tables of contents or prepare lists of articles including abstracts for internal circulation within their institutions. Permission of the Publisher is required for resale or distribution outside the institution. Permission of the Publisher is required for all other derivative works, including compilations and translations.

Electronic storage or usage


Permission of the Publisher is required to store or use electronically any material contained in this journal, including any article or part of an article. Except as outlined above, no part of this publication may be reproduced, stored in a retrieval system or transmitted in any form or by any means, electronic, mechanical, photocopying, recording or otherwise, without prior written permission of the Publisher. Address permissions requests to the publisher.

Notice

No responsibility is assumed by the Publisher for any injury and/or damage to persons or property as a matter of products liability, negligence or otherwise, or from any use or operation of any methods, products, instructions or ideas contained in the material herein. Because of rapid advances in the medical sciences, in particular, independent verification of diagnoses and drug dosages should be made.

Although all advertising material is expected to conform to ethical (medical) standards, inclusion in this publication does not constitute a guarantee or endorsement of the quality or value of such product or of the claims made of it by its manufacturer.



Disponible en ligne sur
 ScienceDirect
www.sciencedirect.com

Elsevier Masson France

www.em-consulte.com



SOMMAIRE

Cité dans : EMBASE/Excerpta Medica ; Scopus

Guide de bonnes pratiques et recommandations en imagerie cardiaque en coupes*

Avant-propos

P Gueret, F Joffre 1

Liste des auteurs 3

Liste des abréviations 5

Recommandations

Prise en charge coordonnée par les radiologues et les cardiologues en pathologie cardiovasculaire
des patients devant bénéficier d'un scanner ou d'une IRM : Recommandations SFC - SFR

Le Groupe d'interface SFR-SFC 7

Conditions techniques d'utilisation de la tomodensitométrie à rayons X
en pathologie cardiaque

J-L Dehaene, H Rousseau, V Chabbert 9

Les indications actuelles du scanner cardiaque

J-M Pernès, M Sirol, V Chabbert, L Christiaens, D Alison, M Hamon, C Caussin 13

Les conditions techniques d'utilisation de l'IRM cardiaque

O Vignaux, J-F Deux, Y Chabrilat, S Willoteaux, P-Y Marie, F Laurent, J Garot 23

Les indications cliniques appropriées de l'IRM en pathologie cardiovasculaire

A Furber, G Helft, S Chassaing, D Revel, D Crochet 34

Évolution technologique en tomodensitométrie cardiaque


H Vernhet Kovacsik, A Jacquier, J-Y Gaubert, JF Paul, P Dupouy, P Cluzel, M Hamon 51

Recommandations pour la formation en imagerie en coupes du cœur

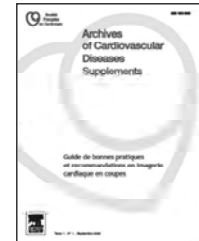
P Gueret, L Boyer, J-N Dacher, M Gilard, P Douek, F Joffre 62

* L'intégralité de ces textes est parue dans le Journal de Radiologie
J Radiol 2009;90:1111 — © 2009. Éditions Françaises de Radiologie — Édité par Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés



Disponible en ligne sur
 ScienceDirect
www.sciencedirect.com

Elsevier Masson France
 EM|consulte
www.em-consulte.com



CONTENTS

Indexed in: EMBASE/Excerpta Medica; Scopus

Cardiovascular imaging: State of the art/education program

Foreword

P Gueret, F Joffre 1

List of authors 3

List of abbreviations 5

Recommendations

Appropriateness criteria for the use of cardiac CT and MRI:

Recommendations of the French Society of Cardiology and French Society of Radiology

Le Groupe d'interface SFR-SFC 7

Cardiac CT: Technical considerations

J-L Dehaene, H Rousseau, V Chabbert 9

Current indications for cardiac CT

J-M Pernès, M Sirol, V Chabbert, L Christiaens, D Alison, M Hamon, C Caussin 13

Cardiac MRI: Technical considerations

O Vignaux, J-F Deux, Y Chabrilat, S Willoteaux, P-Y Marie, F Laurent, J Garot 23

Current indications for cardiac MR imaging

A Furber, G Helft, S Chassaing, D Revel, D Crochet 34

Technological advances in cardiac CT

H Vernhet Kovacsik, A Jacquier, J-Y Gaubert, JF Paul, P Dupouy, P Cluzel, M Hamon 51

Recommendations for training in cross-sectional cardiac imaging

P Gueret, L Boyer, J-N Dacher, M Gilard, P Douek, F Joffre 62

Guide de bonnes pratiques et recommandations en imagerie cardiaque en coupes

Conscientes de l'importance croissante des techniques d'imagerie en coupes dans la pathologie cardiovasculaire, elle-même favorisée par des perfectionnements techniques extrêmement rapides et permanents, les sociétés savantes de cardiologie et de radiologie se sont rapprochées en juin 2004, afin de réfléchir sur les différentes actions à entreprendre dans ce domaine. L'objectif central était d'aborder ces évolutions de façon coordonnée plutôt que d'emprunter des voies séparées, contre-productives en termes médicaux et économiques, et source de tension et de situations souvent incohérentes, voire de conflits corporatistes. À cette époque les responsables de la Société Française de Cardiologie (SFC) et de la Société Française de Radiologie (SFR) ont mis en place un groupe d'interface bidisciplinaire¹. Ce groupe a été constitué avec des représentants de toutes les composantes professionnelles des deux disciplines, émanant de la médecine libérale, des centres hospitaliers généraux et des centres hospitaliers universitaires. Une des premières tâches de ce groupe a été la publication d'un document concernant la prise en charge coordonnée des patients devant bénéficier d'un scanner ou d'une IRM cardiaque. Le contenu de ce texte publié dans les Archives des Maladies du Cœur et des Vaisseaux et dans le Journal de Radiologie en 2005 sous l'égide de la SFC et de la SFR est rappelé au début de cet ouvrage.

1. Composition du groupe d'interface SFR-SFC :

SFR : F Joffre, L Boyer, J-N Dacher, J-L Dehaene, J-P Laissy, J-M Pernes, H Rousseau.
SFC : P Gueret, J Puel (✉), D Blanchard, Y Chabrilat, A Furber, M Gilard, M Hanssen, M Sirol.

Par ailleurs, convaincus, que la mise en œuvre de l'imagerie cardio-vasculaire par scanner et IRM nécessite un environnement technologique spécifique ainsi qu'une expertise particulière des personnels, un des objectifs de ce groupe d'interface était l'élaboration d'un « Guide de bonnes pratiques et de recommandations », concernant les indications cliniques et l'environnement technologique de la prise en charge des patients.

Des groupes de travail ont été réunis pour rédiger ce guide, avec deux objectifs essentiels : harmoniser et optimiser les pratiques, définir les conditions optimales (formation, équipements, structures) de la réalisation de ces examens. De nombreux collègues se sont attelés à cette technique, permettant de proposer ce document, qui nous l'espérons, sera très utile à tous.

En mettant en place un socle de pensées commun, certes destiné à évoluer en fonction des multiples avancées cliniques et technologiques qui nous attendent, les auteurs ont la satisfaction de proposer à nos deux communautés une approche moderne de l'imagerie cardiovasculaire, chaque spécialité apportant son savoir-faire.

Les radiologues et les cardiologues après avoir emprunté, pendant plusieurs décennies, des chemins parallèles tout en entretenant des relations le plus souvent cordiales, ont entrepris ces dernières années une démarche de rapprochement en développant une communauté de pensées et surtout d'actions. Notre souhait est de voir cette démarche suivie et appliquée par tous.

P Gueret et F Joffre

Pr Daniel Alison

Service de Radiologie, Hôpital Trousseau,
2 bis boulevard Tonnelé, 37044 Tours cedex.
E-mail : alison@med.univ-tours.fr

Dr Didier Blanchard

Service de Cardiologie, Clinique Saint Gatien,
8 place de la Cathédrale, 37000 Tours.
E-mail : d.blanchard@ciic.fr

Pr Louis Boyer

Service de Radiologie B, CHU Montpied, BP 69,
63003 Clermont-Ferrand.
E-mail : lboyer@chu-clermontferrand.fr

Dr Christophe Caussin

Service de Cardiologie, Hôpital Marie Lannelongue,
133 avenue de la Résistance, 92350 Le Plessis Robinson.
E-mail : c.caussin@ccml.fr

Dr Valérie Chabbert

Service de Radiologie, CHU Rangueil,
1 avenue Jean Poulhes, TSA 50032,
31059 Toulouse cedex 9.
E-mail : chabbert.v@chu-toulouse.fr

Dr Yves Chabrilat

Service de Cardiologie, Hôpital Saint Joseph,
26 boulevard de Louvain, 13285 Marseille cedex.
E-mail : yveschabrilat@sfr.fr

Dr Stéphane Chassaing

Service de Cardiologie, Clinique Saint Gratien,
8 place de la Cathédrale, 37000 Tours.
E-mail : s.chassaing@ciic.fr

Pr Luc Christiaens

Service de Cardiologie, CHU de Poitiers,
2 rue de la Milètrie, BP 577, 86021 Poitiers cedex.
E-mail : l.christiaens@chu-poitiers.fr

Pr Philippe Cluzel

Service de radiologie polyvalente diagnostique
et interventionnelle, Hôpital Pitié-Salpêtrière,
43-87 Boulevard de l'Hôpital, 75651 Paris cedex 13.
E-mail : philippe.cluzel@psl.aphp.fr

Pr Dominique Crochet

Service de Radiologie thoracique et vasculaire,
Centre Hémodynamique et vasculaire interventionnel,
Hôpital Laënnec, CHU de Nantes, 44093 Nantes cedex 1.
E-mail : dcrochet@chu-nantes.fr

Pr Jean-Nicolas Dachet

Département Central d'Imagerie Médicale, CHU de Rouen,
Hôpital Charles Nicolle, 1 rue de Germont, 76031 Rouen cedex.
E-mail : jean-nicolas.dachet@chu-rouen.fr

Dr Jean-Luc Dehaene

Service de Radiologie, Polyclinique du Bois,
44 avenue Max Dormois, 59000 Lille.
E-mail : jldehaene@nordnet.fr

Dr Jean-François Deux

Service d'Imagerie Médicale, CHU Henri Mondor,
51 avenue du Maréchal de Lattre de Tassigny,
94010 Creteil cedex.
E-mail : jean-francois.deux@hmn.aphp.fr

Pr Philippe Douek

Service de Radiologie, Hôpital Louis Pradel,
28 avenue du Doyen Lépine, 69394 Bron cedex.
E-mail : philippe.douek@creatis.univ-lyon1.fr

Dr Patrick Dupouy

Service de Cardiologie, Hôpital Privé d'Antony,
1 rue Velpeau, 92166 Antony cedex.
E-mail : pdupouy@club-internet.fr

Pr Alain Furber

Service de Cardiologie, CHU d'Angers, 4 rue Larrey,
49933 Angers cedex 9.
E-mail : alfurber@chu-angers.fr

Pr Jérôme Garot

Service Cardiologie, Institut Jacques Cartier,
6 Avenue Noyer Lambert, 91300 Massy.
E-mail : jgarot@free.fr

Dr Jean-Yves Gaubert

Service de Radiologie et Imagerie Médicale, CHU de la Timone,
264 rue Saint Pierre, 13385 Marseille cedex 5.
E-mail : jean-yves.gaubert@ap-hm.fr

Pr Martine Gilard

Service d'Hémodynamique, Centre Hospitalier la Cavale Blanche,
boulevard Tanguy Prigent, 29200 Brest.
E-mail : martine.gilard@chu-brest.fr

Pr Pascal Gueret

Service de Cardiologie, Hôpital Henri Mondor,
Assistance Publique - Hôpitaux de Paris,
51 avenue Maréchal de Lattre de Tassigny, 94000 Creteil.
E-mail : pascal.gueret@hmn.aphp.fr

Pr Martial Hamon

Service de Cardiologie, CHU de Caen,
avenue de la Cote de Nacre, 14033 Caen.
E-mail : hamon-m@chu-caen.fr

Pr Michèle Hamon

Service de Radiologie, CHU de Caen,
avenue de la Cote de Nacre, 14033 Caen.
E-mail : hamon-mi@chu-caen.fr

Pr Gérard Helft

Institut de Cardiologie, Hôpital Pitié Salpêtrière,
47-83 boulevard de l'Hôpital, 75651 Paris cedex 13.
E-mail : gerard.helft@psl.aphp.fr

Dr Alexis Jacquier

Service de Radiologie et Imagerie Médicale, CHU de la Timone,
264 rue Saint Pierre, 13385 Marseille cedex 5.
E-mail : alexis.jacquier@ap-hm.fr

Pr Francis Joffre

Service de Radiologie, Hôpital Rangueil,
1 avenue Jean Poulhes, TSA 50032, 31059 Toulouse cedex 9.
E-mail : joffre.f@chu-toulouse.fr

Pr Jean-Pierre Laissy

Service de Radiologie, Hôpital Bichat,
46 rue Henri Huchard, 75018 Paris.
E-mail : jean-pierre.laissy@bch.aphp.fr

Pr François Laurent

Service d'Imagerie Thoracique et Cardio-Vasculaire,
Hôpital Haut Levêque, avenue de Magellan, 33604 Pessac cedex.
E-mail : francois.laurent@chu-bordeaux.fr

Dr Pierre-Yves Marie

Service de Médecine Nucléaire, Hôpital de Brabois Adulte,
rue Morvan, 54511 Vandœuvre-Lès-Nancy.
E-mail : py.marie@chu-nancy.fr

Dr Jean-François Paul

Service de radiologie, Centre Chirurgical Marie Lannelongue,
133 avenue de la Résistance, 92350 Le Plessis Robinson.
E-mail : pauljf@ccml.com

Docteur Jean-Marc Pernès

Service de Radiologie, Hôpital privé d'Antony,
25 rue de la providence, 92160 Antony.
E-mail : j.marc.pernes@wanadoo.fr

Pr Didier Revel

Service de Radiologie, Hôpital Cardio-Vasculaire Louis Pradel,
28 avenue Doyen Lépine, 69677 Bron cedex.
E-mail : didier.revel@creatis.univ-lyon1.fr

Pr Hervé Rousseau

Service de Radiologie, Hôpital Rangueil,
1 avenue Jean Poulhes, TSA 50032, 31059 Toulouse cedex 9.
E-mail : rousseau.h@chu-toulouse.fr

Dr Marc Sirol

Département de Radiologie, Hôpital Lariboisière,
2 rue Ambroise Paré, 75475 Paris 10.
E-mail : marc.sirol@lrb.aphp.fr

Pr Hélène Vernhet Kovacsik

Service de Radiologie, Hôpital Arnaud de Villeneuve,
371 Avenue Doyen Gaston Giraud, 34295 Montpellier cedex 05.
E-mail : h-vernhet@chu-montpellier.fr

Pr Olivier Vignaux

Service de Radiologie A, Hôpital Cochin,
27 rue du Faubourg Saint Jacques, 75014 Paris.
E-mail : olivier.vignaux@cch.aphp.fr

Pr Serge Willoteaux

Service de Radiologie, CHU d'Angers, 4 rue Larrey,
49933 Angers cedex 9.
E-mail : s-willoteaux@chru-lille.fr

ACCF	: American College of Cardiology Foundation	IVUS	: Intravascular ultrasound
ACR	: American College of Radiology	KeV, Kv	: Kilovolt
ADN	: Acide désoryribonucléique	mAs	: Milliampère seconde
AFSSAPS	: Agence Française de Sécurité Sanitaire des Produits de Santé	MDCT	: Multi Detectors Computed tomography
AHA	: American Heart Association	mGy	: Milligray
AMM	: Autorisation de mise sur le marché	MIP	: Maximum intensity projection
ARH	: Agence Régionale d'Hospitalisation	MPR	: Multiplanar reconstruction
BBG	: Bloc de branche gauche	MPVR	: Multiplanar volume reconstruction.
BMI	: Index de masse corporelle	MSCT	: Multislices computed tomography
BPM	: Battements par minute	mSv	: Millisievert
CACS	: Coronary artery calcium score	NRD	: Niveau de référence diagnostique
CD	: Compact disk	PA	: Petit axe (plan)
CIV	: Communication interventriculaire	PACS	: Picturing archiving and communication system
CMO	: Cardiomyopathie obstructive	PCR	: Personne compétente en radioprotection
CNR	: Contrast noise ratio	PDCI	: Produit de contraste iodé
CT	: Computed Tomography	PDL	: Produit dose X longueur
DAVD	: Dysplasie arythmogène du ventricule droit	PET	: Positrons emission tomography
DB	: Décibel	PSRPM	: personne spécialisée en radiophysique médicale
DES	: Diplôme d'Etudes Spécialisées	RAO	: Rétrécissement Aortique
DIU	: Diplôme Inter-Universitaire.	RCP	: Résumé des caractéristiques produits
DVD	: Digital versatile disk	RM	: Rétrécissement mitral
EBCT	: Electron Beam computed tomography	SAPI	: Système d'archivage et de partage d'images
ECG	: Électrocardiogramme	SAR	: Specific absorption rate
EE	: Épreuve d'effort	SFICV	: Société Française d'Imagerie Cardio-Vasculaire
ESC	: Société Européenne de Cardiologie	SIV	: Septum inter-ventriculaire
ETO	: Échographie transoesophagienne	SNR	: Signal noise ratio
ETT	: Échocardiographie transthoracique	SPECT	: Single photon emission computed tomography
FDA	: Food and drug administration	SSFP	: Steady state free procession
FE	: Fraction d'éjection	T	: Tesla
FFR	: Fractionnal flow reserve	TDM	: Tomodensitométrie
FMC	: Formation Médicale Continue	TR	: Temps de répétition
FMT	: Fréquence maximale théorique	TTC	: Triphényltétrazolium chloride
FOV	: Field of view (champ de vue)	UH	: Unité Hounsfield
FR	: Fraction de régurgitation	USIC	: Unité de soins intensifs cardiologiques
FSN	: Fibrose systémique néphrogénique	VCG	: Vectocardiogramme
HLA	: Horizontal long axe (plan)	VG	: Ventricule gauche
IDE	: Infirmière diplômée d'état	VLA	: Vertical long axe (plan)
IRM	: Imagerie par Résonance Magnétique	VR	: Volume de régurgitation
		VRT	: Volume rendering technique

Prise en charge coordonnée par les radiologues et les cardiologues en pathologie cardiovasculaire des patients devant bénéficier d'un scanner ou d'une IRM : Recommandations de la Société Française de Cardiologie (SFC) et de la Société Française de Radiologie (SFR)

La Société Française de Cardiologie et la Société Française de Radiologie, soucieuses de promouvoir le meilleur service médical rendu aux patients atteints de pathologies cardiovasculaires et relevant d'une imagerie TDM ou IRM du cœur et des coronaires ont élaboré en commun des modalités de coopération et d'optimisation des bonnes pratiques.

Elles recommandent, dans le respect de la validation scientifique de techniques d'imagerie très rapidement évolutives, et selon les préconisations du « Guide du bon usage des examens d'imagerie médicale » une prise en charge coordonnée du patient.

La démarche devra s'inscrire dans un projet commun multidisciplinaire basé sur une véritable coopération radio-cardiologique, formalisée par la constitution d'une équipe. Ces dispositions seront décrites dans les dossiers contractuels d'autorisation d'équipements lourds en tenant compte des compétences et des disponibilités respectives des praticiens concernés.

Cette prise en charge coordonnée se décline en trois étapes successives et indissociables :

- Indication de l'examen validée par une consultation spécialisée en cardiologie et maladies vasculaires (cf. Recommandations d'indication d'examen, examens « spécialisés », Guide du bon usage des examens d'imagerie médicale. SFR 2005, version électronique sur sfrnet.org).
- Réalisation de l'examen TDM ou IRM sous la responsabilité du radiologue, dans un centre d'imagerie en coupes disposant des appareils et des logiciels adaptés et interprétation dans le cadre de la coopération sus-définie.

- Exploitation des résultats et prise en charge thérapeutique par le cardiologue.

Cette coopération assurera les meilleures garanties d'efficacité et de qualité selon les données actuelles de la science. Elle sera analysée par les rapports d'évaluation adressés à l'ARH et dans lesquels seront décrites les modalités du contrôle qualité. Elle nécessitera une adaptation et un accroissement du parc des équipements lourds TDM et IRM.

Par ailleurs, les deux sociétés savantes confirment les termes de leur dernier communiqué (Journal de Radiologie : 2005;86:111-2 et Archives des Maladies du Cœur et des Vaisseaux 2005;98, n° 2,166) annonçant :

- L'organisation de réunions scientifiques communes aux deux disciplines sur le thème de l'imagerie cardiaque TDM et IRM.
- Une mise au point sur l'état de l'art technologique de ces méthodes et leurs grands axes de développement.
- La mise en place d'une formation universitaire adaptée pour les deux disciplines.
- La réalisation d'études communes multicentriques de ces techniques d'imagerie.

Le 30 septembre 2005
Le Groupe d'interface SFR-SFC

Conditions techniques d'utilisation de la tomодensitométrie à rayons X en pathologie cardiaque

J-L Dehaene (1), H Rousseau (2) et V Chabbert (2)

Abstract

Cardiac CT: Technical considerations
Arch Cardiovasc Dis Sup 2009;1:9-12

The possibility to perform cardiac and coronary imaging was a major driving force behind an ongoing, rapid evolution of scanner technology, accompanied by improvements of software and post-processing tools. The most recent generations of MDCT with the ability to acquire at least 64 slices simultaneously allow relatively robust morphological and functional imaging of the heart. By nature of its target, the continuously moving heart, cardiac CT is technically more challenging than other CT applications. Also, rapid technical development requires constant adaptation of acquisition protocols.

The present manuscript summarizes the current state of technology of cardiac CT. Included are considerations regarding appropriate patient selection, patient medication, contrast enhancement, acquisition and reconstruction parameters, image display and analysis techniques with a special emphasis on radiation dose and all possible measures to keep the dose.

It does not constitute a meta-analysis of published literature, but merely reflects an expert consensus on the current technical aspects of cardiac CT imaging.

Key words: Multi-detector row computed tomography. Technical recommendations. Coronary artery disease. Myocardial infarction.

Résumé

Les possibilités techniques actuelles des scanners multicoupes (64 et plus) permettent une exploration morphologique et fonctionnelle des coronaires et du cœur. Les progrès technologiques constants permettent d'améliorer la performance de cette méthode d'imagerie mais nécessitent une adaptation parallèle des méthodes d'exploration. Ce chapitre résume l'état de l'art actuel sur le plan technologique du scanner cardiaque. La sélection et la préparation des patients, les méthodes pour augmenter la résolution spatiale et la qualité d'opacification sont discutées, en insistant sur les méthodes de réduction de dose. Il ne s'agit pas d'une méta-analyse mais le reflet d'un consensus d'experts sur les aspects techniques du scanner cardiaque.

Mots-clés : Scanner multicoupes. Recommandations techniques. coronaires. Ischémie myocardique.

Environnement

L'utilisation du scanner en pathologie cardiaque ne peut être dissociée des autres méthodes d'exploration, invasives ou non. La recherche de l'efficacité impose l'intégration du scanner dans un plateau d'imagerie le plus complet possible, tenant compte du couple TDM - IRM mais aussi des salles d'exploration hémodynamique et de la médecine nucléaire (1, 2).

On va donc logiquement, comme cela est suggéré dans les recommandations SFC - SFR de 2005 (3) privilégier l'implantation des équipements dans les unités d'imagerie afin d'optimiser la mutualisation et l'utilisation de ces équipements lourds dont l'installation en France est encore soumise à autorisation et dont le nombre insuffisant rend l'accès difficile notamment pour les techniques les plus modernes qui se caractérisent souvent par un temps d'occupation de la machine supérieur à la moyenne des autres examens.

Les autorisations sont délivrées pour une période de cinq ans, imposent la signature d'un Contrat Pluri-annuel d'Objectifs et de

Moyens (CPOM), sont renouvelables et soumises à une évaluation annuelle transmise aux ARH.

Normes d'équipement

Les scanners multidétecteurs sont indispensables. Les recommandations indiquent un nombre minimum de 16 détecteurs mais la sensibilité et la spécificité des explorations augmentent en fonction du nombre de détecteurs.

Outre le scanner lui-même, les systèmes annexes sont nombreux :

- système de synchronisation ECG,
- consoles d'acquisition et de post-traitement avec les logiciels spécifiques,
- PACS (ou SAPI, système d'archivage et de partage d'images),
- injecteur bicorps de produit de contraste,
- reprographe et graveur CD,
- chariot d'urgence et défibrillateur.

Critères techniques (4)

- **Temps de rotation du tube :** il doit être le plus rapide possible pour une résolution temporelle la plus élevée possible. Comme la

(1) Service de Radiologie, Polyclinique du Bois, 44 avenue Max Dormois, 59000 Lille, France. (2) Service de Radiologie, Hôpital Rangueil, 1 avenue Jean Poulhes, TSA 50032, 31059 Toulouse cedex 9, France.
Correspondance : J-L Dehaene
E-mail : jldehaene@nordnet.fr

projection d'une moitié de rotation suffit pour reconstruire une image axiale, la résolution temporelle mono-segmentaire équivaut à la durée d'une moitié d'une rotation (ou à son quart pour un scanner bitube). Celle-ci peut être artificiellement abaissée (résolution temporelle effective) grâce à la pluri-segmentation. Par ailleurs, la résolution temporelle varie en fonction de la fréquence cardiaque, à un pitch et une vitesse de rotation donnés. La vitesse du tube doit être adaptée au rythme cardiaque du patient et au pitch.

- **Épaisseur des détecteurs** : ce critère détermine la résolution spatiale (épaisseur de coupe) maximale acquise avec une machine donnée.
- **Nombre de détecteurs** : plus le nombre de détecteurs augmente, plus le temps d'acquisition diminue (la couverture augmente à chaque rotation).
- **Sensibilité des détecteurs** : cette donnée est propre à chaque constructeur, elle fait varier la résolution.
- **Charge aux bornes du tube** : les mAs (produit de l'intensité du courant électrique par le temps d'émission des X en milliampères/seconde) correspondent à la charge. Elle permet d'augmenter ou de diminuer dans le même sens le nombre de photons sortant du tube à rayons X. Son augmentation diminue le bruit quantique de l'image, et permet d'améliorer la résolution spatiale, mais en contrepartie elle augmente l'irradiation. Chez l'adulte très mince (< 50 kg) et l'enfant, ils doivent être abaissés. La charge est de l'ordre de 400 – 600 mAs, multipliée par le temps de rotation (soit 0,35-0,4 sec), ce qui fait un ordre de grandeur de 200 mAs.
- **Voltage ou tension aux bornes du tube** : ce critère correspond à l'énergie transmise aux photons. Plus celle-ci est élevée, plus la résolution en densité sera améliorée du fait de la diminution de l'énergie absorbée par la matière. La tension utilisée le plus fréquemment est de 100 à 120 kV. Elle est diminuée à 80 kV chez l'enfant et l'adulte mince en fonction du poids, ce qui permet une substantielle économie de dose (supérieure à 40 %).
- **Épaisseur de coupe** : la collimation des détecteurs peut être adaptée aux besoins de l'examen. L'épaisseur de coupe utilisée habituellement est comprise entre 0,5 et 0,7 mm. Plus la collimation est basse, meilleure est la résolution spatiale, mais au prix d'un temps d'acquisition plus long et d'un bruit quantique de l'image augmenté. La qualité globale de l'image peut ainsi être dégradée si la collimation est trop abaissée sans augmenter en parallèle les mAs pour diminuer le bruit, mais au prix d'une irradiation accrue.
- **Pitch** : il correspond à l'avancée de la table lors d'une rotation du tube divisée par l'épaisseur de coupe. Le pitch le plus souvent utilisé est entre 0,2 et 0,3. Plus le pitch est diminué, plus le temps d'acquisition et l'irradiation (exception faite d'un constructeur) augmentent. Le pitch ne doit pas être trop élevé car ceci entraîne un « manque » dans les données acquises dans l'axe des z et donc une diminution de la résolution spatiale.
- **Fréquence cardiaque** : une fréquence cardiaque inférieure à 65 battements/minute (bpm) permet une diastole suffisamment longue pour obtenir une bonne opacification coronaire, une durée d'immobilité cardiaque pendant la phase de relaxation isovolumétrique augmentée. Si cet objectif de 65 bpm n'est pas atteint, on utilise des bêtabloquants. La régularité du rythme cardiaque lors de l'injection est importante pour l'efficacité des algorithmes de reconstruction. Chez environ 86 % des patients est mise en évidence une réaction de Valsalva après injection, avec une diminution d'environ 6 bpm après injection, puis une accélération progressive du rythme cardiaque dans les 20 secondes sui-

vantes. Ceci peut être minimisé par un temps d'acquisition rapide en attendant quelques secondes après le début de l'apnée. Les arythmies telles la fibrillation auriculaire ou les extrasystoles ventriculaires gênent l'acquisition des images et doivent être considérées comme des contre-indications. Quand elles surviennent en cours d'examen, elles peuvent être en partie compensées pendant la reconstruction (effacement d'une extrasystole, utilisation d'un délai fixe pour les rythmes irréguliers).

- **Volume d'acquisition** : il dépend du volume étudié (plus important par exemple dans l'étude des pontages) et de la balance choisie entre le pitch, la collimation et le temps d'acquisition.
- **Rehaussement** : les protocoles d'injection doivent être optimisés pour obtenir un rehaussement maximal des artères coronaires au moment de l'acquisition.
- **Reconstruction millimétrique** : l'épaisseur de coupe effective obtenue après reconstruction par interpolation est un peu supérieure à l'épaisseur de coupe choisie. On obtient tout de même des voxels isotropiques sub-millimétriques permettant une diminution de l'effet de volume partiel et donc une bonne résolution spatiale dans les trois plans de l'espace. Cette épaisseur de coupe effective obtenue améliore certes la qualité 3D mais augmente le bruit qui dégrade l'image. Chez les patients d'index de masse corporelle (BMI) supérieur à 30, une épaisseur de coupe millimétrique améliore globalement la qualité de l'image.
- **Matrice** : une matrice usuelle de 512×512 est utilisée.
- **Champ de vue ou FOV** : la diminution de celui-ci permet de répartir moins de données sur la matrice choisie et d'augmenter ainsi la résolution spatiale.
- **Segmentation temporelle** : cette étape permet d'obtenir la résolution temporelle optimale pour chaque examen. Si les patients présentent un rythme inférieur à 65 bpm, c'est le plus souvent une segmentation mono-segmentaire qui est utilisée, et on obtient ainsi une résolution temporelle équivalente à la moitié du temps de rotation du tube, ce qui convient avec une diastole suffisamment longue. Dès que la FC dépasse 70 bpm, le raccourcissement de la diastole nécessite une meilleure résolution temporelle pour éviter les artefacts cinétiques, artificiellement obtenue grâce à la pluri-segmentation. Cet algorithme consiste à utiliser des informations redondantes (pitch de 0,2) venant de plusieurs cycles cardiaques pour la reconstruction d'une image. La résolution temporelle est divisée par autant de cycles cardiaques utilisés pour la reconstruction (2, 3, 4...) sans augmenter le temps d'acquisition ni diminuer le temps de rotation du tube. Néanmoins, cette méthode repose sur le postulat que l'artère coronaire revient exactement au même endroit à chaque battement cardiaque, ce qui est inexact. Toute variation de repositionnement engendre donc un flou cinétique et ce risque semble majoré pour les segmentations au-delà de 2. Pour pallier cet inconvénient, certains constructeurs proposent des algorithmes spécifiques avec reconstruction voxel par voxel.

Réalisation de l'examen (5)

1. Préparation du patient (6)

La préparation du patient est identique à celle d'un examen scanner standard. Elle doit être soignée et antérieure à l'arrivée du patient. La prise en charge du patient devra être maîtrisée :

- pas de consommation d'excitants (tabac, café) 12 heures avant l'examen, de repas trop important (le jeûne n'est plus nécessaire) ;

- interroger le patient (indication de l'examen, symptômes, facteurs de risque, antécédents allergiques à l'iode) ;
- contrôler sa fonction rénale (créatininémie ou mieux clairance rénale) ;
- poser une voie veineuse pour l'injection du produit de contraste au niveau du bras (au pli du coude si possible) avec un cathon de bon calibre (gris si possible, vert à défaut) ;
- expliquer clairement le déroulement de l'examen (acquisition et injection) pour une coopération optimale du patient avec des tests d'apnée pour familiariser le patient et observer les variations du rythme cardiaque ;
- placer des électrodes, après rasage, nettoyage de la peau à l'alcool et séchage avec une compresse ;
- positionner confortablement le patient pour éviter tout mouvement, centré dans l'anneau ;
- utiliser des bêtabloquants si nécessaire, en l'absence de contre-indication, soit par voie orale 60 minutes avant l'examen (un comprimé de métoprolol ou Lopressor® à 100 mg), soit par voie intraveineuse (IV) sur la table d'examen (une ampoule de 5 à 10 mg d'aténolol ou Ténormine® en IV lente). Certains auteurs utilisent l'esmolol ou Bréviblock® de courte durée d'action, mais d'efficacité inconstante. Une injection IV peut venir compléter une prémédication per os (au quel cas, il est préférable de garder le même médicament, par exemple Tenormine 100 mg® per os 45 minutes avant l'examen, complété en cas d'efficacité incomplète par 5 mg IV).

2. Acquisition des images

En scanner cardiaque, l'acquisition est un compromis entre le volume d'acquisition, la vitesse et la qualité d'image qui est fonction de la résolution en contraste, de la résolution spatiale et temporelle.

- On adapte la synchronisation à l'ECG : soit rétrospective en mode hélicoïdal, soit prospective en mode séquentiel pour diminuer l'irradiation.
- On ajuste la longueur du champ d'acquisition de façon stricte à la zone nécessaire pour ne pas augmenter la longueur du champ irradié.
- On adapte les paramètres d'acquisition (kV et mAs) en fonction de la surface corporelle. On diminue le kilovoltage chez les patients minces (100 kV et même 80 kV chez les patients ultraminces et les enfants). La réduction de kilovoltage a un intérêt double : réduire la dose de façon considérable (la dose varie avec le carré du kilovoltage) et augmenter le contraste en raison d'une absorption plus élevée de l'iode à bas kV. Enfin, on diminue les mAs en fonction du poids.

3. Paramètres d'injection du produit de contraste iodé (7, 8)

Un scanner cardiaque se fait systématiquement avec une injection intraveineuse de produit de contraste iodé, sauf pour le score calcique. L'acquisition des images doit être synchronisée avec l'ECG, mais aussi avec l'arrivée du produit de contraste dans les cavités cardiaques et les artères coronaires. Les produits iodés sont les mêmes que ceux d'un examen scanner standard, mais il est recommandé d'utiliser du produit fortement concentrés en iode (350 à 400 mg/ml). L'idéal est un rehaussement vasculaire de 400 unités Hounsfield (UH). Au-dessous de 300 UH, le contraste

est insuffisant avec le risque de ne pas visualiser une sténose, alors qu'un contraste trop élevé de 500 UH fera confondre, en théorie, la lumière vasculaire avec les plaques athéromateuses calcifiées.

Pour obtenir ce rehaussement vasculaire idéal, on utilise :

- un volume de contraste de 60 à 90 ml (350 à 400 mgI/ml) en fonction du poids du patient (1 à 1,5 cc/kg) ;
- un injecteur automatique pour bien contrôler les paramètres d'injection et permettre un débit élevé de 4 à 6 ml/s ;
- un injecteur bicorps est fortement recommandé pour permettre des protocoles d'injection biphasique afin d'obtenir un lavage des cavités droites et donc une bonne visualisation de l'artère coronaire droite grâce à une deuxième injection immédiate de sérum physiologique (par exemple 50 cc à 3-4 cc/sec).

4. Contrôle de l'irradiation du patient

L'importance de l'irradiation est liée au mode spiralé avec un petit pitch (pas de l'hélice) > 0,3 et aux coupes submillimétriques. Il existe plusieurs moyens techniques pour réduire l'irradiation (filtres, régulation des mA en fonction de l'ECG, bas kV...). Ils diffèrent néanmoins selon le mode d'acquisition spiralée ou segmentaire.

- En mode spiralé avec ECG rétrospectif, la technique la plus efficace est de moduler les mA en fonction de l'ECG : une dose maximale en diastole et une dose minimale pour les autres phases. L'outil de modulation des mA en fonction de l'ECG est efficace et permet d'économiser jusqu'à 40 % de la dose délivrée.
- En mode séquentiel avec ECG prospectif, les émissions de rayons X ne sont faites qu'au cours d'une seule phase, généralement en diastole. On passe de 5-6 secondes de temps d'exposition en mode spiralé à 1,5 s en mode segmentaire (technique « Snapshot Pulse ») permettant une réduction de dose de 70 %, tout en gardant la même qualité image. Ces protocoles sont proposés pour des fréquences cardiaques stables, en dessous de 65 bpm. À ce jour peu de données existent encore sur les performances de ces protocoles par rapport au mode spiralé rétrospectif qui a fait ses preuves.

5. Reconstruction des images

L'acquisition synchronisée sur l'ECG permet de reconstruire les images aux différentes phases du cycle cardiaque. La meilleure phase pour les artères coronaires est la diastole (entre 60-80 % du cycle) pour le réseau gauche et les phases autour de 30-40 % pour l'artère droite. En effet, c'est la phase d'immobilité complète des structures cardiaques et du meilleur remplissage des coronaires. Il est souvent nécessaire de reconstruire plusieurs phases à la recherche de la meilleure phase sans artefacts cinétiques, variable chez chaque patient et pour chaque artère coronaire. Dans environ 25 % des cas, les meilleures phases sont en systole entre 30-40 % du cycle, ce d'autant plus que la fréquence cardiaque est supérieure à 75 bpm, notamment pour les artères circonflexe et coronaire droite. D'une manière générale, la phase systolique est meilleure pour les rythmes cardiaques rapides supérieurs à 85 bpm, d'où l'intérêt de reconstructions systoliques de bonne qualité (résolution temporelle élevée à l'acquisition). Certains constructeurs proposent une sélection automatique de la phase optimale d'immobilité des artères coronaires en diastole et en systole.

Encadrement médical (9)

La coopération radio-cardiologique formalisée par convention, contrat ou règlement intérieur est indispensable (recommandations SFC - SFR 2005) (3). Elle seule permet une prise en charge coordonnée tenant compte des recommandations actualisées décrites initialement dans le guide de bon usage des examens d'imagerie médicale en fonction de la directive EURATOM 9743 et du décret R1333 - 56 et 57.

Cette coopération s'adresse aux spécialistes médecins ou chirurgiens en pathologie cardiaque et aux radiologues spécialisés en pathologie cardiovasculaire.

Elle permet le respect de la séquence : consultation d'indication ou de contre-indication, réalisation technique de l'examen, exploitation des résultats.

Une convention d'assistance avec l'unité ou le service de Cardiologie ou l'USIC et/ou le service d'anesthésie et réanimation est indispensable.

Il est également indispensable d'assurer la permanence des soins 24 heures sur 24.

Encadrement technique (9)

L'exploitation du scanner nécessite, outre la qualification en radiodiagnostic, la présence de manipulateurs diplômés expérimentés et spécialisés dans l'acquisition et le traitement des explorations cardiovasculaires.

La PCR (personne compétente en radioprotection) est garante du respect des règles complexes de radio protection (10). Elle organise le contrôle technique de radioprotection qui comporte :

- la radioprotection des travailleurs,
- les études de poste et la délimitation des zones,
- le suivi dosimétrique, la mise en œuvre et l'exploitation de la dosimétrie opérationnelle,
- la formation du personnel à la radioprotection.

Un contrat avec une personne spécialisée en radiophysique médicale (PSRPM) est nécessaire. C'est elle qui supervise les niveaux de référence diagnostique (NRD) et les contrôles de qualité interne et externe.

Le radiologue enfin est responsable de la radioprotection des patients et de la formation des radiologues et des manipulateurs à la radioprotection des patients (périodicité décennale).

Il est enfin obligatoire de réaliser une vérification périodique des normes de sécurité, d'accessibilité, de respecter les normes électriques et les préconisations de lutte contre l'incendie.

Le contrat de maintenance est obligatoire, comprenant fréquemment une mise à jour périodique des logiciels qui sont très rapidement évolutifs.

Une convention avec une structure identique est recommandée pour pallier les immobilisations de l'équipement provoquées par les maintenances périodiques ou les pannes techniques.

L'exploitation de cet équipement est encadrée par des contrôles de qualité internes et externes et si possible par une procédure de labellisation.

Références

1. Schroeder S, Achenbach S, Bengel F et al. Cardiac computed tomography: indications, applications, limitations, and training requirements. Report of a Writing Group deployed by the Working Group Nuclear Cardiology and Cardiac CT of the European Society of Cardiology and the European Council of Nuclear Cardiology. *European Heart Journal* 2008;29:531-56.
2. Bluemke David A, Achenbach S, Budoff M et al. Noninvasive Coronary Artery Imaging: Magnetic Resonance Angiography and Multidetector Computed Tomography Angiography: A Scientific Statement. From the American Heart Association Committee on Cardiovascular Imaging and Intervention of the Council on Cardiovascular Radiology and Intervention and the Councils on Clinical Cardiology and Cardiovascular Disease in the young. *Circulation* 2008;118:586-606.
3. Daubert JC, Joffre F. Recommandations pour la prise en charge coordonnée par les radiologues et les cardiologues, en pathologie cardio-vasculaire, des patients devant bénéficier d'un scanner ou d'une IRM. *J Radiol* 2006;87:76.
4. Ferencik M, Nomura CH, Maurovich-Horvat P 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. 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.
6. Schoepf UJ, Zwerner PL, Savino G, Herzog C, Kerl JM, Costello P. Coronary CT angiography. *Radiology* 2007;244:48-63. Epub 2007 May 10.
7. Numburi UD, Chatzimavroudis GP, Stillman AE et al. Patient-specific contrast injection protocols for cardiovascular multidetector row computed tomography. *J Comput Assist Tomogr* 2007;31:281-9.
8. Yamamuro M, Tadamura E, Kanao S 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.
9. Kramer CM, Budoff MJ, Fayad ZA et al. Clinical Competence Statement on vascular imaging with computed tomography and magnetic resonance. *Vasc Med* 2007;12:359
10. Présentation des principales dispositions réglementaires de radioprotection médicale applicables en radiologie médicale et dentaire. Autorité de Sûreté Nucléaire (ASN). Paris octobre 2008; pp2-43.

Les indications actuelles du scanner cardiaque

J-M Pernès (1), M Sirol (2), V Chabbert (3), L Christiaens (4), D Alison (5), M Hamon (6) et C Caussin (7)

Abstract

Current indications for cardiac CT

Arch Cardiovasc Dis Sup 2009;1:13-22

There is a need to define the current indications for coronary CT angiography (CCTA) even as technology continuously evolves. CCTA using 64 MDCT units has shown to be highly accurate for diagnosis of stenoses $\geq 50\%$ on selected populations. It is currently used for its negative predictive value (96-98%). Stenosis quantification remains inferior to conventional coronary angiography with tendency to overestimate stenoses $< 70\%$.

For diagnosis of coronary artery disease, CCTA is considered based on clinical findings (pre-test probability of coronary artery disease) and presence of myocardial ischemia on other functional studies.

The main appropriate indications include:

- In the setting of acute coronary syndrome, CCTA excludes coronary artery disease with excellent NPV and good negative likelihood ratio (0.05) when ECG is non-contributory, 2 consecutive troponin levels at 6 hours are negative in a patient with low risk of coronary artery disease.
- In the setting of stable angina or atypical precordial chest pain, CCTA is indicated in patients with low to moderate risk when functional tests are non-contributory or unavailable, or ECG is non-interpretable.
- CCTA is a complement to coronary angiography for morphological evaluation of some lesions prior to angioplasty and stent placement (long segment occlusion, proximal lesions involving LAD and circumflex arteries).

In selected patients, CCTA may replace coronary angiography prior to valvular surgery.

Key words: Cardiac CTA. Coronary artery disease. Myocardial ischemia.

Résumé

Le besoin se faisait prégnant de définir les indications du coroscanner alors même que la technologie multicoupes évolue. Le scanner 64 coupes a démontré son haut niveau de performances diagnostiques vis à vis des lésions $\geq 50\%$, sur des populations sélectionnées. Il est utilisé actuellement pour sa valeur prédictive négative (96-98%). Ses performances réelles en terme de quantification lésionnelle sont inférieures à la coronarographie avec une tendance à la surestimation du degré de sténose pour les lésions inférieures à 70%.

Pour la détection de la maladie coronaire, le coroscanner doit se positionner, par rapport aux arguments cliniques (probabilité prétest de maladie coronaire) et d'ischémie myocardique fournis par des tests fonctionnels.

Les principales indications appropriées retenues sont :

- Dans le cadre de la douleur thoracique aiguë, le coroscanner élimine la maladie coronaire avec une excellente VPN et un bon rapport de vraisemblance négatif (0,05), lorsque l'ECG n'est pas contributif, deux dosages de troponine à 6 heures d'intervalle sont négatifs, chez un patient à faible risque de maladie coronaire.
- Dans l'angor stable ou la précordialgie atypique, il est justifié chez les patients à risque faible et intermédiaire dont les tests fonctionnels sont non contributifs ou non réalisables, où que l'ECG est ininterprétable.
- Il est un complément à la coronarographie pour l'évaluation morphologique de certaines lésions avant recanalisation et mise en place de prothèse (occlusions longues, lésions proximales impliquant l'artère interventriculaire antérieure et l'artère circonflexe). Chez les patients sélectionnés, il est réalisable en remplacement à la coronarographie avant une chirurgie valvulaire.

Mots-clés : Scanner coronaire, coronaires. Ischémie myocardique.

Introduction

L'examen diagnostique parfait de la maladie coronaire n'existe pas (1-5). On souhaiterait disposer d'un examen avec une sensibilité et une spécificité de 100 %, un risque nul, constamment contributif, un coût faible, avec une valeur pronostique et un impact thérapeutique établis.

Les évolutions technologiques récentes ont permis au scanner coronaire de s'insérer légitimement dans l'arsenal diagnostique de la maladie coronaire. La performance diagnostique a été rapportée dans de nombreuses études et méta-analyses, évaluant le coroscanner comparativement à la coronarographie invasive.

Dans la présentation des résultats, l'évaluation à l'échelle du patient est la plus pertinente du point de vue clinique comparativement aux analyses parfois présentées à l'échelle des segments ou des artères. Avec les équipements actuels (au moins 16 détecteurs), la sensibilité du coroscanner pour la détection des sténoses significatives ($> 50\%$) se situe autour de 96 % à l'échelle du patient (6-18). En revanche, la spécificité reste modérée (74 %). Cependant, l'excellente valeur prédictive négative (94 %) permet d'envisager la réalisation du coroscanner dans les groupes à faible risque, où la probabilité de maladie coronaire est faible mais où le clinicien souhaite exclure la maladie avec une quasi-certitude, pour éviter le recours à un examen invasif. Il est important de mentionner la supériorité des scanners 64 coupes, comparativement aux 16 coupes. En effet, si en termes de valeur prédictive négative, les performances sont équivalentes (respectivement 92 % et 96 %), en revanche, la spécificité et la valeur prédictive positive sont nettement améliorées avec les 64 coupes (19-29). Le scanner 64 coupes est donc plus performant pour identifier les sujets indemnes de toute lésion coronaire significative, et éviter ainsi le recours à des examens invasifs de seconde intention.

Au-delà de ces chiffres, il faut souligner que l'utilisation du scanner multi-barrettes pour la détection de la maladie coronaire doit

(1) Service de Radiologie, Hôpital privé d'Antony, 25 rue de la providence, 92160 Antony, France. (2) Département de Radiologie, Hôpital Lariboisière, 2 rue Ambroise Paré, 75475 Paris 10, France. (3) Service de Radiologie, CHU Rangueil, 1 avenue Jean Poulhes, TSA 50032, 31059 Toulouse cedex 9, France. (4) Service de Cardiologie, CHU de Poitiers, 2 rue de la Milétrie, BP 577, 86021 Poitiers cedex, France. (5) Service de Radiologie, Hôpital Troussseau, 2 bis boulevard Tonnelé, 37044 Tours cedex, France. (6) Service de Cardiologie, CHU de Caen, avenue de la Côte de Nacre, 14033 Caen, France. (7) Service de Cardiologie, Hôpital Marie Lannelongue, 133 avenue de la Résistance, 92350 Le Plessis Robinson, France.

Correspondance : J-M Pernès
E-mail : j.marc.pernes@wanadoo.fr

s'effectuer chez des patients hautement sélectionnés avec une fréquence cardiaque régulière et contrôlée (idéalement inférieure à 60 battements/mn, une bonne fonction rénale, une capacité à tenir une apnée de quelques secondes (environ 20 secondes avec un 16 coupes, et 10 secondes avec un 64 coupes), un statut hémodynamique satisfaisant et alors que la dose d'irradiation utilisée pour la réalisation de ce type d'examen reste supérieure à une coronarographie invasive traditionnelle (5-21 mSV pour le coroscanner selon le protocole utilisé (30), et 3-5 mSv pour les coronarographies diagnostiques (31)).

L'insertion d'une technique morphologique non invasive dans l'arsenal diagnostique de la maladie coronaire athéromateuse soulève un problème inédit. La base actuelle de la réflexion diagnostique et thérapeutique repose sur des arguments cliniques et sur des arguments d'ischémie myocardique recherchée par des examens non invasifs (ECG, épreuve d'effort, scintigraphie myocardique, SPECT, Echo de stress, IRM de stress, marqueurs biologiques). Ces explorations conduisent ou non à la réalisation de l'examen invasif ultime : la coronarographie avec à la clef une indication de revascularisation. La nécessité d'une documentation de l'ischémie avant revascularisation est une donnée établie de longue date, avec un très haut niveau de preuves et des éléments pronostiques indiscutables. Le scanner ne renseigne pas sur cette donnée d'ischémie myocardique (en dehors de l'infarctus) ce qui représente un handicap. Un autre handicap est la nécessité de réaliser une coronarographie après un scanner positif pour juger des possibilités de revascularisation ou pour réaliser la revascularisation elle-même par angioplastie. Ainsi prescrire un scanner avec une quasi-certitude prétest de coronaropathie est inutile.

Une réflexion est donc nécessaire avant de poser une indication pertinente de scanner se basant sur :

- 1) Le niveau de risque de maladie coronaire du patient (faible, intermédiaire, élevé).
- 2) L'évaluation des tests fonctionnels (épreuve d'effort, échographie de stress, scintigraphie myocardique, IRM de stress) : sont-ils techniquement réalisables, sont-ils interprétables, les résultats sont-ils concordants avec la clinique (1-4) ?

Le niveau de risque de la maladie permet d'estimer le rapport de vraisemblance. Le rapport de vraisemblance négatif (1- sensibilité/spécificité) correspond à la probabilité chez un malade (patient ayant une sténose coronaire significative à la coronarographie) d'avoir un test (coroscanner) négatif. Une méta-analyse récente nous rapporte un rapport de vraisemblance négatif de 0,05 (0,03-0,09) à l'échelle du patient (6). Le rapport de vraisemblance permet à partir de la connaissance de la probabilité prétest de la maladie de calculer la probabilité post-test (32-34). On peut ainsi écrire :

- Probabilité prétest x rapport de vraisemblance négatif = probabilité post-test.

Pour illustrer ce propos, prenons un exemple : dans le cas d'une probabilité prétest faible à 10 %, un rapport de vraisemblance négatif à 0,05 permet par le produit ($10\% \times 0,05$), de déterminer que seulement 0,5 % des malades ne seront pas identifiés par le test : ceci revient à dire que dans 99,5 % des cas, un coroscanner négatif permettra d'exclure une atteinte coronaire significative chez ces patients. Cette valeur est nettement supérieure aux 94 % de la valeur prédictive négative, et souligne la supériorité de la notion de rapport de vraisemblance.

Bien évidemment, afin d'utiliser les rapports de vraisemblance pour calculer les probabilités post-test, il est tout à fait essentiel

d'avoir une idée de la probabilité de présence de la maladie coronaire avant l'examen : l'évaluation de la probabilité prétest de la maladie coronaire doit s'effectuer notamment sur des critères d'âge, de sexe et de symptomatologie. Ainsi, il a été proposé qu'une probabilité prétest inférieure à 10 % puisse être considérée comme une probabilité faible de maladie coronaire, une probabilité supérieure à 90 % une probabilité haute et entre 10 et 90 % une probabilité intermédiaire.

Cette démarche diagnostique, basée sur l'utilisation des rapports de vraisemblance, permet de mieux définir les bonnes indications cliniques.

Devant l'absence d'évaluation spécifique de stratégies diagnostiques impliquant le scanner comparées aux stratégies conventionnelles, nous avons discuté la place du coroscanner dans chacune des indications qui nous semblaient appropriées ou non en sachant que le niveau de preuve dans tous les cas reste faible.

Indications appropriées

Nous proposons de classer les indications du scanner cardiaque en trois items : (indications classiques, bilan anatomique et bilan diagnostique de la maladie coronaire).

Les indications classiques largement documentées dans la littérature et à la frontière du scanner cardiaque ne seront que citées. Les bilans anatomiques sont des indications particulières souvent rapportées sous forme de cas clinique dans la littérature, le scanner y trouve naturellement sa place sans réelle discussion.

1. Indications classiques

- Embolie pulmonaire.
- Dissection aortique.
- Évaluation des anévrysmes de l'aorte.

2. Bilan anatomique

- Cartographie préopératoire de la position des pontages lorsqu'une chirurgie « rédux » doit être envisagée.
- Analyse anatomique avec cartographie veineuse pulmonaire dans les procédures d'ablation par radiofréquence dans la fibrillation auriculaire.
- Cartographie du système veineux coronaire avant implantation de stimulations multisites dans l'insuffisance cardiaque.
- Évaluation des masses cardiaques.
- Bilan étiologique des pathologies péricardiques.
- Cardiopathies congénitales.

Le scanner a montré une bonne pertinence dans l'analyse des gros vaisseaux chez les sujets âgés de plus d'un an. Lorsque l'information fournie par les autres examens d'imagerie non invasive (échographie transthoracique et transœsophagienne, IRM) est insuffisante, un scanner peut être indiqué en milieu spécialisé (35-37).

- Recherche d'une anomalie coronaire congénitale.
- Bilan de douleur ou de malaises survenant à l'effort chez des patients jeunes, l'IRM par son caractère non irradiant pourra être préférée.
- Évaluation anatomique avant implantation d'une bioprothèse aortique percutanée.

3. Détection de la maladie coronaire

3.1. Réalisation du score calcique

La quantification du score calcique coronaire (Coronary Artery Calcium Score (CACS)) a été introduite la première fois par Agatston dans les années 1990 (38). Il avait utilisé le scanner à faisceau d'électron (EBCT) et a ainsi établi le fameux score d'Agatston, de quantification des calcifications coronaires. Le score d'Agatston a été adapté aux nouvelles technologies des scanners multicoups utilisés couramment (10). Il s'agit de l'exploration scannographique des coronaires la plus étudiée, avec des données prospectives et pronostiques solides. Le score calcique coronaire est un marqueur de la présence de lésions athéromateuses au niveau des coronaires. Il n'implique pas nécessairement la présence d'une sténose coronaire significative. Bien que le score calcique coronaire soit corrélé avec la survenue d'événements coronaires, l'absence de calcifications coronaires n'implique pas l'absence de lésions athéromateuses, notamment plaques non calcifiées ou la présence de thrombus intrac coronaire. Ainsi le CACS peut être utilisé pour établir une prédiction de risque d'événement coronaire chez les patients asymptomatiques, et guider ainsi la stratégie préventive, ou surveiller la progression naturelle de la maladie coronaire, ou encore évaluer la réponse à une intervention thérapeutique.

On retient comme indication appropriée du score calcique (39, 40) :

- les patients asymptomatiques à risque intermédiaire selon le score de Framingham (10-20 % d'événements à 10 ans) dans un but d'affiner la stratification du risque ;
- décision d'injection avant la réalisation du coroscaner, en fonction de la valeur du score calcique.

3.2. Douleur thoracique aiguë

En cas de symptomatologie aiguë, l'approche clinique par un cardiologue ou un urgentiste, la réalisation de l'ECG, le dosage de troponine et l'échocardiographie sont les éléments clés du diagnostic. Le coroscaner peut être utile pour l'évaluation des lésions coronaires uniquement lorsque l'ECG n'est pas contributif et les dosages itératifs de troponine (deux dosages à 6 heures d'intervalle) restent négatifs chez les patients à faible risque.

3.3. Angor stable ou précordialgie atypique

Dans cette situation, l'utilisation du coroscaner doit être basée sur la stratification du risque des patients. Les patients à faible risque et risque intermédiaire dont les tests fonctionnels (épreuve d'effort, échographie de stress, scintigraphie de stress) sont non contributifs ou impossibles ou dont l'ECG est ininterprétable, peuvent justifier d'une exploration par coroscaner.

3.4. Exploration des cardiopathies avec bloc de branche gauche

L'apparition d'un bloc de branche gauche est corrélée avec l'âge (41, 42) et augmente le risque de mortalité cardiaque (41-47). Le pronostic est dépendant de la cardiopathie sous-jacente et notamment la présence d'une maladie coronaire athéromateuse (43-45). Ainsi l'identification d'une maladie coronaire chez les patients en BBG est essentielle pour stratifier le risque et orienter la thérapeutique. Les tests non invasifs ont des performances limitées et la coronarographie invasive est recommandée pour le diagnostic (48-51). Quelques études ont spécifiquement étudié le scanner

dans cette indication. Chez des patients pour qui l'indication de coronarographie avait été posée, le scanner permettait de détecter une maladie coronaire avec une sensibilité et une spécificité supérieure à 95 %. Une coronarographie normale aurait ainsi pu être évitée chez plus de 50 % des patients (52). Un autre versant de cette pathologie a été étudié chez des patients à faible risque cardiaque mais avec une profession particulière, comme les personnels navigants des compagnies aériennes chez qui la détection d'une maladie coronaire est primordiale pour la délivrance d'une licence (53, 54).

3.5. Exploration des cardiopathies dilatées

La maladie coronaire est responsable d'environ deux tiers des insuffisances cardiaques avec dysfonction ventriculaire gauche. Elle contribue aussi à la progression de cette insuffisance cardiaque et est associée à un plus mauvais pronostic.

La coronarographie est la pierre angulaire du diagnostic et est recommandée en cas de dysfonction systolique de découverte récente. Le scanner coronaire a été étudié de façon spécifique chez les patients en rythme sinusal (55-57). La sensibilité et la spécificité comparées à la coronarographie est excellente par patient. Se pose le problème de la qualité d'image chez des patients qui sont souvent tachycardes, voire en arythmie, l'utilisation des bêtabloqueurs étant délicate sur ce terrain. Le scanner coronaire peut être proposé en première intention afin d'éliminer une cause ischémique à l'insuffisance cardiaque. Si l'examen est de qualité insuffisante ou en cas de calcifications coronaires importantes le recours à la coronarographie sera nécessaire.

3.6. Transplantation cardiaque

La vasculopathie du greffon chez les patients receveurs d'une transplantation cardiaque est le principal facteur limitant le succès à long terme celle-ci (58). La prévalence de la vasculopathie en coronarographie varie de 16,9 % un an après la transplantation cardiaque à 43 % à 7 ans. Il s'agit d'une maladie progressive extensive intéressant les vaisseaux épicaux et les petits vaisseaux. Les méthodes non invasives (59) (épreuve d'effort, scintigraphie au thallium (60), échographie de stress (61)) ont une faible sensibilité et spécificité pour détecter la coronaropathie et pour prédire la survenue d'événements cliniques. Ces difficultés diagnostiques ajoutées à la nature silencieuse de la maladie font recommander la réalisation annuelle d'une coronarographie, le plus souvent normale les premières années. Le scanner coronaire, de par sa forte valeur prédictive négative, est une alternative intéressante, en remplacement de la coronarographie invasive. Une des limites de son utilisation est théoriquement la tachycardie en réponse à la dénervation pouvant dégrader la qualité de l'image. La réponse est inconstante aux bêta-bloqueurs. Plusieurs études spécifiques monocentriques ont été conduites et confirment la pertinence du scanner dans cette indication (62, 63). Dès qu'apparaissent des changements significatifs sur le réseau artériel, infiltrations ou sténoses il paraît logique de ne plus avoir recours au scanner coronaire et de revenir à la coronarographie invasive.

3.7. Avant revascularisation myocardique

Le coroscaner peut être considéré comme une aide à la stratégie thérapeutique avant angioplastie coronaire notamment pour l'évaluation de la faisabilité du geste dans plusieurs situations.

C'est le cas dans le choix décisionnel de recanalisation des occlusions chroniques. En effet, dans cette situation, le coroscaner permet l'évaluation de la complexité de la lésion notamment par la mesure de la longueur de l'obstruction coronaire, la présence de néovaisseaux ou de circulations collatérales qui sont parfois difficiles à visualiser sur l'angiographie coronaire invasive traditionnelle (64-67).

Chez les patients avec un tronc commun court, il est également parfois utile de réaliser un coroscaner pour juger de la taille exacte du vaisseau, de l'implication réelle de la partie proximale de l'IVA et de l'artère circonflexe, avec également une appréciation du degré de calcification et de l'angulation de ces lésions proximales (68).

3.8. Suivi des stents du tronc commun

Les stents proximaux, de large diamètre sur le tronc commun (segment d'artère assez peu mobile) peuvent être analysés en coroscaner. Plusieurs études montrent des résultats prometteurs en comparaison à la coronarographie (69-73). Les outils traditionnels de recherche d'ischémie sont souvent pris en défaut dans cette indication, ainsi il a été recommandé de rechercher une resténose par une coronarographie systématique entre trois et six mois après implantation de l'endoprothèse. Lorsque l'examen scannographique est de bonne qualité une resténose est éliminée avec une bonne valeur prédictive négative. En revanche si la qualité est insuffisante ou en cas de doute il faudra recourir à la coronarographie devant la gravité d'une resténose mésestimée.

3.9. Évaluation préopératoire avant chirurgie générale lourde

En cas de chirurgie lourde chez des patients à haut risque, l'existence de lésions coronaires sévères aggrave le pronostic. Les tests de provocation d'ischémie sont décevants dans la stratification du risque. La place du scanner coronaire n'a pas été étudiée spécifiquement. L'intérêt de la revascularisation dans cette indication est très discuté. Néanmoins, dans le cadre de la discussion bénéfique/risque et de la prise en charge péri opératoire, la recherche des lésions coronaires appréciables par coroscaner peut être justifiée, en particulier en cas de risque faible à intermédiaire.

3.10. Évaluation coronaire préopératoire des valvulopathies

Le risque de la chirurgie valvulaire est particulièrement augmenté par la présence d'une maladie coronaire. Bien qu'il n'y ait pas eu d'étude clinique évaluant l'apport de la coronarographie préopératoire, celle-ci est recommandée avant tout geste de chirurgie valvulaire (classe 1 de l'American College of Cardiology/American Heart Association guidelines). Plusieurs études monocentriques ont étudié le scanner coronaire dans cette indication (23, 74-77). Pour l'exploration d'un rétrécissement aortique calcifié, l'existence de calcifications rend l'examen difficile à analyser. Il a été proposé de réaliser un score d'Agatston avant l'injection de contraste. Si celui-ci est élevé, > 1000, il est proposé de ne pas injecter car le scanner est peu fiable et de réaliser une coronarographie. Si le score est < 1000 le scanner coronaire est réalisé et interprétable, avec une absence de maladie coronaire dans 80 % des cas. Cette stratégie permet d'éviter de l'ordre de 50 % de coronarographie normale dans cette population (74). Le bilan préopératoire de l'insuffisance aortique chronique a aussi été étudié spécifiquement (23). La prévalence de la maladie coronaire dans

cette population est modérée (26 %), donnant tout son intérêt au scanner, la valeur prédictive négative étant dans cette étude de 100 %. La coronarographie était ensuite nécessaire chez seulement 30 % des patients pour confirmer le diagnostic de maladie coronaire ou pour éliminer les faux positifs. Le scanner coronaire est donc tout à fait indiqué dans le bilan préopératoire d'une valvulopathie, en ayant recours à la coronarographie s'il existe des calcifications coronaires ou des sténoses jugées significatives.

3.11. Analyse du myocarde

L'analyse du myocarde (en dehors de la fonction ventriculaire gauche systolique) a fait l'objet de quelques études. L'analyse est au mieux réalisée par une acquisition tardive à cinq minutes à 80 kv. Des éléments intéressants de diagnostic positif d'infarctus du myocarde (défaut de prise de contraste au premier passage et prise de contraste tardive systématisé, sous endocardique (78-85)) ou de myocardite aiguë (prise de contraste tardive pommelée, non systématisée sous épicaudique (86-89)) ont été rapportés. Ces éléments semblent plus facilement mis en évidence par l'IRM. Il peut être toutefois réalisé un passage tardif peu irradiant, au cours d'une exploration coronaire pour différencier ces deux diagnostics qui peuvent avoir un tableau clinique proche.

Indications inappropriées

L'utilisation de scanner coronaire n'est pas recommandée dans les situations suivantes.

1. Douleur thoracique aiguë avec modifications ECG et/ou élévation des enzymes cardiaques

- Dans le cadre d'un syndrome coronaire aigu avec sus-décalage du segment ST, les recommandations préconisent d'utiliser, après mise en route d'un traitement médical adapté, l'angioplastie primaire comme traitement de choix, si elle peut être réalisée dans les 90 minutes après le premier contact médical. Même en cas de thrombolyse, le transfert vers un centre de coronarographie invasive est recommandé.

Dans cette situation clinique, il n'y a pas d'indication à la réalisation d'un coroscaner qui retarderait la recanalisation.

- Dans le cadre d'un syndrome coronaire aigu sans sus-décalage du segment ST, la coronarographie invasive est indiquée le plus tôt possible (< 2 heures) chez les patients à très haut risque (instabilité rythmique ou hémodynamique) et doit être réalisée dans les 72 heures chez les patients à haut risque (sous-décalage du segment ST, grandes ondes T négatives, ischémie réfractaire, troponine positive, diabétique). Il n'y a pas d'indication à la réalisation d'un coroscaner.

2. Patient à risque élevé ou intermédiaire, avec un test fonctionnel positif

Dans ce cas la coronarographie est indiquée ; le bilan lésionnel d'un scanner fera doublon avec celui de la coronarographie : il n'y a donc pas d'indication à la réalisation d'un coroscaner.

3. Patient asymptomatique, à faible risque

L'utilisation du coroscaner pour la recherche systématique et le dépistage d'une athérosclérose n'est pas recommandée.

4. Après revascularisation myocardique (pontage, stent)

Après revascularisation percutanée ou chirurgicale, l'utilisation du scanner coronaire ne peut être recommandée de manière systématique chez les patients asymptomatiques.

En cas de récurrence angineuse chez les patients traités par revascularisation percutanée, le coroscaner ne doit pas être recommandé dans l'évaluation des prothèses endocoronaires en raison de performances insuffisantes : en effet, en dehors du cas particulier du stent du tronc commun (69, 70) et des pontages veineux, la fiabilité de la détection de la resténose intrastent reste très modérée dans la plupart des cas, avec un taux très important de stents non analysables (14 % d'après une méta-analyse récente (6, 90-92)).

En cas de récurrence angineuse chez des patients aux antécédents de revascularisation chirurgicale, le coroscaner pourrait pour certains, constituer une alternative à la coronarographie invasive. Il n'en demeure pas moins que le scanner, dans cette indication, reste essentiellement une évaluation de la perméabilité des pontages plus qu'une réelle identification des sténoses significatives : en effet l'analyse des anastomoses distales et du réseau natif constituent des limites importantes du coroscaner en l'état actuel des performances techniques des équipements (69, 70, 93-100).

5. Évaluation préopératoire avant chirurgie extra-cardiaque

En cas de chirurgie, non-cardiaque, il n'y a pas d'indication à réaliser un coroscaner lorsque le risque opératoire est faible.

6. Mesure de la surface valvulaire aortique

La mesure planimétrique de la surface valvulaire aortique est accessible par le scanner en cas de rétrécissement aortique calcifié (101-106). Cependant la reproductibilité et la précision sont insuffisantes pour une évaluation satisfaisante en comparaison à l'écho-doppler cardiaque. On ne retient donc pas le scanner dans cette indication.

7. Caractérisation de la plaque athéromateuse

Contrairement à la coronarographie le scanner permet de visualiser les plaques d'athérome (25, 107-109). Il n'y a cependant pas d'implication thérapeutique ou pronostique de l'analyse de la plaque. Nous ne retenons donc pas cette indication en dehors de l'aide à l'angioplastie.

8. Réalisation du score calcique seul chez le patient symptomatique ou coronarien avéré

La réalisation a priori du seul score calcique est inappropriée chez les patients aux antécédents d'angioplastie avec mise en place d'endoprothèse ou de pontage aorto-coronarien ou chez les patients symptomatiques (110).

Synthèse

1. Indications appropriées

- 1) Indications classiques :
 - embolie pulmonaire,

- dissection aortique,
 - évaluation des anévrismes de l'aorte.
- 2) Bilan anatomique :
 - cartographie préopératoire de la position des pontages lorsqu'une chirurgie 'réduite' doit être envisagée,
 - analyse anatomique avec cartographie veineuse pulmonaire dans les procédures d'ablation par radiofréquence dans la fibrillation auriculaire,
 - cartographie du système veineux coronaire avant implantation de stimulations multisites dans l'insuffisance cardiaque),
 - évaluation des masses cardiaques,
 - bilan étiologique des pathologies péricardiques,
 - cardiopathies congénitales,
 - recherche d'une anomalie coronaire congénitale,
 - évaluation anatomique avant implantation d'une valve aortique percutanée.
 - 3) Détection de la maladie coronaire :
 - réalisation du score calcique,
 - douleur thoracique aiguë, sans modification ECG ou enzymatique,
 - angor stable ou précordialgie atypique,
 - exploration des cardiopathies avec bloc de branche gauche,
 - exploration des cardiopathies dilatées,
 - transplantation cardiaque,
 - avant revascularisation myocardique,
 - suivi des stents du tronc commun,
 - évaluation préopératoire avant chirurgie générale lourde,
 - évaluation coronaire préopératoire des valvulopathies,
 - analyse du myocarde.

2. Indications inappropriées

- Douleur thoracique aiguë avec modifications ECG et/ou élévation des enzymes cardiaques.
- Patient à risque élevé ou intermédiaire, avec un test fonctionnel positif.
- Patient asymptomatique, à faible risque.
- Après revascularisation myocardique (pontage, stent).
- Évaluation préopératoire avant chirurgie extracardiaque.
- Caractérisation de la plaque athéromateuse.
- Mesure de la surface valvulaire aortique.
- Réalisation du score calcique seul chez le patient symptomatique ou coronarien avéré.

Conclusion (annexe 1)

En conclusion, l'utilisation du scanner multi-barrettes pour la détection de la maladie coronaire ne doit pas être opposée à la coronarographie invasive traditionnelle mais doit être considérée comme un outil diagnostique complémentaire. La technique invasive reste le protocole standard dans les syndromes coronaires aigus avec modifications électriques et/ou élévation enzymatique et chez les patients symptomatiques à forte probabilité d'atteinte coronaire. En raison de sa valeur prédictive négative élevée, le scanner coronaire se positionne aujourd'hui comme un examen utile pour exclure la maladie coronaire et éviter le recours à un examen invasif. S'il est possible que dans le futur, le scanner coronaire chez les patients avec des précordialgies atypiques et une probabilité prétest faible, puisse remplacer certains tests

fonctionnels non invasifs que sont l'épreuve d'effort, la scintigraphie ou l'écho de stress, ces évolutions dans la stratégie diagnostique devront être validées par des études cliniques. D'autre part, les évolutions technologiques du scanner multicoupes annoncées, tant au plan de la performance que de la réduction de dose permettront probablement de reconsidérer l'ensemble de ces indications dans les prochaines années.

Références

1. Brindis RG, Douglas PS, Hendel RC, Peterson ED, Wolk MJ, Allen JM, Patel MR, Raskin IE, Hendel RC, Bateman TM, Cerqueira MD, Gibbons RJ, Gillam LD, Gillespie JA, Hendel RC, Iskandrian AE, Jerome SD, Krumholz HM, Messer JV, Spertus JA, Stowers SA. ACCF/ASNC appropriateness criteria for single-photon emission computed tomography myocardial perfusion imaging (SPECT MPI): a report of the American College of Cardiology Foundation Quality Strategic Directions Committee Appropriateness Criteria Working Group and the American Society of Nuclear Cardiology endorsed by the American Heart Association. *J Am Coll Cardiol* 2005;46:1587-605.
2. Douglas PS, Khandheria B, Stainback RF, Weissman NJ, Peterson ED, Hendel RC, Stainback RF, Blaivas M, Des Prez RD, Gillam LD, Golash T, Hiratzka LF, Kussmaul WG, Labovitz AJ, Lindenfeld J, Masoudi FA, Mayo PH, Porembka D, Spertus JA, Wann LS, Wieggers SE, Brindis RG, Douglas PS, Patel MR, Wolk MJ, Allen JM. ACCF/ASE/ACEP/AHA/ASNC/SCAI/SCCT/SCMR 2008 appropriateness criteria for stress echocardiography: a report of the American College of Cardiology Foundation Appropriateness Criteria Task Force, American Society of Echocardiography, American College of Emergency Physicians, American Heart Association, American Society of Nuclear Cardiology, Society for Cardiovascular Angiography and Interventions, Society of Cardiovascular Computed Tomography, and Society for Cardiovascular Magnetic Resonance: endorsed by the Heart Rhythm Society and the Society of Critical Care Medicine. *Circulation* 2008;117:1478-97.
3. Hendel RC, Patel MR, Kramer CM, Poon M, Hendel RC, Carr JC, Gerstad NA, Gillam LD, Hodgson JM, Kim RJ, Kramer CM, Lesser JR, Martin ET, Messer JV, Redberg RF, Rubin GD, Rumsfeld JS, Taylor AJ, Weigold WG, Woodard PK, Brindis RG, Hendel RC, Douglas PS, Peterson ED, Wolk MJ, Allen JM, Patel MR. ACCF/ACR/SCCT/SCMR/ASNC/NASCI/SCAI/SIR 2006 appropriateness criteria for cardiac computed tomography and cardiac magnetic resonance imaging: a report of the American College of Cardiology Foundation Quality Strategic Directions Committee Appropriateness Criteria Working Group, American College of Radiology, Society of Cardiovascular Computed Tomography, Society for Cardiovascular Magnetic Resonance, American Society of Nuclear Cardiology, North American Society for Cardiac Imaging, Society for Cardiovascular Angiography and Interventions, and Society of Interventional Radiology. *J Am Coll Cardiol* 2006;48:1475-97.
4. Schroeder S, Achenbach S, Bengel F, Burgstahler C, Cademartiri F, de Feyter P, George R, Kaufmann P, Kopp AF, Knutti J, Ropers D, Schuijf J, Tops LF, Bax JJ. Cardiac computed tomography: indications, applications, limitations, and training requirements: report of a Writing Group deployed by the Working Group Nuclear Cardiology and Cardiac CT of the European Society of Cardiology and the European Council of Nuclear Cardiology. *Eur Heart J* 2008;29:531-56.
5. Caussin C, Ghostine S, Pesenti-Rossi D, Habib Y, Habis M, Paul JF, Lancelin B. Imagerie quantitative de la sténose coronaire. *Imagerie du coeur et des artères coronaires*. O. Vignaux 2008;214-224.
6. Hamon M, Biondi-Zoccai GG, Malagutti P, Agostoni P, Morello R, Valgimigli M, Hamon M. Diagnostic performance of multislice spiral computed tomography of coronary arteries as compared with conventional invasive coronary angiography: a meta-analysis. *J Am Coll Cardiol* 2006;48:1896-910.
7. Kopp AF, Heuschmid M, Reimann A, Kuettner A, Beck T, Burgstahler C, Brodoefel H, Claussen CD, Schroeder S. Advances in imaging protocols for cardiac MDCT: from 16- to 64-row multidetector computed tomography. *Eur Radiol* 2005;15 Suppl 5:E71-7.
8. Heuschmid M, Kuettner A, Schroeder S, Trabold T, Feyer A, Seemann MD, Kuzo R, Claussen CD, Kopp AF. ECG-gated 16-MDCT of the coronary arteries: assessment of image quality and accuracy in detecting stenoses. *AJR Am J Roentgenol* 2005;184:1413-9.
9. Kuettner A, Beck T, Drosch T, Kettering K, Heuschmid M, Burgstahler C, Claussen CD, Kopp AF, Schroeder S. Diagnostic accuracy of noninvasive coronary imaging using 16-detector slice spiral computed tomography with 188 ms temporal resolution. *J Am Coll Cardiol* 2005;45:123-7.
10. Kuettner A, Trabold T, Schroeder S, Feyer A, Beck T, Brueckner A, Heuschmid M, Burgstahler C, Kopp AF, Claussen CD. Noninvasive detection of coronary lesions using 16-detector multislice spiral computed tomography technology: initial clinical results. *J Am Coll Cardiol* 2004;44:1230-7.
11. Kuettner A, Kopp AF, Schroeder S, Rieger T, Brunn J, Meisner C, Heuschmid M, Trabold T, Burgstahler C, Martensen J, Schoebel W, Selbmann HK, Claussen CD. Diagnostic accuracy of multidetector computed tomography coronary angiography in patients with angiographically proven coronary artery disease. *J Am Coll Cardiol* 2004;43:831-9.
12. Cademartiri F, Luccichenti G, Marano R, Nieman K, Mollet N, de Feyter PJ, Krestin GP, Pavone P, Bonomo L. Spiral CT-angiography with one, four, and sixteen slice scanners. Technical note. *Radiol Med (Torino)* 2003;106:269-83.
13. Mollet NR, Cademartiri F, van Mieghem CA, Runza G, McFadden EP, Baks T, Serruys PW, Krestin GP, de Feyter PJ. High-resolution spiral computed tomography coronary angiography in patients referred for diagnostic conventional coronary angiography. *Circulation* 2005;112:2318-23.
14. Hoffmann U, Moselewski F, Cury RC, Ferencik M, Jang IK, Diaz LJ, Abbara S, Brady TJ, Achenbach S. Predictive value of 16-slice multidetector spiral computed tomography to detect significant obstructive coronary artery disease in patients at high risk for coronary artery disease: patient-versus segment-based analysis. *Circulation* 2004;110:2638-43.
15. Martuscelli E, Romagnoli A, D'Eliseo A, Razzini C, Tomassini M, Sperandio M, Simonetti G, Romeo F. Accuracy of thin-slice computed tomography in the detection of coronary stenoses. *Eur Heart J* 2004;25:1043-8.
16. Ropers D, Baum U, Pohle K, Anders K, Ulzheimer S, Ohnesorge B, Schlundt C, Bautz W, Daniel WG, Achenbach S. Detection of coronary artery stenoses with thin-slice multi-detector row spiral computed tomography and multiplanar reconstruction. *Circulation* 2003;107:664-6.
17. Caussin C, Daoud B, Ghostine S, Perrier E, Habis M, Lancelin B, Angel CY, Paul JF. Comparison of lumen of intermediate coronary stenosis using 16-slice computed tomography versus intravascular ultrasound. *Am J Cardiol* 2005;96:524-8.
18. Kaiser C, Bremerich J, Haller S, Brunner-La Rocca HP, Bongartz G, Pfisterer M, Buser P. Limited diagnostic yield of noninvasive coronary angiography by 16-slice multi-detector spiral computed tomography in routine patients referred for evaluation of coronary artery disease. *Eur Heart J* 2005;26:1987-92.

19. Schuijf JD, Pundziute G, Jukema JW, Lamb HJ, van der Hoeven BL, de Roos A, van der Wall EE, Bax JJ. Diagnostic accuracy of 64-slice multislice computed tomography in the noninvasive evaluation of significant coronary artery disease. *Am J Cardiol* 2006;98:145-8.
20. Gaemperli O, Schepis T, Koepfli P, Valenta I, Soyka J, Leschka S, Desbiolles L, Husmann L, Alkadhi H, Kaufmann PA. Accuracy of 64-slice CT angiography for the detection of functionally relevant coronary stenoses as assessed with myocardial perfusion SPECT. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2007;34:1162-71.
21. Leschka S, Alkadhi H, Plass A, Desbiolles L, Grunenfelder J, Marincek B, Wildermuth S. Accuracy of MSCT coronary angiography with 64-slice technology: first experience. *Eur Heart J* 2005;26:1482-7.
22. Scheffel H, Alkadhi H, Plass A, Vachenaue R, Desbiolles L, Gaemperli O, Schepis T, Frauenfelder T, Schertler T, Husmann L, Grunenfelder J, Genoni M, Kaufmann PA, Marincek B, Leschka S. Accuracy of dual-source CT coronary angiography: First experience in a high pre-test probability population without heart rate control. *Eur Radiol* 2006;16:2739-47.
23. Scheffel H, Leschka S, Plass A, Vachenaue R, Gaemperli O, Garzoli E, Genoni M, Marincek B, Kaufmann P, Alkadhi H. Accuracy of 64-slice computed tomography for the preoperative detection of coronary artery disease in patients with chronic aortic regurgitation. *Am J Cardiol* 2007;100:701-6.
24. Leber AW, Johnson T, Becker A, von Ziegler F, Tittus J, Nikolaou K, Reiser M, Steinbeck G, Becker CR, Knez A. Diagnostic accuracy of dual-source multi-slice CT-coronary angiography in patients with an intermediate pretest likelihood for coronary artery disease. *Eur Heart J* 2007;28:2354-60.
25. Leber AW, Knez A, von Ziegler F, Becker A, Nikolaou K, Paul S, Wintersperger B, Reiser M, Becker CR, Steinbeck G, Boekstegers P. Quantification of obstructive and nonobstructive coronary lesions by 64-slice computed tomography: a comparative study with quantitative coronary angiography and intravascular ultrasound. *J Am Coll Cardiol* 2005;46:147-54.
26. Raff GL, Gallagher MJ, O'Neill WW, Goldstein JA. Diagnostic accuracy of noninvasive coronary angiography using 64-slice spiral computed tomography. *J Am Coll Cardiol* 2005;46:552-7.
27. Caussin C, Larchez C, Ghostine S, Pesenti-Rossi D, Daoud B, Habis M, Sigal-Cinqualbre A, Perrier E, Angel CY, Lancelin B, Paul JF. Comparison of coronary minimal lumen area quantification by sixty-four-slice computed tomography versus intravascular ultrasound for intermediate stenosis. *Am J Cardiol* 2006;98:871-6.
28. Hausleiter J, Meyer T, Hadamitzky M, Zankl M, Gerein P, Dorrler K, Kastrati A, Martinoff S, Schomig A. Non-invasive coronary computed tomographic angiography for patients with suspected coronary artery disease: the Coronary Angiography by Computed Tomography with the Use of a Submillimeter resolution (CACSUS) trial. *Eur Heart J* 2007;28:3034-41.
29. Hamon M, Morello R, Riddell JW, Hamon M. Coronary arteries: diagnostic performance of 16- versus 64-section spiral CT compared with invasive coronary angiography--meta-analysis. *Radiology* 2007;245:720-31.
30. Hausleiter J, Meyer T, Hadamitzky M, Huber E, Zankl M, Martinoff S, Kastrati A, Schomig A. Radiation dose estimates from cardiac multislice computed tomography in daily practice: impact of different scanning protocols on effective dose estimates. *Circulation* 2006;113:1305-10.
31. Hunold P, Vogt FM, Schmermund A, Debatin JF, Kerkhoff G, Budde T, Erbel R, Ewen K, Barkhausen J. Radiation exposure during cardiac CT: effective doses at multi-detector row CT and electron-beam CT. *Radiology* 2003;226:145-52.
32. Glas AS, Lijmer JG, Prins MH, Bonsel GJ, Bossuyt PM. The diagnostic odds ratio: a single indicator of test performance. *J Clin Epidemiol* 2003;56:1129-35.
33. Deville WL, Buntinx F, Bouter LM, Montori VM, de Vet HC, van der Windt DA, Bezemer PD. Conducting systematic reviews of diagnostic studies: didactic guidelines. *BMC Med Res Methodol* 2002;2:9.
34. Lijmer JG, Bossuyt PM, Heisterkamp SH. Exploring sources of heterogeneity in systematic reviews of diagnostic tests. *Stat Med* 2002;21:1525-37.
35. Ou P, Celermajer DS, Calcagni G, Brunelle F, Bonnet D, Sidi D. Three-dimensional CT scanning: a new diagnostic modality in congenital heart disease. *Heart* 2007;93:908-13.
36. Wang XM, Wu LB, Sun C, Liu C, Chao BT, Han B, Zhang YT, Chen HS, Li ZJ. Clinical application of 64-slice spiral CT in the diagnosis of the Tetralogy of Fallot. *Eur J Radiol* 2007;64:296-301.
37. Wong MN, Chan LG, Sim KH. Interrupted aortic arch and aortopulmonary window demonstrated on 64-slice multidetector computed tomography angiography. *Heart* 2007;93:95.
38. Agatston AS, Janowitz WR, Hildner FJ, Zusmer NR, Viamonte M, Jr., Detrano R. Quantification of coronary artery calcium using ultrafast computed tomography. *J Am Coll Cardiol* 1990;15:827-32.
39. Greenland P, Bonow RO, Brundage BH, Budoff MJ, Eisenberg MJ, Grundy SM, Lauer MS, Post WS, Raggi P, Redberg RF, Rodgers GP, Shaw LJ, Taylor AJ, Weintraub WS, Harrington R, Abrams J, Anderson JL, Bates ER, Grines CL, Hlatky MA, Lichtenberg RC, Lindner JR, Pohost GM, Schofield RS, Shubrooks SJJ, Stein JH, Tracy CM, Vogel RA, Wesley DJ. ACCF/AHA 2007 Clinical Expert Consensus Document on Coronary Artery Calcium Scoring by Computed Tomography in Global Cardiovascular Risk Assessment and in Evaluation of Patients With Chest Pain. *Circulation* 2007;115:402-426.
40. Oudkerk M, Stillman AE, Halliburton SS, Kalender WA, Möhlenkamp S, McCollough CH, Vliegenthart R, Shaw LJ, Stanford W, Taylor AJ, van Ooijen P M, Wexler L, Raggi P. Coronary artery calcium screening: current status and recommendations from the European Society of Cardiac Radiology and North American Society for Cardiovascular Imaging. *Int J Cardiovasc Imaging* 2008.
41. Eriksson P, Hansson PO, Eriksson H, Dellborg M. Bundle-branch block in a general male population: the study of men born 1913. *Circulation* 1998;98:2494-500.
42. Eriksson P, Wilhelmsen L, Rosengren A. Bundle-branch block in middle-aged men: risk of complications and death over 28 years. The Primary Prevention Study in Goteborg, Sweden. *Eur Heart J* 2005;26:2300-6.
43. Schneider JF, Thomas HE, Jr., Sorlie P, Kreger BE, McNamara PM, Kannel WB. Comparative features of newly acquired left and right bundle branch block in the general population: the Framingham study. *Am J Cardiol* 1981;47:931-40.
44. Rotman M, Triebwasser JH. A clinical and follow-up study of right and left bundle branch block. *Circulation* 1975;51:477-84.
45. McAnulty JH, Rahimtoola SH, Murphy E, DeMots H, Ritzmann L, Kanarek PE, Kauffman S. Natural history of "high-risk" bundle-branch block: final report of a prospective study. *N Engl J Med* 1982;307:137-43.
46. Hesse B, Diaz LA, Snader CE, Blackstone EH, Lauer MS. Complete bundle branch block as an independent predictor of all-cause mortality: report of 7,073 patients referred for nuclear exercise testing. *Am J Med* 2001;110:253-9.
47. Freedman RA, Alderman EL, Sheffield LT, Saporito M, Fisher LD. Bundle branch block in patients with chronic coronary artery disease: angiographic correlates and prognostic significance. *J Am Coll Cardiol* 1987;10:73-80.
48. Orzan F, Garcia E, Mathur VS, Hall RJ. Is the treadmill exercise test useful for evaluating coronary artery disease in patients with complete left bundle branch block? *Am J Cardiol* 1978;42:36-40.

49. DePuey EG, Guertler-Krawczynska E, Robbins WL. Thallium-201 SPECT in coronary artery disease patients with left bundle branch block. *J Nucl Med* 1988;29:1479-85.
50. Lebtahi NE, Stauffer JC, Delaloye AB. Left bundle branch block and coronary artery disease: accuracy of dipyridamole thallium-201 single-photon emission computed tomography in patients with exercise anteroseptal perfusion defects. *J Nucl Cardiol* 1997;4:266-73.
51. Geleijnse ML, Vigna C, Kasprzak JD, Rambaldi R, Salvatori MP, Elhendy A, Cornel JH, Fioretti PM, Roelandt JR. Usefulness and limitations of dobutamine-atropine stress echocardiography for the diagnosis of coronary artery disease in patients with left bundle branch block. A multicentre study. *Eur Heart J* 2000;21:1666-73.
52. Ghostine S, Caussin C, Daoud B, Habis M, Perrier E, Pesenti-Rossi D, Sigal-Cinqualbre A, Angel CY, Lancelin B, Capderou A, Paul JF. Non-invasive detection of coronary artery disease in patients with left bundle branch block using 64-slice computed tomography. *J Am Coll Cardiol* 2006;48:1929-34.
53. Perrier E, Manen O, Doireau P, Paul JF, Ghostine S, Lerecouvreur M, Deroche J, Leduc PA, Genero M, Paris JF, Martel V, Carlouz R, Geffroy S, Caussin C, Plotton C, Gourbat JP. LBBB in aircrew with low cardiac risk: diagnostic application of multislice CT. *Aviat Space Environ Med* 2006;77:613-8.
54. Perrier E, Manen O, Ghostine S, Caussin C, Plotton C, Carlouz R. Multislice computed tomography to rule out coronary artery disease in pilots with acquired left bundle-branch block and low cardiac risk. *Am Heart J* 2006;152:e23; author reply e29.
55. Andreini D, Pontone G, Pepi M, Ballerini G, Bartorelli AL, Magini A, Quaglia C, Nobili E, Agostoni P. Diagnostic accuracy of multidetector computed tomography coronary angiography in patients with dilated cardiomyopathy. *J Am Coll Cardiol* 2007;49:2044-50.
56. Ghostine S, Caussin C, Habis M, Habib Y, Clement C, Sigal-Cinqualbre A, Angel CY, Lancelin B, Capderou A, Paul JF. Non-invasive diagnosis of ischaemic heart failure using 64-slice computed tomography. *Eur Heart J* 2008;29:2133-2140.
57. Cornily JC, Gilard M, Le Gal G, Pennec PY, Vinsonneau U, Blanc JJ, Mansourati J, Boschat J. Accuracy of 16-detector multislice spiral computed tomography in the initial evaluation of dilated cardiomyopathy. *Eur J Radiol* 2007;61:84-90.
58. Pinney SP, Mancini D. Cardiac allograft vasculopathy: advances in understanding its pathophysiology, prevention, and treatment. *Curr Opin Cardiol* 2004;19:170-6.
59. Smart FW, Ballantyne CM, Cocanougher B, Farmer JA, Sekele ME, Noon GP, Young JB. Insensitivity of noninvasive tests to detect coronary artery vasculopathy after heart transplant. *Am J Cardiol* 1991;67:243-7.
60. Ciliberto GR, Ruffini L, Mangiacchi M, Parolini M, Sara R, Massa D, De Maria R, Gronda E, Vitali E, Parodi O. Resting echocardiography and quantitative dipyridamole technetium-99m sestamibi tomography in the identification of cardiac allograft vasculopathy and the prediction of long-term prognosis after heart transplantation. *Eur Heart J* 2001;22:964-71.
61. Spes CH, Klauss V, Mudra H, Schnaack SD, Tammen AR, Rieber J, Siebert U, Henneke KH, Uberfuhr P, Reichart B, Theisen K, Angermann CE. Diagnostic and prognostic value of serial dobutamine stress echocardiography for noninvasive assessment of cardiac allograft vasculopathy: a comparison with coronary angiography and intravascular ultrasound. *Circulation* 1999;100:509-15.
62. Gregory SA, Ferencik M, Achenbach S, Yeh RW, Hoffmann U, Inglessis I, Cury RC, Nieman K, McNulty IA, Laffan JA, Pomerantsev EV, Brady TJ, Semigran MJ, Jang IK. Comparison of sixty-four-slice multidetector computed tomographic coronary angiography to coronary angiography with intravascular ultrasound for the detection of transplant vasculopathy. *Am J Cardiol* 2006;98:877-84.
63. Romeo G, Houyel L, Angel CY, Brenot P, Riou JY, Paul JF. Coronary stenosis detection by 16-slice computed tomography in heart transplant patients: comparison with conventional angiography and impact on clinical management. *J Am Coll Cardiol* 2005;45:1826-31.
64. Hecht HS. Applications of multislice coronary computed tomographic angiography to percutaneous coronary intervention: how did we ever do without it? *Catheter Cardiovasc Interv* 2008;71:490-503.
65. Mitsutake R, Miura S, Nishikawa H, Saku K. Usefulness of the evaluation of stent fracture by 64-multi-detector row computed tomography. *J Cardiol* 2008;51:135-8.
66. Schwartz RS. Cardiac CTA, three-dimensions, and the chronic total occlusion: a window to the future. *Catheter Cardiovasc Interv* 2008;71:790-1.
67. Yokoyama N, Yamamoto Y, Suzuki S, Suzuki M, Konno K, Kozuma K, Kaminaga T, Isshiki T. Impact of 16-slice computed tomography in percutaneous coronary intervention of chronic total occlusions. *Catheter Cardiovasc Interv* 2006;68:1-7.
68. Pflederer T, Ludwig J, Ropers D, Daniel WG, Achenbach S. Measurement of coronary artery bifurcation angles by multidetector computed tomography. *Invest Radiol* 2006;41:793-8.
69. Gilard M, Cornily JC, Rioufol G, Finet G, Pennec PY, Mansourati J, Blanc JJ, Boschat J. Noninvasive assessment of left main coronary stent patency with 16-slice computed tomography. *Am J Cardiol* 2005;95:110-2.
70. Van Mieghem CA, Cademartiri F, Mollet NR, Malagutti P, Valgimigli M, Meijboom WB, Pugliese F, McFadden EP, Ligthart J, Runza G, Bruining N, Smits PC, Regar E, van der Giessen WJ, Sianos G, van Domburg R, de Jaegere P, Krestin GP, Serruys PW, de Feyter PJ. Multislice spiral computed tomography for the evaluation of stent patency after left main coronary artery stenting: a comparison with conventional coronary angiography and intravascular ultrasound. *Circulation* 2006;114:645-53.
71. Cademartiri F, Marano R, Runza G, Mollet N, Nieman K, Luccichenti G, Gualerzi M, Brambilla L, Coruzzi P, Galia M, Midiri M. Non-invasive assessment of coronary artery stent patency with multislice CT: preliminary experience. *Radiol Med (Torino)* 2005;109:500-507.
72. Sado DM, Bull RK, Radvan JR. Computed tomography to visualise a left coronary artery main stem stent. *Heart* 2006;92:1759.
73. Juwana YB, Wirianta J, Suryapranata H, de Boer MJ. Left main coronary artery stenosis undetected by 64-slice computed tomography: a word of caution. *Neth Heart J* 2007;15:255-6.
74. Gilard M, Cornily JC, Pennec PY, Joret C, Le Gal G, Mansourati J, Blanc JJ, Boschat J. Accuracy of multislice computed tomography in the preoperative assessment of coronary disease in patients with aortic valve stenosis. *J Am Coll Cardiol* 2006;47:2020-4.
75. Meijboom WB, Mollet NR, Van Mieghem CA, Kluijn J, Weustink AC, Pugliese F, Vourvouri E, Cademartiri F, Bogers AJ, Krestin GP, de Feyter PJ. Pre-operative computed tomography coronary angiography to detect significant coronary artery disease in patients referred for cardiac valve surgery. *J Am Coll Cardiol* 2006;48:1658-65.
76. Reant P, Brunot S, Lafitte S, Serri K, Leroux L, Corneloup O, Iriart X, Coste P, Dos Santos P, Roudaut R, Laurent F. Predictive value of noninvasive coronary angiography with multidetector computed tomography to detect significant coronary stenosis before valve surgery. *Am J Cardiol* 2006;97:1506-10.
77. Holmstrom M, Sillanpaa MA, Kupari M, Kivisto S, Lauerma K. Eight-row multidetector computed tomography coronary angiography evaluation of significant coronary artery disease in patients with severe aortic valve stenosis. *Int J Cardiovasc Imaging* 2006;22:703-10.
78. Brodoefel H, Klumpp B, Reimann A, Fenchel M, Heuschmid M, Miller S, Schroeder S, Claussen C, Scheule AM, Kopp AF. Sixty-four-MSCT in the characterization of porcine acute and subacute

- myocardial infarction: determination of transmural extent in comparison to magnetic resonance imaging and histopathology. *Eur J Radiol* 2007;62:235-46.
79. Ko SM, Kim YW, Han SW, Seo JB. Early and delayed myocardial enhancement in myocardial infarction using two-phase contrast-enhanced multidetector-row CT. *Korean J Radiol* 2007;8:94-102.
 80. Ko SM, Seo JB, Hong MK, Do KH, Lee SH, Lee JS, Song JW, Park SJ, Park SW, Lim TH. Myocardial enhancement pattern in patients with acute myocardial infarction on two-phase contrast-enhanced ECG-gated multidetector-row computed tomography. *Clin Radiol* 2006;61:417-22.
 81. Koyama Y, Matsuoka H, Mochizuki T, Higashino H, Kawakami H, Nakata S, Aono J, Ito T, Naka M, Ohashi Y, Higaki J. 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.
 82. Lessick J, Dragu R, Mutlak D, Rispler S, Beyar R, Litmanovich D, Engel A, Agmon Y, Kapeliovich M, Hammerman H, Ghersein E. Is functional improvement after myocardial infarction predicted with myocardial enhancement patterns at multidetector CT? *Radiology* 2007;244:736-44.
 83. Paul JF, Dambrin G, Caussin C, Lancelin B, Angel C. Sixteen-slice computed tomography after acute myocardial infarction: from perfusion defect to the culprit lesion. *Circulation* 2003;108:373-4.
 84. Paul JF, Wartski M, Caussin C, Sigal-Cinqualbre A, Lancelin B, Angel C, Dambrin G. 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.
 85. Silberman S, Dambrin G, Ghostine S, Caussin C, Lancelin B, Paul JF. [Diagnosis of acute myocardial infarction using multislice computed tomography in emergency room]. *Arch Mal Coeur Vaiss* 2004;97:366-9.
 86. 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* 2006.
 87. Dambrin G, Wartski M, Toussaint M, Ghostine S, Caussin C, Angel C, Lancelin B, Paul JF. [Anomalies in myocardial contrast uptake revealed by multislice cardiac CT during acute myocarditis]. *Arch Mal Coeur Vaiss* 2004;97:1031-4.
 88. Bousset L, Gamondes D, Staat P, Elicker BM, Revel D, Douek P. Acute chest pain with normal coronary angiogram: role of contrast-enhanced multidetector computed tomography in the differential diagnosis between myocarditis and myocardial infarction. *J Comput Assist Tomogr* 2008;32:228-32.
 89. Redheuil AB, Azarine A, Garrigoux P, Mousseaux E. Images in cardiovascular medicine. Correspondence between delayed enhancement patterns in multislice computed tomography and magnetic resonance imaging in a case of acute myocarditis. *Circulation* 2006;114:e571-2.
 90. Gilard M, Cornily JC, Pennec PY, Le Gal G, Nonent M, Mansourati J, Blanc JJ, Boschat J. Assessment of coronary artery stents by 16 slice computed tomography. *Heart* 2006;92:58-61.
 91. Manghat N, Van Lingen R, Hewson P, Syed F, Kakani N, Cox I, Roobottom C, Morgan-Hughes G. Usefulness of 64-detector row computed tomography for evaluation of intracoronary stents in symptomatic patients with suspected in-stent restenosis. *Am J Cardiol* 2008;101:1567-73.
 92. Hamon M, Champ-Rigot L, Morello R, Riddell JW, Hamon M. Diagnostic accuracy of in-stent coronary restenosis detection with multislice spiral computed tomography: a meta-analysis. *Eur Radiol* 2008;18:217-25.
 93. Stein PD, Beemath A, Skaf E, Kayali F, Janjua M, Alesh I, Olson RE. Usefulness of 4-, 8-, and 16-slice computed tomography for detection of graft occlusion or patency after coronary artery bypass grafting. *Am J Cardiol* 2005;96:1669-73.
 94. Chiurlia E, Menozzi M, Ratti C, Romagnoli R, Modena MG. Follow-up of coronary artery bypass graft patency by multislice computed tomography. *Am J Cardiol* 2005;95:1094-7.
 95. Andreini D, Pontone G, Ballerini G, Bertella E, Nobili E, Parolari A, Pepi M. Bypass graft and native postanastomotic coronary artery patency: assessment with computed tomography. *Ann Thorac Surg* 2007;83:1672-8.
 96. Jones CM, Athanasiou T, Dunne N, Kirby J, Aziz O, Haq A, Rao C, Constantinides V, Purkayastha S, Darzi A. Multi-detector computed tomography in coronary artery bypass graft assessment: a meta-analysis. *Ann Thorac Surg* 2007;83:341-8.
 97. Malagutti P, Nieman K, Meijboom WB, van Mieghem CA, Pugliese F, Cademartiri F, Mollet NR, Boersma E, de Jaegere PP, de Feyter PJ. Use of 64-slice CT in symptomatic patients after coronary bypass surgery: evaluation of grafts and coronary arteries. *Eur Heart J* 2007;28:1879-85.
 98. Burgstahler C, Beck T, Kuettner A, Drosch T, Kopp AF, Heuschmid M, Claussen CD, Schroeder S. Non-invasive evaluation of coronary artery bypass grafts using 16-row multi-slice computed tomography with 188 ms temporal resolution. *Int J Cardiol* 2006;106:244-9.
 99. Onuma Y, Tanabe K, Chihara R, Yamamoto H, Miura Y, Kigawa I, Fukuda S, Miyairi T, Nakajima H, Hara K. Evaluation of coronary artery bypass grafts and native coronary arteries using 64-slice multidetector computed tomography. *Am Heart J* 2007;154:519-26.
 100. Hamon M, Lepage O, Malagutti P, Riddell JW, Morello R, Agostini D, Hamon M. Diagnostic performance of 16- and 64-section spiral CT for coronary artery bypass graft assessment: meta-analysis. *Radiology* 2008;247:679-86.
 101. Alkadhhi H, Wildermuth S, Plass A, Bettex D, Baumert B, Leschka S, Desbiolles LM, Marincek B, Boehm T. Aortic stenosis: comparative evaluation of 16-detector row CT and echocardiography. *Radiology* 2006;240:47-55.
 102. Feuchtner GM, Dichtl W, Friedrich GJ, Frick M, Alber H, Schachner T, Bonatti J, Mallouhi A, Frede T, Pachinger O, zur Nedden D, Muller S. Multislice computed tomography for detection of patients with aortic valve stenosis and quantification of severity. *J Am Coll Cardiol* 2006;47:1410-7.
 103. Feuchtner GM, Muller S, Bonatti J, Schachner T, Velik-Salchner C, Pachinger O, Dichtl W. Sixty-four slice CT evaluation of aortic stenosis using planimetry of the aortic valve area. *AJR Am J Roentgenol* 2007;189:197-203.
 104. Habis M, Daoud B, Roger VL, Ghostine S, Caussin C, Ramadan R, Nottin R, Lancelin B, Angel CY, Capderou A, Paul JF. Comparison of 64-slice computed tomography planimetry and Doppler echocardiography in the assessment of aortic valve stenosis. *J Heart Valve Dis* 2007;16:216-24.
 105. Leborgne L, Choplin Y, Renard C, Claeys M, Levy F, Jarry G, Rey JL, Remond A, Quiret JC, Tribouilloy C. Quantification of aortic valve area with ECG-gated multi-detector spiral computed tomography in patients with aortic stenosis and comparison of two image analysis methods. *Int J Cardiol* 2008 in press.
 106. Tanaka H, Shimada K, Yoshida K, Jissho S, Yoshikawa J, Yoshiyama M. The simultaneous assessment of aortic valve area and coronary artery stenosis using 16-slice multidetector-row computed tomography in patients with aortic stenosis: comparison with echocardiography. *Circ J* 2007;71:1593-8.
 107. Caussin C, Ohanessian A, Ghostine S, Jacq L, Lancelin B, Dambrin G, Sigal-Cinqualbre A, Angel CY, Paul JF. Characterization of vulnerable nonstenotic plaque with 16-slice computed tomography compared with intravascular ultrasound. *Am J Cardiol* 2004;94:99-104.

108. Caussin C, Ohanessian A, Lancelin B, Rahal S, Hennequin R, Dambrin G, Brenot P, Angel CY, Paul JF. Coronary plaque burden detected by multislice computed tomography after acute myocardial infarction with near-normal coronary arteries by angiography. *Am J Cardiol* 2003;92:849-52.
109. Schroeder S, Kuettner A, Kopp AF, Heuschmidt M, Burgstahler C, Herdeg C, Claussen CD. Noninvasive evaluation of the prevalence of noncalcified atherosclerotic plaques by multi-slice detector computed tomography: results of a pilot study. *Int J Cardiol* 2003;92:151-5.
110. Georgiou D, Budoff MJ, Kaufer E, Kennedy JM, Lu B, Brundage BH. Screening patients with chest pain in the emergency department using electron beam tomography: a follow-up study. *J Am Coll Cardiol* 2001;38:105-10.

Annexe 1

Comparaison des différentes techniques d'exploration de la maladie coronaire.

	EE	SPECT	Echo de stress	IRM de stress	Scanner	Coro	IVUS-FFR
la meilleure sensibilité	+	++	++	++	++	+++	++++
la meilleure spécificité	+	++	++	++	+++	+++	++++
le moindre coût	+++	+	++	+	++	-	--
le risque le plus faible	+++	+++	+++	++	+++	+	-
probabilité d'un examen contributif (techniquement réalisable)	++	+++	++	+++	++	+++	+++
élément pronostique	++	+++	+++	?	+	++	+++
Informations non redondantes/coronarographie	++	+++	+++	+++	+	NA	+++
L'imputabilité des symptômes aux lésions athéromateuses	+	+++	+++	+++	+	+	+++
L'impact thérapeutique	+	++	++	++	+	+++	++

Les conditions techniques d'utilisation de l'IRM cardiaque

O Vignaux (1), J-F Deux (2) Y Chabrilat (3), S Willoteaux (4) P-Y Marie (5), F Laurent (6) et J Garot (7)

Abstract

Cardiac MRI: Technical considerations

Arch Cardiovasc Dis Sup 2009;1:23-33

Establishing a clinical cardiovascular magnetic resonance imaging (MRI) program needs a dedicated technical surroundings as well as a specific and expert staff. These guidelines based either on proofs or on expert consensus are stated in order to help the physicians to reach or maintain the competence required for clinical use of cardiovascular MRI. After the general safety statements, the guidelines are focused on hardware and software requirements, the MRI sequences and views, the post-acquisition analysis, and the staff. Specific safety concerns are then approached, more particularly stress testing MRI.

Key words: Cardiovascular MRI. Safety, competence, technology.

Résumé

Une activité d'imagerie cardiovasculaire par résonance magnétique nécessite un environnement technologique très spécifique ainsi qu'une expertise particulière des personnels. Ces recommandations basées sur les preuves ou par consensus des experts, sont émises dans le but d'aider les médecins à atteindre et maintenir le niveau de compétences requis pour la pratique de l'IRM cardiovasculaire. Après avoir décrit les aspects sécuritaires généraux, les recommandations portent sur le matériel, les séquences et plans de coupe, le post-traitement, et le personnel. Sont abordés enfin les problèmes sécuritaires particuliers, et notamment concernant les épreuves de stress.

Mots-clés : IRM cardiovasculaire. Sécurité, compétences, technologie.

Introduction, aspects stratégiques, environnement

La mise en œuvre de l'imagerie cardiovasculaire par résonance magnétique nécessite un environnement technologique spécifique, ainsi qu'une expertise particulière des personnels. La présence de médecins provenant de spécialités différentes (radiologues, cardiologues, médecins nucléaires), le caractère complexe du matériel d'imagerie, le développement rapide de l'IRM cardiovasculaire, rendent nécessaire l'établissement de recommandations. Dans le but d'harmoniser les pratiques et de définir les conditions techniques d'utilisation de l'IRM cardiovasculaire, les Sociétés Françaises de Cardiologie et de Radiologie ont mandaté un groupe de médecins experts pour rédiger ces recommandations. Les recommandations sont basées sur les preuves, lorsqu'elles existent. En l'absence de preuve, les experts émettent une opinion par consensus. Ces recommandations n'ont aucun caractère réglementaire. Elles sont émises dans le but d'aider les médecins à atteindre et maintenir le niveau de compétences requis pour la pratique de l'IRM cardiovasculaire. Dans ce texte, les experts entendent par imagerie cardiaque par résonance magnétique, l'imagerie cardiaque proprement dite, mais également l'imagerie des gros vaisseaux thoraciques, aorte et artère pulmonaire, qui est indissociable.

Le premier postulat est que l'installation de l'IRM est validée et conforme aux aspects réglementaires dictés par l'Agence Régionale

d'Hospitalisation (ARH), en termes d'autorisation de fonctionnement et de maintenance de l'équipement, notamment. Ces aspects réglementaires particuliers ne seront pas abordés. La pratique de l'IRM cardiaque nécessite un équipement spécifique, avec des antennes, des séquences d'imagerie et des techniques de synchronisation particulières. Les principes physiques du fonctionnement de l'IRM et de la formation des images ne seront volontairement pas abordés dans ce manuscrit. Ce texte se concentre sur les conditions techniques d'utilisation de l'IRM cardiovasculaire, incluant certains aspects stratégiques et d'environnement, les matériels et équipements requis, les personnels médicaux et non-médicaux, sans aborder leur formation qui est détaillée dans un autre chapitre, ainsi que les aspects sécuritaires dans l'environnement de l'aimant.

Aspects sécuritaires généraux

Tout comme l'échocardiographie, l'IRM est une technique dont les principes physiques de l'imagerie sont sans danger pour le patient. En effet, le principe physique n'interfère pas avec les couches d'électrons impliqués dans les liaisons chimiques. Ces électrons peuvent être altérés par les méthodes ionisantes (rayons X), pouvant affecter la stabilité de certaines molécules comme l'ADN (effets mutagènes). Le principe physique de l'IRM est restreint aux noyaux des atomes, notamment l'hydrogène, abondant dans l'eau, la graisse, et le muscle. Aucun effet clinique délétère à court ou plus long terme n'a été démontré avec les machines usuelles. À 3-4 Tesla, les manifestations sensorielles (goût métallique dans la bouche, vertige, phosphènes) sont interprétées comme dues aux courants induits par le déplacement du crâne à travers le champ inhomogène à l'entrée de l'aimant, et ne se produisent que pendant les mouvements du lit d'examen. Les mécanismes pouvant entraîner des interactions

(1) Service de Radiologie A, Hôpital Cochin, 27 rue du Faubourg Saint Jacques, 75014 Paris, France. (2) Service d'Imagerie Médicale, CHU Henri Mondor, 51 avenue du Maréchal de Lattre de Tassigny, 94010 Créteil cedex, France. (3) Service de Cardiologie, Hôpital Saint Joseph, 26 boulevard de Louvain, 13285 Marseille cedex, France. (4) Service de Radiologie, CHU d'Angers, 4 rue Larrey, 49933 Angers cedex 9, France. (5) Service de Médecine Nucléaire, Hôpital de Brabois Adulte, rue Morvan, 54511 Vandœuvre-lès-Nancy, France. (6) Service d'Imagerie Thoracique et Cardio-Vasculaire, Hôpital Haut Levêque, avenue de Magellan, 33604 Pessac cedex, France. (7) Service Cardiologie, Institut Jacques Cartier, 6 Avenue Noyer Lambert, 91300 Massy, France.

Correspondance : O Vignaux
E-mail : olivier.vignaux@ech.aphp.fr

sont revus dans la littérature et aucun n'apparaît inquiétant [1]. Enfin, l'ensemble des données de la littérature montre qu'il n'existe pas de cancer solide ou de leucémie induits par des expositions répétées aux champs magnétiques (2). Cependant, la présence du champ magnétique intense B_0 (1,5 à 3T en clinique), ainsi que les impulsions répétées de radiofréquence (champ magnétique B_1), s'accompagnent de certains risques particuliers qui doivent faire l'objet d'une prévention sans faille, par l'application de règles sécuritaires strictes par les personnels.

1. Risques liés au champ magnétique statique B_0

Afin d'assurer une sécurité maximale dans la machine, il est fondamental d'éviter la présence d'objets ferromagnétiques dans la pièce de l'IRM. Ils peuvent évidemment entraîner des distorsions du champ magnétique B_0 et des artéfacts dans l'image, mais certains d'entre eux peuvent être dangereusement attirés par le champ magnétique et se transformer en véritables projectiles. Il est impératif de vérifier spécifiquement que ce type d'objet ne pénètre pas dans la pièce et que chaque dispositif médical entrant dans l'aimant ne présente aucun danger. La plupart des aimants actuels sont dits autobloqués, le champ magnétique est confiné à proximité de l'aimant, avec une augmentation brutale de l'intensité du champ. L'entrée dans la zone à risque se fait donc sans transition. Il est classique de matérialiser au sol la « ligne des 5 Gauss », distance en deçà de laquelle on ne doit pas approcher les patients porteurs d'électrostimulateurs ainsi que le matériel ferromagnétique. Néanmoins, il faut savoir que si cette ligne est matérialisée sur le sol dans le plan horizontal, le risque existe dans les trois dimensions. L'effet projectile est certainement l'un des risques les plus importants en IRM. La liste des objets responsables de ce type d'accident est longue. On retiendra les bouteilles d'oxygène, les bidons d'hélium, le matériel de surveillance et d'assistance en réanimation, les ciseaux, les marteaux à réflexes, les stéthoscopes, bips, téléphones portables, barrettes, clefs, fauteuils roulants, pieds à perfusion, cireuses, aspirateurs, pots de peintures... Lorsqu'ils pénètrent dans le champ magnétique, ces objets subissent une violente attraction et atteignent des vitesses de plusieurs mètres par seconde. Les principaux accidents rapportés dans la littérature concernent des projectiles présentant une masse importante comme les bouteilles d'oxygène.

Prévention des risques liés au champ magnétique statique B_0 :

- La meilleure prévention est l'information du personnel et le respect strict des consignes de sécurité.
- L'accès à l'environnement proche de l'IRM (salle de préparation, salle d'examen) doit être restreint et contrôlé. Une porte fermée sépare l'environnement proche de l'IRM du reste du service d'imagerie ou des lieux de passage. Cette porte doit comporter un panneau voyant et très clair, avertissant sur l'existence d'un champ magnétique intense et d'un danger encouru en cas de franchissement. La mention « Accès non autorisé – Champ magnétique intense » est requise sur ce panneau. Ces mesures sont réglementaires.
- L'accès n'est en aucun cas autorisé à une personne étrangère au service, non compétente et non formée aux risques inhérents à l'existence du champ magnétique B_0 . Les patients doivent franchir cette porte accompagnés d'un membre du personnel formé et compétent.
- Le personnel médical et paramédical doit vider ses poches avant d'entrer dans la salle d'examen.

- Tout le matériel médical doit être testé et marqué à l'avance. En cas de doute sur le caractère ferromagnétique d'un objet métallique, un test à l'aide d'un petit aimant est très facilement réalisable. Le personnel médical et tout personnel ayant accès à l'environnement de la machine doivent être informés de ces risques potentiels.
- L'information doit concerner tous les personnels susceptibles de pénétrer dans la pièce de l'aimant.
- Enfin, le personnel médical doit être instruit qu'en cas de malaise sévère d'un patient, la première démarche consiste à sortir le patient très rapidement hors de la pièce de l'aimant et non de rentrer le chariot de réanimation.

2. Contre-indications

Les contre-indications classiques à passer une IRM sont représentées par les clips chirurgicaux ferromagnétiques intracérébraux, les corps étrangers métalliques intra-oculaires (soudeurs, éclats métalliques...), les dispositifs électroniques implantés (pompes à perfusion, matériels de surveillance implantés, neurostimulateurs, implants cochléaires), les pace-makers et défibrillateurs. Les corps étrangers intra-oculaires sont à rechercher particulièrement chez les travailleurs des métaux et chez les patients ayant un antécédent de traumatisme oculaire balistique. Pour les corps étrangers métalliques intra-oculaires, le risque n'est pas tant vital que fonctionnel, avec comme conséquence une cécité. En effet, le déplacement du corps étranger peut entraîner une hémorragie du vitré ou une déchirure rétinienne. L'interrogatoire est la meilleure prévention, et la réalisation de clichés de crâne ou, s'il est disponible, d'un scanner spiralé, est justifiée au moindre doute, particulièrement chez les patients à risque (soudeurs, fraiseurs, ajusteurs, patients blessés par balle). La présence d'un corps étranger métallique intra-oculaire est une contre-indication formelle. Les clips vasculaires ferromagnétiques intracérébraux peuvent être responsables d'hémorragie, voire de décès. Placés dans un champ magnétique puissant, ces clips subissent un phénomène de rotation pouvant être à l'origine de lésions vasculaires et d'hémorragie. Ils représentent une contre-indication formelle. La présence d'un stimulateur cardiaque ou d'un défibrillateur reste une contre-indication à la pratique de l'IRM cardiovasculaire. La pratique d'IRM cardiovasculaire a été rapportée dans des cas restreints de patients non pace-maker dépendants et dans des conditions exigeantes de sécurité (3). Ces patients doivent être étroitement pris en charge par un spécialiste rythmologue, avant, pendant, et après l'examen. Le stimulateur est interrogé avant et après l'IRM. Le fonctionnement du boîtier doit être mis en mode veille pendant la réalisation de l'examen. Ces procédures ne peuvent être réalisées qu'en milieu spécialisé et si le rapport bénéfice/risque de l'examen est très élevé. Ce type de pratique n'est, à ce jour, pas recommandé en routine et devrait être réservé à des cas exceptionnels. L'excès de température à l'extrémité des sondes risque d'entraîner des lésions de brûlures endocardiques et d'élever les seuils de stimulation. Les valves mécaniques cardiaques ne constituent pas des contre-indications en dehors des premières valves de Starr-Edwards pre-6000. La liste des valves mécaniques compatibles ou non est disponible sur le site : <http://www.mrisafety.com>.

Les patients porteurs de stents coronaires peuvent bénéficier d'une IRM cardiovasculaire, sans délai particulier à respecter par rapport à la pose du stent (4). La plupart des implants métalliques comme les prothèses de hanche, le matériel orthopédique, et les

filis sternaux ne présentent aucun danger car les matériaux utilisés ne sont pas ferromagnétiques. En cas de doute, il est recommandé de se reporter au site internet : <http://www.mrisafety.com>.

Mesures préventives

À l'accueil du patient dans le service d'IRM, il est impératif de faire remplir au patient par écrit une check-list à la recherche d'éventuels objets ferromagnétiques ou de contre-indications. Cette liste est remise au patient par le manipulateur formé. La liste est relue par le manipulateur et le patient, et signée par le patient. En cas de doute sur la présence d'un objet ferromagnétique, le manipulateur en avertit immédiatement le médecin responsable. Le site internet <http://www.mrisafety.com> procure une liste de matériels compatibles et non compatibles. Ce site doit pouvoir être consulté rapidement en cas de doute sur un matériel implanté. En cas de doute sur certains clips intracérébraux après consultation du site <http://www.mrisafety.com>, il est préférable de reporter l'examen et de s'assurer de l'innocuité des matériaux. Les localisations cérébrale et oculaire des implants doivent conduire à une prudence extrême et à refuser la pratique de l'IRM au moindre doute.

Lorsque ces règles sont respectées, la claustrophobie est le problème le plus fréquent, et survient dans 2-5 % des cas (4). Il n'est pas recommandé de prévenir la claustrophobie de manière systématique par l'emploi de médicaments anxiolytiques. Le rôle du manipulateur et du médecin doivent être déterminants pour expliquer le déroulement de l'examen au patient, et le rassurer quant à l'absence de risque biologique. Dans certains cas particuliers, la claustrophobie est avérée avant la réalisation de l'IRM. L'utilisation parcimonieuse de médicaments anxiolytiques peut se concevoir dans les cas où les bénéfices attendus de l'examen, en terme diagnostique ou pronostique, ne peuvent être obtenus qu'avec cette technique d'imagerie. Cette utilisation doit être exceptionnelle et concertée, et les doses de médicaments anxiolytiques doivent être faibles. Dans ce cas, le patient n'est pas autorisé à conduire un véhicule après son départ du service d'imagerie.

3. Risques liés à la radiofréquence (champ magnétique B1)

3.1. Échauffement des tissus

L'application d'ondes de radiofréquence dépose de l'énergie dans les tissus, et peut être responsable d'un échauffement. L'échauffement des tissus en IRM est appelé SAR (Specific Absorption Rate). Le SAR est exprimé en Watt/Kg. Il dépend de nombreux facteurs liés au patient et son environnement ou liés à la séquence. Les facteurs liés au patient sont : son poids, la conductivité du tissu, la perfusion du tissu et la température ambiante. Les facteurs liés à la séquence sont la durée cumulée des impulsions de radiofréquence par unité de temps et les angles de bascule appliqués aux protons. Les puissances émises sont de l'ordre de 100 Watts à 15 kWatts pendant des temps d'application de quelques millisecondes, répétés à des intervalles variant de 3 ms (en Turbo Spin Echo) à 5 s. L'échauffement moyen, facilement calculé, dépend de la fraction de l'énergie émise qui est effectivement absorbée dans le corps du patient. Cette fraction dépend du champ magnétique et du diamètre de l'objet absorbant : les patients volumineux sont plus chauffés, principalement en périphérie (5). Les normes de sécurité visent à ce qu'aucun

tissu ne subisse une élévation de température supérieure à 1 °C. Les limites acceptées par la FDA sont de 4 Watt/Kg au niveau du corps pendant une durée de 15 minutes, de 3 Watt/Kg au niveau de la tête pendant une durée de 10 minutes et de 12 Watt/Kg au niveau des extrémités pendant une durée de 5 minutes. Toutes les IRM modernes effectuent un calcul du SAR à chaque séquence, en fonction du poids du patient, afin de ne pas risquer un échauffement trop important. La limite supérieure de SAR est alors 1 à 2 W/kg (les dimensions du patient influent sur la puissance absorbée), c'est-à-dire bien en deçà des normes de la FDA. Le SAR lors de l'exécution d'une séquence augmente rapidement avec l'intensité du champ magnétique. Les séquences sont donc adaptées par les constructeurs de machines à 3 Tesla, de façon à ne pas dépasser le SAR acceptable, en diminuant les angles de bascule, le nombre de coupes ou d'échos disponibles ou en allongeant les TR.

Il est recommandé de respecter les alertes d'échauffement des tissus (SAR) telles qu'elles sont affichées par la machine d'IRM. L'opérateur doit attendre avant de relancer la séquence d'imagerie, et le cas échéant adapter les paramètres d'imagerie pour réduire le SAR (réduire l'angle de bascule, le TR, le nombre de coupes...).

3.2. Brûlures superficielles au contact de métal

Néanmoins, le risque le plus important est représenté par les brûlures superficielles, dues à la présence de métal au contact de la peau. La concentration du champ électromagnétique B1, au voisinage des câbles d'antennes de surface, des électrodes, et autres dispositifs utilisés pour le monitoring des patients, peut entraîner un dépôt de chaleur localisé. Une cause classique de brûlure est représentée par les fils de monitoring cardiaque. En effet, lorsque ces fils effectuent une boucle sur la peau du patient, le champ magnétique B1 induit un courant dans cette boucle, responsable d'un échauffement. Il est donc recommandé de placer tous les fils de manière parallèle. Les électrodes au contact de la peau du patient peuvent également être source de brûlure. L'examen de patients sous monitoring demande donc non seulement un matériel adapté compatible IRM, mais également un contrôle très rigoureux de tout le matériel médical proche du corps du patient, et un positionnement rigoureux des câbles. Des brûlures avec nécrose de la pulpe de doigts ont également été rapportées avec certains oxymètres de pouls. Enfin, des brûlures légères ont été causées par les câbles de certaines antennes de surface au contact de la peau. De manière générale, il est recommandé de prendre soin d'éviter tout contact entre une pièce métallique conductrice et la peau. En effet, des brûlures ont été rapportées avec des patchs cutanés contenant une feuille d'aluminium (nicotine, dérivés nitrés...), ou encore des piercings. Les agrafes métalliques chirurgicales ne représentent pas une contre-indication formelle, car le risque d'échauffement peut être prévenu en recouvrant ces agrafes de gel d'échographie. Certaines encres utilisées dans les tatouages ont également été responsables de brûlures, car elles peuvent contenir des micro-particules ferromagnétiques. Enfin, une boucle conductrice peut également être réalisée lorsque plusieurs surfaces cutanées d'un patient se touchent. C'est le cas lorsque l'on rapproche les membres inférieurs, avec une zone de contact au niveau des mollets, ou lorsqu'un patient croise ses mains sur son ventre. Au niveau de ces zones de contact, il existe alors un échauffement pouvant être

à l'origine de brûlure. Une mesure préventive consiste à intercaler une petite mousse au niveau des zones de contact.

Afin d'éviter les brûlures cutanées, il est recommandé d'éviter l'introduction dans l'aimant de tout matériel en contact avec la peau du patient, notamment tout matériel métallique. Pour les machines utilisant des fils à l'extrémité des électrodes à ECG, il est recommandé de placer ces fils de manière parallèle à l'axe de B_0 , c'est-à-dire dans le grand axe de l'aimant.

Il n'a pas été décrit de stimulation du tissu myocardique avec les machines actuelles, et aucun trouble du rythme attribuable à l'IRM.

4. Neurostimulation

La commutation rapide des gradients de champ magnétique peut déclencher des fibrillations musculaires désagréables. Ceci concerne essentiellement l'imagerie ultrarapide et plus spécifiquement la technique echo-planar. Cet effet, à type d'électrostimulation des muscles dorsaux, a été observé chez l'homme, et étudié extensivement. Aucun accident n'est rapporté. La FDA conseille de ne pas dépasser un seuil de 20 Tesla/seconde, inférieur d'un facteur 3 au seuil de déclenchement de telles stimulations. Plusieurs modèles ont été développés afin de prévenir les phénomènes de neurostimulation et de définir des seuils admissibles. Les constructeurs ont intégré ces règles à la programmation de leurs différentes séquences.

5. Nuisance acoustique liée aux commutations de gradients

Le niveau de bruit très élevé atteint par les imageurs modernes en imagerie ultrarapide peut dépasser 100 dB. C'est une nuisance réelle qui peut être limitée par le port de bouchons d'oreille et/ou d'un casque antibruit. Ces mesures doivent être rendues obligatoires. De nombreux patients explorés en IRM pour des acouphènes présentent une aggravation transitoire de leurs symptômes après une IRM. Plusieurs solutions ont été proposées afin de réduire le bruit des gradients. La première solution consiste à utiliser des séquences limitant les temps de montée des gradients et leur amplitude, en sacrifiant légèrement la durée d'acquisition ou la résolution. Enfin, les fabricants travaillent sur une géométrie différente des gradients.

6. IRM et grossesse

Il n'y a pas actuellement d'études concluantes affirmant la nocivité des facteurs physiques liés à la pratique de l'IRM pour l'embryon ou le fœtus. Les explorations au troisième trimestre sont désormais possibles dans le bilan des syndromes malformatifs. Pour l'imagerie cardiovasculaire, on peut raisonnablement préférer l'IRM au scanner chez la femme enceinte. Pendant le premier trimestre de la gestation, du fait de l'absence de preuves scientifiques sur son innocuité, la pratique d'une IRM cardiovasculaire ne peut être envisagée qu'après discussion multidisciplinaire sur le bénéfice attendu de cet examen par rapport au risque théorique encouru.

Si une exploration par IRM doit être réalisée chez une femme enceinte, un consentement doit être obtenu après information de la patiente sur l'absence de risque démontré. Les chélates de Gadolinium ne doivent pas être injectés à une femme enceinte en raison de leur potentiel tératogène.

7. Quench

Le quench est caractérisé par la perte brutale de la supraconductivité de l'aimant. Au cours d'un quench se produit la libération en quelques minutes de plusieurs centaines de m^3 d'hélium gazeux. Une IRM contient 1 500 à 2 000 litres d'hélium liquide, et un litre d'hélium liquide se transforme en environ 700 litres d'hélium gazeux. La libération très rapide d'hélium gazeux dans la pièce de l'IRM est responsable d'une très rapide diminution de la teneur en oxygène au niveau de l'air ambiant, d'où un risque d'asphyxie pour le personnel et le patient. Toutes les installations doivent être équipées d'un « tube de quench » permettant l'évacuation rapide de l'hélium à l'extérieur. Des incidents peuvent se produire lorsque le tube de quench est obstrué ou de dimensions nettement inférieures à celles qui sont recommandées. Enfin, l'ouverture de la porte de la salle d'examen doit de préférence s'effectuer vers l'extérieur, afin de permettre une évacuation plus rapide en cas de salle sous pression.

Les conditions d'évacuation de la salle d'IRM et notamment les caractéristiques du tube de quench doivent être régulièrement vérifiées.

8. Chélates de Gadolinium et fibrose systémique néphrogénique (FSN)

L'AFSSAPS, par son réseau de Pharmacovigilance, a récemment publié un communiqué de presse concernant les modifications des RCP (résumé des caractéristiques produit) des chélates de gadolinium, à la suite d'observations de fibrose systémique néphrogénique (FSN) chez des patients insuffisants rénaux ayant reçu des produits à base de gadolinium. La FSN est une maladie rare, décrite il y a une dizaine d'années, comportant une fibrose tissulaire extensive, cutanée et parfois profonde. Elle touche essentiellement les membres et peut donner des limitations de mouvement invalidantes. Elle est décrite chez les patients en insuffisance rénale ou en dialyse. Une association avec l'injection de chélates de gadolinium a été rapportée par Grobner puis par d'autres auteurs (6-8). La majorité des observations rapporte une association avec l'injection de gadodiamide (Omniscan®). Quelques cas avec gadopentétate diméglumine (Magnevist®) et gadoversetamide (Optimark®) ont également été décrits.

L'AFSSAPS contre-indique l'Omniscan® chez les insuffisants rénaux sévères (clairance de la créatinine inférieure à 30 ml/min) et chez les candidats à la transplantation rénale. En cas d'antécédents rénaux ou de doute sur la fonction rénale (patients diabétiques, ou polymédicamentés), il est recommandé de réaliser l'examen après un dosage de la créatininémie et calcul de la clairance.

L'utilisation d'Omniscan® chez les enfants de moins de 1 an doit être prudente en fonction du rapport bénéfice/risque. Pour les autres produits gadolinés (Magnevist®, Dotarem®, Prohance®, Multihance®, Gadovist®, Vasovist®), l'AFSSAPS introduit en section 4.4 des RCP (mises en garde et précautions particulières). Chez le patient insuffisant rénal avec une clairance < 30 ml/min, l'Omniscan® est contre-indiqué. Les autres produits gadolinés ne sont pas contre-indiqués et leur utilisation doit se faire après une évaluation du rapport bénéfice/risque et avoir envisagé des procédures alternatives. Chez les patients dialysés, une dialyse

après l'injection a été suggérée, sans preuve d'efficacité. Pour les patients dont la clairance se situe entre 30 et 60 ml/min, il n'y a pour l'instant pas de recommandation particulière.

9. Contrôle qualité

Il est nécessaire de mettre en place un programme continu de contrôle qualité, sous la dépendance d'un médecin compétent coordinateur et d'un physicien. La machine d'IRM doit être contrôlée par des techniciens formés et compétents en IRM cardiovasculaire, sous la coordination d'un physicien compétent. Un physicien qualifié doit périodiquement vérifier la calibration et le fonctionnement de la machine d'IRM (rapport signal sur bruit, facteurs de qualité d'image...). Un programme de contrôle de la sécurité doit être également mis en œuvre, incluant l'accès contrôlé à l'IRM, ainsi que les formations de tous les personnels à la sécurité. De plus, la sécurité des patients doit être assurée grâce à la mise en place de procédures documentées permettant le dépistage et l'évaluation de matériaux implantés. Ces procédures sont mises en place par le médecin coordinateur et s'accompagnent de documents de formation, ainsi que de l'évaluation des pratiques du personnel paramédical mettant en application ces procédures.

Matériels, équipement

La réalisation d'une exploration cardiaque nécessite de disposer d'un appareil et d'un environnement technique répondant aux critères de qualité et de sécurité communs à tout examen d'IRM. Les spécificités du cœur et de ses pathologies et les séquences utilisées imposent certaines contraintes et particularités techniques.

La pratique d'un examen d'IRM nécessite 6 composants principaux :

- l'aimant, en général supraconducteur, qui produit le champ magnétique. Un champ homogène et stable est requis à l'intérieur de l'arceau et dans son environnement proche, permettant d'assurer la bonne qualité de l'imagerie.
- Des bobines résistives placées dans l'arceau produisent des gradients de champ magnétique, et les courants à l'intérieur de ces bobines sont créés par des amplificateurs. Les performances du système créant les gradients déterminent la rapidité des acquisitions.
- Une antenne radiofréquence est couplée à un amplificateur radiofréquence permettant d'exciter les protons du patient par des impulsions de radiofréquence.
- Cette antenne ou une autre antenne réceptrice, est couplée à un récepteur permettant de mesurer le signal de relaxation magnétique.
- Un ordinateur permet de contrôler la machine d'IRM, d'analyser le signal reçu, et de produire les images.
- Les outils de post-traitement permettent de lire et d'interpréter les images.

L'IRM cardiovasculaire nécessite bien évidemment ces éléments, mais également du matériel dédié.

1. Aimants et Gradients

L'American College of Radiology, dans ses recommandations parues en 2006, préconise l'utilisation d'un aimant de 1 Tesla au minimum pour les explorations cardiaques (9, 10). En fait, ces appareils à 1 Tesla, avec des gradients de 20 mT/m ne permettent

qu'une étude cardiaque partielle, limitée à l'étude morphologique. L'utilisation de protocoles d'imagerie plus récents (ciné-IRM, perfusion, viabilité, imagerie multicoups en apnée, tagging, et angio IRM coronaire) requiert un aimant de 1,5 Tesla ou plus avec des gradients puissants (30-40 mT/m) (11, 12). L'homogénéité du champ magnétique est un élément important pour la qualité de l'examen.

2. Synchronisation cardiaque

La majorité des séquences employées pour l'exploration cardiaque sont synchronisées à l'électrocardiogramme. Celui-ci est enregistré sur une dérivation habituellement unique et requiert l'utilisation d'une chaîne d'acquisition adaptée à l'IRM (électrodes non magnétiques, câbles blindés, transmission par fibre optique ou sans fil) de façon à ne pas détériorer le signal. L'utilisation de systèmes dédiés, avec enregistrement du vectocardiogramme (VCG) permet une nette amélioration du recueil du signal de façon plus robuste et stable durant l'examen (13, 14).

3. Autres signaux physiologiques

On peut être amené à enregistrer d'autres paramètres physiologiques notamment si l'on réalise des épreuves fonctionnelles de stress pour lesquelles ces mesures sont indispensables pour des raisons de sécurité (pression artérielle, fréquence cardiaque, saturation en oxygène). Le matériel doit être adapté à l'utilisation dans le champ magnétique.

4. Antenne thoracique en réseau phasé

L'utilisation d'une antenne de surface, multicanaux, en réseau phasé (phased-array) et flexible est nécessaire, permettant une amélioration significative de la qualité d'image en offrant notamment un meilleur rapport signal sur bruit dans les régions postérieures du cœur. Ce type d'antenne permet également l'utilisation des techniques d'imagerie parallèle. Les antennes dédiées à l'imagerie cardiaque comprenant au moins 4 éléments sont recommandées (14).

5. Injecteur amagnétique

La réalisation d'acquisition dynamique de la perfusion myocardique nécessite l'utilisation d'un injecteur bi-corps, programmable et amagnétique.

6. Système de communication

La salle d'IRM doit être équipée d'un système de communication claire avec le patient. Selon la disposition du patient dans l'aimant, une caméra peut être nécessaire afin de garder le contact visuel durant l'examen.

Les séquences d'imagerie

1. Synchronisation à l'ECG

La réussite des séquences repose sur un enregistrement ECG (ou VCG) de qualité optimale. Le champ magnétique et ses gradients, l'antenne appliquée sur le thorax et les impulsions de radiofréquence sont autant de sources potentielles d'artéfacts. Les électrodes sont positionnées sur le thorax selon les instructions

du constructeur et en fonction du caractère longiligne ou bréviligne du patient, influant sur l'axe électrique. Le manipulateur doit prévenir un possible décollement par la sueur ou l'amplitude respiratoire en rasant les poils, en dégraissant la peau (Nuprep[®], éther, alcool), et en utilisant du ruban adhésif. Les fils de connexion des électrodes ne doivent pas boucler pour éviter les brûlures cutanées créées par d'éventuels courants de convection. L'antenne en réseau phasé est placée sur la poitrine et quelques essais d'apnée sont réalisés avant le positionnement du patient à l'isocentre de l'aimant. Après le positionnement du patient dans la machine, on vérifie la robustesse de l'ECG en choisissant la dérivation qui produit l'onde R la plus ample possible. Il faut connaître la possible augmentation d'amplitude de l'onde T qui n'a pas de signification pathologique. Il ne faut pas utiliser l'ECG enregistré dans l'enceinte de l'IRM à des fins diagnostiques. La fenêtre ECG doit être laissée ouverte en permanence sur l'écran de contrôle pour des raisons de sécurité, et pour s'assurer de la qualité de la synchronisation.

Deux modes de synchronisation sont possibles. Le mode rétrospectif réalise une acquisition simultanée du signal et de l'ECG et procède à un tri secondaire des données. Il est utilisé en particulier avec les séquences ciné-IRM segmentées en écho de gradient équilibré. Ce mode ne présente pas de risque de repliement temporel (« aliasing ») et apparaît très adapté aux mesures des paramètres fonctionnels ventriculaires. La fenêtre d'acquisition doit être plus longue que l'espace RR. En mode prospectif, l'acquisition des images est déclenchée par l'onde R. Le risque de repliement temporel et d'artéfact (intégration d'une image systolique en milieu de la diastole par exemple) est élevé, et doit être prévenu par l'opérateur qui programmera une fenêtre d'acquisition plus courte que l'espace R-R. Il est préférable de perdre quelques phases (diminuer la résolution temporelle) pour garder une imagerie interprétable. Le choix du mode de synchronisation est lié au type de séquence.

2. Les différentes séquences IRM

Les différentes séquences IRM disponibles peuvent fournir :

- un bilan morphologique dans les plans anatomiques conventionnels et les plans spécifiques du cœur. Il repose sur des séquences pondérées T2 (par exemple de type HASTE[®]) et T1 (spin-écho) pour lesquelles l'obtention d'une qualité optimale d'image est difficile. Il faut impérativement réaliser ces séquences au décours des séquences ciné-IRM qui seront utilisées pour repérer la phase d'immobilité relative du cœur et l'optimisation du TR (temps séparant deux impulsions de radiofréquence) ;
- une analyse des paramètres fonctionnels cardiaques (masse ventriculaire, fraction d'éjection, volume d'éjection, épaisseur du myocarde et volumes ventriculaires télédiastolique et télésystolique) et de la cinétique segmentaire et globale. Cette analyse est permise par les séquences en écho de gradient à l'état d'équilibre (« balanced-FFE[®], True-Fisp[®] ou FIESTA[®] selon les constructeurs). Ces séquences segmentées « sang blanc » fournissent une excellente délimitation de l'endocarde par rapport au sang circulant et apparaissent très efficaces pour l'évaluation fonctionnelle. La résolution temporelle (nombre de phases par cycle) est d'autant plus élevée que le patient est bradycarde. L'utilisation de l'imagerie parallèle (SENSE[®], IPAT[®], GRAPPA[®]) est possible, et permet de diminuer le nombre d'apnées nécessaires à la couverture complète du cœur ;

- un bilan hémodynamique incluant des séquences en contraste de phase pour la quantification de débits et de vitesses (pulmonaire, systémique, rapport de shunt Qp/Qs, débit transvalvulaire ou trans-sténotique). Le flux en ml/cycle est égal au produit de la vitesse moyenne d'écoulement par la surface de la section du vaisseau ($Q = V_{moy} \times Surface$) ;
- une analyse de la perfusion de premier passage du myocarde en écho de gradient équilibré avec saturation-récupération. Ces séquences utilisent une imagerie quasiment en temps réel et nécessitent une injection veineuse à fort débit d'une faible dose de sels de gadolinium (de l'ordre de 0,05 mmol/kg) ;
- une ARM (écho de gradient T1 3D avec injection de gadolinium). Pour cette application, on utilisera une détection automatique de bolus (Care Bolus[®], Smart Prep[®]) sur une coupe unique, placée de façon pertinente (par exemple une coupe axiale passant par la racine de l'aorte, la distalité de la veine cave supérieure et la bifurcation du tronc de l'artère pulmonaire) répétée toutes les secondes. Le volume injecté est de l'ordre de 0,2 mmol/kg. La séquence volumique est lancée en général sur l'apparition du contraste dans le vaisseau d'intérêt. Le remplissage de l'espace de Fourier peut être conventionnel ou non (elliptique) en fonction de l'application désirée ;
- des séquences dites de rehaussement tardif (viabilité) destinées à identifier des zones de nécrose (analyse de l'extension en nombre de segments, analyse de la transmuralité de l'infarctus), des nodules inflammatoires ou des inclusions fibreuses. Les séquences sont pondérées T1 avec inversion récupération en 3D puis en 2D. Elles sont réalisées 10 à 15 minutes après l'injection de gadolinium (0,1 à 0,2 mmol/kg), et nécessitent une optimisation de la mesure du temps d'inversion (TI). Cette optimisation peut être réalisée préalablement à l'aide d'une séquence mono-coupe avec TI progressivement croissant qui teste la relaxation du myocarde (TI scouting, Look Locker) ;
- les tests pharmacologiques sont décrits dans l'annexe 1.

3. Les plans de coupe du cœur

Les plans de coupe spécifiques du cœur viennent en complément des plans de coupe conventionnels. Ces derniers sont utiles dans de nombreuses situations cliniques et constituent la base de l'examen dans le cadre des cardiopathies congénitales. Le plan axial est utile à l'analyse de la paroi du ventricule droit, de la bifurcation du tronc de l'artère pulmonaire, du péricarde dans le cadre des péricardites chroniques. Il est également utile au repérage de l'obliquité de la crosse de l'aorte. Le plan sagittal est le plan d'élection pour l'étude de la voie d'éjection pulmonaire (infundibulum et tronc). Le plan coronal est intéressant pour l'oreillette gauche et l'étude des afférences veineuses pulmonaires. Il est également utilisé pour analyser la racine de l'aorte.

L'acquisition des plans de coupe spécifiques du cœur obéit à des règles strictes. Ces règles sont communes à toutes les méthodes d'imagerie cardiaque et doivent être observées afin de pouvoir comparer les résultats obtenus par diverses modalités (échographie, isotopes, ventriculographie radiologique). Les premières coupes (topogrammes) sont réalisées dans les 3 plans anatomiques conventionnels. Elles sont suivies d'une série de coupes localisatrices synchronisées dans le plan axial qui vont permettre de repérer d'une part l'orientation du septum interventriculaire (SIV), d'autre part de visualiser la pointe (ou apex) du ventricule gauche. Sur le plan axial du VG, on place un plan parallèle au SIV passant par l'apex et le milieu de l'anneau mitral. On obtient

alors une série d'images dans le plan vertical long axe (VLA, ou 2 cavités, en simple obliquité). Sur le plan VLA, on positionne un plan passant par l'apex et le milieu de l'anneau mitral. On obtient une série d'images dite « pseudo-4 cavités ». Des plans VLA et « pseudo-4 cavités », on déduit le petit axe (PA). Les coupes sont placées orthogonalement à la ligne passant par l'apex et le milieu de l'anneau mitral sur les coupes VLA et pseudo-4 cavités VG. Il ne faut pas assimiler le PA et le plan de l'anneau valvulaire mitral, leur obliquité étant différente. On positionne le plan 4 cavités vrai (ou horizontal long axe, HLA) en passant par le centre du VG, au niveau de la coupe PA, au niveau médio-ventriculaire et en traçant une ligne perpendiculaire au septum interventriculaire joignant le plus grand diamètre du VD. Enfin, on affine le PA en le réorientant sur les coupes VLA et HLA. La coupe PA la plus proximale doit être positionnée au niveau de l'anneau mitral, et la plus distale doit bien couvrir l'apex. Une épaisseur de coupe de 6-8 mm est recommandée pour l'analyse de la fonction ventriculaire. Compte tenu de la longueur du VG et de la nécessité d'un plan de coupe par apnée (ou 2 en imagerie parallèle), l'examen peut se limiter à une acquisition tous les deux plans. Pour être cohérent avec les résultats des autres modalités d'imagerie, le rendu des résultats se fait sur une représentation dite en « œil-de-bœuf » ou modèle à 17 segments, qui représente le ventricule gauche vu depuis sa pointe (segment 17). Les anneaux concentriques représentent de la base vers l'apex, le secteur basal (6 segments numérotés de 1 à 6), le secteur médio-ventriculaire (6 segments numérotés de 7 à 12), le secteur apical (4 segments numérotés de 13 à 16). Le secteur médio-ventriculaire est facilement identifié, correspondant au site d'implantation sur l'endocarde VG des muscles papillaires de la valve mitrale.

L'analyse de la racine de l'aorte est essentielle. Elle repose sur l'association de 2 plans essentiels mais complexes et variables selon le morphotype : le plan 3 cavités (ou chambre de chasse du VG, LVOT dans la littérature anglo-saxonne) est repéré sur une coupe en PA passant par la base du VG. Ce plan passe par la racine de l'aorte. De cette coupe 3 cavités, on peut déduire le grand axe coronal de l'aorte. De ces deux plans cumulés, on obtient une vue axiale de la valve aortique.

Le post-traitement des images

Une seconde console, différente de la console d'acquisition, doit être disponible afin d'analyser et de « post-traiter » les images de l'examen.

Les images de ciné-IRM doivent pouvoir être analysées de façon dynamique, sous la forme de vidéos, afin d'étudier les anomalies contractiles globales ou segmentaires du myocarde. Un logiciel dédié à l'analyse de la fonction cardiaque doit permettre, à partir des images de ciné-IRM, de tracer de façon automatique ou semi-automatique les contours endo- et épicaudiques du ventricule gauche en télédiastole et en télésystole, afin de calculer les volumes télésystolique, télédiastolique et la fraction d'éjection ventriculaire. L'acquisition de coupes jointives en incidence petit-axe ventriculaire gauche et étagées de la base à l'apex cardiaque est la méthode de référence à utiliser pour le calcul de la fonction systolique ventriculaire gauche. Les volumes doivent pouvoir être indexés à la surface corporelle. La possibilité de réaliser une cartographie segmentaire de la contraction cardiaque en mode « Bull's eye », dans laquelle le ventricule gauche est vu par la pointe, est recom-

mandée. Le nombre de segments cardiaques (17 classiquement) doit pouvoir être paramétré. Le logiciel d'analyse de la fonction cardiaque doit pouvoir également être utilisé pour le ventricule droit. Toutefois, les conditions géométriques imposent le plus souvent des corrections manuelles significatives et consommatrices de temps. La console doit permettre le chargement de l'ensemble des images de la séquence de perfusion pour une visualisation simultanée des données dynamiques pour l'ensemble des coupes réalisées, et le cas échéant, des séquences au repos et sous stress pharmacologique vasodilatateur afin de les faire défiler en continu à l'écran et d'analyser le réhaussement myocardique. La possibilité d'évaluer la variation de signal myocardique au cours du temps, pendant la perfusion, à partir d'une zone d'intérêt placée sur le myocarde, est recommandée. De même, l'analyse des séquences cine-IRM sous dobutamine doit être réalisée selon un même schéma et permettant la visualisation simultanée en dynamique des différents niveaux anatomiques pour le repos et les différents seuils de dose utilisés, ceci afin d'analyser l'existence d'une réserve contractile.

La présence d'un logiciel de quantification de vitesse et de débit du sang est indispensable si des séquences de contraste de phase ont été réalisées dans le but de mesurer des flux sanguins (trans-valvulaires ou autres).

Pour l'analyse des images d'angio-IRM 2D ou 3D, des techniques de reconstruction vasculaire type « Maximum Intensity Projection » (MIP) ou MPR sont utiles. Des outils d'analyse d'image standard comme la mesure du signal myocardique moyen dans une zone d'intérêt ou la mesure de distance sont requis.

Un archivage obligatoire de l'examen doit être effectué, conforme aux pratiques des autres examens d'IRM non cardiovasculaire.

Les personnels

La pratique de l'IRM cardiovasculaire nécessite la présence, durant l'examen, d'un médecin et d'un technicien d'imagerie médicale qui doivent avoir des compétences spécifiques dans ce domaine. Comme pour toute installation d'IRM, l'intervention régulière d'un physicien est requise afin d'assurer les opérations de maintenance et de calibration. Ce chapitre n'aborde pas spécifiquement la formation des manipulateurs ou des médecins. Il existe, en effet, un groupe de travail spécifique définissant le niveau de formation des personnels.

1. Manipulateurs

Ils doivent avoir été formés spécifiquement à l'IRM cardiovasculaire et à son environnement technique. Le manipulateur doit être diplômé en électroradiologie médicale. La présence d'au moins un manipulateur est requise pour tout examen d'IRM cardiovasculaire. Pour pouvoir réaliser des examens d'IRM cardiaque de manière autonome, sans la supervision d'un personnel « expert », les techniciens devront avoir suivi un enseignement spécifique, à la fois sur les aspects technique et technologique de l'IRM et sur l'anatomie et la physiopathologie cardiaque. Ils devront aussi pouvoir justifier d'une expérience préalable consacrée à la réalisation d'IRM cardiovasculaire sous la supervision d'un personnel expert. Pour les examens d'IRM de stress, il est recommandé d'obtenir la présence d'un manipulateur et d'une IDE formée à

l'utilisation du chariot d'urgence, ou de deux manipulateurs dont l'un au moins est formé à l'utilisation du chariot d'urgence.

2. Médecins

La Société Française de Cardiologie et la Société Française de Radiologie ont élaboré en commun des modalités de coopération et d'optimisation des bonnes pratiques pour la prise en charge des patients devant bénéficier d'une IRM cardiaque (15). Cette prise en charge coordonnée se décline en trois étapes :

- indication de l'examen validée par une consultation spécialisée en cardiologie et maladie vasculaire,
- réalisation de l'examen IRM sous la responsabilité du radiologue, dans un centre d'imagerie en coupes disposant des appareils et des logiciels adaptés et interprétation dans le cadre de la coopération sus-définie,
- exploitation des résultats et prise en charge thérapeutique par le cardiologue.

Aspects sécuritaires particuliers

1. Sécurité des épreuves de stress en IRM

Les tests de provocation d'ischémie myocardique et d'évaluation de la viabilité à l'aide d'agents pharmacologiques (dipyridamole, adénosine, dobutamine) peuvent être réalisés en IRM (16). Ces tests de provocation, couramment utilisés en médecine nucléaire et en échocardiographie, nécessitent une surveillance rigoureuse. Le champ magnétique impose des dispositions particulières en raison notamment de l'éloignement du patient et des modifications de l'ECG. La survenue de complications graves (décès, infarctus du myocarde, accident vasculaire cérébral) est exceptionnelle (17). Les effets secondaires sont fréquents, bénins, et rapidement réversibles. Ils peuvent être majorés par l'environnement anxio-gène de l'examen. L'établissement doit disposer d'une unité de soins intensifs cardiologique rapidement accessible selon un protocole déterminée (18) (USIC). Le patient doit être dûment informé des conditions de l'examen et des risques, et il doit signer un consentement éclairé. Il faut, au préalable :

- respecter les contre-indications à tout examen IRM (*cf. paragraphe 2*) ;
- respecter les contre-indications à tout test de provocation d'ischémie myocardique :
 - infarctus du myocarde ou syndrome coronarien aigu récent (moins de 5 jours),
 - troubles du rythme non contrôlés,
 - sténose significative connue, non traitée, du tronc commun coronaire gauche,
 - insuffisance cardiaque non contrôlée, RAO serré, CMO,
 - refus du patient,
 - respecter les contre-indications, posologies et modes d'administration des agents pharmacologiques impliqués, en connaître les effets secondaires et leurs traitements, ainsi que les critères d'arrêt (19). Les mêmes protocoles d'administration seront observés en IRM (*annexe 1*).

2. Organisation du plateau technique

Il faut rappeler qu'il est formellement proscrit d'introduire du matériel ferromagnétique en salle. Le matériel utilisé est un matériel amagnétique, validé pour les examens IRM.

2.1. Le personnel médical et paramédical (20)

- Le personnel médical : la réalisation d'une IRM de stress, justifie, selon un protocole préétabli et validé, la présence d'un médecin spécialiste en imagerie cardio-vasculaire, en collaboration avec un médecin formé aux techniques de réanimation cardiorespiratoire, pouvant intervenir dans les délais les plus brefs.
- Le personnel paramédical doit être composé de deux auxiliaires paramédicaux dont un formé à l'utilisation du chariot d'urgence et dont un manipulateur d'électroradiologie.

2.2. Avant l'examen

Cet espace contigu à la salle d'examen, facilement accessible, avec tout le matériel nécessaire aux premiers gestes d'urgence, doit être aménagé : oxygène et aspiration, chariot d'urgence contenant les solutés et différentes drogues, les antidotes spécifiques (théophylline et bêtabloquant IV), ainsi que le matériel d'intubation des voies aériennes et digestives (le chariot doit être régulièrement contrôlé). Un défibrillateur doit être disponible, à proximité de la porte de la salle. Son bon fonctionnement et sa charge en batterie doivent être vérifiés avant de démarrer l'examen. S'il est nécessaire de pratiquer une cardioversion électrique, celle-ci se pratiquera en dehors de la salle. Il est recommandé de pratiquer des séances d'entraînement et de coordination afin de déterminer le rôle de chacun dans l'enchaînement des différents gestes en cas d'urgence. Les différents protocoles, procédures d'urgence, téléphones utiles et nom des différents intervenants doivent être écrits et disponibles directement dans la salle.

2.3. Pendant l'examen

Un ECG de référence 12 dériviations est pratiqué avant l'entrée du patient en salle.

Mise en place des éléments de surveillance :

- la voie veineuse (cathéter souple 16 ou 20 gauge) doit être sûre et contrôlée. Les tests à l'adénosine nécessitent un double abord veineux.
- la console de surveillance, amagnétique, doit comprendre : contrôle continu de l'ECG avec un minimum de trois dériviations, surveillance de la pression artérielle avec déclenchement automatique et/ou manuel toutes les minutes, oxymètre digital permettant l'enregistrement continu de la SaO₂, capteur abdominal permettant de surveiller les mouvements respiratoires, sonnette d'alarme placée dans la main du patient, microphone, surveillance vidéo, casque antibruit.

2.4. Au décours de l'examen

Il est recommandé de lever prudemment le patient en raison des risques d'hypotension orthostatique. Il est nécessaire de réaliser un ECG de contrôle 12 dériviations. La surveillance doit idéalement durer au moins une heure pour les tests au dipyridamole. Bien que certaines équipes la pratiquent, l'injection de théophylline (60 à 125 mg IVL) n'est pas systématique. Elle est recommandée en cas d'effets indésirables gênants liés au dipyridamole ou à l'adénosine. Les patients peuvent quitter le service lorsque tous les effets secondaires ont disparus et en cas de retour de l'ECG au tracé de base.

3. IRM cardiovasculaire pédiatrique

L'IRM cardiovasculaire pédiatrique inclut l'étude du cœur et des gros vaisseaux thoraciques. Elle doit être réalisée sur une installation

d'IRM valide et conforme aux aspects réglementaires d'autorisation et de maintenance.

3.1. Aspects stratégiques, environnements

L'IRM cardiovasculaire pédiatrique doit être réalisée sur un équipement adossé à un établissement de santé de type plateau étendu (CHU ou gros Centre Hospitalier public ou privé), défini par la circulaire ministérielle d'avril 2002.

3.2. Matériel, équipement

L'aimant doit être conforme aux recommandations pour l'IRM cardiovasculaire en général : B0 d'au moins 1,5 Tesla, gradient minimum de 30 mT/m, synchronisation à l'ECG ou enregistrement vecto-cardiographique, antenne multicanaux en réseau phasé, système de communication performant avec le patient, présence d'un injecteur programmable compatible avec l'IRM.

3.3. Personnel

Les manipulateurs et médecins impliqués dans l'IRM cardiovasculaire pédiatrique doivent avoir un niveau de formation identique au personnel impliqué en IRM cardiovasculaire, auquel s'ajoutent les aspects spécifiquement pédiatriques de la réalisation de ces examens. Ces aspects ne peuvent être acquis et consolidés que par la réalisation d'un nombre suffisant et régulier d'examen annuels, et par la pratique régulière de réunions multidisciplinaires, impliquant les imageurs, les cardiopédiatres et les chirurgiens cardiaques, pratiquant la chirurgie des cardiopathies congénitales de l'enfant.

3.4. Sécurité

Les normes de sécurité, de restriction de circulation des personnels non compétents ou du public, les aspects sécuritaires généraux concernant les contre-indications et la gestion de l'injection du produit de contraste sont identiques à ceux recommandés pour l'IRM cardiovasculaire chez l'adulte (3-6).

L'interrogatoire préalable des parents ou des personnes ayant la responsabilité de la garde de l'enfant est indispensable afin d'optimiser la recherche de contre-indication. Il est également nécessaire de s'assurer de l'absence d'introduction accidentelle d'élément ou d'objet métallique par l'enfant dans l'aimant. Les matériels d'orthodontie sont particulièrement fréquents chez l'enfant. Ils ne constituent pas une contre-indication absolue mais certaines précautions doivent être prises. L'avis et la consultation de l'orthodontiste sont recommandés avant la réalisation de l'IRM pour vérifier la bonne tenue du matériel. La dépose du matériel amovible permet de limiter les interactions avec le champ magnétique. Lorsque le matériel est faiblement ferromagnétique, le risque d'échauffement ou de déplacement à 1,5T est quasi nul et l'examen peut être réalisé. Les accompagnants sont susceptibles de rester dans le local d'examen et doivent être interrogés selon les mêmes critères que les personnes qui pénètrent dans la salle de l'aimant. Des protections auditives doivent être disponibles et sont conseillées.

Les règles d'injection des agents de contraste sont identiques à celles recommandées pour les adultes, et le volume injecté est fonction du poids du patient.

3.5. Anesthésie

L'anesthésie est régulièrement requise chez l'enfant, et d'autant plus fréquente que l'enfant est jeune. Les méthodes d'anesthésie

varient en fonction de l'âge, de la longueur prévisible de l'examen et des habitudes des centres. Aucun protocole particulier ne fait référence actuellement. Il est toutefois possible de réaliser chez des nourrissons (de 0 à 6 mois) des IRM cardiaques sous anesthésie. Une simple prémédication associée à une immobilisation par bandage sur une plaque de plexiglas est souvent suffisante. D'une manière générale les éléments suivants doivent être respectés :

- 1) Consultation pré-anesthésique systématique et étude préalable du dossier par l'imageur.
- 2) Recommandation de jeûne approprié à chaque cas.
- 3) Qualification des anesthésistes prenant en charge le patient, justifiant d'une pratique régulière d'anesthésie pédiatrique. Les sédations simples sans anesthésie générale ne peuvent être réalisées sans la présence ou sous la supervision d'un médecin anesthésiste. Le médecin anesthésiste responsable est secondé par une personne spécialisée en anesthésie (un médecin anesthésiste en formation ou personnel infirmier anesthésiste).
- 4) Monitoring possible de la pression artérielle, de la saturation en O₂ et du CO₂ expiré avec des moniteurs adaptés à la taille de l'enfant et compatibles avec le champ magnétique.
- 5) Respirateur, chariot d'anesthésie et matériel de ressuscitation adaptés à l'enfant, immédiatement disponibles à proximité.
- 6) Méthode d'observation directe ou par caméra dans la salle de l'aimant et salle de surveillance post-anesthésie disponible à proximité.
- 7) Équipement de réanimation incluant la possibilité de délivrer de l'oxygène et l'aspiration avec des matériels compatibles. Respirateurs compatibles lorsque les examens sont effectués avec intubation.
- 8) Local adapté au protocole de surveillance post-anesthésie à proximité.
- 9) Programme d'assurance qualité, afin de déterminer les complications et la morbidité.

Pour les examens destinés à la population néonatale, le monitoring de la température corporelle doit s'ajouter aux autres paramètres.

Références

1. Schenck JF, Dumoulin CL, Redington RW, Kressel HY, Elliott RT, McDougall IL. Human exposure to 4.0-Tesla magnetic fields in a whole-body scanner. *Med Phys* 1992;19:1089-1098.
2. Guénel P, Lellouch J. Effets des champs électriques et magnétiques de très basse fréquence sur la santé. Paris: Les Éditions INSERM; 1992.
3. Martin ET, Cornan JA, Shellock FG et al. Magnetic resonance imaging and pace maker safety at 1.5 T. *J Am Coll Cardiol* 2004; 43:1315-1324.
4. Budoff MJ, Cohen MC, Garcia MJ et al. ACCF/AHA clinical competence statement on cardiac imaging with computed tomography and magnetic resonance. A report of the American College of Cardiology Foundation/American Heart Association American College of Physicians task Force on clinical competence and training. *Circulation* 2005;112:598-617.
5. De Kerviler E, De Bazelaire C, Mathieu O, Albitier M, Frija G. Risque IRM: règles de sécurité, incidents et accidents. *J Radiol* 2005; 86:573-578.
6. Grobner T. Gadolinium--a specific trigger for the development of nephrogenic fibrosing dermopathy and nephrogenic systemic fibrosis? *Nephrol Dial Transplant* 2006; 21:1104-1108.
7. Broome DR, Girguis MS, Baron PW, Cottrell AC, Kjellin I, Kirk GA. Gadodiamide-associated nephrogenic systemic fibrosis: why radio-

- logists should be concerned ? AJR Am J Roentgenol 2007; 188:586-592.
8. Thomsen HS. Nephrogenic systemic fibrosis: A serious late adverse reaction to gadodiamide. Eur Radiol 2006; 16:2619-2621.
 9. Woodard PK, Bluemke DA, Cascade PN et al. ACR practice guidelines for the performance and interpretation of cardiac magnetic resonance imaging (MRI). J Am Coll Radiol 2006;3:665-676.
 10. Weinreb JC, Larson PA, Woodard PK et al. American College of Radiology Clinical Statement on Noninvasive Cardiac Imaging. Radiology 2005;235:723-727.
 11. Croisille P. IRM cardiaque. In Kerviler E (ed) IRM pratique; 2001:99-104. Société Française de Radiologie, Paris.
 12. Gatehouse PD, Firmin DN. The cardiovascular magnetic resonance machine: hardware and software requirements. Herz 2000;25:317-330.
 13. Fischer SE, Wickline SA, Lorenz CH. Novel real-time R-wave detection algorithm based on the vectorcardiogram for accurate gated magnetic resonance acquisitions. Magn Reson Med 1999;42:361-370.
 14. O'Regan DP, Schmitz SA. Establishing a clinical cardiac MRI service. Clin Radiol 2006;61:211-224.
 15. Joffre F, Daubert JC. Recommandations pour la prise en charge coordonnée par les radiologues et les cardiologues en pathologie cardiovasculaire des patients devant bénéficier d'un scanner ou d'une IRM. J Radiol 2006 ;87:76.
 16. Nagel E. Stress cardio-vascular magnetic resonance: consensus panel report. Journal Cardiovasc Magn Reson 2001;3:267-281.
 17. Leede J, Tatum JL, Fraser C. Safety of dipyridamole testing on 73 806 patients: multi centers dipyridamole safety study. Journal of Nuclear Cardiology 1995;2:3-17.
 18. Recommandations de la Société Française d'Imagerie Cardio-Vasculaire (SFICV) pour la formation, l'exercice en TDM et IRM cardiovasculaire et l'organisation et le fonctionnement des plateaux d'imagerie. J Radiol 2005;86:92-94.
 19. Kanal E et al. ACR guidance document for safe MR practice. Am J Radiol 2007;188.
 20. Daubert J.C, Joffre F. Modalités pour la prise en charge coordonnée par les radiologues et les cardiologues en pathologie cardiovasculaire des patients devant bénéficier d'un scanner ou d'une IRM. Arch Mal Cœur Vaiss 2005;98.

Annexe 1

Test au Dipyridamole.

Contre indications

- Asthme
- Bronchopathie chronique obstructive sévère
- Hypotension artérielle (PAS < 90mmHg)
- AVC récent de moins de 2 mois
- Troubles conductifs (BAV des deuxième et troisième degrés),
- Dysfonction sinusale
- Bradycardie inférieure à 40/min
- Angor instable
- Hypertension artérielle pulmonaire sévère (PAS > 60mmHg)
- Allergie au dipyridamole ou à la théophylline

Posologie

La posologie usuelle est de 0,56 mg/kg à injecter en quatre minutes (dose maximum 0,84 mg/kg.). L'injection peut-être manuelle ou par seringue électrique. Le patient ne doit pas absorber de dérivés xanthiques (café, thé, chocolat, vanille...) dans les 12 heures précédant l'examen.

Complications

- Décès 1/10 000
- Infarctus non fatal: 1,2/10 000
- AVC : 1,3/10 000
- Arythmies ventriculaires : 0,8/10 000
- Bronchospasme sévère: 1,2/10 000

Effets secondaires

Ils sont dus pour la plupart à l'effet vaso-dilatateur du produit. Il s'agit de céphalées, vertiges, lipothymies, hypotension artérielle, douleurs atypiques, dyspnée, nausées, flush. Ils sont rapidement corrigés par l'injection IV lente de 60 à 125 mg de théophylline.

Critères d'arrêt

- Ischémie myocardique documentée
- Bradycardie inférieure à 40/mn avec lipothymie,
- Bloc auriculo-ventriculaire
- Chute symptomatique de pression artérielle
- Effet secondaire rendant le maintien impossible dans le tube de l'IRM, demande du patient

Test à la Dobutamine

Contre indications

- Contre-indications communes aux tests de provocation d'ischémie myocardique
- Syndrome coronarien aigu récent de moins de 5 j
- Hypertension artérielle sévère
- Hyperexcitabilité ventriculaire et supra-ventriculaire
- Cardiomyopathie obstructive, rétrécissement aortique

Posologie

Administration exclusive par seringue électrique (dilution dans une seringue de 50 cc).

Test de viabilité : paliers successifs (3 mn) de 2,5-5 et 10 Gamma kg/mn.

La fréquence cardiaque ne doit pas s'accroître de plus de 10 % de la fréquence de base.

Tests d'ischémie : paliers de 5-10-20-30 et 40 gamma/kg/mn.

Injection possible d'Atropine (1 mg en l'absence de contre-indication) chez le patient à faible réponse chronotrope.

Objectif : atteindre au moins 85 % de la FMT (220 – âge).

Complications

Pas de complication rapportée avec les tests de viabilité à faibles doses.

À fortes doses, décès 1,5/10 000, tachycardie ventriculaire soutenue 2/1 000.

Effets secondaires fréquents (30 à 50 % de cas)

Chute de pression artérielle, nausées, anxiété, céphalées, tremblements, flush, dyspnée, oppression thoracique, extrasystoles ventriculaires isolées, tachycardie ventriculaire non soutenue (3 à 5 % des cas), arythmie auriculaire, poussée hypertensive.

Critères d'arrêt

Fréquence maximale théorique atteinte [220-âge]

Douleurs précordiales évocatrices d'ischémie myocardique concomitantes de l'apparition d'une anomalie de cinétique segmentaire VG,

Troubles du rythme

PAS > 250 mmHg

Chute de pression artérielle > 30 mm Hg

Effets indésirables marqués et demande du patient.

Test à l'Adénosine

Les effets secondaires sont très rapidement réversibles à l'arrêt de la perfusion (demi-vie < 1 mn)

Contre indications

Asthme

Bronchopathie chronique obstructive sévère

Insuffisance cardiaque stade III et IV

HTA mal contrôlée

Posologie

Injection lente (6 minutes) de 140 gamma/kg/mn au pousse seringue électrique

Complications

Pas de décès rapporté avec l'adénosine (survenue de bloc auriculo-ventriculaire complet, pause sinusale, collapsus dans 0,5 à 3 % des cas)

Les effets secondaires sont très fréquents

Nausées, anxiété, bradycardie, dyspnée

Critères d'arrêt

Ischémie myocardique documentée

Chute de PA symptomatique

Bradycardie inférieure à 40/mn

Bloc auriculo-ventriculaire, pauses sinusales

Signes de bas débit

Demande du patient en raison d'effets indésirables

Indications cliniques appropriées de l'IRM en pathologie cardio-vasculaire

A Furber (5), G Helft (2), S Chassaing (3), D Revel (4) et D Crochet (1)

Abstract

Current indications for cardiac MR imaging

Arch Cardiovasc Dis Sup 2009;1:34-50

MRI has acquired over the years a role in the evaluation of cardiovascular pathology especially with regards to its ability to assess right and left ventricular function and delayed postcontrast « viability » sequences. Current class I clinical indications include:

- viability for patients with ischemic cardiomyopathy and acute coronary syndrome,
- etiology and prognostic evaluation of non-ischemic cardiomyopathies including myocarditis and arrhythmogenic right ventricular cardiomyopathy,
- chronic pericarditis and cardiac masses,
- non-urgent aortic aneurysm and dissection,
- congenital cardiopathies: vascular malformations and follow-up after curative or palliative surgery.

MRI provides a complete non-operator dependent evaluation, and is particularly useful for follow-up since it may be repeated due to its absence of ionizing radiation.

Key words: Cardiac MRI, clinical indications.

Résumé

L'IRM s'est imposé, au fil des années, comme une technique d'imagerie incontournable en pathologie cardio-vasculaire grâce, notamment, à ses performances dans l'évaluation des fonctions ventriculaires droite et gauche et aux séquences de « viabilité » acquises tardivement après injection de gadolinium. Ses principales indications cliniques actuelles de classe I sont les suivantes :

- la viabilité pour les cardiopathies ischémiques et les syndromes coronariens aigus,
- l'étiologie et l'évaluation pronostique des cardiopathies non ischémiques incluant les myocardites et les dysplasies arythmogènes du VD,
- les péricardites chroniques et les masses cardiaques,
- les anévrysmes et dissections aortiques en dehors de l'urgence,
- les cardiopathies congénitales : malformations vasculaires et contrôle de chirurgie correctrice ou palliative.

L'IRM est un examen complet, non opérateur dépendant, particulièrement intéressant dans la surveillance au long cours des patients car il peut être répété étant donné son absence d'irradiation.

Mots-clés : IRM cardiaque, indications cliniques.

Introduction

Grâce à une bonne résolution spatiale et temporelle associée à une approche tridimensionnelle, et à un excellent contraste entre le sang circulant et le myocarde, l'IRM cardiaque constitue une méthode de référence pour l'imagerie des cardiopathies congénitales, des tumeurs cardiaques, des gros vaisseaux et du péricarde. La détermination par ciné-IRM des volumes ventriculaires, de la fraction d'éjection et de la masse myocardique, de la cinétique segmentaire est standardisée, précise et reproductible. L'IRM de contraste après injection de gadolinium représente un apport diagnostique considérable pour de nombreuses pathologies, qu'elles soient tumorales, inflammatoires, ischémiques, ou pour préciser l'étiologie d'une cardiomyopathie. Dans les cardiopathies ischémiques, force est de constater que l'IRM est devenue incontestablement la méthode de référence dans l'analyse de la viabilité myocardique. L'avantage majeur de l'IRM est de pouvoir

associer l'étude de la viabilité myocardique à l'analyse de la perfusion myocardique et à une approche fonctionnelle du muscle cardiaque par l'étude des fonctions ventriculaires droite et gauche au repos et lors d'épreuves de provocation d'ischémie myocardique.

Ce texte synthétise les indications actuelles de l'IRM du cœur et des gros vaisseaux. Il s'appuie sur la conférence de consensus publiée par le groupe de travail sur l'IRM cardio-vasculaire de la Société européenne de Cardiologie (1), sur les récentes conclusions des travaux des Sociétés Américaines de Cardiologie et d'Imagerie Cardiaque (2), et sur les données actuelles de la littérature. Il suppose que les opérateurs, cardiologues, radiologues et médecins nucléaires, soient parfaitement formés à ces techniques qui demandent un apprentissage important et une expérience suffisante (3, 4).

Les indications cliniques de l'IRM cardiaque sont regroupées en quatre classes :

- Classe I : information clinique utile, technique appropriée, peut être utilisée en première intention, littérature abondante.
- Classe II : information clinique utile, souvent appropriée, d'autres techniques peuvent apporter une information similaire, littérature plus limitée.
- Classe III : information clinique pertinente, mais peu utilisée car d'autres techniques sont adaptées et adéquates.
- Classe INV : potentiellement utile, mais en cours d'investigation clinique.

(1) Service de Radiologie thoracique et vasculaire, Centre Hémodynamique et vasculaire interventionnel, Hôpital Laënnec, CHU de Nantes, 44093 Nantes cedex 1, France.

(2) Institut de Cardiologie, Hôpital Pitié Salpêtrière, 47-83 boulevard de l'Hôpital, 75651 Paris cedex 13. (3) Service de Cardiologie, Clinique Saint Gratien, 8 place de la Cathédrale, 37000 Tours, France. (4) Service de Radiologie, Hôpital Cardio-Vasculaire Louis Pradel, 28 avenue Doyen Lépine, 69677 Bron cedex, France. (5) Service de Cardiologie, CHU d'Angers, 4 rue Larrey, 49933 Angers cedex 9, France.

Correspondance : D Crochet

E-mail : dcrochet@chu-nantes.fr

Cardiopathies acquises

1. La fonction ventriculaire

L'IRM permet l'étude de l'anatomie cardiaque, des volumes, de la masse myocardique, et de la fonction ventriculaire gauche et droite. Les séquences utilisées donnent une imagerie cardiaque dynamique en mode ciné avec une bonne résolution spatiale et temporelle, tout en offrant un excellent contraste entre le sang circulant (hypersignal) et le myocarde (hyposignal). Pour chaque niveau de coupe, 30-35 images sont obtenues au cours d'un cycle cardiaque reconstruit, au prix d'une apnée de seulement quelques secondes. Les séquences d'acquisition volumique installées sur les machines les plus récentes permettent d'acquérir le volume du ventricule gauche en une à deux apnées. Les logiciels donnent une mesure quantitative précise des paramètres de fonction ventriculaire gauche, de manière interactive semi-automatisée (5).

La méthode est précise car l'approche est tridimensionnelle, anatomique, et ne requiert aucune hypothèse géométrique sur la forme des ventricules (6-8). L'IRM est plus précise que l'échocardiographie ou la scintigraphie pour la mesure des paramètres de fonction ventriculaire (9, 10). La reproductibilité des mesures, d'un examen à l'autre, d'un opérateur à l'autre, est excellente pour les paramètres de fonction ventriculaire gauche (11-13) et droite (14-16), et est supérieure à celle de l'échocardiographie (17, 18). L'IRM permet également la détermination précise de la fonction contractile régionale ventriculaire par la mesure de l'épaississement myocardique segmentaire (19, 20), ainsi qu'une approche physiopathologique en accédant à la mesure de la contrainte pariétale régionale (21).

La technique de marquage myocardique (tagging) permet une analyse encore plus fine de la fonction ventriculaire segmentaire, en donnant accès à des paramètres quantitatifs fins de déformation myocardique (22). Des méthodes automatisées de traitement des images autorisent la mesure des paramètres de déformation myocardique en pratique clinique (23). L'étude de la fonction diastolique est possible par la mesure des vitesses du flux diastolique transmitral (24). Cependant, cette technique est limitée par rapport à l'échocardiographie par sa moins bonne résolution temporelle.

En pratique clinique, et bien qu'il s'agisse clairement d'une indication de classe I pour l'évaluation de la fonction ventriculaire et la mesure de la masse ventriculaire, les principales indications réalistes, en tenant compte de la disponibilité des machines, sont représentées par l'étude de la fonction ventriculaire gauche 1) chez les patients peu échogènes, 2) en cas de discordance des mesures de FE notamment entre l'échocardiographie et la ventriculographie isotopique ou radiologique, 3) dans la discussion de l'indication d'un défibrillateur, 4) en cas d'indication de l'IRM pour l'étude de la viabilité myocardique. C'est l'examen indispensable pour une analyse précise de la fonction ventriculaire droite et dans les différents protocoles de recherche clinique.

Pour les raisons précédemment exposées, l'IRM est largement utilisée dans l'étude de la fonction ventriculaire droite et gauche des cardiopathies congénitales. Quelles que soient la morphologie et la configuration ventriculaire, c'est la méthode d'imagerie la plus performante dans les cardiopathies complexes avec inversion ventriculaire ou dans les ventricules uniques.

2. Maladie coronaire et cardiopathies ischémiques

L'IRM cardiaque permet d'obtenir des informations très précieuses dans l'évaluation des cardiopathies ischémiques (tableau I).

2.1. Détection de la maladie coronaire

Il existe différentes approches pour détecter une maladie coronaire par l'IRM : la visualisation des conséquences induites par l'ischémie en terme de mouvement pariétal et de perfusion et la visualisation directe des coronaires.

2.1.1. Anomalies pariétales lors d'une épreuve de stress

L'IRM de stress sous dobutamine est une technique bien validée de détection de l'ischémie myocardique (25). Des séquences en écho de gradient ou plus récemment en précession libre (SSFP : steady state free precession) acquises en apnée, sont utilisées pour apprécier la cinétique segmentaire régionale ventriculaire gauche avant et pendant le stress. Le protocole complet de stress pharmacologique sous dobutamine est réalisable dans des conditions de sécurité équivalentes à celles de l'échocardiographie (40 µg/kg/mn, ± 1 mg d'atropine, > 85 % de la FMT). Compte tenu d'une excellente qualité d'imagerie, la comparaison de l'IRM à l'échocardiographie de stress (26) est favorable à l'IRM. Ainsi l'IRM de stress est particulièrement intéressante en cas d'impossibilité de réaliser l'échocardiographie dobutamine (pour cause de très mauvaise échogénicité), puisqu'elle peut être réalisée dans environ 95 % des cas où l'échocardiographie de stress n'est pas faisable (27). Tout comme pour la scintigraphie, on déplore peu d'événements cardiaques après une IRM de stress négative (28). Le ciné-IRM sous dobutamine est également validé pour l'établissement du risque préopératoire. Les performances du test peuvent être encore améliorées en quantifiant l'épaississement myocardique segmentaire, ou en utilisant le marquage myocardique, les séquences dites « tagging » diminuant la variabilité interobservateur en permettant une analyse quantitative et objective de la fonction contractile régionale.

2.1.2. Perfusion myocardique

Par l'association des techniques d'imagerie rapide, l'utilisation d'agents de contraste paramagnétiques (0,05 à 0,1 mmol/kg IV, 4 ml/s) associés à un stress pharmacologique (dipyridamole ou adénosine), on obtient des images de premier passage du produit de contraste, à l'état basal et au cours du stress permettant de

Tableau I
Indications de l'IRM dans la maladie coronaire.

Indication	Classe
Évaluation de la fonction ventriculaire droite et gauche	I
Détection de la maladie coronaire :	
– Fonction VG régionale sous Dobutamine	II
– Perfusion myocardique (Adénosine ou Dipyridamole) si ECG ininterprétable ou épreuve d'effort impossible	I
– Coro-IRM	INV
Infarctus du myocarde et syndromes coronaires aigus	
– Détection	I
– Viabilité myocardique	I
– Complications : fuite mitrale, CIV	III
– Thrombus ventriculaire	I
– Syndrome coronaire aigu	INV

visualiser et de quantifier les zones ischémiques (hyposignal) (29). Ces séquences ont été parfaitement validées et ont une sensibilité de 87 % et une spécificité de 85 % dans la détection de la maladie coronaire, comparables à la tomographie d'émission de positons et supérieures à la tomoscintigraphie myocardique (30). Ces séquences permettent de détecter l'ischémie myocardique de façon qualitative en quelques minutes et de quantifier l'étendue de l'ischémie par l'analyse des courbes de variation de l'intensité du signal en fonction du temps.

2.1.3. Coro-IRM

Le petit diamètre, l'anatomie tortueuse et complexe des artères coronaires ainsi que les mouvements cardiorespiratoires incessants rendent très difficile l'évaluation des coronaires par IRM. La valeur prédictive négative pour les segments proximaux n'a été que de 81 % dans le seul essai multicentrique d'envergure publié (31). La résolution spatiale insuffisante ne permet pas de préciser l'état de la distalité des coronaires ni d'évaluer précisément le degré de sténose coronaire.

Une autre approche de détection d'une coronaropathie est de mesurer la vitesse des flux coronaires par IRM. En effet, différentes méthodes permettent l'évaluation des vitesses de flux sanguin en IRM. L'application de ces méthodes à la mesure des vitesses de flux coronaire au repos et après stress (adénosine), permet d'apprécier de façon précise et comparable au doppler endocoronaire la réserve coronaire, particulièrement utile pour évaluer le caractère fonctionnel d'une sténose (32).

2.2. Évaluation des cardiopathies ischémiques chroniques : viabilité myocardique

L'infarctus du myocarde peut être parfaitement détecté en IRM par l'utilisation du gadolinium et des séquences d'inversion-récupération, dites de rehaussement tardif (33). Basée sur le raccourcissement du temps de relaxation T1 après injection de gadolinium, les images de rehaussement tardif sont acquises après un délai T1 (temps d'inversion environ 250 msec), optimisé de telle sorte que le signal du myocarde normal devienne nul, tandis que la zone infarctée ayant accumulé le gadolinium apparaisse en hypersignal. Les séquences de rehaussement tardif pondérées en T1, réalisées 10 minutes après l'injection du gadolinium (0,1 à 0,2 mmol/kg) ont permis d'obtenir une nette amélioration du rapport signal sur bruit, permettant de rehausser de 500 à 1 000 % l'intensité du myocarde infarcté. Dans les zones infarctées, il y a de plus grandes concentrations de gadolinium ce qui induit un hypersignal. Cette technique est très sensible, elle permet d'identifier de petits infarctus sous-endocardiques alors que la contractilité et la perfusion ne sont pas altérées en SPECT (34). Les séquences d'inversion-récupération permettent également lors de la perfusion de gadolinium de prédire la viabilité myocardique. Ces séquences ont une valeur diagnostique comparable à la tomographie d'émission de positons dans la recherche de viabilité myocardique (sensibilité 96 % et spécificité 100 %) (35) et prédisent de façon précise la récupération de la contractilité myocardique après revascularisation (36). L'IRM permet également la mesure de l'épaisseur du myocarde, non viable en deçà de 5 mm. Grâce à son excellente résolution spatiale, l'IRM permet de préciser l'extension de la nécrose au sein de la paroi myocardique, du sous-endocarde vers le sous-épicarde. Si la fixation du gadolinium est comprise entre 1 à 50 % de l'épaisseur pariétale, le segment myocardique est viable et sa cinétique va s'améliorer après revascularisation. Si l'extension de la nécrose est

supérieure à 75 % de l'épaisseur de la paroi myocardique, le segment myocardique n'est pas viable. Entre 50 et 75 %, seule une analyse de la cinétique segmentaire sous dobutamine (échocardiographie ou IRM en particulier chez les sujets non échogènes) permettra de conclure. L'IRM doit aujourd'hui se positionner comme la méthode de référence pour l'évaluation de la viabilité myocardique. Il faut cependant garder en mémoire, que l'hypersignal tardif n'est pas spécifique de la nécrose et peut se rencontrer dans d'autres pathologies myocardiques.

2.3. Évaluation des syndromes coronaires aigus

L'IRM cardiaque permet d'identifier l'obstruction microvasculaire à la phase aiguë de l'infarctus du myocarde. Une à deux minutes après l'injection de gadolinium, la perfusion est altérée et les zones souffrantes sont en hyposignal. L'hyposignal peut persister au sein de la zone d'hypersignal sur les images de rehaussement tardif, traduisant la sévérité de l'atteinte de la microcirculation, mais aussi la survenue possible d'une hémorragie intra-myocardique. Cette obstruction microvasculaire est corrélée aux événements cardiaques ultérieurs (37). L'extension transmurale du renforcement du signal lié au gadolinium prédit quant à elle la récupération de la fonction ventriculaire post-infarctus (36). L'IRM cardiaque est également intéressante dans l'appréciation des complications à la phase aiguë de l'infarctus, elle met en évidence les anévrismes ventriculaires, les faux anévrismes, les communications inter-ventriculaires et les fuites mitrales. Elle est très utile en complément de l'échographie en cas de doute sur la présence d'un thrombus ventriculaire, notamment de localisation apicale, dans le diagnostic difficile des fissurations myocardiques et le diagnostic différentiel entre vrais et faux anévrismes ventriculaires gauches.

L'évaluation des douleurs thoraciques peut également bénéficier de l'IRM cardiaque. Des sensibilités et spécificités intéressantes pour la détection de la maladie coronaire ont été rapportées (38).

3. Cardiomyopathies non ischémiques (tableau II)

Dans les différentes cardiomyopathies, l'IRM est utile à l'évaluation précise et reproductible de la morphologie cardiaque et des fonctions ventriculaires gauche et droite. Pour certaines d'entre

Tableau II
Indications de l'IRM dans les cardiomyopathies non ischémiques.

Indication	Classe
Évaluation de la fonction ventriculaire droite et gauche	I
Les cardiomyopathies dilatées	I
Les cardiomyopathies hypertrophiques	I
Les cardiomyopathies restrictives	I
Les myocardites aiguës	I
La Sarcoïdose et pathologies inflammatoires systémiques	I
La dysplasie arythmogène du ventricule droit	I
Visualisation de l'oreillette gauche et des veines pulmonaires avant et/ou après une procédure de radiofréquence pour fibrillation atriale	I

elles, l'IRM offre une valeur ajoutée importante par rapport à l'échocardiographie pour le diagnostic et le suivi de ces pathologies, en permettant une caractérisation tissulaire grâce à l'acquisition de séquences de rehaussement tardif.

3.1. Cardiomyopathies dilatées

Les cardiomyopathies dilatées primitives sont caractérisées par une dilatation ventriculaire gauche associée à un amincissement pariétal, une augmentation de la masse ventriculaire gauche, et une hypokinésie diffuse avec diminution de la fraction d'éjection (39). La dilatation ventriculaire droite est mieux analysée par l'IRM (40). Ces anomalies ne permettent cependant pas de différencier des cardiomyopathies dilatées d'origine ischémique. C'est l'absence d'hypersignal sur les séquences de rehaussement tardif qui permettra d'éliminer l'origine ischémique (41-43) et d'éviter la réalisation d'une coronarographie. Dans le travail de Mc Crohon (42), chez tous les patients ayant une cardiopathie ischémique, l'IRM de rehaussement tardif visualise un hypersignal sous-endocardique ou transmural. À l'opposé, en présence d'une cardiomyopathie dilatée primitive, 59 % des patients n'ont pas d'hypersignal. 28 % des patients présentent un hypersignal médio-ventriculaire en bande ou d'aspect nodulaire, les différenciant clairement des cardiomyopathies dilatées d'origine ischémique. Seuls 13 % des patients présentent un hypersignal évoquant une origine ischémique. Dans les cardiopathies ischémiques, la présence d'un hypersignal médio-ventriculaire a été rapportée, mais jamais dans un territoire perfusé par une artère coronaire malade (44).

L'existence d'un rehaussement tardif, témoin de la présence de fibrose myocardique, permet de prédire la survenue d'événements cardio-vasculaires et notamment la mortalité précoce d'origine rythmique (45, 46). Le rehaussement tardif est un facteur prédictif indépendant d'événements, même lorsque l'analyse multivariée prend en compte la fraction d'éjection ventriculaire gauche. Ces résultats suggèrent un rôle pronostique important de l'IRM en présence d'une cardiomyopathie dilatée, permettant une stratification précoce des patients et l'identification des sujets à haut risque. Il reste cependant à démontrer qu'une prise en charge (resynchronisation et/ou défibrillateur automatique) basée sur la présence d'un rehaussement tardif en IRM, améliore la survie de ces patients.

3.2. Cardiomyopathies hypertrophiques

Au cours des cardiomyopathies hypertrophiques, l'IRM permet la mesure de la masse ventriculaire et la mise en évidence d'une hypertrophie ventriculaire gauche régionale (47), avec une sensibilité supérieure à l'échocardiographie, notamment dans les formes apicales (48).

L'IRM permet la mise en évidence de l'obstruction sous-aortique (1) et du mouvement systolique antérieur de la valve mitrale, l'analyse de la cinétique segmentaire (49) et des déformations myocardiques, notamment grâce au tagging cardiaque qui objective les anomalies des raccourcissements circonférentiel et longitudinal (50).

L'IRM de rehaussement tardif permet de connaître l'étendue de l'infiltration fibreuse. L'hypersignal, localisé dans la région médio-ventriculaire, n'est retrouvé que dans les zones hypertrophiques et prend un aspect nodulaire irrégulier, le plus souvent à localisations multiples (51, 52). Le rehaussement tardif est fréquent, présent dans environ 80 % des cas. Les tachycardies

ventriculaires et les morts subites sont d'autant plus fréquentes que l'hypersignal est étendu, donnant à l'IRM de rehaussement tardif une valeur pronostique importante (52, 53). De même, l'étendue de la fibrose est associée à la survenue de dilatation ventriculaire droite et d'insuffisance cardiaque (52).

L'IRM permet également de suivre les patients après myomectomie chirurgicale (54) ou plus récemment après alcoolisation septale (55, 56).

3.3. Cardiomyopathies restrictives

Dans les cardiomyopathies restrictives, l'IRM de rehaussement tardif visualise l'infiltration du myocarde par de la fibrose ou par d'autres tissus, granulomes sarcoïdiques (57), rehaussements tardifs nodulaires de dépôts amyloïdes (58), hyposignal T1 et T2 dans l'hémochromatose (59), associé à un hyposignal hépatique marqué, ou fibrose endomyocardique. La fonction systolique est habituellement conservée. Le ventricule gauche est de taille normale. Une dilatation des deux oreillettes est souvent présente et associée à une dilatation des veines caves inférieure et supérieure et des veines sus-hépatiques. Une dysfonction diastolique sévère est fréquente (60). En présence d'une adiaastolie, l'IRM permet de mesurer l'épaisseur du péricarde et d'éliminer ainsi une péricardite chronique constrictive (61) lorsque l'épaisseur péricardique est inférieure à 4 mm.

Dans l'hémochromatose cardiaque, la mesure du temps de relaxation T2* reflète parfaitement le degré de surcharge en fer du myocarde (62). Un temps de relaxation T2* inférieur à 20 msec signe une surcharge en fer et est parfaitement corrélé à la dysfonction ventriculaire gauche (62, 63).

3.4. Myocardites et pathologies inflammatoires

3.4.1. Myocardite aiguë

Le diagnostic de myocardite reste à ce jour difficile. Les présentations cliniques sont nombreuses, allant du syndrome pseudo-grippal à l'insuffisance cardiaque aiguë. Les techniques d'imagerie non invasive sont peu spécifiques et la biopsie myocardique, qui reste la méthode diagnostique de référence, est rarement réalisée en raison de son caractère invasif, mais surtout de sa faible sensibilité responsable de faux négatifs et de la grande variabilité inter-observateur de son analyse histologique.

L'échographie demeure bien sûr l'examen à réaliser de première intention. Cependant, en cas de forte suspicion clinique ou dans les formes cliniques simulant un infarctus après la réalisation d'une coronarographie, l'IRM doit être réalisée le plus précocement possible, idéalement avant le 5^e jour. Ce n'est que dans les formes fulminantes, instables sur le plan hémodynamique, que l'IRM sera réalisée de façon différée.

3.4.2. Diverses approches sont possibles en IRM

- **Les séquences de ciné-IRM** : elles permettent une étude précise de la fonction ventriculaire gauche, de dépister d'éventuels troubles de cinétique segmentaire, de visualiser un épanchement péricardique ou un thrombus intraventriculaire gauche. La présence d'une dysfonction ventriculaire gauche sévère sans dilatation cavitaire, associée à une hypertrophie du septum oriente vers une myocardite fulminante, et incite à proposer à ces patients dont la probabilité de récupération fonctionnelle est importante, des inotropes voire une assistance ventriculaire temporaire.
- **Les séquences T1 avec injection de gadolinium** : les séquences pondérées en T1 (antenne corps entier), acquises avant et après

injection de gadolinium, mettent en évidence une augmentation globale de l'intensité du signal myocardique après gadolinium, traduisant la présence d'une réaction inflammatoire qui est associée à une hyperhémie myocardique (64, 65). Une destruction diffuse des cellules myocardiques peut également augmenter le volume de distribution du gadolinium.

En pratique, des zones d'intérêt sont dessinées manuellement, couvrant la paroi ventriculaire gauche et le muscle squelettique sur la même coupe avant injection du gadolinium et reportées sur les coupes acquises après injection du contraste. Un rapport Intensité du signal myocardique après gadolinium/Intensité du signal myocardique avant gadolinium supérieur à 4, permet d'identifier une myocardite avec une sensibilité de 80 %, une spécificité de 68 %, et une exactitude de 74,5 % (66).

La performance diagnostique de cette séquence est dépendante de l'absence de rehaussement du signal du muscle squelettique après injection de gadolinium. Or dans certains cas, le processus inflammatoire peut atteindre les muscles squelettiques. De plus, une augmentation diffuse du signal myocardique peut être absente à une phase précoce d'évolution de la myocardite où l'atteinte est encore localisée.

- **Les séquences de rehaussement tardif :** les séquences d'inversion récupération étudiant le rehaussement tardif, 10 minutes après l'injection du produit de contraste, visualisent des plages d'hypersignal en rapport avec des zones de nécrose myocardique (67). C'est la technique la plus utilisée. Un œdème important peut également expliquer la présence d'un rehaussement tardif, en augmentant le volume de distribution du gadolinium. Enfin, il n'est pas exclu que l'hypersignal corresponde à une zone de fibrose ancienne. Les séquences de perfusion au premier passage sont normales et éliminent la présence d'un trouble de la microcirculation, se traduisant par un hyposignal sous-endocardique. L'incidence des hypersignaux est très variable dans la littérature allant de 44 % pour Abdel-Aty (66) à 88 % pour Mahrholdt (67). Les hypersignaux sous-épicaux ou médio-ventriculaires, nodulaires ou linéaires en bandes, prédominent dans la paroi inférolatérale de la région apicale du VG et ne sont jamais localisés de façon isolée au sous-endocarde, permettant d'éliminer un infarctus à coronaires saines. À la phase initiale, les plages d'hypersignaux peuvent rapidement devenir diffuses, rendant le diagnostic beaucoup plus difficile lorsque l'hypersignal devient transmural (68).

- **Les séquences pondérées en T2 acquises dès l'injection du produit de contraste sur une période de 3 à 4 minutes (antenne corps entier) :** ces séquences évaluent la présence d'un œdème myocardique. De la même manière qu'en T1, des zones d'intérêt sont tracées afin de calculer le rapport Intensité du signal myocardique/Intensité du signal du muscle squelettique (66). Un rapport supérieur à 1,9 permet d'identifier une myocardite avec une sensibilité de 84 %, une spécificité de 74 %, et une exactitude de 79 % (66). On retrouve des zones localisées d'hypersignaux transmuraux ou sous-épicaux chez 30 % des patients. Ces hypersignaux localisés correspondent aux zones de rehaussement tardif mais leurs surfaces apparaissent plus étendues (66). Le péricarde peut également apparaître en hypersignal.

Une étude combinant ces trois approches rapporte une nette amélioration de la sensibilité de l'IRM (66). Lorsque deux critères sont présents (rapport T2 > 1,9 ; Rapport T1 > 4 ; présence d'un rehaussement tardif), la sensibilité de l'IRM est de 76 %, la spécificité de 95,5 % et l'exactitude de 85 %. Seuls 30 % des patients

présentent les trois critères. Cependant, après la phase aiguë, le diagnostic peut être difficile (64, 68). L'œdème peut être diffus, prenant l'aspect d'une hypertrophie ventriculaire gauche. La détermination du temps d'inversion des séquences de rehaussement tardif est problématique, l'atteinte diffuse et homogène du ventricule gauche ne permettant pas d'éteindre le myocarde sain. Le délai d'acquisition de l'IRM semble donc un élément important, les acquisitions tardives au-delà du dixième jour étant à éviter.

L'IRM permet de guider la biopsie myocardique en augmentant nettement la rentabilité de l'examen anatomopathologique, la biopsie étant positive dans 90 % si elle est réalisée dans une zone en hypersignal (67).

À distance, les hypersignaux régressent le plus souvent (67). Dans les myocardites chroniques, l'IRM de rehaussement tardif ne permet pas de différencier fibrose myocardique séquellaire et myocardite active. Seules les séquences pondérées T2 permettent le diagnostic d'une myocardite chronique active en visualisant un hypersignal T2 associé au rehaussement tardif (69).

- **Intérêt pronostique de l'IRM :** seule une étude rapporte une corrélation entre le rehaussement myocardique mesuré sur les séquences pondérées en T1 et la fraction d'éjection ventriculaire gauche à 30 mois (70). Mahrholdt *et al.* (71) rapportent une corrélation à la limite de la significativité entre l'étendue de l'hypersignal en rehaussement tardif et l'évolution de la fraction d'éjection ventriculaire gauche.

3.4.3. Sarcoïdose et pathologies inflammatoires systémiques

Les atteintes cardiaques de la sarcoïdose, symptomatiques dans seulement 5 % des cas, sont fréquemment responsables de morts subites. Un diagnostic précoce chez des patients asymptomatiques est donc essentiel, ceci d'autant plus que la mise en route d'un traitement immunosuppresseur semble améliorer le pronostic de ces patients. L'IRM permet non seulement de porter le diagnostic de sarcoïdose cardiaque mais aussi de suivre l'évolution clinique de la maladie sous traitement (72). Les anomalies myocardiques retrouvées à l'IRM, décrites pour la première fois en 1994 (73), associent une prise de contraste intense, nodulaire, sur les séquences de rehaussement tardif, à la mise en évidence d'hypersignaux sur les séquences pondérées T2 traduisant la présence d'une réaction inflammatoire focale et de fibrose myocardique (74). Les anomalies sont le plus souvent localisées dans la paroi latérale du ventricule gauche. En présence d'une preuve histologique d'atteinte cardiaque, la présence d'un hypersignal en rehaussement tardif, permet d'identifier une sarcoïdose cardiaque avec une sensibilité de 100 % et une spécificité de 78 % (75).

L'IRM est utile dans d'autres pathologies inflammatoires systémiques pour porter le diagnostic de myocardite comme le syndrome de Churg-Strauss (76), les polymyosites (77) ou la maladie de Chagas (78).

3.5. Les indications rythmologiques de l'IRM cardiaque

3.5.1. Dysplasie arythmogène du ventricule droit

Dans la dysplasie arythmogène du ventricule droit (DAVD), la place de l'IRM est importante dans la démarche diagnostique tant par la mise en évidence de la graisse myocardique que par l'étude de la fonction ventriculaire droite globale et régionale (79). L'infiltration graisseuse apparaît typiquement en écho de spin, sous forme de zones d'hypersignal localisées dans la paroi

myocardique du ventricule droit (80-82). Les séquences sang noir, avec suppression de la graisse, permettent de mieux analyser les infiltrations lipidiques. Ces lésions pariétales à prédominance sous-épicaire siègent préférentiellement dans la paroi antérieure du ventricule droit et de l'infundibulum pulmonaire. On observe parfois une extension de ces lésions dans la région apicale du ventricule gauche. Cependant la distinction entre graisse épicaire et zone graisseuse dysplasique est difficile, en particulier lorsque le liseré péricardique n'est pas visualisé en IRM, conduisant à une faible reproductibilité interobservateur dans l'analyse de l'hypersignal. De plus, ces dépôts graisseux sont parfois retrouvés chez le sujet normal, notamment au niveau des sillons auriculo-ventriculaire et interventriculaire. Il existe le plus souvent une délimitation nette entre la graisse épicaire et la paroi ventriculaire droite. Ces anomalies ne sont donc pas spécifiques de dysplasie ventriculaire droite et des infiltrations lipidiques isolées peuvent être retrouvées chez le sujet âgé ou dans d'autres cardiomyopathies. La présence d'un hypersignal ne permet donc pas à elle seule d'affirmer le diagnostic.

La prévalence des hypersignaux dans la DAVD varie selon les études de 22 % à 100 % (83, 84). Dans la plus grande série publiée à ce jour et intéressant 36 patients ayant une DAVD confirmée par biopsie, les hypersignaux ne sont présents que chez 22 % des patients, principalement dans les formes diffuses de la maladie (85).

Un amincissement localisé de la paroi ventriculaire droite inférieur à 2 mm est retrouvé dans 25 à 65 % des cas (83, 85). Cependant, la présence d'artéfacts de mouvement ou d'arythmies ventriculaires rendent la mesure de l'épaisseur de la paroi ventriculaire droite difficile. À l'inverse, certains auteurs rapportent la présence d'hypertrophies localisées (83). Des structures trabéculaires dysplasiques sont retrouvées dans 40 % des cas (83, 86), correspondant à l'aspect « en piles d'assiettes » décrit dans les études angiographiques.

Les séquences de rehaussement tardif, acquises 10 minutes après l'injection de gadolinium avec un temps d'inversion spécifique pour le ventricule droit (87), visualisent des plages d'hypersignaux, en rapport avec des zones de fibrose myocardique, chez tous les patients présentant une DAVD confirmée par biopsie (88). De plus, la présence de ces hypersignaux est prédictive d'un déclenchement de tachycardies ventriculaires après stimulation ventriculaire programmée (88).

Dans les formes diffuses, la fraction d'éjection ventriculaire droite est abaissée. Le ventricule droit et plus particulièrement l'infundibulum pulmonaire sont généralement dilatés. Des anomalies de contraction segmentaire de la paroi ventriculaire droite sont fréquentes, allant de l'akinésie segmentaire à l'expansion systolique (83, 84). Ces anomalies sont le plus souvent localisées dans le « triangle de la dysplasie », constitué de l'infundibulum pulmonaire, de la région apicale du ventricule droit et de la zone sous-tricuspidienne. Dans certaines formes localisées, l'IRM peut mettre en évidence des « micro-anévrysmes » de la paroi libre du ventricule droit, d'aspect sacculaire. L'association d'un trouble de cinétique segmentaire à la présence d'un hypersignal myocardique améliore les performances diagnostiques de l'IRM. La présence d'une dysfonction diastolique du ventricule droit a été rapportée par certains auteurs (85, 89).

La place de l'IRM dans le diagnostic des tachycardies ventriculaires infundibulaires est moins claire.

3.5.2. L'étude des veines pulmonaires

L'IRM est utile pour étudier l'anatomie des veines pulmonaires et de l'oreillette gauche avant une procédure de radiofréquence pour fibrillation atriale. En postopératoire, elle permet de dépister d'éventuelles sténoses des veines pulmonaires (90).

3.5.3. La discussion d'implantation d'un défibrillateur et d'un stimulateur triple chambre

La mesure précise et reproductible de la fraction d'éjection ventriculaire gauche permet de poser clairement l'indication d'un défibrillateur et/ou d'un stimulateur triple chambre, notamment en présence d'une discordance des mesures de la FE entre l'échocardiographie et la ventriculographie isotopique ou radiologique. En post-infarctus, la présence d'un hypersignal en rehaussement tardif apparaît comme un facteur pronostique indépendant de mortalité cardiaque, plus puissant que la fraction d'éjection, le volume télé-systolique ou le pourcentage d'épaississement. L'hétérogénéité de l'hypersignal (91, 92) qui apparaît moins intense dans la zone périphérique serait un facteur pronostique important, permettant de prédire de façon indépendante la mortalité cardiaque, mais aussi la survenue d'un trouble du rythme ventriculaire après stimulation ventriculaire, traduisant probablement la présence d'une zone à risque arythmogène siège de phénomènes de réentrée. Par ailleurs, il semble que la cartographie de l'hypersignal analysé sur les séquences de rehaussement tardif et traduisant l'absence de viabilité myocardique, puisse aider à mieux prédire l'efficacité de la resynchronisation ventriculaire après implantation d'un stimulateur triple chambre et permettre un meilleur positionnement de la sonde ventriculaire (93, 94).

En présence d'un anévrysme ventriculaire gauche compliqué de troubles du rythme ventriculaire, l'IRM réalisée en préopératoire permettra de guider le chirurgien cardiaque pendant le geste d'anévrysmectomie.

Pathologie valvulaire (tableau III)

En raison de leur faible coût et de leur disponibilité, les techniques ultrasonores non invasives ont supplanté dans la majorité des cas les investigations invasives telles que le cathétérisme ou l'angiographie cardiaque pour le diagnostic et l'évaluation du retentissement des pathologies valvulaires. L'IRM cardiaque se positionne comme une alternative à l'échographie lorsque la fenêtre acoustique est limitée, lorsque l'échographie transœsophagienne

Tableau III
Indications cliniques de l'IRM en pathologie valvulaire acquise.

Indication	Classe
Rétrécissement Aortique (RAO)	II
RA avec échocardiographie ininterprétable	I
Insuffisance Aortique	II
Insuffisance Mitrale	II
Rétrécissement Mitral	III
Pathologie valvulaire tricuspide acquise	INV
Pathologie valvulaire pulmonaire acquise	III
Valves prothétiques	INV

est non désirable ou non réalisable ou lors de discordances entre les explorations échographiques et hémodynamiques.

1. Aspects techniques

L'exploration d'une pathologie valvulaire cardiaque fait appel aux trois types de séquences classiques en IRM (1, 95).

- Les séquences morphologiques, spin écho ou turbo spin écho, sont les moins performantes car la définition est trop limitée pour analyser les valves compte tenu de leur finesse et de leur vitesse de déplacement.
- les séquences de ciné IRM (séquences écho de gradient balancé, séquences dites « sang blanc ») sont d'un plus grand apport. Ces séquences multiphasées permettent une bonne analyse de la morphologie et de la mobilité des feuillets valvulaires. Elles permettent par ailleurs une bonne visualisation des rétrécissements ou des fuites valvulaires sous la forme d'un hyposignal secondaire au déphasage des spins. Ce signal est mieux visible sur des séquences à temps d'écho (TE) long (12 ms) et tend à disparaître avec la diminution du TE (moins bien visible sur les séquences ultra rapides balancées (TE < 3 ms)). L'étendue et la surface de ce jet donnent, dans la mesure où le temps d'écho est suffisamment long, une appréciation semi-quantitative des fuites valvulaires.
- Les séquences sensibles aux vitesses (séquences en contraste de phase) donnant un encodage des vitesses sont indispensables dans l'analyse des pathologies valvulaires. Elles permettent en effet le calcul du volume d'éjection systolique, du volume de régurgitation, des vitesses maximales ou encore des débits indispensables à l'évaluation quantitative des fuites ou des rétrécissements valvulaires ou des shunts (96). La très bonne précision de ces séquences évaluées in vitro font de l'IRM une technique de référence dans le calcul des flux sanguins (97).

2. Les sténoses valvulaires

2.1. Le rétrécissement aortique (RAO)

Le rétrécissement aortique dégénératif représente actuellement la pathologie valvulaire la plus fréquente dans la population adulte. Les recommandations européennes dans la prise en charge des valvulopathies aortiques ont remis au premier plan le calcul de la surface aortique, en redéfinissant le caractère serré d'un RAO comme une surface inférieure à 1 cm² (ou inférieure à 0,6 cm²/m² en surface indexée) (98).

Les deux techniques actuelles de référence dans le calcul de cette surface sont l'échographie cardiaque transthoracique (ETT) avec l'utilisation de l'équation de continuité, ou la planimétrie de l'orifice aortique en ETO et l'exploration invasive avec la formule de Gorlin, ces deux techniques ayant des limites connues (la fenêtre acoustique pour l'échographie, le caractère invasif pour l'exploration hémodynamique et l'ETO, les limitations de la formule de Gorlin et de l'équation de continuité en cas de bas débit cardiaque). L'IRM joue un rôle important dans l'évaluation de cette pathologie valvulaire avec deux techniques disponibles :

- L'évaluation « anatomique » de l'ouverture des sigmoïdes aortiques par la planimétrie directe de la surface sur une coupe perpendiculaire à l'orifice en écho de gradient. La littérature est riche et a montré une très bonne corrélation entre cette technique et la planimétrie en ETO ou le calcul des surfaces en ETT ou en hémodynamique (99-103). L'IRM permet par ailleurs une très

bonne visualisation des sigmoïdes aortiques et donc des anomalies anatomiques telles que la bicuspidie aortique.

- L'évaluation indirecte de la surface par l'équation de continuité. L'utilisation des séquences sensibles aux vitesses permet une détermination précise des vitesses maximales dans et au travers du plan de coupe au niveau du culot aortique ainsi que dans la chambre de chasse du ventricule gauche, et donc le calcul de la surface aortique par l'intermédiaire de l'équation de continuité. Le diamètre de la chambre de chasse est obtenu de façon fiable sur l'incidence grand axe, trois cavités. La littérature montre une bonne corrélation avec les techniques de références (104, 105). Seul l'encodage des vitesses élevées (> 4 m/s) demande l'adaptation du TE (TE plus courts à 3 à 4 ms).

L'IRM cardiaque permet donc une très bonne évaluation du rétrécissement aortique, de son retentissement ventriculaire et de l'anatomie de l'aorte thoracique indispensable pour déterminer la technique chirurgicale (98). Il est à noter que le scanner multicoupe permet également une planimétrie de bonne qualité du RAO et peut identifier d'autres anomalies comme la bicuspidie. Enfin, en cas d'association de RAO et de dysfonction ventriculaire gauche sévère, l'IRM dobutamine pourrait être utilisée pour apprécier la récupération ventriculaire gauche, élément majeur dans la prise en charge (98).

2.2. La sténose mitrale

Pour le rétrécissement mitral (RM), les techniques échographiques ont un intérêt majeur tant pour le diagnostic que pour le choix du geste thérapeutique (remplacement valvulaire ou valvuloplastie percutanée), par l'analyse morphologique des feuillets valvulaires et de l'appareil sous-valvulaire.

En IRM, le RM est facilement identifiable sur les séquences d'écho de gradient balancé. Ces séquences permettent de visualiser l'anomalie valvulaire et de quantifier la dilatation de l'OG et d'apprécier la qualité de l'appareil sous-valvulaire, avec cependant une absence de visualisation des calcifications. La quantification directe de la surface mitrale peut être obtenue par planimétrie à partir de coupes petit axe perpendiculaires au plan de la valve, et une bonne corrélation a été retrouvée avec l'hémodynamique (r = 0,89) et avec l'échographie cardiaque (r = 0,81) avec cependant une tendance à la surestimation des surfaces (+ 5 %) (106).

La méthode du temps de demi-décroissance en pression (PHT) héritée de l'échographie, est elle aussi réalisable de façon fiable et reproductible. La mesure des pics de vitesses (ondes E et A) au cours de séquences en contraste de phase, à travers l'entonnoir mitral (coupe située à 15 mm du plan de l'anneau mitral) a montré une bonne corrélation avec les techniques de référence (107). En pratique, l'IRM a peu d'indications.

2.3. Les sténoses et les régurgitations tricuspide et pulmonaire

La littérature est muette sur ces deux valvulopathies en raison de leur fréquence moindre, et de l'apport incontesté de l'échographie. L'IRM peut toutefois quantifier une régurgitation ou une sténose en utilisant les méthodes préalablement décrites sur les valvulopathies du cœur gauche.

3. Les fuites valvulaires

Les régurgitations valvulaires sont facilement identifiables sous la forme d'un hyposignal au niveau de la cavité recevant la fuite

sur les séquences d'écho de gradient. Elles permettent une analyse semi-quantitative par la mesure de l'extension et de la surface du jet régurgitant (108).

3.1. L'insuffisance aortique

Le diagnostic et la quantification des fuites aortiques font en première intention appel à l'échographie par l'analyse des flux régurgitants.

En cas de régurgitation mono valvulaire le volume de régurgitation (VR) peut être calculé de façon fiable par la différence entre le volume d'éjection du ventricule droit et le volume d'éjection du ventricule gauche (109, 110). De façon plus simple, en utilisant les séquences sensibles aux vitesses, la quantification du VR ou de la fraction de régurgitation s'obtiennent directement. L'évaluation des vitesses est effectuée dans un plan de coupe perpendiculaire au long axe de l'aorte, la fenêtre d'analyse étant positionnée le plus proche possible du cône d'ouverture des sigmoïdes aortiques (111). Cette technique a montré une excellente reproductibilité intra- et interobservateur (112), et une excellente corrélation a été retrouvée avec les données fournies par l'écho-doppler cardiaque. Ainsi la quantification de l'insuffisance aortique peut être (comme pour l'échographie) appréciée par la fraction de régurgitation (FR) (113).

Comme pour le RAO, le retentissement sur le ventricule gauche, l'anatomie de l'aorte thoracique sont facilement évalués par l'IRM au cours du même examen.

3.2. L'insuffisance mitrale

L'exploration d'une insuffisance mitrale (IM) fait appel à une analyse de la valve elle-même et de son appareil sous-valvulaire pour apprécier le mécanisme de la fuite, le volume régurgité, et le retentissement sur l'oreillette gauche et la fonction ventriculaire gauche. L'échocardiographie remplit ces objectifs et est irremplaçable. Cependant, comme pour les autres pathologies valvulaires, le diagnostic et l'analyse qualitative et semi-quantitative de la fuite s'effectue aisément sur les séquences de ciné IRM par la visualisation d'un hypo-signal dans l'OG (110, 114, 115).

L'analyse des prolapsus de feuillets ou du jet de régurgitation dans l'oreillette gauche est comparable aux images obtenues en ETO, mais avec une sensibilité moindre pour la détection des ruptures de cordages (116).

Une analyse quantitative de la fuite est réalisable par le calcul du VR en utilisant soit la différence des volumes d'éjection systolique (par analyse volumétrique) du VD et du VG, soit la différence entre le flux systolique aortique (par analyse vélocimétrique) et le volume d'éjection systolique du VG (par analyse volumétrique) (117). Cette dernière technique semblerait être plus reproductible et surtout moins sensible aux effets des autres régurgitations.

Enfin le calcul du VR et de la FR peut être effectué en calculant la différence entre le volume diastolique transmitral (analyse vélocimétrique sur le plan de l'anneau mitral) et le volume d'éjection aortique calculé à l'aide d'une séquence sensible aux vitesses sur la racine aortique. La comparaison avec l'échographie doppler a montré une bonne corrélation ($r = 0,87$) et une bonne reproductibilité interobservateur pour cette technique (118).

Par ailleurs dans les IM ischémiques, l'IRM a probablement un rôle à jouer pour le diagnostic positif, la détection des zones de nécroses myocardiques qui vont influencer la décision thérapeutique (119, 120).

Au total, l'IRM n'a qu'une place restreinte après les examens échographiques.

4. Les prothèses valvulaires

La plupart des prothèses valvulaires (mécaniques ou biologiques) et des anneaux d'annuloplastie peuvent bénéficier d'une IRM 1,5 Tesla sans subir de distorsion ou de réchauffement significatif (121). Cependant la littérature reste pauvre dans ce domaine. Les artefacts rendent impossible la visualisation des ailettes mécaniques des prothèses mécaniques, par contre les gradients transprothétiques peuvent être calculés à l'aide des séquences sensibles aux vitesses (122) comme précédemment décrit. De même si l'ETO reste l'examen de référence dans le diagnostic de végétations valvulaires, le diagnostic d'abcès associé est parfois difficile, en particulier en cas de prothèses valvulaires ou d'importantes calcifications. L'IRM peut être d'un apport intéressant dans le cadre du bilan d'extension de ces endocardites infectieuses avec une bonne visualisation de ces abcès (123-128) ainsi que de leur caractère éventuel évolutif lorsqu'il existe un réhaussement tardif (129).

Pathologie péricardique (tableau IV)

L'IRM est une modalité majeure dans l'analyse du péricarde grâce à sa capacité à différencier les tissus et à sa haute résolution spatiale (130, 131).

Le péricarde est parfaitement visible sur les séquences spin écho sous la forme d'un liseré fin (inférieur à 2 mm) en hyposignal (132).

Dans le cadre de la recherche d'un épanchement péricardique, l'échographie reste l'examen de première intention ; cependant l'IRM peut être indiquée en cas d'épanchements hémorragiques ou localisés (en particulier antérieurs), ou quand un épaississement péricardique est suspecté (130).

Les séquences morphologiques spin écho (T1, T2) permettent dans certains cas d'identifier la nature de l'épanchement (133, 134).

Tableau IV
Indications cliniques de l'IRM en pathologie péricardique et dans les masses cardiaques.

Indication	Classe
Péricardite aiguë	II
Péricardite chronique	I
Agénésie du péricarde	I
Masses péricardiques	I
Bilan pré opératoire d'un myxome typique de l'OG	III
Bilan initial et d'extension d'une masse cardiaque intracavitaire	I
Caractérisation d'une masse cardiaque ayant un caractère bénin en échocardiographie	II
Diagnostic différentiel entre masse et thrombus cavitaire	II

Les anomalies congénitales essentiellement représentées par les agénésies totales ou partielles du péricarde sont facilement identifiables. L'IRM permet d'autre part de visualiser correctement tous les processus inflammatoires du péricarde grâce aux séquences spin écho. Dernièrement l'intérêt des séquences de « temps tardifs » a été mis au premier plan pour aider à différencier les péricardites inflammatoires des péricardites fibrotiques (135).

L'IRM est utile pour le diagnostic des péricardites constrictives, avec la recherche d'épaississement du péricarde (136, 137), et dans ce domaine, les séquences dynamiques prennent toute leur importance ; ainsi, l'aplatissement du septum en proto diastole en IRM est un élément à prendre en compte pour le diagnostic de constriction (138). De plus, ces séquences permettent d'individualiser les zones de symphyse péricardique. Le diagnostic différentiel entre péricardite constrictive et cardiomyopathie restrictive peut largement bénéficier de l'apport de l'IRM (136). Enfin toutes les masses péricardiques et paracardiales et l'orientation quant à leur nature anatomique sont aussi facilement identifiables (139, 140).

Les masses cardiaques (tableau V)

Les masses cardiaques qui recouvrent les tumeurs primitives (bénignes et malignes) et les tumeurs secondaires à une néoplasie thoracique, rénale, mammaire, etc. relèvent généralement d'une échocardiographie en premier lieu (141).

La contribution de l'IRM dans ce domaine est variable, en fonction du type de lésion étudiée. Différents modes d'acquisition des images peuvent être utilisés, avec ou sans administration par voie intraveineuse de produit de contraste paramagnétique. La morphologie de la lésion peut être analysée avec des séries d'imagerie haute résolution anatomique, complétées par éventuellement une imagerie de type ciné-IRM pour envisager la mobilité de la lésion qui peut être un argument d'orientation de diagnostic, comme pour les myxomes par exemple. L'intérêt principal de l'IRM (comme du scanner multidétecteur) dans ce domaine par rapport à l'échocardiographie qui étudie bien le contenu des cavités cardiaques est la possibilité d'avoir une exploration large des structures

myocardiques, péricardiques, et extra-péricardiques en cas de tumeurs malignes primitives du cœur en particulier (142).

Enfin, la possibilité d'analyser le contraste en utilisant des séquences particulières mettant en évidence par exemple le contenu graisseux d'une lésion ou l'absence de rehaussement après injection intraveineuse de produit de contraste paramagnétique, sera utilisée à la demande en fonction du diagnostic évoqué ou suspecté sur les acquisitions initiales (exemple : lipome, fibrome myocardique, etc.) (143). Le diagnostic différentiel entre masse cardiaque et thrombus endocavitaire doit être considéré en s'appuyant pour la discussion sur le contexte clinique. En pratique, le protocole technique suivant peut être utilisé pour l'exploration d'une masse cardiaque :

- Séquence morphologique T1 SE ou T2 sans puis avec saturation de graisse.
- Séquence à la recherche d'une composante œdémateuse en hypersignal TIRM (STIR)
- Séquences dynamiques écho de gradient et séquences de tagging si nécessaire pour analyser plus précisément le rapport de la masse avec les structures cardiaques.
- Séquences après injection de 0,2 cc/kg de gadolinium avec et étude du premier passage et de la perfusion tardive pour apprécier la cinétique du rehaussement de la masse et éventuellement visualisation d'une composante kystique ou nécrotique.

Pathologie vasculaire (tableau VI)

1. Pathologie de l'aorte thoracique

La pathologie chronique de l'aorte bénéficie de l'IRM, qui combine une approche multiplanaire en sang noir, une approche plus « hémodynamique » en sang blanc et une exploration 3D en combinant son étude angiographique avec une injection intraveineuse de produit de contraste paramagnétique.

Pour une étude plus spécifiquement de la valve aortique (voir chapitre dédié), l'étude avec codage de la vitesse permet d'approcher le degré de rétrécissement au cours d'un RA, ou l'importance de la fuite au cours d'une IA. La limite principale de l'étude en IRM de l'aorte est son incapacité à détecter finement la présence de calcification. Cette méthode non irradiante sera privilégiée lorsqu'un suivi évolutif est à envisager : surveillance d'une dystrophie annulo-ectasique avant décision chirurgicale, et suivi postopératoire après traitement chirurgical (Bentall, Yacoub, Tyron-David, etc.), ou après mise en place d'une endoprothèse de l'aorte thoracique descendante (recommandations de l'HAS) (144, 145).

Dans la pathologie aiguë de l'aorte thoracique, l'IRM est généralement considérée au deuxième plan aujourd'hui au bénéfice de

Tableau V
Indications de l'IRM dans la pathologie acquise de l'aorte thoracique.

Indication	Classe
Diagnostic et mesures des anévrysmes chroniques de l'aorte (dystrophie annulo-ectasique, anévrysme athéromateux, faux anévrysme chronique post-traumatique)	I
Suivi de l'évolution d'une dissection aortique aiguë ou d'une aorte post-opératoire (chirurgie, endoprothèse), recherche d'une complication (fuite périprothétique par exemple)	I
Diagnostic d'un hématome intramural	I
Diagnostic positif d'une dissection aortique	II
Diagnostic d'une rupture post-traumatique de l'isthme aortique	III
Recherche d'une plaque emboligène	II

Tableau VI
Indications de l'IRM dans les pathologies de la circulation artérielle pulmonaire.

Indication	Classe
Diagnostic de l'embolie pulmonaire (combinant ARM et perfusion pulmonaire)	INV
Diagnostic d'atteintes peu fréquentes : anévrysme, tumeur, anomalies congénitales	II

l'exploration tomодensitométrique plus rapide, plus accessible. En particulier, le diagnostic de dissection aiguë de l'aorte thoracique repose aujourd'hui, en fonction des centres, sur l'utilisation de l'échocardiographie (parfois dans son mode ETO), et/ou sur la tomодensitométrie par rayons X. Seul le diagnostic d'hématome intramural justifie, lorsqu'il est évoqué, l'utilisation éventuelle de l'IRM en première intention car le signal (hypersignal) spécifique du sang dans la paroi aortique est un élément diagnostique à lui seul (146-148). Par ailleurs, l'étude de l'aorte peut se révéler intéressante à la recherche d'une pathologie emboligène.

2. Pathologie de l'artère pulmonaire

Dans l'évaluation de la circulation artérielle pulmonaire, il faut d'emblée distinguer la préoccupation principale constituée par le diagnostic de l'embolie pulmonaire où l'IRM et l'ARM n'ont pour l'instant pas de place en routine clinique, le diagnostic reposant sur l'examen tomодensitométrique. Néanmoins, certaines anomalies rares des artères pulmonaires (sténose, anévrisme, tumeur, anomalie congénitale...) peuvent justifier l'utilisation en seconde intention de la combinaison ARM et IRM de perfusion parenchymateuse. Cette approche est en cours d'investigation pour le diagnostic de l'embolie pulmonaire car elle permettrait de combiner une analyse morphologique des artères pulmonaires, avec certes une résolution spatiale plus faible que la tomодensitométrie multidétecteur avec une analyse de la perfusion parenchymateuse (149, 150).

Les cardiopathies congénitales

La performance de l'IRM en fait un examen particulièrement bien adapté pour l'exploration des cardiopathies congénitales de l'enfant et de l'adulte. Cependant, devant la multiplicité des pathologies rencontrées, les considérations générales suivantes doivent guider les indications :

- 1) Une immobilité complète du patient est nécessaire pour réaliser un examen qui peut durer entre 15 et 60 minutes. En période néonatale, la contention est suffisante. Par contre, entre 6 mois et 6 ans, l'examen est difficile à réaliser sans une sédation associée.
- 2) L'échographie est l'examen de première intention et une référence incontournable dans les cardiopathies congénitales. Le cathétérisme voit son rôle diagnostique se restreindre alors que son rôle interventionnel se développe. L'IRM prend essentiellement sa place en complément de l'échographie ou en substitution du cathétérisme cardiaque. C'est un examen qui peut être répété compte tenu de son caractère non irradiant pour suivre l'évolution des patients. En corollaire de ces constatations, et en se conformant à la pratique clinique (151), les indications de l'IRM ont été segmentées en quatre chapitres : les anomalies cardiaques isolées, les anomalies des gros vaisseaux artériels et veineux, les cardiopathies complexes et les contrôles postopératoires.
- 3) L'expertise nécessaire pour explorer les cardiopathies complexes ainsi que certains contrôles postopératoires de chirurgie palliative ou correctrice, incitent à travailler au sein d'une équipe de cardiopédiatrie multidisciplinaire.
- 4) Le déroulement standardisé d'un examen comporte : (1) une acquisition anatomique, de type spin écho, selon les trois plans orthogonaux de l'espace, indispensable pour les cardiopathies complexes ; (2) une étude fonctionnelle du VD ou du VG, en ciné

écho de gradient multiplans, multiphasés, une étude des flux et gradients, en contraste de phase ; (3) une angiographie avec gadolinium.

1. Les anomalies intracardiaques isolées (tableau VII)

L'échocardiographie excelle dans ce type de pathologie de telle sorte que l'IRM, dont la fiabilité a été démontrée dans les années quatre-vingt-dix (152, 153), n'a que des indications d'exception pour les défauts de cloisonnement intracardiaques (communication interauriculaire, communication inter-ventriculaire, canal atrioventriculaire).

L'évaluation des shunts est fiable (154) et peut être indiquée en complément de l'échocardiographie ou du cathétérisme dans des indications chirurgicales litigieuses. Les atteintes valvulaires comme le rétrécissement pulmonaire ou l'insuffisance mitrale ne requièrent pas d'investigation IRM alors que cet examen est particulièrement utile pour la maladie d'Ebstein (155) et peut être indiqué comme pour les cardiopathies acquises dans l'évaluation de l'aorte et du rétrécissement aortique.

2. Les anomalies des gros vaisseaux artériels et veineux (tableau VIII)

Par comparaison à l'échocardiographie, l'IRM trouve ses meilleures indications dans l'exploration des gros vaisseaux artériels et veineux connectés au cœur. Le protocole technique privi-

Tableau VII
Indications de l'IRM dans les anomalies intra cardiaques isolées.

Indication	Classe
Communication inter-auriculaire	III
Communication inter-ventriculaire	III
Canal atrio-ventriculaire	III
Rétrécissement pulmonaire	III
Rétrécissement aortique	II
Maladie d'Ebstein	II
Insuffisance mitrale	III
Évaluation des shunts QP/QS	II
Évaluation fonction VD et VG	I

Tableau VIII
Indications de l'IRM dans les anomalies des gros vaisseaux artériels et veineux.

Indication	Classe
Malposition des gros vaisseaux	II
Anomalies des arcs aortiques	I
Coarctation aortique	I
Canal artériel	III
Anomalies des artères coronaires	INV
Anomalies des artères pulmonaires centrales	I
Anomalies des artères pulmonaires périphériques	INV
Anomalies du retour veineux systémique	I
Anomalies du retour veineux pulmonaire	I

légie l'imagerie angiographique pour faire une cartographie précise de ces vaisseaux.

Pour l'aorte, l'évaluation de la coarctation est suffisamment précise, incluant les paramètres de sévérité (156-158) pour se passer de cathétérisme. Il en est de même pour les anomalies des arcs aortiques (159). Les malpositions des gros vaisseaux s'intègrent dans des cardiopathies complexes et l'indication d'IRM est assez systématique. Cependant, la transposition des gros vaisseaux explorée en période néonatale relève seulement de l'échocardiographie pour confirmer un diagnostic porté déjà sur des examens anténataux. Le cathétérisme cardiaque va se limiter à la septostomie de Rashkind.

La voie d'éjection pulmonaire et les artères pulmonaires centrales jusqu'au hile sont bien évaluées par l'IRM (160) qui peut même préciser, à l'aide des séquences en contraste de phase, la répartition du flux entre branches droite et gauche (161). Pour les artères périphériques et les circulations collatérales, correspondant à des dérivations systémico-pulmonaires (162), l'IRM est une alternative à discuter face au scanner multibarrettes. Enfin, le canal artériel isolé constamment diagnostiqué en échocardiographie ne relève pas d'une indication d'IRM.

Les retours veineux pulmonaires et systémiques ainsi que leurs anomalies sont bien cartographiés par l'IRM (163-166) alors que l'échocardiographie ne donne que des informations incomplètes pour les veines ou les collecteurs veineux anormaux qui ne sont pas en connexion directe avec les cavités cardiaques.

Les anomalies coronaires ont fait l'objet de nombreuses publications démontrant la performance de l'IRM (167-170) pour dépister les anomalies d'origine et explorer les anévrismes de la maladie de Kawasaki. Cependant, le Scanner Multidétecteurs offre actuellement des informations beaucoup plus précises et tend à supplanter l'IRM, dont la place pour les études des artères coronaires dépendra des améliorations techniques en cours de développement.

3. Les cardiopathies complexes (tableau IX)

Elles peuvent associer des anomalies intracardiaques, vasculaires et extra-cardiaques. Leur complexité oblige à associer l'imagerie non invasive donnée par l'échocardiographie et l'IRM, et de recourir ponctuellement au cathétérisme à la recherche d'un élément diagnostique manquant ou donner une information fonctionnelle relative aux pressions et gradients. La surveillance amène à répéter des examens non invasifs où l'IRM trouve toute sa place dans l'évaluation des fonctions ventriculaires

Tableau IX

Indications de l'IRM dans les cardiopathies complexes (association anomalies intra cardiaques et vasculaires).

Indication	Classe
Anomalies du situs	I
Tétralogie de Fallot	II
VD ou VG à double issue	II
Double discordance ventriculaire	II
Ventricule unique	II
Atrésie tricuspide	II
Non-compaction du ventricule gauche	I

(171). Il est impossible de décrire toutes les situations allant des anomalies de situs, les mieux démontrées en IRM (172), jusqu'aux formes les plus complexes nécessitant l'analyse segmentaire de tous les compartiments cardiaques jusqu'aux connexions vasculaires avant d'étiqueter correctement la cardiopathie (1). L'IRM apporte des informations pertinentes qui doivent être associées aux autres techniques d'imagerie pour faire le diagnostic et assurer le suivi des patients après intervention thérapeutique. Cette pertinence d'informations est reconnue pour les cardiopathies suivantes : la Tétralogie de Fallot (173), l'atrésie pulmonaire ou tricuspide et le ventricule unique (174-176), le ventricule droit à double issue pour préciser la position sous-pulmonaire ou aortique de la communication interventriculaire (177), la discordance ventriculaire et le « cœur croisé » (178, 179) ainsi que plus récemment la non-compaction du VG (180).

4. Les contrôles postopératoires (tableau X)

Quel que soit le type de l'intervention réalisée, correctrice ou palliative, simple ou complexe, la connaissance précise de la technique chirurgicale est nécessaire. Cette condition étant remplie, l'IRM est proposée dans tout type de cardiopathie opérée en complément de l'échocardiographie, à l'exception de celle concernant les communications intracardiaques isolées.

Dans les corrections d'anomalies des gros vaisseaux, l'IRM est devenu systématique pour l'évaluation postopératoire de la coarctation (181) et de la Tétralogie de Fallot (182-184) avec évaluation de la fonction ventriculaire (185, 186) et de l'insuffisance pulmonaire. L'analyse des flux pulmonaires droit et gauche séparément (187) est possible en cas de sténose de la bifurcation pulmonaire ou d'une des branches de division comme alternative à l'imagerie isotopique. Elle peut s'appliquer à l'évaluation de la circulation pulmonaire après intervention de Fontan ou unifocalisation pulmonaire (188) ainsi que dans le contrôle des anastomoses cavo-pulmonaires (189).

L'intérêt de l'IRM après intervention correctrice ou palliative de lésions intracardiaques concerne les cardiopathies complexes comme le ventricule unique (190), l'hypoplasie du ventricule gauche (191) ainsi que des chirurgies complexes comme celles des transpositions des gros vaisseaux à l'étage auriculaire (192) et les conduits VD-AP (193).

Tableau X

Indications de l'IRM dans les contrôles après chirurgie palliative ou correctrice.

Indication	Classe
Réparation de coarctation	I
Correction de transposition des gros vaisseaux étage auriculaire	I
Correction de transposition des gros vaisseaux étage ventriculaire	II
Correction Tétralogie de Fallot	I
Blalocks	III
Anastomose cavo-pulmonaire	I
Correction CIA, CIV, canal artériel	III
Intervention de Fontan	I
Unifocalisation pulmonaire	II
Canal atrio-ventriculaire	II

Références

- Pennell DJ, Sechtem UP, Higgins CB et al. Clinical indications for cardiovascular magnetic resonance: consensus panel report. *Eur Heart J* 2004;25:1940-65.
- ACCF / ACR / SCCT / SCMR / ASNC / NASCI / SCAI / SIR 2006 appropriateness criteria for cardiac computed tomography and cardiac magnetic resonance imaging. *J Am Coll Cardiol* 2006;48:1475-97.
- ACCF / AHA clinical competence statement on cardiac imaging with computed tomography and magnetic resonance. *J Am Coll Cardiol* 2005;46:383-402.
- Pohost GM, Kim RJ, Kramer CM, Manning WJ. Task force 12: Training in advanced cardiovascular imaging (cardiovascular magnetic resonance [CMR]). *J Am Coll Cardiol* 2006;47:910-4.
- Furber A, Balzer P, Cavaro-ménard C et al. Experimental validation of an automated edge detection method for a simultaneous determination of the endocardial and epicardial borders in short-axis cardiac MR images. Application in normal volunteers. *JMRI* 1998; 8:1006-14.
- Longmore DB, Klipstein RH, Underwood SR et al. Dimensional accuracy of magnetic resonance in studies of the heart. *Lancet* 1985;1:1360-2.
- Sechtem U, Pflugfelder PW, Gould RG et al. Measurement of right and left ventricular volumes in healthy individuals with cine MR imaging. *Radiology* 1987;163:697-702.
- Helbing WA, Rebergen SA, Maliepaard C et al. Quantification of right ventricular function with magnetic resonance imaging in children with normal hearts and with congenital heart disease. *Am Heart J* 1995;130:828-37.
- Lethimonnier F, Furber A, Balzer P et al. Global left ventricular cardiac function: comparison between magnetic resonance imaging, radionuclide angiography, and contrast angiography. *Invest Radiol* 1999;34:199-203.
- Bellenger NG, Burgess M, Ray SG et al. Comparison of left ventricular ejection fraction and volumes in heart failure by two dimensional echocardiography, radionuclide ventriculography and cardiovascular magnetic resonance: are they interchangeable? *Eur Heart J* 2000;21:1387-96.
- Semelka RC, Tomei E, Wagner S et al. Normal left ventricular dimensions and function: interstudy reproducibility of measurements with cine MR imaging. *Radiology* 1990;174:763-8.
- Semelka RC, Tomei E, Wagner S et al. Interstudy reproducibility of dimensional and functional measurements between cine magnetic resonance studies in the morphologically abnormal left ventricle. *Am Heart J* 1990;119:1367-73.
- Spuentrup E, Schroeder J, Mahnken AH et al. Quantitative assessment of left ventricular function with interactive real-time spiral and radial MR imaging. *Radiology* 2003;227:870-6.
- Grothues F, Moon JC, Bellenger NG et al. Interstudy reproducibility of right ventricular volumes, function and mass with cardiovascular magnetic resonance. *Am Heart J* 2004;147:218-23.
- Beygui F, Furber A, Delepine S et al. Routine breath-hold gradient echo MRI-derived right ventricular mass, volumes and function: accuracy, reproducibility and coherence study. *Int J Cardiovasc Imaging* 2004;20:509-16.
- Beygui F, Furber A, Delepine S, Prunier et al. Assessment of biventricular remodeling by magnetic resonance imaging after successful primary stenting for acute myocardial infarction. *Am J Cardiol* 2004;94:354-7.
- Bottini PB, Carr AA, Prisant M et al. Magnetic resonance imaging compared to echocardiography to assess left ventricular mass in the hypertensive patient. *Am J Hypertens* 1995;8:221-8.
- Schalla S, Nagel E, Lehmkuhl H et al. Comparison of magnetic resonance real-time imaging of left ventricular function with conventional magnetic resonance imaging and echocardiography. *Am J Cardiol* 2001;87:95-9.
- Peschok RM, Rokey R, Malloy GM et al. Assessment of myocardial systolic wall thickening using nuclear magnetic resonance imaging. *J Am Coll Cardiol* 1989;14:653-9.
- Suzuki J, Caputo GR, Masui T et al. Assessment of right ventricular diastolic and systolic function in patients with dilated cardiomyopathy using cine magnetic resonance imaging. *Am Heart J* 1991;122:1035-40.
- Balzer P, Furber A, Delepine S et al. Regional assessment of wall curvature and wall stress in the left ventricle of normal subjects with magnetic resonance imaging. *Am J Physiol* 1999;277:H901-H910.
- Zerhouni EA, Parish DM, Rogers WJ, Yang A, Shapiro EP. Human heart tagging with MR imaging. A method for noninvasive assessment of myocardial motion. *Radiology* 1988;169:59-63.
- Garot J, Bluemke DA, Osman NF et al. Fast determination of regional myocardial strain fields from tagged cardiac images using Harmonic Phase (HARP) magnetic resonance imaging. *Circulation* 2000;101:981-8.
- Hartiala JJ, Mostbeck GH, Foster E et al. Velocity-encoded cine MRI in the evaluation of left ventricular diastolic function: measurement of mitral valve and pulmonary vein flow velocities and flow volume across the mitral valve. *Am Heart J* 1993;125:1054-66.
- Nagel E, Lorenz C, Baer F et al. Stress cardiovascular magnetic resonance: consensus panel report. *J Cardiovasc Magn Reson* 2001;3: 267-81.
- Nagel E, Lehmkuhl, Bocksch W et al. Noninvasive diagnosis of ischemia induced wall motion abnormalities with the use of high dose dobutamine stress MRI. Comparison with dobutamine stress echocardiography. *Circulation* 1999;99:763-70.
- Hundley WG, Hamilton CA, Thomas MS et al. Utility of fast cine magnetic resonance imaging and display for the detection of myocardial ischemia in patients not well suited for second harmonic stress echocardiography. *Circulation* 1999;100:1697-702.
- Hundley WG, Morgan TM, Neagle CM et al. Magnetic resonance imaging determination of cardiac prognosis. *Circulation* 2002;106: 2328-33.
- Al-Saadi N, Nagel E, Gross M et al. Noninvasive detection of myocardial ischemia from perfusion reserve based on cardiovascular magnetic resonance. *Circulation* 2000;101:1379-83.
- Schwitzer J, Nanz D, Kneifel S et al. Assessment of myocardial perfusion in coronary artery disease by magnetic resonance: a comparison with positron emission tomography and coronary angiography. *Circulation* 2001;103:2230-5.
- Kim WY, Danias PG, Stuber M et al. Coronary magnetic resonance angiography for the detection of coronary stenosis. *N Engl J Med* 2001;345:1863-9.
- Hundley WG, Hamilton CA et al. Visualisation and functional assessment of proximal and middle left anterior descending coronary stenosis in humans with magnetic resonance imaging. *Circulation* 1999;99:3248-54.
- Simonetti OP, Kim RJ, Fieno DS et al. An improved MR imaging technique for the visualization of myocardial infarction. *Radiology* 2001;218:215-23.
- Wagner A, Mahrholdt H, Holly TA et al. Contrast-enhanced MRI and routine single photon emission computed tomography (SPECT) perfusion imaging for detection of subendocardial myocardial infarcts: an imaging study. *Lancet* 2003;361:374-9.
- Klein C, Nekolla SG, Bengel FM et al. Assessment of myocardial viability with contrast-enhanced magnetic resonance imaging: comparison with positron emission tomography. *Circulation* 2002;105:162-7.
- Choi KM, Kim RJ, Gubernikoff G et al. Transmural extent of acute myocardial infarction predicts long-term improvement in contractile function. *Circulation*. 2001;104:1101-7.

37. Wu KC, Zerhouni EA, Judd RM et al. Prognostic significance of microvascular obstruction by magnetic resonance imaging in patients with acute myocardial infarction. *Circulation* 1998;97:765-72.
38. Kwong RY, Schussheim AE, Rekhraj S et al. Detecting acute coronary syndrome in the emergency department with cardiac magnetic resonance imaging. *Circulation* 2003;104:7531-7.
39. Strohm O, Schulz-Menger J, Pilz B, Osterziel KJ, Dietz R, Friedrich MG. Measurement of left ventricular dimensions and function in patients with dilated cardiomyopathy. *J Magn Reson Imaging* 2001;13:367-371.
40. Doherty NE, Fujita N, Caputo GR et al. Measurement of right ventricular mass in normal and dilated cardiomyopathic ventricles using cine magnetic resonance imaging. *Am J Cardiol* 1992;69:1223-8.
41. Wu E, Judd RM, Vargas JD, Klocke FJ, Bonow RO, Kim RJ. Visualisation of presence, location, and transmural extent of healed Q-wave and non-Q-wave myocardial infarction. *Lancet* 2001;357:21-8.
42. McCrohon JA, Moon JC, Prasad SK et al. Differentiation of heart failure related to dilated cardiomyopathy and coronary artery disease using gadolinium-enhanced cardiovascular magnetic resonance. *Circulation* 2003;108:54-9.
43. Zimmermann O, Grebe O, Merkle N et al. Myocardial biopsy findings and gadolinium enhanced cardiovascular magnetic resonance in dilated cardiomyopathy. *Eur J Heart Fail* 2006;8:162-6.
44. Soriano CJ, Ridocci F, Estornell J, Jimenez J, Martinez V, De Velasco JA. Noninvasive diagnosis of coronary artery disease in patients with heart failure and systolic dysfunction of uncertain etiology, using late gadolinium-enhanced cardiovascular magnetic resonance. *J Am Coll Cardiol* 2005;45:743-8.
45. Assomull RG, Prasad SK, Lyne J et al. Cardiovascular magnetic resonance, fibrosis, and prognosis in dilated cardiomyopathy. *J Am Coll Cardiol* 2006;48:1977-85.
46. Nazarian S, Bluemke DA, Lardo AC et al. Magnetic resonance assessment of the substrate for inducible ventricular tachycardia in nonischemic cardiomyopathy. *Circulation* 2005;112:2821-5.
47. Moon JC, Fisher NG, McKenna WJ, Pennell DJ. Detection of apical hypertrophic cardiomyopathy by cardiovascular magnetic resonance in patients with non-diagnostic echocardiography. *Heart* 2004;90:645-9.
48. Rickers C, Wilke NM, Jerosch-Herold M et al. Utility of cardiac magnetic resonance imaging in the diagnosis of hypertrophic cardiomyopathy. *Circulation* 2005;112:855-61.
49. Arrive L, Assayag P, Russ G et al. MRI and cine MRI of asymmetric septal hypertrophic cardiomyopathy. *J Comput Assist Tomogr* 1994;18:376-82.
50. Kramer CM, Reichek N, Ferrari VA, Theobald T, Dawson J, Axel L. Regional heterogeneity of function in hypertrophic cardiomyopathy. *Circulation* 1994;90:186-94.
51. Choudhury L, Mahrholdt H, Wagner A et al. Myocardial scarring in asymptomatic or mildly symptomatic patients with hypertrophic cardiomyopathy. *J Am Coll Cardiol* 2002;40:2156-64.
52. Moon JC, McKenna WJ, McCrohon JA, Elliot PM, Smith GC, Pennell DJ. Toward clinical risk assessment in hypertrophic cardiomyopathy with gadolinium cardiovascular magnetic resonance. *J Am Coll Cardiol* 2003;41:1561-7.
53. Teraoka K, Hirano M, Ookubo H et al. Delayed contrast enhancement of MRI in hypertrophic cardiomyopathy. *Magn Reson Imaging* 2004;22:155-61.
54. White RD, Obuchowski NA, Gunawardena S et al. Left ventricular outflow tract obstruction in hypertrophic cardiomyopathy: presurgical and postsurgical evaluation by computed tomography magnetic resonance imaging. *Am J Card Imaging* 1996;10:1-13.
55. Sievers B, Moon JC, Pennell DJ. Images in cardiovascular medicine. Magnetic resonance contrast enhancement of iatrogenic septal myocardial infarction in hypertrophic cardiomyopathy. *Circulation* 2002;105:1018.
56. Van Dookum WG, Ten Cate FJ, Ten Berg JM et al. Myocardial infarction after percutaneous transluminal septal myocardial ablation in hypertrophic obstructive cardiomyopathy: evaluation by contrast-enhanced magnetic resonance imaging. *J Am Coll Cardiol* 2004;43:27-34.
57. Shimada T, Shimada K, Sakane T et al. Diagnosis of cardiac sarcoidosis and evaluation of the effects of steroid therapy by gadolinium-DTPA-enhanced magnetic resonance imaging. *Am J Med* 2001;110:520-7.
58. Fattori R, Rocchi G, Celletti F et al. Contribution of magnetic resonance imaging in the differential diagnosis of cardiac amyloidosis and symmetric hypertrophic cardiomyopathy. *Am Heart J* 1998;136:824-30.
59. Anderson LJ, Holden S, Davis B et al. Cardiovascular T2* magnetic resonance for the early diagnosis of myocardial iron overload. *Eur Heart J* 2001;22:2171-9.
60. Sechtem U, Higgins CB, Sommerhoff BA et al. Magnetic resonance imaging of restrictive cardiomyopathy. *Am J Cardiol* 1987;59:480-2.
61. Furber A, Pézard P, Le Jeune JJ, Geslin P, Tadei A, Jallet P. Radionuclide angiography and magnetic resonance imaging: complementary non invasive methods in the diagnosis of constrictive pericarditis. *Eur J Nucl Med* 1995;22:1292-8.
62. Anderson LJ, Wonke B, Prescott E et al. Comparison of effects of oral deferiprone and subcutaneous desferrioxamine on myocardial iron levels and ventricular function in beta thalassemia. *Lancet* 2002;360:516-20.
63. Westwood M, Anderson LJ, Firmin DN et al. A single breath-hold multiecho T2* cardiovascular magnetic resonance technique for diagnosis of myocardial iron overload. *J Magn Reson Imaging* 2003;18:616-20.
64. Friedrich MG, Strohm O, Schulz-Menger J, Marciniak H, Luft FC, Dietz R. Contrast media-enhanced magnetic resonance imaging visualizes myocardial changes in the course of viral myocarditis. *Circulation* 1998;97:1802-9.
65. Davies RA, Veinot JP, Smith S, Struthers C, Hendry P, Masters R. Giant cell myocarditis: clinical presentation, bridge to transplantation with mechanical circulatory support, and long-term outcome. *J Heart Lung Transplant* 2002;21:674-9.
66. Abdel-Aty H, Boye P, Zagrosek A et al. Diagnostic performance of cardiovascular magnetic resonance in patients with suspected acute myocarditis: comparison of different approaches. *J Am Coll Cardiol* 2005;45:1815-22.
67. Mahrholdt H, Goedecke C, Wagner A et al. Cardiovascular magnetic resonance assessment of human myocarditis: a comparison to histology and molecular pathology. *Circulation* 2004;109:1250-8.
68. Laissy JP, Messin B, Varenne O et al. MRI of acute myocarditis: a comprehensive approach based on various imaging sequences. *Chest* 2002;122:1638-48.
69. De Cobelli F, Pieroni M, Esposito A et al. Delayed gadolinium-enhanced cardiac magnetic resonance in patients with chronic myocarditis presenting with heart failure or recurrent arrhythmias. *J Am Coll Cardiol* 2006;47:1649-54.
70. Wagner A, Schulz-Menger J, Dietz R, Friedrich MG. Long-term follow-up of patients paragraph sign with acute myocarditis by magnetic paragraph sign resonance imaging. *Magma* 2003;16:17-20.
71. Mahrholdt H, Wagner A, Holly TA et al. Reproducibility of Chronic Infarct Size Measurement by Contrast-Enhanced Magnetic Resonance Imaging. *Circulation* 2002;106:2322-7.
72. Vignaux O, Dhote R, Duboc D et al. Clinical significance of myocardial magnetic resonance abnormalities in patients with sarcoidosis: a 1-year follow-up study. *Chest* 2002;122:1895-901.
73. Dupuis JM, Victor J, Furber A, Pezard P, Le Jeune JJ, Tadei A. Intérêt de l'imagerie par résonance magnétique dans la sarcoïdose

- cardiaque. A propos d'une observation. *Arch Mal Coeur* 1994;87:105-10.
74. Vignaux O. Cardiac sarcoidosis: spectrum of MRI features. *Am J Roentgenol* 2005;184:249-54.
 75. Smedema JP, Snoep G, van Kroonenburgh MP et al. Evaluation of the accuracy of gadolinium-enhanced cardiovascular magnetic resonance in the diagnosis of cardiac sarcoidosis. *J Am Coll Cardiol* 2005;45:1683-90.
 76. Smedema JP, van Paassen P, van Kroonenburgh MJ, Snoep G, Crijs HJ, Iervaeert JW. Cardiac involvement of Churg Strauss syndrome demonstrated by magnetic resonance imaging. *Clin Exp Rheumatol* 2004;22:S75-8 (Suppl 36).
 77. Allanore Y, Vignaux O, Arnaud L et al. Effects of corticosteroids and immunosuppressors on idiopathic inflammatory myopathy related myocarditis evaluated by magnetic resonance imaging. *Ann Rheum Dis* 2006;65:249-52.
 78. Rochitte CE, Oliveira PF, Joalbo M et al. Myocardial delayed enhancement by magnetic resonance imaging in patients with Chagas disease. *J Am Coll Cardiol* 2005;46:1553-8.
 79. Tandri H, Bomma C, Calkins H, Bluemke DA. Magnetic resonance and computed tomography imaging of arrhythmogenic right ventricular dysplasia. *J Magn Reson Imaging* 2004;19:848-58.
 80. Furber A, Victor J, Merheb M et al. La présence d'hypersignaux ventriculaires droits est-elle suffisante pour le diagnostic de dysplasie ventriculaire droite ? *Arch Mal Coeur* 1996;89:1167-75.
 81. Klersy C, Raisaro A, Salerno JA et al. Arrhythmogenic right and left ventricular disease: evaluation by computed tomography and nuclear magnetic resonance imaging. *Eur Heart J* 1989;10 (suppl D), 33-36.
 82. Casolo GC, Poggesi L, Boddi M et al. ECG-gated magnetic resonance imaging in right ventricular dysplasia. *Am Heart J* 1987;113:1245-8.
 83. Tandri H, Calkins H, Nasir K et al. MR imaging findings in patients meeting task force criteria for arrhythmogenic right ventricular dysplasia. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2003;14:476-83.
 84. Menghetti L, Basso C, Nava A, Angelini A, Thiene G. Spin-echo nuclear magnetic resonance for tissue characterisation in arrhythmogenic right ventricular cardiomyopathy. *Heart* 1996;76:467-70.
 85. Auffermann W, Wichter T, Breithardt G, Joachimsen K, Peters PE. Arrhythmogenic right ventricular dysplasia: MR imaging vs. angiography. *Am J Roentgenol* 1993;161:549-55.
 86. Molinari G, Sardanelli F, Gaita F et al. Right ventricular dysplasia as a generalized cardiomyopathy? Findings on magnetic resonance imaging. *Eur Heart J* 1995;16:1619-24.
 87. Desai MY, Gupta S, Bomma C et al. The apparent inversion time for optimal delayed enhancement magnetic resonance imaging differs between the right and left ventricles. *J Cardiovasc Magn Reson* 2005;7: 475-9.
 88. Tandri H, Saranathan M, Rodriguez ER et al. Noninvasive detection of myocardial fibrosis in arrhythmogenic right ventricular cardiomyopathy using delayed-enhancement magnetic resonance imaging. *J Am Coll Cardiol* 2005;45: 98-103.
 89. Kayser HW, de Roos A, Schali J et al. Usefulness of magnetic resonance imaging in diagnosis of arrhythmogenic right ventricular dysplasia and agreement with electrocardiographic criteria. *Am J Cardiol* 2003;91:365-7.
 90. Kato R, Lickfett L, Meiningner G et al. Pulmonary vein anatomy in patients undergoing catheter ablation of atrial fibrillation. *Circulation* 2003;107:2004-10.
 91. Yan AT, Shayne AJ, Brown KA et al. Characterization of the peri-infarct zone by contrast-enhanced cardiac magnetic resonance imaging is a powerful predictor of post-myocardial infarction mortality. *Circulation* 2006;114:32-9.
 92. Schmidt A, Azevedo CF, Cheng A et al. Infarct tissue heterogeneity by magnetic resonance imaging identifies enhanced cardiac arrhythmia susceptibility in patients with left ventricular dysfunction. *Circulation* 2007;115:2006-14.
 93. White JA, Yee R, Yuan X et al. Delayed enhancement magnetic resonance imaging predicts response to cardiac resynchronization therapy in patients with intraventricular dyssynchrony. *J Am Coll Cardiol* 2006;48:1953-60.
 94. Ypenburg C, Roes SD, Bleeker GB et al. Effect of total scar burden on contrast-enhanced magnetic resonance imaging on response to cardiac resynchronization therapy. *Am J Cardiol* 2007;99:657-60.
 95. O Vignaux Imagerie Cardiaque Scanner et IRM. Valves et flux. D. Didier : 220. Masson Paris ; mai 2005.
 96. Wang ZJ, Reddy GP, Gotway MB, Yeh BM, Higgins CB. Cardiovascular shunts: MR imaging evaluation. *Radiographics* 2003;S181-94.
 97. Chatzimavroudis GP, Oshinski JN, Franch RH, Walker PG, Yoganathan AP, Pettigrew RI. Evaluation of the precision of magnetic resonance phase velocity mapping for blood flow measurements. *J Cardiovasc Magn Reson* 2001;3:11-9.
 98. Vahanian A, Baumgartner H, Bax J et al. Task Force on the Management of Valvular Heart Disease of the European Society of Cardiology; ESC Committee for Practice Guidelines. Guidelines on the management of valvular heart disease: The Task Force on the Management of Valvular Heart Disease of the European Society of Cardiology *Eur Heart J* 2007 28:230-68.
 99. John AS, Dill T, Brandt RR et al. Magnetic resonance to assess the aortic valve area in aortic stenosis: how does it compare to current diagnostic standards? *J Am Coll Cardiol* 2003;42:519-26.
 100. Reant P, Lederlin M, Lafitte S. Absolute assessment of aortic valve stenosis by planimetry using cardiovascular magnetic resonance imaging: comparison with transthoracic echocardiography, transthoracic echocardiography, and cardiac catheterisation . *Eur J Radiol* 2006;59:276-83.
 101. Malyar NM, Schlosser T, Barkhausen J et al. Assessment of Aortic Valve Area in Aortic Stenosis Using Cardiac Magnetic Resonance Tomography: Comparison with Echocardiography. *Cardiology* 2007;109:126-34.
 102. Kupfahl C, Honold M, Meinhardt G et al. Evaluation of aortic stenosis by cardiovascular magnetic resonance imaging: comparison with established routine clinical techniques. *Heart* 2004;90:893-901.
 103. Friedrich M, Schulz-Menger J, Dietz R. Magnetic resonance to assess the aortic valve area in aortic stenosis . *J Am Coll Cardiol* 2004;43:2148.
 104. Caruthers SD, Lin SJ, Brown P, Watkins MP, Williams TA, Lehr KA, Wickline SA. Practical value of cardiac magnetic resonance imaging for clinical quantification of aortic valve stenosis: comparison with echocardiography. *Circulation* 2003;108:2236-43.
 105. Tanaka K, Makaryus AN, Wolff SD. Correlation of Aortic Valve Area Obtained by the Velocity-Encoded Phase Contrast Continuity Method to Direct Planimetry using Cardiovascular Magnetic Resonance. *J Cardiovasc Magn Reson* 2007;9:799-805.
 106. Djavidani B, Debl K, Lenhart M et al. Planimetry of mitral valve stenosis by magnetic resonance imaging. *J Am Coll Cardiol* 2005;45:2048-53.
 107. Lin SJ, Brown PA, Watkins MP et al. Quantification of stenotic mitral valve area with magnetic resonance imaging and comparison with Doppler ultrasound. *J Am Coll Cardiol* 2004;44:133-7.
 108. Wagner S, Auffermann W, Buser P et al. Diagnostic accuracy and estimation of the severity of valvular regurgitation from the signal void on cine magnetic resonance images. *Am Heart J* 1989;118:760-7.
 109. Pflugfelder PW, Landzberg JS, Cassidy MM et al. Comparison of cine MR imaging with Doppler echocardiography for the evaluation of aortic regurgitation. *Am J Roentgenol* 1989;152:729-35.
 110. Sechtem U, Pflugfelder PW, Cassidy MM et al. Mitral or aortic regurgitation: quantification of regurgitant volumes with cine MR imaging. *Radiology* 1988;167:425-30.

111. Chatzimavroudis GP, Oshinski JN, Franch RH, Pettigrew RI, Walker PG, Yoganathan AP. Quantification of the aortic regurgitant volume with magnetic resonance phase velocity mapping: a clinical investigation of the importance of imaging slice location. *J Heart Valve Dis* 1998;7:94-101.
112. Dulce MC, Mostbeck GH, O'Sullivan M, Cheitlin M, Caputo GR, Higgins CB. Severity of aortic regurgitation: interstudy reproducibility of measurements with velocity-encoded cine MR imaging. *Radiology* 1992;185:235-40.
113. Gelfand EV, Hughes S, Hauser TH et al. Severity of mitral and aortic regurgitation as assessed by cardiovascular magnetic resonance: optimizing correlation with Doppler echocardiography. *J Cardiovasc Magn Reson* 2006;8:503-7.
114. Aurigemma G, Reichek N, Schiebler M, Axel L. Evaluation of mitral regurgitation by cine magnetic resonance imaging. *Am J Cardiol* 1990;66:621-5.
115. Higgins CB, Wagner S, Kondo C, Suzuki J, Caputo GR. Evaluation of valvular heart disease with cine gradient echo magnetic resonance imaging. *Circulation* 1991;84:198-207 (Suppl).
116. Stork A, Franzen O, Ruschewski H et al. Assessment of functional anatomy of the mitral valve in patients with mitral regurgitation with cine magnetic resonance imaging: comparison with transesophageal echocardiography and surgical results. *Eur Radiol* 2007;17:3189-98.
117. Kon MW, Myerson SG, Moat NE, Pennell DJ. Quantification of regurgitant fraction in mitral regurgitation by cardiovascular magnetic resonance: comparison of techniques. *J Heart Valve Dis* 2004;13:600-7.
118. Fujita N, Chazouilleres AF, Hartiala JJ et al. Quantification of mitral regurgitation by velocity-encoded cine nuclear magnetic resonance imaging. *J Am Coll Cardiol* 1994;23: 959-60.
119. Kaji S, Nasu M, Yamamuro A et al. Annular geometry in patients with chronic ischemic mitral regurgitation: three-dimensional magnetic resonance imaging study. *Circulation* 2005;112:1409-14 (Suppl).
120. D'Ancona G, Mamone G, Marrone G et al. Ischemic mitral valve regurgitation: the new challenge for magnetic resonance imaging. *Eur J Cardiothorac Surg* 2007;32:475-80.
121. Shellock FG. Prosthetic heart valves and annuloplasty rings: assessment of magnetic field interactions, heating, and artifacts at 1.5 Tesla. *J Cardiovasc Magn Reson* 2001;3:317-24.
122. Kozerke S, Hasenkam JM, Nygaard H, Paulsen PK, Pedersen EM, Boesiger P. Heart motion-adapted MR velocity mapping of blood velocity distribution downstream of aortic valve prostheses: initial experience. *Radiology* 2001;218:548-55.
123. Schwartz DR, Belkin RN, Pucillo AL et al. Aneurysm of the mitral-aortic intervalvular fibrosa complicating infective endocarditis: preoperative characterization by two-dimensional and color flow Doppler echocardiography, magnetic resonance imaging, and cineangiography. *Am Heart J* 1990;119:196-9.
124. Sievers B, Brandts B, Franken U, Trappe HJ. Cardiovascular magnetic resonance imaging demonstrates mitral valve endocarditis. *Am J Med* 2003;115:681-2.
125. Saghir S, Ivey TD, Kereiakes DJ, Mazur W. Anterior mitral valve leaflet aneurysm due to infective endocarditis detected by cardiac magnetic resonance imaging. *Rev Cardiovasc Med* 2006;7:157-9.
126. Schreiber K, Zuern CS, Gawaz M. Loeffler endocarditis: findings on magnetic resonance imaging. *Heart* 2007;93:354.
127. Harris KM, Ang E, Lesser JR, Sonnesyn SW. Cardiac magnetic resonance imaging for detection of an abscess associated with prosthetic valve endocarditis: a case report. *Heart Surg Forum* 2007;10: E186-7.
128. Vilacosta I, Gomez J. Complementary role of MRI in infectious endocarditis. *Echocardiography* 1995;12:673-6.
129. Furber A, Geslin P, Le Jeune JJ et al. Valeur de l'IRM avec injection de gadolinium dans le diagnostic d'abcès de l'anneau mitral : à propos d'un cas. *Arch Mal Coeur Vaiss* 1997;90:399-404.
130. Mulvagh SL, Rokey R, Vick GW 3rd, Johnston DL. Usefulness of nuclear magnetic resonance imaging for evaluation of pericardial effusions, and comparison with two-dimensional echocardiography. *Am J Cardiol* 1989;64:1002-9.
131. Sechtem U, Tscholakoff D, Higgins CB. MRI of the abnormal pericardium. *AJR Am J Roentgenol* 1986;147:245-52.
132. Didier D. Imagerie du péricarde et des valves : apport du scanner multicoupe et de l'IRM. *J Radiol* 2004;85:1854-77.
133. Glockner JF. Imaging of pericardial disease. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 2003;11:149-62.
134. Kim JS, Kim HH, Yoon Y. Imaging of pericardial diseases. *Clin Radiol* 2007;62:626-31.
135. Taylor AM, Dymarkowski S, Verbeken EK, Bogaert J. Detection of pericardial inflammation with late-enhancement cardiac magnetic resonance imaging: initial results. *Eur Radiol* 2006;16: 569-74.
136. Masui T, Finck S, Higgins CB. Constrictive pericarditis and restrictive cardiomyopathy: evaluation with MR imaging. *Radiology* 1992;182:369-73.
137. Nishimura RA. Constrictive pericarditis in the modern era: a diagnostic dilemma. *Heart* 2001;86:619-23.
138. Giorgi B, Mollet NRA, Dymarkowski S, Rademakers FE, Bogaert J. Clinically Suspected Constrictive Pericarditis: MR Imaging Assessment of Ventricular Septal Motion and Configuration in Patients and Healthy Subjects. *Radiology* 2003;228:417-24.
139. Luna A, Ribes R, Caro P, Vida J, Erasmus JJ. Evaluation of cardiac tumors with magnetic resonance imaging. *Eur Radiol* 2005;15: 1446-55.
140. Hoffmann U, Globits S, Schima W, Loewe C, Puig S, Oberhuber G, Frank H. Usefulness of Magnetic Resonance Imaging of Cardiac and Paracardiac Masses *Am J Cardiol* 2003;92:890-5.
141. Freedberg RS, Kronzon I, Rumancik WM et al. The contribution of magnetic resonance imaging to the evaluation of intracardiac tumors diagnosed by echocardiography. *Circulation* 1988;77:96-103.
142. Lund JT, Ehman RL, Julsrud PR et al. Cardiac masses: assessment by MR imaging. *Am J Roentgenol* 1989;152:469-73.
143. Semelka RC, Shoenut JP, Wilson ME et al. Cardiac masses: signal intensity features on spin-echo, gradient-echo, gadolinium-enhanced spin-echo, and TurboFlash images. *J Magn Reson Imaging* 1992;2: 415-20.
144. Cesare ED, Giordano AV, Cerone G et al. Comparative evaluation of TEE, conventional MRI and contrast-enhanced 3D breath-hold MRA in the post-operative follow-up of dissecting aneurysms. *Int J Card Imaging* 2000;16:135-47.
145. Deutsch HJ, Sechtem U, Meyer H et al. Chronic aortic dissection: comparison of MR imaging and transesophageal echocardiography. *Radiology* 1994;192:645-50.
146. Nienaber CA, Von Kodolitsch Y, Nicolas V et al. The diagnosis of thoracic aortic dissection by noninvasive imaging procedures. *N Engl J Med* 1993;328:1-9.
147. Sommer T, Fehske W, Holzknrecht N et al. Aortic dissection: a comparative study of diagnosis with spiral CT, multiplanar transesophageal echocardiography, and MR imaging. *Radiology* 1996;199: 347-52.
148. Murray JG, Manisali M, Falmm DG et al. Intramural hematoma of the thoracic aorta: MR image findings and their prognostic implications. *Radiology* 1997;204:349-55.
149. Oudkerk M, Van Beek EJ, Wielopolski P et al. Comparison of contrast-enhanced magnetic resonance angiography and conventional pulmonary angiography for the diagnosis of pulmonary embolism: a prospective study. *Lancet* 2002;359:1643-7.

150. Goyen M, Laub G, Ladd Me et al. Dynamic 3D MR angiography of the pulmonary arteries in under four seconds. *J Magn Reson Imaging* 2001;13:372-7.
151. Crochet D, Lefèvre M, Grossetête R et al. Evaluation comparée de l'IRM, de l'échocardiographie et du cathétérisme pour le diagnostic des cardiopathies congénitales. *Arch Mal Cœur* 1990;83:681-3.
152. Taylor AM, Stables RH, Poole-Wilson PA et al. Definitive clinical assessment of atrial septal defect by magnetic resonance imaging. *J Cardiovasc Magn Reson* 1999;1:43-7.
153. Didier D, Higgins CB. Identification and localization of ventricular septal defect by gated magnetic resonance imaging. *Am J Cardiol* 1986;57:1363-8.
154. Hundley WG, Li HF, Lange RA et al. Assessment of left-to-right intracardiac shunting by velocity-encoded, phase-difference magnetic resonance imaging. A comparison with oxymetric and indicator dilution techniques. *Circulation* 1995;91:2955-60.
155. Choi YH, Park JH, Choe YH et al. MR imaging of Ebstein's anomaly of the tricuspid valve. *Am J Roentgenol* 1994;163:539-43.
156. Mohiaddin RH, Kilner PJ, Rees S et al. Magnetic resonance volume flow and jet velocity mapping in aortic coarctation. *J Am Coll Cardiol* 1993;22:1515-21.
157. Steffens JC, Bourne MW, Sakuma H et al. Quantification of collateral blood flow in coarctation of the aorta by velocity encoded cine magnetic resonance imaging. *Circulation* 1994;90:937-43.
158. Nielsen JC, Powell AJ, Gauvreau K et al. Magnetic resonance imaging predictors of coarctation severity. *Circulation* 2005;111:622-8.
159. Kersting-Sommerhoff BA, Sechtem UP, Fisher MR et al. MR imaging of congenital anomalies of the aortic arch. *Am J Roentgenol* 1987;149:9-13.
160. Gomes AS, Lois JF, Williams RG. Pulmonary arteries : MR imaging in patients with congenital obstruction of the right ventricular outflow tract. *Radiology* 1990;174:51-7.
161. Sridharan S, Derrick G, Deanfield J et al. Assessment of differential branch pulmonary blood flow : a comparative study of phase contrast magnetic resonance imaging and radionuclide lung perfusion imaging. *Heart* 2006;92:963-8.
162. Geva T, Greil GF, Marshall AC et al. Gadolinium-enhanced 3-dimensional magnetic resonance angiography of pulmonary blood supply in patients with complex pulmonary stenosis or atresia : comparison with X-ray angiography. *Circulation* 2002;106:473-8.
163. Greil GF, Powell AJ, Gildein HP et al. Gadolinium-enhanced three-dimensional magnetic resonance angiography of pulmonary and systemic venous anomalies. *J Am Coll Cardiol* 2002;39:335-41.
164. Prasad SK, Soukias N, Hornung T et al. Role of magnetic resonance angiography in the diagnosis of major aortopulmonary collateral arteries and partial anomalous pulmonary venous drainage. *Circulation* 2004;109:207-14.
165. Kersting-Sommerhoff B, Diethelm L, Teitel DF et al. Magnetic resonance imaging of congenital heart disease : sensitivity and specificity using receiver operating characteristic curve analysis. *Am Heart J* 1989;118:155-61.
166. Gorincour G, Lapierre C, Miro J et al. The role of cardiac magnetic resonance in the diagnosis of anomalous pulmonary venous return with subsequent Amplatzer device treatment. *J Cardiovasc Magn Reson* 2006;8:499-502.
167. Duerinckx AJ, Troutman B, Allada V et al. Coronary MR angiography in Kawasaki disease. *Am J Roentgenol* 1997;168:114-6.
168. Greil GF, Stuber M, Botnar RM et al. Coronary magnetic resonance angiography in adolescents and young adults with Kawasaki disease. *Circulation* 2002;105:908-11.
169. Post JC, Van Rossum AC, Bronzwaer JG et al. Magnetic resonance angiography of anomalous coronary arteries. A new gold standard for delineating the proximal course? *Circulation* 1995;92:3163-71.
170. Bunce NH, Lorenz CH, Keegan J et al. Coronary artery anomalies: assessment with free-breathing three-dimensional coronary MR angiography. *Radiology* 2003;227:201-8.
171. Salehian O, Schwerzmann M, Merchant N et al. Assessment of systemic right ventricular function in patients with transposition of the great arteries using the myocardial performance index. Comparison with cardiac magnetic resonance imaging. *Circulation* 2004;110:3229-33.
172. Geva T, Vick GW, Wendt RE et al. Role of spin echo and cine magnetic resonance imaging in presurgical planning of heterotaxy syndrome. Comparison with echocardiography and catheterization. *Circulation* 1994;90:348-56.
173. Mirowitz SA, Gutierrez FR, Canter CE et al. Tetralogy of Fallot: MR findings. *Radiology* 1989;171:207-12.
174. Kersting-Sommerhoff B, Seelos KC, Hardy C et al. Evaluation of surgical procedures for cyanotic congenital heart disease by using MR imaging. *Am J Roentgenol* 1990;155:259-66.
175. Razavi R, Hill DL, Keevil SF et al. Cardiac catheterisation guided by MRI in children and adults with congenital heart disease. *Lancet* 2003;362:1877-82.
176. Festa P, Ait Ali L, Bernabei M et al. The role of magnetic resonance imaging in the evaluation of the functionally single ventricle before and after conversion to the Fontan circulation. *Cardiol Young* 2005;15:51-6.
177. Mayo JR, Roberson D, Sommerhoff B et al. MR imaging of double outlet right ventricle. *J Comput Assist Tomogr* 1990;14:336-9.
178. Araoz PA, Reddy GP, Thomson PD et al. Images in cardiovascular medicine. Magnetic resonance angiography of criss-cross heart. *Circulation* 2002;105:537-8.
179. Yoo SJ, Kim YM, Choe YH. Magnetic resonance imaging of complex congenital heart disease. *Int J Card Imaging* 1999;15:151-60.
180. Petersen SE, Selvanayagam JB, Wiesmann F et al. Left ventricular non-compaction. *J Am Coll Cardiol* 2005;46:101-5.
181. Bogaert J, Kuzo R, Dymarkowski S et al. Follow-up of patients with previous treatment for coarctation of the thoracic aorta: comparison between contrast-enhanced MR angiography and fast spin-echo MR imaging. *Eur Radiol* 2000;10:1847-54.
182. Oosterhof T, Mulder BJ, Vliegen HW et al. Cardiovascular magnetic resonance in the follow-up of patients with corrected tetralogy of Fallot : a review. *Am Heart J* 2006;151:265-72.
183. Roest AA, Helbing WA, Kunz P et al. Exercise MR imaging in the assessment of pulmonary regurgitation and biventricular function in patients after tetralogy of Fallot repair. *Radiology* 2002;223:204-11.
184. Schievano S, Coats L, Migliavacca F et al. Variations in right ventricular outflow tract morphology following repair of congenital heart disease : implications for percutaneous pulmonary valve implantation. *J Cardiovasc Magn Reson* 2007;9:687-95.
185. Greenberg SB, Crisci LK, Koenig P et al. Magnetic resonance imaging compared with echocardiography in the evaluation of pulmonary artery abnormalities in children with tetralogy of Fallot following palliative and corrective surgery. *Pediatr Radiol* 1997;27:932-5.
186. Niezen RA, Helbing WA, van der Wall EE et al. Biventricular systolic function and mass studied with MR imaging in children with pulmonary regurgitation after repair for tetralogy de Fallot. *Radiology* 1996;201:135-40.
187. Ordovas KG, Tan C, Reddy GP et al. Disparity between ratios of diameters and blood flows in central pulmonary arteries in postoperative congenital heart disease using MRI. *J Magn Reson Imaging* 2007;25:721-6.
188. Rebergen SA, Ottenkamp J, Doornbos J et al. Postoperative pulmonary flow dynamics after Fontan surgery : assessment with nuclear magnetic resonance velocity mapping. *J Am Coll Cardiol* 1993;21:123-31.
189. Lilje C, Habermann CR, Weil J. Magnetic resonance imaging follow up of total cavopulmonary connection. *Heart* 2005;91:395.

190. Fogel MA, Weinberg PM, Chin AJ et al. Late ventricular geometry and performance changes of functional single ventricle throughout staged Fontan reconstruction assessed by magnetic resonance imaging. *J Am Coll Cardiol* 1996; 28:212-21.
191. Kondo C, Hardy C, Higgins SS et al. Nuclear magnetic resonance imaging of the palliative operation for hypoplastic left heart syndrome. *J Am Coll Cardiol* 1991;18:817-23.
192. Chung KJ, Simpson IA, Glass RF et al. Cine magnetic resonance imaging after surgical repair in patients with transposition of the great arteries. *Circulation* 1988;77:104-9.
193. Holmqvist C, Oskarsson G, Stahlberg F et al. Functional evaluation of extracardiac ventriculo-pulmonary conduits and of the right ventricle with magnetic resonance imaging and velocity mapping. *Am J Cardiol* 1999;83:926-32.

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 litterature 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 multicoupes, 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 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 Lessick *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. Jaschke *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 ± 2 % du volume myocardique (variable en fonction de la phase cardiaque), le volume extracellulaire représente 15 ± 2 % et le volume intracellulaire représente 80 ± 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

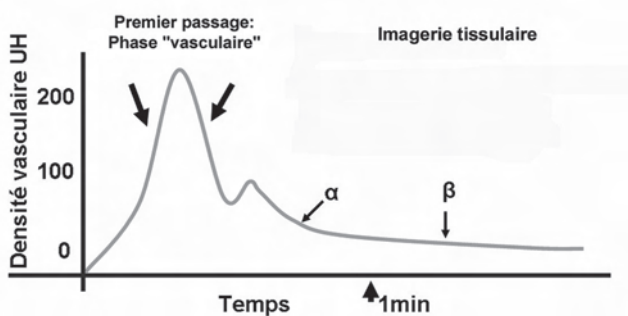


Fig. 1 : Différentes phases de la cinétique d'un produit de contraste iodé. α représente la première phase de clairance, la plus rapide qui correspond au passage du produit de contraste dans le secteur interstitiel, la phase β est uniquement dépendante de la clairance rénale.

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 comparativement 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 décours 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 différentes : 1) une injection de 65 ml d'un produit à haute concentration, 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 sérum 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 veineuse 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 hauteur 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'iode entre 44 g et 56 g par patient. Si ce calcul est rapporté à un patient 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 concentration du produit de contraste dans le tissu et le coefficient d'absorption 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 artefacts 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.

Dosimétrie

1. Rationnel

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

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

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 ($> 65/\text{mn}$), 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 ($< 60/\text{mn}$), 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 calcium 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, 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.
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-Cinquabre 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, 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.
 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.

Recommandations pour la formation en imagerie en coupes du cœur et des vaisseaux

P Gueret (6), L Boyer (2), J-N Dacher (3), M Gilard (4), P Douek (5) et F Joffre (1)

Abstract

Recommendations for training in cross-sectional cardiac imaging
Arch Cardiovasc Dis Sup 2009;1:62-65

The recent and future advancements that are known in the field of cardiac imaging imply an optimal training of the operators. This training concerns medical specialists whether originating from radiology or cardiology

The training of the medical specialists in cardiac imaging entitles 3 main essential steps:

- The basic training taking place within each specialty, allowing the fellow to get acquainted with the clinical and technical basics.
- The specialized training, delivered principally in post-residency. This training must include an upgrading of each specialty in the domain that does not concern it (a technical base for the cardiologist, a physio-pathological and clinical base for the radiologist). It must include a specific theoretical training covering all aspects of cardiac imaging as well as a practical training in a certified training centre.
- The continuous medical training and the maintenance of skills that allow a sustained activity in the field and the obligation to regularly participate in the actions of specific validated training.

The different aspects of these rules are exposed in this chapter.

Key words: Cardio vascular imaging. Training. Guidelines.

Résumé

Les bouleversements importants que connaît sans cesse l'imagerie cardiaque impliquent une formation optimale des opérateurs. Cette formation qui concerne les médecins spécialistes, radiologues ou cardiologue, passe par trois étapes essentielles :

- La formation de base au sein de chaque spécialité, permettant à l'étudiant en DES d'appréhender les bases cliniques et techniques.
- La formation spécialisée, délivrée principalement en post-internat qui doit comporter une mise à niveau de chaque spécialité dans le domaine qui ne le concerne pas (bases techniques pour le cardiologue, bases physiopathologiques et cliniques pour le radiologue), ainsi qu'une formation théorique spécifique abordant l'ensemble des aspects de l'imagerie cardiaque et une formation pratique dans un centre formateur agréé.
- La formation continue et le maintien des compétences qui passent par une activité soutenue dans le domaine et l'obligation de participer régulièrement à des actions de formation spécifiques et validées.

Mots-clés : Imagerie cardio vasculaire. Formation. Recommandations.

Le développement extrêmement rapide des nouvelles techniques d'imagerie cardio-vasculaire non invasives que sont le scanner cardiaque multidétecteur et l'IRM justifient une réflexion concernant la formation et la qualification des médecins et personnels paramédicaux prenant en charge ce type d'imagerie. Le document proposé concerne l'acquisition et le maintien de ces compétences.

Le texte rédigé repose sur l'expérience déjà acquise avec la création du diplôme interuniversitaire (DIU) d'imagerie cardiaque et vasculaire et prend en compte les expériences étrangères, en particulier les recommandations de l'American College of Radiology (ACR), de l'American College of Cardiology Foundation (ACCF), de l'American Heart Association (AHA), de la Société Européenne de Cardiologie (ESC), de la Société Française d'Imagerie Cardio-Vasculaire (SFICV) et d'un bon nombre

d'autres sociétés savantes spécialisées en imagerie cardiaque et vasculaire (1-5).

La formation des médecins prenant en charge l'imagerie cardio-vasculaire en coupes doit expressément tenir compte du choix de partenariat effectué par les deux sociétés savantes dès 2006 (6, 7). Ce choix est différent de celui proposé par De Maria (« the morphing of cardiovascular specialist ») (8) : le groupe d'interface SFR-SFC a fait le choix de l'association des expertises respectives, aboutissant au rapprochement et au travail en équipe plutôt que de s'orienter vers la formation d'une filière unique de spécialistes en imagerie cardiaque provenant de plusieurs spécialités, comme le propose De Maria (8, 9).

Chacune des spécialités concernées ne dispose pas, dans son cursus de formation, d'un enseignement suffisant à une pratique optimisée de ce type d'imagerie. Il est donc fondamental de proposer une formation complémentaire, adaptée aux connaissances de base de chacune et permettant un niveau d'expertise minimum pour la prise en charge, en partenariat, des patients devant bénéficier de ce type d'imagerie (10).

Contrairement aux options anglo-saxonnes, il est apparu peu concevable de distinguer une formation complémentaire, de façon séparée en scanner et en IRM, comme cela est proposé par l'ACC et l'AHA (2). Beaucoup d'arguments vont à l'encontre de ces propositions :

- Les technologies ont beaucoup de points communs et les modalités sont souvent complémentaires.

(1) Service de Radiologie, Hôpital Rangueil, 1 avenue Jean Poulhes, TSA 50032, 31059 Toulouse cedex 9, France. (2) Service de Radiologie B, CHU Montpied, BP 69, 63003 Clermont-Ferrand, France. (3) Département Central d'Imagerie Médicale, CHU de Rouen, Hôpital Charles Nicolle, 1 rue de Germont, 76031 Rouen cedex, France. (4) Service d'Hémodynamique, Centre Hospitalier la Cavale Blanche, boulevard Tanguy Prigent, 29200 Brest, France. (5) Service de Radiologie, Hôpital Louis Pradel, 28 avenue du Doyen Lépine, 69394 Bron cedex, France. (6) Service de Cardiologie, Hôpital Henri Mondor, Assistance Publique – Hôpitaux de Paris, 51 avenue Maréchal de Lattre de Tassigny, 94000 Creteil, France.
Correspondance : F Joffre
E-mail : joffre.f@chu-toulouse.fr

- La pathologie prise en charge est identique et les arbres décisionnels font appel à l'une ou l'autre de ces modalités.
- Ce type d'imagerie est particulièrement évolutif et il est difficile aujourd'hui de privilégier l'une plutôt que l'autre, d'autant plus que la fusion d'images intermodalités pourrait à l'avenir entrer dans la pratique courante.
- Il est important de souligner que cette acquisition et ce maintien de compétences concernent un domaine particulièrement complexe sur différents plans et très évolutif, tant en ce qui concerne la technologie que les indications. L'enseignement proposé doit donc reposer sur une base pédagogique minimale et doit être suffisamment souple pour pouvoir être adapté en permanence aux évolutions. Cette base devra être, non seulement maintenue mais améliorée en permanence par la Formation Médicale Continue (FMC) qui devra être organisée dans ce sens (11).

Formation des praticiens

1. Formation générale

Une formation de base en imagerie cardiaque non invasive doit faire partie intégrante de l'enseignement des diplômés d'études spécialisées (DES) de radiologie et de cardiologie. L'intégration de cette formation de base devra être validée par les collègues d'enseignants respectifs. La formation clinique est incluse dans le DES de cardiologie. De même, la formation technologique de base est incluse dans le DES de radiologie y compris les notions de radioprotection.

Pour les deux spécialités, cette formation à l'intérieur du DES doit comporter un enseignement théorique et une formation pratique.

L'enseignement théorique doit comprendre, de façon plus ou moins approfondie, selon la spécialité d'origine :

- Un rappel sur la production des rayons X, la radioprotection, sur les principes du scanner multicoupe et de l'IRM, sur les modalités d'injection des produits de contraste, sur la reconstruction d'images.
- Des bases anatomiques de l'appareil cardio-vasculaire.
- Un rappel sur la physiologie cardiaque et sur les bases de l'électrocardiogramme.
- Une bonne connaissance des maladies cardio-vasculaires, de leur physiopathologie, de la stratégie diagnostique, de la place des techniques d'imagerie (y compris des techniques ultrasonores et de médecine nucléaire), ainsi que les conséquences thérapeutiques qui en découlent.

L'enseignement pratique doit se faire dans des centres ayant suffisamment d'activité en scanner et en IRM, permettant de visualiser et d'assister à l'interprétation, soit de façon directe en temps réel, soit de façon différée sur des consoles déportées, à un minimum de 20 scanners et 20 IRM, avec un encadrement et un contrôle par un praticien formateur.

Ceci est facilement réalisable au cours du DES de radiologie étalé sur 5 ans. C'est plus difficile pour le DES de cardiologie qui dure 4 ans, l'idéal, pour un jeune cardiologue étant un stage hors spécialité dans un service de radiologie formateur, comme cela est suggéré dans la nouvelle maquette du DES de cardiologie et maladies vasculaires.

2. Formation diplômante

Elle est représentée par le DIU d'imagerie cardiaque et vasculaire : ce diplôme a été mis en place de façon coordonnée par les deux sociétés savantes en 2006.

Il est destiné à former les praticiens devant prendre en charge la réalisation pratique d'examen d'imagerie cardio-vasculaire en coupes, selon le protocole de partenariat établi entre les deux sociétés. Il comporte, pour chaque spécialité concernée, un module adapté, destiné à une remise à niveau dans les domaines non concernés par la spécialité ainsi qu'un enseignement théorique commun et une formation pratique sur site formateur.

En ce qui concerne la formation pratique, celle-ci peut être acquise en partie sur des cas radiocliniques intégrés dans des collections pédagogiques, accessibles en ligne ou sur un réseau d'image, mais au moins la moitié de la formation pratique doit être réalisée au niveau d'un site clinique ayant une activité suffisante pour permettre à l'étudiant de participer à la prise en charge de la réalisation et de l'interprétation de l'examen, sous le contrôle d'un tuteur confirmé (*cf. centre formateur*).

2.1. Formation généraliste de base en radiologie et en pathologie cardio-vasculaire

Cette formation de base nécessitera pour chaque spécialité un module de 15 à 20 heures d'enseignement.

- En radiologie : cette formation est destinée aux non-radiologues et principalement aux cardiologues. Elle doit inclure l'ensemble des principes techniques nécessaires à l'utilisation d'un scanner multicoupe et d'une IRM en pathologie cardio-vasculaire :

- Production des rayons X, formation de l'image scanner, principe du scanner multicoupe.
- Principes du traitement de l'image et de la reconstruction 3D.
- Principes de l'interprétation des images scanographiques.
- Imagerie multimodalité, fusion d'images, imagerie de la paroi vasculaire.
- Principes d'utilisation des produits de contraste, prise en charge préventive et curative des réactions aux produits de contraste.
- Bases physiques de l'IRM, formation de l'image, séquences, artefacts.
- Instrumentation IRM, antennes.
- Principes d'interprétation de l'image IRM.
- Principes d'interprétation, en imagerie en coupes, de la pathologie thoracique extra-cardiaque (12).
- Notions de dosimétrie et de radioprotection, de coût, de contre-indications, de contrôle de qualité.
- Notions de base sur les autres techniques d'imagerie cardio-vasculaire : principalement angiographie et médecine nucléaire, l'écho-cardiographie étant largement intégrée dans le cursus du DES de cardiologie.

- En cardiologie : destinée aux radiologues, comprenant l'ensemble des notions de base nécessaire à la réalisation de l'imagerie cardio-vasculaire dans de bonnes conditions.

- Connaissances en physiologie cardio-vasculaire.
- Connaissance de la physiopathologie et de la présentation clinique des principales maladies cardiaques et vasculaires.
- Connaissance des principales anomalies électro-cardiographiques, en particulier celles pouvant nécessiter des précautions particulières avant de procéder à l'examen d'imagerie.
- Connaissances pharmacologiques sur les principaux médicaments cardio-vasculaires : indications, contre-indications, risques, prise en charge des complications.
- Cet enseignement doit permettre en particulier de fournir les bases de la réalisation des épreuves pharmacologiques de stress, de la surveillance clinique et hémodynamique et du traitement d'éventuels incidents.

2.2. Formation théorique spécifique

Elle doit fournir l'ensemble des connaissances nécessaires à la réalisation et à l'interprétation des techniques TDM et IRM cardio-vasculaires. Il s'agit d'une formation commune aux deux spécialités concernant :

- Les principes de réalisation des examens d'imagerie cardio-vasculaire et leurs limites.
- Les principes d'interprétation des différents examens.
- La sémiologie, les aspects radiologiques en scanner et en IRM des différentes affections cardio-vasculaires.
- Les performances diagnostiques de chacune des techniques (sensibilité, spécificité, valeur prédictive, positive et négative et fiabilité).
- La place de ces différentes techniques dans la prise en charge diagnostique et thérapeutique des patients et en particulier par rapport aux autres techniques d'imagerie ultrasonore et nucléaire.
- Les indications et contre indications des différentes techniques.
- La stratégie diagnostique, en faisant intervenir les notions de coût, d'efficacité, de risques, ceci en référence aux notions de médecine basée sur les preuves.

Cette formation théorique doit reposer sur des modules d'enseignements de 15 à 20 heures chacun.

2.3. La formation pratique

Elle comporte l'apprentissage de la réalisation et de l'interprétation des différentes techniques d'imagerie en coupes en pathologie cardio-vasculaire, scanner et IRM.

Ces stages s'effectuent dans des centres formateurs disposant d'un plateau technique dont les caractéristiques correspondent aux critères proposés par le Conseil Pédagogique National du DIU d'imagerie cardiaque et vasculaire.

Ces stages auront une durée minimale cumulée de 6 mois. La validation de cette formation pratique reposera principalement sur le nombre et le type d'examens réalisés et interprétés, sous l'autorité et le contrôle d'un enseignant.

Les examens seront colligés sur un carnet de stage validé par l'enseignant.

Le nombre d'examen est de 80 scanners et 80 IRM à destinée cardiaque. Comme cela a été précédemment indiqué, une utilisation large des stations de travail permettant les reconstructions 3D est souhaitable : un grand nombre de situations clinoradiologiques variées peut être étudié et ceci de façon interactive, sous la responsabilité d'un tuteur.

2.4. Les médecins concernés

Peuvent suivre cette formation :

- Les médecins en cours de formation (DES en dernière année de cursus de cardiologie et de radiodiagnostic et imagerie médicale).
- Les radiologues, les cardiologues et les médecins nucléaires titulaires d'un DES, les chirurgiens cardio-vasculaires titulaires d'un DESC.
- Cas particulier des spécialistes ayant déjà une activité d'imagerie cardio-vasculaire : l'attribution d'une équivalence pourra être discutée par le Conseil Pédagogique du DIU sous réserve d'une activité suffisante

2.5. Diplôme délivré

La Société Française de Cardiologie et la Société Française de Radiologie ont mis en place, en 2006, un diplôme interuniversitaire commun : DIU d'imagerie cardiaque et vasculaire dont les objec-

tifs pédagogiques et la maquette répondent aux critères énoncés ci-dessus.

Ce DIU est enseigné sur une période de deux ans et propose deux options : imagerie cardiaque en coupes et imagerie vasculaire diagnostique et interventionnelle.

Ce DIU est actuellement organisé par 15 universités françaises et il est doté d'un Conseil Pédagogique National, chargé d'organiser la formation et d'accréditer les centres formateurs.

Le diplôme est délivré par l'université où le candidat s'est inscrit.

2.6. Cas particuliers

L'évolutivité particulièrement rapide des technologies et des indications, la spécificité de certaines activités doivent faire envisager des séminaires de formation spécialisée dans certains domaines très particuliers, ne concernant pas obligatoirement l'ensemble des praticiens souhaitant acquérir la formation d'imagerie cardio-vasculaire (11).

Il s'agit en particulier :

- De l'imagerie des cardiopathies congénitales qui concernent certains centres très spécialisés en cardiologie infantile, avec des possibilités de formation quantitativement très limitées.
- De l'imagerie hybride de type TEP-Scan qui tend à se développer.

Des séminaires de formation spécifique pourront être proposés selon les demandes.

Formation des manipulateurs en électroradiologie

Le manipulateur en électroradiologie doit participer à l'examen TDM ou IRM cardio-vasculaire afin d'assurer son bon déroulement technique, le confort et la sécurité du patient.

Il doit connaître les protocoles, les séquences, savoir les programmer et gérer l'injection de produit de contraste.

Il doit savoir effectuer les contrôles de qualité du système en collaboration avec le radio-physicien.

Une formation spécifique est souhaitable, soit dans le cadre de la formation continue, soit dans le cadre de la délégation de tâches dont les modalités réglementaires sont actuellement à l'étude.

Cette formation doit comporter des notions élémentaires :

- Sur l'anatomie en coupes du cœur et des vaisseaux.
- Sur la physiologie cardio-vasculaire.
- Sur l'acquisition des images.
- Sur le post-traitement et l'archivage.
- Sur le contrôle de qualité.
- Sur les principes de base de l'électrocardiographie.

Maintien des compétences

Il est souhaitable que tout médecin effectuant des examens d'imagerie cardio-vasculaire justifie une activité régulière dans ce domaine, et participe à des actions de formation continue spécifiques.

La réalisation de 50 scanners et de 50 IRM dans le domaine cardio-vasculaire sur une période de deux ans, est un minimum justifié. Une durée minimale de 20 heures de formation médicale continue spécifique, validante, sur une période de deux ans est obligatoire.

Le centre d'exercice devra rentrer dans une démarche qualité et d'évaluation des pratiques professionnelles.

Cette démarche devra progressivement mettre en place :

- Des réunions multidisciplinaires de discussion de dossiers,
- Un registre informatisé de l'activité comprenant la nature, les indications, les résultats et éventuellement les complications des actes réalisés,
- Des audits internes d'activité,
- La participation éventuelle à un registre d'activité national,
- La mise en place de séances de formation du personnel.

Les centres formateurs

La liste des centres formateurs est arrêtée par le Conseil Pédagogique National du DIU et doit être accessible sur les sites des sociétés savantes.

Ce Conseil, bipartite, composé à moitié de cardiologues et à moitié de radiologues, comprend, en association avec des représentants de la médecine nucléaire, des praticiens des deux spécialités émanant des sociétés savantes, des universités contractantes et des syndicats professionnels de chaque spécialité, ainsi que des collègues d'enseignants.

Les structures publiques ou privées souhaitant devenir centre formateur devront faire acte de candidature auprès du conseil pédagogique national en présentant un dossier détaillant les conditions matérielles et pratiques de la prise en charge des patients et des propositions d'organisation de l'encadrement des étudiants.

Ces centres seront sélectionnés sur les critères suivants :

- Réalisation annuelle d'un minimum de 500 examens TDM et/ou IRM cardio-vasculaires par an dont au moins 200 examens cardiaques.
- Disponibilité d'au moins deux médecins susceptibles d'encadrer les étudiants, ayant reçu une formation en imagerie cardio-vasculaire, en concordance avec les propositions précitées.
- Disponibilité d'une banque d'examens accessibles pour la formation.
- Proposition d'organisation multidisciplinaire compatible avec les recommandations de partenariat SFR-SFC.
- Organisation régulière de réunions médicales multidisciplinaires consacrées à l'imagerie cardio-vasculaire.

- Participation à des activités scientifiques et en particulier à des études multicentriques concernant l'imagerie cardio-vasculaire.

Références

1. Weinreb JC, Larson PA, Woodward PK et al. American College of Radiology Clinical statement on non invasive cardiac imaging. *Radiology* 2005;235:723-7.
2. Budoff MJ, Cohen MC, Garcia MJ et al. ACCF/AHA clinical competence statement on cardiac imaging with computed tomography and magnetic resonance: a report of the American College of Cardiology Foundation/American Heart Association/American College of Physician Task force on clinical competence and training. *Circulation* 2005;112:598-617.
3. Fraser AG, Buser PT, Bax JJ et al. The future of cardiovascular imaging and non invasive diagnosis. *European Heart Journal* 2006; 27:1750-3.
4. Schroeder S, Achenbach S, Bengel et al. Cardiac computed tomography: indications, applications, limitations and training requirements. *European Heart Journal* 2007;15:2-26.
5. Recommandations de la Société Française d'Imagerie Cardio-Vasculaire (SFICV) pour la formation, l'exercice en TDM et IRM cardio-vasculaires, l'organisation et le fonctionnement des plateaux d'imagerie. *J Radiol* 2005;86:92-4.
6. Daubert JC, Joffre F. Recommandations pour la prise en charge coordonnée par les radiologues et les cardiologues, en pathologie cardio-vasculaire, des patients devant bénéficier d'un scanner ou d'une IRM. *J Radiol* 2006;87:76.
7. Daubert JC, Joffre F. Modalités pour la prise en charge coordonnée par les radiologues et les cardiologues en pathologie cardiovasculaire des patients devant bénéficier d'un scanner ou d'une IRM. *Arch Mal Cœur Vaiss* 2006;99:39-40.
8. Demaria AN. The morphing of cardiovascular specialists (editorial). *J Am Coll Cardiol* 2005;45:960-1.
9. Schoenhagen P, Stillman AE, Garcia MJ et al. Coronary artery imaging with multidetector computed tomography: a call for an evidence-based multidisciplinary approach. *Am Heart J* 2006;151: 945-8.
10. Beller GA. A proposal for an advanced cardio-vascular imaging track. *J Am Coll Cardio* 2006;48:1299-303.
11. Wann S. Determination of professional competency in rapidly changing environment. *J Am Coll Cardiol* 2005;46:1996-8.
12. Shafique I, Shapiro EP, Stafford S et al. Non coronary findings on multidetector CT coronary angiography (abstr.) *Circulation* 2004; 110:523 (suppl 3).





