

# MODALITÉS D'IMAGERIE ENDOCORONAIRE EN CARDIOLOGIE INTERVENTIONNELLE

GACH O (1), DAVIN L (2), LANCELLOTTI P (3)

**RÉSUMÉ :** Grâce aux innovations technologiques et pharmacologiques ainsi qu'à une meilleure compréhension physiopathologique, la cardiologie interventionnelle n'a cessé de progresser pour repousser, de plus en plus loin, les limites de ses indications. Malgré ces évolutions successives, la modalité d'imagerie qu'elle utilise est principalement basée sur le rayonnement X dont on connaît les limitations dans l'étude de structures tridimensionnelles au départ d'une imagerie bidimensionnelle. Le présent article décrit les deux techniques d'imagerie endocoronaire les plus utilisées pour optimiser la résolution et les informations obtenues par l'imagerie angiographique conventionnelle : l'échographie endocoronaire et la tomographie par cohérence optique.

**MOTS-CLÉS :** *Angiographie coronaire - Echographie intra-coronaire - Tomographie par cohérence optique*

## INTRACORONARY IMAGING MODALITIES IN INTERVENTIONAL CARDIOLOGY

**SUMMARY :** According to technical and pharmacological innovations and to a better comprehension in pathophysiology, interventional cardiology has continuously progressed to push forward the frontiers of its indications. Despite these evolutions, it still uses an imaging modality based on X-ray, which presents numerous limitations in interpreting three-dimensional structures. The present chapter describes two available additive technologies used to optimize the resolution and the information obtained by intravascular imaging, adding key complementary information to angiography imaging : intravascular ultrasound (IVUS) and intravascular optical coherence tomography.

**KEYWORDS :** *Coronary angiography - Intravascular ultrasound - Optical coherence tomography*

## INTRODUCTION

La coronarographie est, depuis un demi-siècle, l'examen de référence pour le diagnostic et la stratification de la maladie coronaire. Elle présente, néanmoins, plusieurs limitations intrinsèques. Par exemple, elle ne visualise que la lumière artérielle alors que l'athérosclérose est, avant tout, une maladie de la paroi artérielle dans son ensemble (1). Elle donne aussi une imagerie bidimensionnelle (2D), ce qui nécessite la multiplication des incidences pour bien caractériser les sténoses excentriques. De cette façon, une plaque d'athérome doit combler au moins 40 % de la lumière artérielle pour pouvoir être objectivée à l'angiogramme (2). En outre, sa fiabilité est moins bonne lorsque les vaisseaux sont tortueux ou en présence de lésions de bifurcation, en raison de superpositions et d'effets de distorsion radiologique. Enfin, elle ne donne que peu d'informations sur la composition exacte des plaques. Le présent article décrit les techniques d'imagerie endocoronaire utilisées pour optimiser la résolution et les informations obtenues par imagerie angiographique conventionnelle.

## ECHOGRAPHIE ENDOCORONAIRE (IVUS : INTRAVASCULAR ULTRASOUND)

L'échographie endocoronaire (IVUS pour «IntraVascular UltraSound») est une imagerie de haute résolution en temps réel, développée initialement en 1971, puis appliquée pour la première fois dans des artères coronaires chez l'homme en 1988 (3). La procédure, peu risquée, est réalisée au cours d'une coronarographie diagnostique; elle apporte instantanément une analyse non seulement de la lumière, mais aussi de la paroi. Les coupes tomographiques qu'elle fournit, avec une résolution de moins de 100 microns, ne sont pas contraintes par d'éventuelles superpositions, ni par la diffusion de la pathologie athéromateuse (4).

## PRINCIPES PHYSIQUES DES ULTRASONS INTRA-VASCULAIRES

Les ultrasons utilisés sont des ondes mécaniques de haute fréquence de 20 à 40 MHz. Le transducteur utilise les propriétés piezo-électriques d'un cristal pour émettre puis capter le faisceau d'ultrasons transmis puis réfléchi par les tissus biologiques, dont les caractéristiques font varier la propagation du faisceau. Le faisceau réfléchi est converti par le transducteur en signal électrique amplifié, filtré et traité par l'échographe pour donner une image échographique. La qualité de l'imagerie obtenue dépend, en grande partie, de la résolution spatiale, capacité à distinguer deux points

(1) Professeur de Clinique, Chef de Clinique, Service de Cardiologie, CHU de Liège, , Belgique.

(2) Chef de Clinique, Service de Cardiologie, Liège, Belgique.

(3) Professeur, Université de Liège, Chef de Service, Service de Cardiologie, Directeur du GIGA Cardiovascular Sciences, Liège, Belgique.

proches l'un de l'autre. Pour des fréquences de 40 MHz, la résolution axiale est de 80 microns et la résolution latérale de 150 à 200 microns. Le contraste qui dépend de l'échelle de gris influence aussi la qualité de l'image. Il existe 2 types d'équipements disponibles : les systèmes mécaniques, où le transducteur subit une rotation rapide, et les systèmes électroniques, où 64 éléments disposés en anneau à l'extrémité de la sonde fonctionnent en «phased array» à une fréquence de 20-25 MHz.

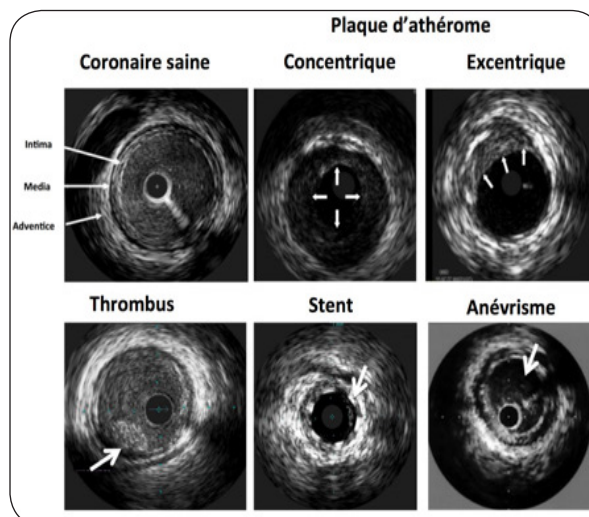
### INFORMATIONS ET ANALYSES FOURNIES PAR CETTE IMAGERIE

#### Qualitative :

En imagerie 2D, l'échographie endocoronaire fournit des coupes tomographiques de l'artère coronaire, détaillant l'architecture de la paroi vasculaire en 3 couches concentriques avec l'intima hyperéchogène, la média anéchogène et l'adventice, couche collagène à faible cellularité, hyperéchogène (Figure 1). En cas de pathologie athéroscléreuse, les différents composants de la plaque et de la paroi apparaissent en fonction de leur réflectivité acoustique. On objective ainsi la composition de la plaque et le remodelage de la paroi du vaisseau. Les ondes ultrasonores sont d'autant plus réfléchies que le tissu qu'elles rencontrent a une masse volumique et un module d'élasticité élevés. Le tissu hyperéchogène sera donc dense (ou dur) alors que l'hypoéchogène sera réputé mou (5). Une plaque «molle», hypoéchogène, résulte de l'accumulation de lipides et/ou de cellules avec peu de collagène et d'élastine tandis que la plaque hyperéchogène, dure ou dense, est composée surtout de tissus fibreux. La plaque mixte, qui associe, quant à elle, ces différents composants, est dite fibro-calcaire ou fibro-lipidique. Un autre élément discernable important est le thrombus. Initialement plaquettaire, puis progressivement fibrineux, il apparaîtra sous la forme de scintillations punctiformes brillantes, éventuellement pédonculées, mais surtout mobiles dans la lumière (Figure 1).

Des lésions complexes, comme les dissections de la paroi, pourront aussi être diagnostiquées, apparaissant comme un espace anéchogène en arrière de la plaque ou dans celle-ci, avec passage à son niveau de produit de contraste, ou encore des anévrysmes et des pseudo-anévrysmes. L'imagerie par IVUS permettra aussi d'objectiver les stents dont les mailles hyperréfléctives acoustiquement créent un anneau hyperéchogène, donnant ainsi la possibilité d'évaluer la qualité de l'implantation

**Figure 1.** Aspect IVUS d'une artère normale et de plusieurs conditions spécifiques telles que la présence d'une plaque d'athérome, d'un thrombus endoluminal, d'un stent, ou d'un anévrisme.



en détaillant son apposition et d'éventuelles dissections aux extrémités de la prothèse (Figure 1).

#### Quantitative :

Grâce à une résolution spatiale bien supérieure à l'angiographie conventionnelle (90 microns contre 200 microns, respectivement), l'IVUS va permettre une analyse très précise des diamètres de l'artère et de sa lumière ainsi que de sa surface. L'épaisseur de la plaque, le pourcentage de sténose et l'index de remodelage sont facilement mesurés. Une reconstruction tridimensionnelle ajoute une donnée longitudinale à l'étude du vaisseau, les représentations sagittales donnant des informations à la fois sur la paroi et la lumière.

#### Indications

Les indications retenues pour l'IVUS sont :

- le diagnostic d'hétérogénéité endoluminale (thrombus, flap, débris, plaques);
- le diagnostic d'anomalies extraluminales (rupture de plaque, anévrysmes, dissection, détersion thrombotique);
- la quantification anatomo-fonctionnelle, avec mesure de la valeur minimale de lumière artérielle au niveau de la lésion, mesure de la plaque et sa caractérisation;
- l'évaluation du mécanisme de resténose intra-stent, de l'action de drogues sur le volume de la plaque et sa morphologie, et de la résorbabilité du matériel implanté.

## TOMOGRAPHIE PAR COHÉRENCE OPTIQUE (OCT)

### FONDEMENT DE LA TECHNIQUE

L'échographie conventionnelle est basée sur la détection des ondes ultrasonores réfléchies par les structures de l'objet. Comme décrit plus haut, elle est utilisée en cardiologie interventionnelle sous la forme de l'IVUS. Cependant, si on utilise de la lumière à la place des ultrasons, on peut obtenir l'équivalent de l'échographie dans le domaine de l'optique. Cette imagerie permet, alors, de révéler des propriétés de réflexion et d'absorption de la lumière par l'objet, avec une résolution proche de la microscopie optique. Le principe de la technique remonte aux années 1980, quand la réflectométrie par cohérence optique fut développée pour mesurer les fibres optiques dans l'industrie Télécom afin de localiser les fractures de câbles. Il s'agit d'une modalité comparable aux radars ou aux sonars. En cardiologie interventionnelle, cette technique d'imagerie intracoronaire, en coupes de très haute résolution, est basée sur l'absorption et la réflexion d'une lumière proche de l'infrarouge par les tissus qui composent la paroi vasculaire. Sa résolution apparaît 10 fois supérieure à celle des ultrasons (10 microns versus 100 microns pour l'échographie endocoronaire), permettant à cette technique d'étudier parfaitement la composition des tissus et de les caractériser. Les appareils actuels utilisent un faisceau lumineux de longueur d'onde d'approximativement 1300 nm, autorisant une profondeur de pénétration de 1 à 3 mm; par comparaison, celle des ultrasons est de 4 à 8 mm.

Des images en coupes (orthogonales à la surface) sont produites en balayant un faisceau lumineux focalisé dans l'artère et en mesurant le temps de retour et l'intensité de la lumière réfléchi par les microstructures situées à différentes profondeurs de la paroi vasculaire. Cette mesure est réalisée, de manière indirecte, en faisant interférer la lumière provenant du vaisseau avec une lumière de référence ayant parcouru un chemin optique de longueur connue. Ainsi, cette technique est basée sur l'interférométrie, en lumière faiblement cohérente, décrite par Isaac Newton au XVII<sup>ème</sup> siècle.

### MISE EN PRATIQUE

Un cathéter de fibre optique est positionné en aval du segment artériel que l'on veut analyser, ce cathéter présentant une lentille au niveau de son extrémité distale. Durant l'enregistrement,

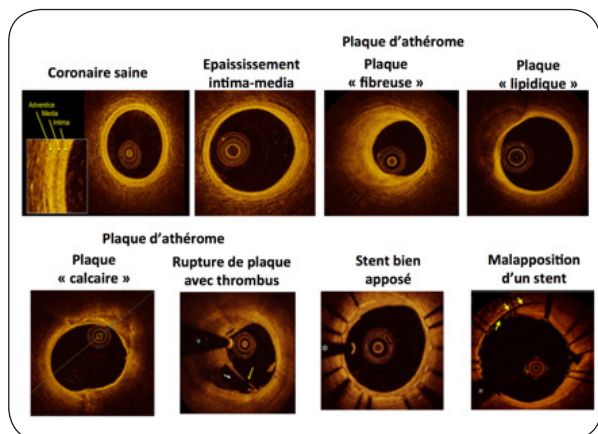
afin d'éliminer les artéfacts induits par l'interaction entre la lumière et les globules rouges, un rinçage par produit de contraste est réalisé durant le retrait du cathéter. L'acquisition est lancée par un retrait automatisé du cathéter, avec une analyse de la zone à étudier, réalisée à une vitesse de 20 mm/s. La lumière infrarouge réalise un balayage rotationnel sur toute la longueur du segment artériel étudié. Les ondes lumineuses sont, alors, plus ou moins réfléchies par la paroi artérielle et ses composants en fonction des caractéristiques des éléments présents dans la paroi ainsi éclairée. Un logiciel reconstruit les images de structure de la paroi ainsi recueillies, avec une visualisation axiale et longitudinale du segment étudié.

### INTERPRÉTATION DES IMAGES

La source émise à l'intérieur de l'artère subira des phénomènes de réfraction, de dispersion ou d'absorption, modifiés en fonction des différentes structures rencontrées. Les tissus ainsi analysés apparaîtront optiquement différents en fonction de leurs caractéristiques fibreuse, fibrocalcaire, lipidique ou macrophagique (6-8). Un tissu fibreux donnera un signal homogène, riche et peu atténué, alors que le calcaire fournira un signal homogène, mais pauvre et peu atténué. Les lipides, absorbant les ondes et bloquant la lumière, entraîneront un signal faible avec une atténuation importante, empêchant la visualisation des structures situées en arrière, avec l'équivalent d'un «cône d'ombre». La profondeur maximale de pénétration est de 2 à 5 mm pour cette technique. Les thrombi pourront être visualisés, apparaissant dans la lumière artérielle, de forme irrégulière et polylobée. Il sera possible de faire la distinction entre un thrombus blanc et un thrombus rouge. Le thrombus blanc diffuse le signal et n'entraîne pas d'atténuation de celui-ci en aval, puisque constitué majoritairement de plaquettes et de fibrines; le thrombus rouge absorbera le signal et générera un hyposignal en aval puisque majoritairement constitué de globules rouges (9). Les endoprothèses (stents), de par leur structure métallique, réfléchiront le signal avec une perte d'image en aval. La qualité d'implantation des stents pourra être évaluée avec des critères très précis d'apposition, malapposition, prolapsus, etc (10, 11).

L'ensemble de ces propriétés permet, dès lors, une analyse des tissus aussi précise que la microscopie par une étude in vivo des différentes structures pariétales des artères coronaires ainsi que de la caractérisation des plaques athéromateuses (Figure 2). L'étude fine de ces dernières permettra, en outre, d'évaluer

**Figure 2.** Analyse OCT d'une artère normale et de plusieurs conditions spécifiques telles que la présence d'une plaque d'athérome, d'un stent bien ou malapposé.



leur vulnérabilité éventuelle, ce qui se traduit par une implication pronostique. Pour l'évaluation thérapeutique, cette ultra-haute définition permet une analyse micrométrique de la qualité d'apposition des stents, information fondamentale pour optimiser les résultats cliniques à long terme (12).

### INDICATIONS PRINCIPALES

Grâce à son ultra-haute définition, la technique d'OCT est indiquée dans les situations suivantes :

- Évaluation de la morphologie de la lumière artérielle, de la nature des lésions par l'étude des plaques et des tissus, et obtention d'éventuels indices d'instabilité – vulnérabilité
- Optimisation des résultats d'angioplastie – stenting coronaire par la mesure précise du degré de sténose, de la longueur de la lésion, du diamètre du vaisseau afin de choisir le stent le plus adapté;
- Vérification en post-implantation de l'apposition optimale des mailles du stent et de la couverture optimale de la lésion; dépistage de complications liées à l'angioplastie – stenting (telles que dissection proximale ou distale, thrombus résiduel, etc.);
- Appréciation de la qualité d'endothélialisation des endoprothèses à distance et étude des resténoses éventuelles;
- Evaluation précise de l'apposition optimale des mailles des stents biorésorbables, propriété fondamentale pour ce type d'endoprothèses;
- Visualisation et vérification de la dégradation des mailles en cas de stent biorésorbable;

- Optimisation du choix thérapeutique, notamment dans les syndromes coronariens aigus, afin d'évaluer le mécanisme sous-jacent (thrombose, dissection spontanée ou encore évaluation précise du mécanisme de thrombose de stent).

### CONCLUSION

Malgré les énormes progrès réalisés en cardiologie interventionnelle depuis 40 ans, l'imagerie basée sur l'angiographie simple connaît et garde un certain nombre de limitations qu'il est possible, à l'heure actuelle, de dépasser par l'utilisation d'imageries complémentaires. L'échographie endocoronaire par IVUS permet une caractérisation des tissus par l'obtention de coupes axiales du vaisseau. La résolution de l'OCT et l'acquisition plus rapide des images par rapport à l'IVUS, en font un outil de choix pour la visualisation des différents constituants de la paroi artérielle et de ses éventuelles anomalies. En outre, l'OCT permet une planification détaillée des stratégies et de l'optimisation d'intervention avant le déploiement de stent, en particulier pour des lésions coronaires complexes. Ces techniques d'imagerie endocoronaire sont, donc, des outils extrêmement utiles au quotidien dans les laboratoires de cathétérisme cardiaque pour apporter des réponses à des questions auxquelles l'angiographie ne permet pas de répondre avec certitude. Notons toutefois, que la principale limitation à leur utilisation est leur coût et l'absence de remboursement en Belgique.

### BIBLIOGRAPHIE

1. Ross R.— Atherosclerosis : an inflammatory disease. *N Engl J Med*, 1999, **340**, 115-126.
2. Hausmann D, Johnson JA, Sudhir K, et al.— Angiographically silent atherosclerosis detected by intravascular ultrasound in patients with familial hypercholesterolemia and familial combined hyperlipidemia: correlation with high density lipoproteins. *J Am Coll Cardiol*, 1996, **27**, 1562-1570.
3. Guedes A, Keller PF, L'Allier PL, et al.— Long-term safety of intravascular ultrasound in nontransplant, nonintervened, atherosclerotic coronary arteries. *J Am Coll Cardiol*, 2005, **45**, 559-564.
4. Nissen SE, Yock P.— Intravascular ultrasound: novel pathophysiological insights and current clinical applications. *Circulation*, 2001, **103**, 604-616.
5. Gussenhoven EJ, Essed CE, Lancée CT et al.— Arterial wall characteristics determined by intravascular ultrasound imaging : an in vitro study. *J Am Coll Cardiol*, 1989, **14**, 947-952.

6. Schaar JA, Muller JE, Falk E, et al.— Terminology for high-risk and vulnerable coronary artery plaques. Report of a meeting on the vulnerable plaque, June 17 and 18, 2003, Santorini, Greece. *Eur Heart J*, 2004, **25**, 1077-1082.
7. Kubo T, Imanishi T, Takarada S, et al.— Assessment of culprit lesion morphology in acute myocardial infarction: ability of optical coherence tomography compared with intravascular ultrasound and coronary angiography. *J Am Coll Cardiol*, 2007, **50**, 933-939.
8. Farb A, Burke AP, Tang AL, et al. — Coronary plaque erosion without rupture into a lipid core. A frequent cause of coronary thrombosis in sudden coronary death. *Circulation*, 1996, **93**, 1354-1363.
9. Kume T, Akasaka T, Kawamoto T, et al.— Assessment of coronary arterial thrombus by optical coherence tomography. *Am J Cardiol*, 2006, **97**, 1713-1717.
10. Schiele F, Meneveau N, Vuilleminot A, et al.— Impact of intravascular ultrasound guidance in stent deployment on 6-month restenosis rate: a multicenter, randomized study comparing two strategies--with and without intravascular ultrasound guidance. RESIST Study Group. REStenosis after Ivus guided STenting. *J Am Coll Cardiol*, 1998, **32**, 320-328.
11. Okabe T, Mintz GS, Buch AN, et al.— Intravascular ultrasound parameters associated with stent thrombosis after drug-eluting stent deployment. *Am J Cardiol*, 2007, **100**, 615-620.
12. Bouma BE, Tearney GJ, Yabushita H, et al.— Evaluation of intracoronary stenting by intravascular optical coherence tomography. *Heart*, 2003, **89**, 317-320.

Les demandes de tirés à part doivent être adressées au Prof P. Lancellotti, Université de Liège, Service de Cardiologie, CHU Liège, 4000 Liège, Belgique.  
Email : [plancellotti@chuliege.be](mailto:plancellotti@chuliege.be)