



# Techniques en Scanner Cardiaque

Ph Douek

Hopital Louis Pradel, Lyon

Mai 2019



# Introduction

- Plan :
  - Introduction
  - Description technique des scanners
  - Artefacts
  - Utilisation des techniques en pratique quotidienne :
    - Coro-CT : Dose, double énergie, post-traitement
    - Perfusion
    - Temps tardif

# Introduction

- Nombreuses innovations en scanner ces dernières années :
  - Amélioration des résolutions spatiales et temporelles
  - Couverture et vitesse de déplacement du lit
  - Double énergie
  - Post-traitement

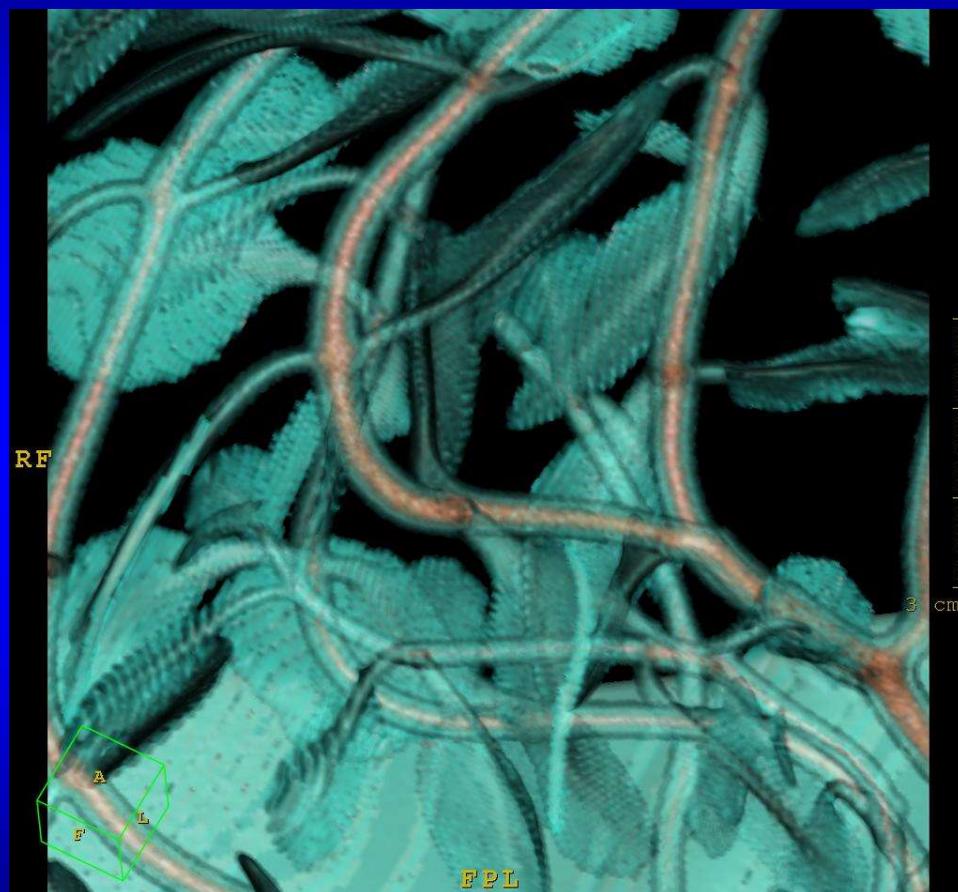
# Grand volume d'acquisition

CT mono-coupe 30s

CT multi-coupes 10s



# Taille des détecteurs



# Computed Tomography

- CT: Key imaging modality widely used in the world
- number of CT scans performed worldwide per year is now numbered in the hundreds of millions
- CT: Major improvements the last 10 years
  - Large detectors:
    - Improved workflow with faster acquisitions
    - Improved diagnosis (PE, Stroke, Emergency Polytrauma etc..)
    - Cardio-vascular and coronary applications but still some limitations
    - Reduced dose of contrast agent
  - Iterative reconstructions
    - Reduced dose with improved S/N



# Résolution temporelle

- Plus petit intervalle de temps au cours duquel tout mouvement se traduit par un flou cinétique
- But : obtenir la résolution temporelle la meilleure possible pour « geler » les coronaires
- Trois éléments :
  - Vitesse de rotation : 250 – 500 ms/tour
  - Héli-scan et segmentation (synchronisation ECG)
  - Double tube

# Caractéristiques actuelles des scanners

- Couverture du détecteur (4-→16 cm)
- Résolution spatiale :
  - 0.5 \* 0.5 \* 0.6/0.5 mm
  - Double foyer mobile et algorithmes ( Z-Sharp... ) : 0.3 mm isotropique
- Modes d'acquisition :
  - Rétrospectif hélicoïdal
  - Prospectif incrémental :
    - Calcium scoring
    - Coro-CT ("step and shoot")
  - Mode Flash (Siemens)

# Caractéristiques actuelles des scanners

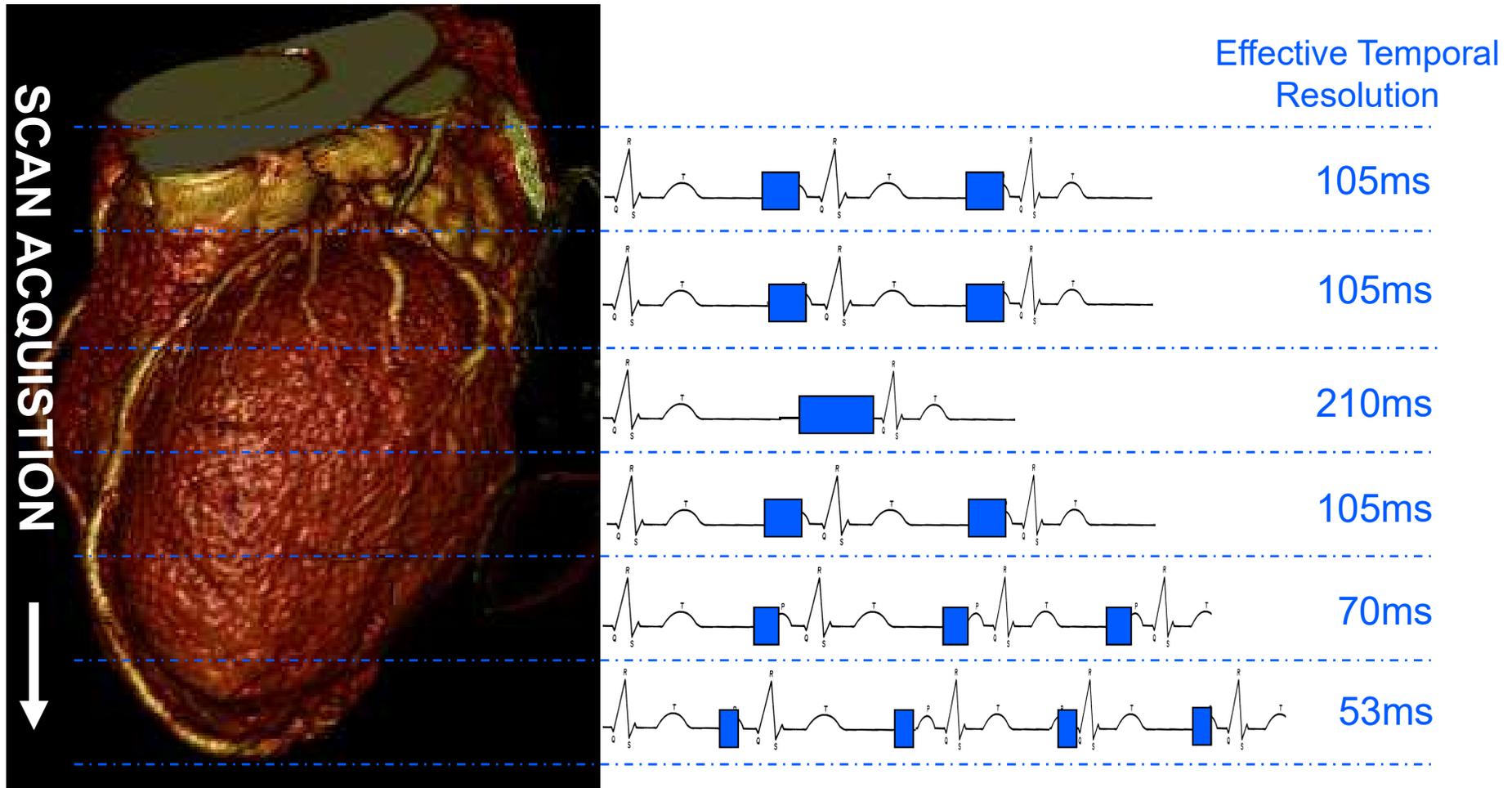
- Résolution temporelle : selon mode acquisition et vitesse de rotation (0.25)
  - Rétrospectif hélicoïdal : Vitesse de rotation/2/Nb segments (1 à 4)
    - Reconstruction multicycles
  - Prospectif incrémental :
    - Mono-tube : Vitesse de rotation /2
    - Bi-tube : Vitesse de rotation /4
  - Mode Flash (Siemens)
- Reconstruction itérative
- Double énergie : Différentes techniques
- Logiciels de post-traitement

# Temporal Resolution, multi-cycle reconstruction

## Adaptive multi-cycle reconstruction algorithm: MaxCycle™

### Automatic adaptive Temporal Resolution

Retrospectively adjusted with Heart Rate for each voxel

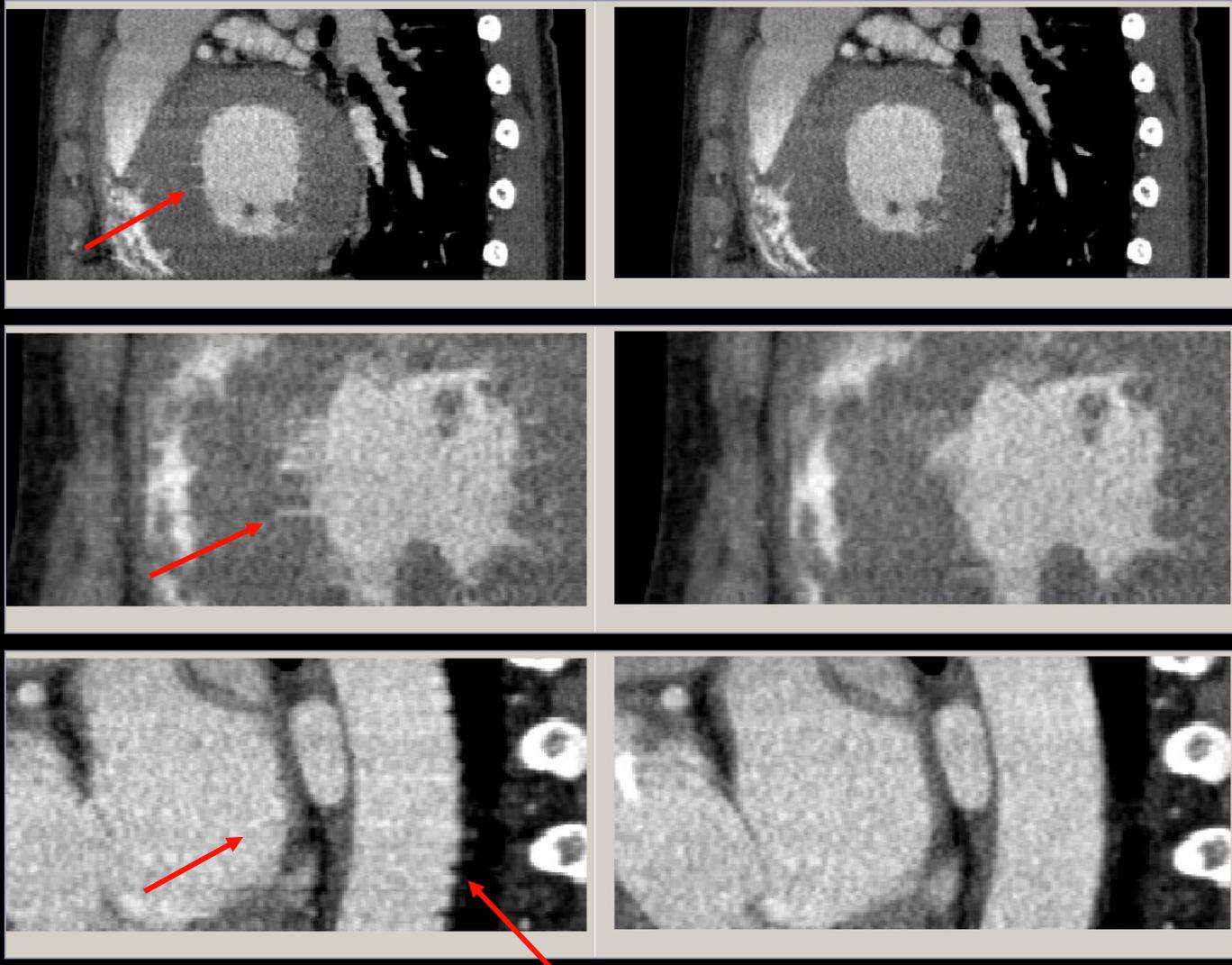


Multi-cycle reconstruction algorithm: Example

Patient with Heart Rate = 80 - 90 bpm

2 Cycles reconstruction

3 Cycles reconstruction



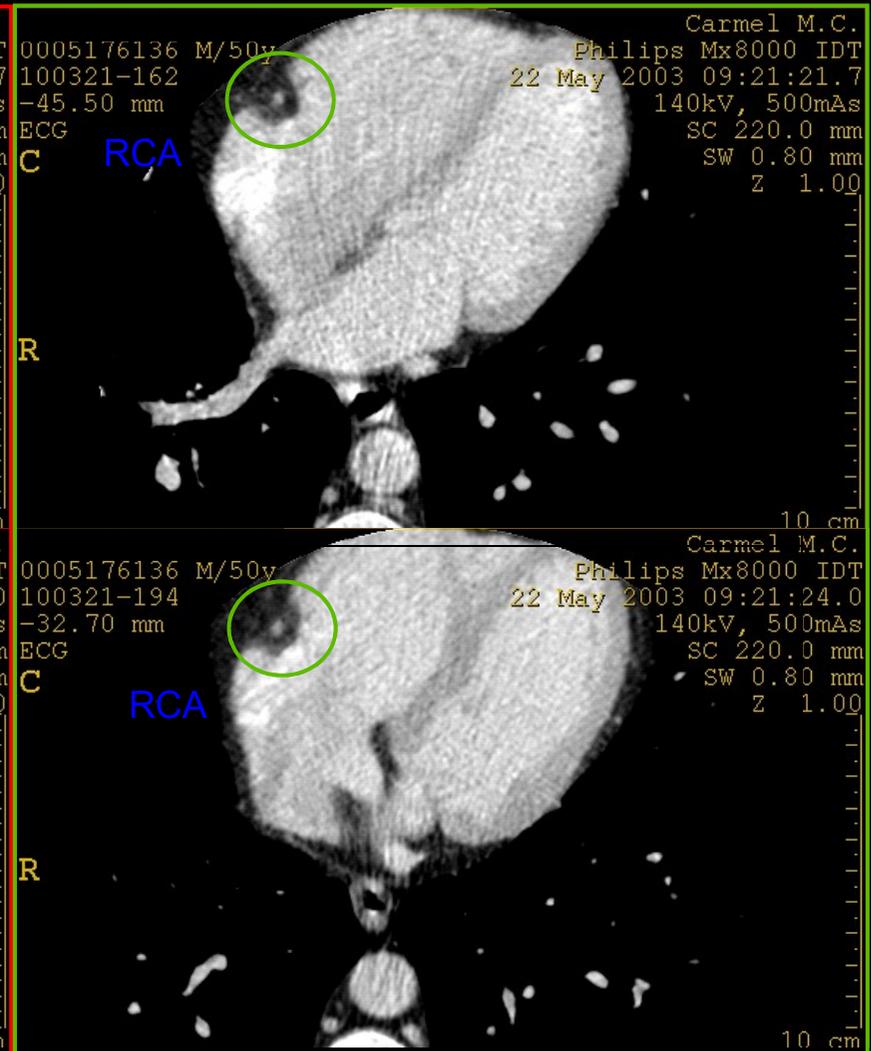
# Temporal Resolution, multi-cycle reconstruction

## Multi-cycle reconstruction algorithm: Example

Patient with Heart Rate = 70 - 80 bpm

2 Cycles reconstruction

3 Cycles reconstruction



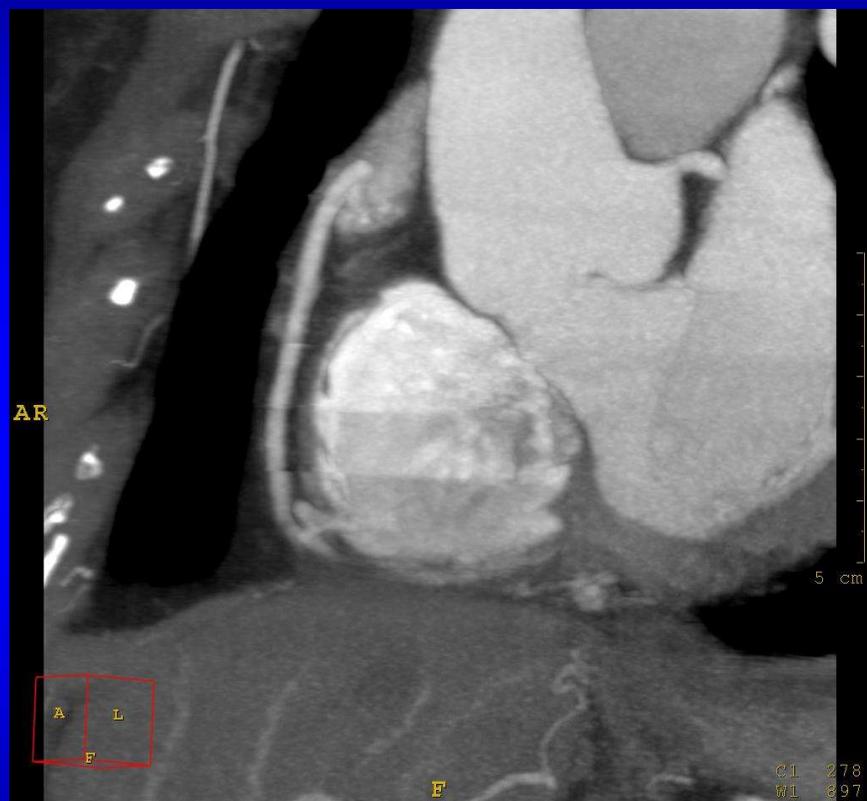
# Problème des harmoniques

- Pour que la segmentation soit correcte, on suppose une parfaite synchronisation entre :
  - le mouvement de la table
  - la rotation du tube
  - la FC du patient
- Pas de Pb de ce type avec les doubles tubes et les détecteurs de 16 cm

# Artéfacts

- Marches d'escalier
  - Liés aux variations de FC en cours d' acquisition
  - Moins fréquents avec les scanners 8cm
  - Absent avec les detecteurs de 16 cm
- Respiratoire
- Carte de reconstruction
- Métal et calcification
- Moment du cycle

# Artéfacts



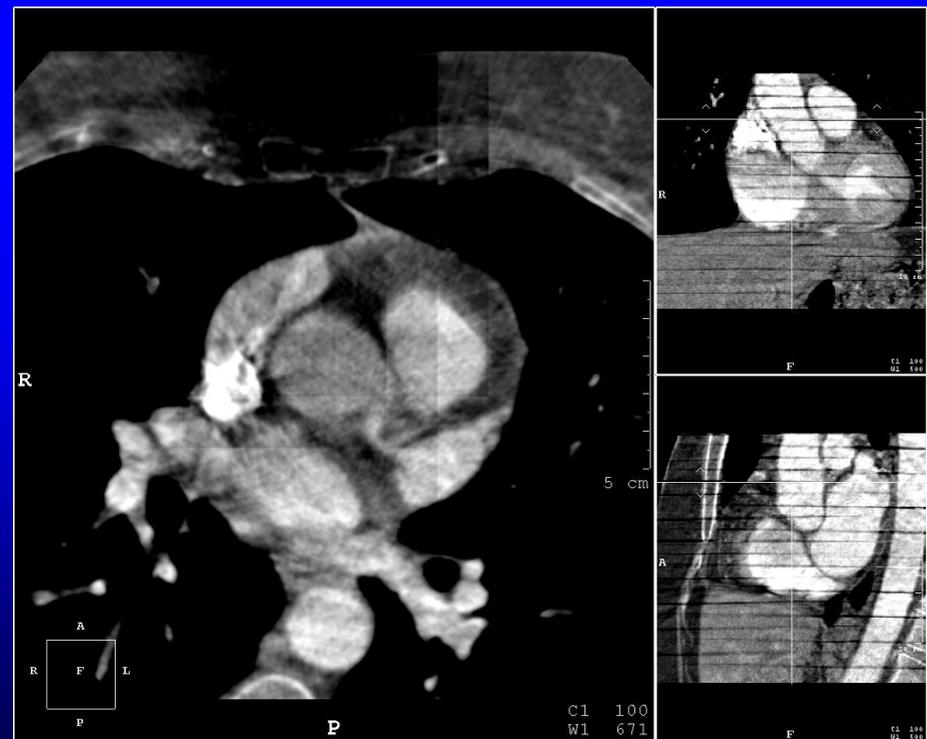
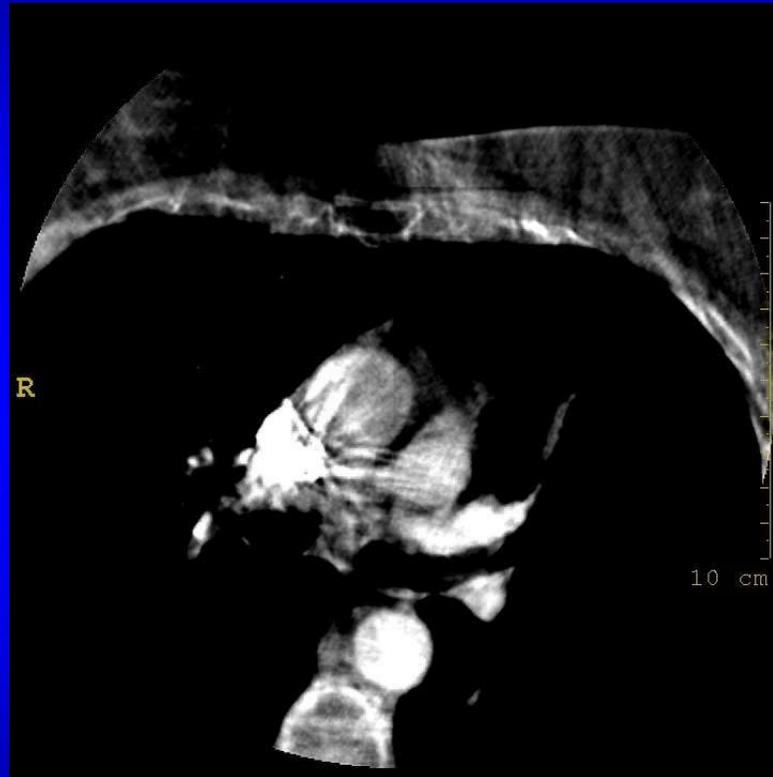
# Artéfacts

- Marches d'escalier
- Respiratoire :
  - Diminuer les temps d'acquisition
  - Information du patient
- Carte de reconstruction
- Métal et calcification
- Moment du cycle

# Artéfacts

- Marches d'escalier
- Respiratoire
- Carte de reconstruction :
  - Refaire la reconstruction erronée
- Métal et calcification
- Moment du cycle

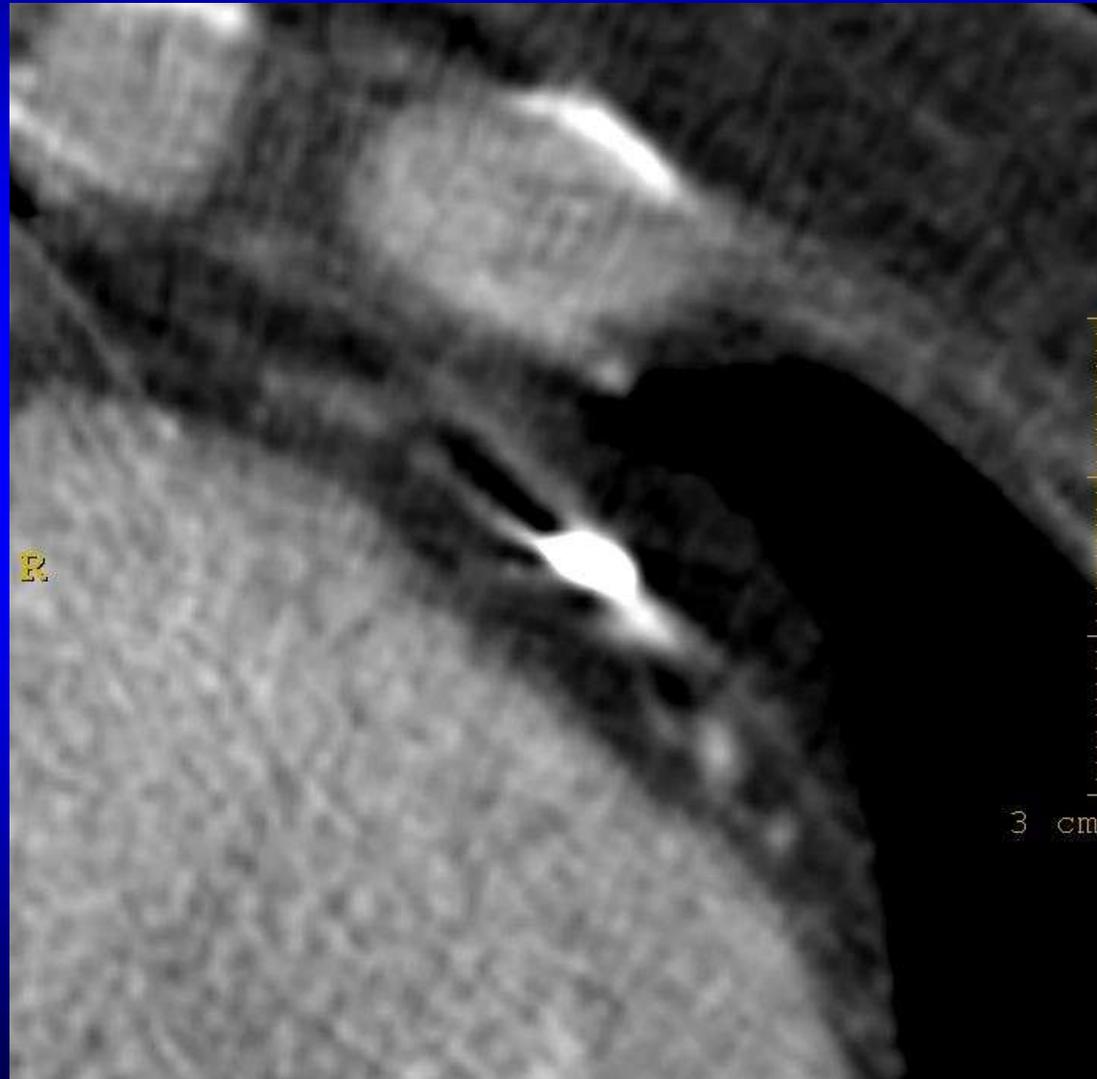
# Artéfacts



# Artéfacts

- Marches d'escalier
- Respiratoire
- Carte de reconstruction
- **Métal et calcification : hyper-atténuation**
- Moment du cycle

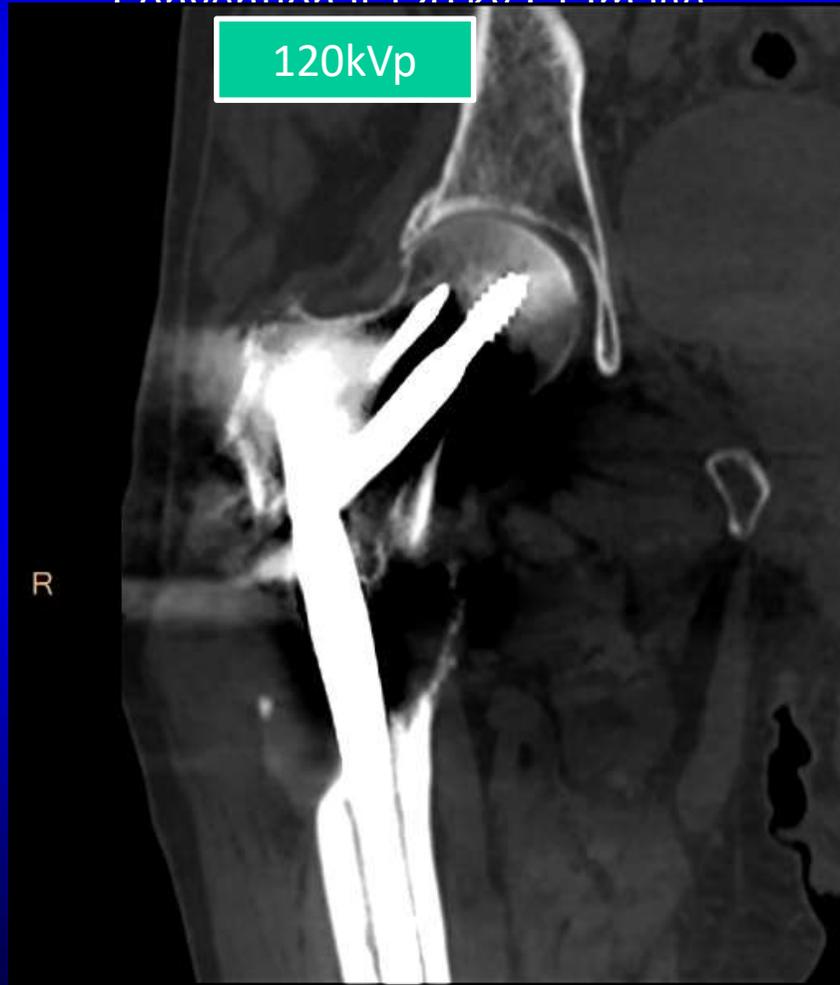
# Artéfacts



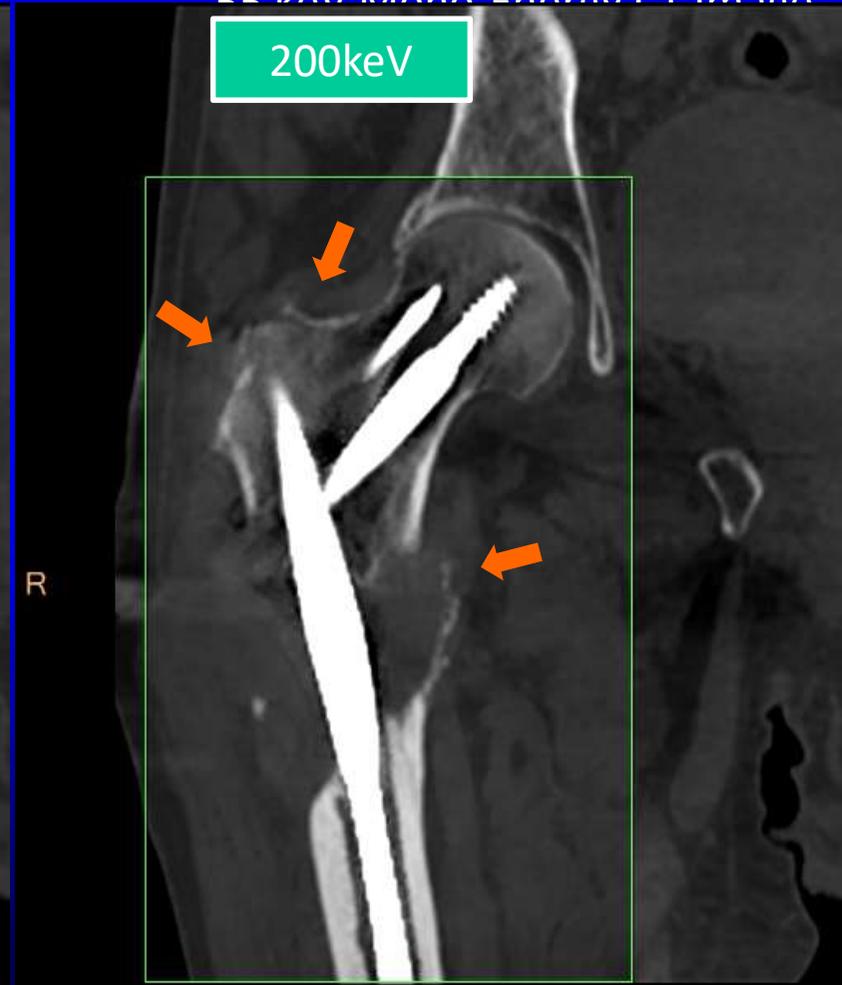
# Photoelectric - Compton Decomposition *Virtual Mono Energetic Imaging*

Artefact reduction @ high keV

Conventional 120 kV CT Image

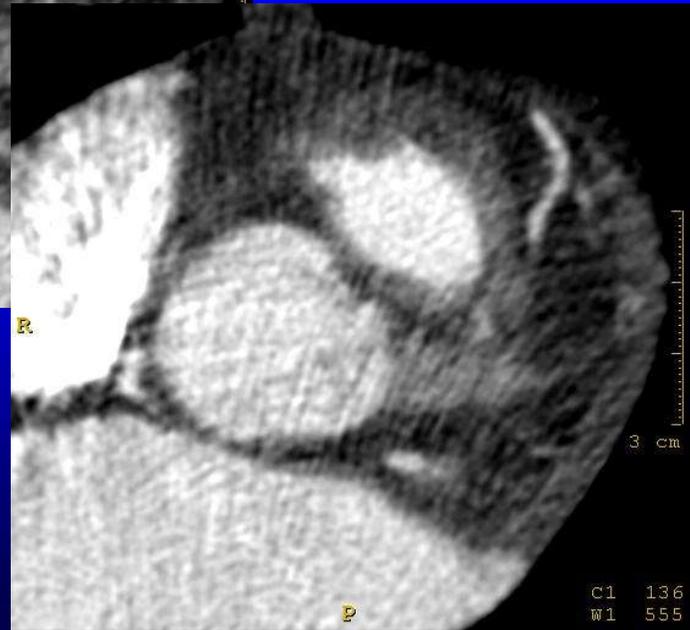
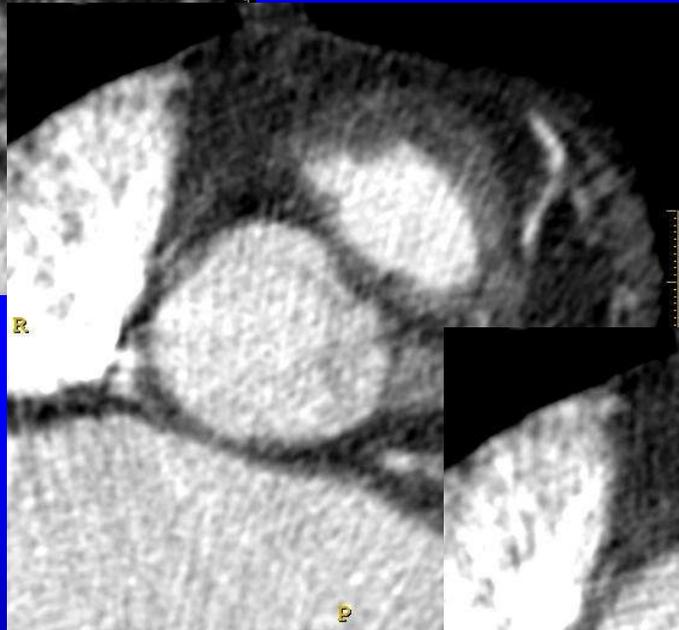
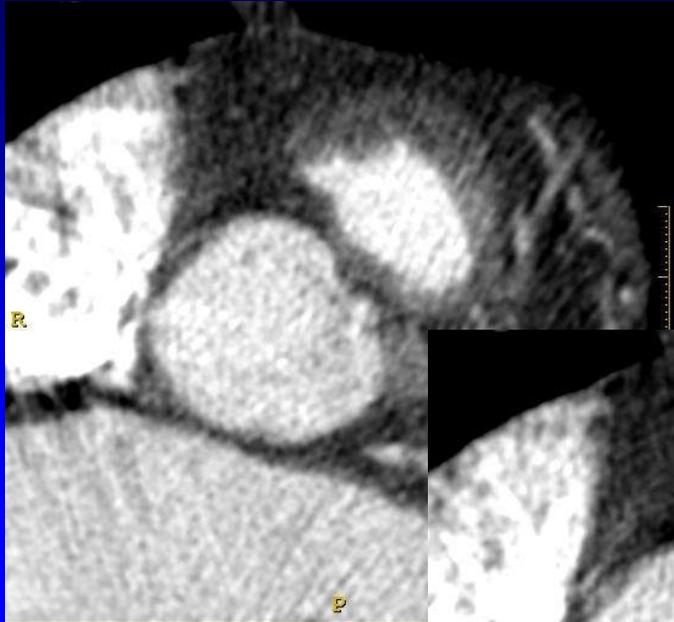


55 keV Mono Energy CT Image



# Artéfacts

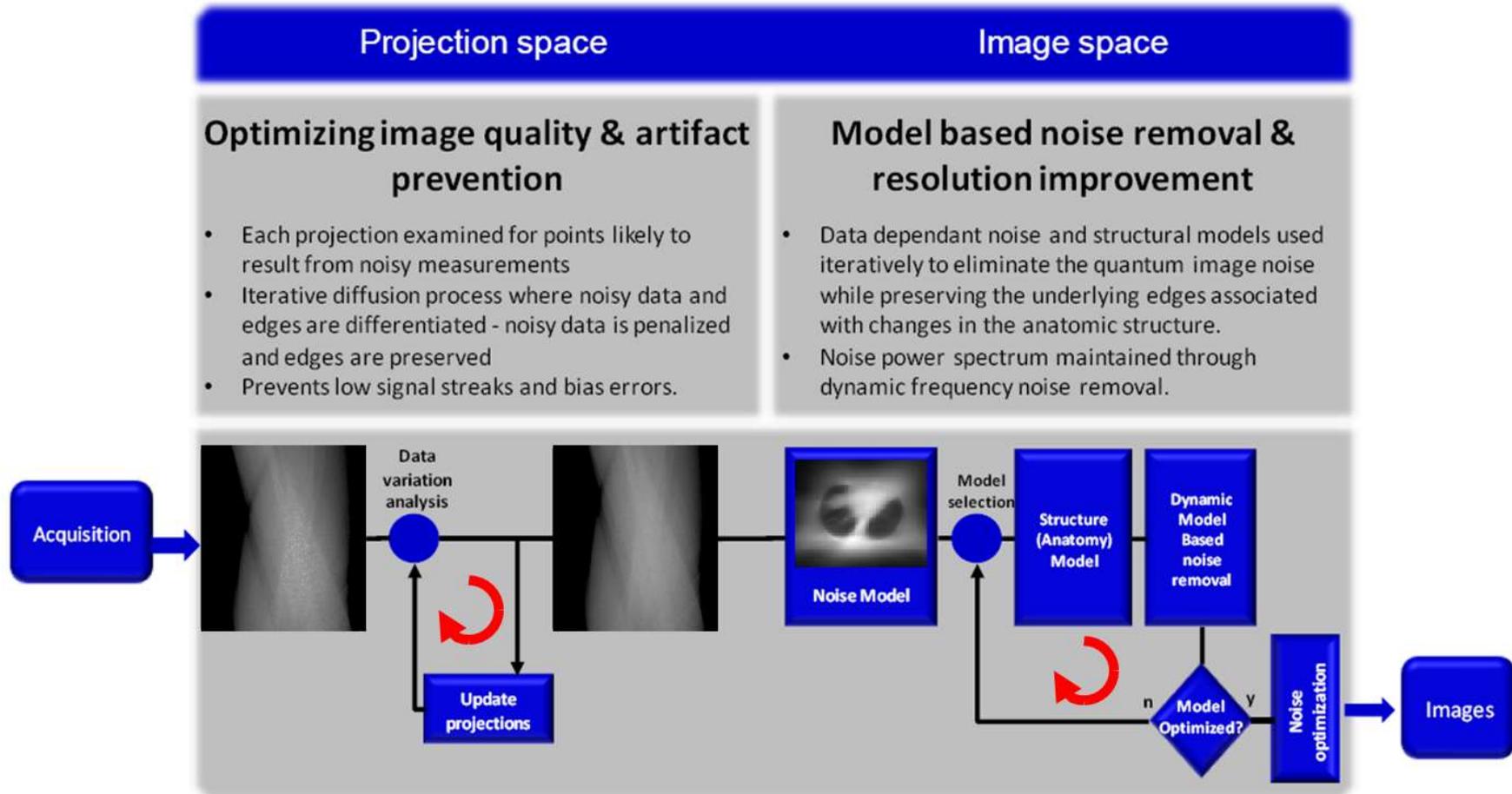
- Marches d'escalier
- Respiratoire
- Carte de reconstruction
- Métal et calcification : hyper-atténuation
- **Moment du cycle : regarder toutes les phases :**
  - **But = Prouver l'absence de sténose**
  - **Reconstruction 2% / 2%**



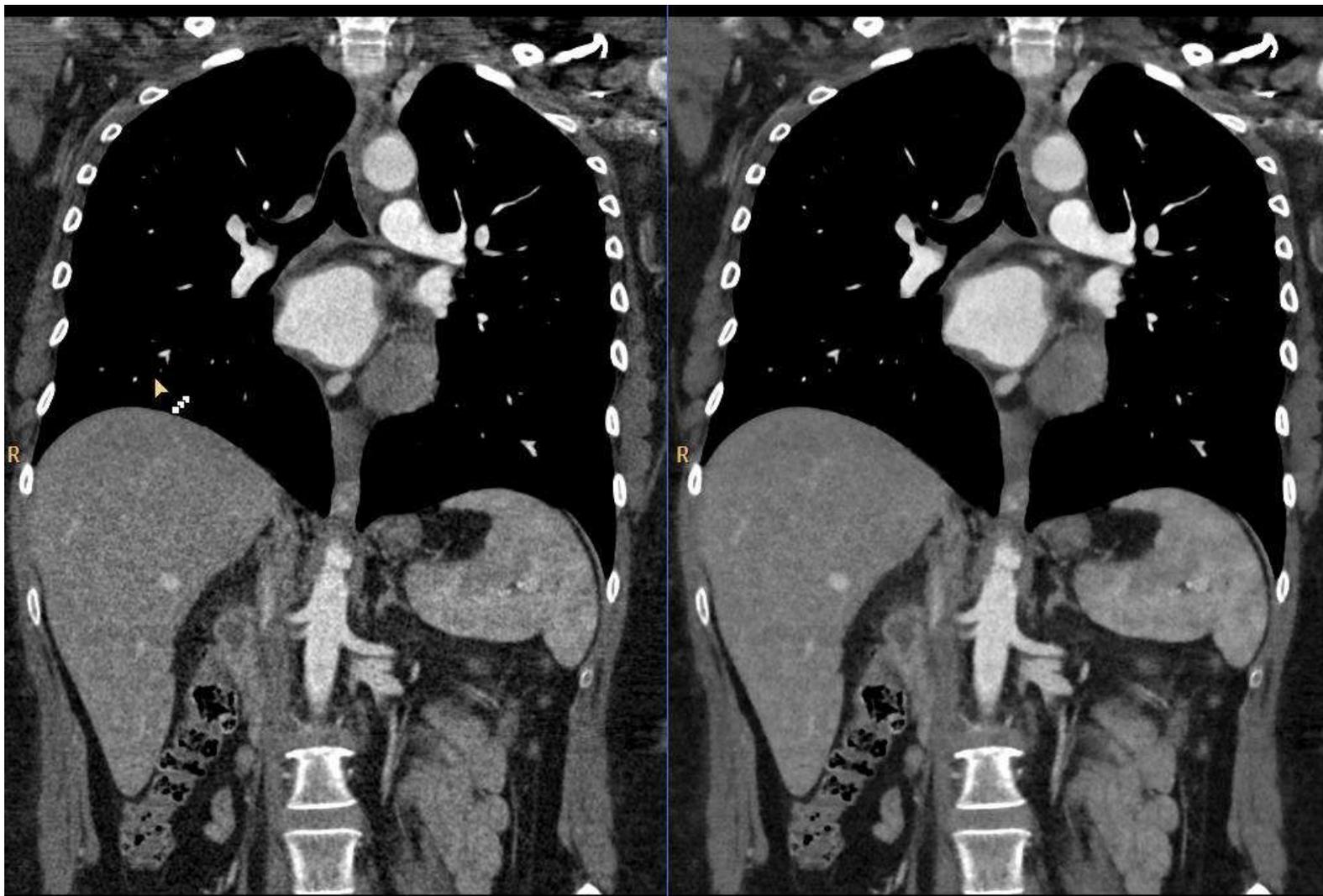
# Reconstruction itérative

- Alternative à la rétroprojection filtrée classique
- Objectif : amélioration du rapport signal/bruit :
  - Diminution de l'irradiation nécessaire pour obtenir un résultat identique
  - Amélioration des images déjà basse dose (poumon)
- Processus complexe itératif sur données brutes et/ou image :
  - Débruitage
  - A priori de modèle de bruit (forme?)
- 
- Commercial : ASIR, iDose-iMR, SAFIRE, AIDR

# Reconstruction itérative

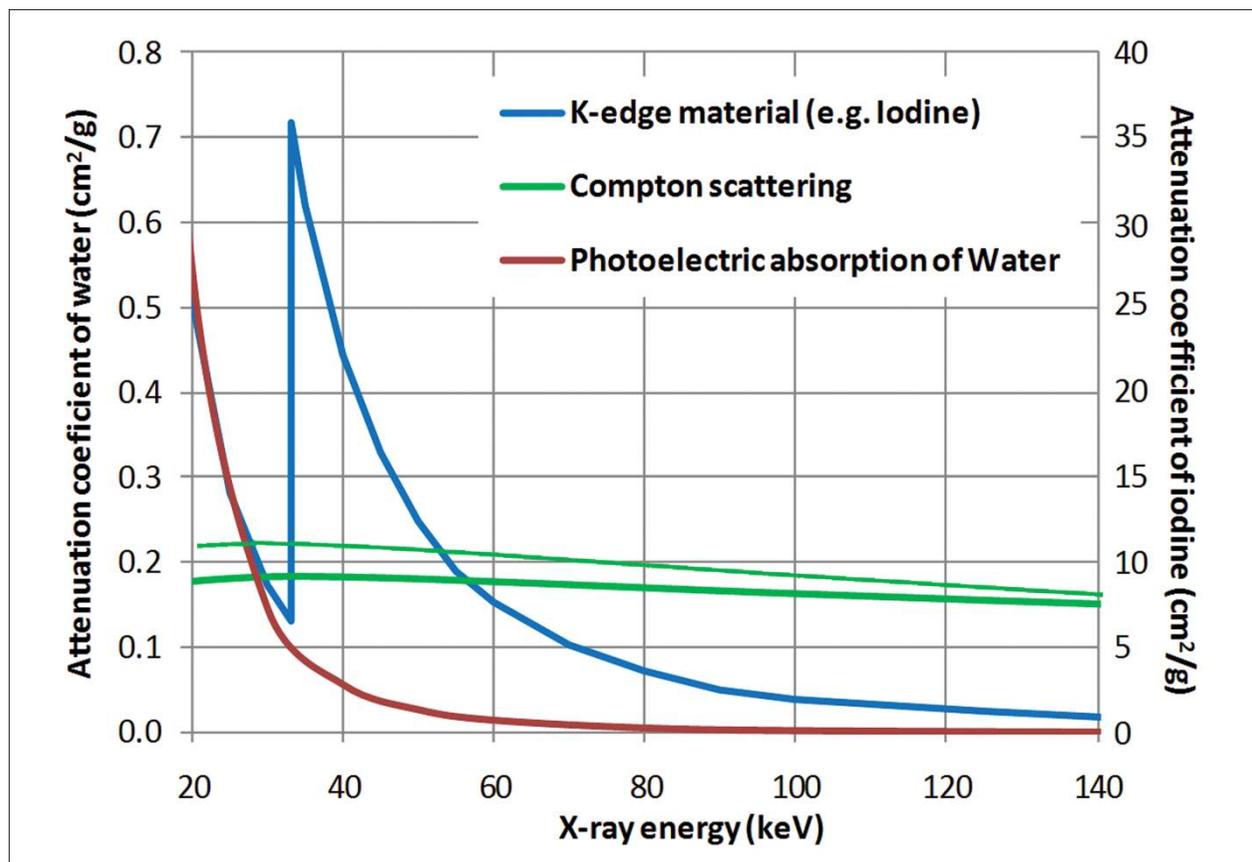


# Reconstruction itérative



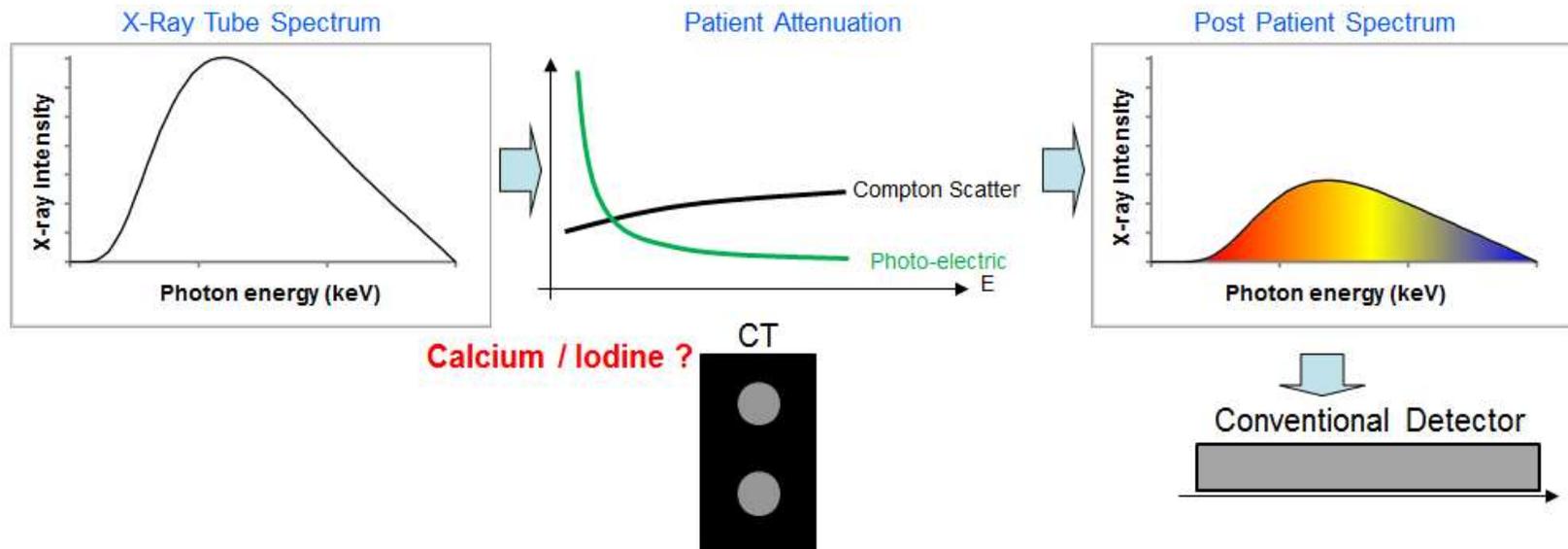
# Double énergie

- Objectif : apporter une information spectrale supplémentaire
- Séparation hautes et basses énergies :



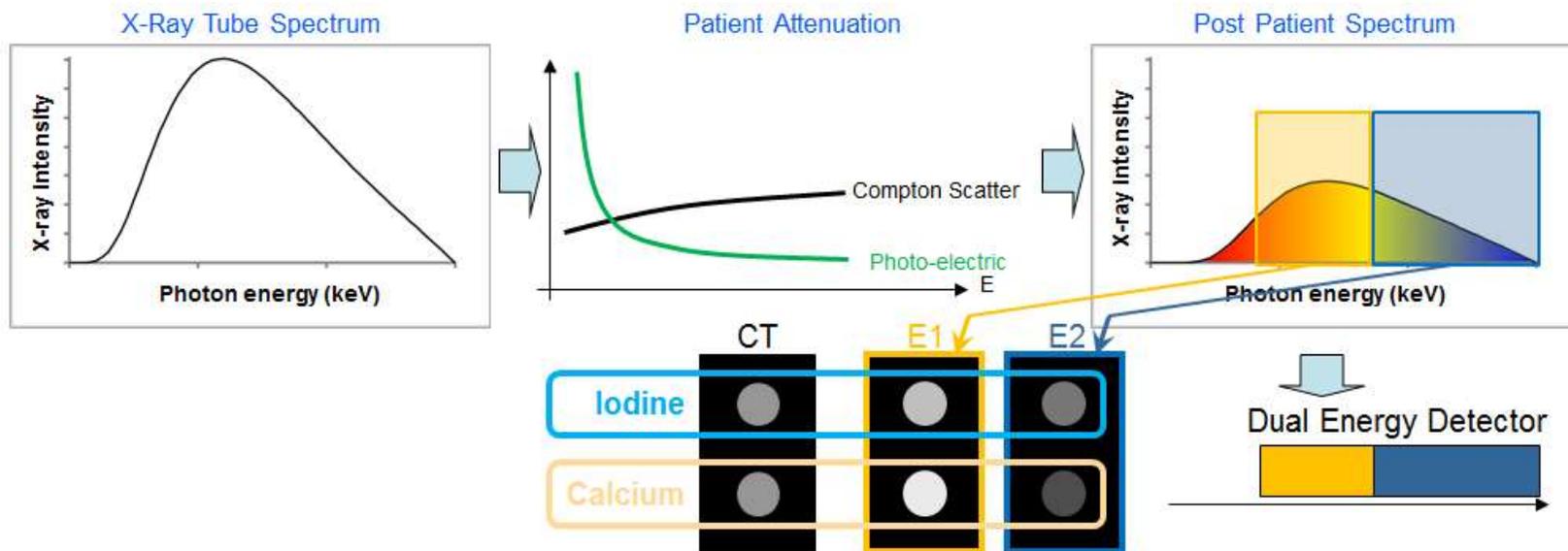
# Double énergie

- Objectif : apporter une information spectrale supplémentaire
- Séparation hautes et basses énergies :



# Double énergie

- Objectif : apporter une information spectrale supplémentaire
- Séparation hautes et basses énergies :

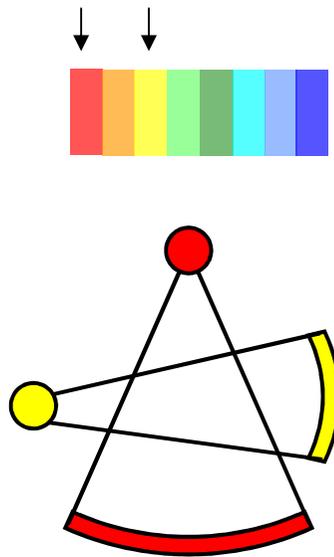


# Double énergie

- Objectif : apporter une information spectrale supplémentaire
- Séparation hautes et basses énergies :
  - Emission du tube polychromatique
  - Séparation des matériaux : Iode, calcium...
    - Algorithmes de prédiction probabiliste (likelihood)
    - Cartographie : VNC, Energies (40->200 kV), iode, calcium
  - Correction du beam hardening

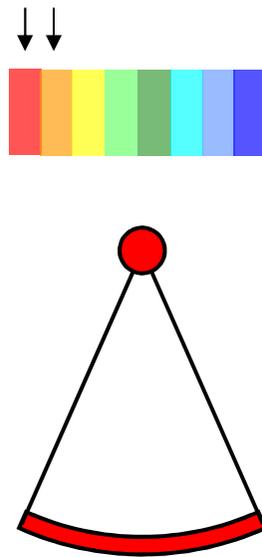
# Double énergie

## Technology Paths to Dual-Energy Acquisition



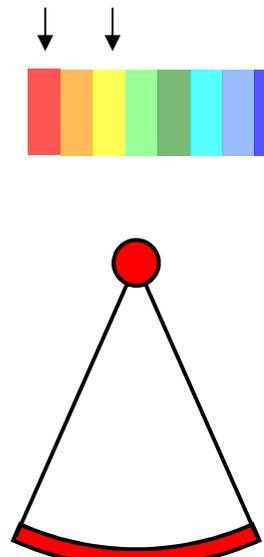
Dual Source

Spectral mode:  
needs to be pre-selected  
2 tubes (80 Or 100/140  
kVp)  
Image Space



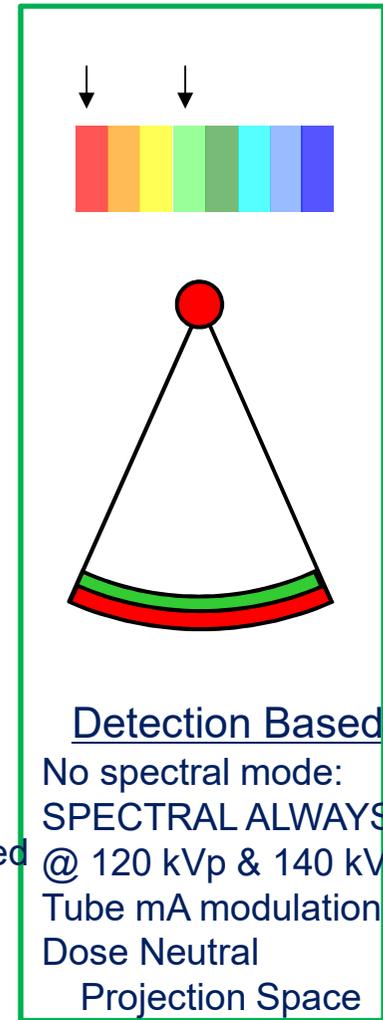
kV Switch

Spectral mode:  
needs to be pre-selected  
Fast kV switching: 80/140kVp  
Projection Space  
(interpolations)



Dual Spin

Spectral mode:  
needs to be pre-selected  
1st spin @ 80kVp  
2nd spin @ 140kVp  
Image Space



Detection Based

No spectral mode:  
SPECTRAL ALWAYS  
@ 120 kVp & 140 kVp  
Tube mA modulation  
Dose Neutral  
Projection Space

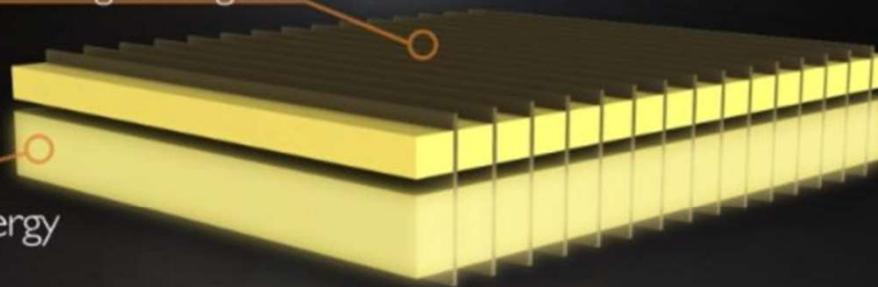
# Detection Technology

Advances in material science

## YTTRIUM-BASED SCINTILLATOR

Optimized for energy separation and with low image noise. High light output at low energy.  
Transparent to high energies.

GOS+  
Absorbs 99.5% of high-energy

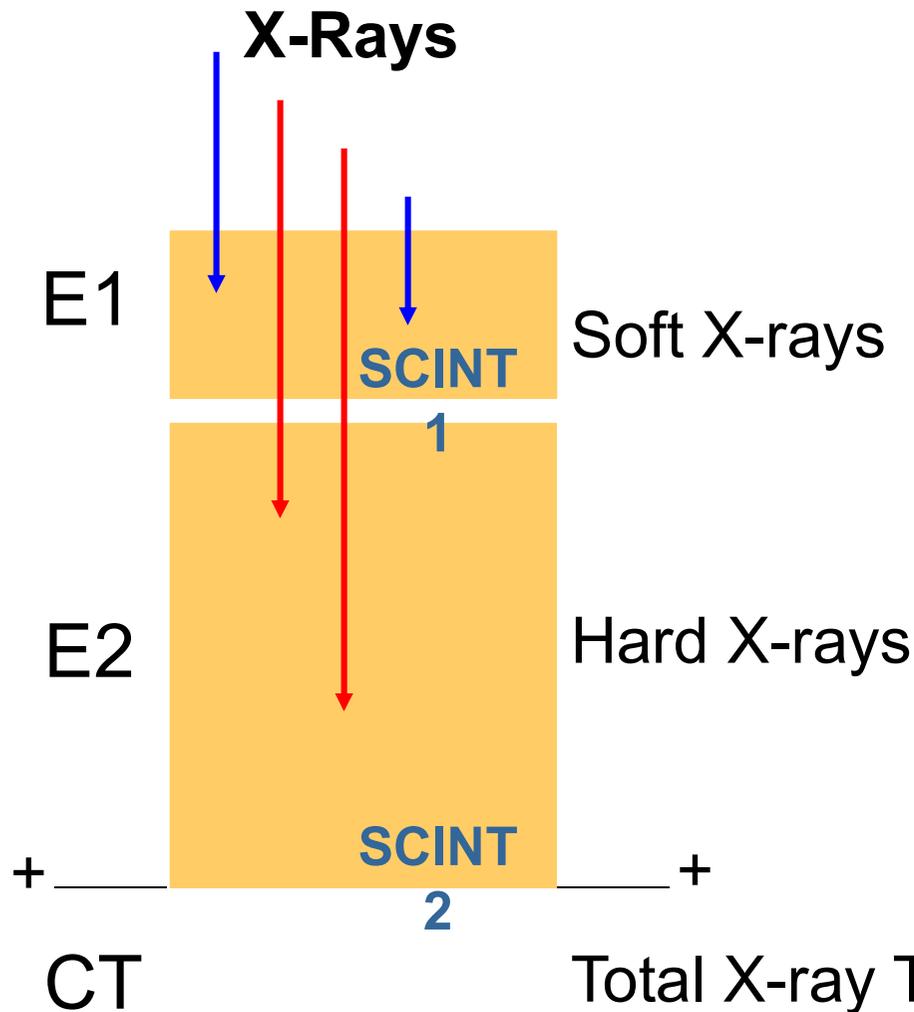


NanoPanel Prism

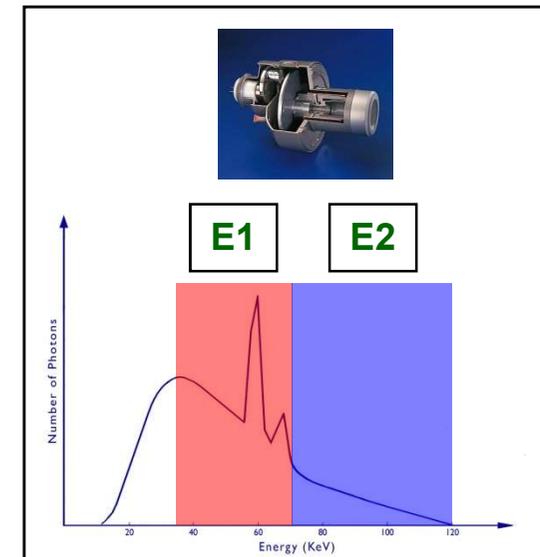
PHILIPS

**PHILIPS**

# Dual Layer CT key technology



Philips Single source  
Simultaneous Dual Energy CT



Total X-ray Transmission Spectrum

# Choix pratiques

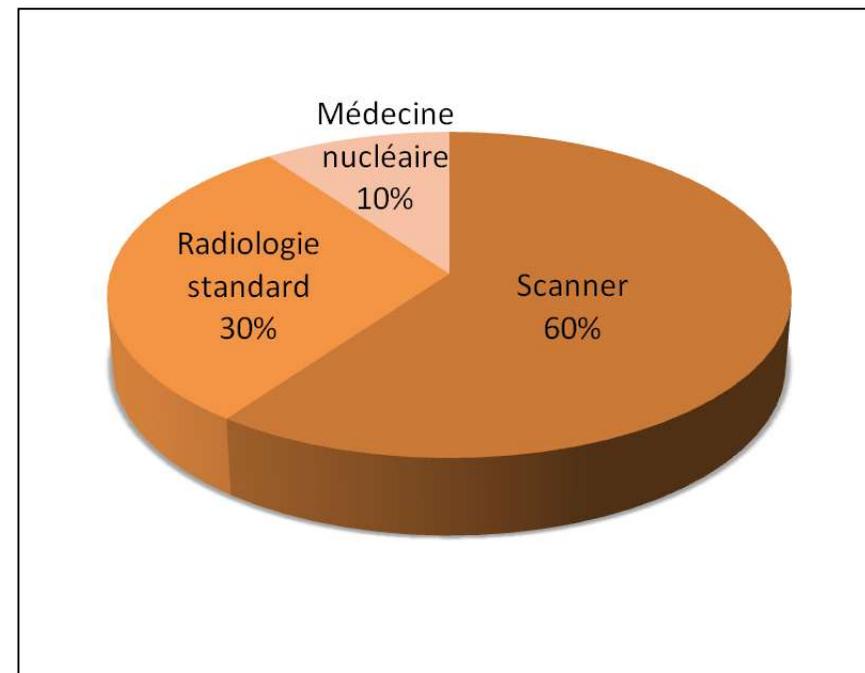
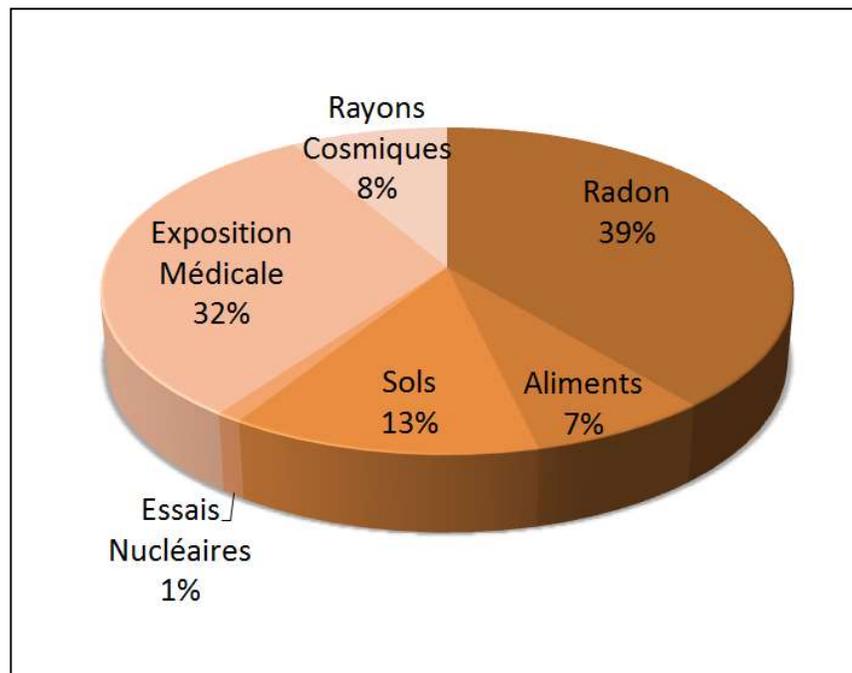
- Scanner des artères coronaires :
  - Calcium Scoring : protocole fixe, indication (risque CV)
  - Coro-CT : Dose pondérée par rythme cardiaque et indication
  - Utiliser la double énergie ?
- Analyse de la perfusion
- Analyse du temps tardif



Scanner coronaire :  
Réduire la dose

# Introduction

- Irradiation médicale :
  - Importance croissante (+ 60 % en 10 ans en France)\*
  - Rôle important du scanner
- Impact sur la population\*\* - ALARA

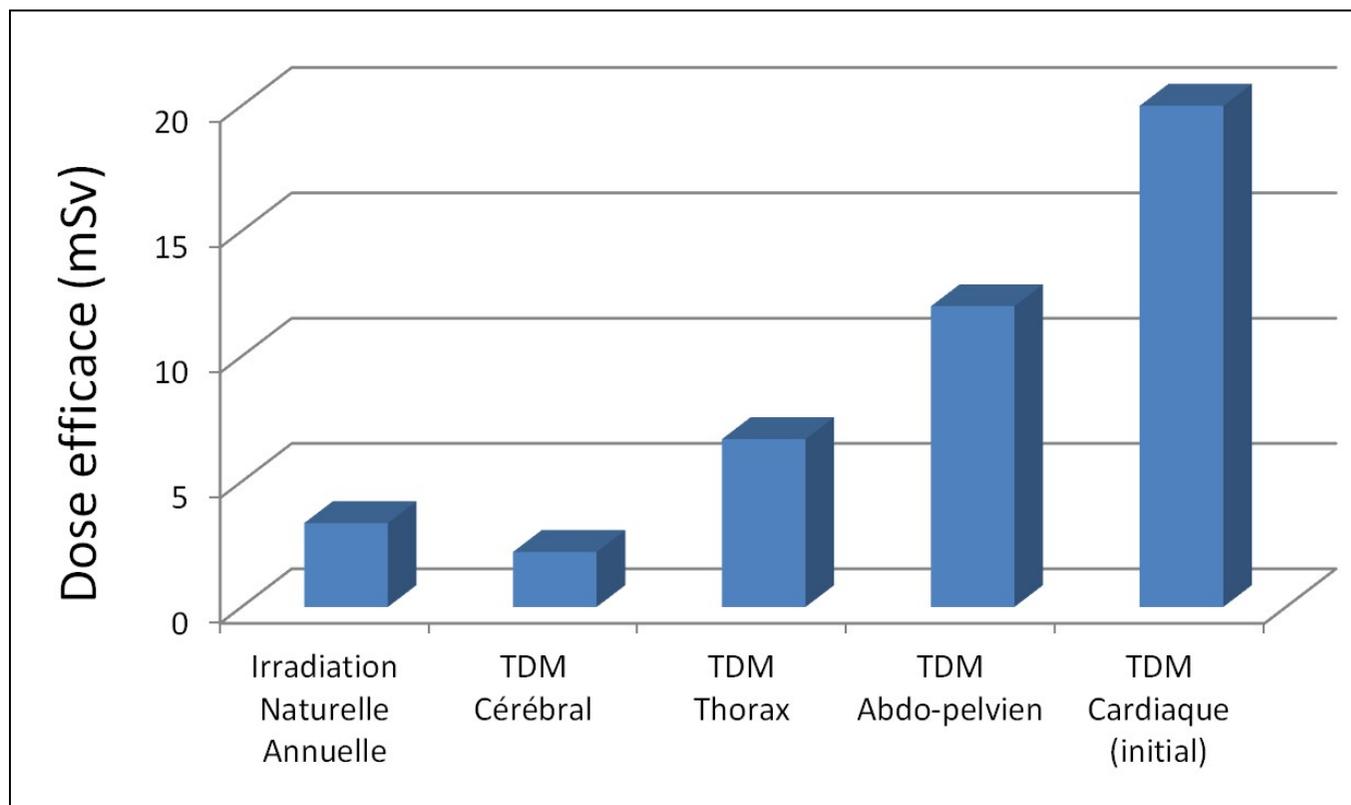


\* Données de l'Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire.

\*\* Brenner et al. N Engl J Med. 2007 Nov 29;357(22):2277-84.

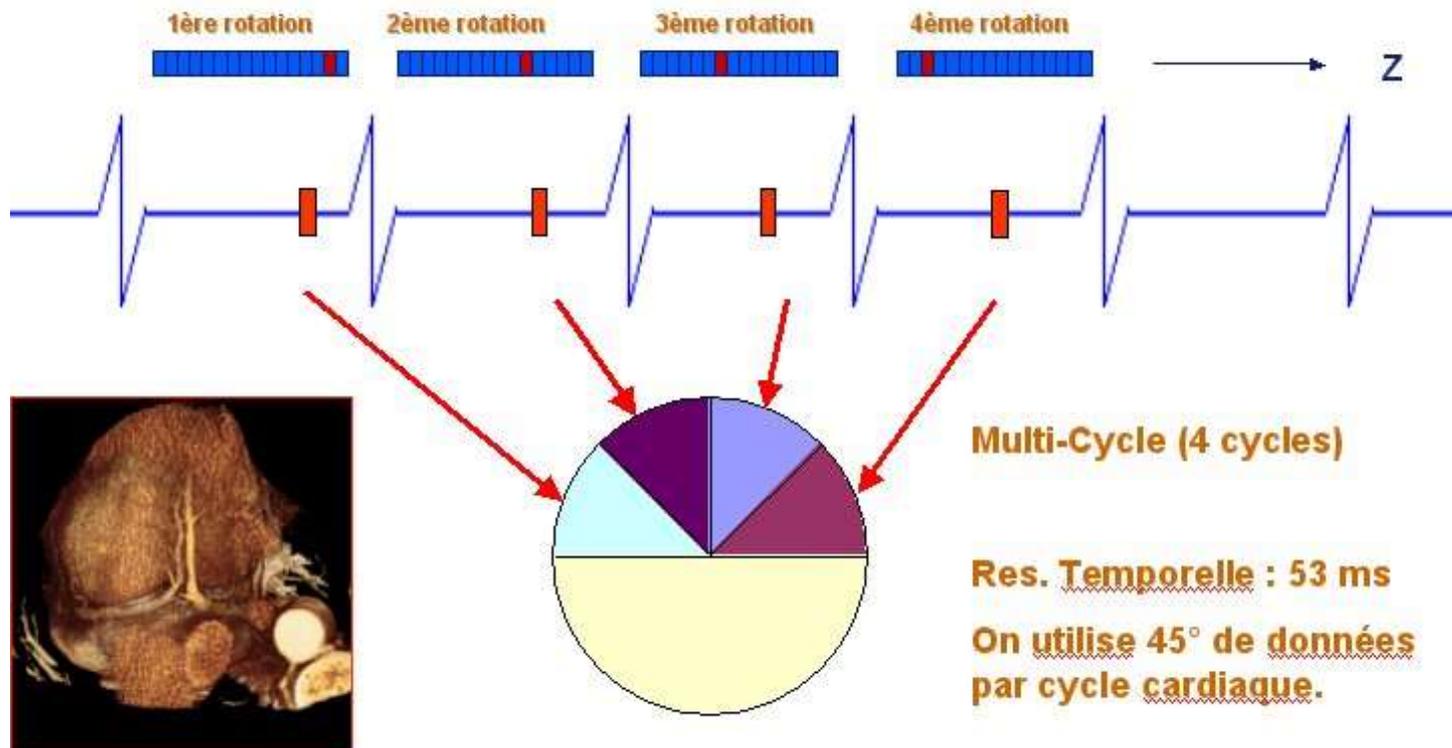
# Doses Efficaces

- Dose Length Product :  $DLP = CTDI_{vol} \times \text{Longueur explorée (mGy.cm)}$
- Dose efficace =  $DLP \times \text{Facteur de pondération (mSv)}$  (Thorax : 0,014)



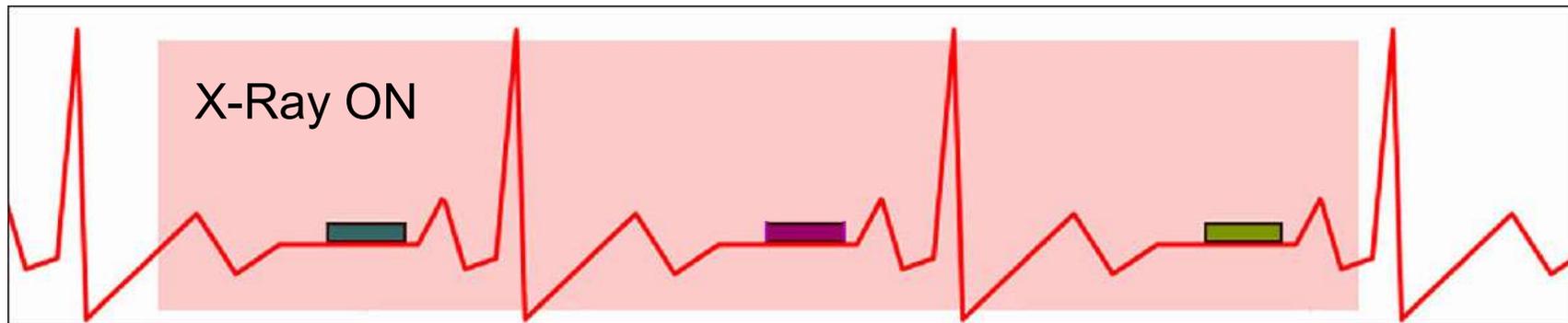
# Acquisition hélicoïdale rétrospective

- Synchronisation ECG rétrospective : Emission X en continu et reconstruction rétrospective des phases choisies
- Nécessité de « voir » le cœur dans toutes ses phases sous  $180^\circ$  : pitch faible



# Acquisition hélicoïdale rétrospective

- Avantages :
  - Multi-phasique (sélection de phase optimale, calcul des volumes)
  - Tolérance aux rythmes cardiaques élevés
- Inconvénients :
  - Utilisation d'une part réduite de l'information totale pour reconstruire les données d'intérêt (20% par phase, rythme 60 bpm, RT 200 ms)
  - Irradiation

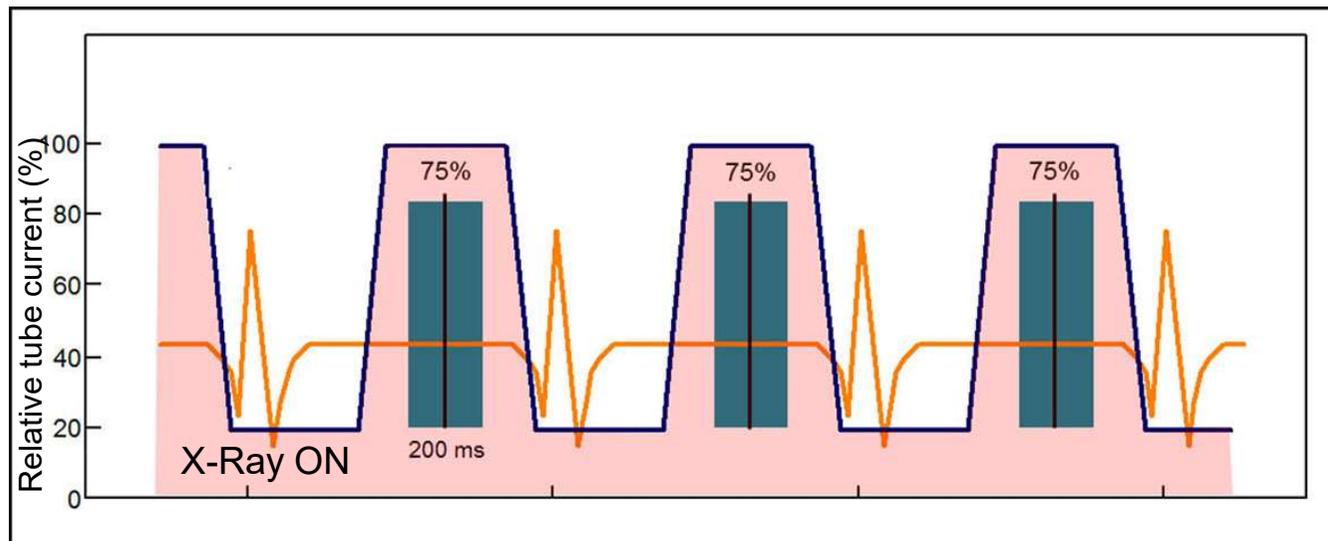


# Outils de réduction de dose

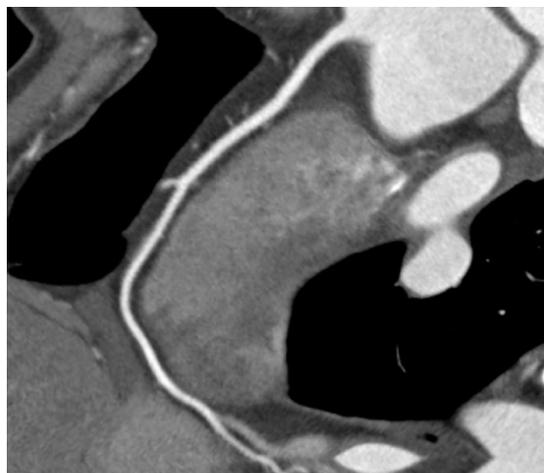
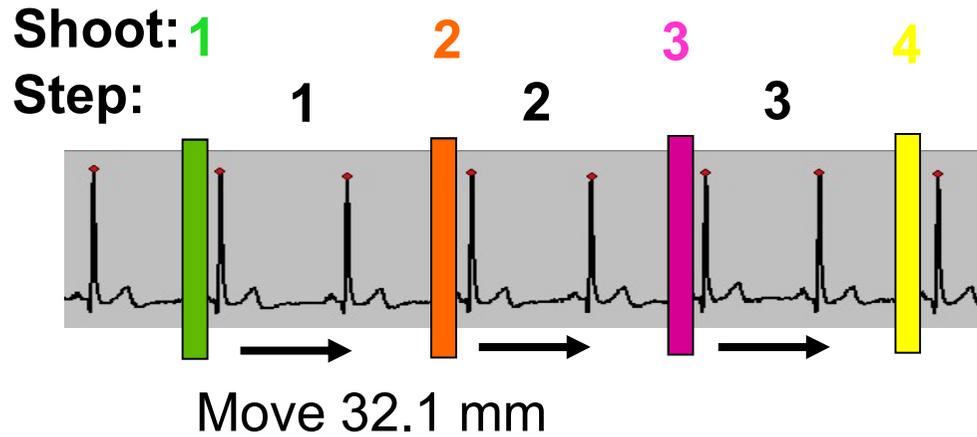
- Outils propres au scanner cardiaque :
  - Modulation de dose synchronisée à l'ECG
  - Acquisition prospective axiale séquentielle
  - Autres : Mode Flash
- Outils communs aux autres types de scanners :
  - Planification et constantes
  - Reconstruction itérative

# Modulation de dose synchronisée à l'ECG

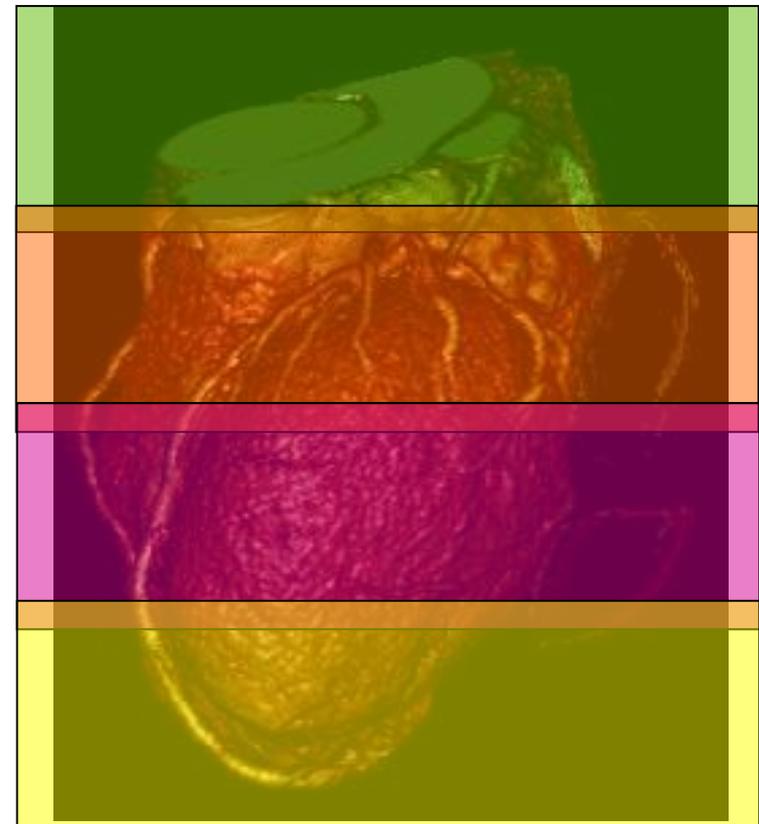
- Avantages :
  - Limitation de la dose sur les phases a priori moins informatives
  - Possibilité d'analyser les volumes conservée
- Inconvénient : Nécessite un rythme cardiaque :
  - Lent (<65 bpm) : Efficacité du système, longueur de la diastole
  - Stable : Algorithmes de prédiction du rythme



# Acquisition incrémentale prospective

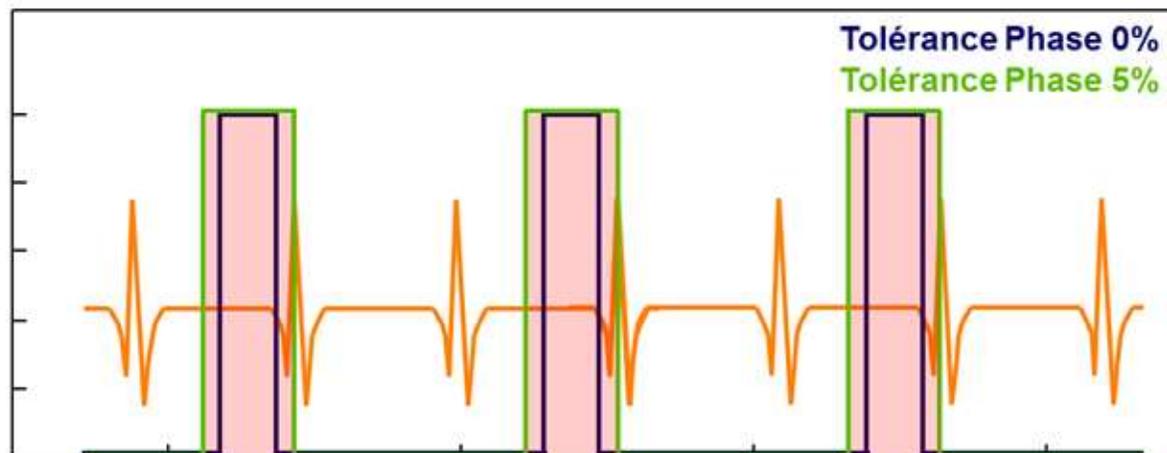


*Step & Shoot Cardiac scan (4cm)*



# Acquisition incrémentale prospective

- Avantages :
  - Limitation de la dose sur la phase cardiaque informative
  - Réduction de dose théorique de 80% - Taille du détecteur
  - Coro CT : 2 à 6 mSv
- Inconvénients :
  - Pas d'analyse de fonction – Détermination prospective de la phase
  - Nécessite un rythme cardiaque lent (<60 bpm) et stable



# Acquisition incrémentale prospective

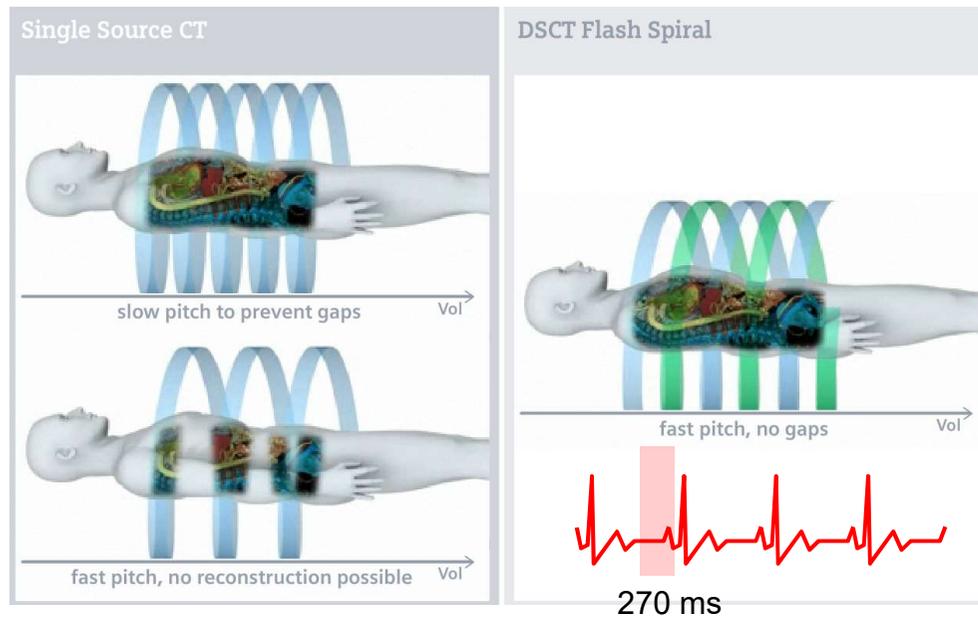
Study	BMI (kg/m <sup>2</sup> ) [Weight (kg)]		z-axis Length (cm)		Effective Dose (mSv)		Normalized Effective Dose [12 cm Length] (mSv)	
	PGA	RGH	PGA	RGH	PGA	RGH	PGA	RGH
Earls et al	28.3	27.6	12.8	13.8	2.8	18.4	2.6	16.1
Shuman et al	–	–	18.3	17.9	6.2	26.7	4.2	18.1
Hirai et al	[62]	[62]	–	–	4.1 <sup>†</sup>	20.0	–	–
Scheffel et al	26.2	NA	14.1*	NA	2.5	NA	2.1	NA
Husmann et al	26.1	NA	13.0	NA	2.1	NA	1.9	NA
Hlaihel et al *	26.3 [76]	25.8 [77]	14.7	15.9	4.7 <sup>†</sup>	15.1	3.8 <sup>†</sup>	11.4

\* Comparaison entre acquisition helicoidale rétrospective et incrémentale prospective

C HLAIHÉL et al. The British Journal of Radiology. The British Journal of Radiology, 84 (2011), 51–57.

# Mode Flash

- Acquisition prospective hélicoïdale rapide utilisée pour scanner la totalité du cœur pendant une diastole
- Pitch large : Dose moyenne de 2.7 mSv à 120 kV\*
- Nécessite un rythme bas (<55 bpm)



# Outils de réduction de dose

- Outils propres au scanner cardiaque :
  - Modulation de dose synchronisée à l'ECG
  - Acquisition prospective axiale séquentielle
  - Autres : Mode Flash
- Outils communs aux autres types de scanners :
  - Planification et constantes
  - Reconstruction itérative

# Planification et constantes : mAs et KV

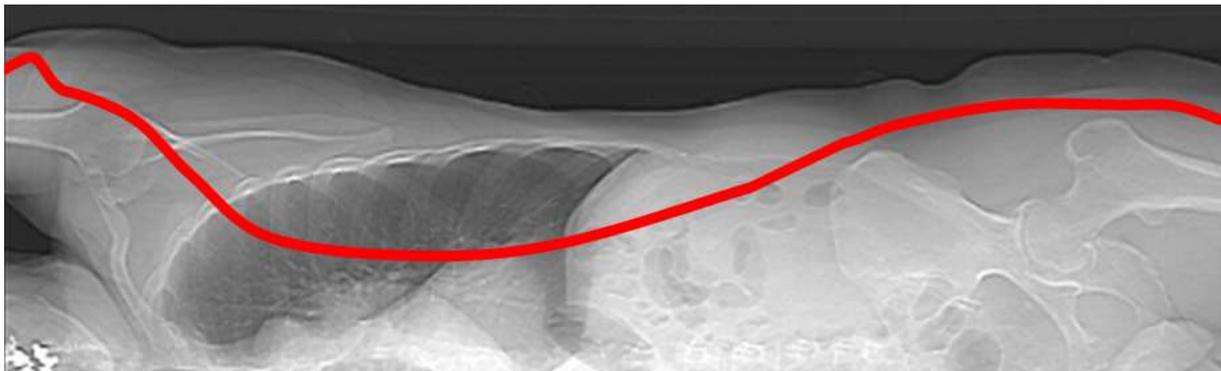
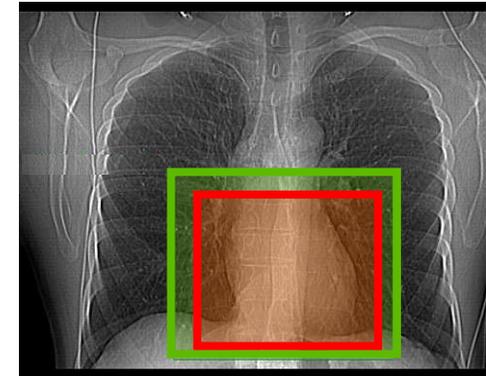
- Adaptation des constantes :
  - $CTDI \propto mAs$
  - $CTDI \propto kV^{2.6 \text{ à } 3}$
- Baisse des kV :
  - Irradiation
  - Meilleur contraste
  - Moins d'iode
- Protocole simple basé sur le poids

Augmentation des kV	Facteur de Dose
80 kV → 120 kV	<b>3.3</b>
80 kV → 100 kV	<b>2.0</b>
100 kV → 120 kV	<b>1.7</b>
120 kV → 140 kV	<b>1.5</b>

Poids	kV conseillé
< 55 kg	80
55- 90 kg	100
90-120 kg	120
> 120 kg	140

# Planification et constantes

- Longueur explorée : Dose  $\propto$  longueur
  - Tout type d'acquisition (prospective incrémentale +++)
  - Entraînement des manipulateurs
  - Utilisation du Calcium Scoring (si réalisé)
- Position du patient : iso-centre et seins
- Systèmes automatiques de modulation de dose (Topo, Filtres)



# Reconstruction itérative

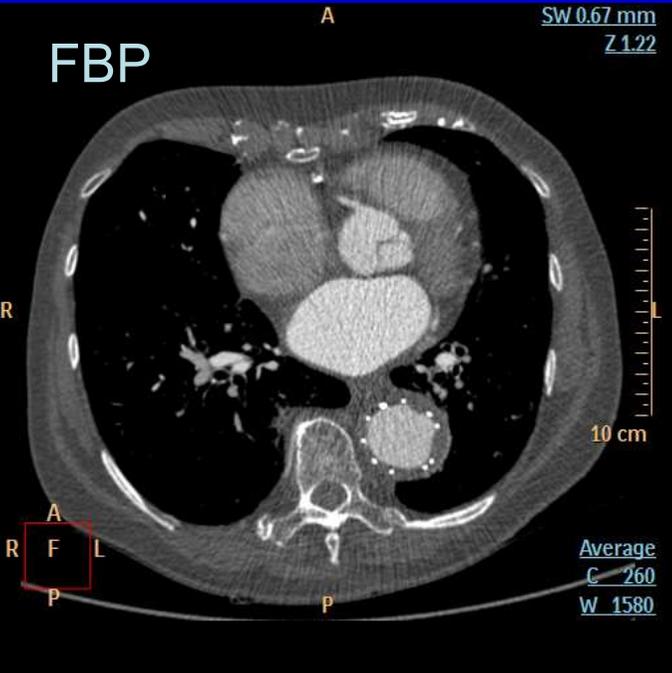
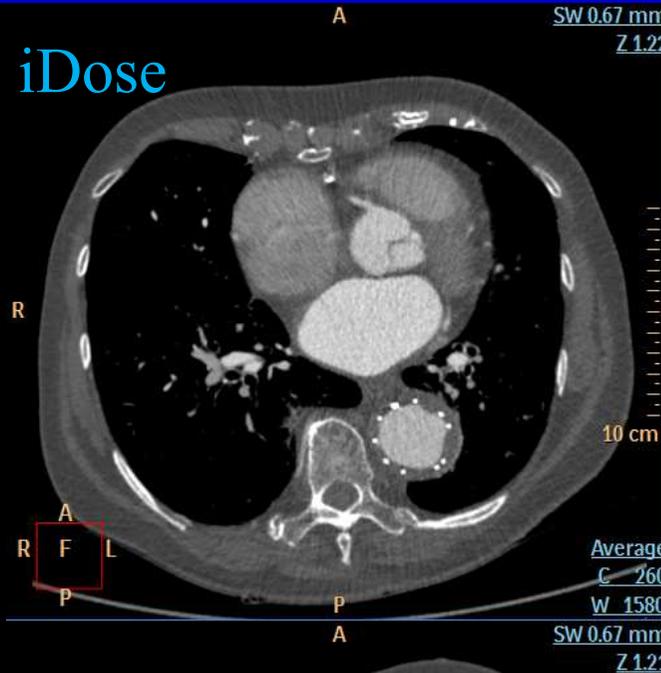
- Objectif : amélioration du rapport signal/bruit : Diminution de l'irradiation nécessaire pour obtenir un résultat identique
- Diminution de dose de 30 à 80 %
- Aspect « plastique » des images

# CTA basse dose CTA pour le suivi postopératoire

70% Dose Reduction

80 kV, 130 mAs, 2.5 mGy

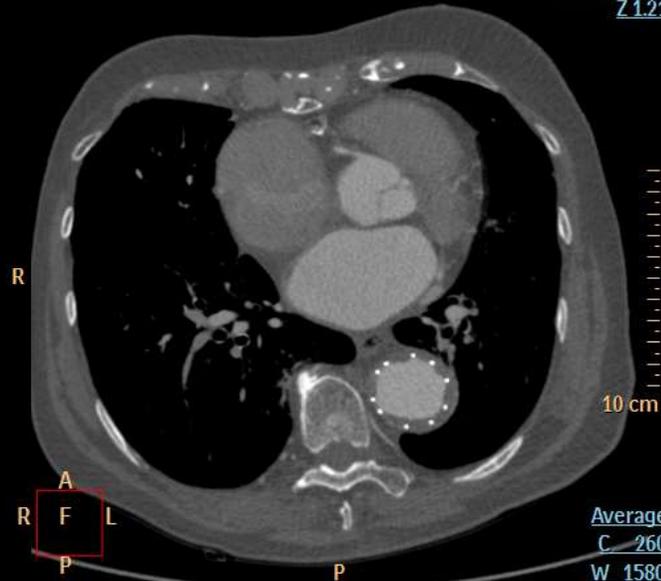
2.8 mSv



Full Dose - FBP

120 kV, 122 mAs, 8.1 mGy

9.6 mSv



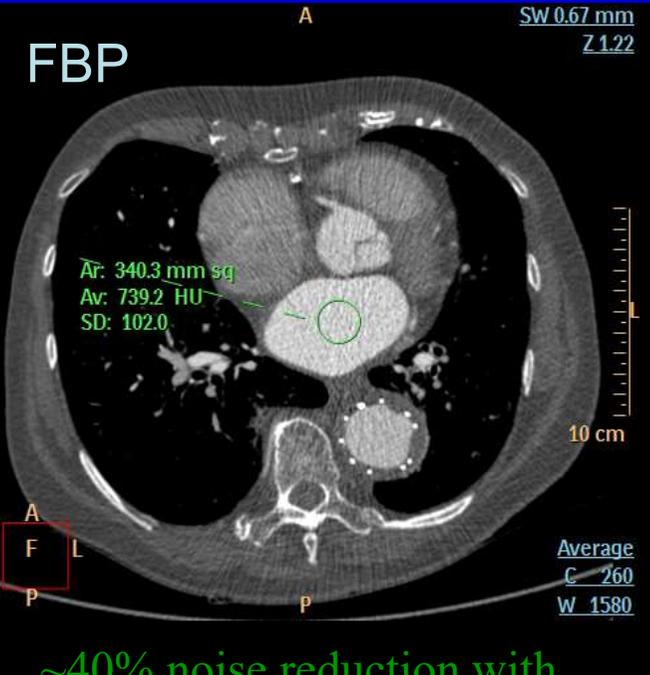
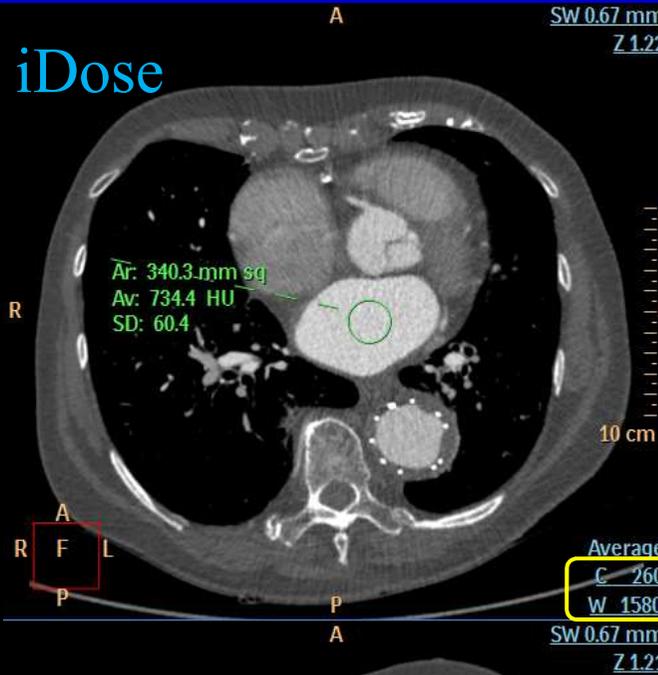
Courtesy Dr Dobritz, TU Munich, Germany

# CTA basse dose CTA pour le suivi postopératoire

70% Dose Reduction

80 kV, 130 mAs, 2.5 mGy

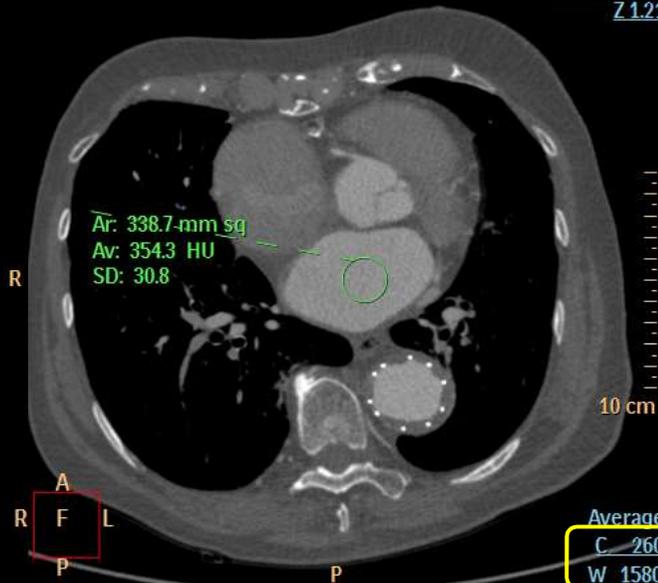
2.8 mSv



Full Dose - FBP

120 kV, 122 mAs, 8.1 mGy

9.6 mSv



~40% noise reduction with iDose.  
Still 2x more noise than full dose but much higher contrast with 80 kV

# Comparaison des protocoles

Acquisition hélicoïdale rétrospective	8-20 mSv
Acquisition hélicoïdale rétrospective avec modulation	4-10 mSv
Acquisition incrémentale prospective	2-6 mSv

Passage de 120 à 100 kV : -40 à -50%

Acquisition hélicoïdale rétrospective	4-16 mSv
Acquisition hélicoïdale rétrospective avec modulation	2-8 mSv
Acquisition incrémentale prospective	1-6 mSv

Reconstruction itérative : -40 à -50%

Acquisition hélicoïdale rétrospective	2-10 mSv
Acquisition hélicoïdale rétrospective avec modulation	1-6 mSv
Acquisition incrémentale prospective	0.5-4 mSv

# Stratégie de réduction de dose

- Réalisation du scanner cardiaque :
  - Choix des indications
  - Calcium scoring
- Constantes et de la longueur d'exploration : Sensibilisation des manipulateurs +++
- Optimisation des outils automatiques de limitation de dose
- Reconstruction itérative systématique si disponible
- Indication du scanner :
  - Avec analyse de fonction
  - Sans analyse de fonction

# Stratégie de réduction de dose

- Avec analyse de fonction : Acquisition hélicoïdale rétrospective +/- Modulation de dose (Rythme < 60 bpm)
- Sans analyse de fonction :
  - Rythme < 60 bpm : Acquisition incrémentale prospective (75%)
  - Rythme > 60 bpm :
    - Acquisition hélicoïdale rétrospective
    - Acquisition incrémentale prospective (40%)\*
  - +/- Padding (rythme instable)
- Utilisation des Bêta-bloquant +++

\* Paul et al. Int J Cardiovasc Imaging. 2012.Aug 24.

# β-bloquants

- Utilisation large, surtout si acquisition de type incrémentale prospective
- Contre-indications principales:
  - Asthme - BPCO
  - Insuffisance cardiaque aigue
  - BAV de haut grade

# $\beta$ -bloquants

- Per os:
  - Ténormine : 50-100 mg 120 min avant
- Intra-Veineux :
  - BreviBloc : 0,5 à 1 mg/kg en bolus
    - Effet immédiat pendant 10 minutes
  - Ténormine IV : 2.5 à 5 mg en IV lente (5 min)
    - Effet en 3 minutes pendant 24 heures
- Procoralan (anti-I<sub>f</sub>) : pas de forme IV



Scanner coronaire :  
Utiliser la double énergie ?

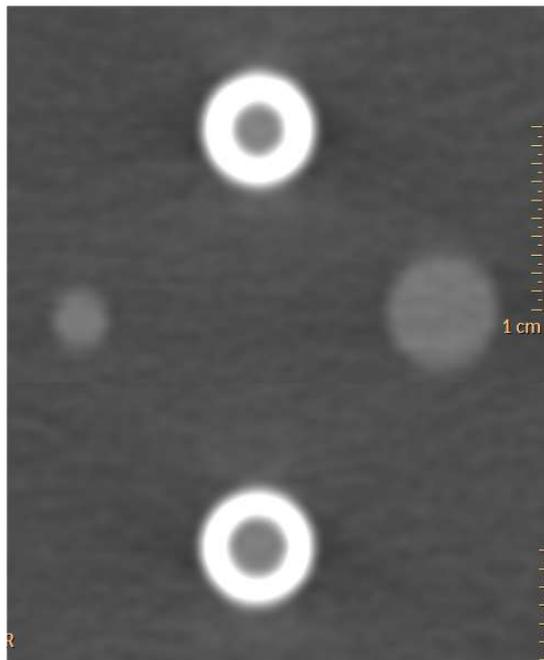
# Photoelectric - Compton Decomposition

*Material pairs*

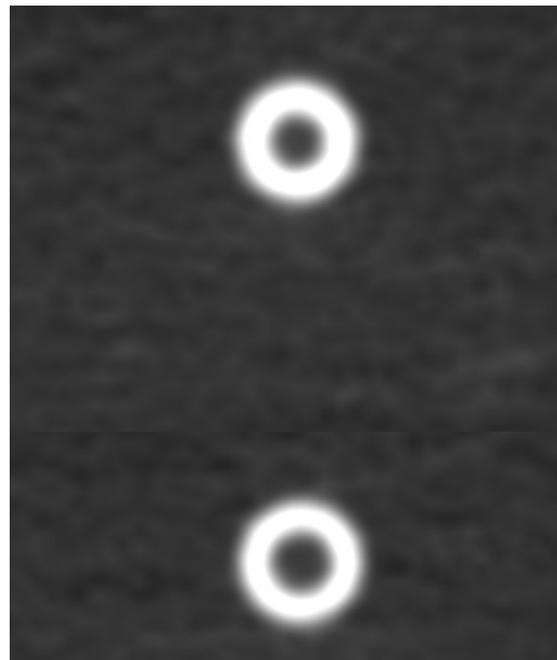


## Material Specific Images

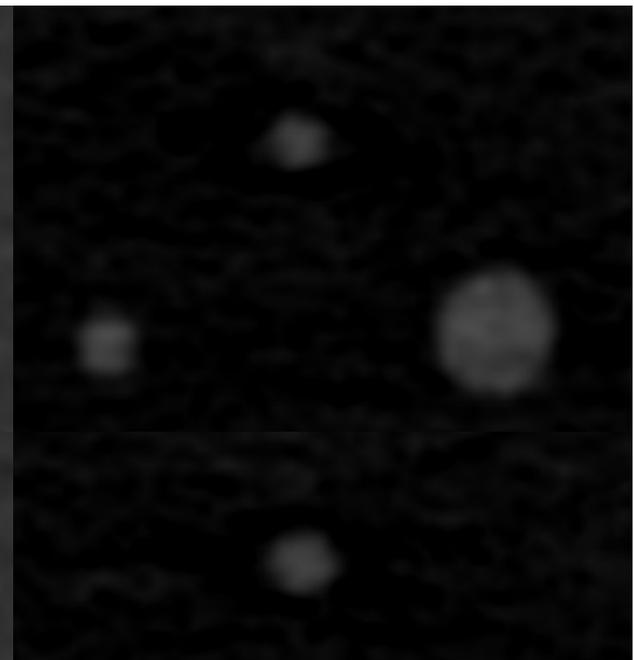
CT Image



Calcium Image



Iodine Image



# Photoelectric - Compton Decomposition

*Material pairs*



## Material Specific Images

CT Image



Iodine image



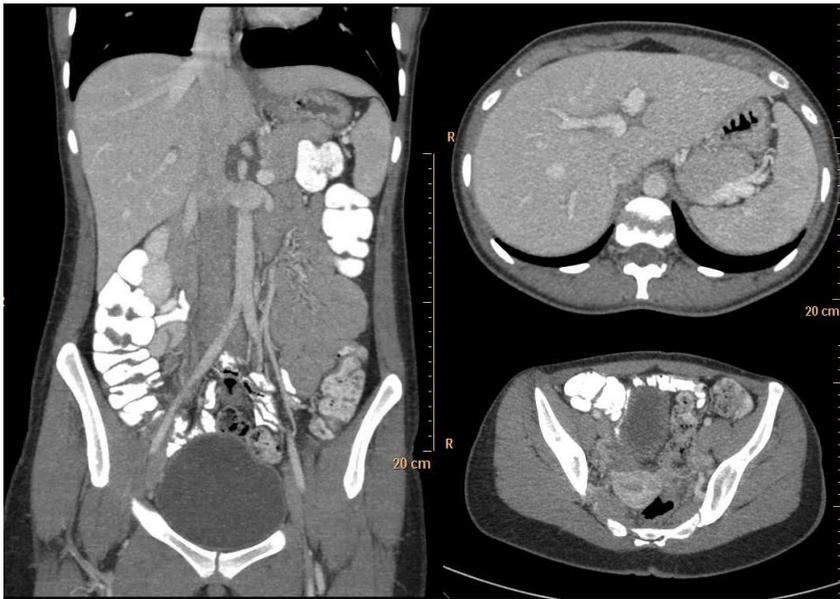
Water image



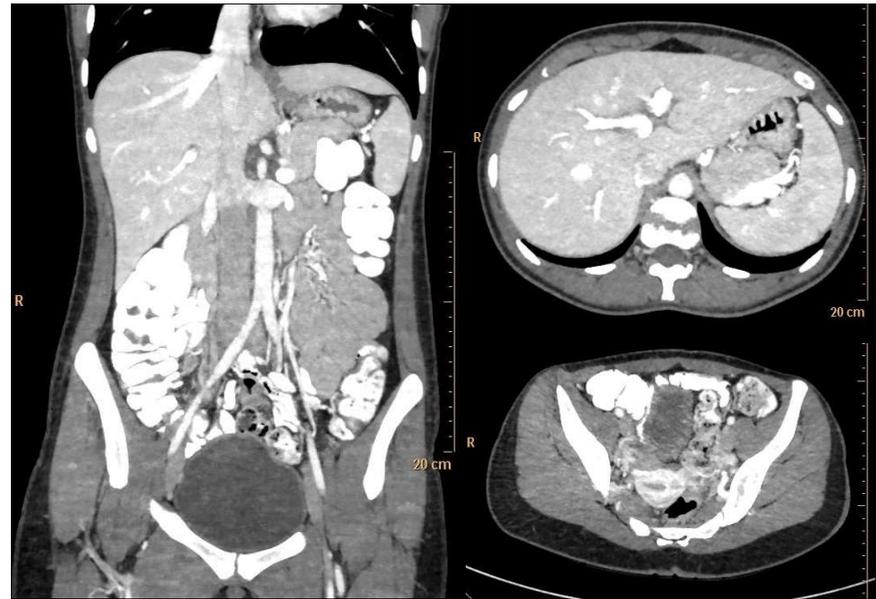
Water-Iodine

# Photoelectric - Compton Decomposition

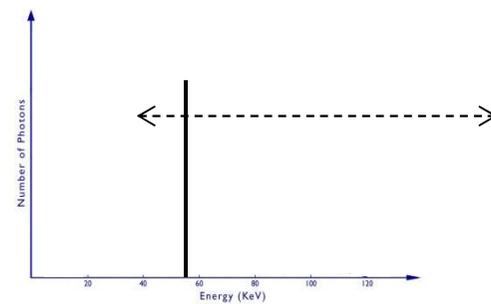
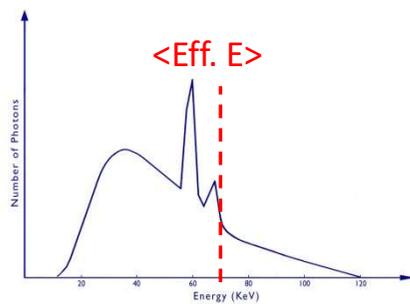
Iodine Boost @ low keV



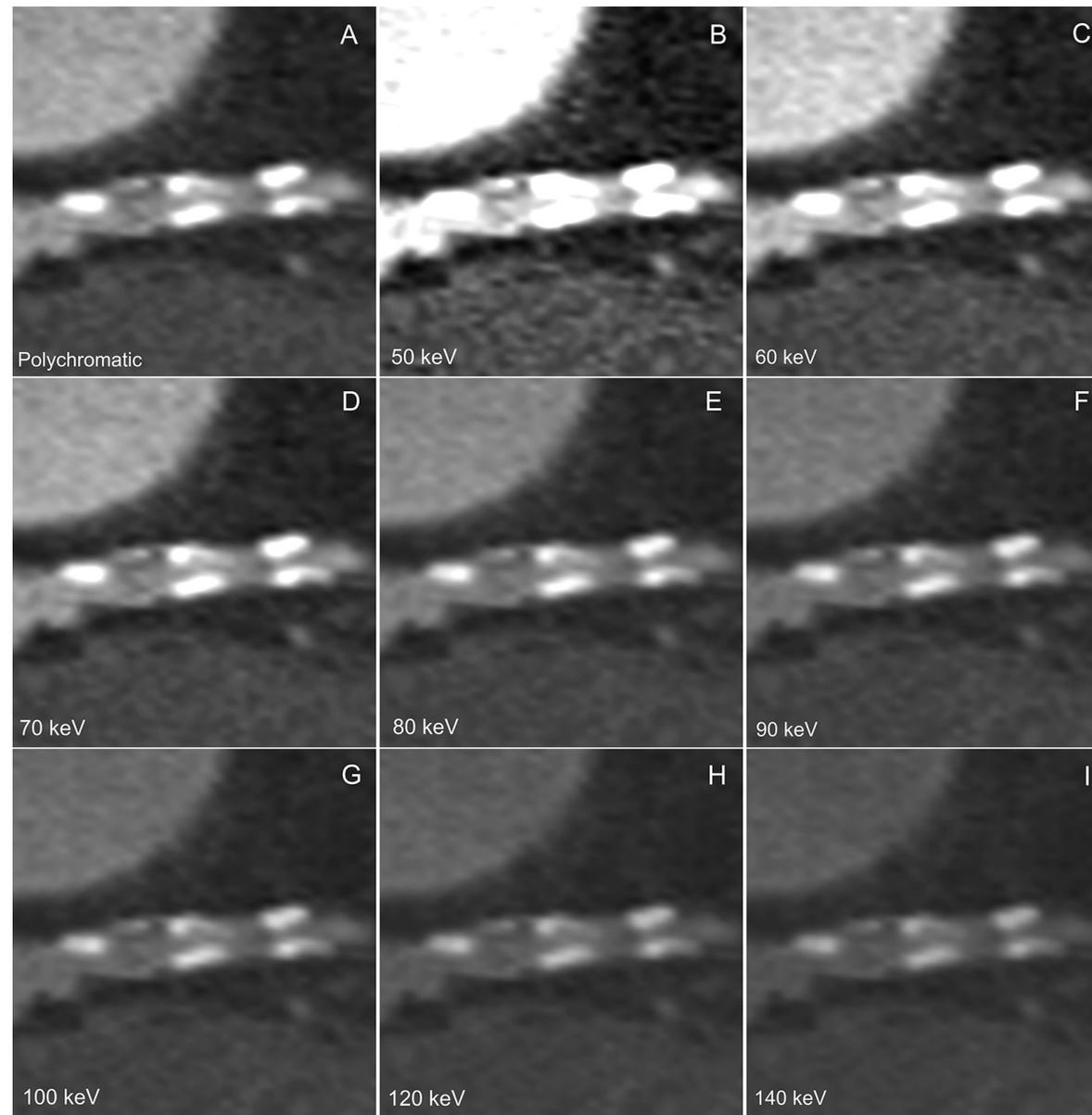
Conventional 120 kV CT Image



55 keV Mono-Energy CT Image

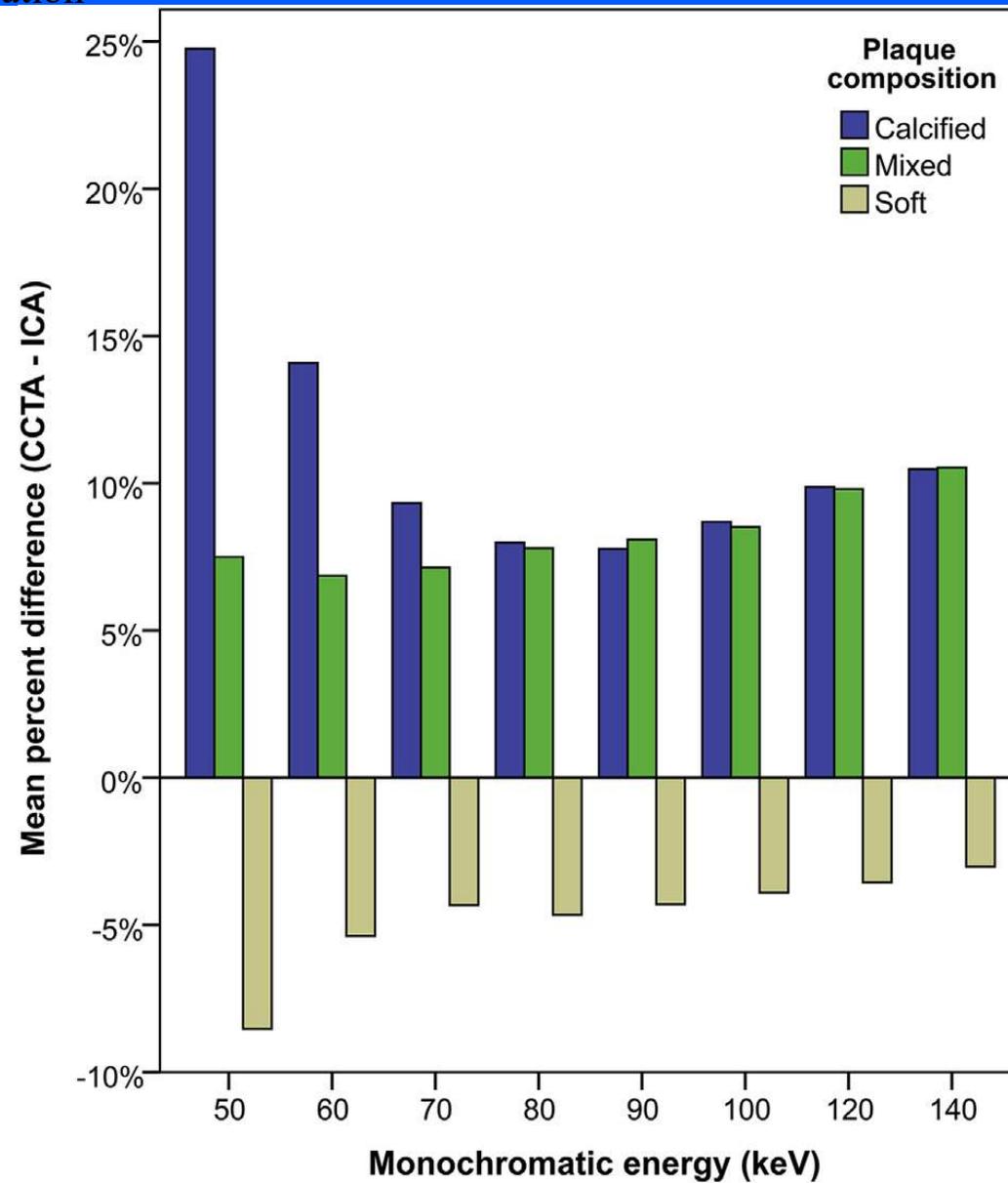


Impact of monochromatic coronary computed tomography angiography from single-source dual-energy CT on coronary stenosis quantification

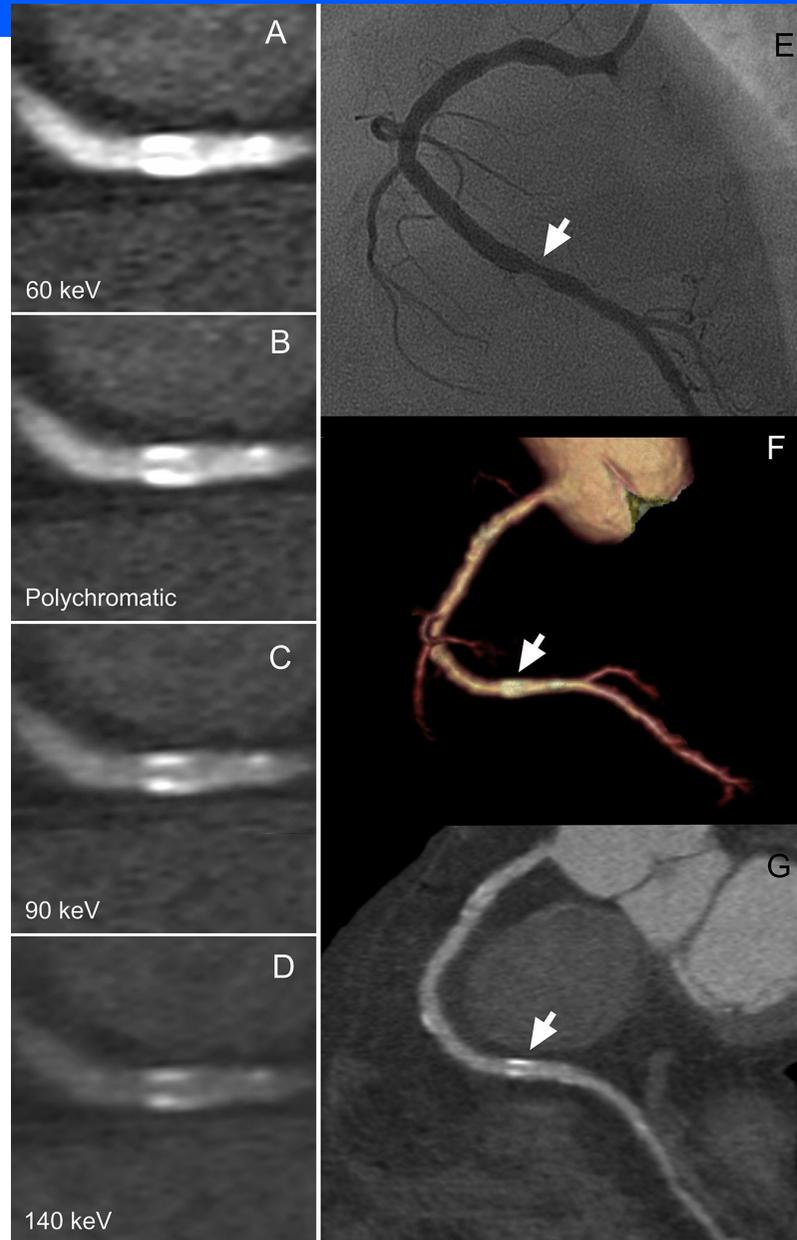


J. Stehli et al. / Journal of Cardiovascular Computed Tomography 10 (2016)

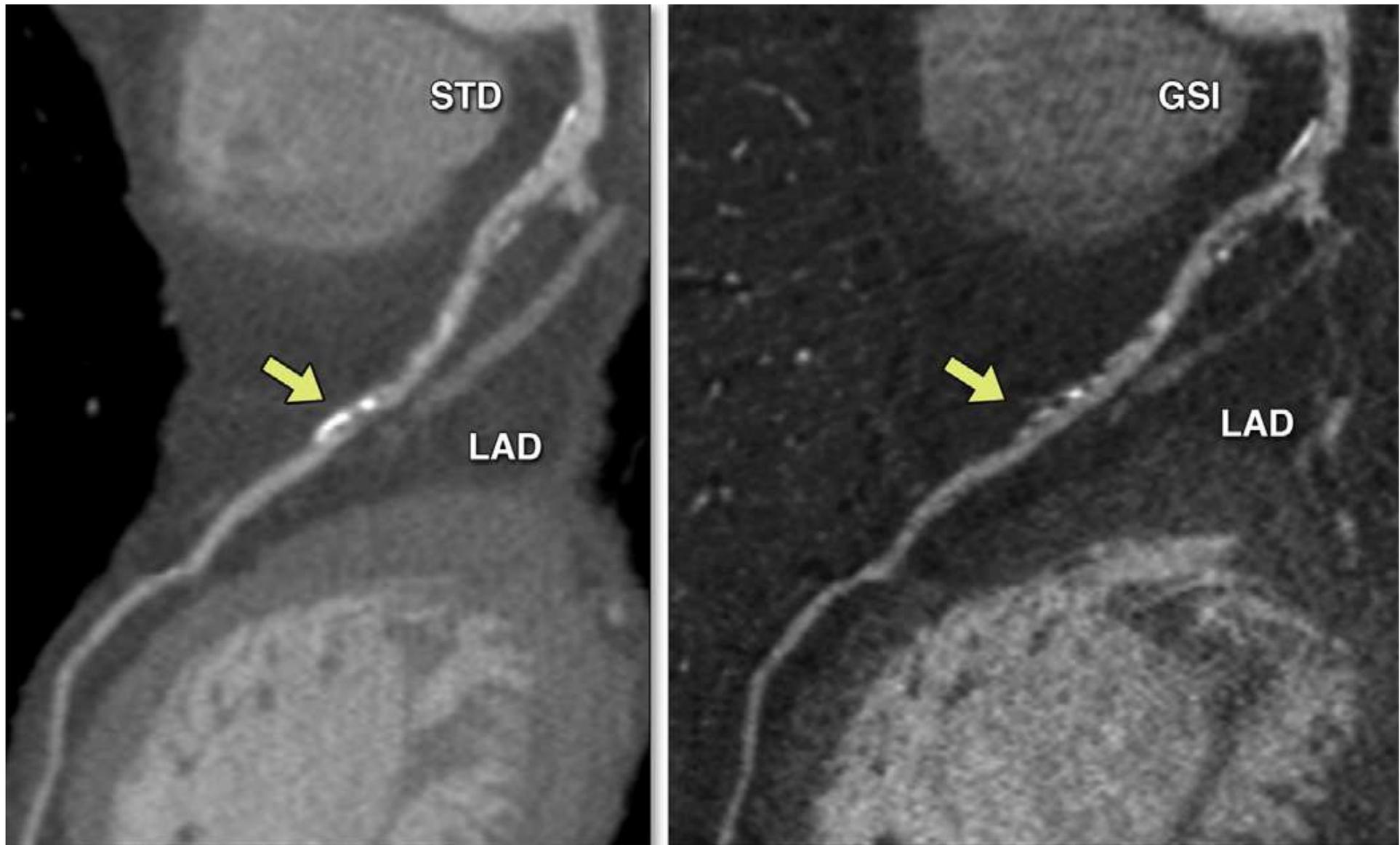
# Impact of monochromatic coronary computed tomography angiography from single-source dual-energy CT on coronary stenosis quantification



Impact of monochromatic coronary computed tomography angiography from single-source dual-energy CT on coronary stenosis quantification



Diagnostic Accuracy of Rapid Kilovolt Peak–Switching Dual-Energy CT Coronary Angiography in Patients With a High Calcium Score



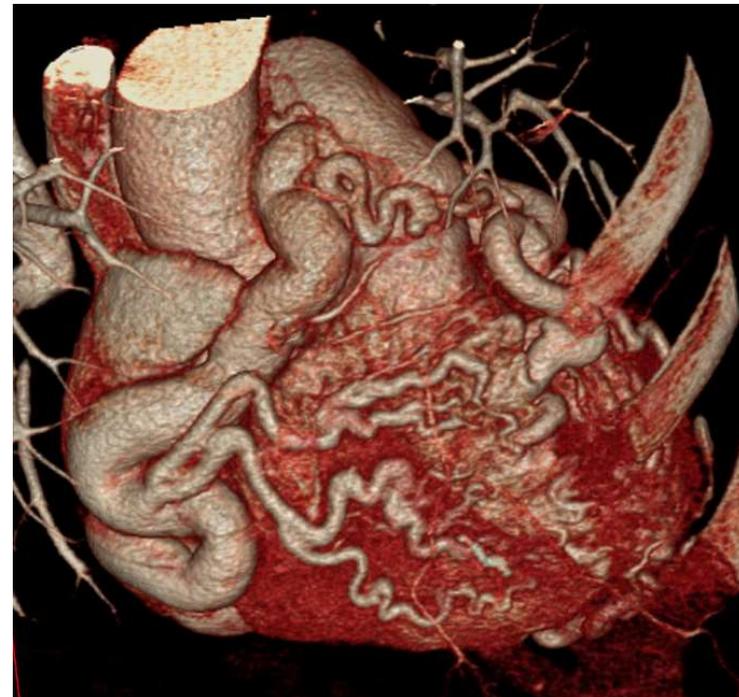
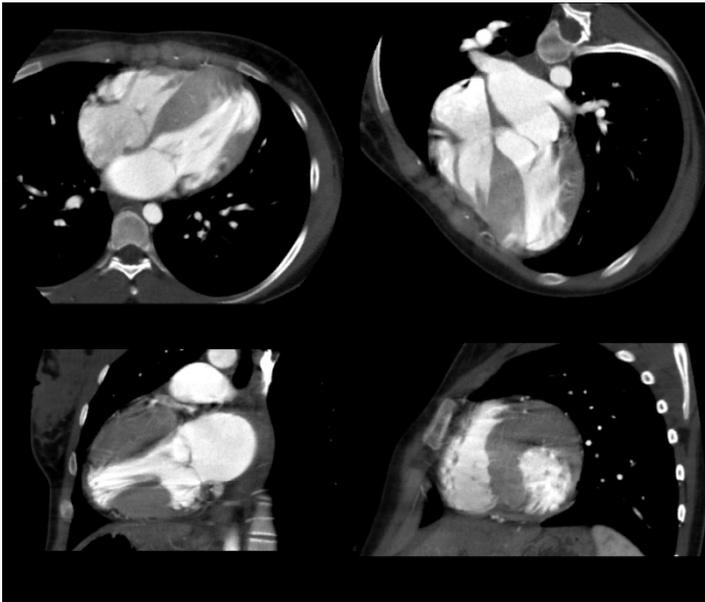
JACC: CARDIOVASCULAR IMAGING, 2015



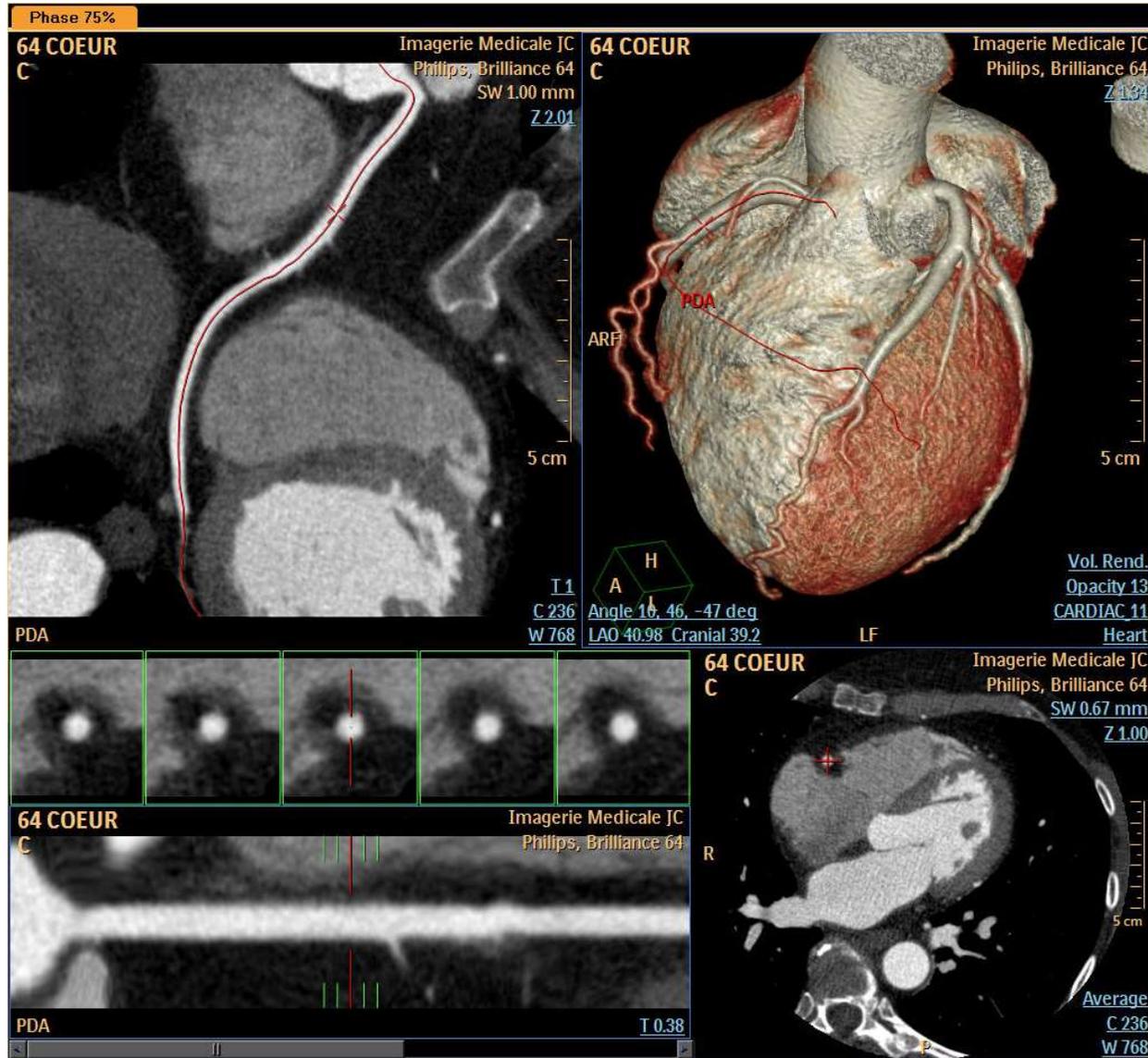
# Scanner coronaire : Le post-traitement

# Post-Traitement

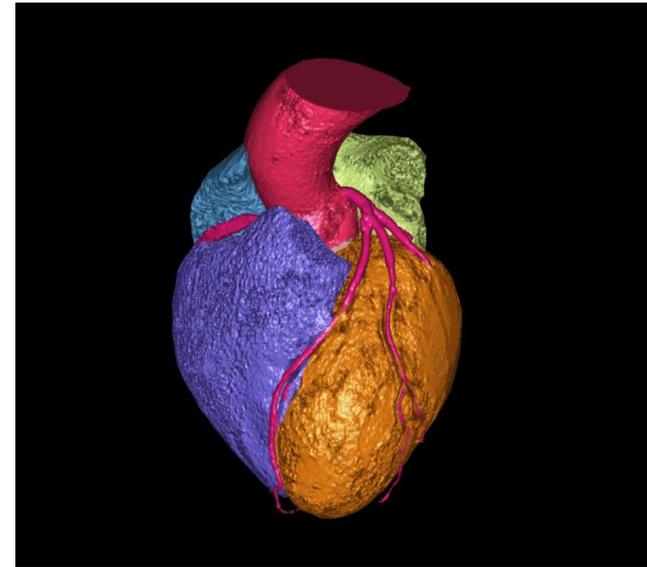
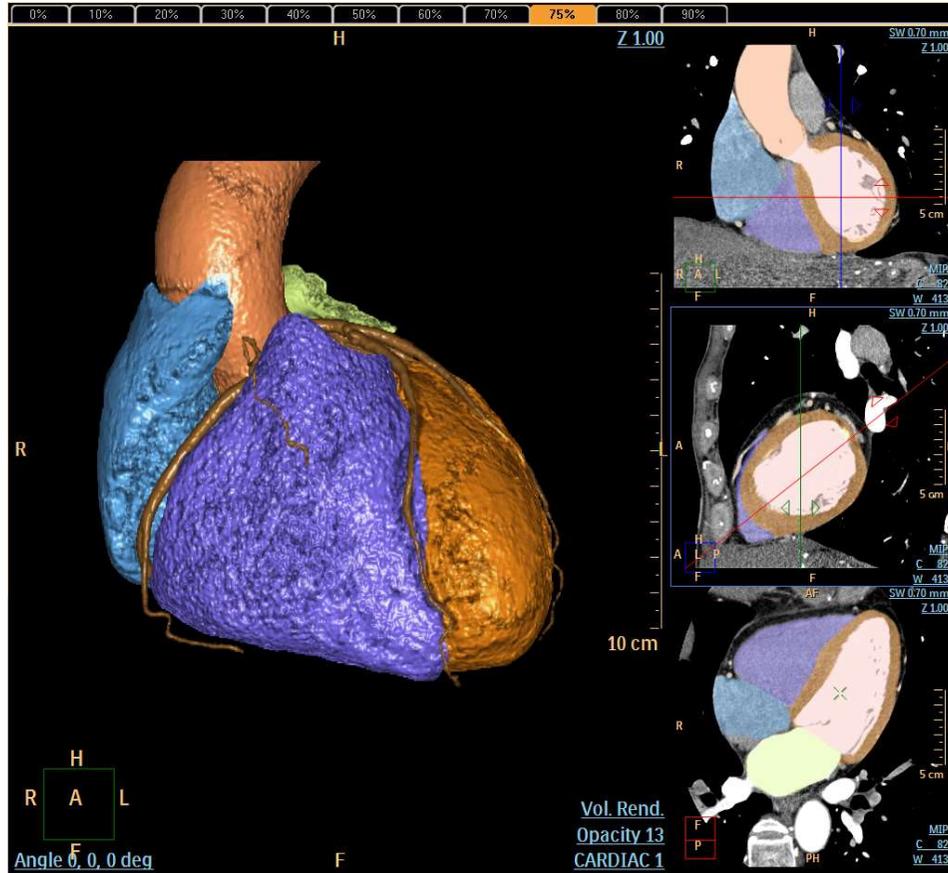
- Mode MPR libre
- MPR multi-phases
- Reconstruction 3D (anatomie complexe)



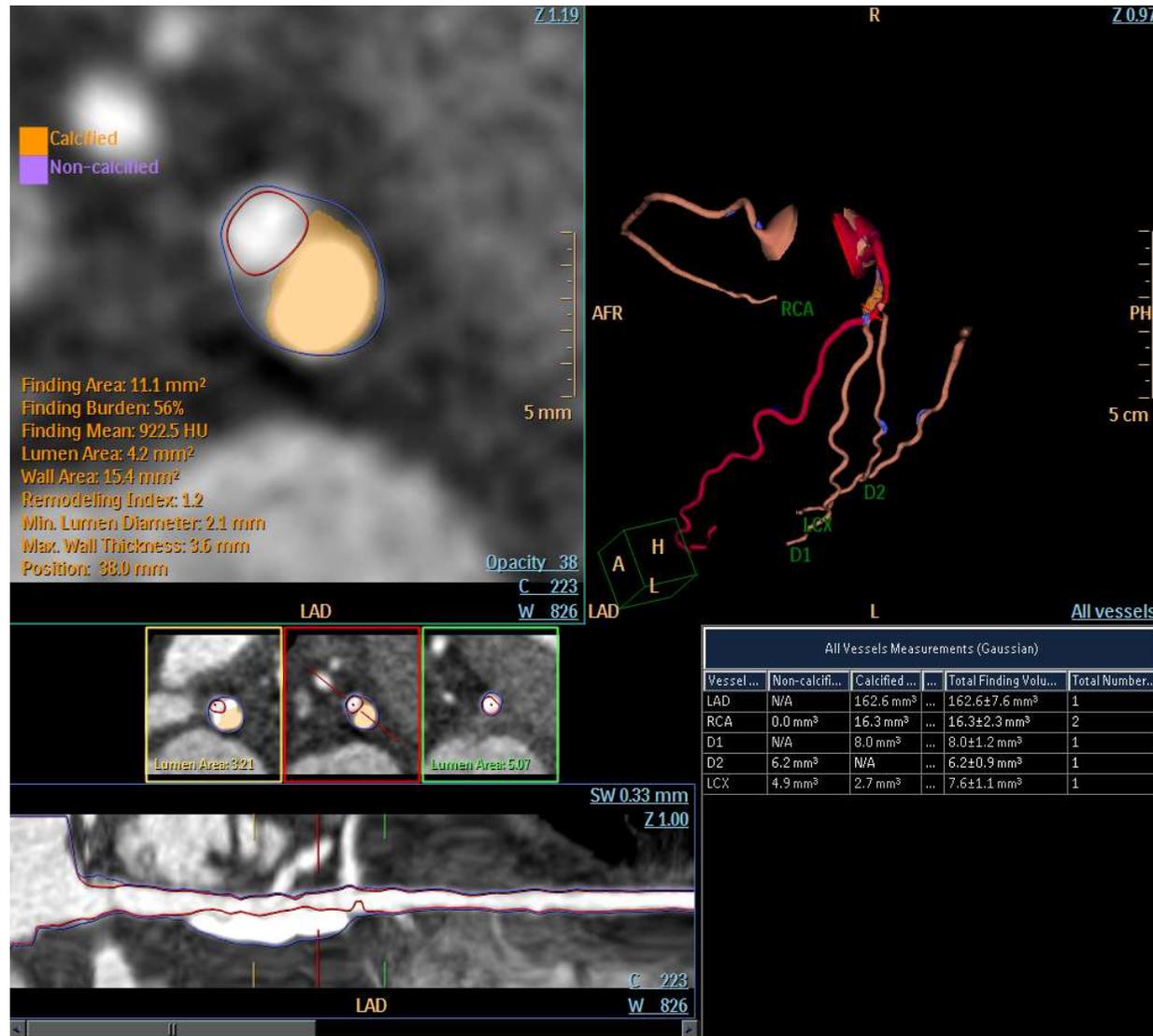
# Post-Traitement



# Post-Traitement - Volumes

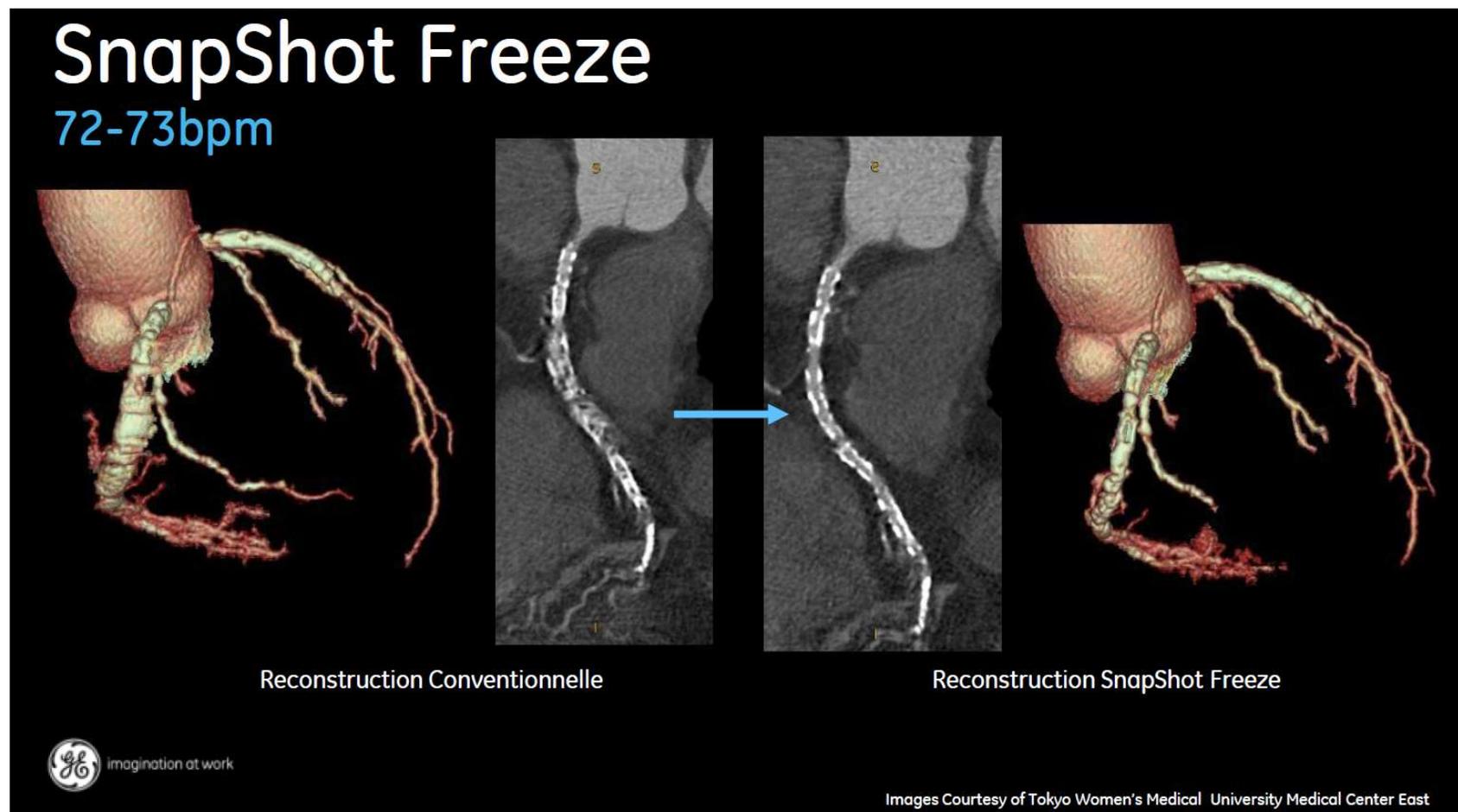


# Post-Traitement - Plaque



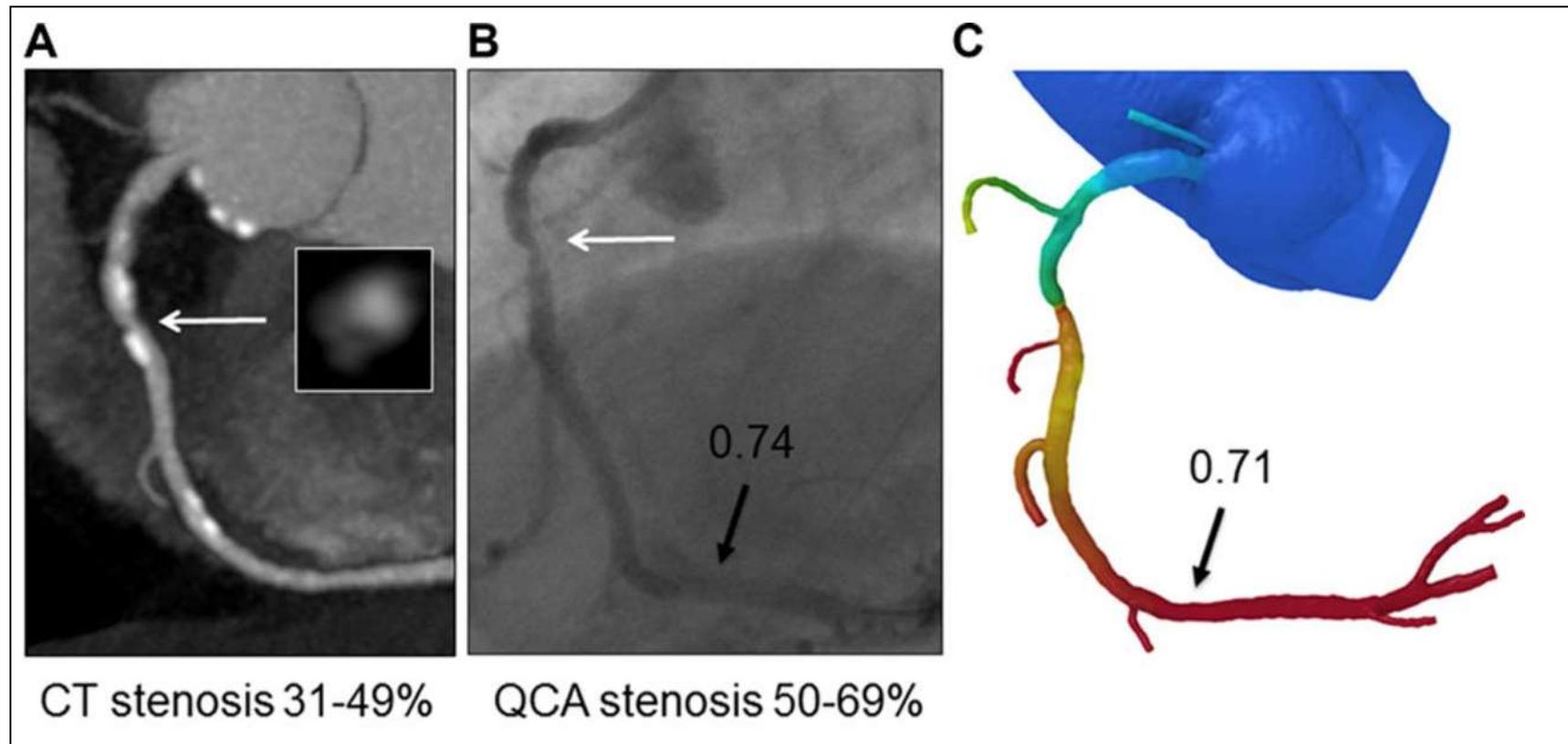
# Post-Traitement - Coronaire

- Gestion multi-phasique du mouvement



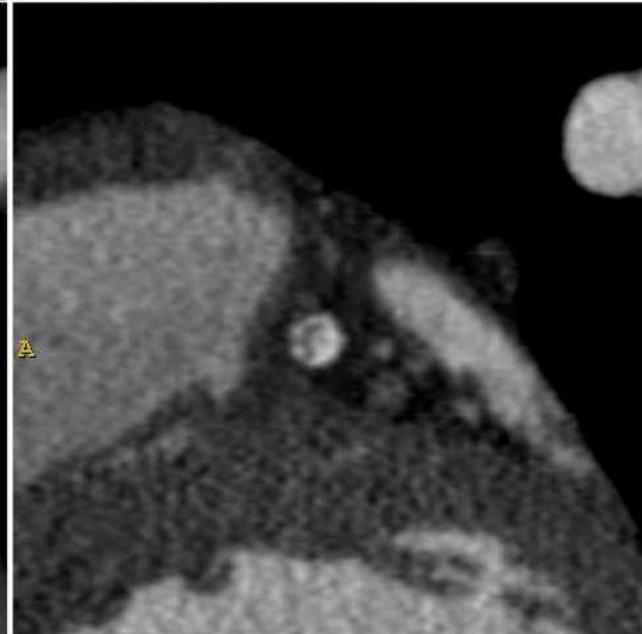
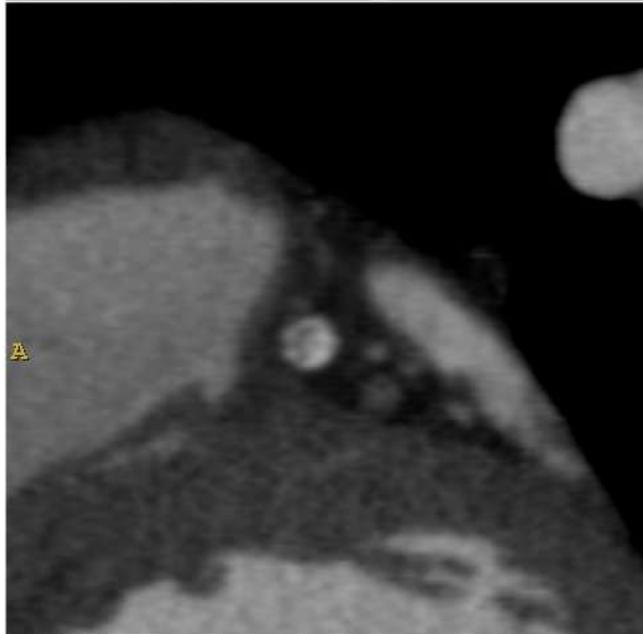
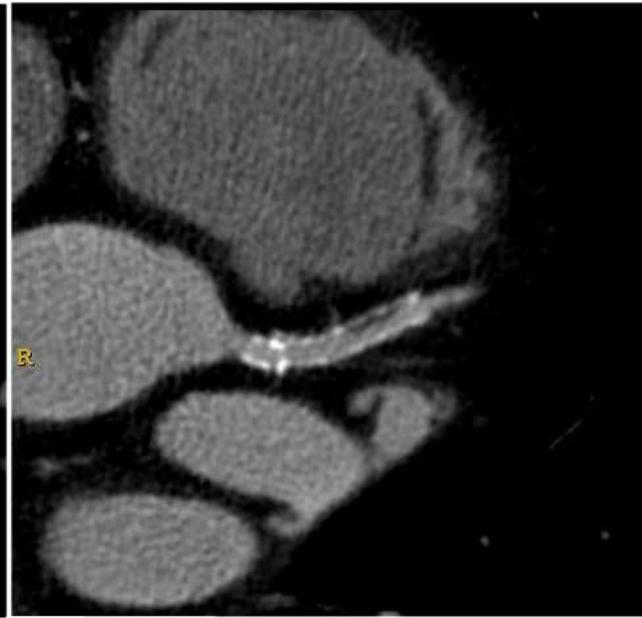
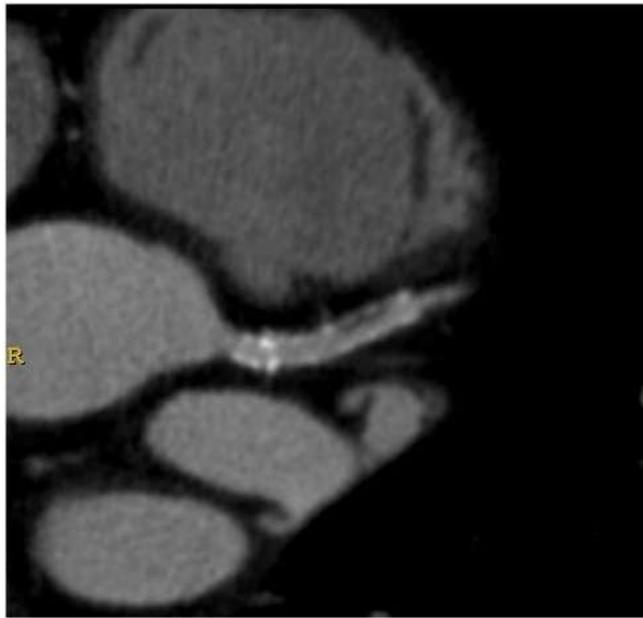
## Post-Traitement – FFR-CT

- Calcul numérique de la chute de pression de part et d'autre d'une sténose
- Améliore la prédiction de la significativité d'une sténose
- Problème : conditions d'entrée (U=RI)



# Post-Traitement - Filtres

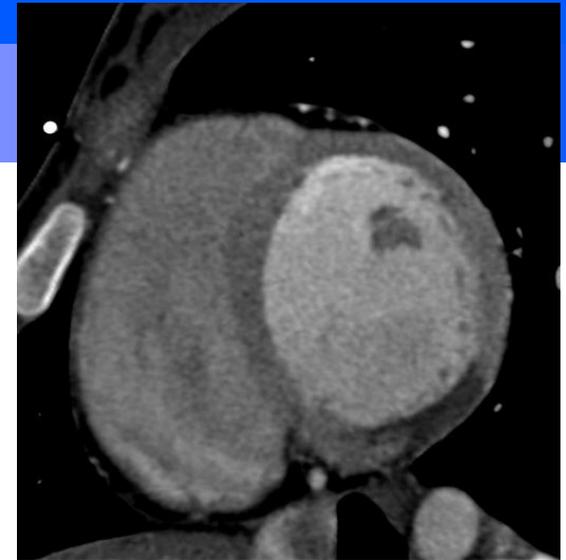
- Reconstruction avec des filtres dédiés, plus « durs » que les filtres habituels
- Filtre durs :
  - Stents
  - Pédiatrie : compense le flou lié à ↓ de dose
- Moins d'intérêt avec la reconstruction itérative (gestion des hautes/basses énergies)



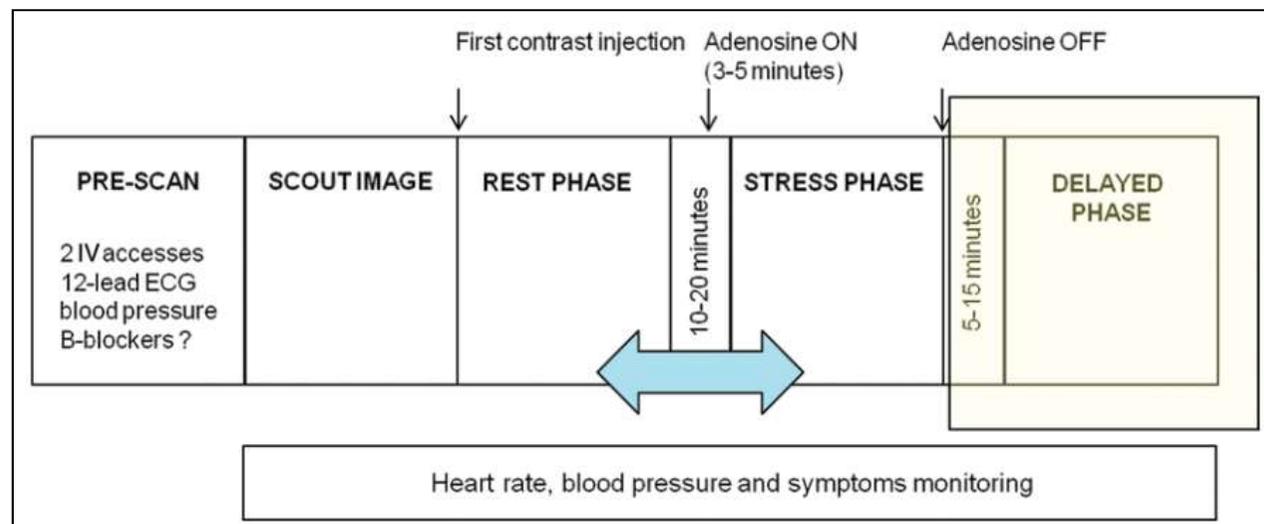


# Scanner de perfusion

# Perfusion



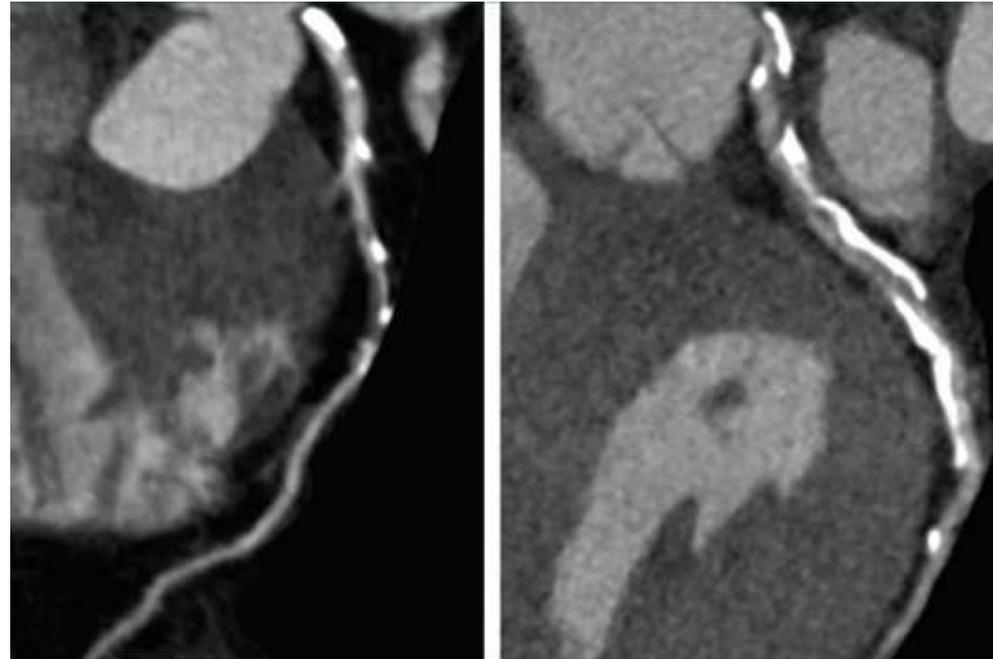
- Analyse du coro-scanner : défaut de perfusion
- Réalisation d'une double acquisition\* :
  - Stress pharmacologique (basse dose)
  - Repos (coronaires)
  - Timing : fréquence cardiaque vs contamination par l'iode



- Reconstruction itérative : dose et amélioration du contraste/détection iode

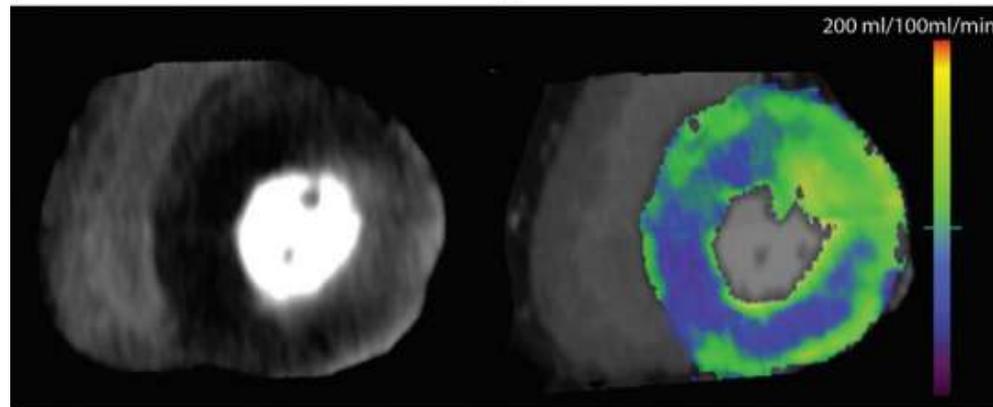
\* Radiology. 2014 Jan;270(1):25-46

# Perfusion

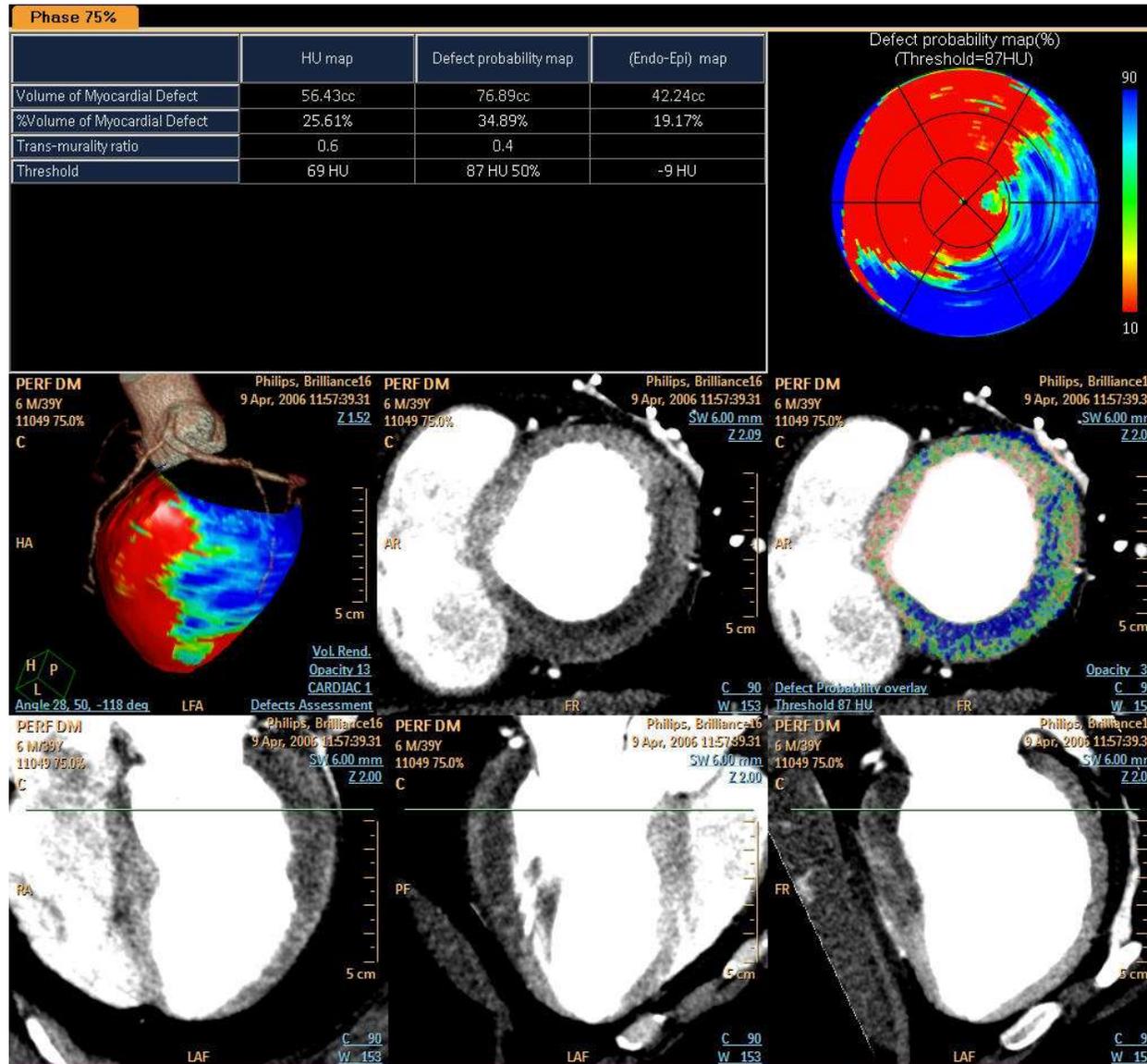


a.

b.

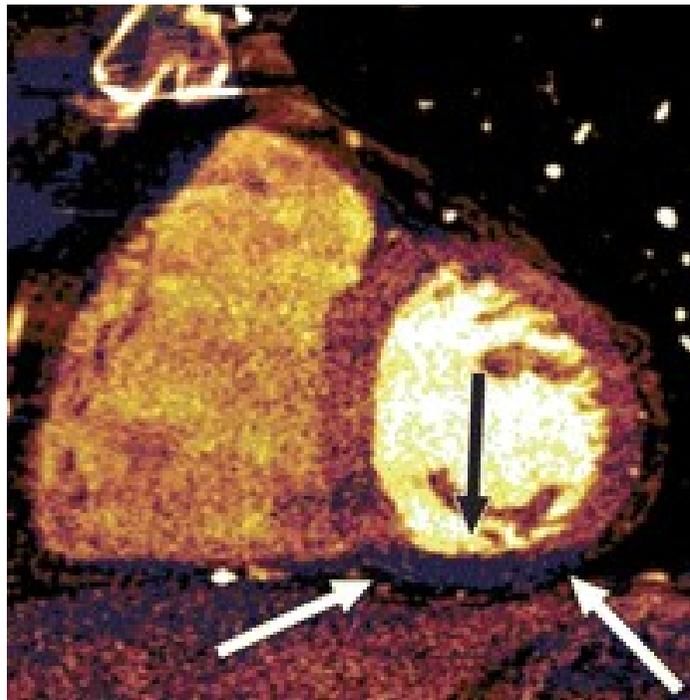


# Perfusion – Post-treatment



## Perfusion – Double énergie

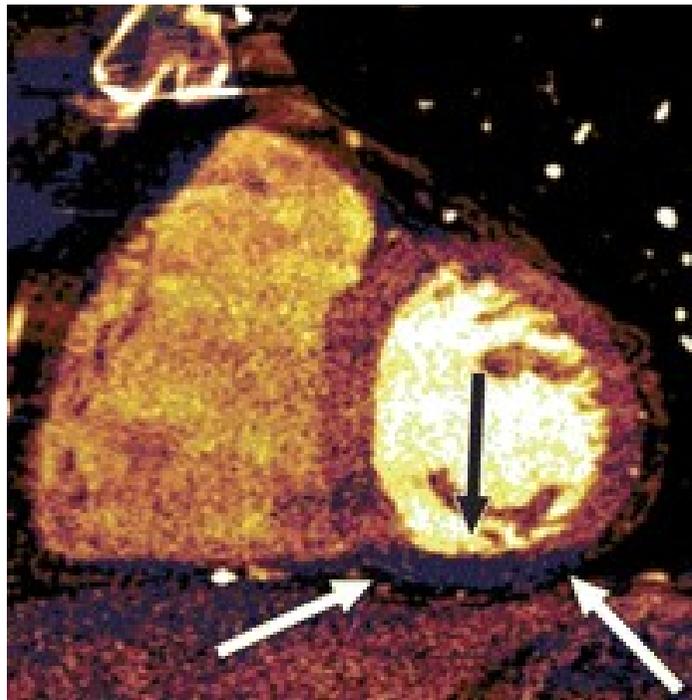
- Amélioration de la quantification
- Correction du beam hardening (paroi postérieure +++)



\* *AJR* 2010; 195:639-646

## Perfusion – Double énergie

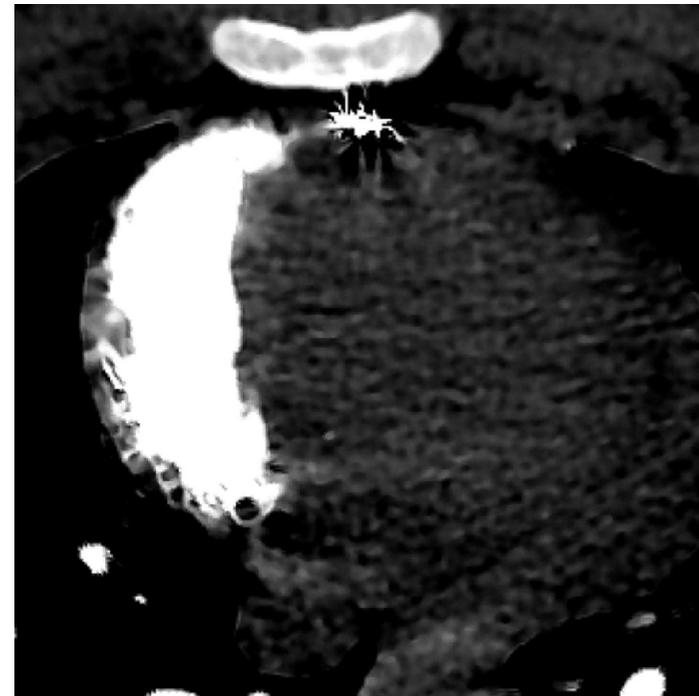
- Amélioration de la quantification
- Correction du beam hardening (paroi postérieure +++)



\* *AJR* 2010; 195:639-646

# Perfusion Vraie

- But : Perfusion myocardique vraie
- Besoins :
  - Dose (reconstruction itérative)
  - Couverture : au moins 8 cm (shuttle)
  - Recalage (respiration)
  - Double énergie :
    - Amélioration de la quantification
    - Beam hardening
  - Modèles de perfusion
  - Effort "vrai" ?





Scanner temps tardif

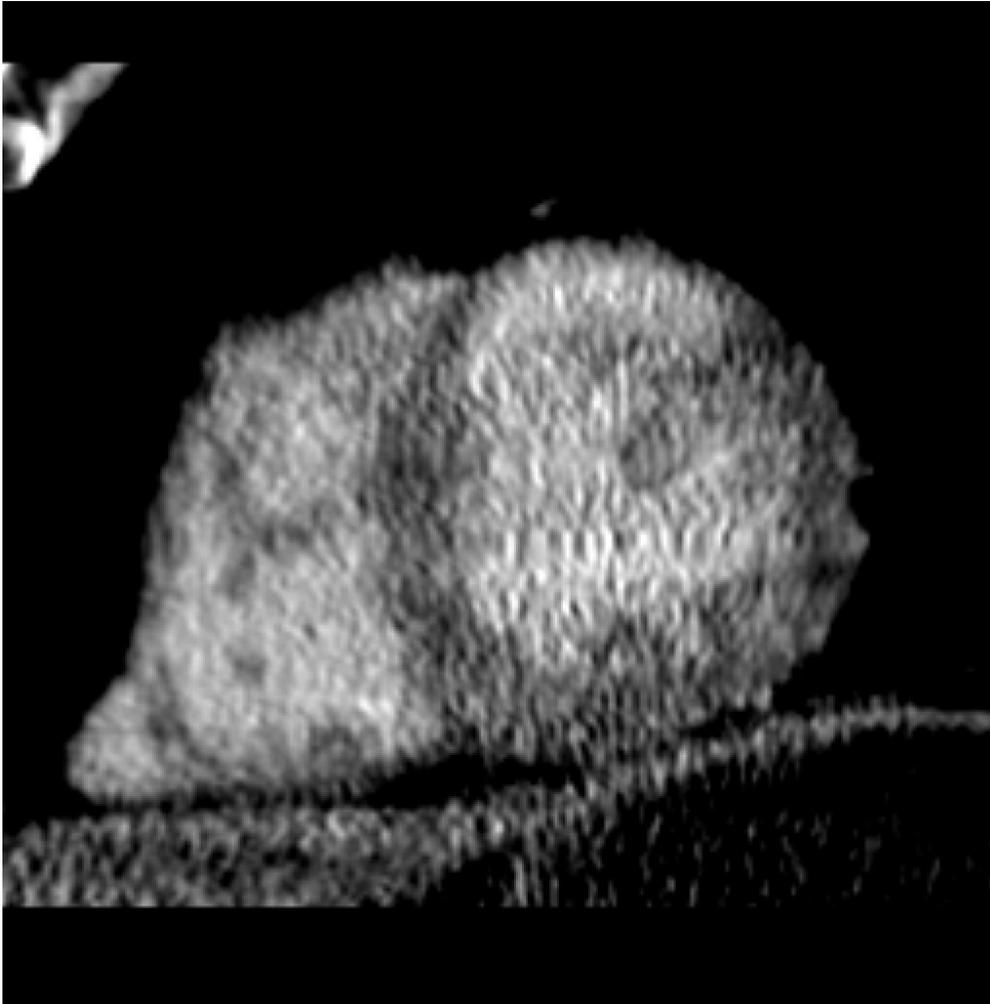
# Temps tardif

- Analyse de la prise de contraste tardive du myocarde
- 5 min après le bolus
- Pas de réinjection d'iode
- 80 KV
- Synchronisation cardiaque
- Incrémental prospectif ?
- Reconstruction épaisses : 5 mm
- MPR +++ : SA, L2, 4C
- Fenêtrage serré (100,120)

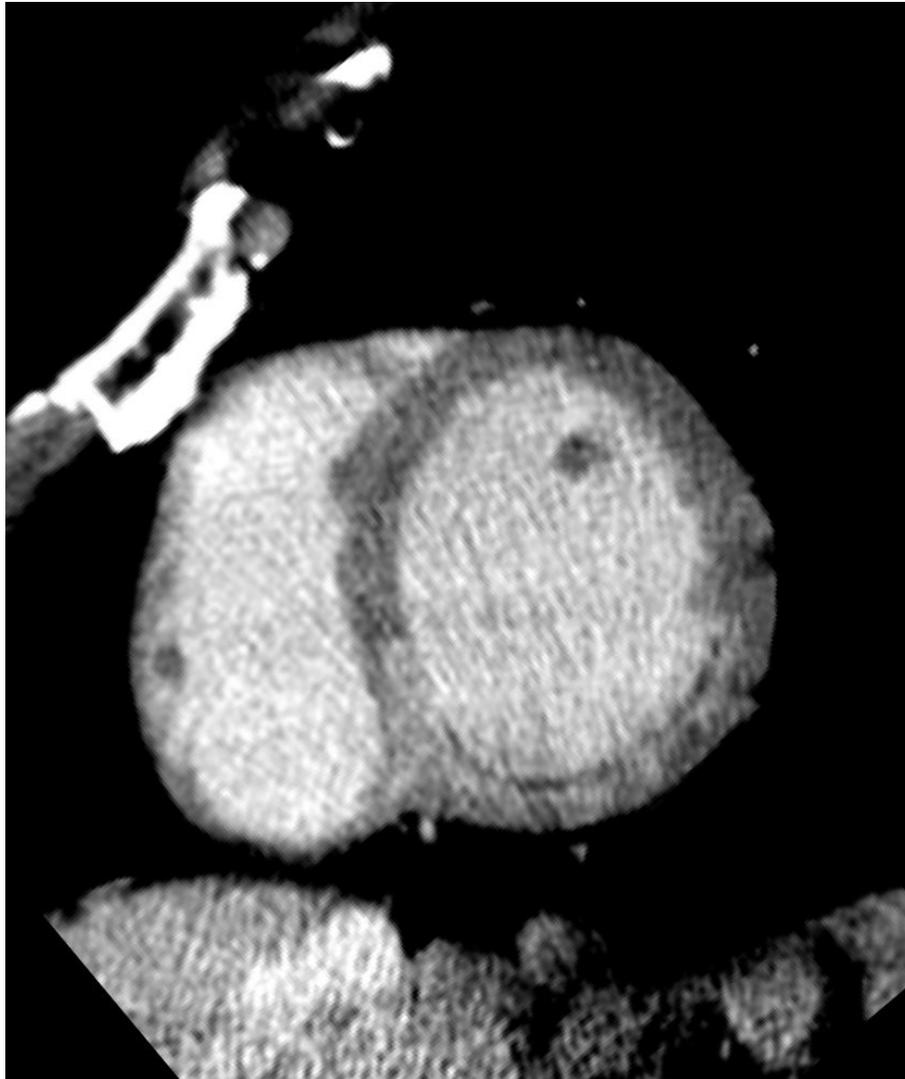
# Temps tardif

- Recherche de prise de contraste tardive :
  - Sous endocardique
  - Sous épocardique
  - Trans murale
- No Reflow

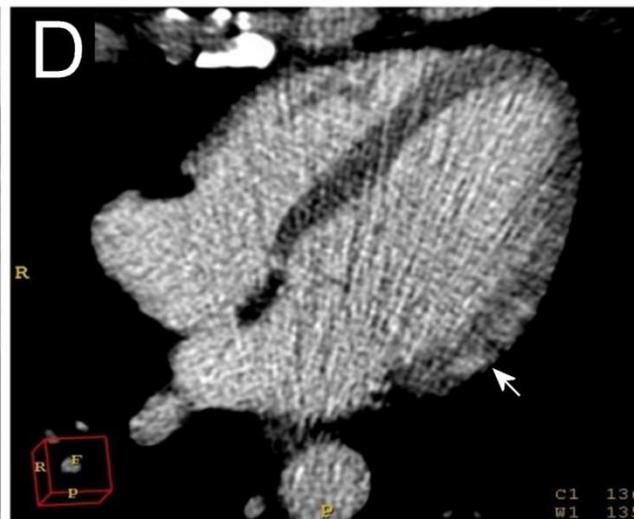
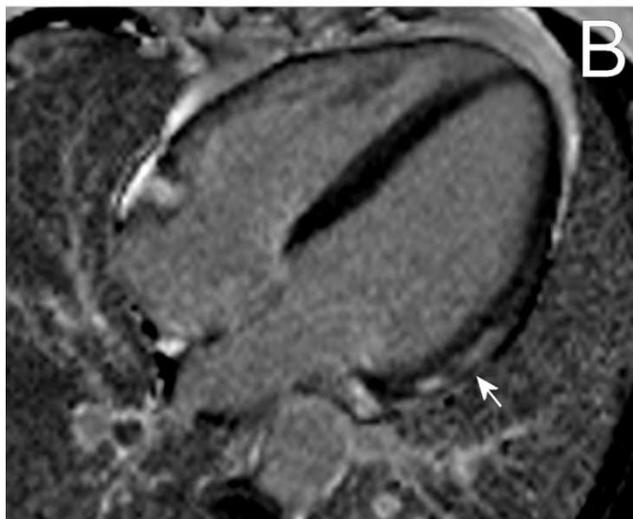
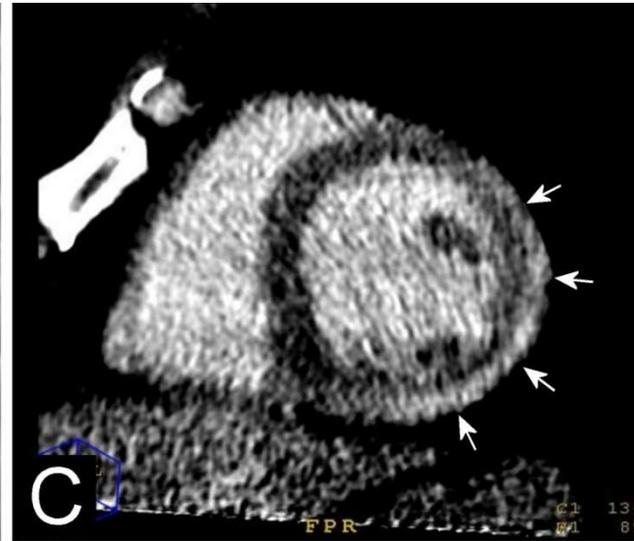
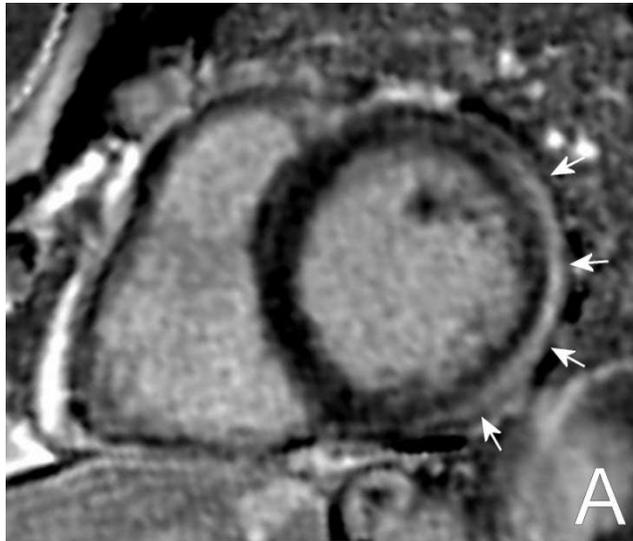
# Temps tardif



# Temps tardif

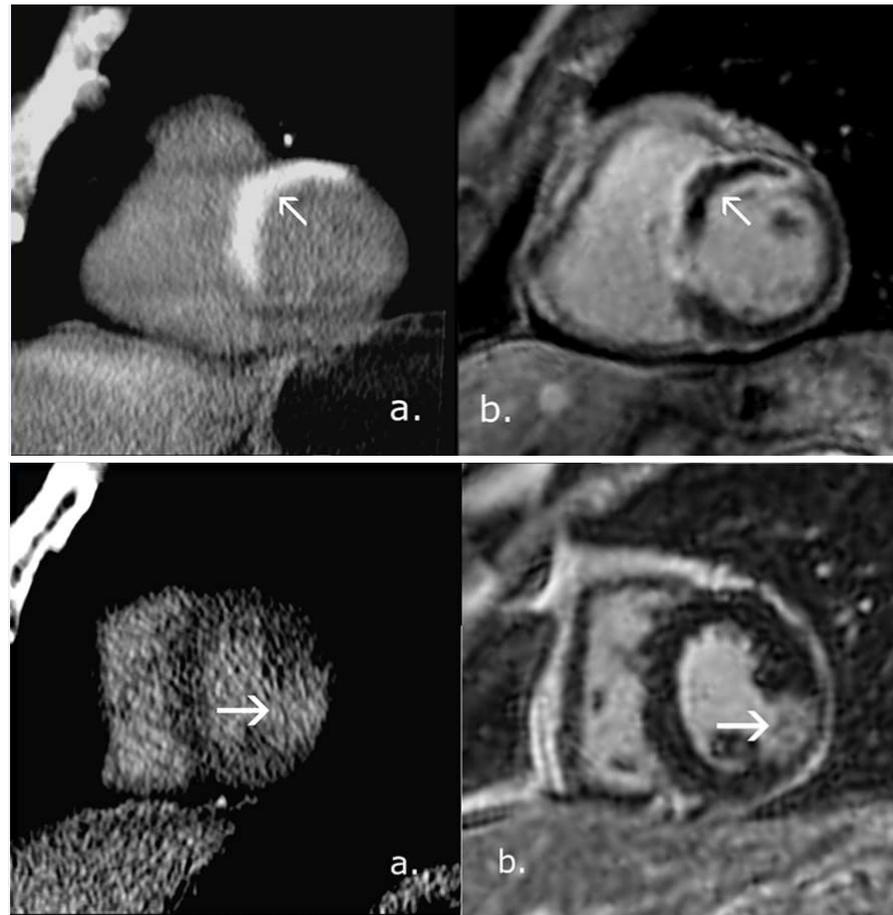


# Temps tardif



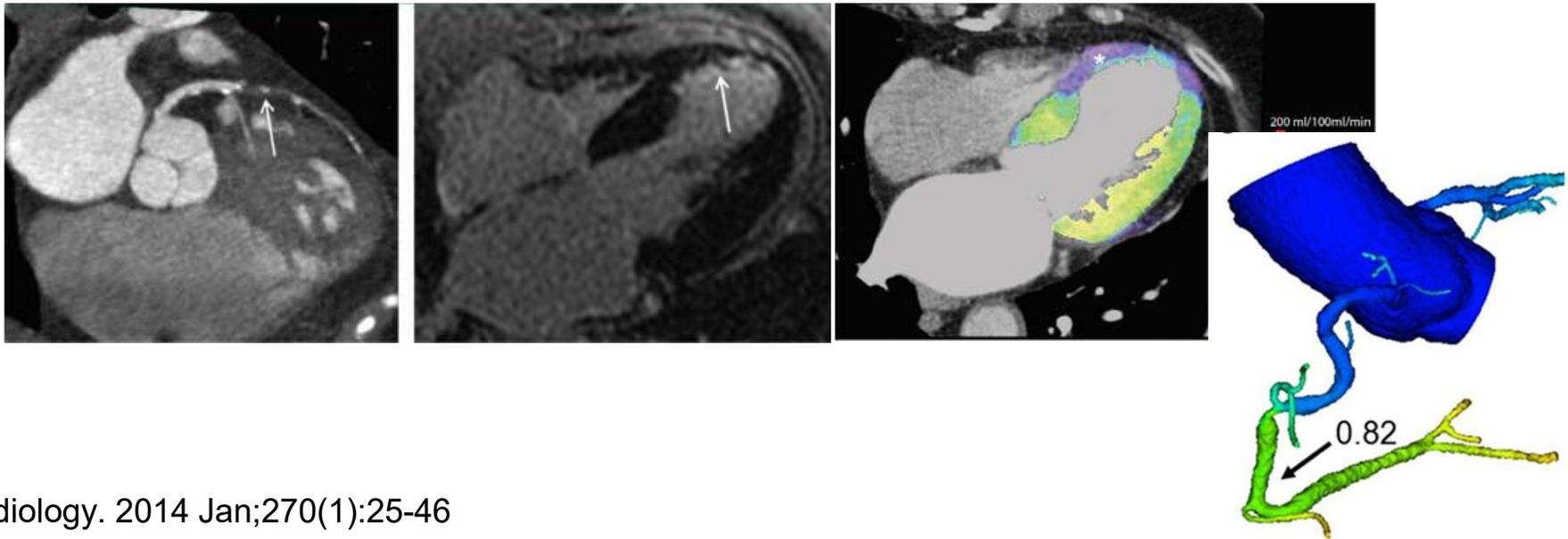
# Temps tardif

- Intérêt de la quantification de la prise de contraste ? : Double énergie et reconstruction itérative



# Conclusion

- Nombreuses innovations disponibles en pratique clinique : Dose +++
- Vers une analyse cardiaque complète en scanner :
  - Coronaires anatomie et "hémodynamique" (FFR-CT)
  - Perfusion vraie
  - Temps tardif



\* Radiology. 2014 Jan;270(1):25-46



European  
Commission

# HORIZON 2020

# SPCCT

*Research and  
Innovation*

# H2020 SPCCT :Lyon university coordinator

To develop and validate a widely accessible, new quantitative and analytical imaging technology combining:

Spectral Photon Counting Computed Tomography (SPCCT) AND  
Dedicated Contrast Agents

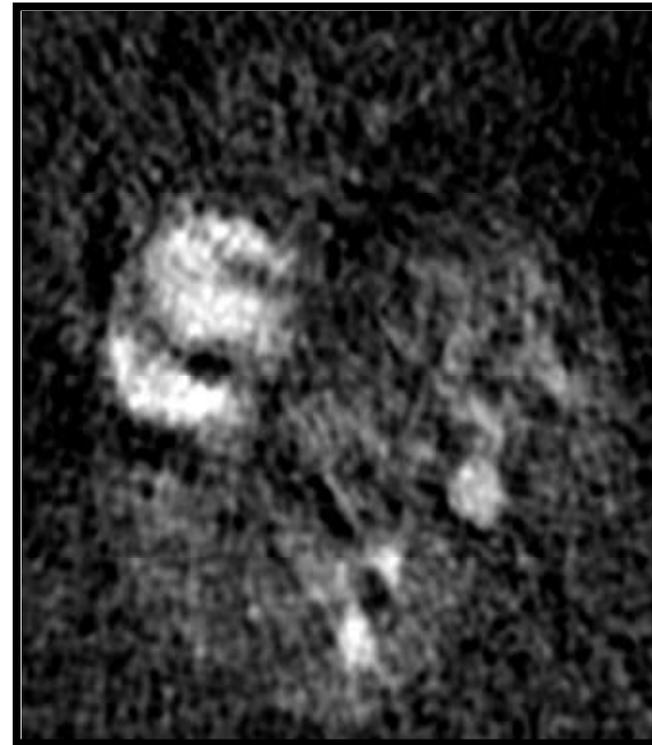
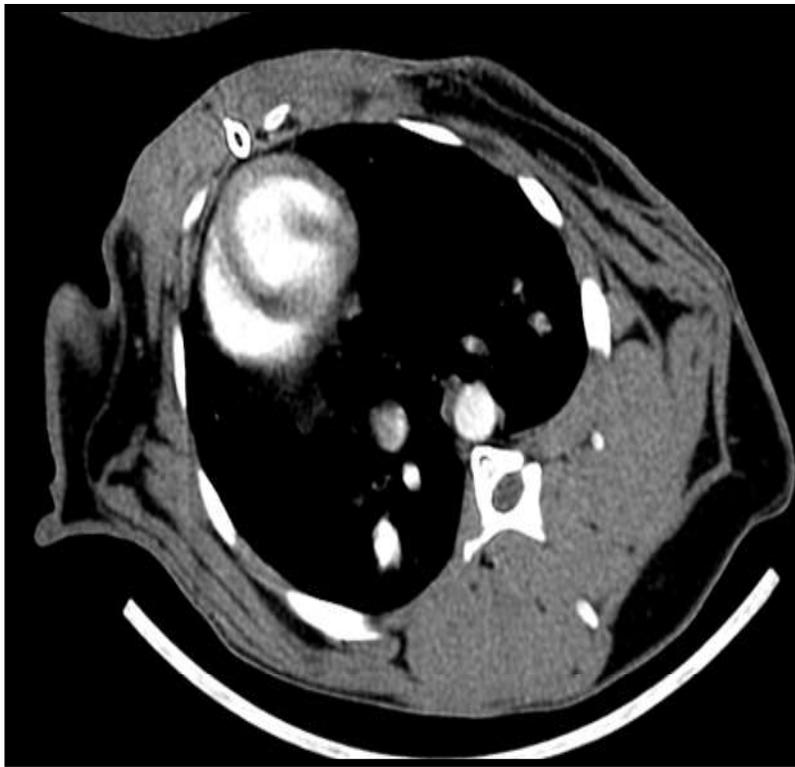
To accurately detect, characterize and monitor neurovascular and cardiovascular disease

- Ultra-low dose imaging
- CA dose reduction (reduction of entire scans)
- Quantitative imaging (follow-up)
- Functional imaging (K-edge)
- Higher spatial resolution

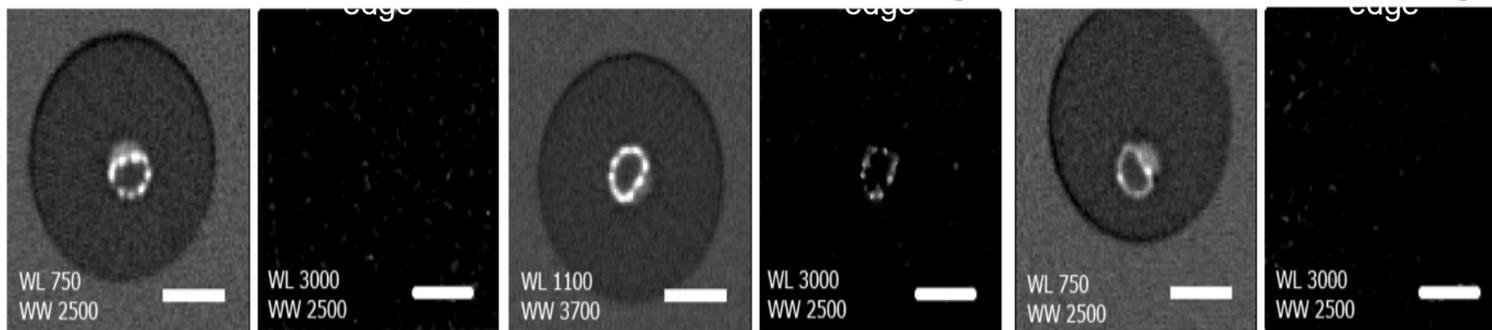
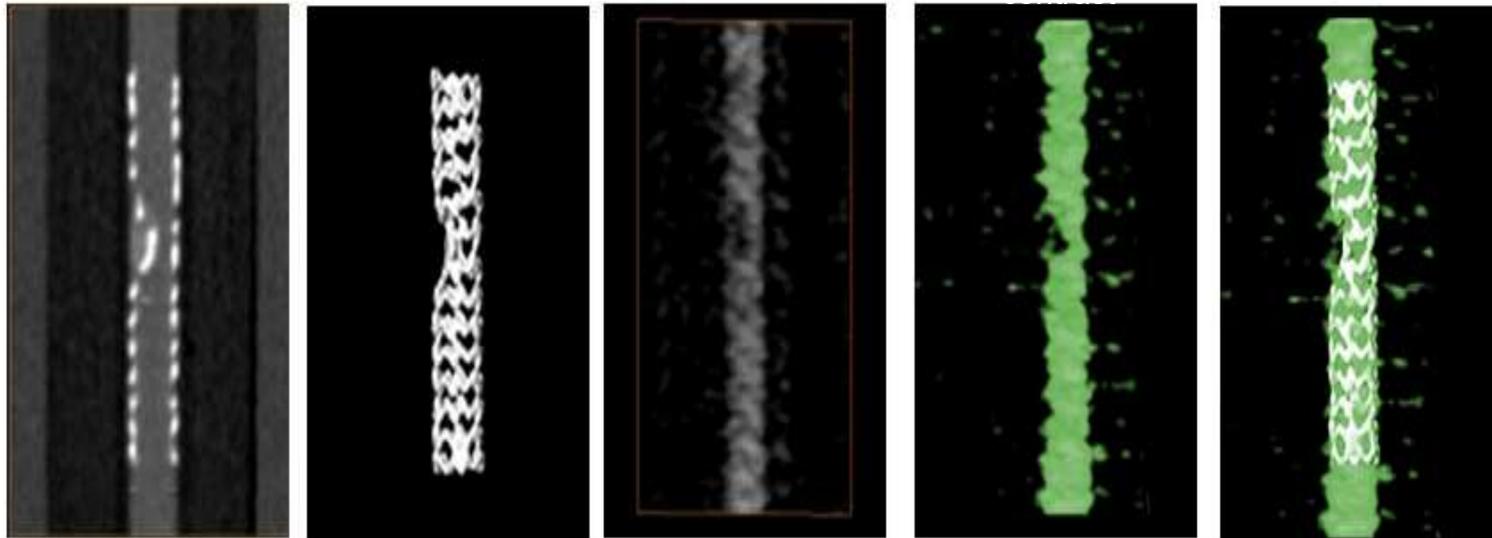


# RESULTS

- In vivo imaging



# Spatial resolution and Spectral Information -> Stent Imaging



Merci de votre attention...

