

**Comparaison de la qualité d'image entre un scanner spectral à comptage photonique et un scanner à détecteurs à intégration pour l'évaluation des nodules pulmonaires**

**Etude sur fantôme**

**JFR 2021**

---

**Présentateur** : Salim Si-Mohamed, MD, PhD

S. Si-Mohamed (Lyon), J. Greffier (Nîmes)(**co-author**), J. Mialhes (Lyon), S. Boccalini (Lyon), P.-A. Rodesch (Lyon), A. Vuillod (Lyon), D. Rotzinger (Lausanne, Suisse), L. Bousset (Lyon), J.-P. Beregi (Nîmes), P. Douek (Lyon)

Imagerie, Hôpital cardiothoracique et vasculaire Louis Pradel

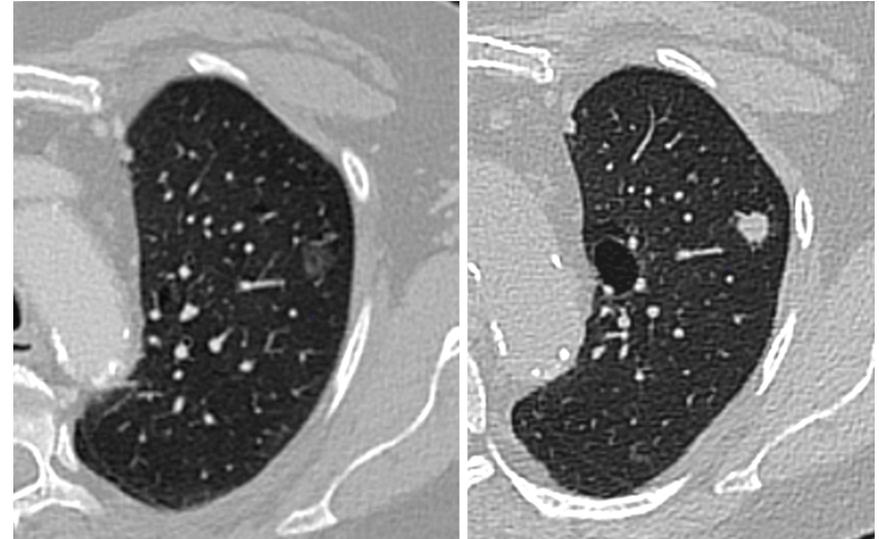
Laboratoire CREATIS, Equipe cardiovasculaire

CNRS – INSERM – Université Lyon 1

# Introduction

- Le cancer du poumon est la première cause de décès par cancer dans le monde
- Importance de la détection des nodules pour réduire la mortalité par cancer du poumon.

*Patiente de 62 ans, 30 PA.  
ADK infiltrant T1bN1/Stade IIB*



*de Koning HJ et al (2020) Reduced lung-cancer mortality with volume CT screening in a randomized trial. N Engl J Med  
National Lung Screening Trial Research Team, Aberle DR, Adams AM et al (2011) N Engl J Med*

# Introduction

## **Avantages potentiels du scanner à comptage photonique pour l'imagerie thoracique**

- Amélioration de la résolution spatiale
- Amélioration de la résolution en contraste
- Diminution du bruit électronique
- Réduction des doses de rayons X

# Objectifs

1. Evaluation de la qualité d'image subjective et objective pour la détection du nodule pulmonaire en scanner spectral à comptage photonique avec des reconstructions de type rétroprojection filtrée et reconstruction itérative et un protocole standard d'acquisition et reconstruction
2. Comparaison de la qualité d'image avec un scanner avec des détecteurs à intégration et des paramètres appariés d'acquisition et de reconstruction

# Matériel



**Table 1**

System parameters of the clinical prototype spectral photon counting computed tomography (SPCCT) system.

Parameter	SPCCT
Platform	Philips iCT
Supported scan modes	Axial, Axial multicycles, Helical
Tube voltages [kVp]	80, 100, 120, 140
Tube currents [mA]	10–500
X-ray filter	Half value layer HVL = $7.1 \pm 0.7$ mm at 120 kVp
Focal spot [mm × mm]	0.6 × 0.7 (dual focal spots)
Gantry rotation [s]	0.33, 0.4, 0.5, 0.75, 1.0
Projections per rotation	2400
Number of focal spots	2
Z-coverage in isocenter [mm]	17.5
Number of detectors per row/column	64/1848
Field-of-view [mm]	500
Pixel pitch [ $\mu\text{m} \times \mu\text{m}$ ]	274 × 274 mm <sup>2</sup> at isocenter
Readout electronic	Philips ChromAIX2
Number of energy thresholds	5
Sensor material	Cadmium Zinc Telluride, 2 mm thickness
Collimation	0.275 mm * 64



# Matériel

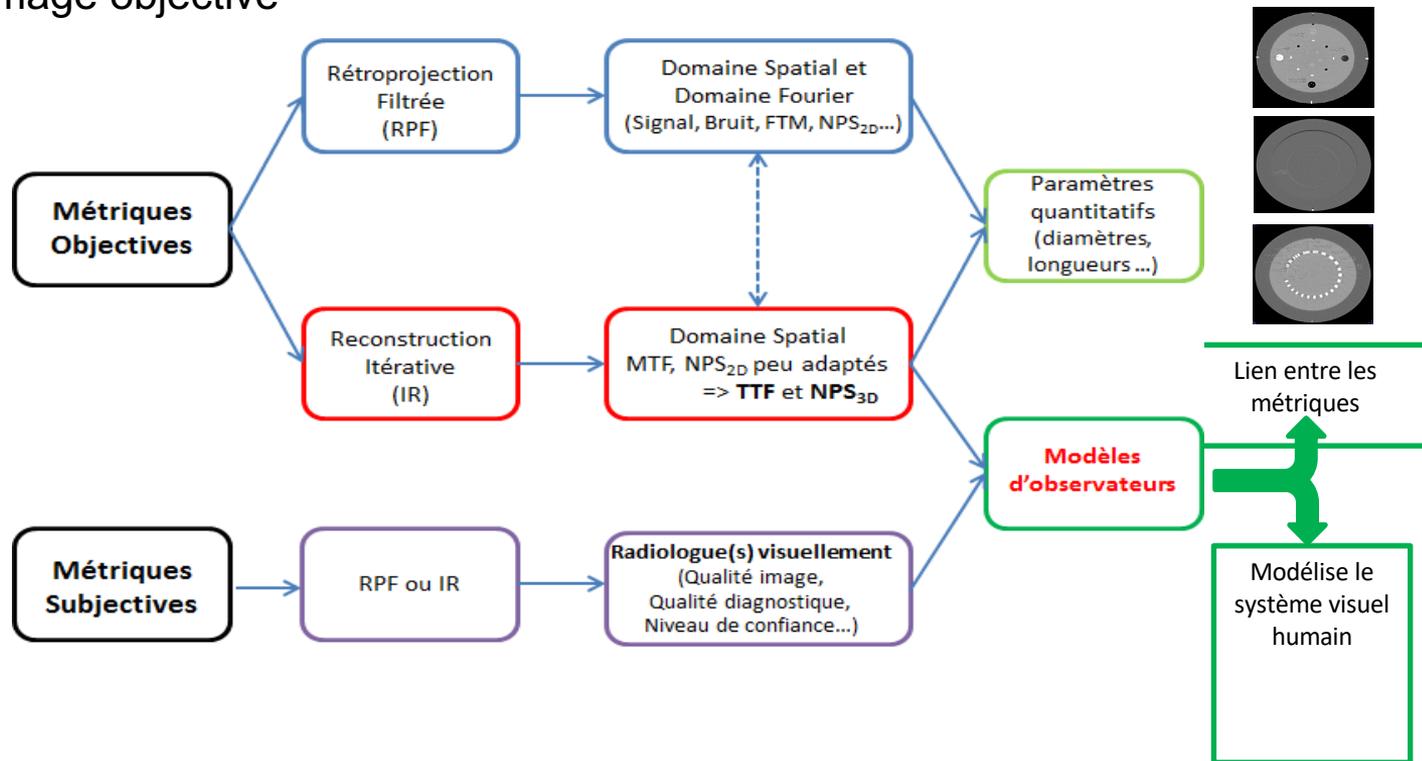
## Comparaison avec un scanner du même constructeur : double-couche (iQon, Philips)

	DLCT	SPCCT
Tube voltage (kVp)	120	120
Tube current (mA)	140	140
Rotation time (s/rot)	0.33	0.33
Pitch factor	1.157	1.173
Focal spot (mm × mm)	0.6 × 0.7	0.6 × 0.7
Displayed CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	4.0	3.9
iDose <sup>4</sup> levels	i1/i2/i3/i4/i5/i6/i7	i1/i2/i3/i4/i5/i6/i7/i9/i11
Reconstruction kernel	YC detail	Detailed
Matrix size (number of pixels)	512 × 512	512 × 512
Field-of-view (mm)	300	300
Slice thickness/increment (mm)	0.67/0.34	0.58/0.58

Slice thickness (ST) was set at 0.58 mm contiguous for the SPCCT, i.e., adapted to the reconstructed in-plane pixel size for isotropic voxel size, and at 0.67 mm for the DLCT (minimal slice thickness available). To note, slice increment was set at half of the ST for DLCT images such as performed in clinical practice. Slice increment was similar to ST for SPCCT images enabled by the thinner ST

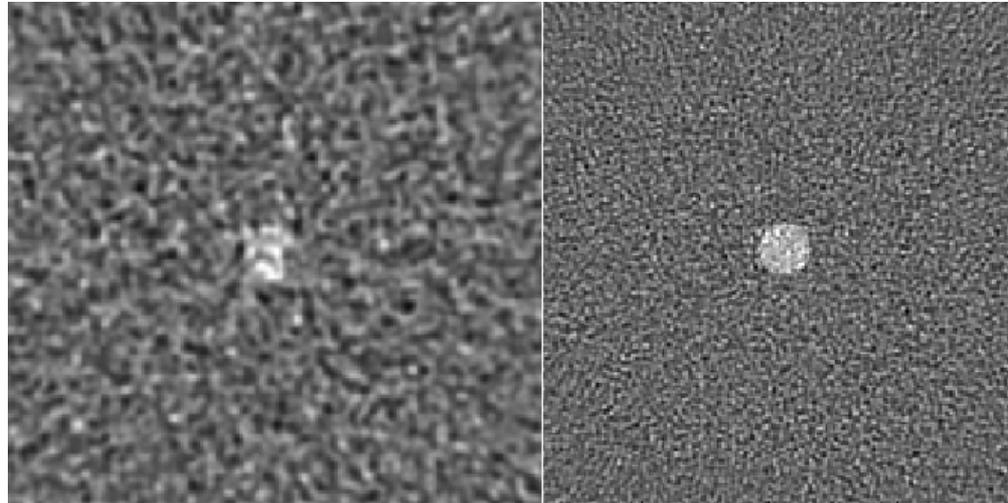
# Méthodes

## Qualité d'image objective



# Méthodes

## Qualité d'image objective



Rapport Signal/Bruit = 2,5

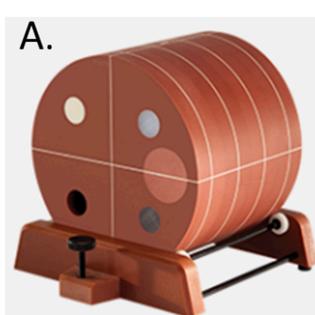
$d' = 3,2$

Rapport Signal/Bruit = 2,6

$d' = 11,6$

# Méthodes

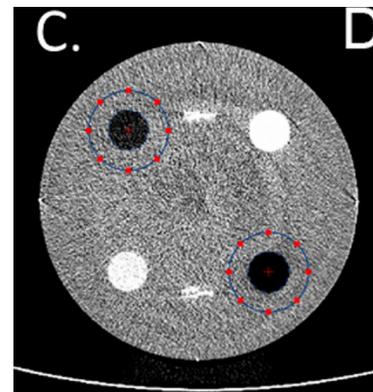
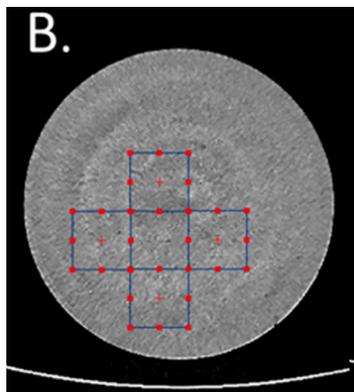
Qualité d'image objective



ACR phantom

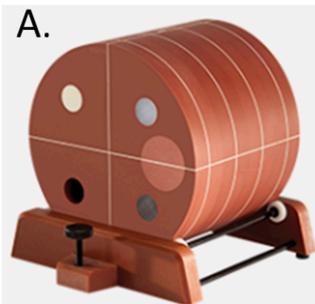
Spectre d'amplitude du bruit  
= Noise Power Spectrum (NPS)

Fonction de Transfert de Modulation adaptée  
à une tâche clinique (TTF ou  $MTF_{Task}$ )



# Méthodes

Qualité d'image objective



ACR phantom

Spectre d'amplitude du bruit  
= Noise Power Spectrum (NPS)

Fonction de Transfert de Modulation adaptée  
à une tâche clinique (TTF ou  $MTF_{Task}$ )

Modèle observateur pour le calcul d'un **indice de détectabilité:  $d'$**   
Non-Pre Whitening matched filter with Eye filter and Internal Noise (NPWEi)

$$d'^2_{NPWEi} = \frac{[\iint MTF_{task}^2(u, v) W_{task}^2(u, v) E^2(u, v) dudv]^2}{\iint NPS(u, v) MTF_{task}^2(u, v) W_{task}^2(u, v) E^4(u, v) + MTF_{task}^2(u, v) W_{task}^2(u, v) N_i(u, v) dudv}$$

<b>Scanner</b> 	<b>Fonction visuelle</b> 	<b>Tache clinique</b> 
--	---	---

O Christianson et al 2015 Radiology  
275, 725  
Samei et al. Medical Physics. 2015

# Méthodes

## Qualité d'image subjective

Analyse QI subjective par 2 radiologues (lecture indépendante)

1. Conspicuité et netteté des nodules
2. Qualité globale sur une échelle Likert de 1 (non évaluable) à 4 (interprétable sans bruit ni artéfact)



*Anthropomorphic lung nodule phantom (QRM)*

# Résultats

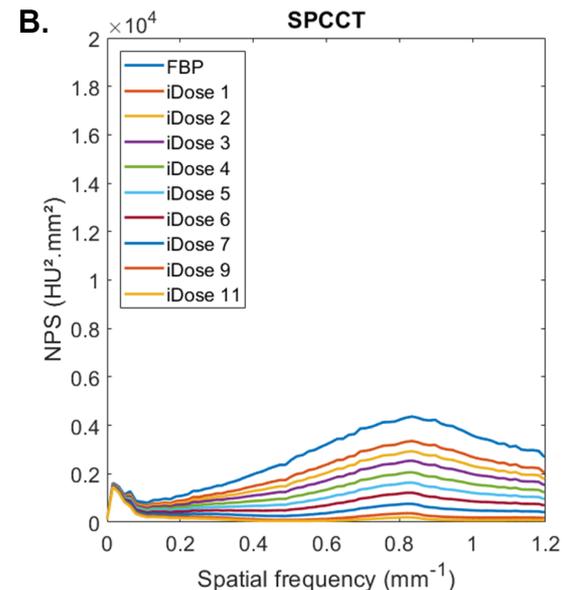
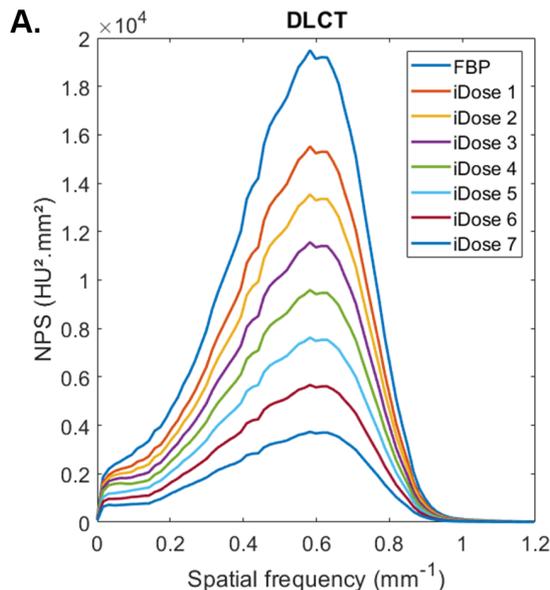
## (1) Noise Power Spectrum (NPS)

- Diminution moyenne du bruit de  $47 \pm 2\%$  en SPCCT de i0 à i6

=> **Magnitude diminuée**

- Augmentation des fréquences spatiales du NPC avec le SPCCT

=> **Texture vers les hautes fréquences**



# Résultats

(2) Fonction de Transfert de Modulation adaptée à une tâche clinique (TTF) à **BAS CONTRASTE**

- Augmentation de la valeur à 50% de la TTF

⇒ **Haute fréquence**

- Différence plus marquée pour les niveaux d'iDose les plus faibles

⇒ **Impact de la reconstruction itérative sur la résolution spatiale**

iDose <sup>4</sup> levels	TTF <sub>50%</sub> polyethylene insert (mm <sup>-1</sup> )	
	DLCT	SPCCT
0	0.274	0.827
1	0.275	0.627
2	0.257	0.601
3	0.247	0.518
4	0.264	0.480
5	0.258	0.451
6	0.252	0.382
7	0.242	0.368
9	-	0.319
11	-	0.306

# Résultats

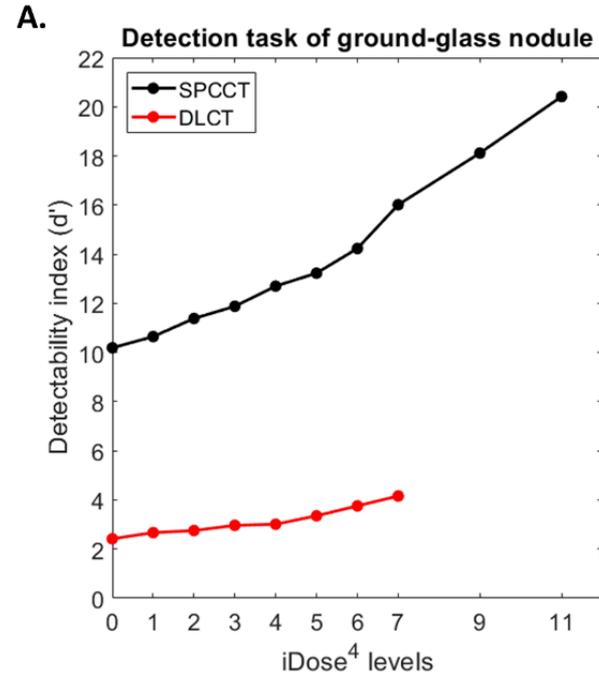
## (3) Indices de détectabilité ( $d'$ ) d'une tâche à **BAS CONTRASTE**

- Augmentation moyenne du  $d'$  d'un facteur à  $2.2 \pm 0.2$

=> **Détectabilité augmentée**

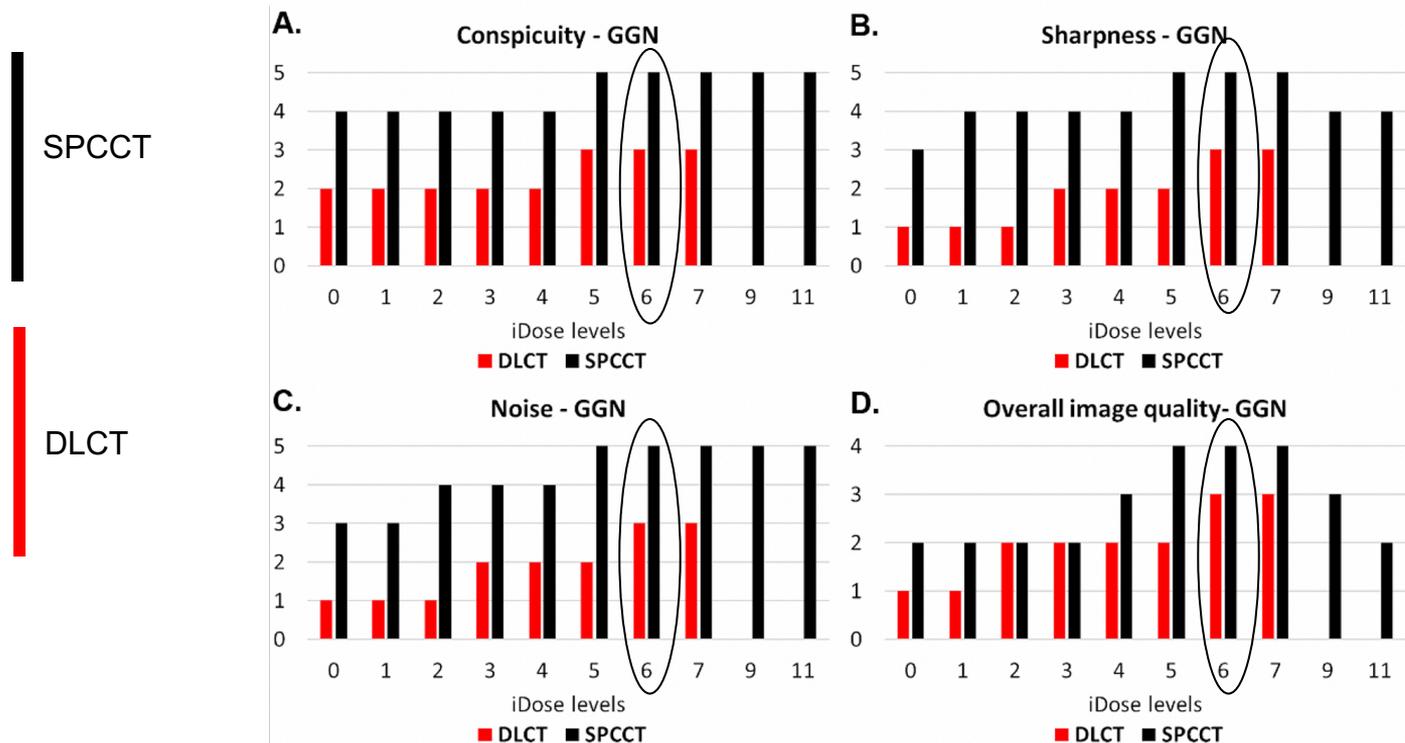
- Augmentation de la détectabilité à niveaux d'iDose élevé

=> **Impact de la reconstruction itérative sur la magnitude du bruit**



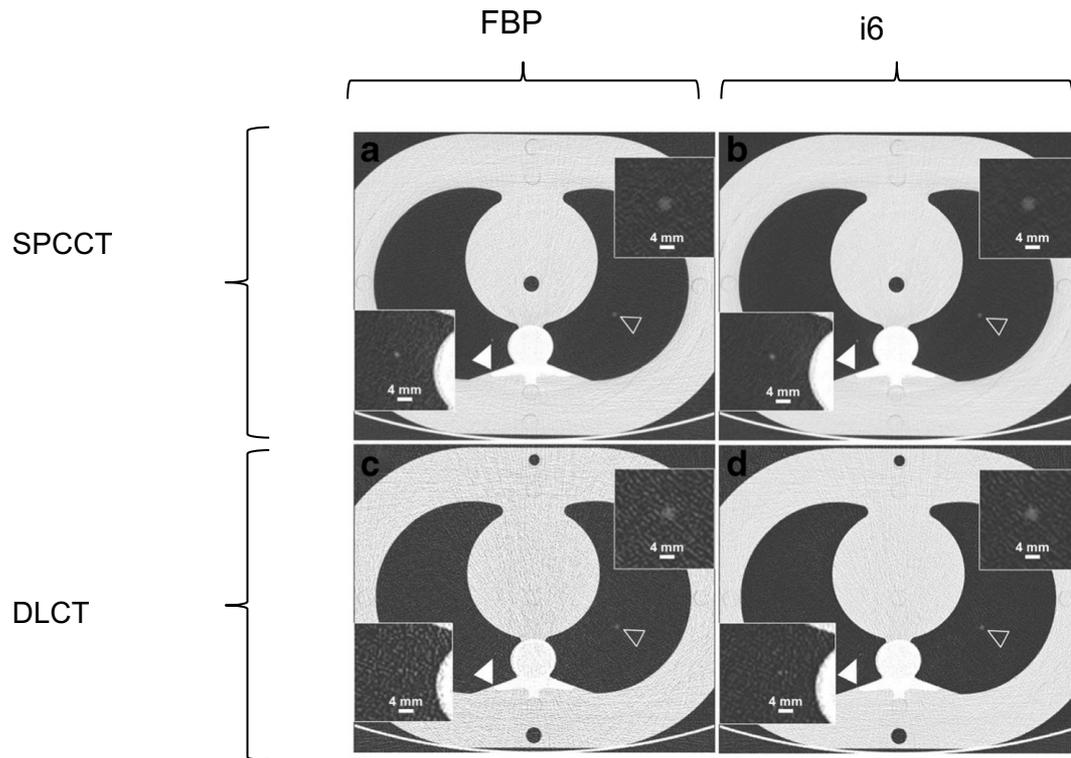
# Résultats

## (4) Qualité subjective sur tâche clinique à **BAS CONTRASTE** par 2 radiologues



# Résultats

(4) Qualité subjective sur tâche clinique à **BAS CONTRASTE** (nodule en verre dépoli)



# Résultats

(2) Fonction de Transfert de Modulation adaptée à une tâche clinique (TTF) sur **HAUT CONTRASTE**

- Augmentation de la valeur à 50% de la TTF à partir de iDose 3

⇒ **Haute fréquence**

- Différence plus marquée pour les niveaux d'iDose les plus élevés

⇒ **Impact de la reconstruction itérative sur la résolution spatiale**

iDose <sup>4</sup> levels	TTF <sub>50%</sub> air insert (mm <sup>-1</sup> )	
	DLCT	SPCCT
0	0.644	0.575
1	0.657	0.591
2	0.657	0.621
3	0.662	0.625
4	0.663	0.670
5	0.671	0.697
6	0.687	0.714
7	0.694	0.743
9	-	0.779
11	-	0.808

# Résultats

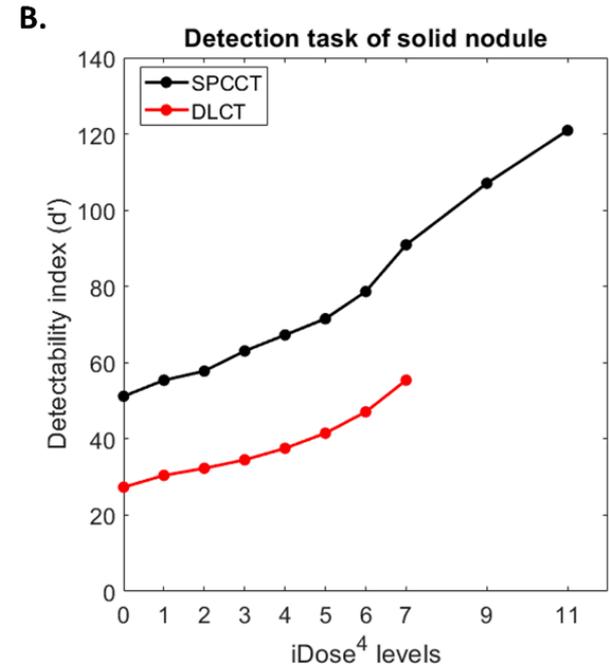
## (3) Indices de détectabilité ( $d'$ ) pour les nodules de **HAUT CONTRASTE**

- Augmentation moyenne du  $d'$  d'un facteur à  $1.8 \pm 0.1$  (i0– i7)

=> **Détectabilité augmentée**

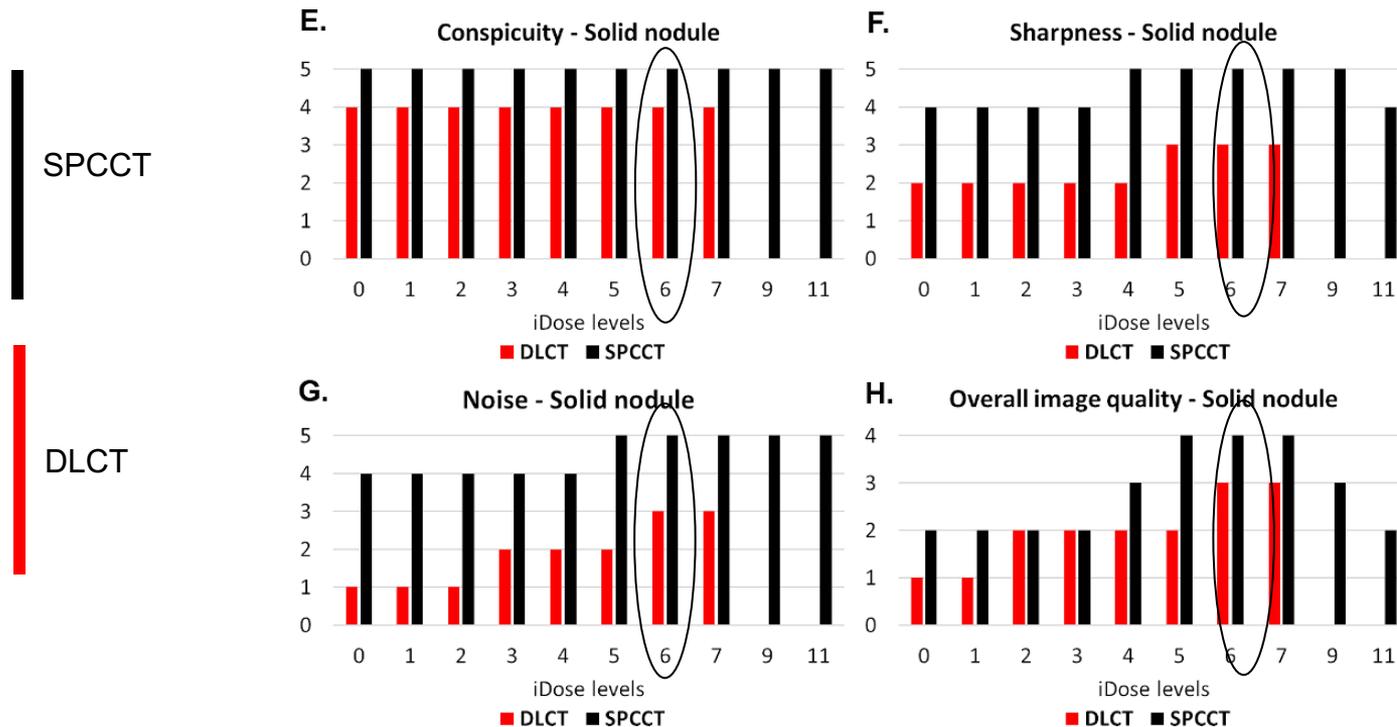
- Augmentation de la détectabilité à niveaux d'iDose élevé

=> **Impact de la reconstruction itérative sur la magnitude du bruit et la résolution spatiale**



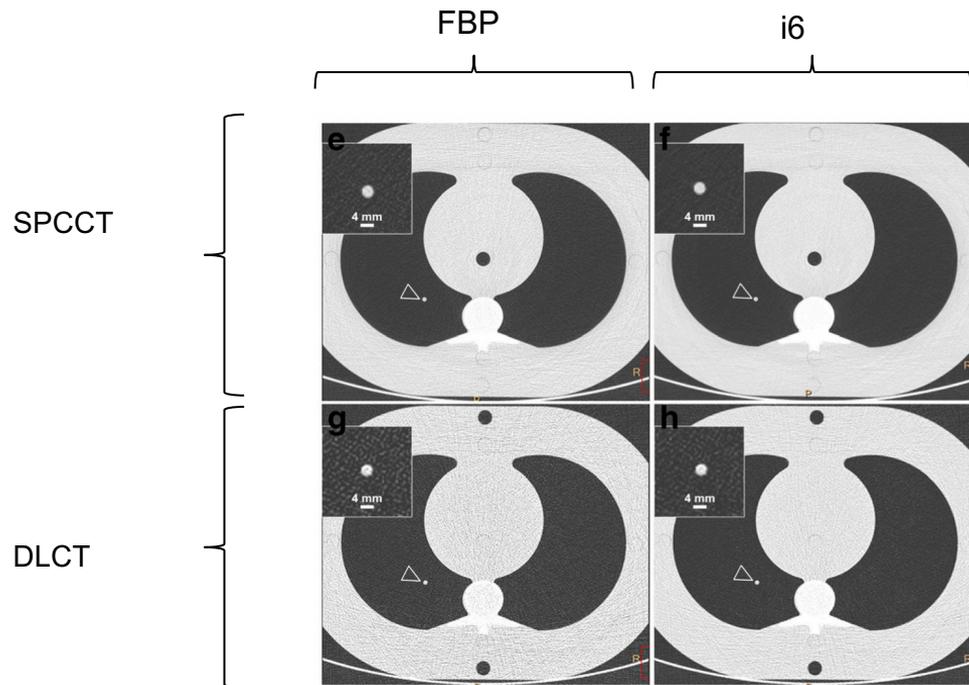
# Résultats

## (4) Qualité subjective sur tâche clinique à HAUT CONTRASTE



# Résultats

(4) Qualité subjective sur tâche clinique à **HAUT CONTRASTE (nodule solide)**



# Discussion

## **Qualité d'image améliorée en scanner spectral à comptage photonique**

- Détectabilité des nodules en verre dépoli et solide de 4 mm
- Sans et avec reconstruction itérative
- Plus particulièrement pour les nodules en verre dépoli

## **Avantages du scanner spectral à comptage photonique à explorer**

- Protocole basse et ultra-basse dose
- Protocole ultra-haute résolution



**MERCI POUR VOTRE ATTENTION**



**CREATIS**

