



**HAL**  
open science

## Development and association of new metrics of dose and image quality for comparing and optimizing protocols in CT imaging

Anne-Catherine Simon, Nadia Othman, Guillaume Boissonnat, Delphine Lazaro, Juan-Carlos García Hernández, L. Berteloot, D. Grevent, Bouchra Habib Geryes, S. Gempp, J. Desrousseaux, et al.

### ► To cite this version:

Anne-Catherine Simon, Nadia Othman, Guillaume Boissonnat, Delphine Lazaro, Juan-Carlos García Hernández, et al.. Development and association of new metrics of dose and image quality for comparing and optimizing protocols in CT imaging. 58es Journées Scientifiques de la Société Française de Physique Médicale, Société Française de Physique Médicale, Jun 2019, Angers, France. pp.35-36, 10.1016/j.ejmp.2019.09.137 . cea-04558838

**HAL Id: cea-04558838**

**<https://cea.hal.science/cea-04558838v1>**

Submitted on 25 Apr 2024

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



# Développement et association de nouvelles métriques de qualité image et de dose pour la comparaison et l'optimisation de protocoles en imagerie scanner de diagnostic

A.C. Simon<sup>a</sup>, N. Othman<sup>a</sup>, G. Boissonnat<sup>a</sup>, D. Lazaro<sup>a</sup>, J.C. Garcia-Hernandez<sup>a</sup>, L. Berteloot<sup>b</sup>, D. Grevent<sup>b</sup>, B. Habib Geryes<sup>b</sup>, S. Gempp<sup>c</sup>, J. Desrousseaux<sup>c</sup>, E. Bigand<sup>c</sup>, M. Benkreira<sup>c</sup>, M. Vincent<sup>c</sup>, S. Capdeville<sup>c</sup>, J.M. Nigoul<sup>c</sup>, B. Farman<sup>c</sup>, E. Garnier<sup>c</sup>, N. Nomikosoff<sup>c</sup>

<sup>a</sup>CEA, LIST/Gif-sur-Yvette/France

<sup>b</sup>Necker-Enfants Malades University Hospital/Paris/France

<sup>c</sup>Assistance Publique - Hôpitaux de Marseille/Marseille/France

Projet financé par l'ANSM

Anne Catherine Simon | CEA Saclay, Plateforme DOSEO  
58<sup>èmes</sup> Journées Scientifiques de la SFPM, Angers 06 juin 2019



## DÉCLARATION PUBLIQUE D'INTÉRÊTS

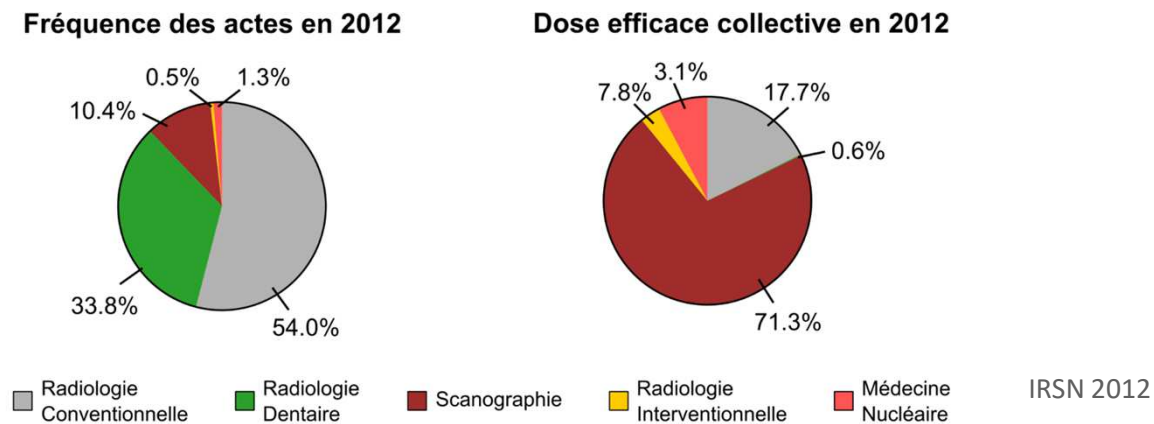
Durant les cinq dernières années :

Je ne déclare aucun lien d'intérêt.

## Développement et association de nouvelles métriques de dose et de qualité image pour la comparaison et l'optimisation de protocoles en imagerie scanner de diagnostic

### ■ Contexte

- ✓ Niveau des doses délivrées par l'imagerie scanner de diagnostic



### ✓ Enjeu majeur

- Diminuer les doses délivrées aux patients, notamment pour les personnes les plus vulnérables (population pédiatrique, patients subissant des scanners réguliers) tout en **préservant une qualité image suffisante** pour obtenir un diagnostic correct

## ■ Difficulté : métriques limitées

### ✓ Dose

- Indices machines (CTDIvol, PDL...) indépendants de la morphologie du patient et non représentatifs de la dose aux organes

### ✓ Qualité Image

- Mesures physiques (rapport signal sur bruit...) non adaptées (algorithmes de reconstruction itératifs...) et **inadéquates** (car décorréées de la tâche diagnostique)

## ■ Objectifs

### ✓ Développement de métriques plus adaptées

- Qualité Image : modèle mathématique **lié à une tâche clinique**
- Dosimétrie : modèle Monte Carlo du scanner DOSEO → dose simulée

### ✓ Quantification objective du rapport qualité image / dose

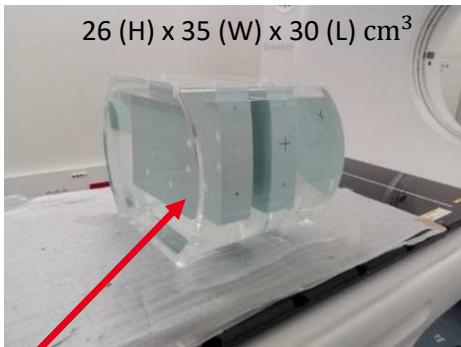
# Développement et association de nouvelles métriques de dose et de qualité image pour la comparaison et l'optimisation de protocoles en imagerie scanner de diagnostic

- Contexte et objectifs
- Métriques développées et association
- Exploitation - Résultats
- Conclusions et perspectives

# MÉTRIQUES DÉVELOPPÉES

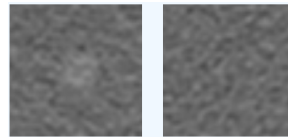
# LES MÉTRIQUES DÉVELOPPÉES

Conception d'un fantôme de « qualité image » dédié de type torse

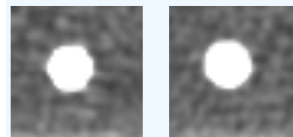


Plaque de discrimination avec des inserts à distinguer

Tâche détection



Tâche discrimination



Extraits de scans des plaques de détection et de discrimination

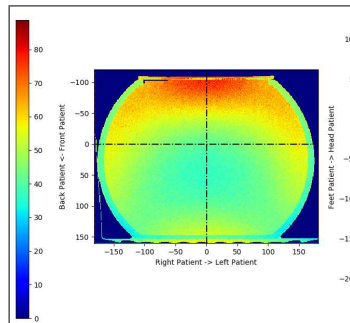
## Métrie de dose

= Dose simulée par Monte Carlo

- Modélisation et validation du scanner DOSEO
- Calculs de la dose dans le fantôme dédié, pour les mêmes configurations d'irradiation



Scanner de la plateforme DOSEO (GE Discovery 750 HD)



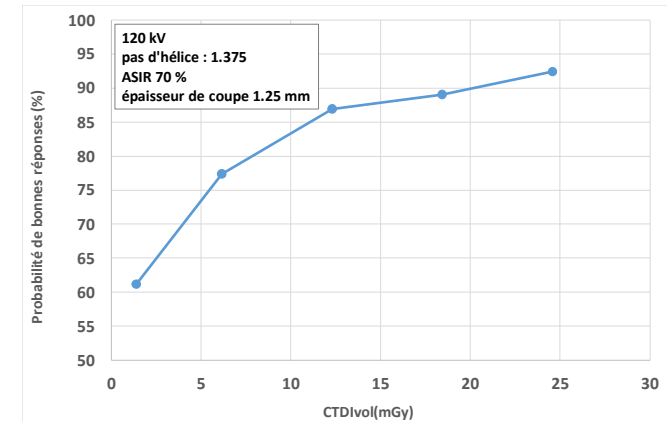
Cartes de dose dans le fantôme dédié

## Métrie de qualité image

= Modèle observateur mathématique (NPWE, Non Pre-Whitening Eye filter)

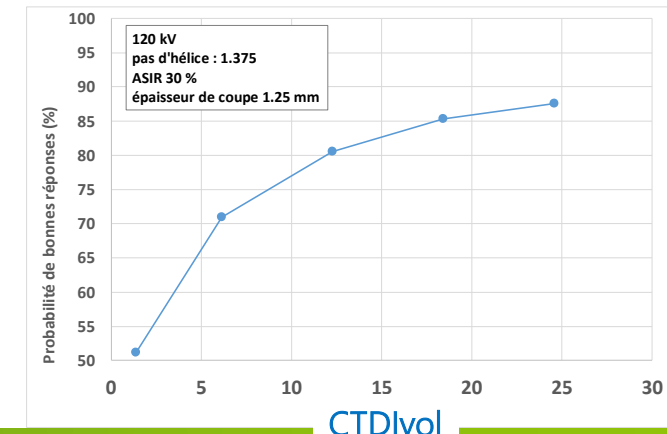
- Calcul d'un indice de détectabilité (taux de bonnes réponses), par type de tâche clinique, par taille de lésion, par configuration d'irradiation/reconstruction scanner
- Validé et recalé par une étude clinique (13 radiologues et physiciens médicaux de l'hôpital Necker et de l'AP-HM)

Tâche de détection (insert 5 mm)



Probabilité de bonnes réponses

Tâche de discrimination (insert 6,35 mm)

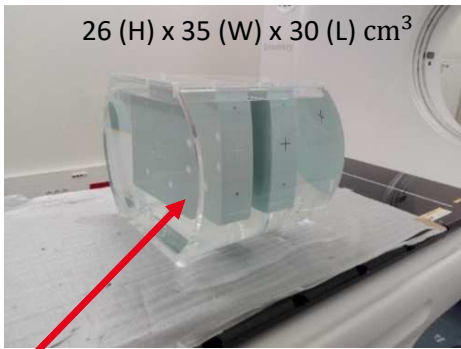


CTDIvol



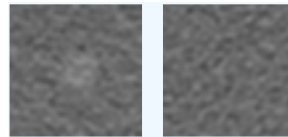
# LES MÉTRIQUES DÉVELOPPÉES

Conception d'un fantôme de « qualité image » dédié de type torse

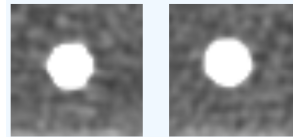


Plaque de discrimination avec des inserts à distinguer

Tâche détection



Tâche discrimination



Extraits de scans des plaques de détection et de discrimination

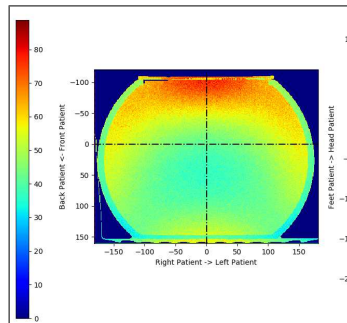
## Métrie de dose

= Dose simulée par Monte Carlo

- Modélisation et validation du scanner DOSEO
- Calculs de la dose dans le fantôme dédié, pour les mêmes configurations d'irradiation



Scanner de la plateforme DOSEO (GE Discovery 750 HD)



Cartes de dose dans le fantôme dédié

Dose simulée dans une région d'intérêt du fantôme de qualité image

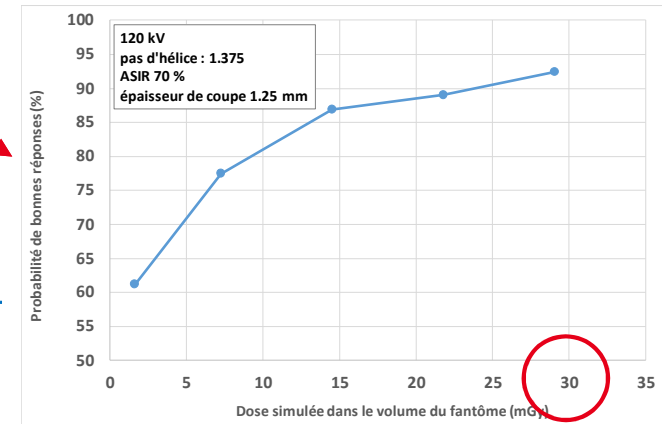
## Métrie de qualité image

= Modèle observateur mathématique (NPWE, Non Pre-Whitening Eye filter)

- Calcul d'un indice de détectabilité (taux de bonnes réponses), par type de tâche clinique, par taille de lésion, par configuration d'irradiation/reconstruction scanner
- Validé et recalé par une étude clinique (13 radiologues et médecins de l'hôpital Necker et de l'AP-HM)

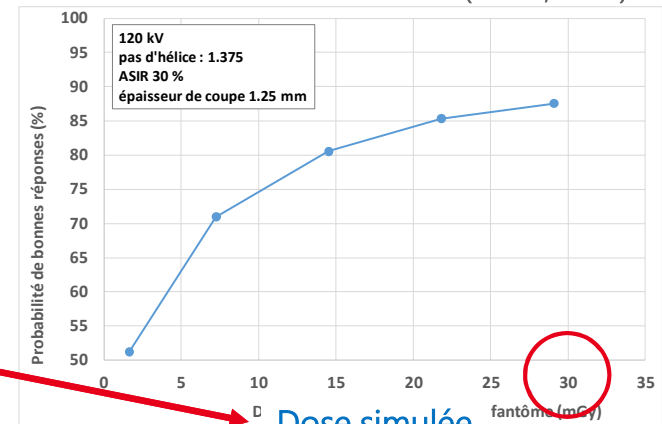
Calcul de l'indice de détectabilité par l'observateur mathématique

Tâche de détection (insert 5 mm)



Probabilité de bonnes réponses

Tâche de discrimination (insert 6,35 mm)



Dose simulée fantôme (mGy)

# RÉSULTATS

## INFLUENCE DE PARAMÈTRES D'IRRADIATION OU DE RECONSTRUCTION

- Campagne d'acquisition d'images scanner QI (Qualité Image)

- Paramètres

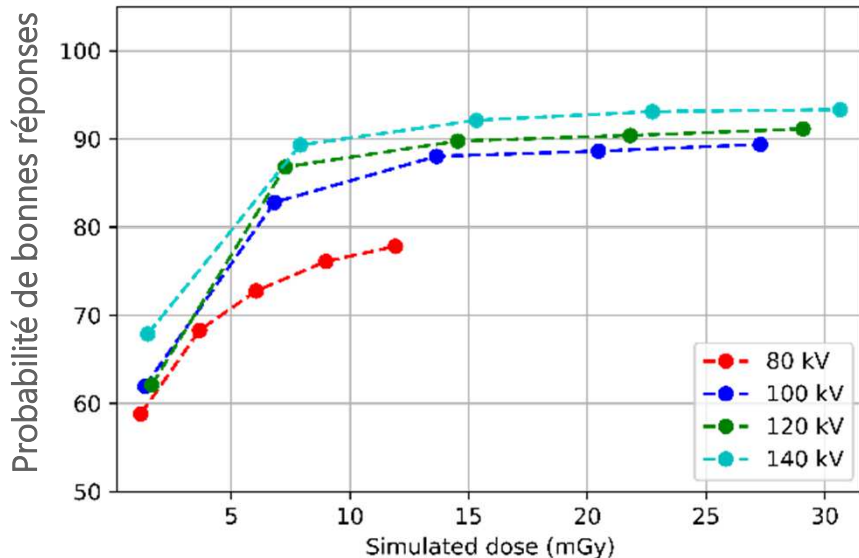
✓ Tension, pas d'hélice, épaisseur de reconstruction...

- Exemple

Tâche de détection

Influence de la tension

Dimension: 3.5 mm, ASIR: 5570%, Thickness: 5 mm, Pitch: 1.37

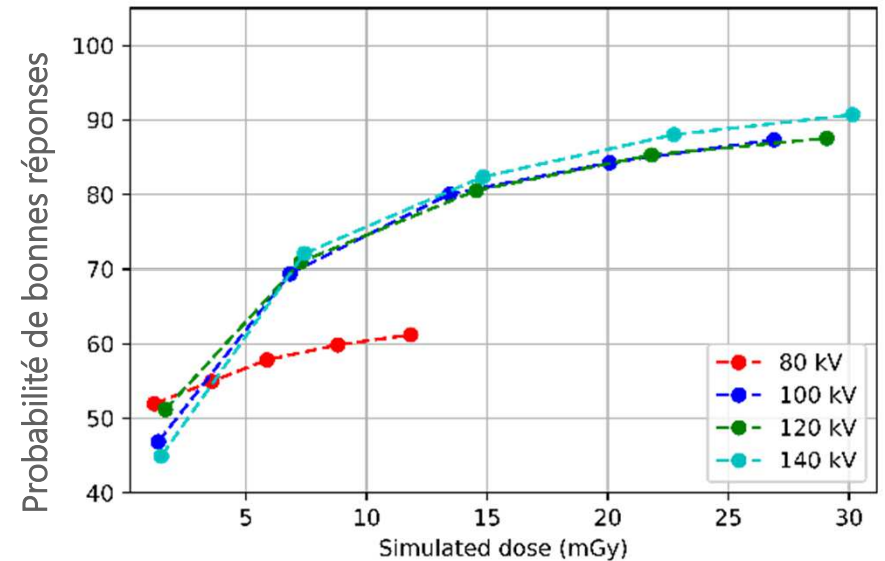


Tâche de détection

➔ On peut diminuer la dose sans dégrader beaucoup la QI.

Tâche de discrimination

Dimension: 6.35 mm, ASIR: 5530%, Thickness: 1.25 mm, Pitch: 1.37



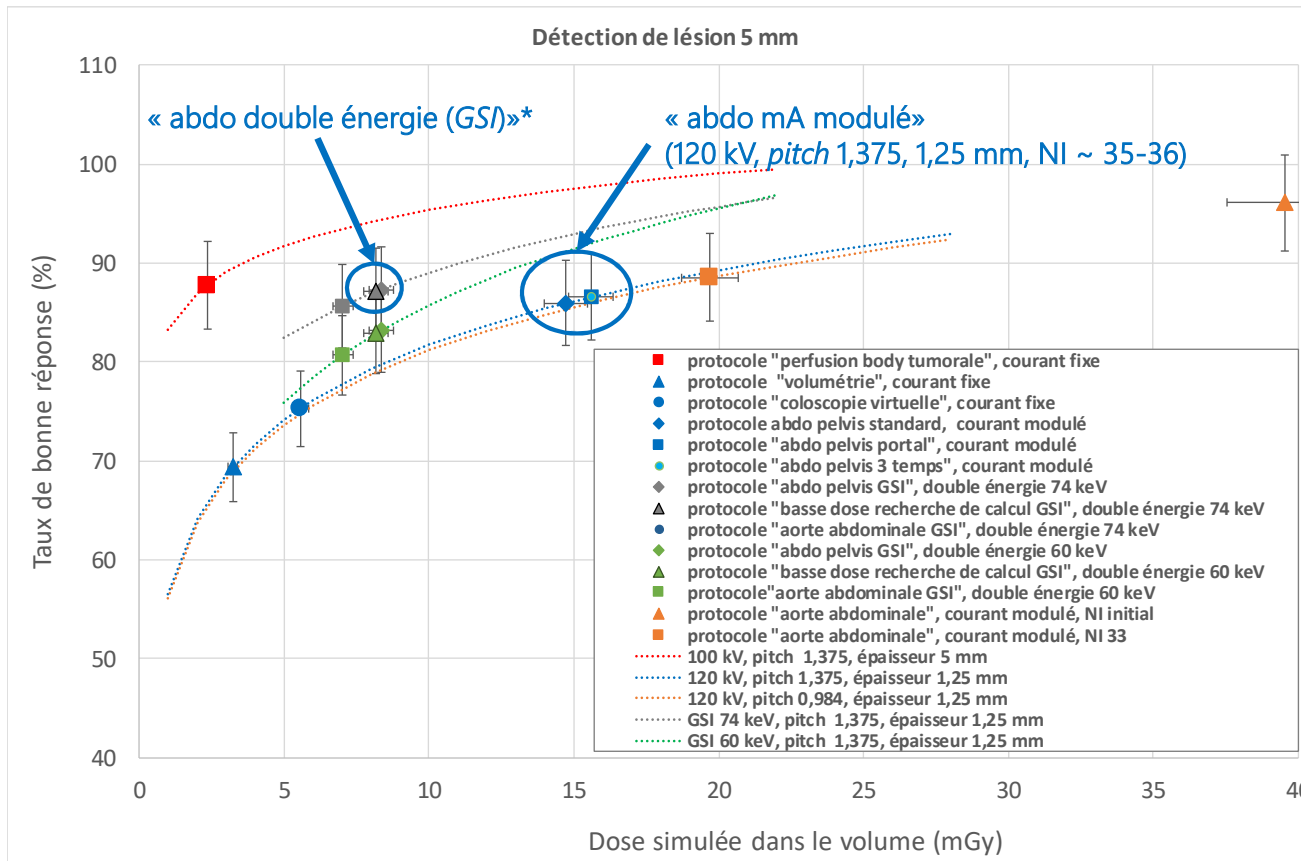
Tâche de discrimination

➔ Compromis à trouver entre dose et qualité image

- Evaluation et comparaison d'une dizaine de protocoles standards abdomen
  - ✓ 100 kV, 120 kV, double énergie (GSI)
  - ✓ Courant fixe, courant modulé
  - ✓ Pas d'hélice 0,984 et 1,375
  - ✓ Épaisseurs de coupe 1,25 mm et 5 mm

## COMPARAISON DE PROTOCOLES

### ■ Tâche de détection (insert 5 mm)



**Mode double énergie (ou spectral, GSI) :**  
 Alternance rapide entre 80 kV et 140 kV  
 → Nouvelles visualisations / fonctionnalités

**Même QI pour dose moindre**  
 → Intérêt du mode GSI (avec ASIR)

NRD abdo-pelvis : 17 mGy

\* courbes non vérifiées par rapport aux humains

## CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES

### ■ Conclusions

- ✓ Mise en œuvre et association de deux métriques
  - Dose simulée par Monte Carlo dans un fantôme dédié
  - Qualité image : **modèle observateur NPWE lié à des tâches cliniques** de détection et de discrimination de lésions
- ✓ Visualisation simultanée de ces deux indicateurs
  - Comparaison de protocoles scanner donnés, à lier au besoin clinique
  - Intérêt du mode double énergie (*GSI avec ASIR*) (pour scanner GE Discovery CT750 HD)

➔ Premiers pas vers une méthodologie standardisée d'évaluation et d'optimisation des protocoles scanner

### ■ Perspectives

- ✓ Aller vers l'application clinique, pour aider à l'optimisation des protocoles scanner
- ✓ Réalisation de fantômes avec lésions plus réalistes, et de taille **pédiatrique**
- ✓ Association avec un logiciel dédié.





**MERCI POUR VOTRE ATTENTION**  
**Merci aux participants de l'étude clinique**

Contact : [anne-catherine.simon@cea.fr](mailto:anne-catherine.simon@cea.fr)

## ANNEXES



## ■ Modèles observateurs

- ✓ Rôle : Evaluer une qualité image liée à une tâche diagnostique (détection de petites lésions, discrimination de lésions malignes...)
- ✓ Propriété : reproduire les compétences d'observateurs humains expérimentés

## ■ Choix et implémentation du modèle NPWE (Non Pre-Whitening Eye filter model)

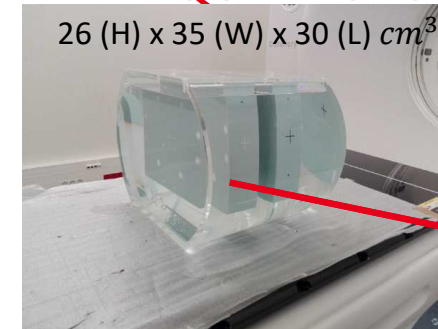
- ✓ Caractéristiques
  - Mesures physiques (résolution spatiale, niveau de bruit)
  - Mesures psychophysiques (fonction de sensibilité en contraste de l'œil, intra-variabilité de l'observateur)
  - Mesures liées au diagnostic
    - Tâches cliniques (détection, discrimination)
    - Profils de lésions (taille, forme)
- ✓ Calcul d'un indice de détectabilité pour chaque configuration

$$d'_{NPWE}^2 = \frac{[\iint MTF^2(u, v) W_{task}^2(u, v) E^4(u, v) du dv]^2}{\iint NPS(u, v) MTF^2(u, v) W_{task}^2(u, v) E^4(u, v) du dv}$$

## Validation du modèle observateur

### ✓ Etude clinique

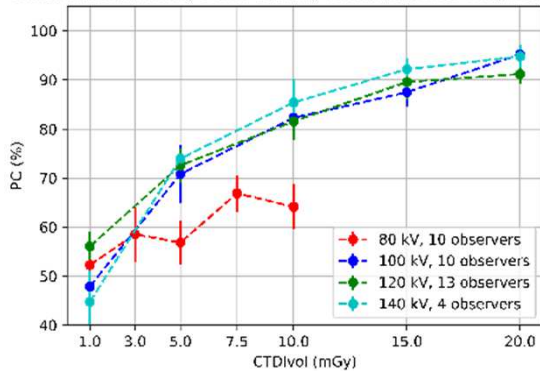
- Analyse par des observateurs humains expérimentés (tests 2-AFC) (13 radiologues/physiciens médicaux de l'hôpital Necker et de l'AP-HM)
- Images scanner acquises sur le scanner de la plateforme DOSEO (GE Discovery CT750 HD)
- Conditions d'irradiation variables (dose, tension, pas d'hélice, ...) autour d'un protocole standard abdomen



Extraits de scans des plaques de détection et de discrimination

Taux de bonnes réponses **humains** =  $f(\text{CTDIvol})$   
pour chaque jeu de paramètres  
(irradiation, reconstruction, tâche, lésion)

Dimension: 6.35 mm, ASIR: 5530%, Thickness: 1.25 mm, Pitch: 1.37

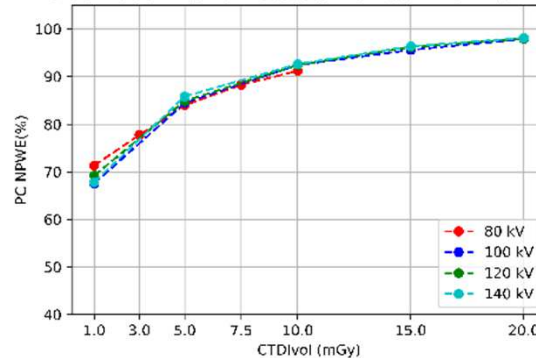


Observateurs humains

### ✓ Recalage et validation de l'observateur mathématique

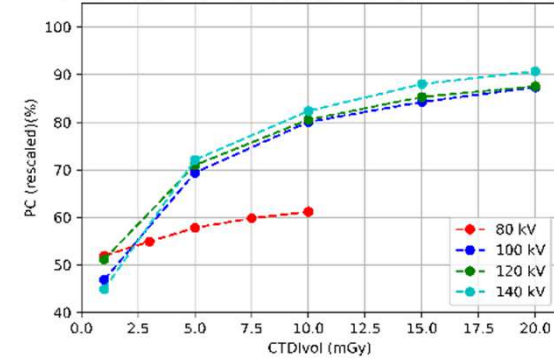
Taux de bonnes réponses **NPWE** =  $f(\text{CTDIvol})$   
pour chaque jeu de paramètres

Dimension: 6.35 mm, ASIR: 5530%, Thickness: 1.25 mm, Pitch: 1.37



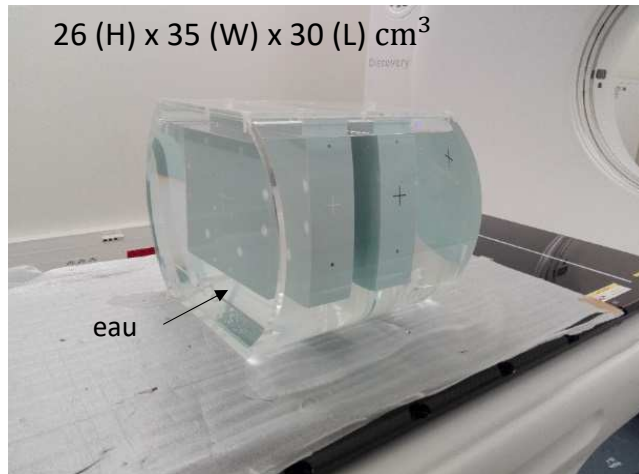
Observateur mathématique initial

Dimension: 6.35 mm, ASIR: 5530%, Thickness: 1.25 mm, Pitch: 1.37



Observateur mathématique recalé

## Fantôme de type torse



## Plaques de Plastic Water® (20 x 20 x 6 cm<sup>3</sup>)

### Tâche de détection

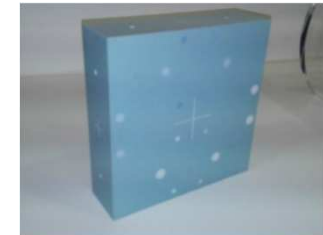


Inserts cylindriques en  
résine époxy  
(diamètres 3.5, 5 and 7 mm)



Plaque sans insert  
(image sans signal)

### Tâche de discrimination



Inserts en Teflon de sections  
circulaires et hexagonales  
(diamètres 6.35 and 12.7 mm)  
=> Benign and malignant lesions



### ■ Modélisation complète du scanner de la plateforme DOSEO (CEA Saclay)

- ✓ Éléments constitutifs du tube RX (filtres papillons, collimations...)
- ✓ Mouvement hélicoïdal, courant modulé en Z

### ■ Validation

- ✓ Fantômes dosimétriques et anthropomorphes
- ✓ Chambres d'ionisation et dosimètres OSL



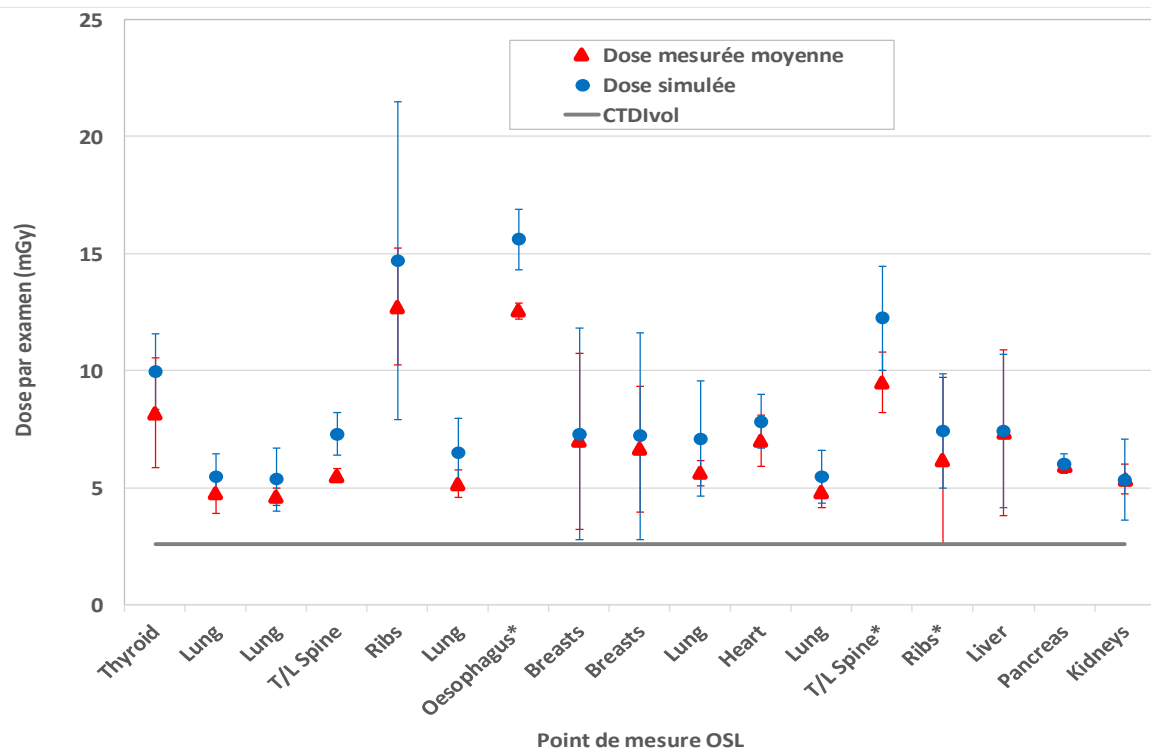
Scanner de la plateforme  
DOSEO  
(GE Discovery 750 HD)



## ■ Résultats sur fantôme enfant

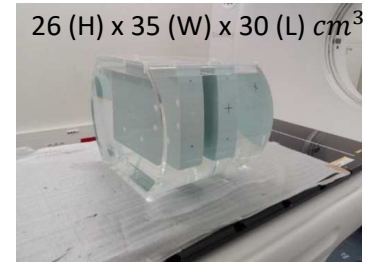
 Protocole

Zone anatomique	Tension (kV)	Courant (mA)	Pas de l'hélice	Filtre papillon	Collimation (mm)	CTDI <sub>vol</sub> affiché (mGy)
Thorax	80	400	1,375	Small (Small Body)	40	2,59



- CTDI<sub>vol</sub> 2 à 5-6 fois plus faible que les doses estimées (mesurées ou simulées)
- Dû à l'emploi d'un SFOV (Scan Field Of View) non adapté à la pédiatrie, utilisant un fantôme  $\phi 32$  cm pour le calcul du CTDI<sub>vol</sub>

# ASSOCIATION OBSERVATEUR NPWE ET DOSE SIMULÉE



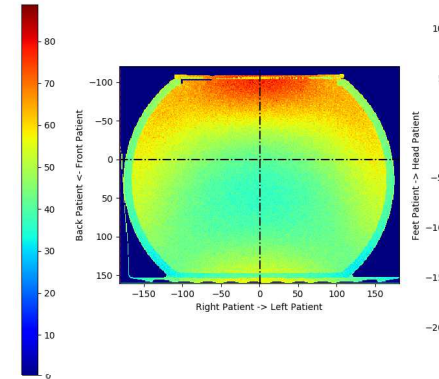
## ■ Dose simulée dans le fantôme dédié

- ✓ Dans les conditions d'irradiation des expériences de qualité image (courant, tension, pitch, ...)
- ✓ Dans l'ensemble du volume ou dans une région d'intérêt

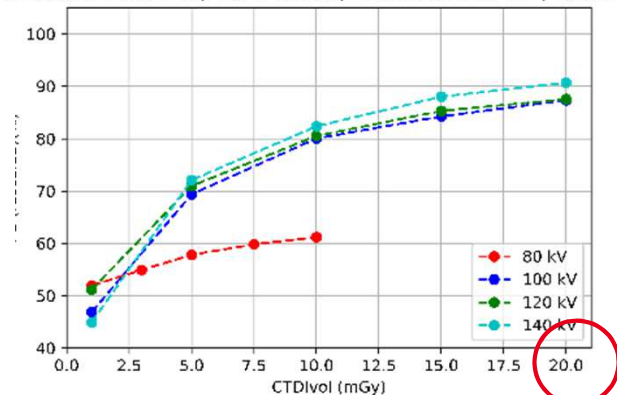
## ■ Probabilité de bonnes réponses du modèle observateur recalé

- ✓ Utilisation des taux de bonnes réponses obtenus lors des expériences de qualité image

Exemple : tâche de discrimination, insert 6,35 mm  
(pas d'hélice 1,375, ASIR 30 %, épaisseur coupe 1,25 mm)



Dimension: 6.35 mm, ASIR: 5530%, Thickness: 1.25 mm, Pitch: 1.37

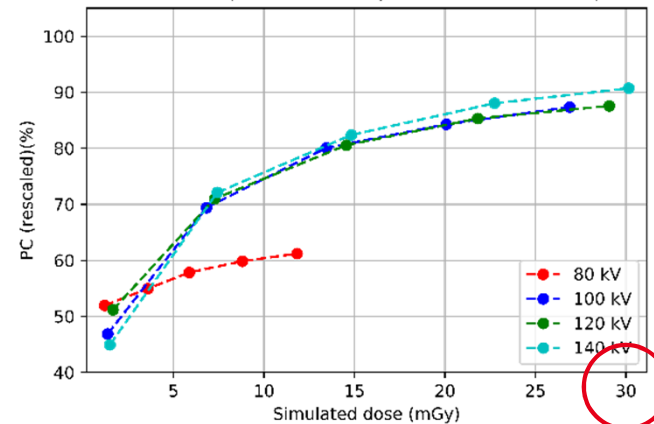


Probabilité de  
bonnes  
réponses

CTDIvol



Dimension: 6.35 mm, ASIR: 5530%, Thickness: 1.25 mm, Pitch: 1.37



→ Limites du  
CTDIvol comme  
indicateur de dose.

Dose simulée dans une région d'intérêt du fantôme

## COMPARAISON DE PROTOCOLES STANDARDS

### ■ Évaluation de protocoles standards

#### ✓ Méthodologie

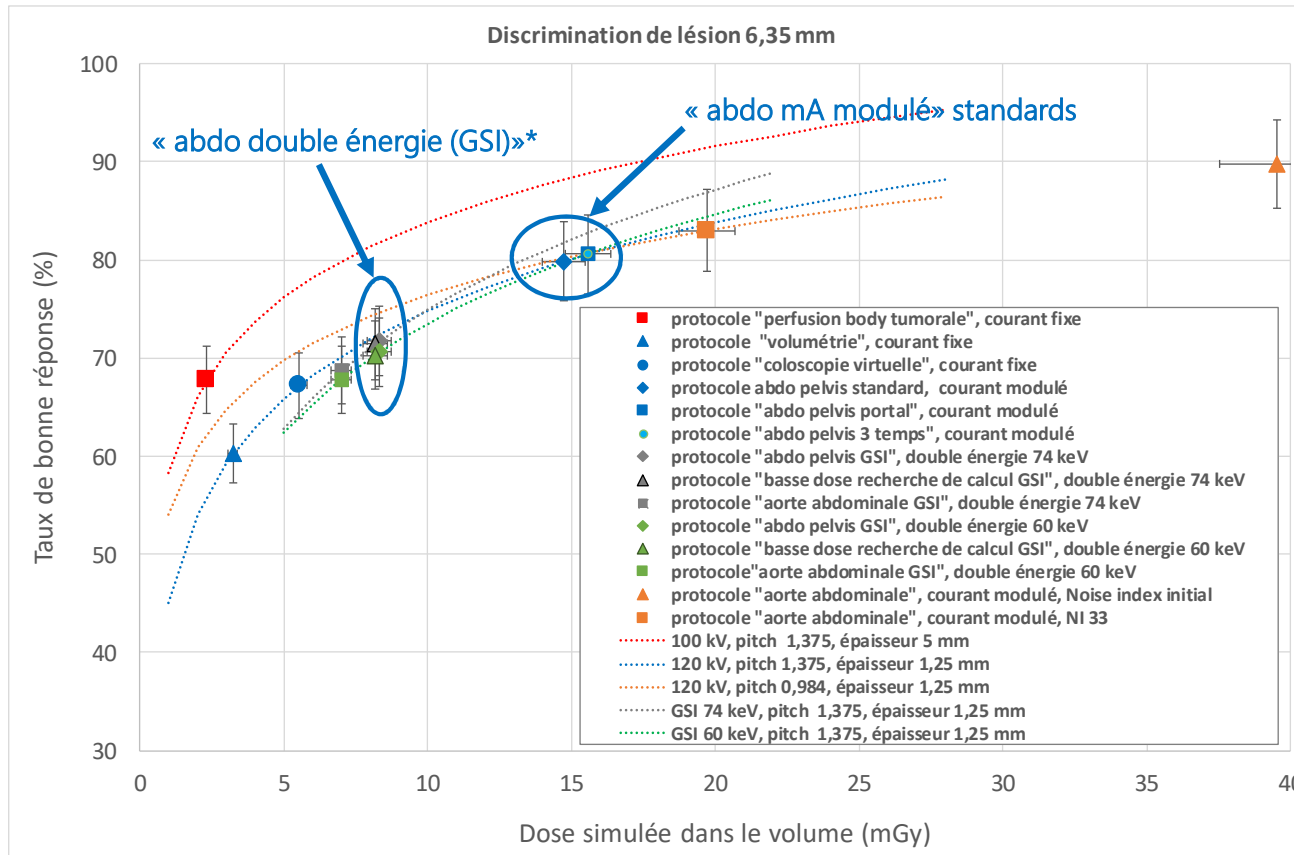
- ✎ Régression logarithmique des points (dose simulée, taux de bonnes réponses) par condition (kV, pitch, épaisseur de reconstruction)
- ✎ Détermination de courants de référence pour le fantôme QUADOS dans le cas de protocoles à courant modulé, pour chaque pitch
- ✎ Détermination de facteurs de passage entre épaisseurs de reconstruction 1,25 mm et 5 mm à partir des réponses sur la tâche de détection, insert de 5 mm

#### ✓ Comparaison d'une dizaine de protocoles standards abdomen DOSEO et AP-HM

- ✎ 100 kV, 120 kV, GSI
- ✎ Courant fixe, courant modulé
- ✎ Pas d'hélice 0,984 et 1,375
- ✎ Épaisseurs de coupe 1,25 mm et 5 mm

## COMPARAISON DE PROTOCOLES

- Tâche de discrimination (insert 6,35 mm)



NRD abdo-pelvis : 17 mGy

\* courbes non vérifiées par rapport aux humains