

Evaluation objective de la détection à bas contraste en CT

Damien Racine
Institut de Radiophysique, Lausanne



Introduction

Le **scanner** représente **10%** des examens
mais **68%** de la dose effective totale



Contexte

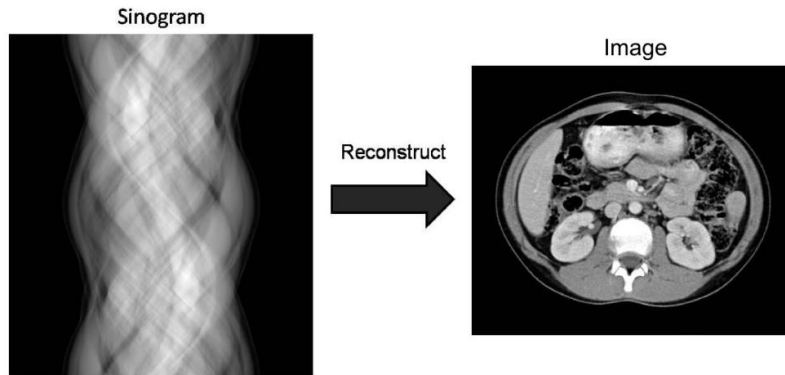
Mettre en place une collaboration dans le cadre de **l'ORaP** afin d'**optimiser** la **radioprotection** du patient et du personnel :

- Evaluation de la machine
- Utilisation clinique



Evaluation **de la qualité d'image** :

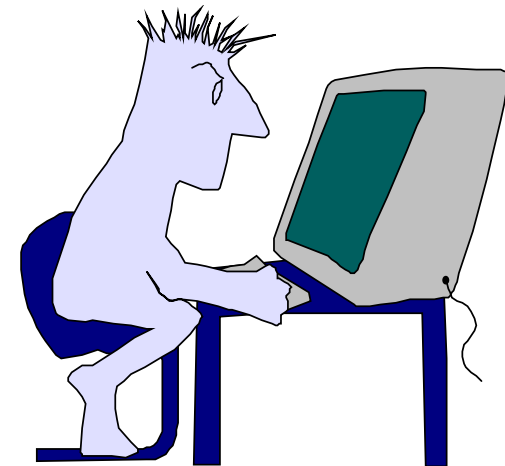
résolution spatiale
rapport signal sur bruit



La qualité d'image est évaluée par des études **ROC** mais cela est **chronophage** et **difficile à implémenter**



Les algorithmes itératifs introduisent un **nouveau challenge** dans l'évaluation de la qualité d'image



Matériels and Méthodes

Données d'acquisition

Un fantôme bas contraste avec :

2 tailles de billes

5 et 8mm

2 niveaux de contraste

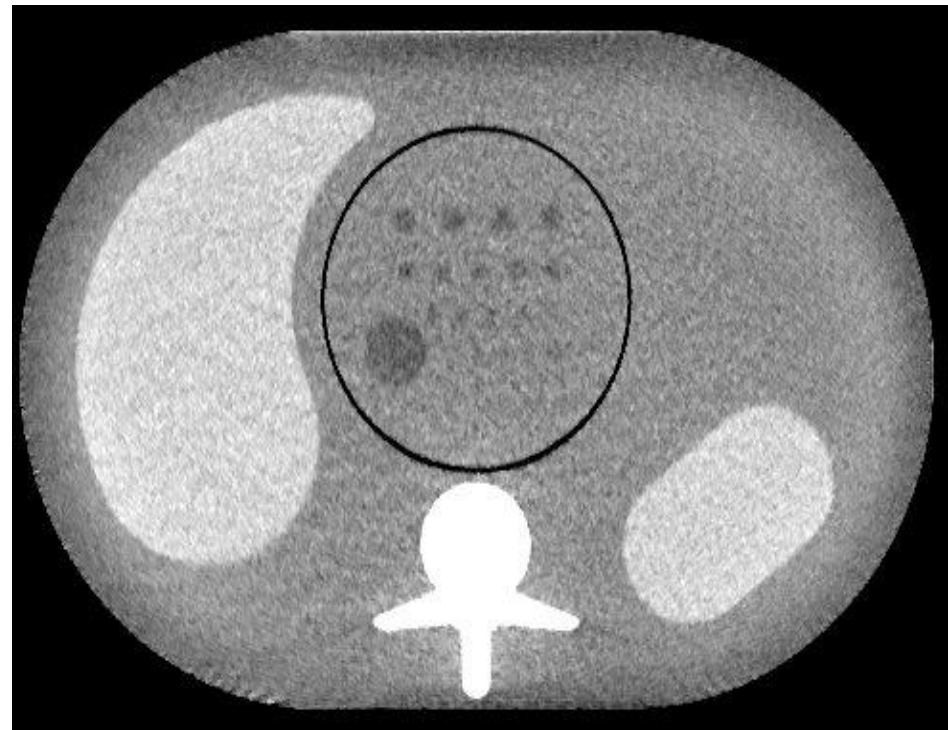
10 et 20HU

4 niveaux de dose

5, 10, 15, et 20 mGy

3 algorithmes

FBP, ASIR, et MBIR



Matériels and Méthodes

Données d'acquisition

Un fantôme bas contraste avec :

2 tailles de billes

5 et 8mm

2 niveaux de contraste

10 et 20HU

4 niveaux de dose

5, 10, 15, et 20 mGy

3 algorithmes

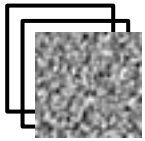
FBP, ASIR, et MBIR



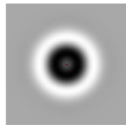
Matériels and Méthodes

Channelized Hotelling Observer – CHO

Image de bruit



X



=

Réponse λ_n

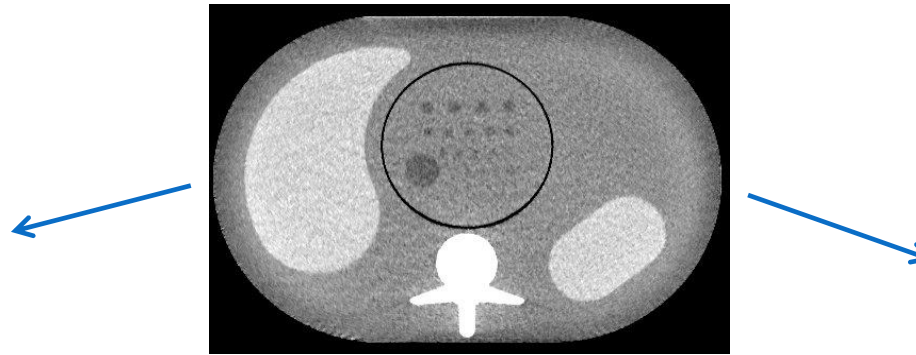
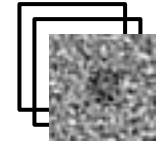
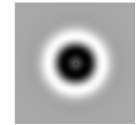


Image avec signal



X



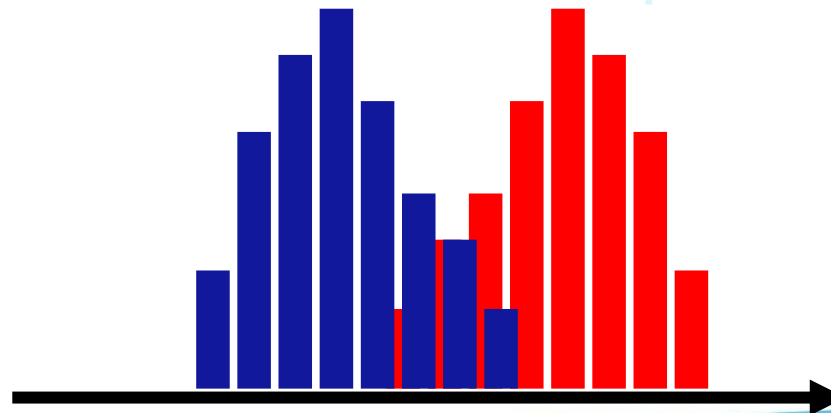
=

Réponse λ_s

$$\lambda_i = w^T \cdot v_i$$

pathologie
absente

pathologie
présente



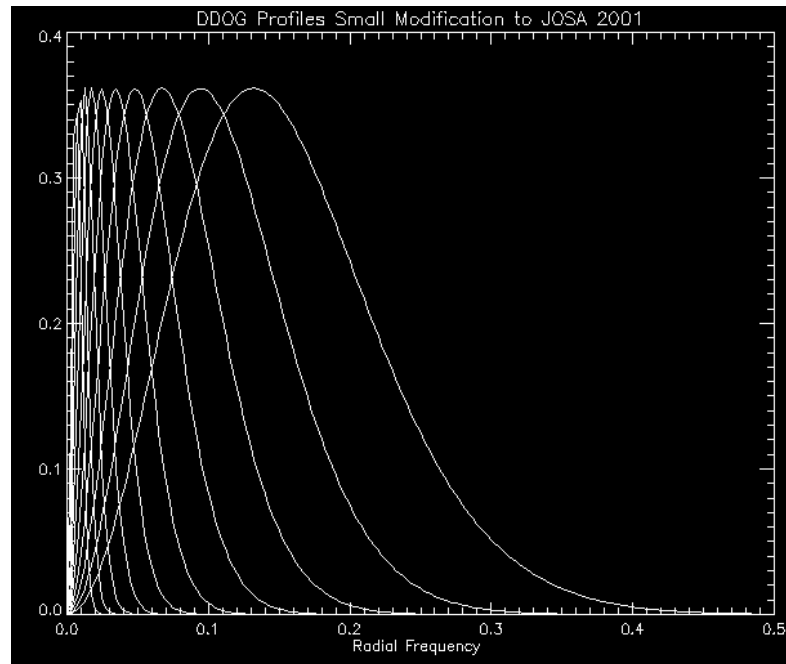
Variable de décision

Matériels and Méthodes

Channel Dense difference-of-Gaussians

Les **channels** représentent la **sélectivité fréquentielle** de la vision humaine

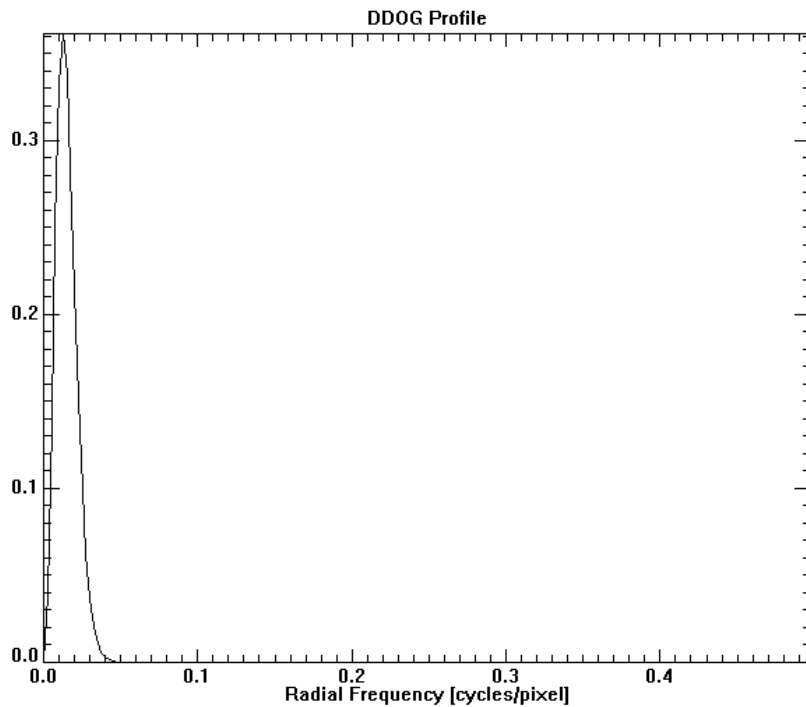
L'utilisation de channels permet de **réduire** la **dimensionnalité**



Profil des Channels

Matériels and Méthodes

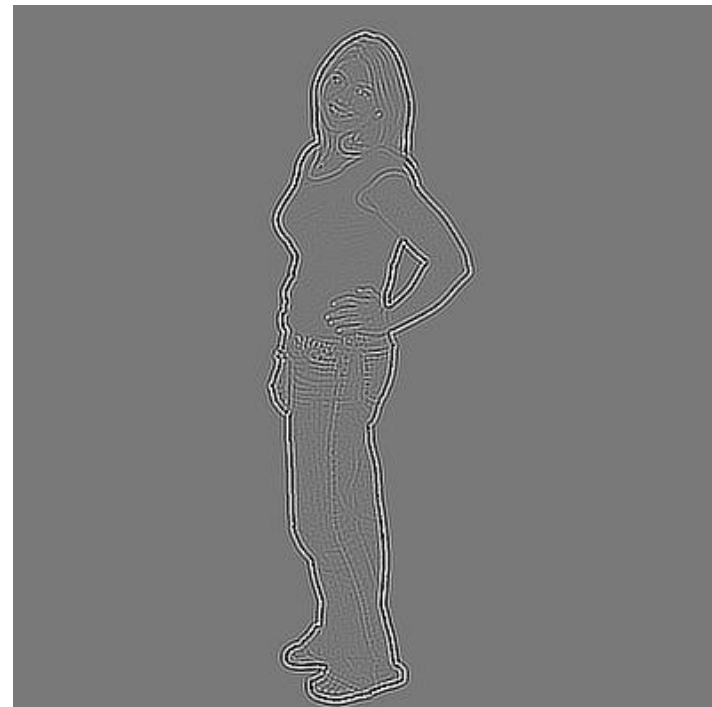
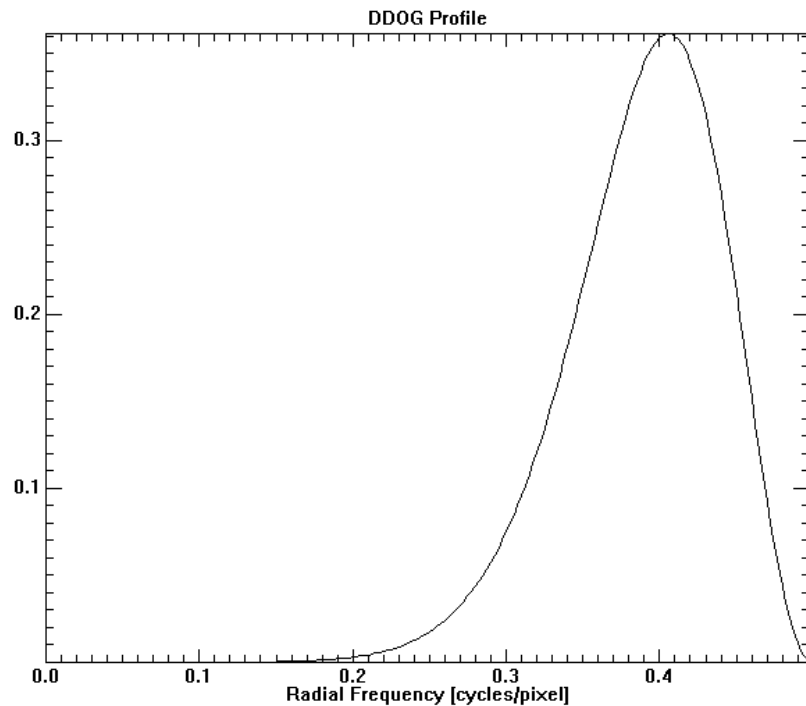
Channel Dense difference-of-Gaussians



$$(v_1 = u_1^t g)$$

Matériels and Méthodes

Channel Dense difference-of-Gaussians



$$(v_{10} = u_1^t g)$$

Matériels and Méthodes

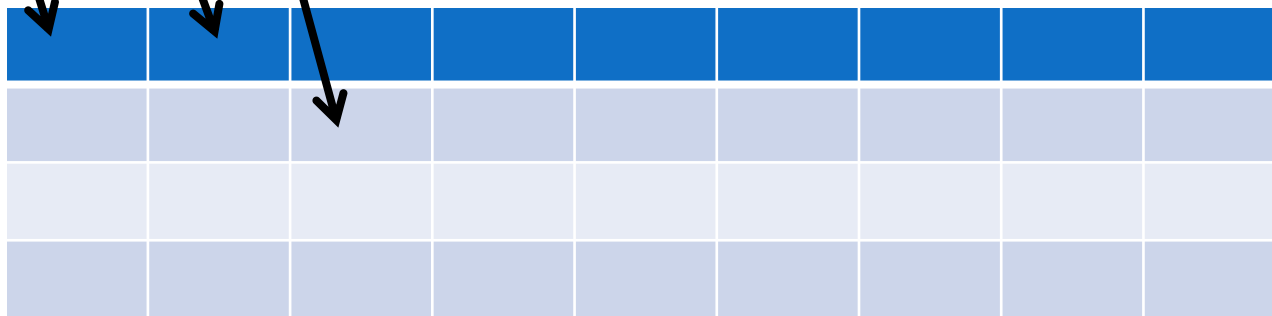
Template



Produit scalaire entre channel 1 (vecteur ligne) x ROI bruit 1 (vecteur colonne)

Produit scalaire entre channel 1 x ROI bruit 2

Produit scalaire entre channel 2 x ROI bruit 3



Exemple pour 4 channels

Matériels and Méthodes

Template

Données

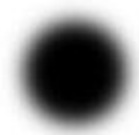


Matrice de covariance

⁻¹

Signal théorique

X



=

Template

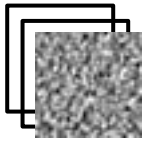
--	--	--	--

(Inversion matrice → decorrelation du bruit)

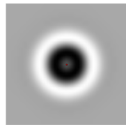
Matériels and Méthodes

Channelized Hotelling Observer – CHO

Image de bruit



X



=

Réponse λ_n

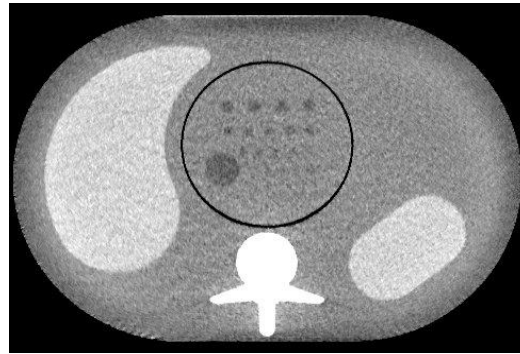
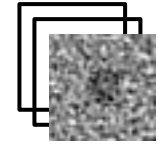
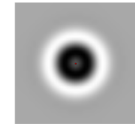


Image avec signal



X



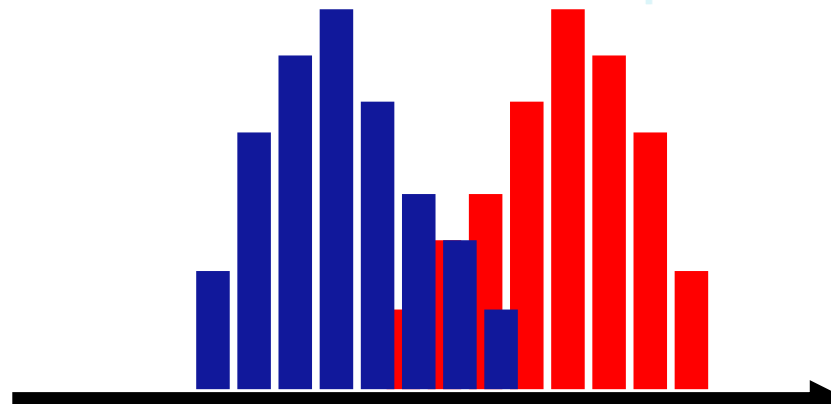
=

Réponse λ_s

$$\lambda_i = w^T \cdot v_i$$

pathologie
absente

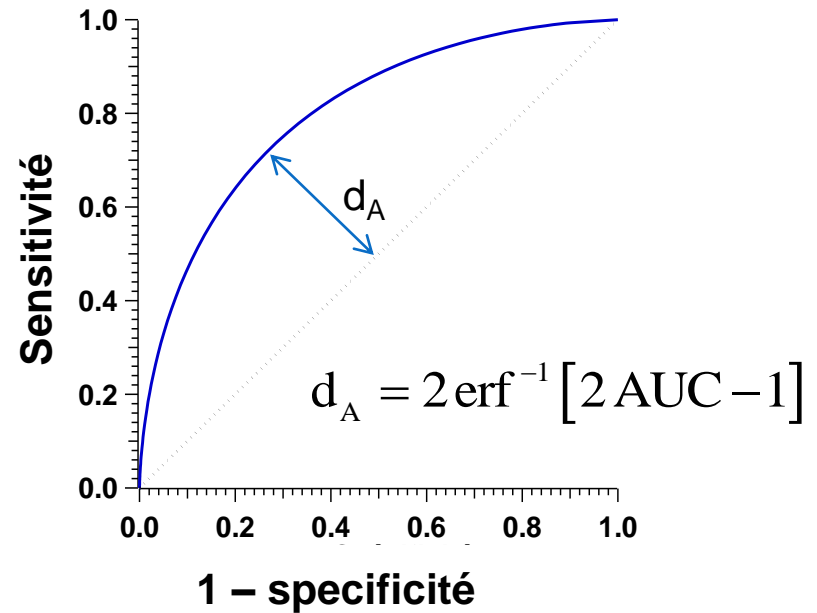
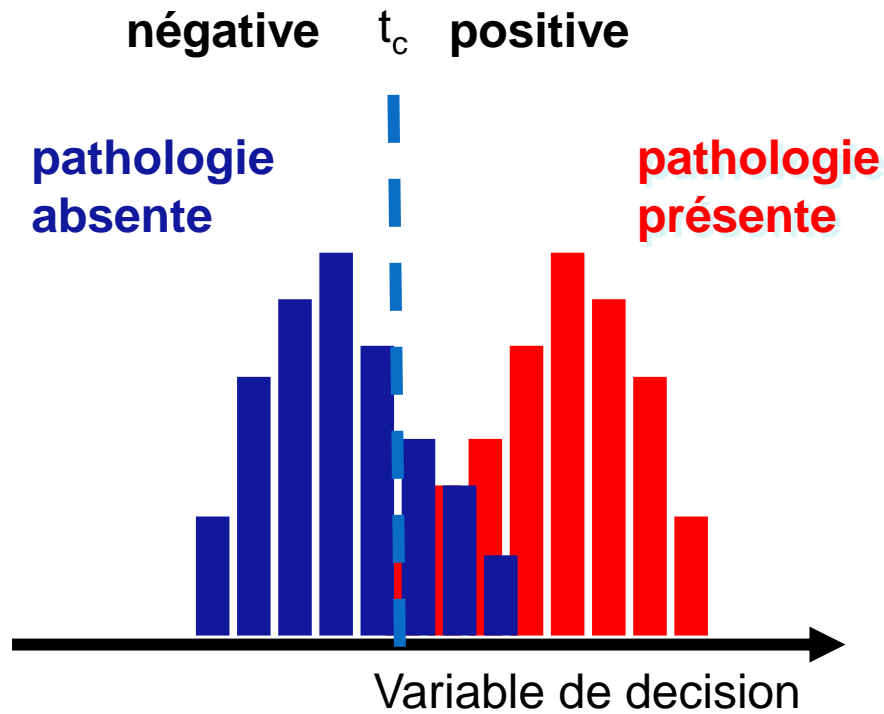
pathologie
présente



Variable de décision

Matériels and Méthodes

Channelized Hotelling Observer – CHO



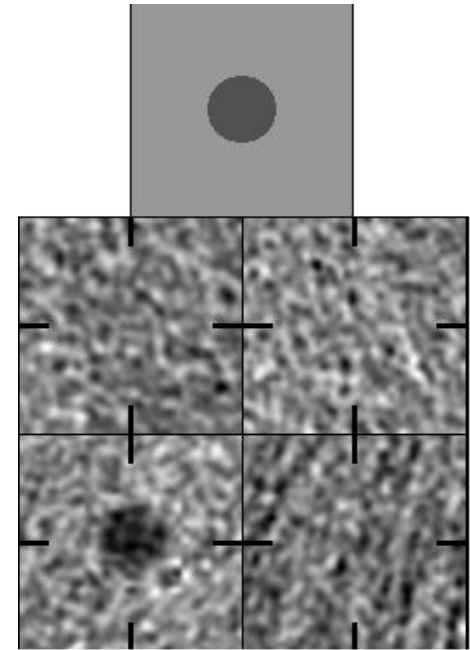
Matériels and Méthodes

Observateurs humains

Les humains ont effectué un test **4AFC**.

Au total **1440 images** ont été évalué.

Une **catégorie** est la combinaison entre:
un **algorithme**
un **niveau de dose**
une **taille de bille**
un **niveau de contraste**.

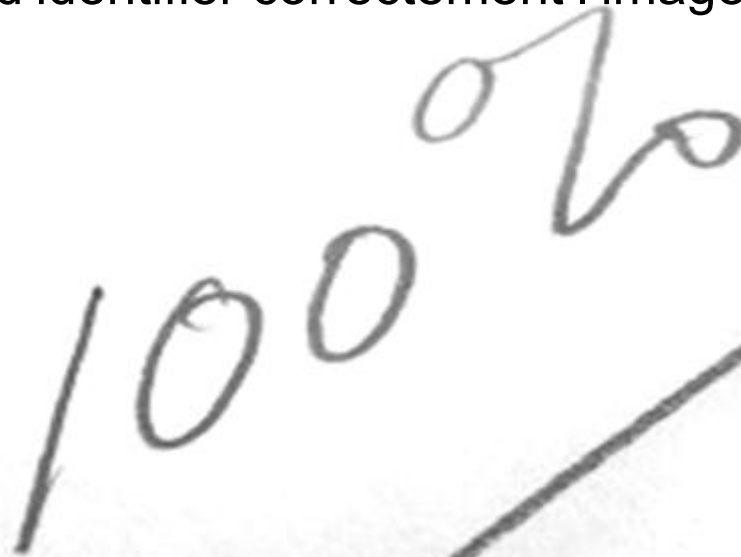


Matériels and Méthodes

Observateurs humains

Pour chaque catégorie un **pourcentage correct** (PC) est obtenu

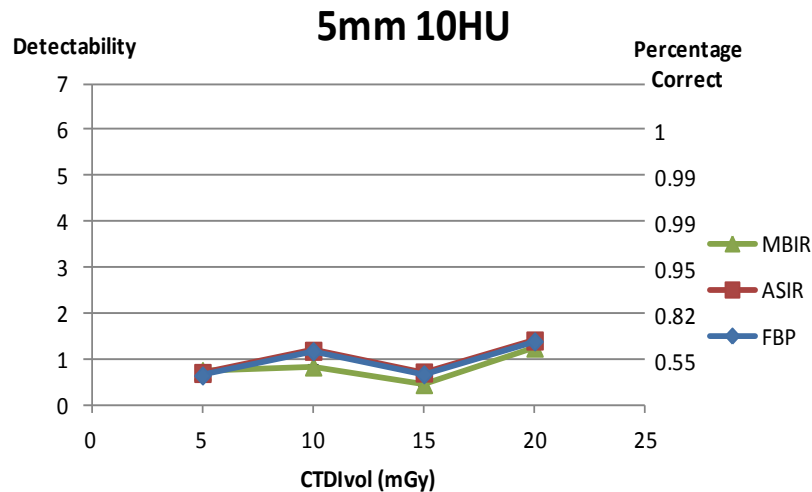
PC = probabilité d'identifier correctement l'image.



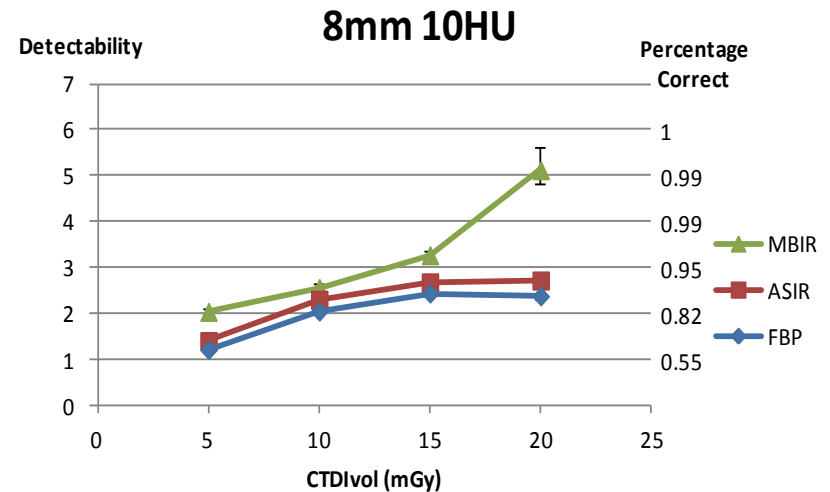
100 20

Résultats

Comparaison entre FBP, ASIR et MBIR



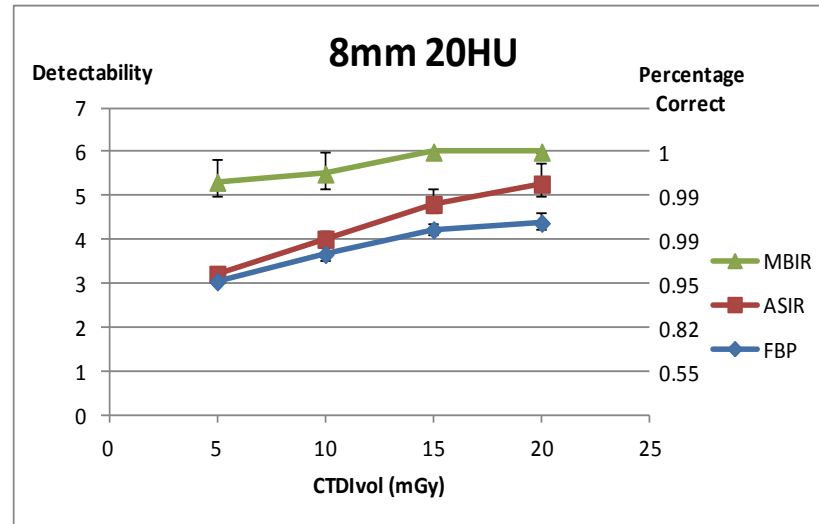
Pour les signaux de 5mm/10HU, **Les performances** sont très **similaires**



Pour les signaux de 8mm/10HU, **MBIR augmente** la détectabilité

Résultats

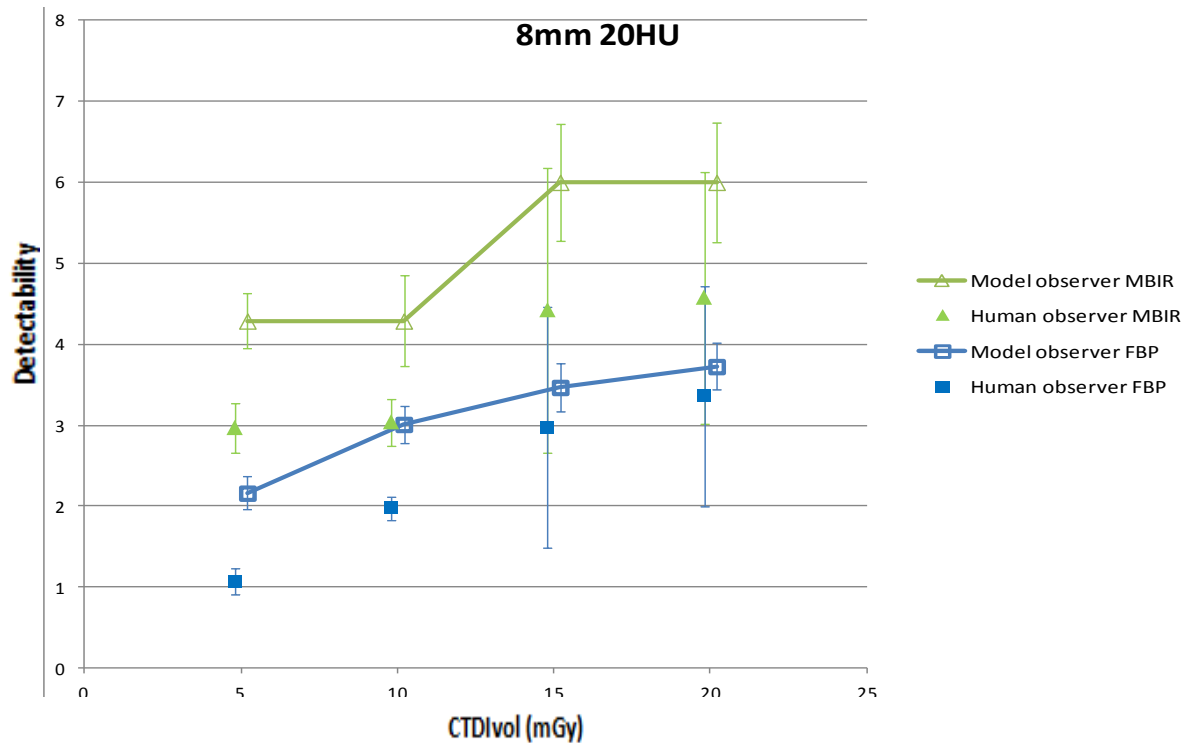
Comparaison entre FBP, ASIR et MBIR



Pour les signaux de 8mm/20HU, **MBIR** donne une très **bonne détectabilité** même à **basse dose**.

Résultats

Bruit interne

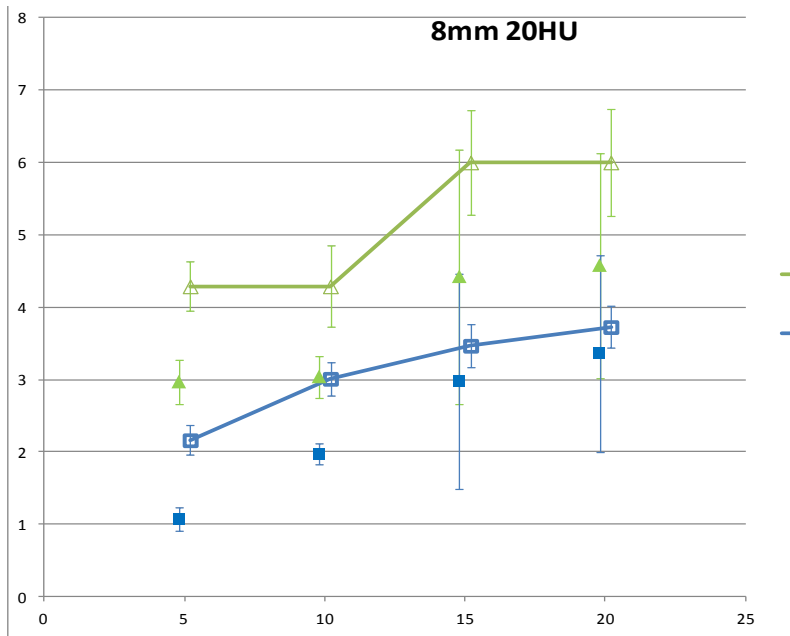


Les résultats des observateurs humains montrent une **augmentation** de la **déteçtabilité en fonction** de la **dose**.

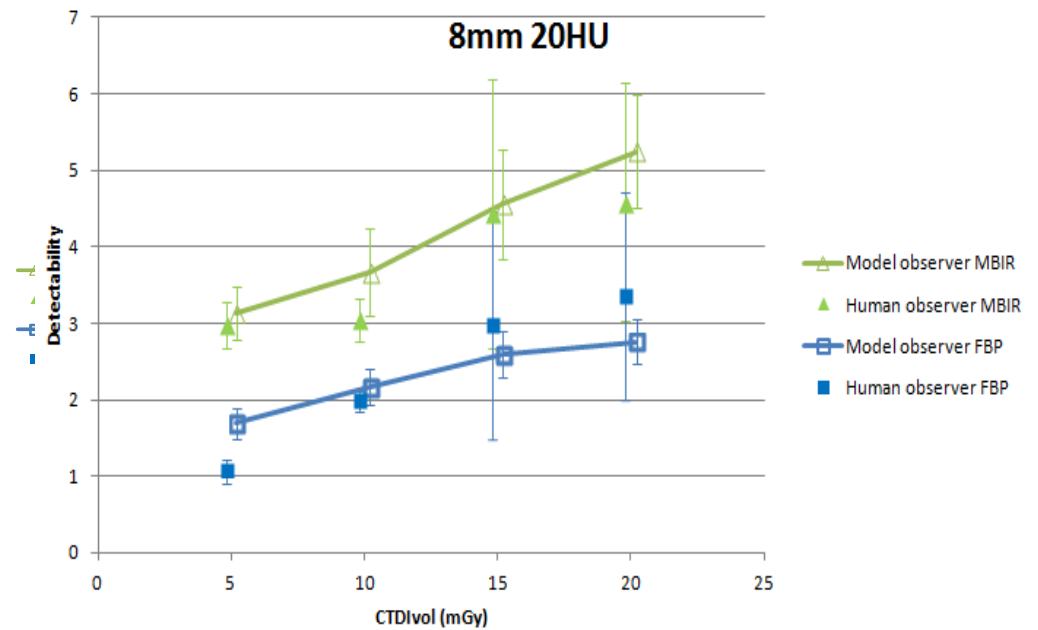
Résultats

Bruit interne

$$\lambda_{noisy} = \lambda + \varepsilon$$



Sans bruit interne



Avec bruit interne

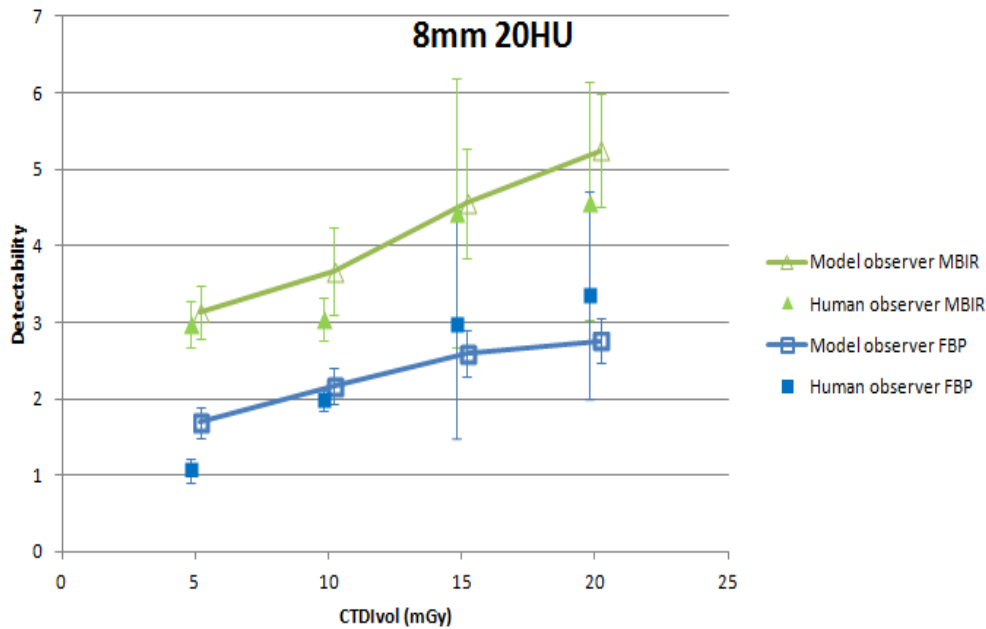
Résultats

Bruit interne

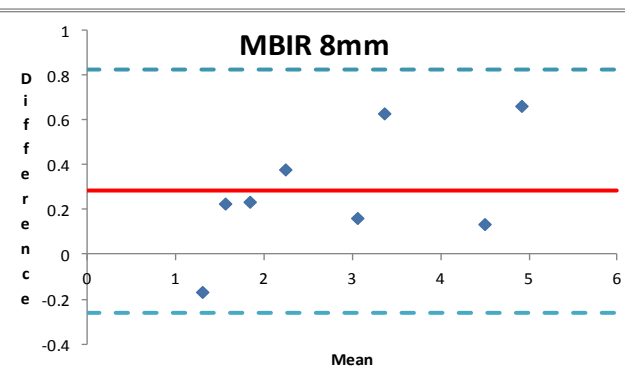
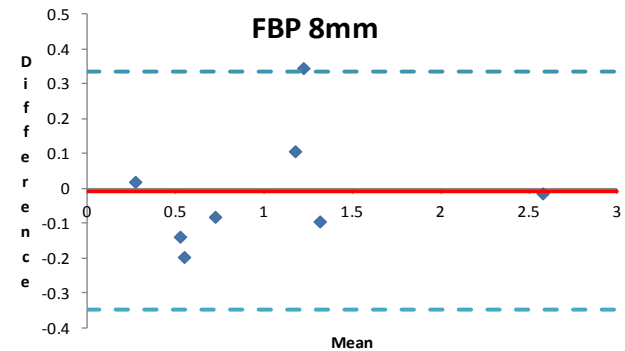
Coefficient de Pearson

MBIR = 0.986

FBP = 0.948



Graphique de Bland-Altman



Discussion

La tendance est à la **réduction de dose**

Le **modèle CHO** est utilisé pour étudier la **qualité d'image**



Limitations

La **matrice de covariance** est seulement calculée avec les ROI ne contenant **pas le signal**

Le fond est **homogène**

Les données pour l'**entraînement** et le **test** sont **identiques**

Conclusion

- ✓ **Forte corrélation** entre le **modele CHO** et les **observateurs humains**
- ✓ **MBIR augmente** la **délectabilité** à bas contraste

Perspective

- ⚠ **Benchmarking** de CT
- ⚠ **Evaluer** le protocole clinique avec **la dose** et un **indicateur de qualité d'image.**



Linear mathematical model observer's formalism

Image \rightarrow vectorized image

$$g(x, y) = \begin{bmatrix} g_{0,0} & g_{0,1} & \cdots & g_{0,m} \\ g_{1,0} & g_{1,1} & \cdots & g_{1,m} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ g_{n,0} & g_{n,1} & \cdots & g_{n,m} \end{bmatrix} \rightarrow \mathbf{g} = \begin{bmatrix} g_{0,0} \\ g_{0,1} \\ g_{0,m} \\ g_{1,0} \\ g_{1,1} \\ \vdots \\ \vdots \\ g_{n,m} \end{bmatrix}$$

Mean signal present vector

$$\langle \mathbf{g}_s \rangle = \frac{\sum \mathbf{g}_s}{N}$$

Template \rightarrow vectorized template

$$w(x, y) = \begin{bmatrix} w_{0,0} & w_{0,1} & \cdots & w_{0,m} \\ w_{1,0} & w_{1,1} & \cdots & w_{1,m} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ w_{n,0} & w_{n,1} & \cdots & w_{n,m} \end{bmatrix} \rightarrow \mathbf{w} = \begin{bmatrix} w_{0,0} \\ w_{0,1} \\ w_{0,m} \\ w_{1,0} \\ w_{1,1} \\ \vdots \\ \vdots \\ w_{n,m} \end{bmatrix}$$

Mean signal absent vector

$$\langle \mathbf{g}_n \rangle = \frac{\sum \mathbf{g}_n}{N}$$

Noise covariance matrix: $\mathbf{K} = \left\langle \left[\mathbf{g} - \langle \mathbf{g} \rangle \right]^T \left[\mathbf{g} - \langle \mathbf{g} \rangle \right] \right\rangle$