

33^{ème} journées des L.A.R.D

Comparaison objective de la résolution spatiale et de la détection à bas contraste en utilisant différents protocoles cliniques

Damien Racine, Anaïs Viry, Fabio Becce, Sabine Schmidt, Sue Edyvean, Alexandre Ba, François O. Bochud, Alexander Schegerer and Francis R. Verdun

Besançon – 14 octobre 2016



Partie 1

Contexte &
Matériels



Partie 2

Résultats



Partie 3

Conclusion &
Perspectives



Partie 1

Contexte &
Matériels

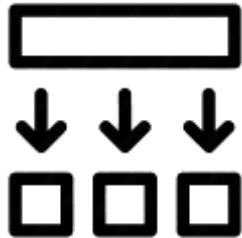
Contexte



Effort majeur consacré à la **dosimétrie**



L'évolution technologique autorise-t-elle une exposition moindre en conservant une **qualité d'image diagnostique équivalente ?**



L'évaluation de la **qualité d'image** doit être **spécifique** à son **utilisation**



La **qualité** d'image

L'évaluation de la qualité d'image
basée sur une **tâche clinique**



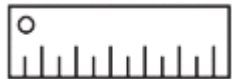
Tâche diagnostique



Image



Observateur



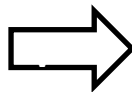
Métrique



Rôle du physicien médical en **imagerie**

Benchmark d'installations

Méthodes standardisées



Protocoles **génériques**

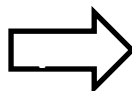
$CTDI_{vol}$ de référence

Modèle idéal

Machines évaluées en fonction des performances techniques

Benchmark de protocoles cliniques

Méthodes variables



Protocoles **locaux**

$CTDI_{vol}$ lié à une indication

Modèle anthropomorphe

Machines évaluées en fonction des performances de l'observateur humain



Scanners

Fabricant	Nom commercial	Algorithme	Commercialisation
General Electric	VCT	ASIR	2008
	Revolution	ASIR-V	2014
Philips	Brilliance	FBP	2006
	Ingenuity Core	Idose	2011
Siemens	Somatom 64	FBP	2003
	Force	Admire	2012
Toshiba	Activion 16	FBP	2007
	Aquilion Prime	AIDR 3D	2012



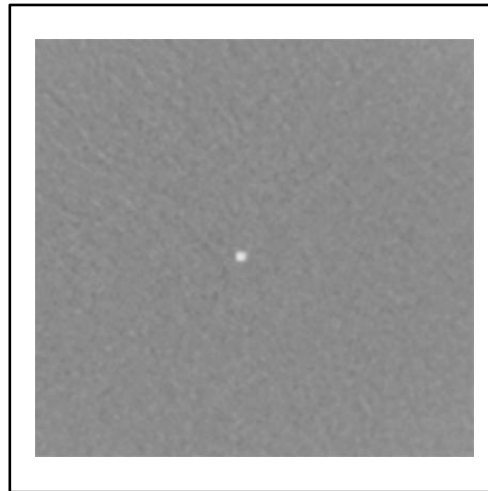
Protocoles cliniques

Localisation	Indication clinique	Tâche
Crane	Accident traumatique	Haut contraste
Abdomen	Recherche calculs rénaux	Haut contraste
Abdomen	Recherche lésions hépatiques	Bas contraste



Tâche diagnostique - 1

Détection de signaux de **haut contraste**
dans un environnement bruité et **homogène**





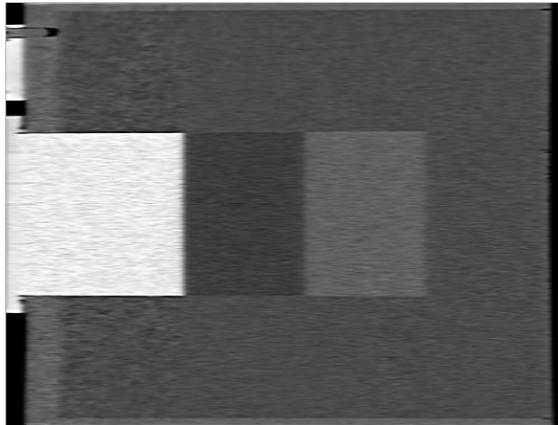
Image

Type

Fantôme cylindrique

Fond uniforme

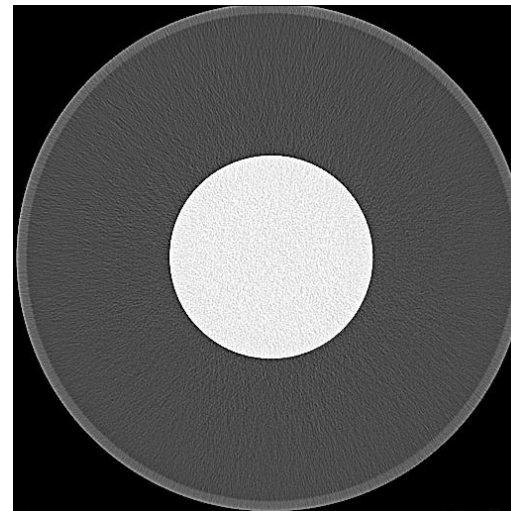
Signal cylindrique



Propriétés des signaux

Diamètre: 100 mm

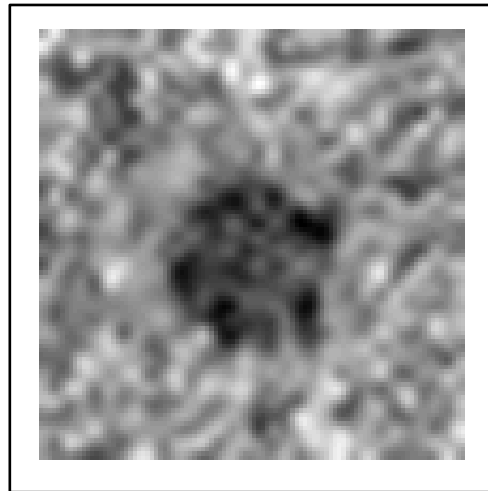
Contraste: 1000 UH





Tâche diagnostique - 2

Détection de signaux de **bas contraste**
dans un environnement bruité et **homogène**

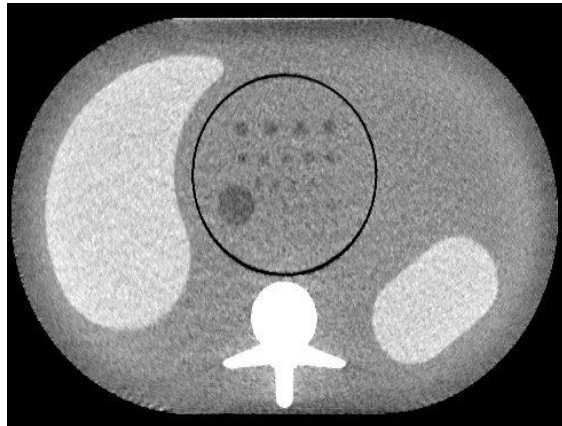




Image

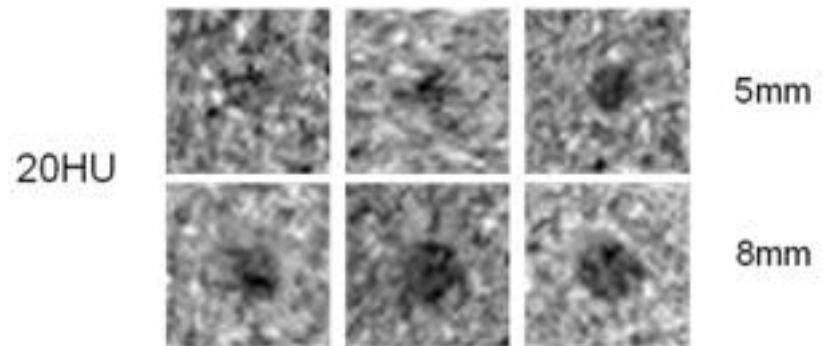
Type

Fantôme abdominal
Différentes tailles
Fond uniforme
Signal sphérique



Propriétés des signaux

Diamètre: 5, 6 et 8 mm
Contraste: 20 UH

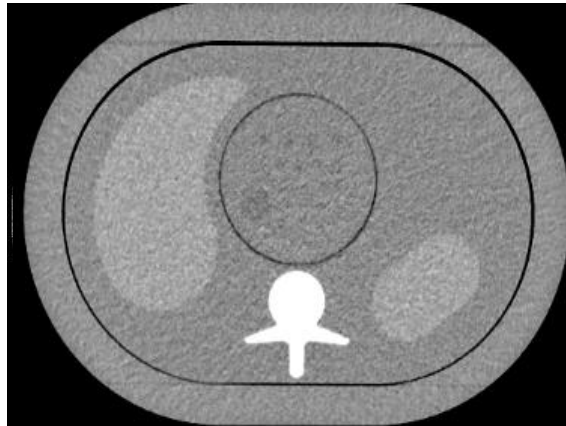




Image

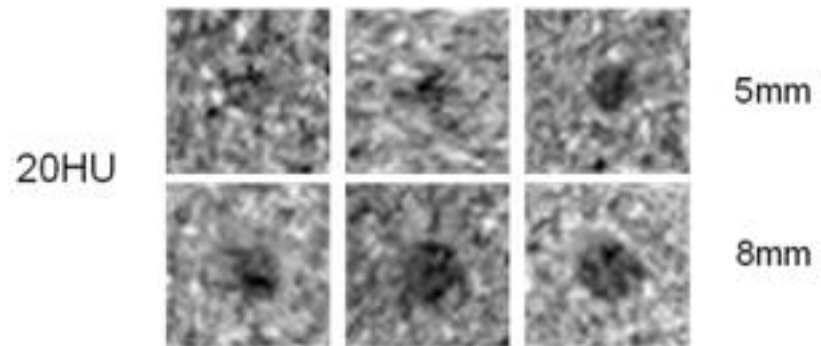
Type

Fantôme abdominal
Différentes tailles
Fond uniforme
Signal sphérique



Propriétés des signaux

Diamètre: 5, 6 et 8 mm
Contraste: 20 UH

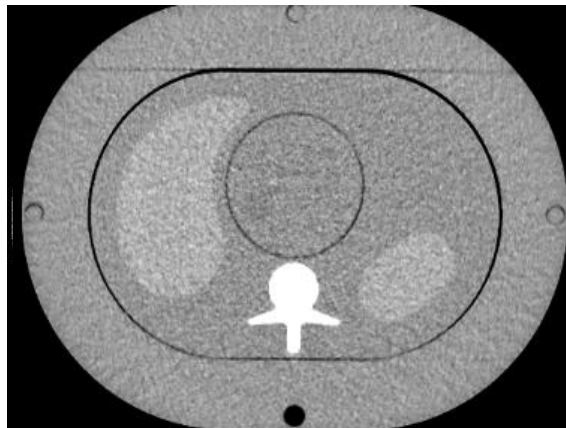




Image

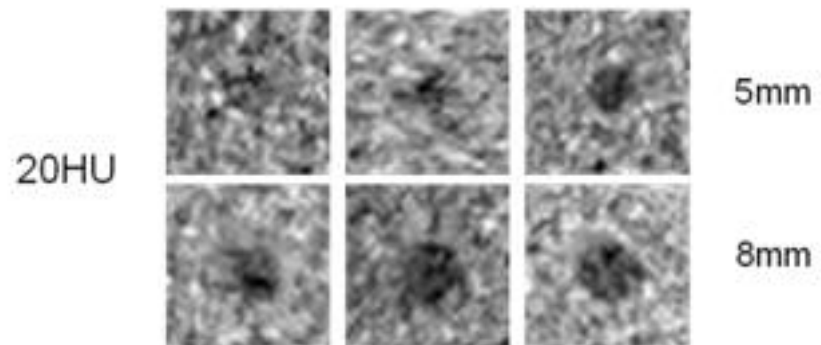
Type

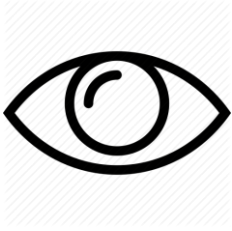
Fantôme abdominal
Différentes tailles
Fond uniforme
Signal sphérique



Propriétés des signaux

Diamètre: 5, 6 et 8 mm
Contraste: 20 UH





Observateur

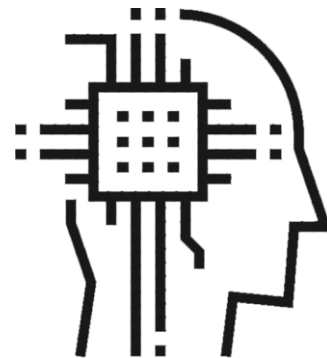


Extraire le maximum d'information

d'une d'image sur des signaux à haut et bas contraste
à l'aide de **modèles d'observateurs linéaires**

Channelized Hotelling Observer (CHO)

avec des canaux « Laguerre-Gauss » et le
Prewhitening matched filter (PW) sont
des **modèles idéaux**.



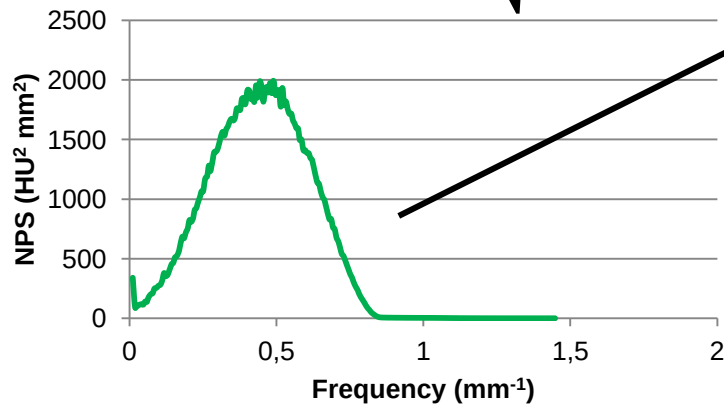
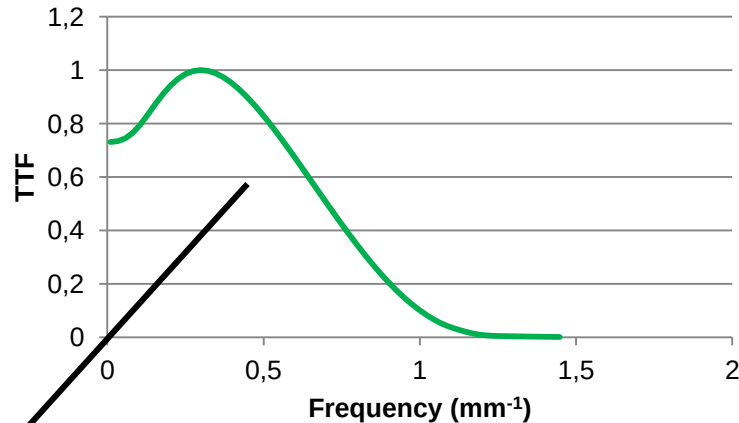


Stratégies de l'observateur **PW**

– lésion Ø 2 mm

Contraste

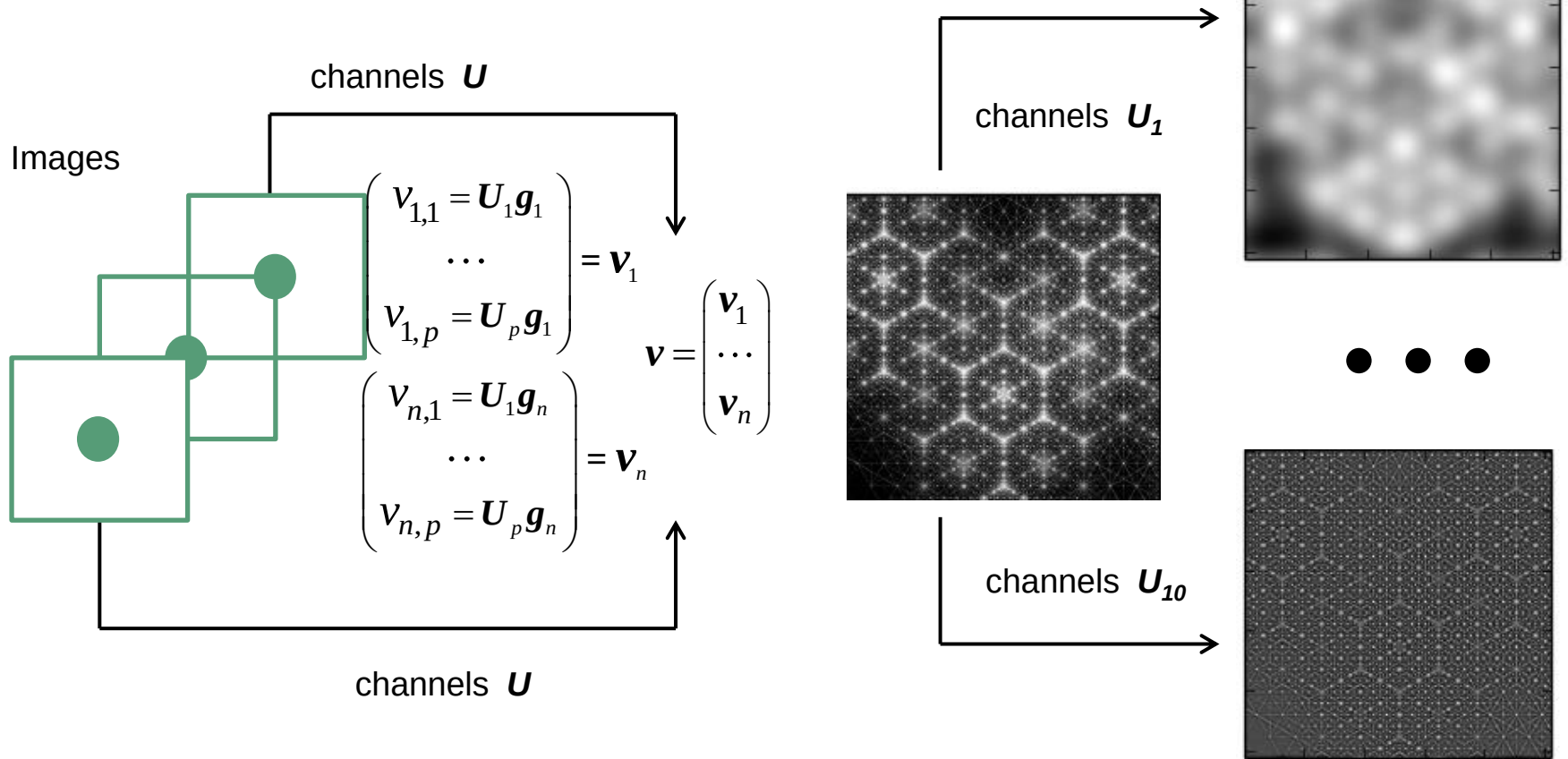
$$d' = \sqrt{2\pi} \Delta HU \sqrt{\int_0^{f_{Ny}} \frac{S^2(f) TTF^2(f) f df}{NPS(f) f df}}$$





Stratégie de l'observateur CHO

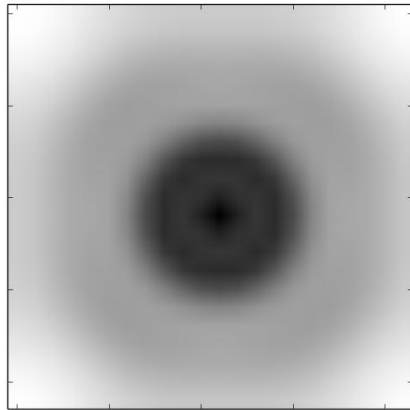
– les canaux



«Pre-processing»
de la pile d'images



Stratégie de l'observateur **CHO** – la variable de décision

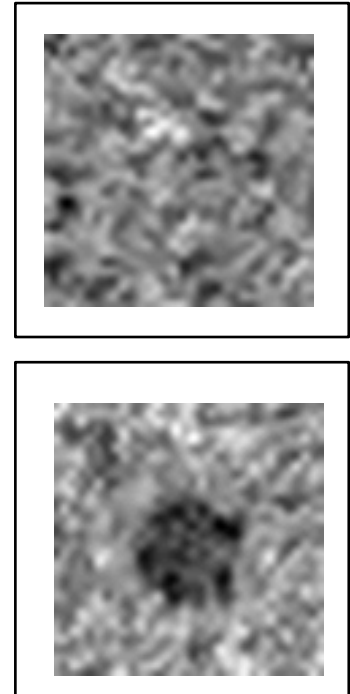


$$\mathbf{w} = \mathbf{K}_v^{-1} \Delta \bar{\mathbf{v}}$$

template

$$\lambda(\mathbf{v}) = \mathbf{w}^T \mathbf{v}$$

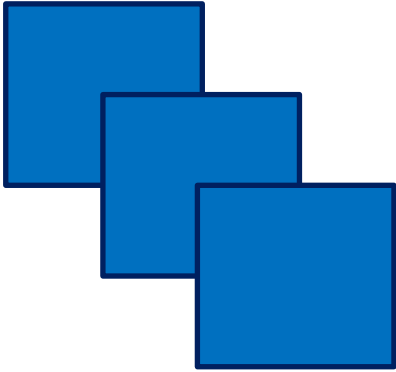
image



Le **template** décorrèle le bruit grâce
à la **matrice de covariance**

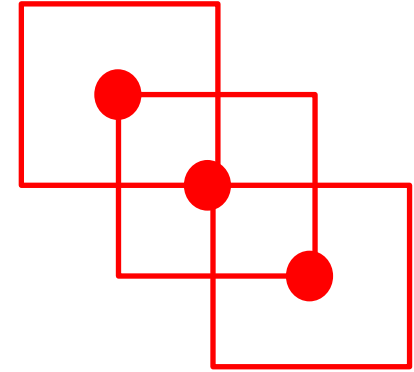


Mesure de la performance



Réponse λ_n

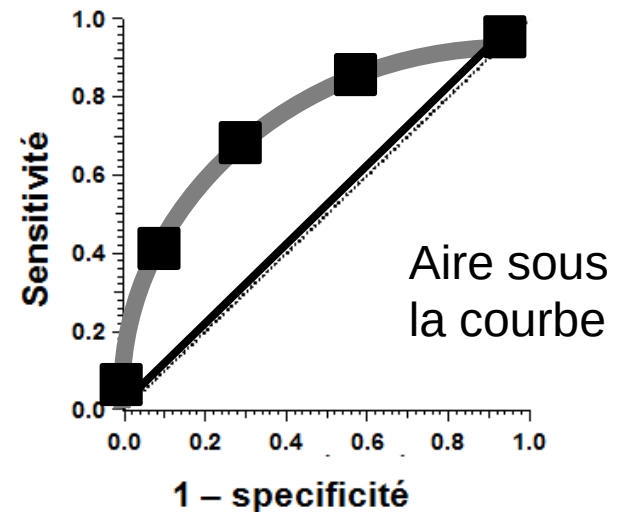
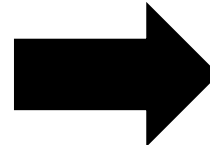
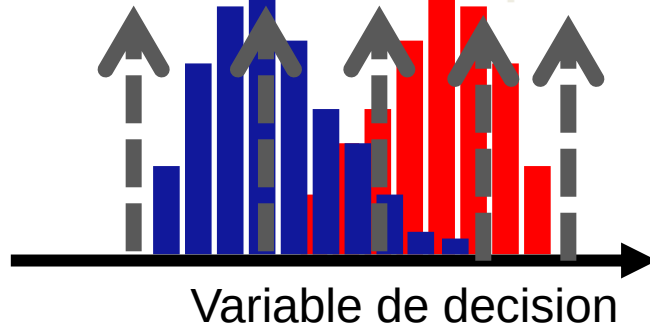
$$\lambda_i = w^T \cdot v_i$$



Réponse λ_s

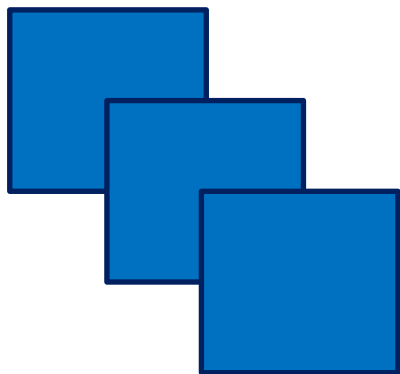
pathologie
absente

pathologie
présente



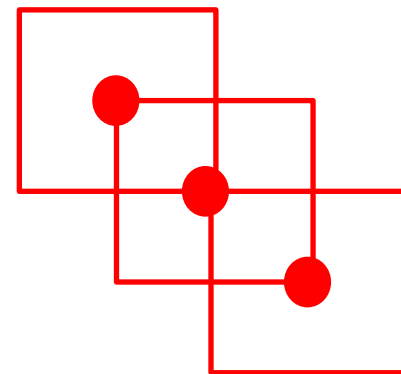


Mesure de la performance



Réponse λ_n

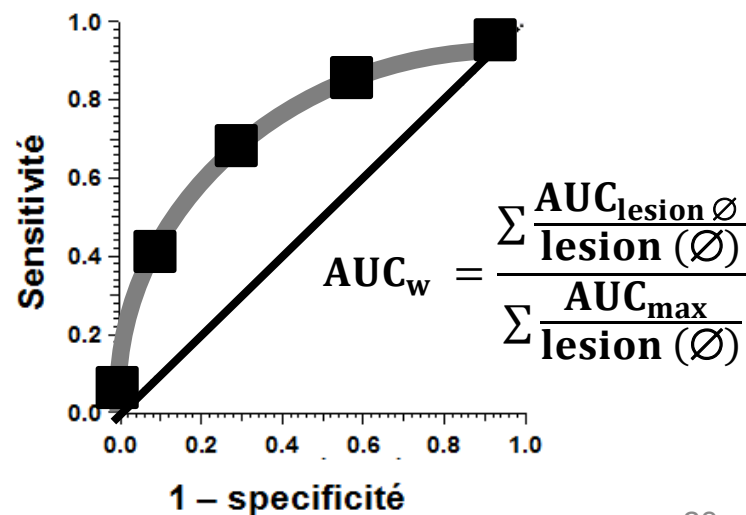
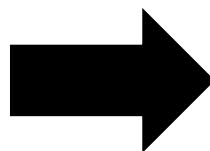
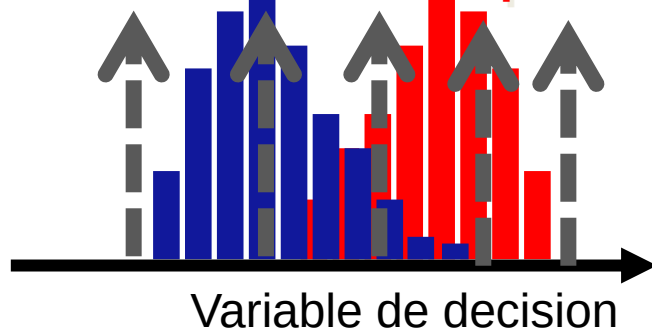
$$\lambda_i = w^T \cdot v_i$$



Réponse λ_s

pathologie
absente

pathologie
présente





Partie 1

Contexte &
Matériels



Partie 2

Résultats



Partie 3

Conclusion &
Perspectives



Partie 2

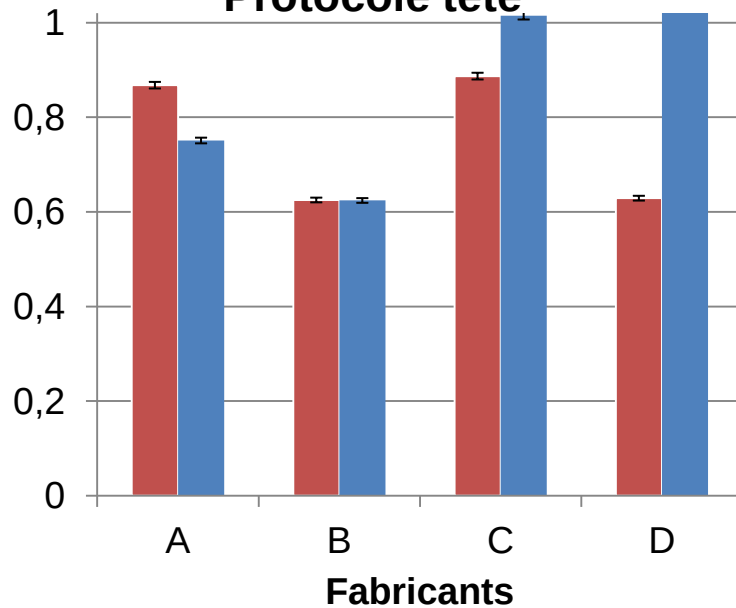
Résultats



Résolution spatiale

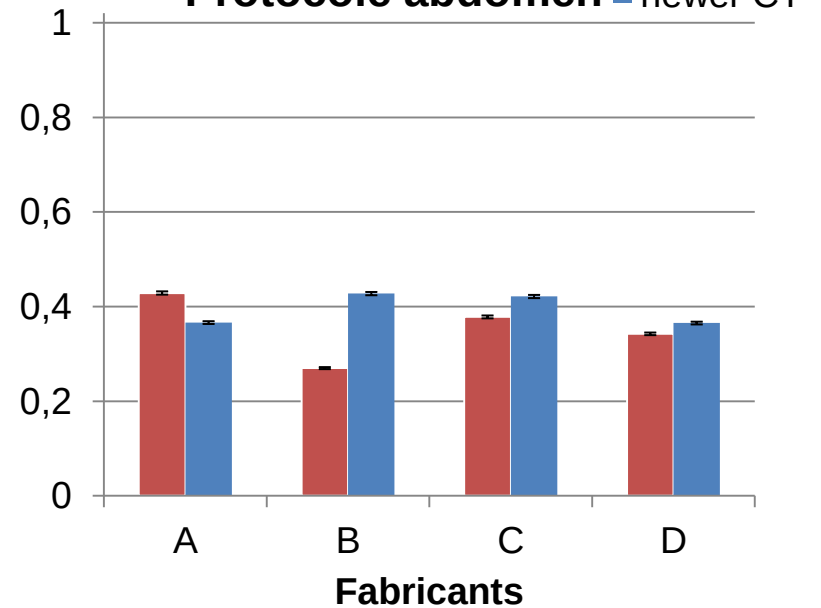
TTF's
integral

Protocole tête



TTF's
integral

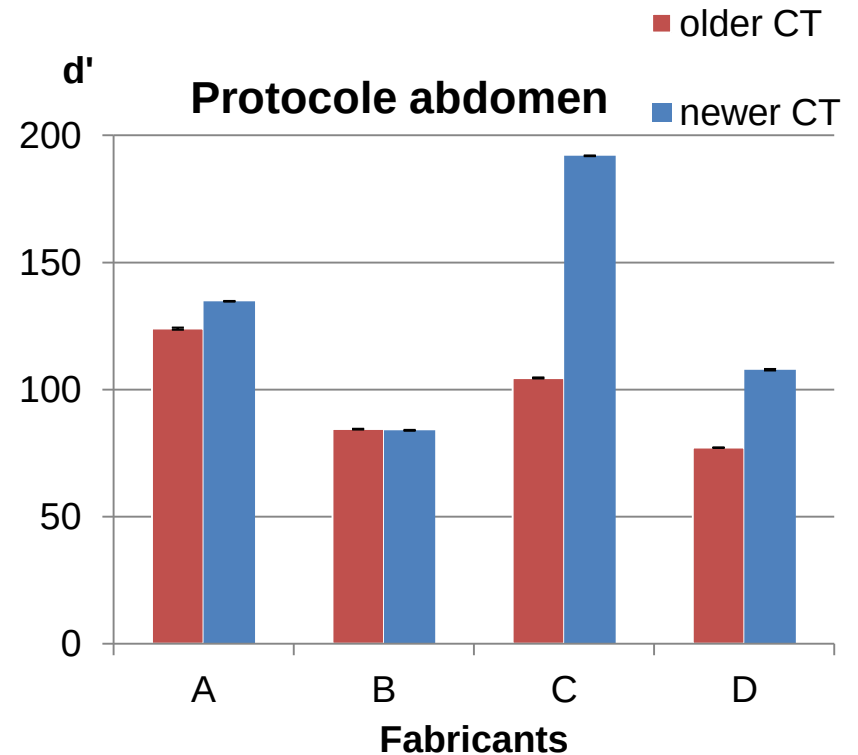
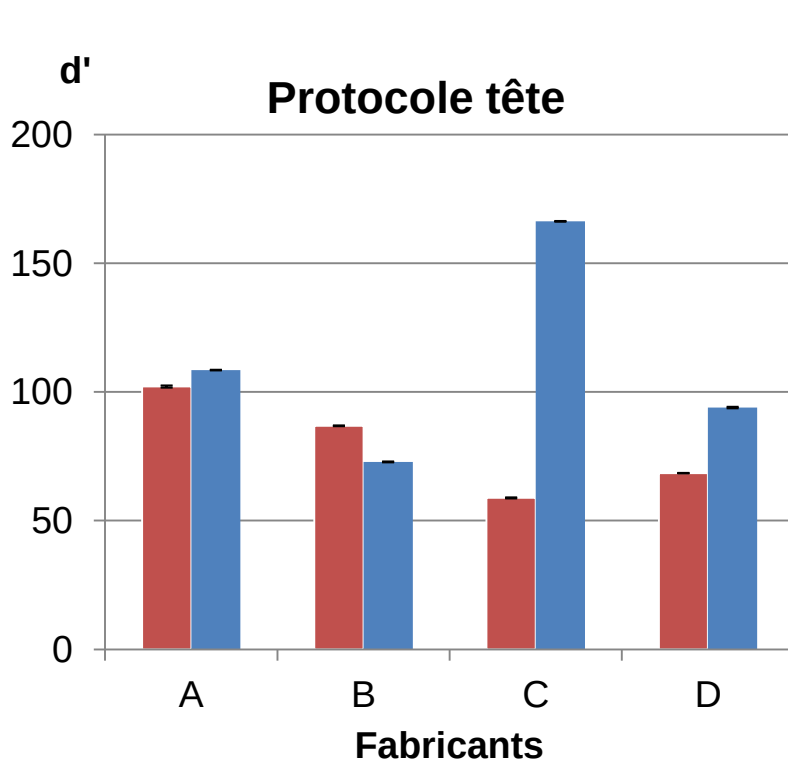
Protocole abdomen





Détection à haut contraste

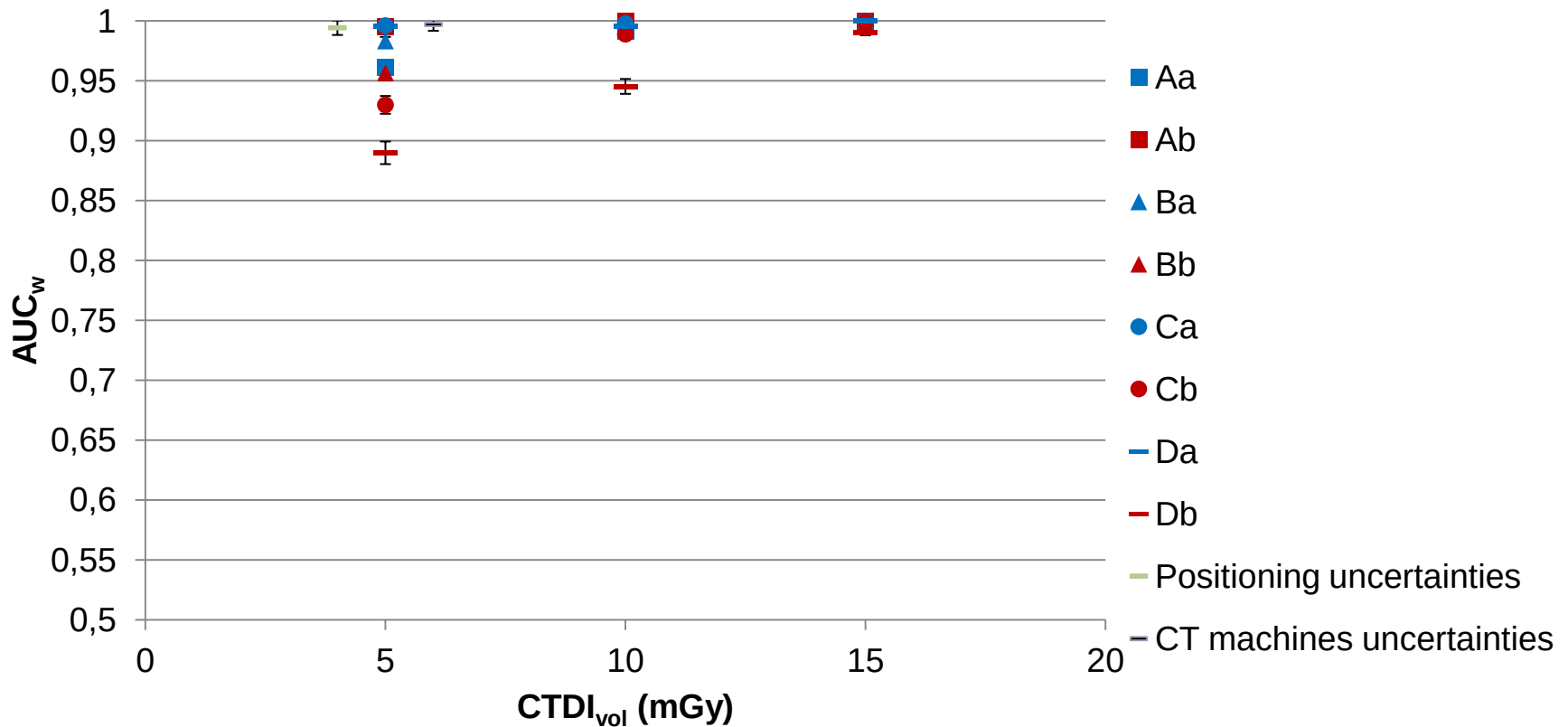
– indice de détectabilité (d')





Détection à bas contraste

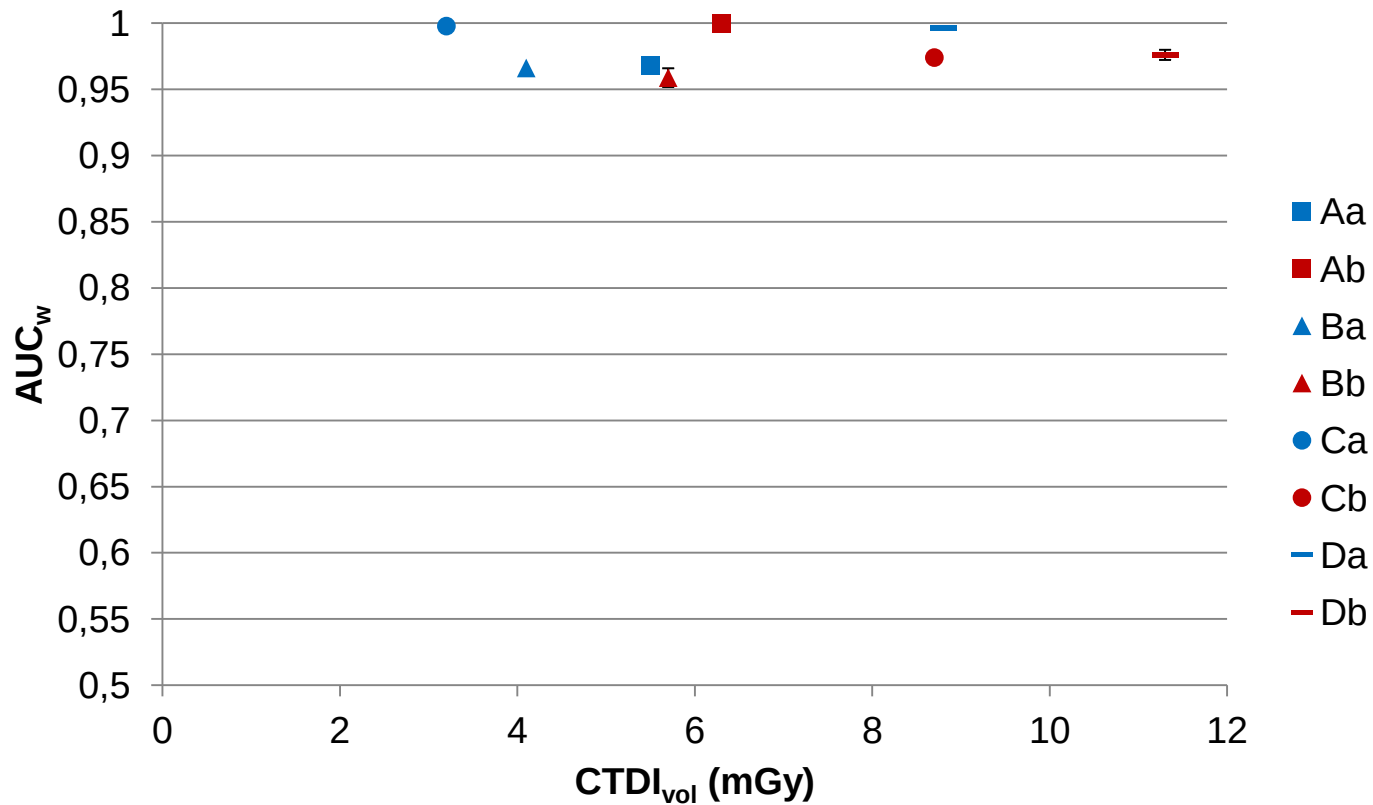
– en fonction de la dose





Détection à bas contraste

– en fonction de la taille du fantôme

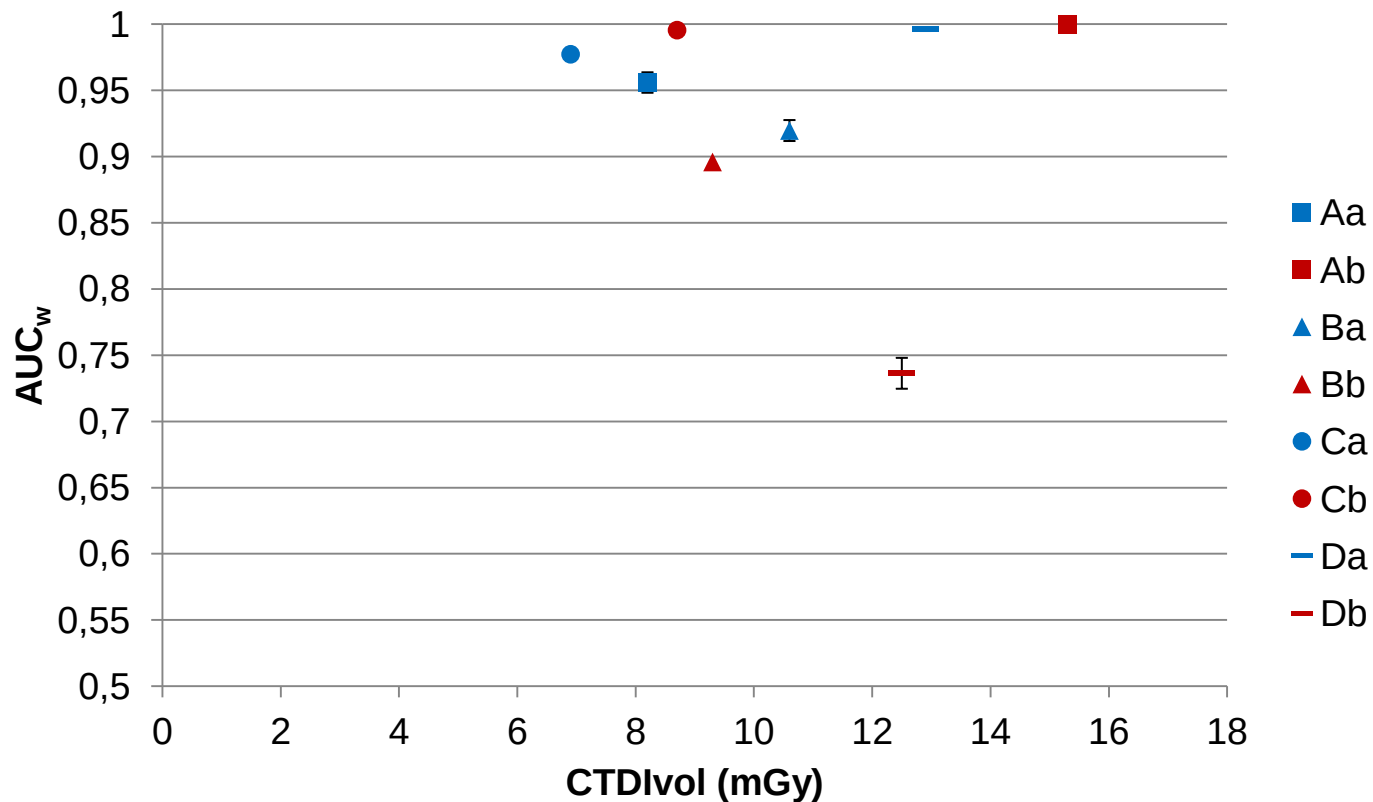


Taille S



Détection à bas contraste

– en fonction de la taille du fantôme

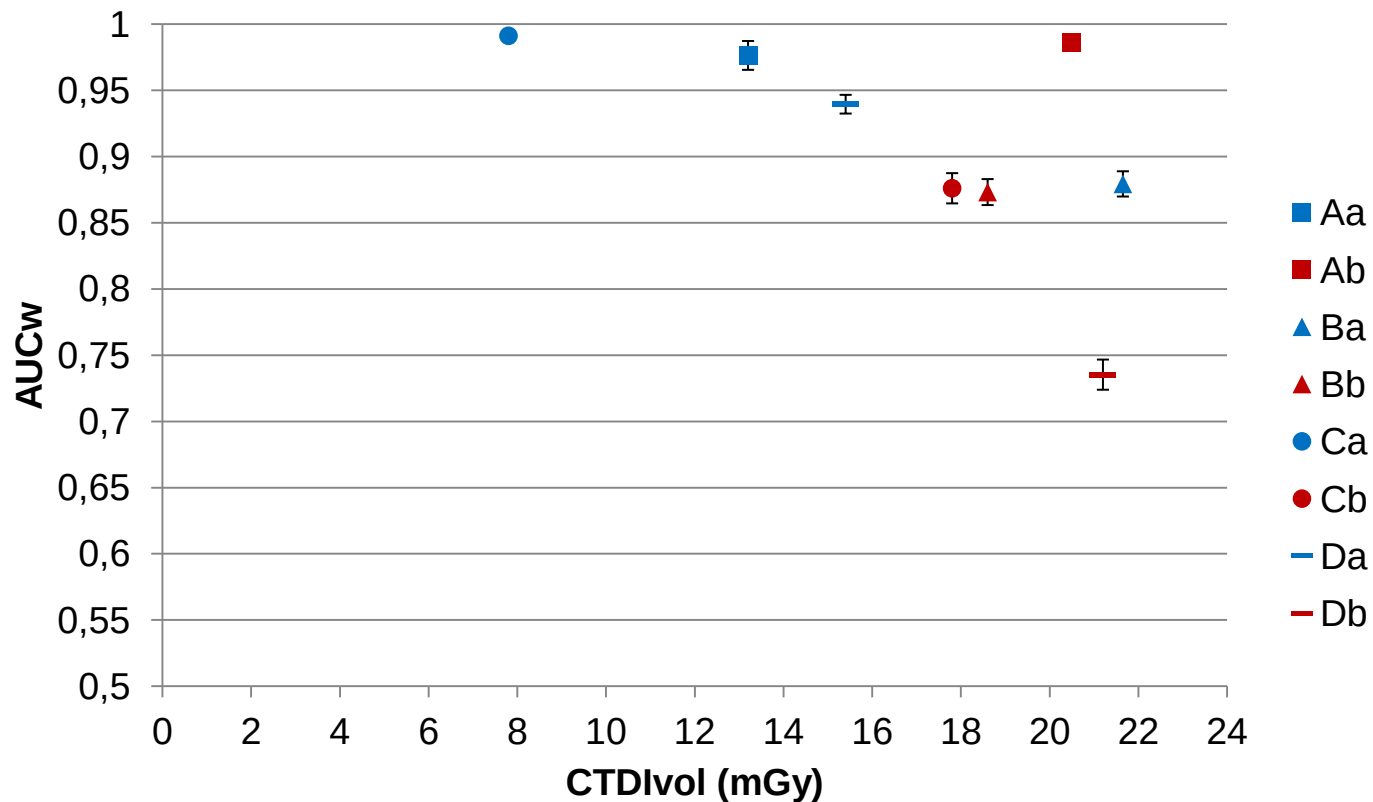


Taille M



Détection à bas contraste

– en fonction de la taille du fantôme



Taille L



Limites de l'étude



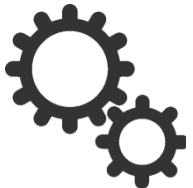
Tâche de détection simple



Lésion sphérique parfaitement définie
Fond homogène sans texture



Performance du **PW** largement **influencé** par **le bruit**



Paramètres d'acquisitions issus du **protocole local**



Partie 1

Contexte &
Matériels



Partie 2

Résultats



Partie 3

Conclusion &
Perspectives



Partie 3

Conclusion &
Perspectives



Conclusion



Pour la tâche de **haut contraste**, le passage à une **nouvelle génération** n'implique **pas toujours** une **amélioration qualitative**



Pour la tâche de **bas contraste**, les **doses** employées sont très **disparates** mais la **qualité d'image** reste **similaire**.



Perspectives



Le **modèle** utilisé pour caractériser les performances à **haut contraste** est **insatisfaisant**, il devra évoluer vers un **paradigme d'estimation**



Les **NRD** ne sont **pas adaptés** à un parc de machines **hétérogènes**, un **duo NRD / Qualité image** pour une **indication** serait plus **pertinent**



Utilisation de modèle anthropomorphe afin de permettre une comparaison entre les observateurs humains et les modèles d'observateurs

