



HAL
open science

Caractérisation d'un détecteur à comptage de photons pour la tomographie X de matériaux du génie civil

Franck Decroos, Patrick Aïmediu, Sébastien Brisard, Michel Bornert

► To cite this version:

Franck Decroos, Patrick Aïmediu, Sébastien Brisard, Michel Bornert. Caractérisation d'un détecteur à comptage de photons pour la tomographie X de matériaux du génie civil. *Rayons X et Matière*, Nov 2023, Bordeaux, France. hal-04493745

HAL Id: hal-04493745

<https://hal.science/hal-04493745>

Submitted on 7 Mar 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.

Caractérisation d'un détecteur à comptage de photons pour la tomographie X de matériaux du génie civil

Franck Decroos*, Patrick Aïmediou, Sébastien Brisard, Michel Bornert

Laboratoire Navier, École des ponts, CNRS UMR 8205, Univ. G. Eiffel, 6-8 av. Blaise Pascal, Champs-sur-Marne, France

XV^e Colloque
Rayons X et Matière
du 21 au 24 novembre 2023
Bordeaux - Cité Mondiale

CONTEXTE SCIENTIFIQUE

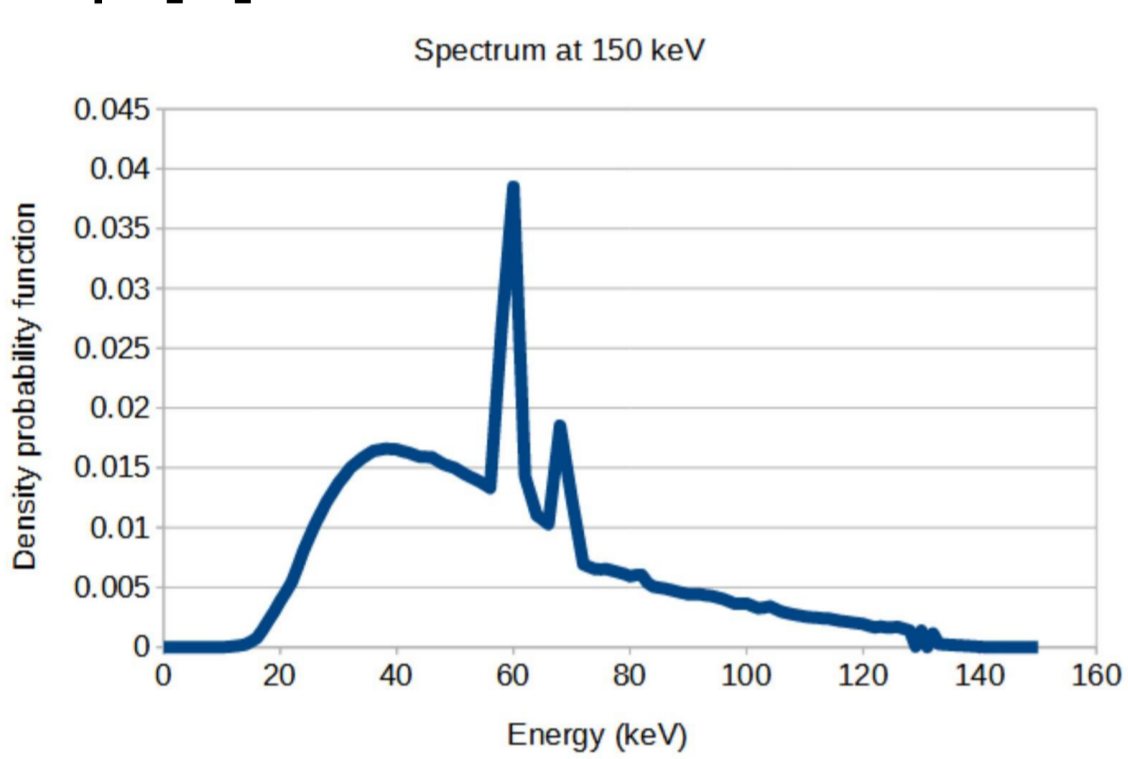
Ces dernières décennies ont vu l'essor de plusieurs technologies de **détecteurs à comptage de photons (PCD)**, parmi lesquels les détecteurs à semiconducteurs. Ceux-ci se caractérisent par leur mode d'acquisition pulsé qui rend possible le comptage individuel d'événements (comptage de photon unitaire), ainsi que la conversion sans étape intermédiaire (dite « conversion directe ») d'un photon en charges électriques. Les avantages qui en résultent sont : un très faible bruit électronique, une rapidité d'acquisition, et la possible discrimination en énergie des photons incidents [1, 2]. Dans le domaine de l'imagerie par tomographie, cette dernière caractéristique ouvre la porte à des techniques spectroscopiques d'amélioration de contraste telles qu'en attestent plusieurs applications dans le domaine médical [3, 4].

Les présents travaux portent sur la **caractérisation d'un détecteur CdTe et sa calibration pour l'étude de matériaux de construction**, ceux-ci ne se prêtant pas aux méthodologies présentes dans la littérature du fait de la nature des constituants et de la taille typique des échantillons, imposée par celle de leur microstructure. Nous discutons ici des comportements notablement différents par rapport aux capteurs actuels (EID), ainsi que de leurs impacts sur une étude de tomographie.

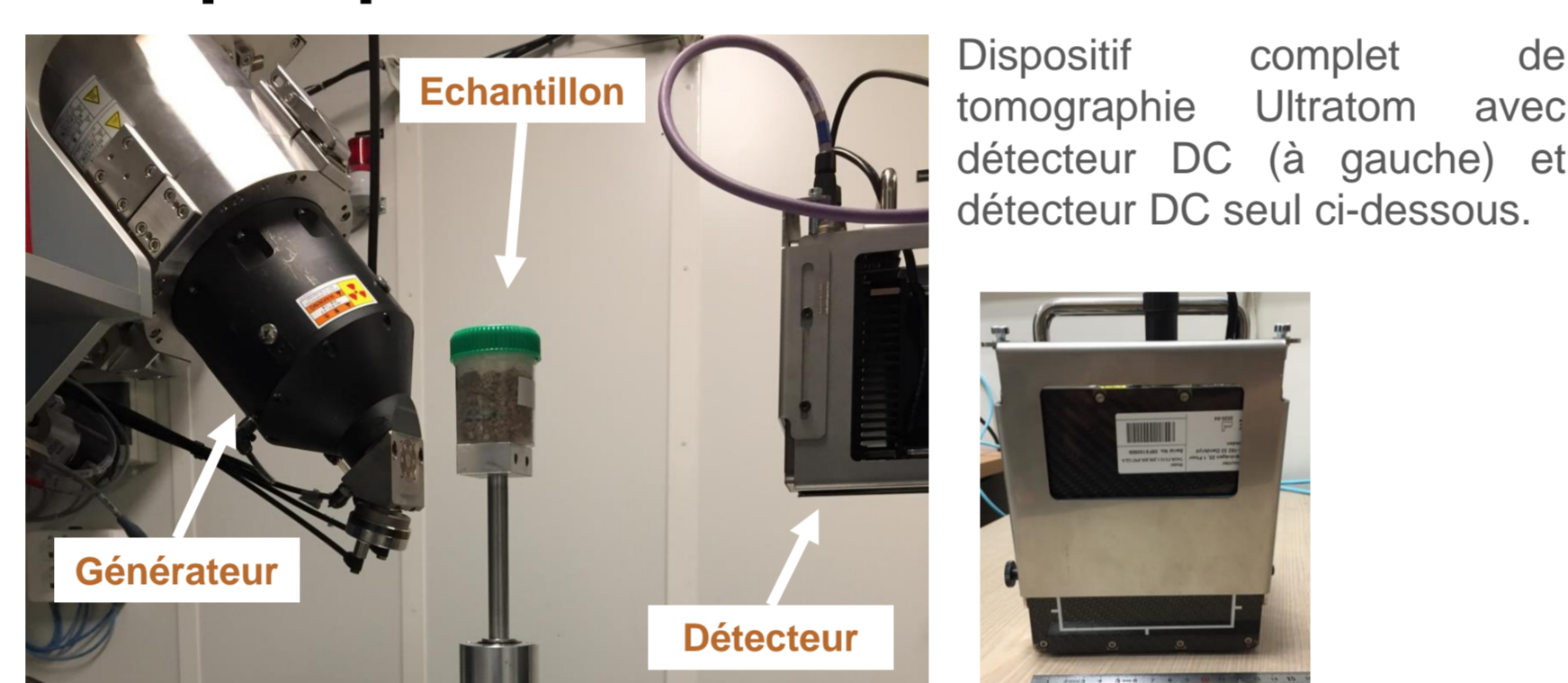
MOYENS INSTRUMENTAUX

Dispositif de tomographie

Le détecteur CdTe est intégré dans un micro-tomographe de type « Ultratom » de la société RX Solutions. Le rayonnement X est produit par la focalisation sur une cible de tungstène d'un faisceau d'électrons d'énergie et d'intensité réglables. Son spectre polychromatique résulte du rayonnement de freinage et des raies caractéristiques $K\alpha$ et $K\beta$ [5]. Il couvre un intervalle d'énergies allant de **quelques kV à environ 200 kV**.



Fonction de densité de probabilité de la distribution en énergies d'une source rayons X pour une tension de consigne de 150 kV et une cible de tungstène [5].



Détecteur Direct Conversion XC-Thor

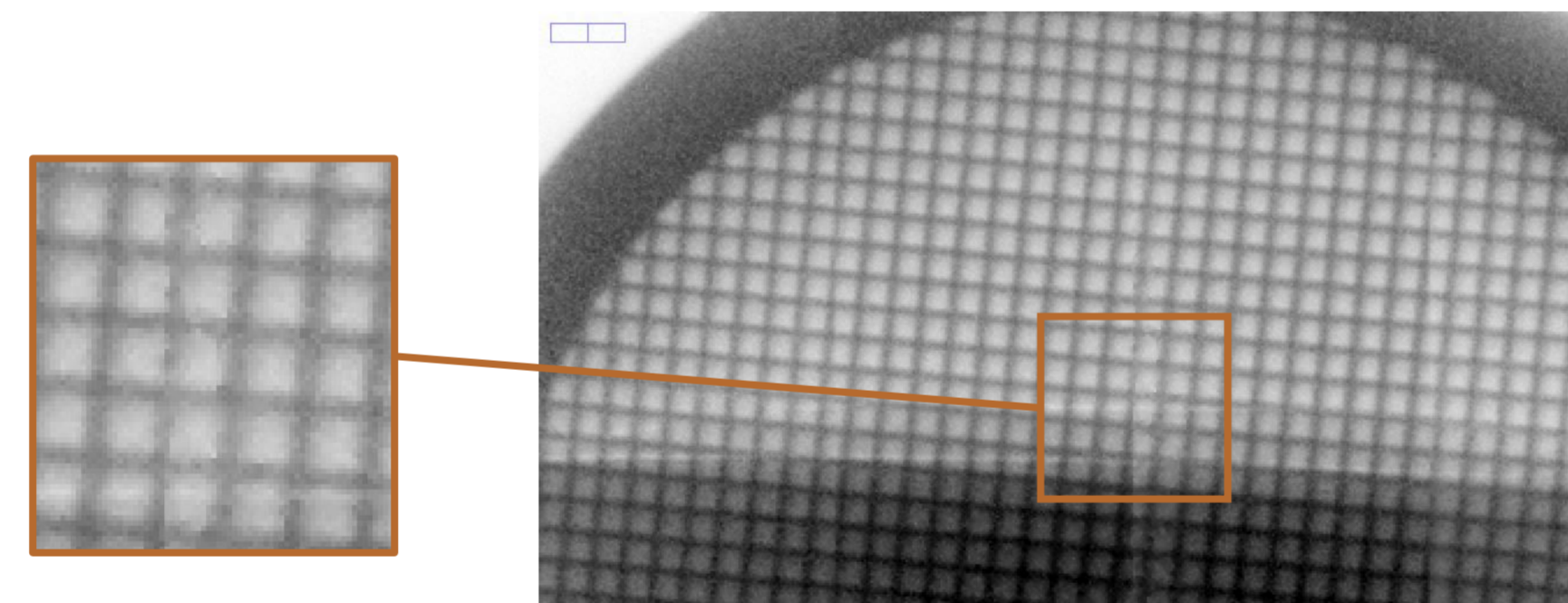
La capteur DC est composé de 8 sous-ensembles (tuiles) de pixels. Il permet l'acquisition simultanée de deux images à partir de deux seuils d'énergie réglables. Les images produites reproduisent le nombre d'événements au dessus de ces seuils détectés par chaque pixel et sont codées en 16 bits.

| Caractéristiques | DC XC-Thor |
|--|--|
| Matériau | CdTe polycristallin |
| Discrimination en énergies | 2 seuils réglables [10-300] kV |
| Vitesse max. comptage évènements | 2×10^5 cps/s/pixel |
| Dimension d'un pixel (μm^2) | 100 x 100 |
| Nombre de pixels | $8 \times (128 \times 256) = 262\,144$ |

AVANCÉES SCIENTIFIQUES

Espaces inter-tuiles

Des radiographies de grilles MET mettent en évidence les espaces résiduels séparant les tuiles. Ceux-ci ont pour origine le procédé de fabrication du capteur.



Problématique de calibration des images pour la tomographie

Deux situations permettent de discuter de l'influence de plusieurs paramètres sur la calibration des radiographies : **i) les paramètres de calibration, ii) la correction des espaces inter-tuiles**. L'échantillon se compose de grains de quartz et de graviers dans un tube polymère.

i. La calibration repose sur l'hypothèse d'une dépendance affine entre les niveaux de gris (NG) et le nombre d'événements incidents. La pente et l'ordonnée à l'origine sont déterminées pour chaque pixel par l'analyse de la variation des NG en fonction du temps d'exposition, pour une condition d'irradiation fixée, sans échantillon. La relation affine est utilisée pour déterminer l'absorption due à la présence de l'échantillon, qui sert de donnée d'entrée à une reconstruction tomographique classique.

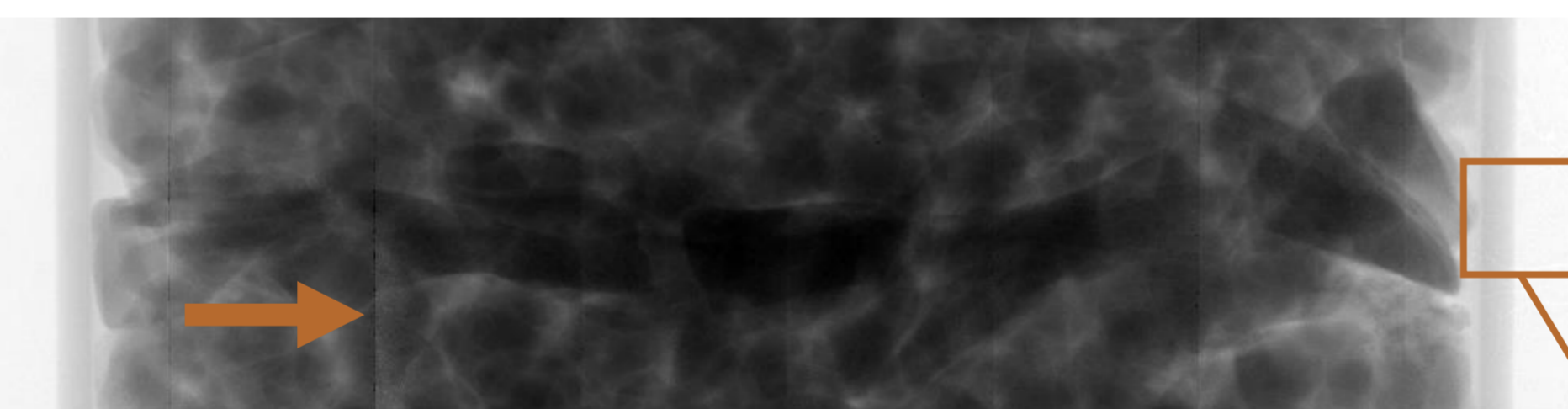
➤ L'identification est améliorée par l'ajustement des temps d'exposition et flux du générateur utilisé lors de la calibration pour se rapprocher au plus près de la gamme des NG des radiographies de l'échantillon.

ii. La non-sensibilité des zones inter-tuiles induit un artéfact géométrique dans la reconstruction.

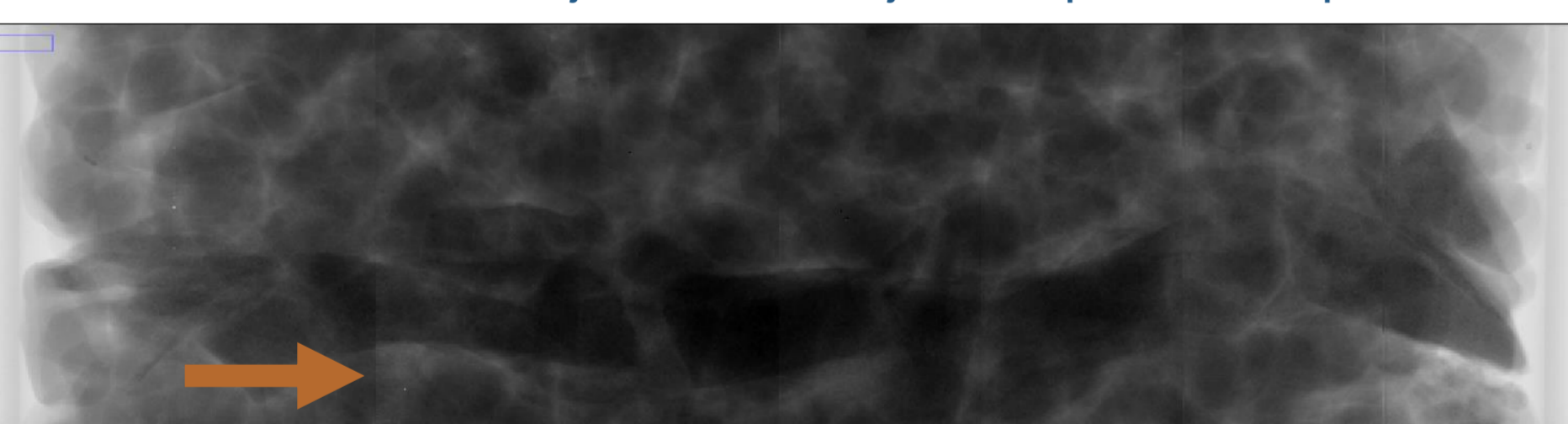
➤ L'insertion d'une colonne de pixels obtenue par interpolation des niveaux de gris calibrés des pixels voisins corrige cet artéfact.

Le protocole de calibration doit encore tenir compte de la modification du spectre du rayonnement après traversée de l'échantillon.

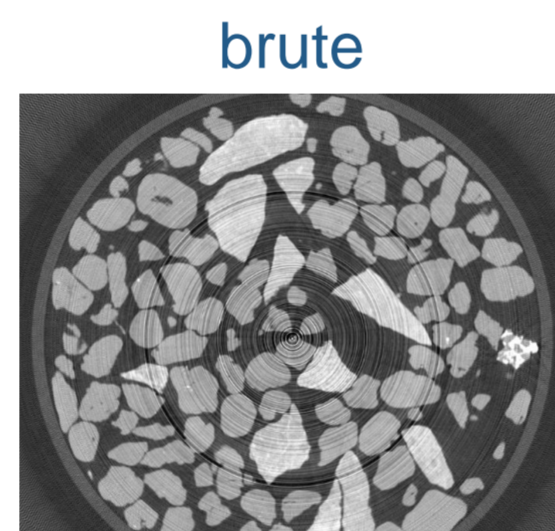
Calibration affine d'une radiographie



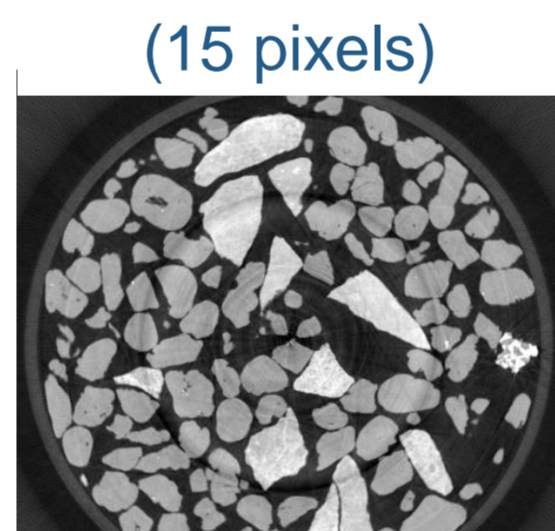
Calibration affine ajustée avec ajout de pixels interpolés



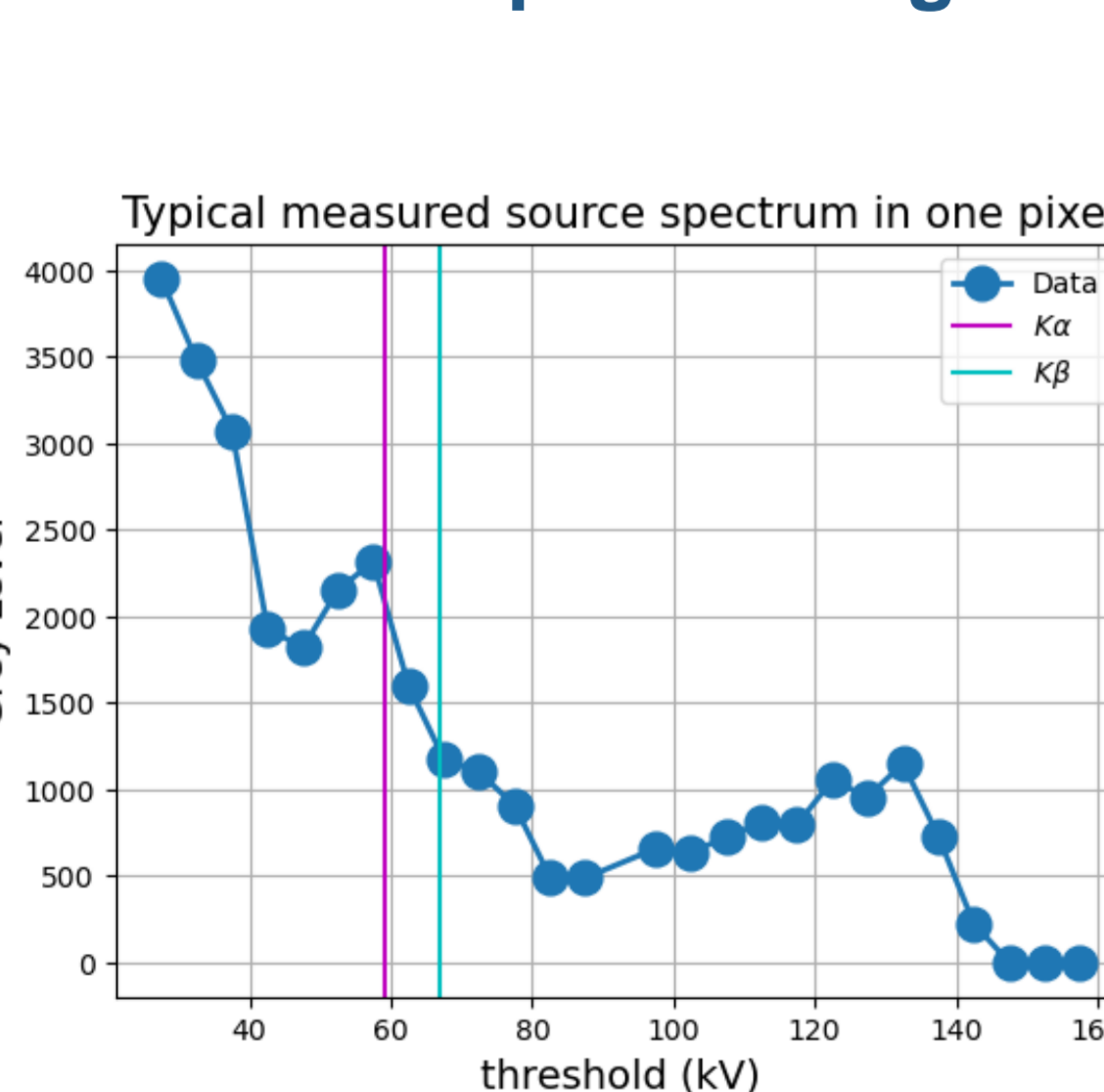
Reconstruction brute



Filtre annulaire (15 pixels)



Mesure du spectre du générateur avec le capteur DC



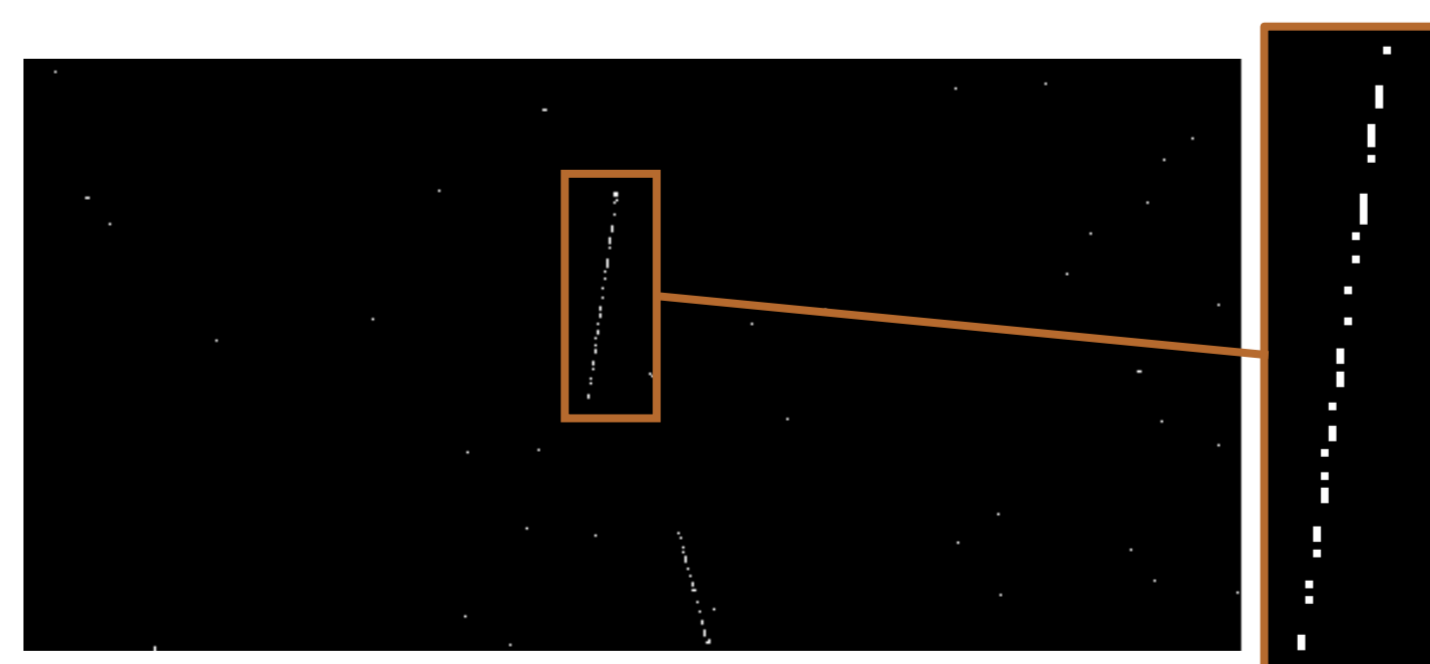
Le générateur est réglé sur 150 kV. 128 images à 0.1 fps sont acquises sans calibration tous les 5 kV sur [25 – 160] kV. La sensibilité du capteur en énergie n'est donc pas prise en compte. Les 128 images sont moyennées en une pour chaque seuil.

Le spectre résulte de la soustraction des images moyennes deux à deux.

➤ On reconnaît la $K\alpha$, la $K\beta$, et le comportement du rayonnement de freinage sur le début de la courbe.

Estimation du bruit électronique

On enregistre 64 images avec le détecteur en l'absence de rayonnement X émis par le générateur, avec un temps d'exposition de 0.5 seconde.



➤ 75 pixels prennent une valeur de 1 ou 2 sur les 65 536 niveaux de gris disponibles

➤ Détection minimum d'une à deux raies cosmiques toutes les 5 minutes

➤ Le bruit électronique est négligeable pour la tomographie. **Le bruit des radiographies calibrées est essentiellement un bruit de photons pur, variant d'un pixel à l'autre.**

CONCLUSION ET PERSPECTIVES

- Le bruit électronique est extrêmement faible pour nos applications.
- L'étude d'échantillons du génie civil avec le capteur DC nécessite un protocole de calibration plus complexe qu'avec les détecteurs EID habituels.
- La mise au point de la calibration conduit à préciser le comportement de la source.
- La principale **perspective** porte sur l'étude détaillée du comportement des pixels en fonction de l'énergie des photons incidents et devrait permettre un meilleur contraste en fonction des phases chimiques.

RÉFÉRENCES

- [1] L. Abbene and K. Iniewski, Eds., High-Z Materials for X-ray Detection: Material Properties and Characterization Techniques. Cham: Springer International Publishing, 2023. doi: 10.1007/978-3-031-20955-0.
- [2] R. Ballabriga et al., "Review of hybrid pixel detector readout ASICs for spectroscopic X-ray imaging," J. Instrum., vol. 11, p. P01007, Jan. 2016, doi: 10.1088/1748-0221/11/01/P01007.
- [3] P. Bartl, T. Michel, F. Nachtrab, N. Uhlmann, and G. Anton, "Evaluation of X-ray phase-contrast imaging with the Medipix," Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. Sect. Accel. Spectrometers Detect. Assoc. Equip., vol. 633, pp. S143–S147, May 2011, doi: 10.1016/j.nima.2010.06.150.
- [4] J. R. Grajo, M. Patino, A. Prochowski, and D. V. Sahani, "Dual energy CT in practice: Basic principles and applications," in APPLIED RADIOLOGY, Jul. 2016, pp. 6–12. Accessed: Nov. 13, 2023. [Online]. Available: <https://appliedradiology.com/articles/dual-energy-ct-in-practice-basic-principles-and-applications>
- [5] "TASMP Spectra Calculator - Calculate X-ray Imaging Spectra." Accessed: Nov. 14, 2023. [Online]. Available: <https://solutionsilico.com/medical-physics/applications/tasmp-app.php?>