

Amélioration de la qualité de radiographies numériques par correction des dégradations dues au processus d'acquisition

Florent RETRAINT, Jean-Marc DINTEN, Raymond CAMPAGNOLO

LETI-DSYS (CEA - Technologies Avancées)
CEA-Grenoble - 17, Avenue des Martyrs
F-38054 Grenoble Cedex 9, France

RÉSUMÉ

Une radiographie permet d'obtenir une projection 2-D des structures externes et internes d'un objet. Dans ce papier, nous montrons, qu'en s'appuyant sur un modèle physique de formation de la radiographie et sur une caractérisation des différents éléments du dispositif d'acquisition, qu'une radiographie permet d'accéder à une mesure quantitative des longueurs traversées par les rayons X.

ABSTRACT

A radiography enables to obtain a 2-D projection of external and internal structures of an object. In this paper, by using a physical model of the radiography formation process and a characterization of the acquisition system, we show that a radiography leads to the quantitative map of the thickness crossed by X-rays.

1 Introduction

Une radiographie donne des informations sur l'épaisseur de la matière traversée par les rayons X. En effet, en comparant les niveaux de gris observés, il est possible d'avoir une estimation qualitative de la quantité de matière traversée. Aujourd'hui, le développement des capteurs numériques permet d'envisager une caractérisation quantitative de la radiographie. Dans ce papier, nous décrivons dans un premier temps le type de système d'acquisition considéré. Ensuite, nous montrerons comment à partir d'un modèle physique de la formation de la radiographie et par la caractérisation des différents éléments du dispositif d'acquisition, nous pouvons significativement améliorer la qualité des radiographies et accéder à une mesure quantitative des longueurs traversées par les rayons X.

2 Système d'acquisition des radiographies

Le système d'acquisition numérique considéré dans ce papier est un écran-convertisseur couplé optiquement à une caméra CCD refroidie (cf figure 1). Pour un tel système et un objet monomatériau, au premier ordre, le flux lu par la caméra CCD s'écrit :

$$\phi_{luCCD}(s) = \rho\phi_0 e^{-\mu \cdot L(s)} \quad (1)$$

où s est le site du plan détecteur où s'effectue la mesure, ρ traduit la proportionnalité entre le flux de photons X sortant de l'objet et le nombre d'électrons lus par la CCD, ϕ_0 représente le flux initial, μ le coefficient d'atténuation total du matériau (le matériau de notre application est le zircalloy) et $L(s)$ la longueur traversée pour les photons arrivant au site s de la radiographie.

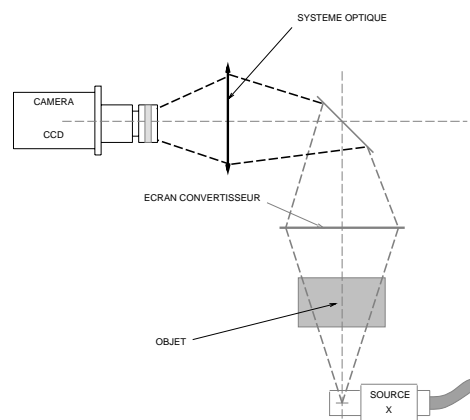


FIG. 1 — Système d'acquisition

3 Processus de formation d'une radiographie

Les différents phénomènes modifiant l'équation (1) vont être décrits en débutant par ceux intervenant au niveau de la source, puis successivement par ceux se produisant au sein de l'objet, dans l'écran convertisseur, l'optique et la caméra CCD.

3.1 Source X

- La source n'est pas ponctuelle, ce qui engendre un flou de foyer assimilable à une convolution par un noyau H_{foyer} dépendant du facteur de grandissement et de la taille du foyer (cf figure 2).
- Le processus de génération des rayons X dans l'anode induit une non uniformité du faisceau produit par la source (cf figure 3), se traduisant par un flux initial

dépendant du site s , $\phi_0(s)$. Ce lobe d'émission est caractérisé par une acquisition réalisée sans objet.

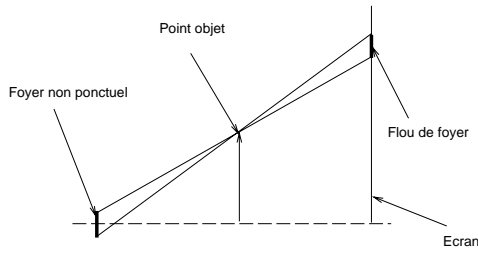


FIG. 2 — Flou de foyer

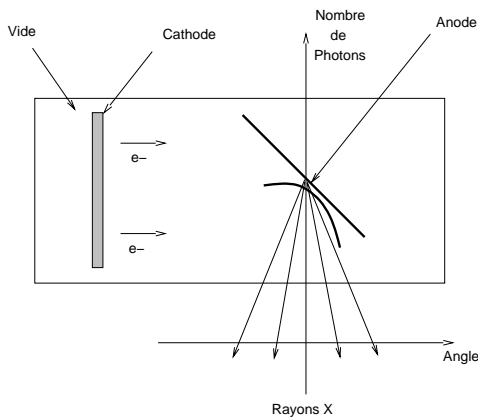


FIG. 3 — Lobe d'émission

3.2 Interaction X-matières

Deux phénomènes d'interaction X-matières modifient l'équation (1) par rapport à la prise en compte de la seule atténuation : le rayonnement diffusé et le durcissement de spectre.

3.2.1 La diffusion Compton

Ce phénomène génère un flux de photons diffusés, D_{objet} , s'ajoutant au flux, ϕ_{direct} , de photons n'ayant pas interagi avec l'objet. Il est contrôlé par un coefficient d'atténuation Compton, μ_C , propre à chaque matériau traduisant la probabilité d'occurrence d'un effet Compton, et par une loi sur la direction du photon après le choc : la loi de Klein et Nishina. Le diffusé a fait l'objet d'un grand nombre de travaux tout aussi bien en radiographie médicale qu'industrielle. Soit il est évalué expérimentalement pour un type d'objet par sa mesure sur un ensemble de points par arrêt du direct, ou, en raison de son aspect basse fréquence est approché par un filtrage passe-bas de la radiographie observée [3]. En généralisant l'approche proposée dans [4], nous avons développé une méthode d'estimation et de correction du diffusé s'appuyant sur le modèle physique de sa génération. Pour l'exemple traité dans ce papier, on peut montrer [1] que le flux diffusé peut s'écrire comme une fonctionnelle du flux direct :

$$D_{objet} = \mathcal{F}(\phi_{direct}) = \mathcal{F}(\phi_0 \cdot e^{-\mu \cdot L}) \quad (2)$$

3.2.2 Durcissement de spectre

Les coefficients caractéristiques physiques de l'interaction des photons X avec le matériau considéré varient avec leur énergie. La figure 5 montre les variations du coefficient d'absorption du zircalloy en fonction de l'énergie. Or comme le montre la figure 4, le spectre du générateur X couvre une large gamme d'énergies. Dans le cas de l'objet monomatériau considéré dans ce papier, cela se traduit par des coefficients d'atténuation moyens différents suivant l'épaisseur traversée. Ces coefficients moyens, fonction de la longueur, peuvent être obtenus par une calibration adaptée.

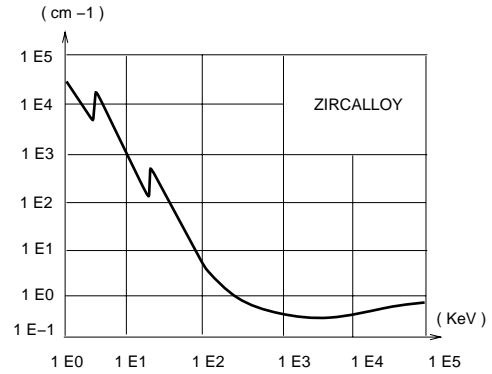


FIG. 4 — $\mu(\text{zircalloy})$ fonction de l'énergie

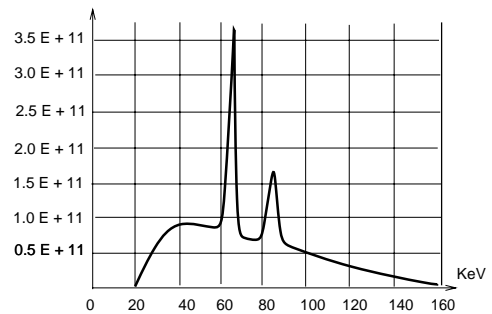


FIG. 5 — Spectre du tube X

3.3 Couplage écran convertisseur - optique

La qualité de la radiographie est dégradée par deux phénomènes intervenant dans le processus de conversion des photons X en photons lumineux puis dans la transmission de ce flux lumineux vers la matrice de la CCD :

- Comme l'a montré Swank [2], la conversion des photons X en photons lumineux engendre un flou (cf. figure 6) dont la réponse impulsionnelle, $H_{écran}$, dépend de la réflectivité de la plaque d'aluminium, du coefficient d'absorption des photons X dans l'écran, de l'absorption et de la diffusion de la lumière dans l'écran et de l'épaisseur de l'écran.
- Le phénomène principal se produisant lors de la transmission du faisceau lumineux dans l'optique est l'aberration d'ouverture [5] (cf. figure 7). Elle se modélise par une convolution dont le noyau, $H_{optique}$, dépend de la

longueur d'onde de la lumière émise par l'écran, du diamètre d'ouverture de l'optique et de la distance entre l'optique et le plan du détecteur.

La composition de ces deux réponses impulsionnelles est déterminée expérimentalement en mesurant la réponse d'une fente à travers le couple écran convertisseur-optique.

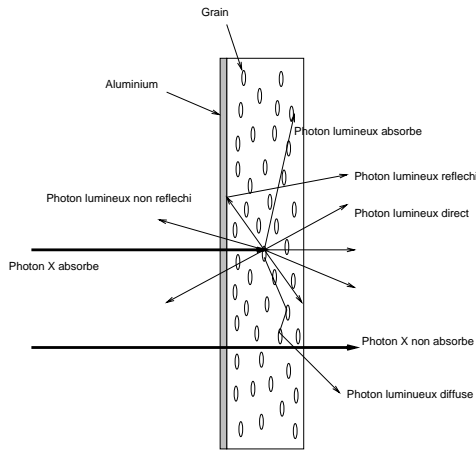


FIG. 6 — Diffusion dans l'écran

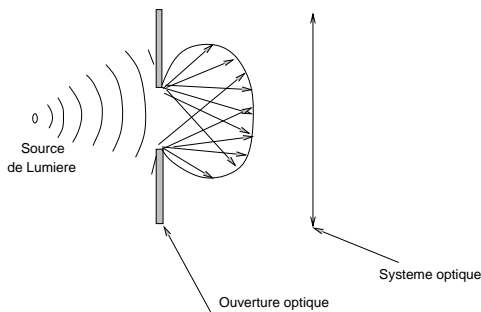


FIG. 7 — L'aberration d'ouverture

3.4 La caméra CCD

- Chaque pixel de la caméra CCD présente un offset. La carte de ces offsets constitue l'image de noir, I_n , que l'on obtient en effectuant une acquisition sans lumière.
- la réponse en chaque pixel est relative à un gain, $g(s)$. Ce gain peut être identifié en réalisant une acquisition sans objet.

Finalement l'équation de formation de l'acquisition intégrant les principaux phénomènes intervenant dans la chaîne s'écrit :

$$\phi_{luCCD}(s) = \rho \cdot g(s) \cdot (\phi_0(s) \cdot e^{-\mu_{ph}(L) \cdot L(s)} + D_{objet}(s))$$

$$*H_{foyer}(G, tf) * H_{écran} * H_{optique} + I_n(s) \quad (3)$$

4 Construction de la carte d'épaisseur

4.1 Modèle du bruit

Différentes sources de bruit apparaissent successivement dans le processus d'acquisition :

- le flux de photons sortant de l'objet a une distribution Poissonnienne,
- le processus de conversion des photons X en photons lumineux peut être approché par une loi de Poisson : chaque photon X génère des photons lumineux suivant une loi de Poisson de paramètre N_l ,
- la transmission à travers l'optique suit une loi Binomiale,
- le processus de production des charges dans la caméra CCD suit également une loi Binomiale.

La variance du bruit obtenue par la combinaison de ces lois est proportionnelle à la valeur moyenne, $\widehat{\phi_{luCCD}}$:

$$\sigma_{\phi_{luCCD}} = \sqrt{(1 + \rho)} \sqrt{\widehat{\phi_{luCCD}}} \quad (4)$$

La loi du bruit est estimée en réalisant un grand nombre d'acquisitions d'un même crayon sans défaut.

4.2 Processus d'inversion

L'objectif de l'inversion est d'accéder dans l'équation (3) à la valeur de $L(s)$ à partir de l'observation $\phi_{luCCD}(s)$. A cet effet, nous mettons en oeuvre les techniques de traitement d'images permettant de restaurer les différentes étapes du processus de dégradation précédemment décrit :

1. Soustraction de l'image de noir, I_n ,
2. Correction du gain. La réalisation d'une acquisition sans objet ne permet pas d'estimer de façon indépendante le gain et l'inhomogénéité du lobe d'émission. Ces deux termes n'apparaissant pas au même niveau dans l'équation (3), il nous faut réaliser une légère approximation pour réaliser l'inversion : l'effet de lobe conduit à des variations du flux spatialement assez lentes vis à vis des portées de H_{foyer} , $H_{écran}$ et $H_{optique}$ pour pouvoir mettre le terme $\phi_0(s)$ au même niveau que $g(s)$. La division par l'image "gain et effet de lobe", estimée par une acquisition sans objet, réalise alors l'inversion.
3. Déconvolution des flous de l'optique, de l'écran convertisseur et du foyer. A cet effet nous avons mis en oeuvre un filtrage de Wiener prenant en compte la spécificité du bruit présentée dans la partie précédente.
4. Correction du diffusé. Si on note ϕ_{Obs} , le flux obtenu après les précédentes étapes de correction, on est amené à résoudre l'équation :

$$\phi_{Obs} = e^{-\mu \cdot L} + \mathcal{F}(e^{-\mu \cdot L}) \quad (5)$$

Cette résolution est réalisée par un algorithme de point fixe.

5. Correction du durcissement de spectre. Cette dernière est réalisée à partir de la courbe des coefficients moyens d'atténuation obtenue par une calibration adaptée.

L'enchaînement de ces corrections nous conduit à une estimation de la mesure des longueurs traversées par les rayons X.

5 Résultats

L'image de la figure 9 montre le résultat obtenu après de traitement d'une radiographie d'un crayon de combustible placé dans son compensateur (image de la figure 8). On note un réhaussement sensible du contraste dans la radiographie. De plus, on vérifie, en la comparant à la projection théorique du modèle CAO de l'objet, que cette image représente en tout point l'épaisseur traversée par les rayons X.

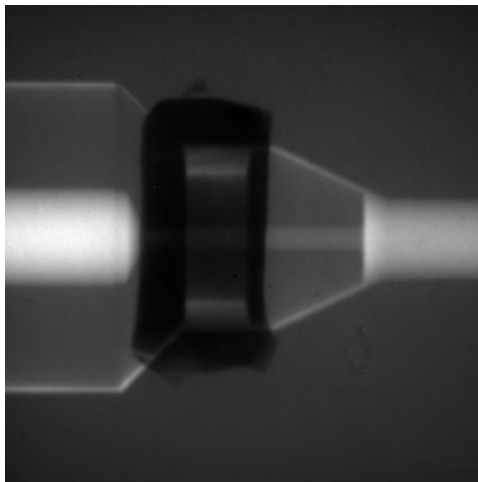


FIG. 8 — Radiographie brute

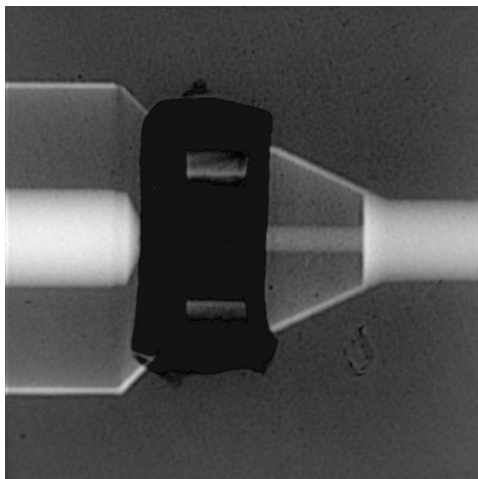


FIG. 9 — Radiographie traitée

6 Conclusion

L'approche présentée dans ce papier démontre que moyennant un prétraitement de la radiographie, le niveau de gris de chaque pixel peut être interprété comme une mesure de l'épaisseur de matière traversée par les rayons X. La représentation des épaisseurs traversées permet d'améliorer la qualité

visuelle de la radiographie. De plus l'interprétation quantitative ouvre le champ à un grand nombre d'applications : analyse de la dérive d'un processus de fabrication par suivi des paramètres de la pièce radiographiée, fusion avec d'autres modalités d'imagerie par recalage de données.... D'autre part, en soustrayant la projection théorique de l'objet à cette radiographie traitée, nous obtenons une carte quantitative des éventuels défauts. Ceci nous permet d'accéder à une caractérisation précise de la géométrie des défauts. Cette approche, présentée pour un objet monomatériau, se généralise à des objets de géométrie et de structure plus complexe.

Remerciements

Cette étude a été développée en étroite collaboration avec la Franco-Belge de Fabrication de Combustibles.

Références

- [1] F. Retraint, J.M. Dinten. *Beam hardening and scattering correction for a quantitative X-ray inspection of fuel rods*. Review of Progress in Quantitative NDE, 1996.
- [2] R.K. Swank. *Calculation of Modulation Transfer Functions of X-ray fluorescent screens*. Applied Optics vol. 12 No. 8, 1973.
- [3] F.C. Wagner, A. Mascovski. *A Characterization of Scatter Point-Spread-Function in Terms Of Air Gaps*. Information systems laboratory, Stanford University, IEEE Trans. on Medical Imaging, 1988.
- [4] C. Burq. *Modèles de dégradation en radiographie et restauration d'image*. Ph.D. Thesis, Université Paris Sud, 1992.
- [5] B. Peters, D. Meyer-Ebrecht. *System analysis of X-ray CCDs and adaptive restoration of intraoral radiographs*. SPIE vol 2710, 1996.