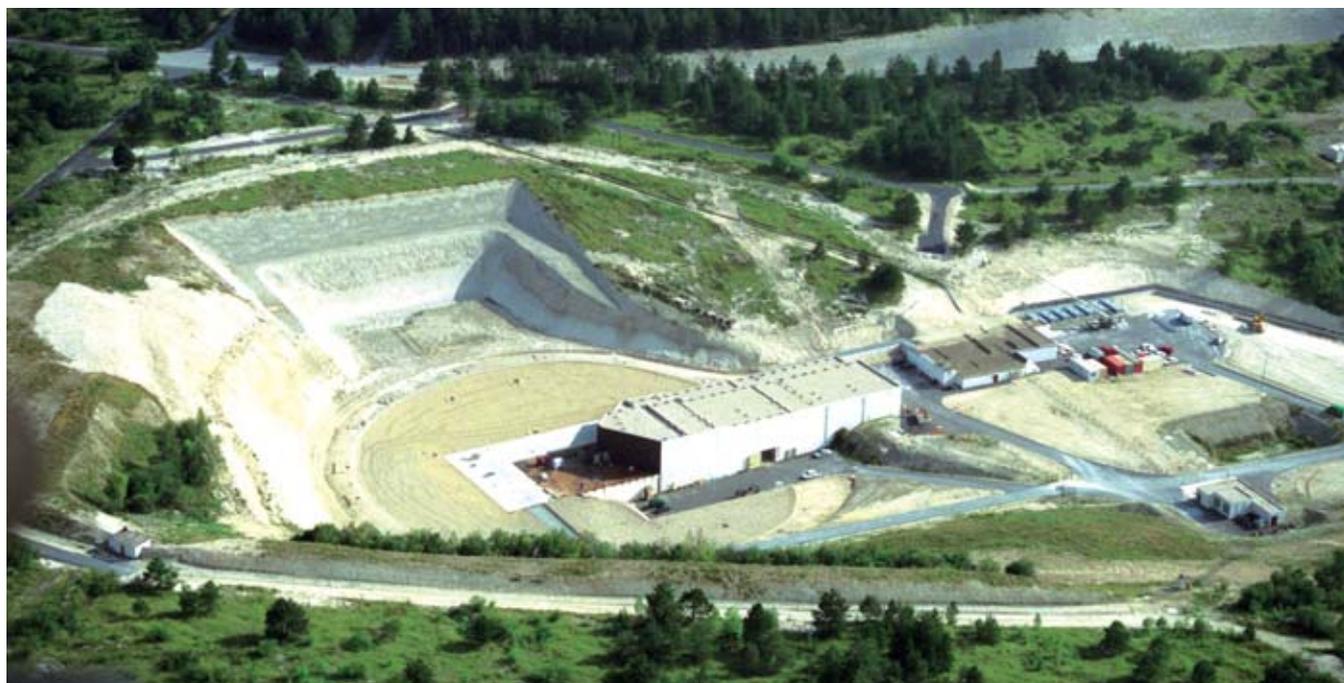


# Les nouvelles limites de la radiographie éclair

Saisir sur le vif les changements d'état de matériaux tels que ceux des armes nucléaires dans les tout premiers instants de leur fonctionnement, dans la phase non nucléaire, impose d'en faire des "radios" dans des conditions extrêmes. Temps de pose très court, énergie des photons très élevée, atténuations par les objets très importantes sont autant de contraintes qui amènent la radiographie X dans ses derniers retranchements tout au long de la chaîne d'acquisition et de traitement des images. L'installation Airix du CEA, opérationnelle depuis 2000, intègre les progrès réalisés.



CEA

La radiographie, technique très familière dans le domaine médical, permet de localiser chez un patient corps étrangers, fractures, etc. Elle est aussi très utilisée dans le secteur industriel pour le contrôle non destructif de la qualité de pièces ou du contenu de colis. La Direction des applications militaires (DAM) du CEA utilise la radiographie pour "caractériser l'état de la matière soumise à des chocs forts ou à une densification importante sous l'effet d'explosifs", ce qui est la situation des armes nucléaires au tout début de leur fonctionnement (tableau). Son installation Airix (Accélérateur à induction de radiographie pour l'imagerie X), opérationnelle depuis 2000 sur le site de Moronvilliers (Marne), est un élément essentiel du programme Simulation qui permet désormais de concevoir les armes nucléaires sans essais réels complets. Un "tir" sur cette installation consiste à saisir sur le vif l'implosion, sous l'effet de la mise à feu d'explosifs chimiques, de dispositifs formés de matériaux inertes simulants, sur les plans mécanique et thermique, des matériaux nucléaires. La radiographie éclair d'objets

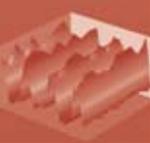
de ce type se caractérise par un temps de pose très court (moins de 100 nanosecondes [ns]), des énergies de photons très élevées (>1 MeV) et des atténuations par les objets très importantes (>10<sup>5</sup>).

Le principe de la radiographie est simple: un rayonnement pénétrant composé de photons X ou gamma (γ) de très fortes énergies traverse un objet en y étant partiellement absorbé. L'absorption varie en fonction de la nature, de la masse volumique et de l'épaisseur des matériaux traversés. Sa mesure permet de "remonter" aux caractéristiques de l'objet traversé.

Vue extérieure de l'installation de radiographie éclair Airix sur le site de Moronvilliers (Marne).

domaine	imagerie médicale	contrôle de soudures	radiographie éclair
énergie moyenne des photons	50 keV	500 keV	4 MeV
dose à 1 m dans l'air nécessaire	1 rad	100 rads	500 rads
temps d'exposition	100 ms	3 h	50 ns
débit de dose à 1 m	10 rad/s	10 <sup>-2</sup> rad/s	10 <sup>10</sup> rads/s

Tableau. Caractéristiques comparées de trois domaines d'application de la radiographie.



Hall de l'accélérateur Airix (Accélérateur à Induction de Radiographie pour l'Imagerie X) est constitué de 64 cellules à induction (auxquelles la haute tension est transmise par les câbles rouges) qui portent l'énergie des électrons à 20 MeV.



La durée d'exposition de la "radio" ainsi réalisée est liée au temps caractéristique de déplacement de l'objet radiographié. En imagerie médicale, ce temps est donné par la respiration ou les battements cardiaques : il est de l'ordre d'une fraction de seconde. Dans le domaine industriel, pour détecter un défaut dans un matériau (contrôle de la qualité d'une soudure, par exemple), il est lié au temps d'évolution de ce défaut, qui peut varier de plusieurs minutes à plusieurs années. Dans ce cas, c'est surtout le temps de mise en place du dispositif qui influe sur le temps optimal d'exposition, qui pourra être de quelques minutes à quelques heures. À la DAM, la matière classiquement analysée peut se déplacer à plusieurs km/s ! Cela impose des temps d'exposition de l'ordre de quelques dizaines de nanosecondes pour distinguer des détails de quelques centaines de micromètres ( $\mu\text{m}$ ). Ce temps caractéristique extrême donne le nom de *radiographie éclair* à cette mesure.

La quantité de rayonnement (ou *dose*) doit être suffisante pour marquer le détecteur – le dispositif qui transforme le signal reçu sous une forme accessible à la mesure – après son atténuation dans l'objet. En imagerie médicale, le rayonnement devra traverser un milieu équivalent à quelques dizaines de  $\text{g}/\text{cm}^2$  d'eau, ce qui correspond, pour des X de 50 keV (énergie per-

mettant un bon contraste), à une atténuation d'un facteur 10 pour 10 cm traversés. Dans le domaine industriel, l'objet radiographié peut être épais et lourd (par exemple, 10 cm d'acier) ce qui nécessite un rayonnement plus pénétrant que pour l'imagerie médicale. Un flux d'X de 500 keV est atténué d'un facteur 10 à travers 3,5 cm d'acier. La quantité de rayonnement nécessaire à une détection suffisante est alors obtenue en utilisant des durées d'exposition de plusieurs heures. À la DAM, les matériaux traversés sont très denses et l'atténuation des X les plus pénétrants (4 MeV) peut être de plusieurs centaines de milliers. De plus, les contraintes pyrotechniques<sup>(1)</sup> obligent à ajouter des protections (ensemble de matériaux et structures protégeant la source et le détecteur des projectiles et de l'onde de choc induits par l'explosion) et à éloigner fortement l'objet de la source et du détecteur, ce qui réduit de façon importante le flux du rayonnement au niveau du détecteur. Cette forte réduction du flux à travers la chaîne radiographique rend nécessaire l'usage de sources d'intensité extrême.

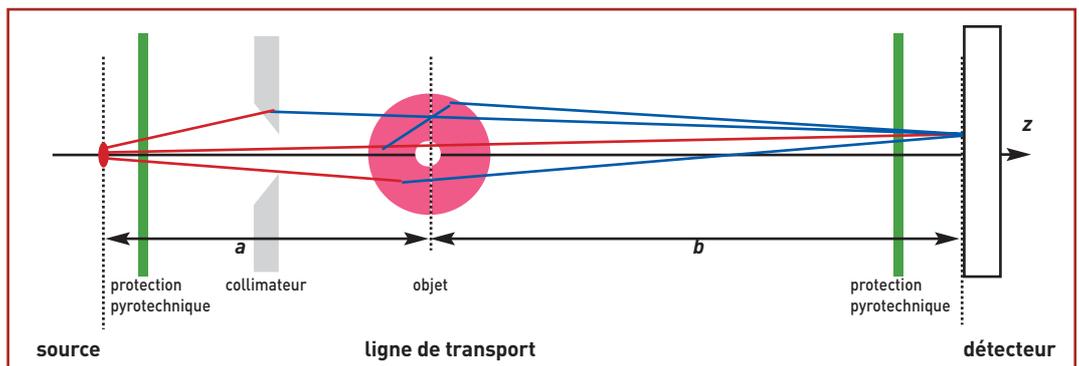
La sensibilité des détecteurs est un paramètre primordial pour garantir une bonne qualité de cliché radiographique. Les équipes de la DAM bénéficient certes des progrès enregistrés en imagerie médicale ou industrielle. Mais, du fait de très fortes atténuations, les flux de photons qui arrivent sur leurs détecteurs sont nécessairement très faibles, ce qui les conduit à développer des détecteurs spécifiques très sensibles, couplés à des algorithmes sophistiqués de traitement d'image. Après un rappel des bases de la physique utiles pour la compréhension des mécanismes de la radiographie, les lignes qui suivent décrivent les composantes d'une chaîne radiographique, en particulier les sources de rayonnement X éclair et les imageurs, et présentent les principes de base du traitement des images.

### Les maillons de la chaîne radiographique

Les techniques radiographiques reposent sur la physique de l'interaction des électrons et des photons avec la matière (encadré). Leur mise en œuvre repose sur une chaîne radiographique constituée d'une source où est produit le rayonnement X, d'une ligne de transport (sur laquelle se trouvent l'objet à radiogra-

(1) Contraintes pyrotechniques: les expériences sur un objet comportant de l'explosif nécessitent de protéger les diagnostics des effets de la détonation. Des blocs de béton et des structures métalliques protègent la source et les détecteurs, ce qui contribue à l'atténuation du rayonnement radiographique. L'éloignement s'avère aussi une bonne protection, ce qui impose des distances minimales entre source, objets et détecteurs.

Figure 1. Schéma de principe d'une chaîne radiographique.



phier, des collimateurs en matériau dense à  $Z$  élevé, qui atténuent de façon calibrée le flux de photons dans les zones où il est gênant, et des protections pyrotechniques) et d'un détecteur-imageur qui transforme la distribution des particules incidentes en image numérique exploitable (figure 1).  
 Deux types de photons atteignent le détecteur et constituent l'image : les uns *directs*<sup>(2)</sup>, émis par la source, qui n'ont pas interagi avec les objets, et les

autres *diffusés*<sup>(3)</sup>, issus d'une ou plusieurs interactions avec ces mêmes objets.

- (2) Direct : se dit du flux de rayonnement issu de la source qui n'a pas interagi avec les éléments de la ligne de transport (objet, protections, collimateurs). Le *direct* porte l'information d'atténuation par l'objet.
- (3) Diffusé : se dit du flux de rayonnement qui a interagi avec les éléments de la ligne de transport (objet, protections, collimateurs). Le *diffusé* diminue le rapport signal sur bruit et le contraste des images.

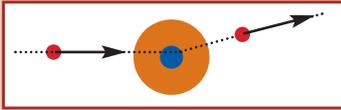
## Les interactions particules-matière

Les interactions particules-matière intervenant dans les techniques radiographiques impliquent d'une part les **électrons**, d'autre part les **photons**.

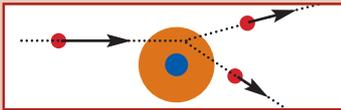
### L'interaction électron-matière

Lorsqu'un **électron libre** pénètre dans un matériau, il interagit avec les **atomes** de ce dernier suivant trois modes principaux de réaction mettant respectivement en jeu :

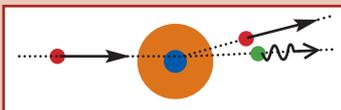
- des *collisions élastiques* sur les noyaux des atomes. L'électron est dévié sans perte d'énergie (**diffusion élastique**) ;



- des *collisions inélastiques* sur le cortège électronique des atomes. L'électron transfère de l'énergie à un électron lié de l'atome qui est soit excité, soit **ionisé** (**diffusion inélastique**) ;



- la production d'un **rayonnement de freinage**. L'électron est ralenti et dévié par le champ électrique des noyaux en émettant des photons.

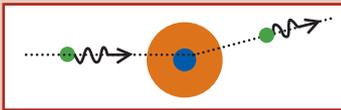


Le rayonnement de freinage est d'autant plus fort que les électrons sont énergétiques et que les atomes ont un  $Z$  élevé.

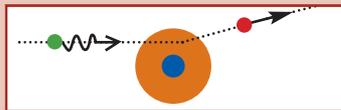
### Interaction photon-matière

Un photon interagit avec les atomes d'un matériau suivant quatre modes principaux de réaction :

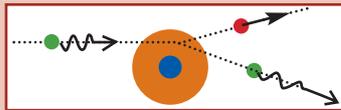
- des *collisions élastiques* (diffusion Rayleigh-Thomson) sur les atomes.



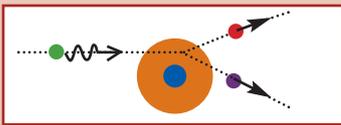
- des *absorptions* (**effet photoélectrique**) par le cortège électronique des atomes avec excitation ou éjection d'électrons ;



- des *collisions inélastiques* (diffusion Compton) sur le cortège électronique des atomes. Le photon est dévié et perd de l'énergie. Un électron du cortège électronique est arraché à l'atome.



Des *productions de paires*. Sous l'effet du champ électrique de l'atome, le photon se matérialise en une paire électron-positon.



L'atténuation totale est modélisée par un **coefficient d'atténuation massique** des photons (noté  $\mu/\rho$ ) qui varie en fonction du type de matériau et de l'énergie du photon. L'atténuation par unité de longueur d'un flux de  $N$  photons est :

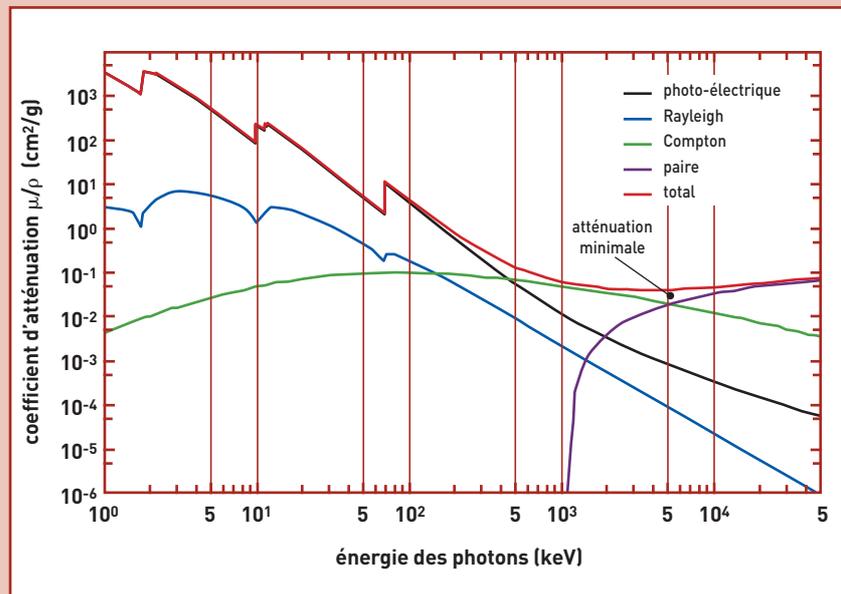
$$\frac{dN}{dz} = -\mu/\rho \cdot \rho \cdot N$$

où  $\rho$  est la masse volumique du matériau. Le flux au travers un matériau d'épaisseur  $z$  est donc :

$$N(z) = N_0 \cdot e^{-\mu/\rho \cdot \rho \cdot z}$$

À basse énergie, l'effet photoélectrique domine, arrêtant très rapidement les photons. À haute énergie, c'est la production de paires qui domine. Les positons créés s'annihilent rapidement avec les électrons de la matière en produisant deux photons de 511 keV. À énergie intermédiaire, la diffusion Compton domine. Dans le cas des matériaux lourds, l'absorption totale est minimale autour de 4 MeV (exemple du tantale, figure).

Les électrons produisent des photons, les photons produisent des électrons. Les deux particules jouent un rôle *important* et *couplé* dans la radiographie.



Atténuation massique des photons dans le tantale.

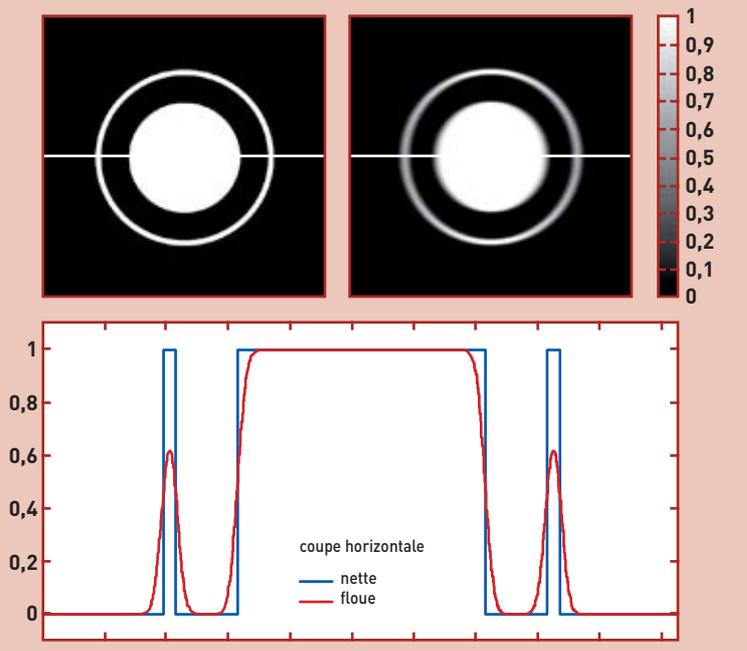


Figure 2. Coupe horizontale. La courbe correspondant à l'image nette (à gauche) est en bleu, celle à l'image floue en rouge.

**Information apportée par les photons directs**

Comme indiqué dans l'encadré, l'absorption totale d'un photon d'énergie  $E$  est caractérisée par un coefficient d'atténuation  $\mu/\rho(E)$  à travers chaque matériau<sup>(4)</sup>. Pour un matériau donné, la quantité de photons sur le détecteur est d'autant plus faible que la *masse surfacique*<sup>(5)</sup>  $\rho \cdot L$  de l'objet traversé est grande ( $\rho$  est la masse volumique du matériau,  $L$  la longueur traversée). Ces photons directs apportent donc à la radiographie une information directement exploitable à travers cette atténuation, à condition de parfaitement connaître les propriétés du flux émis par la source, la réponse du détecteur et le type de matériau présent.

**Information apportée par les photons diffusés**

À une position donnée sur le détecteur, les photons diffusés proviennent de toutes les parties de la ligne de transport. Ils ne portent donc pas d'information sur la structure de l'objet, mais contribuent sur l'image à un fond continu et bruité qui réduit le contraste et le *rapport signal sur bruit*<sup>(6)</sup>, compliquant ainsi son exploitation. Contrairement aux photons directs, il n'existe pas d'expression analytique de la fonction de transport des photons diffusés. Le moyen le plus simple (nécessitant tout de même une grande puissance de calcul) de l'obtenir est d'utiliser des **codes** de type **Monte-Carlo** qui intègrent les trajectoires et les probabilités d'interaction dans les matériaux à partir d'une représentation statistique des photons constituant l'éclairage de l'objet. La conception d'une chaîne appliquée à la radiographie d'un objet donné consiste à choisir la source (intensité<sup>(7)</sup>, spectre<sup>(8)</sup>, dimension), le détecteur (réponse spectrale<sup>(9)</sup>, efficacité quantique de détection [DQE], **résolution**) et les positions des différents éléments de la ligne de transport qui donneront une résolution, un contraste<sup>(10)</sup> et un rapport signal sur bruit sur l'image suffisants pour mettre en évidence les détails recherchés lors du tir. Pour cela, le concepteur dispose d'un ensemble de modèles analytiques, de codes Monte-Carlo de simulation de la chaîne radiographique et de son expérience sur la radiographie d'objets équivalents ou de maquettes dédiées.

**La résolution d'une chaîne radiographique**

La résolution d'une radiographie est la dimension minimale mesurable d'un détail de l'objet dans des conditions d'observation parfaites, c'est-à-dire pour un rapport signal sur bruit infini. Ainsi, un point dans le plan de l'objet apparaît comme une tache sur la radiographie (figure 2). La résolution, exprimée en mètres, informe de la dimension de cette tache. La bonne connaissance de sa forme peut permettre de réduire la dimension minimale mesurable d'un détail en utilisant des méthodes appropriées de *déconvolution*, qui consistent à prendre en compte la déformation d'une information par le système de mesure afin d'en extraire l'information originale. En revanche, la capacité de mesurer, voire de distinguer un détail va se dégrader si le contraste ou le rapport signal sur bruit de l'image ne sont pas optimaux.

Dans une chaîne radiographique, la résolution dans le plan de l'objet  $R_o$  est liée à trois dimensions caractéristiques: la dimension  $\theta_s$  du point source (*flou de source*), la résolution du détecteur  $R_d$  (*flou de détecteur*) et la distance parcourue par l'objet se déplaçant à la vitesse  $v$  pendant le temps de pose  $\tau$  (*flou de bougé*) (figure 3).

L'influence des deux premiers phénomènes dépend des distances source-objet  $a$  et objet-détecteur  $b$ , ou du *grandissement*  $G$  de la radiographie, défini comme

(4) Coefficient d'atténuation: lors de sa propagation, le rayonnement X interagit avec la matière et son flux diminue. L'atténuation est alors l'exponentielle du produit du coefficient d'atténuation par la masse surfacique traversée. Unité internationale:  $1 \text{ m}^2/\text{kg}$ . Unité usuelle en radiographie:  $1 \text{ cm}^2/\text{g} = 0,1 \text{ m}^2/\text{kg}$ . Il s'écrit communément  $\mu/\rho$ .

(5) Masse surfacique: Quantité de masse par unité de surface que traverse un rayonnement pénétrant. Unité internationale:  $1 \text{ kg}/\text{m}^2$ . Unité usuelle en radiographie:  $1 \text{ g}/\text{cm}^2 = 10 \text{ kg}/\text{m}^2$ . Lors de la traversée d'un matériau unique, c'est le produit de sa masse volumique par la distance traversée. Plus généralement, c'est l'intégrale de la masse volumique traversée sur le chemin du photon.

(6) rapport signal sur bruit: une image est composée de pixels. Idéalement, chaque pixel contient un niveau de signal déterministe qui dépend de son éclairage. En réalité, cette information est entachée d'une erreur qui diffère d'un pixel à l'autre. Le rapport signal sur bruit est le rapport entre le signal théorique et l'écart type de l'erreur sur ce signal.

(7) Intensité d'une source: quantité de photons par unité d'angle solide émis par la source. Elle est souvent caractérisée par la dose maximale déposée dans de l'air à 1 mètre de la source.

(8) Ce spectre est dit monochromatique si tous les photons ont la même énergie.

(9) Réponse spectrale d'un détecteur: quantité d'informations fournies par un détecteur par photon incident en fonction de son énergie.

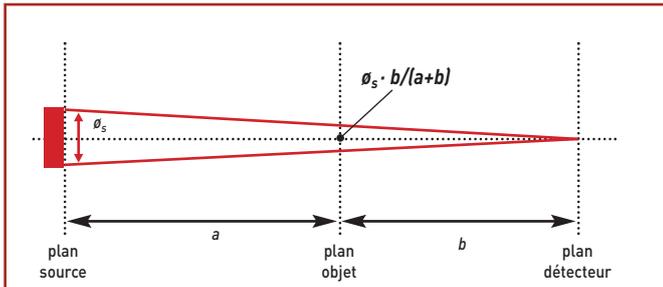
(10) contraste (d'une image): différence de niveau entre deux détails d'une image. Si  $N_0$  est le niveau du détail 0 et  $N_1$  est le niveau du détail 1, on définit le contraste comme:

$$C = \frac{|N_1 - N_0|}{N_1 + N_0}$$

Deux détails sont très contrastés (contraste tendant vers 1) si le niveau associé à l'un est beaucoup plus grand que celui associé à l'autre. Ils sont peu contrastés si les niveaux sont proches.

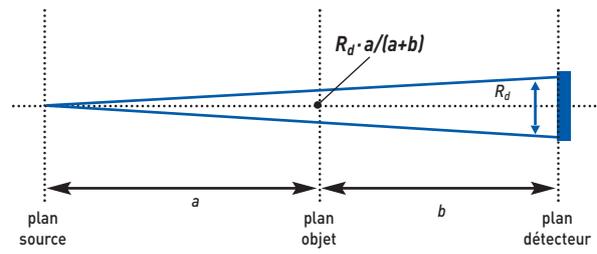
$$(11) \quad G = 1 + \frac{b}{a}$$

$$(12) \quad R_o = \sqrt{\theta_s^2 \cdot \left(\frac{G-1}{G}\right)^2 + \frac{R_d^2}{G^2} + (v \cdot \tau)^2}$$



**flou de source** : si la source a une dimension  $\sigma_s$ , l'incertitude sur un détail de l'objet est donnée par :

$$\sigma_s \cdot \frac{b}{a+b} = \sigma_s \cdot \left( \frac{G-1}{G} \right)$$



**flou de détecteur** : si la résolution du détecteur a une dimension  $R_d$ , l'incertitude sur un détail de l'objet est donnée par :

$$R_d \cdot \frac{a}{a+b} = \frac{R_d}{G}$$

le rapport entre la taille de l'objet projeté sur le détecteur et sa taille réelle<sup>(11)</sup>.

La résolution globale de la chaîne dans le plan de l'objet est approximativement donnée par la somme quadratique des trois contributions<sup>(12)</sup>. La résolution est d'autant meilleure que la dimension de la source, la résolution du détecteur, la vitesse de l'objet et la durée d'éclairement sont petites.

### Les sources de rayonnement X

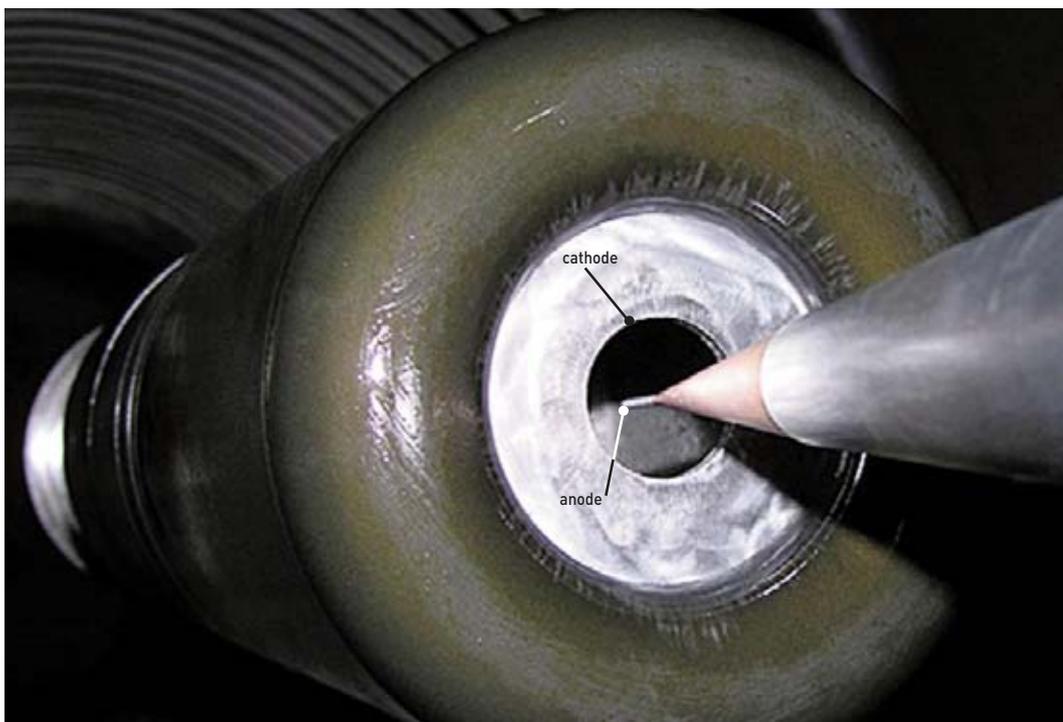
Les photons d'énergie supérieure à quelques dizaines de keV peuvent être créés de deux manières. La première consiste à utiliser des **éléments radioactifs** dont les noyaux se désexcitent en émettant des photons gamma. Le **débit de dose** des sources radioactives n'est toutefois pas suffisant pendant le temps de pose (~100 ns) nécessaire aux applications dynamiques en cause. Dans la seconde, une impulsion brève et intense d'électrons de haute énergie se ralentit dans la matière – ici une cible de matériau lourd – en émettant un **rayonnement de freinage** : les sources de photons pour la radiographie éclair sont toujours fondées sur ce principe.

Deux grands types de machines permettent de produire ces électrons, à basse ou à haute énergie. À basse énergie (<10 MeV), par une **diode** : le faisceau d'électrons est produit par un écoulement de charges entre une **cathode** et une **anode** d'une impulsion haute tension (de 300 kV à 8 MV suivant la machine) et courte (~ 50 ns). La petite dimension de l'anode garantit la faible dimension de la source. La haute tension est généralement produite par la décharge en série de fortes capacités chargées en parallèle. À haute énergie (>10 MeV), par un **accélérateur de particules** : le faisceau est produit dans un canon à électrons et est accéléré à travers des cavités successives jusqu'à son énergie finale. Il est ensuite focalisé sur une cible lourde dans laquelle le rayonnement de freinage est produit.

Les sources d'X sont caractérisées par cinq grandeurs : la distribution spatiale, la distribution angulaire, l'intensité, le spectre et la durée.

La distribution spatiale, ou *tache focale* (dimension d'une source de photons X produit par rayonnement de freinage) de l'émission dans le plan source est liée à la distribution spatiale des électrons sur la cible et leur diffusion dans celle-ci. Pour réduire la dimension

Figure 3. Flou de source et flou de détecteur ramenés dans le plan de l'objet.



Diode ouverte : le claquage a lieu entre la cathode (anneau) et l'anode (aiguille). La dimension de l'aiguille donne la dimension de la source.

de la source et améliorer la résolution de la radiographie, il faut donc réduire la dimension du faisceau d'électrons, l'épaisseur ou la dimension transverse de la cible, les deux dernières techniques se traduisant par une réduction de l'intensité de la source.

La distribution angulaire des photons émis par une source, ou *lobe*, est donnée par deux contributions: l'ouverture angulaire de l'émission par rayonnement de freinage, inversement proportionnelle à l'énergie du faisceau incident d'électrons, et la distribution angulaire propre du faisceau d'électrons sur la cible. L'ouverture angulaire de la source doit être suffisante pour éclairer l'objet radiographié avec une bonne homogénéité.

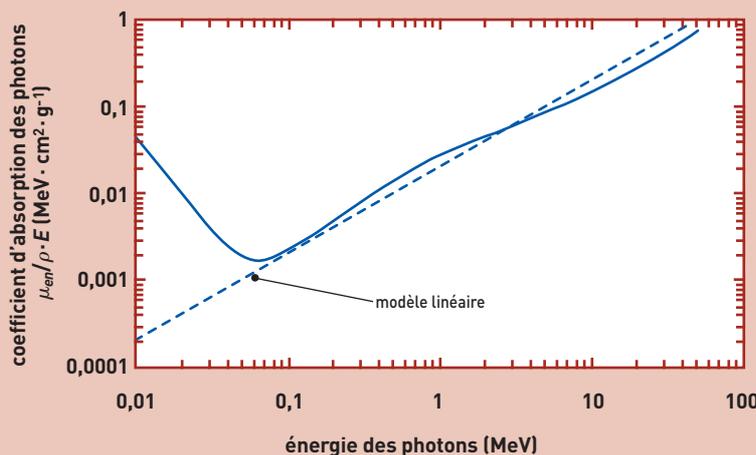
L'intensité ou *dose* de la source est proportionnelle à l'intensité du faisceau et est une fonction croissante de son énergie. Elle dépend aussi des propriétés de la cible.

L'intensité de la source est caractérisée par la dose qu'elle dépose sur l'axe, dans l'air sec, à 1 mètre du plan source. La dose est une expression du dépôt d'énergie dans un matériau. Elle s'exprime en **grays** ou en **rads**. Pour cela, les "radiologues" sont obligés de prendre en compte l'évolution de l'absorption des photons par de l'air sec en fonction de leur énergie<sup>(13)</sup> (figure 4). La dose alors produite<sup>(14)</sup> doit être d'autant plus grande que l'objet radiographié est absorbant ou le détecteur éloigné afin d'obtenir un rapport signal sur bruit sur l'image suffisant.

La distribution en énergie, ou spectre, est la quatrième grandeur à prendre en compte. Lors de la radiographie de forte masse surfacique à Z élevé, les photons incidents d'énergie autour de 4 MeV sont les moins absorbés par l'objet. Cette partie du spectre doit être fortement représentée dans la source, ce qui nécessite une énergie des électrons générateurs d'au moins 6 à 8 MeV. Lors de la radiographie de faible masse surfacique à Z faible à modéré, un contraste important est apporté par les photons d'énergie autour de 100 keV pour lesquels les coefficients d'absorption entre matériaux sont très différents. Des sources de photons de quelques centaines de keV sont alors très adaptées.

La distribution temporelle ou durée de l'impulsion de photons, enfin, est directement donnée par la durée de l'impulsion des électrons sur la cible. Plus elle est courte et plus le flou de bougé est faible. Par exemple, une durée de 50 ns pour radiographier des objets bougeant à 5 000 m/s donnera un flou de bougé de 250 µm.

Figure 4. Dépôt d'énergie dans de l'air sec.



### Les imageurs X

Du fait de la forte atténuation du flux d'X par l'objet, il est nécessaire d'utiliser des imageurs très sensibles et peu bruités associés à des programmes de traitement d'image très sophistiqués. La chaîne radiographique doit être spécifiquement optimisée (choix de la source, du détecteur, des collimateurs et des distances) pour chaque objet afin de maximiser la dose sur le détecteur, le contraste, le rapport signal sur bruit et la résolution dont dépendra la qualité de l'image. Des développements spécifiques sont menés au CEA/DAM dans ce domaine pour répondre au contexte extrême de la radiographie éclair.

L'*imageur*<sup>(15)</sup> est composé d'un détecteur qui transforme le flux X (direct et diffusé) en un signal qui pourra être lu et transformé en une image par un *lecteur-numériseur*<sup>(15)</sup>.

Les détecteurs sont caractérisés par huit propriétés ainsi définies :

La *réponse spectrale* est le niveau de signal induit sur le détecteur par un photon en fonction de son énergie. Cette réponse peut varier fortement en fonction du type de détecteur. Celui-ci peut être optimisé pour favoriser le marquage par les photons de faible énergie (objets légers) ou au contraire ceux de forte énergie (objets lourds).

La *réponse en dose* est le niveau de signal produit en fonction de la dose incidente pour un spectre donné. Elle n'est linéaire que pour certains détecteurs.

Le *seuil de détection* est la dose minimale qui peut être détectée. Dans l'idéal, elle est égale à zéro. Cependant, l'imageur peut produire un bruit ou un niveau de fond qui rendra impossible le discernement d'un faible signal incident.

La *plage de linéarité* est la plage de dose sur laquelle l'imageur produit un niveau de signal proportionnel au flux de photons l'ayant éclairé. Si le niveau n'est pas proportionnel, mais simplement strictement croissant et connu, il est possible de le prendre en compte.

Le *niveau de saturation* est la dose au-delà de laquelle une augmentation de l'éclairage n'induit plus d'augmentation du niveau dans l'image. Le signal saturé est inexploitable.

Le *niveau de bruit intrinsèque* existe, car même si le détecteur n'est pas exposé, l'image contient un bruit introduit par le détecteur lui-même mais aussi par la chaîne de lecture et de numérisation. Le seuil de détection de l'imageur, lié au niveau de bruit, doit être le plus faible possible.

(13) Donnée par l'équation

$$\frac{dE}{dz} = - \mu_{en}/\rho(E) \cdot \rho \cdot E \quad \text{où : } \mu_{en}/\rho(E)$$

est le coefficient d'absorption d'énergie de l'air sec (cm<sup>2</sup>/g ; figure 4).

(14) La dose est alors 
$$D = \int_{E_{min}}^{E_{max}} n(E) \cdot \frac{\mu_{en}}{\rho}(E) \cdot E \cdot dE$$

où  $E_{min}$  et  $E_{max}$  sont les énergies limites du spectre de la source et  $n$  est le nombre de photons par unité de surface et d'énergie sur l'axe à 1 mètre de la source.

(15) Imageur: dispositif qui consiste à transformer la distribution transverse d'un signal reçu en une image numérique. Il est constitué d'un détecteur et d'un lecteur-numériseur. Ce dernier transforme un signal mesurable en image numérique. Les fonctions de lecture (transformation du signal en image) et de numérisation (transformation d'une image en image numérique) peuvent être effectuées en 1 ou 2 temps.

L'efficacité quantique de détection (DQE) est l'amplification du rapport signal sur bruit, SNR, par le détecteur considéré non bruité<sup>(16)</sup>. Elle est toujours inférieure à 1. Le rapport signal sur bruit en entrée du détecteur  $SNR_{entrée}$  est le bruit statistique quantique introduit par le nombre théorique  $N$  de photons atteignant chaque pixel de l'imageur. On a alors  $SNR_{entrée} = \sqrt{N}$  (modèle monochromatique). Le détecteur ne sera pas sensible à tous ces photons de la même manière. Certains n'interagiront pas avec lui, les autres n'y laisseront pas tous la même quantité de signal. La statistique sera alors dégradée conduisant à une réduction du rapport signal sur bruit  $SNR_{image,nb}$  sur l'image. La DQE reflète cette dégradation et doit être la plus élevée possible. Elle peut être augmentée essentiellement en augmentant le nombre de photons qui interagissent avec le détecteur. La résolution, dimension de la réponse impulsionnelle spatiale du détecteur, enfin, doit être la plus petite possible.

### Plusieurs types de détecteurs

Quatre types de détecteurs sont utilisés : les couples écrans-film, les écrans photostimulables, les semi-conducteurs CdTe (tellure de cadmium) et les **scintillateurs** couplés à des caméras.

#### Les couples écrans-film

Le marquage d'un film photographique correspond au noircissement de cristaux argentiques par une réaction chimique induite par l'énergie déposée par les photons. Placé dans le flux, il sera peu marqué du fait de sa faible épaisseur. Il sera en revanche sensible aux photons de toutes énergies et la faible épaisseur de la couche photosensible ( $\sim 10 \mu\text{m}$ ) assurera une très bonne résolution. Afin d'améliorer son seuil de détection et sa DQE, une plaque de quelques centaines de micromètres de plomb ou de tantale, produisant des gerbes d'électrons qui marqueront fortement le film, lui est adjointe. Elle permet de "couper" tous les photons de basse énergie, constituant important du signal diffusé. Pour augmenter encore plus la sensibilité du détecteur, un écran scintillateur dans lequel les photons X et les électrons produisent des photons visibles qui imprègnent le film peut être inséré entre la plaque et le film. Ces accroissements de sensibilité se font toutefois au détriment de la résolution.

Le seuil de détection est donné par le voile, l'atténuation intrinsèque du film non marqué. La saturation se produit lorsque tous les cristaux ont été noircis. La plage de linéarité de ces films est faible mais un étalonnage propre à chaque expérience permet tout de même l'interprétation des radiographies. Le rapport signal sur bruit de la mesure peut être augmenté en sommant les images obtenues avec un empilement de plusieurs couples écrans-films placés dans la même cassette et numérisés avec un scanner spécifique.

#### Les écrans photostimulables

Les écrans photostimulables sont utilisés dans des cassettes radiographiques. Lorsqu'un photon énergétique ou un électron interagit avec la surface sensible de l'écran, il excite des **niveaux atomiques** qui se dés excitent jusqu'à un niveau **métastable** dont la durée de vie est de plusieurs jours. C'est ce niveau qui stocke l'information. L'écran est par la suite lu en ré-excitant cet état métastable avec un **laser** dans un état qui se dés excite en émettant un photon compté

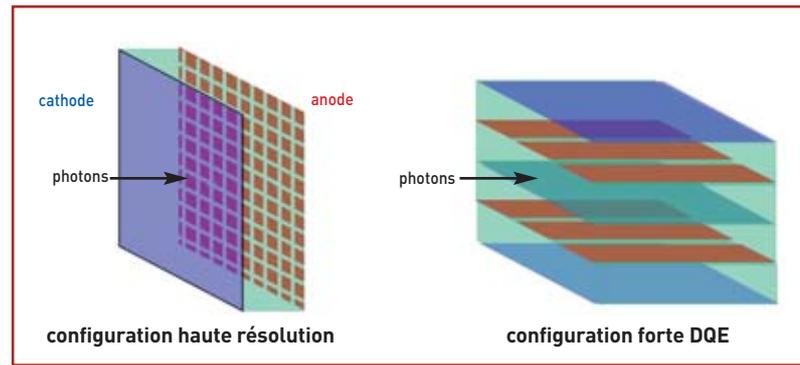


Figure 5. Deux configurations de détecteurs CdTe, haute résolution à gauche et forte DQE à droite.

par le lecteur. Plus il y a d'atomes excités, plus le signal collecté est important. La plage de linéarité est très grande et la sensibilité très bonne. Comme pour les films, le signal est renforcé par l'ajout d'écrans métalliques et l'empilement de plusieurs écrans. Les écrans scintillateurs sont, par contre, inefficaces car les photostimulables sont peu sensibles aux photons **visibles**. La lecture des écrans est rapide (quelques dizaines de minutes) et conduit directement à une image numérique. Les faibles épaisseurs des écrans métalliques et de la couche photosensible, ainsi que la faible dimension des pixels permettent d'obtenir de fortes résolutions.

#### Les semi-conducteurs CdTe

Les détecteurs CdTe sont constitués de cristaux polarisés sous une forte tension ( $\sim 1 \text{ kV}$ ). Les électrons issus de l'interaction des photons avec le cristal sont collectés sur les anodes où ils sont stockés dans un ASIC<sup>(17)</sup>, puis comptés. Il existe deux types de géométries (figure 5) :

Dans les *détecteurs haute résolution*, une grande plaque peu épaisse de CdTe est positionnée orthogonalement au flux des photons. La cathode est une plaque positionnée en face avant et l'anode est constituée d'électrodes carrées isolées les unes des autres. Chaque électrode d'anode (pixel) est reliée à l'ASIC placé en aval du flux. Cette configuration permet d'atteindre de fortes résolutions mais présente une faible DQE.

Dans les *détecteurs forte DQE*, des plaques de CdTe de plusieurs centaines de micromètres d'épaisseur et de quelques centimètres de longueur forment un sandwich multicouche avec des électrodes polarisées (anode, sous forme de bandelettes au pas de quelques centaines de microns; cathode sous forme d'une plaque). La polarisation des anodes assure la collecte dans l'ASIC des charges électriques produites par les photons dans le CdTe.

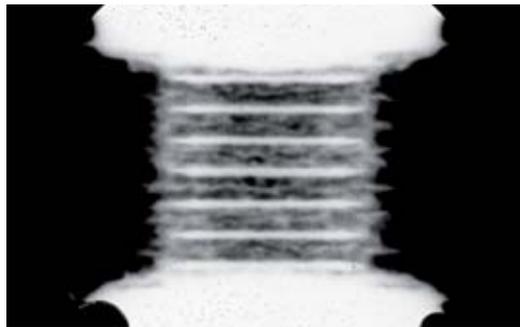
#### Les scintillateurs + caméra

Des scintillateurs excités par les X émettent des photons lumineux collectés par une caméra **CCD** à travers un système optique. Comme pour le CdTe, deux configurations sont possibles. Dans la configuration *haute résolution*, une grande plaque fine de scintillateur est

$$(16) \quad DQE = \frac{SNR_{image,nb}^2}{SNR_{entrée}^2}$$

(17) ASIC: Application-Specific Integrated Circuit: composant électronique aux fonctions "sur-mesure". Avec un CdTe, il stocke le signal sur chaque pixel intégré pendant un temps de pose défini puis le transfère à une carte électronique sur un PC.

Radiographie de l'implosion magnétique d'un cylindre dont la surface a été initialement striée. Elle permet de mettre en évidence l'évolution de ses déformations, en particulier les instabilités de Rayleigh-Taylor et de les comparer aux prédictions théoriques.



X. Carotetti et al.

positionnée orthogonalement au flux au niveau du plan objet du système optique. La résolution est essentiellement donnée par l'épaisseur du scintillateur et le flou du système optique (CCD compris). La DQE est faible. Dans la configuration à forte DQE, des aiguilles de scintillateurs de plusieurs centaines de micromètres de diamètre et de quelques centimètres de longueur sont positionnées sur un maillage carré parallèlement au flux photonique. Un milieu réfléchissant permet d'éviter toute diaphonie<sup>(18)</sup> entre les aiguilles. Cette structuration permet de ne pas trop dégrader la résolution. Le rayonnement est collecté par un faisceau de fibres (guide d'image) ou un système optique qui le transporte jusqu'à la caméra. Pour augmenter la sensibilité, la caméra peut être intensifiée au moyen d'un intensificateur de luminance. Pour réduire le seuil de détection et son bruit, elle peut être refroidie.

### Le traitement des images

L'image obtenue est caractéristique de l'illumination du détecteur. Pour un même spectre d'éclairement, la valeur du signal dans chaque pixel est fonction croissante de la dose. Il est alors possible de déterminer l'atténuation du flux incident et d'en déduire la masse surfacique de l'objet sur chaque ligne entre le point source et le détecteur. Cela nécessite de connaître le spectre, la dose et le lobe de la source, la réponse spectrale et la réponse en dose du détecteur ainsi que le type de matériau traversé.

Malheureusement, la réponse en dose de certains détecteurs (en particulier les couples écrans-film) est loin

d'être linéaire et doit être mesurée précisément. C'est pourquoi est effectuée avant chaque tir une radiographie de maquettes dont la composition et la masse volumique sont bien connues et dont les masses surfaciques sont proches de celle attendue lors du tir<sup>(19)</sup>. L'exploitation des radiographies ainsi obtenues permet d'obtenir une estimation de la courbe de réponse en masse surfacique de la chaîne entière dans la gamme d'atténuation intéressante, courbe utilisée pour interpréter les radiographies.

Une fois la carte de masse surfacique de l'objet obtenue, une reconstruction **tomographique** de l'intérieur de l'objet est effectuée.

### Reconstruction mathématique

À partir de l'hypothèse justifiée de la symétrie de révolution des objets et d'illumination parallèle, le problème de reconstruction tomographique est alors mathématiquement soluble à partir de la carte de masse surfacique suivant une seule vue. L'algorithme dit "inverse généralisé" fournit la masse volumique grâce à la résolution de systèmes linéaires simples reconstruisant la masse volumique de l'objet depuis le bord jusqu'au centre en analysant successivement les masses surfaciques de plus en plus proches de l'axe. Malheureusement, la présence de bruit (le niveau de signal direct peut être très faible), d'un haut niveau de signal diffusé et d'un flou important entraîne une incertitude sur la masse volumique obtenue qui peut dépasser la précision dont ont besoin les expérimentateurs.

C'est pourquoi ceux-ci ont développé des algorithmes plus robustes et précis, reposant sur une expertise importante, qui permettent une reconstruction tomographique de l'intérieur de l'objet. À partir de cette reconstruction, il leur est possible de déterminer précisément le contour des interfaces entre les matériaux et le volume occupé par chacun en utilisant des algorithmes spécifiques, développés en collaboration avec des laboratoires universitaires. La position de ces contours est alors comparée à celle obtenue par les codes de simulation de l'implosion de l'objet et sert à leur validation.

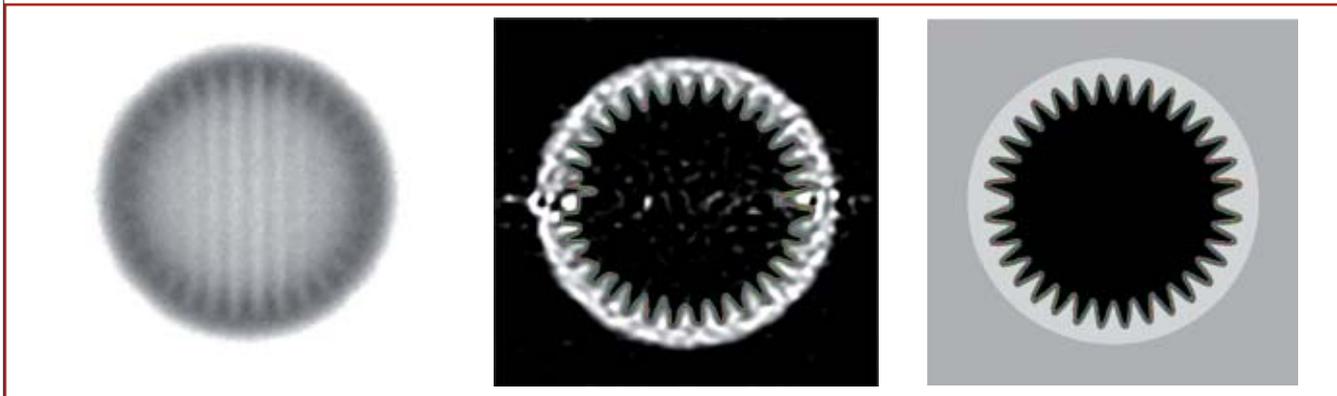
> **Nicolas Pichoff\***

Direction des applications militaires  
CEA DAM Ile-de-France

(18) diaphonie : interférence d'un signal avec un autre.

(19) La maquette est radiographiée préalablement à l'expérience pour aider à l'exploitation des mesures faites lors du tir.

\* Avec la collaboration des laboratoires du Département conception et réalisation des expérimentations (DCRE).



Reconstitution de la masse volumique d'une maquette à partir d'une radiographie. À gauche la radiographie, au centre la masse volumique reconstituée et à droite la masse volumique originelle.