
Essais non destructifs — Méthodes par rayonnements pour la tomographie informatisée —

**Partie 2:
Principes, équipements et échantillons**

Non-destructive testing — Radiation methods for computed tomography —

Part 2: Principles, equipment and samples

[ISO 15708-2:2017](https://standards.iteh.ai/catalog/standards/iso/db87f1b6-2ce1-4ff5-a006-fbb9dcd052fe/iso-15708-2-2017)

<https://standards.iteh.ai/catalog/standards/iso/db87f1b6-2ce1-4ff5-a006-fbb9dcd052fe/iso-15708-2-2017>



iTeh Standards
(<https://standards.iteh.ai>)
Document Preview

[ISO 15708-2:2017](https://standards.iteh.ai/catalog/standards/iso/db87f1b6-2ce1-4ff5-a006-fbb9dcd052fe/iso-15708-2-2017)

<https://standards.iteh.ai/catalog/standards/iso/db87f1b6-2ce1-4ff5-a006-fbb9dcd052fe/iso-15708-2-2017>



DOCUMENT PROTÉGÉ PAR COPYRIGHT

© ISO 2017

Tous droits réservés. Sauf prescription différente ou nécessité dans le contexte de sa mise en œuvre, aucune partie de cette publication ne peut être reproduite ni utilisée sous quelque forme que ce soit et par aucun procédé, électronique ou mécanique, y compris la photocopie, ou la diffusion sur l'internet ou sur un intranet, sans autorisation écrite préalable. Une autorisation peut être demandée à l'ISO à l'adresse ci-après ou au comité membre de l'ISO dans le pays du demandeur.

ISO copyright office
Case postale 401 • Ch. de Blandonnet 8
CH-1214 Vernier, Genève
Tél.: +41 22 749 01 11
Fax: +41 22 749 09 47
E-mail: copyright@iso.org
Web: www.iso.org

Publié en Suisse

Sommaire

Page

Avant-propos	iv
1 Domaine d'application	1
2 Références normatives	1
3 Termes et définitions	1
4 Principes généraux	2
4.1 Principes de base.....	2
4.2 Avantages de la TI.....	2
4.3 Limites de la TI.....	3
4.4 Principales étapes du procédé TI.....	3
4.4.1 Acquisition.....	3
4.4.2 Reconstruction.....	4
4.4.3 Visualisation et analyse.....	4
4.5 Artefacts dans les images TI.....	5
5 Équipement et appareillage	5
5.1 Généralités.....	5
5.2 Sources de rayonnement.....	6
5.3 Détecteurs.....	7
5.4 Manipulation.....	7
5.5 Système d'acquisition, reconstruction, visualisation et stockage.....	7
6 Stabilité du système TI	7
6.1 Généralités.....	7
6.2 Stabilité des rayons X.....	8
6.3 Stabilité du manipulateur.....	8
7 Alignement géométrique	9
8 Considérations relatives à l'échantillon	9
8.1 Taille et forme de l'échantillon.....	9
8.2 Matériaux (et tableau tension / épaisseur de pénétration).....	9
Annexe A (informative) Composants d'un système TI	11
Bibliographie	18

Avant-propos

L'ISO (Organisation internationale de normalisation) est une fédération mondiale d'organismes nationaux de normalisation (comités membres de l'ISO). L'élaboration des Normes internationales est en général confiée aux comités techniques de l'ISO. Chaque comité membre intéressé par une étude a le droit de faire partie du comité technique créé à cet effet. Les organisations internationales, gouvernementales et non gouvernementales, en liaison avec l'ISO participent également aux travaux. L'ISO collabore étroitement avec la Commission électrotechnique internationale (IEC) en ce qui concerne la normalisation électrotechnique.

Les procédures utilisées pour élaborer le présent document et celles destinées à sa mise à jour sont décrites dans les Directives ISO/IEC, Partie 1. Il convient, en particulier, de prendre note des différents critères d'approbation requis pour les différents types de documents ISO. Le présent document a été rédigé conformément aux règles de rédaction données dans les Directives ISO/IEC, Partie 2 (voir www.iso.org/directives).

L'attention est appelée sur le fait que certains des éléments du présent document peuvent faire l'objet de droits de propriété intellectuelle ou de droits analogues. L'ISO ne saurait être tenue pour responsable de ne pas avoir identifié de tels droits de propriété et averti de leur existence. Les détails concernant les références aux droits de propriété intellectuelle ou autres droits analogues identifiés lors de l'élaboration du document sont indiqués dans l'Introduction et/ou dans la liste des déclarations de brevets reçues par l'ISO (www.iso.org/brevets).

Les appellations commerciales éventuellement mentionnées dans le présent document sont données pour information, par souci de commodité, à l'intention des utilisateurs et ne sauraient constituer un engagement.

Pour une explication de la signification des termes et expressions spécifiques de l'ISO liés à l'évaluation de la conformité, ou pour toute information au sujet de l'adhésion de l'ISO aux principes de l'Organisation mondiale du commerce (OMC) concernant les obstacles techniques au commerce (OTC), voir le lien suivant: www.iso.org/iso/avant-propos.html.

Le présent document a été élaboré par le Comité européen de normalisation (CEN) (en tant qu'EN 16016-2) et a été adopté, suivant une procédure par voie express, par le comité technique ISO/TC 135, *Essais non destructifs*, SC 5 *Contrôle par radiographie*, parallèlement à son approbation par les comités membres de l'ISO.

Cette deuxième édition de l'ISO 15708-2 annule et remplace l'ISO 15708-1:2002, dont elle constitue une révision technique. Elle prend en compte les avancées réalisées en matière de tomographie informatisée (TI) et de puissance de calcul au cours des dix dernières années.

Une liste de toutes les parties de la série ISO 15708 peut être consultée sur le site de l'ISO.

Essais non destructifs — Méthodes par rayonnements pour la tomographie informatisée —

Partie 2: Principes, équipements et échantillons

1 Domaine d'application

Le présent document spécifie les principes généraux de la tomographie informatisée (TI) par rayonnement X, l'équipement utilisé ainsi que les considérations de base relatives à l'échantillon, aux matériaux et à la géométrie.

Il est applicable à l'imagerie industrielle (c'est-à-dire aux applications non médicales) et donne un ensemble cohérent de définitions des paramètres de performance de la TI, y compris la façon dont ces paramètres sont reliés aux spécifications du système TI.

Le présent document traite de la tomographie axiale informatisée et exclut les autres types de tomographie, tels que la tomographie par translation et la tomosynthèse.

2 Références normatives

Les documents suivants sont cités dans le texte de sorte qu'ils constituent, pour tout ou partie de leur contenu, des exigences du présent document. Pour les références datées, seule l'édition citée s'applique. Pour les références non datées, la dernière édition du document de référence s'applique (y compris les éventuels amendements).

ISO 15708-1:2017, *Essais non destructifs — Méthodes par rayonnements pour la tomographie informatisée — Partie 1: Terminologie*

ISO 15708-3:2017, *Essais non destructifs — Méthodes par rayonnements pour la tomographie informatisée — Partie 3: Fonctionnement et interprétation*

ISO 15708-4:2017, *Essais non destructifs — Méthodes par rayonnements pour la tomographie informatisée — Partie 4: Qualification*

ISO 9712, *Essais non destructifs — Qualification et certification du personnel END*

3 Termes et définitions

Pour les besoins du présent document, les termes et définitions donnés de l'ISO 15708-1 s'appliquent.

L'ISO et l'IEC tiennent à jour des bases de données terminologiques destinées à être utilisées en normalisation, consultables aux adresses suivantes:

- IEC Electropedia: disponible à l'adresse <http://www.electropedia.org/>
- ISO Online browsing platform: disponible à l'adresse <http://www.iso.org/obp>

4 Principes généraux

4.1 Principes de base

La tomographie informatisée (TI) est une technique d'examen radiographique qui fournit des informations tridimensionnelles sur un objet à partir d'un certain nombre de projections radiographiques, soit sur des plans de coupe (coupes TI) ou sur le volume total. L'imagerie radiographique est possible du fait que des matériaux différents ont des coefficients d'atténuation du rayonnement X différents. Dans les images TI, les coefficients d'atténuation linéiques du rayonnement X sont représentés sous la forme de niveaux de gris TI différents (ou en fausse couleur). En radiographie conventionnelle, l'objet tridimensionnel est irradié selon une direction, et on obtient la projection des informations correspondantes de l'objet intégrées sur le trajet du rayon. En revanche, au cours d'un balayage TI, on acquiert plusieurs projections d'un objet à différents angles de vue. À partir de ces images de projection, les coupes ou le volume complet de l'objet sont reconstruits. L'avantage fondamental comparé à la radiographie est la préservation des informations volumétriques complètes. L'image TI obtenue (coupe TI 2D ou volume TI 3D) est une représentation quantitative du coefficient d'atténuation linéique du rayonnement X, moyenné sur le volume fini de l'élément de volume correspondant (voxel) à chaque position dans l'échantillon.

Le coefficient d'atténuation linéique caractérise localement le taux d'atténuation des rayons X lors de leur passage à travers l'objet. L'atténuation des rayons X lorsqu'ils interagissent avec la matière résulte de plusieurs mécanismes d'interaction distincts: la diffusion Compton et l'absorption photoélectrique sont les mécanismes prédominants pour la TI aux rayons X. Le coefficient d'atténuation linéique dépend du numéro atomique des matériaux correspondants et est proportionnel à la densité du matériau. Il dépend également de l'énergie du faisceau de rayons X.

4.2 Avantages de la TI

Cette technique radiographique peut être une excellente technique d'examen pour localiser et quantifier la dimension d'éléments volumétriques en trois dimensions. En outre, du fait que la méthode est basée sur l'emploi de rayons X, elle peut être utilisée sur des échantillons métalliques ou non métalliques, sur des matières solides ou fibreuses, ainsi que sur des objets de surface lisse ou irrégulière.

Contrairement à la radiographie conventionnelle, dans laquelle les caractéristiques internes d'un échantillon sont projetées sur un seul plan image et sont donc superposées les unes aux autres, dans les images TI, les caractéristiques locales de l'échantillon apparaissent distinctement les unes par rapport aux autres, conservant l'information spatiale complète.

Avec un étalonnage correct, il est également possible de réaliser l'examen des dimensions et de déterminer la densité du matériau.

Des représentations tridimensionnelles complètes des objets examinés peuvent être obtenues soit par reconstruction et assemblage de coupes TI successives (TI 2D) soit par reconstruction directe d'image TI 3D (TI en 3D). La tomographie informatisée est donc intéressante pour les applications industrielles des essais non destructifs, de la métrologie 2D et 3D et de la rétro-ingénierie.

La TI offre plusieurs avantages par rapport aux méthodes classiques de métrologie:

- une acquisition sans contact;
- un accès aux informations dimensionnelles internes et externes;
- un apport direct à la modélisation 3D, en particulier de structures internes.

Dans certains cas, les acquisitions TI à double énergie (DE) peuvent permettre d'obtenir des informations concernant la densité des matériaux et le numéro atomique moyen de certains d'entre eux. Pour des matériaux connus, ces indications supplémentaires peuvent permettre d'améliorer leur différenciation ou leur caractérisation.

4.3 Limites de la TI

La TI est un mode opératoire d'essai indirect et les mesures (par exemple de la dimension des défauts du matériau; des épaisseurs de paroi doivent être comparées à un autre mode opératoire de mesure absolue, voir l'ISO 15708-3). Un autre inconvénient potentiel de l'imagerie TI est l'apparition possible d'artefacts (voir 4.5) dans les données. Les artefacts limitent la capacité à extraire des informations quantitatives d'une image. Ainsi, comme pour n'importe quelle technique d'examen, l'utilisateur doit savoir reconnaître et ne pas tenir compte des artefacts courants.

Comme dans tout système d'imagerie, un système TI ne peut pas reproduire exactement l'objet examiné. L'exactitude de l'image TI est largement influencée par les différents paramètres du système d'imagerie, à savoir la résolution spatiale, le bruit statistique et les artefacts. Chacun de ces aspects est brièvement traité en 4.4.1. Une description plus complète figure dans l'ISO 15708-3.

Les valeurs de gris TI ne peuvent pas être utilisées pour identifier sans ambiguïté des matériaux inconnus, sauf si des informations a priori sont disponibles, étant donné qu'une valeur expérimentale donnée mesurée à une position donnée peut correspondre à une large gamme de matériaux.

Une autre considération importante est le fait d'avoir une transmission de rayons X suffisante à travers l'échantillon à tous les angles de projection (voir 8.2) sans saturer aucune partie du détecteur.

4.4 Principales étapes du procédé TI

4.4.1 Acquisition

Lors d'un balayage TI, plusieurs projections sont saisies d'une manière systématique: les images sont acquises à partir d'un certain nombre d'angles de vue différents. La reconnaissance des caractéristiques dépend, entre autres facteurs, du nombre d'angles auxquels les projections individuelles sont prises. La qualité de l'image TI peut être améliorée si le nombre de projections est augmenté.

Du fait que tous les systèmes de saisie d'images contiennent des artefacts inhérents, les acquisitions TI commencent en général par la saisie d'images de référence d'offset et de gain pour permettre une correction de champ plat en utilisant des images de noir (rayons X désactivés) et blanc (rayons X activés avec l'échantillon en dehors du champ d'observation) pour corriger les anomalies du détecteur. La saisie d'images de référence pour la correction de distorsion (distorsion en coussinet dans le cas de systèmes de détecteur à caméra avec distorsion optique) et la correction du centre de rotation peut également intervenir à ce stade. Ces corrections sont ensuite appliquées à chaque image saisie pour l'ensemble de données TI. Certains systèmes peuvent être configurés pour ajuster les paramètres des rayons X ou par amélioration de l'image pour garantir que le niveau d'intensité du fond des images saisies reste constant pendant toute la durée du balayage TI.

La qualité d'une image TI dépend d'un certain nombre de facteurs de performance du système dont l'un des plus importants est la résolution spatiale.

La résolution spatiale est généralement quantifiée par la distance minimale pour laquelle deux caractéristiques rapprochées peuvent être distinguées comme des entités séparées. Les limites de résolution spatiale sont déterminées par la conception et la construction du système et par la résolution et le nombre des projections TI. La résolution de la projection TI est limitée par le grandissement maximal qui peut être utilisé tout en maintenant l'objet dans le champ de vue à tous les angles de rotation.

Il est important de noter que le plus petit détail susceptible d'être détecté dans une image TI ne peut pas être comparé à la plus petite caractéristique susceptible d'être distinguée en résolution spatiale. Un détail sensiblement plus petit qu'un voxel peut avoir une incidence telle sur le voxel auquel il correspond que celui-ci est suffisamment contrasté pour être détecté par rapport aux voxels adjacents. Ce phénomène est dû à « l'effet de volume partiel ».

Bien que la TI de région d'intérêt (tomographie locale) puisse améliorer la résolution spatiale dans des régions particulières de grands objets, elle introduit des artefacts (dus à des données incomplètes), qui peuvent parfois être réduits par un traitement spécifique.

L'imagerie radiographique, telle qu'utilisée pour un examen TI, est toujours affectée par le bruit. En radiographie, ce bruit provient de deux sources: (1) la variation intrinsèque correspondant aux fluctuations statistiques liées à l'émission et à la détection de photons et (2) aux variations spécifiques des instruments et du traitement utilisés. Le bruit dans les projections TI est souvent amplifié par l'algorithme de reconstruction. Dans les images TI, le bruit statistique apparaît comme une variation aléatoire ajoutée à la valeur de gris TI de chaque voxel et limite la résolution en densité.

Le bruit statistique est inévitable, mais le rapport signal/bruit peut être amélioré en augmentant le nombre de projections et/ou la durée d'exposition pour chacune d'elles, l'intensité de la source de rayons X ou la taille des voxels. Toutefois, prendre certaines de ces mesures peut réduire la résolution spatiale. Le compromis entre la résolution spatiale et le bruit statistique est inhérent à la tomographie informatisée.

4.4.2 Reconstruction

Un balayage TI produit initialement un certain nombre de projections d'un objet. La reconstruction ultérieure de l'image TI à partir de ces projections individuelles est la principale étape de la tomographie informatisée et distingue cette technique d'examen des autres techniques radiographiques.

Le logiciel de reconstruction peut appliquer différentes corrections supplémentaires aux projections TI au cours de la reconstruction, par exemple une réduction du bruit, une correction du durcissement de faisceau et/ou du rayonnement diffusé.

Selon le système TI, des coupes TI individuelles ou des images TI 3D sont reconstruites.

4.4.3 Visualisation et analyse

Cette étape comprend toutes les opérations et manipulations de données permettant d'extraire les informations souhaitées à partir de l'image TI reconstruite.

La visualisation peut être réalisée soit en 2D (vues en coupe) soit en 3D (volume). La visualisation en 2D permet à l'utilisateur d'examiner les données par coupe selon un axe défini (généralement, il peut s'agir d'un axe arbitraire).

Pour l'imagerie 3D, soit le volume TI est directement utilisé, soit des surfaces calculées à partir du volume sont sélectionnées, pour générer l'image souhaitée correspondant au modèle optique sur lequel est basé l'algorithme. Le principal avantage de ce type de visualisation est que la perception visuelle de l'image correspond bien à l'aspect naturel de l'objet pour l'œil humain, même si des caractéristiques peuvent apparaître superposées dans la représentation 2D sur un écran.

Au cours de la visualisation, des artefacts supplémentaires d'origines diverses peuvent survenir, en particulier dans l'imagerie 3D du volume TI. Ces artefacts dus à l'échantillonnage, au filtrage, à la classification et au mélange dans le logiciel de visualisation dépendent du matériel et du logiciel utilisés, ainsi que de la tâche de visualisation à effectuer. Par conséquent, ces artefacts ne sont pas inclus dans la définition des artefacts donnée en 4.5. Toutefois, il convient que l'utilisateur sache qu'une interprétation erronée des données peut également survenir à cette étape du procédé.

Pour mettre en évidence des caractéristiques intéressantes lors de la visualisation, différentes opérations de filtrage numérique peuvent être réalisées. Toutes ces opérations sont caractérisées par le fait qu'elles améliorent une ou plusieurs propriétés des données, mais en détériorent simultanément d'autres (par exemple: la mise en évidence des bords détériore la reconnaissance des structures internes d'un objet). Par conséquent, il convient de toujours utiliser les filtres numériques avec prudence pour des tâches spécifiques en ayant à l'esprit les avantages et les inconvénients qui y sont associés.

Il convient que l'ordinateur utilisé pour la visualisation 3D soit capable de traiter le volume d'intérêt complet dans la mémoire principale. Il convient que l'écran correspondant ait une résolution, une gamme dynamique et des paramètres suffisants pour la tâche de visualisation donnée. Une vision adéquate du personnel doit être assurée conformément à l'ISO 9712.

4.5 Artefacts dans les images TI

Un artefact est une caractéristique artificielle qui apparaît sur l'image TI, mais ne correspond pas à une caractéristique physique de l'échantillon. Les artefacts ont différentes origines; ils peuvent être classés en artefacts provenant de la mesure elle-même et de l'équipement (artefacts dus à une largeur de faisceau finie, au rayonnement diffusé, une instabilité et des particularités du détecteur) et en artefacts inhérents à la technique (par exemple, le durcissement du faisceau). Les artefacts peuvent également être répartis en artefacts d'acquisition (par exemple: rayonnement diffusé, artefacts en anneau) et en artefacts de reconstruction (par exemple: artefacts de faisceau conique). Certains artefacts peuvent être éliminés en utilisant une technique de mesure adéquate avec des paramètres adaptés, tandis que pour d'autres, il est uniquement possible de réduire leur importance. Les artefacts peuvent compromettre des tâches de mesure ou d'analyse spécifiques, mais peuvent n'avoir aucun effet sur certaines autres analyses. En gardant ce fait à l'esprit, le type et l'importance des artefacts dans un ensemble de données doivent être évalués dans le cadre de la tâche d'analyse correspondante.

Le bruit et l'effet de volume partiel ne sont pas considérés comme des artefacts dans la présente norme.

Voir le paragraphe 5.5 de l'ISO 15708-3:2017 pour plus de détails.

5 Équipement et appareillage

5.1 Généralités

En termes de performance, un système TI peut être considéré comme comprenant quatre composants principaux: la source de rayons X, le détecteur, le système de manipulation de l'échantillon (ce dernier comprenant toute structure mécanique qui a un effet sur la stabilité de l'image) et le système de reconstruction/visualisation.

En général, la source et le détecteur sont fixes, tandis que l'échantillon est soumis à une rotation dans le faisceau pour acquérir l'ensemble des projections nécessaires. Dans les systèmes TI conçus par exemple pour les études animales *in vivo* ou pour l'imagerie de grandes structures, la source et le détecteur peuvent tourner autour de l'échantillon, comme dans les scanners médicaux.

Dans la majorité des systèmes de micro-/nano- ou sub-microtomographie, la résolution est déterminée principalement par la dimension du foyer d'émission des rayons X. Le grandissement géométrique permet d'avoir une taille de pixel au niveau du détecteur bien plus grande que la taille des voxels calculée et d'utiliser un scintillateur plus épais et donc plus efficace. Un inconvénient de cette approche est que pour obtenir un grandissement élevé, il convient que l'échantillon soit placé très proche de la source. Cela représente un problème particulier si l'échantillon doit être monté dans une chambre environnementale ou, par exemple, un système de chargement *in situ*. Cela impose alors de respecter une distance minimale entre la source et l'échantillon, réduisant ainsi le flux des rayons X (entraînant un rapport signal/bruit plus faible et/ou un temps d'acquisition accru) et nécessitant le montage du détecteur proportionnellement plus loin afin d'obtenir le même grandissement. D'un autre côté, si la distance entre l'échantillon et le détecteur est faible comparée à la distance entre la source et l'échantillon, la résolution du détecteur devient le facteur limitant plutôt que la dimension du foyer d'émission. Dans ce cas, la distance accrue entre la source et le détecteur signifie encore un flux de rayons X réduit et les détecteurs à haute résolution ont tendance à nécessiter des scintillateurs plus minces et donc moins efficaces.

Les systèmes TI peuvent être optimisés en termes de résolution, d'énergie, de vitesse d'acquisition ou simplement de coût. Bien qu'un système particulier puisse fonctionner dans une large gamme de conditions, il fonctionnera de manière optimale dans une gamme plus réduite et il convient que l'utilisateur prenne en compte l'application principale lors du choix d'un modèle par rapport à un autre sans fixer trop de critères.

Par exemple, un système TI de haute résolution (foyer d'émission de rayons X de faibles dimensions) peut avoir un flux de sortie sensiblement plus faible à basse résolution qu'un système conçu pour fonctionner à cette résolution. De plus, un système de rotation à haute performance conçu pour un scanner à haute résolution aura une limite de charge bien plus faible. De même, un système conçu pour

une imagerie à haute énergie nécessitera un écran fluorescent plus épais donnant une moins bonne résolution comparée à un écran plus mince qui est adapté à des énergies plus faibles.

Certains systèmes TI peuvent fournir des cibles interchangeables (transmission ou réflexion, voir l'[Annexe A](#)) et/ou des détecteurs interchangeables, mais ceux-ci sont plus onéreux.

Lors de la comparaison de la résolution et des temps d'acquisition de différents systèmes TI, il est important de prendre en compte le rapport signal/bruit (RSB), voir 5.1.3 de l'ISO 15708-3:2017. Celui-ci dépend de l'exposition aux rayons X, donc plus l'acquisition est rapide, plus le RSB est mauvais. Il dépend également du type et de la géométrie de l'échantillon. Un échantillon ayant une forte proportion de vide (ou une proportion élevée de régions d'absorption relativement faible), tel qu'une mousse ou un échantillon d'os spongieux, présentera un meilleur RSB qu'un échantillon plus homogène.

Pour une exposition donnée, le RSB optimal est obtenu en réglant la tension d'accélération du rayonnement X de manière à donner une transmission d'environ 10 % à 20 % à travers l'échantillon. Si la transmission est insuffisante, le faible nombre de photons détectés produira un bruit excessif. En revanche, si elle est trop élevée, le contraste (signal dans le RSB) sera trop faible. Toutefois, le RSB ne varie pas brusquement avec la tension et des simulations d'atténuation des rayons X dans l'aluminium indiquent que le RSB ne diminue que de 20 % de la valeur de crête si la tension est réglée pour donner une transmission de 35 % ou 40 %. Pour une taille d'échantillon donnée, l'exposition aux rayons X requise pour maintenir un RSB constant est proportionnelle à la résolution élevée à la puissance quatre (pour un détecteur donné). Par exemple, doubler la résolution nécessitera de multiplier l'exposition par 16 et pour multiplier la résolution par 10, il faudra multiplier l'exposition par 10 000. Il est par conséquent essentiel d'utiliser des échantillons identiques ou similaires lors de la comparaison de la qualité d'image obtenue avec un système ou un autre.

5.2 Sources de rayonnement

La plupart des systèmes TI industriels utilisent une source de rayons X générée électriquement et peuvent être subdivisés en trois types principaux:

- les générateurs de rayons X à tube ouvert (ou à unité de vide démontable);
- les générateurs de rayons X à potentiel constant avec tube scellé;
- les accélérateurs linéaires.

Chaque type de source présente une spécificité, parfois les systèmes sont équipés de plusieurs sources pour pouvoir être utilisés pour une plus large gamme d'échantillons. Outre les aspects financiers, le choix d'une source de rayons X adaptée est dicté par la gamme des échantillons (taille, composition et densité du matériau) qui seront examinés et la résolution à laquelle ils doivent être examinés.

Les fabricants de générateurs de rayons X mentionneront souvent une dimension de foyer d'émission unique. Il s'agit d'une mesure « nominale » dans des conditions d'énergie spécifiques, la dimension du foyer d'émission variant en fonction des paramètres de tension (kV) et d'intensité ($\mu\text{A}/\text{mA}$) utilisés: plus la puissance est élevée, plus la dimension du foyer augmente.

La dimension du foyer d'émission et la reconnaissance de caractéristiques (qui est parfois mentionnée par les fabricants de systèmes) sont différentes de la résolution spatiale du système TI. La reconnaissance de caractéristiques est la capacité du système complet à afficher l'image d'un objet ou d'une caractéristique d'un objet, d'une certaine dimension. Par exemple, il est tout à fait possible qu'un système, doté d'un générateur de rayons X fonctionnant à une énergie qui produit une dimension de foyer d'émission d'environ 5 μm , puisse afficher l'image d'un réticule constitué d'un fil dense de diamètre inférieur à 1 μm . Il s'agit plutôt d'une indication des caractéristiques d'absorption du matériau qui constitue le fil que de la résolution réelle du système TI, voir [4.4.1](#).

Le faisceau de rayons X est souvent filtré pour réduire les rayons X d'énergie plus faible et donc pour réduire la diffusion et les effets de durcissement de faisceau.

Des détails supplémentaires sont donnés dans l'[Annexe A](#).