



UNIVERSITÉ LAVAL

DÉPARTEMENT DE GÉNIE ÉLECTRIQUE ET DE GÉNIE  
INFORMATIQUE



GEL-7065 : LECTURES DIRIGÉES

---

# Imagerie Rayon X : Applications et techniques industrielles

---

*Présenté par*  
Yohan Bélanger

*Superviseur*  
Prof. Xavier Maldague

# Table des matières

<b>1</b>	<b>Introduction</b>	<b>2</b>
<b>2</b>	<b>X-Ray Imaging : Fundamentals, Industrial Techniques and Applications</b>	<b>2</b>
2.1	Introduction à l'évaluation non destructive . . . . .	2
2.2	Sources de radiation ionisante . . . . .	4
2.2.1	Caractéristiques importantes d'une source . . . . .	4
2.2.2	Tubes Rayon-X . . . . .	5
2.2.3	Accélérateurs de particules . . . . .	9
2.3	Détecteurs . . . . .	10
2.3.1	Caractéristiques importantes d'un détecteur . . . . .	10
2.3.2	Films . . . . .	12
2.3.3	Plaques au phosphore . . . . .	12
2.3.4	Détecteurs électroniques utilisant un scintillateur . . . . .	14
2.3.5	Détecteurs électroniques à détection directe . . . . .	14
2.4	Tomographie axiale calculée par ordinateur . . . . .	15
2.4.1	Transformée de Radon . . . . .	15
2.4.2	Inversion de la transformée de Radon . . . . .	17
2.4.3	Reconstruction itérative . . . . .	18
<b>3</b>	<b>Region-of-Interest Microtomography for Component Inspection</b>	<b>18</b>
3.1	Reconstruction à partir de projections complètes . . . . .	19
3.2	Reconstruction à partir de projections tronquées . . . . .	20
3.2.1	Algorithme de reconstruction . . . . .	22
3.3	Prototype d'algorithme de reconstruction . . . . .	22
<b>A</b>	<b>Images supplémentaires</b>	<b>25</b>

# 1 Introduction

Ce document contient le rapport nécessaire à la complétion du cours GEL-7065 : Lectures dirigées. Dans le cadre de ce cours, j'ai effectué la lecture du livre "X-Ray Imaging : Fundamentals, Industrial Techniques and Applications" [1]. Certaines techniques et applications n'interférant pas avec mon sujet de recherche seront exposées. Techniques et applications telles que la tomographie axiale calculée par ordinateur et la reconstruction itérative d'images pour cette technique. Dans ce rapport, la nomenclature anglophone sera utilisée lorsque la traduction francophone est nébuleuse ou si elle augmenterait significativement la lourdeur du document. Une courte partie sera aussi réservée à l'application de l'article "Region-Of-Interest Microtomography for Component Inspection" [2]. Les références aux documents ci-dessus seront omises dans le texte, car il est entendu que ce rapport se concentre sur les choses lues dans ceux-ci.

## 2 X-Ray Imaging : Fundamentals, Industrial Techniques and Applications

### 2.1 Introduction à l'évaluation non destructive

Puisque ce rapport porte sur les techniques et applications industrielles de la radiographie, je crois qu'il est important de revoir les bases de l'évaluation non destructive. Ceci est, en effet, quelque chose qui n'est pas abordé souvent sauf lors de spécialisations dans les différentes associations. Ceci permettra de mettre en perspective l'évaluation par radiographie dans l'espace de toutes les méthodes non destructives.

L'évaluation non destructive vient de la nécessité de localiser et de quantifier les défauts et la dégradation des propriétés d'un produit ou d'un matériau qui pourraient mener à la défaillance de structures d'ingénierie. La qualité d'un objet fabriqué est habituellement quantifiée de manières destructives sur des échantillons de la production totale. Dans les cas où le produit est facilement recyclable directement dans la chaîne de production et que la qualité de sa production ne change pas drastiquement la qualité de son utilisation, les modèles statistiques peuvent souvent suffire. L'évaluation non destructive intervient dans le cas particulier des pièces critiques pour lesquelles une défaillance pourrait avoir des conséquences catastrophiques. Si elle est bien utilisée, elle peut aussi réduire considérablement le nombre de rejets d'une usine. Rejets qui seront maintenant basés sur les résultats de chacune des pièces ou d'un plus petit groupe, car elle ne détruit pas la pièce.

L'évaluation non destructive fait son apparition à de plus en plus d'endroits dans les chaînes de manufacture. Effectivement, les techniques de manufacture commencent à s'adapter à sa présence de plus en plus haut et de plus en plus bas dans la production d'un objet. Voici une liste d'exemples :

1. Design
  - Objet créé pour faciliter l'inspection
  - Changements au design apportés par la caractérisation plus précise des défauts
2. Développement et synthèse des matériaux
  - Caractérisation des matériaux
3. Manufacture
  - Surveillance des procédés
  - Acceptation des matériaux
4. Assemblage
  - Inspection
5. En service
  - Inspection
  - Caractérisation
6. Fin de vie
  - Caractérisation

Le test non destructif est pratiqué depuis maintenant plusieurs dizaines d'années. Les avancées technologiques provoquées par la Seconde Guerre mondiale et les besoins de défense durant la guerre froide ont poussé vers des développements initiaux rapides dans l'instrumentation. Initialement, les tests étaient orientés vers la détection de défauts macroscopiques. Il était généralement entendu qu'une structure ne devait pas développer de défauts macroscopiques durant son cycle de vie. Cela convenait bien pour l'époque (années 50-60) puisque les matériaux étaient utilisés bien en dessous de leur rendement physique maximal. Des techniques d'analyse de plus en plus sophistiquées, utilisant les ultrasons, les courants de Foucault et les rayons x ont fait leur apparition au fil du temps. Plus la précision des techniques grandissait, plus le nombre de défauts trouvés grandissait et plus le nombre de rejets augmentait. Les avancées en science des matériaux dans les années 70 ont permis de réduire le nombre de rejets puisqu'il est maintenant devenu possible de déterminer la grosseur critique d'un défaut pour qu'il mène à un bris de la structure. Le design d'une structure devait maintenant prendre en compte la présence d'un défaut initial et s'assurer que celui-ci n'atteindrait pas sa grosseur critique pendant le cycle de vie de la structure. La détection des défauts seule ne suffisait soudainement plus, il faut maintenant les quantifier pour produire une prédiction du temps de vie en service.

Au fil des années les techniques d'inspection et les modèles prédictifs ont évolué assez pour être très précis. Aujourd'hui, les fabricants de structures d'ingénierie se tournent de plus en plus vers la vision numérique, l'automatisation, l'apprentissage machine et la simulation pour atteindre des standards de plus en plus élevés de qualité. Comme il sera vu plus loin dans ce document, des techniques très sophistiquées impliquant le rayonnement ionisant peuvent être utilisées pour atteindre ces buts.

## 2.2 Sources de radiation ionisante

Dans cette section, nous allons explorer les différentes sources de radiation possibles en radiologie industrielle. Nous commencerons par détailler les caractéristiques d'une source hypothétique parfaite afin d'être en mesure de mieux comparer les différentes méthodes de production de radiation ionisante. Nous discuterons aussi des nouveautés dans ce domaine.

### 2.2.1 Caractéristiques importantes d'une source

Avant de commencer la discussion sur les différentes sources disponibles, il est important de dresser un portrait des caractéristiques importantes dans une source de radiation. Cet exercice permettra d'être en mesure d'effectuer des comparaisons pertinentes entre les différentes méthodes décrites dans les sections suivantes.

En premier lieu, discutons de la géométrie et de l'orientation d'une source. Dans un monde parfait, une source de radiation est un point infinitésimal dans l'espace et l'énergie est dirigée sur un rayon ayant une direction ajustable. En effet, une source parfaitement ponctuelle ne cause aucune pénombre dans l'image. Les pénombres sont responsables du flou dans le rebord des objets.

Cette source possède un spectre monoénergétique ajustable de 1 keV à 10 MeV et une étendue  $\Delta E/E$  de  $10^{-6}$ . Afin de réaliser une bonne radiographie, l'énergie des photons utilisés devrait permettre un taux de transmission de 0.5-20 %. Ici, 1 keV permet d'atteindre une transmission de 11 % dans  $1\mu g/mm^2$  de carbone, ce qui permettrait d'obtenir une bonne radiographie d'une feuille d'arbre. Nous avons choisi aussi un maximum de 10 MeV pour pénétrer des matériaux très denses sans avoir tous les problèmes des interactions photonucléaires à des énergies plus élevées. Nous désirons que la source soit monoénergétique car cela réduirait les artefacts de durcissement de faisceau et permettrait l'analyse de la composition des matériaux évalués. De plus, si la lumière de cette source est cohérente, l'analyse diffractive et réfractive pourrait être pleinement utilisée, comme dans le cas de la cristallographie. Si elle permet aussi le contrôle temporel de son faisceau, il est possible d'étudier des pièces en mouvement. Ceci permettrait donc, par exemple, d'analyser un moteur à réaction en marche où l'exposition se fait en fonction de la vitesse de rotation de l'engin.

Pour terminer, elle devrait être en mesure de donner entre  $10^3$  et  $10^{100}$  photons par impulsion. Une valeur plus basse n'est pas utile en imagerie et une valeur plus haute détruirait l'objet observé. Une densité faible de photons permet une réduction de la déviation standard du compte de ceux-ci. Cette gamme de densités permettrait donc d'atteindre l'équilibre parfait d'intensité lumineuse pour la majorité des cas d'inspection.

### 2.2.2 Tubes Rayon-X

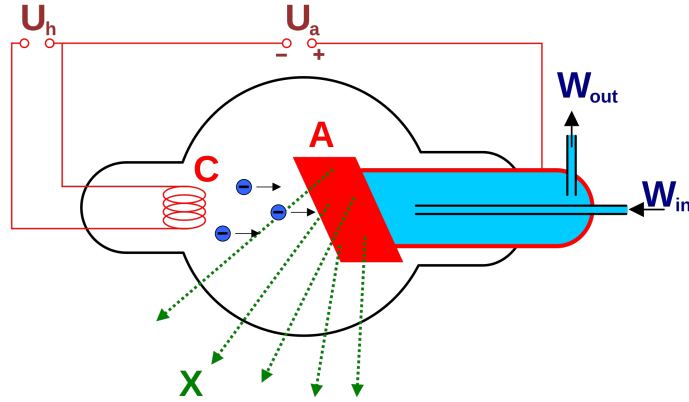


FIGURE 1 – Schéma d'un tube rayon x

Débutons en détaillant les éléments typiques d'un tube comme à la figure 1. Ils consistent en une Anode **A** et une cathode **C** placées dans une chambre sous vide. L'anode est constituée d'un métal, le plus souvent du Tungstène, ayant un numéro atomique élevé et une température de fusion élevée. En effet, elle doit être en mesure de supporter de grandes températures locales et doit avoir un grand nombre d'électrons pour favoriser la fluorescence. Lorsque la source est mise sous tension, une différence de potentiel  $U_a$  est appliquée entre l'anode et la cathode. Cette tension est généralement de l'ordre du kV, puisque l'énergie des rayons x débute à environ 40 eV. Cette tension ne dépasse généralement pas 200-300 kV puisque même pour un pulse d'électrons l'anode finirait par fondre avec autant d'énergie.

Lorsque le faisceau est allumé, un courant  $U_h$  est appliqué sur la cathode et des électrons commencent à s'échapper. Ces électrons entrent ensuite dans la différence de potentiel appliquée à l'anode et sont accélérés vers celle-ci. Ils frappent ensuite l'anode avec une énergie correspondant à la tension de l'anode et commencent à libérer leur énergie. Les électrons libéreront leur énergie principalement en rayonnement de freinage «Bremsstrahlung». Certains ralentiront juste assez pour posséder l'énergie exacte nécessaire à une interaction de fluorescence avec les atomes de l'anode. Ces interactions avec l'anode produiront du rayonnement **X** ayant un spectre propre à la tension dans le tube et au matériel l'anode. La figure 2 montre un exemple de spectre pour une tension de 100 kV.

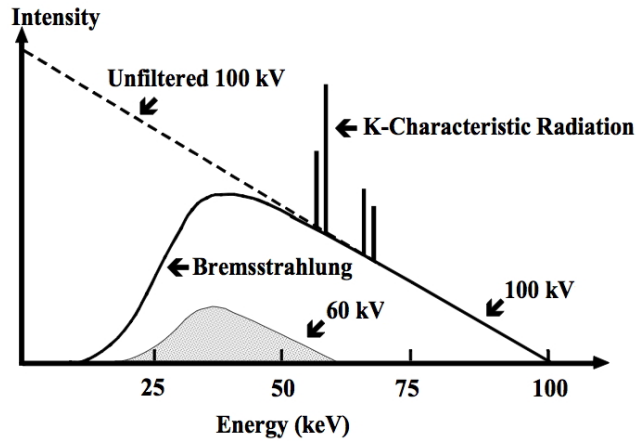


FIGURE 2 – Spectre typique d'un tube Rayon-X

Ce type de source de radiation possède des avantages et des inconvénients en ce qui à trait à l'inspection industrielle, en voici une liste non-exhaustive.

— Avantages

1. Utilise l'électricité pour produire du rayonnement.
2. Peut être allumée et fermée facilement et rapidement.
3. Nécessite beaucoup moins de précautions qu'une source naturelle.
4. Point focal peut être très petit.
5. Produit un spectre énergétique très large, nécessaire pour certaines applications.

— Inconvénients

1. Plusieurs sources différentes doivent être utilisées pour différents matériaux, densités, etc.
2. Produit un spectre énergétique très large, qui produit des artefacts dans les images.
3. Est souvent très fragile.
4. Est sensible aux champs électromagnétiques.
5. Possède un artefact qui lui est propre : effet talon.



Dans les dernières années de nouveaux design de sources ont émergés de la recherche scientifique, avec le but de se rapprocher de plus en plus de la source idéale. Certains sont expliqués dans le livre, j'essaierai de les décrire sommairement et d'expliquer leur raison d'être.

— **Tube rayons x métal-céramique**

Dans ces tubes, le vide est contenu dans une manche en acier au lieu d'une en verre. L'anode est supportée à deux endroits et est isolée en potentiel avec des isolateurs en céramique. La robustesse et l'isolation de ce design permettent de réduire la distance entre l'anode et la cathode, ceci diminue la grosseur du point focal et permet de meilleures résolutions. De plus, la robustesse du tube en acier permet d'utiliser des anodes plus lourdes et plus solides, ce qui augmente considérablement la durée de vie de ce design.

— **Tube avec anode par transmission**

Un tube peut être configuré pour que le faisceau rayon x utilisable passe au travers de l'anode dans la même direction que le faisceau d'électrons incident, comme il est possible de le voir à la figure 3. Ce type de source offre l'avantage de pouvoir placer l'objet observé très proche du point focal pour obtenir un très grand grandissement géométrique. En effet, la fenêtre est bien souvent collée sur l'anode ou tout simplement l'anode elle-même. Cette configuration élimine aussi en partie les effets géométriques indésirables de l'anode, tels que l'effet talon, puisque l'anode absorbe équitablement le faisceau sur toute la grandeur du point focal. Les désavantages de cette source sont le durcissement spectral intrinsèque à la transmission du faisceau à travers de l'anode ainsi que la faible puissance de la source causée par la difficulté d'une anode aussi mince à bien diffuser sa chaleur.

— **Tubes à anode rotative**

Les tubes à anode rotative sont principalement utilisés dans le domaine médical. Ils sont principalement utilisés dans les cas où le courant entre l'anode et la cathode doit être très élevé pour un très court laps de temps. Dans ces tubes, l'anode est répartie sur une roue qui tourne très vite et les électrons frappent un endroit différent de celle-ci, comme il est possible de le voir à la figure 4. Ceci permet de répartir équitablement la chaleur et l'usure provoquée par le faisceau d'électrons. Ce type de tube peut donc donner beaucoup plus de puissance qu'un tube normal. Le problème avec ce type de tubes est que le point focal est souvent plus étendu que pour un tube normal.

— **Source Microfocus**

Une source microfocus est simplement une source qui possède un point focal plus petit que  $100\text{ }\mu\text{m}$ . En général, ces sources contiennent une cathode plus petite et des électro-aimants permettant de refocuser le faisceau d'électrons vers un point plus petit sur l'anode. Ces sources permettent d'obtenir une très bonne résolution. Puisque le point focal est très petit, l'anode s'use beaucoup plus rapidement et l'énergie maximale

est réduite.

#### — Tubes à anode liquide

Dans les dernières années, la recherche a apporté un nouveau type de tubes qui ne possèdent virtuellement aucune anode. En effet, l'anode métallique est remplacée par un jet de liquide contenant des particules métalliques ou ayant une composition chimique permettant la production de rayons x, comme il est possible de le voir dans la figure 5. Puisque la chaleur est distribuée dans un liquide en circulation, il est possible de dissiper la chaleur beaucoup plus facilement en utilisant un dissipateur de chaleur. Cela permet d'obtenir des puissances très élevées. Dans le livre il n'est pas mentionné comment le point focal est affecté par la turbulence ou le mouvement du liquide, mais il est possible d'imaginer que cela doit entraîner des problèmes avec la grandeur de celui-ci.

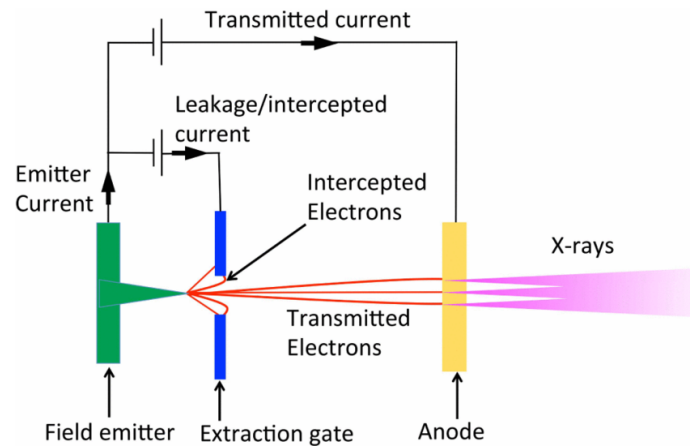


FIGURE 3 – Schéma d'un tube rayons x avec anode par transmission

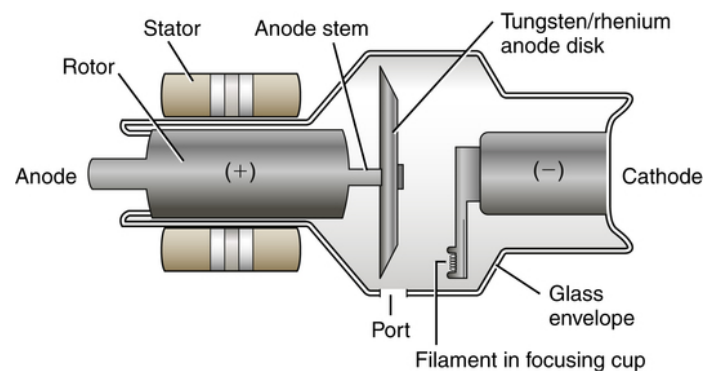


FIGURE 4 – Schéma d'un tube rayons x avec anode rotative

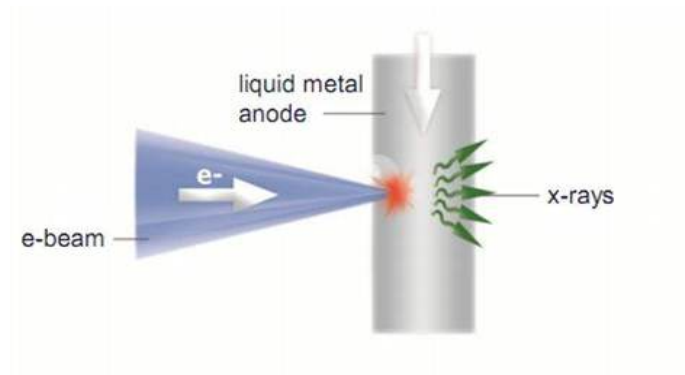


FIGURE 5 – Schéma d'un tube rayons x avec anode liquide

### 2.2.3 Accélérateurs de particules

Dans cette section, nous parlerons brièvement des sources de radiation ionisante utilisant un accélérateur de particules pour accélérer les électrons vers une cible avec une très haute énergie. Voici donc une liste non exhaustive de ce qui est discuté dans le livre.

#### — Accélérateur Van De Graaf

Un accélérateur Van De Graaf est en fait le même appareil qui fait lever les cheveux dans les démonstrations en sciences physiques. Il s'agit d'une grosse sphère métallique mise en haut d'un poteau avec un convoyeur. Les électrons passent dans un tube entre les deux sphères où le gradient de potentiel est gardé constant. Évidemment, ces appareils devaient être énormes pour obtenir des énergies de l'ordre du MeV et ne sont plus utilisés aujourd'hui.

#### — Source rayons x synchrotron

Un synchrotron est un accélérateur de particules en bonne et due forme. Ils sont généralement de la grosseur d'un hangar et coûtent très cher. Ils accélèrent les électrons en les faisant passer à travers des fentes dans des plaques chargées. En général, les rayons x sont produits en changeant la direction du faisceau à l'aide d'aimants. Les électrons produisent ainsi de la radiation de freinage. Le faisceau rayons x provenant d'une source synchrotron est mono énergétique et souvent très homogène, ce qui est parfait pour de la caractérisation de matériaux.

#### — Accélérateur linéaire

Un accélérateur linéaire est une machine principalement utilisée dans le domaine médical de la radiothérapie externe. Il est aussi utilisé en évaluation non destructive pour obtenir un faisceau de l'ordre de la dizaine de MeV utile lors de l'inspection de pièces très atténuantes ou très épaisses. Son fonctionnement se base sur le couplage entre un guide d'onde et des électrons le traversant. En effet, un signal de basse énergie

est envoyé vers un klystron pour subir une très grande amplification. Un klystron est presque comme un tube rayons x mais la chambre sous vide est en fait un guide d'onde qui couple des électrons accélérés avec le signal reçu. Le signal, une fois amplifié, passe par un autre guide d'onde où il accélérera lui-même des électrons passant au centre. Les électrons sont ensuite acheminés vers une cible métallique qui produit des rayons x par transmission. Ceci permet d'obtenir un faisceau très énergétique avec une machine pas plus grosse qu'un frigidaire. Évidemment un tel appareil requiert une chambre à vide continuellement vidée par une pompe moléculaire pour ralentir les électrons le moins possible et éviter une surchauffe dramatique du système. Ces appareils demandent habituellement beaucoup de puissance et ne peuvent pas être simplement branchés dans un mur. Ils sont aussi très fragiles et doivent être calibrés et mis sous vide à l'endroit de leur utilisation.

## 2.3 Détecteurs

Dans cette section nous regarderons la technologie relative à la détection et à la formation d'images. Nous commencerons par regarder les caractéristiques d'un détecteur parfait et décrirons ensuite quelques technologies proposées dans le livre.

### 2.3.1 Caractéristiques importantes d'un détecteur

Commençons par discuter des caractéristiques recherchées pour un détecteur de radiation utilisé en radiographie. Nous allons utiliser la même situation hypothétique d'un détecteur parfait pour discuter de celles-ci.

- Une surface de détection avec des éléments de détection (pixels) de taille variable entre  $10\ \mu m$  et  $1\ mm$ . La résolution des éléments d'un détecteur décide presque directement la taille des défauts qu'il sera possible d'observer. Même s'il est possible d'utiliser la magnification géométrique, les pénombres causées par la taille du point focal finiront par réduire le contraste, car elles seront elles aussi affectées par la magnification.
- Surface variable d'une grandeur maximum d'environ  $1\ m^2$ . La taille d'un détecteur dépend évidemment de l'application et il est suggéré d'utiliser une taille appropriée pour la taille de l'objet observé. En effet, observer de petits objets sur un grand détecteur générera une quantité astronomique d'information inutile qui prendra beaucoup de place pour rien sur un serveur d'imagerie.
- Moins de 0.1% de cross-talk entre les éléments du détecteur. Le but ici est de réduire le plus possible les artefacts causés par le cross-talk, celui-ci accentue les effets indésirables d'élargissement du contraste déjà élargi par les pénombres.
- Un temps de lecture plus petit que  $10^{-9}\ s$  sans bruit de lecture mesurable. Un temps de lecture très rapide permettrait d'accumuler beaucoup

d'images en peu de temps pour les moyenner et faire baisser le shot noise intrinsèque à la radiation ionisante. Ceci permettrait aussi à un système tomographique de capturer plus d'angles plus rapidement lors de la rotation de l'objet ou autour de l'objet.

- Capable de discrimination énergétique avec une résolution d'une partie dans  $10^6$  sur une plage d'énergies entre 1 keV et 10 MeV. La discrimination énergétique est un aspect très important lors de la caractérisation des matériaux puisqu'avec la déformation du spectre dans l'objet observé il est possible de déterminer sa densité électronique et donc son numéro atomique effectif.
- Opérable en mode de comptage de photons avec discrimination énergétique à un taux de  $10^5$  photons par seconde-pixel.
- Moins de 0.01% de persistance d'une image vers l'autre. Ceci permet d'effectuer des scans d'objets en mouvement rapide et peut donc accélérer considérablement l'acquisition d'une image tomographique.
- Une efficacité d'absorption de plus de 50% pour des photons de 3 MeV. Des photons avec une telle énergie n'interagissent pas beaucoup avec la matière parce que les sections efficaces des interactions photo électriques diminuent avec l'énergie du photon incident. Ceci cause un problème puisque le contraste entre deux régions d'absorption différente sera très faible. Un détecteur avec une telle efficacité d'absorption permettrait de bien voir ce contraste.
- Un fill factor plus grand que 90%. Le fill factor d'un détecteur est le ratio de la surface active des pixels par rapport à la surface du détecteur. Un mauvais ratio entraînerait des discontinuités importantes dans l'image qui devront être remplies avec du post-traitement pour ne pas que la forme d'un objet ou la taille de certaines de ses parties soient différentes de l'objet lui-même. Un mauvais fill factor cause donc des problèmes lorsque des mesures doivent être effectuées avec l'image.
- Détection de la direction des photons avec une tolérance d'angle de  $1^\circ$ . Lorsque les photons passent dans l'objet, ils peuvent subir des interactions qui finiront par changer sa trajectoire. Effectivement, la diffusion cause des artefacts désagréables dans les images puisque les photons déviés peuvent être détectés par les mauvais pixels et contribuer à élargir les contrastes.
- Surface de détection déformable. Lorsque l'analyse est effectuée en radiographie conventionnelle le détecteur doit être plat pour ne pas affecter la perspective de l'image pour la personne qui effectuera l'évaluation. Par contre, un détecteur hémisphérique est habituellement plus adapté pour des utilisations tomographiques puisque la reconstruction est simplifiée lorsqu'elle utilise le fait que la distance entre le détecteur et le point focal reste la même, peu importe le pixel observé.

### 2.3.2 Films

Les films argentés ont été la principale et même la seule technologie d'acquisition d'images rayons x pendant plusieurs années. Comme il est possible de le voir à la figure 6, un film rayons x est composé d'une couche d'émulsion contenant des halogénures d'argent dans un liant gélatineux, d'une base en plastique flexible et d'une couche d'antihalation. Lorsque les photons frappent les grains contenus dans l'émulsion et y déposent de l'énergie, une réaction chimique se produit dans ceux-ci et leurs propriétés chimiques sont modifiées. Le film est développé en étant trempé dans une succession de produits chimiques ayant des propriétés et des effets différents. Ces produits réagissent avec les grains et produisent une réaction qui rend opaques les grains ayant été modifiés par l'énergie des photons. Le contraste est obtenu parce que les parties plus atténuantes de l'objet ont empêché les photons d'aller modifier les grains derrière elles. À ce jour, le film est encore le moyen de capture possédant la plus grande résolution puisque la taille des grains est de l'ordre du nanomètre. Il est cependant impossible d'effectuer du "post-processing" sur un film directement à moins d'utiliser un scanner et perdre en partie la résolution, ce qui fait en sorte qu'il est vulnérable à plusieurs artefacts tels que l'effet talon de la source. Le film n'est pas recommandé pour une capture tomographique puisqu'il faudrait une quantité astronomique de ceux-ci pour pouvoir bien reconstruire une image.

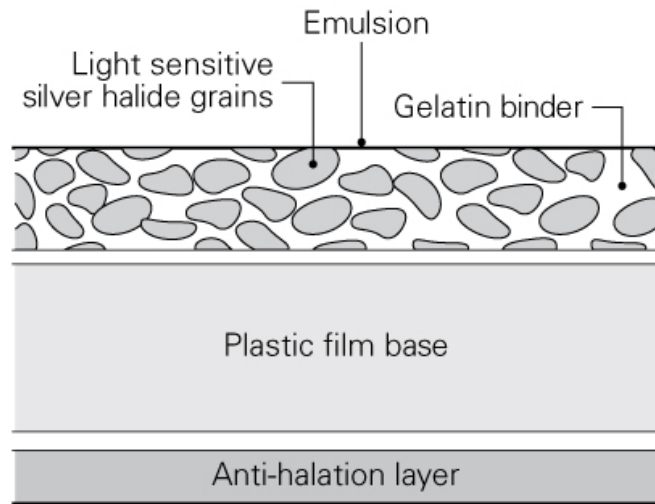


FIGURE 6 – Schéma d'un film argenté

### 2.3.3 Plaques au phosphore

La plaque au phosphore, ou "Computed Radiography", est apparue au début des années 80 et est encore utilisée aujourd'hui comme principal moyen de capture

d'images rayons x en évaluation non-destructive. Le principe a été développé par Fuji et n'a pas vraiment changé depuis. En général il s'agit d'une cassette étanche à la lumière dans laquelle le phosphore est étendu sur une base en plastique et recouvert d'une couche protectrice. Lorsqu'il est exposé aux rayons x, le phosphore capture l'énergie de ceux-ci dans ses électrons de la même manière qu'en fluorescence, mais le temps de relaxation est beaucoup plus long et l'énergie est donc conservée un certain moment. Lors du développement, le phosphore est exposé à la lumière d'un laser rouge. Ceci permet de libérer l'énergie contenue dans celui-ci sous forme de lumière bleue. Cette lumière est ensuite capturée par un tube photo multiplicateur et envoyée vers une CCD pour être numérisée. Il est possible de voir le processus à la figure 7.

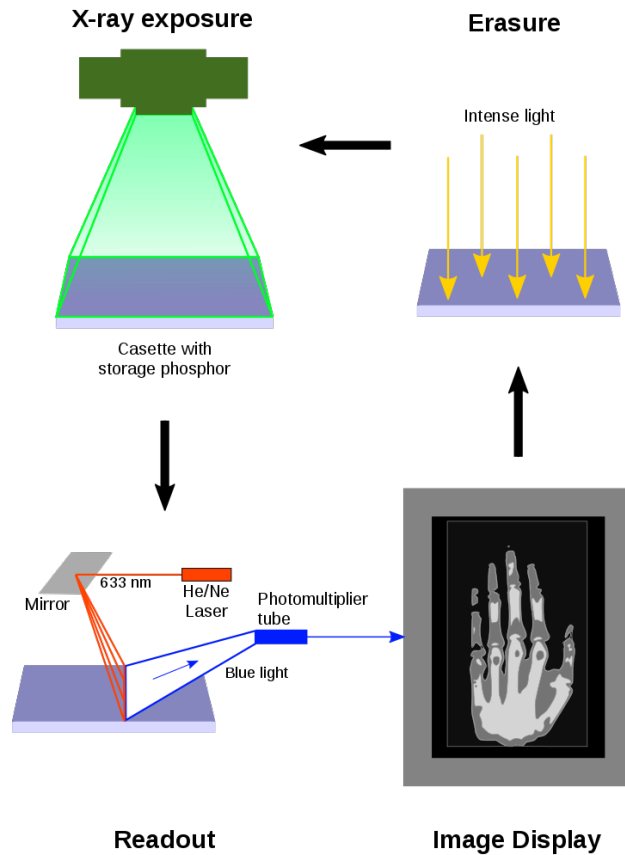


FIGURE 7 – Schéma d'une plaque au phosphore[3]

### 2.3.4 Détecteurs électroniques utilisant un scintillateur

Les scintillateurs sont des matériaux qui émettent de la lumière visible lorsqu'ils sont soumis à de la radiation ionisante. Ils sont utilisés de plusieurs manières et permettent de capturer des images rayons x avec une caméra optique. Dans le cas de la fluoroscopie, la lumière du scintillateur est envoyée directement dans une caméra vidéo pour être projetée sur un écran. En radiographie numérique, le scintillateur est placé sur un panneau plat devant une matrice de capteurs CCD ou CMOS, comme il est possible de le voir à la figure 8. L'intensité lumineuse provenant du scintillateur est proportionnelle à la radiation ionisante qu'il reçoit. Ce type de détecteur est habituellement disponible avec des tailles jusqu'à 400x400 mm et des résolutions jusqu'à 100  $\mu m$ . Ils sont moins coûteux que leurs cousins les détecteurs directs, mais ils produisent plus d'artefacts. En effet, le scintillateur n'émet pas seulement de la lumière dans le sens de la radiation, ce qui affecte le contraste puisque la lumière capturée peut venir de plusieurs sources en même temps.

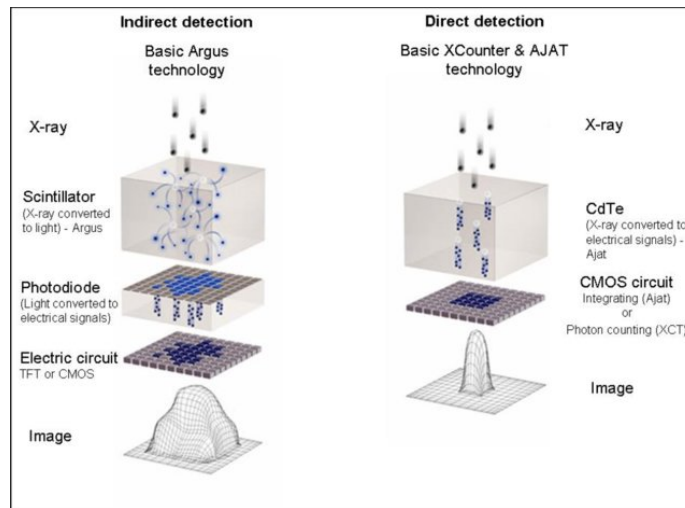


FIGURE 8 – Schéma d'un détecteur direct et indirect[4]

### 2.3.5 Détecteurs électroniques à détection directe

Les détecteurs directs n'utilisent pas de scintillateur pour convertir la radiation ionisante en lumière. Ils utilisent un semi-conducteur qui transforme l'énergie reçue directement en signaux électriques, comme il est possible de le voir à la figure 8. Cette méthode réduit considérablement les artefacts provenant du scintillateur. L'image est donc beaucoup moins floue. Ces détecteurs sont beaucoup plus coûteux que ceux utilisant un scintillateur et leur taille est habituellement limitée.



## 2.4 Tomographie axiale calculée par ordinateur

Dans cette section, nous analyserons les fondements de la tomographie axiale calculée par ordinateur, aussi appelée tomodensitométrie ou computed tomography (CT) en anglais, abréviation que nous allons utiliser.

### 2.4.1 Transformée de Radon

Le CT a débuté avec la transformée de Radon. Comme il est possible de le voir à la figure 9, cette transformée prend un objet en 2 dimensions défini dans le plan  $x - y$  pour l'emmener dans le domaine  $s - \alpha$  du rayon et de l'angle de vue.

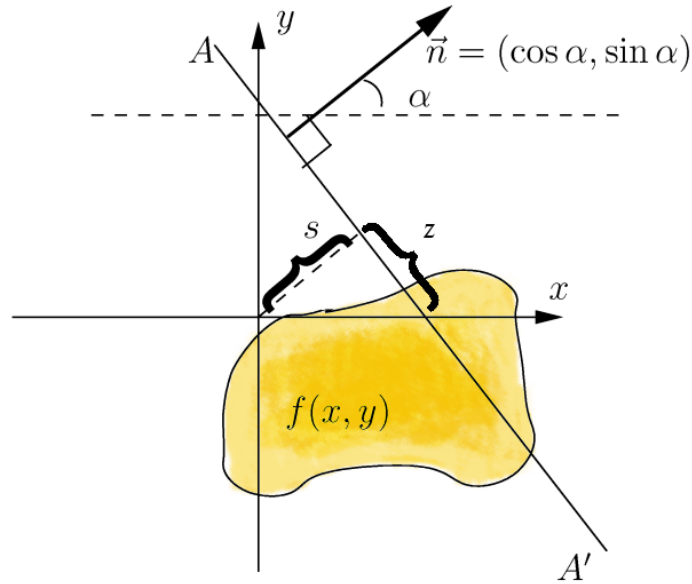


FIGURE 9 – Transformée de Radon[5]

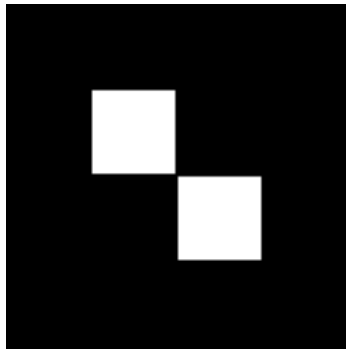
Le résultat de cette transformation donne une image en 2 dimensions communément appelée sinogramme. Un exemple pour deux carrés est visible à la figure 10. Cette transformée est utile en tomographie, puisque le sinogramme est l'image de base obtenue par une machine CT. Définissons donc la transformée. Nous avons une fonction  $f(\mathbf{x}) = f(x, y)$  qui doit répondre à trois conditions de régularité.

1.  $f(x, y)$  est continue
2. L'intégrale suivante, s'étendant sur tout le plan, converge

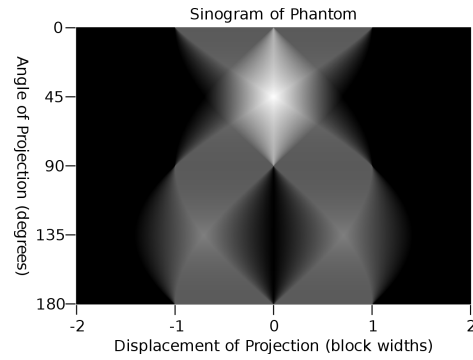
$$\iint \frac{|f(x, y)|}{\sqrt{x^2 + y^2}} dx dy \quad (1)$$

3. La limite suivante tient pour n'importe quel point  $(x, y)$  arbitraire

$$\lim_{r \rightarrow \infty} \int_0^{2\pi} f(x + r \cos \phi, y + r \sin \phi) d\phi \quad (2)$$



(a) Image de départ



(b) Sinogram [6]

FIGURE 10 – Images d'une transformée de Radon

La transformée de Radon,  $Rf$ , est donc une fonction définie dans l'espace des lignes droites  $L$  dans  $\mathbf{R}^2$  par l'intégrale de ligne sur une ligne comme

$$Rf(L) = \int_L f(\mathbf{x}) |d\mathbf{x}| \quad (3)$$

Concrètement, la paramétrisation de n'importe quelle ligne droite  $L$  en fonction de la longueur d'arc  $z$  peut s'écrire

$$(x(z), y(z)) = ((z \sin \alpha + s \cos \alpha), (-z \cos \alpha + s \sin \alpha)) \quad (4)$$

Où  $s$  est la distance entre  $L$  et l'origine et  $\alpha$  est l'angle entre le vecteur normal de  $L$  et l'axe  $x$ . Nous pouvons donc considérer  $(\alpha, s)$  comme des coordonnées dans l'espace  $\mathbf{R}^2$ . La transformée de Radon dans ces coordonnées s'exprime donc comme

$$\begin{aligned} Rf(\alpha, s) &= \int_{-\infty}^{\infty} f(x(z), y(z)) dz \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} f((z \sin \alpha + s \cos \alpha), (-z \cos \alpha + s \sin \alpha)) dz \end{aligned} \quad (5)$$

Afin de reconstruire une image, il suffit ensuite d'inverser la transformation. La méthode analytique la plus utilisée pour inverser la transformation est l'équation de "Filtered Backprojection" comme suis

$$R^* = f(\mathbf{x}) = \int_0^\pi [Rf(\alpha, s) * h] [\langle \mathbf{x}, \mathbf{n}_\alpha \rangle] d\alpha \quad (6)$$

avec  $h$  défini comme  $h(k) = |k|$ , un filtre rampe.

#### 2.4.2 Inversion de la transformée de Radon

Le problème principal lors de l'acquisition d'images de tomographie n'est pas l'obtention du sinogram, mais bien l'inversion de celui-ci pour obtenir des images. Comme pour les autres transformées, l'inversion n'est souvent pas de la tarte. Nous allons quand même jeter les bases pour être en mesure de mieux comprendre la suite de l'information. Voici donc quelques formules d'inversion.[7]

La transformée de Radon en  $n$  dimensions peut s'inverser de la façon suivante

$$c_n f = (-\Delta)^{(n-1)/2} R^* Rf \quad (7)$$

où

$$c_n = (4\pi)^{(n-1)/2} \frac{\Gamma(n/2)}{\Gamma(1/2)} \quad (8)$$

et la puissance de l'opérateur Laplacien  $(-\Delta)^{(n-1)/2}$  est définie comme un opérateur pseudo différentiel par la transformée de Fourier comme suis

$$[\mathcal{F}(-\Delta)^{(n-1)/2}\phi](\xi) = |2\pi\xi|^{n-1}(\mathcal{F}\phi)(\xi) \quad (9)$$

Pour faciliter les calculs, la puissance du Laplacien est commutée avec la transformée  $R^*$  pour donner

$$c_n f = \begin{cases} R^* \frac{d^{n-1}}{ds^{n-1}} Rf & n \text{ impair} \\ R^* H_s \frac{d^{n-1}}{ds^{n-1}} Rf & n \text{ pair} \end{cases} \quad (10)$$

où  $H_s$  est la transformée de Hilbert en fonction de  $s$ . En deux dimensions, l'opérateur  $H_s d/ds$  apparaît comme un filtre rampe. Il est donc possible de prouver avec le théorème de la tranche centrale de Fourier que, pour  $n = 2$  dimensions

$$f = \frac{1}{2} R^* H_s \frac{d}{ds} Rf \quad (11)$$

Il est donc possible de retrouver l'image originale  $f$  à partir d'un sinogram  $Rf$  en appliquant un filtre rampe (pour la variable  $s$ ) et ensuite en effectuant une rétroprojection. Explicitement, la formule obtenue par cette méthode est

$$f(x) = -\frac{1}{4\pi^2} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{1}{q} \int_s \frac{d}{ds} Rf(\alpha, \alpha \cdot x + q) d\alpha dq \quad (12)$$

### 2.4.3 Reconstruction itérative

La reconstruction itérative demande beaucoup plus de calcul que la transformation inverse, par contre elle peut résoudre des problèmes où la présence de bruit et de discontinuités rendent la transformée inverse impossible. Les méthodes de reconstruction itératives font l'objet de beaucoup de recherche présentement, car elles peuvent diminuer les artefacts, le bruit et la dose pour les applications médicales. Les méthodes de reconstruction itératives fonctionnent toutes à peu près de la même manière. Elles commencent par créer une première image par supposition à partir des projections. Ensuite de nouvelles projections sont générées à partir de l'image créée et les différences entre les projections générées et réelles sont calculées. Il suffit ensuite de modifier l'image itérativement tout en minimisant l'erreur. Cette méthode demande beaucoup plus de calculs que la rétroprojection filtrée, mais permet d'obtenir des images de meilleure qualité.

## 3 Region-of-Interest Microtomography for Component Inspection

Nous avons donc maintenant assez d'informations sur les systèmes rayon-x pour commencer l'analyse de l'article visé par ce projet. L'auteur décrit une nouvelle technique pour l'évaluation de composantes électroniques microscopiques utilisant la microtomographie. Les méthodes actuelles ont de bonnes résolutions, mais demandent une énorme illumination qui serait impossible à réaliser pour

obtenir des images de plus haute résolution. La méthode proposée permettrait de diminuer l'illumination sans trop grand impact sur la résolution.

### 3.1 Reconstruction à partir de projections complètes

L'auteur commence par résumer quelques points sur la tomographie qui sont important pour cet article. Ici, par simplicité, nous allons exclure les citations requises car elles proviennent toutes de l'article[2]. La tomographie reconstruit la distribution spatiale du coefficient d'atténuation  $\mu$  à l'intérieur d'un objet. Dans sa plus simple expression, l'objet est reconstruit comme un ensemble de tranches planaires, une desquelles est illustrée schématiquement à la figure 11.

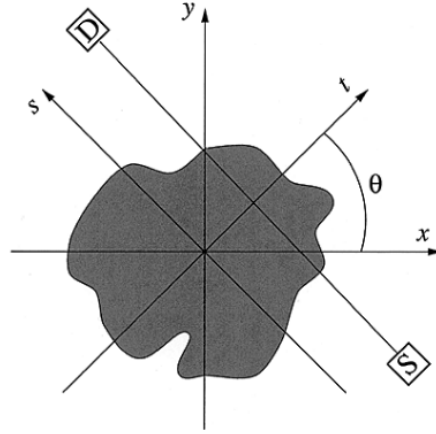


FIGURE 11 – Schéma représentant le système permettant d'imager une tranche d'un objet.

Définissons  $N_0$  être le nombre de photons entrant dans l'objet suivant un rayon  $\mathcal{Z}$  et  $N$  comme le nombre de photons se rendant au détecteur sans être absorbés. Selon la loi de Beer-Lambert

$$\ln(N_0/N) = \int_{\mathcal{Z}} \mu \, d\mathcal{Z} \quad (13)$$

où l'intégrale est une intégrale de ligne suivant  $\mathcal{Z}$ . En notant que chacun des rayons est spécifié par son paramètre d'impact  $t$  et son orientation  $\theta$ , il est possible de voir que l'ensemble des mesures d'atténuation pour tout les rayons peut être représenté par la fonction

$$P_{\theta}(t) = \int_{-\infty}^{\infty} \mu(x, y) ds \quad (14)$$

où  $t$  et  $s$  sont des coordonnées cartésiennes ayant subi une rotation  $\theta$  par rapport au plan  $xy$ . Le but de la tomographie est d'inverser (14) pour trouver

$\mu(x, y)$  en fonction de  $P_\theta(t)$ . La solution formelle de cette équation est le théorème de la tranche centrale de Fourier. Considérons la transformée de Fourier de  $P_\theta$  en fonction de  $t$

$$\hat{P}_\theta(w) = \int_{-\infty}^{\infty} P_\theta(t) e^{-2i\pi wt} dt \quad (15)$$

où  $w$  est la fréquence spatiale en cycles par unités de  $t$ . En substituant  $P_\theta$  par (14) dans (15) et en utilisant les variables tournées  $t$  et  $s$ , nous obtenons

$$\hat{P}_\theta(w) = \hat{\mu}(w \cos \theta, w \sin \theta) \quad (16)$$

où  $\hat{\mu}(u, v)$  est la transformée de Fourier de  $\mu(x, y)$ . Cette équation montre que la transformée de Fourier de chacune des projections est une tranche 1D de l'espace  $(u, v)$  passant par l'origine. La reconstruction de  $\mu$  peut donc être obtenue avec les différentes équations d'inversion de la transformée de Radon. Le théorème des tranches de Fourier établit certains critères pour reconstruire une image. En pratique, un critère de plus est imposé par le fait que le bruit dans les projections est habituellement amplifié par les algorithmes de reconstruction. Donc, le SNR dans les mesures doit être plus grand que celui désiré dans les images reconstruites. Pour reconstruire une tranche de l'objet avec une erreur relative  $\epsilon$ , le nombre de photons incidents sur celui-ci ne doit pas être plus petit que

$$N_{phot} \approx \frac{\pi B}{2} \left( \frac{2R_t}{\Delta x} \right)^3 \left( \frac{\Delta t}{\Delta x} \right) \frac{e^{2R_t \mu}}{(2R_t \mu \epsilon)^2} \quad (17)$$

où  $\Delta t$  est la distance entre les rayons,  $\Delta x \approx \Delta t$  est la taille des pixels dans l'image,  $\mu$  est une valeur caractéristique de l'objet et  $B$  est un coefficient sans dimension. L'équation 17 montre qu'une augmentation de la résolution d'un ordre de grandeur de microtomographie (i.e. de 1 à 0.1  $\mu\text{m}$ ) demanderait mille fois plus de photons.

### 3.2 Reconstruction à partir de projections tronquées

Une manière triviale de limiter le nombre de photons nécessaire est d'illuminer seulement une fraction de l'objet observé. Supposons donc que nous souhaitons imager un cercle de rayon  $R_c$  autour d'un point  $P$ . Nous pourrions centrer l'axe de rotation sur le point  $P$  et utiliser des projections tronquées qui n'utiliseraient pas les données provenant de  $|t| > R_c$ , comme il est possible de le voir à la figure 12.

Même si les données provenant des projections tronquées sont incomplètes, plusieurs exemples montrent qu'il est possible d'obtenir des approximations précises d'images à partir de données incomplètes. Il est aussi noté dans la littérature que ces reconstructions auront des artefacts dépendants de l'algorithme et de l'objet lui-même. Puisque certains artefacts seraient inacceptables pour l'inspection de composantes, il est nécessaire de tester les algorithmes de reconstruction tronquées en les appliquant sur des objets réalistes. Dans l'article,

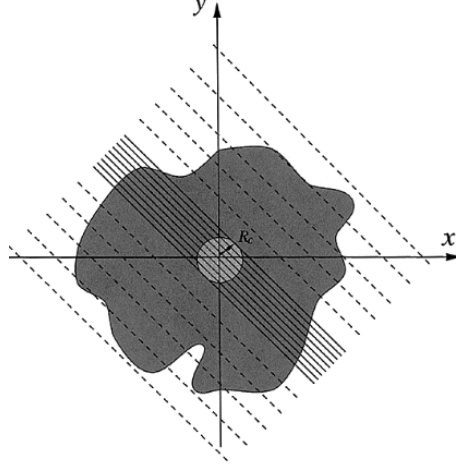


FIGURE 12 – Schéma représentant le système permettant d’imager une tranche tronquée d’un objet.

l’auteur teste un algorithme suggéré par Lewitt et Bates et décrit par Nalcioglu et al.

Assumons que les données à chaque angle  $\theta$  consistent en une projection de haute résolution  $P_\theta^{(h)}$  et une basse résolution  $P_\theta^{(l)}$ , définies avec les lignes pleines et pointillées comme à la figure 12. La projection haute résolution comprend  $N_h$  rayons dans l’intervalle  $[-R_c, R_c]$  et sont espacés uniformément dans  $t$  comme

$$\Delta t_h = \frac{2R_c}{N_h - 1} \quad (18)$$

Similairement,  $P_\theta^{(l)}$  comprend  $N_l$  rayons dans  $[-R_t, R_t]$  avec un espacement uniforme

$$\Delta t_l = \frac{2R_t}{N_l - 1} \quad (19)$$

Comme il est impliqué ici, nous choisissons  $\Delta t_h < \Delta t_l$  pour que seulement la région d’intérêt (ROI) soit observée à la résolution  $\Delta t_h$ . Nous assumons aussi que  $P_\theta^{(l)}$  et  $P_\theta^{(h)}$  sont mesuré pour le même ensemble d’angles  $\theta$  échantillonnés uniformément dans  $N_\theta$  valeurs dans l’intervalle  $[0, \pi[$ . L’objet entier pourrait être reconstruit à la résolution  $\Delta t_h$  si nous pouvions connaître l’atténuation le long des rayons manquant dans les projections de basse résolution. L’algorithme de Lewitt donne une estimation de  $P_\theta(t)$  pour chacun des paramètres d’impact en interpolant linéairement dans les valeurs de  $P_\theta^{(l)}$ .

### 3.2.1 Algorithme de reconstruction

L'algorithme de reconstruction est ensuite décrit par l'auteur de la manière suivante.

1. Mesurer  $P_\theta^{(l)}$  et  $P_\theta^{(h)}$  aux mêmes valeurs de  $\theta$
2. Calculer une projection interpolée  $\tilde{P}_\theta$  ayant la même densité de rayons que  $P_\theta^{(h)}$  mais s'étendant sur tout l'objet. Pour les paramètres d'impact  $t < R_c$ ,  $\tilde{P}_\theta = P_\theta^{(h)}$ . Pour  $t > R_c$ ,  $\tilde{P}_\theta$  est obtenu par interpolation dans  $P_\theta^{(l)}$ .
3. Reconstruire  $\tilde{P}_\theta$  pour faire une image avec une taille de pixel  $\Delta x = \Delta t_h$ . La reconstruction peut être effectuée en utilisant n'importe quel algorithme de reconstruction de données complètes.
4. Ne montrer que les pixels centraux  $|t| < R_c$ .

Suivant les équations (18) et (19), les projections tronquées demandent une quantité de photons par tranche qui est plus petite que pour un ensemble de données complet par un facteur

$$\Gamma \approx \frac{R_c}{R_t} + \frac{\Delta t_h}{\Delta t_l} \quad (20)$$

où l'approximation est valide pour  $N_l, N_h \gg 1$ .

### 3.3 Prototype d'algorithme de reconstruction

Afin de tester la méthode décrite dans l'article, un prototype d'algorithme de reconstruction itératif a été fait. Afin de donner des données en entrée à cet algorithme, un programme de simulation de sinogramme a aussi été fait. Ce programme utilise la librairie CUDA afin de simuler un tracé de rayon dans un mesh triangulaire. La pièce a été tournée sur elle même entre une source et un détecteur linéaire pour produire un sinogramme simulé, visible à la figure 13. Une fois le sinogramme produit, une reconstruction par rétroprojection filtrée a été utilisée pour donner l'image de départ de l'algorithme itératif, la solution de départ est visible à la figure 14. Dans cette figure, il est possible de voir un artefact causé par le fait que le faisceau est conique. Les coins des carrés sont ainsi arrondis. Ceci montre l'utilité d'un algorithme de reconstruction itératif.

L'algorithme de reconstruction itératif utilise une méthode de projection dans un espace de voxels appelée algorithme de Siddon [8]. Une fois toutes les projections effectuées, elles sont utilisées pour créer un nouveau sinogramme et le comparer avec celui en entrée. Une fois la comparaison effectuée, une métrique est retournée à l'algorithme s'occupant de l'optimisation. Afin de faciliter la tâche, la librairie NLOPT en combinaison avec un algorithme évolutif ISRES ont été utilisés [9]. Une image du résultat après 2000 itérations est visible à la figure 15. Malheureusement avec cette librairie il n'était possible que d'initialiser que la première image de la population, les autres étant générés aléatoirement par la



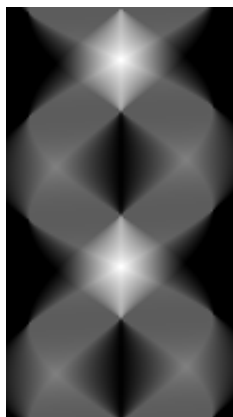


FIGURE 13 – Sinogramme obtenu par simulation

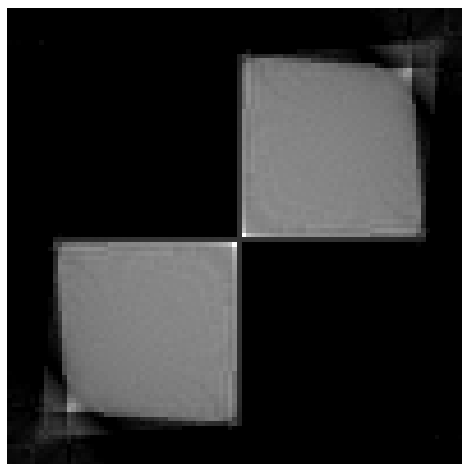


FIGURE 14 – Solution de la rétroprojection filtrée

librairie, d'où le bruit dans l'image par rapport à la rétroprojection. D'autres images correspondant à d'autres itérations seront ajoutées en annexe ou dans le dossier envoyé pour correction. Malheureusement, après plus de 1600000 itérations le résultat n'était toujours pas celui souhaité. La taille de la population utilisée par l'algorithme et le fait que seule la première image de celle-ci était la solution de la rétroprojection filtrée étant les causes les plus probables.

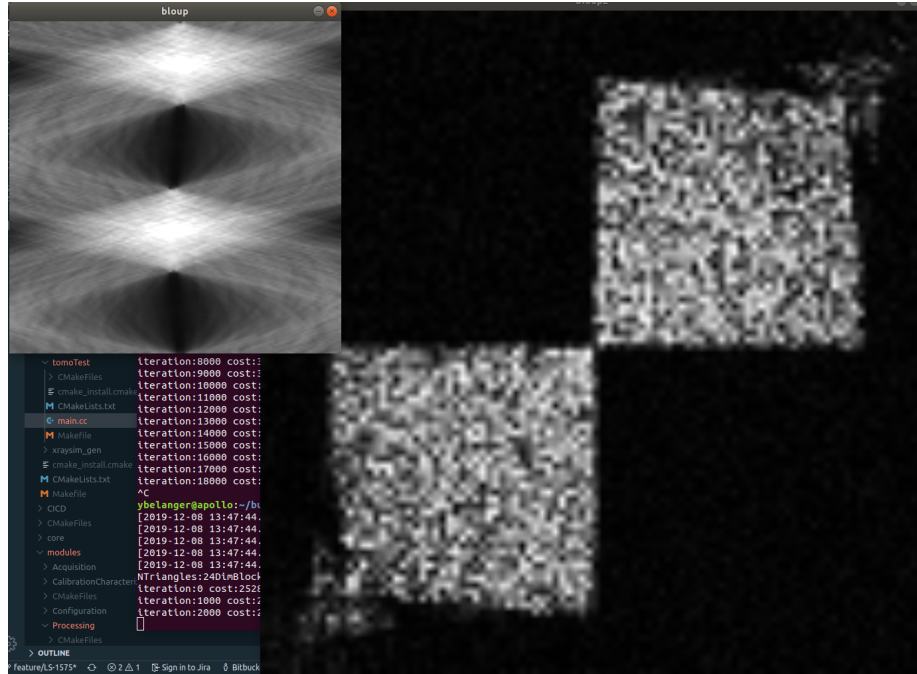


FIGURE 15 – Solution après 2000 itérations

## A Images supplémentaires

À la figure 16, il est possible de voir la progression du sinogramme vers le sinogramme obtenu par simulation. Il est possible de constater aussi qu'il y a peut-être un problème d'échelle lors de la reconstruction par rétroprojection filtrée. Les carrés devraient possiblement être plus petit dans l'image.

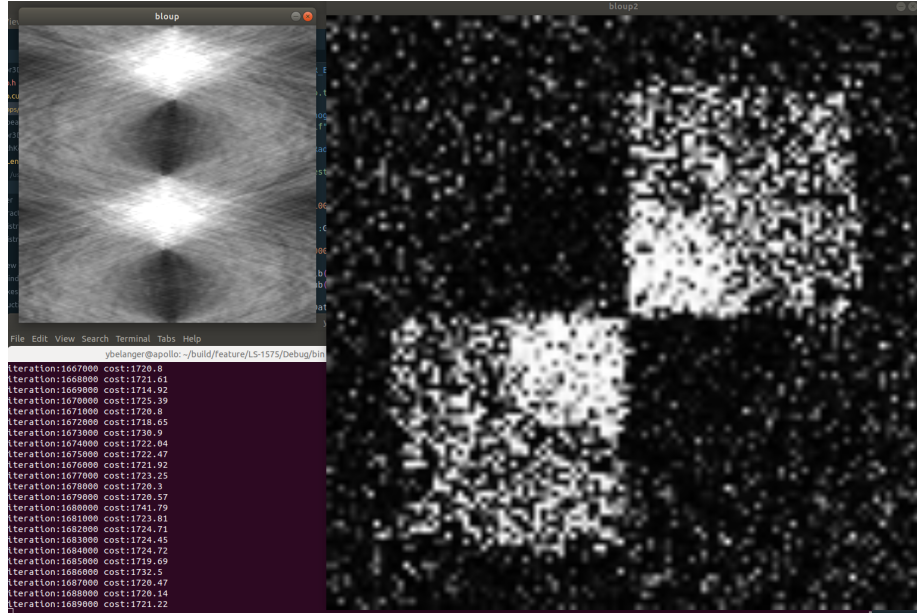


FIGURE 16 – Solution après 1600000 itérations

## Références

- [1] H. E. MARTZ, C. M. LOGAN, D. J. SCHNEBERK et P. J. SHULL, *X-Ray Imaging, Fundamentals, Industrial Techniques and Applications*. Boca Raton, FL : CRC Press, 2017.
- [2] A. R. KALUKIN, D. T. KEANE et W. G. ROBERGE, « Region-of-Interest Microtomography for Component Inspection », *IEEE Transactions on Nuclear Science*, t. 46, n° 1, p. 36-41, fév. 1999.
- [3] BEEVIL, *The phosphor plate radiography process*, [En ligne, accédée le 10 novembre 2019]. adresse : [https://en.wikipedia.org/wiki/File:Computed\\_Radiography\\_Process.svg](https://en.wikipedia.org/wiki/File:Computed_Radiography_Process.svg).
- [4] D. WALTER, U. ZSCHERPEL et U. EWERT, « Photon Counting and Energy Discriminating X-Ray Detectors - Benefits and Applications », *19th World Conference on Non-Destructive Testing*, 2016.
- [5] BEGEMOTV2718, *Radon transformation*, [En ligne, accédée le 10 novembre 2019]. adresse : [https://en.wikipedia.org/wiki/File:Radon\\_transform.png](https://en.wikipedia.org/wiki/File:Radon_transform.png).
- [6] DRW25, *Sinogram - Two Square Indicator Phantom*, [En ligne, accédée le 10 novembre 2019]. adresse : [https://en.wikipedia.org/wiki/Radon\\_transform#/media/File:Sinogram\\_-\\_Two\\_Square\\_Indicator\\_Phantom.svg](https://en.wikipedia.org/wiki/Radon_transform#/media/File:Sinogram_-_Two_Square_Indicator_Phantom.svg).
- [7] WIKIPEDIA, *Radon Transform*, [En ligne, accédée le 24 novembre 2019]. adresse : [https://en.wikipedia.org/wiki/Radon\\_transform](https://en.wikipedia.org/wiki/Radon_transform).
- [8] R. L. SIDDON, « Fast calculation of the exact radiological path for a three-dimensional CT array », *Medical Physics*, t. 12, p. 252-255, mar. 1985.
- [9] S. G. JOHNSON, *The NLOpt nonlinear-optimization package*, [En ligne, accédée le 8 décembre 2019]. adresse : <http://github.com/stevengj/nlopt>.