



Caractérisation d'un imageur tomographique



Copyright © 2012 Modus Medical Devices Inc.
All rights reserved.

Adapté pour le cours de Travaux pratiques en génie biomédical (GPH-3003) ainsi que le cours de Physique Expérimentale V (PHY-3004)

Par :

Luc Beaulieu

avec l'aide de :

Éric Poulin, Jonathan Boivin, Daniel Gourdeau, Cédric Bélanger, Danahé LeBlanc, Marie-Anne Lebel-Cormier, Philippe Chatigny et Francisco Berumen Murillo

DeskCAT™ and the DeskCAT™ logo are trademarks of Modus Medical Devices Inc.

Performances d'un appareil tomographique

Dans ce laboratoire, vous serez en mesure d'explorer diverses facettes de l'imagerie 2D et 3D et de caractériser en détail le tomographe DeskCAT™. Les approches et algorithmes de ce scanner sont similaires à ceux des tomographes médicaux et donc tous les concepts que vous allez explorer tel que le théorème de Nyquist, CNR, linéarité de coefficient, PSF, ESF, MTF s'applique intégralement.

Basée sur les années antérieures, il est fort possible qu'ils vous restent un peu de temps à la fin de la 2^e séance. Prenez ce temps pour continuer vos explorations ou refaire certaines manipulations pour lesquelles vous n'êtes pas certains.

Préparation minimale de la 1^{ère} semaine: Les parties 1 à 3 du protocole (vous aurez le temps de faire les parties 1 et 2 pour sûr, mais possiblement aussi débuter la partie 3 selon votre niveau de préparation et comment les choses vont aller durant le laboratoire).

Préparation minimale de la 2^e semaine: Les parties 4 et 5 du protocole.

Vous pourrez donc remettre votre préparation #5 deux fois (et corrigé l'intro, ... entre les deux) et nous prendrons la meilleure des deux notes! En bonus, vous pourrez ré-utiliser le texte pour votre rapport 2a...

Introduction

La tomodensitométrie est une méthode d'imagerie largement utilisée pour reconstruire des images 3D à partir d'une série de projections 2D. Un programme d'assurance qualité (AQ) garantit que les études d'imagerie sont optimales (rapport entre la qualité de l'image et la dose de rayonnement). Le programme tient compte des performances de l'équipement d'imagerie et de la réalisation de l'étude. Ce laboratoire se concentre sur l'évaluation des performances des équipements. Pour cela, le tomodensitomètre (ou encore "scanner") DeskCAT sera caractérisé en termes de la qualité d'image.

Les composants importants de la qualité d'image incluent le contraste, le bruit, et la résolution spatiale [1]. Pour caractériser la qualité de l'image, des métriques telles que le ratio signal sur bruit (ou SNR pour *Signal-to-Noise Ratio*), le ratio contraste sur bruit (ou CNR pour *Contrast-to-Noise Ratio*) et la fonction de modulation de transfert (ou MTF pour *Modulation Transfer Function*) sont utilisées. De plus, la qualité de l'image est également affectée par la géométrie du faisceau, et par la réponse du détecteur et sa dépendance avec l'énergie. Dans ce laboratoire, les paramètres de qualité d'image seront mesurés, l'effet de la géométrie du faisceau sera étudié et la réponse du détecteur sera caractérisée.

Le contrôle qualité (CQ) fait partie de l'assurance qualité. Le CQ se réfère aux procédures techniques qui évaluent la performance de l'équipement par rapport à un niveau de référence. Les expériences décrites dans ce laboratoire sont des procédures courantes appartenant à un programme de contrôle de qualité en tomodensitométrie [2]. Par conséquent, la caractérisation de l'équipement DeskCAT sert de référence pour établir un programme de contrôle de la qualité.

Objectifs généraux

Caractériser un équipement tomographique et établir les niveaux de référence pour un programme de contrôle de la qualité.

Objectifs spécifiques

- Mesurez les métriques de qualité d'image: SNR, CNR et MTF
- Étudier l'effet de la géométrie du faisceau (conique vs éventail)
- Caractériser la réponse du détecteur
- Déterminer les niveaux de référence pour établir un programme de contrôle de la qualité

Références

- [1] J. T. Bushberg, J. A. Seibert, E. M. Leidholdt et J. M. Boone, *The Essential Physics of Medical Imaging*, troisième édition, Wolters Kluwer, 2012. (chapitres 4 et 10)

Performances d'un appareil tomographique

[2] American College of Radiology, 2017 Computed Tomography Quality Control Manual, 2017. url : https://www.acr.org/-/media/ACR/NOINDEX/QC-Manuals/CT_QCManual.pdf (consulté en février 2022).

Partie 1 : Coefficient d'atténuation, linéarité et énergie

Cette portion du laboratoire guide l'utilisation du scanner DeskCAT™ à travers une série d'expériences démontrant quelques principes fondamentaux, des techniques reliées à l'imagerie 3D et à l'utilisation d'un CT à double énergie.

Objectifs

- Mesurer les coefficients d'atténuation (valeur des pixels CT)
- Comprendre de quelle façon la linéarité s'applique à l'imagerie CT
- Apprendre à créer une région d'intérêt (ROI) pour effectuer des mesures sur une image CT reconstruite
- Comprendre l'effet de différentes longueurs d'onde sur les coefficients d'atténuation mesurés

Survol du coefficient d'atténuation, de la linéarité et de l'énergie des rayons X

Dans un CT optique comme dans un CT à rayons X, un faisceau de photons pénètre l'objet scanné et des mesures de transmission sont relevées à de multiples angles. Ces projections peuvent être utilisées pour reconstruire la géométrie interne de l'objet scanné. L'algorithme de reconstruction calcule le coefficient d'atténuation en fonction de la position 3D. Le coefficient d'atténuation (μ) est défini comme :

$$N/N_0 = e^{-\mu x} \quad (1)$$

Où N/N_0 est le taux de photons transmis sur les photons incidents à un objet de longueur x et de coefficient d'atténuation μ . Ce dernier possède des unités de longueur inverse. La Figure 2 illustre les variables de l'équation (1) pour un faisceau simple de photons à travers un corps homogène de longueur x et d'atténuation μ .

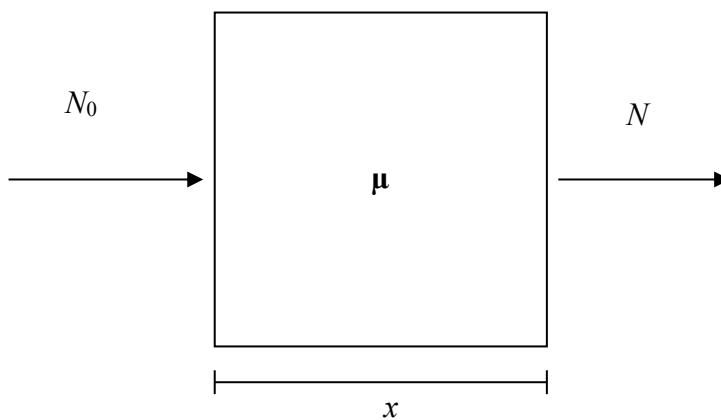


Figure 2 : Faisceau atténué par un corps homogène de longueur x et de coefficient μ

Linéarité et scanners

Une caractéristique importante d'un appareil de mesure consiste en ce que sa réponse à un changement de signal soit proportionnelle à ce changement. Un système doté de cette propriété possède une réponse dite linéaire et l'on peut s'y fier pour produire des résultats justes. La linéarité est une caractéristique importante des systèmes d'imagerie. Pour un scanner CT diagnostique, le coefficient d'atténuation reconstruit se doit d'être précis. La linéarité d'un tel scanner peut être testée en scannant un fantôme comportant une variété de valeurs μ connues et porter sur un graphique la valeur μ mesurée en fonction de celle attendue.

Dans ce laboratoire, la linéarité du scanner DeskCAT™ sera testée en utilisant une série de fantômes d'eau. La Figure 3 offre une représentation graphique d'un système linéaire et d'un système non-linéaire.

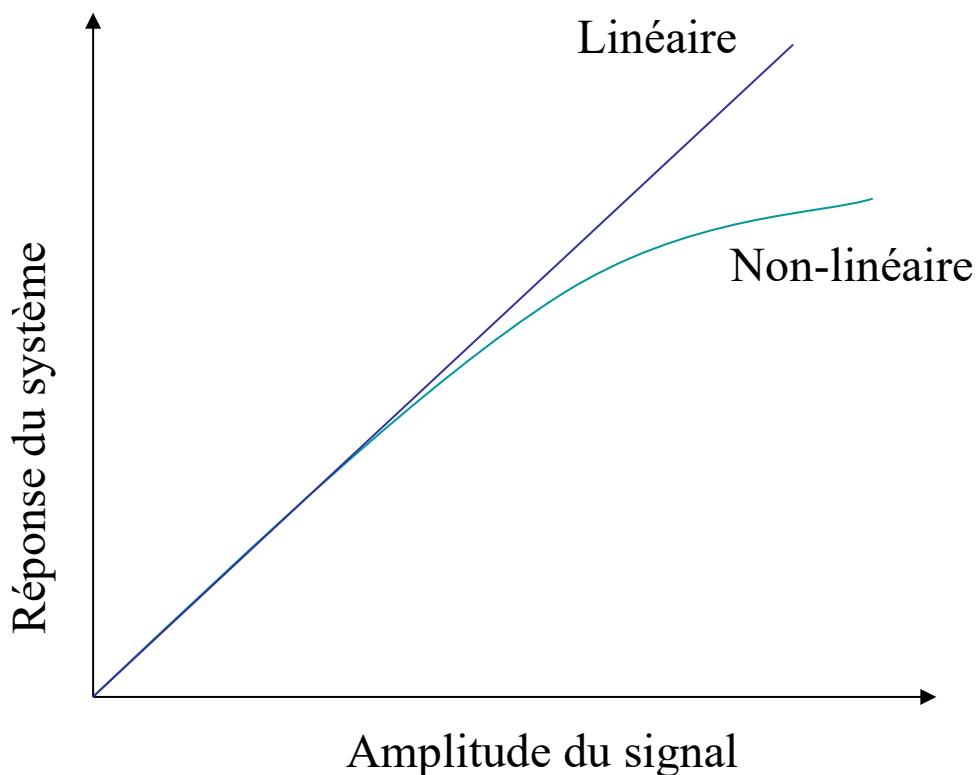


Figure 3 : Réponse à un signal d'un système linéaire et non-linéaire

CT à double énergie

Les scanners CT à double énergie et l'imagerie spectrale sont utilisés afin de discriminer les structures et les objets en fonction de leurs caractéristiques d'absorption à différentes énergies.

Les coefficients d'atténuation linéaires des tissus dépendent de l'énergie des rayons X. Cette dépendance en énergie varie pour différents matériaux et tissus de manière analogue à la vision en couleur. Pour distinguer les couleurs, la rétine humaine possède des photorécepteurs dépendants en énergie et sensibles aux photons rouges, verts ou bleus. L'information des

photorécepteurs spécifiques à certaines énergies est analysée dans le cerveau pour identifier les couleurs. De manière similaire pour les CT à double énergie, deux différents spectres en énergie (couleurs) de rayons X sont utilisés pour imager un objet. Analyser les valeurs d'atténuation obtenues pour chaque spectre fournit des informations additionnelles qui peuvent améliorer l'identification du matériel scanné.

Une représentation graphique de la dépendance en énergie de matériaux atténuateurs est illustrée à la Figure 4. Un matériel qui atténue davantage le spectre énergétique E1 que E2 tombe dans la région A. À l'inverse, un matériel qui atténue moins E1 que E2 se situe dans la région B. Un matériel dont l'atténuation est indépendante du spectre en énergie atterrit sur la ligne noire C.

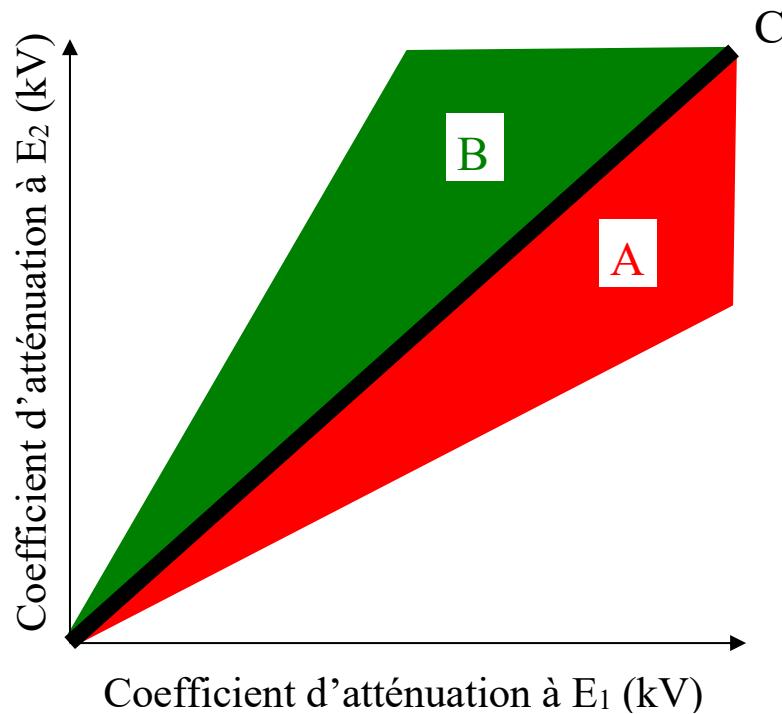


Figure 4 : Un CT à double énergie identifie les matériaux en se basant sur leur atténuation sous deux différents spectres énergétiques de rayons X (E1 et E2).

Méthode

Dans ce laboratoire, vous :

- Mesurerez le coefficient d'atténuation d'une série de mixtures d'eau et de colorant, afin de déterminer si la réponse du scanner est linéaire.
- Comparerez le coefficient d'atténuation mesuré au moyen de techniques 2D et 3D
- Utiliserez différentes sources de lumière pour scanner un fantôme

Mesure du coefficient d'atténuation dans une image 2D et 3D

Pour cette partie de laboratoire, une série de mesures sera effectuées avec une des deux lumières (rouge et verte) du scanner (**c'est à vous de choisir**). N'oubliez pas d'ajuster le *Shutter Speed* de la caméra et d'effectuer la calibration géométrique du scanner selon votre choix de longueur d'onde! Une solution opaque préalablement préparée (30 gouttes de colorant bleu, vert et rouge diluées dans de l'eau distillée) sera utilisée afin de mesurer la linéarité du scanner. Utilisez 320 projections pour effectuer vos scans et une résolution de 0,5 mm pour effectuer les reconstructions.

Remplissez d'abord un bocal vide d'eau distillée. Effectuez un scan de référence avec le bocal d'eau et effectuez par la suite un scan de données avec ce même bocal.

À l'aide de la fenêtre *3D Viewer* et d'une ROI de petite taille, mesurez μ (valeur moyenne et déviation standard) au centre du fantôme d'eau. Dans *Projection Viewer*, mesurez également le coefficient d'atténuation 2D (Indice : vous aurez besoin du diamètre du bocal d'eau pour extraire μ).

Refaire des scans et reprendre les mesures de μ en ajoutant graduellement un volume de solution opaque à votre bocal d'eau (1 ml à 15 ml) et tracer dans un graphique le coefficient d'atténuation en fonction du volume de la solution opaque ajouté à votre bocal d'eau. Assurez-vous d'avoir une solution homogène le bocal d'eau pour effectuer les scans.

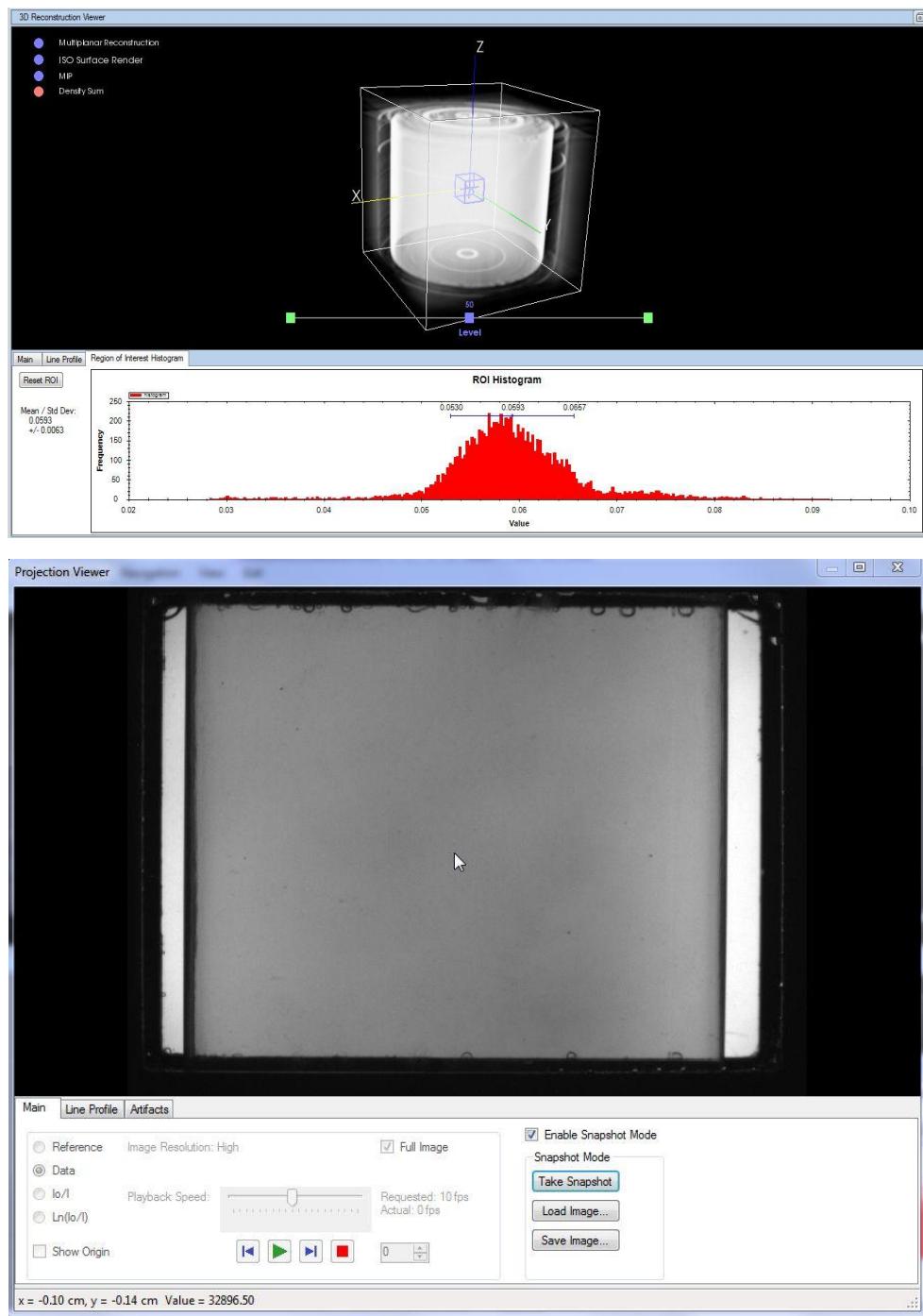


Figure 5 : Mesure des valeurs de transmission en utilisant le Projection Viewer

Discussion / Questions additionnelles

- Selon vos résultats, croyez-vous que le scanner DeskCAT™ est linéaire ?
 - Pourquoi ou pourquoi pas ?
 - Sinon, quelles sont les causes possibles de la non-linéarité ?
 - Quelles sont les conséquences possibles de la non-linéarité en imagerie diagnostique ?
 - Quelle est la plage dynamique d'un détecteur ? Définir celle du DeskCAT!
- Est-ce que les valeurs d'atténuation 3D respectent le comportement attendu ?
 - Est-ce que le coefficient d'atténuation mesuré en 2D correspond aux valeurs mesurées en 3D pour le liquide le plus foncé ?
 - Sinon, quelles en sont les raisons ?
- Pourquoi le bocal est-il immergé dans l'eau lorsqu'il est scanné ?
 - Quel processus pourrait provoquer des artefacts si le bocal était scanné dans l'air ?

Partie 2 : Faisceau conique et faisceau en éventail

Cette partie de laboratoire permet de comparer deux géométries de faisceau, conique et en éventail, couramment utilisées en imagerie tomographique. Les relations entre l'atténuation, la diffusion de photons et la largeur de faisceau seront explorées.

Objectifs

- Comprendre les différences entre l'acquisition d'image en géométrie de faisceau conique et en éventail en imagerie CT.
- Étudier les avantages et les inconvénients de ces deux géométries de faisceau.

Survol des faisceaux conique et en éventail

Le scanner DeskCat™ utilise une géométrie de faisceau conique pour faire l'acquisition rapide des projections pour la reconstruction 3D. Il est également possible de reconstruire des images 3D à partir des projections d'un faisceau en éventail en utilisant un algorithme de reconstruction un peu différent de celui utilisé pour un faisceau conique.

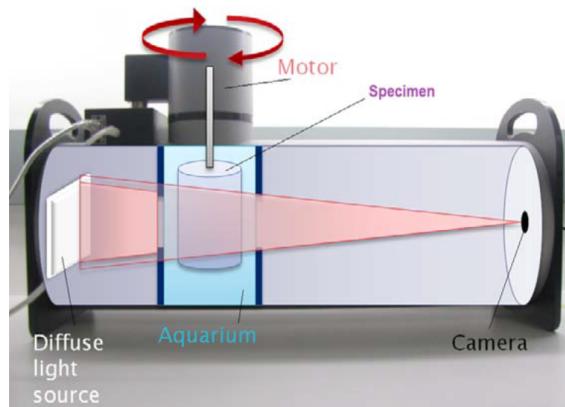


Figure 6 : Géométrie de faisceau conique du scanner DeskCat

La plupart des appareils d'imagerie tomographique utilisés en clinique sont des scanners de troisième et quatrième génération. Les deux types de CT utilisent une source à rayons X en rotation autour d'un axe central pour projeter un faisceau large en éventail sur une série linéaire de détecteurs. La différence entre les deux générations de CT est illustrée à la Figure 7, où la série de détecteurs tourne avec la source de rayons X dans le cas d'un scanner de troisième génération alors que le détecteur est fixe et couvre un cercle complet dans le cas d'un scanner

de quatrième génération. Les données d'imagerie 3D sont acquises en déplaçant le patient dans l'axe transverse du scanner alors que le faisceau en éventail est en rotation continue autour de cet axe. Cette technique d'acquisition est connue sous le nom de tomodensitométrie spirale ou hélicoïdale. La forme et la largeur du faisceau de rayons X peut être ajusté à l'aide d'un collimateur. Des collimateurs en forme de fente sont régulièrement utilisés en imagerie CT.

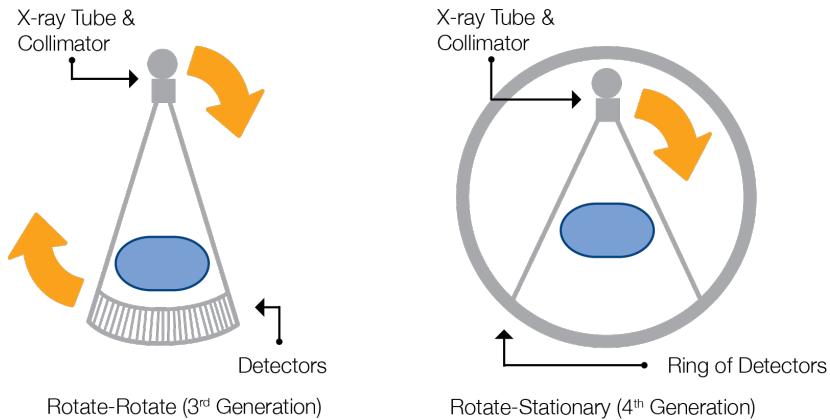


Figure 7 : Géométrie de scanner CT de troisième et quatrième génération

De récents développements ont permis la possibilité de faire plusieurs scans en même temps en ajoutant des lignes de détecteurs supplémentaires, permettant ainsi de réduire le temps d'acquisition des images. Cette tendance s'est développée avec les années en passant de 4 lignes de détecteurs en 1998 à 320 lignes de détecteurs en 2012. La Figure 8 illustre la différence entre un scanner CT à tranche unique et un scanner CT à tranches multiples.

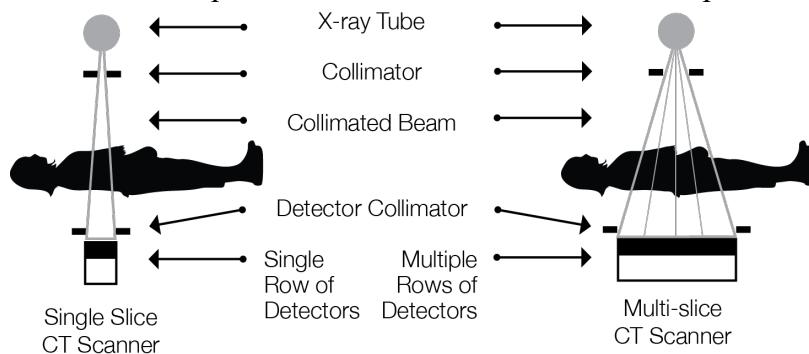


Figure 8 : scanneur CT à tranche unique et scanneur CT à tranches multiples

Les scanners CT à tranches multiples peuvent utiliser un sous ensemble de leurs détecteurs pour faire de l'imagerie selon les besoins. Ainsi, les scanners CT peuvent faire l'acquisition des images en géométrie de faisceau conique ou en éventail. Par exemple, la géométrie de faisceau étroit en éventail est nécessaire pour faire de l'imagerie tomographique à haute résolution.

Les photons visibles et les rayons X sont sujets à la diffusion. Du point de vue d'un système d'imagerie, la diffusion réfère à la déviation des photons de leur trajectoire rectiligne. Dans le système d'imagerie optique DeskCat™, la diffusion provient de l'interaction des photons visibles avec des régions d'inhomogénéité comme de la poussière, des rayures et des bulles. En imagerie CT à rayons X, la diffusion de Compton est la source principale de la déviation des photons. L'atténuation mesurée par un système d'imagerie est la somme de la contribution de l'absorption et de la diffusion des photons. Ainsi, l'atténuation mesurée varie avec la quantité de photons diffusés qui atteignent le détecteur. La détection des photons diffusés résulte donc en des artefacts, comme par exemple des valeurs de coefficient d'atténuation inexactes et une augmentation du bruit dans l'image reconstruite. La contribution du diffusé est plus importante en imagerie à faisceau conique.

Dans ce laboratoire, différentes largeurs de diaphragme pour produire des faisceaux en éventail seront utilisées afin de collimer le faisceau qui atteint la caméra du scanner DeskCat™. En imageant le même objet avec chaque diaphragme, l'effet de la contribution des photons diffusés sur l'atténuation peut être caractérisé.

Méthode

Dans ce laboratoire, vous :

- Scannez un fantôme en utilisant différentes géométries de faisceau en éventail
- Mesurez les coefficients d'atténuation des structures en forme de tube dans le fantôme
- Analysez comment ces mesures sont affectées par la variation de la largeur du faisceau

Matériel

- Fantôme *Finger*
- Fantôme *Blank Silicone*
- Scanneur DeskCAT™
- 2 litres d'eau distillée
- 3 diaphragmes en fente



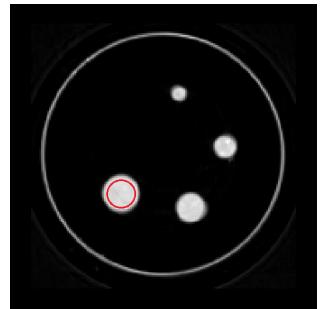
Acquisition des images 3D

Pour cette partie de laboratoire, effectuer un scan de référence de 400 projections avec le fantôme *Blank Silicone* et un scan de données de 400 projections avec le fantôme *Finger* à chaque fois que vous changerez de grandeur champ (changement de diaphragme). Effectuer des reconstructions de 0,5 mm pour tous les scans qui seront effectuer. **EFFECTUER LA CALIBRATION GÉOMÉTRIQUE DU SCANNER**

UNE SEULE FOIS SANS DIAPHRAGME.

Mesure du coefficient d'atténuation

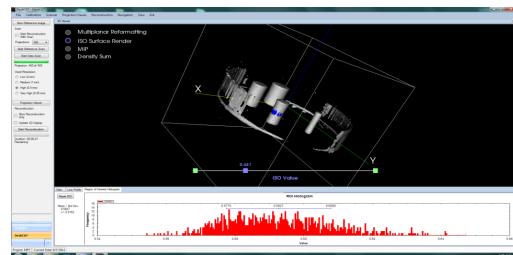
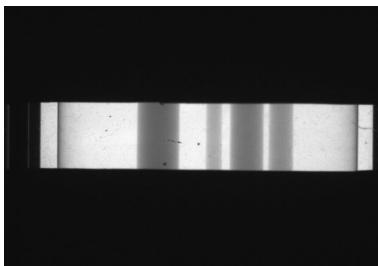
Une fois la reconstruction du fantôme *Finger* terminée sans diaphragme, mesurer μ (moyenne et déviation standard) pour tous doigts dans la tranche centrale. Pour ce faire, agrandir la fenêtre *Slice Reconstruction* et cliquer droit avec la souris dans la fenêtre. Choisir l'outil ***Region of interest*** (ROI), ensuite l'outil ***Circle Tool***.



Acquisition avec des diaphragmes en géométrie de faisceau en éventail

Pour faire l'acquisition des images dans une géométrie de faisceau en éventail, un diaphragme en forme de fente doit être placé devant la fenêtre de l'aquarium (côté du faisceau de lumière) afin d'apercevoir une tranche de l'image à la caméra.

Refaire les mesures de μ pour les diaphragmes de 0,5 cm, 1,0 cm et 1,5 cm et pour tous les doigts du fantôme *Finger*. Afin d'observer l'effet du diaphragme sur la hauteur de l'objet reconstruit, utiliser l'outil *ISO Surface Render* dans la fenêtre *3D Viewer*.



Discussion / Questions additionnelles

- Comment la largeur du diaphragme affecte-t-elle la valeur des coefficients d'atténuation mesurés?
- Décrire comment un changement dans la quantité de photons diffusés affecterait la mesure des coefficients d'atténuation
- Quels sont les avantages et les inconvénients d'utiliser un faisceau en éventail vs un faisceau conique dans un scanner CT en clinique?
 - Quels sont les particularités des grillages et des collimateurs utilisés pour les matrices de détecteurs dans les scanners CT?
 - Quels sont les similitudes et les différences de ces collimateurs avec les diaphragmes utilisés dans ce laboratoire?

Partie 3 : Rapport signal sur bruit et rapport contraste sur bruit

Ce laboratoire introduit les concepts de rapport signal sur bruit (SNR) et de rapport contraste sur bruit (CNR) en imagerie CT et étudie la relation entre le CNR, la dose et la résolution de faible contraste.

Objectifs

- Comprendre les compromis entre la résolution et le contraste du flux de photon détecté (anologue à la dose avec le CT à rayons X)
- Mesurer le signal, le contraste et le bruit pour différentes conditions d'imagerie, incluant le niveau de bruit du détecteur
- Démontrer comment la perception de petits objets possédant un faible contraste est particulièrement dégradée lorsque le bruit est élevé

Pourquoi apprendre ceci ?

Il existe un compromis entre la dose d'imagerie et la qualité en CT. La dose de radiation impliquée au cours d'une procédure d'imagerie CT est une préoccupation importante pour la sécurité du patient. Réduire la dose d'imagerie diminue le risque pour le patient. Cependant, une réduction de la dose augmente le bruit dans l'image CT résultante. Le bruit présent dans l'image compromet l'habileté du médecin à identifier de petites variations dans la densité des tissus. Il s'agit d'une considération critique au moment de distinguer les tissus atteints des tissus sains, spécialement pour de petites lésions.

ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*) est le principe de base guidant l'optimisation de la dose produite par rayonnement ionisant, tel que recommandé par l'ICRP (International Commission on Radiological Protection).

Survol du SNR et CNR

Le signal et le bruit d'une image sont des paramètres clés dans l'évaluation de la qualité d'image. Dans le cas idéal et linéaire, le signal de l'image (S) est directement proportionnel au nombre de photons détectés (N). De plus, les photons sont distribués selon la loi de Poisson, donc le bruit stochastique (σ) est proportionnel à \sqrt{N} . Le SNR est une mesure simple utilisée pour évaluer quotidiennement la stabilité de l'équipement de tomodensitométrie. Le SNR est exprimé par :

$$SNR = \frac{S}{\sigma} \propto \frac{N}{\sqrt{N}}$$

Où S correspond au coefficient d'atténuation moyen μ dans une région d'intérêt (ROI) et σ est la déviation standard mesurée dans la même ROI.

Le CNR est une mesure utilisée pour spécifier la qualité de l'image. Il est défini par :

$$CNR = \frac{\mu_O - \mu_B}{\sigma_B} = \frac{\Delta\mu}{\sigma_B} \quad (2)$$

Où μ_O est le coefficient d'atténuation moyen d'une structure définie (objet) dans la région d'intérêt et μ_B est le coefficient d'atténuation moyen de l'image de fond environnant cette structure. La différence entre les coefficients d'atténuation moyens ($\Delta\mu = \mu_O - \mu_B$) correspond au contraste. Le bruit de fond général s'exprime comme étant une déviation standard (σ_B) de la valeur des pixels à l'extérieur de la ROI ciblée.

En imagerie diagnostique, il est important de minimiser l'exposition des patients aux rayons X. Toutefois, réduire la dose au patient diminue à son tour la qualité des images en introduisant davantage de fluctuations statistiques dans μ_B (Figure 9). Les moyens généralement utilisés pour réduire la dose consistent à diminuer les paramètres suivants : temps du scan, nombre de projections (affecte la résolution spatiale), courant du tube à rayons X (mA) ou tension du tube (kVp). Le flux du faisceau de rayons X atteignant le patient et le détecteur est ainsi réduit. Les données brutes en résultant sont toutefois plus bruitées, ce qui se reflète dans la qualité du sinogramme et des images reconstruites. Des niveaux de bruit élevés peuvent tout de même permettre la pose d'un diagnostic précis, pourvu que le niveau de bruit ne soit pas excessif par rapport au contraste ($\Delta\mu \gg \sigma_B$) d'une ROI ciblée.

Dans ce laboratoire, le logiciel DeskCAT™ est utilisé pour simuler le bruit présent en situation d'exposition à faible dose.

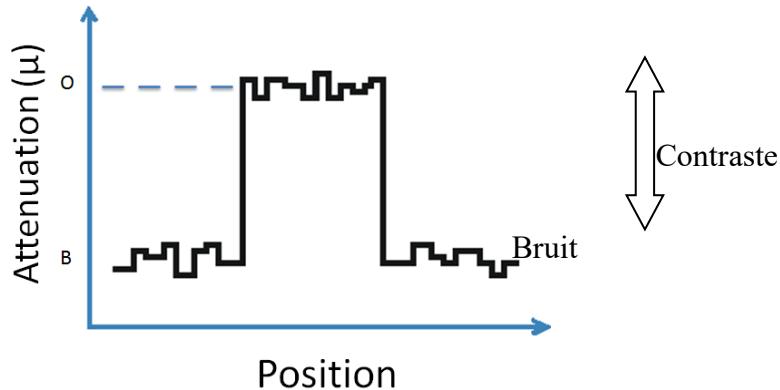


Figure 9 : Coefficient d'atténuation (μ) à travers un objet d'intérêt (O), situé dans un environnement (B)

Méthode

Dans ce laboratoire, vous :

- Mesurer le SNR en fonction du nombre de photons détectés.

- Mesurerez le rapport contraste sur bruit (CNR) pour un ensemble de structures coniques, chacune ayant un niveau de contraste différent.
- Comparerez la visibilité de ces objets en fonction de la taille, de l'atténuation et du niveau de bruit
- Obtiendrez la courbe contraste/détail (à vous de découvrir ce que c'est!)

Matériel

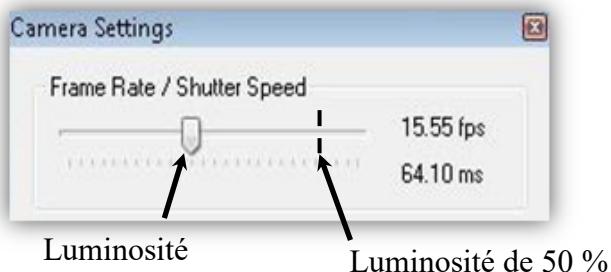
- Fantôme *Cone-shaped Finger*
- Fantôme *Blank Silicone*
- Scanneur DeskCAT™
- 2 litres d'eau (préférablement distillée)

Dépendance du SNR en fonction du temps d'exposition

Le paramètre *shutter speed* (vitesse d'obturation) contrôle la quantité de lumière à laquelle la caméra est exposée. Par conséquent, ce paramètre peut être modifié et, pour une illumination constante dans le temps, sera donc proportionnel au nombre de photons détectés. À l'aide d'un fantôme homogène, mesurer la valeur moyenne et la déviation standard sur une ROI située au centre du fantôme. Varier le nombre de photons détectés pour reproduire la dépendance du SNR en fonction du temps d'exposition. Utiliser des images 2D pour cette partie.

Calibration du scanner pour la partie CNR

Pour cette partie de laboratoire, utilisez la lumière verte. Le *Frame Rate/Shutter Speed* dans les paramètres de la caméra doit être ajusté pour obtenir une luminosité qui correspond à 50% de la luminosité maximale (quelques pixels rouges). La luminosité à 50% correspond donc à une valeur en ms deux fois plus petite. À partir de cette nouvelle valeur de luminosité, refaire une autocalibration.

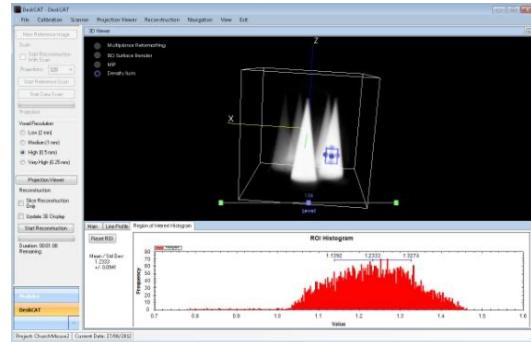


Acquisition des scans et reconstruction de l'image CT

Effectuer un scan de référence de 400 projections avec le fantôme *blank silicone* et effectuer un scan de données de 400 projections avec le fantôme *cone-shaped finger*. Assurez-vous d'obtenir de bons scans puisque vous n'aurez pas besoin de refaire de scan d'acquisition pour le reste de cette partie. Pour chaque reconstruction que vous effectuerez, utiliser une taille de voxels de 0,5 mm.

Calculer le rapport contraste sur bruit (CNR) en faisceau conique

Une fois la reconstruction terminée, à l'aide de la fenêtre *3D Viewer*, mesurer les coefficients d'atténuation μ_o (moyenne) du cône le plus atténué et du cône le moins atténué à l'aide d'une ROI (Pour une mesure plus précise, réduire la taille de la ROI et s'assurer qu'elle soit contenue à l'intérieur des limites du cône).



Placer la ROI au centre du fantôme, à l'endroit où aucun cône n'est présent. Mesurer et conserver μ_B (moyenne) et σ_B (déviation standard) de cette ROI représentant le fond environnant. Calculer le CNR pour chacun des cônes en utilisant l'équation (2).

Finalement, sélectionnez l'option d'affichage *Multiplanar Reformatting* et déplacez le plan z à travers l'image 3D jusqu'à intercepter la pointe des cônes (Truc : Ajuster le *level* à la valeur moyenne μ de chacun des cônes pour faciliter la détection de la pointe. Optimiser le *window* pour mieux afficher les détails). Êtes-vous en mesure d'identifier la pointe de tous les cônes?

Ajout de bruit

Pour simuler le bruit présent en situation d'exposition à faible dose, un bruit artificiel (distribution gaussienne générée par logiciel) est ajouté aux données des projections.

1. Réduire la vue 3D et ouvrir le *Projection Viewer*.
2. Sélectionner l'option *Data*.
3. Sélectionner l'onglet *Artifacts*.
4. Cocher *Enable Random Noise*.

Ajoutez du bruit à l'image en utilisant les flèches haut/bas pour sélectionner 1 sur le pourcentage de *Full Scale* dans la boîte *Random Noise - Standard Deviation*. Notez vos observations. Le bruit aléatoire ajouté à l'image est calculé en tant que distribution gaussienne. La valeur sigma (déviation standard) utilisée pour générer cette distribution est :

$$\sigma = \frac{p}{100} \cdot 65535$$

où p est la valeur du pixel entrée par l'utilisateur et 65535 est la valeur du pixel le plus lumineux pour la caméra.

Après avoir ajouté le bruit gaussien, effectuez une reconstruction et recalculez les CNR de chacun des cônes pour les niveaux de bruits suivants : 1, 2, 3, 6, 10 et 20. Êtes-vous en mesure d'identifier la pointe de tous les cônes pour chaque niveau de bruit?

Mettez en graphique le CNR des cônes reconstruits en fonction du bruit gaussien ajouté aux projections.

Calculer le rapport contraste sur bruit (CNR) en faisceau éventail

Refaire les manipulations pour un faisceau en éventail de 1 cm sans aucun bruit ajouté.

Discussion / Questions additionnelles

- Selon vos résultats, est-ce que le SNR suit la relation attendue ? Discutez !
 - Un graphique log-log est utile pour vérifier la relation entre le SNR et le temps d'exposition. Quelle est la valeur de la pente et qu'indique ce paramètre ?
- Quelles sont les caractéristiques du SNR qui permettent d'évaluer quotidiennement un imageur tomographique ?
- En général, comment la visibilité est-elle affectée par le CNR ?
 - Commenter sur la visibilité du cône ayant le moins de contraste.
 - Est-ce que les bords du cône près de la pointe se distinguent facilement du bruit de fond ?
- Si l'on est seulement intéressé à tracer le contour d'objets d'intérêt de fort contraste, est-il acceptable de tolérer des niveaux de bruit plus élevés (c.-à-d. utiliser une dose plus faible) ?
- Quelle valeur minimale du CNR est nécessaire pour voir chacun des cônes avec assurance ?
- Qu'est-ce que la courbe contraste/détail et que signifie-t-elle ?
- Porter en graphique un ensemble de courbe contraste/détail pour différents niveaux de bruit observés sur le scanner DeskCAT™

Partie 4 : Résolution spatiale et MTF

Ce laboratoire introduit les concepts de résolution spatiale et de la fonction de transfert de modulation (MTF) en guidant l'utilisation du scanner DeskCAT™ à travers une expérience étudiant ces caractéristiques.

Objectifs

- Comprendre le concept de résolution spatiale et comment l'évaluer quantitativement et qualitativement
- Apprendre une technique de mesure de la fonction de transfert de modulation sur un scanner 2D/3D

Pourquoi apprendre ceci ?

Il est important de comprendre et d'évaluer les limites inhérentes d'un système d'imagerie. Par exemple, les astronomes doivent connaître la plus faible taille qu'un corps céleste peut avoir pour être observé de manière fiable en utilisant leurs télescopes. Pour leur part, les radiologues diagnostiques doivent connaître la plus faible taille d'une tumeur qu'il leur soit possible de détecter, tandis que les biologistes cellulaires doivent connaître la plus faible taille d'un organite pouvant être visualisé au moyen de leurs microscopes.

Survol de la résolution spatiale et de la MTF

L'habileté d'un système d'imagerie à représenter de petits objets est exprimée par sa résolution spatiale. Celle-ci peut être évaluée qualitativement en visualisant de petits objets de tailles connues ou quantitativement en mesurant la modulation du système par une fonction de fréquence spatiale.

La fréquence spatiale est habituellement définie en unités de paires de lignes par unité de longueur. Une paire de lignes correspond à une ligne blanche adjacente à une ligne noire, où la différence entre la luminosité des deux lignes est comprise dans la portée dynamique (étendue de la luminosité maximale à l'obscurité maximale) du système d'imagerie. La fréquence spatiale augmente à mesure que les paires de lignes sont rétrécies et comprimées les unes vers les autres, devenant de plus en plus difficiles de les distinguer, comme illustré à la Figure 10.

Une technique pour évaluer la résolution spatiale d'un système d'imagerie utilise un instrument présentant un motif de barres. En comparant la résolution des images projetées à celle des images CT, il est possible d'évaluer le changement dans la résolution dû au processus de reconstruction.

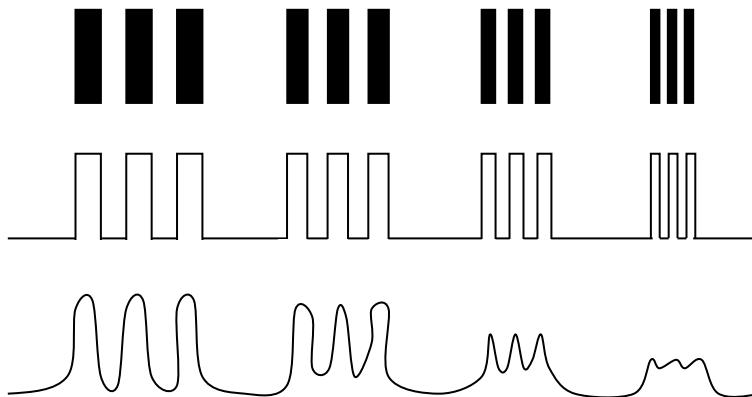


Figure 10 : Un motif de barres (haut), un profil de ligne idéale à travers le motif sans dégradation de l'image (milieu) et avec dégradation de l'image (bas)

La modulation de la fréquence de chaque paire de lignes peut être définie par une fonction de la luminosité des paires (tel qu'affiché par le système d'imagerie) en utilisant l'équation (3) ci-dessous :

$$\text{Modulation}(f) = \frac{\text{maxluminosité} - \text{minluminosité}}{\text{maxluminosité} + \text{minluminosité}} \quad (3)$$

où f correspond à la fréquence spatiale.

À mesure que la fréquence spatiale augmente, la modulation est réduite jusqu'à ce qu'il ne soit plus possible de distinguer les paires de lignes. La fonction de transfert de modulation, MTF(f), est un graphique de la modulation relative en fonction de la fréquence spatiale. Elle est généralement normalisée de façon à ce que la valeur 1.0 corresponde à la modulation maximale.

$$MTF(f) = \frac{\text{Modulation}(f)}{\text{Modulation}(0)} \quad (4)$$

où $\text{Modulation}(0)$ est la modulation maximale du système.

Méthode

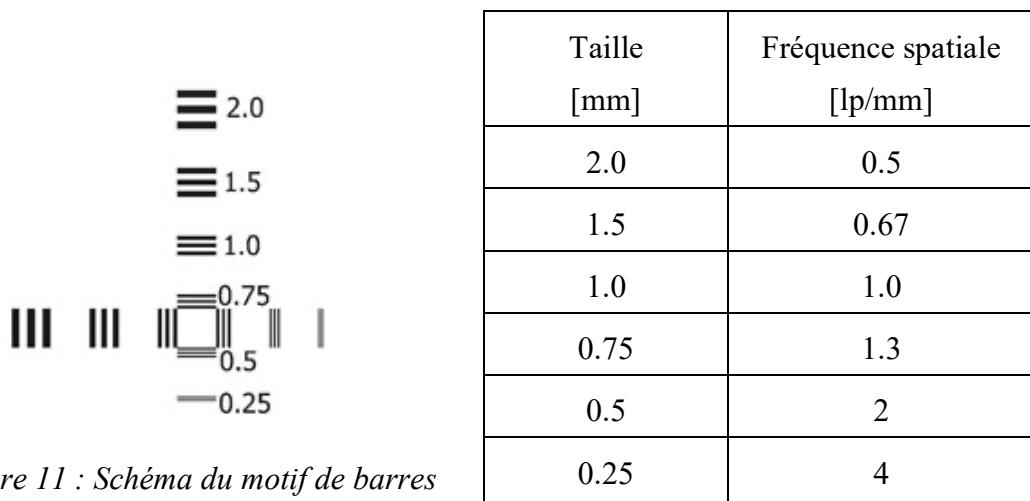
Matériel

- Fantôme Bar Patter
- Scanneur DeskCAT™



Géométrie du fantôme

La Figure 11 est un schéma du motif de barres inséré dans le fantôme. Les nombres sont en mm. Le Tableau présente la fréquence spatiale des paires de lignes par mm (lp/mm).



Calculer la MTF(f) pour l'image de projection

Faites le calcul de la modulation de chacune des fréquences spatiales en utilisant l'équation (1) et tracez un graphique de la MTF(f) du profil du fantôme *Bar Pattern*. Les pics minimums et maximums de la ligne de profil lorsqu'elle intercepte chaque groupe de paires de lignes peuvent être observés à l'aide de l'outil *Line Project*.

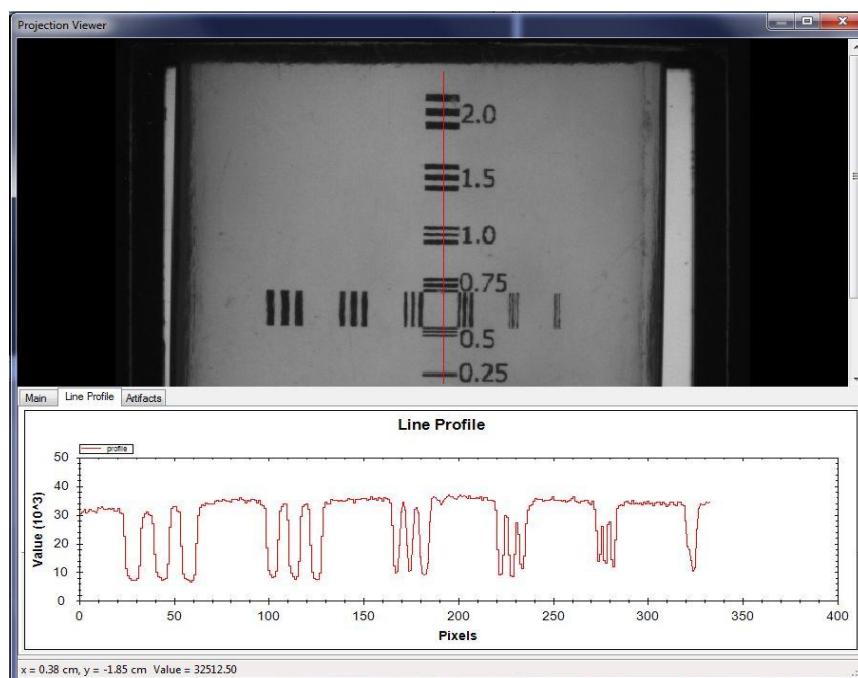


Figure 12 : Ligne de profil.

Calculer la MTF(f) pour une image CT

Calculez la $MTF(f)$ du même fantôme pour 320 projections avec une taille de voxels de 0.25 mm. Utilisez l'option d'affichage *Multiplanar Reformatting (3D Viewer)* pour obtenir un motif de barres entièrement visible tel qu'illustré à la Figure 13. (Le motif ne devrait pas présenter une apparence de gradient, visible à la Figure 14). Sélectionnez l'outil *line profile* à partir du bas de la fenêtre pour acquérir le profil de lignes. Réalisez d'autres reconstructions des données en utilisant une résolution des voxels de 0.5 mm et de 2.0 mm.

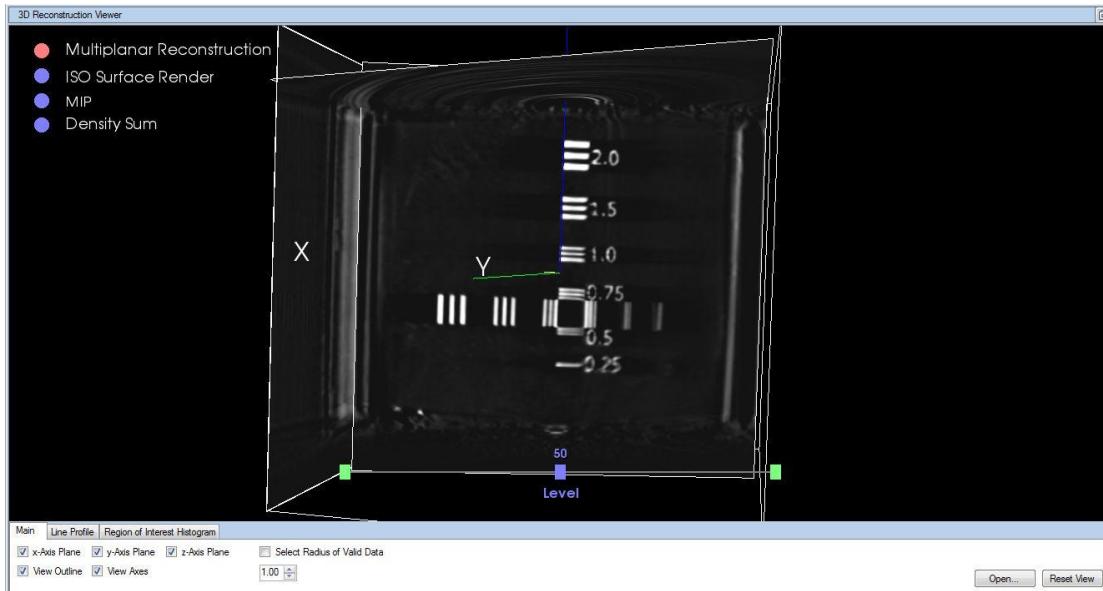


Figure 13 : Motif de barres correctement aligné dans l'image 3D

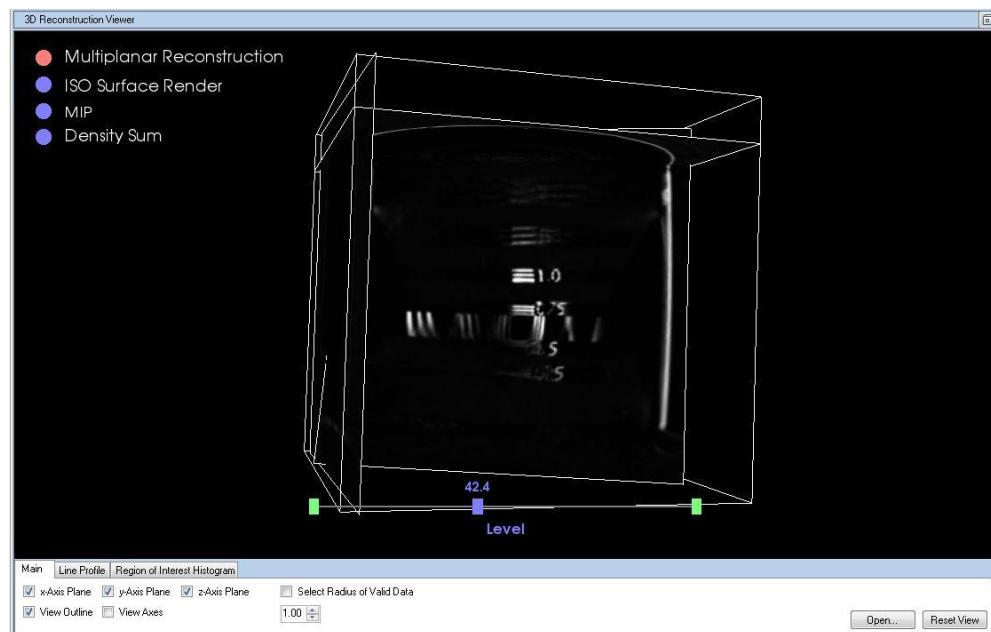


Figure 14 : Motif de barres présentant une apparence de gradient en étant incorrectement aligné

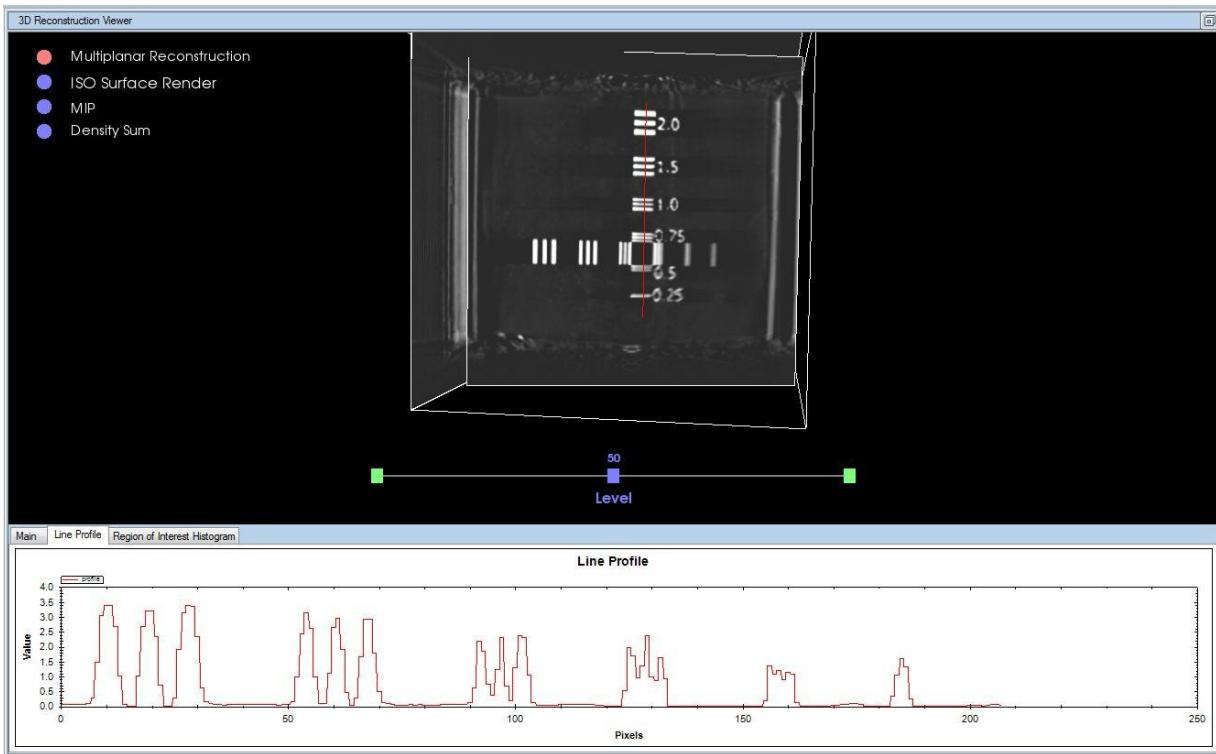


Figure 15 : Image 3D présentant une ligne de profil

Calculez la $MTF(f)$ d'une autre reconstruction des données en utilisant une résolution des voxels de 0.25 mm et en retirant le filtre de rétroposition:

Reconstruction → Reconstruction Options → Sélectionner No Filter

Avec le filtre Ramlack, refaire deux reconstructions en utilisant 40 et 160 projections toutes deux avec une résolution des voxels de 0.25 mm.

Calculer la $MTF(f)$ avec un faisceau en éventail

Mesurez la MTF d'une image de projection ainsi que d'une reconstruction CT (320 projections avec une taille de voxels de 0.25 mm) avec un faisceau en éventail de 0.5 et 2 cm.

Discussion / Questions additionnelles (combiner avec la partie 5)

- Selon la courbe $MTF(f)$, que se passe-t-il à la clarté de l'image à mesure que les barres deviennent étroites ?
 - À quelle fréquence spatiale l'image commence-t-elle à devenir floue ?
- Que se passe-t-il lorsque la taille des voxels augmente et pourquoi ?
- Expliquer ce qui se produit à l'image reconstruite lorsque le filtre de rétroposition n'est pas utilisé?
- Que se passe-t-il lorsque le nombre de projections diminue et pourquoi ?
- Y a-t-il une différence entre un faisceau CBCT et un faisceau éventail?

Partie 5 : ERF, PSF et MTF

Cette section du laboratoire sera l'occasion d'explorer une seconde approche utilisée couramment pour mesurer la fonction de transfert de modulation (MTF) afin d'évaluer la résolution spatiale d'un système d'imagerie.

Objectifs

- Apprendre la technique évaluant la réponse à un rebord pour mesurer la MTF d'un scanner CT
- Comprendre et interpréter la fonction d'étalement du point (PSF) et la MTF dans le domaine réel et spectral
- Comprendre comment les transformées de Fourier sont appliquées en imagerie pour effectuer la transition entre l'espace réel et spectral

Pourquoi apprendre ceci ?

Tous les systèmes d'imagerie sont limités dans leur habileté à représenter de petits objets. Il est important de connaître ces limites lorsque vient le temps de choisir la modalité d'imagerie appropriée à une tâche donnée. Dans ce laboratoire, la résolution spatiale d'images radiographiques et CT produites par le scanner DeskCAT™ sera mesurée en se servant de l'analyse de Fourier.

Survol de la ERF, de la PSF et de la MTF

Il est possible de modéliser la manière dont un système d'imagerie traite un objet en étudiant la relation entre l'objet scanné par le système (intrait) et l'image produite (extrant). La fonction d'étalement du point (PSF) réfère à l'extrant du système d'imagerie lorsque l'intrait est une source point minuscule, ou mathématiquement une fonction d'impulsion (Dirac-Delta) :

$$\mathbf{PSF}(x) = \mathbf{IM}\{\delta(x)\} \quad (5)$$

Où IM est le traitement d'image imposé par le système d'imagerie et $\delta(x)$ est une fonction d'impulsion en intrait. Ici, x réfère à une coordonnée dans l'espace réel. La Figure 16 donne une représentation graphique de la fonction d'impulsion en intrait (gauche) et la $\mathbf{PSF}(x)$ correspondante (droite).

La fonction d'impulsion est un outil mathématique élégant; toutefois, cette approche est contrainte par un obstacle pratique. Pour mesurer la $\mathbf{PSF}(x)$ d'un système d'imagerie, on doit construire un fantôme contenant un point net et tracer un profil de la valeur des pixels sur l'image produite. Il peut être difficile de construire un tel fantôme, car le point doit être un objet de fort contraste aux rebords nets, tout en étant suffisamment petit par rapport à un élément du détecteur (soit la taille d'un pixel).

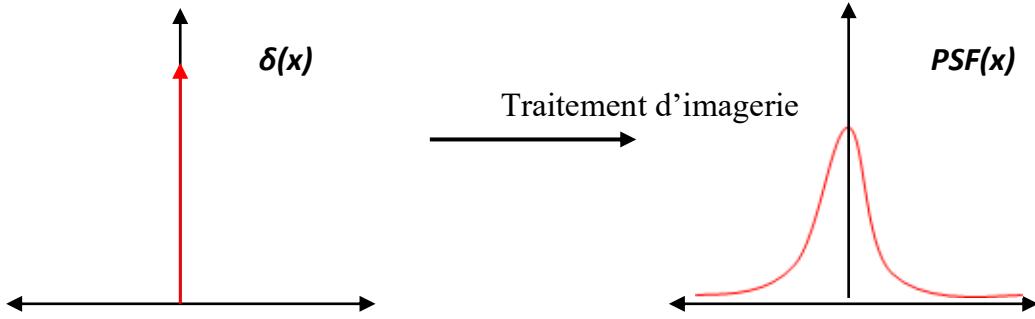


Figure 16 : Illustration d'un traitement d'imagerie (IM) agissant sur une fonction d'impulsion $\delta(x)$, produisant une $PSF(x)$. La $PSF(x)$ est une interprétation floue du point net en entrant

Un autre type d'entrant est la fonction en marche ou de rebord. Il s'avère plus facile de construire un fantôme possédant une telle géométrie. La fonction de réponse à un rebord $ERF(x)$ réfère à l'extrant du système d'imagerie lorsque l'entrant est une fonction de rebord $H(x)$:

$$ERF(x) = IM\{H(x)\} \quad (6)$$

La Figure 17 donne une représentation graphique de la fonction $H(x)$ en entrant (gauche) et la $ERF(x)$ correspondante (droite).

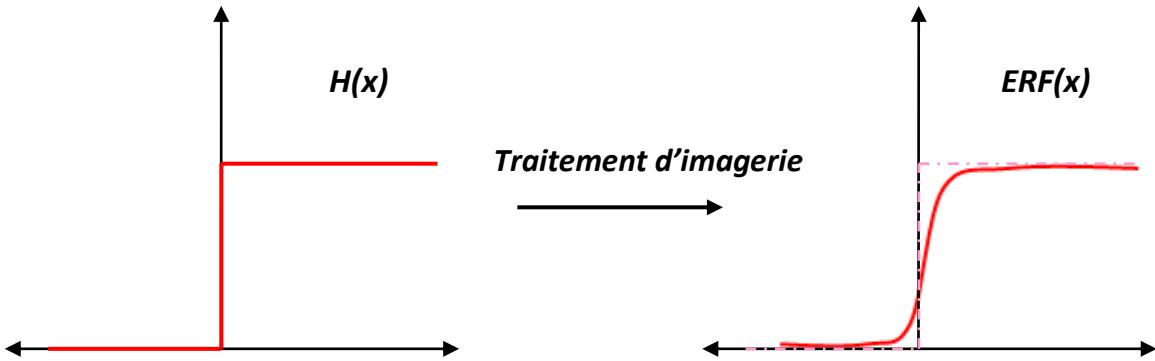


Figure 17 : Illustration de $H(x)$, la fonction de rebord, transformée par un traitement d'imagerie (IM) en un extrant $ERF(x)$, la fonction de réponse à un rebord

Le traitement d'imagerie rend flou les rebords de $\delta(x)$ dans la Figure 16 et de $H(x)$ dans la Figure 17. Si ce n'était de la dégradation de l'image, le résultat serait plus net.

Mathématiquement, la $PSF(x)$ est la dérivée de la $ERF(x)$, ce qui est illustré graphiquement dans la Figure 18. Par ailleurs, la $MTF(f)$ du système d'imagerie peut être calculée en prenant la transformée de Fourier de cette $PSF(x)$:

$$MTF(f) = TF\{PSF(x)\} \quad (7)$$

où TF est l'opérateur de la transformée de Fourier.

La Figure 18 présente graphiquement le processus complet permettant de déterminer la $MTF(f)$ d'un système d'imagerie. Elle résume les interrelations des concepts, ainsi que les fonctions les décrivant.

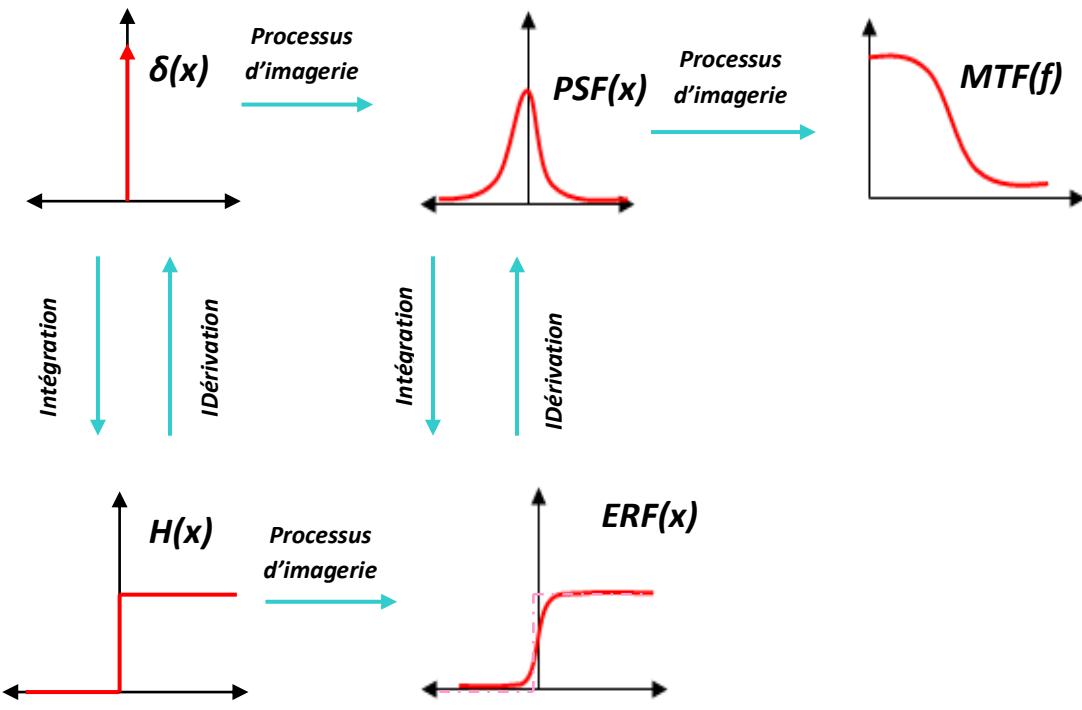


Figure 18 : Diagramme illustrant les relations entre le point $\delta(x)$, le rebord $H(x)$ et la $PSF(x)$ et la $ERF(x)$ observées, de même que la $MTF(f)$ obtenue par transformée de Fourier. Les croquis sont tous en coordonnées réelles (x), à l'exception de la $MTF(f)$, laquelle est représentée en fonction de la fréquence spatiale, f (en unités de paires de lignes par mm).

Dans un espace spatial échantillonné discrètement, telle qu'une image pixélisée, la fréquence d'échantillonnage dans le domaine réel (c.-à-d. Δx) détermine la résolution maximale qu'il soit possible d'atteindre dans le domaine spectral, f_{\max} (là où la courbe de la $MTF(f)$ atteint une valeur nulle).

Le théorème de Nyquist établit que pour mesurer précisément un profil de signal, la fréquence d'échantillonnage doit être fixée au moins au double de la fréquence maximale contenue dans le signal d'intérêt. Cela assure que toutes les caractéristiques d'une image ne soient pas manquées en échantillonnant trop faiblement. Par exemple, un petit point dans une image peut être observé uniquement si la taille des pixels est plus petite ou égale à la moitié de la largeur du point (c.-à-d. la limite de Nyquist). Similairement, le profil d'un rebord (la fonction $ERF(x)$, par exemple), doit être finement échantillonné avec une taille de pixel suffisamment petite pour reproduire sa véritable netteté et déterminer précisément son gradient.

En général, la résolution spatiale d'un système peut être dépendante de la position à l'intérieur d'une image 3D. Un système dont la $MTF(f)$ ne varie pas en fonction de la position dans une tranche et entre toutes les tranches est dit invariable au déplacement. Pour que ce soit vrai, la

$ERF(x)$ ne doit pas varier en fonction de la position du rebord à l'intérieur d'une image 3D. Dans ce cas idéal, tous les paramètres de l'image sont brouillés de façon identique.

Méthode

Dans ce laboratoire, vous :

- Mesurerez la MTF en utilisant la technique évaluant la réponse à un rebord
- Déterminerez si le système DeskCAT™ est invariable au déplacement
- Comparerez les courbes MTF sous différentes conditions d'imagerie

Matériel :

- Fantôme *Blank Silicone*
- Fantôme *Step Edge*
- Scanneur DeskCAT™
- 2 litres d'eau (préférablement distillée)
- Accès à MATLAB® ou python
- Logiciel d'analyse Lab4-Edge (code MATLAB® provenant de Modus Medical) ou python (code étudiant des années antérieures)



Estimation de la ERF(x) en mode radiographique

Pour 320 projections du fantôme *step edge* (assurez-vous que le plateau rotatif est correctement aligné), naviguez à travers les projections au moyen du bouton (Play):

Projection Viewer → option *Data* → cochez *Full Image*

Trouvez l'image de projection qui est la plus perpendiculaire au rebord (dans cette projection, le rebord paraîtra plus net que dans les vues voisines). Faites le profil de ligne (cette ligne doit être perpendiculaire au rebord et être distribuée également de chaque côté):

- au milieu de l'image
- à environ 1/3 du haut de l'image
- à environ 1/3 du bas de l'image

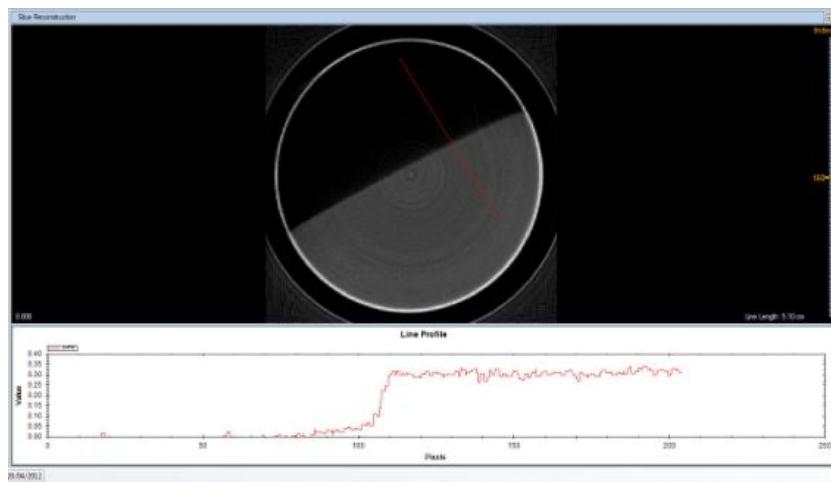
Enregistrez les données en faisant un clic droit sur la fenêtre de la ligne de profil et sélectionner *Export Data as CSV*.

Estimation de la ERF(x) en mode CT en faisceau conique

Dans la fenêtre *Slice Reconstruction*, refaites la même analyse pour les coupes axiales de la reconstruction avec une taille de voxels de 0.25 mm. Dessinez le profil de ligne de l'image:

- à la coupe centrale
- à 40 coupes au-dessus de la coupe centrale (10 mm)
(la ligne de profil doit être retracée pour mettre à jour le graphique)
- à 40 coupes en dessous de la coupe centrale (10 mm)

Refaites l'analyse pour toutes les combinaisons du tableau 1 suivant et exportez les résultats en fichier CSV.



Nombre de projections [-]	Taille de voxels [-]
320	0.25 - 0.5 - 2.0
160	0.25
40	0.25

Tableau 1 : Combinaisons du nombre de projections et de la taille des voxels à analyser

Estimation de la ERF(x) en mode CT en faisceau éventail

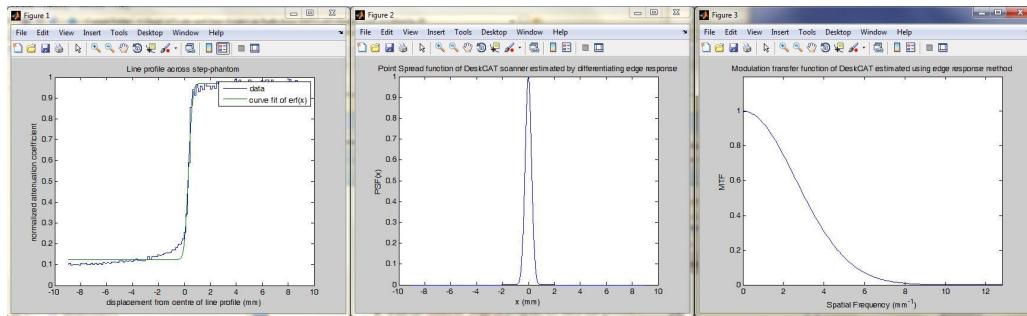
Refaites l'estimation de la ERF(x) du fantôme Step-edge pour 320 projections avec une taille de voxels de 0.25 avec l'éventail de 0.5, 1.0 et de 2 cm.

Analyse (hors du laboratoire)

Analyse de la ERF(x) avec MATLAB® (ou encore le code python des étudiants de l'an dernier)

(Le code MATLAB® permettant d'analyser les lignes de profil du fantôme *step edge* est fourni pour ce laboratoire)

1. Démarrer MATLAB®.
2. Ouvrir le fichier Analyze_Edge.m.
3. Il est préférable de lire le code MATLAB® pour comprendre de quelle manière les lignes de profil sont manipulées et analysées, afin de calculer et de tracer les courbes ERF(x), PSF(x) et MTF(f).
4. Lancer le programme Analyze_Edge.m.
5. Sélectionner le fichier CSV devant être analysé.
6. Sélectionner le type de profil : projection 2D ou image CT 3D
7. Pour un profil de projection 2D, entrer la valeur de la *Horizontal Light Size*.
8. Pour un profil d'image CT 3D, entrer la taille du voxel de la reconstruction.
9. Les graphiques de la ERF(x), de la PSF(x) et de la MTF(f) apparaîtront pour la ligne de profil sélectionnée.



10. Lancer le fichier Analyze_Edge.m pour chaque profil de ligne évalué
11. Une fois les données analysées, fusionner les graphiques produits pour chacun des profils en une seule image en se servant du fichier MergeAndPlot_Edges.m.
12. Inclure les graphiques de la ERF(x), de la PSF(x) et de la MTF(f) de chacun des profils dans votre rapport.

Analyse de la ERF(x) sans MATLAB®

Les étapes qui suivent permettent d'analyser les résultats au moyen d'un code maison ou d'un autre logiciel d'analyse.

13. Avant d'obtenir la MTF(f) des lignes de profil, les données doivent être adoucies, afin de réduire la présence de bruit.
14. Appliquer un algorithme appliquant une courbe de tendance permettant d'obtenir un graphique de la ERF(x).
15. Prendre la dérivée de la ERF(x) pour tracer le graphique de la PSF(x).
16. Appliquer une transformée de Fourier à la PSF(x) pour générer le graphique de la MTF(f).
17. Inclure les graphiques de la ERF(x), de la PSF(x) et de la MTF(f) de chacun des profils dans votre rapport.

Discussion / Questions additionnelles

- Décrire l'effet de la variation du nombre de projections sur la courbe MTF(f).
- Décrire l'effet de la variation de la résolution de reconstruction sur la courbe MTF(f).
- Est-ce que la MTF(f) du fantôme bar pattern (partie 4) correspond avec celle du fantôme step edge (partie 5) ?
 - Expliquer ce qui pourrait expliquer les différences entre les MTF(f).
- Selon vos résultats, le scanner DeskCAT™ est-il invariable au déplacement ?
- Un critère communément utilisé pour déterminer la limite supérieure de la résolution spatiale d'un système d'imagerie est d'identifier la fréquence spatiale à laquelle la MTF(f) chute à 10 %. En appliquant ce critère aux résultats de la partie 5, quelle est la fréquence spatiale la plus élevée du scanner DeskCAT™ ?
- Il a été mentionné dans le protocole que l'utilisation d'un fantôme possédant une géométrie du type $\delta(x)$ demande un objet de contraste très élevé. Pourquoi les marqueurs discrets utilisés au laboratoire d'introduction seraient-ils insuffisants ?
- Selon vos résultats, quelle approche permet d'obtenir la mesure la plus précise de la résolution spatiale maximale ?

- Est-ce que la géométrie, CBCT vs fan-Beam CT, produit une différence de performance (caractérisée via la MTF)?

Études approfondies

- Comparer la résolution spatiale d'un scanner CT clinique avec le scanner DeskCAT™ (Truc : chercher les spécifications de la MTF pour un scanner CT)

Établir un programme de contrôle de la qualité (discussion)

- Pour chaque métrique de qualité d'image évaluée, présenter les valeurs de référence dans un tableau et proposer des niveaux de tolérance.
- Mentionner également la fréquence à laquelle ces tests de CQ doivent être effectués (quotidien, mensuel, annuel).

American College of Radiology, 2017 Computed Tomography Quality Control Manual, 2017. url : https://www.acr.org/-/media/ACR/NOINDEX/QC-Manuals/CT_QCManual.pdf (consulté en février 2022).