



UNIVERSITÉ  
LAVAL

Faculté des sciences et de génie  
Département de physique,  
de génie physique et d'optique

---

## Caractérisation d'un scanner à tomodensitométrie dans le visible et études des effets des paramètres sur la résolution des images.

---

Réalisé par

Félix-Antoine Dupuis (536 768 287)

Francis Bernard (536 886 438)

Dans le cadre du cours

Travaux pratiques en physique médicale - *PHY-3004*

Travail présenté à

Luc Beaulieu

25 mars 2024

---

### Résumé

La tomodensitométrie est une technique d'imagerie médicale révolutionnaire qui permet de produire des images en 3 dimensions à l'aide de rayons X. Afin d'apprendre et développer cette technique d'imagerie sans risques d'exposition aux rayons X par un utilisateur, un appareil permettant des scans CT (computed tomography) dans le visible a été conçu : le *DeskCAT<sup>TM</sup>* [1]. L'objectif de cette expérience est de caractériser l'imageur tomographique *DeskCAT<sup>TM</sup>*. Pour ce faire, une caractérisation de la linéarité de la réponse du scanner par la mesure de coefficient d'atténuation sera effectuée, suivie d'une différenciation des géométries de faisceau pour l'acquisition de mesure. Cette caractérisation se poursuivra avec la mesure des rapports signal sur bruit et contraste sur bruit ainsi que la quantification de la résolution spatiale et des fonctions de transfert de modulation, de réponse à un rebord et d'étalement du point. Le graphique de la figure # (partie 1), présentant le coefficient d'atténuation en fonction de la concentration de colorant, montre la non-linéarité de la relation. Le graphique de la figure # (partie 2), qui présente l'atténuation en fonction de la largeur d'un diaphragme, permet de déterminer l'augmentation de la précision avec une diminution de la largeur. Les graphiques des figures # (partie 3a et 3b) de l'atténuation en fonction du temps d'exposition et du CNR présentent des relations inversement proportionnelles. Le graphique de la figure # (partie 4) présente la courbe de la MTF et met en évidence la diminution de la clarté des bandes lorsque la distance entre celles-ci diminuent. Grâce aux graphiques des figures # (partie 5), il est possible de déterminer une MTF en accord avec la théorie et qui varie selon les paramètres étudiés. La caractérisation du *DeskCAT<sup>TM</sup>* aura permis d'approfondir notre compréhension et de se familiariser avec la tomodensitométrie, une branche essentielle de la physique médicale.

## Table des matières

<b>1</b>	<b>Introduction</b>	<b>2</b>
<b>2</b>	<b>Théorie</b>	<b>2</b>
2.1	Historique . . . . .	2
2.2	Tomodensitométrie . . . . .	2
2.3	Fantôme . . . . .	3
2.4	Faisceau conique et faisceau en éventail . . . . .	3
2.5	Coefficient d'atténuation . . . . .	4
2.6	Ratio signal sur bruit (SNR) et Ratio contraste sur bruit (CNR) . . . . .	4
2.7	Résolution spatiale et fonction de transfert de modulation (MTF) . . . . .	5
2.8	Fonction d'impulsion (ERF) et fonction d'étalement du point (PSF) . . . . .	5
<b>3</b>	<b>Matériel et Méthodes</b>	<b>6</b>
3.1	Coefficient d'atténuation, linéarité et énergie . . . . .	6
3.2	Faisceau conique et faisceau en éventail . . . . .	7
3.3	Rapport signal sur bruit et rapport contraste sur bruit . . . . .	7
3.4	Résolution spatiale et MTF . . . . .	8
3.5	ERF, PSF et MTF . . . . .	8
<b>4</b>	<b>Plan de mesures</b>	<b>9</b>
<b>5</b>	<b>Références</b>	<b>13</b>

# 1 Introduction

Un des aspects fondamentaux de la physique médicale est l'imagerie médicale. Au début des années 70, le développement de la tomодensitométrie est venu révolutionner l'imagerie en trois dimensions. En utilisant des techniques d'imagerie par rayons X, le scan CT (computed tomography) consiste à prendre des images dans un plan 2D à plusieurs angles d'incidence et ensuite par le biais d'un ordinateur, de combiner ces images pour avoir un résultat en 3D [2]. L'objectif de cette expérience est de caractériser l'imageur tomographique *DeskCAT<sup>TM</sup>*. Pour ce faire, une caractérisation de la linéarité de la réponse du scanner par la mesure de coefficient d'atténuation sera effectuée, suivie d'une différenciation des géométries de faisceau pour l'acquisition de mesure. Cette caractérisation se poursuivra avec la mesure des rapports signal sur bruit et contraste sur bruit ainsi que la quantification de la résolution spatiale et des fonctions de transfert de modulation, de réponse à un rebord et d'étalement du point. D'abord une première section sur les éléments théoriques permettant la compréhension de cette expérience, suivi d'une seconde présentant le matériel et des méthodes expérimentales seront présentées. Enfin, un plan de mesures sera présenté.

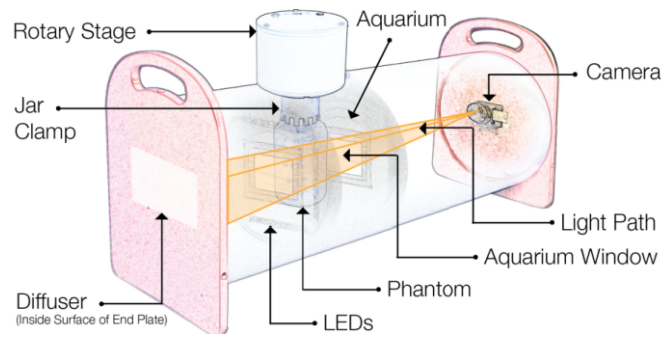
## 2 Théorie

### 2.1 Historique

Depuis les expérimentations de Roentgen en 1895 sur les rayons X [4], l'imagerie médicale à l'aide de ces rayons n'a cessé de s'améliorer. Aujourd'hui, ce type d'imagerie s'effectue de la façon suivante, d'abord des rayons X sont envoyés dans un plan déterminé sur un patient ou un quelconque objet à analyser. Les rayons X pénétrant dans le patient vont interagir majoritairement selon l'effet Compton avec les différentes matières qu'ils vont croiser. Ils vont ensuite sortir du patient et être détectés sous forme de sinogramme, où une reconstruction doit être effectuée afin d'obtenir une image de l'intérieur du patient [5].

### 2.2 Tomодensitométrie

La tomодensitométrie est une technique qui permet d'utiliser l'imagerie par rayons X et de produire des images en 3D. Le principe est de prendre une multitude de scan d'un plan 2D avec un angle d'incidence différent autour d'une région à analyser. Ensuite, le logiciel conjoint à l'appareil combine ces tranches d'images sur l'ordinateur afin de produire une modélisation 3D de la structure observée [6]. Cette technique de scan CT peut être réalisée à des fins pratiques avec de la lumière visible et non des rayons X. Il s'agit de l'application première du scanner optique *DeskCAT<sup>TM</sup>* dont le schéma est illustré sur la figure 1 ci-dessous. Cet appareil possède une source lumineuse d'un côté, un aquarium qui accueille le fantôme au centre ainsi qu'une caméra pour capter les images de l'autre côté. L'aquarium est d'ailleurs rempli d'eau afin que l'indice de réfraction du milieu soit près de celui du fantôme de silicone, ce qui évite les réflexions. L'appareil pos-

FIGURE 1 – Schéma de l'appareil *DeskCAT<sup>TM</sup>* [7].

sède aussi un rotationneur permettant de faire tourner le fantôme sur 360 degrés et ainsi capter des tranches d'images sous plusieurs angles afin de construire l'image 3D du fantôme. Un logiciel *DeskCAT<sup>TM</sup>* conjoint à l'appareil est également nécessaire pour faire fonctionner l'appareil [7].

### 2.3 Fantôme

Les fantômes pouvant être utilisés dans le scanner sont des bocaux contenant différentes substances. Il y a notamment des fantômes d'eau, d'air et de silicone, qui est pratique pour leur durabilité et leur stabilité à travers le temps [8]. Aussi, il y a des fantômes avec des marqueurs discrets. Ceux-ci sont fort utiles pour la calibration d'un appareil et peuvent donc aider à la calibration d'une dose et la planification d'un traitement chez un réel patient [11].

### 2.4 Faisceau conique et faisceau en éventail

Les faisceaux coniques et en éventail représentent deux approches distinctes, avec des différences au niveau de la qualité d'image et de l'efficacité de l'acquisition des données. La géométrie du faisceau conique, utilisée par le scanner *DeskCAT<sup>TM</sup>*, permet une capture rapide des projections nécessaires à la reconstruction 3D. Cette rapidité d'acquisition rend le processus plus efficace, particulièrement pour les applications nécessitant une haute résolution en trois dimensions. Toutefois, cette approche est plus susceptible à la diffusion des photons, ce qui peut introduire du bruit dans l'image et réduire la précision des mesures d'atténuation. La géométrie de faisceau en éventail implique un balayage linéaire du faisceau sur l'objet, avec acquisition des données par une série de détecteurs. Cette méthode permet de minimiser les effets de la diffusion des photons et améliorer la précision des mesures. Elle nécessite un temps d'acquisition plus long, ce qui peut être un inconvénient dans certains contextes cliniques [6, 10, 11]. Ces deux méthodes sont présentées sur la figure 2.

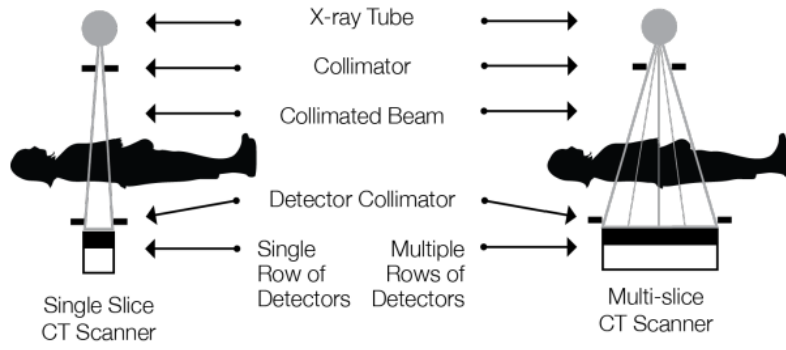


FIGURE 2 – Scanner CT à tranche unique et scanner CT à tranches multiples [10].

## 2.5 Coefficient d'atténuation

Le coefficient d'atténuation permet de quantifier la capacité d'un matériau à absorber ou atténuer un faisceau de photons. Il permet ainsi, dans le contexte de l'imagerie tomographique, de caractériser l'atténuation de l'intensité d'un faisceau lorsqu'il traverse un objet. L'équation suivante permet de déterminer ce coefficient :

$$\frac{N}{N_0} = e^{-\mu x}, \quad (2.1)$$

où  $N$  est l'intensité après avoir traversée l'objet,  $N_0$  est l'intensité incidente,  $x$  l'épaisseur et  $\mu$  le coefficient d'atténuation. Cette relation permet, entre autres, de distinguer les différentes structures basées sur leurs coefficients d'atténuation respectifs [10].

## 2.6 Ratio signal sur bruit (SNR) et Ratio contraste sur bruit (CNR)

Le ratio signal sur bruit (SNR) est une mesure de la qualité d'une image, déterminant la quantité de signal par rapport au bruit de fond. Dans le contexte de l'imagerie tomographique, le SNR est défini comme le rapport entre le signal moyen, qui est représenté par le coefficient d'atténuation moyen dans une région d'intérêt, et l'écart type du bruit. L'équation du SNR est la suivante :

$$SNR = \frac{S}{\sigma} \propto \frac{N}{\sqrt{N}}, \quad (2.2)$$

avec  $S$  le signal moyen et  $\sigma$  l'écart-type du bruit. Un SNR élevé indique que le signal domine le bruit, résultant en une meilleure image avec des détails plus définis.

Le ratio contraste sur bruit (CNR) est une mesure qui quantifie la capacité à distinguer un objet du fond sur une image. Il permet d'établir la limite entre la mesure de structures de faible contraste et la précision

de l'appareil. L'équation du CNR est la suivante :

$$CNR = \frac{\mu_0 - \mu_B}{\sigma_B} = \frac{\Delta\mu}{\sigma_B}, \quad (2.3)$$

où  $\Delta\mu$  est la différence entre les coefficients d'atténuation de l'objet et du fond, et  $\sigma_B$  est la déviation standard du bruit de fond. Un CNR élevé signifie que l'objet peut être distingué facilement du fond [10].

## 2.7 Résolution spatiale et fonction de transfert de modulation (MTF)

La résolution spatiale permet de quantifier la finesse des détails qu'un système d'imagerie peut distinguer. Une excellente résolution spatiale permet d'identifier des structures fines et des objets de petite taille au sein d'une image. Une première méthode permettant de mesurer cette résolution est de déterminer la plus petite distance entre deux points ou lignes distinctes que l'appareil peut différencier. Un objet avec des motifs rapprochés est ainsi placé dans le scanner, et la modélisation de la modulation relative en fonction de la fréquence spatiale est effectué avec la fonction de transfert de modulation.

$$\text{Modulation}(f) = \frac{\text{Luminosité max} - \text{Luminosité min}}{\text{Luminosité max} + \text{Luminosité min}} \quad (2.4)$$

$$MTF(f) = \frac{\text{Modulation}(f)}{\text{Modulation}(0)} \quad (2.5)$$

Cette méthode fournit une mesure quantitative de la capacité du système d'imagerie à préserver le contraste des détails à différentes fréquences spatiales [10].

## 2.8 Fonction d'impulsion (ERF) et fonction d'étalement du point (PSF)

La PSF caractérise la réponse du système à un point précis très petit. Elle indique comment la lumière de ce point est distribuée dans l'image, fournissant ainsi des informations sur le flou introduit par le système. L'équation suivante décrit ce paramètre :

$$PSF(x) = IM\{\delta(x)\}, \quad (2.6)$$

avec  $\delta(x)$ , une fonction d'impulsion en intrant, et  $IM$ , le traitement d'image du système. Une PSF étroite indique une bonne résolution spatiale.

Il est possible d'associer une deuxième méthode de détermination de la résolution spatiale à cette

fonction, par l'intermédiaire de la relation suivante :

$$MTF(f) = TF\{PSF(x)\}, \quad (2.7)$$

où  $TF$  est la transformé de Fourier.

La ERF analyse comment le système répond à un changement rapide de luminosité, par exemple dû à un rebord, ce qui permet d'évaluer la netteté des bords dans l'image. L'équation de cette fonction est la suivante :

$$ERF(x) = IM(H(x)), \quad (2.8)$$

où  $IM$  est encore une fois le traitement d'image et  $H(x)$  est une fonction intrante de rebord [10].

### 3 Matériel et Méthodes

Les différentes expériences sont réalisées avec un scanner *DeskCAT<sup>TM</sup>*, produit par Modus Medical Devices Inc. L'aquarium du scanner doit d'abord être rempli d'eau jusqu'à ce que celle-ci recouvre complètement la vitre. Avant chaque expérience, une autocalibration est effectuée sans fantôme.

#### 3.1 Coefficient d'atténuation, linéarité et énergie

Pour cette partie, l'appareil est utilisé avec la lumière verte du scanner. Le shutter speed de la caméra et la calibration géométrique sont donc ajustés en fonction de la longueur d'onde de la lumière verte. Tous les scans dans cette section sont faits avec 320 projections et une résolution de 0,5 mm.

D'abord, un bocal rempli d'eau distillée est utilisé comme fantôme. Un scan de référence est effectué, suivi d'une première acquisition de données. Les données à récupérer sont le coefficient d'atténuation  $\mu$  avec sa déviation standard  $\sigma$ . Ces mesures sont effectuées en 2D ainsi qu'en 3D. En 2D, ceci est réalisé en prenant la mesure de  $\ln(I_0/I)$  d'une projection. Selon l'équation 2.1 le coefficient  $\mu$  correspond à  $\frac{\ln(I_0/I)}{x}$ , où  $x$  est la largeur du fantôme. En 3D, une région d'intérêt (ROI) est définie dans la fenêtre 3D *Viewer* afin de mesurer  $\mu$  et  $\sigma$ .

Une solution opaque (eau avec colorant) est préparée. Graduellement, un volume de cette solution allant de 1 à 15 ml est ajouté au bocal d'eau distillée. À chaque reprise, un scan est pris afin de mesurer à nouveau le coefficient d'atténuation en 2D et 3D. Ainsi la relation de  $\mu$  en fonction de l'opacité de l'eau peut être déterminée.

### 3.2 Faisceau conique et faisceau en éventail

Dans cette partie, tous les scans se font avec 400 projections et une résolution de 0,5 mm. Afin de simuler un faisceau en éventail, des diaphragmes d'ouverture de 0,5 cm, 1,0 cm et 1,5 cm sont placés tour à tour devant la caméra. Avant la pose du premier diaphragme, un scan de référence est effectué avec le fantôme *Blank Silicon*. Ceci devra être fait aussi à chaque changement de diaphragme.

Un scan du fantôme *Finger* est effectué. Pour chaque doigt du fantôme, le coefficient d'atténuation et sa déviation standard sont mesurés en définissant une ROI et l'outil *Circle Tool*. Le premier diaphragme est placé devant la fenêtre de l'aquarium du côté du faisceau de lumière. Après le scan de référence, un scan d'acquisition de données est effectuée afin de mesurer les mêmes paramètres pour chaque doigt tel qu'effectué sans diaphragme. Les mesures sont refaites pour les deux autres diaphragmes.

### 3.3 Rapport signal sur bruit et rapport contraste sur bruit

#### SNR

En utilisant des images 2D, la dépendance du SNR en fonction du temps d'exposition est déterminée. Pour ce faire, le coefficient d'atténuation et sa déviation standard d'un fantôme homogène sont mesurés pour plusieurs valeurs de shutter speed.

#### CNR

Dans cette partie, le scanner est utilisé avec de la lumière verte et le shutter speed est ajusté afin d'avoir une luminosité correspondant à 50 % de la luminosité maximale. Avec ce nouveau paramètre, une autocalibration est effectuée. Tous les scans sont faits avec 400 projections et une résolution de 0,5 mm. Avant chaque scan de données, un scan de référence est effectué avec le fantôme *Blank Silicon*.

Des scans de données sont pris avec le fantôme *cone-shaped-finger* avec de l'imagerie en 3D. D'abord, les coefficients d'atténuation  $\mu_0$  du cône le plus atténué et du cône le moins atténué sont mesurés avec une ROI. La ROI est ensuite placée au centre du fantôme où il y est mesuré le coefficient d'atténuation  $\mu_B$  de cette région ainsi que la déviation standard  $\sigma_B$ . Avec ces données, le CNR est calculé pour les deux cônes.

Du bruit artificiel est ajouté aux données des projections en utilisant la fonction *Random Noise* dans l'onglet *Artifacts* de l'option *Data*. Les CNR sont recalculés pour des niveaux de bruits de 1, 2, 3, 6, 10 et 20 %. La relation du CNR en fonction du bruit est déterminée.

Le bruit est enlevé et un calcul de CNR est effectué avec l'ajout d'un diaphragme de 1,0 cm placé devant la fenêtre de l'aquarium.

Pour chaque prise de données, la hauteur des cônes est mesurée via le nombre de projections de la base du cône jusqu'à la pointe visible de celui-ci. Une courbe de CNR en fonction de la hauteur des cônes est tracée (contraste/détail).



### 3.4 Résolution spatiale et MTF

Dans cette partie, des courbes de la MTF en fonction de la fréquence spatiale sont tracées. Les scans de données sont faits avec le fantôme *Bar Pattern* qui possède des barres espacées selon plusieurs fréquences spatiales différentes. Afin d'obtenir la MTF pour une fréquence, il faut utiliser les équations 2.4 et 2.5 et ainsi mesurer les luminosités maximale et minimale, soit l'écart entre les barres de la fréquence et le milieu transparent. En 2D, les valeurs de luminosités max et min sont obtenues en utilisant l'outil *Line Profile* sur une projection. En 3D, le même outil est utilisé pour mesurer les pics sur l'option d'affichage *Multiplanar Reformating*.

Les courbes  $MTF(f)$  sont tracés pour quelques paramètres différents. D'abord en 320 projections, des acquisitions de données sont faites en 2D et 3D pour des voxels de 0,25 mm puis uniquement en 3D pour des voxels de 0,5 mm et 2,0 mm. Toujours en 320 projections, un scan est effectué avec des voxels de 0,25 mm en retirant le filtre de rétroprojection. Ensuite, le filtre *Ramlack* est ajouté puis deux reconstructions à 40 et 160 projections sont faites pour des voxels de 0,25 mm. Finalement, des courbes sont tracées avec les paramètres standards de 320 projections et 0,25 mm avec l'ajout de diaphragmes de 0,5 et 2 cm.

### 3.5 ERF, PSF et MTF

Dans cette partie, des courbes de  $MTF(f)$  sont aussi obtenues, mais par un traitement différent. Le fantôme *Step Edge* est utilisé afin de recueillir des graphiques de  $ERF(x)$ . Avec ces graphiques il est possible d'obtenir une courbe  $MTF(f)$  en prenant la transformée de Fourier de la dérivée ( $PSF(x)$ ) de  $ERF(x)$ .

Le scanner est d'abord calibré avec le fantôme *Blank Silicone*. Un scan du fantôme *Step Edge* est effectué en 320 projections avec une taille de voxels de 0,25 mm. Pour l'analyse en 2D, une projection dont l'image est la plus perpendiculaire au rebord est sélectionnée. Avec l'outil *Line Profile*, une courbe de  $ERF(x)$  est acquise en plaçant une ligne droite perpendiculaire aux rebords et d'égales distributions autour de la séparation. Les données sont prises à trois endroits soit au milieu de l'image, à environ 1/3 du haut de l'image et à environ 1/3 du bas de l'image.

Pour ce qui est des reconstructions 3D, le profil de ligne est utilisé dans la fenêtre *Slice Reconstruction*. Pour chaque combinaison de paramètre, une courbe  $ERF(x)$  est mesurée via le profil de ligne à la coupe centrale, à 40 coupes au-dessus de la coupe centrale ainsi qu'à 40 coupes en dessous de la coupe centrale. Les combinaisons de paramètres sont 320 projections avec des tailles de voxels de 0,25, 0,5 et 2,0 mm, 160 projections à 0,25 mm et 40 projections à 0,25 mm.

De plus, la courbe de  $ERF(x)$  du fantôme *Step Edge* est mesuré de la même façon pour 320 projections avec une taille de voxels de 0.25 avec l'ajout de diaphragme de 0,5, 1,0 et 2 cm.

## 4 Plan de mesures

Tout d'abord, la première partie de ce laboratoire cherche à déterminer la linéarité du scanner *DeskCAT<sup>TM</sup>*. Pour ce faire, une relation entre le coefficient d'atténuation de la lumière verte dans l'eau en fonction de l'opacité de l'eau est obtenue. Le coefficient d'atténuation est mesuré par imagerie 2D et 3D. L'incertitude de ce coefficient est donnée par la déviation standard  $\sigma$  de sa valeur moyenne  $\mu$ . Pour le 2D, il faut aussi rajouter l'incertitude de la mesure du diamètre du fantôme  $x$ , car  $\mu = \frac{\ln(I_0/I)}{x}$ . Les mesures de  $\mu$  et  $\sigma$  en 2D et 3D pour différentes opacités de l'eau sont compilées dans le tableau 1.

TABLEAU 1 – Coefficients d'atténuation  $\mu$  avec leurs déviations standards  $\sigma$  mesurés en fonction de l'opacité d'un récipient d'eau et de colorant par des techniques d'imagerie 2D et 3D.

Volume de solution opaque ajouté [ml]	$\mu$ 2D	$\sigma$ 2D	$\mu$ 3D	$\sigma$ 3D
0				
1				
2				
3				
5				
7				
9				
11				
13				
15				

Ensuite, la technique d'imagerie par faisceau en éventail est évaluée. Pour ce faire, des diaphragmes seront utilisés dans le scanner lors d'acquisitions de données pour le fantôme *Finger*. Le  $\mu$  et  $\sigma$  de chaque doigt sont mesurés pour chaque largeur d'ouverture des différents diaphragmes avec l'imagerie en 3D. Les mesures sont compilées dans le tableau 2.

TABLEAU 2 – Coefficients d'atténuation  $\mu$  avec leurs déviations standards  $\sigma$  mesurés pour chaque doigt du fantôme *Finger* en fonction de la largeur du diaphragme.

Largeur du diaphragme [cm]	doigt 1		doigt 2		doigt 3		doigt 4	
-	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$	$\mu$	$\sigma$
Sans diaphragme								
0,5								
1,0								
1,5								

Par la suite, la dépendance du SNR en fonction du temps d'exposition est analysée. La fonction shutter speed de la caméra permet de modifier la taille de l'obstruction de la lumière et donc du nombre de photon dans le scanner. Ainsi, le  $\mu$  et  $\sigma$  d'un fantôme homogène pour différentes quantités de photons détectés sont mesurés par imagerie 2D avec une variation du shutter speed. Les résultats sont compilés dans le tableau 3.

TABLEAU 3 – Coefficients d'atténuation  $\mu$  avec leurs déviations standards  $\sigma$  mesurés dans un fantôme homogène en fonction du temps d'exposition.

Temps d'exposition [ms]	$\mu$	$\sigma$

Maintenant, la relation du CNR en fonction du niveau de bruit est évaluée. Le CNR de deux cônes présents dans le fantôme *cone-shaped-finger* est calculé avec 3 données qui sont mesurées par imagerie 3D. Ces données sont les  $\mu_0$  des cônes, puis le  $\mu_B$  et  $\sigma_B$  de la région entre les cônes. Avec ces mesures, le CNR peut-être calculé grâce à l'équation 2.3. Un bruit artificiel est ajouté et des mesures sont effectuées à chaque variation de bruit. Ces mesures sont compilées dans le tableau 4.

TABLEAU 4 – Coefficients d'atténuation  $\mu_0$  de deux cônes, coefficients d'atténuation  $\mu_B$  avec leurs déviations standards  $\sigma_B$  hors des cônes et hauteurs des cônes en fonction du niveau de bruit afin d'obtenir le CNR en fonction du bruit et une courbe contraste/détail.

Niveau de bruit	Cône moins atténué					Cône plus atténué				
-	$\mu_0$	$\mu_B$	$\sigma_B$	CNR	Hauteur	$\mu_0$	$\mu_B$	$\sigma_B$	CNR	Hauteur
0										
1										
2										
3										
6										
10										
20										
0 (diaphragme de 1,0 cm)										

Ensuite, la résolution spatiale sera analysée avec des fonctions de transfert de modulation  $MTF(f)$ . Afin d'obtenir des courbes de  $MTF(f)$ , il faut calculer des modulations pour différentes fréquences spatiales. Ceci est effectué à l'aide du fantôme *Bar Pattern*. Pour chacune des franges qui ont chacune leur fréquence spatiale, l'intensité maximale (pics) et l'intensité minimale (espace entre les pics) seront mesurées avec des profils de ligne en 2D et en 3D. Les valeurs de ces intensités seront en fait la moyenne de l'intensité de chaque pics et la moyenne des espaces creux. Les incertitudes associées à ces mesures seront les déviations standards des mesures. Des courbes de  $MTF(f)$  sont tracées pour plusieurs combinaisons de paramètres et à chaque fois les données sont recueillies dans un tableau ayant la forme du tableau 5.

TABLEAU 5 – Luminosités maximales et minimales, puis modulation des patrons du fantômes *Bar Pattern* pour chaque fréquence spatiale avec les paramètres de 320 projections et une taille de voxels de 0,25 mm.

Fréquence spatiale [1p/mm]	Luminosité maximale	Luminosité minimale	Modulation
0,5			
0,67			
1,0			
1,33			
2,0			
4,0			

Finalement, des données correspondantes à une courbe de  $ERF(x)$  pour le fantôme *Step Edge* seront recueillies pour les combinaisons de paramètres suivantes :

TABLEAU 6 – Paramètres variables pour chaque acquisition de courbes  $ERF(x)$

Type	Nombre de projections	Taille des voxels [mm]
2D	320	0,25
3D	320	0,25, 0,5 et 2,0
3D	160	0,25
3D	40	0,25
3D + Diaphragme 0,5 cm	320	0,25
3D + Diaphragme 1,0 cm	320	0,25
3D + Diaphragme 2,0 cm	320	0,25

Chaque graphique sera traité numériquement afin d'en retirer une courbe de  $MTF(f)$ .

## 5 Références

1. Battista J, Miller J, Taylor R, Jordan K, MacDonald I. WE-G-BRC-02 : A Portable Optical CT Scanner for Interactive Teaching of Imaging Principles. Medical Physics. 2011 ;38(6Part33) :3829-3829.
2. Pan X, Siewerdsen J, La Riviere PJ, Kalender WA. Anniversary Paper : Development of X-ray computed tomography : The role of Medical Physics and AAPM from the 1970s to present. Medical Physics. 2008 ;35(8) :3728-39.
3. Beaulieu L. Introduction : Caractérisation d'un imageur tomographique. 2012.
4. Glasser O. Wilhelm Conrad Röntgen and the Early History of the Roentgen Rays. Norman Publishing; 1993. 524 p.
5. Bushberg JT, Boone JM. The Essential Physics of Medical Imaging. Lippincott Williams & Wilkins; 2011. 1049 p.
6. Hsieh J. Computed Tomography : Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances. SPIE Press; 2003. 406 p.
7. Modus Medical Devices Inc. DeskCAT Optical CT Scanner, User's Guide Version 4. 2018.
8. Pacioni A, Carbone M, Freschi C, Viglialoro R, Ferrari V, Ferrari M. Patient-specific ultrasound liver phantom : materials and fabrication method. Int J CARS. 1 juill 2015 ;10(7) :1065-75.
9. Jelvehgaran P, Alderliesten T, Weda JJA, de Bruin M, Faber DJ, Hulshof MCCM, et al. Visibility of fiducial markers used for image-guided radiation therapy on optical coherence tomography for registration with CT : An esophageal phantom study. Medical Physics. 2017 ;44(12) :6570-82.
10. Modus Medical Devices Inc, Beaulieu L. Performances d'un appareil tomographique. 2020.
11. Lechuga L, Weidlich GA. Cone Beam CT vs. Fan Beam CT : A Comparison of Image Quality and Dose Delivered Between Two Differing CT Imaging Modalities. Cureus [Internet]. 12 sept 2016 [cité 17 mars 2024]; Disponible sur : <http://www.cureus.com/articles/4848-cone-beam-ct-vs-fan-beam-ct-a-comparison-of-image-quality-and-dose-delivered-between-two-differing-ct-imaging-modalities>